

## 압력 센서를 이용한 보행 패턴 모니터링 시스템 구현

김기완<sup>\*†</sup>

<sup>\*†</sup>충남도립대학교 전기전자공학과

## Implementation of Gait Pattern Monitoring System Using FSR(Force Sensitive Resistor) Sensor

Kiwan Kim<sup>\*†</sup>

<sup>\*†</sup>Dept. of Electrical and Electronic Engineering, Chungnam State University

### ABSTRACT

Recently, technologies for internet of things have been rapidly advanced with development of network. Also interest in smart healthcare that informs about motion information of users has been growing. In this paper, a system that is monitoring the weight on both feet by using aduino and FSR(Force Sensitive Resistor) Sensor is implemented. A 4-channel sensor driver module was implemented to measure a more accurate weight value. It is monitoring the weight on both feet by the using an application for either your PC or mobile device. Mobile applications can contribute to reducing human damage by sending messages along with location in emergency situations, such as injuries caused by falls during outdoor activities.

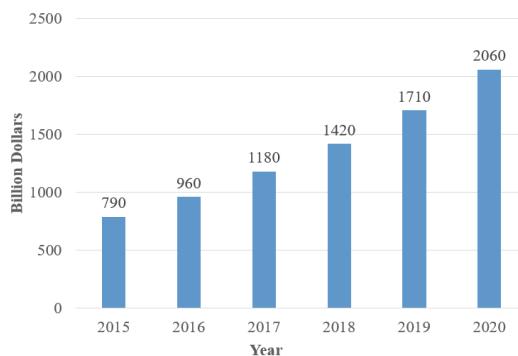
**Key Words :** Monitoring system, Arduino, FSR sensor, Sensor calibration, Gait pattern

### 1. 서 론

오늘날 우리 사회에서는 네트워크 기술의 발전과 더불어 사물인터넷 기술이 급격히 발전하고 있으며 이를 기술을 융합하여 장비의 비정상인 동작이나 사용자의 비정상 상태를 감지하여 위험 요소가 발생하면 문자로 제3자에게 정보를 전달함으로써 사고 발생시 피해를 줄일 수 있는 시스템들이 개발되고 있다. 또한 사용자에게 걸음걸이 수, 소비칼로리와 같은 운동 정보를 제공하고 사용자의 생체정보를 실시간으로 측정하여 잘못된 자세를 교정하는데 도움을 주는 스마트 헬스케어 분야에 대한 관심이 높아지고 있다. 이러한 상황을 반영하여 국내외 스마트 헬스케어 시장의 규모는 급격히 증가하고 있다. 식품의약품안전처와 현대경제연구원에 따르면 국내의 디지털 헬스케어 시장은 2012년 2.2조원, 2013년 2.6조원 그리고

2014년 3조원으로 매년 12% 이상 증가해 오다 2020년에는 14조원 규모의 시장이 형성되고 있다.

정보통신산업진흥원 글로벌 헬스케어 시장 보고서에 따르면 세계 디지털 헬스케어 시장 규모는 2015년 790억 달러, 2016년 960억달러 그리고 2017년 1180억달러에서



<sup>\*</sup>E-mail: kkw@sch.ac.kr

Fig. 1. Global Smart Healthcare Market[1].

