



롤러 신발과 조깅 신발 착용 후 보행 시 하지 분절의 운동학적 특성 비교 분석

The Comparative Analysis of Wearing Roller Shoes and Jogging Shoes on Kinematic Characteristics in the Lower Extremity during Walking

장재익 · 채원식* · 강년주 · 윤창진(경북대학교)

Jang, Jae-Ik · Chae, Woen-Sik* · Kang, Nyeon-Ju · Yoon, Chang-Jin (Kyungpook National University)

국문요약

본 연구의 목적은 롤러 신발과 조깅 신발 착용 후 보행 시 운동학적 변인에 대하여 비교 분석 하는데 있다. 이를 위해 하지 근골격계에 이상이 없는 중학생 8명을 피험자로 선정하여 3차원 동작 분석을 실시하였다. 분석 결과, 활보장, 인체무게 중심변위 및 선속도, 관절각 및 각속도에서 집단 간 통계적으로 유의한 차이를 보였다. 특히 롤러 집단인 경우 지지 시 발목 관절각이 증가하고 무릎각의 각속도가 감소하는 결과를 나타내었다. 이는 롤러 신발의 경우 장착된 휠에 의해 지지 시 적절한 배측굴곡이 이루어지지 못하고, 불안정성을 극복하기 위해 무릎의 과도한 굴곡이 나타난 것으로 사료되어 진다. 이러한 운동학적 변인의 차이는 롤러 신발 보행 시 정상 패턴과는 다른 불안정한 보행 동작을 유발시키고 이러한 동작이 지속적으로 이루어진다면 하지 근골격계에 변화를 유발시켜 부상 유발의 가능성이 있을 것으로 생각된다. 따라서 본 연구 결과를 토대로 향후 보다 안정성 높은 롤러 신발을 개발할 수 있을 것으로 기대된다.

ABSTRACT

J. I. JANG, W. S. CHAE, N. J. KANG, and C. J. YOON, The Comparative Analysis of Wearing Roller Shoes and Jogging Shoes on Kinematic Characteristics in the Lower Extremity during Walking. Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 19, No. 2, pp. 399-406, 2009. The purpose of this study was to compare the effect of wearing roller shoes and jogging shoes on kinematic characteristics in lower extremity during walking. Eight male middle school students (age: 15.0±0.0 yrs, height: 175.9±6.6 cm, weight: 616.3±84.9 N) who have no musculoskeletal disorder were recruited as the subjects. Temporal parameters, step length, stride length, center of mass, velocity of CM, angle of segment, angular velocity and range of motion 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 results showed that stride length and velocity of CM in wearing roller shoes were significantly less than those found in wearing jogging shoes. These indicated that walking patterns may be changed by different shoe conditions and unstable braking condition because of wheel. Angle of ankle joint at LHC1 and LHC2 in wearing roller shoes was greater than the corresponding value for wearing jogging shoes. It seems that the ankle joints are locked in an awkward fashion at the heel contact to compensate for imbalance. Otherwise, dorsi flexion was not produced at the heel contact point in wearing roller shoes.

KEYWORDS : ROLLER SHOES, JOGGING SHOES, WALKING, KINEMATIC.

*Corresponding Author : 채원식
대구광역시 북구 산격 3동 경북대학교 사범대학 체육교육과
Tel : 010-3060-6710 / Fax : 053-955-4235
E-mail : wschae@knu.ac.kr

I. 서론

인간의 기본적인 운동인 걷기 시 착용되어지는 신발은 디자인과 기능에 따라 매우 다양한 보행 형태를 가지고 있으며, 이는 개인의 보행 형태에 직접적인 영향을 미치게 된다. 일반적 형태의 신발은 보행 시 착지에 따른 충격력을 흡수하여 하지 관절을 보호하고 부상을 예방하는 역할을 한다.

O'Malley, N. T., FitzPatrick, D., Quinlan, J., 와 O'Rourke, S. K.(2006)에 따르면 신발의 형태에 따라 인간의 허리와 발에 부상이 유발될 수 있으며, 특히 8~11 mm의 하이힐 신발의 경우 정상 보행보다 유의하게 높은 허리 굴곡이 나타난다고 보고하였다. Nigg et al. (1987)와 Clement et al. (1981)은 비정상적인 보행 동작이 지면과 접촉 시 과도한 충격력을 유발시키며 이러한 충격력은 하지 근골격계의 피로를 유발시킨다고 하였다. 또한 지속적인 불안정한 보행 동작은 하지 관절에 작용되는 부하를 변화시켜 부상을 유발할 수 있다고 보고하였다(Chae, 2001; Svoboda et al., Zhang et al., 1998).

