

Investigate the Effect of Arch Support Stiffness on Gait Characteristics in Men with Flexible Flat Feet - A Focus on the Ankle Joint -

유연성 평발인 남성의 보행 시 족궁지지대의 강도가 보행특성에 미치는 영향 - 발목관절을 중심으로 -

Subin Park¹, David Michael O'Sullivan¹, Jungho Lee²

¹Division of Sport Science, Pusan National University, Busan, South Korea

²K2 Korea, Seoul, South Korea

Received : 17 May 2022

Revised : 27 June 2022

Accepted : 27 June 2022

Corresponding Author

David Michael O'Sullivan

Division of Sport Science, Pusan National University, #507, KyungAm gymnasium, 2, Busandaehak-ro 63 beon-gil, Geumjeong-gu, Busan, 46241, South Korea

Email : davidosullivan@pusan.ac.kr

Objective: The aim of this study is to analyze the effect of the strength of the ankle support on the walking characteristics and ankle joints when men with flexible flat feet walk.

Method: 13 adult male subjects (age: 23.9 ± 2.4 yrs, height: 173.0 ± 5.0 cm, weight: 76.9 ± 13.2 kg, Navicular Drop Test (NDT): 10.2 ± 0.8 mm) participated in this study. Each participant had to walk with the 3 conditions, barefoot, soft arch support and hard arch support, along a walkway while their kinematics was recorded at 100 Hz.

Results: Based on the results of this study, it is considered that men with flexible flat feet should use hard arch support rather than bare feet to induce normal arch shape, relieve foot damage caused by excessive ankle joint abnormalities and improve stability.

Conclusion: Our results for men with flat flexibility, there was a significant difference in the value of step length when walking was performed using two arch supports with different strengths. The angle of ankle dorsiflexion was significantly increased, and the ankle eversion angle was significantly decreased.

Keywords: Gait, Flexible flatfoot, Ankle joint, Arch support, Arch support stiffness

INTRODUCTION

보행은 인간이 일상생활에서 수행하는 가장 자연스러운 동작으로 인간의 활동 중 가장 높은 빈도를 보인다(Kim, Kim, Bae & Choi, 2005). 문명의 발달에 의해 딱딱하고, 편평한 지면은 오히려 정상적인 발에 부담을 주는 요인으로 작용하게 되며 발 손상의 원인이 될 수 있다(Magee, 2008). 그 발의 손상 중 하나가 평발이며, 평발(flat foot)은 크게 강직성(rigid)과 유연성(flexible) 유형으로 분류된다(Kuhn, Shibley, Austin & Yochum, 1999). 평발 인구 중 66%가 유연성 평발이다(Tang et al., 2015). 유연성 평발의 원인은 딱딱한 지면에서의 지속적인 운동(Kim, Kim & Sung, 2001) 또는 발의 내재근들이 과도하게 늘어나거나, 정강근 후부(tibialis posterior)의 기능 이상이나 과도한 체중, 발바닥 근막(plantar fascia)의 과도한 긴장, 병리학적 문제, 비정상적 얹힌 발(pronated foot)의 상태를 유발하는 구조적 이상 등으로 보고되고 있다(Flemister, Neville & Houck, 2007).

유연성 평발을 개선시켜주는 운동들은 바닥에 있는 물체를 발가락으로 집기, 발가락을 벌리고 오므리기, 새끼발가락이나 발의 바깥 가장자리로 걷기 등 발가락을 활용한 운동들이 있다(Atik & Ozyurek, 2014). 그리고 강직성 평발과 달리 보조기나 테이핑으로 아치를 지지함으로써 통증을 완화하고 아치의 무너짐을 막는 치료효과를 낼 수 있다(Kim et al., 2001). 선행연구에서는 Low-Dye 발 테이핑이 안쪽 세로활의 유지효과가 있으나 48시간 후 그 효과가 감소하였고(Yoho, Rivera, Renschler, Vardaxis & Dikis, 2012), 균형 및 자세조절 능력에 대한 중재방법으로도 일시적이며, 시간이 지남에 따라 변화를 크게 유도하지 않는다고 보고되었다(Lee, 2005). 이처럼 테이핑을 이용하여 평발이 보완되는 효과들은 대부분 미미하거나 일시적이어서 족궁지지대를 사용하여 연구를 실시하고자 한다. 족궁지지대는 발과 관련된 질병을 치료하거나 예방하기 위한 방법으로 수술적인 방법보다 뛰어난 교정 방법으로 호평받았고, 신체적 문제점을 치료하기 위해 이용되어 왔으며 목표에 따라 기형의 예방이나 교정, 충분한 지지면의 조성, 서기나

