

# 3축 가속도 센서를 이용한 보행 불균형 평가 시스템에 관한 연구

## A Study on Gait Imbalance Estimation System using 3-axis Accelerometer

최항적\*, 박용덕, 심현민, 이상민

C. H. Choi, Y. D. Park, H. M. Sim, S. M. Lee

### 요 약

본 논문에서는 3축 가속도 센서를 이용하여 보행 불균형을 진단하는 효율적 시스템을 제안한다. 제안된 하드웨어 시스템은 주로 보행시 발목 세 방향의 가속도를 무선으로 측정할 수 있는 3축 가속도 센서와 데이터 전송을 위한 임베디드 시스템으로 구성되어 있다. 획득된 데이터를 정규화 처리한 후, ROCC (ratio of correlation coefficient)를 이용하여 정상적인 보행의 대칭성과 비정상적인 보행의 대칭성을 비교 분석하였다. 건강한 성인 10명을 대상으로 실험을 실시하였고 개인당 총 5회 반복 실험을 하였다. 비정상 보행을 만들기 위해 한쪽 발의 굽의 높이를 변화시켰다. 결과를 보면 보행 불균형이 커질수록 ROCC의 값이 점차 기준에서 멀어지는 것을 알 수 있었으며 제안된 시스템이 보행 불균형 평가에 사용가능한 것이 확인되었다.

### ABSTRACT

In this paper, an efficient system using 3-axis accelerometer is proposed to diagnose the gait imbalance. The proposed hardware system consists of two 3-axis accelerometers to measure 3 directional acceleration of ankles and an embedded system to transfer the data. The acquired data were normalized and then compared to analyze the symmetry between normal and abnormal gait with ROCC (ratio of correlation coefficient). 10 healthy subjects were participated and each subject repeated the experiment 5 times. To make unbalanced ambulation, the height of the heel of one foot was changed during experiments. From the results, it is verified that ROCC index grew apart from the reference according to growing imbalance and the proposed system could be available for estimation of gait imbalance.

**Keyword** : 3-axis accelerometer, Gait Imbalance, Acceleration, ROCC, Symmetry

## 1. 서론

접 수 일 : 2015.01.14

심사완료일 : 2015.02.06

게재확정일 : 2015.02.28

\* 최항적 : 인하대학교 전자학과 석사과정  
cuihangdi0827@hotmail.com (주저자)

박용덕 : 인하대학교 전자학과 석사과정  
garumeal@naver.com (공동저자)

심현민 : 인하대학교 정보전자공동연구소 연구교수  
elecage@gmail.com (공동저자)

이상민 : 인하대학교 전자학과 교수  
sanglee@inha.ac.kr (교신저자)

※ 이 논문은 2010년도 정부(교육부)의 재원으로 한국연구

최근 information & communication technology (ICT) 기술이 발전하고 인간의 삶의 질 향상에 대한 관심이 증대됨에 따라 인간이 신체활동 편의성을 추구하고 삶의 기본 욕구인 보행에 대한 많은 연구가 이루어지고 있다 [1]. 인간의 보행은 각 하지의 관절과 근육들이 조화롭게 움직여 몸의 이동에 따른 연속적인

재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업(2010-0020163)과 미래창조과학부 및 정부통신산업진흥원의 IT융합 고급인력과정 지원사업의 연구결과로 수행되었음(NIPA-2013-H0401-13-1006)

다리의 움직임에 말하는 것인데[2], 실제로 장애를 가진 사람들뿐만 아니라 정상인들 중에서도 보행의 불균형이 나타나는 사람들이 있다. 이는 잘못된 걸음 습관이나 선천적인 다리 길이의 차이로 나타나는 현상들이라 할 수 있다. 현재 국내외에서 다양한 보행분석 연구가 활발히 진행되고 있다[3,4]. 그러나 3차원 동작분석의 경우, 여러 대의 카메라와 넓은 공간이 필요하며 지면반력을 이용한 실험에서는 고가의 압력 판이 필요하다. 따라서 이러한 실험들을 이용한 보행분석 연구는 높은 비용과 공간적 제약의 단점을 가지고 있다. 이를 해결하기 위해 최근에 가볍고 비용이 저렴한 가속도 센서를 이용하여 일상생활에서 인간의 행동을 인식하고 동작을 분석하여 여러 분야에 활용하려는 노력들이 다양하게 진행되고 있다[3][5-8]. 본 연구에서는 효율적으로 보행 진단을 할 수 있는 가속도 센서 기반의 3축 무선 보행 측정 시스템을 제안한다.