롤러 신발은 롤러 브레이크와는 달리 일반 신발과 마찬가지로 보행과 스케이팅을 동시에 할 수 있기 때문에 편리성과 흥미를 유발 시킬 수 있다. 하지만 뒤꿈치 부분에 장착되어진 휠에 의해 정상보행보다 높은 위치에서 미끄러짐이 동반된 보행이 이루어지기 때문에 보행 형태가 비정상적으로 발생되어질 수 있을 것이다. 채원식(2006)의 보고에 따르면, 롤러신발을 착용 시 마찰력 감소를 방지하기 위해 발목관절을 경직시킨 상태에서 제동력과 수직반력을 강하게 작용시킨다고 보고하였다. 또한 롤러신발을 착용한 상태에서는 불안정한 균형을 지탱하기 위해 하퇴근에서 높은 근전도가 나타남으로써 경직된 보행패턴을 보인다고 하였다(채원식 등 2006).

이와 같은 선행 연구를 통해 롤러 신발 착용 후 보행은 하지 근골격계에 비정상적인 지면반력과 근전도 형태를 유발시킴으로써 부상 유발의 위험을 가지고 있으며, 이는 비정상적인 보행동작에 의해 발생되어지는 것으로 판단되어진다. 따라서 롤러 신발의 착용이 하지 관절의 보행동작에 미치는 영향을 밝혀 낼 수 있다면 롤러 신발 착용 후 보행 시 발생될 수 있는 문제점을

밝혀낼 수 있을 것이다. 또한 본 연구의 결과를 통해 보다 안전하고 유용한 롤러 신발 개발에 필요한 자료를 제공할 수 있을 것이다. 따라서 본 연구의 목적은 롤러 신발과 조깅 신발 착용 후 보행 시 하지 관절의 운동학적 변인을 비교 분석하는데 있다.

II. 연구 방법

1. 연구 대상자

본 연구를 위해 근골격계에 이상이 없고 롤러 신발을 착용한 경험이 없는 남자 중학생 8명을 무작위로 선택(random sampling)하였으며, 이들의 평균 연령은 15.0±0.0 yrs, 신장 175.9±6.6 cm, 체중은 616.3±84.9 N이다.

2. 실험 장비

본 실험의 3차원 동작분석을 위해 약 15 m 거리에 S-VHS 비디오 카메라(60 Hz, Panasonic AG456)를 60°로 상향되게 6대 설치하였다. 카메라는 3차원 좌표 계산을 위한 기준점(control point)과 동조용 발광다이오드가 촬영 범위 내에 들어오도록 초점을 맞추고 촬영 속도는 60 fields/s, 셔플 속도는 1/500 sec로 설정하였다.

3. 실험 절차

인체 관절 중심의 좌표화를 위해 <그림 1>과 같이 직경 1 cm 가량의 반사마커를 15개 지점에 부착하였다.

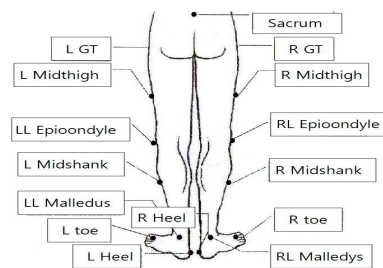


그림 1. 반사마크 부착점(윤창진, 2007)

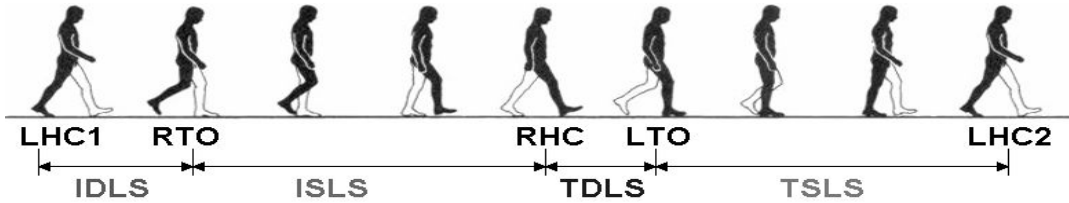


그림 2. 5개의 중요 이벤트와 4개의 구간 설정

무릎과 발목관절 중심은 관절외측 두개 과의 중심으로 설정하여 디지털이징하였고 엉덩관절 중심의 경우 Tylkowsky, Simon & Mansour(1982)에 의한 좌우측 전상장골극(L/R ASIS), 대전자(Great Trochanter) 사이의 거리에 대한 비율로 추정하여 관절중심을 계산하였다.

