

The Comparison of the Static Balance, Contact Area, and Plantar Pressure of Flexible Flat Foot According to Elastic Taping

Hyeon-Seong Joo^a, Sam-Ho Park^b, and Myung-Mo Lee^{a*}

^aDepartment of Physical Therapy, Daejeon University, Republic of Korea

^bDepartment of Rehabilitation & Assistive Technology, National Rehabilitation Research Institute, National Rehabilitation Center, Republic of Korea

Objective: The purpose of this study was to compare and analyze the effects of arch support taping on static balance, static/dynamic foot contact area, and ground reaction force during walking according to the types of elastic tapes with mechanical elasticity differences.

Design: Cross-sectional study

Methods: Twenty-six participants selected for flexible flat feet through the navicular drop test were randomly assigned to non-taping, Dynamic-taping, and Mechano-taping conditions. Static balance and foot contact area were compared in the standing posture according to arch support taping conditions, and foot contact area and ground reaction force were compared during walking.

Results: There was no significant difference in static balance according to the taping condition in the standing position, but the foot contact area in the Mechano-taping condition showed a significant decrease compared to the non-taping condition ($p < 0.05$). The foot contact area during walking significantly decreased in the Dynamic-taping and Mechano-taping conditions ($p < 0.05$), but there was no significant difference between the ground reaction force.

Conclusions: Based on the results of this study, it was confirmed that among the types of elastic taping, arch support taping using dynamic taping and Mechano-taping has the effect of supporting the arch with high elastic recovery. Any type of elastic tape can be used for arch alignment in flexible flat foot.

Key Words: Cross-sectional studies, Foot Orthoses, Flatfoot, Balance, Tarsal Bones

서론

세로 아치의 문제로 발생하는 평발(flat foot)은 체중 지지와 상관없이 아치가 무너진 강직성 평발과(rigid flat foot)과 체중을 지지하지 않을 때는 정상 아치로 보이지만 체중지지시 아치가 낮아지는 유연성 평발(flexible flat foot)로 구분된다[1,2]. 그 중 유연성 평발은 모든 평발의 2/3를 차지한다[3]. 안쪽 세로 아치의 감소 원인은 종아리세갈래근(triceps surae muscle)의 과도한 긴장, 뒤 정강 힘줄(posterior tibial tendon)의 기능 장애[4,5] 또는 발바닥 인대와근막의이완 등이 있다[6,7].

유연성 평발은 안쪽 세로 아치가 무너지며 발목의 유

연성을 잃게 되는데 목말 밑(subtalar), 발목뼈 중간(mid tarsal)의 관절의 과도한 움직임이 보이며 보행 시 발의 안쪽 돌림(pronation) 된다[8]. 이런 변화는 기능적으로 발의 불안정성을 초래하며[9], 불안정성의 증가로 균형의 문제를 발생시킨다[10,11]. 보행 주기 중 입각기의 초기 25%에 과도한 안쪽 돌림이 발생하여 돌림근의 과도한 신장, 내재근의 과도한 사용으로 발이 피로하게 된다. 또한 이로 인해 안쪽 세로인대의 긴장이 증가하여 입각기 초기의 탄성에너지를 저장하고 배출하는 능력의 저하가 나타난다[12]. 신체의 조직과 관절에 전달되는 하중을 증가시키며, 이는 걸음의 횟수, 양발지지 시간이 늘어날 뿐만 아니라 지면반발력(ground reaction force,

Received: Nov 15, 2022 Revised: Dec 6, 2022 Accepted: Dec 12, 2022

Corresponding author: Myung-Mo Lee (ORCID <https://orcid.org/0000-0002-2192-1701>)

Department of Physical Therapy, Daejeon University

62, Daehak-ro, Dong-gu, Daejeon city Republic of Korea, 34520

Tel: Fax: +82-42-280-4295 E-mail: mmlee@dju.kr

This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

Copyright © 2022 Korean Academy of Physical Therapy Rehabilitation Science

GRF)이나 하지 관절의 반발력을 증가시킨다[13,14]. 유연성 평발에게 지면반발력 값의 수직력과 접촉 시간은 유의한 변화가 있으며[15], 이런 보행 시 수직 하중의 변화율은 유연성 평발을 연구하는 주요 평가 지표로 사용된다[16].

안쪽 세로 아치를 유지시키기 위한 중재로는 근력강화 운동과 보조기 적용 등이 있다. 근력 강화 운동에는 안쪽 세로 아치를 구성하는 근육의 강화를 위한 발의 내재근 강화[17], 안쪽 세로 아치를 평평하게 하는 힘의 감소를 위한 단축된 아킬레스건 스트레칭 방법[18]을 사용할 수 있다. 보조기 적용으로는 안쪽 세로 아치를 지지하기 위하여 맞춤형 및 수정된 발 보조기[19-21]를 사용할 수 있으며, 발배뼈의 높이 증가, 발의 안쪽 돌림을 줄이기 위해 테이핑 방법을 시행할 수 있다[22, 23]. 유연성 평발을 보조해주기 위한 테이프 방법으로는 비탄력 테이프[24]를 이용한 방법과 탄력 테이프[25]를 활용한 방법 등이 있다. 비탄력 테이프는 강한 접착력과 움직임 제한하는 기능이 있어 적용 부위의 부착력을 통해 발배뼈의 높이와 발의 안쪽 돌림을 제한하는 용도로 이용되며[26,27], 탄력 테이프는 신경생리학적 인체의 반응과 강한 탄성력을 이용하여 충격 흡수 또는 근육의 작용을 보조하는 용도로 이용된다[25,28].

