# 전기자극시 편마비 환자의 보행신호 검출

# Gait Phase Detection of hemiplegic patients during Electrical Stimulation

*손량희 [1], 박선우 [1], 황선홍 [1], #김영호 [1,2]
*R. H. Sohn[1], S. W. Park[1], S. H. Hwang[1] , #Y. H. Kim[1,2] (younghokim@yonsei.ac.kr)
[1] 연세대학교 대학원 의공학과, [2] 연세의료공학연구원

Key words : Hemiplegic, Gait Phase Detection, Functional Electrical Stimulation

## 1. 서론

뇌손상에 의한 편마비 증세는 출혈에 의한 전두엽, 소뇌와 같은 운동기능을 관장하는 부위의 기능 장애로 인한 것이다. 기능적 전기 자극(Functional Electrical Stimulation)은 편마비 환자의 보행 시 족하수로 인한 발 끌림 현상을 방지하는 보행 보조 도구로 사용되어 왔다[1].

보행 보조를 위한 기능적 전기 자극이 자동적이고 효과적으로 적용되기 위해서는 일상생활에서 환자들의 보행에 대한 정확한 보행인자 검출이 필수적이다. 일반적으로 보행 회복을 위한 하지의 기능적 전기 자극은 환자가 직접 손 스위치를 이용하여 자극의 시기를 결정하고 있으나, 보다 발전된 기능적 전기 자극을 위하여 다양한 센서들이 보행주기 검출을 위해 사용되고 있다.

풋 스위치(Foot Switch)는 보행주기를 구분하는 데에 가장 널리 사용되어 왔다[2]. 또한 보행주기 검출을 위해 다양한 센서들의 장점들을 선별적으로 이용하여 좀더 정확한 검출을 위해 복합 센서 시스템을 사용하기도 한다. Tong 과 Grant 는 두 개의 자이로센서(Gyro Sensor)를 이용하여 하퇴(Lower Leg)와 대퇴(Thigh) 각 체절의 각속도와 자이로센서의 회전축에 대한 경사도를 측정하여 보행주기를 검출하였다[3]. 안승찬 등은 저항센서와 자이로센서를 이용한 보행주기 검출 시스템을 개발하였다[4]. 이주현 등은 가속도계를 이용하여 뇌졸중 환자의 보행을 분석하였다[5]. Dai 등은 하퇴와 대퇴에 기울기센서를 부착하고 각 체절의 각도를 측정하여 보행 주기를 분석하였다[6].

본 연구에서는 이와 같은 선행 연구들을 바탕으로 좀 더 간단하고 정확한 보행 신호 검출을 시도하였다. 풋스위치 없이 전기자극 패드에서의 기울기 신호를 이용한 FES 자극 시점을 결정하기 위하여 기울기센서가 부착된 전기자극 패드를 사용하여 기능적 전기 자극에 의한 보행시 편마비 환자의 보행주기 검출을 시도하였다.

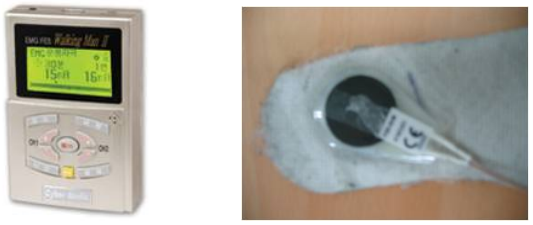
## 2. 방법

FES 보행 보조를 위한 전기 자극을 위해 Walking-ManⅡ(Cyber Medic, KR)를 사용하였다. 실험을 위해 발병 16 개월의 오른쪽 편마비 환자 한명이 참가하였으며 편안한 속도로 수평보행을 수행하였다[Table 1].

Table 1 Clinical Characteristics of Patients

| **Patients** | Case 1 | |
|---|---|---|
| Age | 52 | |
| Sex | Male | |
| Time Since Injury | 16 months | |
| Affected Side | Right | |
| Gait Patten | Circumduction gait | |
| Cadence(Step/min) | R | 30.23 |
| | L | 37.07 |
| Step length(m) | R | 0.12 |
| | L | 0.23 |
| Toe off(%) | R | 88.17 |
| | L | 69.63 |

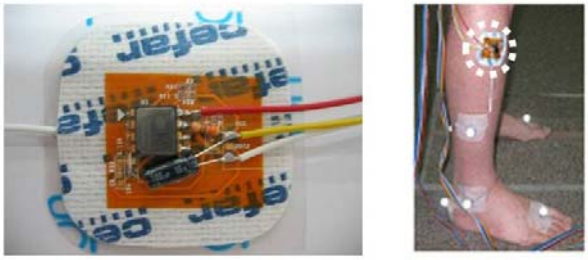
FES 자극 시점을 위해 피검자의 오른쪽 뒤꿈치에 풋스위치를 부착하여 발들림(swing phase)시 전기자극을 인가하였다. 실험 전 피검자의 발끌림(foot drag) 방지에 적합한 전기 강도(Amplitude)를 29~30mA 로 선정하였으며, 주파수(Frequency)는 40Hz, 진동주기(Pulse Duration)는 0.3us 로 설정하였다[Fig 1].



