

관성측정장치를 이용한 보행거리 측정 시스템 개발

Development of Gait Distance Measurement System Based on Inertial Measurement Units

이기혁*, 강신일, 조재성, 임도형, 이종실, 김인영

K. H. Lee, S. I. Kang, J. S. Cho, D. H. Lim, J. S. Lee, I. Y. Kim

요 약

본 논문은 자체 개발한 관성측정장치의 가속도, 각속도, 지자기계 데이터를 이용하여 보행거리를 측정하는 시스템 개발에 관한 것이다. 관성센서들의 오프셋 및 이득 오차를 최소화하기 위하여 9축의 자유도를 갖는 지그를 제작하였으며, 이를 이용하여 캘리브레이션을 수행하였다. 보행거리의 정확한 측정을 위하여, 기울기 하강법을 이용하여 가속도계의 중력성분 제거 및 보행패턴 분석을 통한 드리프트 성분을 제거하였다. 최종적으로 보정된 가속도 데이터의 이중적분을 통하여 보행거리를 측정하였다. 시스템의 성능 평가를 위하여, 실내 직선 10m 직선 보행에 대하여 캘리브레이션 전, 후 오차 개선 비율을 비교하였으며, 간단한 보행에 대해 Vicon과의 비교 실험을 수행하였다. 직선 보행에 대해서는 x, y, z축 각각에 대하여 $31.4\pm 14.38\%$ (mean \pm S.D.), $78.64\pm 10.84\%$ 및 $69.71\pm 26.25\%$ 개선이 되었음을 확인하였으며, Vicon과의 비교 실험 결과 x, y, z축 각각에 대하여 0.1m, 0.16m, 0.12m의 오차를 얻을 수 있었다.

ABSTRACT

In this paper, we present an inertial sensor-based gait distance measurement system using accelerometer, gyroscope, and magnetometer. To minimize offset and gain error of inertial sensors, we performed the calibration using the self-made calibration jig with 9 degrees of freedom. For measuring accurate gait distance, we used gradient descent algorithm to remove gravity error and used analysis of gait pattern to remove drift error. Finally, we measured a gait distance by double-integration of the error-removed acceleration data. To evaluate the performance of our system, we walked 10m in a straight line indoors to observe the improvement of removing error which compared un-calibrated to calibrated data. Also, the gait distance measured by the system was compared to the measurement of the Vicon motion capture system. The evaluation resulted in the improvement of $31.40\pm 14.38\%$ (mean \pm S.D.), $78.64\pm 10.84\%$ and $69.71\pm 26.25\%$ for x, y and z axis, respectively when walked in a straight line, and a root mean square error of 0.10m, 0.16m, and 0.12m for x, y and z axis, respectively when compared to the Vicon motion capture system.

Keyword : Inertial Measurement Units, Gait distance, Double-integration, Accelerometer

접 수 일 : 2015.05.01

심사완료일 : 2015.05.21

게재확정일 : 2015.05.22

* 이기혁 : 한양대학교 생체의공학과 석사과정

khlee0114@bme.hanyang.ac.kr (주저자)

강신일 : 한양대학교 생체의공학과 박사과정

shinil@bme.hanyang.ac.kr (공동저자)

조재성 : 한양대학교 의용생체공학과 박사과정

jaesung@bme.hanyang.ac.kr (공동저자)

임도형 : 세종대학교 기계공학과 조교수

dli349@sejong.ac.kr (공동저자)

이종실 : 한양대학교 의공학연구소 연구교수

netlee@hanyang.ac.kr (교신저자)

김인영 : 한양대학교 의공학교실 교수

iykim@hanyang.ac.kr (공동저자)

※ 이 논문은 2012년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임 (No.2012R1A1A2044174).

1. 서론

보행 거리 측정은 최근 많은 연구가 진행되고 있는데, 이는 주로 두 가지 목적으로 사용된다. 첫 번째는 보행 시 소모되는 운동량을 추정하는 것이다 [1]. 두 번째는 보행자의 위치를 파악하는 개인용 항법장치로의 기능으로써 사용되는 것인데, 보편적으로는 실외에서 GPS(Global Positioning System)을 이용하여 보행자의 위치를 파악할 수 있다. 하지만 실내에서는 정확한 보행자의 위치 파악이 어렵다는 단점을 가지고 있다[2].

