

<https://doi.org/10.7236/JIIBC.2023.23.1.109>

JIIBC 2023-1-16

# 계단 하강 시 성별차이와 중량 변화가 하지역학에 미치는 영향

## Effect of gender difference and change of load on lower extremity kinetics in step descent

현승현\*

Seunghyun Hyun\*

**요약** 이 연구의 목적은 계단 내리기 시 성별과 중량차이가 하지역학에 미치는 영향을 분석하는 것이다. 건강한 남성 10 명과 여성 10 명이 참여하였다. 계단 내리기 동작은 중량 변화(체중의 0%, 10%, 20%, 30%)에 따라 영상분석법과 지면반력 시스템을 이용해 분석하였다. 골반의 최대 합성속도에서 성별(남성>여성)과 중량변화(30%, 20%, 10% > 0%)에 따라 서로 차이가 있는 것으로 나타났으며, 성별과 중량 간 상호작용이 나타났다(중량>성별). 계단 내리기 동안 성별의 주효과는 초기 접촉 단계에서 남성보다 여성이 더 감소된 다리길이를 보였다. 또한, 남성보다 여성에게서 더 굴곡된 엉덩, 무릎관절 각도와 발목관절 각도의 저축 굴곡형태가 나타났다. 운동역학 변인에서, 계단 내리기 시 성별의 주효과는 남성보다 여성이 더 증가된 좌우 지면반력과 다리강성을 보였다. 결론적으로 여성들이 계단 내리기 동안 엉덩 관절의 운동 범위와 함께 합성이동속도를 감소시켜 중량을 성공적으로 수용한다는 것을 발견하였다. 반면 남성들은 중량수용과 운동량을 제어하기 위해 좌우 및 수직지면반력, 그리고 다리강성을 더 증가시킨다.

**Abstract** The purpose of this study was to investigate the influence of gender and load carriage difference on the lower extremity kinetics during stair descent. Ten healthy males and 10 healthy females were recruited (n=20). In the Maximum resultant velocity, it showed more velocity was decreased with difference by the change of gender (males>females) and load carriage (30%, 20%, 10% > 10%). And, resultant velocity showed interaction between gender and a load (load>gender). Main effect by gender during stair descent showed leg length was decreased in females than that of males at initial contact phase. Also, main effect by gender during stair descent showed more hip, knee flexed and plantar flexion of ankle joint in females than that of males. In the kinetics variables, main effect by gender during stair descent showed more higher reaction force of medial-lateral direction, and leg stiffness in males than that of females. We found that females successfully accommodated a load during stair descent by decreasing the range of motion of the hip joint angle and resultant velocity of movement. Males, on the other hand, require greater medial-lateral, vertical reaction force, and leg stiffness to accommodate a load, and control of momentum.

**Key Words** : Step Descent, Gender, Load, Lower Extremity Kinetic, Stability, Falling

\*정회원, 제주대학교 체육학과  
접수일자 2023년 1월 2일, 수정완료 2023년 1월 31일  
게재확정일자 2023년 2월 3일

Received: 2 January, 2023 / Revised: 31 January, 2023 /  
Accepted: 3 February, 2023

\*Corresponding Author: hshyun0306@jeju.ac.kr  
Dept. of Exercise & Sports Sciences, Jeju National University,  
Korea

## I. 서 론

평지에서 중량을 휴대하는 일은 어려운 작업이지만, 계단 보행에서도 흔히 관찰된다<sup>[1]</sup>. 그리고 계단 보행 중(오르기, 내리기) 낙상은 하강 단계에서 더 일반적이며<sup>[2]</sup>, 남성보다 여성에게서 더 흔하게 발생된다고 보고되어 왔다<sup>[3]</sup>. 중량 휴대와 함께 계단 내리기를 성공적으로 수행하기 위해서는 성별 차이에 따른 효과적인 하지 제어 전략이 필요하지만, 아직 어떠한 메커니즘으로 작용하는지 이해되지 않는다.

수작업으로 중량(화물)을 운반하는 것은 많은 작업과 레크리에이션, 그리고 가정에서도 필수적이다<sup>[4]</sup>. 그러나 체중 외 추가된 중량은 수직 점프 및 이동성 작업과 같은 다양한 움직임에서 개인의 신체 성능에 악영향이 미치는 것으로 알려져 왔다<sup>[5]</sup>. 또한 중량 운반은 추가적인 근육 긴장을 유발할 수 있으며 요통 및 무릎 통증과 같은 많은 의학적 문제와도 관련이 있다<sup>[6, 7]</sup>. 이에 인간이 이동 운동 동안 낙상 사고는 종종 자세안정성의 손실로 인해 발생되었기 때문에 신체에 추가된 중량은 낙상 사고의 잠재적인 위험 요소라는 경험적 증거를 제공하고 있다<sup>[8]</sup>.

