



신발 아웃솔의 굴곡 형태에 따른 하지근육활동의 특성과 보행 패턴의 비교연구

A Comparative Study of Characters of Muscle Activity in Lower Limb and Gait Pattern on Type of Heel Rockers

안송이(국민대학교) · 김상범(중앙대학교) · 이기광*(국민대학교)
An, Song-Y(Kookmin University) · Kim, Sang-Bum(Chungang University) ·
Lee · Ki-Kwang* (Kookmin University)

ABSTRACT

S. Y. AN, S. B. KIM, and K. K. LEE. A Comparative Study of Characters of Muscle Activity in Lower Limb and Gait Pattern on Type of Heel Rockers. Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 17, No. 1, pp. 111-119, 2007. The purpose of this study was to investigate muscle activity and gait pattern in lower limb depending on the outsole of heel rockers. Fifteen healthy men volunteered for this experiment. Each subject performed totally three trails with two pairs of different heel rocker shoes and a pair of normal running shoes at speed of 1.33m/s for 1 minute during walking on a treadmill. Kinematic data gathered in 100Hz was recorded and analyzed by using the 3D motion capture system to measure the trunk tilt and joint angle of the right lower limb. And the lower extremity muscle activities were simultaneously recorded in 1000Hz and assessed by using EMG. The statistical analysis was the one-way ANOVA with the repeated measures to compare among the three kinds of shoes. The level of statistical significance for all tests was 0.05. Joint angle of lower limb was showed statistically significant different in MST(hip joint), LHS(ankle joint), and RTO(knee and ankle joint). Muscle activity of rectus femoris and biceps femoris was statistically increased in both heel rocker shoes during gait cycle on treadmill. The maximum peak time of tibialis anterior in the negative heel rocker showed the delay of approximately 23.8%time than normal shoes. Gait pattern variability of the negative heel rocker was increased in the first half of the stance phase and the variability of the positive heel rocker was increased in the terminal stance phase. In Conclusion, stability was decreased in between joints of lower limb on positive heel rocker than negative heel rocker. This study found that there were different joint angle, muscle activity, gait pattern and coordinate system of the lower limb in each kind of shoes. These instability affected the lower extremity and the whole body. A further study has to be continued with study of rehabilitation and exercise for a long-term.

KEYWORDS: ROCKER SHOE, UNSTABILITY, TREADMILL GAIT, COORDINATION, EMG.

I. 서론

안정성(stability)은 인체의 무게중심을 유지하기 위해 특정한 공간 영역 내에서 신체의 위치를 유지하는 능력이다. 보행은 안정성과 균형을 유지하고 신체를 전방으로 추진시키며 이동에 필요한 기본적 운동을 제공하며 적절한 관절 가동 범위와 안정성은 일상생활 동작의 효과적인 수행과 안전에 필수적이라 할 수 있다.

최근 밑창이 등근 형태의 굴곡형 신발을 신고 걷는 것이 하지근육을 강화할 수 있으며 운동과 재활에도 효과가 있다고 제안하고 있다(최규정, 2003; 박기란 등, 2006; Hong, Mao, Li, Xu, & Luk, 2004; Vernon, Wheat, Naik, & Pettit, 2004; Nigg, Hintzen, & Ferber, 2006; Romkes, Rudmann, & Reinald Brunner, 2006). 이러한 연구들은 불안정한 상태의 조건을 지닌 이러한 신발이 일반적인 신발에서 제공되는 안정성에 의지하는 것 보다 오히려 더 많은 근육을 활용하고 서 있는 동안에도 안정을 유지하도록 족관절과 고관절 전략 모두가 요구된다고 제시한다. 최규정(2003)은 보행용 신발이 일반 신발보다 신발 밑면의 곡선구조에 의한 완만한 회전운동을 유도하기 때문에 수직지면반력이 적게 나타남으로써 발목 관절에 부가되는 부하가 적고, 부하를 역시 적음으로써 힘의 분산을 통하여 부상의 위험을 줄일 수 있다고 하였다. 박기란 등(2006)은 12주간 이러한 신발을 착용한 후에 트레드밀 보행시 변화를 관찰하였는데 특히 발목관절각에 유의한 변화를 발견하였다. Vernon 등(2004)도 입각기 초기에 족관절의 족저굴곡의 감소와 하지의 모멘트의 감소로 관절 부하를 감소한다고 하였다. 따라서 중심 가까이 무게중심을 위치하도록 이동시켜 보행 특성의 변화를 통해 근골격계 문제의 감소시킬 수 있다고 제안했다. Romkes 등(2006)과 Nigg 등(2006)도 불안정성 신발을 신고 걸었을 때 하지근육활동을 분석하였으며 슬관절 문제가 있는 사람들에게 도움을 줄 것이라 제시했다.