본 논문은 다음과 같이 구성되어 있다. 2장에서는 배경 이론으로 보행에 관한 개념과 보행 시 발생하는 신체 기관의 특징에 대해 설명한다. 3장에서는 제안된 보행 분석 시스템과 개발한 보행신호 측정기기 그리고 보행 편위 판단지표에 대해 논한다. 4장에서는 제안된 알고리즘에 대한 실험 결과를 보여주며, 5장에서는 연구 내용에 관한 결론을 맺어 본 논문을 마친다.

## 2. 배경 이론

보행은 몸의 중심을 유지하며 신체를 전진시키는 과정을 말한다. 이는 양쪽 다리의 다양한 근육과 관절이 상호 유기적이고 반복적으로 동작함으로써 좌우의 균형을 이루며 진행된다[9]. 보행주기는 보행 분석을 연구할 때 중요한 포인트들 중의 한 가지이다. 보행주기는 활보(stride)라는 용어에 의해서 정의되기도 한다. 간혹 걸음(step)이라는 단어를 사용하지만 보행주기를 정의하기에는 부적절하다. 걸음은 한쪽 하지의 뒤꿈치가 땅에 닿기에서부터 반대쪽 하지의 뒤꿈치가 닿기까지의 동작을 말하며, 활보는 한쪽 하지의 뒤꿈치가 땅에 닿기에서부터 또 다시 같은 쪽 하지의 뒤꿈치가 땅에 닿기까지의 동작을 말한다. 즉 한 활보에는 두 개의 걸음이 있으며 보행주기를 말할 때는 걸음보다는 활보를 사용함이 옳다. 그림 1은 걸음과 활보를 나타낸다.

본 연구에서는 주로 족관절에 대한 연구가 진행되고 있었다. 다리(경골)와 발 사이의 연결부는 특이한 관계가 나타나게 된다. 이러한 해부학적 부분에서는 수직의 체중부하(weight bearing) 힘이 수평의 지지구조로 전달된다.

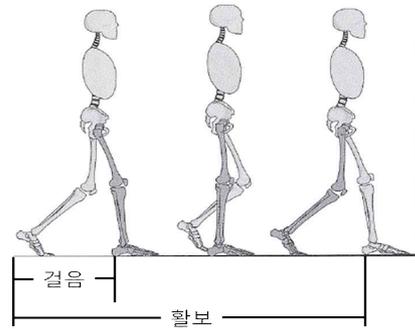


그림 1. 활보와 걸음

일반적으로 족관절은 다리와 발의 상호작용으로 이루어지는데, 좀 더 정확한 표현으로는 거골하관절(subtalar)을 포함한다. 거골(talus)은 하지 체중부하의 수직 축 바로 아래, 즉 경골과 중골 사이에 놓여 있고, 발은 중골로부터 발가락까지를 말한다. 거골은 순수하게 수평적인 요소로 보기는 어렵고, 바닥에 직접 접촉하는 발을 지지해주는 구조물이라고 보면 될 것이다. 거골은 다리(경골)와 발(중골) 사이에서 체중부하의 연결을 제공하는 역할보다는 관절의 축을 두 개로 만들어 3차원의 운동성을 제공하게 된다.

## 3. 제안된 보행분석 시스템

### 3.1 3축 가속도 센서를 이용한 보행 분석 시스템

본 연구에서는 보행 시 발목의 가속도를 이용하여 보행의 불균형을 판단한다. 불균형 보행을 할 때는 좌우가 대칭되지 않고 발목이 상하방향, 전후방향, 좌우방향에 있는 가속도가 다르다는 것을 착안하여 연구를 시작하였다. 발목의 가속도에 의해서 보행의 불균형이 올바르게 판단하는지 확인하기 위해 보행 불균형을 만드는 굽의 높이를 0cm ~ 6cm 까지 1.5cm 간격으로 조절하여 총 5회 실험의 결과를 서로 비교하였다. 그림 2는 본 연구를 진행한 블록도이다.

