

근전도와 저항 센서를 이용한 보행 단계 감지*

Gait Phases Detection from EMG and FSR Signals in Walking among Children

장은혜**† · 지수영** · 이재연** · 조영조** · 전병태***

Eun-Hye Jang**† · Su-Young Chi** · Jae-Yeon Lee** · Young-Jo Cho** · Byung-Tae Chun***

한국전자통신연구원 융합기술연구부문 로봇/인지시스템연구부**

Robot/Cognition System Research Department, IT Convergence Technology Research Laboratory,
Electronics and Telecommunications Research Institute**

한경대학교 웹정보공학과***

Department of Web Information Engineering, Hankyong National University***

Abstract

The aim of this study was to investigate upper and lower limb muscle activity using EMG(electromyogram) sensors while walking and identify normal gait pattern using FSR(force sensing resistor) sensor. Fifteen college students participated in this study and their EMG and FSR signal were measured during stopping and walking trials. EMG signals from upper(pectoralis major and trapezius) and lower limbs(rectus femoris, biceps femoris, vastus medialis, vastus lateralis, semimembranosus, semitendinosus, soleus, peroneus longus, gastrocnemius medialis, and gastrocnemius lateralis) were obtained using the surface electrodes. FSR measured pressures on 8 areas of the sole of the foot during walking. EMG results showed that all muscle activities except for vastus lateralis and semimembranosus during walking had higher amplitudes than stopping. Additionally, muscle activities associated with stance and swing phase during walking were identified. Results on FSR showed that stance and swing phases were detected by FSR signals during a gait cycle. Eight gait phases – initial contact, loading response, mid stance, terminal stance, pre swing, initial swing, mid swing, and terminal swing- were classified.

Keywords : Gait Phase, FSR(force sensing resistor), EMG(electromyogram)

요약

본 연구에서는 근전도 신호를 활용하여 정상인의 보행과 관련된 상지와 하지 근육의 신호를 확인하고 저항 센서를 이용하여 정상적인 보행 패턴을 확인하였다. 대학생 15명을 대상으로 정지해 있을 때와 평지를 보행할 때, 상지의 4부위(대흉근과 승모근)와 하지의 10부위(대퇴직근, 대퇴이두근, 내측광근, 외측광근, 반막양근, 반건양근, 가자미근, 장비골근, 내비복근과 외비복근)에 전극을 부착하여 근전도를 측정하였다. 저항센서는 양측 발바닥의 8부위에 센서를 부착하여 보행시 발에 가해지는 압력을 측정하였다. 그 결과, 근전도 신호는 정지 상태에 비하여 보행 시에 허벅지의 외측광근과 반건양근을 제외하고 모든 근육에서 유의하게 높은 진폭을 가졌다. 또한 보행주기의 두 단계인 입각기와 유각기와 관련된 근육을 확인하였다. 저항 센서의 신호 분석 결과,

* 본 연구는 2009년도 산업기술연구회에서 시행한 협동연구사업의 일환으로 수행중인 연구임(과제명: 다중 생체/역학 센서 융합 기술개발(08-PS-1-0004)).

† 교신저자 : 장은혜 (한국전자통신연구원 융합기술연구부문 로봇/인지시스템연구부 인지기술연구팀)

E-mail : cleta4u@etri.re.kr

TEL : 042-860-5829

FAX : 042-860-6796

평균 보폭 주기 동안 크게 입각기와 유각기의 두 주기와 세부적으로 여덟 단계 - 초기 접지기, 하중 반응기, 중간 입각기, 말기 입각기, 전 유각기, 초기 유각기, 중간 유각기, 말기 유각기 - 의 보행 주기를 확인할 수 있었다.

주제어 : 보행 단계, 저항 센서, 근전도

1. 서론

일상 환경에서 우리가 걷는 방법, 즉 보행을 통하여 건강 상태나 연령 등을 확인 또는 인식할 수 있다. 예를 들면 사람들은 나이가 들어감에 따라 걸음이 느려지고 발을 끌며 걷게 된다. 뇌졸중 환자들은 한쪽 다리를 끌게 될 수도 있고 무릎(knee)이나 엉덩이 접합부(hip joint)를 다친 사람들은 불균형 상태에서 비대칭적으로 걷을 것이다(Hodgins, 2008). 또한 보행은 감성과도 관련을 가진다. 최근 연구에서는 보행 패턴으로부터 사람들의 행복, 슬픔, 분노 등의 감정 상태를 확인할 수 있다는 결과들이 보고되었다(Hejmadi, Davidson & Rozin, 2000; Janssen, 2008; Montepare, Goldstein & Clausen, 1987). 그러나 실제로 보행을 정량화하고 세분화하는 작업은 쉬운 일이 아니다. 이를 위하여 보행 패턴 모델을 정립하고 활용하려는 많은 연구들이 현재까지 수행되고 있다.

