

Effects of detachable forefoot outsole angles and shapes on muscle activity of the lower extremity during downhill walking

Haeng-Seob Lee, Jae-Hu Jung, & Woen-Sik Chae*

Kyungpook National University

[Purpose] The purpose of this study was to evaluate the effect of detachable forefoot outsole on muscle activity of the lower extremity during downhill walking. **[Methods]** Thirteen male university students (age: 23.5±2.1 yrs, height: 175.7±4.6 cm, weight: 651.9±55.5 N) who have no musculoskeletal disorder were recruited as the subjects. Each subject walked down 20° ramp with forefoot's design for the detachable outsole's angle(5°, 10° and 20°) and type(A and B). To assess the myoelectric activities of selected muscles, six of surface EMG(QEMG8, Laxtha Inc. Korea, sampling frequency = 1,024 Hz, gain = 1,000, input impedance > 1012 Ω, CMRR > 100 dB) electrodes with on-site pre-amplification circuitry were attached to ES, RF, BF, TA, LG, and MG. For each dependent variable, two-way ANOVA with repeated measures was used to determine whether there were significant differences among forefoot's design for the detachable outsole's angle and type (p<.05). When correlation effect was not statistically significant, post hoc analyses were performed using the multiple comparison through bonferroni, and if correlation effect was statistically significant, one-way ANOVA was performed as for the form of outsole which is an inter-group variable in order to find out simple main effect, and the paired t-test was performed to find out the angle of outsole, which is an intra-group variable. **[Results]** In IDLS phase, In terms of Rectus Femoris, 10°-B outsole showed statistically higher muscle movement than 5°-B, 5°-A outsole showed statistically higher muscle movement than 5°-B, 20°-A outsole showed statistically higher muscle movement than 20°-B. Among these outsoles, **[Conclusion]** 5°-B outsole was found to be the most useful outsole for improving stability and controlling the bodily movement due to the body weight load when walking down the ramp.

Key words: Downhill Walking, electromyography, detachable outsole

서론

등산 중 경사로 보행은 계단 보행을 대신 할 수 있는 보다 편리한 수직이동의 수단이며, 일반적으로 등산 운

동 시 지형의 특성상 계단보다 경사로 보행을 많이 수행하게 된다. 내림 경사로 보행의 경우 등산뿐만 아니라 일상생활에서 흔히 일어나는 미끄러짐 발생의 원인이 되기도 한다(Kim et al., 2001). Han et al.(2006)는 내림 경사로 보행 시 보행 형태의 극명한 변화는 -16° 이상의 내림 경사로에서 주로 발생된다고 보고하였다. 내림 경사로 보행은 하지근육 약화와 하지근력 불균형에 따른 보행의 불안정성 때문에 신체 중심 이동 시 신체의 안정성이 감소되어 신체 손상의 유발 가능성이 높아지

논문 투고일 : 2017. 02. 08.

논문 수정일 : 2017. 03. 27.

게재 확정일 : 2017. 04. 24.

* 교신저자 : 채원식(wschae@knu.ac.kr).

* 이 논문은 2014년도 정부(교육부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임(NRF-2014R1A1A2059404)

며, 미끄러지거나 균형을 잃어 낙상하는 빈도가 평지 보행에 비해 현저히 높아진다고 보고하였다(Redfern & DiPasquale, 1997; Turner et al., 2008).

미국의 경우 등산 중 부상은 등산객의 68-82%가 한번의 등산 중에 부상 또는 질병에 시달리고, 그 중 11-47% 발목 염좌, 5-59%가 미끄러짐 및 낙상 사고로 인한 열상, 찰과상, 골절로 나타났다(Gardner & Hill, 2002).

내림 경사로 보행의 경우 경사 각도가 증가할수록 보행 국면의 초기 접지기에서 발의 전단력(shearing force)이 커질 수 있다(McVay & Redfern, 1994). 발목 관절에서 일어나는 손상의 대부분은 발목의 무리한 좌우 꺾임으로 인해 발생하게 되고 발목의 과도한 외반(eversion)이나 경골회전(tibial rotation)은 발목 염좌(distortion)뿐만 아니라 무릎이나 고관절 등 하지 관절의 손상 원인이 된다(Hintermann et al., 1994).

Ounpuu(1990)는 내림 경사로 보행 시 근활성도에 대한 연구에서 무릎 굴곡근과 신전근의 수축력이 증가되고 신체 질량에 의한 충격력 발생이 증가됨을 보고하였다. 내리막 달리기와 걷기 동작에서 발생하는 반복적인 원심성 근수축은 지연성근통증(delayed onset muscle soreness; DOMS), 근손상 유발(Marqueste et al., 2004), 압통(tenderness)을 발생시킨다(Clarkson & Hubal, 2002; Ebbeling & Clarkson, 1989; Mair et al., 1992).

내림 경사로 보행은 등산 중 하산의 형태에서 많이 나타나며, 내림 경사로 보행을 이해하는 것은 낙상의 잠재적인 위험요소를 조절하는데 반드시 필요하다. 등산에 있어서 흔히 발생하는 사고는 발목 부상이며, 대부분의 발목 손상 질환은 하산 시 주로 발생된다.

가장 흔한 발목 부상은 염좌로 발목의 과도한 내반 동작에 의해 발목의 외측인대가 늘어나거나 파열되었을 때 통증과 함께 염증이 유발된다. 특히 이러한 상황이 지속적으로 반복되면 발목관절의 연골이 손상되고 추후 발목 관절염으로 악화될 수 있다. 따라서 올바른 등산용 신발의 착용은 발목의 안정성을 높여 갑작스런 발목의 내반 동작에 의해 발생하는 발목 외측 인대의 손상을 감소시키는 효과가 있는 것으로 밝혀졌다(Kerr et al., 2006).

