Korean Journal of Sport Biomechanics
Vol. 24, No. 2, 2014, 139-149

ISSN 1226-2226(Print), ISSN 2093-9752(Online)
http://dx.doi.org/10.5103/KJSB.2014.24.2.139
http://www.kssb.or.kr

내리막 보행시 발 전족부 부착형 아웃솔의 각도 변화가 척추기립근과 하지근의 근활성도에 미치는 영향

이행섭[1] · 채원식[2] · 정재후[1] · 김동수[1] · 임영태[3] · 장재익[4]

[1]경북대학교 대학원 체육학과 · [2]경북대학교 사범대학 체육교육과 ·
[3]건국대학교 과학기술대학 스포츠과학부 · [4]계명문화대학교 생활체육학부

The Influence of Angle Change of the Forefoot's Adhesive Outsole Designs on the Electromyographic Activity of the Erector Spinae and Selected Lower Limb Muscles during Downhill Walking

Haeng-Seob Lee[1] · Woen-Sik Chae[2] · Jea-Hu Jung[1] · Dong-Soo Kim[1] · Young-Tae Lim[3] · Jea-Ik Jang[4]

[1]Department of Physical Education, Graduate School of Kyungpook National University, Daegu, Korea
[2]Department of Physical Education, College of Education, Kyungpook National University, Daegu, Korea
[3]Division of Sports Science, College of Science & Technology, Konkuk University, Chungju, Korea
[4]Department of Practical Physical Education, Keimyung College University, Daegu, Korea
Received 2 November 2013; Received in revised form 8 March 2014; Accepted 28 May 2014

ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate the effect of angle change of forefoot's adhesive outsole on the electromyographic activity (EMG) of the erector spinae and selected lower limbs muscle during downhill walking over -20^o ramp. Thirteen male university students (age: 25.4±3.9 yrs, height: 176.2±5.1 cm, weight: 717.4±105.0 N) who have no musculoskeletal disorder were recruited as the subjects. To assess the myoelectric activities of selected muscles, six of surface EMG electrodes with on-site pre-amplification circuitry were attached to erector spinae (ES), rectus femoris (RF), biceps femoris (BF), tibialis anterior (TA), lateral gastrocnemius (LG), and medial gastrocnemius (MG). To obtain maximum EMG levels of the selected muscles for normalization, five maximum effort isometric contraction were performed before the experimental trials. Each subject walked over 0^o and 20^o ramp with three different forefeet's EVA outsole (0, 10, 20^o) in random order at a speed of 1.2±0.1 m/s. For each trial being analyzed, five critical instants and four phases were identified from the recording. The results of this study showed that the average muscle activities of MG and LG decreased in 20^o shoes compared to 0^o and 10^o ones in the initial double limb stance (IDLS). In initial single limb stance (ISLS) phase, the average muscle activities of ES increased with the angle of forefoot's adhesive outsole, indicating that the increment of shoes' angle induce upper body to flex anteriorly in order to maintain balance of trunk. In terminal double limb stance (TDLS) phase, average muscle activities of TA significantly increased in 20^o outsole compared to 0^o and 10^o ones. There was no external forces acting on the right foot other than the gravity during terminal single limb stance (TSLS) phase, all muscles maintained moderate levels of activity.

Keywords : Forefoot, Outsole, Electromyography, Downhill Walking

이 논문은 88 올림픽기념 2013 국제학술대회에서 발표된 논문임.
Corresponding Author: Woen-Sik Chae
Department of Physical Education, College of Education, Kyungpook National University, 1370 Sangyeok-dong, Buk-gu, Daegu, Korea
Tel : +82-53-950-5932 / Fax : +82-53-955-4235
E-mail: wschae@knu.ac.kr

I. 서 론

보행은 신체를 이동시키기 위한 인간의 움직임 중 가장 기본이 되는 동작이다. 또한 보행은 일상생활에 있어 가장 빈번하게 발생되는 동작 일 뿐 아니라 모든 스포츠 동작

의 기본이 되는 움직임이기도 하다. Chae (2006)는 보행 동작이 원활하게 이루어지기 위해서는 하지, 골반, 체간 및 상지 간 상호 연관성을 통해 안정성과 균형성을 유지하며 신체의 중심을 이동시키는 것이 필수적이라고 보고하였다.

최근 건강에 대한 관심이 높아지면서 운동에 참여하는 인구가 급격히 늘어나는 추세이다. 특히 보행 동작의 다양한 운동 효과가 알려지면서 걷기와 함께 등산을 즐기는 인구 역시 증가하고 있다. 등산은 보행과 같은 형태의 운동이지만 오르막과 내리막을 반복해서 걷기 때문에 전신의 근육을 강화시키는 효과가 있다. 따라서 적당한 강도의 등산은 오랜 시간 동일한 자세로 근무하는 직업인들의 약화된 근육을 강화시키는데 매우 효과적이다. 등산은 체중지지 운동으로써 골밀도를 높여주며, 보행 빈도나 보행 속도 조절을 통해 개인 스스로가 운동 강도를 쉽게 조절할 수 있는 다양한 장점을 가지고 있다.

하지만 위에서 언급한 등산 운동의 긍정적인 운동 효과와 더불어 장시간의 등산운동에 따르는 문제점도 있는 것으로 밝혀졌다. Dufek과 Bates (1990)는 등산 운동 시 신체로 전달되는 부하의 40%가 척추에 집중되며, 보폭을 높게 하거나 뛰게 되면 신체 하중에 의해 척추와 하지관절에 심각한 손상이 유발될 수 있다고 보고하였다.

경사로의 경우 경사각이 높을수록 전단력이 증가하여 미끄러짐 상해의 유발 가능성이 높아진다(McVay & Redfern, 1994). 특히 내리막 보행의 경우 하지근육 약화와 하지근력 불균형에 따른 보행의 불안정성 때문에 미끄러지거나 균형을 잃어 낙상하는 빈도가 평지 보행에 비해 현저히 높은 것으로 나타났다(Redfern & DiPasquale, 1997; Turner, Helliwell, Siegel, & Woodburn, 2008). 따라서 내림 경사로 보행 시 발생될 수 있는 낙상의 주요 요인들을 밝히기 위해서는 생체역학적 분석을 통해 중요 운동역학적 변인들을 살펴보는 것이 필요하다고 하였다(Turner et al., 2008).

내림 경사로 보행에 관한 선행연구를 살펴보면 Han, Kim과 Bae (2006)는 내림 경사로 보행 시 보행 형태의 변화는 −16º 이상의 각도에서 주로 발생된다고 보고하였다. 내림 경사로 보행 시 발생되는 족저압에 관한 후속 연구(Han & Whang, 2010)에서는 내림 경사로 기울기가 증가 할수록 엄지발가락 영역의 최고 족저압은 증가하였고, 전족부 영역에서는 감소한다고 보고하였다. 또한 내림경사로의 기울기가 커질수록 전족부의 압력중심이 내측으로 이동되며, 압력 중심의 이동 경로는 엄지발가락까지 길어지는 경향이 나타났다고 밝혔다. Redfern과 DiPasquale (1997)는 내림 경사로 보행 시 지면 반발력에 대한 연구에서 내림 경사로의 기울기가 0, 5, 10, 15º로 증가함에 따라 전 · 후 지면반력이 증가한다고 보고하였다. 따라서 평지 보행에 비해 내림 경사로 보행 시 족저압력의 분포가 달라지며, 내림 경사로의 기울기가 하지근골격계에 작용되는 부하에 직접적인 영향을 미친다는 것을 알 수 있다.

