

윈들라스 메커니즘을 적용한 트레일 워킹화 개발을 위한 생체역학적 분석

박종진¹ · 박승범²

¹경성대학교 예술종합대학 스포츠건강학부 · ²부산경제진흥원 신발산업진흥센터 성능평가지원팀

Biomechanical Analysis for the Development of Windlass Mechanism for Trail-walking Shoe

Jong-Jin Park¹ · Seung-Bum Park²

¹Division of Sport & Health Science, College of Arts, University of Kyungsoo, Busan, Korea

²Footwear Biomechanics Team, Footwear Industrial Promotion Center, Busan Economic Promotion Agency, Busan, Korea

Received 30 October 2015; Received in revised form 16 December 2015; Accepted 26 December 2015

ABSTRACT

Objective : The purpose of this study was to analyze the effects of the windlass mechanism in trail-walking shoe prototypes that can effectively support arches. A study of these effects should help with the development of a first-rate trail-walking shoe development guide for the distribution of quality information to consumers.

Methods : The subjects were ten adult males who volunteered to participate in the study. Shoes from three companies, which will be referred to as Company S (Type A), Company M (Type B), and Company P (Type C), were selected for the experiment. The subjects wore these shoes and walked at a speed of 4.2 km/h, and as they tested each shoe, the contact area, maximum pressure average, and surface force were all measured.

Results : Shoe Type A showed a contact area of $148.78 \pm 4.31 \text{ cm}^2$, Type B showed an area of $145.74 \pm 4.1 \text{ cm}^2$, and Type C showed an area of $143.37 \pm 4.57 \text{ cm}^2$ ($p < .01$). Shoe Type A demonstrated a maximum average pressure of $80.80 \pm 9.92 \text{ kPa}$, Type B an average of $85.72 \pm 11.01 \text{ kPa}$, and Type C an average of $89.12 \pm 10.88 \text{ kPa}$ ($p < .05$). Shoe Type A showed a ground reaction force of $1.13 \pm 0.06 \text{ \%BW}$, Type B a force of $1.16 \pm 0.04 \text{ \%BW}$, and Type C a force of $1.16 \pm 0.03 \text{ \%BW}$ ($p < .05$).

Conclusion : The Type A trail-walking shoe, which was designed with a wide arch from the center of the forefoot to the front of the rearfoot showed excellent performance, however, more development and analysis of the windlass mechanism for a variety of arch structures is still necessary.

Keywords: Ground Reaction Force, Foot Pressure, Windlass Mechanism, Arch Support, Trail Walking Shoes

1. 서 론

걷는다는 것은 입각기의 안정성을 유지하면서 신체를 앞으로

로 이동시키는 하지의 되풀이되는 반복진행을 말한다. 즉 신체가 앞으로 움직일 때 한 하지는 움직임을 지탱하고, 다른 하지는 앞으로 나아가면서 이 하지들은 서로의 역할을 바꾸는 것을 말한다. 한 하지에서 다른 하지로 신체의 체중을 옮기는 동안 양발은 지면에 붙어 있게 되고, 목표 지점에 도달할 때까지 보행주기가 각각의 하지에 의해 연속적으로 반복되는 과정이다 (Perry & Bumfield, 2010; Formento, Acevedo, Ghousayni & Ewins, 2014; Jeon, 2014). An(2007)은 보행에 있어서 하지에서 발생하는 대부분의 문제는 입각기 시 발생하는데 이러한 현상

Corresponding Author : Seung-Bum Park
Footwear Biomechanics Team, Footwear Industrial Promotion Center,
Busan Economic Promotion Agency, 14-55, 382-ro Noksan industrial
complex, Kangseo-Gu, Busan, Korea
Tel : +82-51-979-1800 / Fax : +82-51-979-1729
E-mail : sbpark@shoenet.org
본 논문은 2014년도 중소기업청 중소기업융복합기술개발사업의 지원에 의
하여 수행되었음(과제번호 : S2241787)

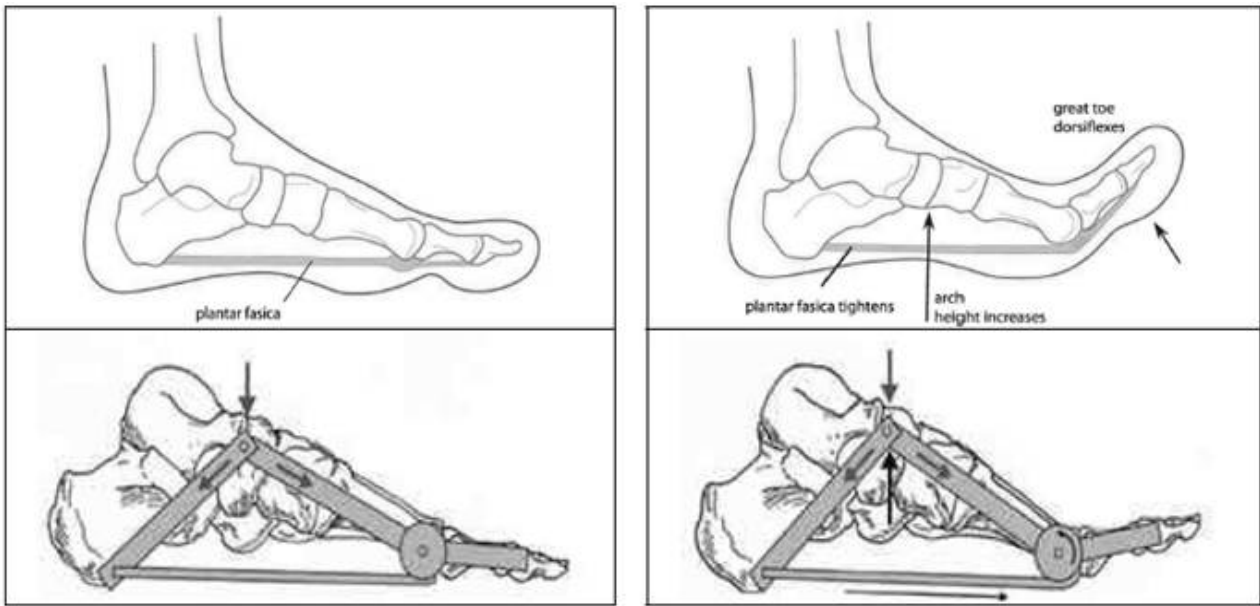


Figure 1. Windlass mechanism(Wearing, Smeathers, Urry, Hennig, Hills, 2006)

은 체중부하에 대한 충격량 때문이다. 이렇듯 걷기 시에는 체중의 1~2배, 주행 시 2~3배의 충격량이 발생하게 되는데 (Nigg, 1986), 이러한 충격량은 족부에 스트레스로 작용하며, 과도한 스트레스의 축적은 발의 손상 원인이 될 수 있다 (Magee, 2008).

