



Original Article

Influence of Heel Height on Patellofemoral and Ankle Joint Reaction Forces During Stair Ascent in Healthy Young Women

Sanghyuk Han¹, Soo-ji Han², Jusung Lee³, Hannah Rice⁴, and Jongchul Park^{5*}

¹Rehabilitation Department, Aspetar Orthopaedic and Sports Medicine Hospital

²Industry-University Cooperation Foundation, Pukyong National University

³Human Performance Laboratory, Descente Footwear R&D Center

⁴Department of Physical Performance, Norwegian School of Sport Sciences

⁵Division of Smart Healthcare, Pukyong National University

Article Info

Received 2026. 02. 28.

Revised 2026. 05. 02.

Accepted 2026. 05. 08.

Correspondence*

Jongchul Park

jcpark@pknu.ac.kr

Key Words

Heel height, Stair ascent,
Patellofemoral joint,
Ankle joint,
Musculoskeletal modeling

This work was supported by the
Global Joint Research Program
funded by the Pukyong National
University (202412400001).

PURPOSE This study aimed to examine how heel height affects patellofemoral and ankle joint reaction forces during stair ascent, using a musculoskeletal modeling approach in young adult women. **METHODS** Twenty healthy young women performed stair ascent under three heel height conditions (1, 5, and 7 cm). Three-dimensional kinematic data (200 Hz) and ground reaction force data (1,000 Hz) were collected. Musculoskeletal modeling was used to estimate patellofemoral and ankle joint reaction forces. Peak values during early and late stance for compressive and anterior-posterior components were analyzed. A one-way repeated measures ANOVA with Bonferroni-adjusted post hoc tests ($p < .017$) examined differences among conditions ($\alpha = .05$). **RESULTS** Vertical ground reaction forces showed no significant differences across heel conditions ($p > .05$). However, patellofemoral joint reaction forces rose notably with increased heel height. During early stance, compressive force was approximately 19% higher in the 7 cm condition and 37% higher in the 7 cm condition compared to the 1 cm condition ($p < .017$). In late stance, anterior-posterior components increased by 169% in the 7 cm condition ($p < .001$). Conversely, ankle compressive forces decreased as heel height increased ($p < .001$). In contrast, the anterior-posterior components increased significantly ($p < .017$). **CONCLUSIONS** Increasing heel height when climbing stairs results in higher reaction forces in the patellofemoral joint and alters ankle joint loading patterns. Although vertical ground reaction forces stay consistent across various conditions, the anterior-posterior propulsion component increases with taller heels. This suggests that wearing higher heels affects joint loading during stair ascent in young women.

서론

하이힐(high-heeled shoes)은 현대 여성에서 일상생활 및 직업 환경에서 빈번히 착용되는 신발 형태이다. 하이힐 착용은 발목을 지속적인 저축굴곡(plantar flexion) 상태로 유지시키며, 이에 따라 하지 정렬과 보행 역학에 변화를 유발한다. Ebbeling et al.(1994)은 하이힐

보행 시 발목 저축굴곡 증가와 함께 무릎 굴곡 각도, 수직 지면반력 및 제동력이 증가한다고 보고하였다. 또한 Nguyen et al.(2021)의 체계적 문헌고찰 및 메타분석에서는 하이힐 착용이 초기 입각기에서 무릎 굴곡 모멘트와 내반 모멘트를 증가시키는 경향이 있다고 제시하였다. 이러한 결과는 굽 높이 증가가 무릎 관절에 작용하는 기계적 요구를 변화시킬 수 있음을 시사한다.

무릎 굴곡 모멘트의 증가는 대퇴사두근의 수축 요구를 증가시키며, 이는 무릎 굴곡 각도와 상호작용하여 슬개대퇴관절(patellofemoral joint) 압축 부하를 증가시키는 주요 기전으로 설명된다(Brechter & Powers, 2002; Reilly & Martens, 1972). 특히 계단 오르기(stair

(CC) 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.

ascent)는 평지 보행에 비해 더 큰 무릎 굴곡 범위와 신전 모멘트를 요구하며, 이에 따라 슬개대퇴관절 부하 또한 유의하게 증가하는 것으로 보고되어 있다(Brechter & Powers, 2002). 유한요소해석을 활용한 연구에서는 계단 오르기 시 무릎 굴곡 각도 증가에 따라 슬개대퇴관절 접촉면적과 접촉압(contact pressure)이 변화하는 것으로 보고되었다(Wang et al., 2023). 또한 Kerrigan et al.(2001)은 굽이 있는 신발 착용 시 무릎 굴곡 모멘트가 증가한다고 보고하였다.

발목관절 역시 하이힐 착용의 직접적인 영향을 받는 관절이다. 지속적인 저축굴곡 상태는 발목관절의 정렬과 하중 전달 경로를 변화시키며, 이는 관절 내부의 기계적 환경에 영향을 줄 수 있다. 계단 오르기 동안 발목관절은 추진기에서 중요한 역할을 수행하며, 전후 방향(anterior-posterior, AP) 하중 성분의 변화가 관절 반력 특성에 영향을 미칠 가능성이 있다. 그러나 하이힐 조건에서 계단 오르기 수행 시 발목관절에 작용하는 내부 반력을 정량적으로 분석한 연구는 상대적으로 제한적으로 보고되어 왔다. 이러한 점을 고려할 때, 하이힐 착용 시 하지 관절 중 무릎과 발목 관절은 역학적 변화가 집중적으로 발생하는 주요 관절로 판단되며, 무릎 관절에서는 특히 슬개대퇴관절이 주요한 하중 전달 부위로 작용하므로, 본 연구에서는 슬개대퇴관절과 발목관절을 중심으로 내부 하중 특성을 분석하고자 하였다.

하이힐 착용의 하지 역학을 분석한 선행연구들 중 상당수는 지면반력(ground reaction force)이나 순관절 모멘트(net joint moment)와 같은 외적 하중 지표를 중심으로 보고되어 왔다(Ebbeling et al., 1994; Nguyen et al., 2021). 이러한 지표는 관절 수준의 기계적 요구를 이해하는 데 유용하지만, 실제 관절면에서 발생하는 내부 반력(joint reaction force)을 직접적으로 반영하지는 않는다. 특히 관절 하중은 근육력에 의해 크게 결정되는 것으로 보고되었으며(Herzog et al., 2003), 이러한 점에서 근육력을 고려한 분석이 필요하다. 최근에는 근골격계 모델링(musculoskeletal modeling)을 통해 근육력을 추정하고 이를 기반으로 관절 반력을 산출할 수 있는 방법이 제시되었으며(Delp et al., 2007; Sinclair et al., 2019), 이를 통해 관절 내부 하중을 보다 직접적으로 평가할 수 있다.

