

가속도센서와 각속도센서를 이용한 특정 비정상보행에 관한 연구

A Study on Particular Abnormal Gait Using Accelerometer and Gyro Sensor

허근섭¹, 양승한¹, 이상룡¹, 이종규², 이춘영^{1,✉}

Geun Sub Heo¹, Seung Han Yang¹, Sang Ryong Lee¹, Jong Gyu Lee², and Choon-Young Lee^{1,✉}

¹ 경북대학교 기계공학부 (School of Mechanical Engineering, Kyungpook National University)

² 경북대학교 기계연구소 (Institute of Mechanical Engineering Technology, Kyungpook National University)

✉ Corresponding author: cylee@knu.ac.kr, Tel: 053-950-7541

Manuscript received: 2011.7.15 / Revised: 2012.4.27 / Accepted: 2012.7.26

Recently, technologies to help the elderly or disabled people who have difficulty in walking are being developed. In order to develop these technologies, it is necessary to construct a system that gathers the gait data of people and analysis of these data is also important. In this research, we constructed the development of sensor system which consists of pressure sensor, three-axis accelerometer and two-axis gyro sensor. We used k-means clustering algorithm to classify the data for characterization, and then calculated the symmetry index with histogram which was produced from each cluster. We collected gait data from sensors attached on two subjects. The experiment was conducted for two kinds of gait status. One is walking with normal gait; the other is walking with abnormal gait (abnormal gait means that the subject walks by dragging the right leg intentionally). With the result from the analysis of acceleration component, we were able to confirm that the analysis technique of this data could be used to determine gait symmetry. In addition, by adding gyro components in the analysis, we could find that the symmetry index was appropriate to express symmetry better.

Key Words: Wearable Robot (근력증강 로봇), Accelerometer (가속도센서), Gyro Sensor (각속도 센서), Gait Analysis System (보행분석 시스템), k-means Algorithm (k-평균 알고리즘), Symmetry Index (대칭지수)

기호설명

a_x = x-axis element of three-axis accelerometer

a_y = y-axis element of three-axis accelerometer

a_z = z-axis element of three-axis accelerometer

ω_x = x-axis element of dual-axis gyro sensor

ω_y = y-axis element of dual-axis gyro sensor

1. 서론

현대 산업에서 로봇산업은 제조공정의 자동화

에 따른 매니플레이터 개발 및 물체를 운반하는 이동로봇을 개발하면서 축적된 기술을 바탕으로 의료용 로봇, 군사용 로봇 등 다양한 분야로 확대, 성장하고 있고, 이에 대응한 근력증강 로봇기술이 개발되고 있다. 이러한 기술은 하반신에 장착하여 무거운 물체를 운반할 수 있도록 보행을 도와주는 기술,¹ 고령자 또는 신체장애로 인하여 보행이 불편한 사람들이 안정되고 자연스러운 보행을 도와주는 기술² 등이 있다.

인간의 보행은 각 하지의 관절과 근육들이 조화롭게 움직여 몸의 이동에 따른 연속적인 다리의 움

직임을 말하는 것인데, 인간의 보행동작을 분석하여 정상인의 보행과 환자의 비정상적인 보행을 비교 분석하여 진단에 활용하였다. 고계훈³ 등은 정상보행과 무릎 통증으로 인한 비정상보행의 차이를 3차원 운동측정장치를 이용하여 획득한 자료를 카오스 이론을 적용하여 정상보행여부를 판별할 수 있는 기준을 제시하였다. 최진승⁴ 등은 알츠하이머 치매, 초기인지장애 및 일반 고령자의 보행을 3축 가속도 센서로부터 획득한 자료를 확률통계방법을 이용하여 보행의 차이를 보여주었다. Muniz⁵ 등은 정상인과 하지 골절환자의 보행에 따른 지면 반발력의 주성분을 해석하는 방법으로 보행차이를 판별하였다.