실험 대상자들은 실험 전 마틴식 인체 분절 계측기(Martin co., Japan)를 사용하여 Chandler, Clauser, McConville, Reynolds & Young(1975)가 제안한 기하학적 비율 방법에 의해 27개의 신체 분절 변인값(body segment parameter)을 계산하였다.

영상 분석 절차는 먼저 비디오 카메라를 작동시켜 직육면체 통제점틀(1 m × 2 m × 2 m)을 데이터 수집 전 수분 간 촬영한 후 제거하였다.

또한 모든 연구대상자들은 데이터 수집 전 롤러 신발(Heatys, Korea)과 조깅 신발(LA Gear, Korea)을 신은 상태에서 보행 연습을 수차례 실시하였다. 보행 간 보행속도는 1.1 m/s로 통제하여 각각 4번의 동작을 자료수집 하였다. 롤러 신발과 조깅 신발의 착용 순은 무작위 순에 의해 결정되었으며, 신발은 피험자의 발 크기별로 구입하여 사용하였다.

4. 자료 분석

1) 중요 국면 및 구간 설정

촬영되어진 보행 동작은 카메라 분석을 통하여 다섯 개의 특정 순간(critical instants), 즉 이벤트를 밝혔다(그림2). 주요 이벤트는 왼발이 지면에 닿는 순간(LHC1), 오른발이 지면에서 떨어지는 순간(RTO), 오른발이 지면에 닿는 순간(RHC), 왼발이 지면에서 떨어지는 순간(LTO), 다시 왼발이 지면에 닿는 순간(LHC2)이다. 본 연구에서는 첫 번째와 두 번째 이벤트 사이를 초

기 양발 지지구간(IDLS), 두 번째와 세 번째 이벤트를 사이를 초기 한발 지지구간(ISLS), 세 번째와 네 번째 이벤트를 사이를 후기 양발 지지구간(TDLS), 네 번째와 다섯 번째 이벤트를 사이를 후기 한발 지지구간(TSLs)으로 분류하였다.

2) 동작 분석

3차원 동작분석은 Kwon(2004)이 개발한 Kwon3D program version 3.10을 사용하였다. 통제점 및 발광마크가 부착된 인체의 각 관절점의 3차원 좌표값을 얻기 위해 직접 선형 변환 방법(Direct linear transformation, Abdel-Aziz & Karara, 1971)을 사용하였다. 영상 좌표화 과정에서 나타나는 노이즈(noise)를 최소화하기 위해서 2차 Butterworth low-pass digital filter를 사용하였으며, 이때 차단주파수는 6 Hz로 설정하였다. 본 연구에서는 X축 방향을 좌우측, Y축 방향을 전후측, Z축 방향을 수직축으로 설정하였다.

보폭(step length)은 LHC1에서 RHC 까지의 거리이고, 활보장(stride length)은 LHC1에서 LHC2까지의 거리이다.

인체 질량 중심의 위치값은 아래의 공식에 의해 계산하였다.

$$C = \frac{\sum(C_i \cdot m_i)}{M}$$

여기서 C 는 인체 질량 중심의 위치, m_i 는 분절의 질량, M 은 인체 질량이다.

전역좌표계에서의 선속도는 변위 데이터를 이용해 아래에 제시되어진 유한 차이법을 이용하여 계산하였다(Wood, 1982).

$$V_i = \frac{P_{i+1} - P_{i-1}}{2\Delta t}$$

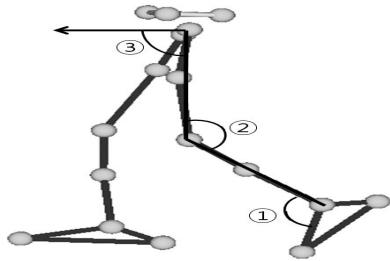


그림 3. 지정된 관절각 (① 발목각, ② 무릎각, ③ 대퇴기울기각)

V_i 는 특정 지점의 속도, P_i 는 특정 지점의 위치를 나타낸다.