또한 계단 보행 상황에서 슬개대퇴관절 하중을 분석한 연구도 존재하나(Brechter & Powers, 2002; Fok et al., 2013), 하이힐 착용 조건에서 서로 다른 굽 높이에 따른 관절 반력을 근골격계 모델링을 통해 비교 분석한 연구는 제한적으로 보고되어 왔다. 본 연구에서는 선행연구에서 사용된 굽 높이 범위를 참고하여 낮은 굽부터 높은 굽까지의 조건을 비교할 수 있도록 1 cm, 5 cm, 7 cm의 굽 높이를 설정하였다(Ho et al., 2012; Hsue & Su, 2009).

따라서 본 연구의 목적은 건강한 젊은 여성을 대상으로 서로 다른 굽 높이(1 cm, 5 cm, 7 cm)의 하이힐을 착용한 상태에서 계단 오르기 동안의 슬개대퇴관절 및 발목관절 반력을 근골격계 모델링을 통해 분석하는 데 있다. 또한 지면반력과 관절 반력을 함께 제시함으로써 굽 높이에 따른 하지 관절의 외적 및 내적 하중 특성을 종합적으로 제시하고자 한다. 본 연구에서는 굽 높이가 증가함에 따라 슬개대퇴관절 반력은 증가할 것으로 예상되며, 발목관절 반력 또한 굽 높이에 따라 변화할 것으로 가정하였다.

연구방법

연구대상

본 연구에는 실험 측정일을 기준으로 최근 3개월 이내 하지 근골격계 손상 이력이 없고, 계단 오르기 수행에 이상이 없는 건강한 성인 여성 20명이 참여하였다. 또한 실험 조건의 통제를 위하여 신발 사이즈가 230 mm 또는 235 mm인 대상으로 선정하였다.

연구대상자의 평균 연령은 24.0 ± 1.3 yrs., 신장은 160.0 ± 4.4 cm, 체중은 53.1 ± 5.7 kg이었다. 모든 대상자는 연구의 목적과 절차에 대한 충분한 설명을 들은 후 자발적으로 연구 참여에 동의하였으며, 실험 전 서면 동의서를 제출하였다. 본 연구는 P 대학교 생명윤리 위원회(Institutional Review Board, IRB)의 승인을 받아 수행되었다(IRB No. 1041386202202-HR-15-02).

실험 장비 및 절차

본 연구는 P 대학교 스포츠과학연구실에서 수행되었다. 계단 오르기 동작 분석을 위하여 3차원 동작분석 시스템(Qualisys Oqus 7+, Sweden)과 지면반력 측정기(FP4060-08; Bertec, OH, USA)를 동기화하여 사용하였다. 운동학 자료는 9대의 적외선 카메라를 이용하여 200 Hz로 수집하였으며, 지면반력 자료는 1,000 Hz로 동시 수집하였다.

계단은 직육면체 모형 6개(가로 60 cm×세로 40 cm×높이 18 cm)를 연결하여 제작된 3단 구조로 구성하였으며, 중앙 단계 지면반력 측정기를 매립하였다(Fig. 1A). 실험 전 동작분석 시스템의 전역 좌표계(global coordinate system)를 설정하고 L-frame과 Wand를 이용하여 공간 캘리브레이션을 실시하였다.

대상자는 신체에 밀착되는 실험복을 착용한 후 Helen Hayes marker set을 기반으로 주요 해부학적 지점에 총 34개의 반사 마커

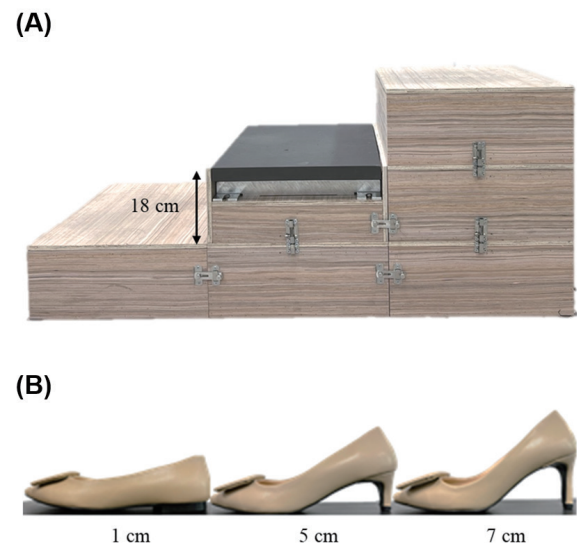


Fig. 1. (A) Three-step staircase with an embedded force plate. (B) High-heeled shoes used in the experiment (Park et al., 2024)

를 부착하였다. 마커는 경추 7번 극돌기, 흉쇄관절, 견봉, 천골, 전상장골극, 후상장골극, 대퇴 외측 및 내측 상과, 내외측 복사뼈, 제1 및 제5 중족골두, 발뒤꿈치 등에 부착되었으며, 각 분절의 움직임을 추적하기 위해 추가 마커를 포함하였다.

이후 해부학적 자세를 유지한 상태에서 5초간 정적 촬영(static trial)을 실시하여 관절 중심점을 추정하였다.

실험에 사용된 신발은 동일 제조사의 동일 디자인으로 굽 높이 1 cm, 5 cm, 7 cm 조건으로 구성하였다(Fig. 1B). 신발 착용 순서는 무작위로 배정하였으며, 각 조건에서 최소 10번 이상의 계단오르기 적응 및 연습 시간을 제공하였다. 또한 각 조건 간 측정 사이에는 약 1-2분의 휴식 시간을 제공하여 근 피로의 영향을 최소화하였다.

대상자는 각 굽 높이 조건에서 계단 오르기 동작을 3회 수행하였다. 우세발은 계단 오르기 시 첫 번째로 사용하는 발로 정의하였으며, 모든 대상자가 오른발을 사용하여 오른발을 분석에 포함하였다. 계단 오르기 동작은 대상자의 선호 속도로 자연스럽게 수행하도록 지시하였다. 실험 중 대상자의 안전을 최우선으로 고려하였으며, 수행이 어려운 경우 즉시 실험을 중단하였다.

자료처리

수집된 운동학 자료는 Qualisys Track Manager (v2020.2, Qualisys, Sweden)에서 반사 마커를 인식하고 결측 데이터를 보정한 후 C3D 파일로 변환하였다. 이후 모든 자료 처리는 MATLAB (R2021a, MathWorks, USA) 환경에서 OpenSim API(version 4.3, Stanford University, USA)를 기반으로 수행하였다.

