

인코더, 가속도, 근전도 센서 기반의 보행불균형 판단 시스템 연구

A Study of Gait Imbalance Determination System based on Encoder, Accelerometer and EMG sensors

박용덕*, 김상균, 권장우, 이상민

Y. D. Park, S. K. Kim, J. W. Kwon, S. M. Lee

요 약

본 연구에서는 보행 시 발생하는 근전도를 이용하여 보행 시 보행불균형 상태를 판단하고자 한다. 보행불균형 상태 판단시스템의 실효성 확인을 위해 인코더와 가속도, 근전도 센서 기반의 보행 불균형 판단 시스템을 제안한다. 건강한 성인 남성 10 명을 대상으로 실험을 진행하였다. 보행 신호를 획득하기 위해 고관절과 슬관절에 인코더 센서를 부착하고, 발목에 가속도 센서, 외측광근과 전경골근에 근전도 센서를 부착하였다. 보행 불균형을 판단하기 위해 SI(Symmetry Index)를 사용하였다. 정상보행과 불균형보행을 측정하기 위해 한쪽 발에 인위적으로 1.5 cm의 굽을 추가해가며 0 cm부터 6 cm까지 5번의 실험을 반복하였다. 인코더와 근전도의 경우 0 cm의 정상보행과 1.5 cm의 불균형보행을 정상보행으로 판단하였고 3 cm와 4.5 cm, 6 cm의 불균형보행은 불균형보행으로 판단하였다. 가속도의 경우 0 cm와 1.5 cm, 3 cm의 불균형보행을 정상보행으로 판단하였고 4.5 cm와 6 cm의 불균형보행을 불균형보행으로 판단하였다.

ABSTRACT

The purpose of this study was to determine the walking imbalance using the EMG(electromyogram). To confirm the effectiveness of the proposed encoder and acceleration, EMG sensor based gait imbalance determination system. This experiment was carried out to evaluation with a healthy adult male to 10 people. The Encoder device is attached to the hip and knee joint in order to measure the gait signal. The Accelerometer sensors are attached on the ankle. The EMG sensors are attached on the vastus lateralis and anterior tibialis. SI(Symmetry Index) was used as an index for determining the gait imbalance. To confirm if the judgment has been made correctly, the heel, regarded as the cause of unbalanced ambulation, was adjusted from 0 cm to 6 cm with intervals of 1.5 cm. In the cases of the encoder and the EMG, the difference of 0 cm and 1.5 cm is determined into normal walk but the other difference is distinguished into gait imbalance. In the case of the accelerometer, the difference of 0 cm, 1.5 cm and 3 cm is determined into normal walk but the other difference is distinguished into gait imbalance.

Keyword : gait analysis, encoder, accelerometer, EMG, symmetry index

접 수 일 : 2016.05.02

심사완료일 : 2016.05.30

게재확정일 : 2016.05.31

* 박용덕 : 인하대학교 전자공학과 석사과정 (주저자)
garumeal@naver.com

김상균 : 인하대학교 전자공학과 박사과정 (공동저자)
greenwhity@nate.com

권장우 : 인하대학교 컴퓨터정보공학과 교수(공동저자)

jwkwon@inha.ac.kr

이상민 : 인하대학교 전자공학과 교수 (교신저자)

sanglee@inha.ac.kr

※ 본 연구는 2013년도 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업(No. NRF-2013R1A2A2A04014796) 및 미래창조과학부 및 정보통신기술진흥센터의 대학ICT연구센터육성지원사업의 연구결과로 수행되었음(IITP-2016-H8601-16-1003)

1. 서론

최근에 운동이 인간의 삶의 질의 향상에 중요한 역할을 하며 건강하고 날씬한 육체를 만드는 것에 대한 관심이 높아지며 운동이 부각되고 있다. 또한 의료 복지 수준의 향상으로 부상자의 재활훈련에 관한 연구가 많이 이루어지고 있는데 보행은 그중에서도 가장 기본적이고 중요한 활동으로 많은 관심과 연구가 이루어지고 있다[1]. 보행이란 걷는 모양이나 태도를 나타내는 말로써, 보행은 다리의 여러 관절이 잘 조화된 생체역학적 운동이 동시에 일어나 몸의 중심을 완만하게 전진시키는 복잡한 과정을 말한다[2]. 보행은 관절과 근육의 조화가 필요한 매우 정교한 과정이므로 장애를 가진 사람은 보행에 있어 불균형이 나타난다. 현재 국내외에서 신체 불균형 상태의 보행분석에 관한 다양한 연구가 진행되고 있다[3].

