

Portable Gait-Event Detection System for FES Locomotion

孔世鎭* · 嚴光文† · 金哲承** · 朴寬龍***

(Se-Jin Kong · Gwang-Moon Eom · Chul-Seung Kim · Kwan-Yong Park)

Abstract - The purpose of this study is to develop a portable gait-event detection system which is necessary for the cycle-to-cycle FES(functional electrical stimulation) control of locomotion. To make the system portable, we made following modifications in the gait signal measurement system. That is, 1) to make the system wireless using Bluetooth communication, 2) to make the system small-sized and battery-powered by using low power consumption μ P(ATmega8535L). The gait-events were analyzed in off-line at the main computer using ANN(Artificial Neural Network). The Proposed system showed no mis-detection of the gait-events of normal subject and hemiplegia subjects. The performance of the system was better than the previous wired-system.

Key Words : FES, Cycle-to-Cycle Control, Gait-Event, Gait Phase, Portable Gait-Event Detection System

1. 서 론

사고 혹은 질병 등으로 인하여 뇌 혹은 척수의 신경계통에 손상을 입으면 근육을 자발적으로 활성화할 수 없게 되고 따라서 해당 신체부분의 운동기능을 상실하게 된다. 상실된 운동기능을 보조하기 위하여, 마비된 신경전도로를 사용하지 않고 말초의 운동신경이나 근육에 직접 인공적인 전기자극을 인가하여 운동기능을 재건하는 방법을 기능적 전기자극(FES: functional electrical stimulation)이라 한다. FES는 마비환자의 운동기능회복방법 중에서 장애인 자신의 잔존기능(residual function)을 가장 적극적으로 사용하는 방법이라고 할 수 있다.[1][2]

현재 FES를 이용한 보행에서는 단순한 on/off 스위치제어를 이용하는 오픈루프(open loop) 제어방식이 주로 사용되고 있지만[3], 오픈루프 제어 방법은 다음과 같은 문제점들을 가진다. 환자는 자극의 시작, 끝과 같은 간단한 명령만을 자극장치에 전달할 수 있다는 점, 환경의 변화에 따른 자극패턴의 변화가 불가능하다는 점 등이다.[4][5][6]

이러한 오픈루프 제어의 문제점은 환자의 근골격계의 상태변수를 피드백하여 자극신호를 결정하는 것에 의해 대

부분 해결할 수 있을 것으로 기대된다. 그러나, 자극신호를 입력으로 하고 근력을 출력으로 생각할 경우, 근육내부의 시간지연이 매우 길어서(100~300msec) FES에서는 실시간 피드백 제어가 어렵다.[7] 따라서, FES의 경우 실시간 제어보다는 그림 1에서 보는 바와 같이 과거의 보행주기에서의 근골격계 변수 분석을 바탕으로 하여 다음 보행주기의 자극패턴을 결정하는 cycle-to-cycle 피드백 제어가 바람직하다.[7][8] 이 방식에서는, 미리 최적한 자극패턴을 준비하여 놓고, 각 보행주기에서의 보행의 성능을 바탕으로 다음 보행주기의 자극패턴을 수정한다. 즉, 환자에게 부착한 센서의 정보를 이용하여 보행이벤트(gait event)를 실시간으로 결정하고, 이를 바탕으로 하여 현재 보행주기에서의 각 phase의 보행의 적합도(performance)를 결정하며, 이러한 정보는 다음 보행주기의 전기자극 패턴을 수정하는데 사용되도록 한다.