현재 개발되고 있는 다양한 소재와 형태의 테이프 중, 호주의 물리치료사인 Ryan Kendrick이 개발한 Dynamic-tape(Dynamic-tape, PosturePals, Australia)는 200% 이상의 신축성과 수직 및 수평으로 늘어나는 소재적 특징이 있다. 선행연구에서는 Dynamic-tape의 강한 탄성 저항과 반동을 이용해 유연성 평발을 가진 대상자의 발배뼈 하강을 감소시켜 안쪽 세로 아치의 지지할 수 있는 연구가 소개되었다[29]. 이 연구를 통해 유연성 평발 대상자에게 Dynamic-tape의 적용은 걷는 동안의 측면 변동성과 균형의 전후방 변동을 줄이는데 효과적이라고 결과로 제시하였다. 또한 Einat kodesh 등 [30]의 연구에 따르면 발목 불안정성이 있는 대상자에게 Dynamic-tape를 적용하였을 때 향상된 균형 제어능력이 나타났다고 제시하였다. 이와 같이 관절의 불안정성과 근육 보조를 위한 Dynamic-tape의 적용 사례 연구들이 소개되고 있다.

최근 Dynamic-tape보다 높은 신축성과 탄성 회복력을 가진 탄력 테이프가 국내에서 소개되었다. 이에 본 연구에서는 최근 국내에서 개발한 탄력 테이프를 이용해 Dynamic-tape와 신축성의 역학적인 차이를 알아보기 위해 유연성 평발 대상자에게 탄력테이프의 종류에 따른 아치지지 테이핑이 정적균형, 발의 접지면과 지면반발력에 미치는 효과를 비교 분석하고자 한다.

연구방법

연구 대상자

D광역시 대학교에 재학중인 20대대학생 성인 남녀 160명을 대상으로 설문 모집하였으며, 연구참여를 희망하는 40명의 대상자가 모집되었다. 선정기준으로는 발배뼈 하강 검사(Navicular drop test, NDT)에서 10mm 이상 차이가 있는 자[31], 한발서기가 30초 이상 가능한 자, 테이핑에 알리지 반응이 없는 자로 하였다. 과거 하지관절의 외과적 수술로 관절가동범위의 제한이 있는 자, 최근 6개월 이내에 하지의 근골격계 질환이 있는 자 그리고 하지부위의 감각이상자는 제외하였다. 모든 연구 대상자는 진행 전 연구의 목적, 절차를 설명 들은 후 참여 동의를 희망한 자에 한하여 연구를 진행하였다. 본 연구는 대전대학교 기관생명윤리위원회(1040647-202204-HR-01)을 받아 진행하였다.

연구절차

본 연구는 단면연구 설계로, 표본 크기(sample size)를 설정하기 위해 G-power(ver. 3.1.9.2, University of Kiel, Kiel, Germany)를 사용하였다. Lim 등[29]의 연구의 주효과인 동적균형 결과를 토대로 효과크기 $f(V) = 0.39$ 로 산출하였고, 유의수준(α) = 0.05, 검정력($1 - \beta$) = 0.80으로 하여 23명의 대상자가 필요하였으나, 15% 탈락율을 적용하여 최소 26명이 필요하였다.

대상자 선별검사인 발배뼈 하강검사는 대상자의 양측 발을 모두 검사하여 10mm 이상의 차이가 나는 경우 양성(positive)으로 하였으며, 양 발 모두 양성인 경우 차이가 큰 발을 우세발로 하여 실험에 참가 하도록 하였다. 대상자들의 우세측 발에 테이프 미적용(non-taping condition), Dynamic-taping, Mechano-taping(Mechano-tape, TR. co, Republic of Korea)을 적용한 조건을 무작위로 배정하였다. 각 조건 간 20분의 휴식시간을 주어 선제조건 효과 소실되는 시간을 제공하였다. 테이핑 조건에 따른 역학적 변화는 선 자세에서 정적균형과 발 접지면적을 검사하였고, 보행시 발 접지면적과 지면반발력을 측정하여 비교하였다.

중재방법

테이핑 조건에 따른 역학적 변화를 알아보기 위해 대상자들의 우세측 유연성 평발에 Dynamic-tape와 Mechano-tape를 각각 적용하였다. Dynamic-tape는 점탄성 나일론과 라이크라 혼합 소재로 본래 길이의 200% 이상 늘어나는 신축성을 가지고 있으며 수직 및 수평 방향으로 늘어나는 특징을 지닌 탄력테이프이다. Mechano-tape는

스판덱스와 나일론 혼합소재로 본래 길이의 310% 이상 늘어나는 신축성을 가지고 있으며 마찬가지로 수직 및 수평 방향으로 늘어나는 특징을 가지고 있다.