신발의 아웃솔은 기능성 신발 개발에 있어 고려해야

하는 중요한 요소 중의 하나이기 때문에 그 구조에 따라 발의 압력과 하지근육 활동 특성이 다르게 나타난다(Park et al., 2012). 발과 지면사이에 위치하는 신발의 하부구조(밑창, 중창, 뒷굽, 안창)는 충격흡수, 접지능력, 운동조절 등 신발의 기능상 아주 중요한 부분을 차지하고 있다. 충격흡수와 접지능력은 신발의 재질과 관련이 있고, 운동조절 기능은 신발 하부구조의 형태와 밀접한 관련이 있다.

등산화 아웃솔의 디자인 설계와 경도는 착화자의 발에 피로를 경감 시키고 안전을 확보할 수 있다. 이러한 아웃솔의 디자인과 경도는 등산화 착화보행에 있어서 생체 역학적이고 인체공학적인 실험에 의해 평가 되어 질 수 있다. 이에 본 연구는 등산화 전족부 하부에 등산 중 평지 및 오르막 보행일 경우는 탈착하고 내리막 보행일 경우는 부착하는 탈부착 가능한 아웃솔을 개발하여 등산 활동에 용이성을 가져오하고자 한다.

내리막 보행 시 각도와 형태가 다른 탈-부착형 아웃솔 착용은 미 착용 시에 비해 하지 근육의 근활성도에 유의한 변화를 유발 시킬 것으로 예측되며, 이러한 결과를 통해 등산 중 인체 손상을 줄일 수 있는 새로운 방법을 모색할 수 있는 필요성이 요구된다. 따라서 본 연구의 목적은 내림 경사로 보행시 전족부 탈-부착형 아웃솔의 각도 및 형태 변화가 하지 근활성도에 미치는 영향을 분석하는데 있다.

연구방법

연구대상

본 연구를 위해 인체 근골격계에 이상이 없는 남자 대학생 15명을 피험자로 선정하였으며, 자발적으로 동의서에 서명한 후 실험에 참여하였다. 피험자의 연령은 23.5 ± 2.1 yrs, 신장은 175.7 ± 4.6 cm, 체중은 651.9 ± 55.5 N이었다.

실험장비

전족부 탈-부착형 아웃솔은 두 가지 형태(Type-A,

Type-B)와 형태에 따른 세 가지 각도(5°, 10°, 20°)의 탈-부착 가능한 전족부 아웃솔을 자체 제작하였다(Fig. 1). 20°-A 및 20°-B 아웃솔의 경우 착지시 전족부 밑면이 지면과 평형을 이루는 계단 내리막 보행의 형태와 유사하게 제작하였고(Fig. 2), 그 외 아웃솔은 아웃솔 측면 각도를 2배수로 줄여(10°-A, 10°-B, 5°-A, 5°-B) 각각의 아웃솔 착용을 통한 근활성도를 비교분석하고자 제작하였다.

A형태와 B형태의 경우 시상면 상에서 아웃솔 밑면의 길이는 지면에 접촉하는 부분과 중족지절관절(articulationes metatarsophalangeae)의 굴신이 이루어지는 부분을 7대3 비율로 제작하였다. 또한 Type-B(5°-B, 10°-B, 20°-B)는 중족지절관절 부분의 굴신 운동(bending and stretching exercises)을 용이성을 위해 전족부 말단부위의 폭이 점차 줄어들게 제작하였다(Fig. 3).

경사로는 흔들림을 최소화하기 위해 길이 5.5 m, 너비 1.2 m, 높이 1.88 m의 철골 구조로 경사로 표면은 0.012 m 두께의 내수 합판 재질을 사용하였으며, 보행 중 안전사고가 발생하지 않도록 미끄러짐이 최소화될 수 있는 미끄럼 방지 테이프로 표면 처리하였다.

경사로 각도의 경우 가장 각도가 큰 20° 아웃솔이 착지 시 계단 내리막 보행의 배측굴곡과 같은 족관절 각도를 유도하기 위해 -20°로 설정하였다.

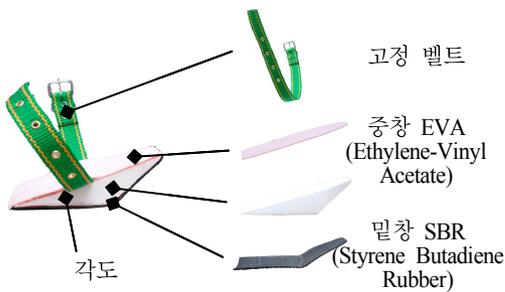


Fig. 1. Material for the forefoot of shoe outsole

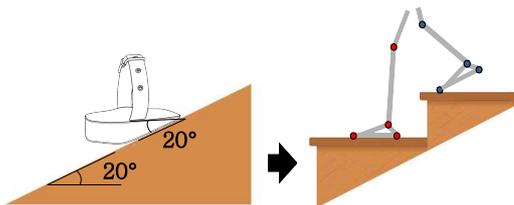


Fig. 2. Stair descending gait

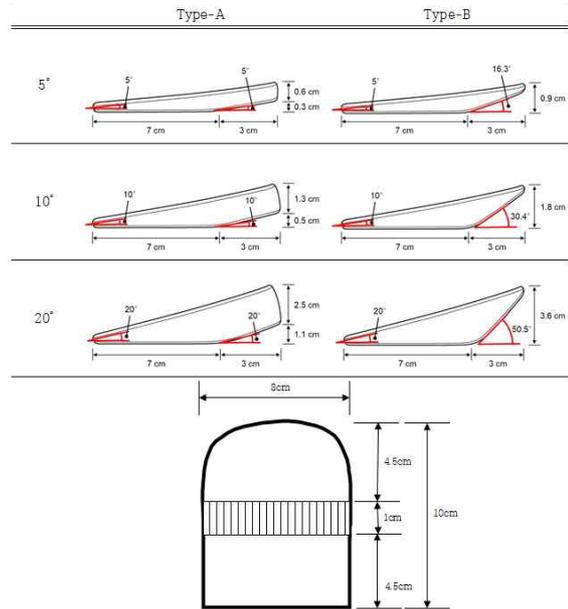


Fig. 3. Different types of outsole angles

실험절차

피험자는 전족부 탈-부착 아웃솔을 착용하여 여섯 번의 내림 경사로 보행을 실시하였다(Fig. 4). 이때 전족부 탈-부착 아웃솔의 각도 및 형태에 따른 아웃솔의 착용 순서는 무작위 순으로 선택하였으며, 피험자의 보행 속도는 예비 실험 결과 자연스런 내리막 보행 동작을 유도할 수 있는 1.0±0.1 m/s로 보행속도를 설정하였다 (Chae, 2008; Laursen et al., 2000).