보행불균형을 판단하는 방법에는 크게 두 가지가 있는데 전문가의 육안으로 시각적인 관찰에 의한 분석과 기계장치를 이용한 분석으로 분류할 수 있다. 기계장치를 이용한 분석에는 카메라를 사용한 3차원 동작분석과 지면반력을 이용한 운동역학적 보행 분석 방법 등이 있다. 이러한 방법들은 정확한 분석이 가능하나 시설 설치를 위한 재정 부담 및 공간적인 제약이 크다는 단점이 있다[4]. 최근에는 인코더나 근전도, 가속도 센서를 사용하는 비교적 제약이 적은 방법들이 다양하게 연구되고 있다[3, 5, 6]. 가속도 센서의 경우 많은 연구가 이루어져 보행 단계 분석이나 불균형 상태 판단 등의 연구가 많이 있으나 근전도의 경우 보행 단계 분석에 관한 연구는 많으나 불균형 상태를 측정하는 연구가 거의 없다.

본 연구에서는 근전도를 이용하여 사용자의 좌, 우의 보행불균형 상태를 판단하고자 한다. 인코더나 가속도 등 공간적 제약이 적고 분석이 간단한 방법들이 최근 많이 연구되고 있으나 신호를 획득하기 위해 장비를 착용하고 보행에 부자연스러움을 주는 등 약간의 제약이 여전히 가해지고 있다. 근전도를 이용한 방법의 경우 피부에 표면전극을 붙이기만 하면 신호를 획득할 수 있으므로 다른 방법에 비해 가볍고 보행에 불편함이 없다. 근전도를 사용한 보행불균형 판단의 정확도를 확인하기 위해 인코더, 가속도, 근전도 센서를 사용해 보행 시 3개의 센서들로부터 동시에 신호를 측정하여 보행 시 신체의 다양한 정보를 획득하여 불균형 정도를 판단한다. 정상적인 보행 데이터와 인위적으로 가한 단계별 신체 불균형 상태의 보행 데이터를 측정하고 분석

하여 각 센서들의 보행불균형 판단 성능을 비교해 보고자 하였다. 이를 위하여 4개의 인코더 센서를 부착한 장비를 통해 양측 하지의 고관절(hip joint)과 슬관절(knee joint)의 굴곡 각도를 측정하고, 양 발목의 가속도 센서를 통해 3축 가속도를 측정하였으며, 외측광근(vastus lateralis)과 전경골근(anterior tibialis)에 표면전극을 부착하여 근육의 활성도를 측정하였다. 세 가지 센서로 획득한 데이터를 신호처리 후에 보행불균형 지표인 SI(Symmetry Index)를 통해 보행 대칭 지수를 구한다[7].

2. 연구방법

본 연구는 인코더, 가속도, 근전도 세 가지 센서를 동시에 측정하여 착용자의 보행 신호를 획득하고 보행불균형을 판단하는 것이 목적이다. 본 장의 첫 번째 절에서는 보행불균형 판단 방법에 대해 설명하고 두 번째 절에서는 보행불균형 시스템 개발에 대해 다룰 것이다.

2.1 보행불균형 판단 방법

보행불균형을 판단하기 위해 보행 시 가장 활발하고 큰 움직임을 나타내는 하지의 신호를 측정하여 보행을 분석한다. 불균형 보행을 할 때는 좌우가 대칭적이지 않고 고관절과 슬관절이 다른 각도를 이룬다는 점과 보행 시 발목의 3축 가속도가 다를 것이라는 점, 외측광근과 전경골근의 근육의 활성도가 다를 것이라는 점, 그리고 정상적인 보행은 좌우가 대칭적인 상태일 때 가장 이상적인 걸음이라고 판단하여 보행불균형을 판단한다. 본 연구에서는 인코더 센서를 통해 고관절과 슬관절의 굽히고 펴는 각도를 구하고 가속도 센서를 통해 발목의 3축 가속도를 측정하며, 근전도 센서를 통해 고관절을 구부리거나 슬관절을 펴는 역할을 하는 외측광근과 발목을 뒤로 굽히고 모으는 역할을 하는 전경골근의 표면 근전도 신호를 측정하여 보행을 분석한다.

