



롤러신발과 일반신발의 착용 후 보행 시 하지근의 근전도 비교

The Effects of Wearing Roller Shoes on Muscle Activity in The Lower Extremity During Walking

채원식* (경북대학교) · 임영태 (건국대학교) · 이민형 · 김정자 · 김연정 · 장재익 · 박원균 · 잔재홍 (경북대학교)
Chae, Woen-Sik (Kyungpook National University) · Lim, Young-Tae (Konkuk University) · Lee, Min-Hyung ·
Kim, Jung-Ja · Kim, Youn-Joung · Jang, Jae-Ik · Park, Woen-Kyoon · Jin, Jae-Hong
(Kyungpook National University)

ABSTRACT

W. S. SHAE, Y. T. LIM, M. H. LEE, J. J. KIM, Y. J. KIM, J. I. JANG, W. K. PARK, J. H. JIND, The Effects of Wearing Roller Shoes on Muscle Activity in The Lower Extremity During Walking, Korean Journal of Sports Biomechanics, 2006, Vol. 16, No. 3, pp. 137-148, 2006. The purpose of this study was to compare muscle activity in the lower extremity during walking wearing jogging and roller shoes. Twelve male middle school students (age: 15.0 yrs, height: 173.7 cm, weight: 587.7 N) who have no known musculoskeletal disorders were recruited as the subjects. Seven pairs of surface electrodes (QEMG8, Laxtha Korea, gain = 1,000, input impedance >1012 Ω , CMMR >100 dB) were attached to the right-hand side of the body to monitor the rectus femoris (RF), vastus medialis (VM), vastus lateralis (VL), biceps femoris (BF), tibialis anterior (TA), and medial (GM) and lateral gastrocnemius (GL) while subjects walked wearing roller and jogging shoes in random order at a speed of 1.1 m/s. An event sync unit with a bright LED light was used to synchronize the video and EMG recordings. EMG data were filtered using a 10 Hz to 350 Hz Butterworth band-pass digital filter and further normalized to the respective maximum voluntary isometric contraction EMG levels. For each trial being analyzed, five critical instants and four phases were identified from the recording. Averaged IEMG and peak IEMG were determined for each trial. For each dependent variable, paired t-test was performed to test if significant difference existed between shoe conditions ($p < .05$).

The VM, TA, BF, and GM activities during the initial double limb stance and the initial single limb stance reduced significantly when going from jogging shoe to roller shoe condition. The decrease in EMG levels in those muscles indicated that the subjects locked the ankle and knee joints in an awkward fashion to compensate for the imbalance. Muscle activity in the GM for the roller shoe condition was significantly greater than the corresponding value for the jogging shoe condition during the terminal double limb stance

and the terminal single limb stance. Because the subjects tried to keep their upper body weight in front of the hip to prevent falling backward, the GM activity for the roller shoe condition increased.

It seems that there are differences in muscle activity between roller shoe and jogging shoe conditions. The differences in EMG pattern may be caused primarily by the altered position of ankle, knee, and center of mass throughout the walking cycle. Future studies should examine joint kinematics during walking with roller shoes.

KEYWORDS: ENG, ROLLER SHOES, MUSCLE ACTIVITY, GM

I. 서론

보행은 태어나면서부터 오랜 기간에 걸쳐 신경근육계, 생체 역학적 그리고 운동 기능학적 변화의 과정에서 이루어진 지극히 복잡한 운동 패턴이다. 보행 동작은 인간이 일상생활을 영위하는데 가장 많이 사용되는 움직임이며, 이러한 동작은 하지와 골반, 체간, 상지와 상호 연관성을 통해 안정성과 균형을 유지하며 신체의 중심을 이동시키는 기본적 운동형태라고 할 수 있다(Beck et al., 1981; Wilson, 1987).

보행은 하지를 주로 이용하면서 추진, 제동, 지지의 연속적인 단계에서 두발이 지면과 접촉되는 특징이 있다. 인간 특유의 이동수단으로 일상적인 활동의 기본이 되는 보행 동작은 발을 지표면에 착지시키거나 능동적으로 밀어냄으로써 이루어지며, 발 분절의 중요성은 이러한 역할을 수행하는데 있다.

인체의 무게 중심을 신속하게 이동시킬 수 있는 추진력은 발에서 시작되어지며 부상 유발 없이 추진력을 적절하게 발생시키기 위해 필요 되어지는 것이 신발이다. 일반적으로 신발은 보행 시 착지에 따른 충격력을 흡수하여 발목, 무릎을 포함한 인체의 여러 관절을 보호하고 부상을 예방하는 역할을 한다. 또한 신발은 거친 지표면이나 날씨, 환경으로부터 발을 보호하고 보행 효율을 증진시킬 뿐 아니라 전신의 건강과도 연관되어 일상적인 생활 활동의 능률에 직접적인 영향을 미치기도 한다.

잘못된 신발의 착용은 비정상적인 보행 자세를 유발시켜 하지 근골격계의 현태를 변형시킬 뿐 아니라 각종 근골격계 질환을 유발시킨다. 또한 신발의 외형에

치우친 무리한 디자인이나 무겁고 유연성이 부족한 소재 등으로 인해 정상적인 발육저해와 전신피로 등이 발생하고, 그 여파는 허리나 무릎통증을 수반하거나 다리, 어깨, 목 등 전신피로에 이르기 까지 신체전반에 걸쳐 각종 질환 발생과 피로의 원인이 되고 있다(여혜린, 1994). 보행 시 착용되어지는 신발은 디자인과 기능에 따라 매우 다양한 형태를 지니게 되며 이러한 신발의 디자인과 기능에 따라 개인의 보행 형태에 직접적인 영향을 미치게 된다.

신발 착용과 보행 동작에 관련되어진 선행연구들을 살펴보면 보행동작의 일반적 운동 특성 및 하지 분절의 역학적 연구(Cavanagh, 1987; Mann, 1980), 보행에 따른 신발 움직임과 외부에서 가해진 부하의 특성에 대한 연구(Cook & Kester, 1985; Leuthi, Nigg & Stokes, 1987) 및 상해에 대한 연구(Nigg & Segesser, 1992)가 이루어졌다. 또한 신발의 물리적 특성에 관한 연구, 선수 개인별 적정 무게 및 경도에 관한 연구(Caltin & Dressendorf, 1979), 에너지 소비량 등에 관한 과학적 연구(태의경, 1991; 한국과학기술원, 1987)가 이루어졌다.