2020년 2060억달러로 연평균 성장률이 약 20%로 나타난다. 그리고 2019년 디지털 헬스케어의 시장규모 1710억달러 중 모바일 헬스케어와 무선 헬스케어의 비중이 74%를 차지한다[1,2]. 이와 같이 모바일 헬스케어와 무선 헬스케어의 발전에 따라 다양한 스마트 디바이스에 대한 연구 개발이 이루어지고 있다[2-9]. 참고문헌 [3]에서는 3축 가속도 센서를 이용하여 보행 불균형을 평가하는 시스템을 제안한다. 참고문헌[4]에서는 3축 가속도 센서를 이용하여 실시간 걸음걸이수를 측정하는 알고리즘을 제안한다. 참고문헌[5]에서는 압력 센서를 이용하여 정상과 비정상 보행 패턴에 대한 연구를 진행하였다. 본 논문에서는 기존 논문들과 차별화를 위하여 왼쪽 발과 오른쪽 발에 4개의 압력 센서를 부착하고 압력 센서 드라이버를 추가하여 보다 정확한 하중을 측정한다. 그리고 PC용 모니터링 프로그램과 스마트 기기용 앱을 각각 구현하여 각각의 발이 받는 하중을 분석하여 낙상과 넘어짐 그리고 쓰러짐을 감지한다. 만약 등산과 같은 실외 활동과 실내에서 낙상으로 인한 사고 발생시 이를 감지하여 미리 정해진 제3자에게 사고 발생을 알려 사고를 처리한다면 실내외 낙상 사고로 인한 피해를 줄일 수 있을 것이다. 2장에서 하드웨어와 소프트웨어 구현에 대해 서술하고 3장에서는 구현된 제품으로 수집된 데이터를 분석하며 4장에서 결론으로 끝맺는다.

## 2. 하드웨어 및 소프트웨어 구현

### 2.1 하드웨어 구현

사람들의 보행 패턴을 분석하기 위해 바른 걸음걸이일 때 보행자의 체중이 분산된다는 가정하에 센서당 45Kg까지 측정 가능한 Tekscan사의 A201-100 압력 센서를 사용한다[10]. 그리고 무게가 가해지는 위치에 압력 센서를 부착하여 데이터를 측정 후 구현된 전용 프로그램을 이용하여 이를 모니터링 한다.

Fig 2는 각각의 압력 센서에 0Kg, 3Kg, 5Kg, 6Kg, 8Kg, 10Kg, 11Kg, 13Kg, 16Kg의 하중을 각각 100번 반복하여 측정 후 측정된 데이터의 평균 출력 전압을 나타낸다. 압력 센서에 가해지는 하중을 측정하기 위하여 무게가 3Kg인 분동 두 개와 무게가 5Kg인 분동 두 개를 사용한다. Fig 2에서 전압과 하중의 그래프가 1차 함수가 아니므로 구현된 시스템의 압력 센서로부터 측정된 데이터는 상대적으로 신뢰성이 떨어지므로 본 논문에서는 이를 해결하기 위하여 왼발과 오른발의 압력 센서에 Fig 3과 같은 압력 센서 드라이버 회로를 각각 추가한다[11-13].

Fig 4는 Fig 3의 압력 센서 드라이버 회로를 추가하여 압력 센서에 가해지는 하중을 측정한 그래프로 추세선이

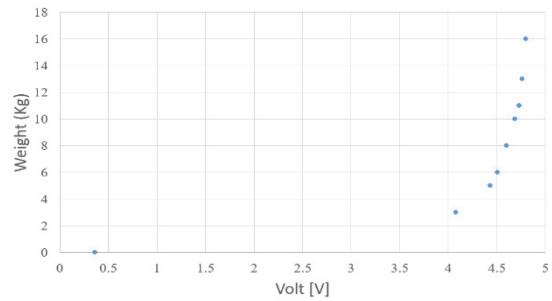


Fig. 2. Weight vs Voltage Graph.

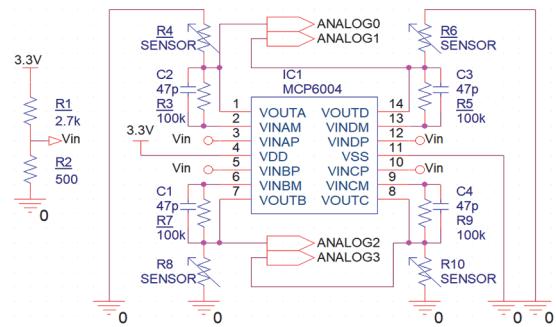


Fig. 3. Circuit Diagram for Weighing.

