

# 다중 생체 신호 기반 보행 단계 감지 및 판단

## Gait Phases Detection and Judgment based Multi Biomedical Signals

김서준\*, 정의철, 송영록, 윤광섭, 이상민  
S. J. Kim, E. C. Jeong, Y. R. Song, K. S. Yoon, S. M. Lee

### 요 약

본 논문에서는 Electromyogram(EMG) 신호와 허벅지 각도 측정 장치, 발바닥 저항 센서를 이용하여 보행의 단계를 판단하는 방법을 제시한다. 신호의 측정을 위하여 건강한 성인 남성 5명을 대상으로 실험을 실시하였고 정상 보행에서의 EMG, 허벅지 각도, 발바닥 저항 센서를 통한 변화를 측정 하였다. EMG 신호의 획득을 위하여 실험자의 대퇴 사두근, 대퇴 이두근, 전경골근, 장딴지근에 Ag/AgCl 표면 전극을 부착하였으며, 양측 발뒤꿈치와 앞꿈치에 저항센서를 부착 하였다. 허벅지 각도 측정 장치는 굴곡 25도, 신전 20도 까지 범위를 가지며 이를 통하여 허벅지의 각도를 측정 하였다. 실험 결과 보행 시 입각기와 유각기를 명확히 판단 할 수 있었으며 세부적으로 8단계의 보행 상태를 판단 할 수 있었다.

### ABSTRACT

In this paper, we present the method of gait phases detection using multi biomedical signals during normal gait. Electromyogram(EMG) signals, muscle of thigh angle measurement device and resistive sensors are used for experiments. We implemented a test targeting five adult male and identified the pattern of EMG signal of normal gait. For acquiring the EMG signal, subjects attached surface Ag/AgCl electrodes to quadriceps femoris, biceps femoris, tibialis anterior and gastrocnemius medialis. Resistance sensors are attached to the heel toe and soles of the each feet for measuring attachment state of between feet and ground. Infrared sensors are attached on the thigh and thigh angle measurement device has the range from flexion 25 degrees to extension 20 degrees. The results of this paper, The stance and swing phase could be confirmed during the normal gait and be classified in detail the eight steps.

**Keyword** : Electromyogram, gait analysis, surface EMG.

접 수 일 : 2012.11.22

심사완료일 : 2012.12.11

게재확정일 : 2012.12.14

\* 김서준 : 인하대학교 전자공학과 석사과정  
wodud4435@nate.com (주저자)

정의철 : 인하대학교 전자공학과 석사과정  
kaisergod@naver.com (공동저자)

송영록 : 인하대학교 전자공학과 연구교수  
gateway32@inha.ac.kr (공동저자)

윤광섭 : 인하대학교 전자공학과 교수  
ksyoon@inha.ac.kr (공동저자)

이상민 : 인하대학교 전자공학과 교수  
sanglee@inha.ac.kr (교신저자)

※ “본 연구는 지식경제부 및 정보통신산업진흥원의 IT융

## 1. 서론

인간은 뇌의 전기적인 자극(stimulus)신호를 받은 근육의 수의수축(voluntary contraction)에 의해서 동작을 발생시키며, 이러한 동작의 발생 시 생기는 근육의 전기적인 활동(electric activity)을 측정하여 동작 의도를 판단할 수 있는 근전 신호(electromyogram, EMG)에 대한 연구가 많이 진행되고 있다[1-2]. EMG 측정을 통한 근 활성화(muscle activity) 측정은 근육의 수축정도를 정량적으로 측정하는 방법과 더불어 근육 수축의 개시 시

합 고급인력과정 지원사업의 연구결과로 수행되었음”  
(NIPA-2012-H0401-12-1007).

간(onset time)을 분석할 수 있어 다양한 분야에서 널리 활용되고 있으며[3], 근전 신호의 분석을 통한 근육의 장애를 진단하거나, 인간의 동작을 모방하는 방법이 연구되고 있다[4-6].

하지만 인간의 동작을 모방하는 하지 의족에 근전도를 사용할 경우 하지 근육의 크기가 커 자세한 분석이 힘들며, 보행 시 진동으로 인한 잡음의 발생이 많아 근전도의 측정이 어려우며 이를 이용한 보행의 분석 시 정확도가 떨어져 의족의 구동에 사용되기 적합하지 않는 단점이 있다[7].

