

Original Article

Open Access

계단 오름 보행 시 전족, 후족 착지 방법에 따른 하지의 근활성도와 발목 각도 비교

김준수¹ · 김현준¹ · 이상열^{2†}

¹경성대학교 대학원 물리치료학과

²경성대학교 물리치료과

Comparison of Ankle Angle and Lower extremity Muscle Activities Between Forefoot Strike, Heelfoot strike During the Stair Ascent Walking

Jun-Su Kim, P.T., B.S.¹ · Hyun-Jun Kim, P.T., B.S.¹ · Sang-Yeol Lee, P.T., Ph.D.^{2†}

¹*Department of Physical Therapy, Graduate School, Kyung Sung University*

²*Department of Physical Therapy, Kyung Sung University*

Received: February 25, 2024 / Revised: March 14, 2024 / Accepted: March 15, 2024

© 2024 Journal of Korea Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Association

This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

| Abstract |

Purpose: The purpose of this study is to compare lower extremity muscle activities and ankle joint angles between different foot strike patterns (forefoot strike, heelfoot strike) during stair ascent walking.

Methods: The subjects of this study were 22 males who walked in each foot strike pattern on ascent stairs at a speed of 85 beats/min. During stair walking with the two types of foot strike patterns, the muscle activities of the rectus femoris, tibialis anterior, medial gastrocnemius, hamstring, and gluteus medius were measured. Additionally, ankle joint angles for inversion, eversion, dorsi flexion, and plantar flexion were recorded. Each participant underwent the experiment three times, with the foot strike pattern randomized. Results were averaged according to the foot strike pattern.

Results: Significant differences in ankle angles were observed across all phases according to foot strike pattern. Muscle activities in the lower extremities showed significant differences in all phases except the swing 1 phase. Moreover, differences in foot movement trajectory were noted depending on the foot strike pattern.

Conclusion: Walking on ascent stairs elicited differences in lower extremity muscle activities and ankle joint angles based on foot strike pattern. These findings can serve as foundational data for selecting a suitable foot strike pattern tailored to individual patient conditions when training patients in walking on ascent stairs.

Key Words: Ankle angle, Foot strike, Forefoot strike, Muscle activities, Stair

†Corresponding Author : Sang-Yeol Lee (sjslh486@ks.ac.kr)

I. 서론

높이가 다른 두 바닥면을 연결해주는 통로인 계단은 일상생활에서 빈번하게 마주하는 구조물이며 사람들의 재활을 돕거나 최적의 작업환경 그리고 공공시설의 설계에 반드시 필요한 시설로서 역할을 한다(Eun, 2003). 이러한 계단을 오르는 동작은 계단의 구조적 특성에 의해 평지에서 보다 더 큰 하지관절의 모멘트와 운동범위를 요구한다는 점에서 매우 흥미롭다(Andriacci et al., 1982; Andriacchi et al., 2005).

계단을 오르는 계단보행은 평지보행과 함께 인체의 이동 수단으로 빈번하게 사용되며 평지보행과 마찬가지로 디딤기와 흔들기로 구성이 된다(Jun & Ryu, 2008). 또한 지지하는 발의 이동이 교차적으로 반복된다는 점과 양발이 함께 지지하는 순간이 있다는 점에서 평지보행과 공통점을 지닌다(Jung, 2002).

그러나 계단 보행은 수직상승을 동반한다는 점에서 평지보행과는 다른 특징을 지닌다. 수직이동을 동반하기 때문에 평지보행에 비해 더 많은 하지의 힘과 근력 그리고 조절능력을 요구하게 된다(Riener et al., 2002). Han 등(2009)에 따르면 계단 오르기 시에는 앞정강근과 안쪽 장딴지근의 근활성도가 평지보행에 비해 더 증가하게 되어 더 많은 힘을 요구하게 되고, Paffenbarger 등(1993)은 보행 속도에 따라 차이가 나타날 수 있지만 계단보행은 평지 보행에 비해 10~15배의 에너지 소모가 요구된다고 하였다.

계단 오르기 동작이 평지보행과 또 다른 차이를 나타내는 지점은 처음 발이 지면에 닿게 되는 착지 지점이다. Ehara 등(1995)에 따르면 평지보행과는 다르게 오르막 계단보행은 인체를 더 높은 지점으로 올려야 하기 때문에 발 분절의 접촉방식이 다르게 나타난다. 평지보행은 발 분절의 접촉부위가 후족(Heel)에서 전족(Forefoot)으로 변화하게 되는 반면, Kim 등(2006)에 따르면 오르막 계단 보행의 경우 각각의 걸음(Step)이 발뒤꿈치(Heel)가 아닌 발가락 또는 발볼(Ball of the foot)에서 시작을 하게 된다. 계단보행 시 발착지 유형과 몸통 기울기에 따른 하지분절의 역학

적 에너지 변화에 관한 연구를 진행한 Jung(2002)에 따르면 계단보행 시 발착지 유형에 따라 하지 분절의 에너지 변화량의 크기가 달라질 수 있음을 알 수 있다.

계단 보행에 관한 연구는 보행주기와 관련된 가장 기본적인 연구에서 시작하여 더 다양한 측정 방식을 이용한 최근의 연구에 이르기까지 독특한 영역을 구축하며 발전해 왔다(Kim et al., 2006). 계단 보행에 관한 몇 가지 연구들을 살펴보면, Kim 등(2007)의 계단 오르기 동작 시 후방하지를 다음 발걸음을 위해 전방으로 들어올림에 따른 앞정강근의 근활성도를 제시한 연구, 계단보행 시 넙다리네갈래근의 중요성 및 무릎 주위 근육의 활동크기에 대해 논한 Shinno (1981)의 연구, Oh 등(2004)의 계단 오르고 내리기 시 엉덩관절 내회전이 하지관절 근활성도에 미치는 영향에 관한 연구, McFadyen 와 Winter (1988)의 계단 보행 시 디딤기 동안의 관절 모멘트 및 하지근육들의 패턴을 제시한 연구 등 계단보행과 관련한 하지관절 및 근육에 대한 연구들이 진행되어왔음을 알 수 있다.