여러 가지 보행분석 중에서 보행주기시간, 디딤 시간 등 보행주기내의 특정 사건에 관계된 항목을 이용하여 인간의 보행을 분석할 수 있다. 본 연구에서는 발가락 떼기(TO: toe off)와 뒷굽 닿기(HS: heel strike)⁶ 사이에서 발생하는 보행의 동작을 분석하였고, 이러한 보행 동작의 분석에 필요한 자료를 획득하기 위한 국내 연구 중에서 강동원⁷ 등은 3축 가속도센서 및 각속도센서를 사용하면서 TO 및 HS가 이루는 축에서의 가속도센서 신호의 특징을 추출하여 장시간 보행 패턴을 측정하였고, 허지운⁸ 등은 2축 가속도센서를 사용하여 보행 이벤트 검출하였고, 안승찬⁹ 등은 저항센서와 각속도센서를 사용하여 보행주기 검출시스템을 개발하였다. 국외에서도 3축 가속도센서와 각속도센서 등 다양한 센서들을 사용하여 보행분석 연구가 활발히 진행되고 있다. Sagawa¹⁰ 등은 허리에 부착한 공기 압력센서 및 3축 가속도센서와 각속도센서를 이용하여 보행자의 걸음길이 특성에 상관없이 수평거리와 수직거리를 측정하였다. Ciobanu¹¹ 등은 가속도센서를 이용하여 발목을 다친 보행자가 휴대할 수 있는 장치를 설계하였다. Bamberg¹² 등은 3축 가속도센서, 3축 각속도센서, 힘센서, 굽힘센서, 압력센서 및 파고형센서 등으로 구성된 보행신발시스템을 이용하여 건강한 사람의 보행과 파킨슨병에 걸린 사람의 보행과의 차이를 판별할 수 있었다. Paradiso¹³ 등은 3축 가속도센서, 압력센서, 각속도센서, 3축 나침반 및 초음파센서 등 센서들을 융합하여 구성된 신발시스템을 이용하여 무용가의 발을 올려줄 수 있었다.

본 연구의 목적은 압력센서, 3축 가속도센서, 2축 각속도센서로 구성된 보행분석 시스템을 구축한 후, 가속도 및 각속도 센서로부터 획득한 각 자료들을 하나의 자료로 통합하고, 구간 선형분할을 이용하여 하나의 자료에서 특징들을 추출한 후,

k-평균 알고리즘을 이용하여 추출된 특징들을 여러 개의 집단(cluster)으로 분류하고, 이러한 집단을 바탕으로 나타낸 히스토그램으로부터 계산된 대칭지수(symmetry index)를 이용하여 정상인과 비정상인의 보행 판단에 중대한 영향을 미치는 가속도 및 각속도센서의 각 성분들의 특징을 분석하여 로봇 근력증강기술 개발에 활용하는 것이다.

2. 보행분석 시스템

2.1 보행분석 시스템의 구성

본 연구에서 구축한 보행분석 시스템의 구성도는 Fig. 1과 같다. ATMEGA사의 ATmega2561 CPU 칩으로 구성된 마이크로 컨트롤러 보드 M2561VBoard V2.2¹⁴가 압력센서, 3축 가속도센서 및 2축 각속도센서로부터 획득한 정보를 비동기 RS232 케이블을 이용하여 컴퓨터에 전송하면, 컴퓨터는 전송된 정보를 이용하여 보행 대칭지수 연산 알고리즘으로 대칭지수를 계산한다.

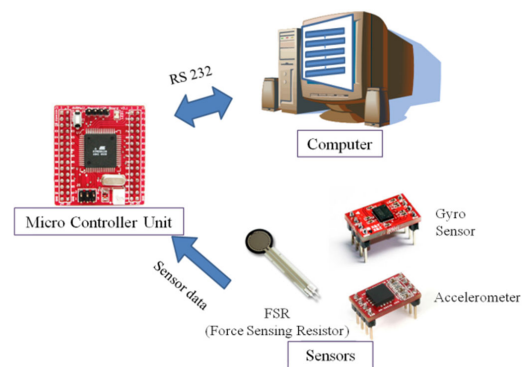


Fig. 1 Arrangement map of gait analysis systems

2.1.1 압력센서

압력센서는 보행할 때 보행동작의 신호를 검출하는 기준이 되는 발의 TO와 HS를 결정하는 것으로 FSR(Force Sensing Resistor) 402¹⁵를 사용하였다. 이러한 센서는 PTF(Polymer Thick Film) 소재로 만들어졌고 활성 영역에 힘이 증가되면 전기적 저항이 감소하는 센서로 제원은 Table 1과 같다.

Table 1 Specifications of FSR 042

Force Range	Force Resolution	Temperature Range	Rise Time
100 g ~ 10 kg	50 g	-30 ~ 70 °C	2msec

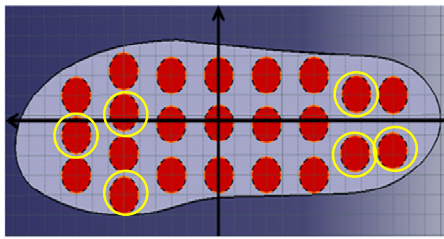


Fig. 2 Arrangement map of pressure sensors

Fig. 2 는 발바닥에 압력센서가 배치된 그림을 나타내고 TO 및 HS 의 압력측정을 위하여 전방 및 후방에 각각 3 개의 압력센서(O 표시)를 이용하였다. 이러한 배치는 보행 중 지속적으로 인식이 되는 부분의 실험을 수행한 결과로부터 센서효율을 높일 수 있기 때문이다.

2.1.2 가속도센서

3 축의 가속도성분을 측정할 수 있는 Freescale 사의 MMA7260Q 가속도계의 출력신호에 외부 저주파통과필터회로가 구현된 3 축 가속도센서 AM-3AXIS ver.2¹⁶ 를 사용하였다. 이러한 센서의 제원은 Table 2 와 같다.