테이핑방법은 선행 연구에서 소개한 아치 보조 테이핑[25] 방법을 적용하였다. 테이핑 적용 전 부착 부위의 털은 면도하였으며, 알코올 소독 후 건조한 상태를 유지한 후 테이프를 적용하였다. 90cm의 테이프 양끝 모서리를 둥글게 잘라 준비하였다. 테이프 부착 시 시작과 끝 각 5cm에서는 장력을 주지 않고 부착하며 그 외 부분에서는 일정한 장력으로 15%가량 테이프를 늘려 부착하였다. 부착 부위 아래의 피부에 주름이 생기지 않게 주의하였으며, 테이프 적용 부위의 근육이 단축된 자세로 시행하였다. 아치 보조 테이핑은 발을 발바닥 쪽 굽힘, 발의 앞부분(Fore foot)은 앞침, 안쪽 돌림, 엄지발가락의 발허리 발가락 관절(metatarsiophalangeal joint)은 굽힌 자세에서 실시되었다(Figure 1-1). 테이핑은 엄지발가락에 고정점을 만들어 시작하였으며(Figure 1-2), 발의 세로 방향으로 짧게 한 후 일정한 장력을 유지한 상태로 아치를 따라 테이프를 발뒤꿈치 방향으로 잡아당기며 발뒤꿈치를 감쌌다(Figure 1-3). 발배뼈를 들어 올리기 위해 뒤꿈치는 내전 상태를 유지하며 발바닥 아래쪽에서 위쪽으로 부착되었다(Figure 1-4). 이어서 발목을 발등 쪽 굽힘 하며 안쪽 복사뼈 위쪽으로 부착되었다(Figure 1-5). 마지막으로 발등을 지나도록 부착하여 발목은 발등 쪽 굽힘을 유지한 상태로 복사뼈 위를 지나 부착 후 고정하였다(Figure 1-6). 테이핑은 Dynamic-tape 레벨 1 국제 세미나 과정을 이수한 한 명의 물리치료사가 직접 테이핑을 진행하였다.

측정방법 및 도구

발배뼈 하강 검사(Navicular drop test, NDT)

본 연구에서는 유연성 평발을 선별하기 위하여 발배뼈 하강 검사(NDT)를 사용하였다. 측정 방법은 대상자에게 의자에 앉아 무릎을 90°로 구부려 체중을 가하지 않고, 바닥과 발을 평행하게 한 안정 시 자세에서 측정자가 지면에서 발배뼈 안쪽까지의 거리를 측정하였다. 그 후 대상자는 해부학적 정렬된 상태에서 체중을 지지한 상태의 선 자세로 측정자가 지면에서 발배뼈 안쪽까지 거리를 측정하였다. 이때 두 높이의 차이가 10mm 이상 차이를 보이면 대상자는 유연성 평발로 선별하였다(Figure 2)[31].

정적 균형 검사

테이핑 조건에 따른 정적균형의 차이를 알아보기 위해 Wii 발란스 보드(Wii balance board, WBB)(Nintendo, Japan)와 발란시아 소프트웨어(balanciaver 2.0, Mintosys Inc, Korea)를 이용하여 압력중심(center of pressure, CoP)의 이동거리(cm)와 속도(cm/s) 그리고 면적(area 95%, cm²)을 기록하였다. 대상자는 눈을 뜬 상태에서 양손을 교차하여 어깨를 잡고, 우세발로 WBB 위에서 30초 동안 선 자세를 유지하였다. 평가 중 30초 이내에 발이 땅에 닿거나 넘어질 듯한 동요가 크게 발생한 경우 충분한 휴식을 취한 후 재검사를 진행하였다. 3회 측정된 평균값을 기록하였으며, 측정 간 30초의 휴식 시간을 주어 근육의 피로도를 최소화했다. WBB는 힘판과 비교하였을 때 높은 타당도(intraclass correlation coefficient,

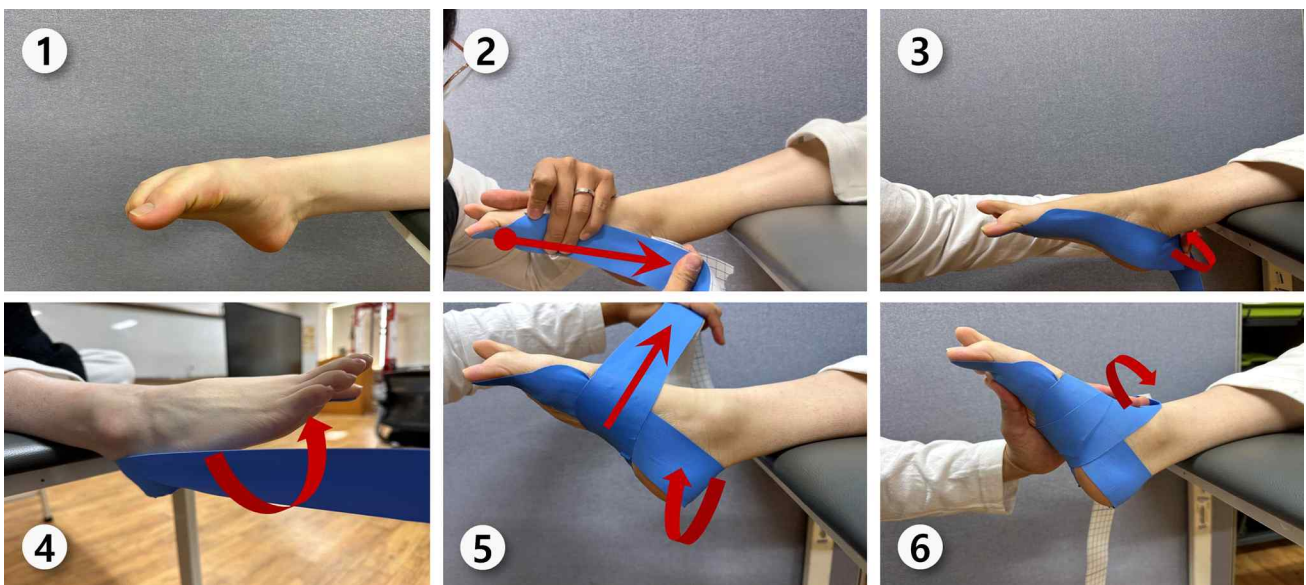


Figure 1. Arch support taping(Mechano taping condition)