지금까지의 계단보행과 관련된 연구는 특정 관절의 변인 및 근육을 중심으로 연구가 진척 되어오고 있다는 것을 알 수 있다. 하지만, 계단보행 시 착지유형을 달리할 수 있고 보행시 착지유형이 역학적 요인에 영향을 미칠 수 있는 것으로 보고되고 있음(Jung, 2002)에도 착지유형을 독립변수로 진행한 계단보행에 대한 연구는 부족한 실정이다. 계단 오르기 동작은 일상생활에서 매우 빈번하게 일어나는 동작이기 때문에 연구의 과제로서 충분한 가치를 지니며(Eun, 2003) 다른 형태의 보행에 대한 추가적인 정보는 인간 이동과 관련된 다양하고 복잡한 과정에 대한 이해를 증가시킬 것이다(McFadyen & Winter, 1988). 뿐만 아니라 계단 오르기 동작 분석은 무릎관절염과 같은 계단 오르기 동작에 제한을 가하는 질환을 가진 환자를 평가하고 치료효과에 대한 평가를 함에 있어 필수적인 자료이다(Kim, 2001).

따라서 본 연구는 대학생을 대상으로 계단 오르기 동작 시 발의 앞쪽 부분만 접촉하는 전족착지 유형(Forefoot strike), 발뒤꿈치가 계단 면에 먼저 접촉 후

전족(forefoot)으로 접촉부위가 변하게 되는 후족착지(Heelfoot strike) 유형에 따른 오른 하지 근활성도 및 발목 관절 각도변화를 비교 분석 하고자 한다.

II. 연구 방법

1. 연구 대상

본 연구는 건강한 20대 성인 남성을 대상으로 진행했다. 대상자 수는 G-power 프로그램을 이용하여 통계 분석 대응표본 T검정 항목에서 효과 크기 0.8, 유의수준 0.05, 검정력 95%, 탈락률 10%로 설정하여 총 24명으로 정하였다. 본 연구의 전체적인 실험 절차와 방법 및 목적에 대해 충분한 설명을 들은 후 대상자의 자발적인 동의를 얻어서 실험을 진행하였다. 몸통 및 다리의 신경계와 근골격계에 문제가 있는 자, 계단 보행 동작 수행 중 통증을 호소하거나 관절에 구축이 있는 자 그리고 평발, 척추, 요추 등 족부 질환으로 진단을 받은 대상자는 연구에서 제외하였다. 대상자의 기본적인 정보를 분석하기 위해 연령, 신장, 체중을 포함한 특성을 조사하였다.

2. 측정도구 및 방법

1) 계단

본 연구에서 사용 된 계단은 주택건설기준 등에 관한 규정 제16조(계단) 1항 공동으로 사용되는 계단의 종류 기준인 유효폭 120cm 이상, 단높이 18cm 이하, 단너비 26cm 이상에 포함되는 유효폭 165cm, 단높이 14cm, 단너비 32cm 이다.

2) 표면근전도시스템

계단 보행 시 전족착지(Forefoot strike)와 후족착지(Heelfoot strike)에 따라 활성화 되는 우세 측 다리의 근전도를 확인했다. 계단보행 시 전족착지는 안쪽 뼈

기뼈(Medial cuneiform)에서 발배뼈(Navicular)부분으로 발을 착지하여 안쪽 세로활이 지면에 닿는 착지 방법이다. 후족착지는 평지보행에서 보이는 발꿈치 닿기(Heelfoot strike)와 동일한 방식인 발꿈치뼈(Calcaneus)가 지면에 닿은 후 전족이 닿아가는 착지 방법이다. 계단 보행에서 두 가지 착지방법에 따라 활성화되는 하지 근육들 중 넙다리곧은근(rectus femoris), 앞정강근(tibials anterior), 안쪽장딴지근(medial gastrocnemius), 넙다리뒤근육(hamstring), 중간볼기근(gluteus medius)의 자료 수집을 위해 표면근전도 시스템(TM DTS, Noraxon Inc., USA) 5채널을 사용하였고, 부착 부위는 근육의 부피가 제일 넓은 부분에 부착하였다(Criswell, 2011). 피부표면에서 나타나는 노이즈를 줄이기 위하여 전극이 부착 부위에 제모를 진행하였고, 알콜솜을 이용하여 주변을 청결히 했다. 근전도 신호 수신을 위한 표본 추출율은 1000Hz로 설정하고, 주파수 대역 필터는 50~450Hz로 설정하였다. 근육의 근전도 신호는 제공 평균 제공근법으로 처리하여 분석한다. 본 연구에서 각 측정근육의 근 활성도를 표준화하기 위해 대상자의 평지보행 주기를 3번 반복 측정해 측정 근육의 근활성도 평균값을 계산하였고 이를 기준으로 %RVC로 환산하여 본 연구에 사용하였다. 각 근육의 근활성도는 RVC로 처리되었을 때 보행과 같은 움직임 동안 개인 간의 RMS EMG 신호에서의 차이에 대한 민감도를 감소시키는 경향을 지닌다(Criswell, 2011). 평지 보행의 동작 구간을 기초로 하여 뒤꿈치 닿기(Heelfoot strike)~부하반응기>Loading response) 구간을 디딤구간 1(Stance phase 1), 중간 디딤기(Mid stance) 구간을 디딤구간 2(Stance phase 2), 발꿈치 떼기(heel off)~발가락 떼기(Toe off) 구간을 지지구간 3(Stance phase 3), 초기&중간 흔들기(Initial&mid swing) 구간을 흔들구간 1(Swing phase 1) 그리고 마지막 흔들기(Terminal Swing) 구간을 흔들구간 2(Swing phase 2) 구간으로 나누었다. 하지의 근육 활성도는 지지구간 1, 지지구간 2, 지지구간 3, 흔들구간 1 그리고 흔들구간 2 로 5개의 동작 구간으로 측정했다.