선형으로 나타남을 알 수 있다. 여기서,  $R^2$ 은 결정 계수로  $R^2$  값이 1에 근접할수록 추세선의 신뢰성이 높아짐을 의미한다.

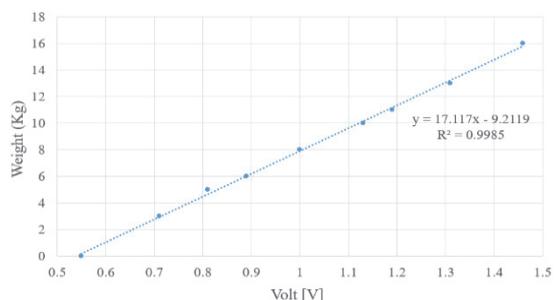


Fig. 4. Calibration Curve.

본 논문에서는 Fig 4의 실험값으로 계산된 식(I)을 이용하여 압력 센서에 가해지는 하중을 추정한다.

$$y = 17.117x - 9.2119 \quad (I)$$

x : 출력전압 (V)

y : 무게 (Kg)



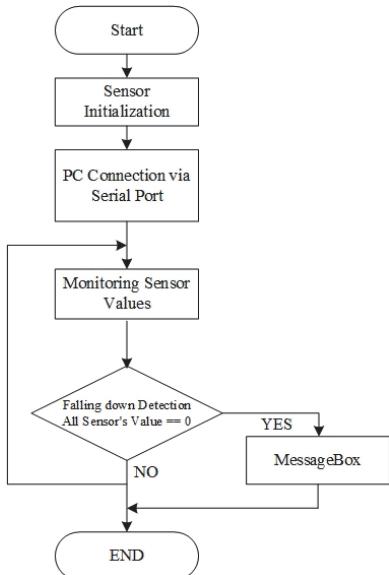
**Fig. 5.** Implementation of Walk Pattern Monitoring System.

Fig. 5는 구현된 시스템을 착용한 모습이다.

## 2.2 소프트웨어 구현

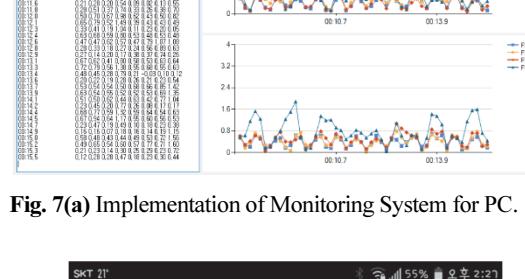
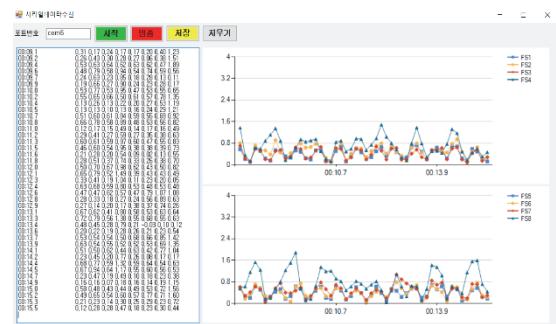
양쪽 발에 가해지는 하중을 모니터링하기 위해 PC용 프로그램을 구현하고 이동성을 고려하여 안드로이드 스마트 기기용 앱을 각각 제작하였다.

Fig. 6은 구현된 하드웨어를 모니터링하기 위한 순서도를 나타낸다. 아두이노 메가에 전원이 인가되면 압력 센서가 측정 대기 상태에 진입하고 PC에서 시작 버튼을 누르면 값을 측정하여 PC로 데이터를 전송한다. C#으로 구