걷기 훈련의 조장, 걷기 효율성 향상 등의 연구가 진행되어 왔다(Pratt, 2000). 하지만 국내·외 족궁지지대를 사용한 연구들 중에서 대다수 연구들이 내측 아치만을 지지하는 족궁지지대 위주로 연구가 진행되었다. 발 아치에는 2개의 종아치와 1개의 횡아치 총 3개의 아치가 존재한다(Rossi & Tennant, 1984). 발에는 이렇게 3개의 아치가 있음에도 불구하고 선행연구에서는 이러한 3개의 아치를 형성하여 연구를 진행한 부분이 부족했다. 그러므로 본 연구에서는 기존 선행연구들과 다르게 3개의 아치를 형성시켜주는 족궁지지대를 사용하였으며, 어떤 강도의 족궁지지대가 유연성 평발을 가진 남성에게 발목관절을 좀 더 긍정적으로 개선시켜주는지를 판단하기 위해 족궁지지대의 강도를 딱딱한 것과 부드러운 것 두 가지로 연구를 진행하였다.

따라서 본 연구의 목적은 유연성 평발을 지닌 성인 남성이 족궁지지대를 강도별로 착용하고 보행 시, 발목관절의 움직임을 운동역학적으로 분석하고 보행 특성에 미치는 영향을 규명하는 것이다. 본 연구는 향후 기능성 운동화 제품 개발 시 도움을 줄 수 있는 기초자료로 유용할 것이다.

METHOD

1. 연구대상

본 연구에는 근골격계 질환, 운동 수행에 어려움이 없고 6개월 이내 하지의 부상이 없으며 유연성 평발을 가진 20~30세 사이의 성인 남성 13명(나이: 23.9 ± 2.4 yrs, 키: 173.0 ± 5.0 cm, 몸무게: 76.9 ± 13.2 kg, NDT: 10.2 ± 0.8 mm)을 대상으로 선발하였다. 모든 피험자들은 실험에 참여하기 전 실험 과정에 대한 설명을 하고 자발적인 참여의사와 부산대학교 생명윤리위원회(IRB)에서 승인(PNU IRB/2021-82-HR)받은 동의서에 사인을 받았다.

2. 유연성 평발의 기준

유연성 평발의 기준은 Vauhnik, Turk, Pilih & Mičetić-Turk (2006)의 연구에 따라 NDT(navicular drop test, 발배뼈 하강검사)를 실시하여 앉은 자세에서 발배뼈와 바닥과의 거리를 측정 후 바로 앉은 자리에서 서도록 하였고, 체중을 지지한 상태에서 발배뼈(navicular bone)와 바닥과의 거리를 측정하였다. 비체중지지 시 발배뼈와 바닥과의 거리, 그리고 체중지지 시 발배뼈와 바닥과의 거리 차이가 10 mm 이상인 경우 유연성 평발로 간주하였다. NDT 측정은 실험자의 양발 모두 실시하였으며 각각 2번씩 검사한 후 기준을 통과한 실험자만을 실험에 참가하도록 하였다.

3. 실험장비 및 방법

본 연구에 참여한 피험자들의 몸에 26개의 반사마커를 붙이고 8대의 Vicon 카메라로 보행을 측정하였다(Figure 1). 보행 시 피험자가 평소 걷는 습관 그대로 걸을 수 있도록 유도해 주었으며, 맨발과 딱딱한 족궁지지대, 부드러운 족궁지지대로 각 조건당 실험을 10회씩 반복 실시하였다.

exbody사의 두 가지 족궁지지대(Hard type, Soft type)로 실험하였다

(Figure 2).