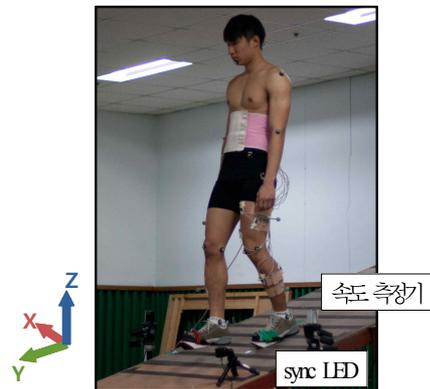


Fig. 4. Experimental equipment

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

근전도 자료 수집을 위해 유선 근전도기기(QEMG8, Laxtha Inc. korea, sampling frequency = 1,024 Hz, gain = 1,000, input impedance > 1012 Ω , CMRR > 100 dB)를 사용하였다. 내림 경사로 보행 시 전족부 탈-부착형 아웃솔의 각도 및 형태 변화가 인체 근활성도에 미치는 영향을 분석하기 위해 좌측 척추기립근(erector spinae: ES), 대퇴직근(rectus femoris: RF), 내측광근(vastus medialis: VM), 외측광근(vastus lateralis: VL), 대퇴이두근(biceps femoris: BF), 전경골근(tibialis anterior: TA), 외측비복근(lateral gastrocnemius: LG), 내측비복근(medial gastrocnemius: MG)에 표면전극을 <Table 1>과 같이 부착하였고 (Hwang, & Park, 2008; U. S. Department of health and Human Service, 1993). 접지전극은 상 전장골극(anterior superior iliacspine: ASIS)에 부착하였다<Table 1>.

자료분석

본 연구에서 분석의 용이성을 위해 영상 자료를 사용하여 왼발 뒤꿈치가 지면에 닿는 순간(left heel contact 1: LHC1), 오른쪽 발앞꿈치가 지면에서 떨어지는 순간(right toe take-off: RTO), 오른발 뒤꿈치가 지면에 닿는 순간(right heel contact: RHC), 왼쪽 발앞꿈치가 지면에서 떨어지는 순간(left toe take-off: LTO), 다시 왼쪽 뒤꿈치가 지면에 닿는 순간(left heel contact2: LHC2)의 5개 중요 국면과

LHC1-RTO를 첫 두발 지지기(initial double limb stance: IDLS), RTO-RHC를 첫 한발 지지기(initial single limb stance: ISLS), RHC-LTO를 마지막 두발 지지기(terminal double limb stance: TDLS), LTO-LHC2를 마지막 한발 지지기(terminal single limb stance: TSL)로 설정하여 4개 중요 구간을 설정하였다.

근전도 신호는 Telecan 프로그램(Laxtha Inc., korea)으로 분석하였으며, 일차적으로 얻어진 자료는 전파 정류(Full-wave rectification) 후, 10 Hz의 고역통과 필터와 350 Hz의 저역통과 필터를 사용하여 필터링하였다. 이후 얻어진 적분근전도 값은 아래 공식과 같이 신체 동작 사이클(dynamic movement cycle: DMC) 내의 최대 근전도 값을 사용하여 표준화 시키고 구간별 평균적분근전도 값을 산출 하였다.

$$nEMG = \frac{EMG_{raw}}{EMG_{DMC}} \times 100$$

통계처리

본 연구는 전족부에 탈-부착형 아웃솔을 착용하고 내림 경사로 보행에 미치는 영향을 규명하기 위해 통계 프로그램 SPSS 22.0을 이용하였다. 이에 대한 구체적인 통계 처리 내용은 아웃솔의 두 가지 형태(A, B)와 세 가지 각도(5°, 10°, 20°) 변화가 운동역학적 변인에 어떠한 영향을 미치는지 분석하기 위해 반복측정을 통한 이원배치분산분석(two-way ANOVA with repeated measure)을 실시하였다. 이 때 유의 수준은 p<.05로 하였고 Mauchly의 구형성을 만족하지 않을 경우 Greenhouse-Geisser로 검정하였다.

상호작용 효과가 통계적으로 유의하지 않을 경우 사후검정(post-hoc test)은 bonferroni를 통해 다중비교를 하였으며, 상호작용 효과가 통계적으로 유의할 경우 단순 주 효과(simple main effect)를 알아보기 위해 집단간 변인인 아웃솔의 형태는 일원분산분석(one-way ANOVA)으로 검증하였고, 집단내 변인인 아웃솔의 각도는 대응표본 t-검증(paired t-test)을 실시하였다.

결 과

IDLS 구간의 평균적분근전도 값에 대한 평균과 표준 편차는 <Table 2>, <Fig. 5-6>와 같다.

대퇴직근(RF)의 평균적분근전도 값에 대한 아웃솔의 각도와 형태간의 상호작용 효과가 나타났다($F=7.515$, $p=.001$). 이러한 결과는 내림 경사로 보행에서 아웃솔 각도의 변화가 아웃솔의 형태에 따라 평균적분근전도 값이 다르게 나타난다는 것을 의미한다. 따라서 각 변인별 주효과에 대한 해석을 유보하고, 상호작용의 출처를 확인하기 위해 집단간 변인인 아웃솔 형태와 집단내 변인인 아웃솔 각도에 대한 단순주효과 분석을 실시하였다.

