JESK J Ergon Soc Korea 2020; 39(3): 191-203
http://dx.doi.org/10.5143/JESK.2020.39.3.191
http://jesk.or.kr eISSN:2093-8462

Effects of Heel Shape of a Shoe on the Impact and Biomechanical Characteristics during Walking

Sihyun Ryu[1], Sang-Kyoon Park[2]

[1]Department of Taekwondo, Korea National Sport University, Seoul, 05541
[2]Motion Innovation Center, Korea National Sport University, Seoul, 05541

신발의 뒤꿈치 형태가 보행 시 충격과 생체역학적 특성에 미치는 영향

류시현[1], 박상균[2]

[1]한국체육대학교 태권도학과
[2]한국체육대학교 모션이노베이션센터

Corresponding Author
Sang-Kyoon Park
Motion Innovation Center, Korea National Sport University, Seoul, 05541
Email : spark@knsu.ac.kr

Received : January 20, 2020
Revised : March 29, 2020
Accepted : April 21, 2020

Objective: The purpose of this study was to investigate the effects of a curved shoe design of the heel of a shoe on the impact variables, ankle joint angle, and COP (center of pressure) during walking.

Background: Shoe design is one of important characteristics in the development of walking shoes as it has to be considered for the mechanism of human movement.

Method: Twenty healthy male adults (age: 23.6±2.9 years, body mass: 71.0±8.7kg, height: 175.8±5.0cm) participated in the study. The data was collected using eight infrared cameras during walking at a speed of 1.3m/s and 1.7m/s on an instrumented treadmill.

Results: The impulse and peak VGRF (vertical ground reaction force) were statistically smaller for the RHS and RLHS compared with the NS during walking of 1.3m/s & 1.7m/s ($p<.05$). The ankle plantarflexion angle at toe off, the ROM (range of motion) of dorsi-plantarflexion, and ROM of inversion-eversion were statistically smaller for the RHS and RLHS compared with the NS during walking of 1.7m/s ($p<.05$). The antero-posterior COP range and jerk were statistically smaller for the RHS and RLHS compared with the NS during walking of 1.7m/s ($p<.05$).

Conclusion: It is concluded that RLHS is slightly effective in reducing shocks, RLHS and RHS help walk smoothly and naturally compared to NS, and RLHS improves the stability of the ankle joints compared to NS, and RLHS during walking.

Application: The findings would be helpful when developing the walking shoes with biomechanical functions.

Keywords: Shoe, Curved heel, Impact, Ankle, COP

Copyright@2020 by Ergonomics Society of Korea. All right reserved.

1. Introduction

보행은 상·하지 관절의 복합적인 협응과 제어를 통해 나타나는 인간의 자연스러운 이동수단이다(Perry, 1992; Shin et al., 2008; Tirosh and Sparrow, 2005; Whittle, 1990). 일상생활에서 반복적인 형태로 나타나는 보행은 장시간 지속적으로 이루어지면, 하지 근육의 피로를 발생시킨다(Yoshino et al., 2004). 잘못된 자세로 보행이 이루어질 경우, 관절, 근육, 뇌와 신체 구조의 손상 및 여러 가지 상해를 발생시킬 수 있다고 보고되고 있다(Garcia et al., 1998). 보행의 지지 과정에서 하지는 체중의 2~3배에 달하는 부하를 감당하여야 하며(Nigg, 1986; Scott and Winter, 1990), 체중만큼 바닥을 밀어내는 동작으로 발생되는 힘은 발과 하지의 구조에 스트레스와 연부 조직의 염좌를 초래하기도 한다(Lott et al., 2007). 따라서 에너지를 최소화하기 위해 효율적인 동작으로 이루어지는 보행이 요구되는 실정이며(Bohannon et al., 1987; Bowker and Messenger, 1988; Saunders, 1984), 이에 효율적 보행이란 지면에서 받는 충격을 효과적으로 흡수하고 지면을 미는 힘을 적절하게 조절하는 것을 의미한다(Schwartz et al., 2008; Waters et al., 1988). 하지만 보행은 다양한 상황에 따라 인체 내부나 외부 변화에도 민감하게 영향을 받을 수 있다(Shin et al., 2017).

기존에는 보행 중 반복적인 충격으로 인해 발생되는 상해 및 손상을 감소시키고 예방하는데 관심이 많았다(Vaughan, 2003). 이러한 충격은 보행 형태와 속도에도 크게 영향을 받으며, 특히 신발 두께와 재질, 그리고 형태에 따라 충격과 근 피로도가 달라질 수 있다(Shin et al., 2012; Esenyel et al., 2003; Kerrigan et al., 1998). 보행 중 인체가 받는 과도한 충격을 완화시키지 못하는 부적절한 신발은 급격하게 혹은 반복적으로 누적된 피로가 원인이 되어 부상이 발생될 수 있다는 연구(Kong et al., 2009; Lake, 2000; Riemann and Lephart, 2002)에서 볼 수 있듯이, 적절한 기능의 신발은 발을 보호하고 보행을 비롯한 다양한 활동 중에 발생될 수 있는 충격과 상해를 예방하는데 매우 중요하다(Nigg, 1986; Nigg et al., 1995; Kim et al., 2006; Yoo et al., 2017). 최근 선행연구(Lam et al., 2019; Lam et al., 2017; Meardon et al., 2018; Morio et al., 2009; Nigg et al., 1987; Kurz and Stergiou, 2004; Agresta et al., 2018)에서는 인체에 가해지는 반복된 충격을 완화하기 위하여 신발의 쿠션과 관련된 소재의 물성적 특성(두께, 경도, 강성 등)의 변화를 통한 쿠셔닝 개선과 착화감 향상을 위한 연구가 대부분이었다. 하지만, 이동 간 발생하는 충격을 원활하게 흡수하고 이용하는 측면에서 신발의 구조적(디자인 등) 특성 또한 중요한 요소로 판단된다.