신발은 외부의 열기나 냉기, 외부 물체와의 접촉으로 인한 손상으로부터 발을 보호하고, 발이 가지고 있는 고유의 충격 완화 또는 흡수 기전 이외에 지면과의 충격력으로부터 발을 보호하기 위한 목적으로 개발되어져왔다(Yoo, Jeon, Won & Kim, 2015). 트레일(trail)은 보통 산책 등으로 해석되기도 하는데, 사전적 의미로는 밟아 다져진 길, 작은 길, 오솔길, 산길을 의미한다. 이는 지역과 공간을 따라서 다양한 모습으로 형성되어 국립공원과 관련해서는 생태탐방로, 산이 있는 지역에서는 등산로나 산길로 해석되기도 한다. 즉 트레일 워킹(trail walking)은 트레킹의 개념을 포함하는 레저의 개념으로 볼 수 있다(Son, 2012). 기능적 신발의 개발 시 고려해야 할 일반적인 요건으로는 발의 압력, 수직력에 대한 충격과 충격 흡수, 신발의 모양, 발의 민감성과 같은 매개변수들을 고려하여 개발되어야 한다(Havenith & Heus, 2004; Au & Goonetilleke, 2007; Chiu, Mao & Wang, 2007; Arezes, Neves, Teixeira, Leão & Cunha, 2013). 하지만 트레킹화(trekking shoes)는 이 외에도 장시간의 산행 시 발의 피로도를 경감시키고, 일반 지형보다 더욱 딱딱하고, 불규칙적인 지면에서의 보행 중 발생하는 충격을 잘 흡수함으로써 발바닥과 하지의 부상을 최소화 할 수 있어야 한다(Lee & Lee, 2007). 트레일

환경 역시 트레킹과 마찬가지로 바위나 돌이 많아 지면이 고르지 않으며, 전체적으로 또는 부분적으로 지면이 딱딱하고, 요철이 많은 특성을 지니고 있으므로 트레일 워킹화는 트레킹화의 특성과 워킹화의 특성이 많이 반영되어야 한다.

Clement, Taunton, Smart 와 McNicol(1981)의 달리기에 의한 유형별 상해에 대한 보고에 의하면 발에서의 상해가 17%를 차지하며, 내측 종족(medial longitudinal arch of foot)의 지나친 침하에 의해서 발생하게 되는 족저근막염(plantar fascia)이 67%를 차지한다고 보고하였다. 인간의 발에는 족궁(foot arch)이 존재하는데, 족궁은 아킬레스건과 함께 탄성 스트레인 에너지(elastic strain energy)를 저장하기 위한 중요한 구조이다. 즉 인간의 걷기나 달리기에 있어서 발이 지면에 닿는 순간 족궁의 형태가 사라지면서 충격을 흡수하며, 이렇게 사라진 족궁 형태의 운동에너지와 위치에너지는 인체의 발과 다리 구조에서 탄성 스트레인 에너지로 전환 되면서 다시 인체를 공중으로 되돌려준다(Han, 2014; Han, 2011). 정상적인 발의 내측 종족궁을 유지하기 위해서는 가장 먼저 지지하는 구조물은 발바닥 근막(plantar fascia)과 스프링 인대(spring ligament)가 있으며, 추가적으로 발의 감아올림 효과(windlass effect) (Figure 1)를 갖고 있는 발의 관절 잠김에 의해 제공된다 (Carlson, 2000; Fuller, 2000).

족궁을 유지하기 위한 신발의 연구에 있어서는 대부분 발의 형태에 따른 발 교정구(orthotics) 및 족궁 받침용 깔창(insole)을 적용하였을 시 나타나는 효과에 관한 연구가 대부분이었으며(Donovan, Mary, Paul, Kirk & Michael, 2007;

Min-Chi & Mao-Jiun, 2007; Song 2008), 이와 더불어 윈들라스 메커니즘(windlass effect)을 가지고 있는 신발 제품은 러닝화에만 적용되고 있을 뿐 아웃솔이 딱딱한 트레킹화와 유사한 트레일 워킹화에 윈들라스 효과를 적용한 신발에 대한 연구 역시 미흡한 실정이다. 그러므로 본 연구에서는 트레일 환경에 적합하도록 족궁을 효과적으로 지지할 수 있는 다양한 형태의 아치 구조물을 가지는 신발들에 대하여 족저압력과 지면반발력을 분석함으로써 윈들라스 메커니즘이 적용된 트레일 워킹화 시제품 개발을 위한 설계 가이드를 제공하고자 한다.

II. 연구방법

1. 연구대상자

본 연구에 참여한 연구대상자는 본 연구의 취지를 설명한 뒤 자발적으로 참여한 성인 남성 10명으로 구성되어졌다. 연구대상자들의 선정 기준은 하지에 보행에 영향을 주는 정형외과적 또는 신경 외과적 손상과 같은 근 골격계 질환이 없는 자, 척추에 병변이나 수술 과거력이 없는 자, 파행 보행과 같은 외형상 걸음걸이의 이상이 없는 자, 발에 티눈이나 압박종이 없는 자, 복시(diplopia), 시야(visual field) 결손과 전정기관 이상이 없는 자로 하였으며, 연구대상자의 일반적인 특성은 <Table 1>과 같다.

Table 1. Subjects information (n=10)

Items	M±SD
Age(yrs)	23.30±1.89
Weight(kg)	71.20±12.37
Height(cm)	174.04±4.45
Foot length(mm)	267.00±2.58

2. 실험방법

연구대상자들에게 보행에 관련하여 5분 정도의 교육을 시킨 다음 측정 방법과 유의점에 대하여 간단히 설명하였다. 본 실험에서는 보행 속도를 Park, Lee, Kim, Yoo 와 Kim(2011)의 연구에서 나타난 한국인의 일반 평균 보폭 보행속도 0.66 m/step을 참고하여 보행속도를 약 4.2 km/h로 정하였다. 실험 전 먼저 메트로놈(구간속도측정)과 트레드밀 속도를 4.2 km/h에 맞추었으며, 이후 연구대상자들은 메트로놈의 박자에 맞추어 트레드밀 위에서 걸으며 보폭과 걸음 보수가 자연스러운 동작이 이루어질 때까지 10분간 걸으며 적응할 수 있는 시간