기존의 보행을 분석하기 위한 연구에서는 카메라를 이용한 영상처리를 많이 사용하였다[8]. 하지만 영상처리를 위해서는 다수의 카메라가 필요하며, 이를 설치하기에는 많은 어려움이 있다. 또한 카메라를 설치하기 위한 공간적인 제한이 있으며, 이에 따른 추가적 비용과 보행의 특성상 움직이는 대상을 측정하는 어려움이 존재한다.

본 연구는 근전도 신호 뿐 아니라 적외선 장애물 감지 센서를 이용한 허벅지 각도 측정 장치, 저항 센서를 사용한 발바닥 저항 측정 장치를 제작, 이용하여 보행의 단계를 구분하고 평가하였다.

## 2. 본론

### 2.1 실험 방법

본 논문에서는 건강한 20~30대 남성 5명을 대상으로 보행 단계 판단을 위하여 평지에서 보행을 측정 및 실험 하였다. 보행 시 나타는 근전도 신호와 허벅지의 각도, 발바닥 저항 센서를 사용한 발과 지면의 접촉 유무를 사용하여 그림 1과 같이 보행을 크게 2단계, 세부적으로 총 8 단계로 나누어 측정된 신호와 보행의 단계의 상관관계를 분석 하였다. 이전의 연구인 영상처리를 통한 보행 분석의 한계점을 해소하기 위해서 근전도 신호를 사용하였으며, 발바닥 저항 센서와 허벅지 각도 측정 장치를 포함하여 분석의 정확도 및 신뢰성을 높였다.

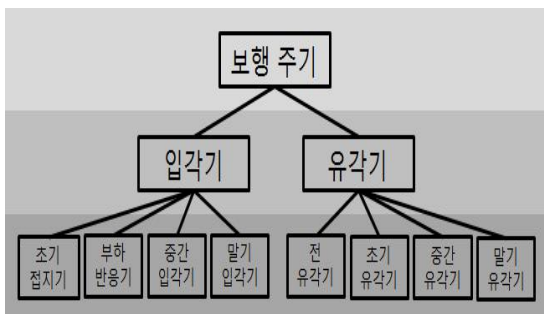


그림 1. 보행 주기의 분류

### 2.1.1 근전도 측정 및 처리

보행에는 하지뿐만 아니라 전반적으로 신체의 모든 부분이 관여하지만 가장 활발하고 큰 움직임을 나타내는 하지의 근육 중 대퇴사두근(Quadriceps femoris, QF), 대퇴이두근(Biceps femoris, BF), 전경골근(Tibialis anterior, TA), 장딴지근(Gastrocnemius medialis, GM)에 그림 2와 같이 전극을 부착하여 근전도를 측정 하였다. 사용된 전극은 Ag/AgCl 표면전극을 사용 하였으며, 획득된 근전도는 1kHz로 샘플링 하였다.

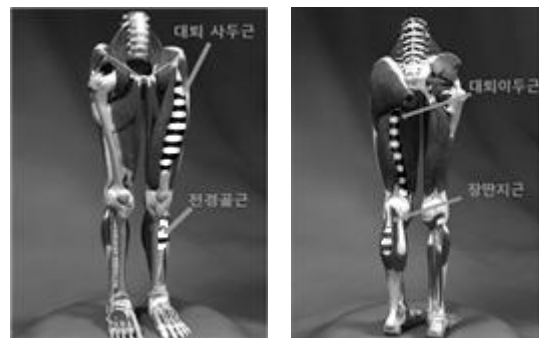


그림 2. 근전도 측정을 위한 전극 부착 위치

그림 3은 획득한 근전도 raw 신호를 나타낸다. 근전도는 임의적 속성을 가지고 있어 활동 전위의 증폭이 임의적이기 때문에 전체 운동 중에서 동원되는 운동 단위는 지속적으로 변화하여 재현이 불가능한 문제점이 발생하게 된다[9]. 이러한 영향을 최소화하기 위하여 EMG 신호를 평활화 알고리즘을 사용하여 계산하였다[10].