지면반력 및 운동학 데이터는 전역 좌표계를 기준으로 분석하였다. 좌표계는 오른손 법칙(right-hand rule)에 따라 정의하였으며, 수직, 전후, 내외 방향으로 분해하였다. 수직 성분은 상방을 양(+)의 방향으로, 전후 성분은 진행 방향을 기준으로 전방을 양(+)의 방향으로, 내외 성분은 외측을 양(+)의 방향으로 정의하였다.

운동학 데이터는 4차 Butterworth 저역통과필터(cut-off frequency: 15 Hz)를 적용하여 평활화하였으며, 지면반력 데이터는 4차 Butterworth 저역통과필터(cut-off frequency: 20 Hz)를 적용하여 필터링하였다(Donnelly et al., 2012; Weinhandl et al., 2013).

지면반력의 수직 성분이 20 N을 초과하는 시점을 초기 접촉(initial contact)으로 정의하였으며, 20 N 이하로 감소하는 시점을 발 이탈(toe-off)로 정의하였다. 분석 구간은 초기 접촉부터 발 이탈 시점까지로 설정하였다.

근골격계 모델링

Rajagopal et al.(2016)의 전신 근골격계 모델을 기반으로 대상자별 스케일링을 실시하였다. Rajagopal 모델은 건강한 성인의 보행 시뮬레이션을 위해 개발된 모델로, 하지 근육 기하학(lower-extremity muscle geometry)과 근육 구동 시뮬레이션(muscle-driven simulation)에 구현이 가능한 구조로 설계된 모델이다. 또한 본 모델은 무릎 굴곡각(knee flexion angle)에 따라 경골대퇴관절(tibiofemoral joint) 및 슬개대퇴관절의 운동학이 결정되도록(parameterized) 구성되어 있으며, 슬개골을 통한 힘 전달 기전(patellar force transmission mechanism)이 반영되어 있다

(Rajagopal et al., 2016).

역운동학(Inverse Kinematics)을 통해 관절 각도를 산출한 후, 역동역학(Inverse Dynamics)을 이용하여 관절 모멘트를 계산하였다. 이후 Uhlrich et al.(2022)의 custom MATLAB-OpenSim static optimization pipeline을 기반으로 정적 최적화(Static Optimization)를 수행하여 근육력을 추정하였다. 정적 최적화에서는 각 시점에서 근육 활성도의 제곱합을 최소화하는 비용함수를 사용하였으며, 이는 다음과 같이 표현된다(Eq. 1).

$$\min \sum_{i=1}^n a_i^2 \quad \dots\dots \text{Eq. 1.}$$

a_i 는 i 번째 근육의 활성도를 의미한다. 최적화 과정에서는 역동역학으로부터 산출된 관절 모멘트를 만족하도록 근육력과 보조구동기(reserve actuator)의 출력을 동시에 추정하였다(Uhlrich et al., 2022). 본 연구에서는 관절 모멘트 불일치를 최소화하기 위해 최소한의 보조 구동기를 허용하였으며, 그 크기는 근육력 추정을 보조하는 수준으로 제한하였다. 또한 해당 pipeline의 설정에 따라 계산 효율성을 위해 반대측 하지의 근육은 제거하고, 해당 좌표에는 coordinate actuator를 적용하였다.

정적 최적화 결과를 바탕으로 OpenSim의 Joint Reaction 분석을 수행하여 슬개대퇴관절 및 발목관절의 관절 반력을 산출하였다. 관절 반력은 관절 중심에서 계산된 힘으로, 근육력과 외력을 모두 포함한 내부 하중으로 정의된다. Joint Reaction 분석에서는 반력을 child body에 작용하는 힘으로 계산하고 child frame 기준으로 표현하였다. 이에 따라 슬개대퇴관절 변수는 슬개골에 작용하는 반력 성분을 슬개골에 고정된 국소 좌표계(local coordinate system)에서 표현한 값으로 해석하였다. 각 방향 성분은 근육력과 외력이 결합된 관절 반력 벡터를 국소 좌표계에서 분해하여 표현한 값으로, 해부학적 전후 방향 하중으로 직접 해석하는 데에는 제한이 있다. 본 연구에서 산출된 슬개대퇴관절 반력은 이러한 성분 값을 기반으로 도출된 것으로, 관절면에서의 실제 접촉압을 직접 나타내는 값은 아니다. 산출된 힘 값은 체중으로 정규화하였으며, 초기 지지기(early stance)와 후기 지지기(late stance)에서의 최대값을 분석에 사용하였다.

통계 분석

본 연구의 모든 자료는 평균(mean)과 표준편차(standard deviation)로 제시하였다. 본 연구에서 분석한 종속변수는 지면반력(수직 성분의 제1 및 제2 최대값, 전후 성분의 제동(braking) 및 추진(propulsion) 최대값), 슬개대퇴관절 반력(초기 지지기 시 수직 및 전후 성분 최대값과 후기 지지기 시 전후 성분 최대값), 발목관절 반력(초기 지지기 시 수직 및 전후 성분 최대값과 후기 지지기 시 수직 및 전후 성분 최대값)으로 설정하였다. 서로 다른 굽 높이 조건(1 cm, 5 cm, 7 cm)에 따른 변인의 차이를 검증하기 위하여 반복측정 일원분산분석(one-way repeated measures ANOVA)을 실시하였다.

분산분석에서 유의한 차이가 나타난 경우, 사후검증은 Bonferroni 보정 방법을 적용하였으며, 보정된 유의수준은 $p < .0167$ 로 설정하였다. 통계적 유의수준은 $\alpha = .05$ 로 설정하였다. 모든 통계 분석은 SPSS (version 26, IBM Corp., USA)를 사용하여 수행하였다.

연구 결과

지면반력

굽 높이에 따른 지면반력의 결과와 정규화 된 시간에 따른 변화는 다음과 같다(Table 1, Fig. 2). 수직 지면반력 제1최대값과 제2최대값에서는 굽 높이에 따른 유의한 차이가 나타나지 않았다($p=.646$, $p=.803$). 전후 방향 제동 최대값에서도 유의한 차이는 나타나지 않았다($p=.796$). 반면, 전후 방향 추진 최대값에서는 굽 높이에 따른 유의한 차이가 나타났다($p<.001$). 5 cm 조건은 1 cm 조건보다 약 15% 높았으며, 7 cm 조건은 1 cm 조건보다 약 27% 높은 값을 나타냈다. 7 cm 조건은 5 cm 조건보다 평균적으로 약 10% 높았으나, 이 차이는 통계적으로 유의하지 않았다($p=.051$).