Table 2 Specifications of accelerometer sensor

Operation Range	Sensitivity	Temperature Range	Current Consumption
2 g	600 mV/g	-40 ~ 105 °C	500 μ A

Fig. 3 은 발등의 한가운데에 부착된 1 개의 가속도센서가 배치된 그림을 나타낸다. 이 배치는 가속도센서 설치가 용이하기 때문이다.

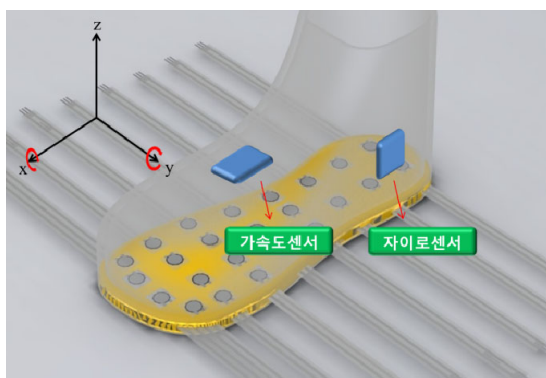


Fig. 3 Arrangement map of accelerometer and gyro sensors

2.1.3 각속도센서

각속도센서는 2 축 회전속도성분을 측정할 수 있는 Invensens 사의 IDG-300 각속도센서의 출력신호에 외부 저주파통과필터회로가 구현된 2 축 각속도센서 AM-GYRO¹⁶ 를 사용하였다. 이러한 센서의 제원은 Table 3 와 같다.

Table 3 Specifications of gyro sensor

Operation Range	Resolution	Temperature Range	Current Consumption
±500 °/s	2.0 mV/°/s	-20 ~ 85 °C	7 mA

Fig. 3 은 발목부근에 부착된 1 개의 각속도센서가 배치된 그림을 나타낸다. 이 배치는 발목의 회전을 고려하였다.

2.2 대칭지수 연산 알고리즘

대칭지수 연산 알고리즘은 보행자가 보행할 때 보행자의 왼발과 오른발의 보행 특징을 이용하여 양 발의 보행 상태를 판단하고 신호의 주요한 특징들을 보존하면서, 처리해야 할 필요가 있는 정보의 양을 줄일 수 있는 것으로 Fig. 4 와 같다.

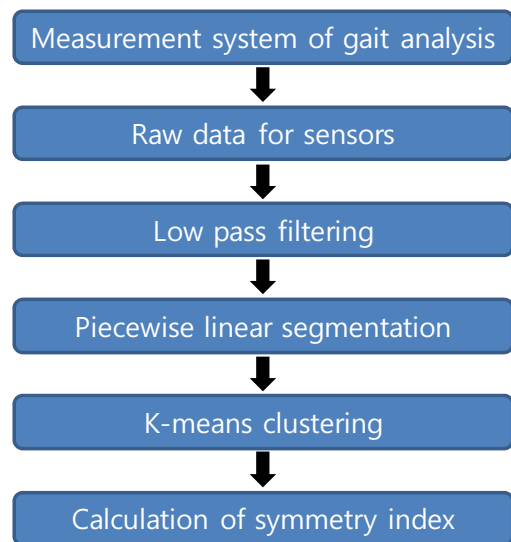


Fig. 4 Calculation algorithm of symmetry index

본 연구에서는 보행분석 시스템으로부터 획득한 3 축 가속도센서의 가속도 성분 a_x, a_y, a_z 및 2 축 각속도센서의 각속도 성분 ω_x, ω_y 의 원신호를

20 Hz 의 저주파통과필터를 이용하여 고주파 성분의 잡음을 제거 한 원신호를 식 (1)과 같이 하나의 값으로 계산한다.

$$R = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2 + \omega_x^2 + \omega_y^2} \quad (1)$$

식 (1)은 가속도센서 및 각속도센서의 각 축의 성분들을 모두 포함하고 있다. 이 식에 포함되어 있는 특징들을 추출하기 위하여 구간선형분할 (piecewise linear segmentation)¹⁷ 법을 이용한다. 본 연구에서는 다음과 같이 제안한 식 (2)를 이용하여 구간선형분할을 하였다.

$$E = \left| \frac{R_i R_{i+1}}{d_i d_{i+1}} - \frac{R_i R_{i+1}}{d_i d_{i+1}} \right|, (i = 1, 2, \dots, n) \quad (2)$$