한편 신발의 형태 변화가 운동학적 및 운동역학적 변인들에 미치는 영향에 관한 선행연구들을 살펴보면 Eke-Okoro & Sandler(1984), Sato 등(1991)은 높은 굽을 신은 여성은 낮은 굽을 신은 여성보다 보폭과 행폭이 짧다고 보고하였다. 박진(1996)은 운동화를 신은 경우 구두 착용시보다 행폭이 길고 무릎관절의 굽힘 범위, 대퇴관절의 움직임 범위가 크다고 하였다. 정영옥, 박신정(1995)은 일상 보행 시 신발을 제외한 착의조건을 동일하게 했을 때 구두를 착용하는 것이 운동화를 착용하는 것에 비해 산소소비량과 심박수가 더 많이 증

가하여 체열생산이 많아지고 이 열은 심부체는 상승을 초래할 수 있다고 보고하였다. 또한 이원자, 백현주(2000)는 여대생을 대상으로 한 발 장애 연구에서 하이힐을 착용한 여대생이 전신 피로감, 발바닥의 티눈 등이 많이 발생되고 있어 부적합한 신발착용이 발 장애의 원이라고 지적하였다. 박은영 등(1999)과 김원호, 박은영(1997)은 신발의 굽 높이가 신체에 미치는 영향을 연구하여 높은 굽 신발을 착용한 집단이 체감각계의 민감도가 떨어지고 높은 굽 신발에 익숙하지 않은 집단은 굽 높은 신발을 착용하였을 때 대퇴직근의 근 활성도가 낮아지고 대퇴이두근의 근 활성도가 높아지는 결과를 보인다고 보고하였다.

신발은 사회의 생활습관, 의식구조 등 시대의 흐름에 따라 독특한 형태를 지니며 그 기능 또한 매우 다양해지고 있다. 흔히 힐리스라고 불리는 롤러 신발은 바퀴를 쉽게 뺐다 붙였다 할 수 있어 바퀴를 부착할 시에는 롤러 스케이트나 롤러 블레이드와 같은 속도감과 이 동시에 신속한 기동력을 발휘하는 장점을 가지고 있다. 또한 롤러 바퀴를 뺐 상태에서는 일반 신발과 마찬가지로 보행 시 사용할 수 있는 편리성을 동시에 가지고 있어 청소년들에게 가장 인기 있는 신발이다. 그러나 대다수의 롤러 신발을 사용하는 청소년들은 롤러 탈부착의 불편함 때문에 발뒤꿈치에 롤러를 장착한 상태에서 반복적으로 걷기와 스케이팅 동작을 행하고 있다. 롤러 장착 후 보행을 하게 되면 바퀴가 굴러 뒤쪽으로 미끄러지는 현상이 발생되어진다. 따라서 이러한 미끄러짐을 제어하기 위해 특정 근육에서의 보상 활동이 요구되어지며 비정상적인 체중이동으로 인한 반사적 자세조정이 이루어진다(Carlsoo, 1964). 또한 무릎관절과 발목관절이 굴곡정도가 현저히 줄어들며 정상적인 보행 시에 나타나는 발의 내외번 동작 또한 현저히 줄어들어 발목관절이 매우 경직된, 아주 부자연스러운 보행형태가 나타난다.

Scott(1990)은 잘못된 보행동작은 관절, 근육, 뇌와 신체구조 등에 질병을 야기 시킬 수 있다고 보고 하였다. 그리고 Nigg 등(1987)과 Clement 등(1981)은 부적절한 보행 동작은 발과 지면의 접촉 시 발생하는 충격을 적절히 흡수하지 못해 인체의 근골격계에 과도한 피로를 유발시켜 부상을 야기 시킬 수 있다고 보고하였

다. 그러므로 롤러 신발을 착용한 상태에서 비정상적인 자세로 지속적인 보행을 하게 된다면 하지 근골격계에 부상이 유발되어질 가능성이 높아 질 수 있을 것이라 판단되어진다(Chae, 2001; Svoboda et al., 2002; Zhang et al., 1998). 이와 같은 선행연구들을 통해 롤러 신발의 착용에 따른 하지 관절의 외형적 배열 형태 변화가 보행 시 하지 근육에 발생되어지는 근육활동의 크기와 형태 변화에 직접적인 영향을 미칠 것으로 판단되어진다.

현재까지 국내에서의 기능성 신발에 관한 연구는 성인 및 여성을 대상으로 이루어 졌으며 청소년을 대상으로 하는 연구는 전무한 실정이다. 특히 롤러 신발의 착용 후 보행이 성장기 청소년들의 하지 근골격계에 미치는 영향은 어떠한 선행연구에서도 이루어지지 않았기에 일반 신발 착용 후 보행과 비교하여 롤러 신발 착용이 성장기 청소년들의 하지 근골격계에 미치는 영향에 대한 객관적인 자료를 제시할 수 있을 것이다. 또한 롤러 신발 착용 후 보행이 하지 근육활동의 발생 형태에 어떠한 변화를 유발시키는지 밝혀낸다면 하지 근골격계에 발생되어지는 비정상적인 부하를 최소한으로 줄여줄 수 있는 새로운 롤러 신발 개발에 필요한 유용한 자료를 제공할 수 있을 것이다.

따라서 본 연구의 목적은 롤러신발 착용 후 보행 시와 일반신발 착용 후 보행 시 하지근(대퇴직근, 내측광근, 외측광근, 대퇴이두근, 전경골근, 내측비복근, 외측비복근)의 근육 활동을 정량화 하여 구간별 평균적분근전도치와 최대적분근전도치를 비교 분석하는데 있다.

