

가속도계를 이용한 마비환자의 보행이벤트 검출

Gait-Event Detection using an Accelerometer for the Paralyzed Patients

孔世鎭* · 金哲承** · 文基旭*** · 嚴光文† · 卓桂來§§ · 金敬燮§§ · 李定桓§ · 李永熙§§§
 (Se-Jin KONG · Chul-Seung KIM · Ki-Wook MOON · Gwang-Moon EOM · Gye-Rae TACK ·
 Kyeong-Seop KIM · Jeong-Whan LEE · Young-Hee LEE)

Abstract - The purpose of this study is to develop a practical gait-event detection system which is necessary for the FES (functional electrical stimulation) control of locomotion in paralyzed patients. The system is comprised of a sensor board and an event recognition algorithm. We focused on the practicality improvement of the system through 1) using accelerometer to get the angle of shank and dispensing with the foot-switches having limitation in indoor or barefoot usage and 2) using a rule-base instead of threshold to determine the heel-off/heel-strike events corresponding the stimulation on/off timing. The sensor signals are transmitted through RF communication and gait-events was detected using the peaks in shank angle. The system could detect two critical gait-events in all five paralyzed patients. The standard deviation of the gait events time from the peaks were smaller when 1.5Hz cutoff frequency was used in the derivation of the shank angle from the acceleration signals.

Key Words : gait-events, FES, rule-base, shank angle, accelerometer

1. 서 론

사고 혹은 질병 등으로 인하여 뇌나 척수에 손상을 입어 운동기능이 상실될 경우, 손상된 신경전도로를 대신하여 말초의 운동신경이나 근육에 직접 인공적인 전기자극을 인가하여 운동을 재건하는 방법을 기능적 전기자극 (FES: functional electrical stimulation)이라고 한다[1]. 편마비 환자나 불완전척수손상 환자의 FES를 이용한 보행에서는, 센서의 정보를 이용하여 보행이벤트(gait event)를 실시간으로 파악하여 결정하고, 침족(footdrop)을 개선하기 위한 전기자극의 on/off 타이밍을 결정하는 것이 일반적이다 [2]. 기존의 시스템에서는 주로 신발에 풋스위치(foot-switch)를 내장하여 보행이벤트를 추출하여 자극시점을 결정하였으나[2][4], 풋스위치와 자극기가 유선으로 연결되어야 하고, 신발과 지면상태에 따라서 기계적 특성이 달라지며, 맨발에는 적용할 수 없다는 문제가 있어서 실용상의 큰 제약이 있었다[3].

본 연구에서는 보행이벤트 검출 시스템의 실용성을 제고하기 위하여, 1) 풋스위치를 사용하지 않고 자극기와 일체화

할 수 있는 가속도계를 이용하여 하퇴(shank)의 각도를 계산하고 2)하퇴각도로부터 자극의 on/off 시점을 결정할 수 있는 검출 알고리즘을 제안하였다. 하퇴각도에 문턱치(threshold)를 적용하여 자극의 on/off시점을 결정할 경우[3], 잡음이나 보행패턴의 미세한 변화에도 자극점이 크게 변화하므로 바람직하지 않다. 따라서 본 연구에서는, 하퇴각도신호의 최고점과 최저점을 이용하여 자극의 on/off시점을 결정하고자 한다.

2. 방 법

3축 방향의 가속도계(MMA7260Q, Freescale)와 자이로센서(CG-L53, Tokin)를 이용하여 보행중의 하퇴의 움직임을 측정하였다(Fig. 1). 센서신호를 마이크로프로세서(ATmega8535L, Atmel)에서 AD변환하고 RF (nRF2401, Nordic, 3V/10.5mA (TX))로 무선 전송하여 메인 컴퓨터에 저장하였다. 또한, 비디오카메라(VL-PD3, Sharp, 30f/s)의 영상으로부터 각 보행이벤트의 기준신호를 추출하였다.

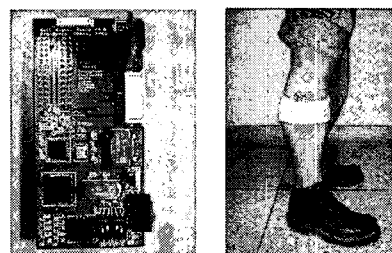


그림 1 보행신호 검출 보드
 Fig. 1 Gait signal sensing board

* 正 會 員 : 建國大 醫療生命大 醫學工學部 醫學工學碩士
 ** 正 會 員 : 建國大 醫療生命大 醫學工學部 博士課程
 *** 非 會 員 : 建國大 醫療生命大 醫學工學部 碩士課程
 † 교신저자, 正會員 : 建國大 醫療生命大 醫學工學部
 副教授 · 工博
 E-mail : gmeom@kku.ac.kr
 § 正 會 員 : 建國大 醫療生命大 醫學工學部 助教授 · 工博
 §§ 正 會 員 : 建國大 醫療生命大 醫學工學部 副教授 · 工博
 §§§ 非 會 員 : 延世大 原州醫科大 再活醫學敎室 敎授 , 醫博
 接受日字 : 2007年 1月 29日
 最終完了 : 2007年 3月 14日