이러한 cycle-to-cycle제어를 위해서는 보행주기의 검출은 물론 보행주기를 세분화하여 보행상(gait phase)으로 인식하는 작업이 필수적이다.[7] 따라서, 본 연구에서는 이러한 보행이벤트를 검출하는 시스템을 구현하는 것을 목적으로 한다. 또한, 이 시스템을 소형화, 저전력화, 무선화 하여서 휴대가 용이하고 장시간 이용 할 수 있는 시스템을 구현하고자 한다. 본 연구에서는 보행의 한 주기를 그림 2와 같이 5개의 보행상으로 정의하고, 각 5개의 보행이벤트를 기준으로 하여 보행상을 구분하고자 한다. 여기서, FF는 족부가 바닥에 평평해질 때, HO는 발뒤꿈치가 바닥에서 떨어질 때, TO는 발이 모두 바닥에서 떨어질 때, MKF은 슬관절의 신전각이 최대일 때, HS은 발뒤꿈치가 땅에 닿을 때를 의미한다.[9]

보행이벤트를 구분하기 위한 방법으로서 if-then rule로

† 교신저자, 正 會 員 : 建國大 醫療生命大 醫學工學部 副教授, 建國大 醫工學實用技術研究所 工博
E-mail : gmeom@kku.ac.kr

* 學生會員 : 建國大 醫療生命大 醫學工學部 碩士課程

** 非 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 學校 忠州病院 物理治療室 팀長

接受日字 : 2006年 2月 2日

最終完了 : 2006年 3月 24日

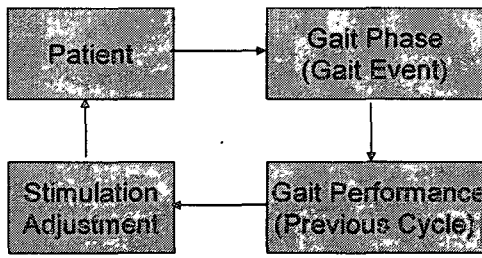


그림 1 Cycle-to-cycle 제어
Fig. 1 Cycle-to-cycle control

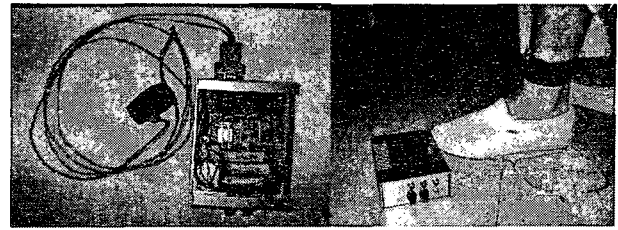


그림 4 보행신호 측정 시스템
Fig. 4 Gait-signal measurement system

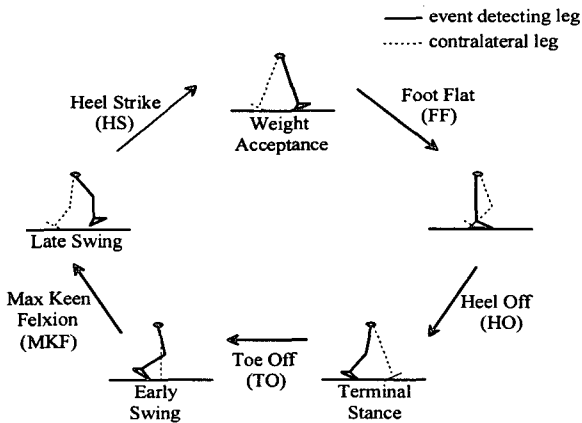
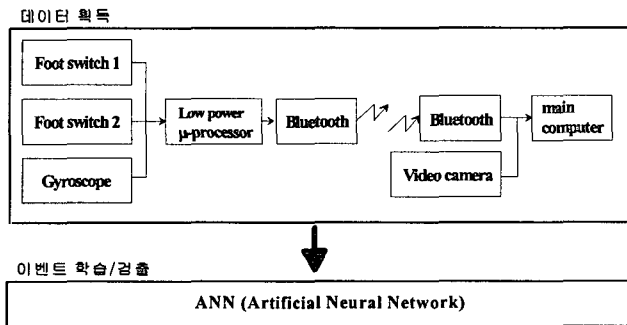
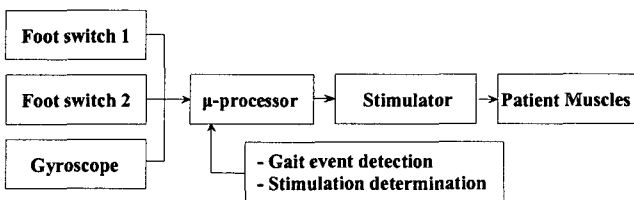


