

## 정상인의 오름 경사로 보행 시 경사각에 따른 하지 관절의 삼차원적 동작 분석

포항삼성병원 물리치료실

한 진 태\*

포항세명기독병원 물리치료실

이 종 대

대구대학교 재활과학대학 물리치료학과

배 성 수

## The 3-D Motion Analysis of Kinematic Variety on Lower Extremity during Ramp Ascent at Different Inclinations

**Han, Jin-tae, P.T., M.S**

*Phohang Samsung Hospital*

**Lee, Jong-dae, P.T., M.S**

*Phohang Sameunggidok Hospital*

**Bae, Sung-soo, P.T., Ph.D.**

*Dept. of Physical Therapy, College of Rehabilitation Science, Daegu University*

### <Abstract>

The aim of this study was to investigate the kinematics of young adults during ascent ramp climbing at different inclinations. Twenty-three subjects ascended a four step at four different inclinations(level, 8°, 16°, 24°). The 3-D kinematics was analysed by a camera-based falcon system. Groups difference was tested with one -way ANOVA and SNK test. The different kinematic patterns of ramp ascent were analysed and

\*교신저자: jthan2001@yahoo.co.kr

compared to level walking patterns. The kinematics of ramp walking could be clearly distinguished from the kinematics of level walking. In sagittal plane, Ankle joint was more dorsiflexed at initial contact and Max. dorsiflex. during stance phase with 16°, 24° inclination and more plantarflexed at toe off and Max. plantarflex. during swing phase with 24° ( $p < .001$ ). Knee joint was more flexed at initial contact with 16°, 24° inclination ( $p < .001$ ). Hip joint was more flexed at initial contact and Max. flex. during swing phase with 16°, 24° inclination and at toe off with 24° ( $p < .001$ ) and was more extended at Max. ext. during stance phase with 24° ( $p < .05$ ). In frontal plane, ankle joint was more everted at Max. eversion. during stance phase with 16°, 24° inclination ( $p < .001$ ). Knee joint was more increased at Max. varus. during stance phase with 16°, 24° inclination ( $p < .001$ ). Hip joint was not differentiated with different inclinations. In horizontal plane, all joints were not differentiated with different inclinations. Conclusionally, In ascent ramp walking, the different gait pattern generally occurred at over 16° on the ascending ramp in sagittal and frontal plane.

These results suggest that there is a certain inclination angle or angular range where subjects do switch between a level walking and a ascent ramp walking gait pattern. This shows their motor control strategy between level and ascent ramp walking. Further studies are necessary to confirm and detect the ascent ramp gait patterns.

Keywords : Gait analysis, Ascending ramp, Kinematics.

## I. 서론

경사로와 계단 같은 급작스런 보행 환경의 변화로 야기되는 미끄럼현상은 일상 및 작업 환경에서 주요한 상해 발생의 원인이 된다(김선필, 원문학, 이민형 등, 2001). 최근 노인들 뿐 아니라 정상인들에게도 빈번히 일어나는 낙상은 심각한 사회 문제이며, 경사로 보행이나 계단 오르내리기와 같은 일상적인 생활동작에서 흔히 발생한다(정낙수 등, 2001 : Nevitt, 1997). 그러나 지금까지의 보행 분석은 주로 평지(level)에서 이루어졌으며(M Kuster et al, 1995), 계단이나 경사로와 같은 보행 환경의 변화에 따른 보행 유형의 연구는 부족하다고 생각된다.

보행은 인간의 신경계와 근골격계 등이 총괄적으로 사용되는 복잡한 과정이며 한 하지가 입각기의 안정된 상태를 유지하는 동안 동시에 다른 한 하지가 몸을 앞으로 움직이게 하는 연속적이고 반복적인 동작이다(Perry, 1992). 하지는 체중을 지탱하고 몸 균형을 유지하는 것 뿐 아니라, 몸의 무게 중심을 전방으로 이동시키는 중요한 기능을 한다. 이때 일어나는 하지와 몸체의 율동적인 일련의 운동을, 보행이라 한다(대한정형외과학회, 1994). 보행은 태어나면서부터 오랜 기간에 걸쳐 일어