Ounpuu (1990)는 내림 경사로 보행 시 무릎 신전근의 원심성 수축활동, 무릎 굴곡근과 신전근의 수축력, 신체 질량에 의한 충격력 발생이 증가됨을 보고하였다. 내리막 달리기와 걷기 동작에서 발생되는 반복적인 원심성 근수축은 지연성 근통증(delayed onset muscle soreness [DOMS]), 근손상 유발(Marqueste et al., 2004), 근통증, 압통(tenderness)과 근육 단백질의 혈장 유출과 같은 이차적 문제를 발생시킨다(Clarkson & Hubal, 2002; Ebbeling & Clarkson, 1989; Mair et al., 1992).

최근 등산 인구 증가에 따라 하지 근골격계 질환 예방을 위한 등산화 개발의 중요성이 부각되고 있다. 내림 경사로 보행 시 발목관절 부상은 과도한 내번 동작에 의해 주로 발생되어진다. 갑작스런 내번 상황이 발생했을 때 등산용 신발의 착용은 발목의 안정성을 높여 발목 외측 인대의 상해 유발을 감소시키는 효과가 있는 것으로 밝혀졌다(Kerr, Arnold, Cochrane, Drew, & Abboud, 2006). Lafortune와 Hennig (1992)는 하지관절의 상해 예방을 위해서 적절한 신발의 쿠션력과 신발 아웃솔의 디자인을 강조하였다. Stefanyshyn, Nigg, Fisher, O'Flynn과 Lin (2000)은 불규칙한 지면에서의 하이킹은 부상의 위험성이 높아져 특별히 고안된 기능적 등산화의 착용을 권장하였다. 등산 환경에 가장 적합한 신발 착용을 통해 발의 상태를 최적화한다는 것은 안정된 신체의 밸런스나 효율적인 움직임을 가능하게 하며, 근골격계에 작용하는 부하를 줄여주어 신체 상해를 줄여 줄 수 있을 것이다.

현재까지의 내림 경사로 보행과 등산 아웃솔 형태에 관련된 국내·외 선행연구를 살펴보면 경사로 보행 시 경사각도에 따른 운동역학적 연구(Franz, Lyddon, & Kram, 2012; Go & Yoo, 2011; Han & Whang, 2010; Kuster, Sakurai, & Wood, 1995), 일반 보행 시 신발 아웃솔 형태 밑 구조에 대한 운동학적(kinematics) 및 운동역학적(kinetics) 분석(An, Kim, & Lee, 2007; Choi, Kang, Mun, Bang, & Tack, 2010; Gu, Rong, & Ruan, 2011; Park, Kim, W. H., Kim, G. H., & Cho, 1999)이 제한적으로 이루어졌으며, 하지 관절에 발생되는 관절합성력 및 관절 모멘트, 주요 골격근의 근활성도 변화와 같은 심층적인 분석 연구는 미비한 실정이다. 또한 내림 경사로 보행 동작 시 신발 전족부 부착형 아웃솔의 각도 변화에 대한 실험을 통해 인체의 동적안정성과 충격력 제어, 근육 조율 등 인체 근골격계의 생체역학적 변화에 대한 연구는 전무한 실정이다.

따라서 본 연구의 목적은 내리막 보행시 발 전부족 부착형 아웃솔의 각도 변화가 척추기립근과 하지근의 근활성도에 미치는 영향을 분석하는데 있다. 본 연구의 목적을 달성하기 위해 근전도 분석을 실시하여, 내림 경사로 보행

시 신발 전족부 부착형 아웃솔 착용이 인체에 작용하는 근육 활동에 어떠한 영향을 미치는지 밝혀낼 것이다. 또한 본 연구의 결과를 통해 인체 근골격계의 부상 예방과 상해를 현저히 줄일 수 있는 새로운 구조물을 개발할 수 있을 것이며, 내림 경사로 보행 운동에서 발생 될 수 있는 부상 요인과 이러한 문제에 대한 해결 방안을 제시할 수 있을 것이다.

II. 연구 방법

1. 연구 대상자

본 연구에 참여한 연구대상자는 근골격계에 이상이 없는 K대학 남학생 13명(신장: 176.2±5.1 cm, 체중: 717.4±105.0 N, 연령: 25.4±3.9 yrs)을 연구 대상으로 선정하였다.

2. 실험 장비

본 연구의 자료 수집을 위해 무선 근전도기기(Delsys Trigno Wireless System, Delsys, USA, sampling frequency = 2,000 Hz, gain = 1,000, input impedance > 1015 O, CMRR > 80 dB)를 사용하였다. 내리막 보행시 신발 전족부 부착형 아웃솔의 각도 변화가 하지 근육과 척추기립근의 근활성도에 미치는 영향을 분석하기 위해 오른쪽 하지의 대퇴직근(rectus femoris [RF]), 대퇴이두근(biceps femoris [BF]), 전경골근(tibialis anterior [TA]), 외측비복근(lateral gastrocnemius [LG]), 내측비복근(medial gastrocnemius [MG]) 및 척추기립근(erector spinae [ES])에 표면전극을 <Table 1>과 같이 부착하였다(Hwang & Park, 2008; U. S. Department of health and Human Service, 1993). 피부저항을 최소화하기 위해 표면전극 부착 부위의 털을 완전히 제거하고 알코올로 깨끗이 닦았다.

내리막 보행 동작시 정확한 이벤트 및 구간 설정을 위해 경사로 측면에 디지털 캠코더(60 Hz, DCR-HC48, Sony, Japan)를 고정시켜 셔터 스피드 1/500초로 촬영하여 동조시켰다. 근전도 값의 표준화(normalization)를 위해 하지 및 허리의 최대정적수축 근전도값(Maximal Voluntary Isometric Contraction [MVIC])을 본 실험 전에 5초간 측정하였다(Table 2).

본 실험에 있어서 전족부 아웃솔은 EVA (Ethylene-Vinyl Acetate) 소재를 사용하여 신발 바닥 전족부에 0, 10, 20° 각도로 제작하여 고정 시켰다(Figure 1). 경사로의 경우 상하 및 좌우 흔들림을 최소화하기 위해 철골 구조 위에 0.1 m 두께의 합판 재질을 사용하여 길이 5.5 m, 너비 1.2 m, 각도 0° 와 –20° 접이식 경사로를 자체 제작하였다(Figure 2).

