



보행 시 지지 기반 급변에 대한 하지 근신경의 반응

Leg Muscle Activity from the Perturbation of the Support during Gait

신인식 · 천영진* · 서정석 · 최치선 · 남기정(서울대학교)

Shin, In-Sik · Chun, Young-Jin* · Seo, Jung-Seok · Choi, Chi-Sun · Nam, Ki-Jung(Seoul National University)

ABSTRACT

I. S. SHIN, Y. J. CHUN, J. S. SEO, C. S. CHOI, and K. J. NAM, Leg Muscle Activity from the Perturbation of the Support during Gait. Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 17, No. 3, pp. 147-154, 2007. This study's purpose is to investigate the effects on leg muscle activity caused by perturbation, using a trapdoor system during the support phase of gait for healthy adults ($n = 6$, height 177.5 ± 5.5 cm, weight 81.0 ± 9.5 kg, age 30.0 ± 3.3 yrs). The trapdoor had the functional ability of causing inversion or eversion. The release time for the trapdoor was specified for two times, 0.3 and 0.5 seconds after heel contact. While altering these variables, EMG was recorded for the leg muscles (rectus femoris, biceps femoris, vastus lateralis, tibialis anterior, gastrocnemius, soleus). The following conclusions were derived.

The step time was longer for the 0.5s eversion than 0.3s inversion condition. So in order to regain stability after the perturbation the unsupported leg reached forward rapidly. This quick reflex can be observed through the center of pressure (COP) and its rapid change in direction.

The gastrocnemius was activated throughout the total experiment. There was a low amount of activity recorded in the rectus femoris, vastus lateralis and tibialis anterior except for the condition of inversion 0.3s. For most of the conditions, the highest average EMG peak values were recorded during the condition of inversion 0.3s.

The iEMG patterns were similar for the conditions of inversion 0.3s and eversion 0.3s. To cope with the rapid change in these conditions, the biceps femoris was activated.

During the experiment except for the condition of normal gait, the activity of the soleus and gastrocnemius was relatively high. Therefore, to prevent injury from perturbation of the lower leg strengthening of the soleus and gastrocnemius is required. Likewise to prevent injury to the thigh strengthening for the biceps femoris.

KEYWORDS : GAIT, PERTURBATION, EMG, INVERSION, EVERSION

I. 서론

인간의 움직임 중 가장 흔한 형태인 보행은 근신경 생리적, 운동역학적인 관점에서 볼 때 매우 복잡하고 개인마다 각기 다른 특징적인 면이 있다(Ferber, Osternig, Woollacott, Wasielewski, & Lee, 2002). 이러한 보행 동작을 하기 위하여 필요한 요인으로 첫째, 원하는 방향으로 움직이기 위한 기본적인 보행 패턴을 유지하는 것과 둘째, 신체중심을 이동 시키는 과정에서 중심을 잃지 않고 옮길 수 있는 능력, 마지막으로 주위의 환경으로부터 균형을 잃게 하는 힘을 받았을 때 그에 반응하여 보행 패턴을 바꿀 수 있어야 하는 능력이 필요하다(Shik & Orlofsky, 1976). 마지막 두가지 요소는 보행 중 예측하거나 예기치 못한 상황에 대하여 급작스럽게 반응해야 하며 그렇지 못할 경우 부상을 입을 위험도 있다.

예기치 못한 상황에 대한 예를 들면, 보행 중 갑자기 미끄러지는 경우, 장애물에 걸리는 경우, 지지면의 한쪽이 밑으로 꺼져 발목 관절에서 내번 동작이 일어나는 경우 등이 있을 수 있다. 위와 같은 상황을 인위적으로 설정하여, 예기치 못한 상황에 처했을 때 인체가 나타내는 반응 형태, 근육의 활동 등을 주제로 한 선행연구가 계속 이루어져 왔다.

