

보행시점 검출을 위한 단일 각속도 센서모듈 시스템

강동원¹ · 최진승¹ · 김한수¹ · 오호상¹ · 서정우¹ · 탁계래^{2, 3}

¹건국대학교 일반대학원 의학공학과 · ²건국대학교 의료생명대학 의학공학부 · ³건국대학교 의공학실용기술연구소

Single Gyroscope Sensor Module System for Gait Event Detection

Dong-Won Kang¹ · Jin-Seung Choi¹ · Han-Su Kim¹ · Ho-Sang Oh¹ · Jeong-Woo Seo¹ · Gye-Rae Tack^{2, 3}

¹Department of Biomedical Engineering, Graduate School of Konkuk University, Chungju, Korea

²Department of Biomedical Engineering, College of Biomedical & Health Science, Konkuk University, Chungju, Korea

³Research Institute of Biomedical Engineering, Konkuk University, Chungju, Korea

Received 30 September 2011; Received in revised form 26 November 2011; Accepted 14 December 2011

ABSTRACT

The purpose of this study was to develop the inertial sensor module system to detect gait event using single angular rate sensor(gyroscope), and evaluate the accuracy of this system. This sensor module is attached at the heel and gait events such as heel strike, foot flat, heel off, toe off are detected by using proposed automatic event detection algorithm. The developed algorithm detect characteristics of pitch data of the gyroscope to find gait event. To evaluate the accuracy of system, 3D motion capture system was used and synchronized with sensor module system for comparison of gait event timings. In experiment, 6 subjects performed 5 trials level walking with 3 different conditions such as slow, preferred and fast. Results showed that gait event timings by sensor module system are similar to that by kinematic data, because maximum absolute errors were under 37.4msec regardless of gait velocity. Therefore, this system can be used to detect gait events. Although this system has advantages of small, light weight, long-term monitoring and high accuracy, it is necessary to improve the system to get other gait information such as gait velocity, stride length, step width and joint angles.

Keywords : Inertial Sensor Module System, Gyroscope, Gait Event, Algorithm, 3D Motion Capture System, Absolute Error

I. 서론

인간의 보행을 연구하는 방법으로 보행형태와 관련된 가장 기본적인 연구에서 보다 다양한 측정도구를 이용해 복잡한 방법 및 수학적 모델링 기법을 사용한 연구에 이르기까지 다양한 영역을 구축하여 발전해 왔다(Eun & Lee, 2004). 보행은 일련의 반복된 주기를 가지고 있으며, 각 주기마다 상체의 전진과 하중의 전달에 따른 보행시점(gait event)이 존재하고 보행시점 및

주기의 변화를 이용해 기본적인 보행패턴을 분석하고 평가할 수 있다(Perry, 1992). 이는 개인의 보행시점 및 주기를 정의하고 검출하는 것이 보행 분석과 보행 재활 및 회복 등의 거의 모든 측면에서의 보행연구에 필수적 시발점이라고 할 수 있다(Ruterbories, Spaich, Larsen & Anderson, 2010). 보행시점은 뒤꿈치 착지와 발가락 이지의 검출을 통해 양다리의 입각기(stance phase)와 유각기(swing phase)를 구분할 수 있으며, 이를 통해 각 보행 간격(stride length, width) 및 시간(stride time, step time, double support time)을 추출하고, 이에 따른 신체 각 부위의 운동학적(joint angles, trajectory), 운동역학적/loading condition, joint moment) 분석을 수행하는데 필요한 정보로 사용되고 있다(Perry, 1992; Winter, 2005). 또한 외상환자의 보조기 착용, 중추신경계 질환 및 낙상위험성 등의 질환 및 질병의 정도 및 예방

Corresponding Author : Gye-Rae Tack
Department of Biomedical engineering, College of Biomedical & Health Science, Konkuk University, 322 Danwol-dong, Chungju, Korea
Tel : +82-43-840-3762 / Fax : +82-43-851-0620
E-mail : grtack@kku.ac.kr
이 논문은 2011학년도 건국대학교의 지원에 의하여 연구되었음.

을 수행하는 임상적 보행평가에도 많이 사용되고 있다(Corazza, Undermann, Chaudhari, Demattio, Cobelli & Andriacchi, 2006).

