

# Effect of Tiger Step on Lower Extremities during Uphill Walking

## 오르막보행 시 타이거스텝 하지 움직임에 미치는 영향

Jihyuk Kang<sup>1</sup>, Sukhoon Yoon<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Physical Education, Graduate School of Korea National Sport University, Seoul, South Korea

<sup>2</sup>Department of Community Sport, Korea National Sport University, Seoul, South Korea

Received : 10 February 2022

Revised : 03 March 2022

Accepted : 03 March 2022

**Objective:** The aim of this study was to investigate the effect Tiger-step walking on the movement of the lower extremities during walking.

**Method:** Twenty healthy male adults who had no experience of musculoskeletal injuries on lower extremities in the last six months (age:  $26.85 \pm 3.28$  yrs, height:  $174.6 \pm 3.72$  cm, weight:  $73.65 \pm 7.48$  kg) participated in this study. In this study, 7-segments whole-body model (pelvis, both side of thigh, shank and foot) was used and 29 reflective markers and cluster were attached to the body to identify the segments during the gait. A 3-dimensional motion analysis with 8 infrared cameras and 7 channeled EMG was performed to find the effect of tigerstep on uphill walking. To verify the tigerstep effect, a one-way ANOVA with a repeated measure was used and the statistical significance level was set at  $\alpha=0.05$ .

**Results:** Firstly, Both Tiger-steps showed a significant increase in stance time and stride length compared with normal walking ( $p<0.05$ ), while both Tiger-steps shown significantly reduced cadence compared to normal walking ( $p<0.05$ ). Secondly, both Tiger-steps revealed significantly increased in hip and ankle joint range of motion compared with normal walking at all planes ( $p<0.05$ ). On the other hand, both Tiger-steps showed significantly increased knee joint range of motion compared with normal walking at the frontal and transverse planes ( $p<0.05$ ). Lastly, Gluteus maximus, biceps femoris, medial gastrocnemius, tibialis anterior of both tiger-step revealed significantly increased muscle activation compared with normal walking in gait cycle and stance phase ( $p<0.05$ ). On the other hand, in swing phase, the muscle activity of the vastus medialis, biceps femoris, tibialis anterior of both tiger-step significantly increased compared with those of normal walking ( $p < 0.05$ ).

**Conclusion:** As a result of this study, Tiger step revealed increased in 3d range of motion of lower extremity joints as well as the muscle activities associated with range of motion. These findings were evaluated as an increase in stride length, which is essential for efficient walking. Therefore, the finding of this study prove the effectiveness of the tiger step when walking uphill, and it is thought that it will help develop a more efficient tiger step in the future, which has not been scientifically proven.

**Keywords:** Tiger step, 3-d motion analysis, Mountain climbing, Walking efficiency

### Corresponding Author

Sukhoon Yoon

Department of Community Sport,  
Korea National Sport University,  
1239 Yangjae, Songpa-gu, Seoul,  
05541, South Korea

Email : sxy134@knsu.ac.kr

## INTRODUCTION

최근 건강에 대한 관심이 증가함에 따라 건강유지 및 증진을 목적으로 생활체육활동에 참여하는 인구가 늘어나는 추세이며, 2020년 문화체육관광부 밝힌 보고서에 따르면 일반인들이 가장 많이 참여하는 생활체육종목은 보행(걷기), 등산, 보디빌딩 순서였다(Kim, Cheon & Jo, 2018; Ministry of Culture, Sports and Tourism of Korea, 2020). 그 중에서 보행은 특별한 장비가 필요하지 않은 만큼 남녀노소 모두가 쉽게 접할 수 있는 신체활동으로 체중조절과 신체적 건강향상, 불균형의 교정, 각종 성인병 및 질환예방 등의 효과가 있다고 보고되고 있으며 (Moon, 2005; Murphy, Nevil, Murtagh & Holer, 2007; Reis, Macera,

Ainsworth & Hipp, 2008; Lee, Wastson, Mulvancy, Tsai & Lo, 2010; Rueterbores, Spaich, Larsen & Andersen, 2010), 특히 문화체육관광부의 '2020년 국민생활체육조사' 통계결과에 따르면 보행과 등산의 참여율은 각각 41.9%, 17.6%로 매년 꾸준히 증가하고 있는 것으로 나타났다 (Ministry of Culture, Sports and Tourism of Korea, 2020).

보행은 신체의 질량중심점을 앞으로 기울임으로써 한 하지가 앞으로 이동할 시 다른 하지는 체중을 지탱하여 신체균형의 상실과 회복을 반복하는 움직임으로 정의된다(Chambers & Sutherland, 2002; Neumann, 2016). 이러한 보행은 다관절 복합운동으로써, 각 관절을 움직이는 여러 근육들의 협응을 비롯해 복잡한 상호작용이 요구된다고 알려져 있으며(Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 2014), 움직임 중에

같은 동작이 반복적으로 이루어지는데 이것을 보행주기(gait cycle)라 한다.

보행은 보행이 수행되는 지면의 형태에 따라 수평한 일반 지면을 걷는 평지보행, 계단을 이용한 계단보행 그리고 오르막과 내리막을 걷는 경사보행으로 구분되기도 한다(Riener, Rabuffetti & Frigo, 2002; Alexander & Schwameder, 2016). 우리나라는 국토의 약 64%가 산지로 이루어져 경사보행이 일상생활에서 자주 발생하는 환경적인 특성을 가지고 있다(Korea Forest Service, 2016; Korea National Park Service, 2020). 이 중 오르막경사보행은 평지보행에 비해 엉덩관절, 무릎관절 그리고 발목관절의 굽힘과 골반 및 몸통의 앞쪽 기울임이 증가하는 특성을 가지는데 이것은 신체 Center of Mass (CoM)의 전방이동을 효율적으로 수행하기 위한 하지관절의 주된 운동학적 변화라고 보고되고 있다(Leroux, Fung & Barbeau, 2002). 또한, 오르막경사보행은 평지보행에 비하여 중력에 대항하는 수직부하가 증가되기 때문에 더 높은 수준의 하지 근육활성과 더 큰 CoM의 수직움직임을 나타내는 운동역학적 변화를 나타낸다고 알려져 있다(Lay, Hass & Gregor, 2006; Franz, Lyddon & Kram, 2012; Silder, Besier & Delp, 2012).