첫째, 미끄러지는 경우를 주제로 한 선행연구들을 살펴보면, Nashner(1980)는 예기치 못한 상황으로 전후 좌우로 움직일 수 있는 플랫폼을 움직여 미끄러지는 과정에서 플랫폼이 앞으로 움직일 때는 전경골근의 움직임이 활발했고, 플랫폼이 뒤로 움직일 때는 비복근의 움직임이 활발하다고 보고하였고, 위와 동일한 연구방법으로, 근전도의 전극 붙인 근육의 수를 늘려 전경골근, 비복근, 대퇴직근, 대퇴이두근, 복직근, 척추기립근의 활동을 측정하고, 균형을 조절하는 데 주된 역할을 하는 근육은 엉덩이와 몸통 근육이 아닌 대퇴와 하퇴의 근육이라고 보고하였다(Tang, Woollacott, & Chong, 1998).

한편, Oddsson, McPartland, Krebs와 Tucker(2004)는 플랫폼이 움직이는 방향을 전방 45°, 후방 45°로 움직여서 보행 패턴의 회복되기까지의 과정을 조사한 결

과 완전 회복까지 5~6스텝이 더 필요하다고 하였고, Myung(2003)은 바닥에 미끄러운 기름칠을 하여 뒷방향으로 미끄러짐이 일어나도록 하여 미끄러지는 거리와 회복할 수 있는 가능성에 대하여 로지스틱 회귀분석을 한 연구도 있었다.

둘째, 장애물에 걸리는 경우를 주제로 한 선행연구들을 살펴보면, Schillings, VanWezel과 Duysens(1996)는 트레드밀 위를 걷고 있는 동안, 보폭에 맞게 장애물을 떨어뜨려 자연스럽게 장애물에 걸리게 하여 EMG를 분석한 결과, 장애물에 걸리는 초기 단계에서는 대퇴이두근, 대퇴직근의 반응이 76ms 늦게 나타났고, 중간 단계에서는 장애물을 위로 밟을 들기 위하여 무릎의 신전근의 활동이 증가했다고 보고하였다. 또한, Austin, Garrett과 Bohannon(1999)는 젊은이를 대상으로 네 가지 높이(0, 3.1, 7.6, 12.6cm)의 나무로 만든 장애물을 넘는 보행 실험을 하여 하지 관절의 움직임을 분석하였다. 그 결과 장애물의 높이가 증가 할수록 발목, 무릎, 고관절의 움직임이 현저히 변화하는 것으로 나타났으며, 7.6과 12.6cm인 장애물이 넘는 사람으로 하여금 더 많은 주의가 요구되며 낙상의 위험성 또한 큰 것으로 보고하였다.

셋째, 지지면의 한쪽이 밑으로 꺼져 발목 관절에서 내번 동작이 일어나는 경우를 주제로 한 선행연구들로는 트레드밀 위에 함정판을 놓고 그 위를 밟게 하여 전경골근, 장비골근, 단비골근, 가자미근, 외비복근, 내비복근의 6개 근육의 활동 정도를 살펴본 연구(Nieuwenhuijzen, Grüneberg, & Duysens, 2002)가 있었고, Wright, Neptune, Van den Bogert와 Nigg(2000)는 컴퓨터 시뮬레이션을 이용하여 발목 염좌가 발생할 때 발이 지면에 닿는 순간의 형태를 다양하게 변화시킴으로써 일어나는 현상을 분석한 결과, 터치 다운 시 거골하관절의 각도는 발목 염좌에 큰 영향을 미치지 않는 반면, 족저굴곡이 커지면 발목 염좌의 가능성이 높다고 보고하였다.

또한, Lynch, Eklund, Gottlieb, Renstrom과 Beynnon(1996)은 척추굴곡과 내번 동작을 두가지의 속도(50, 200°/s)와 두가지 각도(0, 20°)의 조건에서 비복근과 전경골근의 EMG를 분석한 결과, 족저굴곡이 증가함에 따라 보호하려는 반사 기능을 잃어버렸다고 하

였고, Konradsen, Boigt와 Hojsgaard(1997)는 보행 중 급작스럽게 내번 동작이 일어날 때 방어기전에 대하여 살펴보기 위하여 위의 상황을 재현하여 하지의 근전도를 측정하고, 뒤꿈치가 닿을 때 급작스런 내번 동작이 일어나게 되면 발목을 보호하기 위한 반응이 너무 늦다고 하였다.

