

저항센서와 자이로센서를 이용한 새로운 보행주기 검출시스템의 개발 및 평가

안승찬* , 황성재* , 강성재* , 김영호#

Development and Evaluation of a New Gait Phase Detection System using FSR Sensors and a Gyrosensor

Seung Chan Ahn*, Sung Jae Hwang*, Sung Jae Kang* and Young Ho Kim#

ABSTRACT

In this study, a new gait phase detection system using both FSR(Force Sensing Resister) sensors and a gyrosensor was developed to detect various gait patterns. FSR sensors were put in self-designed shoe insoles and a gyrosensor was attached to the posterior aspect of a shoe. An algorithm was also developed to determine eight different gait transitions among four gait phases: heel-strike, foot-flat, heel-off and swing. The developed system was compared with the conventional gait phase detection system using only FSR sensors in various gait experiments such as level walking, fore-foot walking and stair walking. In fore-foot walking and stair walking, the developed system showed much better accuracy and reliability to detect gait phases. The developed gait phase detection system using both FSR sensors and a gyrosensor will be helpful not only to determine pathological gait phases but to apply prosthetics, orthotics and functional electrical stimulation to patients with gait disorders.

Key Words : FSR sensor(저항센서), gyrosensor(자이로센서), gait phase detection algorithm(보행주기 검출 알고리즘), microprocessor(마이크로프로세서), functional electrical stimulation(기능적 전기자극)

1. 서론

최근 산업재해, 교통사고 및 뇌졸중 등으로 인하여 중추신경계(central nervous system)의 손상을 입는 환자들이 증가하고 있다. 중추신경계의 손상은 운동기능 및 감각기능의 장애, 근 위축, 허혈성 괴사 등을 초래하며 감각기능은 시일이 경과함에 따라 어느 정도 회복되지만 운동기능은 비교적 회

복되지 않고 영구적인 후유증으로 남게 된다.

중추신경계 손상으로 인하여 마비된 근육의 운동기능을 회복하기 위하여 기능적 전기자극(functional electrical stimulation)이 적용되고 있다. 기능적 전기자극을 효율적으로 적용하기 위해서는 환자가 직접 자극의 입력신호를 부여하지 않고 자동적으로 환자의 보행주기를 검출하여 전기자극을 수행하는 것이 요구되며 이를 위해서는 일상생활에

접수일: 2003 년 12 월 18 일; 게재승인일: 2004 년 8 월 13 일

* 연세대학교 대학원 의공학과

교신저자: 연세대학교 의공학부

E-mail: yhkim@dragon.yonsei.ac.kr Tel. (033) 760-2492

서 환자들에 대한 정확한 보행주기 검출이 필요하다.