그림 2 보행주기의 보행상 및 보행이벤트
Fig. 2 Phases and events of gait cycle



(a) Evaluation stage



(b) Application stage

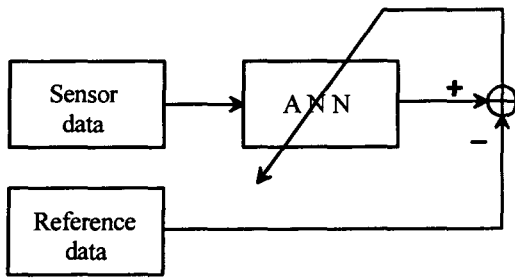
그림 3 보행이벤트 검출 시스템의 구조
Fig. 3 Gait-signal measurement system structure

구성되는 rule-based system이 제안되었으나,[3][10] 이 방법은 센서데이터의 관찰에 의해 인위적인 기준(knowledge-base)을 마련해야 하고 개인차를 극복하는데 어려움이 있다.[11] 한편, 보행이벤트의 검출에 Fuzzy추론시스템을 적용하려는 연구[7][9]도 있으나, rule-based system과 마찬가지로 knowledge-base를 필요로 한다.

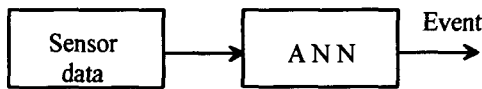
최근에 들어, 이러한 방법의 문제점인 경험적 지식을 기계학습(Machine learning)을 통하여 습득하고 이벤트를 검출하고자 하는 방법이 시도되었다.[12][13] 그러나, 대부분의 경우 보행상을 세분화 하여 분석할 수 없었고, 이벤트 검출에러가 발생하여 이를 사용하여 FES보행을 할 경우 위험성을 내재하였다. 따라서 본 연구에서는 기계학습을 이용하여 보행상을 세분화 인식하여 cycle-to-cycle 제어를 위한 자세한 정보를 제공할 수 있는 시스템을 개발하고자 한다. 이를 위해서는 우선 적절한 센서조합을 결정하는 것이 중요하고, 다음으로 기계학습 알고리즘을 결정하는 것이 필요하다. 본 연구에서는 기존의 연구에서 세분화된 보행상 획득에 유리하다고 판단된 foot switch와 Gyro 센서의 센서조합[14][15]을 이용하여 세분화된 보행상을 획득하고 휴대가 가능하도록 소형화, 무선화, 저 전력화 하였고, 이를 정상인과 병적 보행을 하는 장애인에게 적용하여 그 성능을 검증 하였다. 기계학습 알고리즘은 인공신경망(ANN : artificial neural network)을 사용하였다.

그림 3(a)는 본 연구가 구현하고자 하는 전체시스템 구조를 나타내고 있다. 환자의 보행상태를 측정하기 위한 보행신호의 센서 데이터 획득부와 측정된 신호로부터 보행이벤트를 학습하여 검출하는 이벤트 학습 및 검출부로 구성된다. 보행신호 측정부는 복수의 센서와 센서신호 통합 모듈 및 데이터 저장 프로그램으로 구성하였고, 이벤트 검출부는 패턴인식에 유리한 인공신경망(ANN)으로 구성하였다. 이벤트 검출단계는 ANN을 비디오카메라의 기준데이터와 센서 데이터를 이용하여 학습하는 이벤트 학습단계와 센서의 데이터를 인식하여 이벤트를 검출하는 이벤트 인식단계로 구성하였다.