위의 선행연구들의 결과를 바탕으로 본 연구에서는 건강한 성인들을 대상으로 보행 시 함정판을 이용하여 지지 기반을 급작스럽게 변화시켰을 때 하지 근신경의 반응 및 기능에 대하여 살펴보는 데에 목적이 있다. 이러한 결과는 지지 기반이 갑작스럽게 변하게 되면 하지의 근육에서 어떠한 반응을 일으키는지와, 부상 방지를 위하여 어떠한 기전을 나타내는지 알 수 있을 것이다.

II. 연구방법

연구 대상자로는 서울 시내 거주하는 건강한 남자 6명을 대상으로 하였다. 모든 연구 대상자는 과거에 발목 부상으로 인한 장기간 치료를 받지 않은 사람으로 제한하였으며, 자발적인 참여를 전제로 실험에 임했다. 연구 대상자의 신체적 특징은 <표 1>과 같다.

본 연구에 사용된 실험도구로는 디지털 캠코더(SONY社의 DCR-VX2100) 2대, 근육의 활동을 측정하기 위한 근전도 시스템(Noraxon사의 무선 근전도 장비 telemyo 2400T)을 이용하여, 1,500Hz로 세팅하여 자료를 수집하였으며, 지면반력기(AMTI ORG-6) 2대, 직접 제작한 함정판 등이 사용되었다.

본 연구의 실험 절차는 연구 대상자를 표집하고 발목을 위주로 한 준비 운동을 실시하며, 함정판 위를 밟도록 발을 맞추는 연습 보행 후 본 실험을 하는 순서

표 1. 연구 대상자

구분	신장(cm)	체중(kg)	연령(yr)	비고
A	180	91	30	
B	177	68	30	
C	183	90	25	
D	180	87	35	
E	178	75	29	
F	167	75	32	
	180±5.5	91±9.5	30±3.3	

로 진행하였다.

각 연구 대상자는 길이 10m, 폭 1.5m의 주로 위에서 총 18회의 보행을 하였다. 6회의 일반보행과 2가지 발의 변화 방향과 2가지의 변화 시점, 모두 3회씩 반복하여 무작위로 실시하였다. 2가지 발의 변화 방향은 내번, 외번의 경우이며, 지지기반의 변화 시점은 발뒤꿈치가 닿고 나서 0.3초가 지난 시점, 발뒤꿈치가 닿고 나서 0.5초가 지난 시점에서 급작스런 변화를 주었다.

연구 대상자의 오른쪽 하지 여섯 곳의 근육 즉 대퇴직근, 대퇴이두근, 외측광근, 전경골근, 외측비복근, 가자미근의 표면을 알코올 솜으로 깨끗이 한 후 전극을 붙였다.

연구 대상자가 보행을 할 때 함정판을 의식하지 않도록 눈높이보다 조금 높은 전방에 시선을 주시할 수 있는 목표물을 설치하여 지면을 볼 수 없도록 하였다. 보행 속도는 자연스런 걷기 속도인 1~1.5% 이내가 되도록 제한하였으며, 속도가 느리거나 빠를 경우에는 제외시켰다. 한번의 시기가 끝난 후 함정판의 방향을 바꾸는 동안 연구 대상자는 휴식을 취하며 바뀐 방향을 알지 못하도록 하였다. 구체적인 실험 장면은 <그림 1>과 같다. 결과 분석용으로는 내번동작에서 0.3초 후, 0.5초 후, 외번동작에서 0.3초 후, 0.5초 후, 정상보행 총 5가지 보행 조건으로 나누어 1회만을 선택하여 분석하였다.

