

&lt;학술논문&gt;

DOI <https://doi.org/10.3795/KSME-B.2017.41.3.153>ISSN 1226-4881(Print)  
2288-5324(Online)

## 삼각경사면 보행 시 하지 관절 생체역학적 분석

홍윤노\* · 정지영\* · 김판권\* · 신충수\*†

\* 서강대학교 기계공학과

## Lower Extremity Biomechanics while Walking on a Triangle-Shaped Slope

Yoon No Gregory Hong\*, Jiyoung Jeong\*, Pankwon Kim\* and Choongsoo S. Shin\*†

\* Dept. of Mechanical Engineering, Sogang Univ.

(Received April 22, 2016 ; Revised December 22, 2016 ; Accepted December 26, 2016)

**Key Words:** Gait(보행), Kinematics(운동학), Kinetics(운동역학), Knee Joint(무릎 관절), Ankle Joint(발목 관절)

**초록:** 보행 분석은 다양한 지형에서 수행되고 있으나 지형이 변화되는 시점에서의 보행 분석 연구는 보고된 바 없다. 본 연구의 목적은 삼각경사 보행 시 지형이 변화되는 시점에서 발목 및 무릎 관절의 운동학과 운동역학을 평지 보행과 비교 분석하는 것이다. 3차원 동작분석 시스템과 지면 반력기를 사용하여 성인 남성 18명의 하지 운동학 및 운동역학 자료를 획득하였다. 삼각경사 보행에서 최대 발목 배측 굴곡각 및 모멘트와 최대 무릎 신전 모멘트가 평지보행과 비교하였을 때 증가하였다( $p<0.05$ ). 삼각경사의 상승경사 보행 시  $50^\circ$ 가 넘는 무릎 굽힘각과 그 시기에 발생하는 큰 무릎 신전 모멘트는 슬개대퇴증 후군의 위험을 높일 수 있을 것으로 보인다. 또한 삼각경사의 하강경사 보행에서 증가된 발목 배측굴곡 운동범위는 비복근과 아킬레스건 부상 위험을 높일 수 있을 것으로 보인다.

**Abstract:** Gait analysis has been conducted in various environments, but the biomechanics during the transition from uphill walking to downhill walking have not been reported. The purpose of this study is to investigate the knee and ankle joint kinematics and kinetics during walking on a triangle-shaped slope compared with those during level walking. Kinematic and kinetic data of eighteen participants were obtained using a force plate and motion capture system. The greater peak ankle dorsiflexion angle and moment and the peak knee extension moment were observed ( $p<0.05$ ) during both uphill and downhill walking on the triangle-shaped slope. In summary, uphill walking on a triangle-shaped slope, which showed a peak knee flexion of more than  $50^\circ$  with greater peak knee extension moment, could increase the risk of patellofemoral pain syndrome. Downhill walking on a triangle-shaped slope, which involved greater ankle dorsiflexion excursion and peak ankle dorsiflexion, could cause gastrocnemius muscle strain and Achilles tendon overuse injury.

## 1. 서 론

보행 분석은 평지뿐만 아니라 상승경사, 하강경사, 계단 등 다양한 지형에서 수행되고 있다. 특히 상승 경사 및 하강 경사 각각에 대해서는 많은 연구가 진행되어 왔지만 두 지형이 복합적으로 이루어진 지형에 대한 보행 분석은 보고된바 없다. 선행 연구의 상승경사 및 하강경사 보행 분석의 경

우 하지 관절의 각도 및 모멘트,<sup>(1~3)</sup> 그리고 지면과의 마찰 계수<sup>(4)</sup> 등 하지 관절의 운동학이나 운동역학 또는 그에 미치는 요소들에 대하여 평지 보행과 비교 분석되었다. 비록 이러한 연구들이 경사면 보행 시의 생체역학적 정보를 제공하고 있지만 실제 외부 환경은 각각의 경사면뿐만 아니라 상승경사와 하강경사가 복합적으로 이루어져 있는 지형, 특히 산악지형이나 험지를 포함하고 있기 때문에 이러한 복합경사에서 지형이 변화되는 시점에서의 보행 분석 연구는 실제 외부 환경을 반영하는데 있어서 반드시 필요하다.

† Corresponding Author, cshin@sogang.ac.kr

© 2017 The Korean Society of Mechanical Engineers

지형이 변화되는 시점에서의 보행은 각각의 지형에서의 보행 전략과는 다른 전략을 채택할 수 있다. 선행 연구에 따르면 변화될 지형의 예측과 몸의 균형 변화를 만족시키기 위하여 지형이 변화되는 시점에서는 보행 전략을 바꿀 수 있다고 제안하였다.<sup>(5,6)</sup> Sheehan & Gottschall<sup>(6)</sup>은 계단에서 평지로 또는 그 반대로 지형이 변화되는 시점에서의 보행에서, 다음에 올 지형에 대한 준비로 인하여 하지 관절의 각도와 근육 활성이 평지 또는 계단 각각에서의 보행과는 다른 형태를 보임을 보고하였다. 또한 다른 선행 연구에서는 평지에서 상승경사 또는 하강경사로 지형이 바뀔 때 넘어질 위험성을 줄이기 위하여 지지기 시간을 늘리고 두 발 사이의 너비를 증가시키는 변화된 보행 전략을 채택함을 보고하였다.<sup>(6)</sup> 따라서 상승경사와 하강경사가 복합된 지형에서도 지형이 변화함에 따라 그 시점에서의 하지 관절의 운동학과 시공간적 보행 변수가 평지 보행에서와는 다른 양상을 보일 것이라 예측할 수 있다. 그러므로, 본 연구의 목적은 상승경사 이후 하강 경사가 오는 삼각경사에서 지형 변화에 따른 보행 특성을 파악하기 위하여 지형이 변화되는 시점에서 발목 및 무릎 관절의 운동학과 운동역학을 평지 보행과 비교 분석하는 것이다. 본 연구에서는 최대 발목관절 배측굴곡 각도, 최대 발목관절 배측굴곡 모멘트 그리고 최대 무릎관절 신전 모멘트가 삼각 경사에서의 상승 경사 보행 및 하강 경사 보행이 평지 보행에서보다 증가할 것이라는 가설을 세웠다.