각속도는 아래와 같이 계산하였다.

$$\omega_i = \frac{\theta_{i+1} - \theta_{i-1}}{2\Delta t}$$

ω_i 는 특정 지점의 각속도, θ_i 는 특정 지점의 관절각을 나타낸다.

무릎각, 발목각은 각 분절이 이루는 각으로 설정하였고 대퇴 기울기각은 대퇴와 전후축이 이루는 각으로 설정하였다. 지정된 각은 벡터의 내적에 의해 구하였다(그림 3).

$$\theta = \arccos\left(\frac{\vec{A} \cdot \vec{B}}{|\vec{A}||\vec{B}|}\right)$$

5. 통계처리

각 동작 구간에 대한 시간 변인, 보폭 및 활보장, 국면별 인체 중심 변위 및 선속도, 관절각 및 각속도, 구간별 관절각 범위의 평균과 표준편차를 계산하였다. 롤러 신발과 조깅 신발 착용 집단 간에 통계적 유의성을 검증하기 위해 SPSS 14.0을 이용하여 유의수준 $p < .05$ 에서 paired t-test 분석을 실시하였다.

III. 결과 및 논의

1. 동작 구간에 대한 시간 변인

구간별 시간변인에서는 ISLS 구간을 제외한 전 구간에서 롤러 신발 착용의 경우 소요시간이 증가되었다(표

표 1. 보행 시 주요 구간별 시간변인 (unit: sec)

	Jogging Shoes	Roller Shoes
IDLS	0.196(0.029)	0.202(0.038)
ISLS	0.465(0.036)*	0.446(0.032)*
TDLS	0.175(0.035)	0.181(0.014)
TSLs	0.452(0.046)	0.456(0.034)

Note. * significant difference between jogging and roller shoes.

1). 그러나 ISLS 구간에서는 오히려 조깅 신발을 신은 경우가 통계적으로 유의하게 증가된 것으로 보아 롤러 신발 착용이 보행 소요 시간을 감소시키는데 크게 영향을 미치지 않은 것으로 나타났다.

2. 보폭 및 활보장

활보장은 롤러 신발을 착용한 경우가 통계적으로 유의하게 감소하였다(표 2). 이는 롤러 신발 착용 시 휠에 의해 신체를 전방으로 이동시키기 위해 필요되어지는 추진력을 지속적으로 발휘시킬 수 없기 때문에 정상적인 보행 시 보다 감소한 것으로 사료되어 진다.

표 2. 보행 시 보폭과 활보장 (unit: cm)

	Jogging Shoes	Roller Shoes
보폭 (Step length)	68.8(4.6)	65.6(5.9)
활보장 (Stride length)	137.4(9.0)*	129.6(8.7)*

Note. * significant difference between jogging and roller shoes.

3. 인체 무게 중심 변위 및 선속도

하지 분절 중심의 변위는 롤러 신발 착용 시가 수직축에서 전 국면에 걸쳐 통계적으로 유의하게 높은 결과를 보였다. 이는 롤러 신발의 휠에 의해 전체적으로 높은 무게 중심이 형성된 상태에서 보행이 이루어졌기 때문으로 사료된다. 전후축과 좌우축에 대해서는 별다른 차이점이 나타나지 않았다.

<그림 4>는 하지분절 무게중심의 전후축 방향의 선속도를 나타낸 것으로 8명의 피험자를 시간에 대해서 표준화(time normalization)한 것이다. 실험 시 보행속도를 통제했음에도 불구하고, 전반적으로 롤러슈즈 착용 시가 낮은 무게 중심의 이동속도를 보여주었다. 하

표 3. 국면별 하지 분절 중심의 변위 (unit: cm)

	Jogging Shoes			Roller Shoes		
	X	Y	Z	X	Y	Z
LHC1	20.4 (3.0)	-10.7 (7.4)	67.8* (2.4)	20.9 (2.9)	-7.0 (8.2)	69.5* (3.0)
RTO	20.0 (2.9)	11.5 (6.7)	69.0* (2.6)	20.4 (3.2)	13.0 (7.8)	70.9* (3.0)
RHC	19.2 (2.0)	59.6 (8.6)	69.3* (2.4)	20.7 (3.2)	56.2 (6.2)	70.7* (3.1)
LTO	20.0 (2.9)	11.5 (6.7)	69.0* (2.6)	20.4 (3.2)	13.0 (7.8)	70.9* (3.0)
LHC2	24.2 (2.8)	127.0 (10.8)	70.6* (2.3)	25.6 (3.7)	119.9 (6.1)	72.1* (2.6)

Note. * significant difference between jogging and roller shoes.