보행은 뒤꿈치 부위부터 자연스럽게 지면에 착지되어 발끝으로 밀어주는 과정으로 이루어짐에 따라 신발 바닥의 형태가 다른 신발이 착지 순간 신체에 전달되는 지면반력을 변화시킬 수 있다고 제기되었다(Kang et al., 2016). 특히, 보행 시 신발 바닥의 바깥쪽이 마모된 신발(발이 내번되는 신발)과 안쪽이 마모된 신발(발이 외번되는 신발) 간의 생체역학적 차이를 살펴본 연구(Kang et al., 2016)에서 발의 외번이 유도된 마모 신발을 착용하는 것이 내번이 유도된 마모 신발과 일반 신발을 착용하는 것에 비하여 보행 중 수직 지면반력이 크게 나타남에 따라 신발의 형태 변화가 충격을 감소시킬 수 있다고 보고되었다. 또한, 배드민턴화 뒤꿈치 부위의 형태 변화(rounded heel shoe, flatted heel shoe, standard heel shoe)에 따른 최대 런지 동작을 비교한 연구(Lam et al., 2017)에서는 rounded heel shoe가 수직 지면반력 최대값과 부하율이 다른 형태 신발에 비하여 작게 나타남에 따라 런지 동작을 실시하는 동안 인체가 받는 충격을 감소시키는데 긍정적인 역할을 한다고 보고되었다. 위 선행연구를 바탕으로 보행이나 런지의 착지 동작에서 뒤꿈치 부위의 곡선 형태(rounded heel)가 발의 외번 움직임을 억제할 수 있고 형태의 복합적 적용을 통해 보행 시 발생되는 충격과 발목관절의 불안정성을 해소시킬 수 있다는 가능성이 있다. 이와 같이 보행 동작의 특성에 대한 이해를 바탕으로 이에 적절한 신발의 디자인과 기능 개발을 통해서 신체 동작 중 충격으로 발생되는 상해의 예방과 이로 인해 건강한 신체 활동에 긍정적 영향이 예상된다.

이에 본 연구에서는 보행 시 신발의 아웃솔 형태 변화가 인체의 움직임에 다른 영향을 미칠 것이라는 연구 가정을 바탕으로 뒤꿈치 부위의 곡선 형태 신발(RHS)과 뒤꿈치 바깥쪽의 곡선 형태 신발(RLHS), 그리고 일반 신발(NS) 간의 운동역학적 차이를 분석하여 뒤꿈치 형태가 충격 흡수와 발목 안정성에 미치는 영향을 살펴보고자 하였다. 본 연구의 가설은 다음과 같다. 첫째, 뒤꿈치가 둥근 형태의 신발(RHS, RLHS)이 보행의 지지구간에서 평균 충격력과 부하율에 영향을 미칠 것이다. 둘째, 뒤꿈치가 둥근 형태의 신발(RHS, RLHS)이 발목관절의 내번-외번 가동범위에 영향을 미칠 것이다. 셋째, 뒤꿈치가 둥근 형태의 신발(RHS, RLHS)이 힘의 작용점(COP) 범위와 COP 저크 값에 영향을 미칠 것이다.

2. Method

2.1 Participants

본 연구의 대상자는 신발 크기가 265mm인 건강한 20대 성인 남자 20명(age: 23.6±2.9 years, body mass: 71.0±8.7kg, Height: 175.8±5.0cm)으로 선정하였다. 이때, 본 연구는 K대학교 생명윤리위원회에서 생명윤리 심의 승인을 받았으며(IRB 과제관리번호: 1263-201706-HR-007-01, 승인번호 20170810-011, 승인날짜 2017.08.10.), 모든 대상자는 자발적인 동의로 참여하였다.

2.2 Experimental procedure

대상자는 신발의 종류를 인지하지 못한 상황에서 진행되었으며, 신발을 착용한 순서는 무작위(randomization)로 선택되어 진행되었다. 우선, 신발을 착용한 후, 자연스러운 동작을 유도하기 위하여 가벼운 준비운동을 실시하고 Treadmill (Instrumented treadmill, Bertec, USA) 위에서의 보행에 적응하기 위하여 약 5~10분 간 보행을 실시하였다. 이후 인체관절과 각각의 분절에 15개의 반사마커(bilateral posterior superior iliac spine, sacrum, bilateral greater trochanter, right medial femoral condyles, right lateral femoral condyles, right medial malleolus, right lateral malleolus, right heel bone, right medial talus, right lateral calcaneus, right 1st metatasal head, right 5th metatasal head, and right 1st phalanges)를 부착하였다. 각 대상자는 8대의 적외선 카메라(Oqus 300, Qualisys, Sweden)가 설치되어 있는 Treadmill 위에서 (Figure 1)과 같이 1.3m/s와 1.7m/s 속도로 보행을 실시하였다. 이때, 30 stride를 촬영하여 보행이 안정적으로 일정한 패턴을 보이는 10 stride를 분석에 활용하였으며, 촬영속도는 카메라가 100Hz, 지면반력기가 1,000Hz로 설정하였다.

Figure 1. Walking (1.3m/s & 1.7m/s) on a Treadmill

2.3 Shoe characteristics

본 연구에서 사용된 신발은 (Figure 2)와 같으며, NS은 시중에서 판매되고 있는 일반 형태의 신발이다. 그리고 RHS은 NS 비하여 뒤꿈치가 곡선 형태(curved)로 높게 제작된 신발이며, RLHS은 NS 비하여 뒤꿈치가 곡선 형태(curved)로 높게 하여 뒤꿈치 부위가 바깥으로 약 15도 틀어진 형태로 제작된 신발이다. 본 연구에 사용된 신발은 뒤꿈치 형태의 차이를 제외하고는 그 외 신발의 구조 및 기능이 동일하게 제조사(Ls Networks, Korea)에 의해 제작되어 제공되었다.