이러한 단점을 보완하기 위하여 실내에서 보행 거리뿐만 아니라 보행에 대한 전반적인 분석을 할 수 있는 시스템들이 연구되고 있는데, 이는 광학식(Optical), 기계식(Mechanical), 전자식(Electrical) 등의 여러 가지 움직임 측정 시스템에 의해 정량적인 측정이 가능하다. 전통적인 보행 분석 방법으로는 보행자에게 마커를 부착하고 적외선 카메라를 이용하여 광학적으로 마커의 위치를 추적하여 보행을 분석할 수 있는 광학식 움직임 측정 시스템(Optical motion tracking system)이 있으며, 보편적으로 사용되고 있다. 그러나 광학식 카메라 시스템을 이용하게 되면 가격이 비싸고, 전문가에 의한 카메라 세팅이 필요로 하며, 카메라의 촬영 범위 안에서만 움직여야 하기 때문에 공간적 제한을 받는다. 그 밖의 각 측정기(Goniometer)를 이용한 보행 분석, 압력 센서(Pressure sensor)를 이용한 보행 분석 등 다른 여러 가지 시스템들도 부정확성 및 공간적 제한, 센서의 불안정 등의 단점을 가지고 있다[3].

이러한 단점을 보완하기 위하여 최근 연구에서는 관성측정장치(IMUs: Inertial Measurement Units)를 이용한 보행 분석 연구들이 진행되어 있다[4-6]. 관성측정장치는 자이로스코프(Gyroscope), 가속도계(Accelerometer) 및 지자기계(Magnetometer)로 구성되어 있다. 자이로스코프는 각속도, 가속도계는 가속도를 측정하는 센서로, 3축에 대한 움직임 정보를 제공해주며 또한 지구의 중력가속도(Gravity)도 측정 가능하여 센서가 X-Z축으로, 또는 Y-Z축으로 얼마나 기울어져 있는지를 알 수 있다. 마지막으로 지자기계는 방위각에 대한 정보를 제공해 주며, 이로 인해 센서가 X-Y축으로 가지고 있는 방향 정보를 알 수 있다. 관성측정장치는 이러한 세 가지 센서를 이용하여 움직임에 대한 정량적인 분석을 할 수 있으며, 다른 움직임 측정 시스템들과는 다르게 적은 비용과 작은 사이즈 및 공간적 제한도 없다는 장점을 가지고 있다.

본 논문에서는 관성측정장치로 가속도, 각속도 및 지자기계 데이터를 이용하여 정확한 보행 거리를 측정할 수 있는 시스템을 구현하였다. 자체 개발한 IMU 모듈을 이용하였으며, 오프셋 및 이득 오차를 최소화하기 위하여 자동 캘리브레이션(Calibration) 장비를 개발 하였으며, 이를 이용하여 캘리브레이션을 수행하였다. 그리고 보행거리의 정확도를 높이기 위하여 중력가속도 성분을 제거 및 보행 패턴 분석을 통하여 드리프트 현상을 제거하였다. 이러한 과정을 거친 가속도 데이터를 이중적분을 취함으로써 최종적인 보행거리를 측정하였다. 그리고 제안한 시스템의 신뢰성을 확인하기 위하여 상용화된 광학식 움직임 측정 시스템인 Vicon과의 비교를 통하여 정확도를 평가하였다[7].

2. 관성측정장치

2.1 관성측정장치 모듈 제작

본 연구에는 발등에 부착하여 보행 시 발등의 가속도, 회전 변화, 방향을 가속도계 및 자이로스코프를 이용, 측정할 수 있는 관성 측정 센서 기반 모듈을 설계 및 제작하였다.

그림 1은 제작한 IMU 모듈의 외관도 및 3축 방향을 보여주고 있다. IMU 모듈은 가속도계 및 자이로스코프를 내장하고 있는 관성 측정 센서, 신호 획득 및 처리를 위한 마이크로 컨트롤러, 무선 통신을 위한 블루투스 모듈 등으로 구성되어 있다.

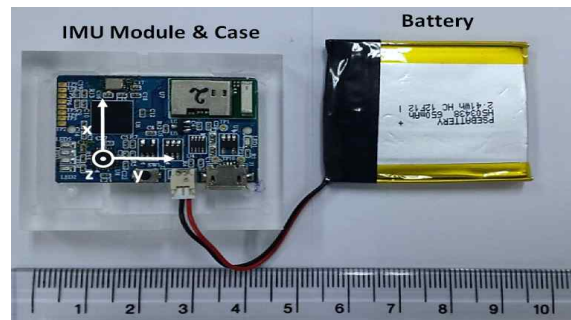


그림 1. 제작한 IMU 모듈의 외관도 및 3축 방향

본 모듈은 효율적인 소모 전력 관리를 위하여 저 전력 마이크로 컨트롤러(MSP430F5338, TI, USA)를 사용하였으며, 배터리는 장시간 데이터 측정을 위하여 충전 가능한 리튬폴리머 배터리(650mAh, 3.7V, DTP, China)를 사용하였다.