지금까지 많은 연구자들은 오르막경사보행 시 경사도 및 보행속도가 보행변수와 하지관절의 운동학 및 운동역학적 특성에 미치는 영향을 알아보기 위하여 노력하였다(Franz & Kram, 2012; Hong et al., 2014; Haggerty, Dickin, Popp & Wang, 2014). 그들은 보행의 경사도가 증가함에 따라 보행 시 한 다리 지지기 시간과 분속수는 감소한 반면 두 다리 지지기(double-limb support) 시간은 증가하였으며(Hong et al., 2014), 보행 시 하지관절들의 주동근인 대둔근, 대퇴이두근, 내측광근 그리고 비복근의 활성도와 엉덩관절 신전, 무릎관절 외전 그리고 배측 굴곡 모멘트가 경사도와 보행속도에 따라 증가하였다고 보고하였다(Franz & Kram, 2012; Haggerty et al., 2014). 대부분의 선행 연구결과들은 오르막경사보행이 평지보행에 비하여 가지고 있는 신체를 더 들어 올려야만 하는 특성 때문에 하지근육의 사용이 더 필요함을 주장하고 있으며, 이러한 결과들은 등산활동을 수행할 때 평지의 걷기에 비하여 유산소운동을 지속할 수 있는 능력이 낮아질 뿐만 아니라 상해위험이 증가할 것으로 해석할 수 있다고 생각되어진다.

자신들의 건강한 생활을 유지하기 위하여 다양한 생활체육에 참여하고 있는 현대인들은 운동 수행 중 상해없이 운동을 지속적, 효율적으로 수행하기를 바라고 있다. 등산은 현재 우리나라에서 일반인들이 수행하는 생활체육 중 두 번째를 차지할 만큼 매우 인기 있는 종목이다. 이러한 등산을 수행할 때 사람들은 다양한 보행방법을 사용하고 있는데, 최근 레스트스텝(reststep)과 타이거스텝(tigerstep)이 다양한 언론매체를 통해 오르막경사보행 시 효율적인 보행유형으로 소개되고 있다(Won, 2014; Yang, 2015; Kim, 2017; Korea National Park Mountain Safety Institute, 2019). 레스트스텝은 앞다리가 지면을 지지할 때 상체를 기울여 앞다리에 하중을 싣고 뒷다리는 앞다리의 추진력으로 인하여 자연스럽게 따라오는 스텝이며 보행 중 뒷다리에 휴식을 제공할 수 있다는 장점을 가지고 있다(Jeong, Ahn & Yoon, 2011). 레스트스텝에 반하여 타이거스텝은 2009년 대한산악연맹의 박승기가 창안한 보행법으로 두 발을 지면에 엇갈리게 디디면서 걷는 보행 형태로서 디디는 발의 수평경로에 따라 일자스텝과 크로스스텝으로 나뉘어진다(Won, 2012). 이 두 가지 타이거스텝은 공통적으로 보행 시 신체의 무게중심을 일반보행에 비하여 몸 중앙에 위치시키기 때문에 일반보행

에서 흔히 나타나는 신체의 좌우 흔들림으로 인해 소비되는 에너지를 줄일 수 있어 효율적인 보행이 가능하며 오르막경사보행 시 사용되는 힘을 최소화할 수 있다고 알려져 있다(Korea National Park Mountain Safety Institute, 2019). 또한 타이거스텝은 형태적인 특성상 평소 쓰지 않은 허벅지 바깥쪽 힘을 자연스럽게 사용함에 따라 무릎을 가동시키는 근육들의 부담도 덜어줄 수 있는 장점이 있기 때문에 어느 보행스텝보다 효율적으로 오르막경사보행을 수행할 수 있다고 알려져 있으며, 특히 크로스스텝의 경우에는 상체를 회전시키며 걷기 때문에 상체의 운동에도 도움이 된다고 알려져 있다(Lee, 2015). 그러나 타이거스텝은 오르막길에서만 활용이 가능하며, 하산 시 사용하게 되면 중심을 잃고 넘어져 부상을 입을 가능성이 높기 때문에 주의해야 하는 점도 가지고 있다(Yang, 2015).

이렇게 등산 시 오르막보행에 효율적이라고 알려져 있는 타이거스텝은 현재 많은 산악동호회에서 교육을 통하여 사용이 권유되고 있는 실정이지만, 일부 전문 등산인의 경험에 의해 착안된 방법이며, 객관적이고 과학적인 근거에 기반을 두지 않아 대중적 지지를 얻지 못하고 있는 실정이다. 따라서 본 연구의 목적은 오르막경사보행 시 타이거스텝에 대한 운동역학적 분석을 통하여 객관적이고 과학적인 평가 자료를 제공하는데 있다.

## METHOD

### 1. 연구대상

본 연구의 대상자는 건강한 20~30대 남성 20명(age: 26.85±3.28 yrs., height: 174.6±3.72 cm., body mass: 73.65±7.48 kg)으로 모두 오른발이 주동발이며, 최근 6개월 이내 근골격계 상해나 수술한 적이 없는 자로 선정하였다. 본 연구는 K 대학교 생명윤리위원회의 승인 후 수행되었으며(IRB no: 20210610-073), 실험을 수행하기 이전에 모든 연구대상자에게 본 연구의 실험절차와 목적에 대한 설명을 충분히 한 후, 실험에 참여하기 위해서 동의서에 동의한 피험자에 한하여 실험을 진행하였다.