슬개대퇴관절 반력

굽 높이 변화에 따른 슬개대퇴관절의 반력에 대한 결과는 다음과 같다(Table 2, Fig. 3). 초기 지지기 압축 반력에서 굽 높이에 따른 유의한 차이가 나타났다($p<.001$). 5 cm 조건은 1 cm 조건보다 약 19% 높은 값을 나타냈으며, 7 cm 조건은 1 cm 조건보다 약 37% 높은 값으로 나타났다. 또한 7 cm 조건은 5 cm 조건보다 약 14% 높은 값을 나타냈다($p=.005$).

초기 지지기 전후 성분 최대값에서도 유의한 차이가 나타났다($p=.005$). 7 cm 조건은 1 cm 조건보다 약 11% 높은 값을 나타냈으며($p=.015$), 5 cm 조건은 다른 조건과 유의한 차이를 보이지 않았다.

후기 지지기 전후 성분 최대값에서도 유의한 차이가 나타났다($p<.001$). 5 cm 조건은 1 cm 조건보다 약 81% 높은 값을 나타냈으며, 7 cm 조건은 1 cm 조건보다 약 169% 높은 값을 나타냈다. 또한 7 cm 조건은 5 cm 조건보다 약 48% 높은 값을 나타냈다($p=.006$).

발목관절 반력

굽 높이 변화에 따른 발목관절의 반력에 대한 결과는 다음과 같다(Table 2, Fig. 4). 초기 지지기 압축 반력에서 굽 높이에 따른 유의한 차이가 나타났다($p<.001$). 사후검증 결과, 5 cm 및 7 cm 조건은 1 cm 조건보다 유의하게 낮은 값을 보였으며($p=.003$), 7 cm 조건은 5 cm 조건보다도 유의하게 낮았다.

후기 지지기 압축 반력에서도 유의한 차이가 나타났다($p<.001$; Table 2). 사후검증 결과, 7 cm 조건은 1 cm 조건보다 유의하게 낮은 값을 나타냈으며($p=.002$), 5 cm 조건은 1 cm 조건과 유의한 차이를 보이지 않았다.

초기 지지기 전후 성분 최대값에서도 굽 높이에 따른 유의한 차이가 나타났다($p<.001$; Table 2). 사후검증 결과, 7 cm 조건은 1 cm 및 5 cm 조건보다 유의하게 높은 값을 나타냈으며($p=.001$), 5 cm와

Table 1. Peak ground reaction forces (GRF) during stair ascent under different heel height conditions

(Mean±SD)

Variable	Heel 1 cm	Heel 5 cm	Heel 7 cm	<i>p</i>	partial η^2
1 st peak vertical GRF (BW)	1.09±0.04	1.09±0.06	1.09±0.05	.646	.023
2 nd peak vertical GRF(BW)	1.13±0.08	1.13±0.13	1.14±0.16	.803	.011
Peak braking GRF (BW)	-0.11±0.02	-0.11±0.03	-0.11±0.02	.796	.012
Peak propulsion GRF (BW)	0.08±0.02	0.09±0.02	0.10±0.02	<.001	.532

p values represent main effects from one-way repeated-measures ANOVA.

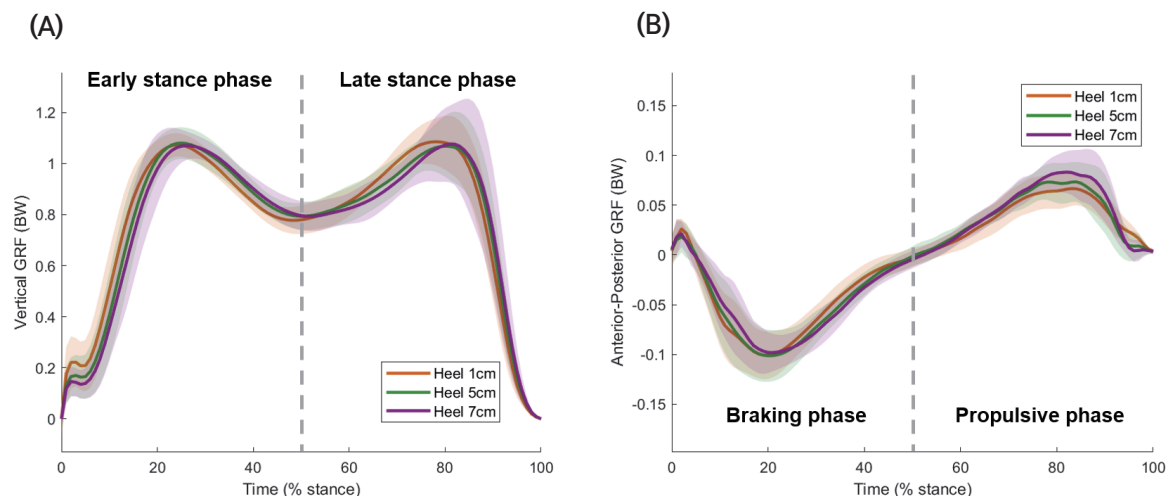


Fig. 2. Mean ground reaction force (GRF) during stair ascent under three heel height conditions (1 cm, 5 cm, and 7 cm). (A) Vertical GRF and (B) anterior-posterior GRF across the stance phase: shaded areas represent standard deviation

Table 2. Peak internal joint reaction forces during stair ascent under different heel height conditions(Mean $\pm$ SD)

Joint	Variable	Heel 1 cm	Heel 5 cm	Heel 7 cm	<i>p</i>	partial η^2
Patellofemoral joint	Early compressive (BW)	1.67 $\pm$ 0.53	1.99 $\pm$ 0.50	2.28 $\pm$ 0.57	<.001	.577
	Early AP (BW)	6.98 $\pm$ 1.39	7.23 $\pm$ 0.96	7.74 $\pm$ 0.92	.005	.242
	Late AP (BW)	0.58 $\pm$ 0.31	1.06 $\pm$ 0.82	1.56 $\pm$ 0.87	<.001	.537
Ankle joint	Early compressive (BW)	3.48 $\pm$ 0.71	2.50 $\pm$ 0.43	2.17 $\pm$ 0.28	<.001	.726
	Late compressive (BW)	6.57 $\pm$ 0.71	6.08 $\pm$ 0.96	5.72 $\pm$ 0.99	<.001	.887
	Early AP (BW)	0.41 $\pm$ 0.31	0.50 $\pm$ 0.24	0.69 $\pm$ 0.21	<.001	.449
	Late AP (BW)	-0.93 $\pm$ 0.48	-0.03 $\pm$ 0.38	0.39 $\pm$ 0.25	.001	.319

Early and late refer to peak values during the acceptance and propulsion phases, respectively. Compressive indicates joint compressive force; AP indicates anterior-posterior component. *p* values represent main effects from one-way repeated-measures ANOVA.