3) 관절 동작 측정 및 전극 부착 부위

삼차원적 동작 분석 장비(Myomotion research pro, Noraxon Inc., USA)는 무선 캡처 장비로 관성측정장치(inertial measurement unit, IMU)센서를 이용한다. 관성 측정 장치는 가속도, 지자기 센서의 정보를 조합하여 방향 정보를 제공한다(Saber-Sheikh et al., 2010). 계단 보행 시 전족착지와 후족착지에 따른 발목관절의 발등굽힘(dorsi flexion), 발바닥굽힘(Plantar flexion), 안쪽 번짐(inversion) 그리고 바깥번짐(eversion)의 각도를 확인했다. 마이오모션의 센서는 정강이와 발등에 각각 부착했다.

4) 발의 이동궤적 분석

발의 이동궤적 모습을 촬영하기 위해 iPhone 13 mini 및 동영상 편집 프로그램(Actshot, Aceca Corp., Iphone App store)을 사용하여 참가자들의 착지유형에 따른 계단보행 이동궤적을 시상면 상에서 촬영을 하였다

3. 실험 절차

본 실험은 맨발의 조건에서 계단 보행을 측정했다. 참여자들은 상체가 하지에 미치는 영향을 최소화하기 위해 상체를 곧게 세우도록 지시했다. 전족착지와 후족착지 방식이 익숙해지도록 5~10회 연습을 실시했다. 또한 계단 보행의 속도를 제어하기 위해 85beats/min 속도에 맞춰 실시했다. 보행 속도가 충분히 익숙해진 후에 계단 오르기를 실시하였으며, 우세 측 다리의 근육활성도와 발목관절 각도를 측정하였다. 전족착지와 후족착지 방법의 순서가 결과에 영향을 미칠 것을 고려하여 무작위 방법으로 보행 방식을 배정하였다. 각각 3번의 보행 주기를 측정하여 가운데 주기를 본 연구에 사용하였으며, 3세트 측정하여 평균 값을 본 연구의 분석에 사용하였다. 피로를 최소화하기 위해 각 세트간 1분의 휴식을 했다.

4. 자료 분석

본 연구는 실험을 통해 수집된 자료를 SPSS 26.0 (IBM SPSS Inc., USA)을 이용하여 통계처리 하였다. 기술통계를 통해 대상자의 일반적인 특성을 평균과 표준편차로 산출하였으며(Table 1), 계단보행 시 전족착지와 후족착지 유형에 따른 하지의 근활성도와 발목의 각도 차이를 검증하기 위해서 대응표본 t-검정을 실시하였다. 통계처리를 위한 유의수준 α 는 0.05로 설정하였다. 총 연구 실험자는 24명이나, 실험 중 오류가 발생한 2명은 제외한 22명으로 데이터를 나타내었다.

Table 1. Anthropometric data

Variable	Age(yr)	Height(cm)	Weight(kg)
Adult(n=22)	24.64±2.65 ^a	174.45±4.79	74.18±10.66

^a Mean±SD

III. 연구 결과

1. 국면별 계단오르기 동작 시 착지유형에 따른 발목 관절각 분석

계단오르기 시 전족착지와 후족착지에 따른 지지구간 1,2 그리고 3의 발목 관절각 차이를 비교한 결과는 <Table 2>과 같다. 지지구간 1의 결과 발목 바깥번짐 각도가 전족 13.31±1.22°, 후족 7.85±1.03°로 전족착지 시 발목 바깥번짐의 각도가 통계적으로 유의한 차이를 나타내었다($p<0.05$). 지지구간 1의 결과 발목 발등굽힘 각도가 전족 15.28±1.22°, 후족 12.99±1.06°로 전족착지 시 발목 발등굽힘의 각도가 통계적으로 유의한 차이를 나타내었다($p<0.05$). 나머지 발목 관절의 움직임은 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다($p>0.05$). 지지구간 2의 결과 발목 바깥번짐 각도가 전족 10.41±1.30°, 후족 5.24±0.95°로 전족착지 시 발목 바깥번짐의 각도가 통계적으로 유의한 차이를 나타내었다($P<0.05$). 발목 발등굽힘 각도는 전족 10.27±1.54°,

Table 2. Comparison of ankle angle on all phase during stair ascending between the group

Variable		Forefoot Strike	Heelfoot strike	<i>t</i>	<i>p</i>
Stance phase 1	Plantar flexion	-4.53±1.45 ^a	-3.79±0.80	0.53	0.60
	Dorsi flexion	15.28±1.22	12.99±1.06	2.36	0.03*
	Eversion	13.31±1.22	7.85±1.03	-4.55	0.00*
	Inversion	-1.43±1.30	-0.51±1.16	-0.75	0.47
Stance phase 2	Plantar flexion	-2.34±1.44	-0.85±0.75	1.14	0.27
	Dorsi flexion	10.27±1.54	4.34±0.79	4.62	0.00*
	Eversion	10.41±1.30	5.24±0.95	-4.48	0.00*
	Inversion	-2.57±1.47	-1.30±0.97	-0.78	0.45
Stance phase 3	Plantar flexion	19.30±1.86	10.79±1.38	-5.27	0.00*
	Dorsi flexion	3.30±1.37	4.92±0.91	-1.44	0.17
	Eversion	3.62±1.41	3.04±0.96	-0.40	0.69
	Inversion	19.61±2.54	20.69±1.83	-0.47	0.64
Swing phase 1	Plantar flexion	22.36±2.04	11.25±1.74	-11.00	0.00*
	Dorsi flexion	5.02±1.48	10.79±1.26	-5.26	0.00*
	Eversion	0.19±1.58	3.08±1.68	2.81	0.01*
	Inversion	23.09±2.03	19.62±1.79	1.72	0.10
Swing phase 2	Plantar flexion	-3.61±1.49	-7.62±1.09	-2.70	0.01*
	Dorsi flexion	12.42±1.35	14.79±1.08	-2.93	0.01*
	Eversion	6.96±1.18	6.98±1.15	0.01	0.99
	Inversion	1.13±1.50	0.75±1.66	0.30	0.77