보행회복을 위한 하지의 기능적 전기자극은 일반적으로 환자가 직접 손 스위치를 ON/OFF함으로써 자극의 입력신호를 부여하고 있다. 그러나 향후 발전된 기능적 전기자극은 환자의 보행패턴에 따라 보행주기를 자동으로 정확하게 판단하고 필요에 따라 전기자극을 위한 즉각적인 입력신호를 줄 수 있어야 한다. 이를 위하여 다양한 센서들을 이용한 보행주기를 검출하고자 하는 연구결과들이 발표되고 있다. Vodovik 등¹은 뇌졸중 환자의 첫째, 둘째 중족골, 발뒤축에 저항센서를 부착하여 입각기 동안에는 보행주기를 분류할 수 있었으나 유각기 동안의 세부적 보행주기는 검출하지 못하였다. Ott 등²은 기능적 전기자극의 입력신호로 저항센서를 사용하였으나 정확도가 떨어져 실제로 적용하는데 어려움이 있음을 발표하였다. Popovic 등³은 근전도 신호와 저항센서를 기능적 전기자극의 입력신호로 사용하여 의수나 의족의 운동을 제어하였다. Kang and Kim⁴는 중족골과 발뒤축에 저항센서를 부착하여 보행주기를 분류하고 전자기계식 장하지보조기의 무릎관절을 제어하였다. Ng와 Chizeck⁵는 퍼지 모델을 사용하여 보행주기를 다섯 단계로 분류하였고 고니오미터를 사용하여 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절의 운동각도를 측정하였으나 퍼지 모델 분류를 통한 보행주기 검출오차가 자주 발생함을 보고하였다. Kostov 등⁶은 족하수(foot drop)를 방지하기 위한 기능적 전기자극 보행에 있어서 고니오미터를 이용하는 반복적 보행훈련 평가방법을 제시하였다. Tong과 Grant⁷는 두 개의 자이로센서를 하퇴와 대퇴에 부착하여 각 체절의 각속도와 자이로센서의 회전축에 대한 경사도를 측정하여 보행주기를 검출하였고 무릎관절의 운동을 추출하였다. Willemsen 등⁸은 발목과 무릎관절 사이에 부착한 가속도계를 통하여 보행 시 입각기와 유각기를 구분하였고 정상보행과 병적보행의 가속도 특성을 분석하였다. Williamson 과 Andrews⁹는 세 개의 가속도계를 경골에 부착하여 보행주기를 다섯 단계로 구분하였으나 가속도 신호의 왜곡으로 인하여 검출오차를 피할 수 없었다. Dai 등¹⁰은 하퇴와 대퇴에 기울기 센서를 부착하여 각 체절의 각도를 측정하여 보행주기를 분석하고자 하였다. 그러나 이러한 선행연구에서 소개된 보행주기 검출시스템은 빈번한 검출오차로 인하여 정확도가 떨어질 뿐 아니라 병적보행

과 같이 다양한 보행형태를 적용하지 못하여 기능적 전기자극의 입력신호로 사용할 수 없었다.

본 연구에서는 저항센서와 자이로센서를 동시에 사용하여 논리적 알고리즘을 통해서 평지보행 뿐 아니라 병적보행, 계단보행 등 다양한 보행형태에 대하여 보행주기를 검출하는 새로운 시스템을 개발하였다. 또한 새롭게 개발된 보행주기 검출시스템과 저항센서만을 사용하는 기존의 시스템을 각각 삼차원 보행분석시스템과 연동하여 보행실험을 수행함으로써 보행주기 검출에 대한 정확도와 신뢰도를 비교 평가하였다.

2. 시스템 구성

본 연구에서 개발된 보행주기 검출시스템은 보행 중 지면과의 접촉상태를 측정하는 저항센서부, 발의 각속도를 측정하는 자이로센서부, 센서들의 출력신호를 이용하여 보행주기를 검출하는 제어부로 나뉘며, 전체 구성은 Fig. 1과 같다.

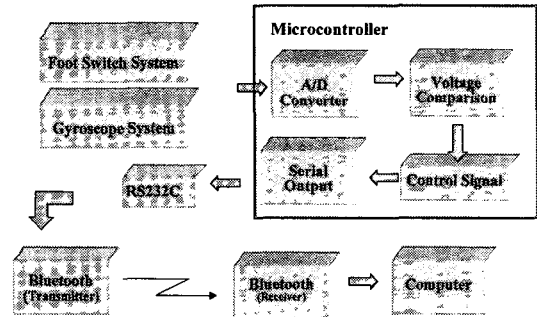


Fig. 1 A block diagram of the gait phase detection system

2.1 저항센서

저항센서는 표면에 작용하는 하중에 의해서 저항값이 변하는 소자로서, 전도체 내부에 구성된 회로의 접촉으로 인하여 하중이 증가할수록 저항은 감소하는 특성을 갖고 있다. 본 연구에서는 저항센서(MA-102, Motion Lab Systems Inc., 미국)를 전압 분배회로에 연결하여 임계 하중에 따라 발 부위의 접촉상태를 ON/OFF로 표시하였다. 발뒤축, 첫째, 넷째 중족골, 엄지발가락의 위치에 저항센서를 삽입시켜 폴리우레탄 재질의 인술을 제작하였다.^{11,12}(Fig. 2) 특히, 첫째, 넷째 중족골에 부착한 저

항센서는 둘 중 하나라도 임계하중 이상이 작용되면 ON이 되도록 하였다. 저항센서의 신호는 3Hz의 차단주파수를 가지는 2차 저역 Butterworth filter를 거치도록 하였다.