인간의 하지 역학 관점에서 추가된 중량은 하지의 제어 기능을 변경시킬 수 있다. 스프링 모델을 인간의 하지에 적용 후 달리기와 함께 중량을 적용시키면, 옹크린 자세와 함께 다리강성을 더 증가시킨다고 보고하였다<sup>[9]</sup>. 이는 중량 증가에 따라 수직지면반력은 증가되는 반면 다리 길이의 변화가 감소된 형태(뻣뻣해짐)에 기인되었다. 특히, 하지 역학 변인들은 추가된 중량(체중의 10%, 20%, 30%) 만큼 동일하게 변경되지 않았으며, 다리강성은 오직 2%, 11%, 10%만 증가되었다<sup>[9]</sup>. 결과적으로 하지 관절의 굴곡과 지면 접촉 시간이 증가되어 최대수직 지면반력은 추가된 하중 보다 더 적게 증가됨을 시사하였다.

이와 같이 인간은 짐(추가 중량)이 없는 상태에서 최적의 방식으로 걷기를 수행할 수 있지만 중량이 추가되면 다른 제어 전략이 사용될 수 있다는 증거를 제시해준다. 그러나 중량과 함께 계단 보행은 평지 보행과 비교해 신체적으로 더 까다로운 운동과제이다<sup>[8]</sup>. 실제로 계단은 직장과 가정에서 가장 위험한 장소 중 하나인 것으로 제안되었다<sup>[10]</sup>.

계단 내리기 시 발생하는 전족 착지는 신체가 얻은 운동 에너지를 감소시켜 균형 손실을 방지하는 반면<sup>[11]</sup>, 하지 힘을 더 필요로 하고 보행 속도도 감소시킨다<sup>[12]</sup>. 그리고 이 에너지는 후방 다리(지지 다리)에 의해 부분적으로

흡수되어 운동에너지로 변환된다<sup>[13]</sup>. 역학적 측면에서, 전족 착지는 무게중심 보다 압력의 중심 전방 위치가 더 전방에 위치하기 때문에 후족 착지 보다 신체의 전방회전량을 더 쉽게 제어할 수 있다<sup>[14]</sup>. 그러나 계단 내리기 시 착지 전략의 변경은 발목 관절의 운동력에 대한 상대적 기여도가 훨씬 더 증가하는 것을 의미하고<sup>[15]</sup>, 발목 관절의 위치는 덜 안정화될 가능성이 높다<sup>[16]</sup>.

따라서 계단을 안전하게 내려가려면 근육 기능과 하지 제어기능이 필수적이지만, 이미 많은 연구에서 근력에 대한 성별 차이가 보고되어 왔다<sup>[3]</sup>. 남성은 여성보다 일반적으로 하지 근력이 강하며, 여성은 약한 무릎<sup>[17, 18]</sup>, 발목<sup>[19]</sup>, 신전근을 갖는다고 보고하고 있다<sup>[3]</sup>. 이처럼 성별에 따라 이동 운동 중 운동학 및 운동역학적 차이가 존재할 수 있으며, 이 요인들이 계단 내리기 동작과 중량 운반 시 운동 특징에 대한 성별 차이를 유발시킬 수 있다고 가정할 수 있다.

결과적으로 본 연구는 계단에서 내리기 동안 성별차이와 중량변화가 하지역학을 어떻게 변경시키는지 테스트 하였다.

## II. 연구방법

### 1. 대상자

본 연구의 대상자는 성인 20명(Male=10, mean age: 22.50±1.50 yrs, mean heights: 1.79±0.04 m, mean body mass: 76.86±4.57 kg; Female=10, mean age: 21.70±1.25 yrs, mean heights: 1.6±0.01 m, mean body mass: 54.25±6.23 kg)으로 구성하였다. 연구자는 동의서 작성 전 최대 개인 체중의 30% 중량을 계단에서 운반하기에 이상이 없는지 질의 및 시각적 방법을 통해 확인하였다. 또한 각 참여 대상자에 대한 척추-하지 부위 부상과 수술경험이 있는 자들은 이 연구에서 제외시켰다. 본 연구의 모든 범위는 생명윤리심의위원회(Institutional Review Board/ IRB)의 심의를 거쳐 진행하였다(JJNU-IRB-2020-034).

### 2. 실험절차

계단의 규격은 나무 박스로 규격화 하였다(rise 0.3 m, tread 0.29 m, width 1 m). 데이터를 수집하기 위해 3차원 영상분석법을 수행하였다. 실험실 내부에는 힘판 1대(AMTI-OR-7, Advanced Mechanical Technology

Inc., Watertown, MA, USA )와 12대의 적외선 카메라 (VICON Vantage and Vero, Vicon Motion System Ltd., UK)를 설치하였으며, 각 피험자에게 부착된 반사 마커의 위치는 100 Hz 주파수로 디지털화 및 소프트웨어에 저장되었다(Nexus 2, Vicon Motion System Ltd, UK; Kwon 3D XP ver 4.0, Visol, Gwangmyeong, Korea). 또한 각 대상자들에 의해 생성된 지면반력 데이터는 1,000 Hz(Gain: 4 k, Voltage: 5 V) 로 자료를 수집하였다.