Figure 2. Navicular drop test(NDT)

ICC=0.701-0.994)와 테스트-재검사 신뢰도(ICC=0.676-0.946)를 가지고 있는 것으로 보고되었다[32].

발바닥 접지 면적 검사

테이핑 조건이 발 아치 보조에 미치는 역학적 변화를 알아보기 위해 Gaitview AFA-50 시스템(Gait view, alFOOTs, Republic of Korea)을 사용하여 정적인 조건과 보행시 발의 접지면적을 측정하였다. Gaitview 측정장치는 (410mm(D) × 410mm(W) × 3mm(H))의 센서 범위를 가지고 있으며, 센서 범위에는 2304(48 × 48)의 힘저항 센서가 포함되며 각 센서의 면적은 0.75cm²로 구성되어 있다. 정적인 자세에서 발 접지면적(cm²)은 대상자가 해부학적 자세로 Gaitview 장치 위에 서도록 하여 30초간 수집된 데이터의 평균값을 기록하였다. 보행시 발의 접지면적은 대상자가 5m 거리를 두고 Gaitview 방향으로 걸어와 우세측 발로 Gaitview를 밟고 지나가도록 하였다. 총 5회 반복 측정하여 평균값을 기록하였다 (Figure 3). 측정된 데이터는 Giatview 소프트웨어 1.0.1을 사용하여 분석하였다. 정적자세와 보행시 접지면적의 변화율은 다음과 같은 방법으로 계산하였다[32].

$$\text{접촉면적 비율} = \frac{[(\text{동적 접촉 면적} + \text{정적 접촉 면적}) / \text{정적 접촉 면적}] \times 100$$

Gaitview를 통해 얻은 압력 측정값은 측정자 내 신뢰도(ICC=0.69-0.95)와 측정자간 신뢰도(ICC=0.84-0.97)를 가지고 있는 것으로 보고되었다[33].

지면 반발력 검사

테이핑 조건에 따른 역학적 변화는 보행시 지면반발력의 변화로도 살펴보았다. 힘판(forcep plate)을 대체할

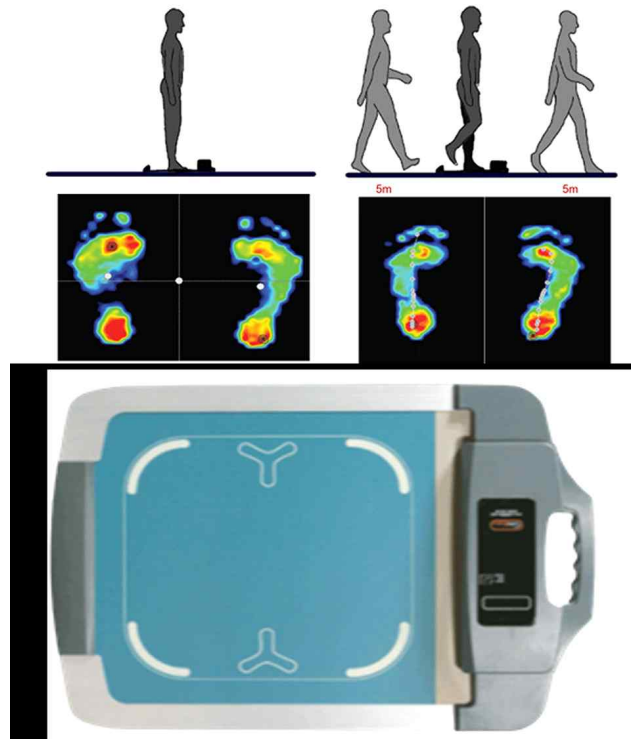


Figure 3. Static/Dynamic foot contact area test using Gaitview

수 있는 WBB(521mm(D) × 335cm(W) × 79cm(H))를 통해 측정하였다. WBB의 높이를 고려하여 5cm 높이의 보행로를 조성하여 수평한 보행환경을 제공하였다. 대상자는 편안한 속도로 보행로 위를 걷도록 하였으며 우세측 발로 WBB를 밟고 지나갈 때 접촉시간, 수직피크 힘, 총 수직힘의 적분값을 Balancia소프트웨어를 통해 수집하여 분석하였다(Figure 4). WBB를 통해 얻은 보행시 지면반발력의 수직 힘 피크 값은 기존의 압력 센서를 통해 얻은 측정과 비교하였을 때 높은 신뢰도(ICC=0.87-0.99)를 가지고 있는 것으로 보고되었다[34].