Table 1. Electrode placement for selected muscles

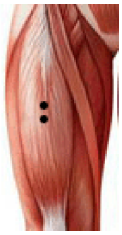
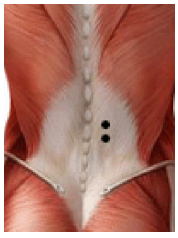
Muscle	Electrode placement	
RF	50% of distance between ASIS and apex of patella	
BF	50% of distance between ischial tuberosity and caput fibula	
TA	35% of distance between patella bottom and lateral ankle joint space	
MG	35% of distance between medial knee joint space and calcaneal tuberosity	
LG	30% of distance between lateral knee joint space and calcaneal tuberosity	
ES	2 cm from the spine over the muscle mass	

Table 2. MVIC measruement

Muscle	Body position
RF	Sit on the table; shank vertically down. Resistance applied backward against the ankle.
BF	Sit on the table; shank vertically down. Resistance applied forward against the ankle Gastrocnemius.
TA	Sit on the table; shank vertically down. Resistance applied backward against the toe.
MG, LG	Standing upright. Resistance applied downward against the shoulders.
ES	Lie face down; Resistance applied downward against the thigh and the shoulders.

3. 실험 절차

모든 피험자들은 데이터 수집 전 내리막 경사로 보행에 대한 사전 설명을 통해 실험절차를 인지하였고, 자연스러운 보행 동작 유발을 위해 보행 연습을 수차례 실시한 뒤 실험에 참가하였다. 피험자들의 자연스런 동작을 유도하고 표면전극 부착을 용이하게 하기위해 상의는 탈의시키고, 하의는 짧은 타이즈를 착용시켰다.

피험자는 자신의 발 크기에 적합한 전족부 아웃솔 부착 신발을 착용하였으며, 전족부 아웃솔의 각도 변화(0, 10, 20°)는 무작위 순으로 선택하였다. 또한 본 연구에서 피험자의 보행 속도차에 따른 가변 요인을 통제하기 위해 1.2±0.1 m/s의 보행 속도로 경사로 보행 동작을 수행하였다.

4. 자료 분석

1) 주요 국면 및 구간 설정

본 연구에서는 분석의 용이성을 위해 영상 자료를 통해 RHC1 (right heel contact1), LTO (left toe take-off), LHC (left heel contact), RTO (right toe take-off), RHC2 (right heel contact2)의 5개 중요 국면과 RHC-LTO(initial double limb stance [IDLS]), LTO-LHC(initial single limb stance [ISLS]), LHC-RTO(terminal double limb stance [TDLS]), RTO-RHC2(terminal single limb stance [TSLS])의 4개 구간을 설정하였다(Figure 3).

2) 근전도 분석

근전도 신호는 EMGworks Analysis Program으로 분석하였으며, 일차적으로 얻어진 자료는 전파 정류 후, 10 Hz의 고역통과 필터와 350 Hz의 저역통과 필터를 사용하여 필터링하였다. 이후 얻어진 적분근전도 값은 최대 정적 수축 근전도 값(MVIC)을 사용하여 표준화 시키고 구간별 평균 적분 근전도 값과 최대적분 근전도 값을 계산하였다.

표준화된 적분 근전도 값은 아래의 공식에 의해 계산되었다:

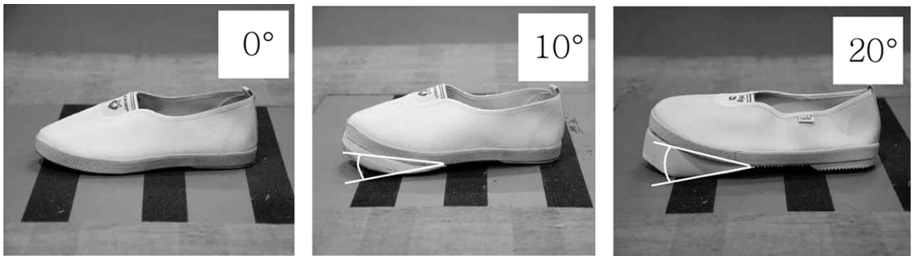


Figure 1. Shoes varying in forefoot outsole

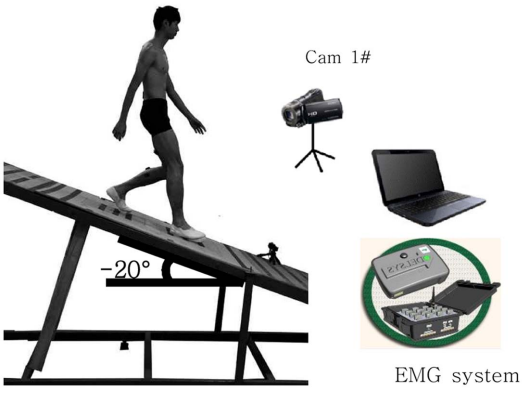


Figure 2. Experimental equipment

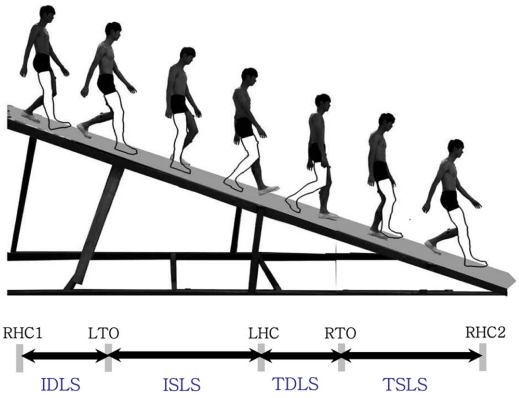


Figure 3. Critical instants & phases

$$nEMG = \frac{EMG_{raw}}{EMG_{\max}}$$

여기서 *nEMG*는 표준화된 적분 근전도 값, EMG_{raw}는 실제 측정 자료의 근전도 값, $EMG_{\max}$는 최대 정적 수축 근전도 값이다.

구간별 최대적분 근전도 값은 구간별 50 ms-이동평균값(moving average)을 통해 얻어진 표준화된 적분 근전도값의 최대값으로 제시되었고, 구간별 평균 적분 근전도 값은 아래의 공식에 의해 계산되었다:

구간별 평균 적분 근전도 $\int_t^{t+T} |nEMG(t)|dt$

여기서 t는 특정 동작 구간의 시작점, T는 특정 구간의 동작 소요시간이다.

5. 통계 처리

본 연구에서는 내리막 보행 시 전족부에 부착한 아웃솔의 각도 차이가 근육활동에 유의한 차이를 발생시키는지 알아보기 위해 통계 프로그램 SPSS 18.0(IBM, USA)을 이용하여 반복측정 일원변량분석(One way ANOVA with repeated measure)를 실시하였으며, 유의성 수준은 α=.05로 설정하였다.

III. 결 과

1. 근전도 비교 분석

1) IDLS 구간의 평균 및 최대적분 근전도 값

IDLS 구간에서 발 전족부 부착형 아웃솔의 경사각이 각각 0, 10, 20° 일 때(이하 0° 슈즈, 10° 슈즈, 20° 슈즈로 줄임) 경사로 보행시 평균적분 근전도 값과 최대적분 근전도 값은 <Table 3>, <Figures 4-5>와 같이 나타났다.