을 주었다. 그 후 다시 족저압력 측정기를 장착 한 후 5분간 트레드밀 위에서 보행 연습 시간을 주면서 불편감이 있을 시 신발 사이즈와 신발끈을 재조정하였다. 모든 연구대상자는 각각의 신발을 착용한 후 연구자의 신호에 의해 30걸음 이상을 걸었으며, 이 중 중간의 10걸음을 족저압력 분석자료로 활용하였다. 지면반발력 측정은 일반 지면에서 실시하였다. 지면반발력 측정 시에도 연구대상자가 메트로놈의 속도 4.2 km/h에 맞추어 걷도록 하였다. 실험 시 대상자가 힘 판(force plate)의 위치를 알지 못하도록 한 상태에서 실시하였으며, 연구대상자가 자연스러운 보행을 유지한 상태로 오른발이 힘판을 밟는 순간 자료를 수집하였다. 또한 모든 측정 시에는 대상자들이 신발의 종류를 알 수 없도록 신발의 외피를 최대한 보이지 않도록 처리하였으며, 각 신발별로 랜덤(random)하게 배치하였다. 각 신발별로 동일하게 총 3회 반복하여 측정하였으며, 그 평균값을 산출하였다. 측정 시 피로를 최소화하기 위해 각 실험 간 충분한 휴식을 취하도록 하였다.

3. 실험 도구

1) 신발

본 연구에서는 3종류의 신발을 선정하였으며, 이 신발들은 모두 다양한 형태의 아치 구조물로 설계되어진 것들로 Type A와 B는 트레일 워킹화였으며, Type C는 러닝화였다. Type A(S사)는 트레일 워킹화의 아치 구조물의 설계는 전족부 중앙부터 후족부 전방까지 넓게 되어 있는 특징이 있으며, Type B(M사)의 아치 구조물의 경우, 중족부에 'X'자 모양으로 아치를 지지해 주는 특징이 있다. 마지막으로 Type C(P사)의 아치 구조물은 M 밴드 구조물(디바이스)로 정교하게 개발된 탄성밴드를 사용하여 뛰어난 복원력으로 자연스러운 움직임과 다이내믹한 에너지를 더하여 주는 기능으로 설계된 특징이 있다 <Figure 1>. 신발 사이즈는 남성용 265 ~ 270 mm 중 대상자들이 본인의 사이즈에 맞도록 선택하도록 하였다.

2) 족저압력 측정

족저압력은 Pedar-X system(Germany, Novel)의 프로그램을 활용하여 처리하였다. 데이터 수집 시 샘플링 프리퀀시를 100 Hz 로 하여 연구자의 신호에 의해 트레드밀 위에서 정하여진 속도로 30걸음 이상을 걸었으며, 이 중 10걸음을 족저압력 분석자료로 활용하기 위하여 오른쪽 발의 평균값 데이터를 수집하였다. 족저압력 데이터 값은 발전체, 전, 중, 후족부의 접촉면적(contact area), 최대평균압력(maximum mean pressure)을 산출하였으며, 연구대상자는 각 신발별로 3회 반복 측정하여 그 평균값을 채택하였다(Figure 2).



Figure 2. Tested shoes

3) 지면반발력 측정

지면반발력은 Bertec 사의 4060-10-2000 지면반력측정 장비를 사용하여 측정하였다. 힘판 측정기는 플랫폼의 4곳에 각각 압력 전달계를 배열 부착하여 로드셀에 접촉시킨 후 로드셀의 길이에 변화가 발생하였을 때 계기(guage)안에 있는 직경이 변화함으로써 그 선에 흐르는 전류의 저항 값인 아날로그 (analog) 출력 값이 증폭기를 통과하도록 하였으며, 통과한 출력 값을 아날로그 디지털변환기를 통하여 디지털 값으로 변화시킨 뒤 보행 시 최대 지면반발력에 대한 데이터를 컴퓨터에 저장하였다. 이 신호는 카메라와 동조시키는 Ultramet 시스템을 통하여 그 신호를 Motion Analysis의 Cortex 64 소프트웨어에서 처리하여 데이터를 수집하였다(Kim, 2012), (Figure 2).

4. 자료처리

측정된 자료는 PASW for windows(Ver. 19)를 이용하여 다양한 아치구조물을 가지는 각각의 트레일 워킹화 별로 발전체, 전, 중, 후족부에서의 접촉면적, 평균족저압력과 지면반발력을 비교하기 위해 일원변량분석(One-way ANOVA)을 사용하였으며, 사후검증으로 LSD를 사용하였으며, 유의수준은 $\alpha=0.05$ 로 설정하였다.

III. 결 과

1. 접촉면적(contact area)

다양한 아치구조물을 가지는 각각의 트레일 워킹화 별로 입각기 시의 발전체에서의 접촉면적을 분석한 결과 Type A는 $148.78 \pm 4.31 \text{ cm}^2$, Type B는 $145.74 \pm 4.1 \text{ cm}^2$, Type C는 $143.37 \pm 4.57 \text{ cm}^2$ 으로 통계학적으로 의미 있는 차이가 있었다 ($p < 0.01$). LSD를 통한 사후 검정 결과 Type A는 Type B, Type C와 통계학적으로 의미 있는 차이가 있었다. 전족부에서의 접촉면적을 분석한 결과 Type A는 $58.68 \pm 1.10 \text{ cm}^2$, Type B는 $58.07 \pm 1.62 \text{ cm}^2$, Type C는 $57.40 \pm 1.60 \text{ cm}^2$ 으로 통계학적으로 의미 있는 차이가 있는 것으로 나타났고($p < 0.01$), LSD를 통한 사후 검정 결과 Type A는 Type C와 통계학적으로 의미 있는 차이가 있는 것으로 나타났다. 중족부에서의 접촉면적을 분석