먼저, 아웃솔의 형태에 대한 일원분산분석 결과 A형태의 아웃솔에서는 아웃솔의 각도가 증가할수록 평균적분근전도 값은 통계적 유의차가 나타나지 않았다 ($F=.433$, $p=.652$). B형태의 아웃솔의 경우 10° 아웃솔은 5° 아웃솔과 비교하여 평균적분근전도 값이 유의하게 증가하였다($F=.3.470$, $p=.047$). 하지만 5° 와 20° , 10° 와 20° 아웃솔의 비교에서는 유의한 차이가 나타나지 않았다.

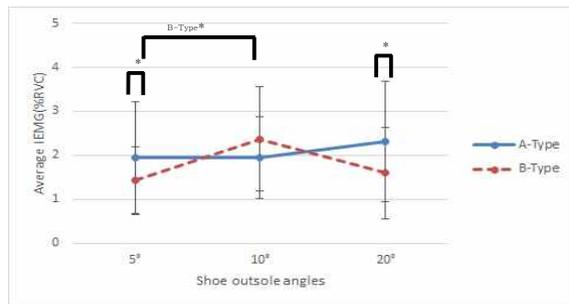


Fig. 5. Average IEMG in the RF during IDLS

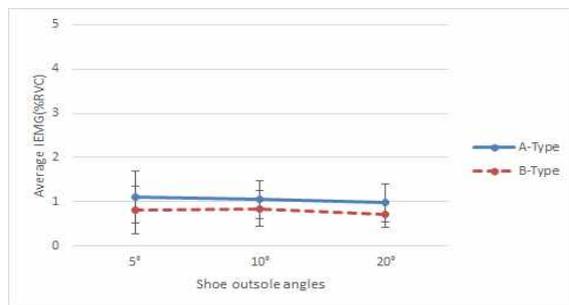


Fig. 6. Average IEMG in the MG during IDLS

Table 2. Average IEMG during initial double limb stance (unit: % RVC)

			5°	10°	20°
ES	Type-A	M	1.28	1.05	0.92
		SD	0.69	0.45	0.41
	Type-B	M	0.90	1.15	0.94
		SD	0.27	0.59	0.42
RF	Type-A	M	1.94	1.95	2.32
		SD	1.28	0.94	1.37
	Type-B	M	1.43	2.37	1.60
		SD	0.76	1.19	1.04
VM	Type-A	M	1.98	2.15	2.02
		SD	1.54	1.52	1.21
	Type-B	M	1.79	2.07	1.63
		SD	1.03	1.32	1.18
VL	Type-A	M	3.21	3.38	3.27
		SD	2.53	1.90	1.75
	Type-B	M	3.01	3.40	2.79
		SD	1.38	1.88	1.73
BF	Type-A	M	1.49	1.01	1.00
		SD	1.30	0.39	0.46
	Type-B	M	1.01	1.23	0.86
		SD	0.40	0.70	0.56
TA	Type-A	M	2.23	2.32	2.62
		SD	1.23	1.31	1.32
	Type-B	M	2.42	2.70	2.75
		SD	1.10	0.85	1.49
MG	Type-A	M	1.11	1.05	0.97
		SD	0.58	0.42	0.43
	Type-B	M	0.82	0.84	0.71
		SD	0.53	0.40	0.29
LG	Type-A	M	1.19	1.33	1.28
		SD	0.68	0.45	0.68
	Type-B	M	1.01	1.23	0.96
		SD	0.56	0.58	0.08

다음으로 아웃솔의 각도에 대한 대응표본 t-검증을 실시한 결과는 5° 아웃솔에서 A형태가 B형태보다 통계적으로 유의하게 증가하였지만($t=3.075$, $p=.010$), 10° 아웃솔의 경우 통계적 유의차는 나타나지 않았다

($t=-1.411$, $p=.184$). 하지만 20° 아웃솔의 경우 평균적분근전도는 A형태가 B형태보다 통계적으로 유의하게 증가하였다($t=2.659$, $p=.021$).

ISLS 구간에서 아웃솔의 각도 및 형태에 따른 모든 근육의 평균적분근전도 값에 대한 통계적 유의차는 나타나지 않았다(Table 3).

TDLS 구간의 평균적분근전도 값에 대한 평균과 표준편차는 <Table 4>, <Fig. 7>과 같다.

Table 3. Average IEMG during initial single limb stance (unit: % RVC)

		5°		10°		20°	
ES	Type-A	M	0.74	0.64	0.78		
		SD	0.34	0.24	0.50		
	Type-B	M	0.65	1.09	0.69		
		SD	0.28	1.27	0.34		
RF	Type-A	M	2.00	1.89	2.12		
		SD	0.85	0.76	1.03		
	Type-B	M	2.11	2.32	1.85		
		SD	1.02	1.07	1.09		
VM	Type-A	M	2.35	1.97	2.19		
		SD	1.30	1.01	1.43		
	Type-B	M	2.11	2.92	2.03		
		SD	1.11	2.60	1.42		
VL	Type-A	M	4.00	3.61	3.70		
		SD	2.07	1.87	2.02		
	Type-B	M	3.68	4.59	3.37		
		SD	2.08	3.38	2.28		
BF	Type-A	M	0.87	0.77	0.79		
		SD	0.31	0.31	0.28		
	Type-B	M	0.85	0.81	0.73		
		SD	0.42	0.28	0.38		
TA	Type-A	M	1.26	1.21	1.38		
		SD	0.52	0.66	0.94		
	Type-B	M	1.11	1.46	1.17		
		SD	0.48	1.19	0.97		
MG	Type-A	M	0.89	0.82	0.86		
		SD	0.32	0.22	0.29		
	Type-B	M	0.84	0.71	0.71		
		SD	0.30	0.29	0.30		
LG	Type-A	M	1.27	1.22	1.13		
		SD	0.72	0.54	0.50		
	Type-B	M	1.23	1.28	1.04		
		SD	0.70	0.63	0.58		

Table 4. Average IEMG during terminal double limb stance (unit: % RVC)