보행의 시작(gait initiation)은 정적 기립상태에서 출발하여 일정한 보행 주기가 반복되기 전까지의 과정을 말한다. 이러한 보행의 시작은 아주 짧은 시간에 무의식적으로 이루어지는 움직임이지만, 신경계의 조절, 근육의 작용 및 생체역학적인 힘의 복합적인 통합에 의해 이루어진다(김사엽과 김영호, 2002).

정상적인 보행 주기(gait cycle)는 두 번의 양하지 지지기와 두 번의 단하지 지지기가 있으며 대체로 입각기(stance phase)는 보행 주기의 60% 동안 이루어지고 유각기(swing phase)는 40%, 그리고 각각의 양하지 지지기는 약 10%를 차지한다(Rose & Gamble, 1994). 보행 주기는 비정상적인 보행 패턴을 정량적으로 분석하는데 활용되기 때문에, 정상적인 보행 주기와 패턴을 확인하는 작업이 필요하다(강성재, 안승찬과 김영호, 2002).

보행 주기를 측정하기 위하여 일반적으로 저항 센서를 이용한 발스위치를 사용한다. 선행 연구에서는 엉덩이 관절, 무릎 관절, 발목 관절에 전기 측각기(electrogoniometer)를 부착하고 퍼지추론을 적용하거나

(Kostov et al., 1995; Ng & Chizeck, 1977), 기울기 센서(tilt sensor)(Dai et al., 1996), 자이로스코프(Rose & Gamble, 1994), 가속도계(강성재 등, 2002)를 이용하여 보행 주기를 분류하기도 하였으나, 빈번한 검출오차로 임상에 적용하지 못하였다. 정상적 보행 주기에 기반하여 병적 보행의 보행 주기를 정확하게 검출하기 위해서는 하나 이상의 센서를 혼합하여 사용하여야 한다(강성재 등, 2002).

이러한 이유로 연구자들은 보행 단계를 확인하고 보행 분석에 적용하기 위하여 자이로 센서와 저항 센서를 이용하여 보행단계 감지 시스템을 개발하기도 하였다(Pappas et al., 2001; 강성재 등, 2002). 그 결과, 발뒤꿈치와 발바닥에만 저항 센서를 부착하고 발 뒤쪽에 자이로 센서를 이용하여 걷는 동안의 보행 주기를 분류하고 일반적인 보행의 4단계와 병적 보행의 3 단계를 확인하였다(표 1).

보행 시 나타나는 생체역학적 특성을 확인하기 위해서는 보행과 관련된 움직임을 민감하게 측정할 수 있는 센서의 활용이 필요하다. 이를 위하여 본 연구에서는 근전도와 저항 센서를 활용하였는데, 근전도(Electromyogram, EMG)는 움직임 동안 근육의 수축에 의해 발생하는 전기적 활동을 기록한 것으로(Jansen et al., 2003), 보행 장애를 평가하는데 유용한 측정도구로 사용된다(Hof et al., 2005). 근육의 활동이 증가하면 진폭(amplitude)이 증대되고 주기(duration)가 연장되는데(Astrand & Kaare Rodahl, 1970), 표면 근전도 분석에서는 실효치 진폭(root mean square: RMS)과 주파수 스펙트럼 분석에 의한 중앙 주파수(median frequency), 평균 주파수(mean frequency) 등을 활용하는데(Ament et al., 1993; Basmajian & Deluca, 1985; Vollestad, 1997), 이 중 근육이 수축·이완될 때 발생하는 근섬유를 통한 활동전위의 진폭 분석은 근육의 전기적 활동을 분석하는데 중요한 요소이다(민병찬 등, 2006). 또한 저항 센서는 표면에 작용하는 하중에 의해 저항값이 변하는 소자로, 전도체 내부에 구성된 회로의 접촉으로 인하여 하중이 증가할수록 저항은 감소하는 특성을 가지고 있다(안승찬 등, 2004).