### 2. 실험절차 및 자료처리

오르막보행에 대한 선호속도를 결정하기 위하여 본 연구실험 전 대상자들은 실험실에 방문하여 평지보행에서의 선호속도를 측정하였다. 실험 당일 연구대상자들은 트레드밀 경사에 대한 적응시간과 충분한 준비운동을 실시하였고, 스탠딩 캘리브레이션(standing calibration)을 촬영한 후에 세 가지 유형의 오르막보행(일반보행: N, 일자로 걷는 타이거스텝: T1, 엇갈려 걷는 타이거스텝: T2)을 실시하였다. 본 연구에서 사용된 오르막보행은 15° 경사에서 평지 선호속도의 60%로 수행되었으며 세 가지 보행유형을 무작위 선택하여 보행을 수행하였다(Dorn, Wang, Hicks & Delp, 2015). 각 보행은 3분간 수행되었으며 보행 시작 1분 후 오른쪽 다리의 5걸음(stride)의 데이터가 수집되었고 각 유형 사이에 사용된 근육의 회복을 위하여 각 보행 사이에 휴식시간 5분을 제공되었다.

대상자의 보행유형에 따른 하지의 운동학 및 운동역학적 변화를 평가하기 위해 트레드밀 주변에 8대의 적외선카메라와 7채널의 무선 근

전도 장비를 사용한 3차원 동작분석이 실시되었으며, 이때 카메라와 근전도 장비의 자료취득율(sampling rate)은 각각 100 Hz와 1,000 Hz로 설정되었다. 8대의 카메라는 기계적 시간 동조를 이루며 촬영하였으며, 영상데이터와 근전도 데이터는 Qualisys Track Manager (Qualisys, Sweden, [QTM])를 사용하여 시간적 동조를 이루며 수집되었다. 실험 전 근육활성도를 측정의 오류를 줄이기 위하여 피부 표면의 털이 제거되었으며, 알코올로 닦아 소독한 후에 오른쪽 하지의 대둔근(GM), 외측광근(VL), 내측광근(VM), 대퇴직근(RF), 대퇴이두근(BF), 내측비복근(MG), 전경골근(TA)에 표면전극이 부착되었다. 또한 보행이 이루어지는 트레드밀의 공간은 NLT (non-linear transformation)을 사용하여 전역좌표를 설정하였으며(x 축: 좌/우, y 축: 전/후, z 축: 상/하), 동작 중 신체의 분절을 규명하기 위해서 각 대상자의 신체에 총 29개의 반사 마커와 클러스터를 양쪽 하지에 부착하였다(Figure 1).

운동학적 변인 산출 시 발생하는 랜덤오류를 줄이기 위하여 실험절차에 따라 수집된 위치좌표의 원자료는 2차 저역 통과 필터(butterworth 2nd order low-pass filter, 차단주파수: 6 Hz)로 처리되었으며, 근전도 자료는 대역 통과 필터(band-pass filter, 차단주파수: 20~450 Hz)로 처리한 후 RMS (root mean square) 값이 사용되었다. 적외선 카메라를 통하여 전역좌표계로 취득된 마커의 3차원 데이터를 바탕으로 각 하지분절의 지역좌표계가 설정되었으며 Euler/Cardan의 12가지 회전 중 X-Y-Z 유형을 사용하여 근위분절을 기준으로 원위분절을 정의한 하지관절의 3차원 ROM (range of motion)이 산출되었다. 본 연구에서 사용한 엉덩관절과 무릎관절의 좌표계에 대한 방향은 x 축은 flexion(+)/extension(-), y 축은 abduction(+)/adduction(-), z 축은 internal rotation(+)/external rotation(-)로 정의되었으며 발 분절은 x 축 dorsiflexion(+)/plantarflexion(-), y 축 eversion(+)/inversion(-), z 축 abduction(+)/adduction(-)으로 정의되었다. 또한 보행 중 평가된 근육들이 분절의 앞쪽과 뒤쪽에 위치하고 있었기 때문에 하지근육의 활성화를 비교하기 위하여 본 연구에서는 최대자발적수축 수축(maximum voluntary isometric contraction: MVIC) 대신 일반보행 시 측정된 각 근육의 자발적 기준 수축(reference voluntary contraction; RVC) 값 중 최대 수축을 기준으로 연구대상자들의 근활성도를 표준화시켰다. 그리고 측정된 RVC의 근활성도 값을 사용하여 다음과 같이 각 근육의 근활성도가 산출되었다(Schmitz, Silder, Heiderscheit, Mahoney & Thelen, 2009; Wall-Scheffler, Chumanov, Steudel-Numbers, & Heiderscheit, 2010).

$$Muscle\ activation = \frac{EMG_{RMS}}{EMG_{RVC}}$$

$$EMG_{RMS} = \text{동작시 발현된 근활성도의 RMS 평균값}$$

$$EMG_{RVC} = \text{자발적 기준수축의 RMS 평균값}$$

본 연구에서 수행된 각 보행은 3개의 이벤트(Event, E)와 2개의 국면(Phase, P)로 나누어 분석되었다. 오른발이 지면과 닿는 순간, 지면과 떨어지는 순간 그리고 다시 지면에 닿는 순간이 각각 E1, E2, 그리고 E3으로 설정되었으며, E1에서 E2까지 그리고 E2에서 E3까지가 각각 P1 (stance phase)과 P2 (swing phase)로 설정되었다.



Figure 1. Marker and EMG set

### 3. 통계처리

본 연구의 결과에 대한 통계적인 유의성을 확인하기 위하여 반복측정 일원 변량분석(one-way ANOVA with repeated measure)이 수행되었으며, 사후검증은 Bonferroni가 실시되었다. 본 연구에서 결과의 모든 변인들의 유의성을 판정하는 통계적 유의수준은  $\alpha=.05$ 로 설정되었다.

### RESULTS

본 연구 수행결과 모든 보행변수에서 T2과 일반보행 유형 사이에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났으며(Table 1,  $p<.05$ ) 두 타이거 스텝 사이에서는 통계적으로 유의한 차이를 나타내지 않았다(Table 1,  $p>.05$ ). 또한 T1 경우 지지시간, 활보장, 그리고 보속수에서 일반보행과 유의한 차이를 나타내었다(Table 1,  $p<.05$ ).

