

보행수 측정 및 보행패턴 분류 알고리즘

A Study on a Algorithm of Gait Analysis and Step Count with Pressure Sensors

도 주 표* · 최 대 영* · 김 동 준** · 김 경 호†
(Ju-pyo Do, Dae-yeong Choi, Dong-jun Kim, Kyung-Ho Kim)

Abstract - This paper develops an approach to the algorithm of Gait pattern Analysis and step measurement with Multi-Pressure Sensors. The process of gait consists of 8 steps including stance and swing phase. As 3 parts of foot is supporting most of human weight, multiple pressure sensors are attached on the parts of foot: forefoot, big toe, heel. As 3 parts of foot is supporting most of human weight, multiple pressure sensors are attached on the parts of foot: forefoot, big toe, heel. normal gait proceed from heel, forefoot and big toe over time. While normal gait proceeds, values of heel, forefoot and big toe can be changed over time. So Each values of pressure sensors over time could discriminate whether it is normal or abnormal gait. Measuring Device consists of non-inverting amplifiers and low pass filter. Through timetable of values, normal gait pattern can be analyzed, because of supported weight of foot. Also, the peak value of pressure can judge whether it is walking or running. While people are running, insole of shoes is floating in the air on moment. Using this algorithm, gait analysis and step count can be measured.

Key Words : Pressure sensor, Walking pattern, Algorithm, Posture, Shoes, Walking step count

1. 서 론

인간의 육체 활동이 삶의 질을 향상시키고 자립적인 생활 및 질병 예방에 중요한 역할을 하는 것으로 알려져 있다. 그 중에 제일 기본적인 신체활동은 보행이다[1]. 보행은 인간이 독립적인 생활을 영위하는데 가장 기본이 된다. 또한 인간의 움직임 중 자 연스럽고 습관적이며 자동화된 동작으로 보행과 동시에 다른 사 람과 대화하고, 물건을 이동하거나 하는 동시적인 일을 수행한다. 이러한 일을 동시에 수행 할 때 각각의 작업 혹은 양쪽 작업 모 두에 영향을 미칠 수도 있으며, 이는 일의 수행에서 이루어지는 주의력 및 인체의 조절이 의식적으로든 무의식 적으로든 인지-지각운동을 하게 되고 이는 개인마다 모두 다른 양상을 보인다 [3]. 따라서 보행분석은 임상분야와 생역학 연구를 위한 유용한 도구로 널리 사용되고 있다. 이는 인간의 동작에 대한 분석은 관 절과 분절의 운동학과 운동역학에 대한 많은 정보를 제공하기 때문이다. 현대사회에서 노인인구의 증가 및 건강에 대한 관심 이 증대하면서 보행에 관한 연구는 보행주기를 측정하는 시스템 에서 에너지 소비측정[4]을 통한 생활패턴에 대한 모니터링에 이 르기까지 다양한 연구를 구축하고 발전하였다. 이 중에서 보행패 턴을 관찰하는 기존의 연구에는 3축가속도와 압력센서를 사용

하거나, 발등에 IMU 센서를 부착하여 보행 주기에서 변화하는 각속도를 비교분석하여 주행을 판단하는 경우 등이 있다[5][6]. 그러나 뽕걸음과 걸음 등의 실제 상황을 따로 구별하기가 어렵 다. 또한 발목을 비롯한 신체부위에 부착하기 때문에 착용 시 사 용자의 불편을 초래하기도 하며, 외란에 의한 잡음방지를 위해 신호를 데이터방식으로 처리함으로써, 센서를 연결하기 위한 I/O 단자가 많아지고 시스템의 부피 및 비용이 커지기도 한다.

따라서 본 연구에서는 여러 개의 압력센서를 상대적으로 착용 이 편리한 신발에 부착하여, 보행수를 측정하고 비정상보행과 정 상적인 보행, 뽕걸음과 걸음상태를 구별하는 알고리즘을 제안하 고자 한다. 이는 야외에서도 쉽게 뛰거나 걷는 등의 운동 활동을 구별하는 것을 목적으로 하며, 추후에는 비정상적인 보행패턴을 종류별로 구별하여 이를 교정하고자 함이다.