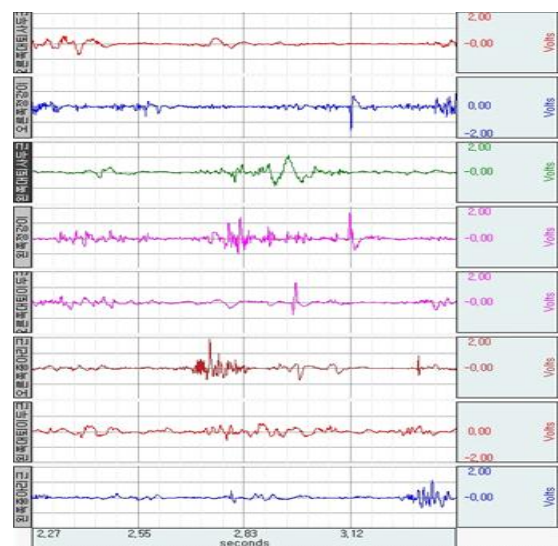


그림 3. 근전도 raw 신호

평활화 알고리즘을 사용하기 위해서는 근전도 신호의 정류(rectification) 과정이 필요하다. 정류는 음의 진폭을 양의 진폭으로 변환시키는 것을 말한다. 근전도는 양과 음의 값을 동시에 가지고 있으므로 평균화 시킬 경우 0에 가까워져 이를 그대로 적용할 경우 원신호의 왜곡이 생긴다. 따라서 이러한 왜곡을 피하기 위하여 신호의 절대값을 구하고 정류 신호를 저역 통과 필터링을 통과 시켜 선형포락선을 구한다. 사용자가 지정한 시간 간격을 사용해 근전도 신호의 평균을 산출하는 방법을 사용하여 이동평균을 계산한다. 이것을 정류된 평균값(average rectified value: ARV)이라고 하며 식 1과 같이 정의된다.

$$ARV = \frac{1}{S} \sum_1^S |f(s)| \quad (1)$$

여기에서  $S$ 는 윈도우의 길이이며,  $f(s)$ 는 윈도우 내의 데이터를 나타낸다.

그림 4는 측정된 근전도 신호의 선형포락선, 이동평균, 평균제곱을 나타낸다. 얇은 실선은 근전도 신호의 raw 신호이며 굵은 실선 그래프는 각 평활화 방법에 의해 변형된 신호이다. 본 논문에서는 근전도의 신호처리를 위하여 이동평균을 사용하였으며, 50ms의 이동평균 시간 범위를 사용하였다[11].

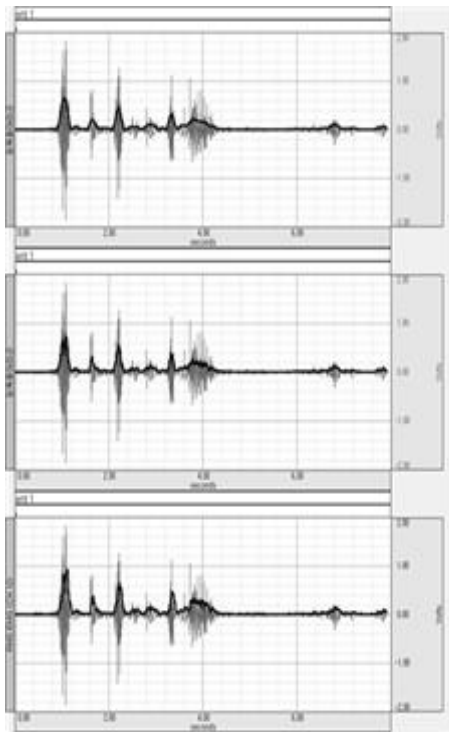


그림 4. (a) 선형포락선 (b) 이동평균 (c) 평균 제곱을 사용한 근전도 신호

### 2.1.2 저항 센서 및 허벅지 각도 측정 장치

사용된 저항 센서 Flexiforce는 입력 전압 5V로 구동되며, 압전 센서에 하중이 걸림에 따라 저항값이 변하는 특성을 가지고 있으며 문턱값의 초기 값을 설정하고 저항 값이 변함에 따라  $V_{out}$  출력 값이 달라지는 점을 이용하였다.