Table 1. Mean  $\pm$  SD of gait parameters according to walking method

	N	T1	T2
Stance time (s)	1.00 $\pm$ 0.10	1.11 $\pm$ 0.15*	1.11 $\pm$ 0.14*
Swing time (s)	0.41 $\pm$ 0.07	0.52 $\pm$ 0.22	0.54 $\pm$ 0.06*
Stride length (m)	1.13 $\pm$ 0.10	1.27 $\pm$ 0.15*	1.34 $\pm$ 0.12*
Cadence (step/min)	86.37 $\pm$ 6.92	76.65 $\pm$ 8.75*	73.33 $\pm$ 8.07*
Stance rate (%)	71.00 $\pm$ 2.20	68.88 $\pm$ 5.44	67.30 $\pm$ 2.38*
Swing rate (%)	29.00 $\pm$ 2.20	31.12 $\pm$ 5.44	32.70 $\pm$ 2.38*

\* indicates significant difference with N ( $p<.05$ )  
N: normal gait, T1: tandem tigerstep, T2: cross tigerstep

**Table 2.** Mean  $\pm$  SD of lower extremity joint of range of motion according to walking method (unit: degs)

		N	T1	T2
Hip	Sagittal plane	55.56 $\pm$ 4.77	60.67 $\pm$ 5.90*	61.41 $\pm$ 5.51*
	Frontal plane	12.80 $\pm$ 2.05	16.44 $\pm$ 2.71*	19.07 $\pm$ 2.71**
	Transvers plane	14.04 $\pm$ 4.17	15.73 $\pm$ 4.75	18.27 $\pm$ 5.22**
Knee	Sagittal plane	61.49 $\pm$ 5.79	61.26 $\pm$ 8.43	62.45 $\pm$ 10.02
	Frontal plane	12.04 $\pm$ 3.97	13.06 $\pm$ 3.33	17.51 $\pm$ 4.25**
	Transvers plane	15.04 $\pm$ 3.60	17.86 $\pm$ 3.93*	23.49 $\pm$ 5.67**
Ankle	Sagittal plane	37.26 $\pm$ 4.37	43.18 $\pm$ 9.08*	47.78 $\pm$ 7.63*
	Frontal plane	17.12 $\pm$ 4.22	28.00 $\pm$ 6.10*	34.38 $\pm$ 6.79**
	Transvers plane	10.01 $\pm$ 2.77	19.90 $\pm$ 4.84*	27.01 $\pm$ 5.30**

\* indicates significant difference with N ( $p < .05$ ),

† indicates significant difference with T1

N: normal gait, T1: tandem tigerstep, T2: cross tigerstep

**Table 3.** Mean  $\pm$  SD of lower muscles activation according to walking method (unit: % RVC)

		Muscle	N	T1	T2
Stance phase	GM		16.25 $\pm$ 3.59	21.67 $\pm$ 6.10*	23.55 $\pm$ 7.01*
	VL		12.39 $\pm$ 2.29	13.09 $\pm$ 3.36	13.05 $\pm$ 5.74
	VM		13.42 $\pm$ 2.20	13.47 $\pm$ 2.53	13.28 $\pm$ 3.04
	RF		14.88 $\pm$ 2.44	15.25 $\pm$ 3.62	16.32 $\pm$ 5.80
	BF		11.36 $\pm$ 2.47	19.28 $\pm$ 7.78*	25.52 $\pm$ 9.59**
	MG		11.40 $\pm$ 1.57	12.51 $\pm$ 3.52	13.60 $\pm$ 2.78*
	TA		11.00 $\pm$ 2.72	12.66 $\pm$ 6.08	16.57 $\pm$ 6.44**
Swing phase	GM		2.54 $\pm$ 2.25	2.98 $\pm$ 1.45	4.33 $\pm$ 2.97
	VL		1.19 $\pm$ 0.64	1.49 $\pm$ 1.05	3.46 $\pm$ 1.81**
	VM		1.05 $\pm$ 0.72	1.59 $\pm$ 1.06*	2.43 $\pm$ 1.38**
	RF		8.85 $\pm$ 9.15	7.54 $\pm$ 5.05	8.38 $\pm$ 4.39
	BF		3.84 $\pm$ 1.83	3.70 $\pm$ 1.45	5.98 $\pm$ 2.96**
	MG		16.29 $\pm$ 4.83	16.71 $\pm$ 8.79	21.34 $\pm$ 8.62**
	TA		8.65 $\pm$ 3.94	9.89 $\pm$ 4.14*	12.55 $\pm$ 5.02**

\* indicates significant difference with N ( $p < .05$ ),

† indicates significant difference with T1

N: normal gait, T1: tandem tigerstep, T2: cross tigerstep, GM: gluteus maximus, VL: vastus lateralis, VM: vastus medialis, RF: rectus femoris, BF: biceps femoris, MG: medial gastrocnemius, TA: tibialis anterior

하지관절의 3차원 가동범위는 무릎의 시상면을 제외한 대부분의 경우에서 타이거스텝과 일반보행 사이에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났으며, 모든 관절의 관상면과 수평면에서 두 타이거스텝 사이의 통계적으로 유의한 차이가 나타났다(Table 2,  $p < .05$ ).

또한 지지구간에 하지근육의 근활성도는 대둔근, 대퇴이두근, 내측광근 그리고 전경골근에서만 통계적으로 유의한 차이를 나타내었으며, 공중구간에서 내측광근, 외측광근, 대퇴이두근, 내측비복근과 전경골근에서 유의한 차이를 나타내었다(Table 3,  $p < .05$ ).

## DISCUSSION

우리나라에서 많은 사람들이 생활체육으로 참여하는 등산은 오르막보행이 매우 중요한 요소이다. 그러나 선행연구들의 경우 오르막보행의 환경을 바꾸어 오르막보행을 평가하려고 하였을 뿐, 오르막보행에서 가장 본질적인 보행법에 대한 연구는 미비한 실정이었다. 따라서 본 연구는 오르막보행을 효율적으로 수행할 수 있다고 알려진 두 가지 타이거스텝과 일반보행 사이의 오르막보행 시 나타나는 운동학 및 운동역학적 차이를 알아보기 위해 수행되었다.