모든 피험자들은 계단 내리기를 선호 속도로 수행하였으며, 전족착지와 함께 완벽한 원발 지지기(Touch-down ~Toe off) 동작만을 분석하였다. 이때, 하지의 운동학 데이터, 골반 무게중심 (pelvis center) 위치를 계산하기 위해 반사 마커는 각 대상자들의 head(3 markers), trunk(4 markers), upper extremities(14 markers), and lower extremities(22 markers)에 부착시켰다.

특히, 보행 동안 중량의 휴대 위치에 따라 운동학 데이터에 차이가 발생된다<sup>[22]</sup>. 따라서 모든 피험자들은 체간의 전방과 후방에 중량이 고르게 가해질 수 있도록 조끼(FROGFITNESS, Weight Vest., China)를 착용시켰다. 각 조건은 무부하(no load), 체중의 10%, 20%, 30%이며, 실험 순서는 무작위로 진행하였다.

### 3. 분석변인

다리강성은 체중으로 표준화된 최대수직 지면반력을 최소다리길이 변화율(%)로 나누어 산출하였다<sup>[9]</sup>.

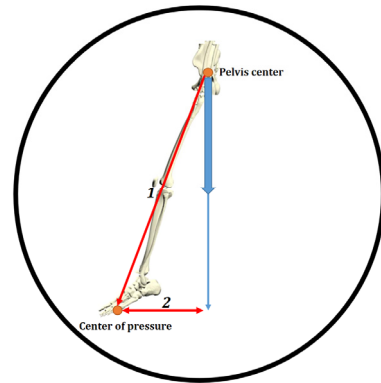


그림 1. 골반중심과 압력의 중심 간 거리  
 Fig. 1. Relationship between pelvis center and center of pressure

그림 1과 같이 착지 동안 원발에서 생성되는 COP(좌우, 전후)와 골반중심(좌우, 전후, 수직)에 대한 벡터(1) 및 전-후(2) 값을 산출하였다. 두 위치 간 관계에서, COP 전방위치가 골반중심 위치 보다 크면 +, 적으면 -로 설정하였다.

자세안정성은 수직지면반력을 이용해 안정화 시간 (time to stabilization/TTS)으로 규명하였다<sup>[20]</sup>. 이 연구에서 수직방향에 대한 TTS의 계산은 원발이 지면반력기에 초기 접촉 되는 순간부터 반대다리(오른발)가 닿기 전 수직지면반력 성분이 개인 체중의 5%에 도달하는 시간을 기록하였다.

표 1. 계단 내리기 시 중량과 성별에 따른 골반합성속도의 변화

Table 1. Change of resultant velocity of pelvis center by gender and a load difference during downward stair (Unit)

Section	Gender (G)	A load (L)				Total average	Source	F	p
		0 kg	10 kg	20 kg	30 kg				
Resultant Max. Velocity (m/sec)	Male	1.49±0.09	1.22±0.17	1.26±0.15	1.23±0.2	1.3±0.19	L	3.022	.035*
	Female	1.21±0.16	1.21±0.19	1.23±0.15	1.22±0.14	1.22±0.16	G	5.349	.024*
	Total	1.35±0.19	1.21±0.17	1.24±0.14	1.22±0.17	1.26±0.18	L×G	3.547	.019*
Resultant Min. Velocity (m/sec)	Male	0.72±0.08	0.6±0.14	0.63±0.15	0.68±0.13	0.66±0.13	L	.701	.555
	Female	0.64±0.15	0.66±0.16	0.68±0.1	0.69±0.12	0.67±0.13	G	.147	.073
	Total	0.68±0.13	0.63±0.15	0.66±0.13	0.68±0.12	0.66±0.13	L×G	1.113	.350
Resultant mean velocity (m/sec)	Male	0.99±0.1	0.85±0.1	0.9±0.12	0.91±0.13	0.91±0.12	L	.810	.493
	Female	0.87±0.14	0.88±0.15	0.89±0.12	0.9±0.13	0.89±0.13	G	.990	.323
	Total	0.93±0.14	0.87±0.13	0.9±0.12	0.9±0.13	0.9±0.13	L×G	1.337	.269
Leg length (%)	Male	94.21±3.10	93.49±3.18	93.31±3.21	92.60±3.13	93.40±3.90	L	2.441	.071
	Female	93.29±2.05	91.90±1.66	91.08±1.95	90.63±1.75	91.72±2.60	G	8.375	.005**
	Total	93.75±2.60	92.66±2.60	92.20±2.83	91.61±2.67	92.56±2.74	L×G	.239	.869

산출된 변인들은 통계프로그램(PASW 21.0 program IBM., Chicago, IL, USA)을 이용해 평균과 표준편차를 산출하였다. 성별(2)과 중량(4가지 조건) 변화에 따라 이원반복측정 분산분석을 실시할 하였으며, 상호작용이 나타난 변인들은 일원변량분석을 통해 해석하였다. 이때 모든 유의수준은  $\alpha=0.05$ 로 설정하였다.

