



계단오르기 동작 시 체중상승을 위해 하지관절이 생성하는 역학적 일의 성별 비교

Gender Comparison of Mechanical Work in the Lower Limb Joints Required for Body Weight Elevation during Stair Ascent

신현수¹, 이준영¹, 김민재¹, 엄광문^{1,#}
Hyeon-Soo Shin¹, Jun-Young Lee¹, Min-Jae Kim¹, and Gwang-Moon Eom^{1,#}

¹ 건국대학교 대학원 의학공학과 (Department of Biomedical Engineering, Graduate School, Konkuk University)
Corresponding Author / E-mail: gmeom@kku.ac.kr, TEL: +82-43-840-3764
ORCID: 0000-0002-7934-3772

KEYWORDS: Stair climbing (계단 오르기), Gait strategy (보행전략), Lower limb (하지), Gender difference (성차), Mechanical work (역학적 일)

Climbing stairs places a greater load on lower limb joints compared to walking on level ground. Variations in anatomical structures and muscle characteristics between genders suggest potential differences in the distribution of required mechanical work among the three lower limb joints. This study aimed to identify gender disparities in the allocation of mechanical work to lower limb joints during stair climbing. A total of thirty-six adults (equally divided between men and women) participated in the study. Participants ascended stairs equipped with force plates at their comfortable speeds, while motion was captured using nine cameras. Inverse dynamics analysis was employed to calculate the mechanical work performed by each joint during four phases of stance: weight acceptance, pull-up, forward continuation, and push-up. Male participants exhibited significantly higher mechanical work than females at the hip and ankle joints ($p < 0.05$) from the 1st-3rd phases and the 2nd phase, respectively. Conversely, female subjects displayed greater knee joint work during the 2nd-3rd phases ($p < 0.05$). Notably, a pronounced gender difference was observed during the 2nd pull-up phase, where body mass is lifted by a single leg. These findings suggest that men and women employ distinct strategies in distributing mechanical work across lower limb joints.

Manuscript received: May 19, 2023 / Revised: October 4, 2023 / Accepted: October 11, 2023

NOMENCLATURE

WA = Weight Acceptance
PIU = Pull Up
FC = Forward Continuance
PsU = Push Up

1. 서론

계단오르기 동작은 일상생활에서 자주 수행되는 수직이동을

위한 동작이다[1]. 계단오르기에서는 평지보행에 비해 더 큰 관절모멘트와 관절가동범위(Range Of Motion, ROM)가 필요하므로, 하지관절에 가해지는 부하가 더 크다[2]. 계단오르기에서의 에너지 소비는 평지 보행의 10-15배이며[3,4], 무릎에 가해지는 외부(External) 굴곡모멘트는 평지보행의 3배가 된다[5].

보행 중에 주로 사용되는 근육과 관절에 따라서 보행의 패턴이 달라지게 되는데[6], 남녀의 인체구조학적 특성과 근육의 속성이 다르므로 보행전략의 차이가 발생할 수 있다[7]. 평지보행에서는 여성이 남성보다 시상면에서 골반이 전방으로 더 기울어지며, 고관절의 굴곡각도의 평균값이 더 컸다[8]. 또한 여성의 시상면에서의 발목 가동범위가 남성보다 컸으며, 몸통의 앞뒤

흔들림 정도도 남성보다 컸다[9]. 이러한 보행전략 및 자세의 성차는 부하가 큰 계단보행에서 더욱 두드러질 수도 있으며 혹은 다른 양상으로 나타날 가능성도 있다.

보행전략은 하지관절의 관절모멘트와 역학적 일(Mechanical Work)과 같은 운동역학적 변수에도 영향을 미친다. 여기서, 역학적 일은 동작구간의 시작과 끝에서의 총에너지(위치에너지와 운동에너지의 합)의 차이를 보완하기 위해($W = \Delta E$) 근육들이 각 관절에서 생성/흡수하는 것으로서, 다음과 같이 관절파워의 시간적분으로 정의된다.

$$P = M\omega \quad [W]$$

$$W = \int_{t_1}^{t_2} P dt \quad [J]$$

P : Joint mechanical power

M : Joint moment

ω : Velocity of the joint angle

W : Joint mechanical work

예를 들어, 입각기(Stance Phase) 시작에서의 발접촉전략은 발목과 무릎관절의 모멘트[10,11], 각 하지관절에서 흡수하는 역학적 일(에너지)에 큰 영향을 미친다[12]. 또한 무릎 골관절염의 주된 마커로 알려진 무릎 내전모멘트(Knee Adduction Moment) [13]를 줄이기 위해, 의도적으로 몸통을 지지축 다리보다 과도하게 기울이거나 지지축 발의 수평면 각도(Foot Progression Angle)를 변경하는 보행전략이 사용되고 있다[14,15].