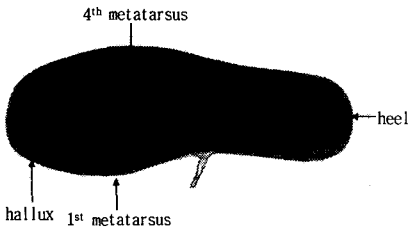


Fig. 2 An Insole with FSR sensors

2.2 자이로센서

자이로센서는 회전체의 코리올리 가속도를 측정하는 소자로 'Elinvar'라고 하는 물질로 구성된 삼각형의 프리즘으로 구성되어 있으며 자이로센서의 출력전압은 회전축에 대하여 각속도에 비례하여 나타난다. 본 연구에서는 Fig. 3과 같이 자이로센서(ENC-03J, Murata, 일본)를 발뒤축에 부착하여 사용하였다.

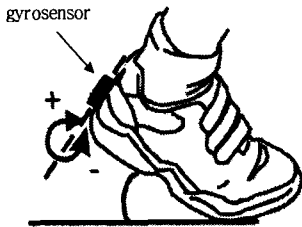


Fig. 3 The location of a gyrosensor

2.3 제어부

허리에 부착하도록 한 제어부에서는 마이크로프로세서(PIC16C73)를 이용하여, 센서들의 출력값을 240Hz의 샘플링률로 획득, A/D 변환하고 논리적 알고리즘을 적용하여 보행주기를 분류한 후 블루투스 모듈(Promi-ESD, Initium, 한국)을 통해서 컴퓨터로 무선 전송하였다(Fig. 4). 사용된 블루투스 모듈은 Class 1으로 3~3.3V에서 구동되며 보오레이트는 9,600bps를 사용하였다.

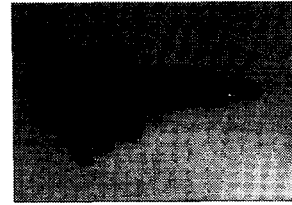


Fig. 4 A control unit of the gait phase detection system

2.4 보행주기 검출 알고리즘

정상적인 보행주기는 발뒤축접지 HS(Heel Strike), 발바닥접지 FF(Foot Flat), 발뒤축들림 HO(Heel Off), 유각기 SW(Swing)로 구분된다. 본 연구에서는 정상적인 보행주기 뿐 아니라 병적 보행요소들을 검출할 수 있는 총 8개(T1~T8)의 보행주기 변환 알고리즘을 개발하여 저항센서와 자이로센서로부터 획득한 데이터를 이용하여 보행주기를 검출할 수 있도록 하였다(Fig. 5).

정상적인 보행주기는 T1~T4로 검출된다. T1은 발바닥접지기 이후 발뒤축이 들리는 순간으로 발뒤축 저항센서가 비접촉 상태이며 지면에 대해 자이로센서의 각도가 일정 각도 이상인 경우이며, T2는 발뒤축들림에서 유각기로 변환하는 상태로 발뒤축과 중족골 및 엄지발가락의 저항센서가 비접촉 상태이며 자이로센서의 각속도가 “+”에서 “-”로 변할 때로 정의하였다. T3은 유각기를 지난 후 발뒤축이 접지되는 경우로 발뒤축의 저항센서가 접촉상태이며 자이로센서의 각속도가 “+”일 때이며, T4는 발뒤축접지에서 발바닥접지로 변환되는 시점으로 발뒤축과 중족골 및 엄지발가락의 저항센서가 모두 접촉상태이며 지면에 대한 발의 각도가 3° 이하일 때로 정의하였다.