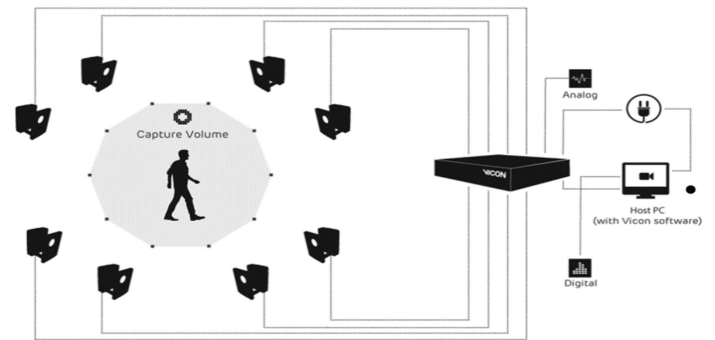


Figure 1. Kinematic recording for walking



Figure 2. Orthotics insoles - Hard type & Soft type (exbody, Korea)

4. 자료처리 및 분석

데이터는 Nexus 프로그램에서 100 Hz로 촬영되었으며, 차단 주파수는 6 Hz의 Butterworth 필터를 적용하여 데이터를 다듬어주었다. 26개의 반사마커는 모두 Nexus 프로그램에서 라벨링 마친 후 C3D 파일형식으로 추출하였다. C3D 파일은 운동학적인 데이터의 계산을 위해 추출하였으며, 그 후 계산된 데이터는 모두 Microsoft Excel에서 계산 및 처리가 이루어졌다. 변인은 다음과 같이 계산되었다. 보폭은 좌·우 발 입각기 시의 각 발 뒷꿈치의 마커 간 거리를 측정하여 계산했다. 걸음 길이는 좌·우 발 입각기 시의 각 발 뒷꿈치의 마커 간 길이 거리를 측정하여 계산했다. 보행속도는 1회의 보행주기 동안 골반부분 중심에 질량이동의 평균을 계산하여 나타냈다. 발목의 배측굴곡은 정강이 부분과 족부 사이의 각도 차이를 사용하여 계산되었다. 발목의 외반도 정강이 부분과 족부 사이의 각도 차이를 사용하여 계산되었다.

5. 통계처리

본 연구의 자료 처리는 SPSS version 25.0의 프로그램을 이용하여 각 변인에 대한 평균값(M)과 표준편차(SD)를 산출하고, 실험 간의 변인 간 주효과 검증은 one way repeated measures ANOVA를 실시하였다. 사후 검증은 Bonferroni 검증을 실시, 모든 통계적 유의수준(α)은 .05로 설정하였다. One way repeated measures ANOVA에서는 Richardson

Table 1. Gait characteristics & right and Left heel strike ankle dorsi-flexion and eversion angle

	Mean ± SD			<i>F</i>	<i>p</i>	ES 1	Post-hoc Bonferroni (<i>p</i>)		
	BF	Hard	Soft				BF vs. Hard (ES ²)	BF vs. Soft (ES ²)	Hard vs. Soft (ES ²)
Step width (m)	0.14±0.05	0.13±0.05	0.14±0.05	5.45	0.007	.097			<i>p</i> <0.01 <i>d</i> = 0.2
Step length (m)	0.58±0.07	0.58±0.06	0.59±0.05	2.06	0.141	.039			
Gait speed (m/s)	0.96±0.13	0.95±0.14	0.97±0.14	1.64	0.204	.031			
Right heel strike ankle dorsi-flexion angle (°)	78.11±4.32	81.23±4.83	82.29±5.72	61.638	<0.001	.547	<i>p</i> <0.001 <i>d</i> = 0.68	<i>p</i> <0.001 <i>d</i> = 0.82	
Right heel strike ankle eversion angle (°)	13.32±3.82	11.64±3.66	11.08±4.59	15.243	<0.001	.230	<i>p</i> <0.001 <i>d</i> = 0.45	<i>p</i> <0.001 <i>d</i> = 0.53	
Left heel strike ankle dorsi-flexion angle (°)	78.80±3.30	81.98±3.59	83.20±3.29	96.223	<0.001	.654	<i>p</i> <0.001 <i>d</i> = 0.92	<i>p</i> <0.001 <i>d</i> = 1.34	<i>p</i> <0.001 <i>d</i> = 0.35
Left heel strike ankle eversion angle (°)	13.22±3.71	11.02±3.43	11.80±3.60	50.166	<0.001	.496	<i>p</i> <0.001 <i>d</i> = 0.62	<i>p</i> <0.001 <i>d</i> = 0.39	<i>p</i> <0.001 <i>d</i> = 0.22