Unit : °, ^a Mean±SE *Significant difference on all phase during stair ascending between the group, **p*<0.05

후족 4.34±0.79°로 전족착지 시 발목 발등굽힘의 각도가 통계적으로 유의한 차이를 나타내었다(*p*<0.05). 나머지 발목 관절의 움직임은 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다(*p*>0.05). 지지구간 3의 결과 발목 발바닥굽힘 각도가 전족 19.30±1.86°, 후족 10.79±1.38°로 전족착지 시 통계적으로 유의한 차이를 나타내었다(*p*<0.05). 나머지 발목 관절의 움직임은 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다(*p*>0.05)(Table 2).

계단오르기 시 전족착지와 후족착지에 따른 흔들 구간 1 그리고 2의 발목 관절각 차이를 비교한 결과는 <Table 2>와 같다. 흔들구간 1의 발목 발바닥굽힘 각도는 전족 22.36±2.04°, 후족 11.25±1.74°로 전족착지 시 통계적으로 유의한 차이를 나타내었다(*p*<0.05). 발목 발등굽힘 각도는 전족 5.02±1.48°, 후족 10.79±1.26°로

후족착지 시 통계적으로 유의한 차이를 나타내었다(*p*<0.05). 발목 바깥번짐 각도는 전족 0.19 ± 1.58° 후족 3.08±1.68°로 후족착지 시 통계적으로 유의한 차이를 나타내었다(*p*<0.05). 발목 관절 안쪽번짐 각도는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다(*p*>0.05). 흔들 구간 2의 발목 발바닥굽힘 각도는 전족 -3.61±1.49°, 후족 -7.62±1.09°로 전족착지 시 통계적으로 유의한 차이를 나타내었다(*p*<0.05). 발목 발등굽힘 각도는 전족 12.42±1.35° 후족 14.79±1.08°로 후족착지 시 통계적으로 유의한 차이를 나타내었다(*p*<0.05). 나머지 발목 관절의 움직임은 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다(*p*>0.05)(Table 2).

2. 국면별 계단오르기 동작 시 착지유형에 따른 하지 근전도 변인분석

계단오르기 시 전족착지와 후족착지에 따른 지지 구간1,2 그리고 3의 근활성도 차이를 비교한 결과는 <Table 3>와 같다. 지지구간 1의 결과 넙다리곧은근에서는 전족착지 시 253.92±33.97 후족착지 시 300.26±31.26 로 후족착지 시 통계적으로 유의한 차이를 나타내었다($p<0.05$). 앞정강근에서는 전족착지 시 186.34±17.10, 후족착지 시 273.48±29.57로 후족착지

시 통계적으로 유의한 차이를 나타내었다($p<0.05$). 장딴지근에서는 전족착지 시 606.66±105.39, 후족착지 시 301.22±56.08로 전족착지 시 통계적으로 유의한 차이를 나타내었다($p<0.05$). 넙다리뒤근에서는 전족착지 시 206.91±39.62, 후족착지 시 119.38±11.02로 전족착지 시 통계적으로 유의한 차이를 나타내었다($p<0.05$). 중둔근에서는 전족착지 시 119.59±13.23, 후족착지 시 153.46±20.83로 후족착지 시 통계적으로 유의한 차이를 나타내었다($p<0.05$). 지지구간 2의 결과 장딴지근에서는 전족착지 시 553.49±106.09, 후족착지

Table 3. Comparison of muscle activities on all phase during stair ascending between the group

	Variable	Forefoot Strike	Heelfoot strike	<i>t</i>	<i>p</i>
Stance phase 1	Rectus femoris	253.92±33.97 ^a	300.26±31.26	-2.32	0.03 [*]
	Tibialis anterior	186.34±17.10	273.48±29.57	-3.63	0.00 [*]
	Gastrocnemius	606.66±105.39	301.22±56.08	4.01	0.00 [*]
	Hamstring	206.91±39.62	119.38±11.02	2.39	0.03 [*]
	Gluteus medius	119.59±13.23	153.46±20.83	-2.16	0.04 [*]
Stance phase 2	Rectus femoris	369.01±46.94	351.00±60.73	0.29	0.77
	Tibialis anterior	171.41±24.55	215.70±39.27	-1.17	0.26
	Gastrocnemius	553.49±106.09	236.14±73.67	3.30	0.00 [*]
	Hamstring	387.42±74.30	247.12±36.90	2.47	0.02 [*]
	Gluteus medius	156.56±20.95	161.70±13.41	-0.26	0.80
Stance phase 3	Rectus femoris	552.31±177.22	488.18±127.39	0.29	0.78
	Tibialis anterior	241.30±40.40	308.40±73.24	-1.16	0.26
	Gastrocnemius	243.71±26.50	130.02±12.90	4.21	0.00 [*]
	Hamstring	419.26±56.80	378.94±57.28	0.81	0.43
	Gluteus medius	204.13±29.69	195.40±25.73	0.45	0.66
Swing phase 1	Rectus femoris	376.66±105.18	433.07±101.66	-0.41	0.68
	Tibialis anterior	234.94±35.34	342.04±57.07	-1.94	0.07
	Gastrocnemius	377.08±102.20	247.85±48.12	1.82	0.83
	Hamstring	306.08±52.36	289.43±35.28	0.34	0.74
	Gluteus medius	186.04±24.64	189.20±20.90	-0.21	0.84
Swing phase 2	Rectus femoris	292.89±64.98	618.87±144.01	-2.21	0.04 [*]
	Tibialis anterior	273.40±20.12	407.17±48.48	-3.14	0.01 [*]
	Gastrocnemius	282.13±51.56	347.25±48.18	-1.22	0.24
	Hamstring	156.61±22.02	154.62±25.24	0.10	0.92
	Gluteus medius	152.93±26.43	207.54±38.63	-1.78	0.09