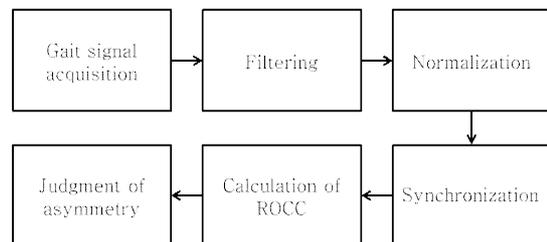


그림 2. 보행 불균형 판단 시스템의 블록도

### 3.2 발목 가속도 측정기기

그림 3은 본 연구에서 제안한 보행분석 시스템의 블록도를 보여준다. ATMEL사의 ATmega2560 CPU 칩으로 구성된 마이크로 컨트롤러 보드 Arduino Mega2650이 3축 가속도센서로부터 데이터를 획득한 후 ITEAD사의 블루투스 모듈 HC-05를 이용하여 컴퓨터에 전송하면, 컴퓨터는 전송된 데이터를 이용하여 상호상관분석 방법으로 보행 대칭성을 판단하도록 하였다.

인간의 육체 활동의 가속도 범위는  $\pm 12g$ 이며[10], 본 연구에서는 가속도 센서는 3축의 가속도성분을 측정할 수 있는 Invensense사의 MPU6050를 사용하였고  $\pm 16g$ 의 범위에 해당하는 값을  $\pm 32768$ 의 데이터로 출력하여 I2C(Inter-Integrated Circuit) 통신으로 Arduino 보드와 연결하였다. 가속도 센서의 표본화율은 100Hz이고 본 연구에서는 16bits인 아날로그 디지털 변환기를 이용하여 가속도의 디지털 신호를 받는다. 또한 5Hz 저역통과필터를 사용하여 진저리를 한다. 그림 4와 같이 Arduino 보드와 블루투스, 그리고 7V~12V 입력 전압 범위를 맞추어 선택한 9V 건전지를 만능기판에서 고정하였다.

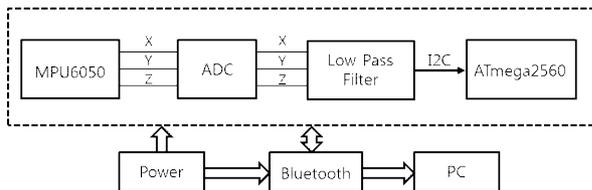


그림 3. 제안한 가속도 센서 기반의 보행분석 장치

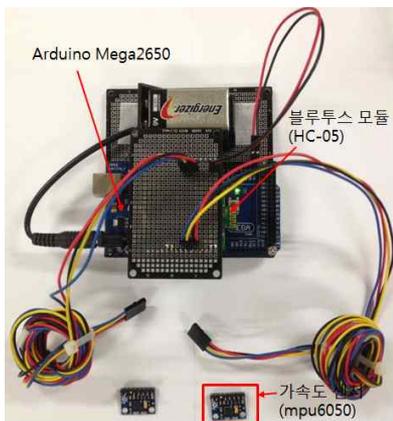


그림 4. 구현한 발목 가속도 측정기기

### 3.3 윈도우 응용 프로그램

본 논문에서는 그림 5와 같이 발목 가속도 측정 기기에서 연동된 데이터 수집용 응용 프로그램을 이용하여 발목 가속도 신호를 확인하고 저장한다. 이 윈도우 응용 프로그램은 자체 개발한 Qt Creator 기반의 C++언어로 작성하는 다 채널 데이터 수집 소프트웨어이며, 데이터 모니터 기능, 그래프 모니터 기능, 데이터 저장 기능 총 세 부분으로 구성되었다.