Fig. 2와 같이 가속도계의 전후방향(a_y), 상하방향(a_x)의 신호로부터 하퇴의 각도를 산출한다. 중력가속도만이 존재할 경우, 하퇴각도는 2축의 신호로부터 다음과 같이 결정된다.

$$\theta = \sin^{-1}(\overline{a_y}) \quad (0 \leq \overline{a_y} < 1/\sqrt{2})$$

$$\theta = \text{sign}(\overline{a_y})\cos^{-1}(\overline{a_x}) \quad (1/\sqrt{2} \leq \overline{a_y} < 1)$$

where, $\overline{a_x} = a_x/g$, $\overline{a_y} = a_y/g$

그러나, 보행중의 하퇴움직임에 의한 가속도성분이 계산된 각도에 잡음으로서 작용하게 된다. 움직임에 의한 가속도 성분을 저역통과필터를 통해 제거하면, 근사적으로 하퇴각도의 궤적을 얻을 수 있다. 이때 저역통과 필터의 차단주파수는 보행속도에 따라 매순간 바뀌는 것이 바람직하나, 현실적이지 못하다. 따라서 본 연구에서는 보편적인 보행상태를 고려하여 하퇴의 기울기신호를 주파수 분석하여, 주파수의 첫 번째 피크만 포함하는 1Hz와 두 번째 피크까지 포함하는 1.5 Hz로 차단주파수를 선택하였다 (Table 1)

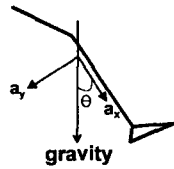


그림 2 가속도계를 이용한 하퇴각도 산출

Fig. 2 Acceleration and shank angle

표 1 하퇴각도의 피크 주파수

Table 1 Peak frequencies of shank angle

구분	1st peak	2nd peak	3rd peak
Patients	0.46±0.15	1.01±0.31	1.64±0.17

장애인의 보행중 측정된 하퇴의 각속도는 개인별 보행습관에 따라 패턴이 다양하여 일관된 경향을 찾아볼 수 없었다. 따라서 본 연구에서는 하퇴의 각도를 이용하여 보행이벤트를 결정하고자 한다. 유각기(swing-phase)에서의 침착을 막으려면, 뒤꿈치들림(Heel-off)를 자극의 onset (stim. on)으로 하고, 뒤꿈치착지(Heel-strike)를 자극의 off시점 (stim. off)으로 해야 한다. Fig. 3과 같이, 필터링된 각도신호에서, 각도의 최대값 및 최소값을 기준으로 하여 자극의 on/off 시점까지의 시간 T_{on} , T_{off} 를 산출하고, 이를 보행주기 T_c 에 대한 비율로 나타내었다.

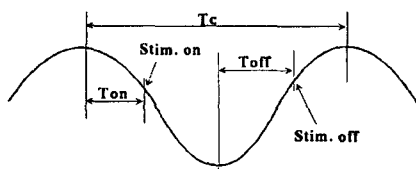


그림 3 필터링된 각도신호를 이용한 자극시점 결정 방법

Fig. 3 Determination of the stimulation timing from the filtered shank angle

마비환자 5인(뇌졸중 3인, C7척수손상 1인, 외상성뇌손상 1인)을 대상으로 보행실험을 실시하였다. 5명의 피험자가 병변은 다르나, 임상적 소견은 모두 상위 운동 신경 병변으로서 환측의 하지에서 나타나는 운동 이상 양상은 유사하다고 판정되었다. Fig. 1과 같이 센서보드를 하퇴의 무릎관절에서 하방 5cm 정도 부위에 착용하고 약 10m의 거리를 일정한 속도로 걷도록 했다.

3. 결과 및 고찰

Fig. 4는 위로부터, 비디오정보로부터 추출된 보행이벤트 기준 신호, 가속도3축의 신호, 가속도로부터 변환된 하퇴의 각도 및 각속도의 전형적인 예를 나타낸다.