정상적이고 자연스러운 보행을 구현하기 위하여 보다 세분화된 보행 단계를 구분하여 단계에 따라 나타나는 생체 역학적 특성을 밝히고, 이를 실제 제품에 적용하는 것이 중요하다. 본 연구에서는 근전도와 저항 센서를 활용하여 보행 동안 나타나는 상·하지 근육의 활동과 발바닥에 가해지는 압력의 변화를 확인하고, 이를 토대로 보행 주기와 보행 단계를 분류하였다.

표 1. 선행 연구에서 보고한 보행 주기

T1 (발바닥 접지기 → 발뒤축 들림): 발바닥 접지기 이후 발뒤축이 들리는 순간 발뒤축에 부착된 저항 센서가 비접촉상태일 때
T2 (발뒤축 들림 → 유각기): 발뒤축과 중족골에 부착된 저항 센서가 모두 비접촉상태일 때
T3 (유각기 → 발뒤축 접지기): 유각기를 지난 직후 발뒤축이 지면에 접촉될 때
T4 (발뒤축 접지기 → 발바닥 접지기): 발뒤축과 중족골의 저항 센서가 모두 접촉될 때
T5 (발뒤축 들림 → 발바닥 접지기): 발뒤축이 들린 후 유각기로 전환되지 않고 다시 발바닥 접지기로 되는 경우(병적 보행)
T6 (발바닥 접지기 → 유각기): 발바닥 접지기 이후의 입각기가 생략되고 유각기로 바로 전환되는 경우(병적 보행)
T7 (유각기 → 발바닥 접지기): 유각기 후 발뒤축 접지가 생략되고 발바닥 접지가 되는 경우(병적 보행)

2. 실험 방법

2.1. 실험참여자

심장질환이나 다리 손상 경험이 없다고 자기 보고한 20~30대 남녀 대학원생 15명(남 7명, 여 8명, 나이 26.3±3.2세)이 본 연구에 참여하였다. 이들은 실험 전날 과격한 운동을 삼갔고, 평상시의 신체 상태를 유지하도록 주의 받았다. 실험참여자들은 모두 본 실험 진행에 대하여 서면으로 동의하였다.

2.2. 측정방법

본 연구에서는 8채널 무선 근전도 측정시스템(샘플링 주파수 1024Hz)인 WENG-8(락싸, 한국) 2대와 원형

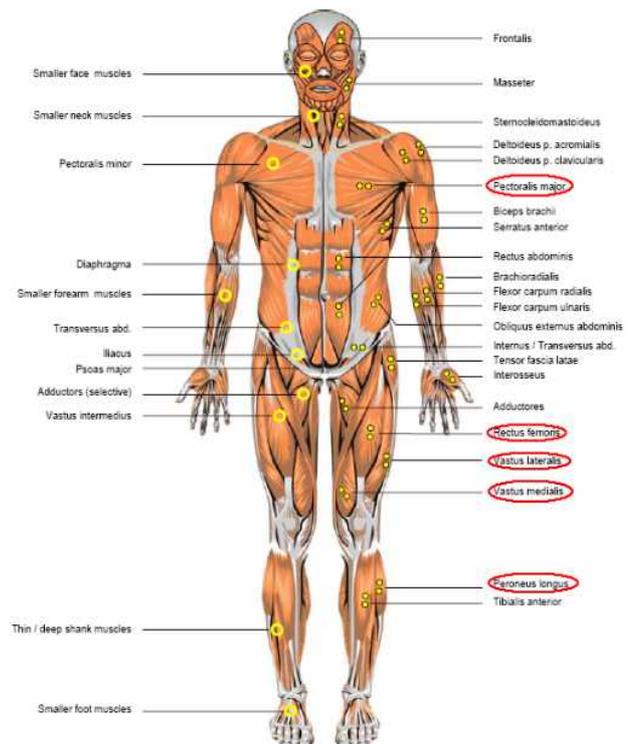
의 저항 센서(지름 0.72cm, 두께 0.46mm, Interlink Electronics Inc., USA)를 신발 안창에 부착한 자체 제작된 저항 센서 시스템을 사용하였다.

근전도 분석 소프트웨어는 TeleScan ver.2.92(락싸, 한국), 저항 분석 소프트웨어는 자체 제작된 FSRM 소프트웨어를 이용하였다.

2.3. 실험과정

실험은 측정에 필요한 전극을 실험참여자에게 부착하고 안정을 취할 수 있도록 하였다. 실험참여자가 제자리에 서 있는 동안 안정 상태의 근전도를 측정하고, 30보씩 2회 편평한 지면을 걷는 동안 근전도와 저항을 측정하였다.