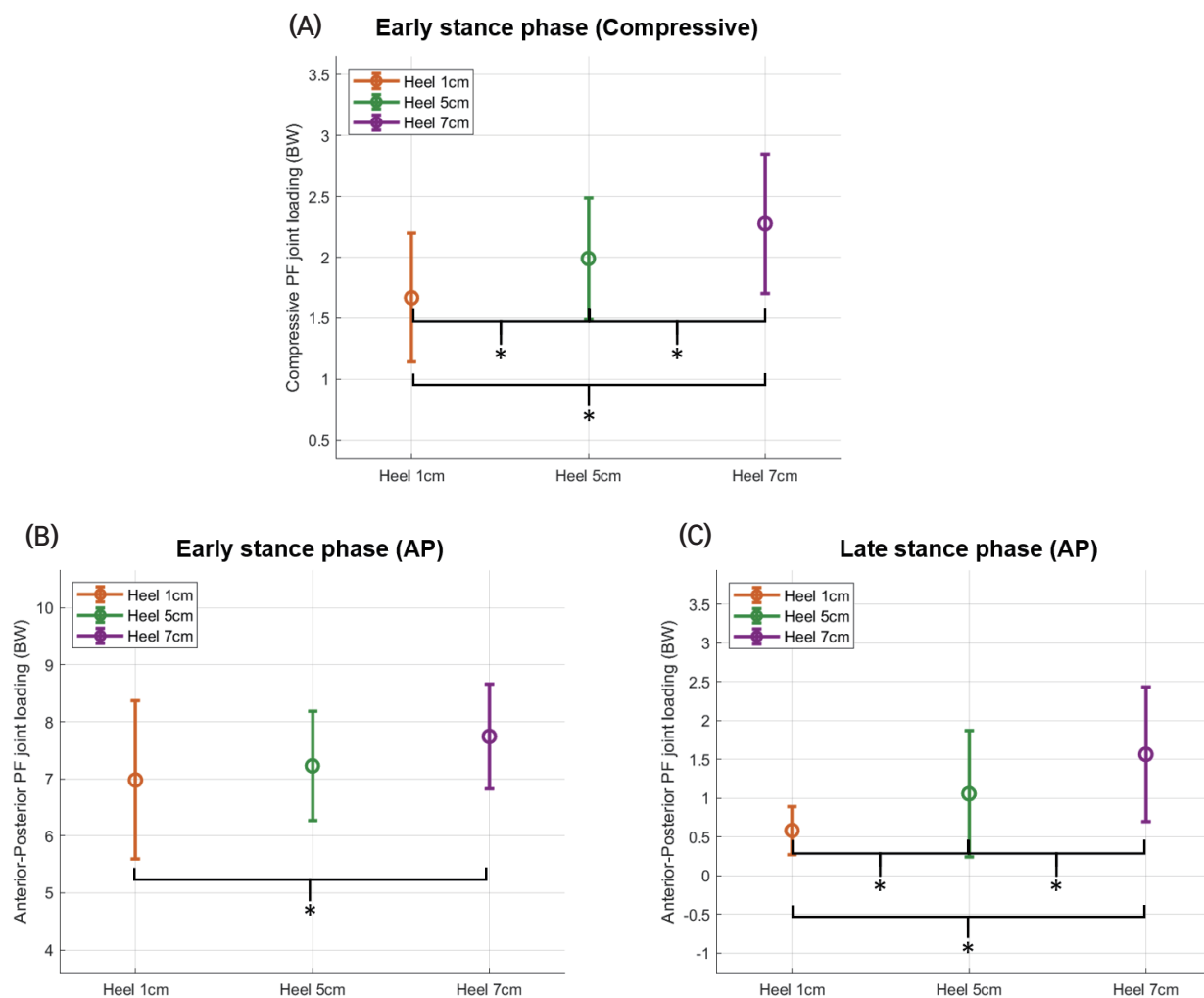


Fig. 3. Patellofemoral joint reaction forces under heel height conditions (1 cm, 5 cm, and 7 cm). (A) Early stance compressive component, (B) early stance anterior-posterior (AP) component, and (C) late stance AP component. Data are presented as mean and standard deviation. * indicates significant differences in post hoc comparisons with Bonferroni correction ($p < .017$)