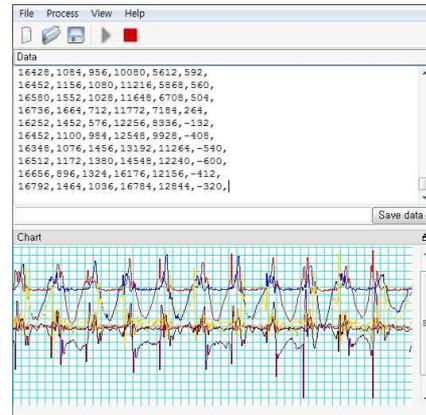


그림 5. 데이터 수집용 응용 프로그램 GUI 화면

### 3.4 보행 편위 판단지표

보행 시 발생하는 편위를 정량화하기 위하여 보행 불균형 지표를 사용하였다. 보행 불균형을 정량화하기 위해 사용되는 지표는 여러 가지가 있으며 [11-14], 본 연구에서는 가속도 신호에 적용할 수 있는 ROCC(ratio of correlation coefficient)[6][15]를 이용하여 좌우 불균형을 판단하였다.

본 연구에서는 왼발과 오른발의 발목 가속도를 측정 후 양발의 상호상관계수를 계산한다. 두 랜덤 프로세스  $X(t)$  및  $Y(t)$ 의 상호상관함수(cross-correlation function)는 식(1)로 정의되었다.

$$R_{XY}(t_1, t_2) = E[X(t_1) Y(t_2)] \tag{1}$$

$$R_{XY}(t, t + \tau) = E[X(t) Y(t + \tau)] \tag{2}$$

$t_1 = t, \tau = t_2 - t_1$ 로 높으면, 식(1)은 식(2)와 같이 쓸 수 있다.  $X(t)$ 와  $Y(t)$ 가 적어도 광의의 결합 정상(jointly wide-sense stationary)이면,  $R_{XY}(t, t + \tau)$ 는 절대 시간에 무관하므로, 식(3)과 같이 쓸 수 있다.

$$R_{XY}(\tau) = E[X(t)Y(t+\tau)] \quad (3)$$

$$R_{XY}(t, t+\tau) = 0 \quad (4)$$

만일 식(4)라면,  $X(t)$ 와  $Y(t)$ 는 직교 프로세스(orthogonal process)라고 부른다. 이들 두 프로세스가 통계적으로 독립이라면, 상호상관함수는 식(5)가 된다.

$$R_{XY}(t, t+\tau) = E[X(t)]E[Y(t+\tau)] \quad (5)$$

설계된 발목 가속도 측정기기를 이용하여 그림 6과 같이 피 실험자 1의 정상보행시의 가속도 신호를 얻었다.

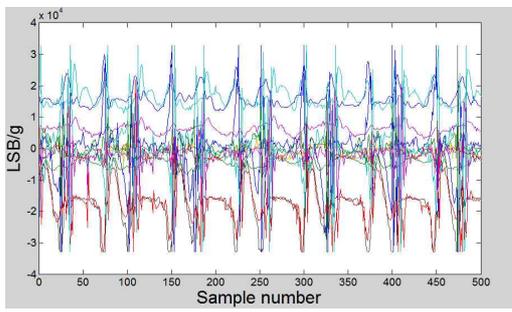


그림 6. 피 실험자 1의 정상보행시의 원신호

식(5)를 이용하여 MATLAB에서 그림7과 같이 정규화와 동기화를 한 후 왼발, 오른발의 가속도의 상호상관계수를 계산하였으며, 화살표로 표시한 확보마다 얻는 피크 값의 평균값  $\bar{R}$ 를 구한다. X축은 표본의 개수를 표시하고 Y축은 정규화 한 값으로 범위는 -1~1로 표시된다.

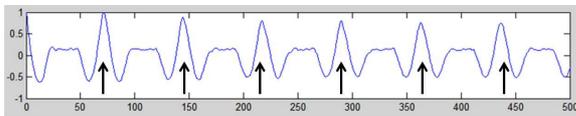


그림 7. 피 실험자 1의 정상보행시의 상관관계 그래프

식(6)로 정의된 ROCC를 이용하여 좌우 불균형을 판단하였다.

$$ROCC = \frac{\overline{R_{abnormal}}}{\overline{R_{normal}}} \quad (6)$$

여기서  $\overline{R_{abnormal}}$ 은 비정상 보행 시 왼발과 오른발

사이의 평균 상관계수이고,  $\overline{R_{normal}}$ 은 정상 보행 시 왼발과 오른발 사이의 평균 상관계수를 나타낸다.