계단오르기에서의 보행전략 차이도 역학적 일의 생성방식의 변화를 유도할 수 있다. 계단을 오를 때 스텝의 높이만큼의 위치에너지 증가를 만들어내기 위해서는 하지의 관절들이 양(Positive)의 역학적 일을 수행해야 한다. 이러한 역학적 일은 하지의 각 관절에 적절히 분배되어야 하는데, 남녀의 인체구조적 차이와 근육특성의 차이로 인해 이러한 분배방식 혹은 전략에 성차가 있을 가능성이 있다. 따라서, 보행전략에 대한 이해를 위해서는 하지의 전체관절에 대하여 역학적 일을 파악하는 것이 필요하다.

보행의 성별 차에 대한 선행연구에서는 주로 평지 보행을 대상으로 하였고[8,9,16,17], 계단 보행에서 역학적 일의 분배에 관한 보행전략의 성별 비교에 관한 연구는 매우 부족하다. 즉, 계단보행에서는 최대값의 관점에서 운동학적[18,19], 근전도[19], 관절모멘트[18]의 비교만이 수행되었고, 하지의 전체관절을 대상으로 역학적 일을 비교한 것은 없었다. 예를 들어, Law 등[18]은 고령자 계단보행중의 관절각도와 관절모멘트의 최대값을 조사하여, 관절각도에는 성차가 있으나 관절모멘트에는 성차가 없음을 보고하였다. Ferrag [19]와 Cartwright [20]는 젊은 남녀의 계단오르기에서 하지의 최대관절각도와 근전도에 성차가 있음을 보고했다. Baldon 등[21]은 젊은 남녀의 계단내리기에서 관상면과 수평면 각도의 성차를 조사하였다. 한편, Hong 등은 관절각도와 관절모멘트, 관절파워, 음의 일[22], 무릎근육의

Table 1 Subject Characteristics

Characteristic	Male (n = 18)	Female (n = 18)	Significance
Age	24.7±3.4	24.6±1.2	N.S.
Height [cm]	173.9±4.5	163.4±3.9	***
Body mass [kg]	69.3±1.1	59.4±8.6	**
Leg length [cm]	90.6±3.6	87.4±4.2	N.S.
Thigh length [cm]	41.1±1.9	40.6±2.2	N.S.
Shank length [cm]	38.3±2.3	36.1±1.6	**

*, $p < 0.05$, **, $p < 0.01$, ***, $p < 0.001$

Leg: from iliac spine to lateral malleolus, Thigh: from hip joint center to knee joint center; Shank: from knee joint center to ankle joint center; N.S.: non-significant

대향성 동시수축[23]에 성차가 있음을 보였으나, 계단에서 평지로의 전환 후의 첫 스텝에 대하여만 분석을 수행하여 계단보행 자체에 대한 전략의 차이를 밝히지는 못했다.

따라서 본 연구에서는, 계단오르기 동작에서 수행되는 역학적 일이 각 관절에 분배되는 방식을 남녀간에 비교하여, 남녀의 보행전략의 차이를 밝혀내고자 한다.

2. 방법

2.1 피실험자

피실험자로는 건강한 20대 성인 남성 18명, 여성 18명을 대상으로 하였고(Table 1), 근골격계 질환이나 신경계 질환을 보유하고 있는 자, 3개월 이내에 하지 수술의 이력이 있는 자는 제외하였다. 피험자에게 사전에 연구내용을 설명한 후 실험 동의를 받았으며, 이 연구는 건국대학교 기관생명윤리위원회의 승인(HR-409)을 받았다. Table 1에서 피험자의 인체특성의 성차를 Mann-Whitney 방식으로 검정하였다.