영상을 통해 얻은 자료는 지면반력 자료와 근전도 자료를 동조시키는 데 사용되며, 지면반력 자료의 분석은 KWON GRF를, 근전도 분석은 Myoresearch

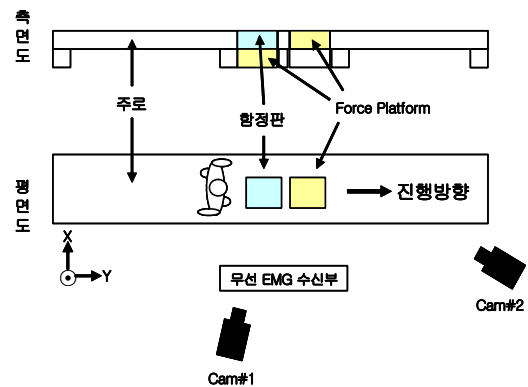


그림 1. 실험 장면

XP(master version 1.04)를, 자료처리 및 그래픽 처리는 MS Excel 2000을, 통계처리는 윈도우용 SPSS 12.0 분석 프로그램을 활용하였다.

근전도 자료처리 방법으로는 Myoresearch XP으로 얻어진 raw data를 50~400Hz Bandpass 필터를 이용하여 필터링하였다. 필터링한 자료를 full wave rectification한 후 정류된 근전도값을 다시 차단주파수 4Hz를 이용하여 저역 통과 필터링시켰다(Butterworth). 이 자료를 MVIC를 이용하여 표준화시킨 후 결과를 도출하였다(신성휴, 임영태, 김태완, 박기자, 권문석, 2003).

본 연구는 실험을 통하여 얻어진 자료를 SPSS 11.5 프로그램을 이용하여 합정판이 기울어지는 시점(0.3초 지난 시점, 0.5초 지난 시점)과 기울어지는 방향(inversion, eversion)에 대하여 일반 보행과의 근육의 활동 차이를 규명하기 위해 일원배치분산분석 실시하였으며, 사후검증으로 Tukey를 실시하였다. 모든 통계 처리의 유의 수준은 .05로 하였다.

III. 결과 및 논의

1. 스텝시간

본 연구에서의 스텝시간은 오른발 뒤꿈치가 지면에 닿은 직후부터 왼발 뒤꿈치가 지면에 닿을 때까지의 시간으로 정의하였으며 그 결과는 <표 2>와 같이 나타났다.

<표 2>에서 보는 바와 같이 정상보행에서는 6명의

표 2. 스텝 시간 (단위 : ms)

연구 대상자	보행 조건				
	정상 보행	내번 0.3초	내번 0.5초	외번 0.3초	외번 0.5초
A	658	676	628	628	678
B	598	549	587	636	708
C	601	581	589	715	667
D	654	643	629	619	628
E	584	515	595	607	701
F	584	528	631	573	665
M±SD	613±28	582±33*	610±64	630±21	675±47*

연구대상자 평균이 613±28ms, 내번동작에서 0.3초와 0.5초 후 기울어졌을 때 각각 582±33ms, 610±64ms, 외번 동작에서 0.3초와 0.5초 후 기울어졌을 때 각각 630±21ms, 675±47ms로 나타났으며, 내번 0.3초 후와 외번 0.5초 후의 조건에서만 통계적으로 유의한 차이(p<.05)가 나타났고 그 외에서는 조건 별로 차이가 나타나지 않았다(p>.05).

위의 결과로 볼 때 내번 동작 0.3초 후에는 연구 대상자 A를 제외하고 모두 정상보행 보다 스텝시간이 짧게 나타난 것을 볼 수 있으며, 외번 동작 0.5초 후에는 연구대상자 D를 제외하고 정상보행보다 스텝시간이 길게 나타난 것을 알 수 있다. 이는 내번 동작 0.3초 후에 기울어진 경우, 오른발이 접촉한 후 신체중심이 오른발로 옮겨지기 전에 지지면이 기울어졌기 때문에 중심을 잡기 위하여 왼발을 정상보행 때보다 재빨리 지면에 디딤으로써 균형을 유지한 결과라 사료되며, 반면, 발목의 가동범위가 내번보다는 비교적 작은 외번 동작 0.5초 후에 기울어진 경우, 신체중심이 오른발에 다 이동된 후 지지면이 기울어졌기 때문에, 오히려 오른발로 지지하는 시간을 더 가지고 나서 왼발을 디뎠다고 판단된다.