본 연구결과, 두 종류의 타이거스텝은 일반보행에 비하여 통계적으로 유의하게 증가된 지지시간과 공중기 시간 그리고 활보장을 나타내었으며 감소된 분속수를 나타내었다(Table 1,  $p < .05$ ). 오르막보행은 평지보행과 다르게 경사가 있는 지형을 극복하는 움직임으로 장애물보행과 유사한 움직임의 기전을 보인다. 따라서 본 연구에서 나타난 지지시간의 증가는 장애물 선행연구에서 보고한 바와 같이 높이 장애물을 극복할 때 필요한 큰 힘을 생성하고 착지 시에 신체의 균형을 만들기 위하여 하지관절이 중립상태로 돌아가려는데 소요되는 시간을 확보하려는 노력으로 생각되어진다(Begg, Sparrow & Lythgo, 1998). 또한 본 연구에서 나타난 증가된 활보장과 공중기 시간 그리고 감소된 분속수는 타이거스텝의 보행 또 다른 특징으로 보여진다. 즉, 장애물을 안전하게 넘기 위해 평지보행에 비하여 자연스럽게 증가되는 활보장(Begg et al., 1998)은 일반보행보다 다이나믹한 움직임인 본 연구의 타이거스텝 오르막보행에서도 나타났으며 이러한 활보장의 증가는 긴 공중기 시간에 기인한 것으로 생각되어진다. 이러한 결과는 자연스럽게 분속수의 감소를 유도하고 있는 것으로 생각되며 이러한 분속수의 감소는 공중기 시간의 증가로 인한 활보장의 증가를 뒷받침하는 결과로 해석할 수 있다고 생각되어진다. 특히 본 연구결과 통계적으로 유의하지는 않지만 T2가 T1에 비해 증가된 활보장과 공중기 시간 그리고 감소된 분속수의 경향을 나타내었는데, 이러한 결과는 T2가 지면에 발이 닿기 위해선 하지를 교차시켜야 하기 때문에 하지가 이동하는 거리가 증가되었기 때문으로 생각된다. 보행은 보행주기에 대한 특정동작의 비율로서 그 특징을 구분할 수 있다(Park & Lee, 2012). 본 연구결과 평지보행은 T1 비하여 높은 지지기 비율과 낮은 공중기 비율을 나타내는 경향을 보였으며 T2와는 통계적으로 유의한 차이를 나타내었다(Table 1,  $p < .05$ ). 이러한 본 연구의 결과로 볼 때 타이거스텝이 경사를 극복하려는 보행 특징에 따라 평지보행에 비하여 물리적으로 증가된 지지기와 공중기 시간을 보이지만 각 보행의 보행주기로 평가할 때 공중기에 더 많은 시간을 투자함으로써 효율적으로 긴 활보장을 획득하기 위하여 노력하는 특성을 가지고 있다고 생각되어진다.

본 연구결과, 엉덩관절 가동범위의 경우 시상면과 관상면에서 T1과

T2 모두 일반보행에 비하여 통계적으로 유의하게 큰 결과를 보였으며, 관상면과 수평면의 경우에는 T2가 T1과 일반보행에 비하여 통계적으로 유의하게 큰 관절 가동범위를 나타내었다(Table 2,  $p < .05$ ). 이러한 엉덩관절 가동범위의 결과는 두 가지 타이거스텝의 자체특성을 대변하는 것으로 해석할 수 있는데, 시상면에서 타이거스텝은 일반보행과 달리 장애물을 넘듯이 뒷발이 지지발을 하고 있는 앞발을 넘어야 하기 때문에 대퇴를 더 높이 들어올려야만 하며 이러한 노력의 결과로 엉덩관절의 굽힘이 더 증가한 것으로 판단된다(Patla & Prentic, 1995; Chou & Draganich, 1997; Austin, Garrett & Bohannon, 1999). 또한, 타이거스텝은 일반보행과 달리 뒷발이 지지발을 넘어 지지발과 일자 또는 교차하여 착지하는 방법이기 때문에 이러한 동작을 앞쪽에 위치한 하지에 방해받지 않고 공중기를 수행하기 위하여 엉덩관절의 벌림이 증가되었으며 착지 시 모음이 증가되어 결론적으로 관상면에서의 관절 가동범위가 증가된 것으로 판단된다. Neumann (2016)은 보행을 함에 있어 오른쪽 하지의 지지기 동안 왼쪽 하지 골반이 앞으로 움직이는 것을 따라 오른쪽 엉덩관절이 내측회전을 하게 된다고 보고하였는데, 이러한 해부학적 기전과 체중지지를 효율적으로 수행하기 위하여 타이거스텝이 일반보행에 비하여 증가된 내측회전을 나타낸 것으로 보이며 특히 발을 교차하여 착지하는 T2가 T1에 비하여 더 증가된 내측회전을 사용한 것으로 판단된다.

본 연구결과 시상면에서 무릎관절 가동범위는 보행 형태 사이에 유의한 차이가 나타나지 않았다(Table 2,  $p > .05$ ). 이러한 결과는 평지보행과 다른 경사보행의 특성이라고 생각되어진다. 즉, 경사로에서 보행을 수행하게 되면 물리적으로 무릎의 움직임을 제한하게 되기 때문에 무릎의 가동범위는 보행의 특성에 따른 변화를 보일 수 없었던 것으로 생각되어진다. 이러한 결과는 등산과 같이 경사로에서 보행이 수행될 경우 보행자들은 평지와 다르게 엉덩관절 사용의 보행전략을 사용하게 되며 본 연구결과에서 나타난 타이거스텝의 늘어난 활보장의 변화는 타이거스텝이 일반보행보다 무릎관절이 아닌 엉덩관절 사용 보행 전략을 충실히 사용하고 있음을 나타내고 있다고 판단된다.