본 모듈에서 쓰이는 센서는 3축 자이로스코프(범위: ± 1000 deg/s), 3축 가속도계(범위: $\pm 8g$), 3축

지자기계(범위: ± 12 Gauss)가 내장된 9축 자유도 관성 측정 센서(MPU-9150, InvenSense, USA)를 이용하였으며, 그림 2에서 보여주는 바와 같이 관성 측정 센서와 마이크로컨트롤러 사이의 통신은 SPI를 이용하였으며, 샘플링레이트는 100Hz로 하였다. 관성센서 데이터는 블루투스 모듈(PAN-1321i, Panasonic, Japan)을 통해 무선으로 PC로 전송하도록 하였다. PC로의 전송 프로토콜은 헤더(Header)를 포함하여 28바이트로 이루어진다.

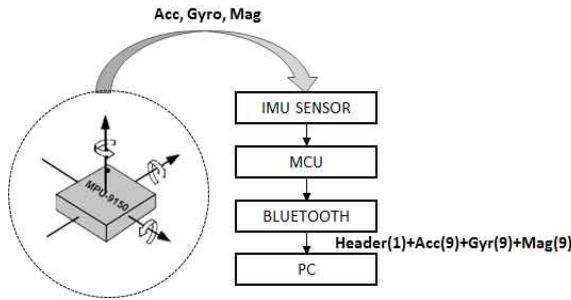


그림 2. IMU모듈 신호 전송 프로토콜

2.2 관성센서 캘리브레이션

소형화된 MEMS 관성센서는 기본적으로 오프셋 및 이득 오차를 가지고 있다. 이들을 최소화하기 위하여 원래의 오차를 포함하는 데이터 값(Un-calibrated data; u)에서 캘리브레이션을 통한 이득 보상 값(Gain; K)을 곱해주고, 오프셋 오차 값(b)을 빼줌으로써 오차를 최소화하는 센서 데이터(Calibrated data; c)를 얻을 수 있으며, 이들 각 변수들은 식 (1), (2), (3)과 같으며, 최종적인 캘리브레이션 수식은 식 (4)와 같다.

$$u = [u_x \ u_y \ u_z]^T \tag{1}$$

$$K = \begin{bmatrix} k_x & 0 & 0 \\ 0 & k_y & 0 \\ 0 & 0 & k_z \end{bmatrix} \tag{2}$$

$$b = [b_x \ b_y \ b_z]^T \tag{3}$$

$$c = Ku - b \tag{4}$$

오프셋 및 이득 오차를 최소화하기 위하여 자동 캘리브레이션 장비(Auto-Calibration Jig)를 제작하였으며, 상기 방법을 이용하여 캘리브레이션을 수행하였다.

그림 3은 제작한 자동 캘리브레이션 장비의 외관도와 각 축의 회전방향을 보여주고 있다. 이는 Pan과 Roll을 360도로 회전시키는 서보 모터(HS-785HB, Hitec, USA)와 Tilt를 180도 회전시키는 서보 모터(HS-645MG)로 구성되어 있어 9축의 자유도를 가지고 있다. 또한 서보 모터를 PC에서 컨트롤하기 위하여 서보 컨트롤러(Mini Maestro, Pololu, USA)를 구성하였다.