보행시점을 검출하는 방법은 일반적으로 실내와 실외에서 수행되며, 실내의 경우 3차원 동작분석기와 지면반력기를 사용하여 정확하고 세분화된 보행주기 및 보행패턴을 측정하고 있다. 실내의 공간적 제약을 해소하기 위해 실험과 검사의 종류에 따라 제한적으로 트레드밀을 사용하고 있으나 실질적으로 노약자나 신경근골격계 질환자의 경우 적용이 극히 제한적이고 (Watt, Franz, Jackson, Dicharry, Riley & Kerrigan, 2010), 보행패턴의 변화를 야기 시킨다(Paravataeni, Pleog, Olney & Brouwer, 2009).

이러한 공간적 제약을 없애고 자연스러운 보행패턴을 측정하기 위해서 실외에서는 주로 휴대용 보행 모니터링 센서모듈을 부착하여 보행시점을 검출하고 있다. 가장 많이 사용되는 센서로는 FSR(force sensitive resistors) 센서나 스위치이다 (Bamberg, Benbasat, Scarborough, Krebs & Paradiso, 2008; Lyons, Burrige & Wilcox, 2002; Skelly & Chizeck, 2001). 이는 신발의 인솔에 센서를 부착하여 지면과 발 사이에서의 압력을 측정하여 뒤꿈치 착지(heel strike, HS), 발바닥 닿기(foot flat, FF), 뒤꿈치 올리기(heel off, HO), 발가락 이지(toe off, TO)의 세분화된 보행시점의 검출이 가능하다. 보행 시 센서에 작용하는 압력의 크기만을 이용하여 보행시점을 검출하는 알고리즘이 비교적 간단하지만, 잦은 압력에 의한 센서내구성 문제와 피험자에게 이질감을 줄 수 있다는 단점이 있다. 또 최근에는 MEMS 기반의 관성센서가 많이 활용되고 있다. 이는 허리 혹은 하지, 발에 센서를 부착하여 보행시점을 검출하는 방식이다(Choi, Kang, Mun, Bang & Tack, 2009; Jasiewicz, Allum, Middleton, Barriskill, Condie, Purcell & Li, 2006; Pappas, Popovic, Keller, Dietz & Morari, 2001). 사용되는 관성센서로는 가속도계나 각속도계가 주로 사용되고 있으며, 소형, 저전력의 장점을 가지고 있어 장시간 측정이 가능하여 보행을 모니터링 하는데 있어 적합하다. 그러나 단일 관성센서를 이용한 방법은 일반적으로 입각기와 유각기를 구분하는 HS와 TO의 시점만을 검출하고 있으며, FSR 센서와 같이 FF, HO의 세분화된 보행시점의 검출이 수행되지 못했다. 따라서 세분화된 보행시점 검출을 위해서는 관성센서 외에 다수의 FSR센서나 스위치를 부착하는 실정이다.

이에 본 연구에서는 단일 각속도계 만을 사용하여 세분화된 보행시점(HS, FF, HO, TO)을 검출할 수 있는 알고리즘을 개발하였다. 이는 FSR센서가 가지는 이질감 및 센서파손에 대한 우려가 없으며, 단일의 관성센서를 사용함으로써 부착이 쉽고 소형화할 수 있다는 장점을 가지고 있어 실외 보행패턴 측정에 용이하다. 개발된 알고리즘의 보행시점 검출 정확도는 3차원 동작분석기와 비교, 분석하였다.

II. 연구 방법

1. 연구 대상자

피험자는 하지근골격계에 이상이 없고 정상적인 보행이 가능한 20대 남학생 6명으로 구성하였다.

Table 1. Subject parameters

Gender	Age(years)	Weight(kg)	Height(cm)
Male(n=6)	25.8±0.6	73.4±5.4	174.3±4.2

2. 실험 장비

본 연구에서는 자체 개발한 3축 각속도계로 구성된 무선 각속도 센서모듈을 사용하였으며, 6대의 적외선 카메라로 구성된 3차원 동작분석기(Motion Analysis Corp., USA)를 동기화하여 측정함으로써 센서모듈에서 측정되는 보행시점의 정확성을 비교하였다.