<Table 3>에서 나타난 바와 같이 대퇴직근의 평균적분 근전도 값은 0° 슈즈가 10° 슈즈와 비교하여 유의하게 감소하였으나(p<.05) 0° 슈즈와 20° 슈즈의 비교에서는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 대퇴이두근의 경우 0° 슈즈가 20° 슈즈와 비교하여 통계적으로 유의하게

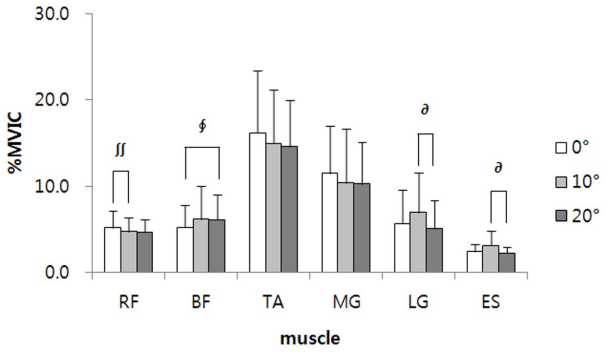


Figure 4. Average IEMG during IDLS (%MVIC)

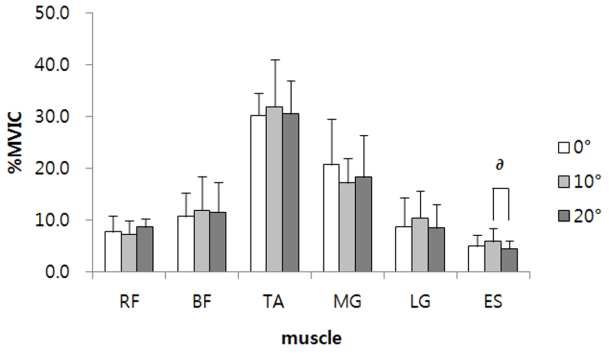


Figure 5. Peak IEMG during IDLS (%MVIC)

Table 3. Average IEMG and peak IEMG during initial double limb stance

muscle	Average IEMG(%MVIC)			Peak IEMG(%MVIC)		
	Walking over -20 degree ramp			Walking over -20 degree ramp		
	0° shoes	10° shoes	20° shoes	0° shoes	10° shoes	20° shoes
RF	5.2(1.9)§§	4.7(1.6)§§	4.7(1.5)	7.8(3.1)	7.4(2.6)	8.7(1.5)
BF	5.2(2.6)ƒ	6.2(3.8)	6.1(2.9)ƒ	10.8(4.6)	11.9(6.6)	11.6(5.8)
TA	16.2(7.2)	15.0(6.2)	14.6(5.4)	30.3(4.3)	32.0(9.0)	30.6(6.5)
MG	11.5(5.5)	10.4(6.2)	10.3(4.8)	20.8(8.8)	17.2(4.7)	18.4(8.1)
LG	5.7(3.9)	7.0(4.6)∂	5.1(3.3)∂	8.8(5.7)	10.5(5.3)	8.6(4.7)
ES	2.4(.8)	3.1(1.7)∂	2.3(.7)∂	5.0(2.1)	5.90(2.5)∂	4.5(1.5)∂

note. §§ Significant difference between downhill walking of 0° shoes and 10° shoes at p<.05
ƒ Significant difference between downhill walking of 0° shoes and 20° shoes at p<.05
∂ Significant difference between downhill walking of 10° shoes and 20° shoes at p<.05
RF (Rectus femoris), BF (Biceps femoris), TA (Tibialis anterior), LG (Lateral gastrocnemius), MG (Medial gastrocnemius), ES (Erector spinae)

Table 4. Average IEMG and peak IEMG during initial single limb stance

muscle	Average IEMG(%MVIC)			Peak IEMG(%MVIC)		
	Walking over -20 degree ramp			Walking over -20 degree ramp		
	0^o shoes	10^o shoes	20^o shoes	0^o shoes	10^o shoes	20^o shoes
RF	5.6(2.1)	5.4(1.9)	5.2(1.8)	12.4(5.2) ∂	11.6(4.8)	14.1(3.6) ∂
BF	3.9(1.2) ∮	4.0(1.3) ∂	5.1(2.0) ∮ ∂	11.1(4.8)	10.9(4.9)	12.2(5.5)
TA	5.7(2.0)	5.9(.8)	6.0(2.0)	16.2(3.6)	15.6(3.8)	16.1(1.8)
MG	5.0(1.2)	6.0(2.4)	5.7(1.5)	14.1(3.7) ∬	16.5(4.5) ∬	15.4(5.1)
LG	7.5(5.2)	6.6(5.1)	6.6(5.4)	14.7(9.3) ∬	8.2(1.4) ∬	10.6(4.6)
ES	1.8(.3)	1.9(.4)	2.0(.6)	8.5(2.6)	10.6(4.4)	9.8(4.5)

note. ∬ Significant difference between downhill walking of 0^o shoes and 10^o shoes at $p<.05$
∮ Significant difference between downhill walking of 0^o shoes and 20^o shoes at $p<.05$
∂ Significant difference between downhill walking of 10^o shoes and 20^o shoes at $p<.05$
RF (Rectus femoris), BF (Biceps femoris), TA (Tibialis anterior), LG (Lateral gastrocnemius), MG (Medial gastrocnemius), ES (Erector spinae)

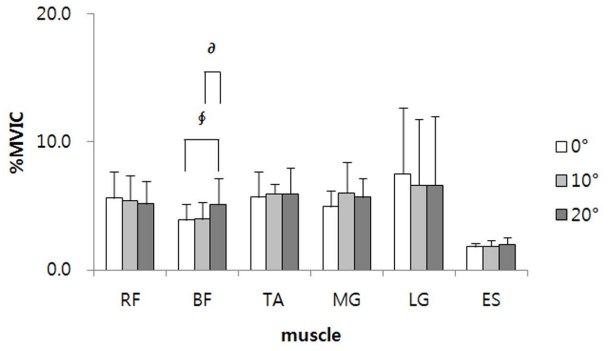


Figure 6 Average IEMG during ISLS (%MVIC)

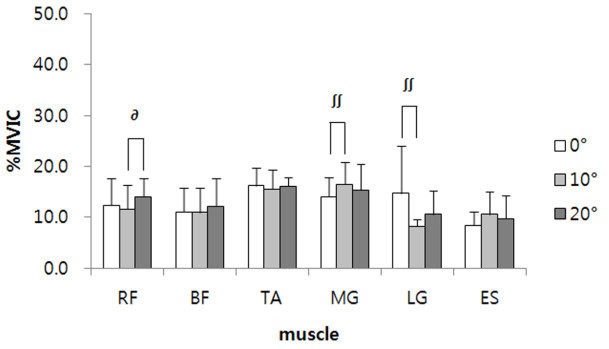


Figure 7 Peak IEMG during ISLS (%MVIC)

감소하였고 0ºº 슈즈와 10º 슈즈의 비교에서는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 외측비복근 및 척추기립근의 경우 10º 슈즈가 20º 슈즈와 비교하여 통계적으로 유의하게 증가하였으나 0º 슈즈와 10º 슈즈, 0º 슈즈와 20º 슈즈의 비교에서는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 전경골근 및 내측비복근의 경우 세 집단간 통계적인 유의차가 나타나지 않았다.