나는 신경 근육, 생역학적 그리고 운동 기능학적 변화의 절정으로 이루어진 지극히 복잡한 운동 유형이며(Beck, Andriacchi, Kuo and Fermier, 1981), 머리, 목, 체간이 서로 정상적인 선열을 유지하는 동안, 교대로 운동을 허용하는 적절한 관절가동범위와 안정성을 필요로 한다(Wilson, 1987). 보행은 일정한 방향으로 필요한 속도를 유지하며 신체를 단계적으로 움직이는 고도로 협응된 교대적인 운동이며, 보행에서 하지는 머리, 체간, 팔과 상호연관성을 가지며(배성수 등, 1993) 기본적으로 체중부하구조이며 안정성과 균형을 유지하고 신체를 전방으로 추진시키며 이동에 필요한 기본적 운동을 제공한다(Galley & Foster, 1987). 완전한 보행이 이루어지려면 네 가지 관련 과제가 수행되어야 하는데 첫째, 두 개의 엉덩이관절 위에 놓인 무거운 체간과 팔, 머리의 균형이 이루어져야하고, 둘째, 입각기 동안 체지 분절의 지지가 유지되어야 하며, 셋째, 유각기 동안 유각기 쪽 발이 바닥에서 완전히 떨어져야 하고, 마지막으로 신체를 전방으로 추진시킬 수 있는 충분한 에너지가 공급되어야 한다(Oney, 1996). 보행은 일상생활에서 이동의 수단이나 여가 생활의 향유 이외에도 생존과도 밀접한 수단으로 매우 중요하며 필수적인 활동이다.

최근 보행에 대한 다양한 연구들이 계속되어 왔는데 보행주기와 관련된 기본적인 기술연구에서 시작하여 복

잡하고 다양한 측정도구와 방법을 사용하거나 다양한 수학적 기법을 사용한 연구까지 독특한 영역을 구축하며 발전해 왔다(Craik and Oatis, 1995). 초기의 육안 관찰적인 보행 분석에서 시작하여 컴퓨터와 전자기술의 개발에 의해 점점 더 복잡한 측정방법을 통해 수학적 분석 및 모델링까지 꾸준히 발전해 왔다(Whittle, 1991). 비디오테이프, 영화필름, 전기측각기, 발스위치, 가속계, 힘판(force plate), 근전도 및 에너지-산소 소모 측정 시스템 등을 이용하여 보행의 시간-거리 변인 뿐 만 아니라 관절 운동학적, 관절 운동역학적 자료와 근전도 활동, 에너지 소비에 관한 자료들을 얻을 수 있게 되었다(Harris and Wertsch, 1994).

이러한 보행 연구의 흐름을 전체적으로 살펴보면 보행의 형태파악, 현상분석, 동작에 대한 진단과 개선에 대한 정보 제공을 주된 과제로 삼고 있다(은선덕, 2001). 보행 분석이란, 보행 주기상의 각 시기에 따라 각 관절과 근육의 역할 및 이로 인하여 지면에서 생기는 지면반발력(ground reactive force) 등을 분석, 보행의 유형(pattern)을 분석함을 말한다(대한정형외과학회, 1994). 보행 분석은 병적인 보행을 나타내는 환자에게서 정확한 원인과 이상부위를 찾아내어 객관화 및 수치화 하여 비교, 평가하는데 필수적이다(윤승호 등, 1992). 뿐만 아니라 정상적인 보행 유형의 분석 결과를 수집하고 정상 성인의 보행 유형을 객관화하는 것이 필요하다(김기원 등, 2002).

주위에서 흔히 볼 수 있는 계단이나 경사로는 수직이동의 중요한 시설물들이다. 계단은 유모차, 자전거, 휠체어 등 바퀴 달린 수단들이 지나다닐 수 없고 노인이나 보행 장애가 있는 사람들이 이용하기가 힘든 경우가 많다. 따라서 경사로는 계단을 이용할 수 없는 사람들에게 필수적이며 보편화되고 있는 추세이다(류남형, 1995).

평지 보행의 순수 이론에 의하면 추진력은 진행하고자 하는 방향에 수직인 면에 있는 축을 중심으로 한 관절 모멘트에 달려있다고 한다(Kowalk, Duncan, Vaughan, 1996). 또한 내전-외전 모멘트의 역학에 대한 지지이론은 이미 Saunder, Inman, 및 Eberhart(1953)의 '컴퍼스 보행(compass gait)' 모형, Gracovetsky(1985)의 '척추 엔진(spinal engine)' 이론 등에 의해 제공되었으므로, 경사로와 계단에서의 보행에 대한 연구는 전후면과 좌우 면에서 일어나는 모든 움직임들을 총괄하여 3차원적인 분석을 통해 이루어져야 한다. 예를 들면 무릎에서는 굴곡-신전 축 외에도 외전-내전 축과 내측-외측

회측 회전축이 겹쳐져 놓이게 되므로 무릎 관절에서의 움직임을 보다 정확히 파악하기 위해서는 전후 면과 좌우 면에서의 움직임을 통합적으로 보아야 한다. 따라서 계단이나 경사로에서의 보행에 대한 관절 역학적 연구는 전후면과 좌우 면에서 일어나는 굴곡과 신전, 내전과 외전 모멘트를 중심으로 이루어져야 한다(은선덕, 2003).