그림 3(b)는 최종적인 cycle-to-cycle FES의 모식도이다. 센서의 신호를 마이크로프로세서에서 받아 실시간으로 보행이벤트를 검출한다. 이를 바탕으로 현재 보행 상태를 판단하여 다음 보행 주기에 적합한 자극패턴을 생성하고 이를 자극기에 넘겨 자극을 하도록 하는 시스템이다.



(a) Events learning step



(b) Events recognition step

그림 5 보행이벤트 학습 및 검출 과정
Fig. 5 Gait-event detection proces

2. 방법

2.1 시스템의 개발

2.1.1 휴대 가능한 보행신호 계측 시스템

보행 주기의 정확한 검출을 위한 시스템은 그림 4와 같다. 발가락뼈와 발꿈치뼈 아래에 각각 독립적인 Foot-switch (FSR-10kg, Tech storm Inc.)와 정강이 앞부분의 Gyro센서 (CG-16D0, NEC/TOKIN)의 센서신호를 마이크로프로세서 (ATmega8535L, Atmel)로 통합한다(1kbit/sec). 이를 블루투스(KW-SA4, Korwin)를 이용한 시리얼 무선 통신으로 메인 컴퓨터에 전송하도록 설계하였다. 또한 마이크로프로세서에서 동기신호를 발생하여 메인 컴퓨터에 저장된 데이터와 비디오카메라(VL-PD3, Sharp, 30 frame/sec)의 데이터에서 이를 식별할 수 있도록 하였다.

보행이벤트 검출시스템에 사용된 마이크로프로세서는 저전력형인 ATmega 8535L로 2.5V~5.5V/5mA~12mA의 전원범위에서 동작이 가능하다. 그리고 사용된 블루투스는 5V/100mA전원 하에서 최대 460Kbps의 속도로 전송이 가능하며, 실내 공간에서 최대 100m까지 전송이 가능하다.

마이크로프로세서와 블루투스를 이용한 전체 시스템은 일반 충전용 건전지(Ni-MH, 1.2V/2500mAh) 3개를 직렬로 연결한 전원(3.6V/2500mAh)에 의하여 동작되며 최대 17시간을 동작하고, 보행신호 계측시스템 무게는 약 400g이다.(그림 4)

2.1.2 ANN을 이용한 이벤트 검출 알고리즘

보행 이벤트를 검출하기 위하여 인공신경망(ANN)을 사용하였다. 인공신경망이란 사람의 두뇌구조를 모델로 하고

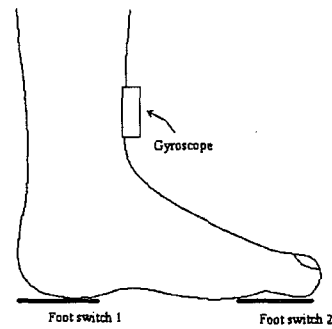


그림 6 센서의 부착위치
Fig. 6 Attachment of sensors

있으며 두뇌의 정보처리 방식과 유사한 정보처리 알고리즘이다.

보행 이벤트 검출은 그림 5(a)와 같이 비디오카메라 데이터를 사용하여 결정한 기준이벤트를 교차신호로 하는 ANN의 학습단계와, 그림 5(b)와 같이 학습이 끝난 후 센서데이터를 입력으로 하는 실시간 인식 단계로 구성된다.

ANN은 Visual Basic을 사용하여 3층 퍼셉트론의 형태로 구현하였다. 입력층에서는 각 센서신호 별로 5개를 입력으로 한다. 뉴런의 개수는 센서신호의 개수에 따라 달라진다. 중간층 뉴런의 개수는 입력층 뉴런의 개수가 증가하면 지수함수적으로 증가해야 하는 것이 일반적이나, 중간층 뉴런의 개수가 지나치게 증가하면 학습시간이 증가하여 실용적이지 못하므로 35개로 제한하였다. 출력층은 센서의 조합에 관계없이 5개의 이벤트를 출력하기 때문에 출력층의 뉴런의 개수는 5개로 일정하다.