BF = barefoot
 Hard = hard arch support
 Soft = soft arch support
 ES = effect size
 ES¹ = η^2
 ES² = Cohen's *d*

(2011)의 효과 크기(η^2)로 나타내었고, 사후 검증인 Bonferroni 검증에서는 Cohen (1969)의 효과 크기(η^2)에 대한 분류로 각각 small ($\eta^2 = 0.01$, Cohen's *d*=0.2), medium ($\eta^2 = 0.06$, Cohen's *d*=0.5), large ($\eta^2 = 0.14$, Cohen's *d*=0.8)로 나타났다.

RESULTS

1. 보행 특성

보간, 보폭, 보행속도를 측정한 결과는 (Table 1)과 같다.

보행 시 오른발 입각기 시점에서 왼발 입각기 시점까지의 보간을 비교하기 위해 맨발, 딱딱한 족궁지지대, 부드러운 족궁지지대를 사용하여 측정한 결과 값이 맨발(0.14±0.05 m), 딱딱한 족궁지지대(0.13±0.05 m), 부드러운 족궁지지대(0.14±0.05 m)가 나왔으며, 보행 시 족궁지지대를 사용함에 따라 보폭에서 유의한 차이가 나타났다.

보행 시 오른발 입각기 시점에서 왼발 입각기 시점까지의 보폭을 비교하기 위해 맨발, 딱딱한 족궁지지대, 부드러운 족궁지지대를 사용하여 측정한 결과 값이 맨발(0.58±0.07 m), 딱딱한 족궁지지대(0.58±0.06 m), 부드러운 족궁지지대(0.59±0.05 m)가 나왔으며, 보행 시 족궁지지대를 사용함에 따라 걸음길이에서 유의한 차이가 나타나지 않았다($F=2.06$, $p>0.05$).

보행 시 보행속도를 비교하기 위해 맨발, 딱딱한 족궁지지대, 부드러운 족궁지지대를 사용하여 측정한 결과 값이 맨발(0.96±0.13 m/s), 딱딱한 족궁지지대(0.95±0.14 m/s), 부드러운 족궁지지대(0.97±0.14 m/s)가 나왔으며, 족궁지지대를 사용함에 따라 보행속도에서 유의한 차이가 나타나지 않았다($F=1.64$, $p>0.05$).

2. 오른발과 왼발의 입각기 시 배측굴곡과 외번의 각도

오른발 & 왼발 입각기 시 발목의 배측굴곡과 외번의 각도를 측정한 결과는 (Table 1)와 같다.

보행 시 오른발 입각기 시점에서 발목 배측굴곡의 각도를 비교하기 위해 맨발, 딱딱한 족궁지지대, 부드러운 족궁지지대를 사용하여 측정한 결과 값이 맨발(78.11±4.32°), 딱딱한 족궁지지대(81.23±4.83°), 부드러운 족궁지지대(82.29±5.72°)가 나왔으며, 보행 시 족궁지지대를 사용함에 따라 변화가 유의하게 나타났다. 보행 시 오른발 입각기 시점에서 발목 외번의 각도를 비교하기 위해 맨발, 딱딱한 족궁지지대, 부드러운 족궁지지대를 사용하여 측정한 결과 값이 맨발(13.32±3.82°), 딱딱한 족궁지지대(11.64±3.66°), 부드러운 족궁지지대(11.08±4.59°)가 나왔으며, 보행 시 족궁지지대를 사용함에 따라 변화가 유의하게 나타났다.

보행 시 왼발 입각기 시점에서 발목 배측굴곡의 각도를 비교하기

위해 맨발, 딱딱한 족궁지지대, 부드러운 족궁지지대를 사용하여 측정 한 결과 값이 맨발($78.8 \pm 3.30^\circ$), 딱딱한 족궁지지대($81.98 \pm 3.59^\circ$), 부드러운 족궁지지대($83.20 \pm 3.29^\circ$)가 나왔으며, 보행 시 족궁지지대를 사용함에 따라 변화가 유의하게 나타났다. 보행 시 왼발 입각기 시점에서 발목 외번의 각도를 비교하기 위해 맨발, 딱딱한 족궁지지대, 부드러운 족궁지지대를 사용하여 측정한 결과 값이 맨발($13.22 \pm 3.71^\circ$), 딱딱한 족궁지지대($11.02 \pm 3.43^\circ$), 부드러운 족궁지지대($11.80 \pm 3.60^\circ$)가 나왔으며, 보행 시 족궁지지대를 사용함에 따라 변화가 유의하게 나타났다.