## 2. 연구 방법

### 2.1 피실험자

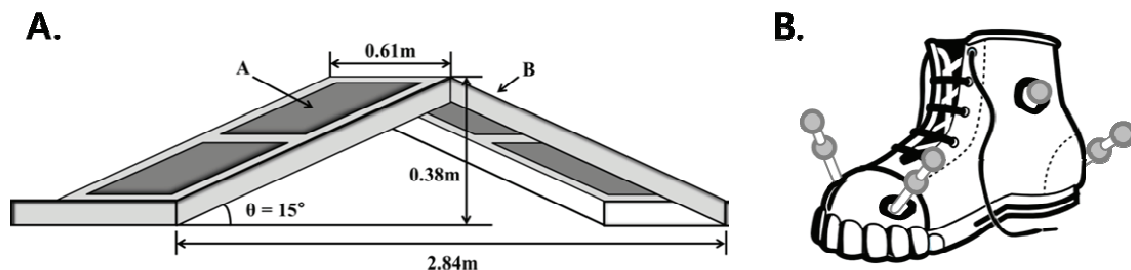
건강한 대한민국 성인 남성 18명(나이:  $22.8 \pm 2.5$  세, 키:  $173.8 \pm 3.4$ cm, 몸무게:  $66.5 \pm 5.3$ kg, BMI:  $22.0 \pm 1.9$ kg/m<sup>2</sup>)을 대상으로 피실험자를 선정하였으며,

수술을 필요로 하는 근골격계 질환의 병력이나 질환의 징후가 있는 피실험자는 본 연구에서 제외되었다. 본 실험에 앞서 실험의 내용을 서강대학교 윤리위원회를 통해 검증 받았으며, 피실험자 모두의 동의를 얻었다.

### 2.2 실험 절차

상승경사와 하강경사가 결합된 지면을 모사하기 위해 15°의 상승 및 하강 경사각으로 이루어진 삼각경사면을 제작하였다(Fig. 1A). 실험은 두 가지 조건으로 나누어 진행했으며, 조건 A는 지면 반력기가 삼각경사의 상승경사면에 설치되었을 때, 조건 B는 하강경사면에 설치되었을 때를 의미한다(Fig. 1). 동작에 익숙해지기 위해 실험을 시작하기 전 피실험자는 그들이 느끼기에 편한 속도로 두 가지 실험 조건에서 걷는 연습을 여러 번 수행하고 5번의 실험을 측정하였다. 두 가지 실험 조건 모두 피실험자가 주로 사용하는 발을 사용하여 지면 반력기를 밟게 하였다. 경사 구간을 걷는 중에는 피실험자들이 편하게 느끼는 보폭으로 걷게 하되 보폭이 변하지 않게 하였다.

8대의 적외선 카메라로 구성된 3차원 동작분석 시스템(Eagle; Motion Analysis Inc., Santa Rosa, CA, USA)을 사용하여 삼각경사 보행 동작을 200Hz로 측정하여 하지의 운동학 및 운동역학 자료를 획득하였다. 지름 12.5mm의 반사마커를 다음의 해부학적 주요위치에 부착하였다: 양쪽의 상전장골극(anterior superior iliac spines), 천골(sacrum), 대전자(greater trochanter), 대퇴골 중간지점(midpoint of femur), 대퇴골 내외측 상과(medial and lateral epicondyles of the femur), 내외측 경골면 용기부(medial and lateral plateau of tibia), 경골 중간지점(midpoint of tibia), 내외측 복사뼈(medial and lateral malleolus), 종골(calcaneus), 첫 번째와 다섯 번째 중족골(first and fifth metatarsal heads). 모든 피실험



**Fig. 1** A. Custom made slope walkway for the study in a diagonal view. A: the location of force plate on uphill walkway of triangle-shaped slope walkway. B: the location of force plate on downhill walkway of triangle-shaped slope walkway. B. Schematic diagram for the reflective marker placement to the footwear. The holes near the anatomical foot landmarks were made and the extension base markers were directly attached to the foot landmark

자는 신발을 착용하였으며, 정확한 발 움직임을 측정하기 위해 신발에 구멍을 뚫어 발의 해부학적 주요위치(내외측 복사뼈, 종골, 첫 번째와 다섯 번째 중족골) 위에 반사마커를 직접 부착하였다(Fig. 1B). 동작분석 시스템과 동기화된 지면반력기(9260AA6; Kistler, Winterthur, Switzerland)를 경사면에 삽입한 후 1200Hz로 측정하였다.