표 1과 같이 골반중심에 대한 최대합성속도에서 중량의 주효과는 0 kg과 비교해 10%, 20%, 30%에서 더 감소된 형태를 보였으며, 통계적으로 유의하였다. 성별의 주효과에서 여성은 남성 보다 더 감소된 합성이동속도를 보였으며, 통계적으로 유의하였다. 특히, 성별과 중량의 주효과 간 상호작용이 나타나, 일원변량분석을 실시한 결과, 중량변화가 합성이동속도의 감소에 더 큰 영향을 주는 것으로 밝혀졌다( $F=3.579, p<.002$ ). 최소 및 평균 합성속도의 변화는 중량과 성별 주효과에 따라 큰 차이가 없었으며, 상호작용도 없는 것으로 나타났다. 초기 접촉 시 다리길이 변화율을 표준화시킨 결과, 성별의 주효

### III. 연구결과

#### 1. 골반중심의 속도 및 다리길이의 변화

표 2. 계단 내리기 시 중량과 성별에 따른 하지관절각도 변화

Table 2. Change of joint angle by gender and a load difference during downward stair (Unit: degree)

Section	Gender (G)	A load (L)				Total average	Source	F	p
		0 kg	10 kg	20 kg	30 kg				
hip joint Max	Male	147.83±3.49	147.64±3.58	147.75±4.12	148.01±2.73	147.81±3.38	L	.082	.970
	Female	145.16±7.73	143.98±7.67	145.64±7.01	144.64±7.99	144.85±7.34	G	4.967	.029*
	Total	146.49±6	145.81±6.12	146.69±5.7	146.32±6.07	146.33±5.87	L×G	.069	.976
Hip joint Min	Male	124.07±5.02	119.22±8.07	121.27±5.64	122.88±4.89	121.86±6.09	L	1.136	.341
	Female	113.85±8.7	109.11±11.65	113.56±12.06	113.81±11.75	112.58±10.88	G	21.498	.001***
	Total	118.96±8.68	114.16±11.05	117.41±9.98	118.34±9.92	117.22±9.93	L×G	.085	.968
Hip joint Mean	Male	137.35±4.3	134.6±5.33	135.09±4.5	136.36±3.58	135.85±4.43	L	.538	.658
	Female	130.34±8.42	127.23±10.25	130.03±9.62	129.32±9.6	129.23±9.21	G	15.914	.001***
	Total	133.85±7.43	130.91±8.8	132.56±7.76	132.84±7.93	132.54±7.91	L×G	.100	.960
Knee joint Max	Male	170.02±5.26	170.42±5.13	168.87±5.94	168.89±5.4	169.55±5.27	L	.166	.919
	Female	169.17±5.94	168.55±6.52	169.27±5.93	167.93±6.88	168.73±6.11	G	.389	.535
	Total	169.6±5.48	169.49±5.79	169.07±5.78	168.41±6.04	169.14±5.69	L×G	.125	.945
Knee joint Min	Male	134.93±8.07	133.25±6.04	132.44±6.68	130.06±7.86	132.67±7.15	L	1.901	.137
	Female	136.58±6.44	132.73±8.85	132.54±7.23	130.58±6.35	133.11±7.34	G	.073	.788
	Total	135.75±7.16	132.99±7.38	132.49±6.77	130.32±6.96	132.89±7.2	L×G	.080	.971
Knee joint Mean	Male	156.96±5.61	156.38±5.99	155.45±5.36	152.93±8.27	155.43±6.35	L	1.448	.236
	Female	154.81±6.91	152.73±8.05	152.38±7.6	149.85±7.61	152.44±7.47	G	3.636	.061
	Total	155.88±6.22	154.55±7.16	153.92±6.59	151.39±7.89	153.94±7.05	L×G	.039	.989
Ankle joint Max	Male	121.81±9.35	120.24±10.02	122.5±7.55	122.14±6.22	121.67±8.13	L	.092	.964
	Female	126.14±5.96	125.41±7.41	125.18±6.11	125.16±7.01	125.47±6.4	G	5.019	.028*
	Total	123.98±7.95	122.83±8.98	123.84±6.82	123.65±6.63	123.57±7.52	L×G	.116	.950
Ankle joint Min	Male	78.86±4.16	79.6±3.56	78.47±4.95	77.19±5.42	78.53±4.49	L	2.411	.074
	Female	80.67±4.33	77.75±6.08	75.84±5.78	73.98±6.83	77.06±6.13	G	1.570	.214
	Total	79.76±4.23	78.68±4.94	77.15±5.41	75.59±6.22	77.79±5.39	L×G	.928	.432
Ankle joint Mean	Male	88.76±4.15	87.71±3.34	89.52±2.23	88.8±2.27	88.7±3.05	L	.634	.596
	Female	91.21±3.89	89.92±6.15	88.49±5.98	87.16±6.67	89.19±5.75	G	.233	.631
	Total	89.99±4.11	88.81±4.95	89±4.43	87.98±4.92	88.94±4.58	L×G	1.058	.373

과에서 여성이 남성보다 더 쭉아진 형태를 보였으며 통계적으로 유의하였다.

모든 변인에서 중량과 성별차이의 주효과 간 상호작용은 없었으며 통계적으로 유의하지 않았다.