2.2 실험장비 및 방법

계단 오르기 동작의 계측을 위하여 모션캡처카메라(MX T40, VICON Inc., UK) 9대와 Plug-in-gait 마커셋을 사용하였다. 계단은 Fig. 1과 같이 높이 17 cm, 가로너비 70 cm, 폭 30 cm 경사도 30 deg의 총 5개의 스텝으로 구성되며, 지면반력의 계측을 위하여 계단의 2번째와 3번째 스텝에 힘판(9260AA, Kistler, Swiss)을 삽입하였다. 모션캡처카메라와 힘판의 샘플링 주파수를 각각 100 Hz, 1 kHz로 설정하였다. 모션데이터와 힘판의 고주파 잡음을 10 Hz 저역통과필터를 통해 제거하였다. 계단의 프레임은 알루미늄으로 구성하였으며, 미끄럼 방지를 위해 발판은 PVC 재질로 제작되었다. 마지막 스텝(플랫폼)은 피실험자가 편하게 서 있을 수 있도록 세로폭을 70 cm로 하였다. 보행 중의 안전을 위하여 계단의 양 옆과 상단의 플랫폼에 안전가드를 설치하였다. 피실험자들은 실험에 필요한 신체 사이즈를 측정한 뒤 전용수트를 착용하고 지름 14 mm의 반사마커를 부착했다.

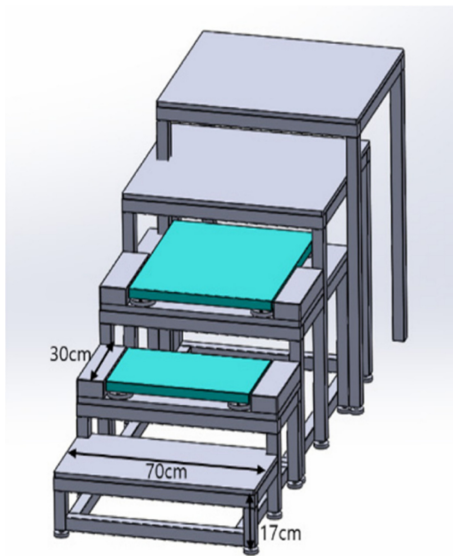


Fig. 1 Instrumented stairs (two force plates inserted)

실험 환경에 적응을 하기 위해 충분한 연습을 한 뒤 계단 오르기 동작을 진행하였다. 미끄럼 방지를 위해 맨발로 실험을 진행하였으며, 피실험자에게 편안한 보행속도로 걷도록 요구하였다. 데이터 수집은 두 번째 계단에 있는 힘판을 오른발로 초기 접촉했을 때(Initial Contact)부터 발을 떼기(Toe Off)까지의 입각기(Stance Phase)에서 수행하였다. 개인별 3회의 실험을 진행하였고, 각 실험 사이에는 1분의 휴식시간을 두었다. 3개의 실험 데이터 중 노이즈가 적고, 마커 데이터의 유실이 가장 적은 데이터 1개를 선별하여 분석을 진행하였다.

2.3 분석 및 통계

계단 오르기 동작 중 오른쪽 다리의 입각기를 대상으로 분석을 수행하였다. 모션데이터와 힘판데이터를 입력으로 하여 NEXUS 2.0 소프트웨어(VICON Inc., UK)를 사용하여 Dynamic Plug-in Gait Model 기반의 역동역학 분석을 통해, 각 관절의 시상면에서의 관절파워를 계산하였다. 각 관절의 시상면을 계산하기 위한 국소(Local) 좌표축으로서 관절에 인접한 상부 분절의 좌표축이 사용되었다. 이 과정에서 사용되는 각 분절의 질량과 관성모멘트와 같은 인체측정학적(Anthropometric) 데이터의 산출에는 사체데이터를 바탕으로 한 추정식이 사용되었다[24].

계단오르기의 4가지 보행상[25]을 수정하여 Fig. 2와 같이 보행상을 구분하는 5가지 이벤트를 정의하고 4가지 보행상(Phase)으로 나누었다. 각 이벤트에서의 관절각도와 뒤꿈치들림각도(Heel Lift Angle)를 산출하였다. 뒤꿈치 들림각도는 발끝(Toe) 마커와 발꿈치(Heel) 마커를 연결하는 선분과 지면이 이루는 3차원 각도로 정의하였다.

산출된 관절 파워를 각 보행상별로 적분하여 역학적 일을 구하였다. 계단상승에서의 위치에너지 증가는 피험자의 질량에 비례하므로, 역학적 일을 피험자의 질량으로 나누어서 정규화(Normalization)를 한 후에 성별비교를 수행하였다. 또한, 다음과