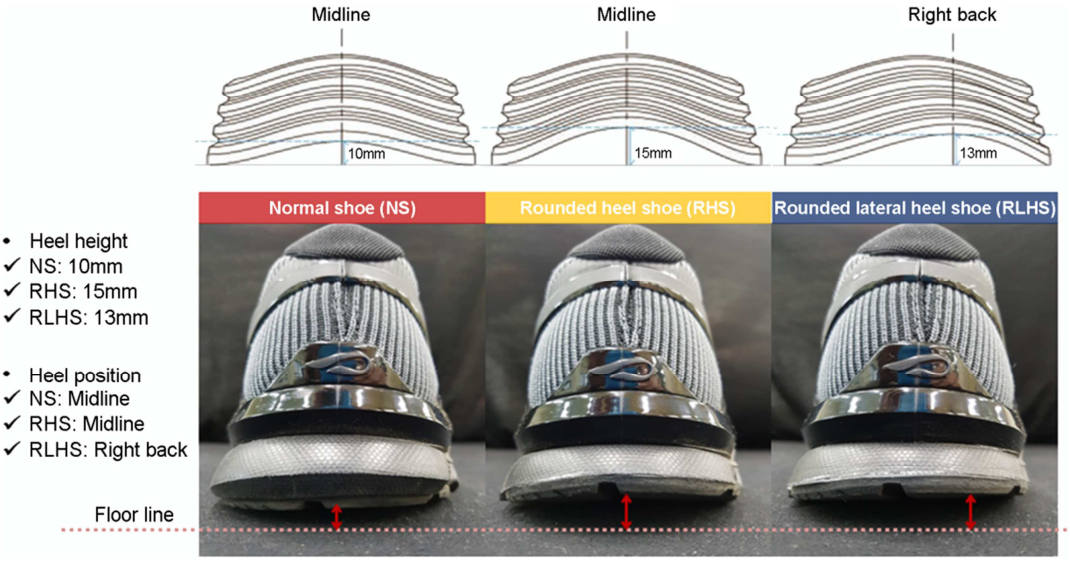

Figure 2. Three different types of walking shoes

2.4 Data processing

본 연구에서 뒤꿈치 형태가 다른 신발 간의 차이를 살펴보기 위하여 충격 관련 변인, 발목관절각, COP 관련 변인은 Qualisys Track Manager software (Qualisys, Sweden)와 Matlab R2009b software (The Mathworks, USA)를 사용하여 산출하였으며, NLT (non linear transformation) 방법을 통해 반사마커의 좌표값을 3차원 좌표값으로 변환하여 획득하였다. 영상 자료와 지면반력 자료는 획득 과정에서 생긴 오차(noise)를 제거하기 위하여 Butterworth 4th order low-pass filter로 smoothing 하였으며, 이때 차단주파수는 각각 6Hz와 50Hz로 설정하였다. 이때, 차단 주파수(cut-off frequency) 결정은 FFT (fast fourier transform) 분석을 실시하고 주파수로 전환된 신호에 대해 PSD (power spectral density)를 계산하여 누적된 PSD의 99.9% 수준을 각 신호 특성의 대표적인 것으로 간주하여 결정하였다.

2.5 Variables

2.5.1 Impact variables

보행 시 착지 순간부터 수직 지면반력 초기 최대값이 발생되는 시점까지를 착지 및 흡수구간으로 간주하여 수직 지면반력을 적분하여 충격량(impulse)을 산출하였으며, 소요시간으로 나누어 착지구간의 평균 충격력(mean impact force)을 산출하였다. 수직 지면반력의 초기 최대값(Initial peak VGRF)을 소요시간으로 나누어 최대값까지의 기울기를 인체에 전달되는 부하율(loading rate)로 정의하여 산출하였다. 이때, 지면반력 자료는 체중(body weight: BW)으로 나누어 정지 상태의 지면반력을 1로 표준화하여 대상자들 간의 체중 차이로 인한 영향을 제거하여 분석하였다.

2.5.2 Ankle joint angle

보행과 달리기 과정에서 하지분절 및 관절의 3차원 움직임을 살펴보기 위하여 발 분절과 발목관절의 3차원 각도를 산출하였다 (Hamill and Ryu, 2003; Winter, 2009; Yoo, 2015). 보행 전, 정적인 해부학적 자세에서 획득된 분절의 움직임 마커 좌표값을 이용하여 분절을 대변하는 기준 단위벡터를 설정하였다. 이때, 단위벡터는 오른손 법칙에 의한 벡터 곱(cross product)으로 계산되었다. 각 분절의 기준 단위벡터(calibration unit vector [CUV])와 보행 및 달리기 매 순간마다 계산된 각 분절의 단위벡터(tracking unit vector [TUV])의 곱은 3 × 3 행렬로 표현되며, 3차원 분절각과 관절각은 아래와 같이 산출된다(Yoo, 2015). 각도에 대한 정의는 X축 회전이 배측굴곡

(dorsiflexion) (+)과 저측굴곡(plantarflexion) (–), Y축 회전이 내번(inversion) (+)과 외번(eversion) (–)을 의미한다.

$$\mathrm{CUV} \times \mathrm{TUV} = \begin{bmatrix} c_2 s_3 & s_3 c_1 + s_1 s_2 c_3 & s_1 s_3 + c_1 s_2 c_3 \\ -c_2 s_3 & c_1 c_3 - s_1 s_2 s_3 & s_1 c_3 + c_1 s_2 s_3 \\ s_2 & -s_1 c_2 & c_1 c_2 \end{bmatrix},$$

이때, $c_1 = cos\theta_1$, $s_1 = sin\theta_1$ 이다.

2.5.3 COP

COP는 힘의 작용점을 의미하며, 지면반력 신호를 이용하여 다음 공식으로 좌우·전후 방향의 COP를 산출하였으며, 뒤꿈치가 지면에 닿는 착지 순간 뒤꿈치에 부착한 마커(heel marker: calcaneus)를 기준으로 바깥쪽(lateral side)을 (+)로, 안쪽(medial side)을 (–)로 정의하여 COP 좌우 위치를 산출하였다(Hamill and Ryu, 2003). 또한, COP 범위는 시간 함수에 대한 크기의 폭으로 계산되었으며, 부드러움 및 자연스러움을 평가하는 척도로 활용되고 있는 저크(jerk) 함수를 산출하였다(Hreljac, 1993, 2000).

$$\mathrm{ML\ COP} = \frac{-M_y}{F_z},\ \mathrm{ML\ COP} = \frac{M_x}{F_z}$$

$$\text{저크함수 NJ} = \sqrt{\frac{1}{2}\int_o^T \left(\frac{d^3 r}{dt^3}\right)^2 dt} \cdot \frac{T^5}{L^2}$$

이때, r=위치벡터, T=소요시간, L=움직임 거리이다.

2.6 Statistical analysis

본 연구에서 뒤꿈치 형태가 다른 신발 간의 차이를 살펴보기 위하여 반복측정변량분석(repeated measure one-way ANOVA)을 실시하였으며, 사후분석은 LSD 방법을 사용하였다. 이때, SPSS Ver. 18.0 software (IBM, USA)를 사용하였으며, 유의수준은 $\alpha = .05$로 설정하였다.

3. Results

3.1 Impact variables

보행 시 충격 변인에 대한 결과는 (Table 1-2)와 같다. 우선, 일반 속도 보행(1.3m/s)에서 충격량은 NS가 0.12±0.01Ns, RHS가 0.11±0.01Ns, RLHS가 0.11±0.01Ns로 나타났으며, 신발 간 차이는 F=4.153 (p=.023), 효과크기는 $\eta_p{}^2$=.179, 통계적 검증력은 power=.698로 통계적인 차이가 나타났다. 이때, 사후검증은 RHS와 RLHS가 NS에 비하여 통계적으로 작게 나타났다(p<.05). 또한, 수직 지면반력 초기 최대값은 NS가 1.06±0.05BW, RHS가 1.04±0.06BW, RLHS가 1.03±0.06BW로 나타났으며, 신발 간 차이는 F=4.122 (p=.024), 효과크기는 $\eta_p{}^2$=.178, 통계적 검증력은 power=.695로 통계적인 차이가 나타났다. 이때, 사후검증은 RLHS가 NS에 비하여 통계적으로 작게 나타났다(p<.05).