센서모듈 시스템의 구성 및 데이터 측정방법은 <Figure 1>에 나타내었다. 센서모듈은 보행 시 방해가 없도록 신발의 뒤꿈치에 부착되며, 크기는 6×5×2cm3를 가지고 무게는 약 65g으로 불편함 없이 착용이 가능하도록 소형으로 설계되었다. 각속도계는 Murata사의 ENC-03을 사용하였으며, 주 콘트롤러는 Texas Instruments사의 저전력 마이크로콘트롤러인 MSP430F149를 사용하여 20mA 이하의 소비전류를 통해 12시간 이상 측정이 가능하다. 측정된 각속도계 데이터는 센서모듈에 장착된 Nordic사의 nRF24L01 칩을 통해 무선으로 컴퓨터로 전송되며 전송거리는 약 20m이다. 전송된 데이터는 LabView (National Instruments Inc., USA)프로그램을 사용하여 240Hz의 샘플링으로 각속도계의 3축 회전방향의(Roll, Pitch, Yaw) 데이터를 저장할 수 있도록 구현하였다. 또한 센서모듈 시스템은 데이터 저장 시에 아날로그 트리거를 3차원 동작분석기에 전송함으로써 데이터의 저장 시점의 정보를 제공한다.

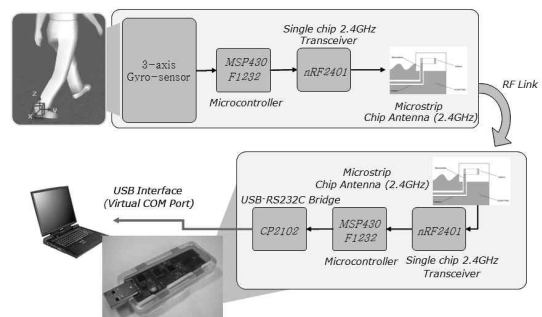


Figure 1. Block diagram of sensor module system

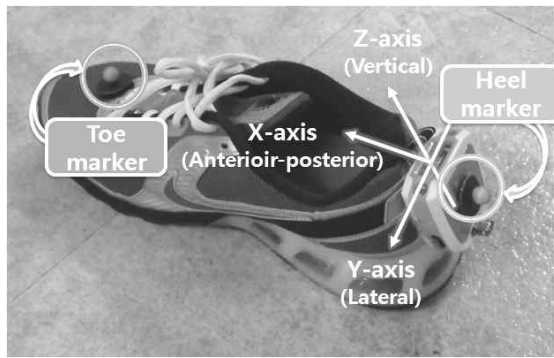


Figure 2. Foot mounted sensor module and reflective markers

3차원 동작분석기는 반사마커를 신발의 앞과 뒤꿈치에 2개를 부착하여 3차원 위치 데이터를 120Hz의 샘플링으로 저장하였으며 정확한 보행시점을 측정하는데 사용되었다. 뒤꿈치의 반사마커는 센서모듈 위에 부착함으로써 직접적인 비교를 수행하였다. <Figure 2>는 센서모듈과 2개의 마커(heel, toe) 부착 위치를 나타낸다.

3. 실험 방법

피험자는 반사마커와 각속도계 센서모듈이 부착된 신발을 착용하고 5m의 보행로를 일직선으로 걷게 하였다. 보행속도 차이에 따른 각속도계 센서모듈 시스템의 정확도를 살펴보기 위해 느린 속도(Mean : 3.8 km/hr, STD : 0.6) 선호 속도(Mean : 4.6 km/hr, STD : 0.7), 빠른 속도(Mean : 5.7 km/hr, STD : 0.3)의 3가지 보행속도를 각각 5회 실시하였다. 피험자는 자신의 선호 속도 보다 느리거나 빠르게 보행 속도를 조절하였다. 보행속도에 따라 측정된 센서모듈의 보행시점은 동작분석 데이터와의 비교를 통해서 정확성을 검증하였다.

4. 보행시점 검출 과정

측정된 센서모듈 및 동작분석 데이터는 데이터 처리 과정을 거쳐 보행시점을 검출한다. 각각의 데이터는 보행시점 검출 알고리즘을 통해 HS, FF, HO, TO의 보행시점을 추출하고 동작분석 데이터의 변인들과 비교하여 정확도를 살펴보았다.<Figure 3>은 센서모듈 데이터와 동작분석 데이터의 전체적인 처리순서를 나타낸다. 이러한 과정은 모두 MATLAB 6.5(Mathwrok Inc., USA)프로그램을 사용하여 계산되었다.