2. 본 론

2.1 보행 자세

보행 패턴을 분석하기 위해서는 정확한 자세로 보행이 이루어 져야 된다. 인체의 보행은 특유의 패턴을 형성하고 있다. 이를 한 주기로 나누면 입각기(Swing Phase)와 유각기(Swing Phase)로 구분할 수 있다.

다리가 지면에 닿아있을 때 입각기라 하고, 다리가 지면에서 떨어져 있을 때 유각기라 한다[8, 9]. 그림 1에서 오른발이 다시 땅에 접촉하기까지 1 Cycle을 이를 때의 일련의 과정을 보행이라 한다.

† Corresponding Author : Dept. of Electronic Engineering, College of Engineering, Dankook University, Korea.
E-mail : dkuhealth@dankook.ac.kr

* Dept. of Electronic Engineering, College of Engineering, Dankook University, Korea.

** Dept. of Electronic Engineering, Cheongju University, Korea.

Received : September 19, 2017; Accepted : October 16, 2017

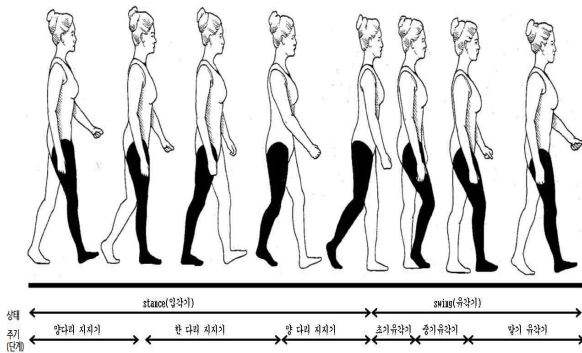


그림 1 기본적인 보행의 자세 [7]
 Fig. 1 Fundamental Gait Posture[7]

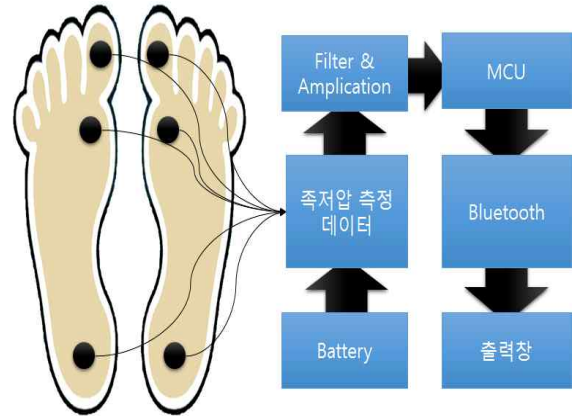


그림 3 보행패턴 분류 시스템 구성도
 Fig. 3 System Diagram



그림 2 올바른 무게지지 면적
 Fig. 2 Supporting area of foot

그림 2는 바른 자세로 보행을 진행 될 때 발바닥이 체중을 받치는 면적을 나타낸다. 엄지발가락, 발 볼, 발 날, 뒤꿈치에서 대부분의 체중을 지탱한다. 따라서 발의 이 세부부분의 압력의 변화를 통해 보행의 정상적인 과정을 확인할 수 있다.

2.2 측정 및 분석 시스템

본 논문에서는 측정 및 분석 시스템을 그림 3과 같이 구성하였다. 보행과 뛰걸음 시 발생하는 족저압을 측정하기 위하여 압력센서를 사용하였고, 양 발에 총 6개의 압력센서를 사용하였다.

측정된 족저압 데이터는 필터와 증폭부를 거쳐 MCU에 입력되었고, MCU 내에서 알고리즘에 따라서 신호를 제어 및 가공하였다.

이 후 결과는 블루투스를 통하여 PC로 전송하였고, PC화면을 통해 결과를 확인하였다.