Figure 3. Pedar-X and forceplate measurement

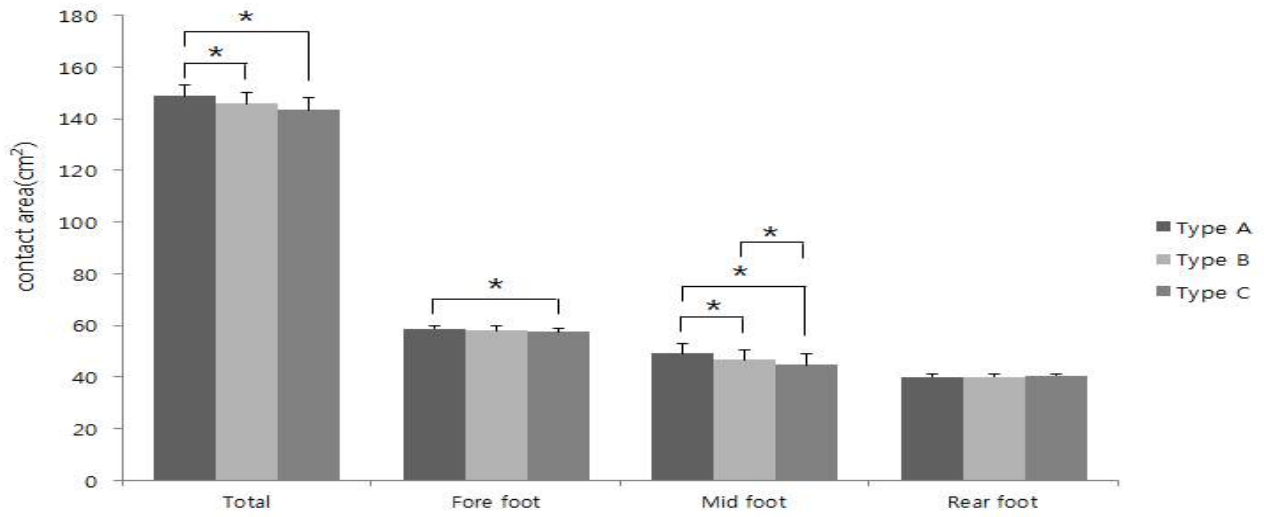


Figure 4. Comparison of contact area of each trail shoe

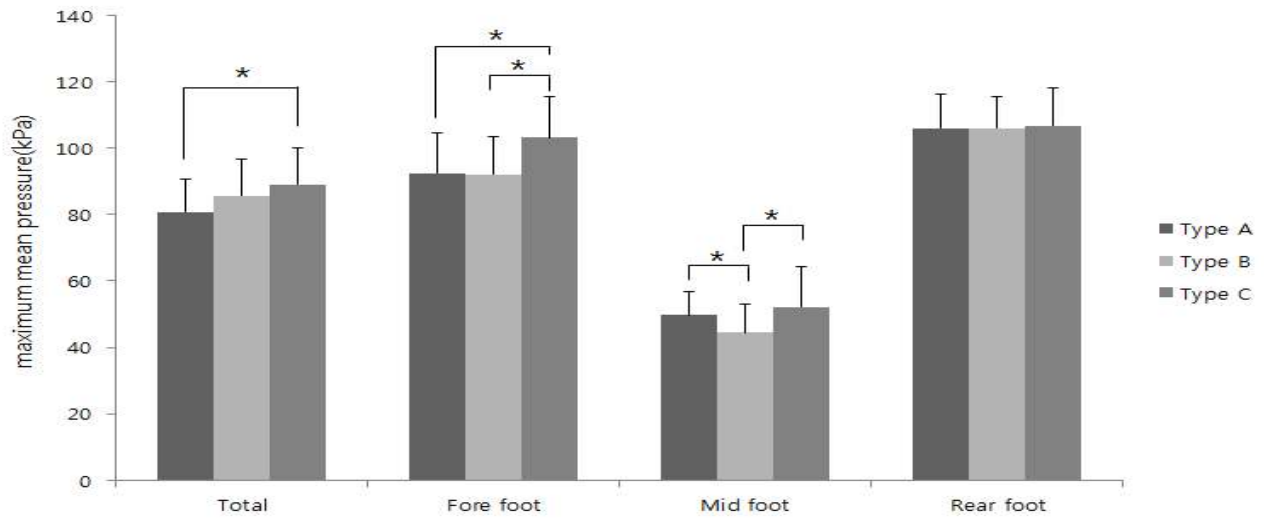


Figure 5. Comparison of maximum mean pressure of each trail shoe

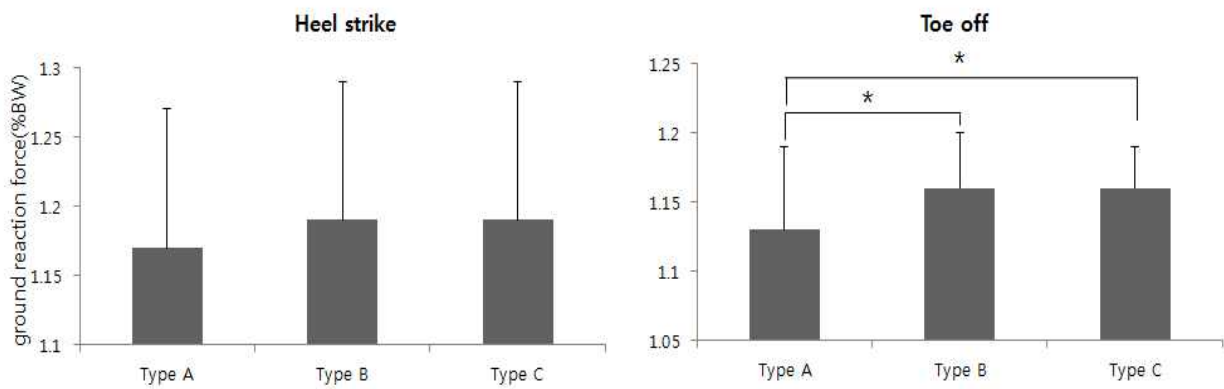


Figure 6. Comparison of ground reaction force of each trail shoe

Table 2. Result of contact area (unit: cm²)

Section	M±SD			p
	Type A	Type B	Type C	
Total	148.78±4.31 ^a	145.74±4.16 ^b	143.37±4.57 ^b	.00**
Fore foot	58.68±1.10 ^a	58.07±1.62	57.40±1.60 ^b	.00**
Mid foot	49.21±3.79 ^a	46.77±3.79 ^b	44.84±4.02 ^b	.00***
Rear foot	40.18±0.91	40.18±1.14	40.45±0.62	.42

p<.01 *p<.001

한 결과 Type A는 49.21±3.79 cm², Type B는 46.77±3.79 cm², Type C는 44.84±4.02 cm²으로 통계학적으로 의미 있는 차이가 있었다(p<.001). LSD를 통한 사후 검정 결과 Type A는 Type B, Type C와 통계학적으로 의미 있는 차이가 있었으며, Type B도 Type C와 통계학적으로 의미 있는 차이가 있는 것으로 나타났다. 후족부에서의 접촉면적을 분석한 결과 Type A는 40.18±0.91 cm², Type B는 40.18±1.14 cm², Type C는 40.45±0.62 cm²으로 통계학적으로 의미 있는 차이가 없는 것으로 나타났다(Table 2)(Figure 3).