그러나 국내에서 개발한 보행용 전문 신발에 관한 연구는 아직 부족한 실정이며 최적의 아웃솔의 각도에 관한 비교연구는 거의 없었다. 따라서 다른 불안정한 조건을 지닌 신발에 따라 보행분석을 비교하는 시도는

가치가 있다고 판단된다.

본 연구는 전방굴곡형과 후방굴곡형 신발을 신고 트레드밀에서 걷는 동안 하지근육의 활동특성과 보행패턴의 차이를 비교함으로써 최적의 신발 굴곡형태를 규명하는데 그 목적이 있다.

II. 연구방법

1. 연구대상

본 연구의 대상자는 최근 6개월 동안 하지와 발의 통증이나 상해가 없는 자발적인 참여자로 20대 성인 남자 15명(24.3±1.3yrs, 174.6±3.6cm, 67.7±6.2kg)이 참가하였으며 연구 대상자 15명 중 자료의 처리과정에서 관절각 변인에 자료가 불충분한 3명과 근전도 변인에 자료가 불충분한 6명은 제외하고 분석 하였다.

2. 실험 및 분석 장비

운동학적 분석을 위한 3차원 모션 캡처 시스템(LUKOtronic, Austria)과 하지의 근 활동을 분석하기 위한 무선 근전도기(WEMG-8 System, Laxtha사, 한국)를 이용하였다. 본 연구에서 사용된 불안정성 신발은 <그림 1>과 같이 일반운동화(control shoes: A)와 굴곡점이 다른 불안정성 신발인 후방굴곡형(negative heel rocker: B)과 전방굴곡형(positive heel rocker: C)을 사용하였다.

3. 실험방법

피험자는 검정색 반바지 타이즈와 민소매 셔츠, 면 양말을 착용하였다. 반사 마커는 오른쪽 하지의 대퇴의



그림 1. A:대조신발, B:후방굴곡, C:전방굴곡

대전자(greater trochanter), 외측 대퇴상과(lateral femur condyle), 발목 외측의 복사뼈(lateral malleus), 신발 뒤꿈치 외측(lateral heel-counter), 5번째 중족골두(5th MTH)가 위치한 신발의 외측에 부착하였고 어깨관절(glenoid humerus)까지 총 6개를 부착하였다. 4개의 EMG전극은 대퇴직근(rectus femoris), 전경골근(tibialis anterior), 대퇴이두근(biceps femoris), 내측 비복근(medial gastrocnemius)의 근육 위에 부착하였다.

무작위로 순서로 두 가지 조건과 일반 편평한 운동화를 신고 각각 1분씩 총 3번의 시도에 대해 데이터를 수집하였다. 편평한 지면에서의 보행과 같은 조건을 만들기 위해 트레드밀의 경사도는 0%로, 속도는 1.33m/s로 설정하였다. 피험자는 실험 전 트레드밀에서 5분-6분 정도 연습하였고 다음 조건에 대한 피로를 피하기 위하여 조건 간에 약 5분 정도 쉬게 하였다.

4. 자료처리

1) 운동학적 분석

3차원 영상 분석 시스템의 공간 좌표는 지면에 수직 방향을 Y축 트레드밀 진행 방향을 Z축으로 설정하였으며 Y축에서 Z축으로 벡터의 외적인 피험자의 왼쪽을 X축으로 정의하였다. 샘플링 비율 100Hz로 데이터를 수집하였고 3차원 영상 분석 시스템의 카메라와 마커간의 위치 인식을 위해 영점 조절을 하고 데이터를 수집하였다. 원 자료는 차단 주파수 6Hz로 4차원 Butterworth 저역 통과 필터(low-pass filter)를 사용하여 필터링하였다.

2) EMG 분석

샘플링 비율 1000Hz로 왼쪽 4개의 하지근육에서 일차적으로 얻어진 원 자료를 차단 주파수 50Hz에서 low pass FFT-filtering 분석법을 이용하여 필터링 한 후 전파 정류하였다. 그 후 스무딩하여 보행 주기(gait cycle)별로 구간을 나누어 값이 정확하다고 생각되는 10개의 보행주기에 대한 데이터를 최빈값을 기준으로 정규화(normalization)한 후 보행 주기에 대한 각 근육의 평균 적분근전도(IEMG)값을 구하였다. 각 근육 부위간의 평균 적분 값을 비교하기 위해 대조군 신발을

신고 측정된 값을 기준으로 다른 두 개의 조건을 정규화하여 백분율로 비교하였다.