식 (2)는 두 직선의 기울기의 차를 나타내는 것으로 R_i 은 선형분할이 시작되는 첫 번째 값이고 R_{i+1} 은 $(i+1)$ 번째의 R 값을 나타내고, 선분 d_i, d_{i+1} 은 R_i 의 값과 R_{i+1} 의 값 사이의 신호측정구간이고, n 은 신호의 개수이다. 선형분할은 E 의 값이 0.1 이하가 되면 R 의 첫 번째 값에서 $(i+2)$ 번째 값까지 직선 식의 확장 가능성을 연산하지만 E 의 값이 0.1 보다 크면 R_i 값을 R_1 값으로 하여 새로운 선형분할을 시작하는 방법으로 반복한다. 이러한 분할로 생성된 선분들은 각 선분의 특징을 나타내는 기울기와 길이 및 원신호의 특징을 나타내는 평균과 분산 등 여러 가지 특징을 포함하고 있다. 이러한 특징을 이용하여 각 선분마다 정규화한 R 의 분산, 각 축의 가속도 평균, 각 축의 각속도 평균, 정규화한 R 의 기울기, 표본개수 등 8 개의 정보를 추출할 수 있으며 정규화는 가속도와 각속도의 크기를 0~1 사이의 값으로 하였다.

추출된 정보들을 바탕으로 선분들은 k-평균 알고리즘¹⁸ 이용하여 여러 개의 집단으로 분류를 할 수 있다. 이러한 알고리즘은 주어진 정보들을 이용하여 각 집단의 중심점을 찾아내고 그 점들이 가능한 서로 멀리 떨어져 있도록 하는 것으로 본 연구에서는 k-평균 알고리즘을 이용하여 5 개에서 11 개의 집단을 구하였다. 이렇게 구한 집단의 배열 순서의 특성을 이용하여 히스토그램으로 나타낼 수 있었고 이 그래프를 바탕으로 계산되는 대칭지수 SI ¹⁹ 는 양 발 각각의 히스토그램을 누적하

여 나타낸 히스토그램의 도수의 차와 도수의 합의 절대값 비를 백분율로 나타낸 것으로 식 (3)와 같으며, 히스토그램으로 표현된 보행 특성을 비교하여 보행 대칭성을 판단하는 대칭지수를 의미한다.

$$SI = \frac{\sum_{i=1}^Z \frac{1}{n_i} \sum_{k=1}^K |h_{Ri}(k) - h_{Li}(k)|}{\sum_{i=1}^Z \frac{1}{n_i} \sum_{k=1}^K |h_{Ri}(k) + h_{Li}(k)|} \times 100 \quad (3)$$

여기서, Z 는 집단의 수, K 는 히스토그램에서 계급간격의 수, n_i 는 집단 i 에서 히스토그램의 양 발 중 도수가 0 이 아닌 계급구간의 최댓값, $h_{Ri}(k)$ 는 오른발 히스토그램 i 서 k 째 계급구간의 정규화한 값, $h_{Li}(k)$ 는 왼발 히스토그램 i 서 k 째 계급구간의 정규화한 값이다.

3. 실험 결과

3.1 보행시 가속도 및 각속도 변화

보행분석에 필요한 신호를 획득하기 위한 실험에서 피실험자의 신발에 압력센서, 3 축 가속도센서, 2 축 각속도센서를 부착하고 바닥에 45 cm 간격으로 표시된 보행 안내판을 따라 정상보행과 비정상보행을 하였다. 정상보행은 왼발이 보행 안내판을 따라 걸어가면서 왼발의 TO 동작을 보행 초기시점으로 하여 왼발, 오른발의 신호를 획득하였고, 비정상보행은 오른발을 끌면서 왼발의 TO 동작을 보행 초기시점으로 하여 왼발, 오른발의 신호를 획득하였다.

피실험자는 특히 신체의 하지와 관련된 과거 및 현재 병력이 없는 신체 건강한 정상인 남자 2 명을 대상으로 하였고 각각의 피실험자가 정상보행과 비정상보행 실험을 모두 하였다. 피실험자 1 은 남자 27 세(173 cm, 76 kg), 피실험자 2 는 남자 29 세(178 cm, 80 kg)이며 실험하기 전에 피실험자들에게 실험 목적 및 내용 등을 충분히 설명하여 동의를 받았다.

Fig. 5 는 피실험자 2 명을 대상으로 정상보행과 비정상보행을 하였을 때 보행분석시스템의 압력, 가속도 및 각속도 센서로부터 획득한 자료의 일부이다. TO 및 HS 는 압력센서를 이용하여 결정하였고, 가로축은 샘플링 수, 세로축은 8 비트 ADC 를 이용하여 가속도 및 각속도 센서로부터 측정된 전압(0~5 V)을 이산값으로 나타낸 것이다.