표 4. 국면별 하지 분절 중심의 이동 속도 (unit: cm/s)

	Jogging Shoes			Roller Shoes		
	X	Y	Z	X	Y	Z
LHC1	2.8 (3.6)	103.9* (14.9)	-10.0 (4.2)	0.9 (3.7)	85.8* (14.1)	-6.5 (4.4)
RTO	-5.1 (3.4)	119.7* (12.2)	15.3 (3.5)	-4.8 (3.2)	106.3* (11.4)	13.1 (1.7)
RHC	2.9 (4.7)	104.4 (11.1)	-9.9 (4.3)	5.7 (3.9)	96.4 (14.1)	-5.4 (7.7)
LTO	10.8 (4.6)	120.6 (7.6)	14.7 (2.9)	10.5 (5.2)	112.2 (11.0)	12.5 (2.2)
LHC2	4.3 (3.2)	101.1 (12.5)	-9.6 (3.5)	4.5 (4.2)	92.3 (15.3)	-11.1 (4.8)

Note. * significant difference between jogging and roller shoes.

표 5. 구간별 오른쪽 하지 관절각 (unit: deg)

	Jogging Shoes			Roller Shoes		
	Hip	Knee	Ankle	Hip	Knee	Ankle
LHC1	107.9 (2.7)	161.8 (7.3)	62.8 (5.4)	105.3 (5.2)	158.0 (6.0)	65.1 (3.7)
RTO	99.4 (3.1)	134.4 (4.5)	70.1 (8.4)	95.0 (6.1)	132.7 (5.6)	70.7 (8.9)
RHC	78.6* (2.8)	163.7 (5.8)	83.5 (3.3)	74.9* (4.8)	163.3 (4.5)	93.3 (5.1)
LTO	82.8 (3.2)	162.8* (4.7)	82.3 (3.0)	80.1 (5.2)	157.1* (3.8)	83.0 (3.0)
LHC2	105.7 (1.7)	162.7 (6.1)	62.9 (4.3)	102.9 (4.6)	159.5 (4.5)	66.8 (3.5)

Note. * significant difference between jogging and roller shoes.

지 분절 중심의 이동 속도는 LHC1, RTO 국면에서 전 후축 방향으로 롤러 신발이 통계적으로 낮은 결과를 보였다(표 4). 이는 롤러슈즈 착용 시 미끄러짐을 방지하

기 위해 발뒤꿈치와 지면과의 접촉을 최소화하여 발바닥의 앞부분으로만 균형을 유지하고자 하기 때문에 정상 보행보다 보행이 원활이 이루어지지 않아 보행 시 보행 속도가 감소된 것으로 생각된다(채원식 등, 2006). 좌우축과 수직축에 대해서는 통계적으로 유의한 차이를 나타내지 못했다.

4. 관절각 및 관절각의 가동 범위

오른쪽 관절각의 경우 롤러 신발을 착용했을 때 RHC 시 대퇴골기각이 통계적으로 유의하게 작고, LTO 시 무릎각이 통계적으로 유의하게 작게 나타났다(표 5). 또한 오른쪽 관절각의 가동 범위에서 롤러 신발 착용 시가 ISLS 구간에서 발목각이 통계적으로 크게 나타났으며 TDLS 구간에서 무릎각과 발목각이 통계적으로 크게 나타났다(표 6). 왼쪽 관절각의 경우에는 롤러 신발을 착용했을 때 LHC1, 2에서 발목각이 통계적으로 크게 나타났고 LHC2에서 대퇴골기각이 통계적으로 작게 나타났다(표 7).