Table 1. Descriptive information for impact variables during walking of 1.3m/s

Variables	NS[a]	RHS[b]	RLHS[c]	F	p	Post-hoc	Effect size ($\eta_p{}^2$)	Statistical power
Impulse (Ns)	0.12±0.01	0.11±0.01	0.11±0.01	4.153	.023	b, c < a	.179	.698
Mean impact force (BW)	0.69±0.03	0.69±0.03	0.70±0.04	.847	.436	–	.043	.185
Initial peak VGRF (BW)	1.06±0.05	1.04±0.06	1.03±0.06	4.122	.024	c < a	.178	.695
Loading rate (BW/s)	6.28±0.85	6.37±0.88	6.26±0.87	.240	.788	–	.012	.085

VGRF: vertical ground reaction force

다음으로, 빠른 속도 보행(1.7m/s)에서 충격량은 NS가 0.12±0.01Ns, RHS가 0.11±0.01Ns, RLHS가 0.11±0.01Ns로 나타났으며, 신발 간 차이는 F=41.436 (p=.000), 효과크기는 η_p^2=.686, 통계적 검증력은 power=1.000로 통계적인 차이가 나타났다. 이때, 사후검증은 RHS와 RLHS가 NS에 비하여 통계적으로 작게 나타났다(p<.05). 또한, 수직 지면반력 초기 최대값은 NS가 1.20±0.07BW, RHS가 1.19±0.07BW, RLHS가 1.18±0.07BW로 나타났으며, 신발 간 차이는 F=5.683 (p=.007), 효과크기는 η_p^2=.230, 통계적 검증력은 power=.835로 통계적인 차이가 나타났다. 이때, 사후검증은 RLHS가 NS와 RHS에 비하여 통계적으로 작게 나타났다(p<.05).

Table 2. Descriptive information for impact variables during walking of 1.7m/s

Variables	NS[a]	RHS[b]	RLHS[c]	F	p	Post-hoc	Effect size (η_p^2)	Statistical power
Impulse (Ns)	0.12±0.01	0.11±0.01	0.11±0.01	41.436	.000	b, c < a	.686	1.000
Mean impact force (BW)	0.82±0.03	0.82±0.04	0.82±0.04	.746	.481	–	.038	.167
Initial peak VGRF (BW)	1.20±0.07	1.19±0.07	1.18±0.07	5.683	.007	c < a, b	.230	.835
Loading rate (BW/s)	8.73±0.95	8.73±0.92	8.63±1.09	.802	.456	–	.041	.177

3.2 Ankle joint angle

보행 시 발목관절각에 대한 결과는 (Table 3-4, Figure 3-6)과 같다. 우선, 일반 속도 보행(1.3m/s)에서 발목관절의 내번-외번 가동범위는 NS가 12.44±3.40 deg, RHS가 11.46±2.97 deg, RLHS가 11.25±3.03 deg로 나타났으며, 신발 간 차이는 F=5.642 (p=.007), 효과크기는 η_p^2=.229, 통계적 검증력은 power=.832로 통계적인 차이가 나타났다. 이때, 사후검증은 RLHS가 NS에 비하여 통계적으로 작게 나타났다(p<.05).

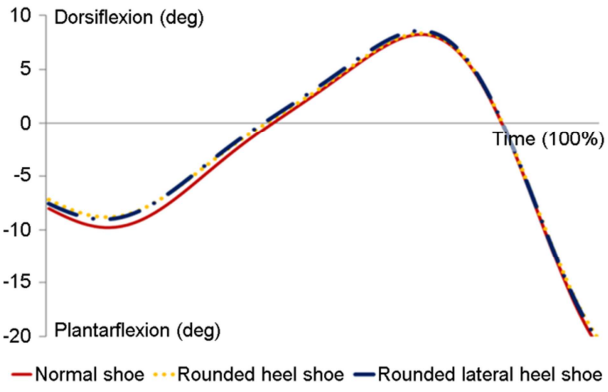

Figure 3. Pattern of ankle joint angle in the sagittal plane during walking (1.3m/s)

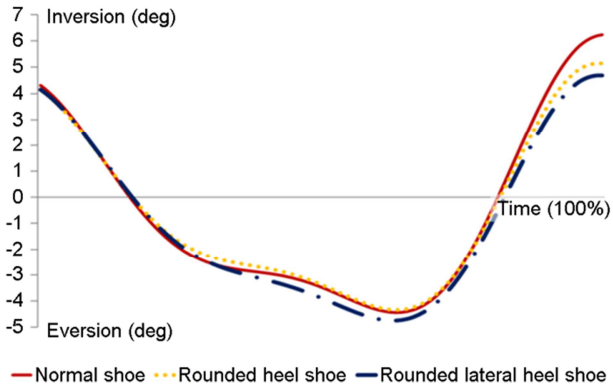

Figure 4. Pattern of ankle joint angle in the frontal plane during walking (1.3m/s)

Table 3. Descriptive information for ankle joint angle during walking of 1.3m/s unit: deg

Variables		NS[a]	RHS[b]	RLHS[c]	F	p	Post-hoc	Effect size (η_p^2)	Statistical power
(+) Dorsiflexion (–) Plantarflexion	Heel contact	-7.85±3.02	-7.02±3.06	-7.40±3.30	2.955	.064	–	.135	.542

Table 3. Descriptive information for ankle joint angle during walking of 1.3m/s (Continued) unit: deg

Variables		NS[a]	RHS[b]	RLHS[c]	*F*	*p*	Post-hoc	Effect size (η_p^2)	Statistical power
(+) Dorsiflexion (−) Plantarflexion	Toe off	-20.70±2.76	-20.00±2.63	-20.20±2.69	2.061	.141	–	.098	.398
	Range of motion	29.12±3.40	28.46±3.15	28.89±3.86	1.548	.226	–	.075	.308
(+) Inversion (−) Eversion	Heel contact	4.41±2.07	4.24±2.13	4.25±2.34	.240	.788	–	.012	.085
	Toe off	6.24±4.36	5.15±4.56	4.69±4.09	2.986	.062	–	.136	.546
	Range of motion	12.44±3.40	11.46±2.97	11.25±3.03	5.642	.007	c < a	.229	.832

