

# 편마비 환자의 발끝림 교정을 위한 휴대용 전기자극 시스템 개발 Development of A Portable Electrical Stimulation System for Foot Drag correction in Hemiplegic Patients

\*손량희<sup>1</sup>, 박선우<sup>1</sup>, 이영희<sup>2</sup>, 류기홍<sup>3</sup>, #김영호<sup>1,4</sup>

\*R. H. Sohn<sup>1</sup>, S. W. Park<sup>1</sup>, Y. H. Lee<sup>2</sup>, K. H. Ryu<sup>3</sup>, #Y. H. Kim<sup>1,4</sup> (younghokim@yonsei.ac.kr)

<sup>1</sup> 연세대학교 대학원 의공학과, <sup>2</sup> 원주 의과대학 재활의학과, <sup>3</sup> 휴레브 연구센터, <sup>4</sup> 연세의료공학연구원

Key words : Foot-drag, Portable Electrical Stimulation System

## 1. 서론

뇌손상에 의한 편마비 증세는 출혈에 의한 전두엽, 소뇌와 같은 운동기능을 관장하는 부위의 기능 장애로 인한 것이다. 기능적 전기 자극(FES: Functional Electrical Stimulation)은 편마비 환자의 보행 시 족하수로 인한 발끝림 현상을 방지하는 보행 보조도로 사용되어 왔다[1,2]. 최초 Liberson 등이 편마비환자에게 표면전극을 이용한 비골신경에 대한 기능적 전기자극을 통해 유각기 중 족하수가 호전되었음을 자극 전후에 연속 촬영한 사진을 통해 증명하였다. 기능적 전기자극방법에는 사용하는 전극의 채널수에 따라 단 채널 자극법과 다 채널 자극법이 있으며, 전극을 위치시키는 방법에 따라 표면 전극을 사용하는 경우와[3] 신경근처에 이식 시키는 매몰전극을 사용하는 방법이 있다. 매몰 방법은 다시 생체 내에 자극장치와 전극을 완전히 매몰하는 완전 매몰 전극법(implantable electrode method)과[4] 피부를 통하여 전극을 신경이나 근육에 삽입 위치시키는 경피적 매몰 전극법(percutaneous electrode method)이 있다[5]. 이러한 보행 보조용 기능적 전기 자극이 자동적이고 효과적으로 적용되기 위해서는 다양한 환자의 보행주기를 정확하게 검출하고 필요에 따라 전기자극을 위한 즉각적인 입력신호를 줄 수 있어야 한다. 발뒤축과 중족골두에 FSR 센서들을 부착하여 보행주기를 입각기와 유각기로 구분 할 수 있는 Foot Switch 는 보행 보조용 FES System 에 가장 널리 사용되어 왔다. 그러나 이 방법은 수평보행에서는 비교적 정확한 보행주기를 검출할 수 있으나 오르막 또는 내리막 보행 또는 다양한 병적보행의 보행주기를 검출하는데 어려움이 있다. 이러한 단점을 보완하기 위해 여러 연구가 진행되어왔는데, 그 예로 가속도 센서, 자이로 센서[6] 등을 이용하여 FES 자극 시점을 검출한 바 있었다. 또한 Weber 등[7]은 편마비환자의 하퇴에 부착한 기울기센서를 이용하여 보행보조 FES(WalkAide 2, Canada)에 적용하기 위한 보행주기를 검출하였다. 지금까지 이러한 연구들을 보면 기울기 센서보다는 자이로 센서와 FSR 센서와 같은 센서를 이용하였을 때 더 정확한 보행주기를 얻을 수 있었다. 그러나 이러한 센서들은 자극을 주는 위치와 센서의 위치가 멀리 떨어져 있어서 기구적으로 환자에게 거부감을 주고 보행 시에도 불편을 겪게 된다. 반면에 기울기센서는 자극을 주는 위치와 센서의 위치가 이러한 센서들보다 가깝게 위치하는 장점을 가진다.