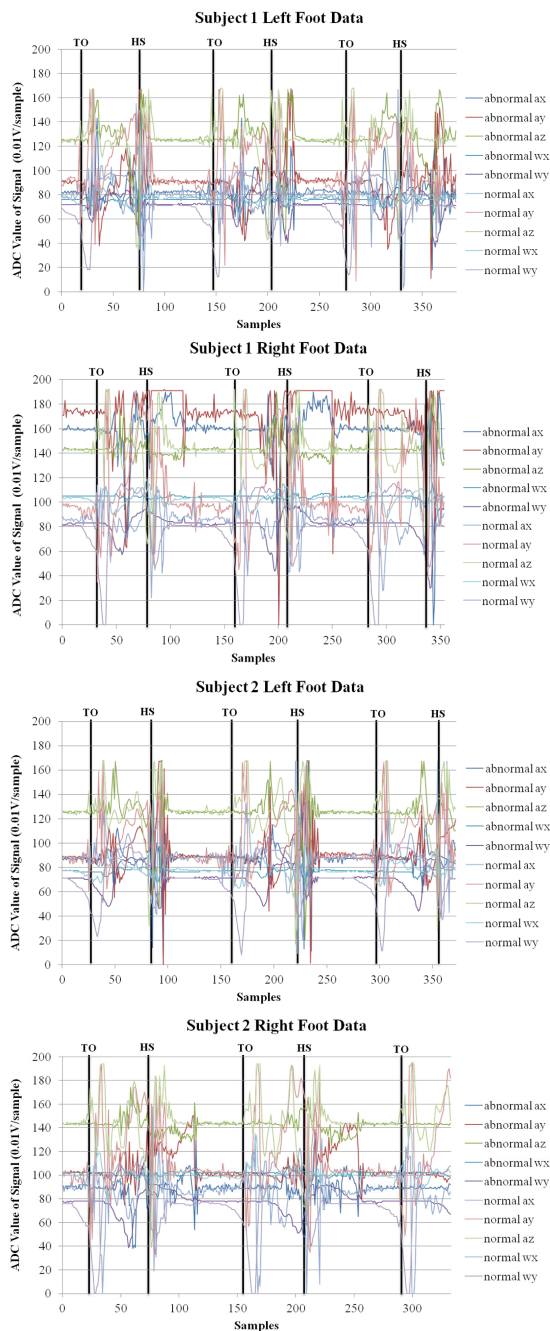


Fig. 5 Data of accelerometer and gyro sensor

피실험자 1 을 대상으로 가속도 및 각속도 센서들의 각 성분의 특성을 나타낸 그래프는 양 발의 정상보행 및 왼발의 비정상보행이 거의 주기 (TO 동작에서 다음 TO 동작)적 특성을 보여주며

정상보행의 주기가 비정상보행의 주기보다 짧은 것을 보여준다. 피실험자 2 를 대상으로 가속도 및 각속도 센서들의 각 성분의 특성을 나타낸 그래프는 피실험자 1 과 마찬가지로 양 발의 정상보행 및 왼발의 비정상보행이 거의 주기적 특성을 나타내며 정상보행의 주기가 비정상보행의 주기보다 짧은 것을 나타낸다. 따라서 정상보행의 주기는 오른발을 끝면서 걸어가는 비정상보행의 주기보다 짧은 것을 알 수 있다. 여기서 샘플의 단위 간격은 0.01 초에 해당된다.

3.2 보행 대칭지수 평가

보행 대칭지수는 대칭지수 연산 알고리즘을 수행한 결과값을 나타내는 것으로 보행동작이 비슷하면 대칭지수가 작게 된다. Table 4 는 가속도센서의 a_x, a_y 과 각속도센서의 ω_x, ω_y 를 이용하여 구한 대칭지수 값을 나타내고, Table 5 는 가속도센서의

Table 4 Symmetry indexes of subjects acquired from 3-axis accelerometer and gyro sensor

Subject	a_x, a_y	a_x, a_y, ω_x	a_x, a_y, ω_y	$a_x, a_y, \omega_x, \omega_y$
L _N L _N	0.0	0.0	0.0	0.0
L _N R _N	23.9	34.2	27.3	19.6
L _N L _A	0.0	0.0	0.0	0.0
L _N R _A	42.5	48.3	48.7	51.1
R _N R _N	0.0	0.0	0.0	0.0
R _N L _A	32.0	25.7	33.3	27.5
R _N R _A	43.7	45.0	55.7	32.2
L _A L _A	0.0	0.0	0.0	0.0
L _A R _A	66.5	46.5	49.8	60.0
R _A R _A	0.0	0.0	0.0	0.0

Subject	a_x, a_y, a_z	a_x, a_y, a_z, ω_x	a_x, a_y, a_z, ω_y	$a_x, a_y, a_z, \omega_x, \omega_y$
L _N L _N	0.0	0.0	0.0	0.0
L _N R _N	32.4	28.8	38.2	19.1
L _N L _A	0.0	0.0	0.0	0.0
L _N R _A	48.8	35.4	54.6	48.6
R _N R _N	0.0	0.0	0.0	0.0
R _N L _A	37.1	48.2	38.5	32.5
R _N R _A	50.3	60.6	56.3	41.1
L _A L _A	0.0	0.0	0.0	0.0
L _A R _A	48.1	53.5	58.6	49.8
R _A R _A	0.0	0.0	0.0	0.0

a_x, a_y, a_z 과 각속도센서의 ω_x, ω_y 를 이용하여 구한 대칭지수 값을 나타내며 L_N (left normal)은 정상보행일 때 왼발, L_A (left abnormal)은 비정상보행일 때 왼발, R_N (right normal)은 정상보행일 때 오른발, R_A (right abnormal)은 비정상보행일 때 오른발을 나타낸다. 예를 들면 Table 4, 5 에서 $L_N R_N$ 행은 왼발 정상보행 및 오른발 정상보행의 경우에 센서융합의 방법에 따른 대칭지수 값을 나타낸다.