1) 원데이터(raw data) 처리

보행시점 검출에 앞서, 측정된 데이터는 데이터 절단, 데이터 보정, 필터링의 처리 과정을 거치게 된다. 데이터 절단(data truncation)은 센서모듈 데이터와 동작분석시스템 데이터의 시점

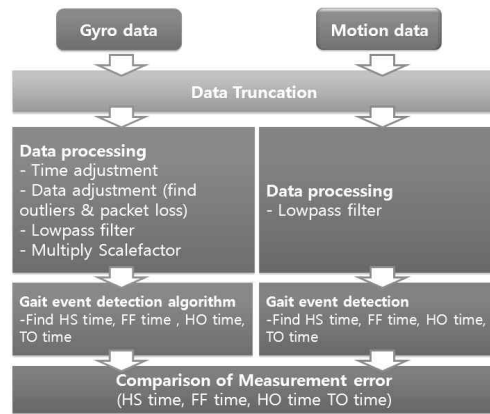


Figure 3. Data processing procedures

과 끝을 동기화하기 위해 데이터를 절단하는 작업을 수행한다. 센서모듈 시스템의 데이터 저장 시에는 동작분석기에 아날로그의 상승 트리거(positive trigger)를 전송하고 데이터 저장 종료 시에는 하강 트리거(negative trigger)를 전송하여 데이터 저장 시점과 종점에 대한 정보를 동작분석시스템에 제공하게 된다. 이러한 정보를 이용하여 동작분석시스템에 측정된 불필요한 전·후 데이터의 절단을 수행하게 된다. 관성센서의 데이터는 시간보정(time adjustment), 데이터보정(data adjustment) 과정을 거쳐 이상점(outlier) 및 패킷손실(packet loss)에 의한 데이터를 생성하고 센서의 제조사에서 제공하는(Murata Manufacturing co., ltd, 2006) 정해진 배율(scale factor)을 곱해줌으로써 각속도(degree/sec)로 계산되어진다. 데이터의 시간보정은 선형 보간법을 사용하였으며, 패킷손실 및 이상점에 따른 데이터 손실은 2차 다항식 커브피팅을 이용하여 데이터를 생성하였다. 이상점은 2초 구간의 윈도우를 이용하여 표준편차의 ±4배의 역치값을 설정하여 이상점을 검출한다. <Figure 4>는 데이터 처리과정 중의 이상점 검출 전·후의 각속도 데이터를 나타낸다. 데이터 보정 후에는 15Hz의 저주파 통과필터(Low-pass filter)를 사용하여 고주파 성분을 제거한다.

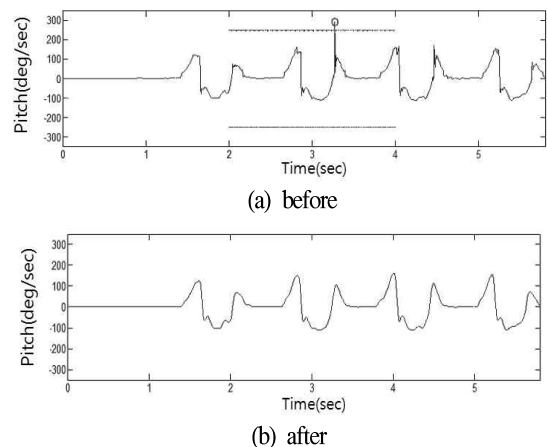
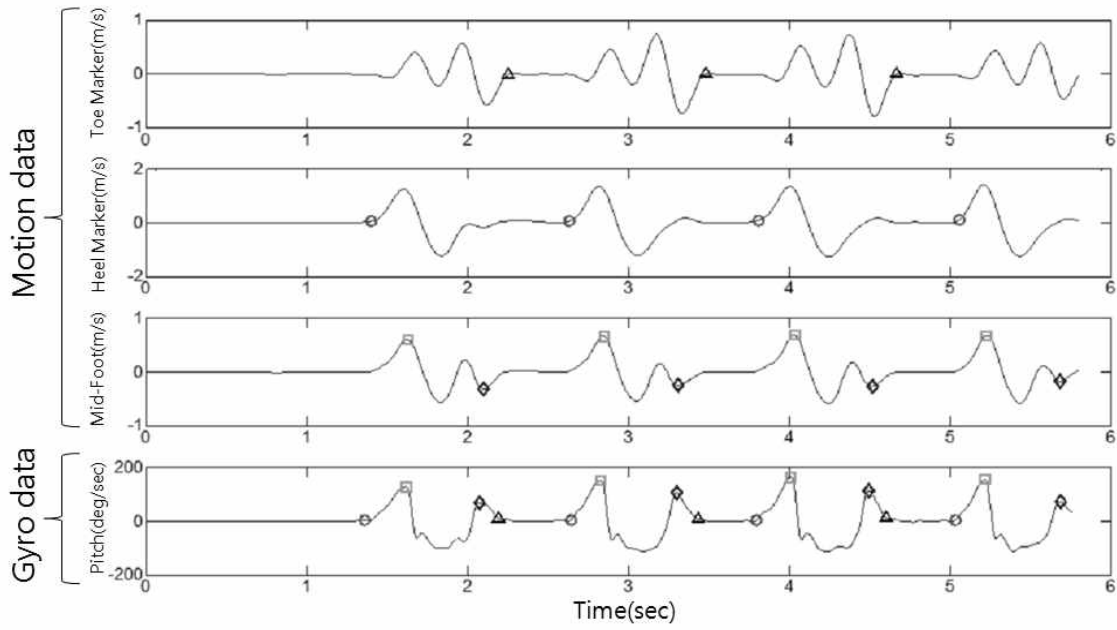