DISCUSSION

1. 보행 특성

보행은 인간의 삶에서 기본적이고 필수적이며 반복적으로 수행되는 활동 중 하나이다. 현대사회에서는 단순히 이동을 넘어 건강을 유지 및 관리하는 운동방법으로도 알려져 있으며 반대로 잘못된 보행은 각종 질병의 원인이 되기도 한다(Al-Obaidi, Wall, Al-Yaqoub & Al-Ghanim, 2003). 보행에 있어 필수적인 발과 발목은 체중지지의 중요한 역할을 한다. 따라서 본 연구에서 유연성 평발을 가진 남성에게 족궁지지대를 강도별로 사용하여 보행을 진행했을 때 보폭, 걸음길이, 보행속도를 측정 및 비교하였다.

본 연구에서 보행 시 오른발 입각기 시점부터 왼발 입각기 시점까지의 보간을 비교하기 위해 맨발, 딱딱한 족궁지지대, 부드러운 족궁지지대를 사용하여 측정한 결과 맨발과 강도별 족궁지지대 간의 유의한 차이는 없었으며, 딱딱한 족궁지지대와 부드러운 족궁지지대 간의 유의한 차이($p < 0.01$)가 있었다. 족궁지지대의 착용이 유연성 평발인 남성의 과도한 발목의 회내로 무너진 발의 정렬성을 향상시켜 맨발보다 좁은 보간을 나타낼 것이라는 가정을 하고 실험에 임하였지만 결과는 강도가 서로 다른 족궁지지대에서만 유의한 차이를 나타내었다. Lee (2016)의 선행연구에서 대한민국 남성의 정상보행을 측정하였으며 본 연구와 비교하여 보았다. 하지만 본 연구와는 변인 계산방법과 실험 과정의 차이가 있어 직접적으로 비교하기에 무리가 있어 가능한 부분만을 선택하여 비교하였다. Lee (2016)의 선행연구에서 한국인 남자가 맨발로 보행을 했을 시 보폭의 값이(0.11 ± 0.02 m)로 측정되었으며, 맨발과 부드러운 족궁지지대를 사용하여 보행을 진행했을 때 보다 딱딱한 족궁지지대(0.13 ± 0.05 m)를 사용하여 보행을 진행했을 때 선행연구에서 나온 한국인 남성의 정상 보폭에 근접한 것으로 사료된다. 본 연구에서 보행 시 오른발 입각기 시점에서 왼발 입각기 시점까지의 보폭을 비교하기 위해 맨발, 딱딱한 족궁지지대, 부드러운 족궁지지대를 사용하여 측정한 결과 보행 시 강도별 족궁지지대를 사용함에 따라 걸음길이의 변화가 유의하게 나타나지 않았다. 족궁지지대의 착용이 맨발로 보행하는 것보다 상대적으로 실험자들의 발에 이질감을 주어 짧은 보폭을 나타낼 것이라는 가정을 하고 실험에 임하였지만 결과는 맨발과 두 족궁지지대에서 각각 유의한 차이가 나타나지 않았다.

본 연구에서 유연성 평발을 가진 남성을 대상으로 족궁지지대를 강도별로 사용하여 보행속도를 측정 비교하였을 때, 맨발 보행 시 강도별 족궁지지대를 사용함에 따라 보행속도의 변화가 유의하게 나타나지 않았다. 족궁지지대의 착용이 맨발로 보행하는 것 보다 상대적으로