## 2. 하지관절 각도의 변화

표 2와 같이, 시상면에서 분석한 결과, 중량의 주효과는 엉덩, 무릎, 발목관절에서 서로 차이가 없었으며 통계적으로 유의하지 않았다. 성별의 주효과는 최대, 최소, 평균 엉덩관절 각도에서 남성이 여성과 비교해 더 신전된 형태를 보였으며 통계적으로 유의하였다. 또한 성별의 주효과는 최대 발목관절 각도에서 여성이 남성보다 더 저축굴곡된 형태를 보였으며 통계적으로 유의하였다.

## 3. 지면반력 성분들의 변화

표 3과 같이, 지지기 동안 최대 좌우지면반력은 중량의 주효과에서 0 kg과 비교해 10%, 20%, 30%에서 더 증가되는 형태를 보였으며 통계적으로 유의하였다. 또한 성별의 주효과에서 남성이 여성보다 더 큰 수치를 보였으며 통계적으로 유의하였다. 성별과 중량의 주효과 간 상호작용은 없었으며 통계적으로 유의하지 않았다.

표 3. 계단 내리기 시 중량과 성별에 따른 지면반력성분의 변화

Table 3. Change of ground reaction force components by gender and a load difference during downward stair (Unit: N/BW)

Section	Gender (G)	A load (L)				Total average	Source	F	p
		0 kg	10 kg	20 kg	30 kg				
Medial-lateral GRF	Male	0.22±0.03	0.24±0.05	0.26±0.07	0.26±0.07	0.25±0.06	L	3.022	.035*
	Female	0.14±0.03	0.18±0.03	0.18±0.05	0.18±0.03	0.17±0.04	G	50.698	.001***
	Total	0.18±0.05	0.21±0.05	0.22±0.07	0.22±0.07	0.21±0.06	L×G	.253	.859
1st anterior-posterior GRF	Male	0.25±0.09	0.27±0.07	0.29±0.09	0.3±0.11	0.28±0.09	L	1.688	.177
	Female	0.25±0.06	0.26±0.05	0.29±0.04	0.3±0.05	0.28±0.05	G	.005	.946
	Total	0.25±0.07	0.27±0.06	0.29±0.07	0.3±0.08	0.28±0.07	L×G	.024	.995
2nd anterior-posterior GRF	Male	-0.21±0.05	-0.26±0.07	-0.23±0.07	-0.24±0.06	-0.24±0.06	L	1.572	.204
	Female	-0.26±0.05	-0.29±0.07	-0.25±0.05	-0.26±0.09	-0.26±0.07	G	3.455	.067
	Total	-0.23±0.06	-0.27±0.07	-0.24±0.06	-0.25±0.08	-0.25±0.07	L×G	.236	.871
Vertical GRF	Male	2.52±0.47	2.53±0.55	2.58±0.59	2.73±0.44	2.59±0.5	L	2.047	.115
	Female	2.33±0.5	2.21±0.41	2.62±0.62	2.71±0.46	2.47±0.53	G	1.128	.292
	Total	2.42±0.48	2.37±0.5	2.6±0.59	2.72±0.43	2.53±0.51	L×G	.524	.667

표 4. 계단 내리기 시 중량과 성별에 따른 동적안정성지수 및 다리강성의 변화

Table 4. Change of dynamic postural stability index and leg stiffness by gender and a load difference during downward stair (Unit)

Section	Gender (G)	A load (L)				Total average	Source	F	p
		0 kg	10 kg	20 kg	30 kg				
COM-COP (m)	Male	-0.07±0.04	-0.13±0.04	-0.1±0.06	-0.1±0.05	-0.1±0.05	L	1.358	.262
	Female	-0.1±0.08	-0.12±0.09	-0.1±0.07	-0.09±0.07	-0.1±0.08	G	.010	.921
	Total	-0.09±0.06	-0.13±0.07	-0.1±0.06	-0.09±0.06	-0.1±0.06	L×G	.506	.680
Time to stabilization (sec)	Male	0.57±0.04	0.62±0.08	0.58±0.07	0.58±0.08	0.59±0.07	L	.942	.425
	Female	0.59±0.07	0.59±0.09	0.57±0.07	0.55±0.08	0.57±0.08	G	.414	.522
	Total	0.58±0.06	0.6±0.09	0.57±0.07	0.56±0.08	0.58±0.07	L×G	.444	.723
Leg stiffness	Male	22.48±12.32	20.49±10	23.03±14.9	22.34±16.52	22.09±13.16	L	.076	.973
	Female	15.18±7.58	14.32±3.42	14.22±3.09	14.27±2.7	14.5±4.47	G	11.056	.001***
	Total	18.83±10.64	17.41±7.93	18.63±11.41	18.31±12.24	18.29±10.49	L×G	.061	.980

#### 4. 동작안정성 및 다리강성의 변화

표 4와 같이 지지기 동안 다리강성은 성별의 주효과에서 남성이 여성보다 더 큰 수치를 보였으며 통계적으로 유의하였다. 중량과 성별의 주효과 간 상호작용은 없었으며 통계적으로 유의하지 않았다.