근전도 전극은 Noraxon Inc.(USA)에서 발간된 근전도 매뉴얼(Konrad, 2005)에 제시된 근전도 전극 부착 부위에 대한 해부학적 위치를 참고하여, 우측 상지의 대흉근(pectoralis major)과 승모근(trapezius), 우측 허벅지의 대퇴직근(rectus femoris), 대퇴이두근(biceps femoris), 내측광근(vastus medialis), 외측광근(vastus lateralis), 반막양근(semimembranosus), 반건양근(semitendinosus)과 우측 종아리의 가자미근(soleus), 장비골근(peroneus longus), 내비복근(gastrocnemius medialis)과 외비복근(gastrocnemius lateralis)에 부착하여 신호를 측정하였다.



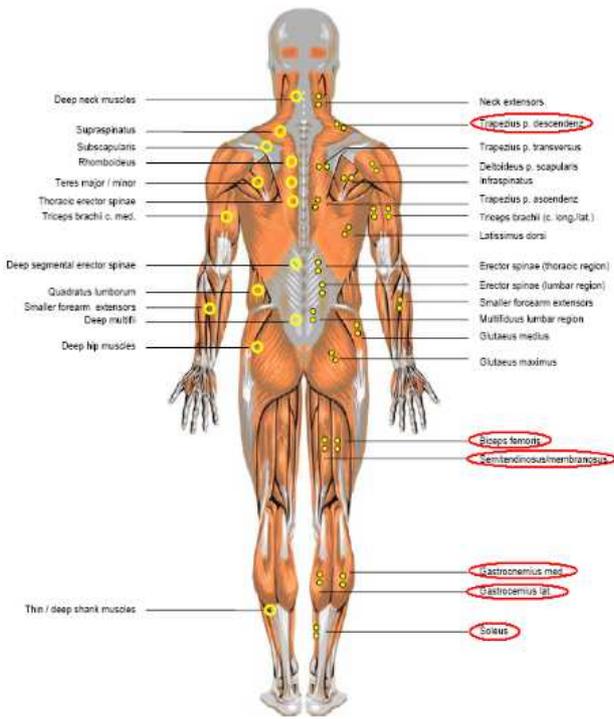


그림 1. 근전도 전극 부착 위치 (상: 전측, 하: 후측)

저항 센서는 양쪽 발바닥의 압력을 센싱할 수 있도록 8 부위(발뒤꿈치 2 부위, 발갈 3 부위, 중족골 2 부위와 발끝 1 부위)에 부착되었다(그림 2).



그림 2. 저항 센서 부착 위치

2.4. 분석방법

분석은 걷기 전 안정 상태와 걷는 동안에 측정된 근전도 생리신호를 rectify하여 RMS(root mean square) 진폭(amplitude) 값을 구하였다. 저항 신호는 양쪽 8개의 센서에서 측정된 값을 이용하여 한 발이 다시 닿을 때까지의 시간을 이용하여 보행시간을 확인하였

고, 8개의 센서의 최소, 최대 압력값을 이용하여 보행 패턴을 분석하였다. 통계분석은 SPSS 12.0을 이용하여 paired t-검증을 실시하였다.

3. 연구 결과

3.1. 근전도 분석 결과

정지 상태와 걷는 동안 각 근육의 RMS 진폭 값을 이용하여 paired t-검증을 실시하였다. 그 결과 승모근과 반건양근을 제외한 모든 근육에서 정지 상태에 비하여 걷는 상태 동안의 RMS 진폭이 유의하게 크게 나타났다(표 2).

표 2. 정지 상태와 걷는 상태 간 근전도 RMS 진폭의 차이 검증(paired-t 검증) n=15, df=14, (단위: V)

	정지 상태		걷는 상태		t점수	Sig.
	M	S.D	M	S.D		
대흉근	0.001	0.0007	0.001	0.0006	4.21	.00
승모근	0.004	0.0004	0.004	0.0003	2.77	.02
대퇴직근	0.002	0.0017	0.003	0.0019	8.04	.00
대퇴이두근	0.002	0.0002	0.005	0.0012	6.71	.00
내측광근	0.001	0.0001	0.002	0.0002	11.42	.00
외측광근	0.004	0.0022	0.004	0.0018	.63	.55
반막양근	0.006	0.0002	0.013	0.0056	3.62	.01
반건양근	0.004	0.0017	0.004	0.0009	.66	.53
가자미근	0.006	0.0024	0.012	0.0045	3.77	.00
장비골근	0.005	0.0025	0.009	0.0011	3.36	.01
내비복근	0.003	0.0015	0.007	0.0024	5.14	.00
외비복근	0.004	0.0024	0.008	0.0017	5.74	.00