<표 3>은 You, Chou, Lin과 Su(2001)가 미끄러지는 장면을 재연하여, 보행을 했을 때 미끄러지지 않는 경우, 미끄러졌으나 넘어지지 않은 경우, 넘어진 경우로 나누어 스텝시간을 분석한 결과를 나타낸 것이다.

<표 3>에서 보는 바와 같이 미끄러졌으나 넘어지지 않은 경우에서의 스텝시간이 미끄러지지 않은 경우보다 더 짧게 나타났고(p<.01), 미끄러져 넘어진 경우에서의 스텝시간이 미끄러졌으나 넘어지지 않은 경우보다 더 짧게 나타난 것을 알 수 있다. 특히, 미끄러지는 상황에서 미끄러지는 발의 뒷꿈치가 지면에 닿을 때부

표 3. 상황별 스텝시간(You et al., 2001) (단위 : ms)

구분	속도	스텝시간(SD)	
미끄러지지 않은 경우	120steps/min	501.2(31.7)	
	90steps/min	603.5(45.1)	
미끄러진 경우	넘어진 경우	120steps/min	307.7(76.3)
	넘어지지 않은 경우	90steps/min	436.3(67)
미끄러진 경우	넘어지지 않은 경우	120steps/min	455.7(54.5)
	넘어지지 않은 경우	90steps/min	528.2(79.7)

표 4. 근육별 EMG 최대값

(단위 : %MVC)

근육	보행 조건				
	정상 보행	내변 0.3초	내변 0.5초	외변 0.3초	외변 0.5초
가자미근	46.90±17.68	88.10±40.76	70.23±25.29	85.62±37.07	77.20±43.02
대퇴이두근	19.95±4.42	51.23±42.19	42.60±21.94	57.58±48.22	64.72±40.24
대퇴직근	3.03±2.44	32.03±31.00	7.85±5.39	14.43±8.80	13.90±7.12
외측광근	4.60±4.06	22.27±19.85	7.03±4.96	14.53±7.90	13.88±14.10
외측비복근	45.42±21.12	49.35±11.72	64.82±23.13	54.70±15.92	62.47±30.18
전경골근	20.23±5.14	40.87±37.77	19.60±3.87	27.45±11.26	20.45±3.76

터 반대편 발이 지면에서 떨어질 때까지 구간인 양발 지지기 구간이 신체중심을 미끄러지는 발로 옮기는 과정이기 때문에 보행 주기 중 가장 위험한 구간이라는 연구 결과(You, et al., 2001)에 비추어 볼 때, 본 연구에서도 지면 접촉 0.5초 후에 지면이 변화하는 것보다 디디고 난 직후에 지면이 변화했을 때 넘어질 가능성이 매우 높을 것이라고 추측할 수 있으며, 본 연구의 결과를 뒷받침 해준다고 할 수 있다.

한편, Thies, Richardson과 Ashton-Miller(2005)는 불규칙한 주로 위에서 보통 밝기 상태와 어두운 상태, 평평한 주로 위에서 보통 밝기 상태와 어두운 상태의 4 가지 조건을 만들어 젊은 여성과 노인 여성 2집단으로 나누어 분석한 결과, 스텝시간이 젊은 여성 집단에서는 조건에 관계없이 차이가 나지 않았지만, 노화로 인하여 노인 집단에서는 불규칙한 주로에서 더 스텝시간이 긴 것으로 나타났고, 불규칙한 주로에서는 어두운 경우가 더 길게 나타났다고 하였고, 또한, Menz, Lord와 Ritzpatrick(2003)도 30명을 대상으로 하여 보행 속도를 변화시키지 않고 표면이 평평한 주로와 표면이 울퉁불퉁한 경우에서 스텝시간을 비교하였는데, 오히려 표면이 울퉁불퉁한 경우에서 스텝시간이 더 길다고 보고하였다. 이러한 이유로는 표면이 울퉁불퉁한 주로의 상태를 이미 알고 있는 상황에서 발을 디딜 때의 불안감과 공포 때문에 스텝시간이 길어진 것으로 결론지었다.