Figure 4. Outlier identified in gyro-sensor data



(Symbol : ○ - Heel off, □ - Toe off, ◇ - Heel strike, △ - Foot flat)

Figure 5. Gait event detection using algorithm

2) 보행시점 검출

원데이터의 처리를 완료한 후, 각각 관성센서와 동작분석 데이터를 이용해 보행시점을 검출하여 정확성을 비교하였다. 관성센서 데이터는 본 연구에서 개발된 세부 보행시점 검출 알고리즘을 이용하였고, 동작분석 데이터는 O'Connor et al.(2007)의 foot velocity algorithm(FVA)을 기반으로 하였다. <Figure 5>는 센서모듈과 동작분석 데이터를 통한 보행시점 검출의 비교를 나타낸다.

개발된 각속도 센서모듈의 보행시점 검출 알고리즘은 각속도계의 3축 데이터 중에 Pitch 데이터만을 이용하여 특징점을 추출하였으며, 기존에 제시됐던 HS, TO 검출 외에도(Choi, Kang, Mun, Bang & Tack, 2009; Kotiadis, Hermens & Veltink 2010) FF, HO를 추가로 검출하는 알고리즘을 고안하였다. 각 검출 기준은 다음과 같다.

HS : 발이 지면에 닿기 전에 앞발을 내딛으며 빠르게 회전하면서 큰 각속도를(second peak) 나타내는 지점

FF : 전체 발바닥이 지면에 닿으며(foot flat) 각속도가 제로에 가까워지는 지점(10deg/sec 이하)

HO : 뒤꿈치를 들어 올리며 다시 각속도가 증가(10 deg/sec 이상) 하는 지점

TO : 앞발을 구르면서 최대의 족저굴곡(plantar flexion)에 가까워지면서 가장 큰 각속도가(first peak) 나타내는 지점

검출된 보행시점의 정확도를 살펴보기 위해, 동작분석 데이터를 사용하여 보행시점을 측정하였다. 보행시점은 Heel과 Toe 마커의 중간지점(mid foot)의 수직방향 속도를 계산하고 특징점을 검출하는 FVA 알고리즘을 사용하여 HS와 TO를 추출한다. 또한 본 연구에서는 Toe 마커, Heel 마커의 수직방향의 속도를 통해 FF와 HO를 추가적으로 검출하도록 고안하였다. FF는 Toe 마커가 지면에 닿으면서 수직방향의 속도가 제로에 가까워진다는 것을 착안하여 -0.1m/s 이상으로 증가하는 지점을 검출하였다. HO는 반대로 Heel 마커의 수직방향의 속도가 뒤꿈치를 올리면서 생기는 속도의 증가에 착안하여 0.1m/s 이상으로 증가하는 지점을 검출하였다. 보행시점 검출에 대한 과정은 모두 MATLAB 6.5(Mathwrok Inc., USA)프로그램을 사용하여 알고리즘화 하였으며 정확도 분석 또한 수행하였다.