Table 5 Symmetry indexes of subjects acquired from 3-axis accelerometer and gyro sensor

Subject2	a_x, a_y	a_x, a_y, W_x	a_x, a_y, W_y	a_x, a_y, W_x, W_y
$L_N L_N$	0.0	0.0	0.0	0.0
$L_N R_N$	34.4	36.7	35.3	30.9
$L_N L_A$	37.0	34.2	48.0	45.8
$L_N R_A$	45.0	48.8	65.6	42.4
$R_N R_N$	0.0	0.0	0.0	0.0
$R_N L_A$	51.1	46.0	44.8	53.6
$R_N R_A$	52.1	50.3	43.6	56.8
$L_A L_A$	0.0	0.0	0.0	0.0
$L_A R_A$	69.1	50.9	55.0	59.1
$R_A R_A$	0.0	0.0	0.0	0.0

Subject2	a_x, a_y, a_z	a_x, a_y, a_z, W_x	a_x, a_y, a_z, W_y	a_x, a_y, a_z, W_x, W_y
$L_N L_N$	0.0	0.0	0.0	0.0
$L_N R_N$	33.3	28.7	40.3	33.1
$L_N L_A$	48.8	44.6	85.3	49.5
$L_N R_A$	45.2	45.8	68.4	63.7
$R_N R_N$	0.0	0.0	0.0	0.0
$R_N L_A$	62.4	39.9	47.0	50.0
$R_N R_A$	41.8	52.2	54.3	69.9
$L_A L_A$	0.0	0.0	0.0	0.0
$L_A R_A$	57.3	44.7	80.9	50.0
$R_A R_A$	0.0	0.0	0.0	0.0

Table 4, 5 는 10 가지 경우의 보행상태에 대하여 전후방, 측면 쪽 2 축의 가속도성분 a_x, a_y 을 기본으로 하고 다른 성분들을 추가하였을 때 각 경우의 보행상태에 해당하는 센서융합의 방법에 따른 대칭지수 값을 나타내며, $L_N L_N, R_N R_N, L_A L_A, R_A R_A$ 등은 모든 대칭지수 값이 0 인데 이것은 동일한 다리를 의미한다. 또한 피실험자 1 의 $L_N L_A$ 경우에도 모든 대칭지수 값이 0 이 되는 특이한 경우도 발생하였다. 이것은 피실험자 1 이 비정상보행시에도

왼발보행을 정상보행시의 왼발보행처럼 하였을 것으로 판단된다. 또한 Table 4 의 a_x, a_y 열에서 $L_A R_A$ 경우에 피실험자 모두 대칭지수 값이 최대이지만 Table 5 의 a_x, a_y, a_z 열에서 피실험자 모두 대칭지수 값이 최대가 아니고, Table 4, 5 의 $L_A R_A$ 경우에 피실험자 모두 a_x, a_y 성분에 a_z 성분이 추가되면서 대칭지수 값이 감소하는데 a_z 성분의 영향으로 볼 수 있다.

Fig. 6 는 가속도센서의 a_x, a_y, a_z 에서 구한 대칭지수 값을 기준치로 하고 각속도센서의 ω_y 를 융합함으로써 구한 대칭지수 값의 변화량을 백분율로 나타낸 것으로 대부분의 대칭지수 값이 증가하였고 Table 4 의 a_x, a_y 열 및 a_x, a_y, ω_y 열의 보행상태와 비교하면 a_z 의 영향으로 판단할 수 있다.

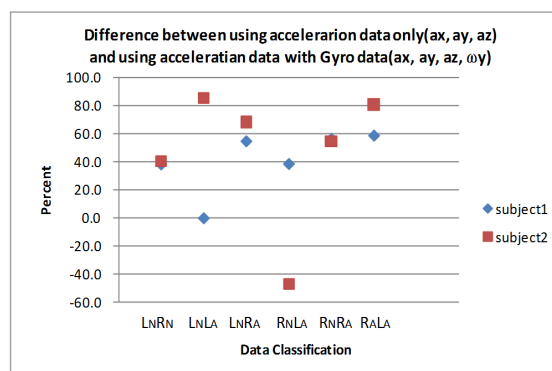


Fig. 6 Percent of symmetry indexes for accelerometer and accelerometer with gyro sensor

