

# Force Sensing Resistor를 이용한 인체압력중심 변화 분석

## Center of Pressure of a Human Body using Force Sensing Resistor

박 철\*,\*\* · 박 신 석\*\* · 김 충 현†  
 (Cheol Park · Shinsuk Park · Choong Hyun Kim)

**Abstract** - An experimental investigation of COP(center of pressure) was performed using FSR(force sensing resistor) and force plate. The FSR sensor system is used as effective device to detect the movement of human body in activities of daily living. It has been shown that the FSR provides the trajectories of COP with repeatability and reliability.

**Key Words** : FSR(Force Sensing Resistor), Foot Plantar Pressure, COP(Center of Pressure), Fall Detection

### 1. 서 론

최근 고령화 사회가 급속도로 진행됨에 따라 노인들의 낙상 문제가 우리사회의 중요한 현안이 되고 있다. 통계청 자료에 따르면 65세 이상의 여성일 경우 1년 동안 낙상을 경험할 확률은 25.9%에 달하고, 낙상 후 후유증을 경험할 확률은 54%로 나타났다. 이러한 낙상 피해를 최소화하기 위해서는 이를 조기에 판단하고 신속하게 대처하는 것이 중요하기 때문에 실시간 낙상판단 연구가 진행되고 있다[1]. 기존 연구에서는 낙상 발생시 인체 특정부위(가슴/허리/허벅지)에서 측정되는 가속도 및 각속도를 분석하여 이를 기반으로 낙상을 판단하는 알고리즘을 개발하였으나 관성센서를 이용할 경우 일상생활과 낙상에서 관찰되는 관성값의 변화에 뚜렷한 차이가 없기 때문에 낙상을 제대로 감지하지 못하거나 정상적인 동작을 낙상으로 오인하는 경우가 많았다[2]. 따라서 낙상과 일상생활의 거동을 구분할 수 있는 새로운 낙상판단 기법이 필요한 실정이다.

족저압(foot plantar pressure)은 사람이 움직일 때 인체 족저면(발바닥)에서 발생하는 압력을 말하는데 측정된 족저압 데이터를 이용하여 계산한 인체압력중심의 위치변화를 관찰하면 자세 안정성을 판단할 수 있을 뿐만 아니라 일상생활의 거동과 낙상을 비교, 구분하여 낙상판단 알고리즘 개발에 적용할 수 있다[3-5].

본 연구에서는 낙상판단 알고리즘을 개발하기 위한 연구

의 일환으로서 wearable device 형태의 족저압 측정시스템을 구성하고 이를 이용하여 일상생활의 거동에서 발생하는 족저압을 측정하고 인체 압력중심(center of pressure, COP)의 이동패턴을 분석하고자 한다.

### 2. 실험장치 및 결과

#### 2.1 족저압 측정시스템

본 연구에서 개발한 족저압 측정시스템은 신발에 설치하여 착용이 가능하도록 한 것으로서 Fig. 1에 나타내었다.

Fig. 1 (b)에 보인 것처럼 압력측정 센서인 force sensing resistor (FSR, Flexi-force Sensors A401, Tekscan)을 신발 깔창 바닥에 접착하였다[6].

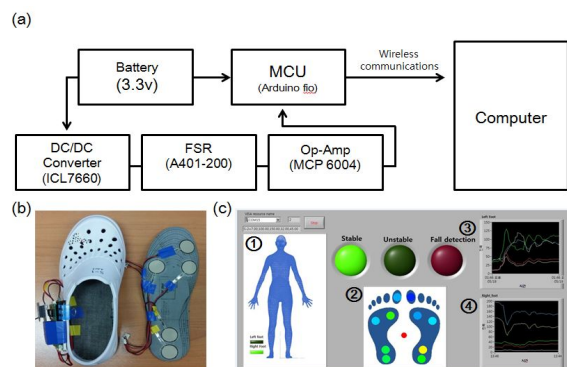


그림 1 족저압 계측시스템;  
 (a) 회로도 (b) 깔창형 센서시스템  
 (c) Labview를 이용한 사용자용 인터페이스

Fig. 1 Foot-plantar pressure measuring system;  
 (a) circuit board (b) Insole-type sensor system  
 (c) user interface using Labview