그림 3은 한 보행 주기 동안 측정된 각 근육의 활동 변화의 패턴을 나타낸다. 한 보행 주기 동안 나타나는 보행 단계에 따라 변화하는 15명의 근전도 값을 평균하여 나타낸 것이다. 보행 단계는 발이 바닥에 닿아 있느냐 공중에 있느냐와 발의 이동과정을 기준으로 R.L.A.식 8단계로 분류하였다(The pathokinesiology service & the physical therapy department, 2001).

보행 단계: 초기 접지기-하중반응기-중간입각기-말기입각기-전유각기-초기유각기-중기유각기-말기유각기(좌에서부터)

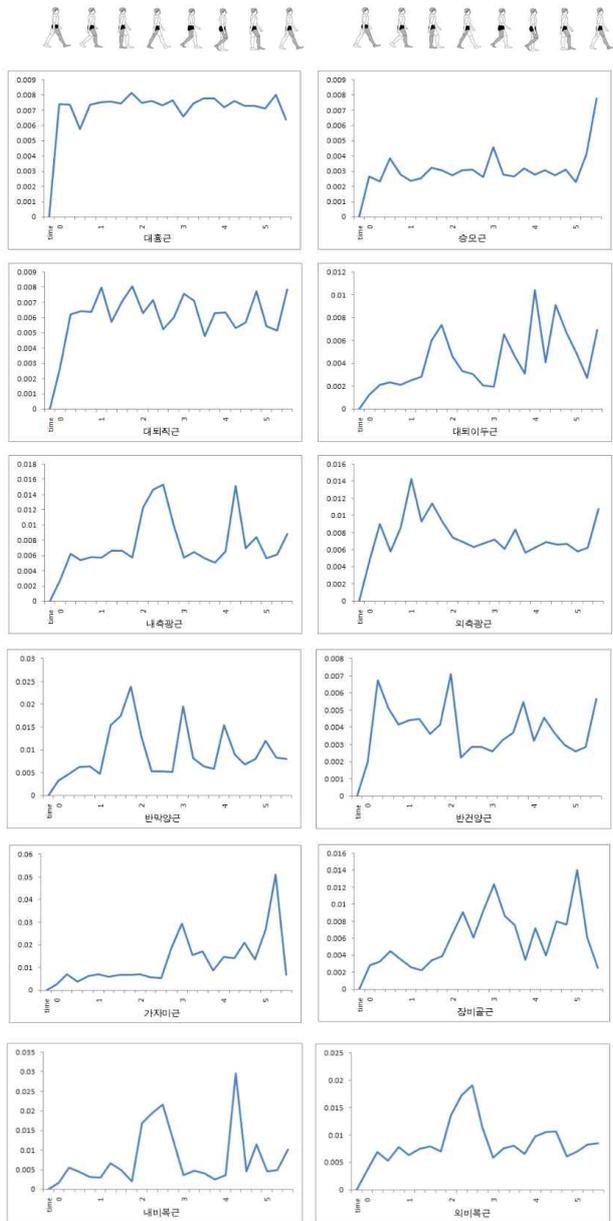


그림 3. 보행 주기에 따른 근육별 근전도(가로축 단위: s, 세로축 단위: V)

발이 바닥에 닿아 있는 입각기 동안 초기 접지기와 하중반응기에서는 모든 근육이 수축하면서 특히 외측 광근과 반막양근의 수축이 증가하다가 중간입각기와 후기입각기로 갈수록 이들의 수축이 감소하였다. 발이 공중에 떠 있는 유각기 중, 전유각기와 초기유각기 동안에는 내측광근, 내비복근과 외비복근의 수축이 증가하다가 중간유각기, 말기유각기로 갈수록 감소하고 장비굴근, 반막양근과 대퇴직근의 수축이 증가하는 양상을 보였다.

3.2. 저항신호 분석 결과

표 3은 본 연구의 저항 신호 분석 결과 나타난 R.L.A.식 분류에 따라 보행의 8단계로 나누고 각 단계에서의 특성을 나타낸 것이다. R.L.A.식 분류는 보행 동안 한쪽 발의 변화에 따라 단계를 제안하고 있으나, 본 연구에서는 양쪽 발의 저항 신호를 이용하여 각 보행 단계를 분류하였다.