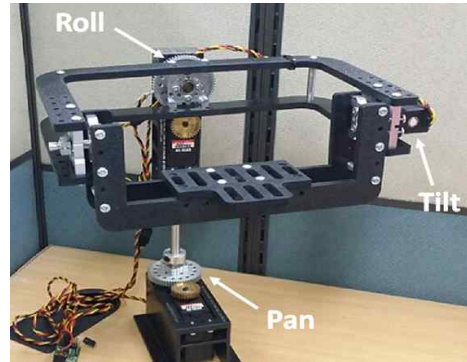


그림 3. 제작한 자동 캘리브레이션 장비

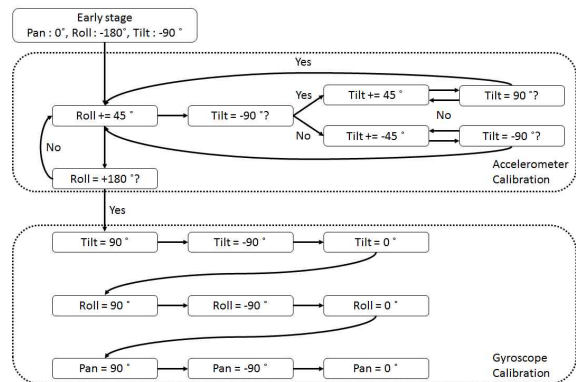


그림 4. 자동 캘리브레이션 장비 구동 프로토콜

그림 4는 자동 캘리브레이션 장비의 구동 프로토콜을 보여준다. 우선적으로 가속도계의 신호 오차를 최소화하기 위하여 각 정적 위치마다의 중력 가속도 m 과 각 축마다의 측정된 원래 신호 u_i 를 비교하여 오차를 최소화하는 K 와 b 를 구한다. 이를 식으로 표기하면 식 (5)와 같다.

$$\min_{b, K \in R} \left[\sum_i (m - \|Ku_i - b\|)^2 \right], i = x, y, z \tag{5}$$

또한 자이로스코프의 오차를 최소화하기 위하여 각 동적 회전마다의 움직임에서의 각 샘플 t 의 각 축에서 각속도 값 $u_{a,t}$ 를 측정하고 샘플링 간격 T 를 곱하여 측정 회전각을 계산하고 이미 알고 있는

움직임의 회전 각 r 과 비교하여 최적의 이득 보상 값 k_a 와 오프셋 $b_{a,t}$ 값을 계산한다. 이를 식으로 표기하면 식 (6)과 같다.

$$\min_{k_a \in R} [r - T \sum_{t=0}^n (k_a u_{a,t} - b_{a,t})]^2, t = 0, 1, \dots, n, a = x, y, z \quad (6)$$

상기 기술한 방법으로 구한 이득 보상 값과 오프셋을 가속도, 각속도의 데이터에 반영함으로써 오차를 최소화하는 데이터를 얻을 수 있다[8].

자동 캘리브레이션은 PC상에서 별도의 C# 기반의 프로그램으로 수행하였으며, 캘리브레이션 전, 후의 데이터를 모두 저장하고 각각 데이터에 대하여 보행거리 정확도를 평가하였다.

3. 보행 거리 측정 알고리즘

보행 거리는 가속도계에서 측정된 가속도 값을 이용하여 측정하는데, 이를 위하여 이중 적분을 이용해야 한다. 따라서 가속도 값 a 로부터 거리 d 를 구하는 식을 표기하면 식 (7)과 같다.

$$d = \iint a dt = \int (at + C_1) dt = \frac{1}{2}at^2 + C_1t + C_2 \quad (7)$$

그러나 식 (7)에서와 같이 가속도를 이중적분하게 되면 C_1 과 C_2 같은 적분 상수가 남게 되고, 또한 센서 회전 시의 중력 가속도 값을 효과적으로 제거해 주지 못하여 장시간 측정 시 그림 5과 같이 누적되는 오차가 계속 커지게 된다.

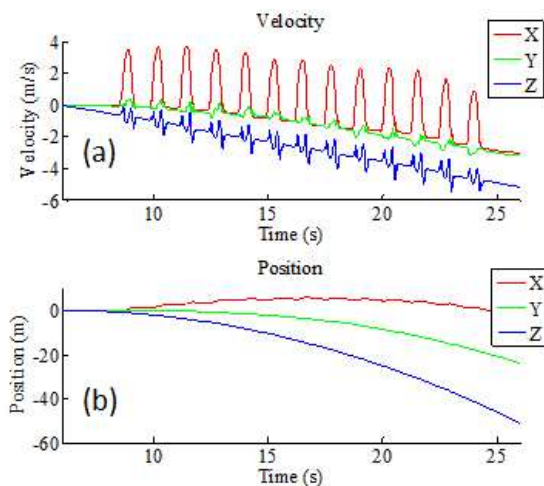


그림 5. 가속도 이중적분 결과 속도(a) 및 거리(b)

따라서 이러한 누적 오차를 최소화 시킬 수 있는 방법이 필요로 하게 되며, 본 연구에서는 센서 회전 시의 중력 가속도 값을 효과적으로 제거 할 수 있는 알고리즘을 적용시키고, 보행 패턴을 분류하여 보행 주기를 설정하여 이에 따라 누적 오차를 최소화 시켰다.