자료분석

본 연구에서 수집된 자료는 SPSS 25.0(SPSS, Chicago, IL, USA)을 사용하여 분석하였다. 연구 대상자의 일반적 특성은 기술통계 하였으며, 모든 변수의 정규분포 여부를 확인하기 위하여 Kolmogorov-Smirnov 검정을 사용하여 검증하였다. 테이프 유무와 테이프 종류에 따른 종속 변수는 일요인 반복측정 분산 분석(One-way Repeated Analysis of variance)을 사용하였다. 종속 변수의 테이프 유무와 테이프 종류에 따른 차이는 Bonferroni를 사용했다. 유의수준(α)은 0.05 미만으로 설정하였다.

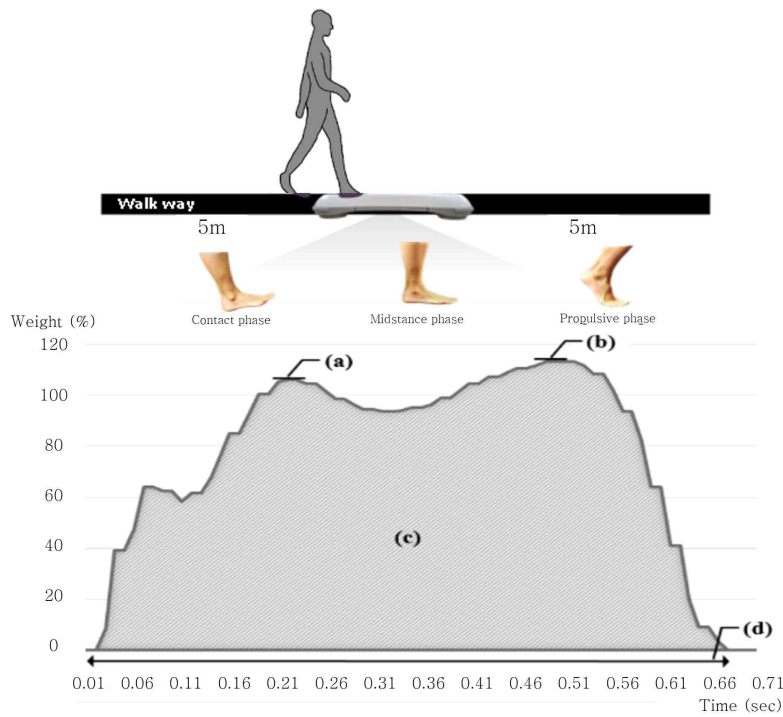


Figure 4. GRF measurement method and parameter description using WBB. (a) normal force 1st peak, (b) normal force 2nd peak, (c) total GRF time integral, (d) contact time Figure

연구 결과

40명의 대상자 중 발배뼈 하강 검사 결과 10mm 미만의 음성결과를 보인 14명의 대상자를 제외하고 최종 26명의 데이터를 수집하였다. 대상자의 일반적 특성은 다음과 같다(Table 1).

테이핑 조건에 따른 압력중심(Center of pressure, CoP)의 이동거리, 속도 그리고 면적의 정적균형 변수들은 Mechano-taping, Dynamic-taping 순으로 감소되는 양상을 보였으나 통계적 유의한 차이는 없었다.

정적인 자세에서 발 접지면적은 테이핑 조건에 따른 통계적 유의한 차이가 있었으며($p < 0.05$), non-taping 조건에 비해 Mechano-taping시 유의한 접지면적의 감소가 나타났다($p < 0.05$). 보행 시 발 접지면적 또한 테이핑 조건에 따른 유의한 차이가 있었으며($p < 0.05$), non-taping조건에 비해 Dynamic-taping과 Mechano-taping 조건에서 유의한 접지면적의 감소가 나타났다($p < 0.05$). Mechano-taping과 Dynamic-taping 조건간 통계적 유의한 차이는 없었다. 보행 시 지면 반발력 변수들의 차이는 세 조건 간 유의한 차이가 없었다(Table 2).

Table 1. General characteristics of Subjects

(n=26)

Variables	Mean (SD)
Sex (male/female)	12 / 14
Age (year)	22.83 (2.22)
Height (cm)	16.83 (8.16)
Weight (kg)	69.25 (21.29)
Body mass index (kg/m ²)	24.47 (5.52)
Foot size (mm)	251.04 (18.17)
Navicular drop test (mm)	12.5 (1.84)

The values are presented mean (SD)

Table 2. Differences in dependent variables according to taping conditions

(n=26)

Variables	Non-taping (A)	Dynamic-taping (B)	Mechano-taping (C)	F	Post-hoc
Static Balance					
CoP path length(cm)	151.73 (29.92)	150.72 (52.76)	141.42 (26.24)	1.709	
CoP velocity(cm/s)	6.15 (3.41)	5.42 (2.08)	5.11 (1.47)	2.567	
CoP 95% area(cm ²)	11.16 (8.94)	10.06 (6.08)	8.57 (2.86)	2.364	
Foot contact area					
Static(cm ²)	101.28 (26.48)	98.56 (23.39)	97.03 (25.15)	5.048*	A < C
Walking(cm ²)	120.48 (24.37)	116.92 (24.6)	115.12 (24.48)	11.668*	A < B,C
Increase rate(%)	21.35 (12.59)	19.11 (7.86)	19.94 (10.38)	0.680	
Ground Reaction Force					
1st Peak(W%)	100.65 (21.12)	103.24 (19.17)	100.26 (21.09)	0.297	
2nd Peak(W%)	107.37 (20.48)	106.65 (21.18)	107.37 (20.91)	1.467	
contact time(sec)	0.67 (0.09)	0.66 (0.11)	0.65 (0.08)	0.586	
Time-integral SUM	34.99 (12.31)	34.91 (12.11)	35.00 (13.64)	0.010	