본 연구에서는 표면 전극을 사용하여 편마비 환자의 보행시 족하수로 인한 발끝림 현상을 교정하는 휴대용 전기자극기를 개발하였다. 보행 중 전기 자극 인가를 위해 기울기 센서를 이용하여 보행인자를 검출 하였으며, 유효성 검증을 위해 삼차원 보행분석을 수행하였다.

## 3. 방법

실험을 위해 보행속도가 느리고 (cadence 30 steps/min) 좌우 평형 제어가 불안정하며 보행 시 발끝림을 방지하기 위해 골반을 들고 발을 앞으로 던지는 듯한 회선 보행(circumduction gait)의 특징을 가진 발병 16 개월의 오른쪽 편마비 남성 환자 한명이 참가하였으며 편안한 속도로 수

평보행을 수행하였다. 보행분석 실험 전 피검자들은 실험에 대한 설명을 듣고 충분한 휴식을 취하여 심박수와 호흡을 최대한 안정화하도록 하였다. 피검자의 보행분석(Gait Analysis)을 하기 위해서 Helen-Hayes marker protocol 에 따라 14mm 의 구형 반사마커 16 개를 해부학적 위치에 부착하였다[8]. 6 대의 적외선 카메라를 사용한 삼차원 동작분석시스템(VICON Motion Systems Ltd., UK)과 4 개의 힘측정판(AMTI, Kistler)을 연동하였다. 보행 실험은 전극패드를 피검자의 전경골근(tibialis anterior muscle) 운동점(motor point)에 위치시켜 전기자극 유무에 따른 비교를 위해 전기자극을 인가하지 않고 피검자의 편안한 보행속도로 8m 보행로를 10 회 수평보행을 실시하였으며, 10 분간 휴식 후 전기자극에 의한 보행 보조를 하며 수평보행을 10 회를 실시하였다. 삼차원 운동학적 데이터와 센서신호는 120Hz 의 샘플링으로 측정하였다. 기울기센서(SCA 100T, VTI, Finland, ±90°, 2V/g)와 필터(Filter) 회로를 피검자의 전경골근운동점에 위치시켜 피검자의 보행 주기에 따른 기울기 신호를 획득하였다. 기울기 신호의 잡음 제거를 위해 획득된 기울기 신호는 1Hz\_2nd 저역통과필터(Low Pass Filter)를 취하였다. 기울기 센서를 통한 보행인자 검출 타당성을 확인하기 위해 삼차원 동작분석 시스템에서 추적하는 마커들의 운동학적 데이터를 이용하여 보행주기를 검출하는 O'Conner 등[9]에 의해 제안된 두 번째 중족골두 마커와 발뒤꿈치 마커 사이를 발의 중심으로 가정하고 이 위치에서의 수직 속도를 도출하여 보행주기를 검출하는 FVA(foot velocity algorithm)와 보행주기와 시간적 차이를 Bland-Altman plot 통계 방법을 이용하여 유효성을 분석하였다. Bland-Altman plot 의 X 축은 두 측정 시스템의 평균값이고, Y 값은 두 측정 시스템의 차이이다. 평균값(mean)을 중심으로 두 시스템 차이의 분포가 신뢰구간 내에 많이 분포할수록 타당성이 높은 것이다. 신뢰구간은 다음과 같이 설정된다.

$$\text{신뢰구간최대값} = \text{평균}(\text{mean}) + 1.96 \times \text{표준편차}$$

$$\text{신뢰구간최소값} = \text{평균}(\text{mean}) - 1.96 \times \text{표준편차}$$

신뢰구간 내에 95% 이상이 분포하면 검출법이 타당한 것으로 하였다. 통계 분석은 MedCalc Statistical Software(Medcalc Software, USA)를 사용하였다.