## 4. 법 및 실험방결과

### 4.1 실험 방법

본 논문에서는 발목의 가속도 측정을 위하여 3축 가속도 측정기를 사용하였으며, 3축 가속도 측정기는 사람이 보행 시의 전진방향을 전 방향으로 정하여 사람의 상하방향 (x축), 전후방향 (y축), 좌우방향 (z축)의 보행 가속도를 측정한다. 3축 가속도 센서를 붙인 부위는 그림 8과 같다.



그림 8. 가속도 센서를 착용한 위치

표 1. 실험 대상자의 특성

특성	실험 대상자
성별(남:여)	10:0
나이	26.4±1.56
체중(kg)	75.8±12.91
신장(cm)	176.1±4.44

병적보행과 관련된 외상이나 질병이 없는 20대의 건강한 성인 남성 10명을 대상으로 실험을 진행하였다. 표 1은 실험 대상자의 특성을 보여준다. 피 실험자는 그림 9와 같이 3축 가속도 측정기기를 착용하고, treadmill위에서 일반적인 보행의 속도인 3km/h의 일정한 속도로 걸음을 유지하였다.

각 실험자는 총 30초의 보행을 실시하였다. 측정된 데이터는 100Hz로 표본화되어 Bluetooth로 측정기와 연결된 PC로 전송된다. 전송된 신호는 장치에서 연동된 데이터 수집용 응용 프로그램을 이용하였다. 30초 동안 획득한 데이터를 정규화 및 동기화로 처리하여 왼발, 오른발 가속도 데이터의 상호상관계수를 계산하였다.

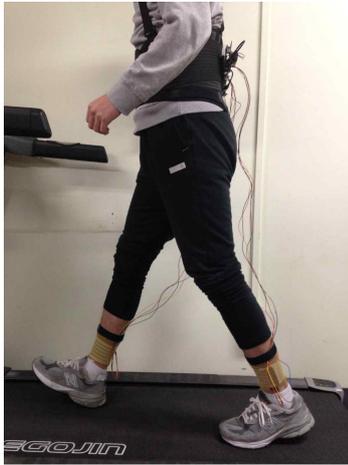


그림 9. 보행 실험

각 활보의 상관계수를 이용하여 정상보행의 상관계수와 비정상보행의 상관계수의 비인 ROCC을 계산하였다. 본 연구에서는 보행에서의 좌, 우의 보행 불균형을 판단하는 실험으로써, 또한 신뢰도와 비교 실험을 위하여 정상 보행과 비대칭성을 나타내는 불균형 보행이 필요하다. 따라서 피 실험자는 먼저 정상 보행을 실시 한 후, 충분한 휴식을 가지고 보행 불균형을 만드는 1.5cm, 3.0cm, 4.5cm, 6.0cm인 굵을 이용하여 총 5회 실험을 반복 진행하였다.

4.2 실험 결과

표 2와 같이 0~6.0cm의 비정상 보행 시의 왼발과 오른발을 비교하여 얻은 ROCC 지수는 1.5cm의 비정상 보행의 경우 상하방향 0.8996, 전후방향 0.9344, 좌우방향 0.8929, 3.0cm의 비정상 보행의 경우 상하방향 0.741, 전후방향 0.6512, 좌우방향 0.7475, 4.5cm의 비정상 보행의 경우 상하방향 0.627, 전후방향 0.4, 좌우방향 0.6975, 6.0cm의 비정상 보행의 경우 상하방향 0.4367, 전후방향 0.2055, 좌우방향 0.6165로 보행 불균형을 판단 할 수 있었다