다음으로, 빠른 속도 보행(1.7m/s)에서 발끝이 지면에서 떨어지는 순간(Toe off) 발목관절의 저측굴곡각은 NS가 -20.24±2.78 deg, RHS가 -18.72±2.89 deg, RLHS가 -18.51±2.81 deg로 나타났으며, 신발 간 차이는 F=7.717 (p=.002), 효과크기는 η_p^2=.289, 통계적 검증력은 power=.932로 통계적인 차이가 나타났다. 이때, 사후검증은 RHS와 RLHS가 NS에 비하여 통계적으로 작게 나타났다(p<.05). 또한, 발목관절의 배측굴곡-저측굴곡 가동범위는 NS가 28.88±2.80 deg, RHS가 27.47±3.25 deg, RLHS가 27.23±3.43 deg로 나타났으며, 신발 간 차이는 F=8.811 (p=.001), 효과크기는 η_p^2=.317, 통계적 검증력은 power=.959로 통계적인 차이가 나타났다. 이때, 사후검증은 RHS와 RLHS가 NS에 비하여 통계적으로 작게 나타났다(p<.05). 그리고 발목관절의 내번-외번 가동범위는 NS가 12.51±3.41 deg, RHS가 11.15±2.52 deg, RLHS가 11.41±3.03 deg로 나타났으며, 신발 간 차이는 F=4.562 (p=.017), 효과크기는 η_p^2=.194, 통계적 검증력은 power=.741로 통계적인 차이가 나타났다. 이때, 사후검증은 RHS와 RLHS가 NS에 비하여 통계적으로 작게 나타났다(p<.05).

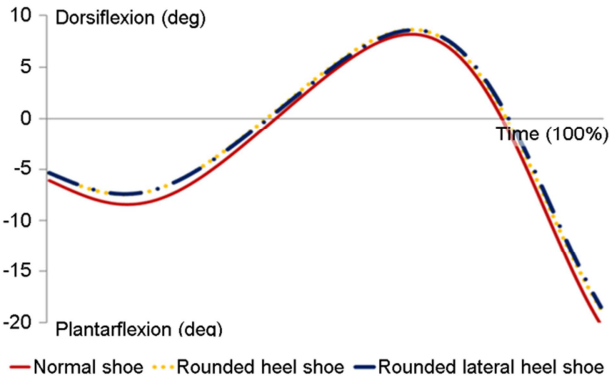

Figure 5. Pattern of ankle joint angle in the sagittal plane during walking (1.7m/s)

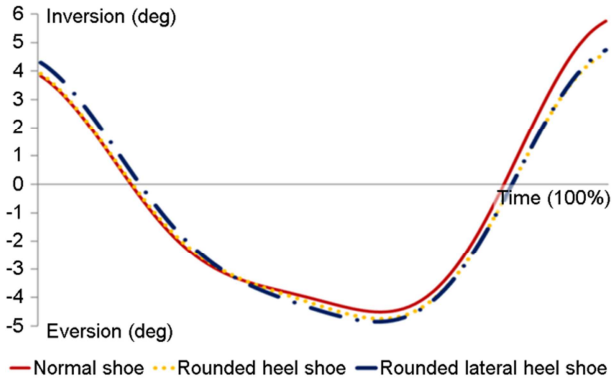

Figure 6. Pattern of ankle joint angle in the frontal plane during walking (1.7m/s)

Table 4. Descriptive information for ankle joint angle during walking of 1.7m/s unit: deg

Variables		NS[a]	RHS[b]	RLHS[c]	*F*	*p*	Post-hoc	Effect size (η_p^2)	Statistical power
(+) Dorsiflexion (−) Plantarflexion	Heel contact	-5.97±3.55	-5.27±3.08	-5.24±3.01	1.551	.225	–	.075	.309

Table 4. Descriptive information for ankle joint angle during walking of 1.7m/s (Continued) unit: deg

Variables		NS[a]	RHS[b]	RLHS[c]	*F*	*p*	Post-hoc	Effect size (η_p^2)	Statistical power
(+) Dorsiflexion (−) Plantarflexion	Toe off	-20.24±2.78	-18.72±2.89	-18.51±2.81	7.717	.002	b, c < a	.289	.932
	Range of motion	28.88±2.80	27.47±3.25	27.23±3.43	8.811	.001	b, c < a	.317	.959
(+) Inversion (−) Eversion	Heel contact	3.89±2.00	3.98±1.69	4.36±1.87	1.277	.290	–	.063	.260
	Toe off	5.75±4.40	4.62±3.91	4.74±4.19	1.737	.190	–	.084	.342
	Range of motion	12.51±3.41	11.15±2.52	11.41±3.03	4.562	.017	b, c < a	.194	.741

3.3 COP

보행 시 COP에 대한 결과는 (Table 5)와 같다. 우선, 일반 속도 보행(1.3m/s)에서는 신발 간에 통계적으로 유의한 차이가 없었다. 다음으로, 빠른 속도 보행(1.7m/s)에서 전후 COP 범위는 NS가 35.17±1.93cm, RHS가 33.97±1.10cm, RLHS가 33.48±1.21cm로 나타났으며, 신발 간 차이는 F=9.214 (p=.001), 효과크기는 η_p^2=.327, 통계적 검증력은 power=.967로 통계적인 차이가 나타났다. 이때, 사후검증은 RHS와 RLHS가 NS에 비하여 통계적으로 작게 나타났다(p<.05). 또한, 전후 저크 값은 NS가 134.93±122.49m/s^2, RHS가 83.45±33.36m/s^2, RLHS가 83.65±22.28m/s^{2}로 나타났으며, 신발 간 차이는 F=3.724 (p=.033), 효과크기는 η_p^2=.164, 통계적 검증력은 power =.647로 통계적인 차이가 나타났다. 이때, 사후검증은 RHS와 RLHS가 NS에 비하여 통계적으로 작게 나타났다(p<.05).

Table 5. Descriptive information for COP variables during walking of 1.7m/s

Variables	NS[a]	RHS[b]	RLHS[c]	*F*	*p*	Post-hoc	Effect size (η_p^2)	Statistical power
Initial COP M/L position (cm)	0.09±0.57	0.17±0.64	0.29±0.67	1.670	.202	–	.081	.330
COP M/L range (cm)	2.59±0.60	2.60±0.62	2.82±0.61	2.184	.126	–	.103	.419
COP A/P range (cm)	35.17±1.93	33.97±1.10	33.48±1.21	9.214	.001	b, c < a	.327	.967
COP M/L integral jerk (m/s^2)	41.27±69.29	23.45±10.42	23.43±7.99	1.480	.240	–	.072	.296
COP A/P integral jerk (m/s^2)	134.93±122.49	83.45±33.36	83.65±22.28	3.724	.033	b, c < a	.164	.647

COP: center of pressure, M/L: medio-lateral, A/P: antero-posterior

4. Discussion

본 연구에서는 보행에서 발생하는 충격과 발의 움직임의 특성이 신발의 바닥 중 뒤꿈치의 형태에 따라 다르게 발생할 것이라는 연구 가정을 통해서 일반 신발과 뒤꿈치 부위가 곡선 형태 신발, 뒤꿈치 바깥쪽의 곡선 형태 신발 간에 보행 시 충격 변인과 발목관절각의 크기와 범위 및 COP의 특성의 차이를 비교하였다.