FSR은 족저압 변화가 큰 지골, 중족골, 종골 영역에 배치 하되 좌우 양발에 각 5개씩 총 10개를 사용하였다. Fig. 1

† Corresponding Author: Center for Bionics, Biomedical Research Institute, Korea Institute of Science and Technology (KIST), Korea.  
 Korea University of Science and Technology (UST), Korea.

E-mail: chkim@kist.re.kr

\* Center for Bionics, Biomedical Research Institute, Korea Institute of Science and Technology (KIST), Korea.

\*\* Dept. of Mechanical Engineering, Korea University, Korea.

Received : May 27, 2014; Accepted : November 21, 2014

(c)는 족저압 측정용 user interface로서 Labview로 제작하였다. Fig. 1 (c)에서 ①은 족저압 측정시스템의 작동여부를 보여주며 ②는 측정되는 족저압의 크기를 서로 다른 색깔로 구분하여 보여줌과 동시에 COP의 실시간 위치변화를 빨간색 점으로 표시하고 있다. 또한 Fig. 1 (c)의 ③, ④는 각각 좌우 신발에서 측정되는 족저압을 그래프로 나타낸다.

### 2.2 일상생활기반 거동(Activity daily living, ADL) 연구

일상생활기반 거동(ADL)에서 나타나는 족저압과 COP 위치변화를 관찰하기 위하여 1인의 피시험자를 대상으로 서있기(standing, 지속시간 5초), 의자에서 일어나기(sit-up), 의자에 앉기(sit-down), 10m 걷기(walking, 초속 1m/s) 등 총 4가지 실험을 진행하였다. 또한 낙상시 발생하는 족저압 변화를 측정하기 위하여 전방 및 후방 낙상실험을 실시하고 ADL 자료와 비교하였다. 모든 실험은 5번씩 반복하였다.

본 논문의 인체대상 실험에 대해서는 실험 프로토콜에 대하여 한국과학기술연구원(KIST) 생명윤리심의위원회(IRB, Institutional Review Board)의 심의를 통해 연구승인(승인번호 2014-007)을 받았으며 실험 참가자에게는 실험내용에 대하여 설명하고 동의를 구하였다.

### 2.3 Calibration

FSR은 사용 전에 캘리브레이션을 실시하였다. 1kgf부터 9kgf까지 2kgf의 간격으로 중량물을 올려놓고 출력전압을 10회씩 반복 측정하여 그 결과를 Fig. 2에 나타내었다.

측정전압의 편차는 중량이 1kg일 때 ±0.03v로 가장 작고 10kg일 때 ±0.19v로 가장 크게 나타났다. 가해지는 중량(x)와 출력전압의 평균치(y)의 관계식은  $y = 0.2294x$ 이다.