3) 통계처리

종속변인에 대한 독립 변인의 효과를 통계적으로 검증하기 위해서 반복측정에 의한 일원변량 분산분석을 하였고 주효과에 대한 사후검정은 Bonferroni 검정을 실시하였다. 모든 통계적 검증에 대한 $\alpha=.05$ 로 설정하였다.

III. 결과 및 논의

1. 관절각

입각기동안의 중요 이벤트는 오른발 뒤꿈치 지지기(RHS), 왼발 발가락 이지기(LTO), 중간 입각기(MST), 왼발 뒤꿈치 지지기(LHS), 오른발 발가락 이지기(RTO)의 5단계로 나누어 분석하였다.

1) 몸통 경사각

입각기동안 각 이벤트별 몸통 경사각은 <표 1>에 나타내었다. 보행 시 입각기동안 세 신발 A, B, C 사이에 몸통의 경사각은 통계적으로 유의한 차이가 없었다. 그러나 신발 B의 경우 신발 A와 C에 비해 오른발 뒤꿈치 지지기(RHS)와 중간 입각기(MST)에서 약 1.5~2도 더 후방굴곡하는 경향이 있으며 MST를 지난 이후 입각기 말기에는 급격하게 몸이 전방으로 굴곡 되는 경향이 있었다. 그러나 신발 C의 경우 RHS와 RTO는 신발 A와 비슷하지만 다른 구간에서 모두 신전하는 경향을 보인다. 이는 MBT와 일반 운동화와 비교했을 때 체간의 전방 기울기가 감소하고 기저면 중심에 무게중심을 위치하도록 하여 신체의 최적의 정렬을 유지한다고 제시한 Vernon 등(2004) 선행연구 결과와 일치했다.

2) 고관절각

<표 1>과 <그림2-b>에서 보는 바와 같이 중간 입각기(MST)에서 신발 B는 3.63도의 고관절 신전을 나타냈

고 A는 3.3도 고관절 굴곡을 나타내 신발 B가 약 6.9도 더 유의하게 신전되었다($p=0.00$). 그러나 신발 C와 유의한 차이는 없었다. 이는 신발 B의 몸통의 후방굴곡의 증가로 인한 차이일 것으로 생각된다. <표 2>에서 보는 바와 같이 신발 B는 신전이 증가함으로써 전체 관절운동범위가 약간 증가하는 경향이 있었고 C는 A와 비슷한 경향을 나타내었다. Hong 등(2004)의 연구에서도 전체 관절 가동범위에서는 차이가 없었으나 전방굴곡형 신발에 비해 후방굴곡형 신발이 고관절각도의 약 1도 정도 신전이 증가하고 굴곡이 약 1도 정도 유의하게 감소하였다. 그러나 Romkes 등(2006)은 일반 신발에 비해 MBT에서 고관절각의 굴곡과 신전이 약 2도 이상 모두 감소하여 운동범위가 유의하게 감소하는 것을 보여주었다. 선행연구와 본 연구의 이러한 관절운동범위의 차이는 신발의 재질상의 탄력성의 차이뿐만 아니라 본 연구에서는 관절가동범위만을 분석하였기

때문인 것으로 사료된다.

3) 무릎관절각

<표 1>에서 나타난 것과 같이 신발 B는 신발 A에 비해 약 6.6도 더 유의하게 신전이 증가하였고($p=0.01$), 신발 C에 비해 약 7.9도 더 유의하게 신전이 증가되었다($p=0.00$). 그러나 신발 A와 C간에 유의한 차이는 없었다. 또한 <표 2>와 같이 신발 C의 최대굴곡각도의 증가로 인해 신발 A보다 약 5도, 신발 B보다 약 8도 관절가동범위가 증가하였다. <그림 2-c>은 각 국면별로 A, B, C 세 신발의 무릎관절각의 변화를 보여준다. 무릎 관절각에서는 B와 C 모두 RHS에서 MST까지 A보다 신전된 상태로 진행하였다. 또한 신발 B의 최대 굴곡각도가 감소하였고 전체 무릎관절각의 관절운동범위가 전방굴곡형 신발에 비해 유의하게 감소하였다($p=0.00$). 이는 무릎관절의 관절운동범위와 최대 각도가