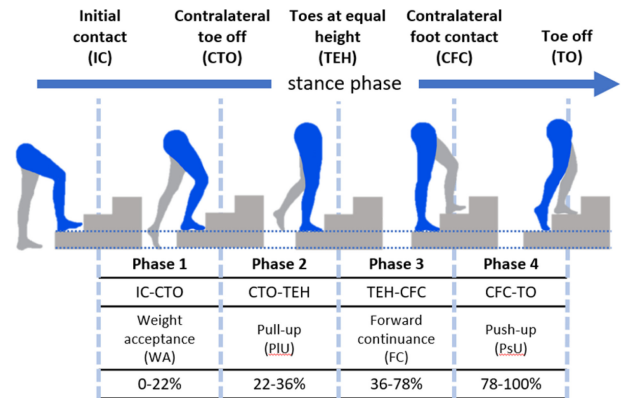


Fig. 2 Four phases and 5 events of stance period

같이 하지 전체관절의 일에 대한 관절별 일의 비율을 산출하였다.

$$R_j = \frac{|W_j|}{\sum |W_j|}$$

R_j : The ratio of work done by each joint to the total leg work

W_j : Mechanical work at joint j

또한, 계단보행의 속도를 두 스텝의 끝을 연결하는 대각선 거리를 오른발의 초기접지(Initial Contact, IC)부터 왼발의 초기접지까지의 시간으로 나누어 계산하였다.

모든 통계처리에 SPSS26 (IBM, NY)를 사용하였으며, 일부분의 변수가 정규성(Normality)을 만족하지 못하여서, 성별 비교에는 비모수검정인 Mann Whitney U-test를 사용하였다.

3. 결과

Table 2는 각 보행상에서의 하지관절 전체의 역학적 일에 대해 각 관절에서의 일이 차지하는 비율을 나타낸다. PsU를 제외한 모든 보행상에서, 여성은 남성에 비해 무릎관절에서의 일의 비중이 더 컸고, 이와 반대로 남성의 경우 고관절에서의 일의 비중이 여성에 비해 컸다($p < 0.05$). PIU 보행상에서는 남성의 족관절의 일의 비중이 여성에 비해 높았다($p < 0.05$).

Table 3는 각 관절에서의 역학적 일을 몸무게로 나누어 정규화한 값을 나타낸다. Table 2와 동일하게, 남자는 족관절과 고관절에서, 여자는 무릎관절에서의 역학적 일이 더 큰 것을 알 수 있다($p < 0.05$).

계단보행의 속도는 남녀가 각각 0.47 ± 0.10 , 0.48 ± 0.06 [m/s]로서 유의한 차이가 없었다($p > 0.05$).

Fig. 3는 입각기의 5가지 이벤트에서의 관절각도를 나타낸다. TO를 제외한 모든 이벤트에서, 여성은 족관절에서의 배측굴곡(Dorsiflexion)과 무릎관절의 굴곡(Flexion)의 각도가 남성에 비해 컸고, 남성은 보행중기(CTO-TEH)에서 뒤꿈치 들림각도가 여성에 비해 컸다($p < 0.01$).

Table 2 Ratio of each joint work to leg total work [%]

Joint		WA	PIU	FC	PsU
Ankle	Men	-11.3±10.1	7.1±5.5	11.9±10.6	84.0±12.1
	Women	-9.40±10.9	3.93±5.72	3.75±27.4	86.3±5.60
	Significance	N.S.	M > F*	N.S.	N.S.
Knee	Men	43.8±21.0	56.4±24.6	37.0±33.7	9.70±10.6
	Women	63.3±19.4	79.3±20.6	56.2±26.6	7.10±6.83
	Significance	M < F**	M < F**	M < F*	N.S.
Hip	Men	44.5±19.9	33.9±27.1	32.8±37.4	2.72±10.6
	Women	25.3±18.5	11.4±20.1	-0.64±29.5	-1.89±6.12
	Significance	M > F**	M > F*	M > F**	N.S.

Mann Whitney U-test, *p < 0.05, **p < 0.01, N.S.: Non-significant; WA: Weight acceptance, PIU: Pull-up, FC: Forward continuance, PsU: Push-up

Table 3 Joint mechanical work normalized by body mass [mJ/kg]

Joint		WA	PIU	FC	PsU
Ankle	Men	-21.2±17.8	28.9±21.0	41.7±44.6	308.1±104.8
	Women	-16.1±23.7	15.0±18.8	27.6±95.0	375.5±115.2
	Significance	N.S.	M > F*	N.S.	N.S.
Knee	Men	93.2±54.0	260.1±182.0	130.1±147.8	36±37.8
	Women	131.0±89.6	370.7±157.0	231.2±140.4	30.2±32.8
	Significance	N.S.	M < F*	M < F*	N.S.
Hip	Men	98.5±64.2	132.4±123.0	105.9±135.2	2.8±18.8
	Women	54.4±54.0	40.7±80.0	-26.1±96.0	-6.47±27.9
	Significance	M > F*	M > F*	M > F**	N.S.