학습이 종료되면, 학습 횟수 및 출력층 제공오차가 디스플레이 되고, 뉴런간의 결합강도(weight) 값은 텍스트 파일로 저장되며 나중에 다시 불러와 다른 데이터 분석에 사용할 수 있도록 하였다.

2.2 실험 방법

건강한 사람과 편마비(Hemiplegia) 환자 세 명을 대상으로 보행 실험을 실시하였다. 보행 주기의 검출을 위하여 그림 6과 같이 센서를 부착하였다. 발앞꿈치와 발뒷꿈치 아래에 해당하는 신발의 밑 부분에 각각 독립적인 Foot-switch를 부착하고 정강이 앞부분에 Gyro센서를 부착하였다. 각각의 독립적인 Foot-switch는 발앞꿈치와 발뒷꿈치의 지면 접촉상태를 분별하고, 정강이의 Gyro센서는 보행 시 앞뒤방향의 속도를 검출한다. 세 개의 센서를 부착 한 후 약 10m의 거리를 일정한 속도로 걷도록 하고 동일한 조건 하에서 반복하였다. 세 개의 센서신호는 모두 그림 4의 신호통합 모듈에 의해서 동기화 되어 통합되고 블루투스를 이용하여 메인 컴퓨터로 무선 전송, 저장되었다. 또한 보행 이벤트의 기준 데이터를 위해 비디오카메라를 사용하였다. 비디오카메라의 데이터 역시 메인 컴퓨터로 전송하여 저장하였다.(그림 3(a))

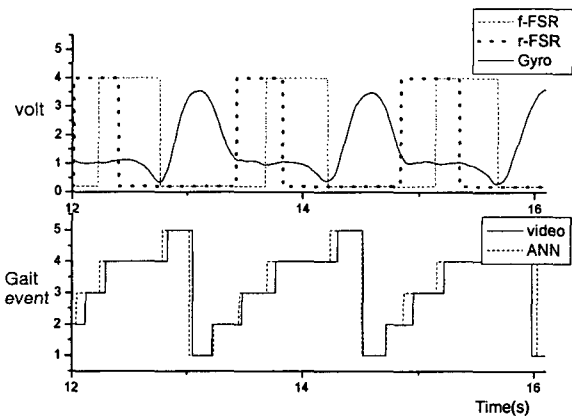


그림 7 정상인의 센서신호 및 보행이벤트 검출 결과
 Fig. 7 Sensor signals and Event detection result of Normal subject

3. 결 과

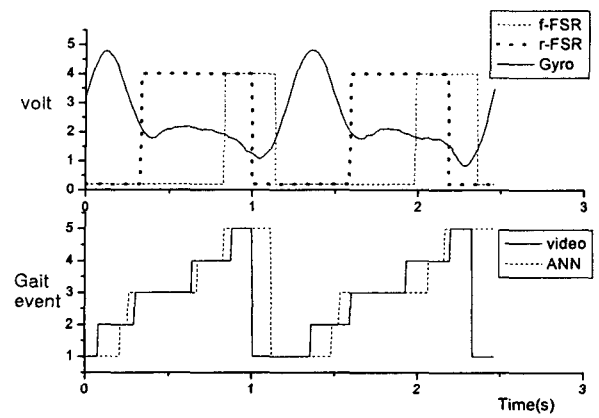
각각의 피 실험자에 대하여 보행 실험을 실시하였다. 그림 7과 그림 8은 각각 정상인과 편마비 환자의 보행 시 검출된 센서의 신호와 이벤트 검출 결과이다. 위쪽의 그래프는 세 가지 센서로부터 얻은 신호이고, 아래쪽의 그래프는 세 가지 센서의 신호를 기준으로 한 인공신경망의 보행 이벤트 검출 결과와 비디오카메라의 보행이벤트 기준신호를 나타낸다. 정상인과 편마비 환자 모두 비디오카메라의 기준신호와 인공신경망의 이벤트 검출 결과가 잘 매치되고 있음을 확인 할 수 있다.