Unit: %RVC, ^aMean±SE ^{*}Significant difference on all phase during stair ascending between the group, ^{*} $p<0.05$

시 236.14 ± 73.67 로 전족착지 시 통계적으로 유의한 차이를 나타내었다($p < 0.05$). 넙다리뒤근에서는 전족착지 시 387.42 ± 74.30 , 후족착지 시 247.12 ± 36.90 로 전족착지 시 통계적으로 유의한 차이를 나타내었다($p < 0.05$). 나머지 근육에서는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다($p > 0.05$). 지지구간 3의 결과 장딴지근에서는 전족착지 시 243.71 ± 26.50 , 후족착지 시 130.02 ± 12.90 로 전족착지 시 통계적으로 유의한 차이를 나타내었다($p < 0.05$). 나머지 근육에서는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다($p > 0.05$).

계단오르기 시 전족착지와 후족착지에 따른 흔들 구간 1 그리고 2의 근활성도 차이를 비교한 결과는 <Table 3>와 같다. 흔들구간 1의 근육들에서는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다($p > 0.05$). 흔들구간 2의 결과 넙다리 곧은근에서는 전족착지 시 292.89 ± 64.98 , 후족착지 시 618.87 ± 144.01 로 후족착지 시 통계적으로 유의한 차이를 나타내었다($p < 0.05$). 앞정강근에서는 전족착지 시 273.40 ± 20.12 , 후족착지 시 407.17 ± 48.48 로 후족착지 시 통계적으로 유의한 차이를 나타내었다($p < 0.05$) 나머지 근육에서는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다.

3. 계단 오르기 시 착지 유형에 따른 발의 이동궤적 차이

그림 1과 2의 시퀀스 사진은 동영상 편집 프로그램 (Actshot, Aceca Corp., Iphone App store)을 사용하여 나타낸 사진으로 계단 오르기 시 착지 유형에 따른 발의 이동궤적 차이를 보여준다.



Fig. 1. Forefoot strike pattern.



Fig. 2. Heelfoot strike pattern.

IV. 고찰

본 연구는 계단 오르기 동작 시 계단 접촉 방식에 따른 하지 근활성도 및 발목 관절 각도 변화를 분석하기 위하여 정상 성인 남성 24명을 대상으로 실험을 진행하였다. 이때 발목관절에서 일어날 수 있는 움직임인 발등굽힘, 발바닥굽힘, 안쪽번짐 그리고 바깥번짐의 각도와 넙다리곧은근, 앞정강근, 안쪽장딴지근, 넙다리뒤근, 중간볼기근의 근활성도를 측정하여 비교 분석하였다.

지지구간 1(Stance phase 1)은 발의 접촉이 이루어지고 체중이 오른하지로 이동하기 시작하는 시기이다. 전족착지의 지지구간 1 시기에 바깥번짐 각도에서 유의한 차이가 있었다. 발은 안쪽 세로활, 가쪽 세로활 그리고 한개의 앞쪽 가로활 총 3개의 활로 구성된다. 그 중 안쪽 세로활은 발에서 체중을 견디고 발에 가해지는 충격을 흡수하는 구조물이다(Tome et al., 2006). 안쪽 세로활 유지에 기여하는 뼈에는 발꿈치뼈, 목말뼈, 발배뼈, 췌기뼈 그리고 관련된 3개의 안쪽 발허리뼈들이 포함된다. 즉, 체중을 견디고 충격을 흡수하는 구조물인 안쪽 세로활이 유지되기 위해서는 발뒤꿈치가 지면에 닿고 있어야 한다. 이러한 사실들에 비추어 봤을 때 전족착지를 하는 경우 발뒤꿈치가 계단 지면에 닿지 않게 되고(Figure 1), 발의 안쪽 활 부분이 정상적으로 유지되지 못하며, 그에 따라 안쪽 활 부분이 지면에 닿게된다. Cornwall과 McPoil TG (1999)에 따르면 보행주기(Gait cycle)에서 발뒤꿈치가 지면에 접촉(Heel contact)이 이루어진 직후부터 발뒤꿈치 떼기가

이루어지는 중간 디딤기(Mid stance)까지 목말밑 관절에서 바깥변짐 각도가 증가한다 하였다. 이는 지지발에 가해지는 체중 부하량이 증가하고 발뒤꿈치가 지면에서 점점 떨어지게 되면서 안쪽 세로활이 낮아짐에 따라, 바깥변짐이 증가한 것으로 생각되며 이러한 점을 고려했을 때 전족착지 시에도 발뒤꿈치가 지면에 닿지 못하고 체중부하가 이루어지면서, 안쪽 세로활이 후족착지의 지지구간 1 시기 보다 낮아졌을 것이며 그에 따라 바깥변짐 각도가 유의하게 증가한 것으로 판단된다. 전족착지 시 지지구간 1에서 발등굽힘(Dorsiflexion)에 유의한 차이가 있었다. 후족착지를 했을 때와는 다르게 전족착지 시 발뒤꿈치가 공중에 놓인 상태로 발의 앞부분이 지면에 닿게 되고(Figure 1) 이때 체중이 오른 하지로 이동되면서, 발뒤꿈치가 계단 높이 아래로 떨어져 지지구간 1 시기에 유의한 발등굽힘 증가가 나타난 것으로 사료된다.