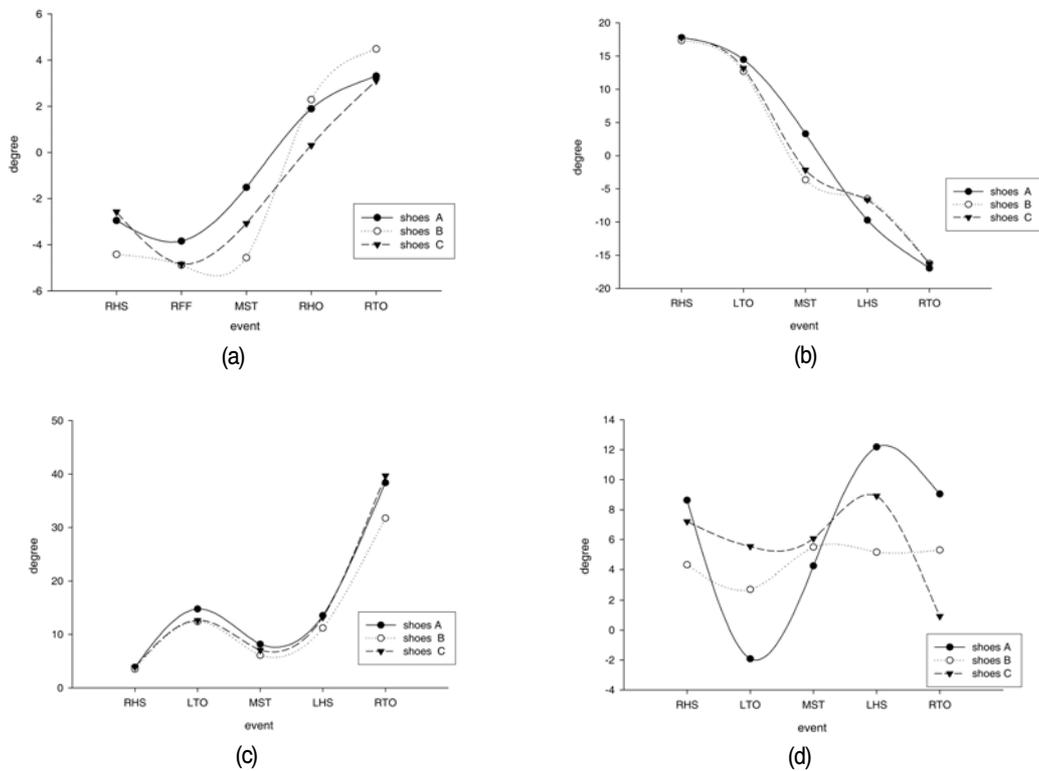


그림 2. 입각기 동안 각 이벤트별 관절각
 (a)몸통의 경사각, (b)고관절각, (c)무릎관절각, (d)발목관절각

표 1. 보행시 입각기동안 몸통의 기울기, 고관절각, 무릎관절각, 발목관절각.

EVENT	RHS			LTO			MST			LHS			RTO		
	shoes	degree(°) means±SD	F sig	degree(°) means±SD	F sig	post-hoc									
Trunk	A	-2.95±2.97		-3.84±3.75			-1.51±4.05			1.89±6.54			3.31±4.98		
	B	-4.42±2.66	0.14	-4.88±2.43	0.87	0.80	-4.56±2.49	2.70	0.11	2.29±3.98	2.87	0.15	4.49±4.15	1.51	0.26
	C	-2.57±4.49		-4.84±3.27			-3.07±5.35			0.30±3.41			3.11±3.90		
Hip	A	17.78±4.29		14.47±7.00			3.30±2.74			-9.71±3.79			3.31±4.98		
	B	17.33±4.06	0.23	12.68±5.91	0.80	0.78	-3.63±2.84	8.43	0.01*	-6.49±9.41	0.55	0.59	4.49±4.15	0.26	0.78
	C	17.76±4.98		13.18±4.63			-2.15±3.75			-6.65±4.69			3.11±3.90		
Knee	A	3.87±2.90		14.75±6.16			8.18±4.32			13.54±5.64			38.40±4.83		
	B	3.54±0.92	0.23	12.43±5.00	0.67	0.35	6.10±4.30	0.26	0.66	11.21±2.93	0.87	0.44	31.75±1.87	22.20	0.00*
	C	3.90±2.29		12.65±8.60			7.07±5.33			13.21±3.10			39.66±1.21		
Ankle	A	8.63±2.94		-1.92±6.17			4.25±5.07			12.18±3.28			9.05±5.55		
	B	4.32±3.86	3.42	2.71±4.28	0.07	3.57	5.50±3.01	0.19	0.83	5.16±3.49	19.89	0.00*	5.30±2.32	14.54	0.01*
	C	7.21±5.01		5.55±4.35			6.07±4.36			8.92±2.91			0.92±3.32		