첫 번째로, 충격과 관련된 변인을 살펴보면, 보행 속도에 크게 상관없이, 충격량은 RHS와 RLHS가 NS에 비하여 작게 나타났다. 반면, 수직 지면반력 초기 최대값은 일반 속도 보행(1.3m/s)에서 RLHS가 NS에 비하여 작게 나타났으며, 빠른 속도 보행(1.7m/s)에서는 RLHS가 NS와 RHS에 비하여 작게 나타났다. 착지구간의 평균 충격력과 부하율이 보행의 주요 상해 요인이 될 수 있다는 측면(Nigg, 2010)에서 본 연구에서 사용된 뒤꿈치 부위의 곡선 형태 신발(RHS & RLHS)은 보행 시 충격을 완화하는 효과적이라고 보기에는 어려우며, RHS와 RLHS가 NS에 비하여 평균 충격력과 부하율에 영향을 미칠 것이라는 첫 번째 가설은 일부 기각되었다. 다만, 수직 지면반력 초기 최대값은 뒤꿈치 바깥쪽의 곡선 형태 신발(RLHS)이 다른 신발(NS & RHS)에 비하여 작게 나타났다. 반복적인 보행이나 달리기로 미세한 충격이 장시간 지속된다면, 만성적 상해와 손상이 발생될 수 있다는 가능성을 언급한 연구(Chen et al., 2003; Clement et al., 1984)를 통하여 알 수 있듯이, 수직 지면반력 초기 최대값이 직접적인 상해 원인이 아니더라도 부하율 산출에 직접적으로 관여되며, 반복적인 자극으로 충분히 그 위험성을 증가시킬 수 있다고 볼 수 있으므로 뒤꿈치 바깥쪽의 곡선 형태 신발(RLHS)이 충격 완화에 작은 수치의 차이지만 반복되는 보행의 특성상 긍정적 영향을 줄 것으로 예상된다. 또한, 배드민턴 최대 런지 동작에서 뒤꿈치 부위가 곡선 형태 신발이 다른 신발에 비하여 수직 지면반력 최대값과 부하율이 다른 형태 신발에 비하여 작게 나타나 충격을 감소시킨다고 보고한 연구(Lam et al., 2017)와 같이 보행보다 충격이 크게 발생되는 달리기나 여러 스포츠 종목을 대상으로 빠르고 강한 동적 움직임에 적용하여 뒤꿈치 부위의 곡선 형태 신발과 그 위치가 변화된 신발의 효과를 살펴볼 필요가 있다.

두 번째로, 발목관절각을 살펴보면, 일반 속도 보행(1.3m/s)에서 발목관절의 내번-외번 가동범위는 RLHS가 NS에 비하여 작게 나타났으며, 빠른 속도 보행(1.7m/s)에서는 RLHS와 RHS가 NS에 비하여 작게 나타났다. 이것은 보행 시 발목관절의 내번-외번 각도 변화가 클수록 발목관절 불안정성이 증가하고 염좌와 같은 손상이 야기된다고 보고한 연구(Ryu, 2010)와 맨발 보행에 비하여 신발 보행에서 발목관절의 외번각이 작게 나타나고 내번-외번 가동범위가 작게 나타남에 따라 신발이 발목관절의 안정성 확보에 긍정적인 영향을 미친다고 보고한 연구(Lee and Nam, 2015)와 일맥상통한 결과이다. 따라서 RLHS가 RHS와 NS에 비하여 발목관절의 내번-외번 가동범위에 영향을 미칠 것이라는 두 번째 가설은 수용되었으며, 뒤꿈치 부위의 곡선 형태 신발(RLHS)이 발목관절의 가동범위를 작게 하고 이로 인해 보다 효율성과 안정성이 증가하여 상대적인 상해 위험성도 낮아질 것으로 예상된다(Clement et al., 1984). 여기서 뒤꿈치 부위의 곡선 형태 신발(RHS)도 일반 신발(NS)에 비하여 내번-외번 가동범위를 감소시키는데 어떠한 영향을 주었는지는 추후 연구에서 확인해볼 필요가 있다. 반면, 빠른 속도 보행(1.7m/s)에서 발끝이 지면에서 떨어지는 순간(toe off) 발목관절의 저측굴곡각과 지지구간(stance phase) 발목관절의 배측굴곡-저측굴곡 가동범위는 RHS와 RLHS가 NS에 비하여 작게 나타났다. 이것은 일반 신발(NS)이 뒤꿈치 부위의 곡선 형태 신발(RLHS & RHS)에 비하여 상대적으로 각진 뒤꿈치의 형태로 인하여 (Figure 5)와 같이 초기 지지구간에서 저측굴곡각이 크게 나타나고 이로 인하여 지면을 밀어주는 구간(propulsion phase)에서도 자연스럽게 저측굴곡각이 크게 나타나 가동범위도 증가한 것으로 예측된다.

세 번째로, COP 범위와 저크 값을 살펴보면, 빠른 속도 보행(1.7m/s)에서 전후 방향의 COP 범위와 저크 값은 RLHS와 RHS가 NS에 비하여 작게 나타났다. COP는 지면반발력이 작용하는 순간의 점으로 정의되며(Chiu et al., 2013), 보행 시 지지구간에서 COP 위치는 뒤꿈치 부위에서 시작되어 발가락 방향으로 뚜렷하게 움직인다(Cornwall and McPoil, 2000). 본 연구에서 뒤꿈치 부위의 곡선 형태 신발(RLHS & RHS)을 착용한 후 보행을 실시한 경우, 일반 신발(NS)에 비하여 전후 COP 범위가 작게 나타난 것은 뒤꿈치 부위의 곡선 형태(curved shape)로 인한 결과라 판단된다. 또한, RLHS와 RHS가 NS에 비하여 전후 COP 저크 값이 작게 나타난 것은 전후 COP 범위가 작게 나타난 것과 더불어 일반 신발(NS)이 뒤꿈치 부위의 곡선 형태 신발(RLHS & RHS)에 비하여 각진 뒤꿈치의 형태로 초기 지지구간에서 발목관절의 저측굴곡각이 크게 나타난 것으로 인한 결과라 판단된다. 따라서 뒤꿈치 부위의 곡선 형태 신발(RLHS & RHS)이 일반 신발(NS)에 비하여 부드럽고 자연스러운 보행을 유도하는 것으로 판단되며(Hreljac, 1993, 2000), RHS와 RLHS가 NS에 비하여 전후 COP 범위와 COP 저크 값에 영향을 미칠 것이라는 세 번째 가설도 빠른 속도 보행(1.7m/s)에서는 수용되었다. 이와 더불어 신발은 보행 시 발이 지면에 닿는 순간 초기 안정성에 영향을 미치고 지지구간에서 원활한 신체중심 이동을 유도하며, 발이 지면에서 떨어지는 순간 추진을 위한 발의 기능을 전달하는 매개체라는 측면(Nigg, 2010)에서 전후 COP 범위와 COP 저크 값을 감소시킨 뒤꿈치 부위의 곡선 형태 신발(RLHS & RHS)이 발의 자연스러운 움직임(Preferred movement pattern)을 유도하고 보행의 효율성과 안정성에도 긍정적 영향을 줄 것으로 판단된다.