또한 관상면의 무릎관절 가동범위는 두 가지 타이거스텝 모두 일반보행 유형에 비하여 증가된 경향을 보였으며 T2만이 나머지 보행과 통계적으로 유의하게 큰 가동범위를 나타내었다(Table 2,  $p < .05$ ). 이러한 결과는 타이거스텝이 일반보행에 비하여 지지발을 넘어 몸의 중앙보다 더 안쪽으로 움직이는 하지의 정렬이 필요하기 때문에 모음과 벌림이 증가된 것으로 판단되며 발을 교차하여 착지해야만 되는 T2에서 그러한 특성이 더 강조된 것으로 생각되어진다. 이러한 현상은 수평면의 무릎관절 가동범위에서도 나타났으며 관상면과 수평면에서 나타난 무릎관절의 가동범위의 결과는 두 종류의 타이거스텝이 엉덩관절에서 보인 일반보행보다 더 큰 벌림과 회전이 무릎관절의 움직임을 유도한 linked-system의 연쇄작용으로 판단되어진다.

발목관절의 3차원 가동범위의 결과를 살펴보면, 시상면에서 두 가지 타이거스텝이 일반보행에 비하여 통계적으로 유의하게 큰 가동범위를 보였다(Table 2,  $p < .05$ ). 이러한 결과는 타이거스텝이 보행에 있어 추진을 담당하는 발목관절의 저축굴곡의 증가를 통해 더 큰 추진력을 얻기 위한 노력으로 생각되며 이러한 결과는 증가된 활보장에 영향을 미친 것으로 판단된다(Anderson & Pandy, 2003; Neumann, 2016). 관상면과 수평면에서 발목관절 가동범위는 두 가지 타이거스텝 모두 일반보행에 비하여 통계적으로 큰 가동범위를 보였을 뿐만 아니라 엇갈

러 걷는 타이거스텝은 일자걸음 타이거스텝보다 통계적으로 큰 가동범위를 나타내었다(Table 2,  $p < .05$ ). 이러한 결과는 오르막경사보행 시 발목관절 가동범위의 변화를 조사한 선행연구와의 결과를 지지하고 있으며(Leu et al., 2012), 일반보행과 달리 하지가 일자 또는 교차하는 타이거스텝의 보행특성을 나타내고 있다고 판단된다. 즉, 관상면에서 발목관절 가동범위의 증가는 타이거스텝 시 교차한 하지의 발이 땅에 닿으면서 더 큰 외변을 발생시키며 이러한 외변으로 인한 약해진 균형을 공중기 동안 보상하기 위하여 내변이 더 커진 것으로 판단된다.

타이거스텝을 사용한 보행 중 하지관절 가동범위의 결과를 종합해 보면, 두 가지 타이거스텝은 일반보행과 달리 앞에 위치한 지지발을 장애물처럼 넘어가야 하기 때문에 더 많은 움직임이 필요하며 이러한 움직임을 위해서 하지관절의 가동범위가 증가되는 특징을 나타낸다. 즉, 타이거스텝보행은 증가된 지지시간을 바탕으로 발목관절의 큰 저축굴곡을 만들어서 보다 큰 지면 이륙력을 생성하며 하지의 이륙 후 엉덩관절의 증가된 굴곡을 통한 공중기 시간을 증가시켜 보다 효율적으로 전진시키는 조건을 만들면서 활보장을 증가시키는 것으로 보여진다. 특히 경사보행의 경우 평지보행과 다르게 공중기에서 엉덩관절 사용의 보행전략을 사용하게 되는 특징을 가지는 것으로 판단된다.

본 연구에서는 보행 중 하지관절 움직임의 원인을 규명하고자 각 관절 주동근의 근활성도를 측정하였다. 본 연구결과 지지구간에서 엉덩관절을 신전시키는 대둔근은 두 가지 타이거스텝이 일반보행에 비하여 통계적으로 유의하게 높은 근활성도를 나타내었다(Table 3,  $p < .05$ ). 대둔근은 보행에 있어 대퇴분절을 감속시키고, 대퇴분절과 골반의 안정화에 기여하여 신체가 반대쪽으로 기울어지는 것을 방지하는 역할을 하며(Wall-Scheffler et al., 2010), 오르막경사보행 시 엉덩관절 신전에 중요한 역할을 하는 근육이다(Alexander, Strutzenberger, Ameshofer & Schwameder, 2017). 따라서 본 연구에서 나타난 타이거스텝의 지지구간에서 증가된 대둔근의 근활성도는 공중기 시간의 증가로 인해 신체가 반대쪽으로 기울어지는 것을 방지하는 역할을 하기 위한 노력으로 판단되며 엉덩관절의 신전에 기여함으로써 앞서 밝혀진 타이거스텝의 증가된 엉덩관절의 가동범위와 같은 본 연구의 운동학적 결과를 뒷받침하고 있는 것으로 판단된다. 또한 본 연구에서 대퇴이두근은 지지기와 공중기 모두에서 타이거스텝이 일반보행에 비하여 통계적으로 유의하게 증가된 근활성도를 나타내었다(Table 3,  $p < .05$ ). 대퇴이두근은 엉덩관절의 신전과 무릎관절의 굴곡 그리고 무릎이 굴곡된 상태에서 엉덩관절의 내측회전을 보조하는 근육이다(Jeong, 2006). 증가된 대퇴이두근의 활성도 역시 본 연구의 운동학적 결과를 설명하고 있는 것으로 판단된다. 즉, 공중기에서 증가된 타이거스텝의 대퇴이두근의 활성도는 보행 중 엉덩관절의 내측회전과 엉덩관절의 신전을 유발시켜 타이거스텝의 증가된 활보장과 엉덩관절의 가동범위의 원인이 되고 있는 것으로 판단되며 이러한 현상은 보행특성상 T2가 다른 보행보다 더 영향을 받고 있는 것으로 생각되어진다. 또한 통계적으로는 유의하지 않았지만 일반보행보다 증가된 무릎굴곡의 양상은 공중기 시 타이거스텝이 무릎을 더 굽히게 함으로서 하지의 관성모멘트를 줄이며 효율적인 공중동작을 유도하고 있는 것으로 보여진다.