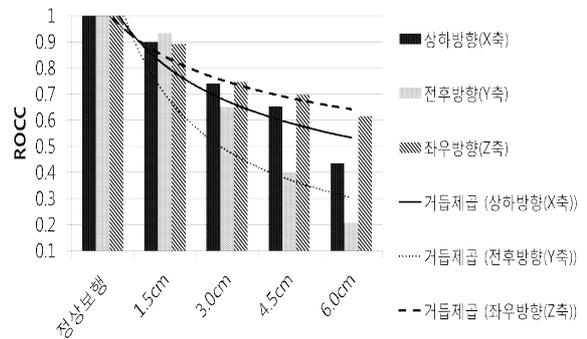


그림 10. 가속도 센서를 이용한 ROCC 결과

1.5cm 간격으로 보행 불균형을 만들어 보행 가속도를 비교하였을 경우 왼발과 오른발의 발목 가속도의 상호상관계수가 달라져 보행의 불균형이 발생하였으며, 이를 이용하여 ROCC값을 계산한 결과 그림 10에서 보는바와 같이 정상보행 시의 경우 ROCC의 값은 기준값으로 1이 되고 보행불균형이 발생 할수록 ROCC의 값이 점차 기준에서 감소하였다. 이러한 변화의 추이를 쉽게 표현하기 위해 거듭제곱을 사용하였고 거듭제곱 곡선을 보면 Y축인 전후방향의 값의 변화량이 많음을 알 수 있다.

제안한 3축 가속도 센서를 이용하여 ROCC 값을 통한 보행 편위 평가 방법의 성능을 검증하기 위하여 통계적이 유의성을 판단하였다. 본 논문에서는 paired t-test를 이용하여 표 3과 같이 정상상태와 비교할 때 굵 1.5cm인 보행 상태 시 p-value는 x축  $1.000 \times 10^{-4}$ , y축  $4.000 \times 10^{-4}$ , z축  $3.336 \times 10^{-8}$ , 굵 3.0cm인 보행 상태 시 p-value는 x축  $5.8389 \times 10^{-11}$ , y축  $1.6083 \times 10^{-9}$ , z축  $2.310 \times 10^{-11}$ , 굵 4.5cm인 보행 상태 시 p-value는 x축  $7.3919 \times 10^{-11}$ , y축  $3.8347 \times 10^{-14}$ , z축  $4.251 \times 10^{-11}$ , 굵 6.0cm인 보행 상태 시 p-value는 x축  $4.2593 \times 10^{-11}$ , y축  $1.3418 \times 10^{-11}$ , z축  $6.133 \times 10^{-8}$ 으로 계산하였으며,

표 2. 0~6.0cm 보행 실험에서의 가속도 센서를 이용한 보행 결과

0~6.0cm 보행	피 실험자					
	상하방향		전후방향		좌우방향	
	활보	ROCC	활보	ROCC	활보	ROCC
0cm	0.8297±0.058	1	0.8705±0.087	1	0.8147±0.039	1
1.5cm	0.7452±0.046	0.8996±0.05	0.8118±0.07	0.9344±0.038	0.7274±0.037	0.8929±0.02
3.0cm	0.6155±0.061	0.741±0.039	0.5671±0.07	0.6512±0.045	0.6093±0.05	0.7475±0.044
4.5cm	0.5422±0.065	0.6527±0.056	0.3482±0.069	0.4000±0.056	0.5681±0.031	0.6975±0.026
6.0cm	0.3626±0.05	0.4367±0.048	0.1768±0.049	0.2055±0.06	0.5014±0.058	0.6165±0.075

표 3. Paired t-test를 이용한 유의성 평가 결과

보행 상태	p-value (x축)	판단 결과	p-value (y축)	판단 결과	p-value (z축)	판단 결과
정상~1. 5cm	$1.000 \times 10^{-4}$	<0.05	$4.000 \times 10^{-4}$	<0.05	$3.336 \times 10^{-8}$	<0.05
정상~3. 0cm	$5.8389 \times 10^{-11}$		$1.6083 \times 10^{-9}$		$2.310 \times 10^{-11}$	
정상~4. 5cm	$7.3919 \times 10^{-11}$		$3.8347 \times 10^{-14}$		$4.251 \times 10^{-11}$	
정상~6. 0cm	$4.2593 \times 10^{-11}$		$1.3418 \times 10^{-11}$		$6.133 \times 10^{-8}$	

모두에서  $p < 0.05$ 의 값을 가지므로 제안된 3축 가속도를 이용한 보행 편위 분석 시스템으로 보행 불균형 평가를 할 수 있다는 것을 통계 유의성 검정에 의하여 확인하였다.