2.3 측정 디바이스

그림 4는 보행과 뛰걸음을 구분 및 보행 횟수를 검출하는 알고리즘을 확인하기 위해서 제작한 디바이스로, 9v의 전압으로 구동된다. 신발의 발바닥에 부착한 압력센서들을 이용하여 족저압

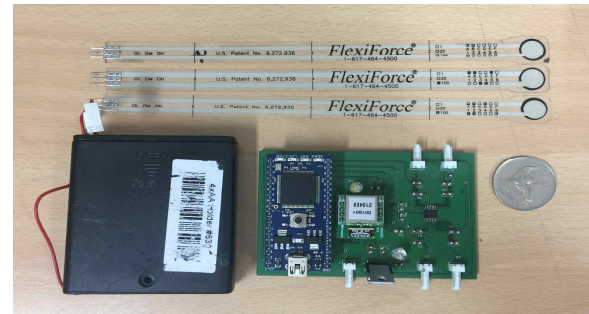


그림 4 압력센서를 이용한 분석 디바이스
 Fig. 4 Device for analysis using pressure sensors



그림 5 디바이스 착용사진
 Fig. 5 Device wearing

을 측정하였다.

측정된 신호는 설계한 기판에 구성된 저역통과필터와 증폭기를 통과한다. 압력센서는 Piezo-resistive effect 기반의 소자를 사용하였으며, 출력된 신호는 0~5V까지 표현된다. 저역통과필터는 5HZ의 반전증폭기로 구성하였다. 통과된 신호는 제한된 알고

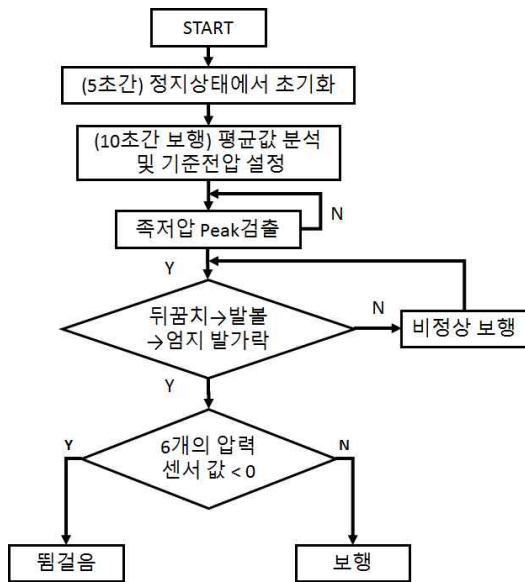


그림 6 보행상태 분류 알고리즘
 Fig. 6 Suggested algorithm for gait analysis

리즘으로 처리하여 블루투스 Fb155BC를 통해 PC에 전송되어 결과를 확인하였다. 디바이스에는 LM7805를 사용하여 전원을 공급하였다.

2.4 보행패턴 분류 알고리즘

보행상태를 분류하기 위하여 양 발의 엄지발가락, 발 볼, 뒤꿈치 3곳에 압력센서를 부착하여 총 6개의 압력센서를 이용하여 족저압을 측정하였다. 검출된 족저압의 피크값들을 이용하여 보행과 땀걸음의 차이를 구별하고자 하였다.

그림 6은 보행과 땀걸음을 구별하기 위한 알고리즘이다.

측정과정은 압력센서를 양 발에 부착 후 움직이기 전 5초간 정지 상태에서 측정된 족저압을 0으로 초기화시킨 후 측정을 시작하였다.

그 후, 10초간 보행 시 측정된 족저압의 피크값의 평균을 이용하여 기준전압을 설정하였고 이를 토대로 발의 각각의 부분에서 검출된 전압의 피크값을 검출하였다.

검출된 피크값들이 뒤꿈치 - 발 볼 - 엄지발가락 순서로 순차적으로 검출될 때를 정상적인 보행으로 확인하였으며, 이를 토대로 알고리즘을 구성하였다.

발에서 검출된 값들이 모두 0보다 작을 때 양 발이 떠 있는 땀걸음 상태로 구별이 되었고, 따라서 전압값이 0보다 큰 값이 존재하면 바른 보행 자세로 확인하였다.