또한 그림 9는 각각의 피 실험자의 센서데이터로부터 얻어진 보행상을 한 주기 보행에 대하여 순차적으로 나타낸 것이다. 그림 9(a)과 그림 9(b)에서 보듯이 정상인과 증상이 경미한 편마비 환자의 보행은 Toe Off → Max Knee Flexion → Heal Strike → Foot Flat → Heal Off의 순으로 진행되지만, 그림 9(c)와 그림 9(d)에서 보듯이 증상이 심한 편마비 환자는 보행의 패턴이 일정하지 않은 것을 확인 할 수 있다. 이는 보행의 패턴이 정상적인 순서와 상이하며, 특히 그림 9(d)의 경우에는 4개의 보행이벤트만으로 구성되는 것을 알 수 있다.

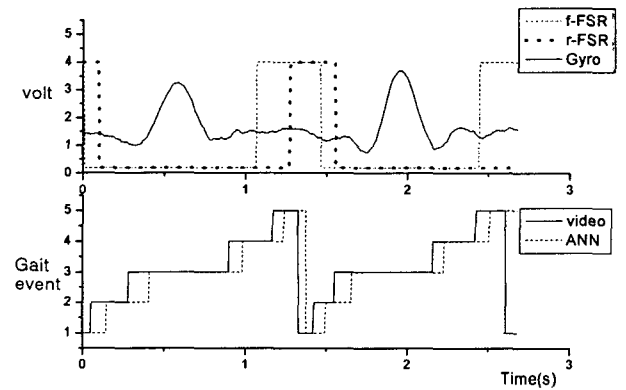
지식기반을 사용하는 rule-based system이나 Fuzzy system의 경우, 이러한 환자의 보행 패턴별로 별도의 지식기반을 만들어야하지만, 본 연구에서는 인공신경망이 이러한 개별적인 특성을 학습하므로 각 환자별의 보행 특성에 맞는 이벤트 검출 시스템의 생성이 용이하다. 따라서, 본 연구에서 제안한 시스템은 과거의 방법에 비해 임상적용 가능성이 크다고 사료된다.

4. 고 찰

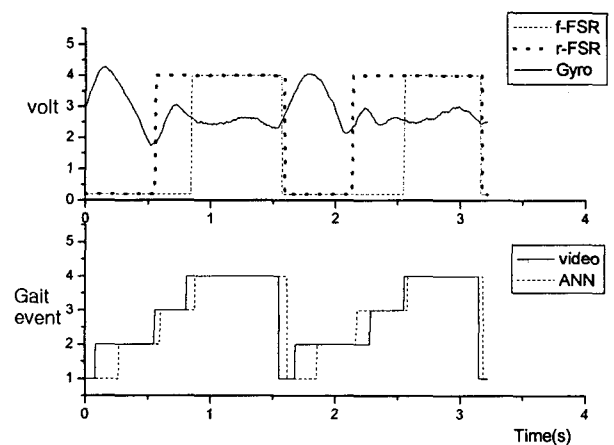
본 연구에서 자체 제작하여 사용한 신호통합 모듈을 사용하여 신체에 부착된 센서의 신호를 성공적으로 인식하고 이



(a) Mild Hemiplegia



(b) Severe Hemiplegia 1



(c) Severe Hemiplegia 2

그림 8 편마비 환자의 센서신호 및 보행이벤트 검출 결과
 Fig. 8 Sensor signals and Event detection result of Hemiplegia subject