한편 병적 보행요소들은 T5~T8로 검출된다. T5는 발뒤축이 들린 후 유각기로 전환하지 않고 다시 발바닥접지기로 전환되는 경우이고, T6은 발바닥접지기 이후 발뒤축들림기가 생략되고 바로 유각기로 전환되는 경우이다. T7은 유각기 후 발뒤축접지기가 생략되고 발바닥접지기가 전환될 때를 의미하며 T8은 유각기 후 발뒤축접지기와 발바닥접지기가 생략되고 발뒤축들림으로 전환되는 경우이다.

제어부로부터 전송된 데이터는 Labview 프로그램을 이용하여 보행주기로 구분하여 나타내었다. 검출된 보행주기 중 HS, FF, HO, SW를 각각 1, 2, 3, 4V로 출력되도록 설정하였다.

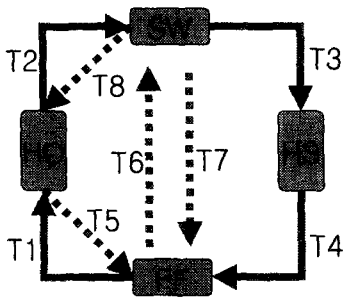


Fig. 5 Various detection algorithms for the gait phase detection system

3. 시스템 평가

3.1 정확성 평가 실험

저항센서와 자이로센서를 이용한 보행주기 검출시스템을 개발된 보행주기 검출시스템이라고 하고, 저항센서만으로 구성된 보행주기 검출시스템을 기존의 보행주기 검출시스템이라고 정의하였다.

개발된 보행주기 검출시스템과 기존의 보행주기 검출시스템의 정확성을 비교 평가하기 위해서 삼차원 운동분석시스템 및 힘측정판과 동기화하여 평지보행실험을 수행하였다. 총 9명의 건강한 남성(나이: 26.7±1.6세, 체중: 76.1±4.4kg)을 대상으로 Davis protocol¹³에 입각하여 부착한 반사마커의 운동과 지면반발력을 측정하여 Table 1과 같은 평가 기준에 따라 보행주기 검출의 정확도를 결정하였다.

Table 1 Criteria to measure the accuracy of both the existing and developed systems during level walking

Gait Phases	Detection Methods
Swing ⇔ Heel Strike	When the vertical ground reaction force is generated
Heel Strike ⇔ Foot Flat	When the vertical position of heel marker increased its minimum, and the vertical position of toe marker stopped decreasing and maintained its minimum
Foot Flat ⇔ Heel Off	When the vertical position of heel marker exceeded the threshold of 20mm
Heel Off ⇔ Swing	When the vertical ground reaction force is disappeared

Table 2는 개발된 시스템과 기존의 시스템을 통해서 획득한 주요 보행주기의 검출 지연시간이다. 검출지연시간은 삼차원 운동분석시스템에 의해서 검출된 보행주기와 기존의 시스템 및 개발된 시스템에 의해서 검출된 보행주기와 시간적 차이로 표시하였다. 기존의 시스템에 비하여, 개발된 시스템을 사용하여 논리적 알고리즘에 따라 보행주기를 검출한 경우, 발바닥접지와 유각기의 검출시간은 서로 유사하였으나 발뒤축접지와 발뒤축들림은 더욱 정확하게 검출됨을 확인할 수 있었다. 이는 개발된 시스템에서는 발뒤축접지와 발뒤축들림이 발뒤축에 부착된 자이로센서의 신호에 의해 조기에 검출되기 때문이다.