계단이나 경사로에서의 보행은 생역학적인 이해가 필요하며 다양한 방법을 통한 연구가 필요하나, 최근 연구에서 오름 경사로 보행에서 각도에 따른 하지 관절의 역학적인 변화에 대한 연구는 부족한 실정이다.

따라서 이 연구의 목적은 삼차원적인 동작분석법을 이용하여 오름 경사로 보행 시 경사가 변화에 따른 하지 관절의 키네매틱적인(kinematic) 변화를 분석하려는 것이다. 그리고 일상생활에서 흔히 직면하는 오름 경사로의 효과적인 각도를 제시하고 오름 경사로 보행 훈련 시 기초 자료를 얻는 데 의의가 있을 것으로 사료된다.

## II. 연구방법

### 1. 연구대상자 및 연구 기간

이 연구는 2005년 3월 1일부터 3월 7일까지 포함에 소재한 P공과대학교 산업공학과 인간공학 연구소 동작실험실에서 이루어졌으며 대상자는 포함에 소재한 S대학에 재학 중인 20대 초반 정상 성인 남녀 23명을 대상으로 하였으며(평균 연령 :  $22.34 \pm 2.58$ 세, 평균 신장 :  $172.87 \pm 8.63$ cm, 평균 체중 :  $65.26 \pm 10.04$ kg, 평균 하지장 : Lt ;  $85.95 \pm 4.23$ cm Rt ;  $85.87 \pm 4.12$ cm). 이들은 모두 정상보행 능력을 보유하고, 실험에 참여하기 전 자발적인 실험 참여 의향을 밝혔다. 이 연구는 대상자들은  $0^\circ$  (level),  $8^\circ$ ,  $16^\circ$ ,  $24^\circ$ 의 오름 경사로를 올라가는 과제를 수행하였다.

### 2. 모의 경사로 제작

경사로의 최대 허용 경사각은 족관절의 최대 배측 굴곡각도이며 NASA의 보고를 참고하면  $28^\circ$ 라고 보고하였다 (Corlett, Hutcheson, DeLugan and Rogozenski, 1972). 반면, 일반적으로 족관절의 정상범위는  $0^\circ - 20^\circ$ 로 정하고 있다(배성수 외, 1990). 또한 미국 국방성에서는 오름 보행을 기준으로 경사로의 경사도

기준을 0-20°를 제시하고 있다(Irvine, Snook and Sparshatt, 1990). 따라서 이 연구에서는 실험용 모의 경사로 <Fig. II. 1>를 각 0°, 8°, 16°, 24°각도로 조정할 수 있게 만들었고(류남형, 1995), 피험자가 각각의 오름 경사로부터 보행하는 동안 피험자의 보행 유형 변화를 측정하였다. 길이 3m, 폭 1m, 1.5m의 수평구간을 더한

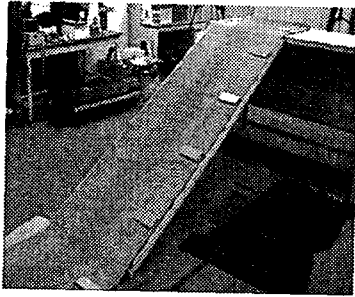


그림 1. 모의실험 경사로

모의경사로를 목재로 제작하였고(Stephen et al, 2004; Rakie et al, 2002; Redfern et al, 1997), 경사로 각도의 변환이 가능하도록 볼트와 너트로 조립하였고(평지 : 0°, 오름 경사로 : 8°, 16°, 24°), 적어도 4걸음 이상 보행이 되도록 경사면 길이를 정하였다(Hansen, Childress, Miff, 2004; 류남형, 1995)(그림 1).