Mann Whitney U-test, *p < 0.05, **p < 0.01, N.S.: Non-significant; WA: Weight acceptance, PIU: Pull-up, FC: Forward continuance, PsU: Push-up

4. 고찰

본 연구에서는 입각기에서 계단을 올라가기 위해 필요한 일을 각 관절에 분배하는 방식에 있어서, 유의한 성차가 있음을 밝혔다. 즉, 남성은 여성에 비해 고관절과 족관절에 더 많은 일을 배분하고, 여성은 남성보다 무릎관절에 더 많은 일을 배분하였다(Table 2). 이것은 스타프높이만큼의 위치에너지 증가에 필요한 역학적 일을 생성하기 위해서 선호하는 관절에 성차가 있다는 것으로서, 남성은 고관절을 여성은 무릎관절을 더 많이 사용한다는 것을 의미한다. 보행속도에 성차가 없었으므로, 이러한 관절선호의 성차는 보행속도에 의존하지 않는 고유의 것으로 판단된다.

첫 번째 보행상인 Weight-Acceptance (WA)에서, 남녀 모두 족관절에서는 음의 일이, 무릎관절과 고관절에서는 양의 일이 발생했다(Table 3). 양의 일이 에너지의 증가를 유발하는 것과 반대로 음의 일은 에너지를 흡수하여 에너지의 감소를 유발한다($W = \Delta E$). 따라서, 족관절에서의 음의 일은 초기접지(IC)에

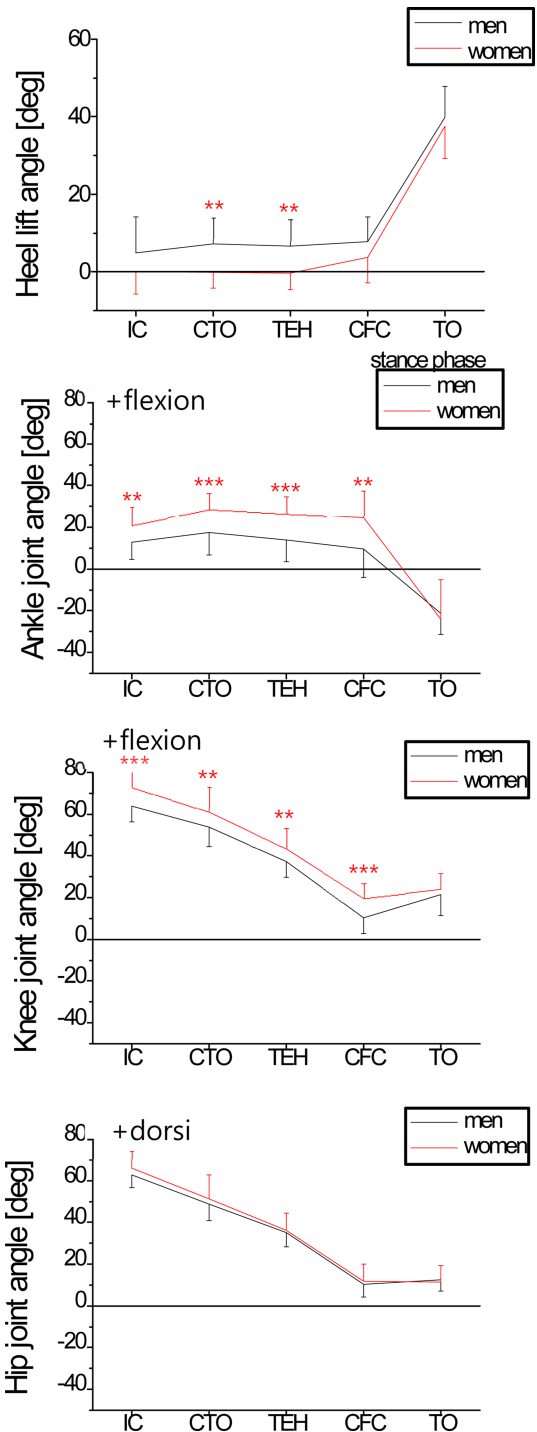


Fig. 3 Kinematics at 5 events of stance period. Mann Whitney U-test, *p < 0.05, **p < 0.01, ***p < 0.001

따르는 충격을 흡수하기 위한 이심성 수축(Eccentric Contraction) 전략으로 볼 수 있고, 이것은 평지보행에서의 충격흡수 메커니즘과 동일하다. 그러나, WA 보행상에서의 충격흡수는 족관절에서만 수행되었고, 무릎과 고관절에서는 초기접지 후 즉시 위치에너지 증가를 위한 양의 일이 발생된 것은, 평지보행과 차별되는 점이다.