본 연구에서 내측광근과 외측광근의 근활성도는 두 가지 타이거스텝이 일반보행에 비하여 공중기에서 통계적으로 유의하게 높은 근활성도를 나타내었다(Table 3,  $p < .05$ ). 이러한 결과는 타이거스텝보행 시 공중기에서 무릎을 안정화시키는 노력으로 보여진다. 즉, 대퇴사두근

은 오르막경사보행 시 질량중심이 위로 올라갈 때 무릎을 지지하는 역할을 수행하는 것으로 알려져 있는데(Tokuhiro, Nagashima & Takechi, 1985) 이 두 근육은 공중기 구간에서 대퇴이두근의 역할로 굴곡된 무릎을 안정화시키며 효율적인 공중기 동작을 만들어내고 있는 것으로 생각된다.

본 연구 수행결과 엉덩관절의 시상면 가동범위가 증가하였지만, 대퇴직근의 근활성도에서 차이가 나타나지 않았다. 연구자는 타이거스텝보행은 일반보행에 비하여 대퇴를 더 높이 들어올려야 하며 이러한 노력의 결과로 엉덩관절의 굽힘이 더 증가한 것으로 판단하였으며 본 연구에서 측정된 근육 중 유일하게 엉덩관절 굴곡에 관여하는 근육인 대퇴직근이 보행 형태에 따라 차이가 있을 것으로 예상하였다. 그러나 예상과 다른 결과는 본 연구의 설계과정에서 찾을 수 있다고 생각되어진다. 즉, 연구 수행 전 엉덩관절 굽힘의 원인을 파악하기 위하여 긴 모음근과 대퇴직근의 근활성도를 파악하려고 계획하였으나 본 실험 전 수행된 예비실험에서 타이거스텝의 허벅지 쓸림현상 때문에 엉덩관절 굽힘에 우선적으로 작용하는 긴모음근의 결과에서 노이즈가 확인되어 제외하게 되었기 때문이라고 생각되어진다.

또한 발목관절의 움직임에 관여하는 내측비복근과 전경골근의 활성도는 전체구간에서는 엇갈려 걷는 타이거스텝이 다른 두 보행유형에 비하여 통계적으로 유의하게 높은 근활성도를 나타내었다(Table 3,  $p < .05$ ). 내측비복근은 저축굴곡의 주동근으로 작용하며 더 큰 추진력으로 활보장을 증가시키기 위해서는 이 근육의 근력증가가 필수적이다(Neptune, Clark & Kautz, 2009). 본 연구에서 수행된 타이거스텝은 장애물 넘듯이 반대쪽 하지를 넘어가는 형태의 보행으로 일반보행에 비하여 강한 추진력을 만들기 위하여 증가된 비복근 활성도를 나타낸 것으로 보이며(Alexander et al., 2017, Austin et al., 1999), 착지 시 신체의 충격을 흡수하며 안정화시키기 위하여 전경골근의 활성도가 증가된 것으로 판단된다(Alexander & Schwameder, 2016; Neptune et al., 2009).

## CONCLUSION

본 연구결과 타이거스텝은 일반보행에 비해 엉덩관절, 무릎관절 그리고 발목관절의 3차원 가동범위가 증가하였으며 이러한 움직임에 관련된 하지의 근육들의 활성도도 증가한 것을 알 수 있었다. 이러한 결과는 효율적인 보행을 위해 필수적인 활보장의 증가로 평가되었으며 본 연구의 결과는 과학적으로 증명되지 않았던 오르막보행 시 타이거스텝의 효율성을 검증함과 동시에 향후 보다 효율적인 타이거스텝을 개발하는데 도움을 줄 것이라고 생각된다. 또한 본 연구결과 증가된 공중기 시간으로 인하여 높게 나타난 근활성도로 인한 근피로도의 회복시간을 갖을 수 있다고 생각된다. 하지만 타이거스텝은 일반보행보다 하지를 교차하기 위한 움직임으로 인하여 기저면이 좁아짐으로서 안정성을 회복하기 위한 상체의 움직임이 일어나는 것으로 생각된다. 따라서 타이거스텝에 대한 신체 전체의 분석이 필요하다고 생각된다.

## ACKNOWLEDGEMENT

This study is extracted from Jihyuk Kang's Master Thesis.

## REFERENCES

- Alexander, N. & Schwameder, H. (2016). Effect of sloped walking on lower limb muscle forces. *Gait & Posture*, *47*, 62-67.
- Alexander, N., Strutzenberger, G., Ameshofer, L. M. & Schwameder, H. (2017). Lower limb joint work and joint work contribution during downhill and uphill walking at different inclinations. *Journal of Biomechanics*, *61*, 75-80.
- Anderson, F. C. & Pandy, M. G. (2003). Individual muscle contributions to support in normal walking. *Gait & Posture*, *17*(2), 159-169.
- Austin, G. P., Garrett, G. E. & Bohannon, R. W. (1999). Kinematic analysis of obstacle clearance during locomotion. *Gait & Posture*, *10*(2), 109-120.
- Begg, R. K., Sparrow, W. A. & Lythgo, N. D. (1998). Time-domain analysis of foot-ground reaction forces in negotiating obstacles. *Gait & Posture*, *7*(2), 99-109.
- Chambers, H. G. & Sutherland, D. H. (2002). A practical guide to gait analysis. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, *10*(3), 222-231.
- Chou, L. S. & Draganich, L. F. (1997). Stepping over an obstacle increases the motions and moments of the joints of the trailing limb in young adults. *Journal of Biomechanics*, *30*(4), 331-337.
- Dorn, T. W., Wang, J. M., Hicks, J. L. & Delp, S. L. (2015). Predictive simulation generates human adaptations during loaded and inclined walking. *PLoS One*, *10*(4), e0121407. doi:10.1371/journal.pone.0121407.
- Franz, J. R. & Kram, R. (2012). The effects of grade and speed on leg muscle activations during walking. *Gait & Posture*, *35*(1), 143-147.
- Franz, J. R., Lyddon, N. E. & Kram, R. (2012). Mechanical work performed by the individual legs during uphill and downhill walking. *Journal of Biomechanics*, *45*(2), 257-262.
- Haggerty, M., Dickin, D. C., Popp, J. & Wang, H. (2014). The influence of incline walking on joint mechanics. *Gait & Posture*, *39*(4), 1017-1021.
- Hong, S. W., Leu, T. H., Li, J. D., Wang, T. M., Ho, W. P. & Lu, T. W. (2014). Influence of inclination angles on intra-and inter-limb load-sharing during uphill walking. *Gait & Posture*, *39*(1), 29-34.
- Jeong, D., Ahn, J. & Yoon, H. (2011). Climbing spoils my body. Seoul: VitaBooks.
- Jeong, J. (2006). Musculoskeletal anatomy in pictures. Seoul: Daehak-Seorim.
- Kim, J., Cheon, J. & Jo, S. (2018). Analysis of the Differences in Exercise Pattern and Living Satisfaction According to Participation Purpose and Age of Sports Activities Participants. *The Korean Journal of Measurement and Evaluation in Physical Education and Sports Science*, *20*(4), 117-127.
- Kim, S. Tiger-Step' that allows you to walk longer and stronger (March 17th, 2017). *HiDoc*, <https://www.hidoc.co.kr/healthstory/news/C0000253740>.