### 2.3 데이터 분석

총 5번의 측정된 데이터에서 지면반력이 중량을 밟지 못하였거나 갑자기 보폭이 변한 데이터를 제외한 1개의 데이터를 선택하여 분석하였다. 보행 주기는 처음 발뒤꿈치 착지(heel strike)부터 같은 쪽 발뒤꿈치 착지까지로 정의하였다. 발뒤꿈치 착지 기준은 수직 지면반력이 20N을 넘은 시점으로 정하였다. 측정된 운동학 및 운동역학 데이터는 10Hz의 차단주파수를 갖는 4차 버터워스 저역통과필터를 사용하여 노이즈를 제거했다. 관절의 움직임을 계산하기 위해서 Hong 등<sup>(7)</sup>이 제안한 방법으로 신체 분절의 해부학 좌표계를 정의하였다. 대퇴골의 해부학 좌표계는 대퇴골 내외측 상과 중앙에 위치한다. 대퇴골의 내외측 상과를 잇는 벡터를 임시 내/외측 축으로 설정한 후 대퇴골 외측 상과와 대전자를 잇는 상/하방 축을 생성한다. 그 후 상/하방 축과 임시 내/외측 축을 외적하여 전/후방 축을 생성한다. 전/후방 축과 상/하방 축을 다시 외적하여 최종의 내/외측 축을 생성하며 이를 통해 내/외측, 전/후방, 상/하방 축이 모두 수직하도록 한다. 경골의 좌표계 역시 대퇴골과 유사한 절차를 통해 정의되었다. 경골 좌표계의 임시 내/외측 축은 내외측 경골면 용기부를 잇는 벡터로 설정하였으며, 상/하방 축은 임시 내/외측 축의

중간점과 내외측 복사뼈의 중간점을 이어 생성하였다. 상/하방 축과 임시 내/외측 축을 외적하여 전/후방 축을 생성하고, 생성된 전/후방 축과 상/하방 축을 다시 외적하여 전/후방, 상/하방 축 모두에 수직한 내/외측 축을 생성하였다. 대퇴골과 경골의 좌표계의 기점은 각각 대퇴골과 경골 좌표계의 내/외측 축 중점으로 옮겨졌다. 발은 새로운 방법으로 좌표계를 정의하였다. 발 좌표계의 상/하방 축은 종골을 기점으로 한 종골, 첫 번째와 다섯 번째 중족골을 포함하면 면의 법선 벡터로 정의하였다. 내/외측 축은 상/하방 축과 종골과 내외측 복사뼈의 중점을 잇는 벡터와 외적하여 생성하였고, 전/후방 축은 상/하방 축과 내/외측 축을 다시 외적하여 생성하였다. 관절의 모멘트는 뉴턴-오일러 방정식을 통해 역동역학 해를 구함으로써 계산하였다.<sup>(8)</sup> 보행의 지지기를 결정하기 위해서 지면반력기를 통해 발뒤꿈치 착지와 발앞꿈치 이지(toe off) 시점을 결정하였다. 관절 모멘트는 각 피실험자의 질량으로 지면반력 데이터는 몸무게로 정규화하였다.

### 2.4 통계적 분석

평지보행과 삼각경사 보행간의 특성 차이를 결정하기 위해 각 운동학 및 운동역학 파라미터들 피크값의 유의수준 95% 신뢰구간을 계산하였다. 이 피크값들은 각 관절에서 작용하는 최대운동범위 및 최대하중을 결정하기 때문에 관절의 정상/비정상 운동을 평가하고 관절의 부상기전 및 재활을 평가하는데 사용될 수 있다. 평지보행 데이터는 Bovi 등<sup>(9)</sup>이 보고한 관절 각, 지면반력, 관절 모멘트 결과값을 사용하여 비교하였다. 평지보행과 삼각경사 보행 시 각각의 운동학 및 운동역학

**Table 1** Mean  $\pm$  confidence intervals of the peak joint moment in the sagittal plane and peak anterior-posterior and superior-inferior GRF

	Level walking <sup>(9)</sup>	Triangle-shape slope	
		Uphill walking	Downhill walking
1st peak knee extension moment (Nm/kg)	-0.41 $\pm$ 0.09	-1.86 $\pm$ 0.12*	-1.53 $\pm$ 0.20*
2nd peak knee extension moment (Nm/kg)	-0.22 $\pm$ 0.1	-0.70 $\pm$ 0.12*	-1.19 $\pm$ 0.19*
1st peak ankle plantarflexion moment (Nm/kg)	NA	-0.50 $\pm$ 0.07*	-0.27 $\pm$ 0.08*
2nd peak ankle plantarflexion moment (Nm/kg)	1.31 $\pm$ 0.05	1.45 $\pm$ 0.07*	1.56 $\pm$ 0.17*
peak GRF <sub>AP</sub> in early stance (N/BW)	-0.161 $\pm$ 0.018	NA	-0.386 $\pm$ 0.021*
peak GRF <sub>AP</sub> in late stance (N/BW)	0.208 $\pm$ 0.018	0.307 $\pm$ 0.014*	NA
peak GRF <sub>SI</sub> in early stance (N/BW)	1.055 $\pm$ 0.041	1.053 $\pm$ 0.040	1.037 $\pm$ 0.049
peak GRF <sub>SI</sub> in late stance (N/BW)	1.142 $\pm$ 0.032	0.940 $\pm$ 0.032*	0.968 $\pm$ 0.064*

The asterisk (\*) represents a significant difference from level walking at 95% confidence level. Positive moments represent knee flexion and ankle plantarflexion, respectively. Positive forces represent anterior GRF and superior GRF, respectively

파라미터의 신뢰구간이 겹치지 않는다면, 통계적으로 유의한 차이가 존재한다고 간주하였다.