2. 최대평균압력(maximum mean pressure)

다양한 아치구조물을 가지는 각각의 실험신발별로 입각기 시의 발전체에서의 최대평균압력을 분석한 결과 Type A는 80.80±9.92 kPa, Type B는 85.72±11.01 kPa, Type C는 89.12±10.88 kPa로 통계학적으로 유의미한 차이가 있었다(p<.05). LSD를 통한 사후 검정 결과 Type A > Type C 사이에 통계학적으로 유의미한 차이가 있었다. 전족부에서의 최대평균압력을 분석한 결과 Type A는 92.43±12.00 kPa, Type B는 92.12±11.42 kPa, Type C는 103.17±12.35 kPa로 통계학적으로 유의미한 차이가 있는 것으로 나타났고(p<.001), LSD를 통한 사후 검정 결과 Type A < Type C, Type B < Type C 사이에 통계학적으로 유의미한 차이가 있는 것으로 나타났다. 중족부에서의 최대평균압력을 분석한 결과 Type A는 49.76±6.96 kPa, Type B는 44.46±8.44 kPa, Type C는 52.21±12.10 kPa로 통계학적으로 유의미한 차이가 있었다(p<.01). LSD를 통한 사후 검정 결과 Type A < Type C, Type B < Type C 사이에 통계학적으로 유의미한 차이가 있는 것으로 나타났다. 후족부에서의 최대평균압력을 분석한 결과 Type A는 105.98±10.25 kPa, Type B는 105.95±9.42 kPa, Type C는 106.75±11.37 kPa로 통계학적으로 의미 있는 차이가 없는 것으로 나타났다(Table 3, Figure 4).

Table 3. Result of maximum mean pressure (unit: kPa)

Section	M±SD			p
	Type A	Type B	Type C	
Total	80.80±9.92 ^a	85.72±11.01	89.12±10.88 ^b	.01*
Fore foot	92.43±12.00 ^a	92.12±11.42 ^b	103.17±12.35 ^b	.00***
Mid foot	49.76±6.96 ^a	44.46±8.44 ^b	52.21±12.10 ^c	.00**
Rear foot	105.98±10.25	105.95±9.42	106.75±11.37	.94

*p<.05, **p<.01 ***p<.001

3. 지면반발력(ground reaction force)

다양한 아치구조물을 가지는 각각의 실험신발별로 지면반발력을 분석한 결과 초기 접지기 시 Type A는 1.17±0.11 %BW, Type B는 1.19±0.10%BW, Type C는 1.19±0.10%BW으로 통계학적으로 유의미한 차이가 없는 것으로 나타났다. 그러나 전 유각기에서의 지면반발력 분석결과 Type A는 1.13±0.06%BW, Type B는 1.16±0.04%BW, Type C는 1.16±0.03%BW으로 통계학적으로 유의미한 차이가 있는 것으로 나타났다(p<.05). LSD를 통한 사후 검정 결과 Type A < Type B, Type A < Type C 사이에 통계학적으로 유의미한 차이가 있는 것으로 나타났다(Table 4, Figure 5).

Table 4. Result of ground reaction force (unit: %BW)

Section	M±SD			p
	Type A	Type B	Type C	
Heel strike	1.17±0.11	1.19±0.10	1.19±0.10	.57
Toe off	1.13±0.06	1.16±0.04	1.16±0.03	.04*

*p<.05

IV. 논 의

본 연구에서는 족궁을 효과적으로 지지할 수 있는 다양한 형태의 아치 구조물을 가진 신발들의 생체 역학적 효과를 분석함으로써 앞으로 윈들라스 메커니즘이 적용된 트레일 위킹화 설계 가이드를 제공하고자 한다.

걷는 것은 상체와 하체가 복합적으로 잘 통합된 자세조절에서 시작되며, 한 지점이 입각기의 안정 상태를 유지하는 동안 다른 지점이 몸을 앞으로 나아가며 목표 지점에 도달할 때까지 입각기와 유각기가 각각의 하지에 의해 연속적으로 반복

되는 과정이다(Bae, 2005; Jung, 2009; Perry & Burnfield, 2010; Jeon, 2014). 걷기에 있어서 지면의 상태를 가장 먼저 인지하는 것은 발이며, 족저압력은 발에서부터 시작된 지면에 대한 압력이다. 족저압력의 측정은 발의 특정 부분에 가해지는 압력의 분포와 충격량으로 볼 수 있는데(Lee & Bae, 2009), Parry(1992)에 의하면 보행 시의 족저압력은 입각기 초기에는 발뒤꿈치 중심점의 바로 외측에서 작용하며, 입각기 중기에는 중족 영역의 외측으로 점차 움직이다가 입각기 말기에는 중족 영역의 외측에서 엄지발가락 쪽으로 이동하게 되며, 이런 보행 시 특정 위치에 가해지는 족저압력의 크기와 이동경로, 분포 양상은 보행하는 동안의 보행 패턴과 더불어 생체역학적 정보를 제공하였다. 또한 족저압력은 발의 상태, 질병, 신체 질량지수의 변화, 무게중심의 변화 등 다양한 요인들에 의해 변화될 수 있으며(Birrel, Hooper & Haslam, 2007; Terada & Gotou, 2010; Han, Koo, Jung, Kim & Lee 2011; Jung et al., 2011, Nam, Shin, Lee, Lee & Chung, 2015), 이러한 선행연구들은 발의 구조적 상태에 대한 정보들로 활용될 수 있다. 신발 분야에 있어서 족저압력은 발의 편안함을 쉽게 알 수 있는 지표로써 이용될 수 있는데, Jordan과 Bartlett (1995)의 연구에 의하면 깔창(sole)을 착용하였을 시 족저압력은 낮게 나타났으며, 깔창을 착용하지 않았을 때 보다 더 편안함을 느낀다고 보고하였으며, 이러한 적절한 깔창의 사용은 발의 접촉면적을 넓힘으로써 특정 영역의 압력을 분산한 결과라고 하였다.

발은 넓은 아치모양으로써 발의 구조 중 균형 유지와 충격 완충의 주된 역할을 수행하도록 3개의 족궁(arches of foot)을 가지며, 내측 종족궁(medial longitudinal arch), 외측 종족궁(lateral longitudinal arch), 횡종족궁(transverse arch)으로 구성된다. 발꿈치뼈(calcaneus), 목발뼈(talus), 발배뼈, 쇄기뼈(cuneiforms) 및 3개의 내측 발허리뼈(metatarsals)들이 내측 종아치를 형성하며 발꿈치뼈, 입방뼈(cuboid), 및 2개의 외측 발허리뼈들이 외측 종아치를 이룬다. 횡아치는 발의 폭을 가로질러 안쪽 · 중간 · 가쪽 쇄기뼈와 입방뼈 및 5개의 발허리뼈로 이루어져 있다(Yoo, 2010). 3개의 족궁은 서로의 상호작용을 통하여 충격완충과 균형 유지를 하게 되는데, 내측 종족궁은 입각기 시 족궁이 내려갔다가 다시 원래의 위치로 되돌아오는 역할을 통해 충격 흡수와 체중지지를 하게 된다(Jang, 2010). 내측 종족궁은 수동적인 구조물인 스프링 인대와 족저근막, 근육의 작용으로 인한 능동적인 지지 역할로 족궁을 유지하게 되는데, 1954년 Hicks에 의하여 제시되어진 윈들라스 메커니즘을 살펴보면 발꿈치뼈의 안쪽 융기(medial process of calcaneal tuberosity)에서 엄지발가락 발허리 뼈의 몸쪽 머리뼈(1st metatarsal bone proximal head)에 부착된 족저근막이 발허