5. 보행변인 정확도 분석

관성센서와 동작분석데이터로 검출된 보행시점들은 절대오차(Absolute Error, AE)를 통해 시스템의 오차를 계산하였다. 기준시점은 동작분석데이터를 통해 측정된 보행시점을 나타내며, 계산된 시점은 센서모듈을 통해 검출된 보행시점을 의미한다. 절대오차의 결과는 동작분석데이터의 보행시점들을 기준으로 시스템의 오차를 세 가지의 보행속도에 따라 나타내었다.

$$AE = | \text{(기준시점)} - \text{(계산된 시점)} |$$

Table 2. Summary of absolute errors represented as means and standard deviations

(unit: msec)

Gait Velocity (km/hr)	Temporal Parameters				
	Heel strike(msec)	Foot flat(msec)	Heel off(msec)	Toe off(msec)	
Slow	3.8±0.6	14.1±9.7	37.4±24.1	13.3±8.8	16.4±10.1
Normal	4.6±0.7	20.5±13.6	26.4±19.2	19.9±6.1	12.3±7.4
Fast	5.7±0.3	19.2±14.1	30.1±17.6	21.9±14.3	16.6±11.4

III. 결 과

시스템의 보행시점들의 절대오차는 <Table 2>에 나타내었다. 동작분석데이터와 시점을 비교해 본 결과, 느린 보행의 경우 13.3 ± 8.8 (HO), 16.4 ± 10.1 (TO), 14.1 ± 9.7 (HS), 37.4 ± 24.1 (FF)로 나타났으며, 선호 보행의 경우 19.9 ± 6.1 (HO), 12.3 ± 7.4 (TO), 20.5 ± 13.6 (HS), 26.4 ± 19.2 (FF), 빠른 보행의 경우 21.9 ± 14.3 (HO), 16.6 ± 11.4 (TO), 19.2 ± 14.1 (HS), 30.1 ± 17.6 (FF)를 나타내었다. 세 가지 속도 모두 FF 시점에서의 오차가 가장 크게 나타났고 모든 변인의 최대 절대오차가 약 37msec로 매우 작게 나타났다. 또한 실외에서의 장시간 모니터링의 가능성을 살펴보기 위해 2시간 동안 실외보행을 수행하였으며, 그 결과 보행시점 검출율은 98%를 나타냈다.

IV. 논 의

본 연구에서는 단일 가속도계만을 이용하여 세분화된 보행시점(뒤꿈치 착지: HS, 발바닥 닿기: FF, 뒤꿈치 올리기: HO, 발가락 이지: TO)을 검출하는 알고리즘을 개발하였고, 동작분석 시스템 데이터를 이용하여 비교하였다.

많은 연구자들이 보다 정확하고 다양한 보행변인을 측정하기 위한 연구를 수행하였다. Choi et al.(2009)의 연구에서는 3축 가속도계를 발등에 부착하여 보행진행 방향의 가속도로부터의 특징점을 추출하여 HS와 TO 시점을 검출하였다. 동작분석데이터와 비교결과, 22.3msec (HS), 16.8msec (TO)의 오차를 나타냈다. 이는 단일 가속도계를 이용하여 살펴본 결과로, 가속도계만을 이용한 본 연구 결과의 HS와 TO 시점의 오차와 유사했다. 하지만 단일 센서를 이용하였으나, 세분화된 보행시점인 FF, HO는 검출하지 못했다. 또, 세분화된 보행시점 검출을 수행한 Pappas et al.(2001)의 연구에서는 FSR센서 3개를 신발의 인솔에 부착하여 보행시점을 검출하였으며 일반적인 선호보행 속도 범주인 3km/h와 5km/h의 속도에서 보행 시 동작분석 데이터와 비교하여 시점별로 평균 70 msec(HS), 70 msec(FF), 40 msec(HO),

35 msec(TO)의 오차를 보였다. 이와 비교하여, 본 연구의 결과는 모든 속도에서 각각의 평균 보행시점 오차는 17.9 msec(HS), 31.3(FF), 18.4(HO), 15.1(TO)로 매우 작게 나타난 것을 확인할 수 있다.

Aminiam et al.(2002)의 연구에서는 각속도계를 양다리의 정강이(shank)와 허벅지(thigh)에 총 4개를 부착하고 보행시점을 검출하였다. 이 때 보행시점은 정강이에 부착된 각속도계의 특징점을 추출하여 검출하였으며, 매우 작은 13msec(HS), 4 msec(TO)의 오차를 나타냈다. 하지만 이는 피험자의 이물감과 최소의 센서를 사용하기 위한 접근과는 거리가 있다. 그리고 본 연구에서의 오차 수준과 10msec안팎의 오차를 가지는데, 이는 실질적으로 본 연구의 단일 센서 사용이라는 장점에 비해, 일반적인 실험 혹은 검사에서 무시할 수 있는 오차 수준으로 사료된다.