### 3. 연구 결과

삼각경사의 상승경사면과 하강경사면 보행 모두 평지 보행에 비해 지지기에서의 첫 번째 발목 배측굴곡 모멘트 피크값과 무릎 신전모멘트 피크값이 유의하게 증가하였다( $p < 0.05$ , Fig. 2A, 2B, Table 1). 특히, 삼각경사의 상승경사면 보행 시 무릎 신전 모멘트 피크값은 무릎이  $50^\circ$  이상 최대로 굴곡된 상태에서 나타났다(Fig. 2B).

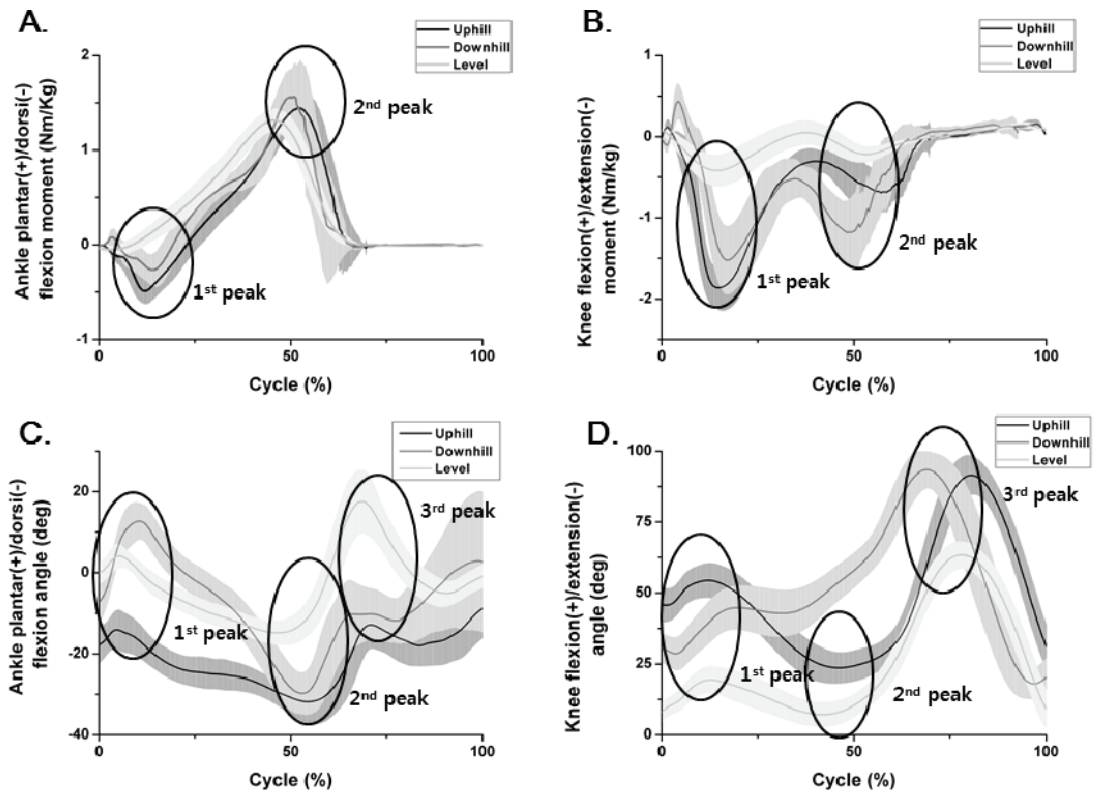
삼각경사의 상승경사면 보행 시 발목관절은 지속적으로 배측굴곡된 반면, 하강경사면 보행 시 발목관절은 첫 번째 피크에서는 저측굴곡, 두 번째 피크에서는 배측굴곡함을 보였다(Fig. 2C). 특히, 하강경사면 보행에서 첫 번째 피크부터 두 번째 피크까지 발목의 운동범위가 극도로 높았으며 ( $45.9 \pm 2.3^\circ$ ), 평지 보행과 비교했을 때 삼각경사의 상승경사면과 하강경사면 보행 모두 배측 굴곡 각도의 두 번째 피크값이 유의하게 높았다( $p < 0.05$ ,

Fig. 2C, Table 2). 또한 삼각경사의 하강경사면 보행 시, 평지 보행과 상승경사면 보행의 무릎 굴곡 각도 변화 형태와 달리 무릎 굴곡의 두 번째 피크값이 나타나지 않았다(Fig. 2D).