유연성 평발을 가진 실험자의 인체에 운동의 정렬성을 향상시켜 보행속도가 빨라질 것이라 가정하고 실험에 임하였지만 오히려 부드러운 족궁지지대를 착용하고 보행을 진행한 경우 맨발보다 더 느리지는 결과가 나왔다. 따라서 본 연구에서처럼 단시간 족궁지지대를 적용하여 보행을 진행할 시 유연성 평발인 남성의 보행속도에 직접적인 영향은 없는 것으로 사료된다. Crosbie, Vachalathiti & Smith (1997)는 보행 패턴은 개인마다 다양하게 습관화되어 있고, 성별과 연령에 따라 보행 동작에 차이가 있을 수 있다고 보고하였다. 본 연구의 실험자들도 자신만의 보행습관이 있기 때문에 단시간 강도가 다른 족궁지지대를 착용하여 보행을 진행하더라도 여러 변인에서 수치상으로 큰 차이는 나타나지 않은 것이라 사료된다.

2. 오른발과 왼발의 입각기 시 배측굴곡과 외번의 각도

성인 편평족의 조건이 무엇인지에 대해 분명한 정의는 없지만, 변형의 유형에는 내측족궁의 내려앉음, 후족의 외번, 목말 밑 관절 벌림 그리고 앞발 벌림 등이 있다(Coughlin & Kaz, 2009). 편평족과 요족과 같은 족부구조의 변형은 모든 연령 집단에서 보행 자세와 균형의 손실을 일으키는 원인이 되는 심각한 건강 문제이다. 이러한 족부 변형은 다리 통증을 일으키는 원인이 될 수 있다(Scott, Menz & Newcombe, 2007). Mann (1980)은 초기 회내 운동이 일어날 때 거골하관절의 외번은 경골의 내측회전을 야기시키며, 이것이 무릎관절과 허리 부위로 전달되어 하지의 수평면상의 운동을 증가시키기 때문에 부상을 유발할 수 있다고 보고하였다. 거골하관절은 해부학적 위치에서 중립위치를 유지하고 있을 때 발과 발목관절은 정상적인 기능을 발휘할 수 있으므로, 하지에서 가장 중요한 관절 중의 하나이다(Twomey, 2006). 거골하관절이 따라서, 본 연구에서는 족궁지지대의 강도에 따른 시상면상과 관상면상의 발목관절 변화를 살펴보았다.

본 연구에서 보행 시 강도가 다른 두 가지의 족궁지지대를 사용했을 때 오른발과 왼발의 입각기 시점에서 발목의 배측굴곡 각과 외번의 각이 유의한 차이($p < 0.001$)를 나타내었다.

Kim (2011)의 연구에서 족궁지지대가 없을 때 외번의 각은 $10.2 \pm 3.2^\circ$ 이에 비해 족궁지지대가 있을 때 $6.5 \pm 2.5^\circ$ 로 유의하게 낮은 것($p < 0.01$)으로 나타났다. 이러한 결과는 보행 시 족궁지지대의 사용이 발목의 외번 각을 유의하게 감소시킨다 하여 본 연구의 결과를 뒷받침해주는 연구이다. Kim (2013)의 연구에서는 족궁지지대의 착용에 따른 발목관절에서의 운동형상학·운동역학적 변화를 종합적으로 분석해보면 보행 중 발목관절의 배측굴곡각의 변화는 편평족은 착용 전 10.78° 에서 착용 후 13.68° 의 결과를 보여 유의한 증가($p < 0.05$)를 나타냈다고 하였다. 이러한 결과는 보행 시 족궁지지대의 사용이 발목의 배측굴곡 각이 유의하게 증가한다는 본 연구의 결과를 뒷받침해주는 연구이다.

하지만 국내·외 족궁지지대를 사용한 연구들 중에서 대다수 연구들은 내측 아치만을 지지하는 족궁지지대 위주로 연구가 진행되었다. 발 아치에는 2개의 종아치와 1개의 횡아치 총 3개의 아치가 존재한다. 종아치는 뒤꿈치와 중족골두 사이로 이어져서 뼈와 인대에 의해 형성되어 있으며, 종아치는 발의 내측에 위치하는 내측 종아치(medial arch)와 발의 외측에 있는 외측 종아치(lateral arch)가 있다. 우리가 흔히 발의 형태를 구분 시 많이 보는 아치가 발의 내측 종아치이다. 다음으로