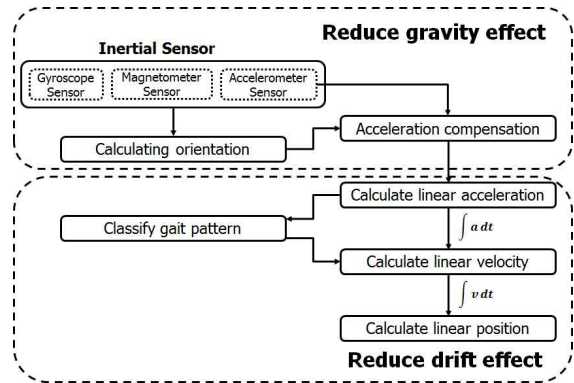


그림 6. 보행거리 측정 알고리즘 모식도

그림 6은 IMU모듈에서 나오는 가속도 값과 각속도 값으로 이중 적분 시 누적오차를 최소화 시키는 알고리즘에 대한 모식도로서 두 단계의 누적 오차 제거 알고리즘을 적용하였다.

3.1 중력 성분 제거 알고리즘

IMU 모듈은 중력 가속도 값에 의해 가속도 센서 데이터에 오차가 발생하게 된다. 이러한 중력 가속도 성분을 효과적으로 제거하기 위하여 기울기 하강법을 이용한 방위각 변화를 측정하는 알고리즘을 적용하였다[9].

지구 프레임(E)에 대한 상대적인 관성센서(S)의 방위각을 쿼터니언으로 나타내면 $\hat{S}_{Eq_{est,t}}$ 이며, 센서의 중력 가속도 성분은 식 (8)로 구할 수 있다.

$$\hat{S}_{Eq_{est,t}} \cdot S_{a_t} \quad (8)$$

따라서 센서의 가속도 성분에서 중력 가속도 성분(식 (8))을 빼줌으로서 움직임에 의한 순수 가속도 성분을 얻을 수 있다.

3.2 드리프트 성분 제거 알고리즘

센서에서 주변 온도 등 환경적 요인에 의해 드리프트(Drift) 현상이 발생하는데 이로 인해 보행 거리 측정에 오차가 발생한다[10]. 이를 제거하기 위하여 보행의 패턴을 분류하고, 드리프트의 영향을 최소화

하는 알고리즘을 적용하였다.



그림 7. 보행 패턴의 2가지 분류

그림 7과 같이 인간의 보행은 크게 입각기(stance phase)와 유각기(swing phase)의 두 단계로 분류가 가능하다.

본 논문에서는 각 축의 가속도 값에 대한 크기를 구하고, 임계값을 지정하여 입각기와 유각기를 구분하였다. 가속도 값의 크기를 식으로 표시하면 식 (9)과 같다.

$$m = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} \tag{9}$$

가속도의 신호는 그림 8과 같이 두 단계로 구분됨을 보여주고 있으며, 이를 이용하여 보행 거리 측정에서는 실제로 움직이는 유각기일 때의 가속도 및 각속도 값을 측정하고, 움직이지 않는 입각기일 때는 적분한 속도 값을 0으로 하여 적분 시의 누적 오차를 최소화 시켰다.

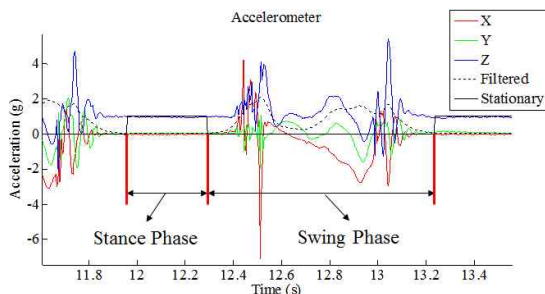


그림 8. 임계값에 따른 보행 단계 분류

4. 실험 결과

표 1. 캘리브레이션 전·후 수행별 결과(x축)

Trial #	Reference Distance m	Un-calibrated Distance m	Un-calibrated Error %	Calibrated Distance m	Calibrated Error %	Improvement %
1	10.00	9.76	2.4	9.85	1.5	37.5
2	10.00	9.56	4.4	9.62	3.8	13.6
3	10.00	9.67	3.3	9.76	2.4	27.3
4	10.00	9.64	3.6	9.81	1.9	47.2
Mean(SD)						31.4(14.38)