지지기 후반, 전방 지면반력 피크값은 평지에 비해 삼각경사의 상승경사면 보행 시 더 크게 나타났다( $p < 0.05$ , Fig. 3A, Table 1). 지지기 초반, 후방 지면반력 피크값의 경우 평지에 비해 삼각경사의 하강경사면 보행 시 통계적으로 유의하게 큰 결과값을 보였다( $p < 0.05$ , Fig. 3A, Table 1). 지지기 후반, 수직 지면반력 피크값은 삼각경사의 상승경사면과 하강경사면 보행 모두 평지 보행에 비해 작은 결과값을 보였다( $p < 0.05$ , Fig. 3B, Table 1).

### 4. 토 의

본 연구는 삼각경사에서 지형이 변화되는 시점의 삼각경사 보행과 평지 보행에 대하여 하지의 운동학과 운동역학을 비교 분석함으로써 산악 지형이나 험지를 포함한 외부 환경을 반영한 삼각경사에서의 지형 변화에 따른 보행 특성을 파악하



**Fig. 2** Ensemble curves for the joint moment (A: ankle, B: knee) and angle (C: ankle, D: knee) which were obtained by averaging the results from all 18 participants. One gait cycle is presented from initial contact (0%) to the next initial contact (100%) of the same foot during level walking, uphill and downhill walking on triangle-shaped slope. The shaded areas with grey, light and dark grey represent the mean  $\pm$  one standard deviation

는 것이다. 이전에 상승경사와 하강경사가 결합된 형태인 삼각경사 보행 시에서의 생체역학적 분석이 이루어진 바 없기 때문에 직접적인 비교는 불가능하며 이에 각각 하강경사와 상승경사의 선행 연구를 인용하였다. 발목관절의 배측굴곡 각도 및 모멘트와 무릎관절의 신전 모멘트 특성 차이는 삼각경사의 상승경사 보행 및 하강경사 보행에서 평지 보행과 다른 보행 전략을 채택하였음을 보여준다. 평지 보행과 비교하였을 때, 주목할 만한 보행 특성 변화는 지지기 초반에 최대 발목 배측굴곡 모멘트가 삼각경사에서의 상승경사면 보행 시 발생한 것이다. 상승 경사 보행이 같은 경사의 계단 보행보다 넘어질 위험성이 크기 때문에<sup>(10)</sup> 넘어질 위험성을 줄이고 안정성을 확보하기 위한 전략으로 이러한 차이가 발생한 것으로 보인다. 선행 연구에 따르면 상승경사 보행에서는 안정성을 높이기 위하여 지지기 초반에 적절한 무게 중심 이동이 필요하다고 보고되었다.<sup>(11)</sup> 따라서 삼각경사의 상승경사면 보행 시 지지기 초반에 발목 배측굴곡

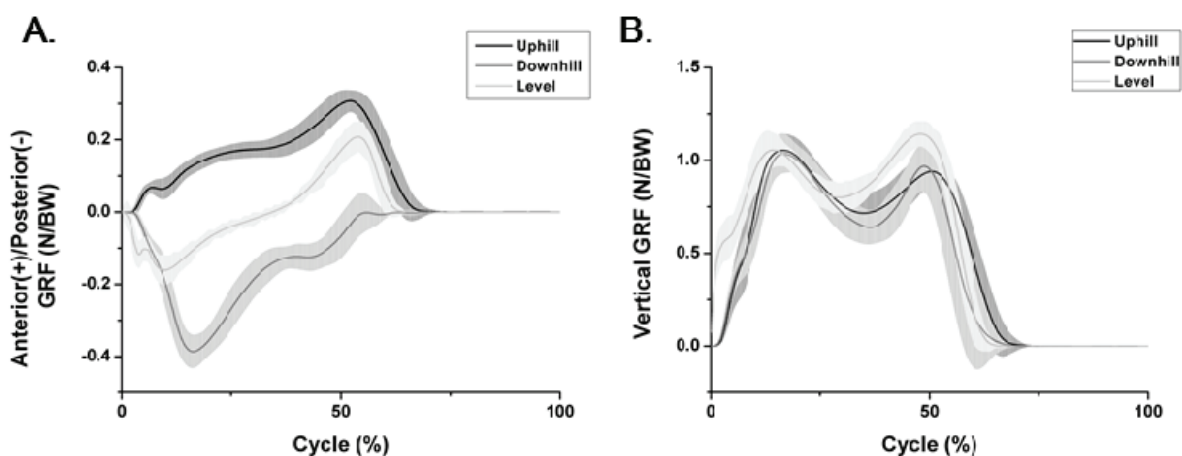
모멘트가 크게 발생한 것은 안정성을 증가시키기 위하여 몸의 무게 중심을 앞쪽으로 이동시키기 위한 전략으로 보인다.