횡아치는 발의 내측에서 외측으로 이루어진 아치이며, 횡아치는 입방 골과 족근골에 의해 만들어진다. 이 중족골 아치(metatarsal arch)는 발 볼 아래 위치해있다. 이 3개의 아치는 발에 체중이 지지되었을 때 하강하며 완충역할을 한다(Rossi & Tennant, 1984). 발에는 이렇게 3개의 아치가 있음에도 불구하고 이전 연구에서는 이러한 3개의 아치를 형성하여 연구를 진행 한 부분이 부족했다. 그러므로 본 연구에서는 기존 선행연구들과 다르게 3개의 아치를 형성시켜주는 족궁지지대를 사용하였으며, 어떤 강도의 족궁지지대가 유연성 평발을 가진 남성에게 발목관절을 좀 더 긍정적으로 개선시켜주는지를 판단하기 위해 족궁 지지대의 강도를 딱딱한 것과 부드러운 것 두 가지로 연구를 진행하였다.

본 연구의 결과들을 종합적으로 판단하였을 때 유연성 평발인 남성에게 강도가 다른 족궁지지대를 사용하여 보행 시 공간에서 유의한 차이가 나타났으며, 발목 배측굴곡의 각은 유의하게 증가하였고, 외번의 각은 딱딱한 족궁지지대를 사용하여 보행 시 왼쪽발목의 외번 각이 더 많이 유의하게 감소하였으며, 부드러운 족궁지지대를 사용하여 보행 시 오른쪽발목의 외번의 각이 더 많이 유의하게 감소하였다. Lee, Lee, Lee & Park (2007)의 선행연구에서는 발 교정구 착용으로 정상족보다는 편평족의 보행에서 각 다리관절의 각도 변화를 지면 및 완화하여 보행자가 편안하게 보행할 수 있게 한다는 연구와 비슷한 경향을 보이고 있다. 이와 같은 유연성 평발인 남성이 보행 시 맨발로 보행을 하는 것보다 딱딱한 족궁지지대를 사용하여 보행하는 것이 과도한 회내 및 발목관절의 이상으로 인한 족부의 손상을 완화시키는데 긍정적인 것이라 사료된다.

하지만 실험의 대상자가 적었고 연령대가 젊은 남성이었기 때문에 모든 연령대, 다양한 계층으로 일반화하기에 부족함이 있었다. 또한, 자연스러운 보행을 측정하고자 하였지만 실험실의 환경이나 대상자들에게 실험에 대한 인식을 주어 직간접적으로 측정값에 영향을 주었으리라 사료된다. 또한 실험의 특성상 족궁지지대에 대한 시각적 감각적 인식으로 심리적 영향을 측정할 수 없었으며, 보행을 6번씩 반복된 측정으로 인한 학습효과를 배제할 수 없었다. 이 같은 점들은 본 연구의 실험적 한계였으며, 앞으로 보완 및 발전시켜야 할 부분이기도 하다.

CONCLUSION

유연성 평발인 남성에게 강도가 다른 두 가지의 족궁지지대를 사용하여 보행을 진행했을 때 보간의 값에서 유의한 차이가 나타났다. 발목 배측굴곡의 각도는 유의하게 증가하였으며, 발목 외번의 각도는 유의하게 감소하였다. 본 연구결과를 종합적으로 판단하면 유연성 평발인 남성은 맨발로 보행을 진행하는 것보다 딱딱한 족궁지지대를 사용하여 보행을 진행하는 것이 정상적인 족궁 형태를 유도하여 과도한 회내 및 발목관절의 이상으로 인한 족부의 손상을 완화시켜 안정성을 높일 것이라 사료된다. 또 족궁지지대를 사용하여 보행 시, 보행 패턴이 자연스러워지며 발목관절에 걸리는 힘이 감소하기에 일상생활 동안 이동의 유연함과 삶의 질 향상에 긍정적인 것으로 기대된다.