실험은 두 가지로 나누어 진행하였는데, 우선 센서 데이터 자동 캘리브레이션 장비에 대한 성능 평가를 실내 직선방향 보행 거리를 측정하는 실험으로 진행하였고, 실험 결과는 캘리브레이션 전 데이터와 캘리브레이션 된 데이터를 비교하여 오차를 확인하였다. 그 다음으로 보행 거리 분석 시스템의 신뢰성을 검증하기 위하여 광학식 움직임 측정 시스템인 Vicon과의 비교 실험을 진행하였다.

보행거리 측정은 PC로 전송된 관성센서 데이터를 MATLAB(MATLAB R2009b, The MatWorks, USA) 프로그램을 이용하여 구하였다.

4.1 직선 보행 거리 평가

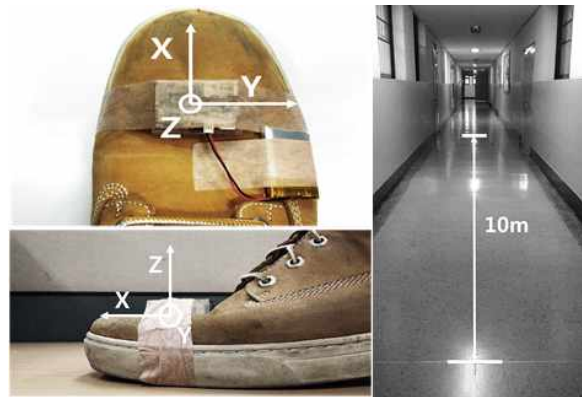


그림 9. IMU모듈 위치도(좌) 및 실험 환경(우)

IMU모듈의 부착은 그림 9와 같이 오른쪽 신발 위 발등에 위치시키고, 실내 직선 10m를 기준으로 보행 거리 실험을 4번 실행하고, 기준으로부터의 거리 분석 오차를 캘리브레이션 전과 후를 비교하여 계산하였다.

그림 10은 각각 IMU 모듈로부터 나온 가속도 신호를 단계별로 구분한 결과 (a), 가속도 신호를 적분하고, 입각기의 속도를 0으로 보정한 결과 (b), 보정된 속도 데이터를 한 번 더 적분하여 거리를 구한 결과 (c)를 나타낸다.

또한 4번의 실험 수행으로 나온 정량적 결과에

표 2. 캘리브레이션 전·후 수행별 결과(y축)

Trial #	Reference Distance m	Un-calibrated Distance m	Calibrated Distance m	Improvement %
1	0.00	1.16	0.15	87.07
2	0.00	1.07	0.12	88.78
3	0.00	1.11	0.36	67.57
4	0.00	1.49	0.43	71.14
Mean(SD)				78.64(10.84)

표 3. 캘리브레이션 전·후 수행별 결과(z축)

Trial #	Reference Distance m	Un-calibrated Distance m	Calibrated Distance m	Improvement %
1	0.00	0.56	-0.09	83.93
2	0.00	0.38	-0.16	57.89
3	0.00	0.93	0.02	97.85
4	0.00	1.43	0.87	39.16
Mean(SD)				69.71(26.25)

대한 데이터를, 각 캘리브레이션 전·후를 비교하여 정리하였는데, x축에 대해서는 캘리브레이션 전·후에 대한 데이터와 오차를 표 1에 정리하였고, y축과 z축에 대한 데이터를 각각 표 2, 3에 정리하였다.