The values are presented mean (SD)

CoP: center of pressure, W%; weight %

*: significant difference between groups $p < 0.05$

고찰

본 연구는 유연성 평발이 있는 대상자에게 탄성력이 다른 Dynamic-tape와 Mechano-tape의 적용이 정적 균형, 보행 시 발 접촉면적, 지면 반발력을 비교 분석하고자 실시하였다. 그 결과 정적 접촉면적에서는 Mechano-taping과 Non-taping에서 유의한 차이가 있었으나($p < 0.05$), Dynamic-taping과 Non-taping에서는 유의한 차이가 없었다. 사후검정 결과 Dynamic-taping과 Mechano-taping에서는 유의한 차이가 나타나지 않았다. 또한 동적 면적에서는 Non-taping에 비해 Dynamic-taping과 Mechano-taping에서 차이가 나타났다($p < 0.05$). 그러나 사후검정 결과 Dynamic-taping과 Mechano-taping 조건 사이에서는 유의한 차이가 나타나지 않았다. 세 조건에서의 정적 균형, 동적 면적 변화 비율, 지면반발력 변수에서는 유의한 차이가 나타나지 않았다.

본 연구에서 정적 균형의 차이를 비교하기 위해 COP 이동거리, 속도, 면적을 비교하였으며, 그 결과 세조건에서는 유의한 차이가 나타나지 않았다. 이러한 결과는 Shiedls 등[35] 등의 탄성 테이핑이 건강한 발목, 기능적 발목 불안정성을 가진 개인의 균형에서 유의미한 차이를 보이지 않은 것과 유사한 결과이다. 이전 연구에서 시각 정보가 균형 장애의 보상 동작에 충분한 피드백을 제공한다고 보고하였다[36]. 본 연구의 결과는 대상자가

서 있는 동안 충분한 시각적 정보를 제공받았기 때문에 세 가지 조건 간에 정적 균형의 큰 차이가 없었던 것으로 예상할 수 있다.

족저압과 발의 변형은 정상 아치군 보다 유연성 평발을 가진 군에서 크게 나타나며 체중뿐만 아니라 중력 가속도의 영향을 받을 시 발의 변형이 증가한다 보고되었다[37,38]. 또한 Song 등[33]의 연구와 같이 정적 접촉면적에서의 정상 아치 군보다 유연성 평발 군의 값이 컸지만 유의한 차이가 나타나지 않았으며 동적 면적에서는 유의한 증가가 나타났다고 보고하였다. 이러한 유연성 평발의 증재를 위해 선행 연구에서는 테이프를 이용한 발배뼈의 높이 증가가 발바닥 압력 패턴의 재분배에 효과가 있다고 보고하였다[39,40]. 본 연구 결과 정적 접촉에서 동적 접촉면적의 변환 비율이 맨발 조건에서는 약 21% 증가하였으며 두 테이프 적용 조건에서는 19% 증가하여 테이프 적용 조건에서 변화비율이 감소하였지만 통계적으로 유의한 차이가 나타나지는 않았으며 선행 연구와 같이 정적조건의 발 면적은 감소하였으며, 그 중 Mechano-taping 조건에서는 유의하였지만 Dynamic-taping 적용 조건에서는 유의한 차이가 나타나지 않았다. 반면에 동적 면적에서의 테이프 적용은 발 접촉 면적이 감소하였다. 이를 통해 유연성 평발의 테이핑 증재는 테이프의 종류와 상관없이 아치지지 테이핑은 발아치를 증가에 도움을 줄 수 있을 것으로 사료된다.

선행연구에서는 보조기의 유무에 따른 수직 방향 지면 반발력 차이에서 유의한 차이가 나타나지 않았다고 보고되었으며, 로우 다이 테이프(Low-Dye tape)와 위약 테이프 사이에 지면반발력의 요소에는 차이가 나타나지 않았다고 보고하였다[41-43]. 또한 Newell 등[39] 다른 선행연구에서는 달리는 동안의 발배뼈 높이를 조사하였고, 테이프를 사용하지 않는 조건과 테이프 사용 조건에서 발배뼈 높이의 차이는 나타나지 않았다고 보고하였다. 본 연구의 결과로는 수직 방향으로 가해지는 힘의 크기만 측정할 수 있는 WBB 측정 장비의 특성과 관련이 있을 수 있으며, 테이프만을 활용한 중재로 변화하는 하중에 대응할 수 있는 지지 능력이 부족한 것으로 사료된다.

본 연구는 몇 가지 제한점이 있다. 첫째, 테이프의 지속 효과를 보기 위하여 중재 이후 지속적인 관찰을 하지 못하였다. 둘째, 연구 대상자들의 특성이 20대 건강한 성인으로 제한되어 있어 모든 연령대로 일반화하기 어렵다. 셋째, 테이핑 기법을 아치지지용 테이핑만을 사용하여 모든 테이핑 기법에 일반화하기 어렵다. 향후 연구에서는 다양한 테이핑 기법 또는 유연성 평발의 대상자에게 아치와 안정성에 도움이 되는 테이핑 기법을 동시에 적용하여 탄력테이프에 따른 균형 및 지지력 뿐만 아니라 근력 및 근지구력에 미치는 영향을 비교해보는 것을 제안한다.