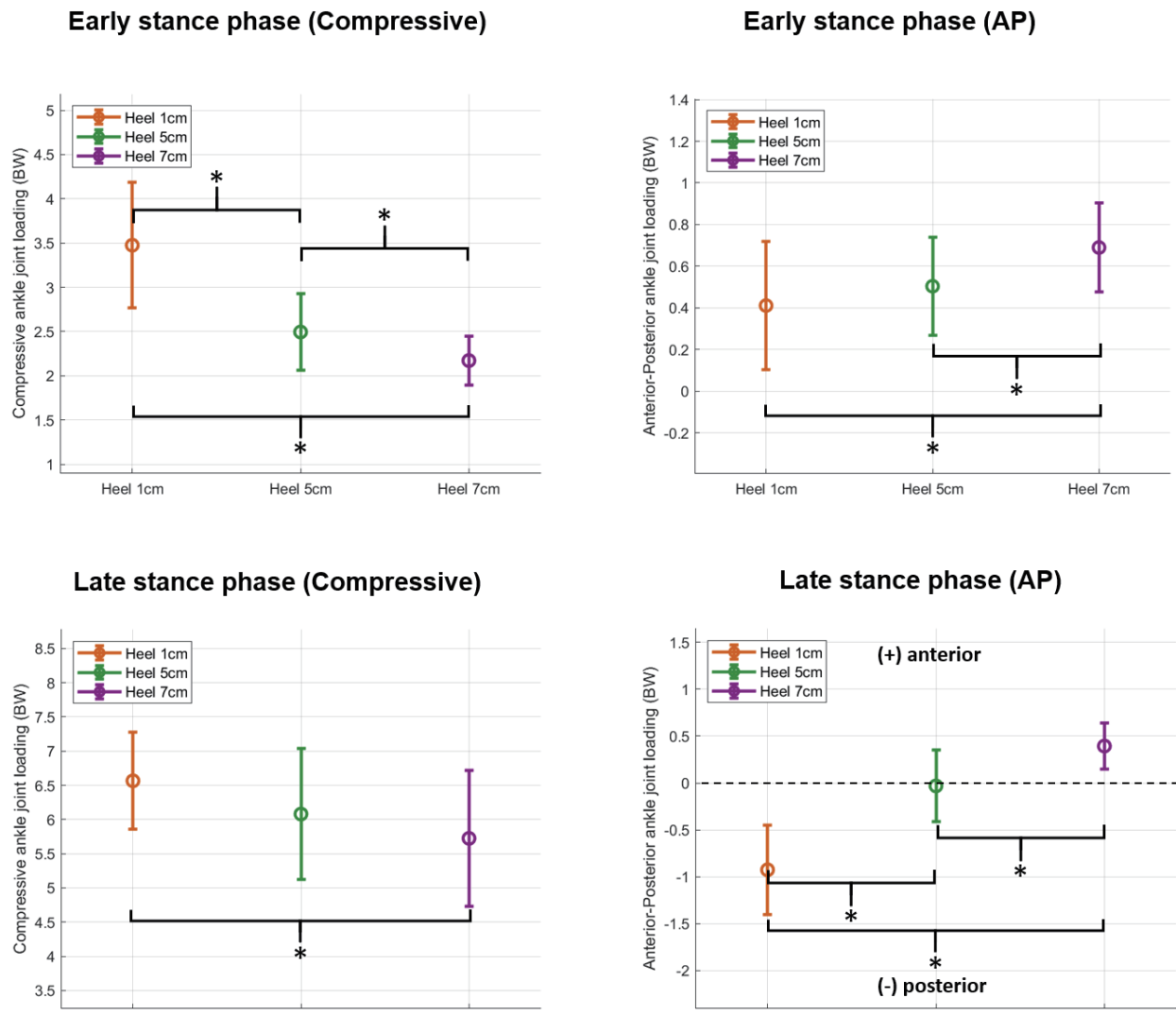


Fig. 4. Ankle joint reaction forces under heel height conditions (1 cm, 5 cm, and 7 cm). (A) Early stance compressive component, (B) early stance anterior-posterior (AP) component, (C) late stance compressive component, and (D) late stance AP component. Data are presented as mean and standard deviation. * indicates significant differences in post hoc comparisons with Bonferroni correction ($p < .017$)

1 cm 조건 간에는 유의한 차이가 나타나지 않았다.

후기 지지기 전후 성분 최대값에서도 유의한 차이가 나타났다($p = .001$; Table 2). 사후검증 결과, 5 cm 및 7 cm 조건은 1 cm 조건보다 유의하게 높은 값을 나타냈으며($p < .001$), 7 cm 조건은 5 cm 조건보다도 유의하게 높았다(Fig. 4).

논 의

본 연구는 서로 다른 굽 높이 조건에서 계단 오르기 수행 시 슬개대퇴관절 및 발목관절 반력의 변화를 근골격계 모델링을 통해 분석하였다. 굽 높이가 증가함에 따라 슬개대퇴관절 반력이 증가할 것이라는 가설은 부분적으로 지지되었으며, 발목관절 반력 또한 크기와 방향

측면에서 조건 간 차이를 보였다.

굽 높이가 증가함에 따라 슬개대퇴관절 압축 반력은 유의하게 증가하였다. 초기 지지기에서 5 cm 및 7 cm 조건은 1 cm 조건 대비 각각 약 19% 및 37% 높은 값을 나타냈으며, 7 cm 조건은 5 cm 조건보다도 유의하게 높았다. 계단 오르기 동작은 평지 보행에 비해 더 큰 무릎 굴곡 각도와 신전 모멘트를 요구하는 과제로 보고되어 있으며(Brechter & Powers, 2002), 이러한 기계적 요구는 슬개대퇴관절 반력 증가와 밀접하게 관련된다. 또한 하이힐 착용 시 초기 입각기에서 무릎 굴곡 모멘트가 증가한다는 보고(Nguyen et al., 2021)는 굽 높이가 증가가 대퇴사두근 수축 요구를 변화시킬 가능성을 시사한다. 슬개대퇴관절 반력은 무릎 굴곡 각도와 대퇴사두근 힘의 상호작용에 의해 결정되므로(Reilly & Martens, 1972), 본 연구에서 관찰된 압축 성분 증가는 이러한 역학적 기전과 일관되는 결과로 해석될 수 있다.

전후 방향 성분에서는 후기 지지기에서 더욱 큰 변화가 관찰되었다. 5 cm 조건은 1 cm 대비 약 81%, 7 cm 조건은 약 169% 높은 값을 나타냈으며, 7 cm 조건은 5 cm 조건보다도 유의하게 높았다. 계단 오르기 추진 구간은 무릎 신전 모멘트와 대퇴사두근 활성 요구가 증가하는 시기로 보고되어 있으며(Brechter & Powers, 2002), 굽 높이에 따라 슬개대퇴관절 반력의 전후 방향 성분 변화가 관찰되었다. 다만 본 연구에서 제시된 전후 방향 성분은 슬개골에 고정된 국소 좌표계에서 관절 반력 벡터를 각 방향으로 분해한 값으로, 이를 해부학적 전후 방향 하중의 증가로 직접 해석하는 데에는 제한이 있다. 또한 해당 값은 근육력과 외력이 결합된 관절 반력의 성분으로, 특히 대퇴사두근 및 슬개건에 의해 발생하는 힘이 국소 좌표계에서 전후 방향으로 투영되면서 상대적으로 크게 나타날 수 있다. 기존 연구에서는 보행(Ho et al., 2012)이나 계단 내리기(Xue et al., 2025) 상황에서 굽 높이 증가에 따른 슬개대퇴관절 하중 증가가 보고된 바 있으며, 본 연구에서도 유사한 하중 증가 경향이 관찰되었다. 본 연구는 계단 오르기 상황에서 지지기 구간을 구분하여 분석하였으며, 특히 추진 구간에서 전후 방향 성분의 증가를 확인하였다는 점에서 관련 선행연구의 해석을 확장하는 결과로 판단된다.