평지 보행과의 또 다른 차이는 첫 번째 무릎 신전 모멘트 피크값이 삼각경사의 상승경사면 보행 및 하강경사면 보행 시 모두 유의하게 증가한 것이다. 상승경사와 하강경사에서 하지의 운동학 및 운동역학을 보고한 선행 연구에서 본 연구보다 더 큰 경사 각도를 가짐에도 최대 무릎 신전 모멘트 피크값이 본 연구 결과보다 낮게 관찰되었다.<sup>(3)</sup> 각각의 보행에서 무릎 신전 모멘트는 서로 다른 역할을 하는 것으로 보인다. 삼각경사의 상승경사면 보행 시 지지기 초반에는 먼저 몸의 무게 중심을 앞쪽과 위쪽으로 이동시킨다. 이를 위하여 무릎의 굽힘각이 첫 번째 피크값에 다다르게 된다. 이때에는 중력을 이겨내고 몸의 무게를 지탱하기 위하여 편심성 수축을 통하여 무릎 신전 모멘트를 발생시킨다. 그 이후에는 무릎이 신전되면서 추진력을 얻기 위하여 동심성 수축을 통해 무릎 신전 모

**Table 2** Mean  $\pm$  confidence intervals of the peak knee and ankle joint angles in the sagittal plane

Joint angle (°)	Level walking <sup>(9)</sup>	Triangle-shape slope	
		Uphill walking	Downhill walking
1st peak knee flexion angle	19.4 $\pm$ 2.2	54.4 $\pm$ 2.8*	44.8 $\pm$ 3.6*
2nd peak knee flexion angle	7.2 $\pm$ 2.0	23.6 $\pm$ 2.5*	NA
3rd peak knee flexion angle	63.4 $\pm$ 2.2	91.5 $\pm$ 3.2*	93.4 $\pm$ 3.1*
1st peak ankle plantarflexion angle	4.1 $\pm$ 1.3	-14.1 $\pm$ 2.3*	12.7 $\pm$ 2.1*
2nd peak ankle plantarflexion angle	-14.8 $\pm$ 1.4	-31.8 $\pm$ 2.4*	-29.8 $\pm$ 2.4*
3rd peak ankle plantarflexion angle	17.6 $\pm$ 3.6	-12.9 $\pm$ 2.7*	-7.2 $\pm$ 4.0*

The asterisk (\*) represents a significant difference from level walking at 95% confidence level. Positive angles represent knee flexion and ankle plantarflexion, respectively



**Fig. 3** Ensemble curves for the ground reaction force (A: anterior-posterior GRF, B: vertical GRF) obtained by averaging the results from all 18 participants. One gait cycle is presented from initial contact (0%) to the next initial contact (100%) of the same foot during level walking, uphill and downhill walking on triangle-shaped slope. The shaded areas with grey, light and dark grey represent the mean  $\pm$  one standard deviation

멘트가 발생한 것으로 보인다. 또한 다음 지형이 변화되는 시점에서는 이에 대한 예측에 따라 보행 전략을 바꾸게 된다.<sup>(5,12)</sup> 삼각경사의 상승경사면 보행 시, 다음 지형이 하강 경사이므로 다음 디딤발의 시야를 확보하기 위해서는 더 높은 몸의 위치를 필요로 할 것이다. 이에 따라 지지기 초반에 증가된 무릎의 신전 모멘트가 지형의 변화를 예측하고 준비하기 위한 전략으로써 필요한 것으로 보인다. 반면에 삼각경사의 하강경사면 보행에서는 증가된 무릎 신전 모멘트가 다른 역할을 수행하는 것으로 보인다. 선행 연구에 따르면 하강 경사 보행에서는 지지기 초반에 몸을 지탱하는 주요 역할을 무릎관절에서 수행한다고 보고하였다.<sup>(13)</sup> 하강 경사에서는 중력 방향으로 움직이기 때문에 무릎관절에서 몸을 지탱하고 균형을 잡기 위한 추가적인 힘을 요한다. 그러므로, 증가된 무릎 신전 모멘트가 몸을 지탱하고 균형을 잡기 위한 추가적인 모멘트를 제공하는 것으로 보인다. 즉, 평지 보행 시보다 큰 무릎 신전 모멘트는 삼각경사의 상승경사면 보행 시에는 추진력을 얻기 위해, 하강경사면 보행 시에는 균형을 잡기 위해 작용한 것으로 보여진다.

삼각경사의 하강경사면 보행 시 발목관절 운동범위와 두 번째 발목관절 배측굴곡 각도 피크값이 평지보행에 비하여 유의하게 증가됨을 확인하였다. 선행 연구의 경우 본 연구보다 더 큰 경사각도를 갖는 하강 보행임에도 불구하고 지지기 동안의 최대 발목관절 배측굴곡 각도( $22.68 \pm 4.10^\circ$ )와 운동범위( $35^\circ$ )가 본 연구의 결과보다 낮게 관찰되었다.<sup>(3)</sup> 선행 연구에 따르면 배측굴곡 각도가  $9^\circ$ 를 넘는 동작이 반복되면 아킬레스건 부상이 일어날 수 있다고 제안하고 있다.<sup>(14)</sup> 또한 질병으로 인하여 배측굴곡 운동범위가 제한되게 되면 지면반력과 부하속도가 증가하게 되고 이를 보상하기 위하여 단순히 발목관절의 움직임을 변화시킬 뿐만 아니라 다른 관절의 움직임을 변화시키기 때문에<sup>(15)</sup> 아킬레스건 부상<sup>(16)</sup>과 전방십자인대 부상<sup>(17)</sup>과 같은 다양한 하지 부상을 야기시킬 수 있다는 연구결과가 보고되었다. 그러므로, 삼각경사의 하강경사면 보행에서 증가된 발목관절 배측굴곡 운동범위는 아킬레스건과 전방십자인대 부상 위험이 높아질 수 있을 것으로 보인다.