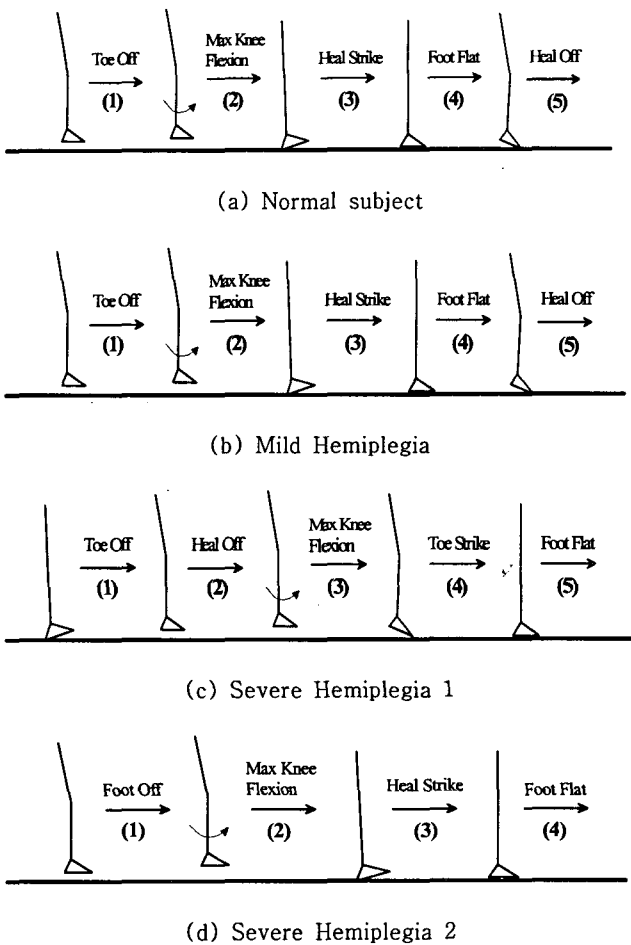


그림 9 센서 신호로부터 얻은 보행상
Fig. 9 Gait phase from sensor signals

를 무선으로 전송, 저장하였다. 또한 인공 신경망의 학습을 통하여 보행이벤트를 성공적으로 검출을 할 수 있었다.

그리고 Foot Switch와 Gyro센서의 센서 조합도 보행이벤트의 검출에 효과적인 것으로 검증 되었다.

그러나 각 센서의 부착 위치가 매 실험마다 동일해야 하고, 신발의 상태와 종류에 따라 Foot Switch의 부착위치가 달라져야 하고, 맨발에는 적용하기 어렵다. 또한, Foot-Switch의 기계적인 특성이 실험이 반복되면서 일정하게 유지되지 못하는 등의 단점을 내포 하고 있다.

그러므로 보행이벤트를 검출하는 센서부의 내구성 제고나 간소화 등의 개선이 필요하다.

또한 본 연구에서 제안한 보행이벤트 검출 시스템과 자극기가 별도로 구성될 경우, 환자가 이를 착용하고 보행하기가 어려우므로, 양자를 일체화 하고 소형화하여 임상적용이 용이하게 할 필요가 있다고 사료된다.

감사의 글

본 연구는 보건복지부 보건의료기술 진흥사업의 지원(02-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] Eom. G. M, Khang. G, Lee, S. H, "Restoration of Motor Function using Electrical Stimulation: Functional Electrical Stimulation (FES)," J. of KSPE, Vol. 20, No. 1, pp. 26-35, 2003
- [3] Pappas, I. P. I., Keller, T., Mangold, S., Popovic M. R., Dietz, V., Morari M., "A Reliable Gyroscope-Based Gait-Phase Detection Sensor Embedded in Shoe Insole," IEEE Sensors Journal, Vol. 4, No. 2, pp. 268-274, 2004.
- [4] Kostov, A., Chizeck, H. J., "Functional Error Assessment in Gait Event Discrimination For FES-assisted Locomotion," 18th annual international Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Vol. 1, pp. 461-462, 1996.
- [5] Kobetic, R, Marsolais, E. B., "Synthesis of Paraplegic gait with Multichannel Functional Neuromuscular Stimulation," IEEE trans. Rehab. Eng., Vol. 2, pp. 66-79, 1994.
- [6] Stein, R. B., Peckham, P. H., Popovic, D. P., "Methods to control functional electrical stimulation," in proc. 1st FES Intern. Symp on FES, Sendai, pp. 135-140, 1992.
- [7] 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, 200
- [8] Skelly, M. M., Chizeck, H. J., "Real-time gait event detection during FES paraplegic walking," Proceedings 19th international conference-IEEE/EMBS, Vol. 5, pp. 1932-1937, 1997.
- [9] Ng, S. K., Chizeck, H. J., "Fuzzy Model Identification For Classification of Gait Events in Paraplegics," IEEE Tras, Vol. 5, No. 4, pp. 536-544, 1997.
- [10] Seoung. C. A, Sung. J. H, Sung. G. K, Young. H. K, "Development and Evaluation of a New Gait Phase Detection System using FSR Sensors and a Gyrosensor," J. of KSPE, Vol. 21, No. 10, pp. 196-203, 2004.
- [11] Marsolais, E. B., Kobetic, R., "Functional electrical stimulation for walking in paraplegia," J. Bone Joint Surg., Vol. 69-A, pp. 728-733, 1987
- [12] Williamson, R., Andrews, B. J., "Gait Event Detection for FES Using Accelerometers and Supervised Accelerometer Learning," IEEE Transactions on rehabilitation Engineering, Vol. 8,