### IV. 논 의

세계적으로 건축물에서 계단 형태는 규격화된 구조를 선호하지만, 설치장소와 목적에 따라 다양한 계단 높이가 존재한다. 계단 내리기 동안 수직 축으로 증가된 계단 높이는 보행 능력의 제한과 함께 부자연스럽고 안전하지 못한 보행 패턴에 적응하게 만든다<sup>[21]</sup>. 이 연구에서 제작한 0.3 m의 계단 높이는 모든 대상자들에게 초기 접촉단계에서 동일한 “전족착지전략”을 유도 시켰다. 계단 내리기 동안 전족 착지는 무게중심에 비해 압력의 중심(center of pressure/ COP)의 전방 위치가 더 증가하기 때문에 후족 착지전략 보다 신체의 전방 운동량을 제어하기가 더 쉽다<sup>[12, 14]</sup>. 그러나 본 연구의 실험 방법에서 “전족착지전략”이 수행되었음에도 불구하고 계단 내리기 동안 개인 체중으로 표준화된 중량 0%, 10%, 20%, 30% 조건에서 성별 차이는 무게중심(center of mass/COM)의 전방 이동에 대한 최대합성이동속도, 발-지면 접촉 시 표준화된 다리길이, 시상면에서 최대-최소-평균 엉덩관절 각도, 최대 발목관절 각도, 좌우 지면반력, 그리고 다리강성을 변경시켰다. 따라서 이 연구의 결과가 어떤 내재적 요인에 의해 운동학적 및 운동역학적 차이를 유발시키는지 명확하지 않지만, 동일한 ‘전족착지전략’이 요구되는 계단 내리기 과업 중에도 성별에 따라 서로 다른 하강 전략을 가지고 중량을 수용하는 것으로 판단된다.

계단에서 내리기 동작은 위치 에너지가 소실되는 반면 운동에너지가 증가하여 선형 및 각 운동량을 증가시킨다<sup>[13]</sup>. 그리고 신체의 전진 운동량은 계단 내리기 동안 넘어질 위험을 증가시킬 수 있다<sup>[12, 22]</sup>. 연구결과, 성별의 주효과에서 여성이 남성 보다 COM의 최대 합성이동속도가 더 느리게 나타났으며, 중량의 주효과는 0 kg과 비교해 10%, 20%, 30% 중량조건에서 최대 합성이동속도가 더 감소되었다. 이 결과는 문헌에서 보고한 바와 같이 중량과 함께 내리기 동안 넘어짐 상황에 더 집중하기 위해 이동속도를 감소시키고, 보다 적은 엉덩관절 각도의 범위를 채택해 자세를 제어하기 위한 전략일 수 있다<sup>[8]</sup>. 또한 본 연구에서 남녀 모두 0 kg 조건에서 계단 내리기와

비교해 중량 증가에 따라 더 굴곡 되는 시상면 엉덩관절 각도를 보였다. 그러나 최대, 최소, 평균 엉덩관절 각도는 성별의 주효과에서 여성이 남성보다 더 굴곡된 형태가 나타난 반면, 최대 발목관절 각도는 남성보다 여성이 더 저축 굴곡된 형태를 보였다. 따라서 여성은 계단 내리기 동안 체중 외 추가된 중량 조건에서 신체의 전방 운동량에 저항하기 위해 시상면 고관절 각도의 운동범위를 더 제한시킨다. 그리고 계단에서 떨어질 위험에 대비해 이동속도 감소와 함께 발목관절은 더 저축굴곡시키는 전략을 채택하고 충격력 발생에 대비하고 있음을 시사한다.

“전족착지전략”의 또 다른 이점은 충격 에너지를 감소시키기 위해 필요한 경우 COM에 대한 앞 다리(리드)의 전방 접촉 위치 조절을 통해 자세 안정성을 확보할 수 있다<sup>[12, 14]</sup>. 따라서 발-지면 간 초기접촉 시 발생하는 COP-COM 간의 위치 관계는 계단 내리기 중 떨어질 위험성을 이해하는데 중요하다<sup>[3]</sup>. 그러나 이 연구에서 특이한 점은 중량과 성별 차이에 따라 COP-COM 간 위치거리 변화, 그리고 지면반력 샘플 수로 살펴본 안정화시간에서 서로 큰 차이가 나타나지 않았다. 이러한 보행변수의 조절 및 변화 없이 어떻게 보행 안정성을 유지시키고 충격에너지를 조절 시키는지 알아보기 위해 또 다른 변인인 하지길이의 변화율에 주목하였다. 연구결과, 3차원으로 분석된 표준화된 다리 길이는 성별의 주효과에서 남성이 여성보다 더 긴 형태를 보였으며, 여성들에게서 발견된 보다 저축 굴곡된 발목관절의 형태는 하지 길이 변화율 증가에 반영되지 못하는 것으로 밝혀졌다.

인간은 고르지 못한 지면높이에서 spring-mass model을 사용해 운동 궤적을 수동적으로 안정화시킨다<sup>[23]</sup>. 그리고 spring-mass 모델은 “강성”, “접촉각도”, “다리길이” 라는 매개변수로 설명되어왔다<sup>[9]</sup>. 이 문헌과 일치하게 본 연구에서 남성들은 여성보다 표준화된 다리 길이와 함께 다리강성을 더 증가시켰다. 그리고 남성들이 여성들보다 수직지면반력 증가와 함께 좌우지면반력을 증가시키는 반면, 성별과 중량 차이에 따라 전후 방향에 대한 제동력과 추진력에 큰 차이는 발견되지 않았다.