리뼈 머리를 축으로 감겨지게끔 하여 효과적으로 아치 길이를 짧게 하고 아치 높이를 증가시킨다는 기전으로 엄지발가락 - 신장 - 아치 - 상승 효과(toe-extending arch-raising effect)로 불리 운다(Nakamura & Kakurai, 2003; Kim & Kim, 2005; Maeda, Tanaka, Miyasaka, Takayanagi & Tsuruga, 2012). 보행 또는 장시간 기립 작업 시 특별히 제작된 족궁 지지대(arch support)의 삽입이나 신발은 발 표면의 압력을 분산시키거나 특정 부위의 압력을 감소시킬 수 있으며(Kogler, Solomonidis & Paul, 1995), 이런 족궁 지지대의 삽입이 족궁을 지지함으로써 발을 지지하는 면적이 증가하여 압력 분산 효과가 있다고 하였다(Chiu, Mao-Jiun & Wang, 2007; Owings, Woerner, Frampton, Cavanagh & Botek, 2008; Paton, Stenhouse, Bruce, Zahra, & Jones, 2012). 본 연구에서 3가지 타입의 아치 형태로 설계된 실험 신발을 착용하고 발전체의 평균 압력을 분석한 결과 발전체에서는 Type A의 신발이 Type B, C 신발보다 낮게 나타났으며($p < .05$). 특히 Type A와 Type C의 차이가 큰 것으로 나타났다. 발전체의 접촉면적을 분석한 결과에서도 Type A는 Type B, Type C 보다 접촉면적이 넓게 나타났다($p < .01$). 이는 S사의 아치 구조물이 전족부 중앙부터 후족부 전방까지 넓게 설계됨으로써 Type A의 트레일 워킹화가 발의 족궁을 지지함으로 인해 발을 지지하는 면적이 증가하여 압력 분산 효과가 있었던 것으로 분석되었다.

보행 동작을 수행할 때마다 지면에 의해 발바닥 아래에 작용하는 힘을 지면반발력이라고 하며, 이 힘들은 크기는 같으나 방향이 반대인 힘으로써 3개의 직각축인 x축(내외축), y축(전후축), z축(수직축)으로 표현하는 데카르트 좌표를 사용하여 나타낸다. 이 세 힘들의 벡터값이 더해져 발과 지면 사이에 단일의 합벡터가 생기게 된다(Neumann, 2002; Son, 2011). 보행 시의 수직 축의(F_z)에서의 지면반발력은 보행 주기 초기에 신체의 하방움직임을 감속시키다가 이후에 상방으로 가속시키기 위해 부하반응기와 입각기 말기에 두 번의 정점(peak)을 나타내게 된다(Nigg, 1986; Son, 2011). 보행의 입각기 시 최대수직 지면반발력은 체중의 1~1.2배에 이르게 되고, 누적된 힘은 인체의 피로를 주는 것은 물론 발목과 무릎 등에 상해를 발생시킬 수도 있다(Cavanagh & LaFortune, 1980; Leiberman et al., 2010; Tantisuwat, Vachalathiti, Hiengkaew & Assantachai, 2011). 지면반발력을 감소시키는 방법에는 크게 두 가지가 있는데, 첫째 신체의 구조 및 동작 자체에서 지면반발력을 흡수하는 경우로 발의 족궁의 작용과 무릎을 굽히는 동작은 지면에서부터의 시작된 충격을 흡수하기 위한 자연스러운 체내 기전이다(Nigg, 1985; Yeow, Lee & Goh, 2011; Cho, Kim & Koh, 2012). 즉 입각기 시 발생하는 지면반발력은 발, 무릎, 엉덩이, 척추로 전이 되는데 그 힘은 각 관절에서는 굴곡 각

을 증가시켜 감소시키고, 발목 관절에서는 내측 종아리의 하강을 통하여 감소시키는 것이다. 둘째 적절한 경도를 가진 신발과 충격흡수력이 뛰어난 소재로 제작된 신발을 착용하는 것이다(Lee, 2001). 특히 신발의 중창부분(mid-sole)은 자동차의 서스펜션에 해당하는 부분으로써 바닥으로부터 신체로 전해지는 지면반발력을 완화시켜 주어야하며 불규칙한 지면에서도 안전한 걸음을 보장해주어야 한다. 이런 중창은 소재, 두께, 온도 등 다양한 변인에 의해 영향을 받게 된다(Seon, Son & Moon, 2006; Kwak, Jeon & Jeong, 2010; Lee & Kim, 2010). Jang(2010)의 보고에 의하면 편평족의 경우 착지 시 수직 지면반발력의 크기가 정상 발 보다 더 크게 나타나는 것은 지면반발력을 완화시키기 위한 관절 각도와 근육의 보상작용에도 불구하고, 발의 내측 종족궁에 의한 체중과 충격의 분산을 정확하게 하지 못하는 것으로 보였다. 이는 편평족은 족궁의 기능 장애로 보행하는 동안 에너지 손실을 초래할 수 있으며, 이는 역학적인 손실을 초래하여 에너지 효율을 떨어뜨릴 수 있는 것이다. 즉, 지면반발력의 감소는 충격의 흡수는 물론 보행의 효율이 높은 것으로 간주할 수 있는데 본 연구에서 지면반발력을 분석한 결과 초기 입각기 시 각각의 신발별로 통계학적으로 유의미한 차이가 없는 것으로 나타났으나, Type A가 Type B, C에 비하여 지면반발력이 낮은 경향을 보였다. 말기 입각기에서의 지면반발력 분석결과에서도 Type A가 Type B, C에 비하여 지면반발력이 낮은 것으로 나타났다($p < .05$). 이는 초기 입각기 시에 족궁을 지지할 수 있는 다양한 아치 구조물을 채택한 3종류의 신발 중 Type A의 트레일 워킹화가 초기 입각기 시의 지면반발력을 흡수한 것으로 분석되며, 말기 입각기 시 추진력을 얻기 위한 push-off에서도 입각기 동안 족궁을 잘 유지했던 Type A의 트레일 워킹화가 족저압력은 물론 지면반발력의 상쇄를 잘 이끌어 보행동작의 효율성을 높인 것으로 분석되었다.