보행불균형을 정량화하기 위해 SI지표를 사용하여 양 하지로부터 획득한 데이터의 평균대비 두 다리의 데이터 차를 구한다. SI 값을 구하는 식은 아래와 같다.

$$SI = \frac{(X_R - X_L) * 2}{(X_R + X_L)} \times 100 \quad (1)$$

여기서 SI는 오른발과 왼발에서 얻은 데이터의

평균대비 차를 나타낸 것으로 X_L 은 왼쪽 다리에서 얻은 신호이고, X_R 은 오른쪽 다리로부터 얻은 신호를 나타낸다. 정상보행과 비정상보행을 판단하는 기준은 J.R. Perttinen이 제시한 판단기준인 SI값이 10%보다 낮을 경우 정상보행이라고 판단하며 10%보다 높을수록 보행 시 좌우의 불균형이 큰 것으로 판단한다[8]. SI값이 '0'이면 완벽한 대칭을 의미하며 높아질수록 보행이 불균형적임을 나타낸다. 인코더 센서를 통한 고관절과 슬관절의 SI 값과 근전도 센서를 통한 외측광근과 전경골근의 SI 값을 통해 보행 시 좌우의 불균형 정도를 비교한다.

2.2 보행불균형 시스템 개발

피험자의 보행 시 고관절 및 슬관절의 각도를 측정하기 위한 인코더를 이용한 각도 측정기와 발목의 3축 가속도 측정기를 자체 제작 하였으며 외측광근과 전경골근의 근활성도를 측정하기 위해 BIOPAC사의 MP150을 사용하였다.

2.2.1 인코더를 이용한 관절의 각도 측정기

인코더를 이용한 고관절 및 슬관절 각도 측정기는 그림 1과 같이 3D프린터를 통해 만들 틀에 Avago Technologies사의 로터리 인코더(rotary encoder)인 HEDL-56403A13 광전식 증분형(incremental) 인코더를 부착하여 제작하였으며 ATMEGA사의 ATmega2560을 사용하여 신호를 측정하였다. 측정된 신호는 1 kHz로 샘플링되어 PC로 전송되며 자체 개발한 QT기반 데이터 수집 소프트웨어를 통해 획득된 각도데이터를 기반으로 왼발과 오른발의 피크 값을 불균형 지표인 SI를 통해 계산하여 보행불균형을 판단하였다.

2.2.2 발목의 3축 가속도 측정기

보행 시 발목의 3축 가속도 신호를 측정하기 위해 그림 2와 같이 Invensense사의 MPU6050과 ATMEGA사의 ATmega2560을 사용하여 신호를 측정하였다. 샘플링 주파수는 100 Hz로 관절의 각도 측정기와 마찬가지로 자체개발한 QT기반 데이터 수집 소프트웨어를 통해 가속도 신호를 획득한다.