후족착지 시 지지구간 1에서는 앞정강근의 근활성도에 유의한 차이가 있었다. 앞정강근은 정강뼈의 가쪽관절염기에서 앞모서리 측면을 따라 내려가 첫번째 발허리뼈와 안쪽 뼈기뼈에 연결되는 근육으로 발목관절 발등굽힘과 안쪽변짐 동작을 만든다. 평지보행에서 발뒤꿈치 접촉 이후 발뒤꿈치뼈의 뒷부분에 가해지는 체중부하에 의해 야기되는 수동적 발바닥 굽힘(Passive plantar flexion)에 대해 앞정강근은 감속(Deceleration)을 만들어주는 역할을 한다(Neumann, 2016). 이러한 특성들을 고려해볼 때 후족착지 지지구간 1 시기에 발뒤꿈치 접촉이 이루어진 이후 체중부하가 이루어지면서 발생하게 되는 수동적 저축 굴곡에 대해 앞정강근이 감속을 만들면서 유의한 차이가 나타난 것으로 사료된다. 장딴지근은 계단 오르기, 걷기, 달리기와 같은 활동 시에 가자미근과 함께 구심성 수축을 통해 추진력을 제공하는 대표적인 근육이다. 전족착지 시 지지구간 1에서 장딴지근의 근활성도에 유의한 차이가 있었다. 발뒤꿈치가 지면에 닿지 않는 전족착지는 발뒤꿈치가 공중에 놓여있게 되고(Figure 1) 이러한 상황에서 신체를 더 높은 지점으로 올리기 위해 장딴지근이 구심성 수축을 통해 추진력을 제공함에 따라 전족착지 지지구간 1에서 높은 근활성을

보인 것으로 사료된다. 후족착지 지지구간 1에서 넙다리 곧은근의 근활성도에 유의한 차이가 있었다. 계단을 오르는 동작 동안 하지 신근의 구심성 수축은 신체를 수직으로 올라가게 한다(Kim et al., 2006). Lim (1998)은 5명의 대학생들을 대상으로 한 연구에서 넙다리내갈래근이 내리막 계단보행 보다 오르막 계단보행에서 높은 근활성도가 나타난다고 하였다(Lim, 1998). 전족착지의 경우 장딴지근이 구심성 수축을 통해 추진력을 제공하여 신체를 더 높은 지점으로 이동시킬 수 있는 반면 후족착지 지지구간 1에서는 발뒤꿈치가 계단 지면에 닿게 되면서 지지구간 1에서 장딴지근이 추진력을 제공할 수 있는 정도가 줄어들게 된다. 발뒤꿈치가 지면에 접촉한 상황을 고려해봤을 때 신체를 높은 지점으로 올리기 위한 추진력을 넙다리 곧은근이 일으킨 것으로 사료된다. 전족착지 지지구간 1에서 넙다리뒤근육의 근활성도에 유의한 차이가 있었다. 넙다리뒤근육은 허벅지 뒤쪽에 위치한 3개의 긴 근육들을 하나의 그룹으로 지칭하는 단어이며 엉덩관절과 무릎 전면에 걸쳐서 존재한다. 넙다리뒤근육은 보행주기에서 발뒤꿈치 닿기가 이루어진 직후부터 10% 주기까지 가해지는 체중부하를 지탱하고 큰볼기근과 함께 엉덩관절 펌을 시작시키는 근육이다(Neumann, 1996). 이러한 특성을 고려해봤을 때 전족착지 지지구간 1에서 가해지는 체중부하를 지탱하고 신체를 더 높은 지점으로 올리기 위한 엉덩관절 펌이 시작됨에 따라 높은 근활성을 나타낸 것으로 보여진다. 또한 발의 앞부분만 지면에 닿는 불안정한 지지면에 착지를 한다는 점에서 조절된 무릎관절의 움직임이 넙다리뒤근이 제공한 것으로 판단된다. 후족착지 지지구간 1에서 중간볼기근의 근활성도에 유의한 차이가 있었다. 중간볼기근은 엉덩뼈 능선에서 넙다리뼈 큰돌기로 이어지는 근육으로 엉덩관절 펌, 벌림, 가쪽돌림 동작을 만드는 역할을 한다. 중간볼기근은 한발서기 동작과 같은 체중부하 자세에서 골반의 균형유지에 결정적인 역할을 한다(Egol et al., 1998). 뿐만 아니라 평지보행 입각기에서 체중의 2배에 가까운 토크를 형성하여 골반과 엉덩관절에 안정성을 제공해주는 역할을 한다(Neumann, 1996). 이러한 특성들을 고

려해봤을 때 평지보행처럼 발의 뒤꿈치가 지지구간 1시기에 지면에 닿음에 따라 골반 및 엉덩관절 안정성 제공을 위해 높은 근활성을 나타낸 것으로 보여진다. 뿐만 아니라 장딴지근이 신체를 더 높은 지점으로 올리기 위한 추진력을 제공하는 전족착지와는 다르게 후족착지 지지구간 1에서는 중간볼기근이 엉덩관절 펌을 통해 신체를 더 높은 지점으로 올리기 위한 추진력 또한 제공한 것으로 사료된다.

지지구간 2(Stance phase2)는 지지구간 1 시기에 이어서 체중부하가 이루어지는 시기이다. 지지구간 2 시기에 전족착지 시 바깥변짐 각도의 유의한 차이가 있었다. 전족착지 지지구간 1 시기와 마찬가지로 발뒤꿈치가 공중에 놓인 상태에서 체중 부하가 이루어짐에 따라(Figure 1) 발의 안쪽 활 부분이 후족착지 시보다 더 낮아져 지면에 닿게 되고 이로 인해 바깥변짐 각도가 증가된 것으로 사료된다. 전족착지 시 지지구간 2에서 발등굽힘의 유의한 차이가 있었다. 전족착지 시 발뒤꿈치가 공중에 놓인 상태에서 체중부하가 이루어지고(Figure 1) 이러한 특성에 비추어봤을 때 체중이 오른 하지로 이동되면서, 발뒤꿈치가 계단 높이 아래로 떨어져 지지구간 2 시기에 유의한 발등굽힘의 증가가 나타난 것으로 사료된다.