**Fig. 6.** Software Algorithm.

현된 PC 모니터링 프로그램은 원발과 오른발의 측정값을 각각 그래프로 나타내고 만약 모든 압력 센서의 값이 일정시간 0으로 측정되면 넘어짐 또는 쓰러짐으로 인식하여 메시지 박스가 실행되어 경고를 알리고 데이터를 파일로 저장 가능하도록 구현하였다. 안드로이드 스마트 기기용 앱은 등산과 같은 실외 활동을 할 때 낙상과 같은 위급 상황이 발생하면 장소를 포함한 위급 상황을 미리 정해진 사람이나 응급센터에 문자를 전송함으로써 인명 피해를 줄이는데 기여할 수 있을 것이다. Fig. 7(a)는 PC용 모니터링 프로그램으로 초기값 교정 후 제자리 걸음을 걸을 때의 하중을 나타내고 Fig. 7(b)는 전방으로 걸음을 걸을 때 안드로이드용 스마트 기기에서 측정되는 하중을 나타낸다.



**Fig. 7(b)** Implementation of Monitoring System for Smart Devices.

### 3. 걸음걸이 분석

걸음걸이를 분석하기 위하여 Fig. 8과 같이 왼발과 오른발의 안쪽, 바깥쪽 그리고 발뒤꿈치에 압력 센서(왼발 FSI~FS4, 오른발 FS5~FS8)를 부착하고 평지에 정상적인 걸음인 바른 걸음과 비정상적인 걸음인 팔자 걸음과 안장 걸음 걸이시 발에 가해지는 하중의 패턴을 측정한다. 본 논문에서는 걸음걸이를 구분하기 위해 다음에 설명되어 있는 각도를 기준으로 사용하고 다른 요소들은 배제 한다. 팔자 걸음은 보행 시 발의 방향이 바깥으로 15도 이상 벌어진 상태로 걷는 걸음걸이를 의미하고 골반, 척추, 무릎관절 등 다양한 2차 질환과 심할 경우 평발, 흰 다리를 유발시킬 수 있다고 알려져 있다. 그리고 안장 걸음은 보행 시 발의 방향이 안쪽으로 7~17도 모아진 상태로 걷는 걸음걸이를 의미하며 무릎 안쪽 연골이 직접 힘을 받으면서 통증을 느끼게 되고 심한 경우 아킬레스건을 위축시킬 수 있기 때문에 보행 시 바른 걸음걸이가 건강에 중요한 요소로 작용하게 된다[14-15].

Fig. 9는 바른 걸음 걸이 일 때 양 발의 압력 센서에 가해지는 하중을 나타낸다. 왼발의 패턴을 분석하면 FS4(발뒤꿈치), FS2(앞-바깥쪽), FS1(앞-안쪽) 순서로 하중이 분포되는 것을 알 수 있다. 그러나 오른발의 두 번째와 세 번째 걸음에서는 FS5(앞-안쪽)에 하중이 거의 가해지지 않는 것을 알 수 있고 이것은 바른 걸음 걸이라 할 수 없다. 즉 보행 모습만으로는 바른 걸음을 판단할 수 없고 걸음 유

형을 분석하기 위해서는 양쪽 발을 같이 측정해야 됨을 나타낸다.

Fig. 10은 팔자 걸음 걸이 일 때 양 발의 압력 센서에 가해지는 하중을 나타낸다. 바른 걸음과는 달리 FS4(발뒤꿈치)와 FS1, FS5에만 하중이 가해지는 것을 알 수 있다.

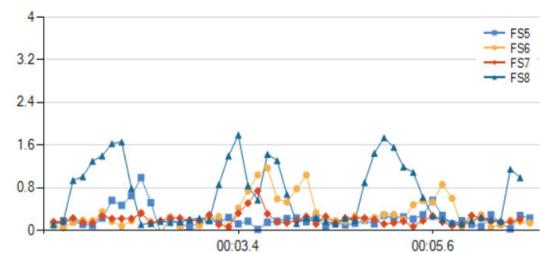


Fig. 9(b) Right Foot Measurement Data of Correct Gait.