또한 보행속도의 증가 혹은 감소에 따라 보행 시점의 검출에 영향을 미칠 수 있다. 즉, FSR센서의 경우에 속도에 따른 압력의 발생과 센서자체의 응답속도 등에 의해 오차가 발생할 수 있고, 가속도계의 경우에 보행 속도의 차이에 매우 민감한 가속도의 변화를 이용하기 때문이다. 실제 HS와 TO 시점을 검출한 Choi et al.,(2009)의 보행 속도별 검출 결과에서, TO는 빠른 속도에서, HS는 느린 속도에서 오차가 다소 증가한 것을 살펴볼 수 있었다. 하지만, 본 연구의 가속도계를 이용한 결과에서는 HS와 TO의 경우에 비교적 그 오차편차가 크지 않다는 것을 확인하였다. 이는 실제 보행시점의 구분이 발의 움직임과 밀접한 관련이 있기 때문으로 사료되며, 이는 각도의 변화 형태인 가속도의 경우에 보행시점의 검출에 가장 직접적인 측정방법이라 사료된다.

기존에 보행시점 검출방법과 분석방법 연구에 대한 메타 분석을 실시한 Rueterborries et al.(2010)은 다양한 부착위치와 센서들의 검출방법들을 정리하였다. 저자들은 결론에서 기존의 방법들이 보다 정확하고 다양한 보행변인을 측정하기 위해 접근하였으나, 사용자의 입장에서 센서의 부착위치와 크기의 최소화 그리고 신뢰성에 추가적 노력의 필요성을 강조하였다. 이와 관련하여 본 연구에서 수행된 단일 센서를 이용한 세분화된 보행시점 검출 알고리즘은 그 활용성과 가치가 매우 크다고 하겠다.

본 연구에서 고안한 보행시점 검출 시스템은 센서모듈의 소

형화와 장시간 사용이 가능하도록 설계하였고, 각속도계 한 개만을 이용하여 보행 시점을 세분화함으로써, 부착위치를 최소화하였다. 동작분석데이터와 비교 결과는 최대 37.4 msec 이하의 오차가 나타났으며, 보행속도에 상관없이 비교적 적은 오차가 발생함으로써 외부환경에 의한 보행속도의 변화 시에 충분히 보행시점들을 검출 할 수 있다는 것을 나타낸다. 선행연구와 비교하여, 본 연구의 결과는 단일 센서를 사용하여 보행시점의 더욱 세분화된 분류와 오차가 크지 않은 것을 알 수 있었다. 또한 장시간 사용이 가능하여 보행특성을 파악하기 위한 보다 폭넓은 연구를 수행하기에 적합하다. 즉, 장시간 보행(200보 이상)의 데이터를 바탕으로 전체 보행주기, 보행 간격 시간 및 거리 등을 사용하여 보행의 시간에 따른 변화 패턴을 분석하는 보행 변동성(gait variability) 및 프랙탈 분석(fractal analysis) 연구에 활용이 용이하다(Hausdorff 2005, 2009; West & Griffin, 2004). 다만, 본 측정결과는 3차원동작분석기와의 비교를 위해 5미터의 짧은 보행구간의 정확도를 테스트한 것으로 보다 변수가 많은 장거리 실험의 정확한 비교가 필요하겠다. 본 시스템을 이용하여 장시간 실외 보행을 수행한 결과는 98%의 보행시점 검출율을 나타내었으며, 이는 추후 FSR 센서나 기타 센서를 이용하여 실외 데이터 획득의 정확성 검증이 필요하겠다. 또 일반인이 아닌 이상 보행자, 신경병증 환자 등에 대한 검증 수행이 필요하다.

V. 결론

본 연구에서는 실외에서 사용이 가능한 관성센서모듈 측정 시스템을 이용하여 고안된 알고리즘을 통해 보행시점을 측정하였으며, 측정된 시점들은 동작분석데이터와 비교하여도 적은 오차를 나타냄을 알 수 있었다. 또 FSR 센서 혹은 다수의 관성 센서를 조합한 방식의 결과와 비교하여, 높은 정확성을 보였다. 추후 실외 보행 실험 검증 등의 시스템 보안을 통해, 보행의 특성을 파악하는데 보다 폭넓게 활용될 수 있을 것이다.