II. 연구 방법

1. 연구 대상자

롤러 신발 착용 후 보행이 성장기 청소년들이 하지 근육활동에 어떠한 영향을 미치는지 분석하기 위해 근골격계에 이상이 없는 활동적인 청소년 12명을 연구 대상으로 선택하였으며, 이들의 평균 연령은 15.0 ± 0.0 yrs, 신장 173.6 ± 5.0 cm, 체중 59.9 ± 9.1 kg이다.

2. 실험 장비

본 연구에 사용되어진 실험도구는 다음에 제시한 <표 1>과 같다.

표 1. 실험도구

Equipments	Model	Manufacture
Video camera	AG-456	Panasonic
Video monitor	PVM-1351Q	Sony
Video recorder	HR-DV3KR	JVC
EMG equipment	QEMG8	Laxtha Korea
Surface electrode collar	AG/AgCl 2223	3M Korea
EMG software	Telescan	Laxtha
동조기기	동조기	Visol

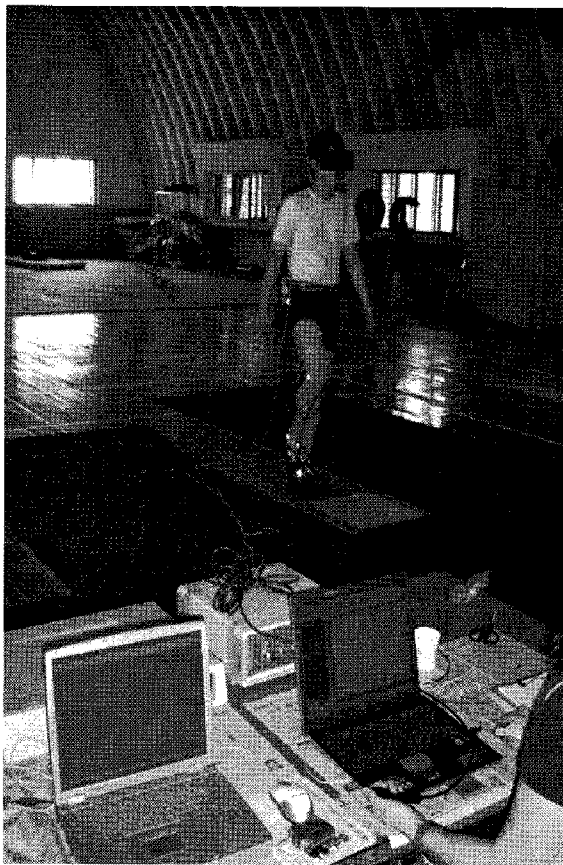


그림 1. 실험 장면

3. 실험장비의 배치

본 실험에서는 정확한 이벤트, 구간 설정을 위해 피험자의 우측 약 15m의 거리에 S-VHS 비디오 카메라 (60 Hz, Panasonic AG 456)를 고정시켜 셔터 스피드 1/500초로 설정하였다. 영상 자료와 근전도 자료의 동조는 트리거(trigger) 신호를 주는 순간, 촬영 범위 내에 설치한 발광체와 근전도기에 연결된 A/D 변환기 단자에 외부 신호가 동시에 전달되는 동조 유닛 (Visol Inc, Korea)를 사용하였다(그림 1).

4. 실험절차

보행 동작의 움직임을 정확하게 파악하기 위해서 하의는 타이즈를 착용시켰다. 모든 연구대상자들은 데이터 수집 전 롤러신발 (그림 2)과 일반신발 (LA Gear, Korea)을 신은 상태에서 보행 연습을 수차례 실시하였다. 본 연구에서는 피험자의 보행 속도 차에 따른 근전도치의 변화를 통제하기 위해 1.1 m/s의 보행 속도로 각 조건별로 2번의 보행 동작을 자료 수집하였다. 롤러신발과 일반신발의 착용 순은 무작위 순에 의해 결정되었으며 피험자의 발 크기별로 구입하여 사용하였다.



그림 2. 롤러신발 (Heatys, Korea)

5. 근전도 실험 방법

근전도 측정 시 자료의 노이즈를 최소화하기 위해

전극 부착 지점의 털을 면도기로 제거한 다음 알코올로 이물질을 닦아내고 건조시킨 다음, 피험자의 하지 오른쪽 다리의 대퇴직근(Rectus femoris: RF), 내측광근(Vastus medialis: VM), 외측광근(Vastus lateralis: VL), 대퇴이두근(Biceps femoris: BF), 전경골근(Tibialis anterior: TA), 내측비복근(Medial gastrocnemius: GM), 외측비복근(Lateral gastrocnemius: GL)에 표면 전극을 각각 부착하였으며, 접지전극은 상전장골극에 부착하였다. 근전도 측정기는 QEMG8 (Laxtha Korea, gain = 1,000, input impedance > 1012Ω, CMRR > 100dB, center-to-center distance 4.5cm)을 사용하였으며 이 때 샘플링 주파수는 1024 Hz로 설정하였다.

보행동작을 실시하기 전에 대퇴사두근과 슬건근의 최대정적수축 근전도값(MVIC) 측정을 위해 무릎을 90°로 굽곡시킨 상태에서 최대한의 힘을 발휘 하여 굴곡과 신전 동작을 각각 5초간 실시하여 자료를 수집 하였다. 또한 전경골근과 내 외측 비복근의 최대정적수축 근전도값(MVIC) 측정을 위해 하퇴와 발등 사이각을 90도로 유지한 상태에서 배측 및 저측 굴곡을 각각 5초간 실시하여 자료를 수집하였다. 롤러신발과 일반신발 착용 후 보행동작은 근전도 측정 기구를 사용하여 자료를 5초간 수집하였다.

6. 자료 분석

본 연구에서는 보행 동작의 동조를 위해 5개의 중요 이벤트를 설정 하였다; (1) 1st Left heel contact (LHC1), (2) Right toe-off (RTO), (3) Right heel contact (RHC), (4) Left toe-off (LTO), (5) 2nd Left heel contact (LHC2).