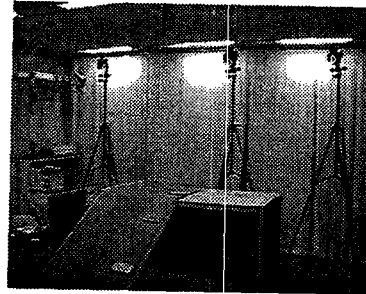


그림 2. 실험실 구도

### 3. 연구도구

이 연구는 모의 경사로를 실험실에 설치한 후 피험자의 3차원적 보행 분석을 위한 보행동작 촬영에는 6대의 적외선카메라(falcon)를 사용하였고, 좌, 우, 대각선 방향으로 6대의 카메라를 설치하였으며, 60 frames/sec의 속도로 영상을 촬영하였다(그림 2).

### 4. 연구절차

#### 1) 실험 전 준비

발광 마크를 사용하여 골반을 비롯한 하지의 분절점에 영상분석에 필요한 마킹을 하였다. 피험자는 탈의 후 수

영복으로 갈아입게 하고 키와 몸무게를 측정하였고, 줄자로 발길이와 전상장골극(ASIS)과 내측복사(medial malleolus)까지의 거리를 측정해 다리 길이를 측정하였고, 너비측정기를 이용해 무릎너비와 발목너비, 그리고 발 너비를 측정하였다. 그 후 25mm 반사마커를 부착하였는데 운동학적 분절속 모델인 Helen Hayes Marker Set을 따랐다. 마커의 위치는 대상자의 천골(sacrum), 좌우 전상장골극, 좌우측 대퇴부(midthigh), 좌우측 무릎의 외측상과(lateral femoral epicondyle), 좌우측 경골부(midshank), 좌우측 발목 외측복사(lateral malleolus), 좌우측 둘째 발바닥뼈 머리(second metatarsal head) 및 좌우측 발꿈치뼈(posterior calcaneus) 뒤쪽에 부착하였다(그림 3).



그림 3. Helen Hayes Marker Set



그림 4. 피험자의 오름경사로 보행 사진

## 2) 실험 자료수집

대상자가 실험실에 익숙하도록 5분간 보행 연습을 한 후, 정상시의 자연스러운 보행으로 걷도록 지시하였다. 우선 평지에서 보행을 먼저 실시하여 기준을 정하였다. 그 이후 오름 경사로 보행을 경사각에 따라 각각 실시하였다. 실험은 대상자를 보행 판 전방 2m에서 서 있도록 한 다음, 검사자의 구두신호에 의하여 보행을 시작하였고, 오름 경사로를 올라간 다음 수평구간에서 정지하도록 지시하였다. 대상자에게 가장 자연스러운 보행 속도로 걷도록 지시하였고 이러한 과정을 각각의 경사각에서 3회 실시하여 이들 평균을 측정값으로 선택하였다(그림 4).

하지 동작은 6대의 동작 측정 카메라로 이루어진 Falcon System(Motion Analysis, 미국)을 이용하여 측정되었고 동작 분석은 전용 소프트웨어인 EvaRT4.0 과 OrthoTrak 5.0을 이용하여 이루어졌다. Falcon

System은 동작 측정의 샘플링 비율을 60Hz로 설정하여 하지 부위 마커위치를 1초당 60개 측정하였고, EvaRT 4.0은 이들 위치 데이터를 입력받아 측정에 따른 노이즈를 제거하고 보행한 주기 동안의 데이터를 추출하였다. 그리고 OrthoTrak 5.0은 추출한 한 주기 동안의 마커 위치 데이터를 이용하여 모든 하지 관절의 동작 각도를 세 가지 인체 평면(시상면, 관상면 그리고 횡단면)상에서 계산하였다(Fig. II.6). 엉덩이관절 각도는 천골과 좌우 측 전상장골극의 마크를 이용하여 계산하였고, 무릎관절 각도는 발목외측복사, 외측대퇴상과, 전상장골극의 마크를 이용하였다. 발목관절의 각도는 두 번째 중족골두와, 발목 외측복사, 그리고 외측 대퇴상과 사이의 각도로 정의하였다(Cadan- Euler Angular decomposition)(그림 5).