		5°		10°		20°	
ES	Type-A	M	2.47	2.53	2.03		
		SD	0.90	0.81	0.79		
	Type-B	M	2.67	2.72	2.38		
		SD	0.70	1.11	1.63		
RF	Type-A	M	2.22	1.89	1.41		
		SD	1.13	0.62	0.80		
	Type-B	M	2.18	2.13	1.67		
		SD	1.27	1.20	1.18		
VM	Type-A	M	1.76	1.68	1.49		
		SD	1.07	1.11	0.84		
	Type-B	M	1.77	2.10	1.57		
		SD	1.01	1.64	1.05		
VL	Type-A	M	2.76	2.38	2.31		
		SD	1.56	1.21	1.40		
	Type-B	M	3.04	2.98	2.59		
		SD	2.09	1.60	1.36		
BF	Type-A	M	0.66	0.67	0.80		
		SD	0.32	0.30	0.46		
	Type-B	M	0.63	0.64	0.59		
		SD	0.24	0.28	0.28		
TA	Type-A	M	1.32	1.63	1.65		
		SD	0.68	0.82	1.01		
	Type-B	M	1.23	1.47	1.40		
		SD	0.56	0.64	1.01		
MG	Type-A	M	0.53	0.52	0.42		
		SD	0.35	0.27	0.27		
	Type-B	M	0.48	0.43	0.35		
		SD	0.22	0.27	0.15		
LG	Type-A	M	0.97	1.28	1.16		
		SD	0.54	0.85	0.88		
	Type-B	M	1.27	1.03	0.87		
		SD	1.01	0.56	0.87		

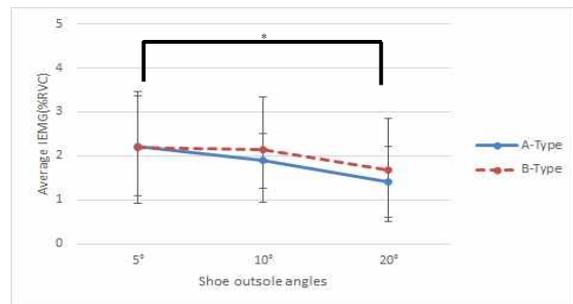


Fig. 7. Average IEMG in the RF during TDLS

대퇴직근(RF)의 경우 평균적분근전도 값에 대한 아웃솔의 각도와 형태간의 상호작용 효과는 나타나지 않았다 ($F=.574, p=.567$). 각 변인별 주효과를 살펴보면, 아웃솔의 형태에 대한 주효과는 통계적 유의차가 나타나지 않았지만($F=.139, p=.713$), 각도에 대한 주효과는 유의한 차이가 나타났다($F=5.461, p=.007$). 따라서 아웃솔의 각도별 차이를 알아보기 위해 사후 검증을 실시한 결과 대퇴직근의 평균적분근전도는 5° 아웃솔과 10° 아웃솔의 비교에서 유의한 차이가 나타나지 않았고 ($p=.701$), 10° 아웃솔이 20° 아웃솔과 비교하여 유의한 차이가 나타나지 않았다($p=.148$). 하지만 20° 아웃솔이 5° 아웃솔과 비교하여 유의하게 감소하였다($p=.014$).

TSLs 구간의 평균적분근전도 값에 대한 평균과 표준편차는 <Table 5>, <Fig. 8>과 같다.

외측광근(VL)의 경우 평균적분근전도 값에 대한 아웃솔의 각도와 형태간의 상호작용 효과가 나타났다 ($F=3.283, p=.046$). 이러한 결과는 내림 경사로 보행에서 아웃솔 각도의 변화가 아웃솔의 형태에 따라 평균적분근전도 값이 다르게 나타난다는 것을 의미한다. 따라서 각 변인별 주효과에 대한 해석을 유보하고, 상호작용의 출처를 확인하기 위해 집단간 변인인 아웃솔의 형태와 집단내 변인인 아웃솔의 각도에 대한 단순주효과 분석을 실시하였다.

먼저, 아웃솔의 형태에 대한 일원분산분석 결과 A형태의 아웃솔에서는 아웃솔의 각도가 증가할수록 평균적분근전도 값은 통계적 유의차가 나타나지 않았다 ($F=.679, p=.513$). B형태의 아웃솔의 경우 또한 아웃솔의 각도가 증가할수록 유의차는 나타나지 않았다. ($F=.868, p=.428$).

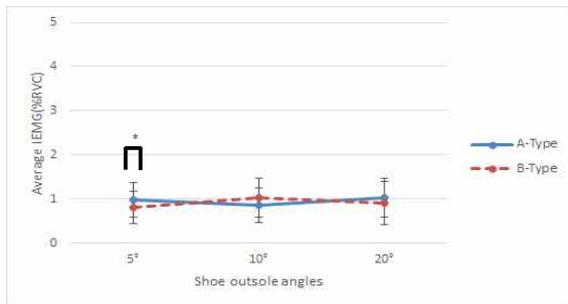


Fig. 8. Average IEMG in the VL during TSLs

Table 5. Average IEMG during terminal single limb stance (unit: % RVC)

			5°	10°	20°
ES	Type-A	M	1.09	0.95	0.99
		SD	0.47	0.40	0.60
	Type-B	M	0.85	1.09	0.85
		SD	0.31	0.69	0.41
RF	Type-A	M	1.12	1.18	1.08
		SD	0.39	0.66	0.43
	Type-B	M	0.90	1.22	0.98
		SD	0.41	0.72	0.53
VM	Type-A	M	1.05	0.95	0.88
		SD	0.33	0.44	0.45
	Type-B	M	0.90	1.01	0.85
		SD	0.52	0.48	0.41
VL	Type-A	M	0.98	0.86	1.02
		SD	0.39	0.40	0.43
	Type-B	M	0.81	1.02	0.91
		SD	0.36	0.44	0.49
BF	Type-A	M	0.83	0.84	0.87
		SD	0.29	0.28	0.31
	Type-B	M	0.74	1.06	0.79
		SD	0.25	0.78	0.24
TA	Type-A	M	1.26	1.26	1.56
		SD	0.42	0.30	1.21
	Type-B	M	1.18	1.43	1.39
		SD	0.48	0.72	1.21
MG	Type-A	M	0.61	0.52	0.50
		SD	0.42	0.24	0.22
	Type-B	M	0.54	0.56	0.49
		SD	0.52	0.31	0.21
LG	Type-A	M	0.78	0.76	0.74
		SD	0.16	0.27	0.37
	Type-B	M	0.64	0.87	0.68
		SD	0.25	0.51	0.25

다음으로 아웃솔의 각도에 대한 대응표본 t-검증을 실시한 결과는 5° 아웃솔에서 A형태와 B형태를 비교했을 때 A형태가 B형태보다 통계적으로 유의하게 증가하였다($t=2.996, p=.011$). 하지만 10° 아웃솔의 경우 유의한 차이는 나타나지 않았으며($t=-1.302, p=.217$), 20° 아웃솔의 경우 또한 유의차는 나타나지 않았다. ($t=1.846, p=.090$).