슬개대퇴관절과는 달리, 발목관절 압축 반력은 굽 높이가 증가할수록 감소하는 양상을 보였다. 초기 지지기에서 5 cm 및 7 cm 조건은 1 cm 조건보다 낮은 값을 나타냈으며, 7 cm 조건은 5 cm 조건보다도 유의하게 낮았다. 후기 지지기에서도 7 cm 조건은 1 cm 조건보다 낮은 압축 하중을 보였다. 하이힐 착용은 발목을 지속적인 저축굴곡 상태로 유지시키는 것으로 보고되어 있으며(Ebbeling et al., 1994), 이는 발목관절의 정렬 및 하중 전달 경로에 변화를 초래할 수 있다. 또한 계단 과제에서 굽 높이는 하지 관절 역학을 변화시키는 요인으로 제시되어 왔으며(Wang et al., 2025), 본 연구 결과는 계단 오르기 상황에서 굽 높이 증가가 발목관절의 수직 압축 하중 분포에 영향을 줄 수 있음을 보여준다.

전후 방향 성분에서는 다른 양상이 관찰되었다. 초기 지지기에서 7 cm 조건은 1 cm 및 5 cm 조건보다 높은 값을 나타냈으며, 후기 지지기에서는 5 cm 및 7 cm 조건 모두 1 cm 조건보다 높은 값을 보였다. 이러한 결과는 굽 높이 증가가 발목관절 반력의 크기뿐 아니라 각 방향 성분 분포에도 영향을 미칠 수 있음을 시사한다. 계단 오르기 동작은 추진기에서 발목 저축굴곡근의 기여가 중요한 과제로 알려져 있으며(Brechter & Powers, 2002), 굽 높이 증가로 인해 발목이 지속적인 저축굴곡 상태를 유지함에 따라(Ebbeling et al., 1994) 발목관절의 기계적 레버암과 근육 작용 방향이 변화했을 가능성이 있다. 이러한 변화는 관절 반력 벡터의 방향성 분포에 영향을 주어 전후 방향 성분 증가로 나타났을 것으로 해석된다.

한편, 본 연구에서는 수직 지면반력에서는 조건 간 유의한 차이가 나타나지 않았으나, 관절 반력에서는 뚜렷한 차이가 확인되었다. 슬개대퇴관절 응력을 계단 보행에서 분석한 연구(Brechter & Powers, 2002)에서도 외적 모멘트 변화와 내부 응력의 관계가 단순하지 않음을 보고한 바 있다. 또한 슬개대퇴관절 골관절염 환자를 대상으로 한 연구에서는 계단 보행 시 무릎 신전 모멘트와 슬개대퇴관절 반응력이 감소하는 보상 전략이 관찰되었다(Fok et al., 2013). 이러한 결과들은 외적 하중 지표가 내부 관절 하중을 직접적으로 대변하지 않을 수 있음을 시사한다. 내부 하중은 지면반력뿐 아니라 관절 모멘트와 이를 상쇄하기 위한 근육력의 영향을 동시에 받는다. 특히 계단 오르기 와 같이 근육 요구도가 높은 과제에서는 근육력이 관절 반력 형성에

중요한 기여를 한다. 본 연구에서 외적 하중과 내부 하중의 변화 양상이 상이하게 나타난 결과는 이러한 생체역학적 특성을 반영하는 것으로 해석된다.

본 연구에는 몇 가지 제한점이 있다. 첫째, 계단 오르기 동작은 대상자의 선호 속도로 수행되어 수행 속도의 차이가 관절 모멘트 및 근육력 요구에 영향을 미쳤을 가능성이 있다. 선행연구에 따르면 보행 속도의 변화는 하지 관절의 기계적 요구와 관절 파워에 영향을 미치는 것으로 보고된 바 있다(Steiner & Boyer, 2021). 둘째, 근육력은 정적 최적화 기법을 통해 추정된 값으로 실제 신경근 조절 전략이나 근육 간 동시수축을 충분히 반영하지 못할 수 있다. 셋째, 본 연구에서 제시된 관절 반력은 근골격계 모델을 기반으로 추정된 값으로, 실제 관절면에서의 접촉 압력이나 연골 응력을 직접 측정할 수 없다.

결론 및 제언

본 연구는 굽 높이에 따른 계단 오르기 수행 시 슬개대퇴관절 및 발목관절 반력의 변화를 분석하였다. 굽 높이가 증가함에 따라 슬개대퇴관절 압축 반력은 증가하고, 전후 방향 성분에서도 증가 경향이 나타난 반면, 발목관절 압축 반력은 감소하고 전후 방향 성분은 증가하는 양상을 보였다. 수직 지면반력에서는 조건 간 차이가 나타나지 않았으나, 관절 반력에서는 유의한 변화가 확인되었다. 이러한 결과는 계단 오르기와 같은 기능적 과제에서 굽 높이가 하지 관절의 내부 하중 특성에 영향을 미칠 수 있음을 시사한다.

향후 연구에서는 보행 속도와 같은 변수를 통제된 조건에서 굽 높이에 따른 관절 하중 변화를 분석할 필요가 있으며, 근골격계 모델링 결과를 기반으로 실제 임상적 지표와의 연계를 검토하는 연구가 요구된다.

CONFLICT OF INTEREST

논문 작성에 있어서 어떠한 조직으로부터 재정을 포함한 일체의 지원을 받지 않았으며 논문에 영향을 미칠 수 있는 어떠한 관계도 없음을 밝힌다.

AUTHOR CONTRIBUTION

Conceptualization: Sanghyuk Han, Jongchul Park, Hannah Rice, Data curation: Soo-ji Han, Jusung Lee, Formal analysis: Sanghyuk Han, Jusung Lee, Methodology: Sanghyuk Han, Soo-ji Han, Project administration: Sanghyuk Han, Jongchul Park, Visualization: Sanghyuk Han, Jusung Lee, Writing - original draft: Sanghyuk Han, Soo-ji Han, Writing - review & editing: Hannah Rice, Jongchul Park, Sanghyuk Han