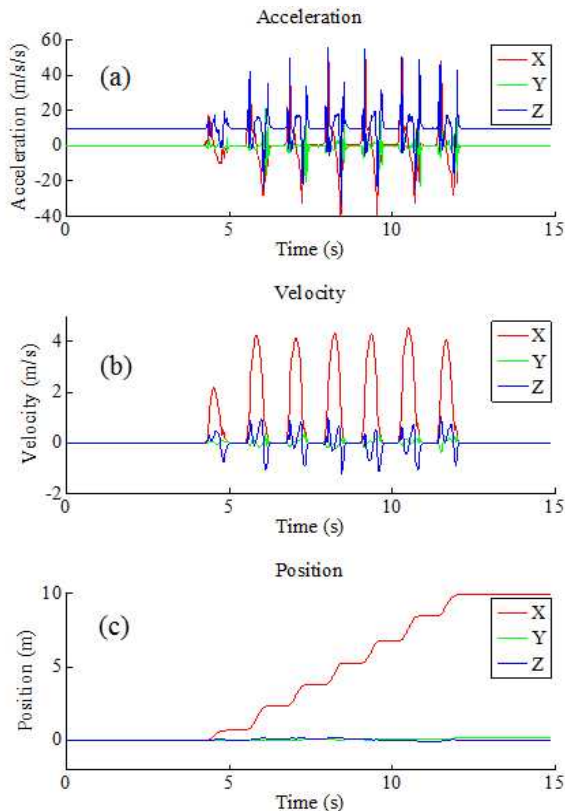


그림 10. 보행 거리 측정 (a) 가속도, (b) 얻어진 가속도를 적분한 속도, (c) 속도를 적분한 최종 거리 결과

표 1-3에서 보여주는 바와 같이, x, y, z축 각각 캘리브레이션 전과 후를 비교하였을 때 31.4±14.38%(mean±SD), 78.64±10.84% 및 69.71±26.25% 개선된 결과를 얻을 수 있었다.

4.2 모듈 신뢰성 검증

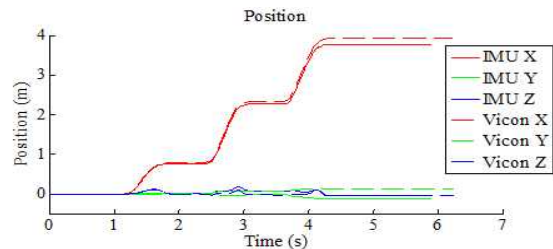


그림 11. Vicon과의 정확성 비교 검증 결과

그림 11은 광학식 움직임 추정 시스템인 Vicon 장비와의 보행 데이터 비교를 통하여 본 연구에서 개발한 시스템의 신뢰성을 검증한 결과의 그래프이다. 그래프의 실선이 IMU 모듈의 각 축에 대한 데이터이고, 점선이 Vicon에서 나오는 데이터이다. 이에 대한 결과를 각 축에 대하여 표로 나타내면 표 4, 표 5, 표 6과 같다.

표 4. Vicon과의 성능 비교 검증(x축)

Trial #	VICON Distance (m)	IMU Distance(m)	Error(m)
1	3.93	3.77	0.16
2	3.76	3.73	0.03
3	3.82	3.76	0.06
RMSE			0.10

표 5. Vicon과의 성능 비교 검증(y축)

Trial #	VICON Distance (m)	IMU Distance(m)	Error(m)
1	0.14	-0.11	0.25
2	0.08	0.16	0.08
3	0.09	0.02	0.07
RMSE			0.16

표 6. Vicon과의 성능 비교 검증(z축)

Trial #	VICON Distance (m)	IMU Distance(m)	Error(m)
1	-0.04	-0.05	0.01
2	-0.04	0.16	0.2
3	-0.04	-0.05	0.01
RMSE			0.12

결과적으로 각각의 축에 따른 RMSE(Root Mean Square Error) 값은 x축으로 0.1m, y축으로 0.16m, z축으로 0.12m로, 제안한 시스템이 신뢰할 만한 정확도를 가졌음을 확인하였다.

5. 결론

실험 결과, IMU모듈 신호 데이터 자동 캘리브레이션 장비를 사용하는 경우, 사용하기 전보다 정확도가 명확하게 증가함을 보였다. 이는 센서 바이어스의 영향으로 인하여 가속도계 및 자이로스코프의 신호가 왜곡되는 것을 증명하는 것이고, 따라서 이를 제거해주는 자동 캘리브레이션 장비가 센서 바이어스를 효과적으로 제거함을 의미한다. 또한 패턴 구분을 통한 센서 데이터의 드리프트 성분을 제거함으로써, 움직이지 않을 때의 센서 왜곡 현상이 최소화 됨을 확인할 수 있었고, Vicon과의 성능 평가를 통하여 보행 거리 측정에 있어 본 연구가 신뢰할만한 정확도를 가졌음이 확인되었다. 하지만 개개인의 보행 별 가속도 차이에 의해 보행 패턴 구분 시 임계값을 변화시켜줘야 하는데, 본 연구에는 적용되지 않아 운동을 할 때나 보행이 느린 재활 환자의 경우 패턴 구분에 어려움이 발생한다. 따라서 보행 패턴 구분을 위한 가변 임계값을 적용함으로

서, 각 상황별, 개개인별 보행 패턴 구분 및 정확한 보행 거리 측정이 가능할 것으로 판단된다.