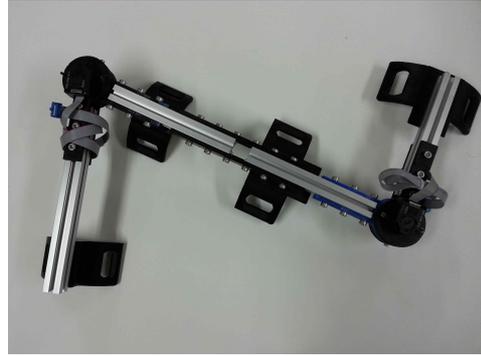


그림 1. 각도 측정기
Fig. 1. Measuring device of joint angle

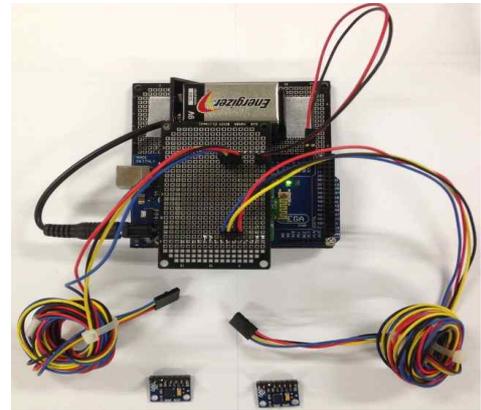


그림 2. 가속도 측정기
Fig. 2. Measuring device of acceleration



그림 3. 근전도 측정 기기
Fig. 3. Measuring device of EMG

2.2.3 근전도 측정기

외측광근과 전경골근의 보행 시 근 활성도를 측정하기 위해 그림 3과 같이 BIOPAC사의 MP150 표면 무선 근전도 측정 장치를 사용하였다. 전극은 Ag/AgCl 표면전극을 사용하였으며 신호 데이터는 BIOPAC사의 AcqKnowledge 프로그램을 사용하여 획득하였다.



그림 4. 보행 실험
Fig. 4. Gait experiment



그림 5. 본 실험에 사용된 기형의 형태
Fig. 5. Form of deformity using in this study

외측광근과 전경골근의 근전도 신호를 획득하여 IEMG(Integrated EMG)를 구해 해당 근육의 적분 근전도를 산출하여 근활성도를 획득한다.

3. 실험 및 결과

3.1 실험방법

피험자는 건강한 20대 성인 남성 10 명을 대상으로 진행하였고 각각 정상보행과 비정상보행 실험에 모두 참여하였다. 피험자는 그림 4처럼 고관절과 슬관절 부위에 인코더 센서가 위치하도록 각도 측정 장비를 장착한다. 발목에 가속도 센서가 있는 토시를 착용하고 외측광근과 전경골근 부위에 전극을 부착하여 근전도 측정 장치와 연결한다. 피험자는 treadmill 위에서 3 km/h의 일반적인 보행속도로 20 초간 보행한다. 본 연구에서는 보행자의 좌, 우의 보행불균형을 판단해야하므로 정상적인 보행과 이에 대비되는 불균형보행이 필요하다. 일반보행과 불균형보행의 차이를 위해 피험자는 정상적인 보행을 실시 한 후, 그림 5와 같이 한쪽 신발에 1.5 cm의

굽을 붙여가며 1.5 cm, 3 cm, 4.5 cm, 6 cm 순으로 굽의 높이를 달리하여 실험을 반복한다.

3.2 실험결과

실험에서 얻은 피험자 10 명의 고관절과 슬관절의 각도 데이터를 통해 계산된 보행불균형 지표인 SI 값은 표 1과 같다. 표 1은 피험자 10 명의 고관절과 슬관절, 가속도, 외측광근과 전경골근의 SI 값의 평균을 보여준다. 그림 6는 왼발과 오른발의 고관절과 슬관절의 시간에 따른 각도의 변화량을 보여준다. 그림 6과 같이 획득한 피험자 10 명의 인코더 데이터를 식(2)를 통해 보행 시 각도 변화량의 최대값을 구해 좌, 우 각도 값을 SI 수식에 대입하여 보행불균형 정도를 판단한다. E는 인코더 신호를 의미하고 E_{max} 는 최대값, t는 시간을 의미한다.

$$E_{max}(t) = \max(E_{max}(t-1), E) \quad (2)$$

실험결과 고관절의 SI 지표는 SI값이 10 %보다 작은 0 cm의 보행과 1.5cm의 불균형 상태의 보행을 각각 3.86 %와 8.00 %로 정상보행으로 판단하였고, SI값이 10 %보다 큰 3 cm와 4.5 cm, 6 cm의 불균형 상태의 보행은 각각 17.76 %, 25.54 %, 30.21 %로 비정상보행으로 판단하였다. 슬관절의 SI 지표는 0 cm의 보행과 1.5 cm의 불균형 상태의 보행을 각각 4.32 %와 6.19 %로 정상보행으로 판단하였고, 3 cm와 4.5 cm, 6 cm의 불균형 상태의 보행은 각각 12.20 %, 17.49 %, 26.64 %로 비정상보행으로 판단하였다.