참고문헌

- Brechter, J. H., & Powers, C. M. (2002). Patellofemoral joint stress during stair ascent and descent in persons with and without patellofemoral pain. *Gait & Posture*, 16(2), 115–123.
- Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., Guendelman, E., & Thelen, D. G. (2007). OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(11), 1940–1950.
- Donnelly, C. J., Lloyd, D. G., Elliott, B. C., & Reinbolt, J. A. (2012). Optimizing whole-body kinematics to minimize valgus knee loading during sidestepping: implications for ACL injury risk. *Journal of Biomechanics*, 45(8), 1491–1497.
- Ebbeling, C. J., Hamill, J., & Crussemeyer, J. A. (1994). Lower extremity mechanics and energy cost of walking in high-heeled shoes. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 19(4), 190–196.
- Fok, L. A., Schache, A. G., Crossley, K. M., Lin, Y. C., & Pandy, M. G. (2013). Patellofemoral joint loading during stair ambulation in people with patellofemoral osteoarthritis. *Arthritis & Rheumatism*, 65(8), 2059–2069.
- Herzog, W., Longino, D., & Clark, A. (2003). The role of muscles in joint adaptation and degeneration. *Langenbeck's Archives of Surgery*, 388(5), 305–315.
- Ho, K. Y., Blanchette, M. G., & Powers, C. M. (2012). The influence of heel height on patellofemoral joint kinetics during walking. *Gait & Posture*, 36(2), 271–275.
- Hsue, B. J., & Su, F. C. (2009). Kinematics and kinetics of the lower extremities of young and elder women during stairs ascent while wearing low and high-heeled shoes. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(6), 1071–1078.
- Kerrigan, D. C., Lelas, J. L., & Karvosky, M. E. (2001). Women's shoes and knee osteoarthritis. *The Lancet*, 357(9262), 1097–1098.
- Nguyen, L. Y., Harris, K. D., Morelli, K. M., & Tsai, L. C. (2021). Increased knee flexion and varus moments during gait with high-heeled shoes: A systematic review and meta-analysis. *Gait & Posture*, 85, 117–125.
- Park, S. H., Park, J. C., Ryu, J. H., & Park, J. M. (2024). Biomechanical Comparison of Stair Climbing Behavior with Different Heel Heights in High-Heeled Shoes in Adult Women. *Korean Journal of Sport Science*, 35(3), 567–574.
- Rajagopal, A., Dembia, C. L., DeMers, M. S., Delp, D. D., Hicks, J. L., & Delp, S. L. (2016). Full-body musculoskeletal model for muscle-driven simulation of human gait. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 63(10), 2068–2079.
- Reilly, D. T., & Martens, M. (1972). Experimental analysis of the quadriceps muscle force and patello-femoral joint reaction force for various activities. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 43(2), 126–137.
- Sinclair, J., Brooks, D., & Butters, B. (2019). Effects of different heel heights on lower extremity joint loading in experienced and inexperienced users: A musculoskeletal simulation analysis. *Sport Sciences for Health*, 15(1), 237–248.
- Steiner, E., & Boyer, K. A. (2021). Speed impacts joint power and work while walking in high heeled shoes. *Footwear Science*, 13(1), 19–27.
- Uhlrich, S. D., Jackson, R. W., Seth, A., Kolesar, J. A., & Delp, S. L. (2022). Muscle coordination retraining inspired by musculoskeletal simulations reduces knee contact force. *Scientific Reports*, 12(1), 9842.
- Wang, X., Liu, H., Dong, Z., Chen, X., Xu, C., Ji, G., Kang, H., & Wang, F. (2023). Contact area and pressure changes of patellofemoral joint during stair ascent and stair descent. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 24(1), 767.
- Wang, Y., Yan, X., Ma, G., Sun, W., Xu, H., & Wang, J. (2025). Effect of heel height on lower limb biomechanics during stair descent in young women: a laboratory study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 26(1), 556.
- Weinhandl, J. T., Earl-Boehm, J. E., Ebersole, K. T., Huddleston, W. E., Armstrong, B. S., & O'Connor, K. M. (2013). Anticipatory effects on anterior cruciate ligament loading during sidestep cutting. *Clinical Biomechanics*, 28(6), 655–663.
- Xue, S., Yan, X., Mao, D., Ma, G., Wang, J., & Sun, W. (2025). Effect of heel height on patellofemoral joint stress during stair descent. *Scientific Reports*, 15(1), 14474.

젊은 성인 여성의 계단 오르기 시 굽 높이가 슬개대퇴관절 및 발목관절 반력에 미치는 영향

한상혁¹, 한수지², 이주성³, 라이스 한나⁴, 박종철^{5*}

¹카타르 도하 아스페타 정형외과·스포츠의학병원 재활의학부, 연구원

²국립부경대학교 산학협력단, 연구교수

³대상트 신발 R&D 센터 인간수행분석연구실, 팀장

⁴노르웨이 스포츠과학대학교 신체수행학과, 교수

⁵국립부경대학교 스마트헬스케어학부, 부교수

*교신저자: 박종철(jcpark@pknu.ac.kr)

[목적] 본 연구의 목적은 젊은 성인 여성을 대상으로 계단 오르기 수행 시 굽 높이가 슬개대퇴관절 및 발목관절 반력에 미치는 영향을 근골격계 모델링을 통해 분석하는 데 있다.

[방법] 건강한 젊은 여성 20명이 굽 높이 1 cm, 5 cm, 7 cm 조건에서 계단 오르기 동작을 수행하였다. 3차원 운동학 자료(200 Hz)와 지면반력 자료(1,000 Hz)를 수집하였으며, OpenSim을 이용한 근골격계 모델링을 통해 슬개대퇴관절 및 발목관절 반력을 산출하였다. 초기 지지기와 후기 지지기에서의 압축 성분 및 전후 방향 성분 최대값을 분석하였다. 조건 간 차이를 검증하기 위하여 반복측정 일원분산분석과 조정된 Bonferroni 사후검정($p < .017$)을 실시하였다($\alpha = .05$).

[결과] 수직 지면반력에서는 굽 높이 조건 간 유의한 차이가 나타나지 않았다($p > .05$). 그러나 슬개대퇴관절 반력은 굽 높이가 증가함에 따라 유의하게 증가하였다. 초기 지지기 압축 반력은 1 cm 조건 대비 5 cm 및 7 cm 조건에서 각각 약 19%와 37% 증가하였다($p < .017$). 후기 지지기 전후 방향 성분은 7 cm 조건에서 최대 169% 증가하였다($p < .001$). 반면, 발목관절 압축 반력은 굽 높이가 증가할수록 감소하였으며($p < .001$), 전후 방향 성분은 유의하게 증가하였다($p < .017$).

[결론] 계단 오르기 수행 시 굽 높이 증가는 슬개대퇴관절 반력을 증가시키고 발목관절 하중 양상을 변화시키는 것으로 나타났다. 수직 지면반력에서는 차이가 나타나지 않았으나, 전후 방향 추진 성분은 굽 높이에 따라 증가하였다. 이러한 결과는 높은 굽 조건이 계단 오르기 동안 하지 관절의 하중 특성에 영향을 미칠 수 있음을 시사한다.

주요어

굽 높이, 계단 오르기, 슬개대퇴관절, 발목관절, 근골격계 모델링

※ 이 논문은 2024학년도 국립부경대학교의 글로벌 공동연구 지원을 받아 수행된 연구임(202412400001).