허벅지 각도 측정 장치는 그림 5와 같이 부착하였고 적외선 센서를 이용하여 허벅지가 이 부분을 지날 때 적외선을 송, 수신 하여 신호를 측정하였다.

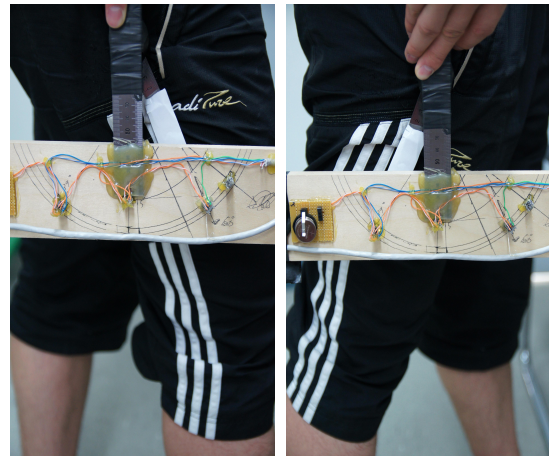


그림 5. 적외선 센서를 이용한 허벅지 각도 장치

평균적 보행의 각을 지면을 중심으로 굴곡 25도, 신전 20도로 설정하여 보행이 허벅지가 이 부분을 지날 때 신호를 측정하였다.

## 2.2 실험 기기 및 방법

그림 6은 실험에 사용된 근전도 측정기기 및 허벅지 각도 측정 장치, 발바닥 저항 센서의 구성도이다. 근전도는 0~10mV의 진폭을 가지며 의미 있는 근전 신호는 0~500Hz의 주파수 범위에 분포하고 있다. 본 논문에서는 Biopack사의 MP150와 무선 근전도 측정 앰프인 EN-EMG2를 사용하여 이득값을 2000배, 10~500Hz의 대역 통과 필터를 사용하여 인체에서 나오는 근전신호를 획득 한다. 허벅지 각도 측정 장치는 보행 시 일반적으로 측정된 최대 굴곡 각도와 최대 신전 각도에 해당하는 위치에 적외선 장애물 감지 센서를 위치시키고 허벅지가 해당 각도를 지나는 시간을 측정하였다.

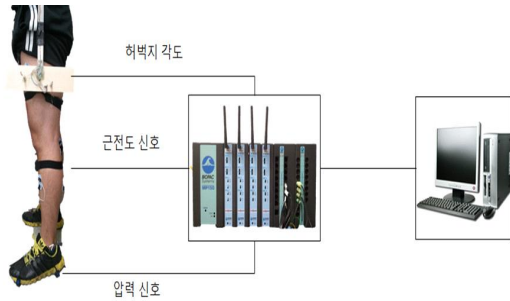


그림 6. 보행 단계를 위한 측정기기 구성도

발바닥에 부착된 압력 센서를 통하여 지면과 발의 접촉 유무를 확인 하였으며 7m의 거리를 동일한 보폭으로 10회 반복 실시하였다.

### 2.3. 실험 결과

보행주기의 초기에 해당하는 부하반응기에서 체중의 충격을 흡수하기 위하여 무릎의 굴곡이 일어나고 이때 대퇴사두근의 EMG 신호가 강하게 발현되는 것을 관찰 할 수 있다.(a) 체중의 충격 흡수 뿐 아니라 발의 앞꿈치가 떨어지는 것을 방지하기 위하여 전경골근의 수축을 확인 할 수 있다.(d) 또한 보행의 초기에는 대퇴이두근의 활동이 강하게 나타나는 것을 확인 할 수 있는데 이는 발이 지면에 닿을 때 무릎의 과신전을 방지하기 위하여 크게 발현 된다.