그러나, 본 연구에서는 지지면이 변하는 상황을 알려주지 않고, 급작스럽게 지지면이 변할 때, 하지의 근육 반응 형태와 이에 따른 무의식적인 행동 특성을 살펴보았기 때문에, 개인마다 다르게 나타났고, 그 결과가 다양하게 나타난 이유라 사료된다.

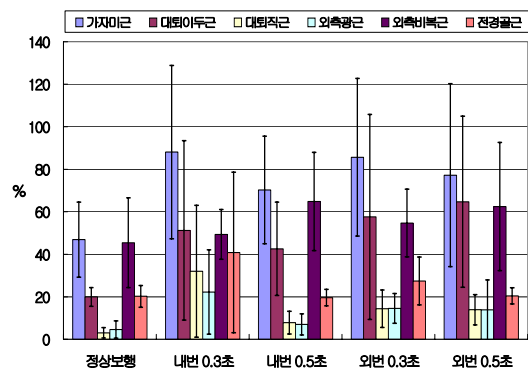


그림 2. 근육별 EMG 최대값 비교

2. 근육별 EMG 최대값

근육별 EMG 최대값을 <표 4>, <그림 2>에서의 값이 나타내었다.

<표 4>와 <그림 2>의 EMG 최대값은 지지 기반 급변 시 하지 각 근육이 반응함으로써 나타내는 근육 활동의 최대치를 나타낸다. 각 근육들은 지면의 갑작스러운 변화에 서로 다른 반응을 보이고, 회복을 위해 반사적으로 큰 힘을 주게 되는데, 보행 실험 조건별로 각 근육의 최대값 변화 분석은 다음과 같다. 가자미근의 경우 일반보행을 제외한 모든 실험 조건에서 70~90%의 EMG 최대값을 기록했으며, 특히 내변과 외변 상황 모두 0.3초 후에 지면이 떨어지는 상황에서 큰 활동을 나타내었는데, 이는 일반보행의 1.5~2배 수준이었다. 대퇴이두근은 일반보행 시 활동이 적다가 지면 변화 시 2배 이상 오르는 것을 볼 수 있어, 가자미근과 함께 지

표 5. 근육별 iEMG

근육	보행 조건				
	정상 보행	내변 0.3초	내변 0.5초	외변 0.3초	외변 0.5초
가자미근	15.47±5.14	19.90±8.37	19.80±7.02	21.43±8.82	20.88±6.78
대퇴이두근	7.52±1.51	12.98±3.80	10.83±2.88	15.37±5.00	14.22±4.19
대퇴직근	1.93±1.00	6.73±4.10	3.03±1.61	4.75±2.61	4.33±2.27
외측광근	1.60±0.79	5.07±2.84	2.48±1.46	4.07±2.54	3.48±2.13
외측비복근	11.77±5.79	12.28±4.28	15.75±6.55	14.85±6.05	15.47±6.32
전경골근	8.72±0.84	15.62±10.18	8.28±1.97	13.50±6.69	9.83±1.59

면 급변 상황에서 회복 상황에서 작용하는 것으로 사료된다. 외측비복근은 일반보행을 비롯한 전체 실험 상황에서 활성화 되어 있어 각 실험 조건 별 보행 시 계속 꾸준히 사용되었음을 알 수 있고, 대퇴직근, 외측광근, 전경골근은 내변동작 0.3초 만을 제외하곤 낮은 수치를 보였다. 대체적으로 EMG 최대값은 내변동작 0.3초에서 모든 근육이 제일 큰 값을 보였는데, 이 때 하지가 받은 충격 역시 제일 컸는지는 차후 실험과제를 통해서 살펴볼 문제이다.