WA 보행상에서, 이러한 에너지 증가를 위한 양의 일을 무릎과 고관절이 담당하는 비중은(Table 2) 남자는 44 : 46로서 동등한 반면, 여자는 63 : 25로서 고관절보다 무릎에 2.5배나 되는 일을 담당하고 있다. 이러한 경향은 두 번째 보행상인 Pull-Up (PIU)에서는 더욱 심화된다.

특이한 것은, 남성은 전 보행상에서 고관절이 양의 일을 수행하였으나, 여성은 보행후반기(FC-PsU)에서는 고관절이 오히려 음의 일을 수행한 점이다(Table 3). 따라서, 남성의 경우 전 구간에 걸쳐 고관절이 발생한 양의 일이 스텝높이만큼의 위치에 너지의 증가를 달성하는데 크게 기여한 반면, 여성의 경우에는 오히려 다른 관절(주로 무릎)에서 제공한 양의 일을 고관절이 흡수하는 비효율적인 전략을 취하고 있는 것으로 해석된다. 즉, 대다수 여성에서 발생한 음의 일은 보행후반기에 고관절이 Fig. 3과 같이 신전하는 과정에서 실제로는 굴곡방향의 모멘트가 발생하여 고관절 신전에 저항했던 것을 나타낸다. 여성의 고관절에서 발생하는 에너지 흡수의 목적은 불분명하다. 한가지 가능성으로서, 마지막 보행상인 Push-Up이 반대쪽 다리의 관절에서는 초기접지에 따른 충격을 흡수하는 Weight-Acceptance에 해당되는 것과 관련이 있을 수 있으나, 이러한 전략이 왜 여성에게만 나타나는지를 알기 위해서는 추가적인 연구가 필요하다.

이러한 보행전략의 차이는 보행의 자세에도 나타났다(Fig. 3). 즉, 여성은 남성보다 지지축 하지를 전체적으로 더 구부린 자세(족관절과 무릎관절의 굴곡이 증가)를 보인데 반해, 남성은 지지축 하지를 더 곧게 편 자세(발뒤꿈치를 더 들고 무릎의 신전이 증가)를 나타냈다.

역학적 일의 배분방식의 성차는 보행자세의 선택과 밀접한 관계가 있을 것으로 판단된다. 즉, 여성의 경우, 지지축 하지를 구부린 자세를 취하는 것에 의해, 지면반력벡터와 무릎관절과의 거리 즉, 모멘트 암을 증가시킬 수 있고, 이것이 큰 무릎관절의 모멘트로 연결되어, 무릎의 역학적 일이 증가했을 가능성이 있다. 반면, 남성의 경우, 지지축 하지를 곧게 펴는 자세를 취함으로써, 무릎의 모멘트 암을 줄이는 전략을 사용하여 결과적으로 무릎의 모멘트가 감소하고 역학적 일도 감소했을 가능성이 있다. 또한, 남성은 발뒤꿈치를 상대적으로 더 많이 올리는 것을 통해 발의 압력중심(Center of Pressure, COP)을 발 앞쪽으로 이동시켜서, 결과적으로 족관절과 고관절에서의 모멘트 암(지면반력벡터와 관절중심과의 거리)을 증가시킬 수 있고, 이것이 고관절의 모멘트와 역학적 일을 증가시켰을 가능성이 있다.

이러한 역학적 일의 배분전략의 성차는 이 연구에서 처음으로 밝혀진 것으로서, 매우 흥미로운 것이다. 일반적으로 무릎관절염의 유병률은 여성이 남성에 비해 유의하게 높은 것으로 알려져 있고[26], 그 원인으로서는 관절염의 종류에 따라 유전적, 면역학적 원인이 다양하게 작용하고, 여성의 폐경으로 인한 골밀도감소도 제안된 바 있다[27]. 본 연구의 결과에서 여성이 무릎관절의 역학적 일을 남성보다 더 많이 사용하는 것은, 이러한 여성의 무릎관절염을 더욱 악화시키는 요인으로서 작용할 가능성도 있다. 무릎 관절염의 생체역학적 주요한 위험 인자는

관상면의 내측무릎의 부하로 작용하는 내전(Adduction) 모멘트로 알려져 있다. 그러나, 무릎의 신전모멘트도 슬개대퇴(Patellofemoral) 관절 뿐 아니라 하퇴대퇴(Tibiofemoral) 관절의 내측부하를 증가시키는 것으로 보고되었다[28]. 그러나, 보행전략과 무릎관절염의 정확한 관계를 파악하기 위해서는, 연령별 비교와 코호트 관찰연구를 통한 종합적 조사가 수행되어야 할 것이다.