2.5 실험 방법

본 논문에서 보행과 땀걸음 구별 및 횟수 분석을 위해서 성인 남성 20명을 대상으로 실험을 진행하였다. 피험자들에게 디바이스를 착용한 후, 200m 평지에서 1분간 보행과 땀걸음을 각각

1Set로, 쉬는 시간을 5분으로 구성하였다. 또한 보행과 땀걸음 횟수는 다른 각도에서 여러 명의 관찰자들이 육안으로 확인한 보행횟수와 디바이스로 검출한 뒤 PC창에 뜬 보행횟수를 비교하여 정확도를 분석하였다.

그림 7, 8, 9는 땀걸음, 바른 자세 보행, 비정상자세 보행의 데이터를 나타낸 그래프이다.

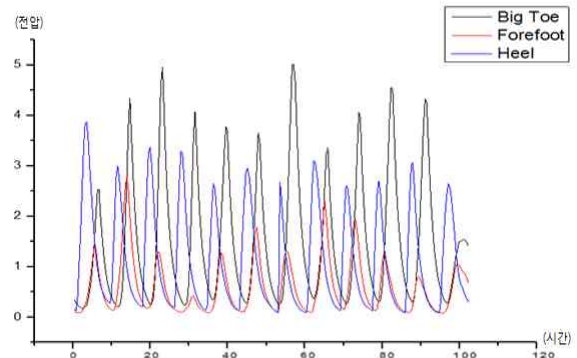


그림 7 땀걸음 데이터
 Fig. 7 Data : running states

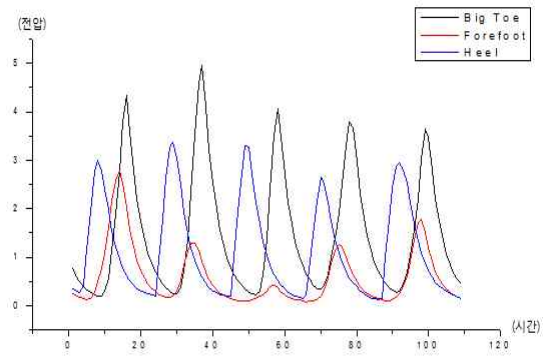


그림 8 바른 보행 데이터
 Fig. 8 Data : normal walking states

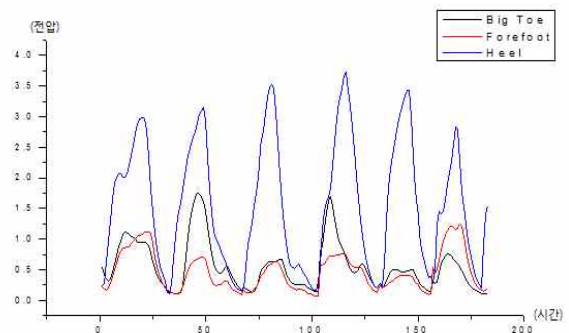


그림 9 비정상 보행 데이터
 Fig. 9 Data : abnormal walking states

2.6 실험 결과

본 연구에서는 제안하는 알고리즘으로 보행수를 세고 실험을 통해 정상적인 보행과 비정상적인 보행을 분류하고 그 후 뽀걸음, 보행 상태의 여부를 확인하고자 하였다. 실험을 통해 그림 7, 8, 9의 보행상태를 각각 분류할 수 있었다. 이는 알고리즘에서 제시한 대로 뒤꿈치, 발 볼, 엄지 발가락의 값들이 시간에 따라 일정한 형태를 유지하였기 때문이다. 비정상 보행 데이터의 그래프를 보면 발의 부위에서 측정된 피크값들이 순서대로 측정되지 않았음을 확인하였다. 뽀걸음을 한 경우에는 보행보다 시간의 변화가 적게 나타났으며, 순간적으로 6개의 압력센서의 값이 0보다 작은 경우가 나타났다.