삼각경사의 상승경사면 보행 시 발목 저측굴곡 모멘트가 최대값에 도달할 때에 발목관절 배측굴곡각이 증가되며 최대값에 도달한다. 상승경사 보행과 평지보행을 비교 분석한 선행 연구에서 역시

지지기 후반 발목 저측굴곡 모멘트가 최대값에 도달할 때 배측굴곡각이 최대값에 도달함으로 보였으나 경사각이  $21^\circ$ 로 증가하면 최대 배측굴곡각은 지지기 초반에 나타나 서서히 감소했다.<sup>(3)</sup> 선행 연구에 따르면 외발 지지시 몸의 무게 중심이 지지발보다 앞에 위치하면 비복근의 긴장을 증가시키고 비복근이 편심성 수축을 하게 될 때 비복근 부상을 야기시킬 수 있다고 보고하였다.<sup>(18)</sup> 따라서 삼각경사의 상승경사면 보행 시 본 연구 결과에 따라 비복근의 편심성 수축을 야기시킬 수 있게 되고 비복근 부상의 위험을 증가시킬 수 있을 것으로 보인다. 또한 삼각경사의 상승경사면 보행 시 무릎 신전 모멘트가 첫 번째 피크 값에 도달할 때 최대 무릎관절 굽힘 각도 근처에서 나타나게 된다. 선행 연구 결과에 따르면 슬개대퇴관절에 가해지는 힘은 최대 무릎 굽힘 각도가 증가할수록 증가되며 무릎 굽힘 각도가  $50^\circ$ 를 넘는 동작은 슬개대퇴증후군의 위험성을 낮추기 위해 피하기를 권고하고 있다.<sup>(19)</sup> 또한 최대 무릎관절 신전 모멘트의 증가는 대퇴사두근 힘과 슬개대퇴관절에 가해지는 응력을 증가시킨다.<sup>(20)</sup> 따라서 삼각경사의 상승경사면 보행 시 나타나는  $50^\circ$ 가 넘는 무릎 굽힘각도와 그 시기에 발생하는 큰 무릎관절 신전 모멘트는 슬개대퇴증후군의 위험성을 높일 수 있을 것으로 보인다.

본 연구는 건강한 성인 남성을 대상으로 연구를 진행하였다. 따라서 본 연구 결과를 모든 연령대나 여성에게 직접적으로 적용하기에는 한계가 있을 수 있다. 따라서 다양한 연령대 및 성별을 갖는 피실험자를 대상으로 추가적인 연구가 필요하다. 또한 삼각경사에서 지형이 변화하는 시점에서의 상승경사면 보행 및 하강경사면 보행을 각각 주사용 발을 지지발로 따로 실험을 진행하였다. 하지만 양쪽 하지가 대칭적인 움직임을 보인다는 가정하에 각각의 실험이 연속된 동작의 움직임으로 고려될 수 있을 것으로 사료된다. 발목 및 무릎관절의 변화 특성은 지형 변화에 따른 무게 중심 이동 측면에 있어서 고관절 및 상지의 움직임에도 영향을 미칠 수 있을 것으로 사료되나 본 연구에서는 제외되었다. 따라서 고관절 및 상지의 운동에 대한 추가적인 연구가 필요하다.

## 5. 결론

본 연구에서는 삼각경사 보행과 평지 보행을 비교 분석하여 삼각경사 보행 특성을 파악하고자 하

였다. 그 결과 발목관절의 배측굴곡 각도 및 모멘트와 무릎관절의 신전 모멘트 특성 차이로부터 삼각경사 보행에서 넘어질 위험성을 줄이고 안정성 및 균형을 확보하기 위해 평지 보행과 다른 보행 전략을 채택하였음을 확인하였다. 삼각경사의 상승경사 보행 시 50°가 넘는 무릎 굽힘각도와 그 시기에 발생하는 큰 무릎관절 신전 모멘트는 슬개 대퇴증후군의 위험성을 높일 수 있을 것으로 보인다. 또한 삼각경사의 하강경사 보행에서 증가된 발목관절 배측굴곡 운동범위는 아킬레스건과 전방 십자인대 부상 위험이 높아질 수 있을 것으로 보인다. 삼각경사 보행 시 평지보행시보다 높은 부상 위험성이 있을 것으로 예상되므로 하지에 부상이 있는 사람들은 삼각경사 보행 시 주의가 필요할 것으로 사료된다. 본 연구 결과로 밝힌 지형 변화 시점에 따른 동작 특성은 추후 보행보조기구와 같은 의료기기의 인간공학적 설계나 부상예방 및 재활 프로그램 개발 시 기초 연구 데이터로 활용 가능할 것으로 보인다.

## 후 기

본 연구는 국방과학연구소 순수기초 연구 사업으로 지원받아 연구되었음(UD130073ID).

이 연구는 서강대학교 교내연구비 지원에 의한 연구임(201310020.01).