무릎관절보다 고관절에 보다 많은 역학적 일을 의도적으로 배당하기 위해서는 상체를 더 앞으로 숙여서 보행하는 전략을 생각할 수 있다. 즉, 상체를 숙일수록 상체의 하중이 고관절에 작용하는 굴곡모멘트가 커지게 되고, 이에 저항하기 위한 고관절 근육의 신전모멘트도 따라서 커지게 된다. 그러면, 모멘트와 각속도의 곱으로 표현되는 파워도 커지게 되므로, 고관절의 역학적 일이 증가하는 것이다. 실제로 남성의 경우, 무릎과 발목관절의 신전이 여성보다 컸기 때문에, 고관절 각도는 여성과 차이가 없었어도(Fig. 3) 상체의 각도는 더 전방으로 기울인 자세로 보행했다는 것을 알 수 있다.

이러한 역학적 일 분배전략의 성별 차이의 원인은 밝혀진 바가 없으나, 여성이 남성에 비해 지지축 다리를 더 구부리는 전략을 취하여 한쪽 다리 지지기에서 보행의 안정성을 추구했을 가능성이 있다.

본 연구의 제한점으로서, 일부의 데이터가 정규성 검정을 만족하지 못하였고, 피험자의 수가 성별당 18명이므로 이를 남녀간의 특성으로 일반화하기 어렵다는 점을 들 수 있다. 따라서, 차후에 피험자의 수를 늘려서 추가연구를 수행할 필요가 있다. 또한, 본 연구에서는 역학적 일과 자세만을 연구의 대상으로 하였으나, 보행전략의 성차를 보다 깊이 이해하기 위해서는 모멘트와 모멘트암 및 근육특성을 포함한 추가적인 연구가 필요할 것으로 판단된다.

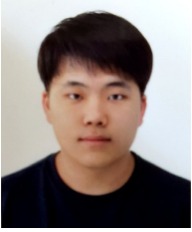
ACKNOWLEDGEMENT

이 논문은 2021년도 건국대학교 KU 학술연구비 지원에 의한 결과임.

REFERENCES

1. Riener, R., Rabuffetti, M., Frigo, C., (2002), Stair ascent and descent at different inclinations, *Gait & Posture*, 15(1), 32-44.
2. Silverman, A. K., Neptune, R. R., Sinitski, E. H., Wilken, J. M., (2014), Whole-body angular momentum during stair ascent and descent, *Gait & Posture*, 39(4), 1109-1114.
3. Eun, S., (2003), Biomechanical effect of the stair heights on the lower extremity joints in stair-ascent activity of elderly persons, Ph.D. Thesis, Seoul National University.