또한 본 연구의 목적을 위해 보행 동작을 4개의 구

간으로 나누어 비교 분석 하였다. (1) initial double limb stance (IDLS); 1st Left heel contact에서 Right toe-off까지, (2) initial single limb stance (ISLS); Right toe-off에서 Right toe-off에서 Right heel contact까지, (3) terminal double limb stance (TDLS); Right heel contact에서 Left toe-off까지, (4) terminal single limb stance (TSLS); Left toe-off에서 2nd Left heel contact으로 설정 하였다.

근전도 신호는 Telescan program (Laxtha Korea)으로 분석 하였다. 근전도 신호는 Cram & Kasman (1998)에 따르면 전형적인 근전도 신호의 필터링은 20 Hz-300 Hz의 대역필터를 사용한다고 밝혔다. 본 연구에서는 일차적으로 얻어진 원자료는 10 Hz의 고역 통과 필터와 350 Hz의 저역 통과 필터를 사용하여 필터링 한 후 전파 정류하였다. 이 후 얻어진 적분 근전도값을 아래에 제시된 방법에 의해 최대 수의적 정적 수축 근전도 값 (MVIC)을 사용하여 표준화 시키고 평균 적분 근전도 값과 최대 적분 근전도 값을 계산 하였다. 적분 근전도 값은 아래의 (공식 1)에 의해 얻어지며 따라서 평균적분 근전도 공식은 (공식 2)와 같다.

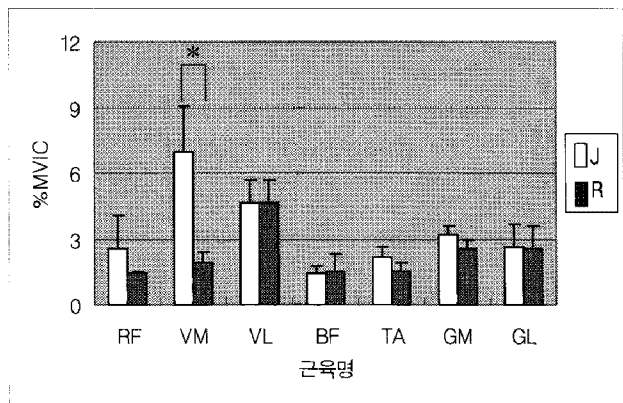


그림 4. Initial double limb stance구간의 평균적분

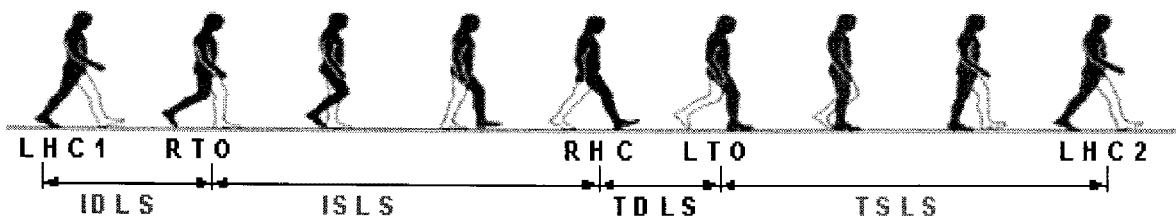


그림 3. 5개의 중요 이벤트와 4개의 구간 설정

표 2. Initial double limb stance구간의 평균적분근전도치와 최대적분 근전도치(%MVIC)

근육	AverageEMG(%MVIC)		MaximumEMG(%MVIC)	
	Jogging shoes	Roller shoes	Jogging shoes	Roller shoes
RF	2.58 (1.54)	1.41 (0.15)	5.17 (0.84)	6.22 (0.71)
VM	6.98* (4.63)	1.96 (0.45)	8.09 (2.50)	7.62 (1.50)
VL	4.64 (1.05)	4.61 (1.08)	7.58 (2.21)	10.49 (2.97)
BF	1.44 (0.34)	1.51 (0.77)	5.65 (1.22)	5.91 (2.34)
TA	2.14 (0.54)	1.56 (0.40)	12.67* (2.39)	8.65 (1.28)
GM	3.17 (0.40)	2.55 (0.44)	22.32* (3.84)	16.42 (2.59)
GL	2.67 (1.05)	2.53 (1.08)	4.64 (4.68)	4.61 (3.86)

Note: Significant difference between Jogging shoes and Roller shoes at * p<0.05
 대퇴직근(RF), 내측광근(VM), 외측광근(VL), 대퇴이두근(BF), 전경골근(TA), 내측비복근(GM), 외측비복근(GL).

(공식 1)
$$-- \int_0^t |m(t)| dt$$

(공식 2)
$$- \int_t^{t+T} |m(t)| dt$$

여기서 T는 특정 동작 구간의 적분 시간이다.

표준화된 적분 근전도 값은 아래의 (공식 3)에 의해 계산 되어진다.

(공식 3)
$$-- nEMG = \frac{EMG}{EMG_{MVIC}}$$

여기에서 nEMG 는 표준화된 적분 근전도 값, EMG 는 실제 실험 결과의 근전도 값, EMGMVIC는 최대정적 수축 근전도 값이다.

7. 통계 처리

각 구간별 하지근의 평균 및 최대 적분 근전도를 구하여 롤러신발과 일반신발 착용 후 보행 시 하지근육에 유의한 차가 있는지를 밝히기 위해 통계 프로그램 SPSS 12.0을 이용해 유의수준 .05에서 대응표본 t검정 (paired t-test)을 사용하였다.

III. 결 과

롤러신발(R)과 일반신발(I) 착용 후 보행 시 Initial double limb stance구간의 평균적분 근전도값과 최대적분 근전도값은 <표 2>에 제시하였으며, 평균적분 근전도값은 <그림 4>와 같다. 롤러신발 착용 후 보행시가 일반신발 착용 후 보행 시보다 대체적으로 낮은 근육 활동을 보였으며, 특히 내측광근에서 평균적분 근전도 값이 롤러신발 착용 후 보행 시가 일반신발 착용 후 보행 시보다 통계적으로 유의하게 낮은 수준을 보였고, <그림 5>와 같이 최대적분 근전도값은 전경골근과 내측비복근에서 롤러신발 착용 후 보행 시가 일반신발 착용 후 보행 시보다 유의하게 낮은 값이 나타났다.