Table 2 Delay time in detecting gait phases

Gait phases	Delay time in detection (ms)	
	Existing system	Developed system
Heel Strike (HS)	80 ± 4.9	56 ± 4.2
Foot Flat (FF)	64 ± 15.0	62 ± 1.5
Heel Off (HO)	80 ± 14.4	40 ± 14.0
Swing (SW)	70 ± 4.6	72 ± 4.4

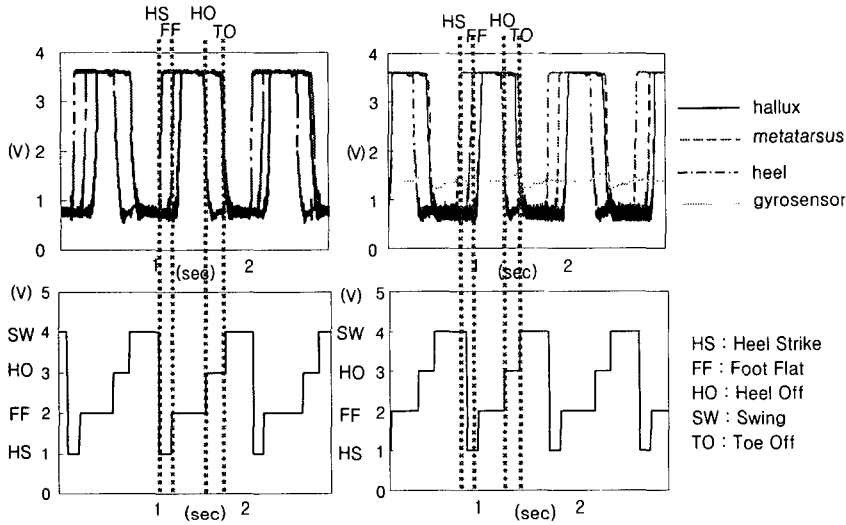
3.2 신뢰성 평가 실험

기존의 보행주기 검출시스템과 개발된 보행주기 검출시스템을 평가하기 위해서 저항센서와 자이로센서의 출력신호를 동기화하여 평지보행, 병적보행, 계단보행 등을 실시하였다. 동일한 피검자 9인에 대하여 평지보행과 병적보행은 treadmill 위에서 실시하였으며 병적보행을 유도하기 위하여 발뒤축을 들고 걷는 전족보행을 수행하였다. 또한, 건물 내에서 계단보행을 실시하여 개발된 시스템으로 계단보행의 주기를 검출할 수 있는지 평가하였다.

Fig. 6은 treadmill 수평보행에 대하여 기존의 시스템과 개발된 시스템을 이용하여 각각 검출된 보행주기를 나타낸 그림이다. Fig. 6(a)는 엄지발가락, 중족골, 발뒤축에 부착한 저항센서의 출력신호와 기존의 방법으로 검출된 보행주기를 나타내며, Fig. 6(b)는 저항센서와 자이로센서의 출력신호와 개발된 시스템으로 검출된 보행주기이다. Treadmill 위의 수평보행의 경우, 그림에 나타난 바와 같이, 두 시스템 모두 보행주기를 정확하게 검출함을 알 수 있다.

Fig. 7은 treadmill 위에서 전족보행을 하는 경우 기존의 시스템과 개발된 시스템을 이용하여 보행주기를 검출한 것이다. Fig. 7(a)와 같이, 중족골 및 엄지발가락에 부착된 저항센서만으로 병적 보행주기를 검출하는 경우, 저항센서의 접촉 임계값에 따라 유각기를 검출하지 못하고 엄지발가락과 중족골의 저항센서가 ON으로 인식됨으로써 보행주기 검출