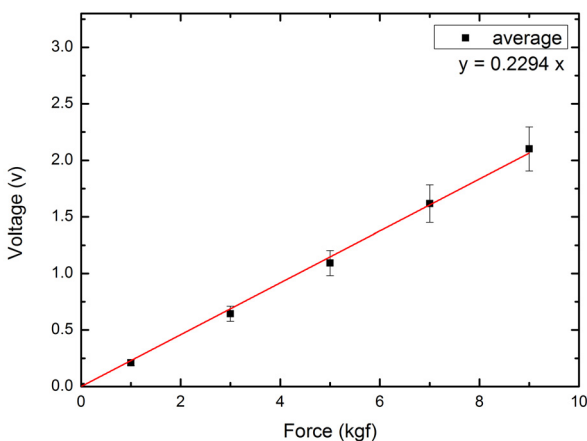


그림 2 FSR센서의 검정용 차트  
Fig. 2 Calibration chart for the FSR sensors

### 2.4 실험 연구

#### 2.4.1 족저압 측정 및 COP 좌표

캘리브레이션을 거친 FSR로 측정된 족저압 자료를 식

(1), 식(2)에 대입하여 인체 압력중심(COP)을 계산하며 이때 발의 폭 방향을 X축, 발바닥길이 방향을 Y축으로 정하였다[7]. 식 (1)의 COP 계산에서는 양 발사이의 거리( $x_i$ ) 및 발바닥 길이( $y_i$ )를 이용하는데 개인차로 인하여 직접적인 비교가 불가능하므로 표준화(normalization)가 필요하다. 피험자의 신장을 H라고 하면 양 발사이의 거리 및 발바닥 길이는 각각 0.191H, 0.152H의 관계를 가지므로[8] 이를 바탕으로 하여 식 (2)를 이용하여 COP 좌표를 백분율로 계산하였다. 따라서 오른발 오른쪽 끝의  $COP_x$  좌표는 50%, 왼발 왼쪽 끝의  $COP_x$  좌표는 -50%가 된다.  $COP_y$  좌표는 엄지발가락 앞쪽 끝이 100%가 되며 발뒤꿈치 끝이 0%가 된다.

$$COP_x = \frac{\sum_{i=1}^n p_i x_i}{\sum_{i=1}^n p_i}, COP_y = \frac{\sum_{i=1}^n p_i y_i}{\sum_{i=1}^n p_i} \quad (1)$$

$$COP_x (\%) = \frac{COP_x}{0.191 H}, COP_y (\%) = \frac{COP_y}{0.152 H} \quad (2)$$

표준화된 COP의 신뢰성을 파악하기 위하여 개발한 족저압 측정시스템을 착용하고 시판되는 force plate(HR Mat, Tekscan) 위에서 몸을 전후, 좌우로 움직이면서 force plate와 FSR로 측정한 자료를 이용하여 COP 좌표 변화를 계산하고 그 결과를 Fig. 3에서 비교하였다.

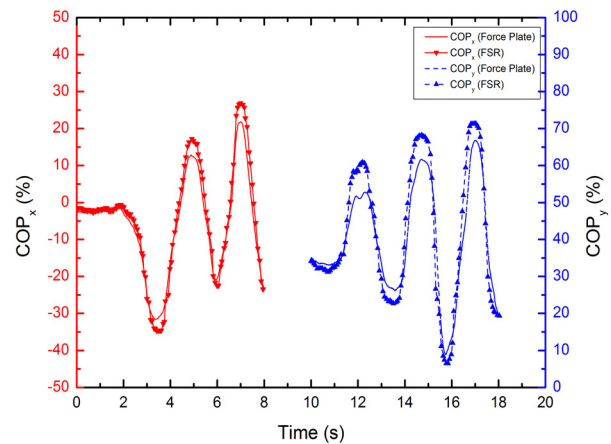


그림 3 FSR과 하중판을 이용한 인체 압력중심 궤적비교  
Fig. 3 Comparison of the COP trajectories by FSR and force plate

Fig. 3에서 0초부터 8초까지는 몸을 좌우로 움직이면서  $COP_x$  좌표 변화를, 10초부터 18초 사이에서는 몸을 전후로 움직이면서  $COP_y$  좌표변화를 각각 관찰하였다. 검토결과 동일한 움직임에 따른 COP 위치변화는 전후, 좌우 움직임 모두에서 FSR에 의한 것이 force plate의 경우보다 다소 크게 나타났다. 이러한 차이는 force plate의 경우 발바닥 접촉면 전체에서 하중을 측정하는 반면 FSR은 측정범위가 발바닥 안쪽에 설치한 FSR 면적으로 제한되면서 측정되는 데이터