네 번째로, 착지 순간 COP 좌우 위치를 살펴보면, 신발 간에 통계적인 차이는 나타나지 않았으나, NS < RHS < RLHS 순으로 점점 바깥쪽(lateral)에 위치하는 것으로 나타났으며, 이것은 신발 뒤꿈치 부위의 형태 차이로 인한 결과로 판단된다. 따라서 뒤꿈치 부위의 곡선 형태와 그 위치에 따라 COP의 위치가 달라질 수 일반적 가능성이 내포되어 있다는 측면에서 신발의 미세한 형태 변화가 인체 움

직임에는 실질적 영향을 미칠 수 있다고 판단되며, 신발 기능 개발과 형태의 제작에 있어 보다 세심한 관심이 요구된다.

마지막으로 신발의 생체역학적 기능 검증과 더불어 주관적 착화감 검사가 최근 신발 개발과 연구 분야에서 중요한 역할을 한다(Ryu et al., 2018). 일반적으로 신발 발바닥 전체의 압력이 고르게 분산될수록 전반적인 착화감이 좋게 나타난다고 보고되었던 연구(Ryu et al., 2018)에서 알 수 있듯이, 신발의 기능에 대한 주관적 평가도 함께 이루어질 필요가 있으며, 신발 디자인 형태에 따른 생체역학적 요인이 사용자의 긍정적 편안함에 미치는 영향력을 살펴본다면, 인간공학적 및 생체역학적 측면에서 가치 있고 실용적인 연구로 발전되리라 판단된다. 또한, 향후 연구에서 보행보다는 큰 충격이 발생될 수 있는 보다 동적인 스포츠 동작이나 빠른 속도의 달리기에서 뒤꿈치 부위의 곡선 형태 신발의 효과를 살펴볼 수 있기를 기대한다.

5. Conclusion

본 연구에서는 뒤꿈치 부위의 곡선 형태 신발과 그 곡선이 뒤꿈치 바깥쪽에 위치한 신발이 보행 시 발생되는 충격과 발목관절각, COP에 미치는 효과를 살펴보고자 하였다. 보행 시 뒤꿈치 바깥쪽의 곡선 형태 신발은 충격 완화에 조금이나마 효과적인 면이 관찰되었으며, 또한 일반 신발에 비하여 부드럽고 자연스러운 보행이 이루어지도록 도와주는 기능적 역할을 하고, 특히 발목관절의 안정성을 높이는데 긍정적 영향을 주는 것으로 판단된다. 본 연구 결과는 기존의 신발의 기능을 평가하는 연구들에서 소재의 영향에 초점이 맞추어져 있는 반면에 인간공학적 신발 개발의 관점에서 고려되어야 할 제품의 디자인과 구조적 요소로 활용되리라 기대하며, 이와 관련된 후속 연구를 기대해 본다.

Acknowledgement

본 연구 수행에 도움을 주신 프로스펙스 대표이사 문성준, 상품기획담당 노영찬 이하 관계자 여러분께 감사드립니다.

References

Agresta, C., Kessler, S., Southern, E., Goulet, G.C., Zernicke, R. and Zendler, J.D., Immediate and short-term adaptations to maximalist and minimalist running shoes. *Footwear Science*, 10(2), 95-107, 2018.

Bohannon, R.W., Larkin, P.A., Smith, M.B. and Horton, M.G., Relationship between static muscle strength deficits and spasticity in stroke patients with hemiparesis. *Physical Theraphy*, 67(7), 1068-71, 1987.

Bowker, P. and Messenger, N., The measurement of gait. *Clinical Rehabilitation*, 2(2), 89-97, 1988.

Chen, W.P., Ju, C.W. and Tang, F.T., Effects of total contact insoles on the plantar stress redistribution: a finite element analysis. *Clinical Biomechanics*, 25, 265-270, 2003.

Chiu, M.C., Wu, H.C. and Chang, L.Y., Gait speed and gender effects on center of pressure progression during normal walking. *Gait & Posture*, 37(1), 43-48, 2013.

Clement, D.B., Taunton, J.E., Smart, G.W. and McNico, K.L., A survey of overuse running injury. *Physician Sports Medicine*, 9, 47-58, 1984.

Cornwall, M.W. and McPoil, T.G., Velocity of the center of pressure during walking. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 90(7), 334-338, 2000.

Esenyel, M., Walsh, K., Walden, J.G. and Gitter, A., Kinetics of high-heeled gait. *Journal of American Podiatrics and Medicine*

Association, 93(1), 27-32, 2003.

Garcia, M., Chatterjee, A., Ruina, A. and Coleman, M., The simplest walking model: stability, complexity, and scaling. *Journal of Biomechanical Engineering-Transactions of The Asme*, 120(2), 281-288, 1998.

Hamill, J. and Ryu, J.S., *Experiment in Sport Biomechanics*: Daehanmedia, 2003.

Hreljac, A., The relationship between smoothness and performance during the practice of a lower limb obstacle avoidance task. *Biological Cybernetics*, 68, 375-379, 1993.

Hreljac, A., Stride smoothness evaluation of runners and other athletes. *Gait & Posture*, 11, 199-206, 2000.

Kang, M.S., Choi, C.S. and Yang, J.H., Change in Gait Pattern according to a Change in Shoe Out-soles. *Korean Journal of Sport Science*, 27(1), 53-64, 2016.

Kerrigan, D.C., Todd, M.K. and Riley, P.O., Knee osteoarthritis and high-heeled shoes. *Lancet*, 351(9113), 1399-1401, 1998.