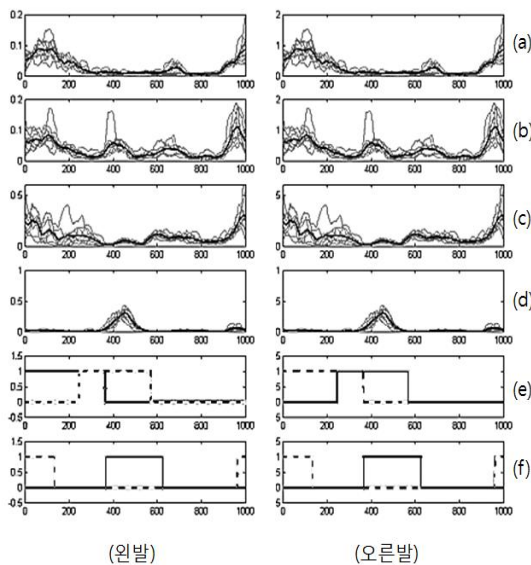


그림 7. 왼발, 오른발 발바닥압력센서 신호 (a) 대퇴사두근 (b) 대퇴이두근 (c) 전경골근 (d) 장딴지근 (e) 발바닥 저항 센서 (f) 허벅지 각도 측정 센서

보행의 주기에서 가장 큰 보행 단계인 입각기와 유각기를 발바닥의 압력 센서를 통한 신호로 판단하였다. 발바닥과 지면과의 접촉 유무를 받았을 경우를 1로, 떨어졌을 경우를 0으로 하여 문턱값을 설정 하였다. (e)의 점선은 앞꿈치의 신호이며 실선은 뒤꿈치의 신호이다. 초기 150ms 까지는 뒤꿈치만 지면에 닿아 초기 입각기로 판단되며 150ms ~ 200ms까지는 발바닥 전체가 지면에 닿는 중간 입각기로 판단된다. 550ms에서 발 앞꿈치가 떨어지며 입각기가 끝나는 것을 의미한다. (f)는 허벅지 각도 측정 장치 신호이며 150ms에서 굴곡 25도의 마지막이 나타나므로 이것은 뒤꿈치가 닿기 직전인 초기 접지기임을 알 수 있다. 그리고 600ms에서 신전의 마지막이 나타나므로 이때 앞꿈치가 떨어지기 직전인 말기 입각기를 검출 할 수 있다. 한쪽 다리의 입각기가 끝나고 반대쪽 다리의 입각기가 대칭적으로 시작 되므로 이를 통하여 보행의 8단계를 판단 할 수 있다.

### 3. 결론

본 논문에서는 기존의 영상처리를 통한 보행 분석 시스템 보다 비용 및 공간적인 측면에서 여러 가지 장점을 가지고 있는 Electromyogram(EMG) 신호와 허벅지 각도 측정 장치, 발바닥 저항 센서를 이용하여 보행의 단계를 판단하는 방법을 제시하였다.

근전신호의 평활화를 통한 이동평균 방법을 통하여 보행 시 대퇴사두근, 대퇴이두근, 전경골근, 장딴지근의 근육 활성화도를 평가 할 수 있었으며 이를 분석하여 부하반응기, 말기 입각기를 판단 할 수 있었다. 발바닥 저항 센서를 이용하여 크게 입각기와 유각기를 구분 할 수 있었으며 초기 입각기, 중간 입각기, 초기 접지기, 말기 입각기를 판단 할 수 있었다. 또한 허벅지 각도 측정 장치를 이용하여 초기 접지기, 말기 입각기를 판단 할 수 있었다.

향후 본 연구에 이어 허벅지 각도 측정 장치의 각도를 다양하게 하고, 근전신호의 자동 분석 알고리즘을 설계하여 실제 하지 절단 환자의 의족의 동작 분석에 좀 더 신뢰성 있고 정확한 데이터를 제공할 수 있을 것이라 생각한다.

### 참 고 문 헌

[1] M. Ferdjallah, J. J. Wertsch, and G. F. Hams, "Effects of Surface Electrode Size on

Computer Simulated Surface Motor Unit Potentials,” *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, vol. 39, pp. 259-265, 1990.

[2] 유경진, 신현출, “엔트로피 및 최대우도추정법을 이용한 표면 근전도 기반 손가락 동작 인식,” *대한전자공학회논문지*, 제46권, SC편 제6호, 대한전자공학회, pp.38-43, 2009.