## 2. 결과

개발된 전기자극 시스템은 5V 동작의 마이크로 컨트롤러(TOSHIBA TMP86FS23UG) 기반으로 제어되며 2 개의 자극 채널을 가지고 있다. 치료전류제한 범위는 0~100mA 이고, 주파수폭은 0~1ms 이며 치료주파수 1~100Hz 의 범위를 갖는다.

Fig. 1 은 편마비보행 시 기울기센서로 검출한 두 주기의 보행주기 곡선이다. 피검자는 골반과 엉덩관절 및 무릎관절을 이용하여 환측 발을 몸 앞쪽으로 던지듯이 걷는 회선 보행의 특성을 보이고 있기 때문에 발뒤축접지 시 발이 가장 앞에 위치하고, 발가락 들림 직전에 가장 뒤에 위치하게 된다. 기울기 신호는 입각기 동안 전방(anterior)으로 증

가하다가 발뒤축 들림 이후부터 무릎관절과 발목관절의 굴곡으로 인하여 감소, 후방(posterior)으로 증가하게 된다. 따라서 음의 정점을 이용하여 발뒤축 접지기를 검출하였고, 양의 정점을 이용하여 발가락 들림기를 검출하였다.

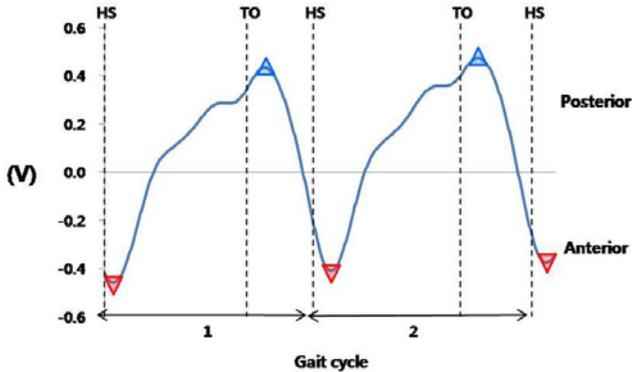
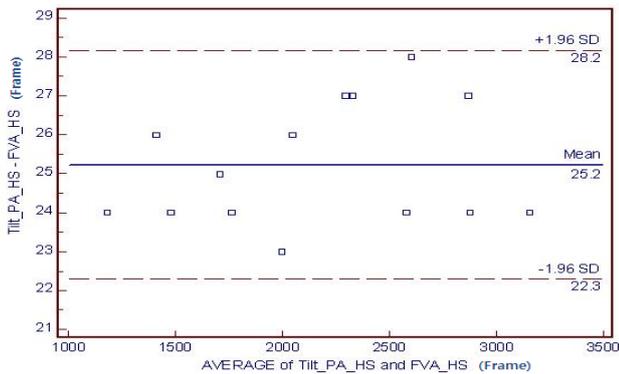
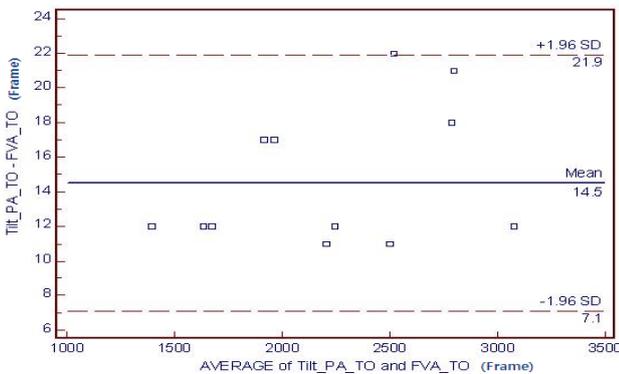


Fig. 1 Gait phase detected by tilt sensor and sensor output curve

Fig. 2 는 FVA 검출법과 기울기센서 검출법의 Bland-Altman plot 이다. 두 검출법의 차이는 발뒤축 접지기에서는 평균 18.7 frame, 유효범위(8.0 ~ 29.4 frame) 내의 분포는 98.8 %이고, 발가락 들림기에서는 평균 13.7 frame, 유효범위 (7.0 ~ 20.5 frame) 내의 분포는 97.6 %로, 기울기센서를 이용한 보행주기 검출법은 타당성을 보였다.