표준편차가 전반적으로 큰 것을 볼 수 있는데, 이는 실험대상자 간의 지지 기반 급변에 대해 각 근육을 활성화시키는 전략이 다를 가능성과 급격한 동작 변화에 따른 피부 및 근육의 급격한 진동으로 수집한 데이터가 오염되었을 가능성이 있을 수 있다. 하지만 필터링을 통해 큰 고주파의 noise를 제거했으므로, EMG 원자료의 오염보다는 각 실험대상자들이 지지 기반 변화에 빠르게 반응하여 자세를 안정화 시키는데 있어서 각 근육의 발현이 다르게 나타난 것으로 보는 게 타당할 것이라 사료된다.

3. 근육별 iEMG

근육별 iEMG의 값을 <표 5>, <그림 3>과 같이 나타내었다.

<표 5>와 <그림 3>에서 보는 바와 같이, 각 근육별 iEMG는 EMG 최대값과 약간 다른 양상을 나타내었다. 먼저 제일 큰 변화는 전경골근 활동량의 증가이다. 정상 보행과 각 실험 조건들 모두에서 전경골근의 활동량이 EMG 최대값에 비해 그 비율이 증가했는데, 이는 보행 EMG 최대값에는 작용하지 않지만, 전경골근이

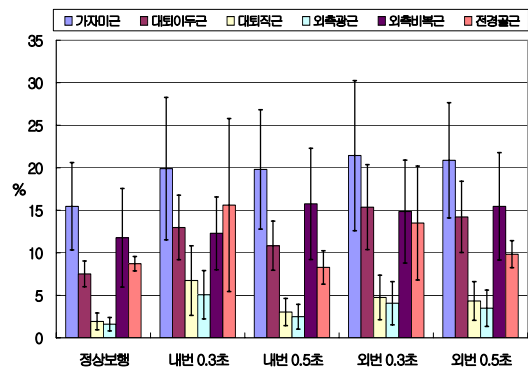


그림 3. 근육별 iEMG 비교

보행 내내 꾸준히 사용되어졌음을 의미하는 것으로 사료된다. 특히 내변동작 0.3초와 외변동작 0.3초의 경우 전경골근의 활동량이 많았다는 것을 그림을 통해 알 수 있다. 가자미근의 경우 EMG 최대값과 마찬가지로 제일 큰 값을 보였고, 다음 활동량이 많은 근육으로는 외측비복근, 대퇴이두근의 순이었다.

iEMG 패턴을 각 실험 조건별로 비교해보면 내변동작 0.3초, 외변동작 0.3초가 유사함을 알 수 있다. 이는 내변동작 0.3초, 외변동작 0.3초에서 대퇴이두근의 활동량이 증가했기 때문에 나타나는 현상인데, 0.3초 후 지지면이 변하는 상황에서는 대퇴이두근의 근활동량을 증가시켜 급격한 변화에 대처하는 것으로 사료된다.

III. 결론

본 연구의 목적은 건강한 성인들을 대상으로 보행 시 합정판을 이용하여 지지면을 급작스럽게 변화시켰

을 때 하지 근신경의 반응 및 기능에 대하여 살펴보는 데에 목적이 있다. 이에 지금까지 살펴본 결과를 요약 하면 다음과 같다.

첫째, 함정판에 발이 닿을 때부터 다른 발이 지면에 닿을 때까지의 스텝시간에서 내번동작의 0.3초 후에서 보다 외번동작의 0.5초 후에서 더 길게 나타났다. 이는 함정판에 발이 닿고 나서 0.3초 후에는 신체중심이 옮겨져 가는 구간이므로, 이 때 지지면이 변할 경우, 균형을 잡기 위해 다른 발을 재빨리 디디기 때문이다.