전족착지 지지구간 2에서 장딴지근의 근활성도에 유의한 차이가 있었다. 이는, 전족착지 지지구간 1과 마찬가지로 신체를 더 높은 지점으로 올리기 위해 장딴지근이 구심성 수축을 통해 추진력을 제공함에 따라 나타난 결과로 판단된다. 전족착지 지지구간 2에서 넙다리뒤근의 근활성도에 유의한 차이가 있었다. 넙다리뒤근육의 주요한 기능은 무릎 관절을 굽힘, 엉덩관절을 펴 하는 것이다. 엉덩관절 펴 시에는 척추 기립근, 큰볼기근, 넙다리뒤근육 등이 사용된다(Calais-germain, 2007). 이러한 특성들을 고려했을 때 전족착지 시 인체를 더 높은 지점으로 올리기 위해 넙다리뒤근육이 엉덩관절 펴를 만듦에 따라 높은 근활성을 보인 것으로 사료된다. 또한 전족착지의 경우 발바닥 일부분만 지면에 닿음에 따라 불안정한 착지면을 지니게 되고 그에 따라 조절된 무릎관절의 움직임을 넙다리뒤근육이 제공한 것으로 생각된다.

전족착지 지지구간 3에서 발바닥 굽힘 각도에서 유의한 차이가 있었다. 장딴지근은 하퇴 뒷부분에 위치하여 발바닥 굽힘을 일으키는 근육으로, 장딴지근이 지지구간 3에서 추진력을 제공하기 위해 높은 근활성을 보임에 따라 전족착지 지지구간 3에서 발바닥 굽힘 각도가 증가한 것으로 사료된다.

전족착지 지지구간 3에서 장딴지근의 근활성도에 유의한 차이가 있었다. 이는 장딴지근이 신체의 전방 및 상방으로 이동하기 위한 추진력을 바닥밀기(Push off)를 통해 제공함에 따라 높은 근활성을 보인 것으로 사료된다.

전족착지 흔들구간 1에서 발바닥 굽힘 각도에 유의한 차이가 있었다. 이는 전족착지 지지구간 3에서 장딴지근의 구심성 수축을 통한 바닥밀기(Push off)가 이루어지면서 유의하게 증가한 발바닥 굽힘이 흔들구간 1에서도 이어져 나타난 결과로 사료된다. 반면 후족착지 시 흔들구간 1에서는 발등굽힘에서 유의한 차이가 있었다. 이는 전족착지와 다르게 후족착지의 경우 발의 뒤꿈치가 계단 지면에 닿음에 따라 계단 앞쪽 깊숙이 발이 놓이게 되고(Figure 2) 이는 흔들구간 1에서 먼쪽 발가락이 계단 턱에 걸릴 위험을 증가시킨다. 그에 따라 계단 턱에 앞발이 걸리지 않기 위해 발등 굽힘 각도가 후족착지 유형에서 증가한 것으로 사료된다. 뿐만 아니라 다음 번 계단에서 발뒤꿈치가 지면에 닿아야 하기 때문에 이에 대한 준비로 발등 굽힘 각도의 증가가 이루어진 것으로 판단된다. 후족착지 흔들구간 1에서 바깥 변짐 각도의 유의한 차이가 있었다. 발목관절 펴근에는 긴 발가락 펴근, 셋째 종아리근, 긴엄지 발가락 펴근, 앞정강근이 있다(Marieb & Hoehn, 2022; Standring et al., 2021). 그 중 긴 발가락 펴근은 정강뼈 가쪽관절 용기에서 2~5 발가락 끝마디뼈에 닿는 근육으로 발목관절 펴뿐만 아니라 바깥 변짐 또한 만드는 근육이다. 후족착지 흔들구간 1에서는 발가락이 다음 계단 턱에 걸리지 않기 위해 발목관절 펴근의 작용을 통한 발등굽힘 각도 증가가 이루어져야 하고 이때 발등굽힘 각도를 증가시키기 위해 긴 엄지 발가락 펴근이 작용함에 따라 바깥변짐도 유의하게 증가한 것으로 사료된다.

후족착지 흔들구간 2의 발등굽힘 각도에서 유의한 차이가 있었다. 흔들구간 2 시기는 발이 계단에 접촉하기 전 단계로, 발의 앞부분이 지면에 닿아야 하는 전족착지와는 다르게 후족착지는 발뒤꿈치 접촉이 이루어져야 하므로 발등굽힘이 전족착지에 비해 더 이루어져야 한다. 이러한 점을 고려해봤을 때, 발꿈치 접촉을 위해 후족착지 흔들구간 2시기에 앞정강근이 작용함에 따라 발등굽힘 증가가 나타난 것으로 보여진다. 후족착지 흔들구간 2의 발바닥 굽힘 각도에서 유의한 차이가 있었다. 이는, 후족착지 흔들구간 2에서 증가한 발등굽힘 각도를 최대한 유지하여 발뒤꿈치가 바닥에 닿게 하기 위해 전족착지 시기보다 발바닥 굽힘이 덜 일어난 것으로 사료된다.

후족착지 흔들구간 2에서 넙다리 곧은근의 근활성도에 유의한 차이가 있었다. 후족착지의 경우 발뒤꿈치가 지면에 닿아야 함에 따라 흔들구간 1에서 다음번 계단의 끝에 먼쪽 발가락이 걸리지 않아야 하고 그에 따라 전족착지에 비해 고관절의 더 큰 굽힘이 필요한 것으로 보여진다(Figure 2). 결국 전족착지에 비해 후족착지는 더 높은 지점에서 발이 지면에 내려오게 되고 이러한 조건에서 지면에 발뒤꿈치를 정확하게 놓기 위해선 발이 천천히 지면에 내려와야 한다. 이에 따라 넙다리 곧은근이 엉덩관절 폼에 대해 감속(Deceleration)을 일으켜 높은 근활성을 보인 것으로 사료된다.