논 의

IDLIS 구간의 근활성도

이 구간동안 척추기립근의 근육활동은 아웃솔의 각도와 형태 간에 상호작용 효과가 나타났다. 단순주효과 분석을 실시한 결과 5° 아웃솔에서 A형태가 B형태 보다 통계적으로 유의하게 증가하였다.

대퇴직근의 근육활동은 아웃솔의 각도와 형태간의 상호작용 효과가 나타났으며, 단순주효과 분석을 실시한 결과 B형태의 아웃솔에서 10° 아웃솔이 5° 아웃솔과 비교하여 대퇴직근의 근육활동이 통계적으로 유의하게 증가하였다. 5° 아웃솔에서 A형태가 B형태보다 대퇴직근의 근육활동이 통계적으로 유의하게 증가하였고, 20° 아웃솔에서도 A형태가 B형태보다 대퇴직근의 근육활동이 통계적으로 유의하게 증가하였다.

IDLIS 구간에서 경사로 보행 시 앞발은 뒷발보다 낮은 위치에서 착지가 이루어지기 때문에 체중에 의한 충격을 흡수하고 신체 중심을 안정적으로 유지하기 위해 앞발의 전반적인 근육활동이 증가하는 것으로 사료된다. Riener et al.(2002)은 근육의 길이가 길어지는 원심성수축을 할 때 중력에 대항하는 근력이 발휘된다고 하였고, Franz & Kram(2012)은 안정적 보행동작 수행을 위해 내려가는 구간에서는 대퇴직근의 원심성 수축이 주로 발생한다고 하였다.

5°와 20° 아웃솔의 경우 A형태가 B형태보다 대퇴직근의 활성도가 증가한 것은 대퇴직근의 원심성 수축으로 인하여 B형태가 A형태보다 상대적으로 안정적인 보행을 취하고 있다. 또한 B형태 내의 비교에서 10° 아웃솔보다 5° 아웃솔이 대퇴직근의 근활성도가 증가한 것은 5° 아웃솔이 10° 아웃솔보다 상대적으로 안정적인 보행을 취하고 있다. 따라서 종합해보면 이 구간에서 5°-B 아웃솔은 무게중심의 좌우 이동을 최소화하고 상하 이동을 자연스럽게 가져가기 위해 대퇴직근의 근활성도를 감소시켜 적절한 체간의 균형을 유지하고 안정적인 보행을 발생 시킨 것으로 판단된다. 또한 이 구간에서 대퇴직근의 형태와 유사한 형태를 보인 대퇴이두근의 근육 활동은 대퇴직근과 함께 대퇴 및 체간의 균형을 유지하기 위

해 상호 보완적으로 활성화 된 것으로 판단된다.

IDLIS 구간에서 내측비복근의 경우 통계적 유의차는 나타나지 않았지만, A형태의 아웃솔이 B형태의 아웃솔보다 평균적분근전도 값이 증가하는 경향을 보였다. Lay et al.(2006)는 내림 경사로 보행 연구에서 발목 배측 굴곡근의 활성도가 증가한다고 보고하였다. 입각기 동안 신체는 관성에 의해 전하방으로 이동하게 되고 이때 체중의 부하는 대퇴뿐만 아니라 하퇴에 의해서도 지탱하게 된다. IDLS 구간에서 비복근이 주동근의 역할을 수행하지 않는에도 근육 활동 차이가 발생하였다는 것은 A형태의 아웃솔이 B형태의 아웃솔보다 상대적 전족부 말단부위가 높기 때문에 발목의 과도한 배측굴곡 현상으로 비복근의 원심성 수축으로 인한 근활성도가 높은 것으로 보인다. 따라서 이 구간에서 A형태의 아웃솔이 B형태의 아웃솔보다 상대적으로 필요치 않은 근육활동이 증가 된 것으로 판단된다.

ISLS 구간의 근활성도

이 구간동안 아웃솔의 각도 및 형태에 따른 하지의 근육활동은 통계적 유의차가 나타나지 않았다. 하지만 10°-B 아웃솔이 10°-A 아웃솔보다 대퇴직근, 내·외측광근의 근활성도가 평균적으로 증가하는 경향을 보였다.

입각기 동안 슬관절 신전근은 슬관절 굴곡을 제어하기 위해 작용한다. 특히 내측광근은 슬관절을 신전시켜 보행 시 무릎이 굴곡되는 것을 적절히 제어하여 슬관절 안정성을 높이는데 중요한 역할을 수행한다. 10°-B 아웃솔의 경우 전족부 말단 부위가 10°-A 아웃솔보다 상대적으로 낮기 때문에 족관절 배측굴곡이 감소하고 슬관절 신전근이 활성화되었다. 이에 반해 10°-A는 전족부 말단 부위가 높아 족관절 배측굴곡이 증가하였고 슬관절 신전 작용이 둔화 되었다.

Ounpuu(1990)는 내림 경사로 보행 시 신체 질량에 의한 충격력 발생이 증가된다고 하였다. 따라서 이 구간에서 10°-B 아웃솔은 10°-A 아웃솔보다 충격력을 감소시키기 위해 근활성도를 증가시키는 전략을 취하기 때문에 충격력을 적절하게 제어할 수 있는 10°-A 아웃솔이 10°-B 아웃솔보다 안정적 보행을 하고 있다고 판단 된다.