이상의 결과를 정리해보면 아치 구조물의 설계에 있어서 전족부 중앙부터 후족부 전방까지 넓게 설계하는 것이 족궁을 유지하는데 긍정적으로 작용하는 것으로 여겨지고, 윈들라스 메커니즘을 적용한 아치 구조물 개발을 위해서는 좀 더 다양한 형태의 아치 구조물의 개발과 분석이 필요하며, 본 실험에서 사용되었던 실험 신발들도 추후 더욱 면밀한 기능성 분석 및 비교가 필요할 것으로 보인다.

V. 결 론

본 연구에서는 윈들라스 메커니즘이 적용된 트레일 워킹화 시제품 개발을 위하여 다양한 형태의 아치 구조물에 대한 생

체역학적 변인을 분석하여 설계 요소를 검출하고자 하였다. 3종류의 각기 다른 형태의 아치 구조물을 가지는 실험 신발을 대상으로 총10명의 연구대상자를 통해 족저압력과 지면반발력을 분석한 결과는 다음과 같다.

발전체의 접촉면적 분석 결과 Type A 신발이 Type B, C 신발보다 넓은 접촉면적 값을 가지는 것을 알 수 있었으며($p < .01$), 최대평균압력 분석 결과에서도 Type A 신발이 Type B, C 신발보다 낮은 최대평균압력 값을 가졌다($p < .05$). 또한, 초기 입각기 시의 지면반발력 분석 결과 Type A 신발이 Type B, C 신발보다 지면반발력이 낮게 나타났으며, 말기 입각기 시에서도 Type A 신발이 Type B, C 신발 보다 낮은 지면반발력을 나타내었다($p < .05$). 이러한 결과들을 종합해 보면 다양한 형태의 아치 구조물들이 보행 시 발바닥에서 발생하는 형태학적 변형뿐만 아니라 생체역학적 기능성에 영향을 나타내는 주요 설계 변수로 추론할 수 있으며, 전족부 중앙부터 후족부 전방까지 넓게 설계한 Type A 신발의 기능성이 우수한 것으로 나타났다. 이를 통해, 윈들라스 메커니즘을 적용한 트레일 워킹화 개발 시 주요 설계 변수로써 아치 구조물을 활용하여 기능성을 도출할 수 있을 것으로 보인다. 또한 향후 윈들라스 메커니즘 효과를 제공하기 위한 추가적인 생체역학적 기능성 검증이 필요할 것으로 보인다.

참고문헌

- An, S. Y. (2007). *Effects of the Unstable Shoes on Gait Mechanics*. Unpublished Master's Thesis, Graduate School of Kook Min University.
- Azees, P. M., Neves, M. M., Teixeira, S. F., Leão, C. P., & Cunha, J. L. (2013). Testing thermal comfort of trekking boots: An objective and subjective evaluation. *Applied Ergonomics*, 44(4), 557-565.
- Au, E. Y. L., & Goonetilleke, R. S. (2007). A qualitative study on the comfort and fit of ladies' dress shoes. *Applied Ergonomics*, 38(6), 687-696.
- Bae, S. S. (2005). Gait training strategy by CPG in PNF with brain injury patients. *The Journal of Korean Society of Physical Therapy*, 13-24.
- Birrel, S. A., Hooper, R. G., & Haslam, R. A. (2007). The effect of military load carriage on ground reaction force. *Gait & Posture*, 26, 611-614.
- Carlson, R. E., Fleming, L. L., & Hutton, W. C. (2000). The biomechanical relationship between the tendoachilles, plantar fascia and metatarsophalangeal joint dorsi flexion angle. *Foot & Ankle International*, 21(1), 18-25.
- Cavanagh, P. R., & Lafortune, M. A. (1980). Ground reaction force in