결론

본 연구는 유연성 평발을 가진 대상자에게 탄력테이프의 종류에 따라 정적균형, 보행 시 족저압, 지면반발력에 미치는 영향을 조사하기 위해 수행되었다. 본 연구 결과를 바탕으로, 유연성 평발을 대상으로 아치지지 테이프를 적용 하였을 때 기존의 상품화된 Dynamic-tape에 비해 Menchano-tape만 유의한 차이를 보였으며, 탄력 테이프의 탄성 효과로 인해 보행 시 발의 접지면은 테이프 적용 유무에 따라 유의한 차이가 있었다. 하지만 탄력 테이프의 종류에 따른 차이가 없었기에 Mechano-tape는 기존의 상품화된 Dynamic-tape와 비교하였을 때 동등한 효과로 사용 할 수 있음을 제안한다.

이해충돌

본 연구의 저자들은 연구, 저작권 및 출판과 관련하여 잠재적인 이해충돌이 없음을 선언합니다.

참고문헌

1. Mosca VS. Flexible flatfoot in children and adolescents. *J Child Orthop.* 2010;1;4(2):107-21.
2. Prachgosin T, Chong DYR, Leelasamran W, Smithmaitrie P, Chatpun S. Medial longitudinal arch biomechanics evaluation during gait in subjects with flexible flatfoot. *Acta BioengBiomech.* 2015; 17(4):121-30.
3. El O, Akcali O, Kosay C, Kaner B, Arslan Y, Sagol E, et al. Flexible flatfoot and related factors in primary school children: a report of a screening study. *Rheumatol Int.* 2006;3;26(11):1050-3.
4. Pfeiffer M, Kotz R, Ledl T, Hauser G, Sluga M. Prevalence of flat foot in preschool-aged children. *Pediatrics.* 2006;118(2):634-9.
5. Winkelmann ZK, Anderson D, Games KE, Eberman LE. Risk Factors for Medial Tibial Stress Syndrome in Active Individuals: An Evidence-Based Review. *J Athl Train.* 2016;51(12):1049-52.
6. Smyth NA, Aiyer AA, Kaplan JR, Carmody CA, Kadakia AR. Adult-acquired flatfoot deformity. *Eur J Orthop Surg Traumatol.* 2017;27(4):433-9.
7. van Boerum DH, Sangeorzan BJ. Biomechanics and pathophysiology of flat foot. *Foot Ankle Clin.* 2003;8(3):419-30.
8. Lange B, Physiotherapy B. The Effect of Low-Dye Taping on Plantar Pressures, During Gait, in Subjects With Navicular Drop Exceeding 10 mm. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2004;34(4):201-9.
9. Franco AH. Pes Cavus and Pes Planus. *Phys Ther.* 1987;67(5):688-94.
10. Hillstrom HJ, Song J, Kraszewski AP, Hafer JF, Mootanah R, Dufour AB, et al. Foot type biomechanics part 1: Structure and function of the asymptomatic foot. *Gait & Posture.* 2013;37(3): 445-51.
11. Hertel J. Functional Anatomy, Pathomechanics, and Pathophysiology of Lateral Ankle Instability. *J Athl Train.* 2002;37(4):364-75.
12. Arangio GA, Reinert KL, Salathe EP. A biomechanical model of the effect of subtalar arthroereisis on the adult flexible flat foot. *Clin Biomech.* 2004;19(8):847-52.
13. Abe D, Muraki S, Yasukouchi A. Ergonomic effects of load carriage on the upper and lower back on metabolic energy cost of walking. *Appl Ergon.*