발목의 가속도 신호는 그림 7과 같다. 그림 7은 오른발과 왼발의 시간에 따른 3축 가속도 변화량을 보여준다. 3축의 가속도 센서를 통해 획득한 상하방향(x축), 전후방향(y축), 좌우방향(z축) 중에 보행 중 변화량이 많은 전후방향의 데이터를 사용하였다[5]. 식(3)를 통해 전후방향 가속도의 에너지 값을 구하고 식(4)의 \bar{E} 는 E를 평활화한 것이고 α 는 가중치 값이다.

$$E = \sqrt{y^2} \quad (3)$$

$$\bar{E} = \alpha \bar{E} + (1 - \alpha) E \quad (4)$$

SI지표를 통해 불균형 값을 구한 실험결과 SI 지표는 0 cm의 보행에서는 3.25 %, 1.5 cm에서는 5.17 %, 3 cm에서는 9.11 %, 4.5 cm에서는 13.35 %, 6 cm에서는 16.44 %로 측정되었다.

표 1. 피험자 10명의 SI 값 평균

Table 1. The average of SI price of 10 subjects

	인코더		가속도		근전도	
	고관절 (%)	슬관절 (%)	전후방향 (%)	외측광근 (%)	전경골근 (%)	
0 cm	3.86±2.33	4.32±1.99	3.25±1.32	5.08±1.51	4.15±1.43	
1.5 cm	8.00±5.42	6.19±5.01	5.17±2.21	9.91±2.40	7.48±2.60	
3 cm	17.76±5.61	12.20±8.21	9.11±2.16	12.41±1.71	10.93±2.65	
4.5 cm	25.54±6.19	17.49±10.62	13.35±3.67	19.21±1.61	22.81±5.09	
6 cm	30.21±9.10	26.64±11.68	16.44±4.91	51.59±6.61	33.63±7.82	

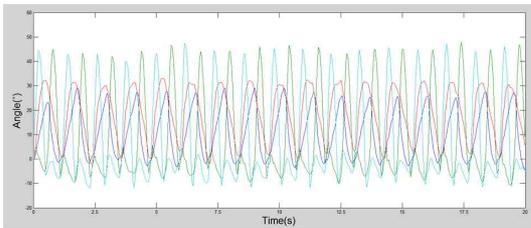


그림 6. 인코더를 이용한 보행 신호
Fig. 6. Gait signals using encoder

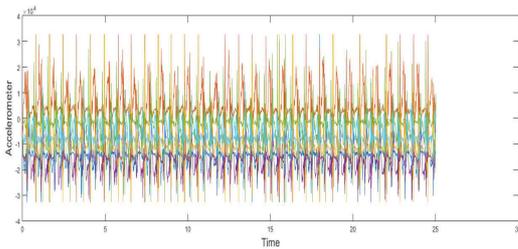


그림 7. 가속도를 이용한 보행 신호
Fig. 7. Gait signals using accelerometer

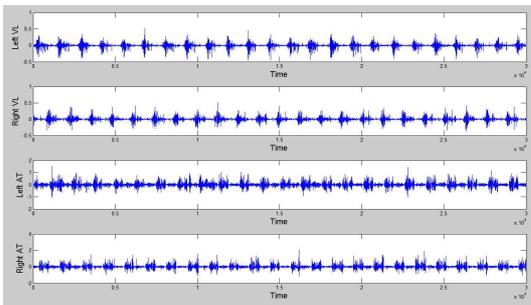


그림 8. 근전도를 이용한 보행 신호
Fig. 8. Gait signals using EMG

정상보행부터 3 cm의 불균형 상태의 보행을 정상보행으로 판단하였고 4.5 cm와 6 cm의 불균형 상태의 보행을 불균형보행으로 판단하였다.