참고문헌

- Aminian, K., Najafi, B., Büla, C., Lezvraz, P. F. & Robert, P.(2002). Spatio-temporal parameters of gait measured by an ambulatory system using miniature gyroscopes. *Journal of Biomechanics*, 35, 689-699.
- Bamberg, S. J. M., Benbasat, A. Y., Scarborough, D. M., Krebs, D. E. & Paradiso, J. A.(2008). Gait Analysis Using a Shoe-Integrated Wireless Sensor System. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 12(4), 413-423.
- Choi, J. S., Kang, D. W., Mun, K. R., Bang, Y. H. & Tack, G. R.(2009). Development of Gait Event Detection Algorithm using an Accelerometer. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 19(1), 159-166.
- Corazza, S., Mündermann, L., Chaudhari, A. M., Demattio, T., Cobelli, C. & Andriacchi, T. P.(2006). A markerless motion capture system to study musculoskeletal biomechanics: visual hull and simulated annealing approach. *Annals of Biomedical Engineering*, 34(6), 1019-1029.
- Eun, S. D., & Lee, K. K.(2004). The effect of the speed conditions on the gait pattern in treadmill walking of elderly persons. *The Korean Journal of Physical Education*, 43(5), 397-404.
- Hausdorff, J. M.(2005). Gait variability: methods, modelling and meaning. *Journal of Neuro Engineering & Rehabilitation*, 2(19).
- Hausdorff, J. M.(2009). Gait dynamics in Parkinson's disease: Common and distinct behavior among stride length, gait variability, and fractal-like scaling, *Chaos: An Interdisciplinary Journal of Nonlinear Science*, 19(2), 026113.
- Jasiewicz, J. M., Allum, J. H. J., Middleton, J. W., Barriskill, A., Condie, P., Purcell B. & Li, R. C. T.(2006). Gait event detection using linear accelerometers or angular velocity transducers in able-bodied and spinal-cord injured individuals. *Gait & Posture*, 24(4), 502-509.
- Kotiadis, D., Hermens, H. J. & Veltink, P. H.(2010). Inertial Gait Phase Detection for control of a drop foot stimulator Inertial sensing for gait phase detection. *Medical Engineering & Physics*, 32(4), 287-297.
- Lyons, G. M., Sinkjaer, T., Burrige, J. H. & Wilcox, D. J.(2002). A review of portable FES-based neural orthosis for the correction of drop foot. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 10, 260-279.
- Murata Manufacturing co., ltd.(2006). Piezoelectric Vibrating Gyroscopes, <http://www.alldatasheet.co.kr/datasheet-pdf/pdf_kor/191258/MURATA/ENC-03R.html>.
- O'Connor, C. M., Thorpe, S. K., O'Malley, M. J. & Vaughan, C. L.(2007). Automatic detection of gait events using kinematic data. *Gait & Posture*, 25(3), 469-474.
- Pappas, I. P., Popovic, M. R., Keller, T., Dietz, V., & Morari, M.(2001). A reliable gait phase detection system. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 9(2), 113-125.

- Parvataneni, K., Ploeg, L., Olney, S. J. & Brouwer, B.(2009). Kinematic, kinetic and metabolic parameters of treadmill versus overground walking in healthy older adults. *Clinical Biomechanics*, 24, 95-100.
- Perry, J.(1992). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. Thorofare, NJ, SLACK, Inc.
- Ruterbories, J., Spaich, E. G., Larsen, B., & Anderson, O. K.(2010). Methods for gait event detection and analysis in ambulatory systems. *Medical Engineering & Physics*, 32(6), 545-552.
- Skelly, M. M., & Chizeck, H. J.(2001). Real-time gait event detection for paraplegic FES walking. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 9(1), 59-68.
- Watt, J. R., Franz, J. R., Jackson, K., Dicharry, J., Riley, P. O. & Kerrigan, D. C.(2010). A three-dimensional kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy elderly subjects. *Clinical Biomechanics*, 25, 444-449.
- West, B. J., & Griffin, L. A.(2004). *Biodynamics : Why the Wrewalker Doesn't Fall*. A John Wiley & Sons, Inc.
- Winter, D. A.(2005). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement(3rd edition)*. New York, John Wiley & Sons, Inc.