표 3. 저항 센서를 이용한 보행 주기 분석 결과

	시작 발	반대 발
 초기접지기 (0%)	최초의 접지기 (뒤꿈치 닿기) 발뒤꿈치가 최초로 지면에 닿음, 발뒤꿈치 저항 존재	발뒤꿈치, 발갈 저항 감소 중족골, 발끝 저항 증가
 하중반응기 (0-10%)	충격 흡수를 위한 발바닥 접지기 발전체가 지면에 닿음 전체 저항 존재	발뒤꿈치, 발갈 저항 없음 중족골, 발끝 센서 저항 증가
 중간입각기 (0-30%)	반대편 발이 앞으로 나아가면서 한발로 지지하는 단계 발 전체 저항 최대	유각기 발끝 저항 감소하다 사라짐 전체 저항 없음
 말기입각기 (30-50%)	반대편 발이 최초 접지 준비, 앞꿈치를 구르는 단계, 뒤꿈치 저항 없음, 발갈, 중족골, 발끝 저항 증가	발뒤꿈치가 지면에 닿음
 전유각기 (50-60%)	유각기를 위한 준비 발가락으로 밀어 앞으로 추진하는 단계 발갈 신호 사라짐 중족골/발끝 신호 존재	전체 저항 존재
 초기유각기 (60-75%)	한발로 지지된 상태에서 한 발이 공중에 떠서 앞으로 나아가는 최초 단계 중족골 저항 사라짐 발끝 저항 존재	전체 저항 존재 발뒤꿈치, 발갈 저항 증가
 중간유각기 (75-90%)	반대편 발이 지지된 상태에서 앞으로 완전히 나아가는 단계 전체 저항 사라짐	몸의 중심이 발바닥에 존재 전체 저항 존재 발바닥, 발갈, 발끝 저항 증가
 말기유각기 (90-100%)	반대편 발이 지지된 상태에서 공중을 차고 나온 발이 속도를 줄이며 최초 접지로 들어가는 단계 발뒤꿈치 저항 나타남	발뒤꿈치, 발갈 신호 감소하면서 사라짐 중족골, 발끝 신호 존재

4. 논의 및 결론

본 연구에서는 근전도와 저항 센서를 이용하여 정상인의 보행과 관련된 근육을 밝히고, 정상적인 보행 주기와 보행단계를 확인하고자 하였다. 걷는 동안 승모근과 반막양근을 제외한 상지 및 하지 근육에서 유의하게 진폭이 증가하였는데(대흉근: $p<.001$, 승모근: $p<.05$, 대퇴직근: $p<.001$, 대퇴이두근: $p<.001$, 내측광근: $p<.001$, 반막양근: $p<.01$, 내비복근: $p<.001$, 외비복근: $p<.001$, 가자미근: $p<.001$, 장비골근: $p<.01$), 진폭의 증가는 근육의 활용도의 정도를 의미한다. 즉, 걷는 동안 이들 근육의 활용도가 크다는 것을 알 수 있다(민병찬 등, 2006).

그림 3의 보행 주기 동안의 활동을 볼 때, 보행 주기에서 각 근육은 입각기 동안은 모든 근육의 활동이 증가하면서 외측광근과 반막양근의 활동이 증가하다가 후기에 이들의 활용도가 감소하였다. 유각기에는 내측광근, 내비복근과 외비복근의 활용도가 증가하다가 후기에 감소하였고, 장비골근, 반막양근과 대퇴직근의 활용도가 큰 것으로 나타났다. 각 근육 중에서 대퇴직근은 다른 다리 근육과는 달리 전체 보행 주기 동안 근수축의 활동을 보이며, 허벅지 근육의 대퇴이두근과 내측광근은 말기 입각기와 전유각기에서 근수축이 증가했다가 감소한 후, 중간 유각기와 말기유각기에서 다시 유의하게 증가하였다. 종아리 근육의 내비복근과 외비복근은 말기입각기에서 유의한 근수축이 나타났으며, 내비복근은 중간유각기에서도 큰 근수축을 보였다.