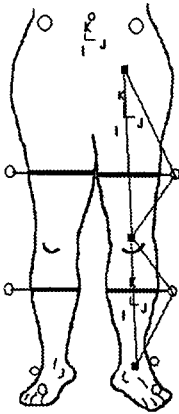


그림 5. Cadan-Euler 각도 위치

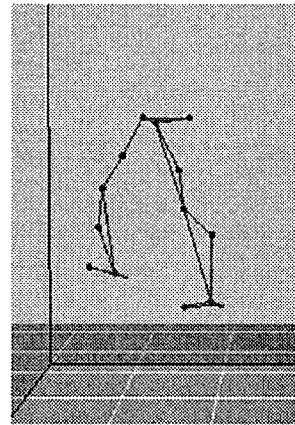


그림 6. 피험자의 3차원 막대 그림

## 5. 자료 분석

이 연구는 경사로에서 오름 보행을 하는 동안 경사로의 경사각도에 따라 하지 관절 변화를 살펴보는 것이다. 3차원적 변수로 경사각 높이에 따른 착지초기(intial contact)에서의 각 관절의 각도와 발 떼기(toe off) 시점에서의 각 관절의 각도 그리고 각 관절의 입각기, 유각기 동안 최대(max) 각도들을 세 운동면상에서 비교 분석하

였다(Benedetti, Catani 등, 1998) (그림 7)(표 1).

경사로의 경사각도의 증가가 하지 관절의 변화에 미치는 영향을 살펴보기 위해 일원변량분석(one-way ANOVA)을 통계적 분석 방법으로 사용하였으며, 또한 통계학적 유의성 검증을 위해 Student-Newman-Keuls(SNK) 검사를 이용해 그룹화 하였고 유의수준은  $p < 0.05$ 로 설정하였다.

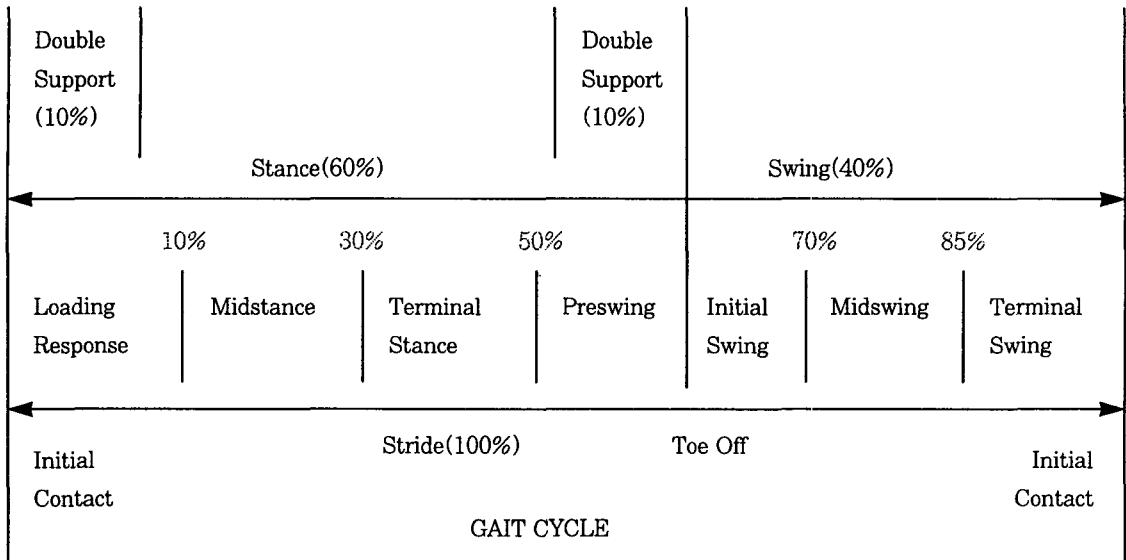


그림 7. 보행주기 용어 정의

표 1. 보행 분석 변수들

발목 관절 각도의 변수들		무릎 관절 각도의 변수들	
A1	Flexion at heel strike	K1	Flexion at heel strike
A2	Flexion at toe off	K2	Flexion at toe off
A3	Max. dorsi.flex. in stance phase	K3	Min. flex. in stance phase
A4	Max. plant.flex. in swing phase	K4	Max. flex. in swing phase
A5	Max. eversion. in stance phase	K5	Max. var. in stance phase
A6	Max. inversion. in swing phase	K6	Max. var. in swing phase
A7	Max. int. rot. in stance phase	K7	Max. int. rot. in stance phase
A8	Max. ext. rot. in swing phase	K8	Max. ext. rot. in swing phase
엉덩이 관절 각도의 변수들			
H1	Flexion at heel strike		
H2	Flexion at toe off		
H3	Max. ext. in stance phase		
H4	Max. flex. in swing phase		
H5	Max. add. in stance phase		
H6	Max. abd. in swing phase		
H7	Min. int. rot. in stance phase		
H8	Max. int. rot. in swing phase		

H : 엉덩이 관절 K : 무릎 관절 A : 발목관절

### Ⅲ. 연구결과

#### 1. 시상면상 분석

시상면상에서, 오름 경사로의 경사각 증가에 따른 각 관절(발목관절, 무릎관절, 엉덩이관절)의 굴곡과 신전의 변화 유형은 아래 그림과 같다(그림 7).