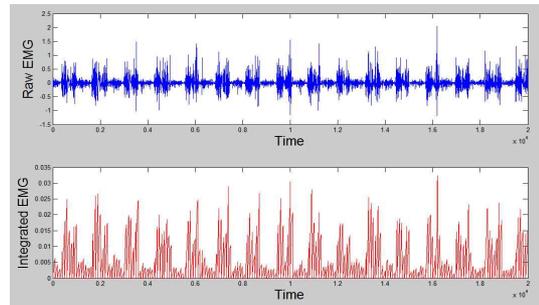


그림 9. 근전도 원신호와 적분근전도
Fig. 9. Raw EMG and integrated EMG

외측광근과 전경골근의 근전도 신호는 그림 8과 같다. 첫 번째 그래프부터 보행 시 왼쪽 외측광근, 오른쪽 외측광근, 왼쪽 전경골근, 오른쪽 전경골근에서 획득한 시간에 따른 근전도 신호의 변화를 보여준다. 획득한 근전도 신호는 그림 9와 같이 신호 처리하여 적분 근전도를 산출한다. 그림 9는 근전도의 원신호와 적분된 근전도를 보여준다. 적분 근전도는 근전도의 파형을 정파정류 한 후 각 근육이 근수축한 시간 동안의 적분 값을 나타낸 것이다[6]. 평균 적분 근전도의 수학적 산출방식은 수식(5)와 같다. t는 시간, EMG(t)는 시간의 변화에 따른 근전도 신호를 나타낸다.

$$IEMG_average = \int_0^t \frac{|EMG(t)|dt}{1024 \times t} \quad (5)$$

실험결과 외측광근의 SI 지표는 0 cm의 보행은 5.08 %, 1.5cm의 불균형 상태의 보행은 9.91 %로 정상보행으로 판단하였고, 3 cm는 12.41 %, 4.5 cm는 19.21 %, 6 cm는 51.59 %로 불균형보행으로 판단하였다. 전경골근의 SI 지표는 0 cm의 보행은 4.15 %, 1.5 cm의 불균형 상태의 보행은 7.48 %로 정상보행으로 판단하였고, 3 cm와 4.5 cm, 6 cm의 불균형상태의 보행은 각각 12.41 %, 19.21 %, 51.59

%로 불균형보행으로 판단할 수 있었다. 근전도 센서를 통한 보행불균형 판단은 외측광근과 전경골근 모두 0 cm 보행과 1.5 cm의 불균형상태 보행을 정상보행으로 판단하였고 3 cm부터 6 cm의 불균형상태 보행을 불균형보행으로 판단하였다.

인코더의 경우 고관절과 슬관절 모두 근전도와 비슷한 결과가 나왔다. 반면 가속도의 경우 3 cm까지가 정상보행으로 판단되었고 4.5 cm부터 불균형보행으로 판단되었다.

표 1을 보면 가속도와 근전도의 오차범위에 비해 인코더의 오차범위가 큰 것을 볼 수 있는데 treadmill로 인해 모든 피험자의 보행 속도가 강제되므로 가속도와 근전도 신호의 데이터가 비슷하게 측정되어 오차범위가 작은 것으로 생각된다. 반면에 인코더 신호의 경우 피험자의 신체적인 차이점이나 보행 습관의 차이점이 큰 오차범위로 나타난 것으로 생각된다.

그림 10을 보면, 인코더 센서를 이용한 방법은 전반적으로 좌/우 굽 높이의 차에 따라 일정 비율로 SI 값이 커지는 것을 확인할 수 있었다. 이는 인코더 방식은 고관절과 슬관절의 각도를 도출하는 값을 이용한 방식이기 때문에 굽의 차이에 따라 인코더 값이 나온 것으로 보인다.

가속도 센서의 경우 그림 11을 보면 전반적으로 좌/우 굽 높이의 차이가 변함에 따라 충분한 불균형 정도를 나타내지 못하는 경향을 보인다. 이는 가속도 센서 자체가 순간적인 변화의 방향성을 판단할 경우 좋은 성능을 보이지만 변화의 크기 판단하기에는 다른 센서보다 충분한 값을 얻기 힘들기 때문이라 이러한 값이 나온 것으로 본다.