안성규(1998)는 힘의 굵에 따른 보행 자세에 관한 연구에서 힘이 있는 모든 신발에서 보행주기 동안 발목이 저축 굴곡된 상태로 경직된 운동을 하였고, 무릎관절의 굴곡 및 신전운동이 적게 나타났다고 보고하였다. 또한 Ebbeling 등(1994)은 힘 높이의 함수로써 발목의 저축 굴곡 및 무릎 굴곡이 증가되었고 이는 생리학적 측면에서도 심박수 및 산소소비량도 증가시키는 결과가 나타난다고 하였다. 따라서 롤러 신발을 착용한 경우 힘의 높이로 인하여 착지 시 발의 원활한 배축 굴곡이 이루어지지 않았음을 의미하고, 이 때 대퇴의 움직임도 롤

표 6. 구간별 오른쪽 하지 관절각 가동 범위 (unit: deg)

	Jogging Shoes			Roller Shoes		
	Hip	Knee	Ankle	Hip	Knee	Ankle
IDLS	10.0 (1.8)	27.5 (7.0)	9.4 (4.8)	11.5 (3.9)	25.3 (6.5)	8.1 (5.9)
ISLS	25.2 (2.7)	42.7 (6.3)	18.6* (6.9)	23.4 (4.7)	41.0 (3.8)	28.6* (9.4)
TDLS	4.2 (2.0)	3.0* (2.2)	5.8* (1.8)	5.5 (1.7)	6.3* (3.8)	12.6* (3.4)
TSLS	21.1 (6.6)	3.4 (1.7)	18.1 (5.7)	22.7 (3.8)	4.7 (3.0)	16.2 (3.3)

Note. * significant difference between jogging and roller shoes.

표 7. 국면별 왼쪽 하지 관절각 (unit: deg)

	Jogging Shoes			Roller Shoes		
	Hip	Knee	Ankle	Hip	Knee	Ankle
LHC1	83.6 (11.5)	165.2 (8.8)	74.4* (6.7)	80.8 (12.4)	166.5 (4.8)	82.4* (5.4)
RTO	90.1 (11.2)	167.9 (5.7)	72.6 (8.5)	88.6 (12.0)	164.9 (8.0)	69.8 (6.3)
RHC	113.9 (8.8)	166.5 (6.6)	54.6 (10.9)	111.6 (8.1)	167.7 (6.7)	52.5 (8.2)
LTO	104.5 (7.7)	136.0 (10.0)	71.2 (8.7)	102.6 (6.6)	140.4 (8.2)	72.2 (11.6)
LHC2	84.5* (9.9)	164.8 (10.0)	73.9* (5.8)	77.9* (9.1)	169.2 (4.9)	80.3* (4.8)

Note. * significant difference between jogging and roller shoes.

표 8. 구간별 왼쪽 하지 관절각 가동 범위 (unit: deg)

	Jogging Shoes			Roller Shoes		
	Hip	Knee	Ankle	Hip	Knee	Ankle
IDLS	65 (23)	113 (5.0)	8.7 (2.7)	8.0 (2.6)	8.7 (3.4)	13.5 (4.6)
ISLS	23.9 (3.7)	85 (6.4)	19.0 (4.1)	23.0 (5.5)	7.4 (2.3)	17.3 (4.5)
TDLS	10.2 (1.9)	30.7 (5.5)	19.1 (6.2)	9.9 (3.6)	27.3 (4.8)	20.9 (5.7)
TSLS	23.1 (7.4)	43.7 (11.8)	16.7 (7.7)	28.7 (3.6)	46.0 (5.0)	22.9 (4.4)

Note. * significant difference between jogging and roller shoes.

러신발의 무게 등으로 인해 힘이 있는 신발과 같은 원리로 보행 방향으로 신속히 이루어지지 않은 것으로 사료되어 진다.

<표 8>은 왼쪽 하지 관절각 가동 범위를 나타낸 것으로 통계적으로 유의한 차이점을 나타내지 못했다.

5. 관절각의 각속도

오른쪽 관절각의 각속도에서는 롤러신발 착용 시 RHC에서 무릎각의 각속도가 통계적으로 유의한 차이를 보였다(표 9). 이는 오른발 착지 시 빠른 안정성을 확보하기 위해 무릎관절각의 각속도가 증가한 것으로 생각된다. <표 9>에서 오른쪽 대퇴기울기각은 LTO 시에, <표 10>에서 왼쪽 대퇴기울기각이 RTO 시 통계적으로 유의한 차이를 나타내었다.