Table 6 은 가속도 및 각속도 센서의 모든 성분을 이용하였을 때 $L_N R_N$ 과 $L_A R_A$ 경우의 대칭지수 값들을 나타낸다. 가속도센서를 이용한 대칭지수 값들이 각속도센서와 융합함으로써 피실험자 2 의

Table 6 Symmetry indexes of $L_N R_N$ and $L_A R_A$

SI Value		$L_N R_N$	$L_A R_A$
Subject1	a_x, a_y	23.9	66.5
	a_x, a_y, W_x, W_y	19.6	60.0
Subject2	a_x, a_y	34.4	69.1
	a_x, a_y, W_x, W_y	30.9	59.1
Subject1	a_x, a_y, a_z	32.4	48.1
	a_x, a_y, a_z, W_x, W_y	19.1	49.8
Subject2	a_x, a_y, a_z	33.3	57.3
	a_x, a_y, a_z, W_x, W_y	33.1	50.0

a_x, a_y, a_z 와 $a_x, a_y, a_z, \omega_x, \omega_y$ 에서의 $L_A R_A$ 경우를 제외하고 모든 경우에 대칭지수 값들이 감소하는 것으로 보아 각속도센서가 대칭지수 값을 떨어뜨린다고 할 수 있다.

Table 7 Percent for standard value of $L_N R_N$ and $L_A R_A$

(%)		$L_N R_N$	$L_A R_A$	
Subject1	a_x, a_y	23.9	66.5	standard value
	a_x, a_y, ω_x	+43	-30	
	a_x, a_y, ω_y	+14	-25	
	$a_x, a_y, \omega_x, \omega_y$	-17	-9	
Subject2	a_x, a_y	34.4	69.1	standard value
	a_x, a_y, ω_x	+6	-26	
	a_x, a_y, ω_y	+2	-20	
	$a_x, a_y, \omega_x, \omega_y$	-10	-14	

Table 7 은 a_x, a_y 의 대칭지수 값을 기준으로 할 때 각속도센서를 융합함으로써 구한 대칭지수 값들의 변화량을 백분율로 나타낸다. $L_N R_N$ 경우에 피실험자 모두 각각의 각속도 성분이 추가되면 대칭지수 값은 증가하지만 각속도 성분 모두 추가되면 대칭지수 값은 감소하고, $L_A R_A$ 경우에 피실험자 모두 각속도센서가 융합함으로써 대칭지수 값이 감소하고 각속도 성분 모두 추가되면 대칭지수 값의 감소율이 떨어진다.

Table 8 Percent for standard value of $L_N R_N$ and $L_A R_A$

(%)		$L_N R_N$	$L_A R_A$	
Subject1	a_x, a_y, a_z	32.4	48.1	standard value
	a_x, a_y, a_z, ω_x	-10	+11	
	a_x, a_y, a_z, ω_y	+18	+22	
	$a_x, a_y, a_z, \omega_x, \omega_y$	-40	+4	
Subject2	a_x, a_y, a_z	33.3	57.3	standard value
	a_x, a_y, a_z, ω_x	-14	-22	
	a_x, a_y, a_z, ω_y	+21	+41	
	$a_x, a_y, a_z, \omega_x, \omega_y$	-0.7	-13	

Table 8 은 a_x, a_y, a_z 의 대칭지수 값을 기준으로 할 때 각속도센서를 융합함으로써 구한 대칭지수 값들의 변화량을 백분율로 나타낸다. 가속도 성분에

모든 각속도 성분이 추가되면 피실험자 1 의 $L_A R_A$ 경우에만 대칭지수 값은 증가하지만 그 증가율은 각각의 각속도 성분이 추가될 때보다 떨어진다.

4. 결론

본 연구의 보행분석 시스템은 압력센서, 3 축 가속도센서, 2 축 각속도센서, 마이크로 컨트롤러 보드 및 컴퓨터로 구성된다. 이러한 시스템을 이용하여 정상보행과 비정상보행 분석에 필요한 자료를 압력센서, 가속도센서 및 각속도센서로부터 획득하였고 획득한 자료를 이용하여 보행 대칭지수 연산 알고리즘을 수행하여 구한 대칭지수 값을 분석한 결과로부터 다음과 같은 내용을 알 수 있었다.

정상보행의 $L_N R_N$ 경우와 비정상보행의 $L_A R_A$ 경우에서 가속도성분에 각속도성분을 추가함으로써 대칭지수 값이 감소하였으므로, 각속도 성분의 추가가 보행 대칭성 판단에 긍정적인 영향을 준다고 할 수 있다. 오른발을 끝면서 걸어가는 비정상보행분석에서 가속도센서와 각속도센서를 융합하여 이용할 경우 가속도만 사용하는 것에 비해 더 우수한 결과를 얻을 수 있다는 것이다. 한쪽 발을 끝면서 걷는 것은 사고나 질병으로 인한 마비환자의 전형적인 보행방법이다. 이 외에 환자들의 다양한 보행 방법에 대한 실험을 통하여 보행평가방법과 적용데이터가 유효한지 검토하여 볼 계획이며, 그 결과를 통해 마비환자들이 정상적으로 걸을 수 있도록 하는 능동형 보행 장비의 개발에 도움이 되는 결과를 얻을 수 있을 것이라 기대한다.