후족착지 흔들구간 2에서 앞정강근의 근활성도에 유의한 차이가 있었다. 후족착지의 경우 발뒤꿈치가 지면에 닿아야 하기 때문에 발뒤꿈치 닿기가 이루어지기 전 단계인 흔들구간 2에서 발등굽힘이 이루어져야 하고 대표적인 발등굽힘 근육인 앞정강근이 이때 작용하여 발등굽힘을 만듦에 따라 높은 근활성을 보인 것으로 사료된다.

본 연구의 결과를 종합해서 생각해 볼 때 계단 보행시 착지 유형을 달리 함에 따라 계단 보행주기 구간에 따른 발목관절 각도 및 하지 근활성도에서 서로 다른 특성이 나타남을 알 수 있었다. 또한 본 연구는 전족 및 후족 착지 유형만을 변수로 연구를 진행했기 때문

에 더 다양한 방식으로 착지유형을 구분한 연구가 추가적으로 진행되어야 할 것으로 생각된다.

V. 결론

본 연구는 계단 오르기 동작 시 전족착지와 후족착지에 따른 하지 근활성 및 발목 관절 각도의 차이를 남자 대학생 22명을 대상으로 분석하였다. 계단 보행시 발 착지 유형을 다르게 함으로써 착지 유형에 따른 계단 보행주기 구간 간에 서로 다른 근활성도 및 발목 각도가 나타날 수 있음을 확인하였다. 또한 계단 지면에 발이 어떻게 착지하느냐에 따라 발의 이동 궤적에서도 차이가 나타남을 알 수 있었다. 이러한 연구 결과를 바탕으로 임상에서는 착지유형을 달리하였을 때 나타날 수 있는 특성들을 고려해 계단 보행 훈련 시 환자들에게 필요한 부분을 선택적으로 재활 시키는 데에 기초 자료로 활용될 수 있을 것이라 생각된다.

References

- Andriacchi TP, Galante JO, Fermier RW. The influence of total knee-replacement design on walking and stair-climbing. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 1982;64(9):1328-1335.
- Andriacchi TP, Johnson TS, Hurwitz DE, et al. Musculoskeletal dynamics, locomotion, and clinical applications. *Basic Orthopaedic Biomechanics and Mechano-biology*. 2005;3:91-121.
- Calais-Germain B. *Anatomy of movement*, Rev edition. Seattle. Eastland Press. 2007
- Cornwall MW, McPoil TG. Three-dimensional movement of the foot during the stance phase of walking. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 1999;89:56-66
- Criswell E. *Cram's introduction to surface electromyography*,

- 2nd edition. Burlington. Jones and Bartlett Learning. 2011
- Neumann DA. Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Rehabilitation, 3rd Edition. Maryland Heights. Mosby. 2016.
- Egol KA, Koval KJ, Kummer F, et al. Stress fractures of the femoral neck. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1998;(348):72-78.
- Ehara Y, Beppu M, Nomura S, et al. Biomechanics of stairway walking. *Gait & Posture*. 1995;4(3):267
- Eun SD. The effect of the stair heights on lower extremity joint moment in stair-ascent activity. *Korean Journal of Sport Biomechanics*. 2003;13(1):121-137.
- Han JT, Gong WT, Lee YS. Comparison of muscle activity with lower extremity during stairs and ramp climbing of old adults by EMG. *The Journal of Korean Physical Therapy*. 2009;21(1):35-40.
- Jun HM, Ryu JS. A kinetic analysis of the lower extremity during walking on three different stair width in healthy adults. *Korean Journal of Sport Biomechanics*. 2008; 18(4):161-169.
- Jung NJ. Mechanical energy change of the lower extremities according to the trunk leans and foot contact types during the stair ascent. Korean National University of Physical Education. Dissertation of Doctorate Degree. 2002
- Kim TW, Kim EH, Kwon MS. The Effect of Walking Speed on Joints of Lower Extremity in Obese Adult. *Korea Institute Sports Science*. 2007;18(3):18-26.
- Kim YS, Kim EJ, Seo CJ. The comparative analysis of EMG and gait patterns of lower extremities during going up stairs and down. *The Korean Journal of Physical Education*. 2006;45(4):535-45.
- Lim HS. EMG Analysis of Quadriceps Muscle on Stair Ascending and Descending. Konkuk University. Dissertatuin of Master's Degree. 1998.
- Marieb E, Hoehn K. Human Anatomy and Physiology, Global Edition, 12th edition. *Pearson Education. UK*. 2022
- McFadyen BJ, Winter DA. An integrated biomechanical analysis of normal stair ascent and descent. *Journal of Biomechanics*. 1988;21(9):733-744.
- Neumann DA. Hip abductor muscle activity in persons with a hip prosthesis while carrying loads in one hand. *Physical Therapy*. 1996;76(12):1320-1330
- Oh JS, Kwan OY, Yi CH, et al. Effects of hip internal rotation on knee extensor and hip abductor electromyographic activity during stair up and down. *Physical Therapy Korea*. 2004;15(2):54-63.
- Paffenbarger Jr RS, Blair S, Lee IM, et al. Measurement of physical activity to assess health effects in free-living populations. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 1993;25(1):60-70.
- Riener R, Rabuffetti M, Frigo C. Stair ascent and descent at different inclinations. *Gait & Posture*. 2002; 15(1):32-44.
- Saber-Sheikh K, Bryant EC, Glazzard C, et al. Feasibility of using inertial sensors to assess human movement. *Manual Therapy*. 2010;15(1):122-125.
- Shinno N. Biomechanics II: 2nd International Seminar on Biomechanics, Eindhoven. Basel. Karger. 1971.
- Standring S, Anand N, Tunstall R. Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice (42nd edition). Amsterdam. Elsevier. 2021
- Tome J, Nawoczenski DA, Flemister A, et al. Comparison of foot kinematics between subjects with posterior tibialis tendon dysfunction and healthy controls. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2006;36(9):635-644.
- Kim DY, Park CI, Jang YW, et al. Kinematic and Kinetic comparison between stair climbing and Level Walking. *Journal of the Korean Academy of Rehabilitation Medicine*. 2001;25(6):1048-1058