척추기립근의 최대적분 근전도 값은 10º 슈즈가 20º 슈즈와 비교하여 유의하게 감소하였으나($p<.05$) 0º 슈즈와 10º 슈즈, 0º 슈즈와 20º 슈즈의 비교에서는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 대티직근, 대퇴이두근, 전경골근, 내측비복근 및 외측비복근의 경우 세 집단간 통계적인 유의차가 나타나지 않았다.

2) ISLS 구간의 평균 및 최대적분 근전도 값

ISLS 구간에서 평균적분 근전도 값과 최대적분 근전도 값은 <Table 4>, <Figures 6-7>과 같이 나타났다. <Table 4>에서 나타난 바와 같이 대퇴이두근의 평균적분 근전도 값은 0º 슈즈가 20º 슈즈와 비교하여 유의하게 감소하였고 ($p<.05$), 10º가 슈즈가 20º 슈즈와 비교하여 유의하게 감소하였으나 0º 슈즈와 10º 슈즈의 비교에서는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 대퇴직근, 전경골근, 내측비복근, 외측비복근 및 척추기립근의 경우 세 집단간 통계적인 유의차가 나타나지 않았다.

대퇴직근의 최대적분 근전도 값은 0º 슈즈가 20º 슈즈와 비교하여 유의하게 감소하였으나($p<.05$), 0º 슈즈와 10º 슈즈의 비교에서는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 내측비복근 및 외측비복근의 경우 0º 슈즈가 10º 슈즈와 비교하여 유의하게 감소하였으나 0º 슈즈와 20º 슈즈의 비교에서는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 대퇴이두근, 전경골근 및 척추기립근의 경우 세 집단간 통계적인 유의차가 나타나지 않았다.

Table 5. Average IEMG and peak IEMG during terminal double limb stance

muscle	Average IEMG(%MVIC)			Peak IEMG(%MVIC)		
	Walking over -20 degree ramp			Walking over -20 degree ramp		
	0° shoes	10° shoes	20° shoes	0° shoes	10° shoes	20° shoes
RF	3.5(1.7)	3.1(.8) ∂	2.8(.8) ∂	5.8(2.6)	6.6(1.8) ∂	5.3(1.2) ∂
BF	2.5(.8) ∮	3.3(1.8)	3.9(1.7) ∮	5.4(1.5) ∬	5.6(3.0) ∬ ∂	7.9(3.7) ∂
TA	11.0(3.4) ∬ ∬ ∮	13.1(3.6) ∬	14.0(5.1) ∮	19.6(5.7)	20.0(3.7)	22.1(4.4)
MG	2.5(1.3)	2.2(.7) ∂	2.8(1.1) ∂	5.2(3.8)	3.6(1.3) ∂	5.0(1.4) ∂
LG	3.6(2.8)	2.6(1.1)	2.9(1.7)	7.8(5.8) ∮	4.4(1.5)	5.0(2.6) ∮
ES	4.5(1.6) ∬	6.1(2.4) ∬ ∂	5.0(1.6) ∂	9.3(2.7) ∬	13.0(5.0) ∬ ∂	10.0(3.5) ∂

note. ∬ Significant difference between downhill walking of 0° shoes and 10° shoes at $p<.05$
∮ Significant difference between downhill walking of 0° shoes and 20° shoes at $p<.05$
∂ Significant difference between downhill walking of 10° shoes and 20° shoes at $p<.05$
RF (Rectus femoris), BF (Biceps femoris), TA (Tibialis anterior), LG (Lateral gastrocnemius), MG (Medial gastrocnemius), ES (Erector spinae)

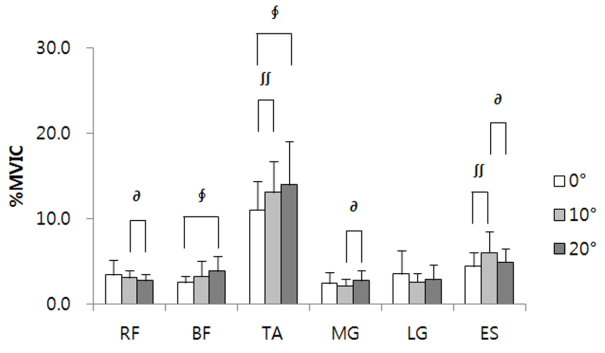


Figure 8 Average IEMG during TDLS (%MVIC)

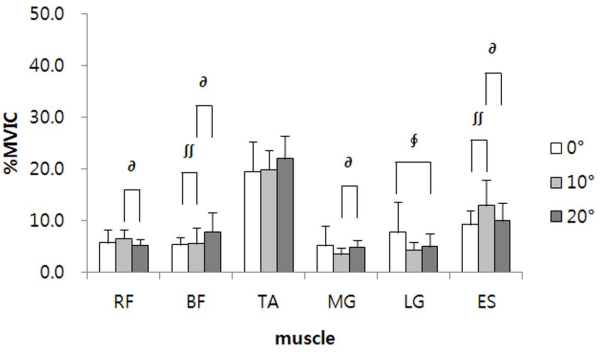


Figure 9 Peak IEMG during TDLS (%MVIC)

3) TDLS 구간의 평균 및 최대적분 근전도 값

TDLS 구간에서 평균적분 근전도 값과 최대적분 근전도 값은 <Table 5>, <Figures 8-9>과 같이 나타났다. <Table 5>에서 나타난 바와 같이 대퇴직근 및 내측비복근의 평균적분 근전도 값은 10° 슈즈가 20° 슈즈와 비교하여 유의하게 증가하였으나($p<.05$), 0° 슈즈와 10° 슈즈, 0° 슈즈와 20° 슈즈의 비교에서는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 전경골근의 경우 0° 슈즈가 10° 및 20° 슈즈와 비교에서 유의적으로 감소하였다. 척추기립근의 경우 0° 슈즈가 10° 슈즈와 비교하여 유의하게 감소하였으나 10° 슈즈와 20° 슈즈의 비교에서 10° 슈즈가 20° 슈즈보다 유의하게 증가하였다. 하지만 0° 슈즈와 20° 슈즈의 비교에서는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 외측비복근의 경우 세 집단에서 통계적인 유의차가 나타나지 않았다.

대퇴직근 및 내측비복근의 최대적분 근전도 값은 10° 슈즈가 20° 슈즈와 비교하여 유의하게 증가하였으나($p<.05$), 0° 슈즈와 10° 슈즈, 0° 슈즈와 20° 슈즈의 비교에서는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 대퇴이두근 및 척추기립근의 경우 0° 슈즈가 10° 슈즈의 비교하여 통계적으로 유의하게 감소하였고 10° 슈즈와 20° 슈즈의 비교에서 10° 슈즈가 20° 슈즈보다 유의하게 증가하였다. 하지만 0° 슈즈와 20° 슈즈의 비교에서는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 외측비복근의 경우 0° 슈즈가 20° 슈즈와 비교하여 통계적으로 유의하게 증가하였으나 0° 슈즈와 10° 슈즈의 비교에서는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 전경골근의 경우 세 집단간 통계적인 유의차가 나타나지 않았다.