롤러신발과 일반신발 착용 후 보행 시 Initial single limb stance구간의 평균적분 근전도값과 최대적분 근전도값은 <표 3>에 제시하였으며, 평균적분 근전도값은 <그림 6>과 같다. 이 구간에서는 대퇴이두근에서 롤러신발 착용 후 보행 시가 일반신발 착용 후 보행시보다 평균적분 근전도값에 있어 유의하게 낮은 수준을 보였고, 외측광근과 외측비복근은 롤러신발 착용 후 보행 시가 일반신발 착용 후 보행시보다 현저하게 높은 값을 보였지만 유의한 차이는 나타나지 않았다. <그림 7>과

표 3. Initial single limb stance구간에서의 평균적분 근전도치와 최대적분 근전도치(%MVIC)

근육	AverageEMG(%MVIC)		MaximumEMG(%MVIC)	
	Jogging shoes	Roller shoes	Jogging shoes	Roller shoes
RF	1.68 (0.51)	1.38 (0.24)	8.94 (2.56)	7.65 (1.15)
VM	1.84 (0.36)	1.75 (0.28)	10.39 (1.90)	9.22 (1.46)
VL	2.25 (0.47)	2.81 (0.56)	10.11 (2.78)	9.24 (1.41)
BF	2.67* (0.55)	1.85 (0.19)	19.83* (4.01)	13.06 (1.75)
TA	2.78 (0.43)	2.61 (0.45)	17.21 (2.55)	14.19 (2.54)
GM	1.42 (0.28)	1.44 (0.22)	13.02 (4.13)	11.94 (1.96)
GL	2.25 (0.47)	2.81 (0.56)	12.44 (2.20)	18.00 (3.94)

Note: Significant difference between Jogging shoes and Roller shoes at * $p < 0.05$
 대퇴직근(RF), 내측광근(VM), 외측광근(VL), 대퇴이두근(BF), 전경골근(TA), 내측비복근(GM), 외측비복근(GL).

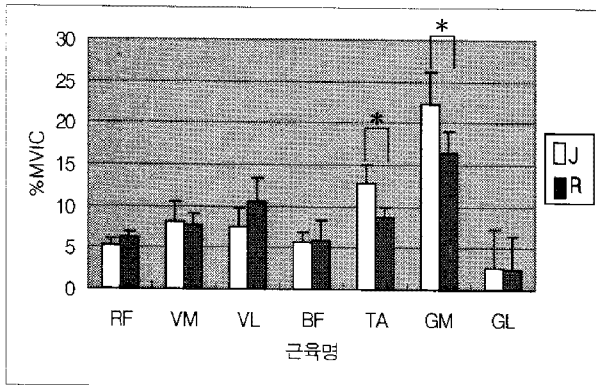


그림 5. Initial double limb stance구간의 최대적분 근전도값(%MVIC)

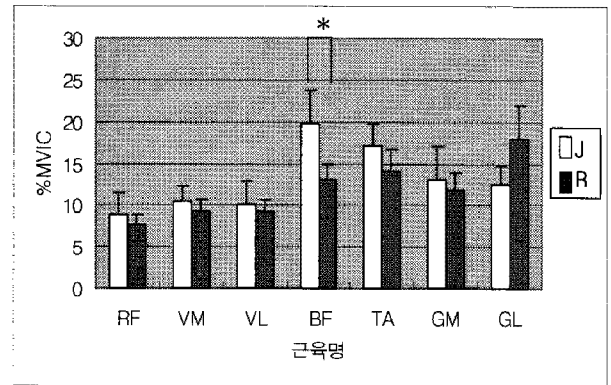


그림 7. Initial single limb stance구간에서의 최대적분 근전도값(%MVIC)

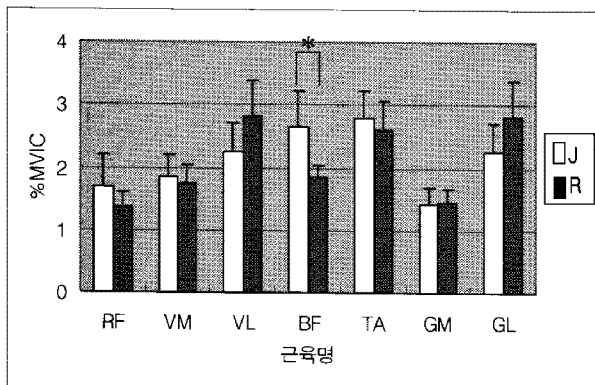


그림 6. Initial single limb stance구간에서의 평균적분 근전도값(%MVIC)

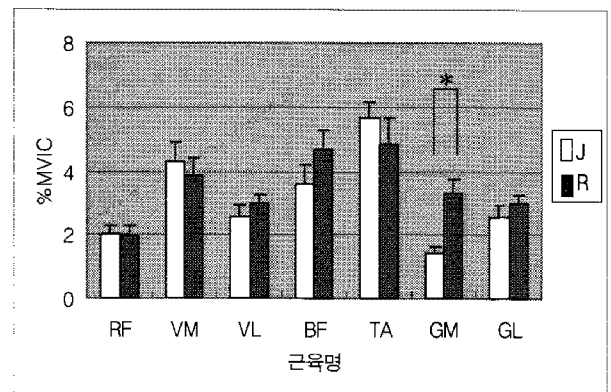


그림 8. Terminal double limb stance구간에서의 평균적분 근전도값(%MVIC)

표 4. Terminal double limb stance구간에서의 평균적분 근전도 치와 최대적분 근전도치(%MVIC)

근육	AverageEMG(%MVIC)		MaximumEMG(%MVIC)	
	Jogging shoes	Roller shoes	Jogging shoes	Roller shoes
RF	2.04 (0.26)	1.96 (0.35)	8.21 (1.23)	8.06 (1.32)
VM	4.29 (0.62)	3.85 (0.56)	16.89 (2.36)	14.85 (1.82)
VL	2.58 (0.37)	2.97 (0.30)	15.37 (2.72)	19.49 (3.68)
BF	3.57 (0.61)	4.66 (0.61)	14.92 (2.46)	19.15 (2.52)
TA	5.66 (0.51)	4.85 (0.82)	29.58 (2.25)	24.38 (4.58)
GM	1.41* (0.23)	3.31 (0.43)	6.18* (1.53)	20.01 (2.20)
GL	2.58 (0.37)	2.97 (0.30)	10.93 (2.04)	16.74 (3.14)

Note: Significant difference between Jogging shoes and Roller shoes at * $p < 0.05$
 대퇴직근(RF), 내측광근(VM), 외측광근(VL), 대퇴이두근(BF), 전경골근(TA), 내측비복근(GM), 외측비복근(GL).