4. Fruin, J. J., (1971), Pedestrian planning and design. <https://trid.trb.org/view/114653>
5. Protopapadaki, A., Drechsler, W. I., Cramp, M. C., Coutts, F. J., Scott, O. M., (2007), Hip, knee, ankle kinematics and kinetics during stair ascent and descent in healthy young individuals, *Clinical Biomechanics*, 22(2), 203-210.
6. Waters, R. L., Mulroy, S., (1999), The energy expenditure of normal and pathologic gait, *Gait & Posture*, 9(3), 207-231.
7. Crosbie, J., Vachalathiti, R., Smith, R., (1997), Age, gender and speed effects on spinal kinematics during walking, *Gait & Posture*, 5(1), 13-20.
8. 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.
9. Bruening, D. A., Frimenko, R. E., Goodyear, C. D., Bowden, D. R., Fullenkamp, A. M., (2015), Sex differences in whole body gait kinematics at preferred speeds, *Gait & Posture*, 41(2), 540-545.
10. Choi, E. B., Jeon, H. M., Heo, J. H., Eom, G. M., (2019), Comparison of ankle joint load in different foot strike strategies during stair ascent, *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 19(07), 1940043.
11. Jeon, H.-M., Choi, E.-B., Heo, J.-H., Eom, G.-M., (2020), Influence of the initial foot contact strategy on knee joint moments during stair and ramp descent, *Scientific Reports*, 10(1), 13922.
12. Jeon, H.-M., Lee, K.-K., Lee, J.-Y., Shin, J.-H., Eom, G.-M., (2021), Energy absorption at lower limb joints in different foot contact strategies while descending stairs, *Technology and Health Care*, 29(S1), 433-440.
13. Chang, A. H., Moisisio, K. C., Chmiel, J. S., Eckstein, F., Gueremazi, A., Prasad, P. V., Zhang, Y., Almagor, O., Belisle, L., Hayes, K., (2015), External knee adduction and flexion moments during gait and medial tibiofemoral disease progression in knee osteoarthritis, *Osteoarthritis and Cartilage*, 23(7), 1099-1106.
14. Lindsey, B., Eddo, O., Caswell, S. V., Prebble, M., Cortes, N., (2020), Reductions in peak knee abduction moment in three previously studied gait modification strategies, *The Knee*, 27(1), 102-110.
15. Go, E., Hong, S.-Y., Lee, K.-K., An, K.-O., (2013), Effect of active change of foot progression angle on lower extremity joint during gait, *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 23(1), 85-90.
16. Obrębska, P., Skubich, J., Piszczatowski, S., (2020), Gender differences in the knee joint loadings during gait, *Gait & Posture*, 79, 195-202.
17. Di Nardo, F., Mengarelli, A., Maranesi, E., Burattini, L., Fioretti, S., (2015), Gender differences in the myoelectric activity of lower limb muscles in young healthy subjects during walking, *Biomedical Signal Processing and Control*, 19, 14-22.
18. Law, N.-H., Li, J. X., Law, N.-Y., Varin, D., Lamontagne, M., (2021), Effects of body mass and sex on kinematics and kinetics of the lower extremity during stair ascent and descent in older adults, *Sports Medicine and Health Science*, 3(3), 165-170.
19. Farrag, A., (2016), Comparison of stair walking mechanics between adult males and females, *Bulletin of Faculty of Physical Therapy*, 21(2), 88-93.
20. Cartwright, A. M., (2007), The influence of Q-angle and gender on the stair-climbing kinetics and kinematics of the knee, B.Sc. Thesis, University of Waterloo.
21. Baldon, R. D. M., Lobato, D. F., Furlan, L., Serrão, F., (2013), Gender differences in lower limb kinematics during stair descent, *Journal of Applied Biomechanics*, 29(4), 413-420.
22. Hong, Y. N. G., Shin, C. S., (2015), Gender differences of sagittal knee and ankle biomechanics during stair-to-ground descent transition, *Clinical Biomechanics*, 30(10), 1210-1217.
23. Hong, Y. N. G., Lee, J., Kim, P., Shin, C. S., (2020), Gender differences in the activation and co-activation of lower extremity muscles during the stair-to-ground descent transition, *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, 21, 1563-1570.
24. VICON Documentation, Kinetic modeling. <https://docs.vicon.com/display/Nexus212/Kinetic+modeling>
25. Song, Y. S., Ha, S., Hsu, H., Ting, L. H., Liu, C. K., (2017), Stair negotiation made easier using novel interactive energy-recycling assistive stairs, *PLOS ONE*, 12(7), e0179637.
26. Zhang, Y., Jordan, J. M., (2010), Epidemiology of osteoarthritis, *Clinics in Geriatric Medicine*, 26(3), 355-369.
27. Hadjidakis, D. J., Kokkinakis, E. P., Sfakianakis, M. E., Raptis, S. A., (2003), Bone density patterns after normal and premature menopause, *Maturitas*, 44(4), 279-286.
28. Creaby, M., (2015), It's not all about the knee adduction moment: The role of the knee flexion moment in medial knee joint loading, *Osteoarthritis and Cartilage*, 23(7), 1038-1040.



Hyeon-Soo Shin

M.Sc. candidate in the Department of Biomedical Engineering, Konkuk University. His research interest is biomechanics in osteoarthritis.

E-mail: gustntls98@naver.com



Jun-Young Lee

M.Sc. in the Department of Biomedical Engineering, Konkuk University. His research interest is sports rehabilitation.

E-mail: dlwnsdud116@naver.com



Min-Jae Kim

M.Sc. candidate in the Department of Biomedical Engineering, Konkuk University. His research interest is biomechanics in osteoarthritis.

E-mail: piedrotlino@naver.com



Gwang-Moon Eom

Professor in the Department of Biomedical Engineering, Konkuk University. His research interests include rehabilitation of elderly and biomechanics.

E-mail: gmeom@kku.ac.kr