- distance running. *Journal of Biomechanics*, 13, 397-406.
- Chiu, M., & Mao-Jiun, Wang, J. (2007). Professional footwear evaluation for clinical nurses. *Applied Ergonomics*, 38 (2), 133-141.
- Cho, J. H., Kim, K. H., & Koh, Y. C. (2012). Analysis of the differences of the shock absorption strategy between drop-landing and countermovement-jump. *Korean Journal of Biomechanics*, 22(4), 379-386.
- Clement, D. B., Taunton, J. E., Smart, G. W., & McNicol, K. L. (1981). A survey of runner's overuse injuries. *Physician and Sports medicine*, 9, 47-58.
- Donovan, J. L., Mary, K. H., Paul, K. C., Kirk, E. S., & Michael, J. M. (2007). Effect of footwear and orthotic devices on stress reduction and soft tissue strain of the neuropathic foot. *Clinical Biomechanics*, 22, 352-359.
- Formento, F. C., Acevedo, R., Ghousayni, S., & Ewins, D. (2014). Gait event detection during stair walking using a rate gyroscope. *Sensors*, 14, 5470-5485.
- Fuller, E. A. (2000). The windlass mechanism of the foot. A mechanical model to explain pathology. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 90(1), 35-46.
- Han, J. T., Koo, H. M., Jung, J. M., Kim, E. J., & Lee, J. H. (2011). Differences in plantar foot pressure and COP between flat and normal feet during walking. *Journal of Physical Therapy Science*, 23(4), 683-685.
- Han, W. S. (2011). *Effect of Static and Dynamic Loading on the Foot Arch Movement in Excessive Pronators*. Unpublished Master's Thesis, Graduate School of Hanseo University.
- Han, S. M. (2014). *The Effect of Arch-formation Exercise on the Lower Leg Alignment & Physical Factors of Basketball Players with Flexible Flat Foot*. Unpublished Doctor's Thesis, Graduate School of Sejong University.
- Havenith, G., & Heus, R. (2004). A test battery related to ergonomics of protective clothing. *Applied Ergonomics*, 35(1), 3-20.
- Jang, J. S. (2010). *A Biomechanical Analysis of Lower Extremity on the Flatfoot with External Conditions*. Unpublished Doctor's Thesis, Graduate School of Daegu University.
- Jeon, Y. G. (2014). *Biomechanical Analysis of Balance and Gait Posture by Obesity Level in Adolescents*. Unpublished Master's Thesis, Graduate School of Seoul National University of Science and Technology.
- Jordan, C., & Bartlett, R. (1995). Pressure distribution and perceived comfort in casual footwear. *Gait & Posture*, 3, 215-220.
- Jung, H. S. (2009). *A Study of Muscle Activities and Gait Analysis Between Young Adults and Elderly People According to Gait Speed in Level Walking*. Unpublished Doctor's Thesis, Graduate School of Daegu University.
- Jung, J. M., Lee, S. Y., Hwangbo, G., Han, J. T., Kim, C. Y., & Lee, E. H. (2011). Plantar foot pressure distribution of middle-aged obese women while walking over obstacles of different heights. *Journal of Physical Therapy Science*, 23(5), 725-728.
- Kim, S. J., & Kim, R. B. (2005). Effects of foot orthotics on the foot arch strain related to plantar fasciitis during treadmill level and uphill walking and running. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 15(1), 155-176.
- Kim, E. J. (2012). *A Biomechanical Gait Analysis of Patients with Parkinson's Disease by Visual and Auditory Cues*. Unpublished Doctor's Thesis, Graduate School of Daegu University.
- Kogler, G. F., Solomonidis, S. E., & Paul, J. P. (1995). In vitro method for quantifying the effectiveness of the longitudinal arch support mechanism of a foot orthosis. *Clinical Biomechanics*, 10(5), 245-252.
- Kwak, C. S., Jeon, M. J., & Jeong, K. S. (2010). The biomechanical analysis of optimal thickness of an additional weight shoe sole. *Korean Journal of Sport Science*, 21(4), 1526-1534.
- Lee, W. C. (2001). *Effect Analysis of Rear-foot Movement and Impact Forces by Different Design of Running Shoes Hardness*. Unpublished Master's Thesis, Graduate School of Dong-A University.
- Lee, S. B., & Lee, J. S. (2007). Analyses of GRF & insole foot-pressure distribution: gait patterns and types of trekking boots. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 17(4), 190-200.
- Lee, S. Y., & Bae, S. S. (2009). The studies on the foot stability and kinesiology by direction of carry a load during gait. *The Korean Society of Physical Therapy*, 21(2), 97-101.
- Lee, Y. K., & Kim, Y. H. (2010). Influence of the midsole hardness on shock absorption along the human body during running. *Journal of Biomedical Engineering Research*, 31(1), 33-39.
- Leiberman, D. E., Venkadesan, M., Werbel, W. A., Daoud, A. I., D'Andrea, S., Davis, I. S., & Pitsiladis, Y. (2010). Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature*, 463(7280), 531-535.
- Maeda, Y., Tanaka, T., Miyasaka, T., Takayanagi, K., & Tsuruga, T. (2012). Effect of load change on foot arch in different positions—assessment of foot arch using a motion analysis system and a caliper—goniometer system. *Journal of Physical Therapy Science*, 24(5), 435-441.
- Magee, D. J. (2008). *Orthopedic Physical Assessment*. Philadelphia, W.B. Saunders.
- Min-Chi, C., & Mao-Jiun, J. W. (2007). Professional footwear evaluation for clinical nurses. *Applied Ergonomics*, 38, 133-141.
- Nakamura, H., & Kakurai, S. (2003). Relationship between the medial longitudinal arch movement and the pattern of rearfoot motion during the stance phase of walking. *Journal of Physical Therapy Science*, 15(1), 13-18.
- Nam, I., Shin, Jin., Lee, Y., Lee, M. Y., & Chung, Y. (2015). The effect of foot position on erector spinae and gluteus maximus muscle activation during sit-to-stand performed by chronic stroke patients. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(3),

- 571-573.
- Neumann, D. A. (2002). *Kinesiology of the Musculoskeletal System : Foundations for Physical Rehabilitation*. Philadelphia, Mosby.
- Nigg, B. M. (1985). Biomechanics, load analysis and sports injuries in the lower extremities. *Sports Medicine*, 2, 367-379.
- Nigg, B. M. (1986). *Biomechanics of Running Shoes*. Champaign, IL Human Kinetics.
- Owings, T. M., Woerner, J. L., Frampton, J. D., Cavanagh, P. R., & Botek, G. (2008). Custom therapeutic insoles based on both foot shape and plantar pressure measurement provide enhanced pressure relief. *Diabetes Care*, 31(5), 839-844.
- Park, S. B., Lee, K. D., Kim, D. W., Yoo, J. H., & Kim, K. H. (2011). Comparative analysis of foot pressure distribution by functional insole to be transformed and restored during walking. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 21(2), 231-241.
- Paton, J. S., Stenhouse, E. A., Bruce, G., Zahra, D., & Jones, R. B. (2012). A comparison of customised and prefabricated insoles to reduce risk factors for neuropathic diabetic foot ulceration: a participant-blinded randomised controlled trial. *Journal of Foot and Ankle Research*, 5(1), 1-11.
- Perry, J. (1992). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. New Jersey, Slack Inc.
- Perry, J. & Burnfield, J. M. (2010). *Gait Analysis : Normal and Pathological Function, Second Edition*. New Jersey, SLACK.
- Seon, C. H., Son, K., & Moon, B. Y. (2006). Experimental study of evaluating shoe cushioning system using shock absorption pocket. *Transactions of the Korean Society of Mechanical Engineers*. 30(3), 241-248.
- Som, J. M. (2012). *A Study on the Trail Design Method for Green Way*. Unpublished Master's Thesis, Graduate School of Youngsan University.
- Song, J. H. (2008). The Kinematic comparative study about effects of foot orthotics. *Korean Journal of Sport Science*, 19(3), 11-21.
- Son, H. H. (2011). *A Biomechanical Analysis of the Patients with Knee Osteoarthritis with Different Gait Conditions*. Doctor's Thesis, Graduate School of Daegu University.
- Tantisuwat, A., Vachalathiti, R., Hiengkaew, V., & Assantachai, P. (2011). Stepping responses during forward and backward fall recovery between Thai elderly fallers and non-fallers. *Journal of Physical Therapy Science*, 23(3), 373-379.
- Terada, S., & Gotou, K. (2010). Investigation of a clinically useful technique for the evaluation of the foot shape -sensitivity of the FOE method and the validity of the screening tests. *Journal of Physical Therapy Science*, 22(2), 129-133.
- Wearing, S. C., Smeathers, J. E., Urry, S. R., Hennig, E., Hills, A. P. (2006). The pathomechanics of plantar fasciitis. *Sports Medicine*, 36(7), 585-611.
- Yeow, C. H., Lee, P. V., & Goh, J. C. (2011). An investigation of lower extremity energy dissipation strategies during single-leg landing based on sagittal and frontal plane biomechanics. *Human Movement Science*, 30(3), 624-635.
- Yoo, C. I., Jeon, K. H., Won, Y., & Kim, J. J. (2015). Biomechanical valuation of trekking shoes using 3D bootie method as mimics barefoot form. *Journal of the Korea Academia-Industrial cooperation Society*, 16(7), 4689-4696.
- Yoo, J. H. (2010). *Discomfort and the Fatigue of Feet from Shoe-Wearing*. Unpublished Master's Thesis, Graduate School of Seokyeong University.