Snow 등(1994)은 신발의 높이를 구분하여 시상면에서의 하지분절 자세를 연구한 결과, 증가된 힐의 높이

표 9. 국면별 오른쪽 관절각의 각속도 (unit: deg/s)

	Jogging Shoes			Roller Shoes		
	Hip	Knee	Ankle	Hip	Knee	Ankle
LHC1	273 (23.2)	-101 (23.4)	-25.6 (20.2)	249 (14.7)	-11.3 (11.2)	-26.8 (20.2)
RTO	-99.8 (60.7)	-161.3 (101.1)	28.2 (58.6)	-124.6 (22.3)	-174.6 (54.0)	3.7 (44.5)
RHC	91 (13.6)	100* (15.7)	40.6 (36.8)	109 (21.4)	-38.3* (33.6)	41 (85.1)
LTO	306* (20.3)	-11.8 (11.9)	-44.9 (28.5)	507* (8.6)	-62 (9.7)	-56.1 (12.7)
LHC2	240 (18.7)	-23.0 (24.4)	-22.2 (22.5)	324 (11.8)	-27.7 (18.8)	-33.9 (13.0)

Note. * significant difference between jogging and roller shoes.

표 10. 국면별 왼쪽 관절각의 각속도 (unit: deg/s)

	Jogging Shoes			Roller Shoes		
	Hip	Knee	Ankle	Hip	Knee	Ankle
LHC1	17.9 (22.2)	30.3 (45.2)	57.0 (41.3)	10.3 (36.2)	19.3 (96.0)	11.1 (74.1)
RTO	39.2* (25.1)	-1.2 (39.8)	-50.2 (34.6)	61.8* (10.8)	7.6 (13.3)	-48.4 (15.2)
RHC	15.8 (29.2)	-52.1 (75.8)	18.8 (115.0)	26.3 (22.7)	-51.4 (25.8)	-31.7 (32.8)
LTO	-95.0 (59.5)	-165.4 (101.8)	64.3 (115.8)	-135.4 (20.1)	-219.0 (23.8)	88.8 (91.2)
LHC2	14.8 (19.0)	1.0 (23.3)	48.8 (33.0)	16.0 (24.0)	-23.3 (44.4)	50.1 (56.8)

Note. * significant difference between jogging and roller shoes.

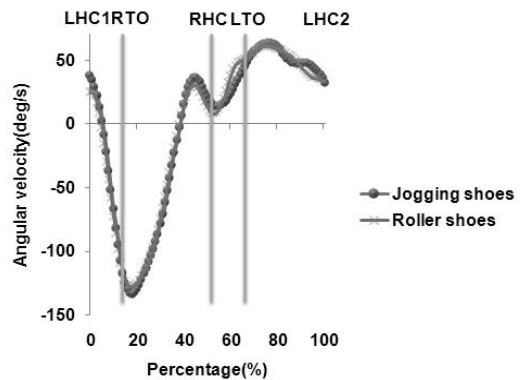


그림 5. 오른쪽 엉덩 각속도 (deg/s)

에 따라서 힘이 지면에 닿을 시 무릎의 신전 속도가 감소되었다고 보고하였다. 따라서 LHC 및 RHC 시 무릎각의 각속도가 롤러 신발을 착용한 경우가 감소하게 나타난 것은 선행 연구와 유사하게 나타났으며, 이는 지

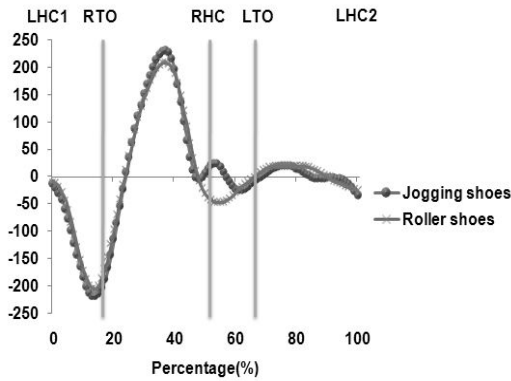


그림 6. 오른쪽 무릎 각속도 (deg/s)

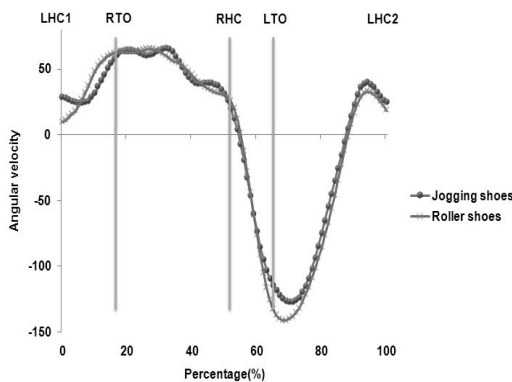


그림 7. 왼쪽 엉덩 각속도 (deg/s)

지 시 제동력의 부족으로 인한 미끄러짐 현상을 방지하기 위해 정상 보행보다 과도한 굴곡이 이루어진 것으로 사료되어진다. 또한 이러한 변화는 활보장의 감소를 유발한 것으로 생각된다.