### 5. 결론

걸음걸이의 장애를 가진 사람들은 보행에 여러 가지 불편을 겪는다. 실제로 장애를 가진 사람들뿐만 아니라 정상인들 중에서도 보행의 불균형이 나타나는 사람들이 있다. 이는 잘못된 보행 습관이나 선천적인 다리 길이의 차이로 나타나는 현상들이라 할 수 있다. 현재 보행 분석을 위한 연구가 많이 진행되고 있는 가운데 영상처리가 아닌 3축 가속도 센서를 이용한 보행 분석 시스템은 연구가 미약한 실정이다. 보통 영상처리를 위한 보행 분석 시스템은 많은 카메라를 요구하며, 카메라의 설치비용 및 공간적인 제한으로 인해 많은 어려움을 겪는다. 이에 반해 발목 가속도 등을 이용한 연구는 비교적 공간적인 제한도 적을뿐더러 비용 측면에서도 여러 장점을 나타낸다. 본 논문에서는 3축 가속도 센서 기반의 무선 보행 측정 시스템을 제안하여 보행 시 발목 가속도를 측정하였고, 비교적 분석이 간단한 좌우 비대칭인 비정상보행을 판단하였다. 3축 가속도 센서로부터 획득한 데이터를 정규화 처리한 후, ROCC를 이용하여 정상적인 보행의 대칭성과 비정상적인 보행의 대칭성을 비교 분석하였다. 3축 가속도 센서 기반의 무선 보행 측정 시스템을 통해 측정된 정상보행과 1.5cm의 굽을 차례로 추가하여 최대 6cm 까지 임의의 불균형을 만들어 실험을 실시한 비정상 보행의 발목 가속도의 값을 상하방향, 전후방향, 좌우방향으로 나누어 결과를 고찰하였다. 결과를 보면 보행 불균형이 발생 할수록 ROCC의

값이 점차 기준에서 멀어졌으며 제안된 시스템을 이용하여 보행 불균형 판단이 가능한 것으로 분석되었다. 그리고 통계적으로 paired t-test를 이용하여 0~6cm의 보행 상태에서  $p < 0.05$ 의 값을 가지므로 제안된 3축 가속도를 이용한 보행 편위 분석 시스템으로 보행 불균형 평가를 할 수 있다는 것을 통계 유의성 검정에 의하여 확인하였다. 추후 실험에 편마비와 파킨슨병 등 병적인 기전으로 인하여 좌우의 보행이 비대칭인 환자들을 상대로 실험을 실시하여 보행 불균형의 정확도와 신뢰성을 높일 수 있을 것이라고 생각한다. 또한 임상에서의 실용을 위해 더 좋은 성능의 센서, 착용했을 때의 편리함을 고려한 디자인을 구상 중이며, 기존의 3차원 동작 분석기와 비교 분석하여 보행 불균형 환자의 3차원 보행 특성을 더욱 명확하게 분석하고자 한다.

### 참 고 문 헌

- [1] 최항적, 김유현, 마상용, 박용덕, 심현민, 이상민, “가속도 센서를 이용한 보행분석에 대한 연구,” 한국재활복지공학회 2014, 제 8 권, 제 2 호, 한국재활복지공학회, pp. 254-256, 2014
- [2] H. B. Skinner, and D. J. Effney, “Gait analysis in amputees,” *American Journal of Physical Medicine*, vol. 64, no. 2, pp. 82-89, 1985
- [3] L. D. Alexander, S. E. Balck, K. K. Patterson, F. Gao, C. J. Dadells, and W. E. McIlroy, “Association Between Gait Asymmetry and Brain Lesion Location in Stroke Patients,” *Stroke*, vol. 40, pp. 537-544, 2009
- [4] S. Tadano, R. Takeda, and H. Miyagawa, “Three Dimensional Gait Analysis using Wearable Acceleration and Gyro Sensors based on Quaternion Calculations,” *Sensors*, vol. 13, no. 7, pp. 9321-9343, 2013
- [5] D. J. Moon, J. Y. Kim, H. D. Jung, M. S. Kim, J. Y. Kim, H. K. Min, and H. H. Choi, “A Study on The Gait Cycle Analysis using Acceleration Sensor and EMG,” *The Institute of Electronics and Information Engineers*, vol. 37, no. 1, pp. 1265-1268, 2014
- [6] R. Moe-Nilssen, and J. L. Helbostad, “Estimation of Gait Cycle Characteristics by Trunk Accelerometry,” *Journal of Biomechanics*, vol. 37, no. 1, pp. 121-126, 2004