4) TSLS 구간의 평균 및 최대적분 근전도 값

TSLS 구간에서 평균적분 근전도 값과 최대적분 근전도 값은 <Table 6>, <Figures 10-11>와 같이 나타났다. <Table 6>에서 나타난 바와 같이 대퇴직근의 평균적분 근전도 값은 0° 슈즈가 20° 슈즈와 비교하여 유의하게 감소하였고($p<.05$), 10°가 슈즈가 20° 슈즈와 비교하여 유의하게 감소하였으나 0° 슈즈와 10° 슈즈의 비교에서는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 대퇴이두근, 외측비복근 및 경우 10° 슈즈가 20° 슈즈와 비교하여 통계적으로 유의하게 증가하였으나 0° 슈즈와 10° 슈즈, 0° 슈즈와

Table 6. Average IEMG and peak IEMG during terminal single limb stance

muscle	Average IEMG(%MVIC)			Peak IEMG(%MVIC)		
	Walking over -20 degree ramp			Walking over -20 degree ramp		
	0° shoes	10° shoes	20° shoes	0° shoes	10° shoes	20° shoes
RF	2.4(.7) ∮	2.4(0.7) ∂	2.6(.8) ∮ ∂	5.1(1.7)	4.2(0.8) ∂	6.5(2.3) ∂
BF	5.3(2.8)	4.6(0.8) ∂	4.0(.9) ∂	13.1(4.8) ∬	11.8(2.4) ∬ ∂	11.1(5.3) ∂
TA	5.0(3.4)	6.1(3.6)	7.0(5.1)	9.6(5.7)	10.0(3.7)	12.1(4.4) ∫
MG	2.7(1.1) ∬	2.2(1.1) ∬	2.6(.8)	3.8(1.6)	3.5(1.3)	4.5(1.4)
LG	2.7(2.1)	2.9(1.5) ∂	2.1(1.1) ∂	4.2(2.5)	3.9(1.5) ∂	4.1(1.5) ∂
ES	2.2(1.0)	2.0(.8) ∂	2.4(1.1) ∂	5.9(2.3)	6.4(2.2)	6.4(2.8)

note. ∬ Significant difference between downhill walking of 0° shoes and 10° shoes at $p<.05$
∮ Significant difference between downhill walking of 0° shoes and 20° shoes at $p<.05$
∂ Significant difference between downhill walking of 10° shoes and 20° shoes at $p<.05$
RF (Rectus femoris), BF (Biceps femoris), TA (Tibialis anterior), LG (Lateral gastrocnemius), MG (Medial gastrocnemius), ES (Erector spinae)

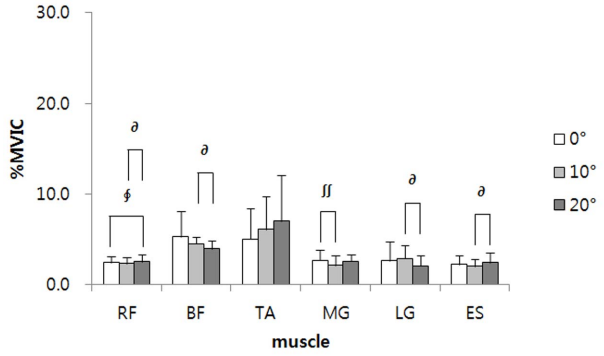


Figure 10 Average IEMG during TSLS (%MVIC)

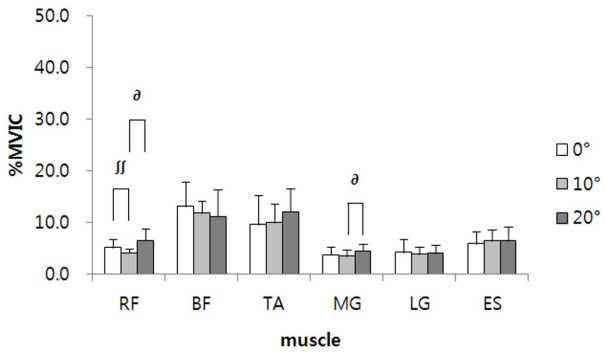


Figure 11 Peak IEMG during TSLS (%MVIC)

20° 슈즈의 비교에서는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 척추기립근의 경우 10° 슈즈가 20° 슈즈와 비교하여 통계적으로 유의하게 감소하였으나 0° 슈즈와 10° 슈즈, 0° 슈즈와 20° 슈즈의 비교에서는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 내측비복근의 경우 0° 슈즈가 10° 슈즈와 비교하여 유의하게 증가하였으나 0° 슈즈와 20° 슈즈의 비교에서는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 전경골근의 경우 세 집단간 통계적인 유의차가 나타나지 않았다.

대퇴직근 및 외측비복근의 최대적분 근전도 값은 10° 슈즈가 20° 슈즈와 비교하여 통계적으로 유의하게 감소하였으나 0° 슈즈와 10° 슈즈, 0° 슈즈와 20° 슈즈의 비교에서는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 대퇴이두근의 경우 0° 슈즈가 10° 슈즈와 비교하여 통계적으로 유의하게 증가하였고 10° 슈즈와 20° 슈즈의 비교에서 10° 슈즈가 20° 슈즈보다 통계적으로 유의하게 증가하였지만 0° 슈즈와 20° 슈즈의 비교에서는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 전경골근, 내측비복근 및 척추기립근의 경우 세 집단간 통계적인 유의차가 나타나지 않았다.

IV. 논 의

IDLS 구간에서는 하지 분절이 인체의 중심선 앞쪽에 위치함으로써 고관절이 굴곡되고 슬관절이 신전된다. 또한 족관절이 순간 저측굴곡 되었다가 전방으로의 체중 이동 후 배측굴곡이 발생된다(Perry & Burnfield, 2010).

이 구간에서는 경사로 보행 시 앞발이 뒷발보다 낮은 위치에서 착지가 이루어지기 때문에 체중에 의한 충격을 흡수하고 신체 중심을 안정적으로 유지하기 위해 앞발의 전반적인 근육활동이 증가하는 것으로 판단된다. Ounpuu (1990)는 내림 경사로 보행 시 신체 질량에 의한 충격력 발생이 증가됨을 보고하였다. 선행 연구의 결과와 같이 전방으로 신체 중심 이동이 이루어질 때 앞발에 주어지는 충격력을 제어하기 위해 경사로 보행 시 전경골근 및 비복근의 근활성도 값이 증가하는 것으로 판단된다.

IDLS 구간에서 전족부 부착형 아웃솔의 경사각이 클수록 저측굴곡 동작이 오랫동안 유지되어 내측비복근의 근육활동이 감소하였으며, 외측비복근의 경우 20° 슈즈는 0° 슈즈와 비교하여 유의하게 감소하였고 10° 슈즈와 비교하

여 통계적 유의차는 나지 않았지만 평균적 근육활동은 감소하였다. Perry와 Burnfield (2010)는 평지보행에서 초기 10% 지점에서 초기 양하지입각기가 끝나고, 디딤발의 발바닥이 평지와 수평이 되며, 비복근은 동작의 시작 9% 시기부터 40% 지점까지 그 강도가 점진적으로 증가한다고 보고하였다. 따라서 20º 슈즈의 전족부 부착형 아웃솔이 인위적으로 평지와 유사한 형태의 발목 각도를 유지시켜 줌으로써 배측굴곡의 가동범위가 평지 보행과 유사하게 발생하여 그 근전도치 또한 0º와 10º 슈즈와 비교하여 감소하게 나타나는 것으로 판단된다.