14개 다리 근육의 근전도를 측정하여 걷는 동안의 근전도 프로파일을 보고한 Hof 등(2005)의 연구 결과, 대퇴직근, 반막양근, 가자미근, 장비골근, 내비복근과 외비복근은 비교적 일관된 프로파일을 가졌고, 이 중 가자미근과 장비골근은 전경골근(tibialis anterior)과 함께 입각기 동안에 근육의 수축이 일어나며 장비골근은 유각기 동안에도 주목할 만한 활동을 보였다. 대퇴직근은 발끝이 닿을 때 활동하며 반막양근 또한 입각기 동안 활동하였다. 유각기 동안에는 반막양근, 장비골근, 내비복근의 활동이 일정하게 나타났다.

저항분석결과, 양쪽 발바닥의 저항을 이용하여 보행의 8단계가 나타났다. 선행연구에서는 발바닥의 4부위에 저항 센서를 부착하고 자이로 센서를 이용하여 보행 주기를 확인하였으나(Pappas et al., 2001; 강성재 등, 2002) 본 연구에서는 발바닥의 8부위에 저항

센서를 부착하고 이들에 가해지는 압력을 이용하여 보행의 각 단계를 확인하고 선행연구에서 보고한 보행단계와의 비교가 가능하였다. 선행 연구에서 보고한 정상 보행 주기의 4단계와 본 연구의 8단계를 비교한 결과는 표 4와 같다. 발바닥 접지기에서 발뒤축이 들리는 시점인 말기 입각기에서부터 전 유각기는 T1 단계에 속하며, 발뒤축이 들린 후 유각기까지를 나타내는 T2 단계는 전 유각기, 중간 유각기, 말기 유각기까지를 포함한다. 또한 유각기를 지난 직후 발뒤축이 지면에 닿는 T3 단계는 말기 유각기에서 초기 접지기 사이이며, T4 단계는 발뒤축이 지면에 닿은 직후부터 발바닥의 모든 면이 접촉되는 구간으로 초기 접지기에서부터 하중 반응기, 중간 입각기까지를 포함되는 것을 알 수 있다.

표 4. 선행 연구와 본 연구의 보행단계 비교

선행연구	본 연구
T1 (발바닥 접지기 → 발뒤축 들림): 발바닥 접지기 이후 발뒤축이 들리는 순간 발뒤축에 부착된 저항 센서가 비접촉상태일 때	말기 입각기 전 유각기
T2 (발뒤축 들림 → 유각기): 발뒤축과 중족골에 부착된 저항 센서가 모두 비접촉상태일 때	초기 유각기 중간 유각기 말기 유각기
T3 (유각기 → 발뒤축 접지기): 유각기를 지난 직후 발뒤축이 지면에 접촉될 때	말기 유각기 초기 접지기
T4 (발뒤축 접지기 → 발바닥 접지기): 발뒤축과 중족골의 저항 센서가 모두 접촉될 때	초기 접지기 하중 반응기 중간 입각기

본 연구에서 획득된 연구결과는 걸음세의 정량적 분석을 통하여 비정상 보행을 파악하고 육안으로 식별이 어려운 보행문제를 진단하는데 활용이 가능하다. 나아가 정상인의 보행단계를 구체적으로 제시함으로써 하지마비환자 또는 근력이 약하거나 비정상적 보행을 하는 사람들이 정상적이고 자연스러운 보행을 할 수 있는 보조제품 및 보행보조를 위한 재활로봇 개발 등에 보다 정확한 근거를 제공하여 사용자 편의성 및 만족도에 기여할 수 있다. 보행 단계별 생체역학적 특성을 구분하는 작업은 추후 병적 보행의 특성을 검출하고 이를 재활 치료 등의 임상 장면 뿐 아니라 재활에 필요한 보행보조제품 개발에도 적용 가능할 것이다.

그러나 단계별 특성을 보다 정확하게 구분하고 안정성을 증명하기 위해서는 더 많은 사례수에 대한 근전도와 저항 신호의 동시분석을 통하여 이들 신호의 조합을 이용한 단계 구분이 필요할 것이다. 본 연구에서는 근전도와 저항 신호를 따로 분석하여 결과를 보고하였으나, 이들 두 신호를 조합하여 보행단계를 분류하는 작업이 진행 중이다.

추후, 정상 보행 뿐 아니라 경사로, 계단 등의 보행, 병적 보행 등의 다양한 상황에서의 보행 분석이 필요하며, 여러 임상평가를 통하여 보행 장애자의 보행 분석 및 치료에도 기여할 수 있을 것이다. 뿐만 아니라, 정상적인 보행 단계별 특성과 감성 유발 시 감성과 관련된 보행 패턴의 비교를 통하여 특성 감성과 관련된 보행 패턴을 확인하는 작업이 필요하다.