TDLS 구간의 근활성도

이 구간동안 아웃솔의 각도 및 형태에 따른 대퇴직근의 평균적분근전도 값은 20° 아웃솔이 5° 아웃솔과 비교하여 유의하게 감소하였다.

내리막 보행에서는 중력 작용에 의해 신체 무게 중심은 평지 걷기 때처럼 전상방향으로 강하게 이동할 필요가 없으며 이러한 역학적 필요조건은 내리막 보행 시 발목에서 요구되는 근육활동량이 평지 보행 시 보다 50% 절감되어진다(Kuster et al., 1995). 이 구간에서 20° 아웃솔은 5° 아웃솔과 비교하여 전족부 앞부분이 상대적으로 높아 족관절의 배측굴곡 후 저측굴곡이 자연스럽게 발생하지 않기 때문에 추진력이 감소하게 된다. 이때 슬관절은 상대적으로 신전이 감소하게 되며, 슬관절 신전을 관장하는 대퇴직근의 근육활동이 감소한 것으로 판단된다.

전경골근의 근육활동은 통계적 유의차는 나타나지 않았지만 10° 및 20° 아웃솔이 5° 아웃솔과 비교하여 근육활동이 증가한 경향이 나타났다. Neumann(2002)은 일반 평지 보행 시 TDLS 구간 후반부에서 발가락이 지면에 걸리지 않게 하기 위해 전경골근이 족관절을 배측 굴곡 시킨다고 보고하였다. 10° 와 20° 아웃솔의 경우 전족부 앞쪽의 높이 때문에 이 구간에서 의식적으로 족관절 배측 굴곡을 증가시키는 것으로 보이며, 따라서 내림경사로 보행에서 발이 이지하는 순간에는 아웃솔의 각도가 클수록 부자연스러운 보행 동작을 유발시키는 것으로 사료된다.

TSLs 구간의 근활성도

이 구간에서 외측광근의 평균적분근전도는 5° 아웃솔에서 A형태가 B형태보다 통계적으로 유의하게 증가하였다.

Kuster et al.(1995)은 내리막 경사로 보행 연구에서 스윙하는 발을 높이 들어 올릴 필요가 없이 슬관절 굴곡을 통해 다음 착지 시 지면에 대해 자연스럽게 안정적인 동작이 가능하다고 하였다. 외측광근의 경우 20° 아웃솔은 전족부 앞부분이 상대적으로 높아 바닥의 끌림 현상에 대한 우려로 슬관절을 굴곡보다는 고관절 굴곡을 증가시키는 전략을 취해 순간적으로 근육활동이 증가한 것으로 사료된다.

Turner et al.(2008)은 내리막 보행 시 하지근육 약화와 하지근력 불균형에 따른 보행의 불안정성 때문에 미끄러지거나 균형을 잃어 낙상하는 빈도가 평지 보행에 비해 현저히 높게 나타난다고 하였다.

이와 같이 내림 경사로 보행은 평지 보행에서 필요한 기본적인 관절운동, 자세의 안정에 필요한 균형성, 근육의 협응성 및 신경조절 뿐만 아니라 경사로의 환경변화에 따른 적절한 보행 전략이 필요하다. 본 연구에서는 적절한 근육활동과 충격 완충을 통해 경사로 보행 시 신체의 안정성을 높일 수 있는 방법 모색에 전족부 아웃솔을 활용할 새로운 보행 전략이 활용될 수 있는 가능성을 제시하였다.

결론 및 제언

연구의 결과를 통해 내림 경사로 보행에서 각도 및 형태 변화의 변화가 있는 전족부 탈부착형 아웃솔의 착용은 하지 근골격계 손상 예방과 신체의 안정성 확보에 어떠한 도움이 되는지 과학적인 정보를 제공할 수 있을 것이다.

첫째, IDSL 구간에서 대퇴직근의 경우 5°-B 아웃솔은 무게중심의 좌우 이동을 최소화하고 상하 이동을 자연스럽게 가져가기 위해 대퇴직근의 근활성도를 감소시켜 적절한 체간의 균형을 유지하고 안정적인 보행을 발생 시킨 것으로 판단된다.

둘째, TDLS 구간에서 20° 아웃솔은 5° 아웃솔과 비교하여 전족부 앞부분이 상대적으로 높아 족관절의 배측 굴곡 후 저측굴곡이 자연스럽게 발생하지 않기 때문에 추진력이 감소하게 된다. 이때 슬관절은 상대적으로 신전이 감소하게 되며, 슬관절 신전을 관장하는 대퇴직근의 근육활동이 감소한 것으로 판단된다.

이러한 결론을 토대로 볼 때 5°-B 아웃솔은 내림 경사로 보행 중 입각기 초기에는 다른 각도와 형태의 아웃솔과 비교하여 안정적인 보행과 인체 중량 부하에 따른 동작 제어에 가장 유용성 있는 아웃솔로 판단되지만 입각기 말과 유각기에서는 하지 근육의 원활한 근육 활동을 통한 적절한 힘 분배에 있어서는 효용성이 떨어진다고 판단된다.

추후 다양한 각도의 경사로와 다양한 물성 및 형태를 가진 전족부 탈부착형 아웃솔을 제작하여, 각기 다른 물성과 형태를 가진 아웃솔이 내리막 경사로 보행동작의 안정성에 미치는 영향에 대한 연구가 이루어져야 할 것이다.