- Korea Forest Service (2016). 2016 Forest Basic Statistics.
- Korea National Park Service (2020). 2020 Basic Statistics of Korea National Park. Korea National Park Service.
- Korea National Park Mountain Safety Institute. Safe hiking [Proper walking method] The basics of hiking are proper walking method (October 8<sup>th</sup>, 2019). chosun Ilbo, [http://san.chosun.com/site/data/html\\_dir/2019/09/26/2019092601492.html](http://san.chosun.com/site/data/html_dir/2019/09/26/2019092601492.html).
- Lay, A. N., Hass, C. J. & Gregor, R. J. (2006). The effects of sloped surfaces on locomotion: a kinematic and kinetic analysis. *Journal of Biomechanics*, 39(9), 1621-1628.
- Lee, L. L., Watson, M. C., Mulvaney, C. A., Tsai, C. C. & Lo, S. F. (2010). The effect of walking intervention on blood pressure control: a systematic review. *International Journal of Nursing Studies*, 47(12), 1545-1561.
- Lee, S. Hiking! Let's go more easily! 10tips for hiking (October 23, 2015). OUTDOOR, <http://www.outdoornews.co.kr/news/articleView.html?idxno=19896>
- Le Roux, A., Fung, J. & Barbeau, H. (2002). Postural adaptation to walking on inclined surfaces: I. Normal strategies. *Gait & Posture*, 15(1), 64-74.
- Leu, T. H., Li, J. D., Hong, S. W., Wang, T. M., Huang, S. C. & Lu, T. W. (2012). Trunk flexion strategy and the loads in the lower limbs when walking up surfaces of different slopes. *Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications*, 24(04), 295-305.
- Ministry of Culture, Sports and Tourism of Korea (2020). 2020 Survey on National Life Sports Participation in Korea.
- Moon, G. (2005). The Kinematic analysis of the ankle joint and EMG analysis of the lower limbs muscle for the different walking speed. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 15(1), 177-195.
- Murphy, M. H., Nevill, A. M., Murtagh, E. M. & Holder, R. L. (2007). The effect of walking on fitness, fatness and resting blood pressure: a meta-analysis of randomised, controlled trials. *Preventive Medicine*, 44(5), 377-385.
- Neptune, R. R., Clark, D. J. & Kautz, S. A. (2009). Modular control of human walking: a simulation study. *Journal of Biomechanics*, 42(9), 1282-1287.
- Neumann, D. A. (2016). *Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for rehabilitation 3rd edition*. (pp. 523-772) St Louis: Mosby.
- Park, S. Y. & Lee, Y. S. (2012). Kinematics of the Lower Limbs during Obstacle Crossings Performed by Young Adults and the Elderly. *Journal of Physical Therapy Science*, 24(10), 941-944.
- Patla, A. E. & Prentice, S. D. (1995). The role of active forces and inter-segmental dynamics in the control of limb trajectory over obstacles during locomotion in humans. *Experimental Brain Research*, 106(3), 499-504.
- Perry, J. & Burnfield, J. M. (2010). *Gait analysis. Normal and pathological function 2nd ed* (pp. 3-163). California: Slack.
- Reis, J. P., Macera, C. A., Ainsworth, B. E. & Hipp, D. A. (2008). Prevalence of total daily walking among US adults, 2002-2003. *Journal of Physical Activity and Health*, 5(3), 337-346.
- Riener, R., Rabuffetti, M. & Frigo, C. (2002). Stair ascent and descent at different inclinations. *Gait & Posture*, 15(1), 32-44.
- Rueterbories, J., Spaich, E. G., Larsen, B. & Andersen, O. K. (2010). Methods for gait event detection and analysis in ambulatory systems. *Medical Engineering & Physics*, 32(6), 545-552.
- Schmitz, A., Silder, A., Heiderscheit, B., Mahoney, J. & Thelen, D. G. (2009). Differences in lower-extremity muscular activation during walking between healthy older and young adults. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(6), 1085-1091.
- Silder, A., Besier, T. & Delp, S. L. (2012). Predicting the metabolic cost of incline walking from muscle activity and walking mechanics. *Journal of Biomechanics*, 45(10), 1842-1849.
- Tokuhiro, A., Nagashima, H. & Takechi, H. (1985). Electromyographic kinesiology of lower extremity muscles during slope walking. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 66(9), 610-613.
- Wall-Scheffler, C. M., Chumanov, E., Steudel-Numbers, K. & Heiderscheit, B. (2010). Electromyography activity across gait and incline: the impact of muscular activity on human morphology. *American Journal of Physical Anthropology*, 143(4), 601-611.
- Whittle, M. W. (2014). *Gait analysis: an introduction* (pp. 47-100). Oxford: Butterworth-Heinemann.
- Won, J. (2012). Hiking books read in the mountains (Healthy Hiking Class). Seoul: SmartBusiness.
- Won J. If you didn't warm up while hiking, reduce the walking speed by half (April 30, 2014). Korea Economic Sports. <https://www.hankyung.com/sports/article/2014042992431>.
- Yang, H. When climbing a mountain with 'sabujaksabujak' (April 14<sup>th</sup>, 2015). Sports DongA, <https://www.donga.com/news/Culture/article/all/20150414/70684333/4>.