표 2. 보행시 입각기동안 최대 관절각, 최소관절각, 관절기동범위

EVENT	shoes	Max			Min			ROM		
		degree(°) means±SD	F sig	post-hoc	degree(°) means±SD	F sig	post-hoc	degree(°) means±SD	F sig	post-hoc
Trunk	A	5.44±3.68			-6.56±3.19			12.00±4.02		
	B	4.81±4.17	0.95	0.40	-6.53±2.53	0.08	0.92	11.34±3.31	0.74	0.49
	C	3.58±1.73			-6.98±1.73			10.57±2.63		
Hip	A	17.75±4.28			-19.30±9.31			37.05±11.22		
	B	17.33±4.06	0.03	0.97	-20.36±12.80	0.07	0.93	37.69±13.12	0.03	0.97
	C	17.76±4.98			-18.60±9.15			36.3±8.41		
Knee	A	36.21±5.15		A-B	3.51±2.60			32.70±5.61		A-B
	B	31.62±1.82	18.04	0.00*	3.01±0.83	0.55	0.59	28.61±2.31	17.76	0.00*
	C	39.66±1.21		B-C	2.64±1.43			37.02±1.42		B-C
Ankle	A	13.30±3.33		A-B	-2.95±5.07			16.25±6.32		A-B
	B	8.53±2.52	6.13	0.01*	-0.84±1.43	1.51	0.25	9.37±2.67	6.34	0.03*
	C	10.86±3.19		B-C	-0.32±2.99			11.18±3.92		B-C

A: control shoes, B: negative heel rocker, C: positive heel rocker, RHS: right heel strike, LTO: left toe off, MST: midstance, LHS: left heel strike, RTO: right toe off.
Max: maximum degree, Min: minimum degree, ROM: range of motion. * statistically significant different among A, B and C at p<0.05

일반 신발보다 유의하게 감소된 Romkes 등(2006)과 일치하는 결과를 보여주었다. 반대로 전방굴곡형 신발인 신발 C는 최대 굴곡각도와 신전각도 모두 증가함으로써 무릎관절각의 관절 운동범위가 유의하게 커지는 현상이 나타났다($p=0.00$). 이는 신발 C의 발목의 족저굴곡의 증가가 무릎관절각의 증가에 영향을 주는 것으로 판단된다.

4) 발목관절각

발목관절각은 왼발 뒤꿈치 지지기(LHS)와 오른발 이지기(RTO)에서 유의한 차이가 나타났다. LHS에서 신발 B는 A보다 약 7도 유의하게 배측굴곡이 감소하였고($p=0.00$) C는 A보다 약 3.5도 유의하게 배측굴곡이 감소하였다($p=0.01$). RTO에서 신발 C는 신발 A에 비해 약 8도 B에 비해 약 5도 유의하게 족저굴곡이 증가되었다(각각 $p=0.02$, $p=0.01$). <표 2>에서 보는 바와 같이 신발 B는 신발 A에 비해 최대 굴곡각도가 약 4.8도 유의하게 감소하였고($p=0.01$) 관절가동범위는 약 6.9도 유의하게 감소하였다($p=0.03$). 선행 연구와 비교하여 본 연구는 배측굴곡과 족저굴곡이 모두 감소함으로써 발목의 관절운동이 감소하고 특히 후방굴곡형 신발이 전방굴곡형 신발 보다 발목의 운동 보다는 다른 관절의 운동이 보상되어지거나 근육의 활동이 보상되어지는 것으로 생각된다.

2 하지 근육활동

1) 보행시 하지근육의 활동

각 근육별로 신발 A, B, C에 따른 근육 활동의 차이는 <그림 3>에 나타내었다. 전체 보폭구간에서 전경골근의 활동은 신발 A에 비해 신발 B는 약 14.3%의 유의한 증가($p=0.01$)를 보였고 신발 C는 약 12.7%의 유의한 증가($p=0.01$)가 있었다. 내측 비복근의 활동은 신발 B가 신발 A에 비해 약 17.5%의 유의한 증가($p=0.02$)되었고, 신발 C는 A에 비해 약 18%의 유의하게 증가되었다($p=0.01$).