참고문헌

- Chae, W. S. (2008). Ground reaction force characteristics during forward and backward walking over 20 degree ramp. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 18(3), 71-82.
- Clarkson, P. M. & Hubal, M. J. (2002). Exercise-induced muscle damage in humans. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 81(11), 52-69.
- Ebbeling, C. B. & Clarkson, P. M. (1989). Exercise-induced muscle damage and adaptation. *Sports Med*, 7(4), 207-234.
- Franz, J. R. & Kram, R. (2012). The effects of grade and speed on leg muscle activations during walking. *Gait & Posture*, 35(1), 143-147.
- Gardner, T. B. & Hill, D. R. (2002). Illness and injury among long-distance hikers on the Long Trail, Vermont. *Wild Environ Med*, 13, 131-134.
- 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.
- Hintermann, B., Nigg, B. M., Sommer, C., & Cole, G. K. (1994). Transfer of movement between calcaneus and tibia in vitro. *Clinical Biomechanics*, 9(6), 349-355.
- 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.
- Kim, S. P., Yuan, W. X., & Lee, M. H. (2001). Balance Adjustments of Gait Pattern to Prevent Slip and Fall. *The Korea Journal of Physical Education*, 40(2), 821-831.
- Kuster, M., Sakurai, S., & Wood, G. A. (1995). Kinematic and kinetic comparison of downhill and level walking. *Clinical Biomechanics*, 10(2), 79-84.
- Laursen, B., Ekner, D., Simonsen, E. B., Voigt, M., & Sjøgaard, S. (2000). Kinetics and energetics during uphill and downhill carrying of different weights. *Applied Ergonomics*, 31, 159-166.
- Lay, A. N., Hass, C. J., & Gregor, R. J. (2006). The effects of sloped surfaces on locomotion: a kinematic and kinetic analysis. *Journal of biomechanics*, 39(9), 1621-1628.
- 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. *Journal of Occupational and Environmental Hygiene*, 55(7), 626-634.
- Neumann, D. A. (2002). *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for physical rehabilitation*. 1st edition. St Louis: Mosby, Inc.
- Ounpuu, S. (1990). The biomechanics of running: a kinematic and kinetic analysis. *Instructional Course Lectures*, 39, 305-318.
- Park, I. S., Jung, J. Y., Jeon, K. H., Won, Y. G., & Kim, J. J. (2012). Effects of Forefoot Rocker Shoes with Metatarsal Bar on Lower Extremity Muscle Activity and Plantar Pressure Distribution. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 22(1), 113-121.
- Redfern, M. S. & DiPasquale, J. (1997). Biomechanics of descending ramps. *Gait & Posture*, 6(2), 119-125.
- Riener, R., Rabuffetti, M., & Frigo, C. (2002). Stair ascent and descent at different inclinations. *Gait & Posture*, 15, 32-44.
- 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(1), 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). Washington, DC: U.S. Government Printing Office.

내림 경사로 보행 시 전족부 탈-부착형 아웃솔의 각도 및 형태 변화가 하지 근활성도에 미치는 영향

이행섭 · 정재후 · 채원식(경북대학교)

【목적】 본 연구의 목적은 내림 경사로 보행 시 발 전족부 탈-부착형 아웃솔의 각도 및 형태 변화가 하지 근골격계에 미치는 영향에 있다. **【방법】** 본 연구에 참여한 연구 대상자는 근골격계에 질환이 없는 K대학교 남학생 15명(나이: 23.5 ± 2.1 yrs, 키: 175.7 ± 4.6 cm, 몸무게: 651.9 ± 55.5 N)을 선정하였으며, 피험자는 전족부 탈-부착 아웃솔의 각도(5° , 10° , 20°) 및 형태(Type-A, Type-B)에 따른 아웃솔을 착용하여 무작위 순으로 보행하였다. 근전도 자료 수집을 위해 유선 근전도기기(QEMG8, Laxtha Inc. Korea, sampling frequency = 1,024 Hz, gain = 1,000, input impedance $> 1012 \Omega$, CMRR > 100 dB)를 사용하였다. 내림 경사로 보행 시 전족부 탈-부착형 아웃솔의 각도 변화가 하지 근육과 척추기립근의 근활성도에 미치는 영향을 분석하기 위해 좌측 척추기립근, 왼쪽 하지의 대퇴직근, 내측광근, 외측광근, 대퇴이두근, 전경골근, 외측비복근, 내측비복근에 표면전극을 부착하였다. 통계 처리는 아웃솔의 두 가지 형태(A, B)와 세 가지 각도(5° , 10° , 20°) 변화가 근활성도 어떠한 영향을 미치는지 분석하기 위해 반복측정을 통한 이원배치분산분석(two-way ANOVA with repeated measure)을 실시하였다. 이 때 유의 수준은 $p < .05$ 로 하였고 Mauchly의 구형성을 만족하지 않을 경우 Greenhouse-Geisser로 검정하였다. 상호작용 효과가 통계적으로 유의하지 않을 경우 사후검정(post-hoc test)은 bonferroni를 통해 다중비교를 하였으며, 상호작용 효과가 통계적으로 유의할 경우 단순 주 효과(simple main effect)를 알아보기 위해 집단간 변인인 아웃솔의 형태는 일원분산분석(one-way ANOVA)으로 검증하였고, 집단내 변인인 아웃솔의 각도는 대응표본 t-검증(paired t-test)을 실시하였다. **【결과】** 본 연구의 결과 IDLS 구간에서 대퇴직근의 경우 B형태의 아웃솔은 10° 아웃솔이 5° 아웃솔과 비교하여 대퇴직근의 근육활동이 통계적으로 유의하게 증가하였다. 5° 아웃솔에서 A형태가 B형태보다 대퇴직근의 근육활동이 통계적으로 유의하게 증가하였고, 20° 아웃솔에서도 A형태가 B형태보다 대퇴직근의 근육활동이 통계적으로 유의하게 증가하였다. **【결론】** 이러한 결과는 B형태 아웃솔이 A형태 아웃솔보다 신체의 균형과 안정성을 높이는 것으로 판단되며, 과도한 전족부 말단부의 높이는 불안정성을 증가시키는 것으로 사료된다. 5° -B 아웃솔은 내림 경사로 보행 중 안정성 향상과 인체 중량 부하에 따른 동작 제어에 가장 유용성 있는 아웃솔로 판단되지만 아웃솔 착용이 입각기 말의 발의 이지 동작과 이지 후, 하지 근육의 원활한 근육 활동을 통한 적절한 힘 분배에 있어서는 효용성이 떨어진다고 판단된다.

주요어: 내림경사로 보행, 근전도, 탈부착형 아웃솔