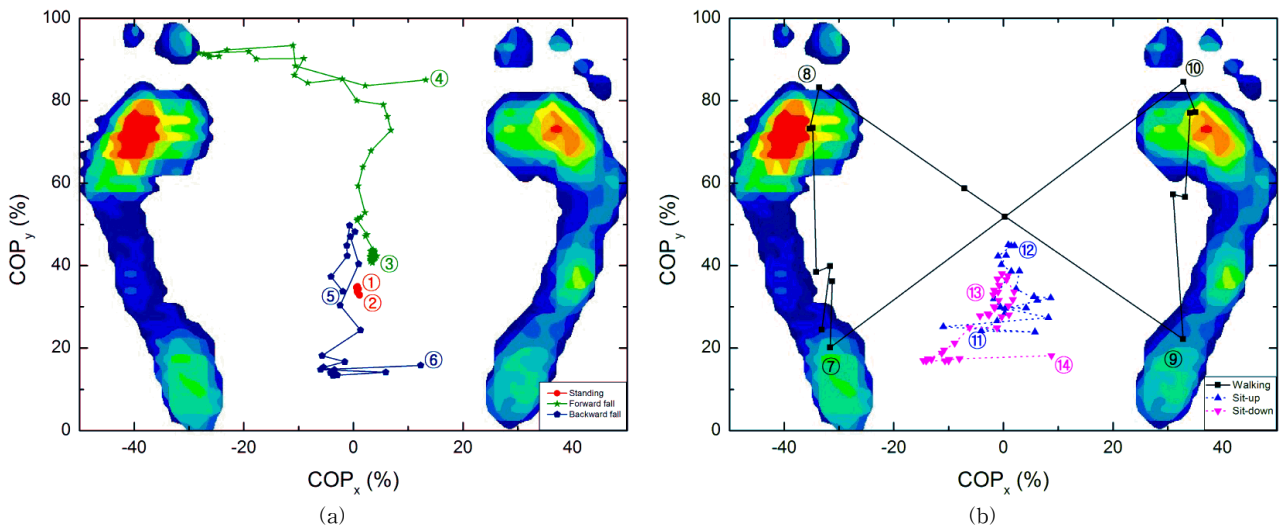


그림 4 FSR로 측정된 일상생활기반 거동시 인체 압력중심 궤적  
Fig. 4 COP trajectories for ADL using FSR

총량이 서로 다른데서 기인하는 것으로 판단된다.

그러나 FSR과 force plate로 계산한 COP 위치의 변화추이가 서로 일치할 뿐만 아니라 FSR로 측정한 데이터의 반복재현성이 force plate와 비교될 만큼 우수하므로 족저압 측정에 적용하는 데에는 아무런 문제가 없는 것으로 판단된다. 따라서 FSR을 이용하여 COP 변화를 관찰하는 방법은 타당한 것이라고 할 수 있다.

2.4.2 ADL 연구

Fig. 4 (a)를 보면 COP<sub>y</sub>는 standing의 경우 후족부(발바닥 뒤쪽)와 중족부(발바닥 가운데 부분) 사이의 30±5% 부분(①~②)에 있는 것으로 관찰되었다. 이후 전방낙상(forward fall, ③→④) 또는 후방낙상(backward fall, ⑤→⑥)이 발생하면 COP<sub>y</sub>가 각각 80% 이상 또는 20% 이하의 범위로 변화하는 것을 볼 수 있다.

Fig. 4 (b)에서 walking의 경우에는 뒷발의 발뒤꿈치가 닿은

(heel contact, ⑦) 후 뒷발의 앞쪽으로 이동하다가 앞 발가락을 떼는(toe off, ⑧) 단계까지 COP<sub>y</sub>가 후족부에서 전족부(발바닥 앞쪽)로 이동하는 패턴을 보였다. 이후 앞 발쪽으로 압력중심이 이동하면서 앞발의 후족부를 거쳐(⑨) 전족부로 이동(⑩)하는 것을 관찰할 수 있었다. 또한 sit-up의 경우 일어서는 순간 COP<sub>y</sub> 위치는 후족부에서 시작하여 전족부로 이동(⑪→⑫)하는 경향을 보인 반면 sit-down의 경우에는 COP<sub>y</sub> 위치가 전족부에서 후족부로 이동(⑬→⑭)함으로써 sit-up과 sit-down의 경우 COP<sub>y</sub>의 위치변화 양상이 서로 반대임을 확인할 수 있었다.