그림 12를 보면 근전도 센서의 경우 정상보행으로 판단되는 1.5 cm 이하의 SI 값이 대체적으로 다른 센서에 비해 약간 높은 값이 나왔는데 다른 센서에 비해 정상보행의 정확도가 낮음을 볼 수 있다. 신호에 잡음이 많은 표면전극을 통한 근전도 획득이 다른 센서에 비해 정상보행에서 좌, 우의 균형이 일치하지 않는데 영향을 주지 않을까 생각한다. 반대로 인위적으로 가한 신체의 불균형 정도가 커질수록 근전도를 통한 SI 값이 다른 센서에 비해 큰 것을 볼 수 있는데 불균형이 커질수록 점차 다른 센서보다 불균형 정도를 더 확실하게 판단할 수 있다. 신체의 불균형이 커질수록 신체를 지탱하기 위한 힘이 한쪽에 쏠림으로서 근전도를 통해 볼 수 있는 불균형이 커진 것으로 생각된다.

전체적으로 인코더와 가속도, 근전도 센서로부터 얻은 보행 신호를 이용하여 SI를 계산한 결과 신체에 가한 불균형이 커질수록 SI의 값이 점차 증가함

을 확인할 수 있었다.

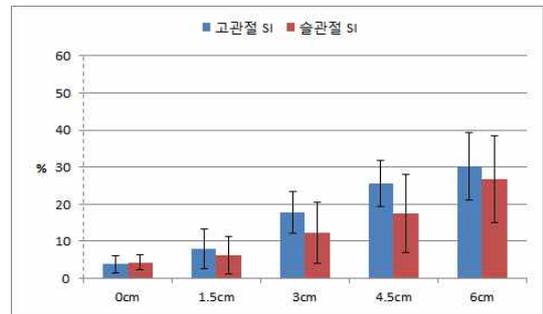


그림 10. 인코더를 이용한 보행실험에서의 SI 지표 분석

Fig. 10. The SI index analysis of gait experiment using the encoder

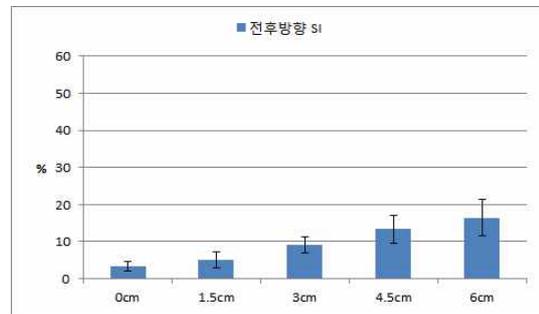


그림 11. 가속도를 이용한 보행실험에서의 SI 지표 분석

Fig. 11. The SI index analysis of gait experiment using the accelerometer

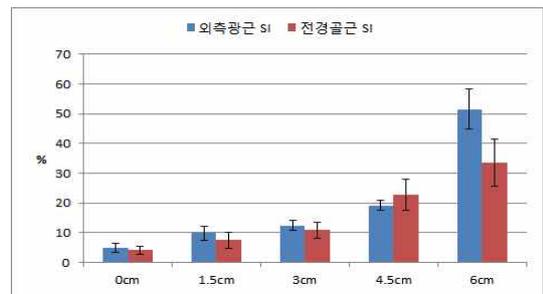


그림 12. 근전도를 이용한 보행실험에서의 SI 지표 분석

Fig. 12. The SI index analysis of gait experiment using the EMG

4. 결론

본 연구에서는 외측광근과 전경골근의 근전도 데이터를 통해 보행불균형을 판단하는 방법의 정확성을 평가하고자 하였다. 비교적 공간적 제약으로부터 자유롭고 설치 및 분석이 간단한 보행불균형 평가 방법인 인코더, 가속도 센서를 이용한 보행 불균형

판단 방법과 실험 결과를 비교하였다. 여러 장비를 착용하고 보행하는 점이나 인위적으로 신체에 불균형을 가한 점 등으로 다소 부자연스러운 보행일 수 있으나 인코더, 가속도, 근전도 센서로부터 데이터를 동시에 획득하고 보행불균형 판단 결과를 비교해 볼 수 있었다. 인코더, 가속도, 근전도 모두 불균형 상태가 증가됨에 따라 SI 값이 점차 증가했으며 인코더와 근전도의 경우 0 cm의 정상보행과 1.5 cm의 불균형보행을 정상보행으로 판단하였고 3 cm와 4.5 cm, 6 cm의 불균형보행은 불균형보행으로 판단하였다. 가속도의 경우 0 cm와 1.5 cm, 3 cm의 불균형보행을 정상보행으로 판단하였고 4.5 cm와 6 cm의 불균형보행을 불균형보행으로 판단하였다.