또한 여러 각도에서 사람들의 육안을 통해 뽀걸음, 보행의 횟수를 잘 검출하는지를 확인하였다. 이는 뽀걸음과 걸음을 구별하는데 있어서 육안으로 측정하는 것이 만보기 혹은 단순한 기기를 사용하여 걸음수를 측정하는 것보다 정확하다고 판단하였기 때문이다.

표 1 뽀걸음 분석 실험 결과

Table 1 Results of analysis : running states

피험자	육안의 평균	디바이스	피험자	육안의 평균	디바이스
1	84.5	81	11	96	95
2	102.4	100	12	90.5	90
3	105.4	104	13	89.5	89
4	92.3	91	14	92.4	91
5	94.5	91	15	93.5	91
6	97.2	95	16	98.3	97
7	91.5	90	17	88.4	87
8	101.7	100	18	88.5	88
9	99.8	99	19	97	95
10	105.5	104	20	101	99
정확도	98.6				

표 2 보행분석 실험 결과

Table 2 Results of analysis : walking states

피험자	육안의 평균	디바이스	피험자	육안의 평균	디바이스
1	52	51	11	50	50
2	52	51	12	48	48
3	55	54	13	49	48
4	49	49	14	52	51
5	51	51	15	50	50
6	53	53	16	53	52
7	47	46	17	47	47
8	52	52	18	49	49
9	51	51	19	50	50
10	54	54	20	45	45
정확도	99.3				

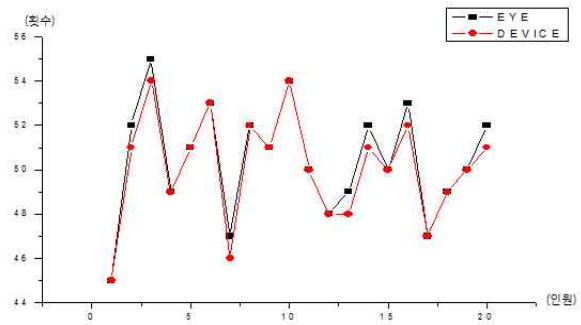


그림 10 보행 분석 실험 결과 그래프

Fig. 10 Results of walking states analysis

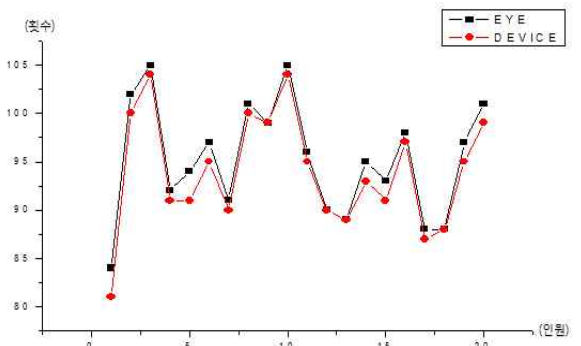


그림 11 뽀걸음 분석 실험 결과 그래프

Fig. 11 Results of running states analysis

표 1과 표 2를 통해 뽀걸음 및 보행의 횟수 검출에 대한 정확도를 확인하였다. 모든 데이터에 대해 98.8% 정확도를 확인하였으며, 전체 육안으로 확인한 횟수와 디바이스에서 검출된 횟수를 비교하여 정확도를 확인하였는데, 이 모두 그림 7, 8, 9의 피크값들이 시간에 따라 나타나는 그래프의 양상과 모두 일치함을 확인하였다.

또한 각각 보행은 99.3%, 뽀걸음은 98.6%의 정확도를 확인할 수 있었다. 그림 12와 그림 13은 표 1과 표 2에 대한 결과를 그래프로 나타내었다.

3. 결 론

본 논문에서 제안하는 보행패턴분석 알고리즘은 신발에 부착된 압력센서에서 측정된 족저압을 이용하여 보행수 측정 및 보행 패턴 분류를 하였다. 발 볼, 뒤꿈치, 엄지발가락이 주로 체중을 지지하고 뽀걸음은 양 발이 지면에서 떨어진다라는 점을 착안하여 알고리즘을 구성하여 실험을 진행하였다.