Fig. 4에서 양 발이 체중을 동시에 지지하는 활동, 즉 sit-up, sit-down, standing, forward fall and backward-fall의 경우에 COP<sub>x</sub>는 발바닥 좌우 중심선을 기준으로 ±40% 범위 이내에 위치하는 것으로 파악되었다. 전체적으로 볼 때 FSR로 측정한 압력중심의 위치 이동은 실제 현상과 대체로 일치하는 것으로 볼 수 있다.

후방낙상시의 족저압 변화를 측정하기 위하여 standing 상태에서 뒤로 넘어지는 후방낙상실험을 실시하고 측정한 족저압의 분포를 Fig. 5에 나타내었다.

Fig. 5에서 standing의 경우 전족부에 걸리는 압력은 센서 위치에 따라 3kPa 내외(1번 센서), 5~10kPa(2/3번 센서), 그리고 25~30kPa(4/5번 센서) 정도로 나타났다. 이후 후방낙상이 발생하기 시작하면 후족부 맨 뒤쪽(5번 센서)에서의 압력이 증가하면서 순식간에 95kPa를 돌파하였다가 다시 급속히 감소하여 zero값에 도달하는 것을 볼 수 있다. 이와 동시에 standing 상태에서 30±5%의 범위에 있던 COP<sub>y</sub>는 후족부 압력이 증가하는 도중에 20% 미만으로 감소하였다.

일상생활기반 거동(ADL)에 따른 COP<sub>y</sub>의 범위를 나타낸 Fig. 6를 보면 전방낙상과 후방낙상에서 각각 최대값(COP<sub>y,max</sub>)과 최소값(COP<sub>y,min</sub>)을 보이고 있다. 따라서 추후 연구를 통하여 이 값들의 범위와 한계값(threshold)을 추출하면 전후방 낙상판단에 적용할 수 있을 것으로 판단된다.

따라서 FSR 센서의 위치에 따른 족저압의 변화와 COP<sub>y</sub>의 변화 추이를 동시에 관찰하면 낙상판단 성공률을 높이는 데 활용할 수 있을 것으로 사료된다.

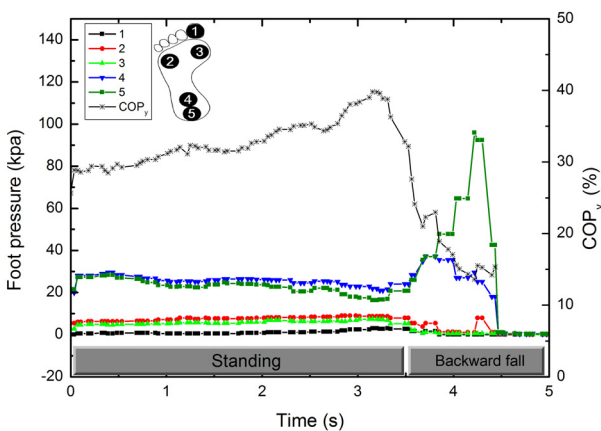


그림 5 족저압과 인체 압력중심 위치의 변화  
Fig. 5 Variation of foot plantar pressure and location of the COP

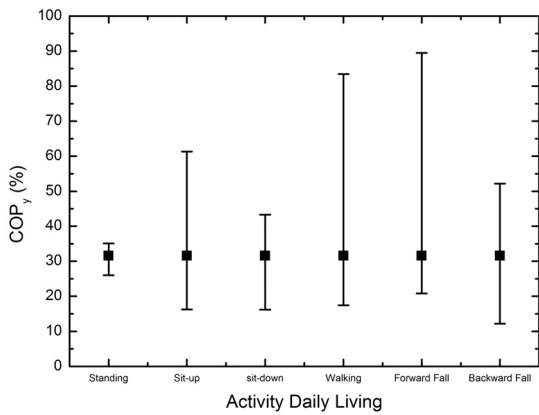


그림 6 일상생활기반 거동에 따른 발바닥길이(y축)방향의 인체압력중심 위치변화범위

Fig. 6 Comparison of COPy ranges for the activities in daily living using FSR

### 3. 결 론

본 연구에서는 wearable device 형태의 족저압 측정시스템을 이용하여 일상생활기반 거동(ADL)과 전후방 낙상시의 인체 압력중심(COP) 변화를 분석하여 다음 결과를 얻었다.