다양한 장비를 착용하고 보행하는 특성상 실험의 정확성이 다소 부족할 가능성이 있으나 간소화된 장비와 비교적 간단한 방법으로 정상보행과 불균형보행을 판단할 수 있었다. 본 연구를 통해 장소의 제약 없이 간단한 보행불균형 판단 장비로 보행불균형을 측정할 수 있도록 보행 진단기기의 발전에 도움이 될 것으로 기대된다.

REFERENCES

[1] S.J. Kim, Y.H. Kim, H.M. Shim, K.H. Hong, J.W. Kwon, and S.M. Lee, "A Pattern Classification Algorithm Based on Efficient Combination of Feature Method using Electromyogram", The 7th Conference on Rehabilitation Engineering and Assistive Technology Society of Korea 2013, vol. 7, no. 2, pp. 90-91, 2013.

[2] J. Perry, and J.M. Burnfield, Gait Analysis, Seoul, Korea: Yeongmunsa, 2012.

[3] H.M. Shim, Y.H. Kim, W.H. Cho, J.W. Kwon, S.M. Lee, "A Study on Gait Imbalance Evaluation System based on Two-axis Angle using encoder", Journal of Institute of Control, Robotics and systems, vol. 21, no. 5, pp. 401-406, 2015.

[4] B.O. Goo, M.J. Kwon, O.H. Kweon, S.M. Kim etc, PNF & Observational Gait Analysis·Treatment·Training, Seoul, Korea: Daihaks, 2012.

[5] H.D. Choi, A Study on gait analysis System using 3-axis Accelerometer, Incheon, Korea: Inha University, 2015.

[6] G.S. Moon, "The kinematic analysis of the ankle joint and EMG analysis of the lower limbs muscle for the different walking speed", Korean

journal of sport biomechanics, vol. 15, no. 1, pp. 177-195, 2005.

[7] T. Karaharju-Hiisman, S. Taylor, R. Begg, J. Cai, and R. Best, "Gait symmetry quantification during treadmill walking", sevaenth australian and New Zealand Intelligent Information System Conference, Perth, Australia, 18-21 Nov. pp. 203-206, 2001.

[8] J.R. Perttinen, E. Anttila, 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.



박 용 덕(Yong-Deok Park)

2014년 3월~현재 : 인하대학교 전자공학부 석사과정
 2014년 2월 : 한경대학교 전자제어공학과 학사

Interest: Bio-Signal Processing



김 상 균(Sang-Kyun Kim)

2013년 3월~현재 : 인하대학교 전자공학부 박사과정
 2011년 10월 : 인하대학교 전자공학부 석사
 2008년 2월 : 인하대학교 전자공학과 학사

Interest: Speech Signal Processing, Acoustic signal Processing

권 장 우(Jang-Woo Kwon)



2006년 9월~현재 인하대학교 컴
퓨터정보공학과 정교수
2006년~2012년 정보통신산업진흥
원 인재양성단장
1998년~2009년 동명대학교 컴퓨
터공학과 부교수
1996년~1998년 특허청 사무관
1996년 2월 인하대학교 대학원
전자공학과 졸업(박사)
1992년 2월 인하대학교 대학원
전자공학과 졸업(석사)
1990년 2월 인하대학교 전자공학
과 졸업(학사)

Interest: Bio-Signal Processing, Brain-Machine
Interface, Artificial Intelligence

이 상 민(Sang-Min Lee)



2006년 9월~현재 인하대학교 전
자공학과 정교수
2000년 2월 인하대학교 대학원
전자공학과 졸업(박사)
1989년 2월 인하대학교 대학원
전자공학과 졸업(석사)
1987년 2월 인하대학교 전자공학
과 졸업(학사)

Interest: Bio-Signal Processing,
Psyco-Acoustics, Sports Engineering,
Brain-Machine Interface