다리강성은 운동 기능을 조절하기 위한 중요한 제어 매개변수이기도 하며 충격력과 다리길이 변화율 간 밀접한 관련을 갖는다<sup>[9, 24]</sup>. 이에 계단에서 내리기 동안 중량 변화 조건에서 성별 차이로 인한 전방 운동량 제어 메커니즘은 전-후 방향에 대한 제동력 보다 다리강성과 좌우 지면반력을 이용해 조절시킨다는 것을 설명해준다. 그러나 다양한 운동 조건에 따라 다리강성 수치는 적절하게 조절되어 움직임 효율성을 극대화시킬 수 있지만,

계단 보행 동안 적절한 다리강성 수치는 아직 알려지지 않았다. 또한 본 연구는 계단 내리기 동안 중량과 성별 차이에 따라 변경되는 다리강성을 분석한 최초의 연구이기 때문에 선행연구와 수준 비교도 불가하다. 하지만, 이 연구에 참여한 남녀 대상자 모두 신체가 건강하고, 정상적인 보행 특징(평지에서 후속 보행)을 갖고 있었다. 또 이들에게 중량은 체간의 전-후방에 고르게 배분시킨 모델 적용하였으며, 중량은 개인 체중으로 표준화하였다<sup>25, 26</sup>. 따라서 이 연구에서 계단 보행 동안 성별과 중량 차이에 따라 생성된 다리강성 수준과 표준화된 다리길이 변화율은 추후 계단 보행 관련 후속연구에서 비교 준거가 될 수 있음을 시사한다.

## V. 결 론

이 연구에서 여성들은 계단 내리기 동안 엉덩 관절의 운동 범위와 함께 합성이동속도를 감소시켜 체중 외 추가된 중량변화를 성공적으로 수용하였다. 반면 남성들은 중량을 수용 및 운동량을 제어하기 위해 좌우 전단력, 수직지면반력, 다리강성을 증가시켰다. 그리고 이러한 차이는 남성들이 여성들 보다 더 신전된 엉덩관절 각도와 증가된 하지길이 변화율에 기인되었다. 결론적으로 여성들은 남성들과 비교해 무릎관절의 근육 기능 요구와 낙상 위험을 감소시키는 서로 다른 계단 하강 전략을 가지고 있다. 추가적으로 계단 보행 메커니즘을 보다 정량화하기 위해 하지 근육 기능과 다리강성을 동시에 평가하기 위한 추가적인 연구가 필요하다.

## References

- [1] J. Wang, J. C. Gillette, "Carrying asymmetric loads during stair negotiation: Loaded limb stance vs. unloaded limb stance," *Gait and Posture*. Vol. 64, pp. 213-219, 2018.  
DOI: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.06.113>
- [2] K. A. Hamel, N. Okita, J. S. Higginson, P. R. Cavanagh, "Foot clearance during stair descent: effects of age and illumination," *Gait and Posture*. Vol. 21, No. 2, pp. 135-140, 2005.  
DOI: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.01.006>
- [3] Y. N. G. Hong, C. S. Shin, "Gender differences of sagittal knee and ankle biomechanics during stair-to-ground descent transition," *Clinical Biomechanics*. Vol. 30, No. 10, pp. 1210-7, 2015.  
DOI: <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.08.002>
- [4] Y. Bhambhani, S. Buckley, R. Maikala, "Physiological and biomechanical responses during treadmill walking with graded loads," *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, Vol. 76, No. 6, pp. 544-51, 1997.  
DOI: <https://doi.org/10.1007/s004210050288>
- [5] M. Holewun, W. Lotens, "The influence of backpack design on physical performance," *Ergonomics*, Vol. 35, No. 2, pp. 149-57, 2007.  
DOI: <https://doi.org/10.1080/00140139208967803>
- [6] D. Chow, C. Wang, M. Pope, "Effects of backpack carriage on lumbopelvic control: A dynamical systems analysis," *International Journal of Industrial Ergonomics*, Vol. 44, No. 4, pp. 493-8, 2014.  
DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2014.04.002>
- [7] B. Lobb, "Load carriage for fun: a survey" of New Zealand trampers, their activities and injuries," *Applied Ergonomics*, Vol. 35, No. 6, pp. 541-7, 2004.  
DOI: <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2004.06.006>
- [8] X. Chen, X. Qu, "Effects of backpack load on stair gait in young male adults," *International Journal of Industrial Ergonomics*, Vol. 67, pp. 53-9, 2018.  
DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2018.04.008>
- [9] A. Silder, T. Besier, S. L. Delp, "Running with a load increases leg stiffness," *Journal of Biomechanics*, Vol. 48, No. 6, pp. 1003-8, 2015.  
DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.01.051>
- [10] S. Cayless, "Slip, trip and fall accidents: Relationship to building features and use of coroners' reports in ascribing cause," *Appl Ergon*, Vol. 32, No. 2, pp. 155-62, 2001.  
[https://doi.org/10.1016/S0003-6870\(00\)00052-1](https://doi.org/10.1016/S0003-6870(00)00052-1)
- [11] W. Freedman, L. Kent, "Selection of movement patterns during functional tasks in humans," *Journal of Motor Behavior*, Vol. 19, No. 2, pp. 214-26, 2013.  
DOI: <https://doi.org/10.1080/00222895.1987.10735408>
- [12] J. H. van Dieën, M. Spanjaard, R. Könemann, L. Bron, M. Pijnappels, "Mechanics of toe and heel landing in stepping down in ongoing gait," *Journal of Biomechanics*, Vol. 41, No. 11, pp. 2417-21, 2008.  
DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.05.022>
- [13] J. H. van Dieën, M. Spanjaard, R. Konemann, L. Bron, M. Pijnappels, "Balance control in stepping down expected and unexpected level changes," *Journal of Biomechanics*, Vol. 40, No. 16, pp. 3641-9, 2007.  
DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.06.009>
- [14] M. Pijnappels, M. F. Bobbert, J. H. van Dieën, "Contribution of the support limb in control of angular momentum after tripping," *Journal of Biomechanics*, Vol. 37, No. 12, pp. 1811-8, 2004.  
DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.02.038>
- [15] M. Spanjaard, N. D. Reeves, J. Van Dieën, V. Baltzopoulos, C. N. Maganaris, "Lower-limb biomechanics during stair descent: influence of