(a)



(b)

Fig. 2 Band-Altman plot (a) Heel strike, (B) Toe off

개발된 전기자극기의 평가를 위해 전기자극 유무에 따른 보행실험 후 오른쪽 발목 관절의 움직임에 관찰한 결과, 전기자극에 의한 보행 보조 시  $4 \pm 1.3^\circ$  더 배굴(dorsiflexion) 되었으며(Fig 3), 발끝림 방지에 의해 보행 속도도 증가함을 확인하였다.

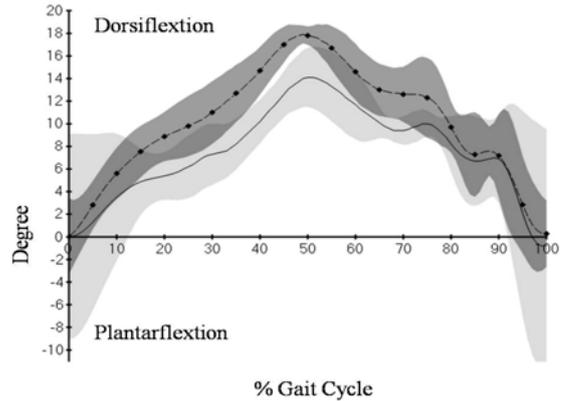


Fig. 3 Right ankle joint angle (with ES: -▲ - ▲ -, without ES: ———)

#### 4. 결론 및 고찰

본 연구에서는 편마비 환자의 발끝림 방지를 위해 휴대용 기능적 전기자극장치를 개발하였으며, 기울기 센서를 이용한 보행주기를 검출하였다. 삼차원 보행분석을 통해 편마비 환자를 대상으로 발끝림 교정에 대한 유효성 평가를 하였으며, 현재 시스템의 무선화 및 근기능 재활 치료 프로그램 개발에 관련된 연구가 계속 진행 중이다.

#### 후기

본 연구는 교육과학기술부와 한국산업기술재단의 지역혁신 인력양성사업과 문화체육관광부의 스포츠산업기술개발사업에 의거 국민체육진흥공단의 국민체육진흥기금으로 수행된 연구 결과임.

#### 참고문헌

1. Liberson, et al. "Functional electrotherapy, stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of the gait of hemiplegic patients," Arch. Phys. Med. Rehabil., 42, pp. 101-105, 1961.
2. Burrige J, Taylor P, Hagan S, Swain I. (1997) The effect of common peroneal stimulation on the effort and speed of walking. a randomised trial with chronic hemiplegic subjects. Clinical Rehab, 11:3, 201-210.
3. McNeal DR, Bowman BR. Selective activation of muscles using peripheral nerve electrodes. Med. Biol. Eng. Comput. 1985; 23: 249-253.
4. Marsolais EB, Kobetic R. Functional walking in paralyzed patients by means of electrical stimulation. Clin.Orthop. 1983; 30-36.
5. Cameron T, et al., "Micromodular implants to provide electrical stimulation of paralyzed muscles and limbs." IEEE Trans. Biomed. Eng. 1997; 44: 781-790.
6. Bamberg, S, et al., "Gait Analysis Using a Shoe-Integrated Wireless Sensor System" Information Technology in Biomedicine, July 2008; Vol.12, Issue.4, pp.413-423
7. D.J. Weber, et al., "BIONic WalkAide for Correcting Foot Drop", Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, Vol. 13, pp. 242-246, 2005.
8. M. Kadaba, et al., "Measurement of lower extremity kinematics during level walking", Journal of orthop. Res., Vol.10, pp.383-392, 1990.
9. C.M. O'Conner, S.K. Thorpe, M.J. O'Malley, C.L. Vaughan, "Automatic detection of gait events using kinematic data", Gait & Posture, Vol. 25, pp. 469-474, 2007.