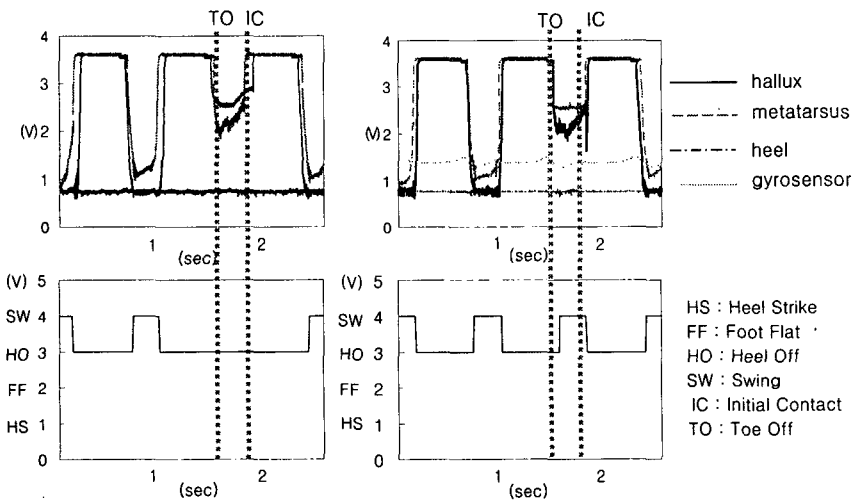
에 있어서 오류가 발생함을 알 수 있다. 저항센서의 ON/OFF 임계값을 조절하여 추가실험을 수행해 본 결과, 검출된 주요 보행주기가 더욱 지연됨을 확인할 수 있었다. 그러나 Fig. 7(b)와 같이, 보행주기 검출을 위해서 자이로센서를 저항센서와 함께 사용하여 발목관절 각도를 추가로 적용한 경우, 보행주기 검출률이 크게 향상됨을 알 수 있었다.



(a) Existing system

(b) Developed system

Fig 6. Output signals of sensors and gait phase detection results in treadmill level walking



(a) Existing system

(b) Developed system

Fig 7. Output signals of sensors and gait phase detection results in treadmill forefoot walking

Fig. 8은 계단을 오르는 동안 기존의 시스템과 개발된 시스템을 이용하여 검출된 보행주기를 나타낸 그림이다. 평지보행과는 다르게, 계단오름 보행은 초기접지기에 발뒤축이 먼저 닿지 않고 발의 앞부분(forefoot)이 먼저 닿는다. 저항센서만으로 이러한 계단보행을 검출하는 경우, Fig. 8(a)와 같이 발바닥접지 이후 발뒤축들림을 제대로 검출하지 못함을 알 수 있다. 그러나 Fig. 8(b)와 같이 개발된 시

스템을 사용한 경우 보행주기 검출률이 크게 향상되었다. Fig. 9는 계단을 내려오는 동안 검출된 신호이다. 계단오름 보행과 마찬가지로, 계단내림 보행도 초기접지기에 발의 앞부분이 먼저 닿게 되며 기존의 시스템에서는 발바닥접지 이후 발뒤축들림을 검출하지 못하는 경우가 있었으나, 개발된 보행주기 검출시스템의 경우 이들을 정확하게 검출하였다.