- 2008;39(3):392-8.
14. Hong Y, Li JX, Fong DTP. Effect of prolonged walking with backpack loads on trunk muscle activity and fatigue in children. *J ElectromyogrKinesiol.* 2008;18(6):990-6.
 15. Boozari S, Jamshidi AA, Sanjari MA, Jafari H. Effect of Functional Fatigue on Vertical Ground-Reaction Force in Individuals With Flat Feet. *J Sport Rehabil.* 2013;22(3):177-83.
 16. Prachgosin T, Chong DYR, Leelasamran W, Smithmaitrie P, Chatpun S. Medial longitudinal arch biomechanics evaluation during gait in subjects with flexible flatfoot. *Acta BioengBiomech.* 2015;17(4):121-30.
 17. Okamura K, Kanai S, Fukuda K, Tanaka S, Ono T, Oki S. The effect of additional activation of the plantar intrinsic foot muscles on foot kinematics in flat-footed subjects. *Foot (Edinb).* 2019;38:19-23.
 18. Cheung JT, Zhang M, An KN. Effect of Achilles tendon loading on plantar fascia tension in the standing foot. *ClinBiomech(Bristol, Avon).* 2006;21(2):194-203.
 19. Engkananuwat P, Kanlayanaphotporn R, Purepong N. Effectiveness of the Simultaneous Stretching of the Achilles Tendon and Plantar Fascia in Individuals With Plantar Fasciitis. *Foot Ankle Int.* 2018;6;39(1):75-82.
 20. Murley GS, Landorf KB, Menz HB. Do foot orthoses change lower limb muscle activity in flat-arched feet towards a pattern observed in normal-arched feet? *Clinical Biomechanics.* 2010;25(7):728-36.
 21. Wong YS. Influence of the Abductor Hallucis Muscle on the Medial Arch of the Foot: A Kinematic and Anatomical Cadaver Study. *Foot Ankle Int.* 2007;17;28(5):617-20.
 22. BISHOP C, ARNOLD JB, MAY T. Effects of Taping and Orthoses on Foot Biomechanics in Adults with Flat-Arched Feet. *Med Sci Sports Exerc.* 2016;48(4):689-96.
 23. Cheung RTH, Chung RCK, Ng GYF. Efficacies of different external controls for excessive foot pronation: A meta-analysis. *Br J Sports Med.* 2011;45(9):743-51.
 24. Holmes CF, Wilcox D, Fletcher JP. Effect of a Modified, Low-Dye Medial Longitudinal Arch Taping Procedure on the Subtalar Joint Neutral Position Before and After Light Exercise. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2002;32(5):194-201.
 25. McNeill W, Pedersen C. Dynamic tape. Is it all about controlling load? *J Bodyw Mov Ther.* 2016;20(1):179-188.
 26. Radford JA, App SC, Hons B, Burns J, Buchbinder R, Landorf KB, et al. The Effect of Low-Dye Taping on Kinematic, Kinetic, and Electromyographic Variables: A Systematic Review. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2006;36(4):232-41.
 27. Russo SJ, Chipchase LS. The effect of low-Dye taping on peak plantar pressures of normal feet during gait. *Aust J Physiother.* 2001;47(4):239-44.
 28. Williams S, Whatman C, Hume PA, Sheerin K. Kinesio taping in treatment and prevention of sports injuries: a meta-analysis of the evidence for its effectiveness. *Sports Med.* 2012;42(2):153-64.
 29. Lim OB, Park SY. Comparison of the Effects of Barefoot, Kinesio Tape, and Dynamic Tape on Static and Dynamic Balance in Subjects With Asymptomatic Flexible. *Phys Ther Korea.* 2020;27(1):78-86.
 30. Kodesh E, Benzoora MC, Dar G. Effect of dynamic tape on postural sway in individuals with chronic ankle instability. *J Bodyw Mov Ther.* 2021;28:62-7.
 31. Lange B, Chipchase L, Evans A. The effect of low-Dye taping on plantar pressures, during gait, in subjects with navicular drop exceeding 10 mm. *JOrthopSportsPhysTher.*2004;34(4):201-209.
 32. Song JY, Park SH, Lee MM. The Comparison of the Difference in Foot Pressure, Ground Reaction Force, and Balance Ability According to the Foot Arch Height in Young Adults. *Ann Appl Sport Sci.* 2021;8(2):1-9.
 33. Kim YT, Lee JS. Normal pressures and reliability of the gaitview system in healthy adults. *Prosthetics and Orthotics International.* 2012;36(2):159-164.
 34. Jeong YJ, Park DS. Validity of Ground Reaction Forces during Gait and Sit-to-Stand using the Nintendo Wii Balance Board in Healthy Subjects. *Journal of the Korean Society of Physical Medicine.* 2016;11(4):85-92.
 35. Shields CA, Needle AR, Rose WC, Swanik CB, Kaminski TW. Effect of elastic taping on postural control deficits in subjects with healthy ankles, copers, and individuals with functional ankle

- instability. *Foot Ankle Int.* 2013;34(10):1427-35.
36. Mckeon PO, Ingersoll CD, Kerrigan DC, Saliba E, Bennett BC, Hertel J. Balance Training Improves Function and Postural Control in Those with Chronic Ankle Instability. *Med Sci Sports Exerc.* 2008;40(10):1810-9.
 37. Rao S, Carter S. Regional plantar pressure during walking, stair ascent and descent. *Gait Posture.* 2012;36(2):265-70.
 38. Zhai JN, Wang J, Qiu YS. Plantar pressure differences among adults with mild flexible flatfoot, severe flexible flatfoot and normal foot when walking on level surface, walking upstairs and downstairs. *J Phys Ther Sci.* 2017;29(4):641-6.
 39. Newell T, Simon J, Docherty CL. Arch-Taping Techniques for Altering Navicular Height and Plantar Pressures During Activity. *J Athl Train.* 2015;50(8):825-32.
 40. Nolan D, Kennedy N. Effects of low-dye taping on plantar pressure pre and post exercise: an exploratory study. *BMC MusculoskeletDisord.* 2009; 10:40.
 41. Alavi-Mehr SM, Jafarnejadgero A, Salari-Esker F, Zago M. Acute effect of foot orthoses on frequency domain of ground reaction forces in male children with flexible flatfeet during walking. *The Foot.* 2018;37:77-84.
 42. Koh HLA, Lin WH, Kong PW. Comfort and Ground Reaction Forces in Flat-Footed Female Runners: Comparison of Low-Dye Taping versus Sham Taping. *J Sports Sci Med.* 2020;19(3):620-6.
 43. Moore C, Donovan L, Murray AM, Armstrong C, Glaviano NR. External ankle taping does not alter lower extremity side-step cut and straight sprint biomechanics in young adult males. *Sports Biomech.* 2020;19(3):395-410.