표 5. Terminal single limb stance구간에서의 평균적분 근전도치와 최대적분 근전도치(%MVIC)

근육	AverageEMG(%MVIC)		MaximumEMG(%MVIC)	
	Jogging shoes	Roller shoes	Jogging shoes	Roller shoes
RF	1.48 (0.34)	1.77 (0.33)	7.67 (1.50)	9.56 (1.46)
VM	2.07 (0.43)	2.38 (0.57)	11.06 (1.90)	12.15 (2.16)
VL	4.18 (0.56)	4.28 (0.86)	16.55 (4.05)	16.32 (2.33)
BF	1.41 (0.89)	1.44 (0.73)	9.84 (6.88)	11.35 (5.59)
TA	1.80 (0.64)	1.69 (0.35)	11.98 (3.25)	11.48 (2.34)
GM	3.09 (0.33)	3.84 (0.55)	22.74 (2.96)	23.45 (2.79)
GL	4.18 (0.56)	4.28 (0.86)	26.79 (3.66)	20.57 (3.14)

Note: Significant difference between Jogging shoes and Roller shoes at * $p < 0.05$
 대퇴직근(RF), 내측광근(VM), 외측광근(VL), 대퇴이두근(BF), 전경골근(TA), 내측비복근(GM), 외측비복근(GL).

같이 최대적분 근전도값도 평균적분값과 마찬가지로 대퇴이두근에서 롤러신발 착용 후 보행 시가 일반신발 착용 후 보행 시보다 유의하게 낮은 값이 나타났다.

롤러신발과 일반신발 착용 후 보행 시 Terminal double limb stance구간의 평균적분 근전도값과 최대적분 근전도값은 <표 4>에 제시하였으며, 이 구간에서는

<그림 8>, <그림 9>과 같이 내측비복근에 있어 평균적분 근전도값과 최대적분 근전도값에서 모두 롤러신발 착용 후 보행 시가 일반신발 착용 후 보행 시보다 유의하게 높은 근전도치를 보였다.

롤러신발과 일반신발 착용 후 보행 시 Terminal single limb stance구간의 평균적분 근전도값과 최대적

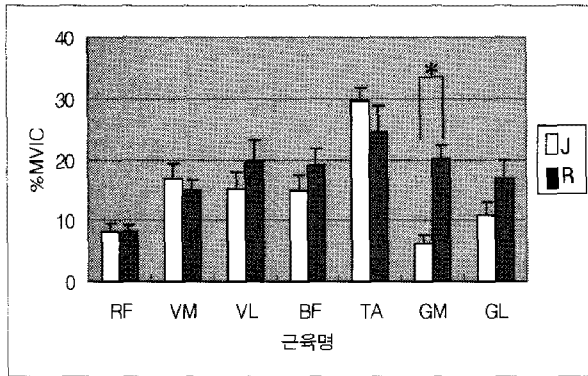


그림 9. Terminal double limb stance구간에서의 최대적분 근전도값(%MVIC)

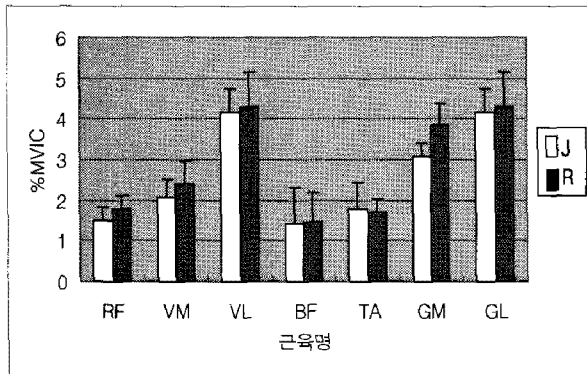


그림 10. Terminal single limb stance구간에서의 평균적분 근전도값(%MVIC)

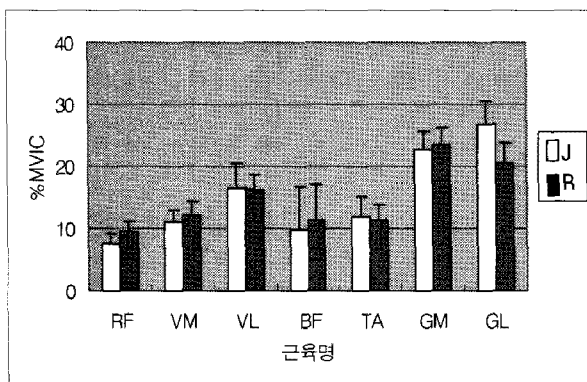


그림 11. Terminal single limb stance구간에서의 최대적분 근전도값(%MVIC)

분 근전도값은 <표 5>에 제시하였으며, 평균적분 근전도값은 <그림 10>과 같다. 이 구간에서는 내측비복근에서 롤러신발 착용 후 보행 시가 일반신발 착용 후 보행 시보다 현저하게 높은 값을 보였지만 유의한 차이는

나타나지 않았다. 최대적분 근전도값은 <그림 11>과 같으며 유의한 차이는 나타나지 않았다.