Neumann (2002)은 발뒤꿈치가 지면에 닿는 순간 종골 후면에 체중이 전달되며, 이때 발목의 저측굴곡을 감소시키기 위해 전경골근의 근육활동이 급격히 증가한다고 보고하였다. 따라서 경사로 기울기에 따른 전경골근의 근육활동 증가는 체중지지와 발목관절의 안정성 유지를 위해 발생되어진 것으로 판단된다. 본 연구에서 전족부 부착형 아웃솔의 각도가 증가할수록 근육활동이 감소한 것은 전족부 부착형의 아웃솔이 충격 흡수와 발목관절의 안정성 유지에 도움을 주어 전경골근의 수축시간을 단축시켜 주기 때문이라 판단된다.

IDLS 구간동안 발목 관절은 안정적으로 체간의 균형과 무게중심의 좌우 이동을 최소화하며, 무게중심의 상하 이동을 자연스럽게 가져가기 위해 전경골근을 활성화 시키는 것으로 보인다. 또한 이 구간에서 비복근의 근육활동은 전경골근과 함께 대퇴 및 체간의 균형을 유지하기 위해 상호 보완적으로 활성화 된 것으로 판단된다. 이러한 결과는 비복근과 전경골근의 상호작용이 초기 입각기 동안 발 움직임의 안정화와 발목관절의 안정성에 기여 한다는 선행연구의(An et al., 2007) 결과와도 유사하다.

ISLS 구간은 하지 분절이 인체의 중심선보다 전방에 위치한 후 후방으로 이동하는 구간이다. 이 구간 전반부에는 고관절과 슬관절이 신전되고 족관절이 저측굴곡하는 상태이며, 후반부에서는 슬관절이 굴곡되고 족관절이 배측굴곡된다(Perry & Burnfield, 2010).

경사로 보행 시 전족부 아웃솔의 각도변화에 따른 대퇴이두근의 근육활동은 20º 슈즈가 0º 및 10º 슈즈보다 통계적으로 유의하게 증가되었다. 이러한 결과는 전족부 부착형 아웃솔의 각도가 증가할수록 발의 전족부가 비정상적으로 높아져 불안정한 보행 자세가 유발되고 이를 보상하기 위해 대퇴의 근육활동이 증가한 것으로 사료된다. Nigg, Hintzen과 Ferber (2006)는 일반신발을 신었을 때와 불안정한 신발을 신었을 때 신체의 안정성을 높이기 위해 족관절뿐 아니라 무릎관절과 고관절을 동시에 활용함으로써 하지의 근육활동량이 증가한다고 보고하였다.

이 구간에서 전족부 부착형 아웃솔의 각도가 발목 저측굴곡근의 평균근육활동에는 통계적인 유의차를 발생시키지 못하였지만 최대근육활동에서는 전족부 부착형 아웃솔의 각도가 작을수록 증가하였다. 하지만 통계적 표준편차가 심한 것으로 보아 비복근의 근육활동 형태에 개인차가 있는 것으로 판단된다. 비복근은 추진력을 발생시키는 주동근으로써 높은 근육활동이 필요 되지만, 경사로 보행에서는 중력의 작용에 의한 무게중심 이동이 발생되어 추진력으로써 비복근의 역할은 상대적으로 감소하고 전족부 아웃솔의 각도가 클수록 비복근의 근수축이 줄어들었다.

전족부 부착형 아웃솔의 각도에 따른 척추기립근의 근육활동은 통계적인 유의차가 발생하지 않았다. 하지만 0º 슈즈보다 10º 및 20º 슈즈 착용 후 보행 시에 척추기립근의 근육활동이 증가한 것으로 나타났다. Neumann (2002)의 보행 연구에서 척추기립근은 발뒤꿈치 닿기 직후에 체간의 전방 운동량을 조절한다고 하였다. 따라서 이 구간에서 전족부 부착형 아웃솔의 각도가 증가될 때 체간의 균형 유지를 위해 의도적으로 상체를 보다 후방으로 신전시키는 것으로 판단된다.

TDLS 구간에서는 하지 분절이 인체의 중심선보다 뒤쪽에 위치하고, 경사로 보행 시에는 뒷발의 추진력보다는 중력에 의한 체간의 이동이 이루어진다.

이 구간동안 전족부 아웃솔의 각도변화에 따른 전경골근의 근육활동은 0º 슈즈가 10º 및 20º 슈즈보다 통계적으로 유의하게 감소하는 것으로 나타났다. 전족부 부착형 아웃솔의 각도가 증가할수록 근육활동이 증가하는 것으로 보아 전족부 부착형 아웃솔의 각도로 인해 전족부가 상대적으로 높아져 슬관절의 굴곡각이 증가되고, 완전한 발목의 저측굴곡이 이루어지지 않은 상태에서 몸을 전방으로 추진하기 때문인 것으로 판단된다. 대퇴이두근 또한 전족부 부착형 아웃솔의 각도가 증가할수록 근육활동이 증가하는 것은 슬관절 굴곡의 증가에 의한 것으로 판단된다. 따라서 경사로 보행 시 전족부 부착형 슈즈가 IDLS 구간과 ISLS 구간에서는 효과적인 기능을 발생시킨다고 할 수 있지만, TDLS 구간에서는 그 효용성이 감소하는 것으로 사료된다.

TSLS 구간은 발이 지면과 접촉하지 않는 공중기 구간으로써 고관절과 슬관절의 굴곡이 증가하고 족관절은 배측굴곡된다. Winter (1990)는 이 구간 동안에 일어나는 대부분의 슬관절 굴곡은 하지에서 발생되는 수동적인 분절간 동역학(passive intersegmental dynamics)과 최소한의 비복근 근육활동에 의해 유발된다고 밝혔다. Neumann (2002)은 평지 보행의 경우 이 구간에서 전경골근은 발가락이 지면에 걸리지 않게 하기 위해 족관절을 배측굴곡 시킨다고 보고하였다.

TDLS 구간 이후 하지는 관성에 의해 자연스럽게 스윙이 발생되지만, 경사로 보행의 경우 경사각 때문에 슬관절이 완전히 신전되지 못한다. 따라서 전족부 부착형 아웃솔의 각도가 클수록 족관절이 배측굴곡된 상태에서 신체 중

심 이동이 발생되며, 전족부 부착형 아웃솔의 각도 증가에 비례하여 전경골근의 근육활동이 증가하는 것은 발목의 배측 굴곡을 증가시켜 발을 바닥에 끌지 않고 안정된 착지를 하기 위한 전략으로 판단된다.

내리막 보행의 경우 하지근육 약화와 하지근력 불균형에 따른 보행의 불안정성 때문에 미끄러지거나 균형을 잃어 낙상하는 빈도가 평지 보행에 비해 현저히 높게 나타난다(Redferm & DiPasquale, 1997; Turner et al., 2008). 이러한 선행연구의 결과와 본 연구의 결과를 종합적으로 살펴보면 내리막 보행 시 전족부 부착형 아웃솔의 각도가 증가할수록 인위적인 계단 보행과 유사한 상황이 만들어져 근육의 활동이 증가하는 것으로 판단된다.