입각기동안 하지근육의 활동은 두 가지 불안정성 신발 모두 일반화에 비해 증가하는 경향이 있었다. 또한 입각기동안 대퇴직근과 전경골근의 활동은 A보다 C가

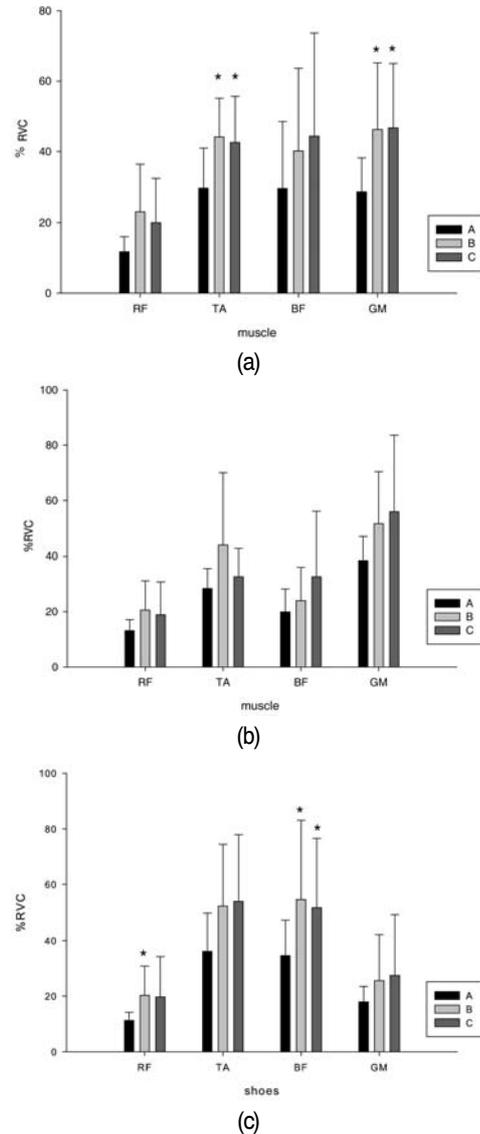


그림 3. 보행동안 각 근육의 활동비교

(a) 보폭구간 (b) 입각기 (c) 유각기

근육활동의 증가하는 경향을 보였고 C보다는 B가 증가하는 경향을 보였다. Nigg 등(2006)은 일반 신발을 신었을 때와 불안정성 신발을 신었을 때 근육의 활동에 다른 전략이 사용됨을 암시한다고 하였다. 발목관절 전략을 쓰는 것이 아니라 일부는 무릎관절이나 고관절 전략을 사용함으로써 더 큰 근전도 변화의 신호를 발생한다고 하였다. 따라서 불안정한 지면을 이용한 균형

훈련 장비들을 통해 발목과 무릎의 근육을 강화하는데 중요한 역할을 할 것이라 제시하였다.

유각기동안 대퇴직근의 활동은 신발 B는 A에 비해 약 9.0%의 유의한 증가($p=.01$)를 보였으나 B와 C간, A와 C간의 유의한 차이는 없었다. 대퇴이두근의 활동은 B의 경우 A에 비해 약 19.9%의 유의한 증가를 보였으며($p=.03$) C의 경우 A와 비교하여 약 17%의 유의한 증가를 보였다($p=.01$). 전경골근과 내측 비복근의 활동은 통계적으로 유의하지는 않았으나 모두 A보다 B가, B보다 C가 증가하는 경향을 보였다. 유각기동안 세 신발 간의 근육 활동이 하퇴보다는 대퇴의 활동이 유의한 증가가 있었다는 것은 반대쪽 하지가 지지하는 동안 신체의 전후 흔들림에 대해 무릎관절의 내재적인 근육활동의 변화로써 보상을 하는 것으로 사료된다.

2) 입각기 동안 근육활동 시점

입각기 동안 근육의 최대 정점의 발현 시점은 전경골근의 활동에서 C가 A보다 약 23.8% 느리게 지연되어 나타났다($p=.02$). <그림 4-a>에서 보는 것처럼 신발 B의 경우 A보다 대퇴근육에서의 활동이 전반적으로 지연됨을 알 수 있다. 그러나 C의 경우 대퇴에서는 A와 비슷한 시점에서 나타나며 하퇴의 경우 B보다 더 지연됨을 알 수 있다. 신발 A와 C의 경우 대퇴직근과 대퇴이두근의 활동 후에 하퇴의 전경골근과 내측 비복근의 활동이 커지지만 신발 B의 경우 대퇴이두근의 활동이 가장 먼저 크게 일어나고 전경골근의 활동이 커지면서 그 후에 대퇴직근의 정점이 나타나는 차이가 있었다.

<그림 4-b>는 입각기 동안 각 신발별 각 근육별 근육의 활동의 첫 번째 정점 시점을 나타내었다. 근육활동의 첫 번째 정점의 시점에 대한 세 신발 간의 유의한 차이는 나타나지 않았다.