(a) (b)

Fig. 1 (a) Walking-ManⅡ(Cyber Medic, KR) (b) Foot Switch

전기자극 패드에서의 기울기 신호 측정을 위해 기울기센서(SCA 100T, VTI, Finland, ±90°, 2V/g)와 필터(Filter) 회로를 연성 회로 기판(Flexible Printed Circuit Board)으로 제작하였다. 이 연성회로 기판을 전극패드에 부착 하여 피검자의 전경골근(Tibialis Anterior Muscle) 운동점(motor point)에 위치시켜 피검자의 보행 주기에 따른 기울기 신호를 획득하였다. 기울기 신호의 잡음 제거를 위해 획득된 기울기 신호는 MatLab 을 이용하여 2Hz 저역통과필터(Low Pass Filter)를 취하였다. [Fig 2].



(a) (b)

Fig. 2 (a) Tilt Sensor Intergrated FES electrode (b) Stimulating pad placed on the motor point of tibialis anterior

피검자의 보행분석(gait analysis)을 하기 위해서 Helen-Hayes marker protocol(3)에 따라 14mm 의 구형 반사마커 16 개를 해부학적 위치에 부착하였다. 6 대의 적외선 카메라를 사용한 삼차원 동작분석시스템(VICON Motion Systems Ltd., UK)과 4 개의 힘측정판(AMTI, KISTLER)을 연동하였으며, 보행주기와 센서신호의 동기화를 위해 풋스위치와 기울기센세도 동작분석 시스템과 연동하였다.

보행 실험은 전기자극 유무에 따른 비교를 위해 전기자극을 인가하지 않고 피검자의 편안한 보행속도로 10 회 수평보행을 실시 하였으며, 10 분간 휴식 후 전기자극에 의한 보행 보조를 하며 수평보행을 10 회를 실시하였다.

삼차원 운동학적 데이터와 센서신호는 120Hz 의 샘플링으로 측정하였다[Fig 3].

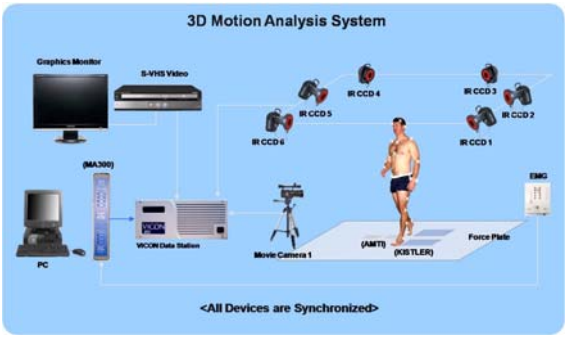



Fig. 3 (a) 3D Motion Analysis System

## 3. 결론

Fig 4 는 전기 자극 유무에 따른 편마비 환자의 발목 관절 각도와 전경골근 운동점에 위치 시켰던 전기자극 패드에서의 기울기 신호를 나타내고 있다. 삼차원 보행분석에 따른 발목 관절 각도와 기울기 신호를 동기화 시켜 비교한 결과 발가락 들림기(Toe off)와 발뒤축 접지기(Heel contact)와 기울기 신호의 피크점(peak point)이 일치하는 것을 확인할 수 있었으며, 발가락 들림기는 2ms 이내, 발 뒤축 들림기는 6ms 이내의 오차를 보였다.