참 고 문 헌

- [1] A. E. Minetti, C. Moia, G. S. Roi, D. Susta, and G. Ferretti, "Energy cost of walking and running at extreme uphill and downhill slopes," *J Appl Physiol*, vol. 93, no. 3, pp. 1039-1046, 2002.
- [2] R. Feliz, E. Zalama, and J. G. Garcia-Bermejo, "Pedestrian tracking using inertial sensors", *JoPhA*, vol. 3, no. 1, pp. 35-43, 2009.
- [3] H. Zheng, N. D. Black, and N. D. Harris, "Positioning-sensing technologies for movement analysis in stroke rehabilitation," *Med Biol Eng Comput*, vol. 43, no. 4, pp. 413-420, 2005.
- [4] J. Boudarham, N. Roche, and D. Pradon, "Variations in kinematics during clinical gait analysis in stroke patients," *PLos One*, vol. 8, no. 6, pp. e66421, 2013.
- [5] Y. Karasawa, Y. Teruyama, and T. Watanabe, "A trial of making reference gait data for simple gait evaluation system with wireless inertial sensors," *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, vol. 2013, pp. 3427-3430, 2013.
- [6] 강신일, 조재성, 임도형, 이종실, 김인영, "재활 훈련을 위한 관성센서 기반 동작 분석 시스템 구현," *한국재활복지공학회논문지*, 제7권, 제2호, 한국재활복지공학회, pp. 47-54. 2013.
- [7] <http://www.vicon.com/>
- [8] S. O. Madgwick, "Automated calibration of an accelerometers, magnetometers and gyroscopes - A feasibility study", *Tech Rep*, x-io Technologies Limited, Bristol, UK, 2010.
- [9] S. O. Madgwick, A. J. Harrison, and A. Vaidyanthan, "Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm," *IEEE Int Conf Rehabil Robot*, vol. 2011, pp. 1-7, 2011.
- [10] Y. K. Thong, M. S. Woolfson, J. A. Crowe, B. R. Hayes-Gill, and D. A. Jones, "Numerical double integration of acceleration measurements in noise," *Meas Sci Technol*, vol. 36, pp. 73-92, 2004.



이 기 혁

2014년 2월 한양대학교 생체공학과 졸업(학사)
2014년 - 현재 한양대학교 의생명공학전문대학원 생체의공학과 석사과정

관심분야 : 재활공학, 생체신호처리



강 신 일

2012년 2월 한양대학교 전자정보시스템공학과 졸업(학사)
2014년 2월 한양대학교 의생명공학전문대학원 생체의공학과 졸업(공학석사)

2014년 - 현재 한양대학교 의생명공학전문대학원 생체의공학과 박사과정

관심분야 : 재활공학, 생체신호처리



조 재 성

2008년 2월 전북대학교 바이오메디컬 공학부 졸업(학사)
2010년 - 현재 한양대학교 대학원 의용생체공학과 박사과정

관심분야 : 재활공학, 보행분석



임 도 형

1998년 2월 인제대학교 의용공학과 졸업(공학사)
2000년 8월 인제대학교 대학원 의용공학과 졸업(공학석사)

2004년 12월 Drexel University 의공학과 졸업(박사)
2006년 9월 - 2008년 10월 연세대학교 의공학부 연구교수
2008년 11월 - 2011년 8월 한국생산기술연구원 실버기술개발단 선임연구원
2011년 9월 - 현재 세종대학교 공과대학 기계공학과 조교수
관심분야 : 생체역학, 재활공학, 의공학



이 중 실

1995년 2월 인하대학교 전자공학과 졸업(공학사)
1997년 2월 인하대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)

2005년 2월 인하대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학박사)

2005년 3월 - 현재 한양대학교 의공학연구소 연구교수

관심분야 : 생체신호처리, 의료기기, 재활공학



김 인 영

1989년 2월 서울대학교 의과대학 의학과 졸업(학사)

1991년 2월 서울대학교 대학원 의학과 의공학전공 졸업(석사)

1994년 2월 서울대학교 대학원 의학과 의공학전공 졸업(박사)

1994년 5월 - 2000년 2월 삼성종합기술원 수석연구원

2000년 3월 - 현재 한양대학교 의과대학 의공학 교실 교수

관심분야 : 생체신호모니터링, 재활공학, 뇌공학