IV. 논의

Initial double limb stance구간에서의 평균적분 근전도값은 대체적으로 유사한 근육활동을 보였으나 내측광근에서 롤러신발 착용 후 보행 시의 근전도값이 일반신발 착용 후 보행 시보다 유의하게 낮게 나타났다. 정상적인 보행에서는 이와 같은 결과와 마찬가지로 내측광근의 활동이 가장 활발하게 나타난다(서국용 등1993). 롤러신발 착용 후 보행 시의 내측광근의 활동이 유의하게 감소한 것은 왼발이 착지할 때 롤러의 미끄러짐을 예상하고 발바닥의 앞부분으로 체중이 빠르게 이동하여 균형을 유지하려고 하기 때문에 오른발의 가해지는 체중부하가 감소되어지는 것으로 판단되어진다. 또한 최대적분 근전도값은 전경골근과 내측비복근에서 롤러신발 착용 후 보행 시가 일반신발 착용 후 보행 시보다 유의하게 낮게 나타났다. 이와 같은 결과는 롤러신발 착용 후 보행 시 왼발이 착지한 후부터 오른발이 지면에서 떨어질 때까지 왼발로만 균형을 유지하려고 하기 때문에 오른발이 지면을 밀어내기 위한 준비동작을 능동적으로 시행하지 못하는 것으로 판단되어지며 따라서 전경골근과 내측비복근의 근육활동이 유의하게 감소하는 것으로 판단되어진다.

Initial single limb stance구간에서는 전체적으로 롤러신발 착용 후 보행 시의 근전도값이 일반신발 착용 후 보행 시의 근전도값 보다 낮게 나타났다. 특히 대퇴이두근에 있어 롤러신발 착용 후 보행 시가 일반신발 착용 후 보행 시보다 통계적으로 유의하게 낮은 근전도값을 보였으며, 외측광근의 평균적분 근전도값과 외측비복근의 평균적분, 최대적분 근전도값은 유의한 차이는 나타나지 않았으나 롤러신발 착용 후 보행 시가 일반신발 착용 후 보행 시보다 현저하게 높게 나타났다. 이 구간은 오른발이 공중에 있는 상태이며 롤러 신발을 착용한 상태에서 왼발이 지면을 밀 때 발뒤꿈치와 지면과의 접촉이 정상적으로 이루어지지 못하고 곧바로 발바닥의 외측으로 무게 중심이 이동되어짐으로 인해

슬관절을 능동적으로 굴곡시키지 못하기 때문에 대퇴이두근의 활동이 유의하게 감소되는 현상이 발생되어지는 것으로 사료되어진다. 또한 후반 구간에서 오른발이 착지하기 전 발의 외측방향으로 무게중심이 이동되어져 외측광근 활동이 비교적 높게 나타난 것으로 판단되어지며, 오른발 착지 전 미끄러짐에서 올 수 있는 발목의 배측굴곡을 제어하기 위해 외측비복근의 활동이 증가한 것으로 사료되어진다.

Terminal double limb stance구간에서는 대체적으로 롤러신발 착용 후 보행 시의 근전도값이 일반신발 착용 후 보행 시의 근전도값보다 높게 나타났다. 특히, 내측비복근에 있어 평균적분, 최대적분 근전도값 모두 롤러신발 착용 후 보행 시가 일반신발 착용 후 보행 시보다 유의하게 높게 나타났다. 롤러신발은 발뒤꿈치에 장착된 롤러로 인해 뒷굽의 높이가 일반신발보다 높다고 할 수 있으며, 이로 인해 무게중심은 발바닥의 앞쪽에 위치하게 되고 자세가 불안정해짐으로 이것을 보상하기 위해 하퇴근의 근 긴장도가 커진 것으로 사료되어진다(최명애 등, 1988). 또한 이 구간은 왼발이 한걸음 앞으로 나아가기 위해 오른발로 체중이동이 시작되며 이를 통해 추진력을 얻는 구간이다. 롤러신발을 착용하여 보행 동작을 할 때 오른발이 지면에 닿는 순간 롤러의 미끄러짐을 방지하고자 발뒤꿈치와 지면과의 접촉을 최소화하여 발바닥의 앞부분으로만 균형을 유지하여 체중이 지탱되어지는 것으로 판단되어지며, 특히 이 구간에서 내측비복근의 활동이 유의하게 증가한 것은 추진력을 얻어 신체의 무게 중심을 전방으로 이동시키기 위해 발바닥의 앞부분을 사용하여 족저굴곡 동작을 능동적으로 시행함으로써 이러한 결과가 나타난 것으로 사료되어진다.

Terminal single limb stance구간에서는 7개의 근육 모두 유의한 차이를 나타내는 결과는 없었다. 그러나 평균적분 근전도값 내측비복근에서 롤러신발 착용 후 보행 시가 일반신발 착용 후 보행 시보다 현저하게 높은 값을 나타냈다. 정상적인 보행 시 이 구간에서는 오른발바닥의 앞부분과 뒷부분 모두 지면에 닿아 안정적인 자세를 유지한다. 그러나 롤러신발 착용 후 보행 시 Terminal double limb stance구간과 마찬가지로 롤러의 미끄러짐을 방지하기 위하여 오른발의 앞부분으로만

체중을 지탱하고 균형을 유지하려고 하는 것으로 판단되어지며, Terminal double limb stance구간에서 시작된 체중이동이 지속되어 발바닥의 앞부분으로만 균형을 유지하려고 하기 때문에 내측비복근의 활동이 비교적 높게 나타나는 것으로 사료되어진다.

V. 결론 및 제언

본 연구의 결과 Initial double limb stance구간과 Initial single limb stance구간에서는 내측광근, 전경골근, 내측비복근, 대퇴이두근의 활동이 일반신발 착용 후 보행 시가 롤러신발 착용 후 보행 시보다 유의하게 높은 활동이 나타났다. 롤러신발을 착용 후 보행 시 롤러의 미끄러짐을 방지하기 위해 정상 보행에서 발현되어지는 근육 활동과는 다른 경직된 근육 활동이 발생되어짐을 알 수 있다. Terminal double limb stance구간과 Terminal single limb stance구간은 내측비복근의 활동이 유의하게 높게 나타났다. 이러한 결과는 추진력을 얻어 신체의 무게 중심을 전방으로 이동시키기 위해 족저굴곡 동작을 능동적으로 시행함으로써 발생되어진 것으로 사료되어진다.