## 참고문헌 (References)

- (1) Kuster, M., Sakurai, S. and Wood, G. A., 1995, "Kinematic and Kinetic Comparison of Downhill and Level Walking," *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, Vol. 10, No. 2, pp. 79~84.
- (2) Redfern, M. S. and DiPasquale, J., 1997, "Biomechanics of Descending Ramps," *Gait & Posture*, Vol. 6, No. 2, pp. 119~125.
- (3) Lay, A. N., Hass, C. J. and Gregor, R. J., 2006, "The Effects of Sloped Surfaces on Locomotion: a Kinematic and Kinetic Analysis," *Journal of Biomechanics*, Vol. 39, No. 9, pp. 1621~1628.
- (4) Wannop, J. W., Worobets, J. T., Ruiz, R. and Stefanyshyn, D. J., 2014, "Footwear Traction and Three-dimensional Kinematics of Level, Downhill, Uphill and Cross-slope Walking," *Gait & Posture*, Vol. 40, No. 1, pp. 118~122.
- (5) Sheehan, R. C. and Gottschall, J. S., 2011, "Stair Walking Transitions are an Anticipation of the Next Stride," *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, Vol. 21, No. 3, pp. 533~541.
- (6) Gottschall, J. S., Okorokov, D. Y., Okita, N. and Stern, K. A., 2011, "Walking Strategies during the Transition Between Level and Hill Surfaces," *Journal of Applied Biomechanics*, Vol. 27, No. 4, pp. 355~361.
- (7) Hong, Y. G., Yoon, Y., Kim, P. and Shin, C. S., 2014, "The Kinematic/Kinetic Differences of the Knee and Ankle Joint during Single-leg Landing Between Shod and Barefoot Condition," *International Journal of Precision Engineering Manufacturing*, Vol. 15, No. 10, pp. 2193~2197.
- (8) Winter, D. A., Patla, A. E., Frank, J. S. and Walt, S. E., 1990, "Biomechanical Walking Pattern Changes in the Fit and Healthy Elderly," *Physical Therapy*, Vol. 70, No. 6, pp. 340~347.
- (9) Bovi, G., Rabuffetti, M., Mazzoleni, P. and Ferrarin, M., 2011, "A Multiple-task Gait Analysis Approach: Kinematic, Kinetic and EMG Reference Data for Healthy Young and Adult Subjects," *Gait & Posture*, Vol. 33, No. 1, pp. 6~13.
- (10) Sheehan, R. C. and Gottschall, J. S., 2012, "At Similar Angles, Slope Walking has a Greater Fall Risk than Stair Walking," *Applied Ergonomics*, Vol. 43, No. 3, pp. 473~478.
- (11) Hong, S., Leu, T., Wang, T., Li, J., Ho, W. and Lu, T., 2015, "Control of Body's Center of Mass Motion Relative to Center of Pressure during Uphill Walking in the Elderly," *Gait & Posture*, Vol. 42, No. 4, pp. 523~528.
- (12) Prentice, S. D., Hasler, E. N., Groves, J. J. and Frank, J. S., 2004, "Locomotor Adaptations for Changes in the Slope of the Walking Surface," *Gait & Posture*, Vol. 20, No. 3, pp. 255~265.
- (13) Hong, S., Wang, T., Lu, T., Li, J., Leu, T. and Ho, W., 2014, "Redistribution of Intra- and Inter-limb Support Moments during Downhill Walking on Different Slopes," *Journal of Biomechanics*, Vol. 47, No. 3, pp. 709~715.
- (14) Kaufman, K. R., Brodine, S. K., Shaffer, R. A., Johnson, C. W. and Cullison, T. R., 1999, "The Effect of Foot Structure and Range of Motion on Musculoskeletal Overuse Injuries," *The American Journal of Sports Medicine*, Vol. 27, No. 5, pp. 585~593.
- (15) Kibler, W. B., Goldberg, C. and Chandler, T. J., 1991, "Functional Biomechanical Deficits in Running Athletes with Plantar Fasciitis," *The American Journal of Sports Medicine*, Vol. 19, No. 1, pp. 66~71.
- (16) Mason-Mackay, A. R., Whatman, C. and Reid, D., 2015, "The Effect of Reduced Ankle Dorsiflexion on Lower Extremity Mechanics during Landing: A Systematic Review," *Journal of Science and Medicine in Sport* (Epub ahead of print).
- (17) Mahieu, N. N., Witvrouw, E., Stevens, V., Van Tiggelen, D. and Roget, P., 2006, "Intrinsic Risk Factors for the Development of Achilles Tendon Overuse Injury: a Prospective Study," *The American Journal of Sports Medicine*, Vol. 34, No. 2, pp.

- 226~235.
- (18) Orchard, J. W., Alcott, E., James, T., Farhart, P., Portus, M. and Waugh, S. R., 2002, "Exact Moment of a Gastrocnemius Muscle Strain Captured on Video," *British Journal of Sports Medicine*, Vol. 36, No. 3, pp. 222~223.
- (19) Escamilla, R. F., Zheng, N., MacLeod, T. D., Edwards, W. B., Hreljac, A., Fleisig, G. S., Wilk, K. E., Moorman III, C. T. and Imamura, R., 2008, "Patellofemoral Compressive Force and Stress during the Forward and Side Lunges with and without a Stride," *Clinical Biomechanics*, Vol. 23, No. 8, pp. 1026~1037.
- (20) Wirtz, A. D., Willson, J. D., Kernozek, T. W. and Hong, D. A., 2012, "Patellofemoral Joint Stress during Running in Females with and without Patellofemoral Pain," *The Knee*, Vol. 19, No. 5, pp. 703~708.