REFERENCES

Al-Obaidi, S., Wall, J. C., Al-Yaqoub, A. & Al-Ghanim, M. (2003). Basic

- gait parameters: a comparison of reference data for normal subjects 20 to 29 years of age from Kuwait and Scandinavia. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 40(4), 361-366
- Atik, A. & Ozyurek, S. (2014). Flexible flatfoot. *Northern Clinics of Istanbul*, 1(1), 57.
- Cho, S. H., Park, J. M. & Kwon, O. Y. (2004). Gender differences in three dimensional gait analysis data from 98 healthy Korean adults. *Clinical Biomechanics*, 19(2), 145-152.
- Cohen, J. (1969). Statistical power analysis for the behavioural sciences. New York: Academic Press.
- Coughlin, M. J. & Kaz, A. (2009). Correlation of Harris mats, physical exam, pictures, and radiographic measurements in adult flatfoot deformity. *Foot and Ankle International*, 30(7), 604-612.
- Crosbie, J., Vachalathiti, R. & Smith, R. (1997). Age, gender and speed effects on spinal kinematics during walking. *Gait Posture*, 5(1), 13-20.
- Flemister, A. S., Neville, C. G. & Houck, J. (2007). The relationship between ankle, hindfoot, and forefoot position and posterior tibial muscle excursion. *Foot and Ankle International*, 28(4), 448-455.
- Kim, G. (2013). Effect of the wearing of Arch support on foot pressure and walking of foot deformed. Ph.D. thesis at Dongshin University Graduate School, Naju.
- Kim, H. C., Kim, M. I. & Sung, K. S. (2001). Sports & Kenesio Taping. Seoul: DKbooks.
- Kim, H. Y. (2011). The effect of the arch pad on foot joint exercise during running. *Journal of the Korean Sport Medical Association*, 29(1), 43-48.
- Kim, S. M., Kim, S. J., Bae, H. S. & Choi, B. C. (2005). A Study on the Gait Evaluation Technique of Artificial Foot Joint Using Ground Reaction Force. *Journal of the Korean Society for Precision Engineering*, 22(5), 197-204.
- Kuhn, D. R., Shibley, N. J., Austin, W. M. & Yochum, T. R. (1999). Radiographic evaluation of weight-bearing orthotics and their effect on flexible pes planus. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 22(4), 221-226.
- Lee, H. S. (2016). Analysis of characteristics and establish gait reference data for 20s Korean Part 1: Temporospacial variables and pelvic tilt. *Korean Journal of Sport Science*, 27(4), 726-745.
- Lee, J. H. (2005). Effect of low die taping on the height and balance of the columnar bone of the foot. *Journal of the Korean Society of Sports and Physical Therapy*, 1(1), 39-47.
- Lee, J. H., Lee, Y. S., Lee, J. O. & Park, S. H. (2007). Biomechanical gait analysis and simulation of normal, urea, and flat feet according to Orthotics wear. *Journal of the Korean Mechanical Society, Volume A*, 31(11), 1115-1123.
- Magee, D. J. (2008). Orthopedic physical assessment, Philadelphia: W.B. Saunders.
- Mann, R. A. (1980). Biomechanics of running. Symposium on the Leg, Running Sports, R. P, Mack (Ed.) St. Louis: The C.V. Mosby Co., 1-29.

- Richardson, J. T. (2011). Eta squared and partial eta squared as measures of effect size in educational research. *Educational Research Review, 6*(2), 135-147.
- Rossi, W. A. & Tennant, R. (1984). Advanced principles of shoe fitting. Professional Shoe Fitting. New York: National Shoe Retailers Association.
- Scott, G., Menz, H. B. & Newcombe, L. (2007). Age-related differences in foot structure and function. *Gait and Posture, 26*(1), 68-75.
- Tang, S. F. T., Chen, C. H., Wu, C. K., Hong, W. H., Chen, K. J. & Chen, C. K. (2015). The effects of total contact insole with forefoot medial posting on rearfoot movement and foot pressure distributions in patients with flexible flatfoot. *Clinical Neurology and Neurosurgery, 129*, S8-S11.
- Twomey, D. (2006). performance differences between normal and low arched feet in 9~12 year old children (Doctoral dissertation, University of New South Wales).
- Vauhnik, R., Turk, Z., Pilih, I. A. & Mičetić-Turk, D. (2006). Intra-rater reliability of using the navicular drop test for measuring foot pronation. *Hrvatski Športskomedicinski Vjesnik, 21*(1), 8-11.
- Yoho, R., Rivera, J. J., Renschler, R., Vardaxis, V. G. & Dikis, J. (2012). A biomechanical analysis of the effects of low-Dye taping on arch deformation during gait. *The Foot, 22*(4), 283-286.