V. 결론 및 제언

본 연구는 내리막 보행시 발 전부족 부착형 아웃솔의 각도 변화가 척추기립근과 하지근의 근활성도에 미치는 영향을 분석하는데 있다. 본 연구를 수행한 결과 IDLS 구간에서 내측 및 외측비복근의 경우 20º 슈즈는 0º 슈즈나 10º 슈즈에 비해 평균적으로 근육활동이 감소하였습니다.

ISLS 구간에서 척추기립근의 경우 전족부 부착형 아웃솔의 각도가 클수록 근육활동이 증가된 것으로 나타났다.

TDLS 구간에서 전경골근의 경우 20º 슈즈는 0º 및 10º 슈즈보다 하지의 근육활동이 유의하게 증가되었습니다.

본 연구의 결과를 통해 내림 경사로 보행 시 전족부 부착형 슈즈가 IDLS 구간과 ISLS 구간에서 발목관절의 안정성을 높여 내림 경사로 보행 운동에서 발생될 수 있는 문제점 해결에 긍정적인 기능을 수행하는 것으로 나타났다. 하지만 TDLS 구간에서는 신발 전족부 부착형 슈즈의 효용성이 떨어지는 것으로 나타났다. 따라서 이러한 단점을 보완할 수 있는 새로운 형태의 부착형 구조물을 개발·적용한 생체역학적 연구가 추후 필요할 것으로 판단된다. 또한 신발 전족부 부착형 구조물이 인체 근골격계에 미치는 직접적인 영향을 밝혀내기 위해 지면반력기를 활용한 운동역학적 변인에 대한 분석 연구가 필요할 것으로 판단된다.

참고문헌

An, S. Y., Kim, S. B., & Lee, K. K. (2007). A Comparative Study of Characters of Muscle Activity in Lower Limb and Gait Pattern on Type of Heel Rockers. *Korean Journal of Sport Biomechanics,* 17(1), 111-119.

Chae, W. S. (2006). The effects of wearing roller shoes on ground reaction force characteristics during walking, *Korean Joumal of Sport Biomechanics,* 16(1), 101-108.

Choi, J. S., Kang, D. W., Mun, K. R., Bang, Y. H., & Tack, G. R. (2010). Comparison of kinematic factors between old and young people during walking on level and uneven inclined surfaces. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 20(1), 33-39.

Clarkson, P. M., & Hubal, M. J.(2002). Exercise-induced muscle damage in humans. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation,* 81(11), 52–69.

Dufek, J. S., & Bates, B. T. (1990). The evaluation and prediction of impact forces during landings. *Medicine and Science in Sports and Exercise,* 22(2), 370-377.

Ebbeling, C. B., & Clarkson, P. M. (1989). Exercise-induced muscle damage and adaptation. *Sports Med*, 7(4), 207-234.

Franz, J. R., Lyddon, N. E., & Kram. R. (2012). Mechanical work performed by the individual legs during uphill and downhill walking. *Journal of Biomechanics*, 45, 257-262.

Go, Y. W., & Yoo, K. S. (2011). A relationship of energy efficiency between external work and energy expenditure during the hiking. *The Korea Journal of Sports Science*, 20(5), 1239-1250.

Gu, Y., Rong, M., & Ruan, G. (2011). The outsole pressure distribution character during high-heeled walking. *Procedia Environmental Sciences*, 8, 464-458.

Han, J. T., Kim, S. H., & Bae, S. S. (2006). The 3-D motion analysis of kinematic variety on lower extremities during ramp descent at different inclinations. *the Journal of Physical Therapy Korea*, 13(2), 16-25.

Han, J. T., & Whang, B. G. (2010). Analysis of plantar foot pressure and pathway of cop depending on inclination of descending ramp. *the Journal of Korean Contents,* 10(8), 257-265.

Hwang, Y. T., & Park, R. J. (2008). The Study of erector spinae onset time and lumbar flexion angle on loading in patients with chronic low back pain. *Journal of Rehabilitation Research,* 12(2), 47-62.

Kerr, R., Arnold, G., Cochrane, L., Drew, T., & Abboud, R. (2006). The effect of shoes on ankle injuries. *Journal of Biomechanics,* 39(1), 110.

Kuster, M., Sakurai, S., & Wood, G. A. (1995). Kinematic and kinetic comparison of downhill and level walking. *Clinical Biomechanics,* 10(2), 79-84.

Lafortune, M. A., & Hennig, E. M. (1992). Cushioning properties of footwear during walking: accelerometer and force platform measurements. *Clinical Biomechanics*, 7, 181-184.

Mair, J., Koller, A., Dworzak, A. E., Haid, C., Wicke, K., Judmaier, W., & Puschendorf, B. (1992). Effects of exercise on plasma myosin heavy chain fragments and MRI of skeletal muscle. *Journal of Applied Physiology*, 72(2), 656–663.

Marqueste, T., Decherchi, P., Messan, F., Kipson, N., Grelot, L., & Jammes, Y. (2004). Eccentric exercise alters muscle sensory motor control through the release of inflammatory mediators. *Brain Research,* 1023(2), 222–230.

McVay, E. J., & Redfern, M. S. (1994). Rampway safety: Foot forces as a function of rampway angle l. *Am. Ind. Hyg. Assoc. J.* 55(7), 626-634.

Neumann, D. A. (2002). *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for physical rehabilitation.* 1st edition. St Louis: Mosby, Inc.

Nigg, B., Hintzen, S., & Ferber, R. (2006). Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics. *Clini-*

cal Biomechanics, 21(1), 82-88.

Ounpuu, S. (1990). The biomechanics of running: a kinematic and kinetic analysis. *Instructional Course Lectures*, 39, 305-318.

Park, E. Y., Kim, W. H., Kim, G. M., & Cho, S. H. (1999). Effects of High-heel Shoes on EMG activities of rectus femoris and biceps femoris. *the Journal of Physical Therapy Korea*, 6(2), 32-42.

Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function.* 2nd edition. New Jersey: SLACK, Inc.

Redfern, M. S. & DiPasquale, J. (1997). Biomechanics of descending ramps. *Gait and Posture,* 6(2), 119-125.

Stefanyshyn, D. J., Nigg, B. M., Fisher, V., O'Flynn, B., & Lin, W. (2000). The Influence of high heeled shoes on kinematics , kinetics , and muscle emg of normal female gait. *Journal of Applied Biomechanics,* 16(3), 309-319.

Turner, D. E., Helliwell, P. S., Siegel, K. L., & Woodburn, J. (2008). Biomechanics of the foot in rheumatoid arthritis: Identifying abnormal function and the factors associated with localized disease impact. *Clinical Biomechanics,* 23, 93-100.

U. S. Department of health and Human Service. (1993). *Selected Topics in Surface Electromyography for use in the Occupational Setting: Expert Perspectives*(DHHS Publication No. 91-100). Wschington, DC: U.S. Government Printing Office.

Winter, D. A. (1990). *The Biomechanics and Motor Control of Human Movement: Normal, Elderly and Pathological.* 2nd edition. New York: Wiley-Interscience, Inc.