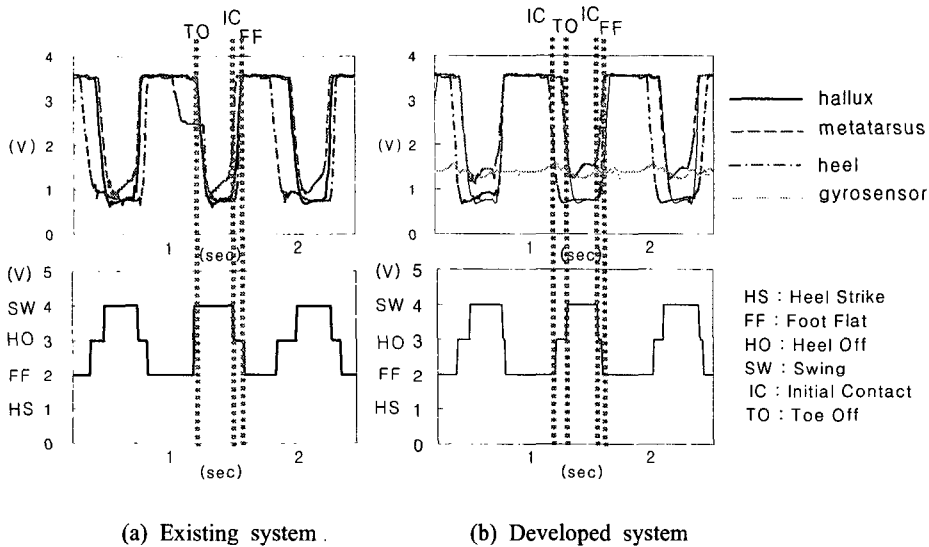


Fig. 8 Output signals of sensors and gait phase detection results in stair ascending

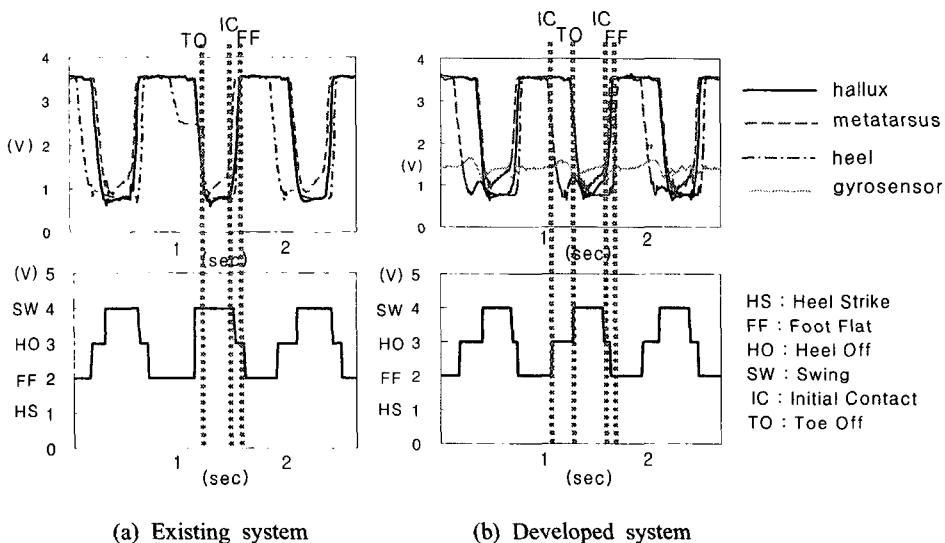


Fig. 9 Output signals of sensors and gait phase detection results in stair descending

Table 3은 앞에서 수행한 평지보행, 전족보행, 계단보행 실험에 대한 보행주기 검출률을 나타낸 것이다. 평지보행에 대해서 개발된 시스템은 물론 기존의 시스템에서도 모두 100%의 검출률을 보였다. 그러나 전족보행과 계단보행에 대해서 저항센서만을 사용하는 경우, 보행주기 검출 신뢰도가 각각 97%, 92%에 불과하였다. 한편, 개발된 보행주기 검출시스템은 전족보행과 계단보행에 대하여 각각 99%, 97%의 향상된 보행주기 검출 신뢰도를 보여주었다. 이는 기존의 시스템에서는 저항센서의 접촉유무에 따라 보행주기가 결정되는 반면, 개발된 보행주기 검출시스템에서는 저항센서로부터의 ON/OFF 기능 뿐 아니라 발목관절의 굴곡각도를 고려하여 보행주기를 결정하기 때문이다.

Table 3 Success rates to detect gait cycles in various walking patterns

System	Steps	Level walking	Forefoot walking	Stair walking	
				Ascent	Descent
Existing system	Total steps	414	307	215	185
	Detected steps	414	284	198	169
	Success rate (%)	100	92	92	91
Developed system	Total steps	407	325	234	204
	Detected steps	407	322	228	199
	Success rate (%)	100	99	97	97

4. 결론

본 연구를 통해서 평지보행 뿐 아니라 병적보행, 계단보행 등에 적용할 수 있는 새로운 보행주기 검출시스템을 개발하고 실험을 통해서 개발된 시스템을 평가하였다.