Romkes 등(2006)은 초기접지기와 같은 부하를 받는 동안 전경골근의 근 활동이 일반화에 비해 12.5%까지 줄었으나 비복근의 근 활동은 지속적인 족저굴곡이 나타나는 발가락 이지기(toe off)에서와 전경골근의 길항근 작용 시인 말기 유각기부터 초기 입각기까지 나타났다. 이러한 비복근과 전경골근의 상호작용은 초기 입

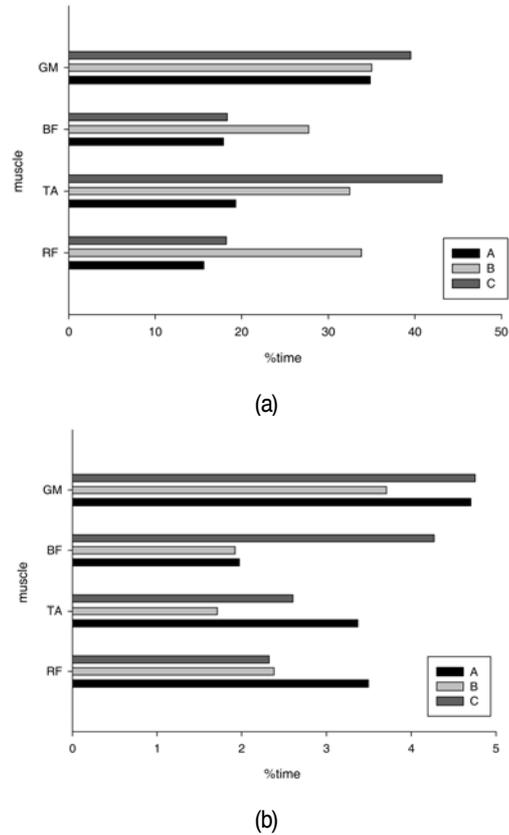


그림 4. 입각기 동안 최대 근육활동 시점
(a) 최대정점 시점 (b) 첫 번째 최대정점 시점

각기 동안 발의 움직임에 안정화와 발목관절의 안정성에 기여하는 것으로 보인다.

3. 보행 패턴

1) 몸통 경사각-고관절각-무릎관절각

<그림 5>는 세 관절의 움직임에 따른 관절각의 각 대각 그래프를 3차원으로 나타내었다. 신발 A에 비하여 신발 B와 C는 몸통의 관절가동 범위가 줄고 입각기 초기에 고관절이 신전되면서 급작스러운 몸통의 전방 굴곡을 관찰하였다. 이는 전후의 흔들림(rocking) 현상이 있었음을 의미한다. 또한 신발 C의 경우 입각기 말기에도 급격하게 몸통의 후방굴곡으로 전환되었다. 신발 B의 경우 패턴의 양상이 A와 비슷하지만 고관절과 무릎관절의 관절가동범위가 약간 감소하였고