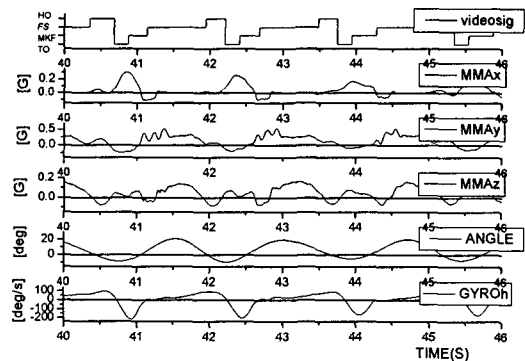


그림 4 보행 중 획득되는 전형적인 신호

Fig. 4 Typical sensor signals during walking of patients

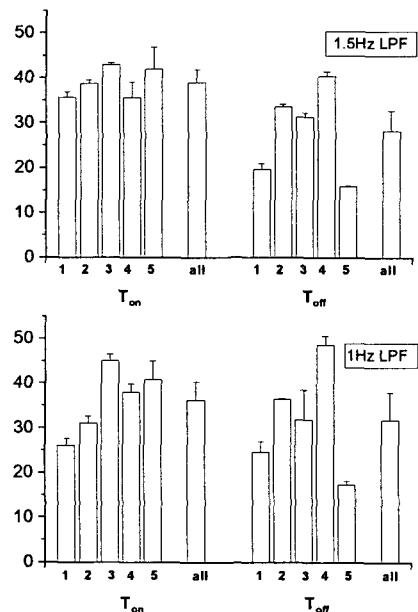


그림 5 차단주파수에 따른 T_{on} 과 T_{off} 의 비율

Fig. 5 Percentage of T_{on} and T_{off} normalized by T_c

Fig. 5는 각도계산시의 차단주파수를 1.5Hz, 1Hz로 했을 각각의 경우에 대해, T_{on} , T_{off} 의 T_c 에 대한 비율을 각 피험자별로 보행 세주기의 평균을 나타내고, 모든 피험자의 평균도 나타내었다. 모든 환자에 있어서 하퇴각도의 최고점과 최저점을 기준으로 하여 자극의 on/off 타이밍을 결정할 수 있었으나, T_{on} , T_{off} 비율은 개인별로 다양했고, T_{off} 의 경우는 T_{on} 에 비해 개인별 차이가 컸다. T_{on} , T_{off} 비율의 모든 피험자에 대한 평균에서는, 1.5Hz의 차단주파수를 적용한 경우가 1Hz의 경우보다 편차가 작았다.

Fig. 6은 T_{on} , T_{off} 비율의 전체 환자데이터에 대한 표준편차와 각 환자별 표준편차의 평균을 비교한 것이다. 1.5Hz의 차단주파수의 T_{on} 의 경우를 제외하면, 모든 경우에서 개인별 표준편차가 전체 환자의 편차보다는 작다. 따라서 보다 정확한 자극시점의 결정을 위해서는 개인별 보정이 효과적일 것으로 사료된다.

본 연구 결과의 임상적 중요성으로서 기존에 사용되고 있는 heel switch를 이용한 자극기에 비하여 신발을 신지 않아도 되므로 한국인의 일상생활에 적용이 유리하고, 자극기를 부착하는 부위인 (peroneal nerve)에 가까워 환자들이 손쉽게 사용할 수 있다. 또한 발꿈치가 먼저 닿지 않고 보행하는 환자도 사용이 가능하다.

본 연구의 결과를 실제 시스템에 적용하기 위한 차후의 과제로서, 각 피험자별 보행주기를 검출하고, 하퇴각도의 최고/최저점을 실시간으로 결정하기 위한 알고리즘이 마련되어야 한다. 구체적으로는, 1) 피험자별 보정(calibration)단계에서, 각 피험자의 평균보행주기, 하퇴각도의 최고/최저점의 범위 및 T_{on} , T_{off} 비율을 결정하고, 2) 이를 이용한 자극의 on/off 시점을 실시간으로 결정하는 방법을 제안하고자 한다.

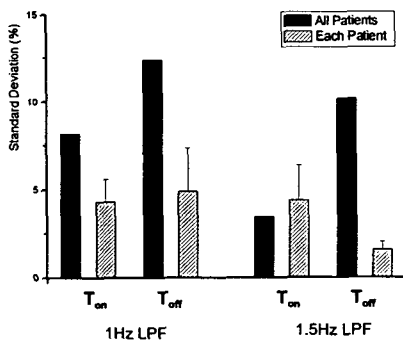


그림 6 T_{on} 과 T_{off} 의 표준편차
Fig. 6 Standard deviation (SD) of T_{on} and T_{off}

4. 결 론

본 연구에서는 하퇴 가속도신호로부터 하퇴각도를 추출하고, 하퇴각도의 최고점과 최저점을 기준으로 하여 자극의 on/off 시점 (foot-off / foot-on 시점)을 결정하고자 하였다. 본 연구에서 구현한 시스템을 이용하여 실험한 결과, 하퇴각도를 이용하여 마비환자의 보행이벤트의 검출이 가능하였다.

감사의 글

본 연구는 보건복지부 보건의료기술 진흥사업의 지원(O2-PJ3-PG6-EV03-0004)으로 수행되었습니다.

참 고 문 헌

- [1] Khang. G, "Exercise of Paralyzed Muscles and Paraplegic Walking Induced by FES," J. of KSPE, Vol. 19, No. 4, pp. 41-51, 2002.
- [2] Skelly, M. M., Chizeck, H. J., "Real-time gait event detection for paraplegic FES walking," IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering, Vol. 9, No. 1, pp. 59-68, 2001.
- [3] Dai, R., Stein, R. B., Andrews, B. J., James, K. B., Wieler, M., "Application of tilt sensors in functional electrical stimulation," IEEE Trans. Rehabil. Eng., Vol. 4, No.2, pp. 63-72, 1996.
- [4] 공세진, 엄광문, 김철승, 박관용, "FES 보행을 위한 휴대용 보행 이벤트 검출 시스템", 대한전기학회지, Vol. 55D, No. 5, pp. 248-253, 2006.