삼차원 운동분석시스템 및 힘측정판과 동기화하여 시스템의 정확도를 분석한 결과 개발된 보행주기검출 시스템을 사용하여 논리적 알고리즘을 적용한 경우 초기접지와 발뒤축돌림을 더욱 정확하게 검출하였다. 개발된 시스템을 사용하여 보행주기를 검출하는 경우, 평지보행은 물론 전족보행 및 계단보행에 대해서도 크게 향상된 검출률을 보였다. 개

발된 보행주기 검출시스템은 일상생활에서의 다양한 보행형태 분석은 물론 추가적인 임상연구를 통해서 보행 장애인자들에게 적용될 수 있을 것으로 기대된다.

후 기

본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업 및 산업자원의 지역혁신 인력양성사업의 연구결과로 이루어진 것임.

참고문헌

1. Vodovnik, L., Kralj, A., Stanic, U., Acimovic, R. and Gros, N., "Recent application of functional electrical stimulation to stroke patients in Ljubljana," Clin, Orthopaed., Vol. 131, pp.64-70, 1978.
2. Ott, E., Munih, M., Benko, H. and Kralj, A., "Comparison of foot-switch and hand switch triggered FES correction of foot drop," in Proc. 6th Vienna Int. Workshop FES, pp.22-24, 1998.
3. Popovic, M. R., Keller, T., Pappas, I. P. I., Dietz, V. and Morari, M., "Surface-stimulation technology or grasping and walking neuroprostheses," IEEE Eng. Med. Biol. Mag., Vol. 20, pp.82-93, 2001.
4. Kang, S. J. and Kim, Y. H., "Gait improvement of polio patients using an electromechanical KAFO," Journal of the Korean Society of Precision Engineering, Vol. 20, No. 1, pp.39-46, 2003.
5. Ng, S. K. and Chizeck, H. J., "Fuzzy model identification for classification of gait events in paraplegics," IEEE Trans. Fuzzy Syst., Vol. 5, pp.536-544, 1977.
6. Kostov, A., Andrews, B. J., Popovic, D. B., Stein, R. B. and Armstrong, W., "Machine learning in control of functional electrical stimulation systems for locomotion," IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 42, pp.541-551, 1995.
7. Tong, K. and Grant, H. M., "A practical gait analysis system using gyroscope," Med, Eng. Phys., Vol. 21, pp.87-94, 1999.
8. Willemsen, A., Bloemhof, F. and Boom, H., "Automatic stance-swing phase detection from

- accelerometer data for peroneal nerve stimulation," IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 37, pp.1201-1208, 1990.
9. Williamson, R. and Andrews, B. J., "Gait event detection for FES using accelerometers and supervised machine learning," IEEE Trans. Rehab. Eng. Vol. 8, pp.312-319, 2000.
10. Dai, R., Stein, R. B., Andrews, B. J., James, K. B. and Wieler, M., "Application of tilt sensors in functional electrical stimulation," IEEE Trans. Rehab. Eng, Vol. 4, pp.63-72, 1999.
11. Lee, K. W. and Kim, Y. H., "Development of a foot switch system using force sensing resistors," J. of the Korea Society of Medical and Biological Engineering conference, Seoul, 1999.
12. Lee, K. W., Kang, S. J., Kim, Y. H. and Cho, K. H., "Development of the automatic knee joint control system for a knee-ankle-foot orthosis using an electromechanical clutch," J. Biomed. Eng. Res., Vol. 22. No. 4, pp.359-368, 2001.
13. Davis, R. B., Ounpuu, S., Tyburski, D. and Gage, J. R., "A gait analysis data collection and reduction technique," Human Movement Sci, Vol. 10, pp.575-587, 1991.