참고문헌

- 강성재, 안승찬, 김영호 (2002). 자이로센서와 저항 센서를 이용한 보행분석, *대한인간공학회 2002년 창립 20주년 기념 학술대회 논문집*, 111-113.
- 김사엽, 김영호 (2002). 보행시작 과정의 생체역학적 특성, *한국정밀공학회 2002년도 춘계학술대회논문 요약집*, 289.
- 민병찬, 김진환, 전광진, 이동형, 김진수 (2006). 근전도에 의한 계단 상하행시 근피로 비교, *한국산업경영시스템학회 2006년 춘계학술대회*, 73-76.
- 안승찬, 황성재, 강성재, 김영호 (2004). 저항 센서와 자이로센서를 이용한 새로운 보행 주기 검출시스템의 개발 및 평가, *한국정밀공학회지*, 21(10), 196-203.
- Ament, W., Bongfa, G., Hof, A. L., & Verkerke, G. J. (1993). EMG median power frequency in an exhausting exercise, *Journal of Electromyogram Kinesiology*, 3, 214-220.
- Astrand and Kaare Rodahl. (1970). *Textbook of work physiology*, Mcc Traw Hill, Inc. pp. 90.
- Basmajian, J. V. & DeLuca, C. J., (1985). *Description and analysis of the EMG signal; Muscle Alive(5th Ed.)*, William & Wilkins (Philidelphia).
- Dai, R., Stei, R. B., Andrews, B. J., James, K. B., & Wieler, M. (1996). Application of tilt sensors in functional electrical stimulation, *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 4, 63-72.
- Hejmadi, A., Davidson, R. J., & Rozin, P. (2000). Exploring Hindu Indian emotion expressions: Evidence for accurate recognition by Americans and Indians. *Psychological Science*, 11, 183-187.
- Hodgins, D. (2008). *The importance of measuring human gait*. Medical Device Technology.
- Hof, A. L., Elzinga, H., Grimmius, W., & Halbertsma, J. P. K. (2005). Detection of non-standard EMG profiles in walking, *Gait Posture*, 21, 171-177.
- Jansen, B. H., Miller, V. H., Mavrofrides, D. C., & Stegink Jansen, C. W. (2003). Multidimensional EMG-based assessment of walking dynamics, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 11(3), 294-300.
- Janssen, D., Scholhorn, W., Lubienetzki, J., Folling, K., Kokenq, H., & Davids, K. (2008). Recognition of emotions in gait patterns by means of artificial neural nets. *Journal of Nonverbal Behavior*, 32(2), 79-82.
- Konrad, P. (2005). *The ABC of EMG: A practical introduction to kinesiological electromyography*. Noraxon Inc. USA. pp 19-20.
- Kostov, A., Andrew, B. J., Popovic, D. B., Stein, R. B., & Armstrong, W. (1995). Machine learning in control of functional electrical stimulation systems for locomotion, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 42, 541-551.
- Montepare, J. M., Goldstein, S. B., & Clausen, A. (1987). The identification of emotions from gait information. *Journal of Nonverbal Behavior*, 11, 33-42.
- Ng, S. K. & Chizeck, H. J. (1977). Fuzzy model identification for classification of gait events in paraplegics, *IEEE Transactions on Fuzzy Systems*, 5, 536-544.
- Pappas, I. P. I., Popovic, M. R., Keller, T., Dietz, V., & Morari, M. (2001). A reliable gait phase detection system, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 9(2), 113-125.
- Rose, J. & Gamble, J. G. (1994). *Human walking*, Williams & Wilkins 2nd Ed.(Philidelphia), 25-28.
- The pathokinesiology service & the physical therapy department*. (2001). Observational gait analysis. Rancho Los Amigos National Rehabilitation center, Downey, CA, USA.

Tong, K. & Grant, H. M. (1999). A practical gait analysis system using gyroscopes, *Medical Engineering & Physics*, 21, 87-94.

Vollestad, N. K. (1997). Measure of human muscle fatigue, *Journal of Neuroscience Methods*, 74, 219-227.

Williamson, A., Bloemhof, F., & Boom, H. (1990). Automatic stance-wing phase detection from accelerometer data for peroneal nerve stimulation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 37, 1201-1208.

원고접수 : 10.02.12

수정접수 : 10.03.09

게재확정 : 10.03.17