[7] C. C. Yang, Y. L. Hsu, K. S. Shih, and J. M. Lu, "Real-Time Gait Cycle Parameter Recognition Using a Wearable Accelerometry System," *Sensors*, vol. 11, no. 8, pp. 7314-7326, 2014

[8] G. S. Heo, S. H. Yang, S. R. Lee, J. G. Lee, and C. Y. Lee, "A Study on Particular Abnormal Gait Using Accelerometer and Gyro Sensor," *Journal of the Korean Society for Precision Engineering*, vol. 29, no. 11, pp.1199-1206, 2012

[9] 정석, 이성용, Perry의 보행분석, 2nd ed, Seoul, Korea: 영문출판사, pp.3-7, 2012

[10] R. Liu, L. Huang, S. W. Li, and Y. Liu, "Gait Analysis Based on Gait Acceleration," *Chinese Journal of Sensors and Actuators*, vol. 22, no. 6, pp. 893-896, 2009

[11] H. Sadeghi, P. Allard, F. Prince, and H. Labelle, "Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review," *Gait and Posture*, vol. 12, pp.34-45, 2000

[12] J. R. Perttinen, E. Anttila, J. Sodergard, J. Merikanto, and P. V. Komi, "Gait asymmetry in patients with limb length discrepancy," *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, vol. 14, pp. 49-56, 2004

[13] T. Karaharju-Huisman, S. Taylor, R. Begg, J. Cai, and R. Best, "Gait Symmetry Quantification During Treadmill Walking," Seventh Australian and New Zealand Intelligent Information Systems Conference, Perth, Western Australia, vol. 18, no. 21, pp. 203-206, Nov. 2001

[14] L. D. Alexander, S. E. Balck, K. K. Patterson, F. Gao, C. J. Dadells, and W. E. McIlroy, "Association Between Gait Asymmetry and Brain Lesion Location in Stroke Patients," *Stroke*, vol. 40, pp. 537-544, 2009

[15] A. Tura, M. Raggi, L. Rocchi, A. G. Cutti, and L. Chiari, "Gait Symmetry and Regularity in Transfemoral Amputees Assessed by Trunk Accelerations," *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, vol. 7, no. 4, 2010



**최항적**

2013년 2월 인하대학교 전자공학과 졸업(학사)  
2015년 2월 인하대학교 대학원 전자공학과 졸업

관심분야 : 패턴 분류, 생체신호처리



**박용덕**

2014년 2월 환경대학교 전기전자제어공학과 졸업(학사)  
2014년 3월 - 현재 인하대학교 대학원 전자공학과 석사과정 재학중

관심분야 : 의용공학



**심현민**

2001년 2월 인하대학교 전자공학과 졸업 (학사)  
2003년 2월 인하대학교 대학원 전자공학과 졸업(석사)  
2007년 2월 인하대학교 대학원 전자공학과 졸업(박사)  
2007년 4월 - 2012년 8월 LIG 넥스원 S/W연구센터 수석연구원  
2012년 9월-현재 인하대학교 정보전자공동연구소 연구교수

관심분야 : Implantable rehabilitation engineering, Mobile robotics, Embedded system design



**이상민**

1987년 2월 인하대학교 전자공학과 졸업 (학사)  
1989년 2월 인하대학교 대학원 전자공학과 졸업(석사)  
2000년 2월 인하대학교 대학원 전자공학졸업(박사)  
2006년 9월-현재 인하대학교 전자공학과 교수

관심분야 : Bio-Signal Processing, Psycho-Acoustic, Brain-Machine Interfac