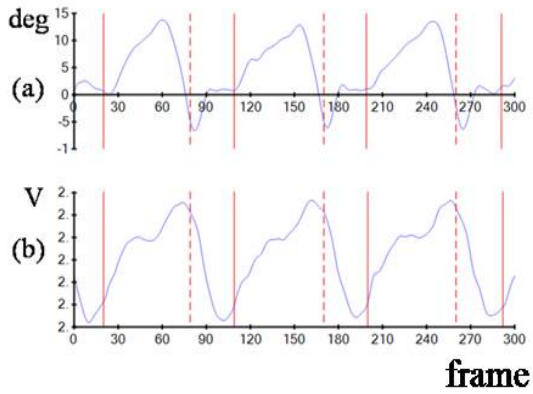



Fig. 4 (a) Right Ankle Angle (b) Tilt Signal without FES

Fig 5 은 전기자극을 인가하여 보행 보조를 한 실험 데이터를 보여 주고 있다. 발목 관절 각도는 자극을 인가하지 않은 실험보다 14° 더 배측굴곡(dorsiflextion)이 되었다. 전기자극에 의한 보행 보조 실험에서도 발목 관절 각도와 기울기 신호를 동기화 시켜 비교한 결과 발가락 들림기(Toe off)와 발뒤축 접지기(Heel contact)와 기울기 신호의 피크점(peak point)이 일치하는 것을 확인할 수 있었다.

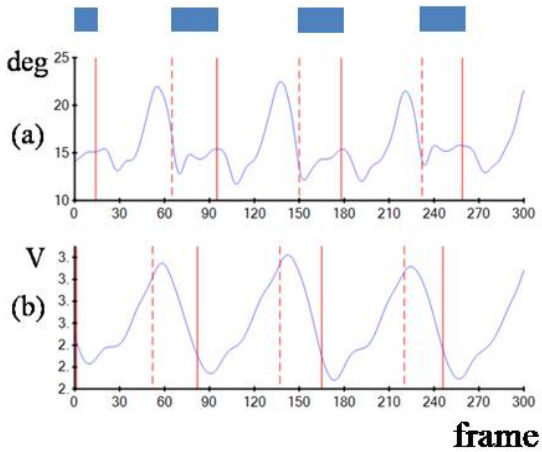



Fig. 5 (a) Right Ankle Angle (b) Tilt Signal with FES
(HC: ——, TO: ------, FES ON: ■)

## 4. 토의

본 연구에서는 편마비 환자의 발끌림 방지를 위한 기능적 전기 자극시 풋스위치 없이 전기자극 패드에서의 기울기 신호만을 이용하여 FES 자극 시점을 결정하려고 하였다. 실험을 위해 기울기센서가 부착된 전기자극 패드를 사용하여 전기자극시 편마비 환자에 대한 보행주기 검출을 시도하였다. 삼차원 동작분석에 의한 보행주기와 기울기 센서 신호를 동기화 하여 얻은 실험 결과 발가락들림기(Toe off)와 발뒤축접지(Heel contact)에 따른 기울기 신호를 획득하였다. 발가락 들림기는 2ms 이내, 발 뒤축 들림기는 6ms 이내의 오차를 보였는데 추 후 진행될 연구에서는 이러한 시간 오차가 고려 되어야 할 것이다.

전기자극을 인가하여 보행 보조를 한 실험에서 발목 관절이 자극을 인가하지 않은 실험보다 14° 더 배측굴곡이 되었는데 이는 실험 전 설정에서와 달리 보행 중 전기자극이 제거되는 시간이 정밀하게 작용하지 못해 피검자가 발뒤축 접지기에 완전한 저측굴곡(Plantarflextion)이 이루어 지지 않은 상태에서 발가락 들림기가 진행 된 것으로 판단된다.

이러한 결과를 이용하여 기울기 센서를 이용한 FES 보행보조 시스템의 개발 및 평가를 계속 진행 중이다.

## 후기

이 연구는 한국산업기술재단 지원의 지역혁신인력양성사업에 의한 것입니다.

## 참고문헌

1. W. T. Liberson, H. J. Holmquest, D. Scott, and M. Dow, "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. B. R.Brandell, "Development of a universal control unit for functional electrical stimulation (FES)," Am. J. Phys. Med. Rehabil., 6, pp. 279-301, 1982.
3. K. Tong, H. M. Grant, "A practical gait analysis system using gyroscope," Med, Eng. Phys., vol 21, PP.87-94, 1999
4. 안승찬, 황성재, 강성재, 김영호, "저항센서와 자이로센서를 이용한 새로운 보행주기 검출 시스템의 개발 및 평가", 한국정밀공학회지, 제 21 권, 10 호, pp.196-203, 2004.
5. 이주현, 박시운, 김동아, 장순자, 김영호, 이진복, "가속도계를 이용한 뇌졸중 환자의 보행분석," 대한재활의학회지, 28, 5, pp.488-493, 2004.
6. R. Dai, R. B. Stein, B. J. Andrews, K. B. James, M. Wieler, "Application of tilt sensors in functional electrical stimulation," IEEE Trans. Rehab. Eng, 4, PP.63-72, 1999