No. 3, pp. 312-319, 2000.

- [13] Furuse, N., Cikajlo, I., Bajd, T., Watanabe, T., Hoshimiya, N., "Training of Stance Phase during FES Assisted Walking," proceeding of the 7th Annual Conference of IFESS, pp. 63~65, 2002.
- [14] 허지운, 엄광문, 강곤, "FES 보행을 위한 인공신경망을 이용한 보행 이벤트 검출," 대한의용생체공학회 춘계학술대회 논문집, 2004.
- [15] 허지운, 김철승, 엄광문, "FES 보행을 위한 이벤트 검출", 한국정밀공학회지, Vol.22, No.3, pp.170-178, 2005.

저 자 소 개



공 세 진 (孔世鎭)

1980년 4월 4일생. 2005년 2월 건국대 의학공학부 졸업(학사). 2005년~현재 동 대학원 의학공학과 석사과정
 Tel : 043-852-9890
 Fax : 043-852-9890
 E-mail : sejin.kong@gmail.com



김 철 승 (金哲承)

1976년 7월 13일생. 2002년 2월 건국대 의공학과 졸업(학사). 2004년 2월 동 대학원 의학공학과 졸업(석사). 2004년~현재 동 대학원 의학공학과 박사과정
 Tel : 043-852-9890
 Fax : 043-852-9890
 E-mail : chulseung.kim@gmail.com



엄 광 문 (嚴光文)

1969년 3월 17일생. 1991년 2월 고려대 전자전산공학과 졸업(학사). 1996년 3월 東北大(日本) 전자공학과 생체전자공학대학원 졸업(석사). 1999년 3월 東北大(日本) 전자공학과 생체전자공학대학원 졸업(공학박). 1993년 9월~1994년 3월 일본 Tohoku Univ. 연구생. 1999년 4월~2000년 2월 일본 과학기술진흥재단 Research Associate. 2000년 3월~현재 건국대학교 의료생명대학 의학공학과 부교수, 2000년 3월~현재 건국대학교 의공학 실용기술연구소 책임연구원
 Tel : 043-840-3764
 Fax : 043-852-8056
 E-mail : gmeom@kku.ac.kr



박 관 용 (朴寬龍)

1961년 5월 13일생. 1983년 2월 동남보건대학 졸업(전문학사). 2002년 2월 삼육대학교 물리치료대학원 졸업(석사). 1985년 10월~1988년 11월 Saudi King Fahad Specialist Hospital 근무. 1989년 1월~현재 건국대학교 충주병원 물리치료실 팀장. 1997년 3월~2005년 12월 극동대학교, 청주과학대학, 여주대학, 대원과학대학 외래강사
 Tel : (043)840-8411
 Fax : (043)840-8529
 E-mail : ptpak@joins.com