롤러신발 착용 후 보행 시 하지 근육의 활동 형태가 비정상적으로 발생되어지며 특정 근육에서 과도한 근육활동이 이루어짐을 알 수 있다. 따라서, 롤러신발 착용 후 보행을 지속적으로 시행할 시 근육의 긴장도나 피로도가 높아질 것이며 비정상적인 보행에 따른 성장기 청소년들의 하지 근골격계 부상이나 질병의 원인이 될 것으로 판단되어진다. 또한 보다 의미 있는 자료 제공을 위해 무게 중심의 이동 및 동작의 효율성에 관한 운동학적 분석과 지면반력기를 활용한 운동역학적 분석이 차후에 이루어져야 할 것으로 사료되어진다.

참 고 문 헌

- 김원호, 박은영(1997). 높은 굽 신발이 감각계의 변화와 균형에 미치는 영향. 한국전문물리치료학회지, 4(2), 10-17.
- 박은영, 김원호, 김경모, 조상현(1999). 신발 굽의 높이

- 와 신발 착용 기간이 대퇴근육 활동량에 미치는 영향. 한국전문물리치료학회지, 6(2), 32-42.
- 박진(1996). 신발의 부분별 높이 차이가 보행동작에 미치는 영향에 관한 운동학적 분석. 서울 여자 대학교 여성연구논총, 11, 85-92.
- 발의 중요성. Retrieved Feb 4, 2006, from <http://my.netian.com/~psj22/990122.html>.
- 서국웅, 윤양진, 이중숙(1993). 보행 동작의 생체역학적 분석. 부산대학교 체육과학연구소 논문집, 9, 223-246.
- 여혜린(1994). 성인여자 구두의 적합성에 관한 연구. 설문조사 및 발의 계측을 중심으로. 미간행 석사학위 논문. 부산대학교 대학원.
- 이원자, 백현주(2000). 성인여성의 신발에 의한 발의 장해요인 실태 분석. 건국대학교 생활 문화 예술 논집, 23, 59-68.
- 잘 걷기만 해도 건강해진다. Retrieved Feb 4, 2006, from http://ulsanrun.com/technote/read.cgi?board=pds&y_number=383&rnew=1.
- 정영옥, 박신정(1995). 보행 시 신발이 인체의 온열 생리반응에 미치는 영향. 한국온열환경학회지, 2(1), 2-16.
- 최명애, 김진호, 이은용(1988). 젊은 여성의 구두굽의 높이와 하퇴근, 대퇴근 및 요추주위근 근전도와의 관계. 대한간호학회지, 18(1), 34-42.
- 태의경(1991). 운동화 바닥의 탄성에 따른 역학적 에너지 소비의 변화. 미간행 박사학위 논문. 서울대학교 대학원. 31-34.
- 한국과학기술원(1987). 달리기용 운동화 개선을 위한 연구. 1987년도 한국체육과학연구원 연구과제 종합보고서, 163-236.
- Beck, R. J., Andriacchi, T. P., & Kuo, K. N. (1981). Changes in the gait patterns of growing children. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 63(9), 1452-1459.
- Chae, W. S. (2001). Knee joint forces during the takeoff and landing phases of different types of vertical jumps. Unpublished doctoral dissertation. University of Illinois, Urbana-Champaign.
- Caltin, M. E., & Dressendorfer, S. A. (1979). Effect of shoe weight on the energy cost of running. *Medical Science of Sports*, 11, 80-92.
- Carlsoo, S. (1964). Influence of frontal and dorsal loads on muscle activity and on the weight distribution in the feet, *Acta Orthop. Scandinav.* 34, 299-309.
- Cavanagh, P. R. (1987). The Biomechanics of lower extremity action in distance running. *Foot and Ankle*, 7, 197-217.
- Clement, D. B., Taunton, J. E., Smart, G. W., & McNico, K. L. (1981). A survey of overuse running in jury. *Physician Sports Medicine*, 9, 47-58.
- Cook, S. D., Kester, M. A., & Brunet, M. E. (1985). Shock absorption characteristics of running shoes. *American Journal of Sports Medicine*, 13, 248-253.
- Eke-Okoro, S. T., & Sandler, B. (1984). The effect of load, shoes, sex, and directions on gait characteristics of street pedestrians. *Journal of Human Movement Studies*, 10, 107-114.
- Mann, R. A. (1980). Biomechanics in Running. In *Symposium on the Foot and Leg in Running Sports*, R. P. Mack(ed.) St. Louis, The C.V. Mosby Co, 1-29.
- Nigg, B. M., Bahlsen, H. A., Luethi, S. M., & Strokes, S. (1987). The influence of running velocity and midsole hardness on external impact force in heel-toe running. *Journal of Biomechanics*, 20(10), 951-959.
- Nigg, B. M., & Segesser, B. (1992). Biomechanical and orthopedic concepts in sport shoe construction, *Medicine and Science in Sport and Exercise*, 24, 595-606.
- Sato, H., Sako, H., Mukae, H., Sato, A., & Takahashi, T. (1991). Gait patterns of young Japanese women. *Journal of Human Ergonomics*, 20,

- 85-88.
- Scott, S. H., & Winter, D. A. (1990). Internal forces at chronic running injury sites. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22(3), 357-369.
- Svoboda, S. J., McHale, K., Belkoff, S. M., Cohen, K. S., & Klemme, W. R. (2002). The effects of tibial malrotation on the biomechanics of the tibiotalar joint. *Foot Ankle International*, 23, 102-106.
- Wilson, J. M. (1987). Developing Ambulation Skills. In *Therapeutic Exercise in Developmental Disabilities*. Connolly, B. H., Montgomery, P. C. Chattanooga Corporation, 83-93.
- Zhang, Q., Huang, H. Y., Xia, J., Jiang, J. Y., & Chen, S. Y. (1998). Effect of tibial malrotation on the contact pressure distribution of patellofemoral joint. *Chinese Journal of Sports Medicine*, 18, 218-220.

투 고 일 : 2006. 7.30

심 사 일 : 2006. 8. 1

심사완료일 : 2006. 8.15