1. FSR을 이용하여 신뢰성이 우수한 COP 위치변화 자료를 취득할 수 있다.
2. FSR로 측정한 족저압과 COP 위치의 변화를 기반으로 일상적인 거동과 낙상을 구분할 수 있으며 추후 연구를 통하여 낙상판단 기준을 제시할 수 있을 것으로 사료된다.

#### 감사의 글

본 연구는 한국과학기술연구원(KIST) 주요사업의 지원을 받아 수행된 연구입니다(과제번호 2E24721).

#### References

[1] N. Noury, P. Rumeau, A.K. Bourke, G. O'Laighin and J.E. Lundy, "A Proposal for the Classification and Evaluation of Fall Detectors," IRBM, Vol 29, No 6, pp.340-349, 2008.

[2] Fabio Bagala, Clemens Becker, Angelo Cappello, Lorenzo Chiari, Kamiar Aminian, Jeffrey M. Hausdorff, Wiebren Zijlstra and Jochen Klenk, "Evaluation of Accelerometer-Based Fall Detection Algorithms on Real-world Falls," PLoS ONE, Vol 7, No. 5, 2012.

[3] J. H. Moon, C. H. Kim, D. Y. Jeon, "The Evaluation of Human Gait Stability using In-shoe Plantar Pressure Measurement System," KSPE Vol 6, pp.907-908, 2011.

[4] SangChan Moon, ChaeHyeuk Lee, MinWoo Kim, YoonHyeuk Kim, SoonGeul Lee, "Analysis of FSR Sensing Signal for Calculating Moment at Ankle Joint," KSPE Vol. 10, pp.945-946, 2011.

[5] Chae hyeuk Lee, Soon geul Lee, Reyes Gurerra Carlos Alberto, Jun Feng, Byung soo Kim, "Study for Moment Analyzing System with Joint Motion and Foot Plantar Pressure," KSPE Vol. 12, pp.1151-1152, 2012.

[6] Hessert MJ, Vyas M, Leach J, Hu K, Lipsitz LA and Novak V, "Foot Pressure Distribution during Walking in Young and Old Adults," BMC Geriatrics Vol. 5, pp.8-16, 2005.

[7] Lin Shu, Tao Hua, Yangyong Wang, qiao Li, David Dagan Feng and Xiaoming Tao, "In-shoe Plantar Pressure Measurement and Analysis System Based on Fabric Pressure Sensing Array," IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine Vol. 14, No. 3, pp.767-775, 2010.

[8] Winter, D.A., Biomechanics and Motor Control of Human Movement, 4th Edition, Chap. 4, p.83, John Wiley & Sons. Inc., 2009.

### 저 자 소 개



#### 김 충 현(Choong Hyun Kim)

2001년 한양대학교 기계설계학 박사  
2003년~2004년 미국립 표준기술연구소(NIST) 연구원  
2011년~현재 한국과학기술연구원(KIST) 바이오닉스연구단 선임연구원



#### 박 철(Cheol Park)

2013년 경기대학교 기계\*시스템디자인공학 학사  
2013년~현재 한국과학기술연구원(KIST) 바이오닉스연구단 학생연구원



#### 박 신 석(Shinsuk Park)

1999년 미국 MIT 기계공학 박사  
1999년~2000년 일본 Nissan 자동차 방문연구원  
2000년~2002년 미국 Harvard 대학 Postdoctor  
2002년~2004년 일본 Keio 대학 방문교수  
2004년~현재 고려대학교 기계공학부 교수