Kim, E.H., Chung, C.W. and Lim, J., The biomechanical evaluation of new walking-shoes. *Korean Journal of Sports Biomechanics*, 16(2), 193-205, 2006.

Kong, P.W., Candelaria, N.G. and Smith, D.R., Running in new and worn shoes: a comparison of three types of cushioning footwear. *British Journal of Sports Medicine*, 43(10), 745-759, 2009.

Kurz, M.J. and Stergiou, N., Does footwear affect ankle coordination strategies? *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 94(1), 53-58, 2004.

Lake, M.J., Determining the protective function of sports footwear. *Ergonomics*, 43(10), 1610-1621, 2000.

Lam, W.K., Liu, H., Wu, G.Q., Liu, Z.L. and Sun, W., Effect of shoe wearing time and midsole hardness on ground reaction forces, ankle stability and perceived comfort in basketball landing. *Journal of Sports Science*, 37(20), 2347-2355, 2019.

Lam, W.K., Ng, W.X. and Kong, P.W., Influence of shoe midsole hardness on plantar pressure distribution in four basketball-related movements. *Research in Sports Medicine*, 25(1), 37-47, 2017.

Lam, W.K., Ryue, J., Lee, K.K., Park, S.K., Cheung, J.T.M. and Ryu, J., Does shoe heel design influence ground reaction forces and knee moments during maximum lunges in elite and intermediate badminton players? *Plos One*, 12(3), 1-13, 2017.

Lee, C.H. and Nam, K.J., The comparative joint angle and load distribution analysis of barefoot walking and functional walking shoes. *The Korean Journal of Physical Education*, 54(1), 567-575, 2015.

Lott, D.J., Hastings, M.K., Commean, P.K., Smith, K.E. and Mueller, M.J., Effect of footwear and orthotic devices on stress reduction and soft tissue strain of the neuropathic foot. *Clinical Biomechanics*, 22(3), 352-359, 2007.

Nigg, B.M., Bahlsen, H.A., Luethi, S.M. and Stokes, S., The influence of running velocity and midsole hardness on external impact forces in heel-toe running. *Journal of Biomechanics*, 20(10), 951-959, 1987.

Nigg, B.M., *Biomechanics of running shoes*. Champaign, IL, Human Kinetics Publishers, 1986.

Nigg, B.M., *Biomechanics of Sport Shoes*. University of Calgary, 2010.

Nigg, B.M., Cole, G.K. and Bruggemann, G.P., Impact forces during heel-to-toe running. *Journal of Applied Biomechanics*, 11, 407-432, 1995.

Meardon, S.A., Willson, J.D., Kernozek, T.W., Duerst, A.H. and Derrick, T.R., Shoe cushioning affects lower extremity joint contact forces during running. *Footwear Science*, 10(2), 109-117, 2018.

Morio, C., Lake, M.J., Gueguen, N., Rao, G. and Baly, L., The influence of footwear on foot motion during walking and running. *Journal of Biomechanics*, 42(13), 2081-2088, 2009.

Perry, J., *Gait analysis*: Normal and pathological function, SLACK Inc., USA, 1992.

Riemann, B.L. and Lephart, S.M., The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. *Journal of Athletic Training*, 37(1), 71, 2002.

Ryu, J.S., Difference of the shoe, dress shoe, and barefoot's impact factors during walking. *Korean Journal of Physical Education*, 49(1), 445-455, 2010.

Ryu, S., Gil, H., Kong, S., Choi, Y., Ryu, J., Yoon, S. and Park, S.K., The effects of insole material and hardness in different plantar sites on the comfort and impact absorption. *Journal of the Ergonomics Society of Korea*, 37(4), 475-487, 2018.

Saunders, C., *The management of terminal malignant disease*. London: Edward Arnold, 1984.

Schwartz, M.H., Rozumalski, A. and Trost, J.P., The effect of walking speed on the gait of typically developing children. *Journal of Biomechanics*, 41(8), 1639-1650, 2008.

Scott, S.H. and Winter, D.A., Internal forces at chronic running injury sites. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22(3), 357-369, 1990.

Shin, M.Y., Choi, M.R. and Lee, K.K., Effect of customized shoe insole and 4-week lower extremity exercise program on gait mechanics. *Journal of the World Society of Taekwondo Culture*, 8(3), 47-61, 2017.

Shin, S.H., Lee, H.K. and Kwon, M.S., Correlation between lower extremities joint moment and joint angle according to the different walking speeds. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 18(2), 75-83, 2008.

Shin, Y.A., Kim, J.H., Choi, E.H. and Hong, A.R., The comparative analysis of energy expenditure, muscle activity and fatigue on gait speed and shoes type. *Korean Journal of Sports Science*, 21(1), 747-759, 2012.

Tirosh, O. and Sparrow, W.A., Age and walking speed effects on muscle recruitment in gait termination. *Gait and Posture*, 21, 279-288, 2005.

Vaughan, C.L., Theories of bipedal walking: an odyssey. *Journal of Biomechanics*, 36, 513-523, 2003.

Waters, R.L., Lunsford, B.R., Perry, J. and Byrd, R., Energy-speed relationship of walking: standard tables. *Journal of Orthopaedic Research*, 6(2), 215-222, 1988.

Whittle, M.W., *Gait Analysis*: Introduction. Oxford Orthopaedic Engineering Centre: University of Oxford, 1990.

Winter, D.A., *Biomechanics and Motor Control of Human movement*. Fourth Edition, 2009.

Yoo, S., Gil, H., Kim, J., Ryu, J., Yoon, S. and Park, S.K., The optimization of the number and positions of foot pressure sensors to develop smart shoes. *Journal of the Ergonomics Society of Korea*, 36(5), 395-409, 2017.

Yoo, S.H., *Classification of the Hand Techniques by Angular Momentum in the Taekwondo Poomsae*. Unpublished Doctor's Thesis. Graduate School of Korea National Sport University, 2015.

Yoshino, K., Motoshige, T., Araki, T. and Matsuoka, K., Effect of prolonged free-walking fatigue on gait and physiological rhythm. *Journal of Biomechanics*, 37(8), 1271-1280, 2004.

Author listings

Sihyun Ryu: hope222ysh@knsu.ac.kr
Highest degree: Ph. D
Position title: Lecturer and Researcher, Department of Taekwondo, Korea National Sport University, Seoul, Korea
Areas of interest: human locomotion, elite sports and injuries in biomechanics

Sang Kyoon Park: spark@knsu.ac.kr
Highest degree: Ph. D
Position title: Professor, Department of Physical Education, College of Sport Science of Korea National Sport University
Areas of interest: human locomotion, Biomechanics