후 기

이 논문은 2011 년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 대학중점연구소 지원사업(2011-0018392)의 지원으로 수행된 연구임.

참고문헌

1. Steger, R., Kim, S. H., and Kazerooni, H., "Control Scheme and Networked Control Architecture for the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)," Proceedings IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, pp. 3469-3476, 2006.
2. Hayashi, T., Kawamoto, H., and Sankai, Y., "Control

- Method of Robot Suit HAL Working as Operator's Muscle using Biological and Dynamical Information," IEEE Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems, pp. 3063-3068, 2005.
3. Ko, J. H., Son, K., Park, J. H., and Suh, J. T., "Gait Study on the Normal and ACL Deficient Patients after Ligament Reconstruction Surgery using Chaos Analysis Method," J. of the KSPE, Vol. 23, No. 2, pp. 164-171, 2006.
 4. Choi, J. S., Oh, H. S., Kang, D. W., Mun, K. R., Choi, M. H., Lee, S. J., Jeong, S. C., and Tack, G. R., "Comparison of Differences among Alzheimer's Disease, Mild Cognitive Impairment and Healthy Elderly using Gait and Cognitive Function," Proc. of KSPE Spring Conference, pp. 1403-1404, 2010.
 5. Muniz, A. M. S., Manfio, E. F., Andrade, M. C., and Nadal, J., "Principal Component Analysis of Vertical Ground Reaction Force: a Powerful Method to Discriminate Normal and Abnormal Gait and Assess Treatment," 28th IEEE EMBS, pp. 2683-2686, 2010.
 6. Skelly, M. M. and Chizeck, H. J., "Real Time Gait Event Detection during FES Paraplegic Walking," 19th IEEE EMBS, pp. 1934-1937, 1997.
 7. Kang, D. W., Tack, G. K., Choi, J. S., Bang, Y. H., and Kang, M. S., "Measurement of Gait Pattern using Inertial Sensors," Proc. of KSPE Autumn Conference, pp. 959-960, 2010.
 8. Heo, J. U., Kim, C. S., and Eom, G. M., "Gait-Event Detection for FES Locomotion," J. of the KSPE, Vol. 22, No. 3, pp. 170-178, 2005.
 9. Ahn, S. C., Hwang, S. J., Kang, S. J., and Kim, Y. H., "Development and Evaluation of a New Gait Phase Detection System using FSR Sensors and a Gyrosensor," J. of the KSPE, Vol. 21, No. 10, pp. 196-203, 2004.
 10. Sagawa, K., Inooka, H., and Satoh, Y., "Non-restricted measurement of walking distance," IEEE Int. Conf. on Systems, Man, and Cybernetics, Vol. 3, pp. 1847-1852, 2000.
 11. Ciobanu, R., Dontu, O., Besnea, D., Avarvarei, I., and Voiculescu, I., "Inertial system used to analyze normal and pathological human gait," IEEE Int. Conf. on Mechanical and Electrical Technology, pp. 109-112, 2010.
 12. Bamberg, S., Benbasat, A. Y., Scarborough, D. M., Krebs, D. E., and Paradiso, J. A., "Gait Analysis Using a Shoe-Integrated Wireless Sensor System," IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, Vol. 12, No. 4, pp. 413-423, 2008.
 13. Paradiso, J., Hu, E., and Hsiao, K. Y., "The CyberShoe: A Wireless Multisensor Interface for a Dancer's Feet," International Dance and Technology 99, 1999.
 14. AVR MALL, "ATmega2561 datasheet," <http://www.avr-mall.com>
 15. INTERLINK ELECTRONICS, "Force Sensing Resistor Integration Guide and Evaluation Parts Catalog," <http://www.interlinkelectronics.com>
 16. NEWTC Co. Ltd., "AM-3AXIS V02 Manual," <http://www.NewTC.co.kr>
 17. Ding, Y., Yang, X., Kavs, A. J., and Li, J., "A Novel Piecewise Linear Segmentation for Time Series," 2nd Int. Conf. on Computer and Automation Engineering, pp. 52-55, 2010.
 18. Wikipedia, "k-means Clustering," <http://en.wikipedia.org>
 19. Anna, A. S. and Wickström, N., "A Symbol-Based Approach to Gait Analysis from Acceleration Signals: Identification and Detection of Gait Events and a New Measure of Gait Symmetry," IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, Vol. 14, No. 5, pp. 1180-1187, 2010.