[3] Adaptive fuzzy k-NN classifier for EMG signal decomposition vol 28, no 7, pp. 694 - 709, Sep, 2006.

[4] Perry, Jacquelin, Burnfield, Judith, *Gait Analysis*, Slack, pp. 3-119, 2010.

[5] S.A. Ahmad, P.H. Chappell, “Surface EMG pattern analysis of the wrist muscles at different speeds of contraction,” *Journal of Medical Engineering & Technology*, vol. 33, no. 5, pp.376-385, 2009.

[6] 박가람, 나성권, 김창환, 송재복, “진화 알고리즘을 사용한인간형 로봇의 동작 모방 학습 및 실시간 동작 생성,” *제어로봇시스템학회 논문지*, 제 14권, 제 10호, pp.1038-1046, 2008.

[7] 안승찬, 황성재, 강성재, 김영호, “저항센서와 자이로센서를 이용한 새로운 보행주기 검출시스템의 개발 및 평가,” *한국정밀공학회지*, 제 21권, 제 10호, pp. 196-203, 2004.

[8] J.L.Garrido Castro, R.Medina-Carnicer and Alfonso Martinez Galisteo, “Design and evaluation of a new three-dimensional motion capture system based on video,” *Gait & Posture*, vol, 24 Issue 1, pp. 126-129, Aug, 2006.

[9] 김정호, 홍준의, 이동훈, 최홍호, 권장우, “의수 제어를 위한 MFCC-HMM-GMM 기반의 근전도(EMG) 신호 패턴 인식,” *대한전자공학회 하계 종합학술대회*, 제 29권 제1호, pp. 117-118, 2006.

[10] 신현수, 조용현, “비선형 평활화와 통계적 상관성에 기반을 둔 인식성능 개선,” *한국지능시스템학회 논문지*, 제22권, 제 5호, pp. 555-562, 2012.

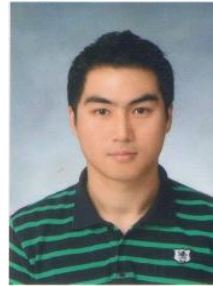
[11] S.P Lee, S.H Park, “EMG Pattern Recognition based on Evidence Accumulation for Prosthesis Control,” *Journal of Electrical Engineering and Information Science*, vol. 2, no. 6, pp.20-27, 1997.



**김 서 준**

2012년 2월 인하대학교 전자공학과 졸업 (학사)  
 2013년 3월 - 현재 인하대학교 대학원 전자공학과 석사과정

관심분야 : Bio-Signal Processing, Pattern Classification



**정 의 철**

2011년 2월 인하대학교 전자공학과 졸업 (학사)  
 2013년 3월 - 현재 인하대학교 대학원 전자공학과 석사과정

관심분야 : Bio-Signal Processing, Neural Engineering



**송 영 록**

2001년 2월 인천대학교 정보통신공학과 졸업 (학사)  
 2003년 8월 인천대학교 대학원 정보통신공학과 졸업 (석사)  
 2009년 2월 인천대학교 대학원 정보통신공학과 졸업 (박사)  
 2009년 7월 - 현재 인하대학교 정보전자공동연구소 연구교수

관심분야 : Ubiquitous Computing, Semantic Web, Bio-signal Processing





### 윤 광 섭

1982년 인하대학교 전자공학과 학사 졸업  
1983년 Georgia Institute Inc. Technology 전자공학과 석사 졸업  
1989년 Georgia Institute Inc. Technology 전자공학과 박사 졸업  
1992년 3월 - 현재 인하대학교 전자공학과 교수

관심분야 : 음성신호처리, 집적회로 설계, 설계 자동화 및 소자/회로/시스템 모델링



### 이 상 민

1987년 2월 인하대학교 전자공학과 졸업 (학사)  
1989년 2월 인하대학교 대학원 전자공학과 졸업 (석사)  
2000년 2월 인하대학교 대학원 전자공학 졸업 (박사)  
2006년 9월 - 현재 인하대학교 전자공학과 부교수

관심분야 : Bio-Signal Processing, Psycho-Acoustic, Brain-Machine Interface