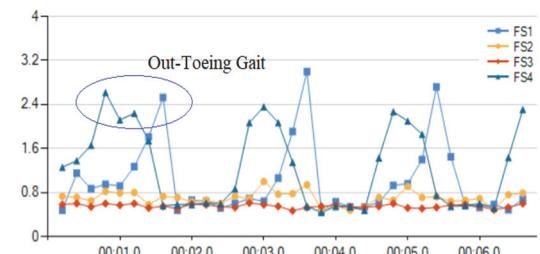


Fig. 10(a) Left Foot Measurement Data of Out-Toeing Gait.

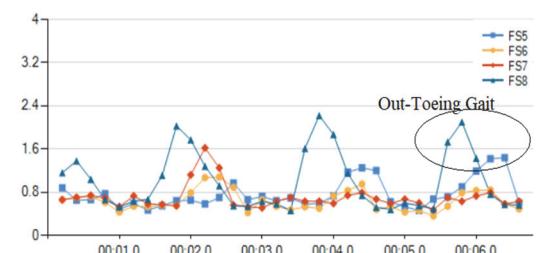


Fig. 10(b) Right Foot Measurement Data of Out-Toeing Gait.

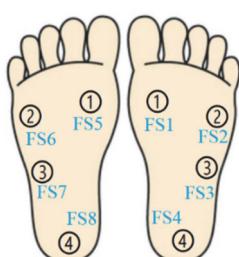


Fig. 8. Diagram of Pressure Sensor Position.

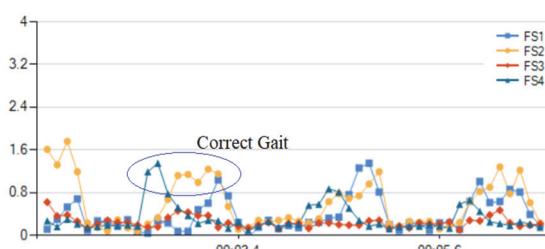


Fig. 9(a) Left Foot Measurement Data of Correct Gait.

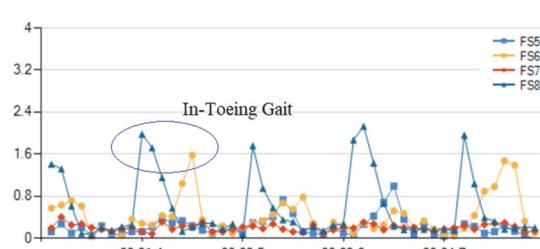


Fig. 11. Right Foot Measurement Data of In-Toeing Gait.

**Table 1.** The Sensor with the Greatest Weight

Gait	Sensor Position		
Correct	FS4	FS2	FS1
	FS8	FS6	FS5
Out-Toeing	FS4	-	FS1
	FS8	-	FS5
In-Toeing	FS4	-	FS2
	FS8	-	FS6

Fig 11은 안장 걸음 걸이 일 때 양 발의 압력 센서에 가해지는 하중을 나타낸다. 바른 걸음과는 달리 FS8와 FS6(앞-바깥쪽)에만 하중이 가해지는 것을 알 수 있다. Fig 9의 실험참가자는 양쪽 발에 비교적 균일한 하중이 가해지고 Fig. 10의 실험참가자는 왼발에 가해지는 하중이 오른발에 비해 최대 33%가 많이 가해짐으로써 왼쪽 다리의 피로도가 증가할 것이라 생각된다.

Table 1은 실험 결과를 바탕으로 바른 걸음, 팔자 걸음 그리고 안장 걸음 걸이 시 하중을 가장 많이 받는 센서들을 나타낸다.