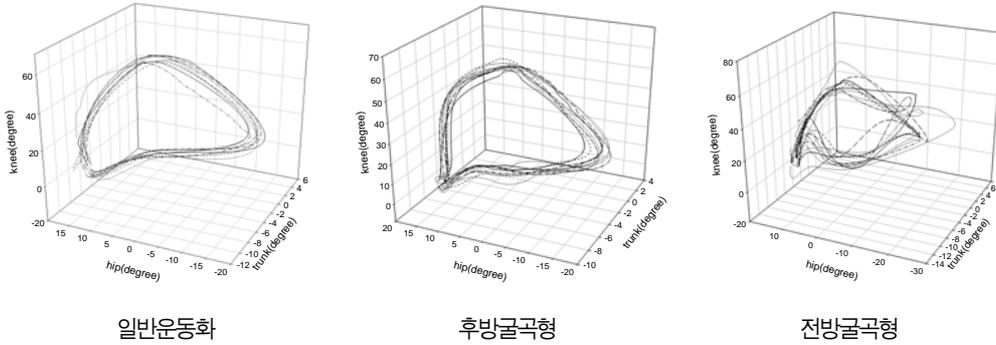


그림 5. 몸통경사각-고관절각-무릎관절각

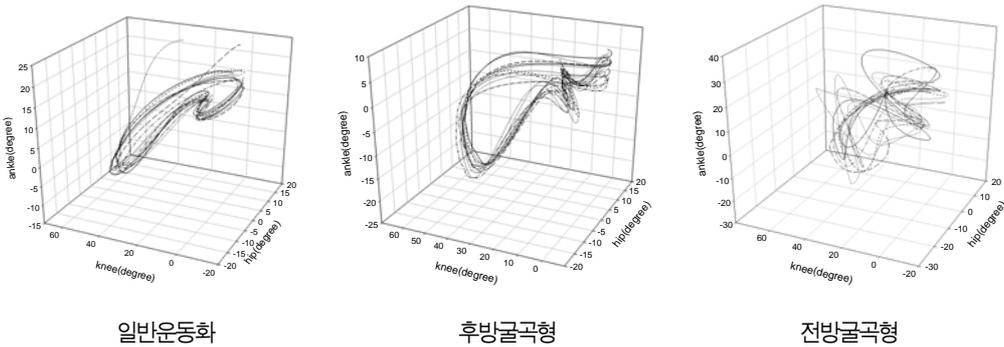


그림 6. 대퇴관절- 무릎관절- 발목관절각

신발 C의 경우 입각기 초기 무릎관절의 굴곡과 신전에 급격한 변동을 보이고 있다. 이와 같이 신발의 아웃솔 구조에 따른 몸통과 하지 관절의 보행 패턴의 변화는 단지 하나의 관절이 아닌 여러 관절에 영향을 미치는 것으로 나타났다. Hamill 등(2003)은 보행 패턴의 변화와 관련한 안정성은 신경근 조절 체계와 관련되어 있다고 하였으며 Schmidt등(1992)의 주장과 같이 이러한 신경근 조절 체계는 안정한 상태로 되돌리기 위해 선호된 움직임의 경로를 따라 새로운 궤적을 만드는 것으로 생각된다.

2) 고관절각-무릎관절각-발목관절각

<그림 6>과 같이 신발 B는 발목관절의 관절가동 범위가 증가하고 입각기 말기에 발의 배측굴곡을 유지하면서 무릎관절을 굴곡하는 패턴을 보였다. 신

발 C는 신발 A와 B에 비해 운동 패턴의 동요를 가져오고 안정성과 커플링이 감소한 것으로 나타났다. 따라서 신발 A의 경우 신어본 경험이 있기 때문에 적응이 빨리 일어났던 것으로 보이며 전방굴곡형이나 후방굴곡형 신발의 경우 국소적 동요가 일어나 불안정성을 유발하는 것으로 나타났다.

IV. 결론

후방굴곡형 신발은 발목의 관절운동이 제한되어짐에 따라 입각기에 전경골근과 내측 비복근의 활동이 증가되었고 몸통과의 협응이 감소되었다. 전방굴곡형 신발은 무릎관절의 굴곡과 신전의 동요를 제어하기 위해

대퇴근 활동이 증가하였으며 하지관절사이의 협응이 감소하였다. 따라서 후방굴곡형 신발은 하퇴근 트레이닝에 도움을 줄 수 있고, 전방굴곡형 신발은 협응 능력을 증가시키거나 대퇴근 근육을 강화시키는데 도움을 줄 수 있을 것이나 두 신발 모두 충분한 적응기간이 필요할 것으로 사료된다.

향후 연구는 굴곡형 신발을 장기간 신고 트레이닝한 후 전 후의 운동학적, 근육활동의 변화를 살펴보는 것과 함께 운동학적 변인뿐만 아니라 힘과 압력, 에너지와 파워 분석과 같은 운동역학적 변인들도 함께 분석해야 할 것으로 사료된다.

Vernon, T., Wheat, J., Naik, R., Pettit. G. (2004). *Change in Gait characteristics of a normal, Healthy population due to an unstable shoe construction.* Sheffield Hallam U. UK.

투 고 일 : 1월 31일
심 사 일 : 2월 6일
심사완료일 : 3월 7일

참 고 문 헌

- 박기란, 안송이, 이기광 (2006). 12주간의 불안정성 신발 착용이 직립 자세 및 보행역학에 미치는 영향. *한국운동역학회지*. 16(3),165-172.
- 최규정 (2003). **일반 운동화와 mBT 보행 신발 착용에 따른 보행 동작의 운동역학적 비교 분석.** 박사 학위논문. 성균관대학교 대학원.
- Attinger Benz, D., Stacoff, A., Balmer, E., Durrer, A., Stüssi, E. (1998). *Walking pattern with missing heel shoes.* In: Proceedings of 11th Conference of EBS(European Society of Biomechanics), Toulouse, France, pp132.
- Hong, Y., Mao, D., Li, J. X., Xu, D. Q., Luk, J. (2004). *Gait pattern of walking on treadmill wearing negative heel shoes.* Abstracts, www. staffs. ac. uk/isb-fw/Abstracts/HONG_GAIT_FULL.pdf
- Nigg, B., Hintzen, S., Ferber, R. (2006). Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics. *Clinical Biomechanics*. 21(1):82-88.
- Romkes, J., Rudmann, C., Reinald Brunner, R. (2006). Changes in gait and EMG when walking with the Masai Barefoot Technique. *Clinical Biomechanics* 21:75 -81.