둘째, 외측비복근은 정상보행을 비롯한 전체 실험 상황에서 활성화 되어 있어 각 실험 조건별 보행 시 꾸준히 사용되었고, 대퇴직근, 외측광근, 전경골근은 내 번동작 0.3초 만을 제외하곤 낮은 수치를 보였다. 대체 적으로 EMG 최대값은 내번동작 0.3초에서 모든 근육 이 제일 큰 값을 보였다.

셋째, iEMG 패턴을 각 실험 조건별로 비교해보면 정상보행과 내번동작 0.5초, 외번동작 0.5초가 유사함을 알 수 있다. 이는 내번동작 0.3초, 외번동작 0.3초에서 대퇴이두근의 활동량이 증가했으며, 0.3초 후 지지면이 변하는 상황에서는 대퇴이두근의 근활동량을 증가시켜 급격한 변화에 대처하는 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

- 신성휴, 임영태, 김태완, 박기자, 권문석(2003). EMG기법을 이용한 씨름 덧걸이 기술의 상체 근 동원 특성분석, **2003춘계 한국운동역학회 학술대회 논문집**, 59~71.
- Austin, G. P., Garrett, G. E., & Bohannon, R. W.(1999). Kinematic analysis of obstacle clearance during locomotion. *Gait and Posture*, 10(2), 109~120.
- Feber, R., Osternig, L. R., Wollacott, M. H., Wasielewski, N. J., & Lee, J. H.(2002). Reactive balance adjustments to unexpected perturbations during human walking. *Gait and Posture*, 16(3), 238~248.
- Konradsen, L., Voigt, M., & Hojsgaard, C.(1997). Ankle inversion injuries. The role of the dynamic defense mechanism. *American Journal of Sports Medicine*, 25(1), 54~58.
- Lynch, S. A., Eklund, U., Gottlieb, D., Renstrom, P. A., & Beynnon, B.(1996). Electromyographic latency changes in the ankle musculature during inversion moments. *American Journal of Sports Medicine*, 24(3), 362~369.
- Menz, H. B., Lord, S. R., & Fitzpatrick, R. C.(2003). Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surface. *Gait and Posture*, 18(1), 35~46.
- Myung, R.(2003). Use of backward slip to predict falls in friction test protocols. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 32(5), 319~329.
- Nashner, L. M.(1980). Balance adjustments of humans perturbed while walking. *Journal of Neurophysiology*, 44(4), 650~654.
- Nieuwenhuijzen, P. H. J. A., Grüneberg, C., & Duysens, J.(2002). Mechanically induced ankle inversion during human walking and jumping. *Journal of Neuroscience Methods*, 117(2), 133~140.
- Oddsson, L. I. E., W, C., McPartland, M. D., Krebs, D. E., & Tucker, C. A.(2004). Recovery from perturbations during paced walking. *Gait and Posture*, 19(1), 24~34.
- Schillings, A. M., Van Wezel, B. M. H., & Duysens, J.(1996). Mechanically induced stumbling during human treadmill walking. *Journal of Neuroscience Methods*, 67(1), 11~17.
- Shik, M. L., & Orlovsky G. N.(1976). Neurophysiology of locomotor automatism. *Physiology Review*, 56(3), 465~501.
- Tang, P. F., Woollacott, M. H., & Chong, R. K.(1998). Control of reactive balance adjustments in perturbed human walking: roles of proximal and distal postural muscle activity.

- Experimental Brain Research*, 119(2), 141~152.
- Thies, S. B., Richardson, J. K., & Ashton-Miller, J. A.(2005). Effects of surface irregularity and lighting on step variability during gait: A study in healthy young and older women. *Gait and Posture*, 22(1), 26~31.
- Wright, I. C., Neptune, R. R., Van den Bogert, A. J. & Nigg, B. M.(2000). The influence of foot positioning on ankle sprains. *Journal of Biomechanics*, 33(5), 513~519.
- You, J. Y., Chou, Y. L., Lin, C. J, Su, F. C.(2001). Effect of slip on movement of body center of mass relative to base of support. *Clinical Biomechanics*, 16(2), 167~173.

투 고 일 : 7월 31일

심 사 일 : 8월 6일

심사완료일 : 9월 5일