V. 결론 및 제언

본 연구의 목적은 롤러 신발과 조깅 신발 착용 후 보행 시 운동학적 변인에 대하여 비교 분석 하는데 있다. 이를 통해 활보장, 인체무게 중심변위 및 선속도, 관절 각 및 각속도에서 집단 간 통계적으로 유의한 차이를 보였다. 이러한 운동학적 변인의 차이는 롤러 신발 보행 시 정상 패턴과는 다른 불안정한 보행 동작을 유발

시키고 이러한 동작이 지속적으로 이루어진다면 하지 근골격계에 변화를 유발시킬 원인이 될 수 있을 것으로 생각되며, 향후 롤러신발 착용 시 신체의 운동역학적 변인에 대한 종단적 연구를 통해 밝혀 낼 수 있을 것이다. 또한 본 연구 결과를 토대로 휠의 높이 변화를 통한 보행 시 적정 각도 유지 등, 향후 보다 안정성 높은 롤러 신발을 개발을 위한 기초자료로 사용될 수 있을 것으로 판단된다.

참고문헌

- 안성규(1998). 신발 힐의 높이에 따른 보행자세의 운동역학적 분석. 미간행 석사학위 논문. 제주대학교 대학원.
- 윤창진(2007). 다분절운동인 대권도 차기 동작의 동역학적 협응과 제어과정. 미간행 박사학위 논문. 경북대학교 대학원.
- 채원식(2006). 롤러 신발과 조깅 슈즈 신발 착용 후 보행 시 지면반력의 형태 비교 분석. *한국운동역학회지*, 16(1), 101-108.
- 채원식, 임영태, 이민형, 김정자, 김연정, 장재익, 박원균, 진재홍(2006). 롤러 신발과 조깅 슈즈 신발 착용 후 보행 시 하지근의 근전도 비교. *한국운동역학회지*, 16(3), 197-148.
- Abdel-Aziz, Y. I., & Karara, H. M.(1971). *Direct linear transformation from comparator coordinates in object-space coordinates in close-range photogrammetry*. Proceedings of the ASP Symposium of Close-Range Photogrammetry. Urbana, IL
- 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.
- Chandler, R. F., Clauser, C. E., McConville, J. T., Reynolds, H. M., & Young, J. W.(1975). *Investigation of inertial properties of the human*

- body. AMRL-TR-74-137, AD-A016-485. DOT-HS-801-430. Aerospace Medical Research Laboratories, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio.
- Clement, D. B., Taunton, J. E., Smart, G. W., & McNico, K. L.(1981). A survey of overuse running injury. *Physician Sports Medicine*, 9, 47-58.
- Ebbling, C. J.(1994). The energy cost and the lower extremity mechanics in shoes of different heel height. *The American Journal of Sports Medicine*, 21, 507-616.
- Nigg, B. M., Bahlsen, H. A., Luethi, S. M., & Stroke, S.(1987). The influence of running velocity and midsole hardness on external impact force in heel-toe running. *Journal of Biomechanics*, 20(10), 951-969.
- O'Malley, N. T., FitzPatrick, D., Quinlan, J., & O'Rourke, S. K.(2006) Assessment of the influence of shoe design on lumbar spine motion. *Journal of Biomechanics*, 39(1), 542-543.
- Snow, R. E., & Williams, K. R.(1994). Ground reaction force, rearfoot motion, sagittal plane lower extremity kinematics of woman during walking in different heel height of high heel shoes. *The American Journal of Sports Medicine*, 21, 405-413.
- 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.
- Tylkowski, C. M., Simon, S. R., & Mansour, J. M. (1982). *Internal rotation gait in spastic cerebral palsy*. Proceedings of the 10th open scientific meeting of the hip society. Mosby: St. Louis.
- Wood, G.(1982). *Data smoothing and differentiation procedures in biomechanics*. In R. L. Terjung (Eds.), *Exercise and Sport Sciences Reviews*; 10, 308-362. Lexington, MA: D.C. Health and Company.

투 고 일 : 04월 29일

심 사 일 : 05월 12일

심사완료일 : 06월 22일