#### 4. 결 론

본 논문에서는 바른 걸음, 팔자 걸음 그리고 안장 걸음 세 가지 보행 패턴을 양쪽 발에 각각 4개의 압력 센서를 사용하여 측정하고 측정된 데이터를 PC용 모니터링 프로그램을 이용하여 그래프로 나타내었다. 데이터를 분석 결과 사람들의 보행 모습만으로는 걸음 걸이 유형을 예측 할 수 없고 Fig. 9와 같이 보행자에 따라 왼쪽 발은 바른 걸음, 오른쪽 발은 잘못된 걸음과 같이 양쪽 발의 걸음 걸이 유형이 다르게 나타날 수도 있기 때문에 두 발이 동시에 측정되어야 한다. 또한 평지에서의 걸음 걸이 뿐만 아니라 오르막길과 내리막길, 계단 오르기와 내려오기와 같은 다양한 환경에서 발에 가해지는 하중을 측정하여 분석하는 것이 필요하다. 그리고 스마트 기기용 앱은 등산과 같은 실외 활동시 낙상과 같은 위급 상황이 발생하면 장소를 포함한 위급 상황을 미리 정해진 사람이나 응급센터에 문자를 전송함으로써 인명 피해를 줄이는데 기여할 수 있을 것이다.

#### 참고문헌

1. S. J. Han, Trends of Healthcare Industry, 2019, from <http://www.bioin.or.kr/board.do?num=291513&cmd=view&bid=industry>
2. Global Healthcare Market Report, 2019, from <https://www.nipa.kr/main/selectBbsNttView.do?key=307&bbsNo=40&nttNo=6862>
3. Tadano, S., Takeda, R., and Miyagawa, H., "Three Dimensional Gait Analys is using Wearable Acceleration and Gyro Sensors based on Quaternion Calculations," Sensors, Vol. 13, No. 7, pp. 9321-9343, 2013.
4. Y. K. Kim, S. M. Kim, H. S Lho, and W. D. Cho, "Real-Time Step Count Detection Algorithm Using a Tri-Axial Accelerometer," Journal of Internet Computing and Services, Vol. 12, No. 3, pp. 17-26, 2011.
5. 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 of Precision Engineering, Vol. 29, No. 11, pp. 1199–1206, 2012.
6. D. Y. Choi, and K. H. Kim, "A Study of Human Gait Discrimination Using Multi-Pressure Sensor," The Transactions of The Korean Institute of Electrical Engineers, Vol. 65, No. 4, pp. 673–77, 2016.
7. E. S. Kim, "Fabrication of shoes for analyzing human gait pattern using strain sensors," The Journal of the Korea Institute of Electronic Communication Sciences, Vol. 8, No.9, pp. 1407 - 1412, 2013.
8. J. Park et al., "Foot plantar pressure measurement system using highly sensitive crack-based sensor," Sensors, Vol. 19, No. 24, pp. 5504, 2019.
9. Paredes-Madrid, Leonel., Palacio, C., Matute, A., Parra Vargas, C., "Underlying Physics of Conductive Polymer Composites and Force Sensing Resistors (FSRs) under Static Loading Conditions," Sensors, Vol. 17, No. 9, pp. 2108, 2017.
10. FLX-Datasheet-A201-RevH, form <https://www.teksc.com/products-solutions/force-sensors/a201>
11. Parmar, S., Khodasevych, I., and Troynikov, O., "Evaluation of Flexible Force Sensors for Pressure Monitoring in Treatment of Chronic Venous Disorders," Sensors, Vol. 17, No. 8, pp. 1923, 2017.
12. Khodasevych, I., Parmar, S., and Troynikov, O., "Flexible Sensors for Pressure Therapy: Effect of Substrate Curvature and Stiffness on Sensor Performance," Sensors, Vol. 17, No. 10, pp. 2399, 2017.
13. FlexiForce Sensors User Manual, form <https://biomedical.com/media/support/a2011.pdf>
14. The Wrong Step, like Out-Toeing Gait, 2018, form <https://m.post.naver.com/viewer/postView.nhn?volumeNo=16682538&memberNo=15460571>
15. W. Kim, W. Shin, H. Kim, and H. Yeom, "Development of Gait Correction System for Real-Time Gait," International journal of advanced smart convergence, Vol. 9, No. 4, pp. 139–148, 2020.

접수일: 2021년 5월 12일, 심사일: 2021년 6월 9일,  
제재확정일: 2021년 6월 18일