- step-height and body mass," *Journal of Experimental Biology*, Vol. 211, No. 9, pp. 1368-75, 2008.  
DOI: <https://doi.org/10.1242/jeb.014589>
- [16] E. E. Gerstle, K. G. Keenan, K. O'Connor, S. C. Cobb, "Lower extremity muscle activity during descent from varying step heights," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Vol. 42, pp. 57-65, 2018.  
DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2018.06.006>
- [17] S. D. Barber-Westin, F. R. Noyes, M. Galloway, "Jump-land characteristics and muscle strength development in young athletes: a gender comparison of 1140 athletes 9 to 17 years of age," *The American Journal of Sports Medicine*, Vol. 34, No. 3, pp. 375-84, 2006.  
DOI: <https://doi.org/10.1177/036354650528124>
- [18] S. M. Lephart, C. M. Ferris, B. L. Riemann, J. B. Myers, F. H. Fu, "Gender differences in strength and lower extremity kinematics during landing," *Clinical Orthopaedics and Related Research*. Vol. 401, pp. 162-9, 2002.
- [19] B. Danneskiold-Samsøe, E. Bartels, P. Bülow, H. Lund, A. Stockmarr, C. Holm, et al., "Isokinetic and isometric muscle strength in a healthy population with special reference to age and gender," *Acta Physiologica*, Vol. 197, pp. 1-68, 2009.  
DOI: <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.2009.02022.x>
- [20] W. P. Ebben, T. VanderZanden, B. J. Wurm, E. J. Petushek, "Evaluating plyometric exercises using time to stabilization," *Journal of Strength and Conditioning Research*, Vol. 24, No. 2, pp. 300-306, 2010. DOI: <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181cbaadd>
- [21] K. M. Gallagher, J. VandenBussche, J. P. Callaghan, "Gait adaptations to different paths of stair descent," *Gait and Posture*, Vol. 38, No. 4, pp. 691-695, 2013.  
DOI: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.03.008>
- [22] A. Hof, M. Gazendam, W. Sinke, "The condition for dynamic stability," *Journal of Biomechanics*, Vol. 38, No. 1, pp. 1-8, 2005.  
DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.03.025>
- [23] R. Müller, R. Blickhan, "Running on uneven ground: leg adjustments to altered ground level," *Human Movement Science*, Vol. 29, No. 4, pp. 578-589, 2010.  
DOI: <https://doi.org/10.1016/j.humov.2010.04.007>
- [24] A. Silder, S. L. Delp, T. Besier, "Men and women adopt similar walking mechanics and muscle activation patterns during load carriage," *Journal of Biomechanics*, Vol. 46, No. 14, pp. 2522-8, 2013.  
DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.06.020>
- [25] S. H. Hyun, "Effect of Different Drop Heights and Load on Lower Extremity Kinetics in Landing Task," *The Journal of The Institute of Internet, Broadcasting and Communication*, Vol. 21, No. 3, pp. 115-121, 2021.  
DOI: <https://doi.org/10.7236/JIIBC.2021.21.3.115>
- [26] C. C. Ryew, S. H. Hyun, "The Mechanism Study of Gait on a Load and Gender Difference," *International Journal of Internet, Broadcasting and Communication*, Vol. 13, No. 1, pp. 47-53, 2021.  
DOI: <https://doi.org/10.7236/IJIBC.2021.13.1.47>

### 저 자 소 개

#### 현 승 현(정회원)



- 2012년 ~ 현재 : 제주대학교 체육학과
- 주관심분야 : HMI(Human Machine Interaction)기술

※ 이 논문 또는 저서는 2020년 대한민국 교육부와 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임 (NRF-과제번호) (NRF-2020S1A5B5A17087323)