실험을 통해 측정되는 결과는 블루투스를 통해 무선으로 PC에서 결과를 확인하였으며, 이는 보행과 뽀걸음 시 활동성을 제한하지 않기 위해 구성하였다. 그림 7, 8, 9의 그래프로 발의 각 부분에서 측정된 전압값을 확인하였는데, 사람에 따라 정도의 차이

는 있지만 엄지발가락에서 피크값이 제일 크게 측정됨을 확인 하였다. 이는 발에서 가장 압력을 많이 받는 부분이 엄지발가락이기 때문으로 추정한다.

실험결과에서 패턴분석은 98.8%의 정확도를 확인하였고, 횡수 분석은 보행과 뒹굴음에 대해 각각 99.3%와 98.6%의 정확도를 확인하였다. 이를 통해 외부에서 뒹굴음과 보행을 할 시의 상태를 구별할 수 있음을 확인하였다. 여기서 비정상적인 보행은 발의 특정부분만 딛었을 때를 생각하고 실험하였기 때문에, 세세하게 발의 어떤 부분을 잘못 딛었는지에 대한 경우는 잡아내지 못하였다. 따라서 추후연구로 여기서 더 나아가 비정상적인 보행의 원인을 보다 세부적으로 분류하여 신체의 밸런스를 교정하는 시스템을 고안할 계획이다.

* 본 논문은 2017년 정보 및 제어 심포지움(ICS 2017)에서 발표된 논문을 보완 확장한 논문임.

감사의 글

본 연구는 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No. 2014R1A2A1A11053025).

References

[1] Kee-eon Park, "Change of Foot Rotation of Gait Analysis Parameters according to Gait Improvement in Post-Stroke Hemiplegic Patients", J. Int. Korean Med. 2014 : 35(4), 498-504.

[2] Eun-Kyung Kim, "The Effect of Bodyblade Training on Body Alignment of Neck and Shoulder, Muscle Activity, Stability, and Foot Pressure at Forward Head Posture", Dept. of Rehabilitation Science, Daegu University, 2015.

[3] Magill, R.A. (2003). "Motor learning and control ; conceptand applications", McGraw-Hill Company, Inc.

[4] Jin-Kook Park, "The Effect of Form of Outsole on Energy Consumption and Heart Rate during Gait", Journal of the Korea Academia-Industrial cooperation Society Vol. 14, No. 3 pp. 1266-1273, 2013.

[5] Cristina Soaz, "Step Detection and Parameterization for Gait Assessment Using a Single Waist-Worn Accelerometer", IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, Vol. 63, No. 5, MAY 2016.

[6] Ju-Hee Hong, Dae-yong Choi, Kyung-Ho Kim, "Foot pressure measurement using a pressure sensor and posture analysis", Biomedical Systems Conference, Vol. 2015 No. 2, pp. 21-24, 2015.

[7] Godha, S. and Lachapelle, G., "Foot Mounted Inertial

System for Pedestrian Navigation," Measurement Science and Technology, Vol. 19, No. 7, Paper No. 075202, 2008.

[8] João Paulo, "Human gait pattern changes detection system: A multimodal vision-based and novelty detection learning approach", 2017.

[9] Donald A.Neumann, "Kinesiology of the Musculoskeletal system", 2016.

저 자 소 개



도 주 표 (Ju-pyo Do)

2016: 단국대학교 전자공학과
2016~현재 : 단국대학교 전자전기공학과 석사과정



최 대 영 (Dae-yeong Choi)

2015: 단국대학교 전자공학과
2015~2016: 단국대학교 전자전기공학과 공학석사



김 동 준 (Dong-jun Kim)

1988: 연세대 전기공학과 공학사
1990: 연세대 전기공학과 공학석사
1994: 연세대 전기공학과 공학박사
1995~현재: 청주대학교 전자공학과 교수



김 경 호 (Kyung-Ho Kim)

1996 : 일본 게이오대학 공학석사.
1999 : 일본 게이오대학 공학박사.
2006~현재 : 단국대학교 전자전기공학부 교수