발목관절의 전체적인 변화를 살펴보면 평지 보행에서 착지기(initial contact) 저축 굴곡에서 시작하여 보행 중반에서 배측 굴곡 되었으며, 발 떼기(toe off) 시점에서 저축 굴곡(plantarflexion)이 나타났다가 유각기에서 다시 배측 굴곡이 나타났다. 그리고 경사로의 경사각이 증가할수록 착지기 굴곡 값과 입각기 동안의 최대 배측 굴곡 값은 증가하였고 16°, 24°에서 통계적으로 유의한 차이를 보였다( $p < .001$ ). 발 떼기 시점의 최대 굴곡 값은 경사각이 증가할수록 증가하였고 24°에서 통계적으로 유의한 차이가 있었고, 유각기 동안 최대 저축 굴곡 값은 오름 경사로 16°까지는 큰 차이가 없었으나 24°에서 감소하였으며 통계적으로 유의한 차이를 보였다( $p < .001$ ).

무릎관절의 전체적인 변화를 살펴보면 평지 보행 시 착지기에 신전이 관찰되며 보행 주기의 50%를 지나면서 가파른 굴곡이 발생하기 시작하였고, 그 이후 다시 신전

되었다. 오름 경사로의 보행 유형은 평지 보행과 비슷하였으며 보행 주기 전반에 굴곡 유형이 나타났다. 경사로의 경사각이 증가할수록 착지기 굴곡 값이 증가하였고 16°, 24°에서 통계적으로 유의한 차이가 있었고( $p < .001$ ), 발 떼기 시점의 굴곡 값은 평지 보행과 비교해 8°, 16°에서는 감소하였으나 24°에서는 다시 증가하였고 통계적으로 유의한 차이는 없었다. 또한 입각기 동안 최소 굴곡 값은 경사각이 증가할수록 증가하였으나 통계적으로 유의한 차이는 없었다. 그리고 유각기 동안 최대 굴곡 값은 오름 경사로 24°에서 조금 증가하였으나 통계적으로 유의한 차이는 없었다.

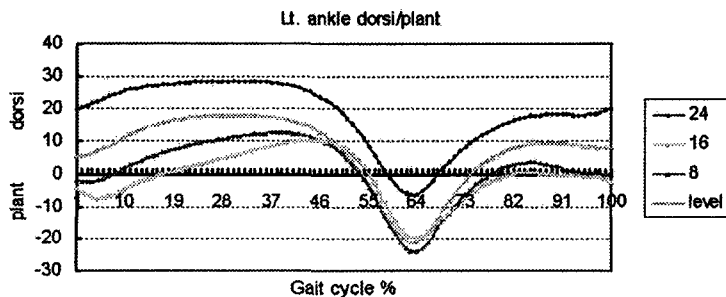
엉덩이관절의 전체적인 변화를 살펴보면 보행 주기 중반 최대 신전이 나타났고 착지기와 후기에 굴곡 값이 나타났다. 오름 경사로의 경사각이 증가할수록 착지기 굴곡 값은 증가하였고, 16°, 24°에서 통계적으로 유의한 차이가 있었다( $p < .001$ ). 발 떼기 시점의 굴곡 값은 경사각 16°까지는 차이가 없었으나 24°에서 증가하였고, 통계적으로 유의한 차이가 있었다( $p < .001$ ). 입각기 동안 최대 신전 값은 오름 경사로 16°까지는 차이가 없었고 24°에서 감소하였으나 통계적으로 유의한 차이는 없었다. 유각기 동안 최대 굴곡 값은 오름 경사로의 경우 경사각이 증가할수록 증가하였고 16°, 24°에서 통계적으로 유의한 차이가 있었다( $p < .001$ ).

표 2. 시상면상에서의 자료 분석

단위 : 각도(°)

관절	독립변수	F값	p값	독립변수	F값	p값
발목관절	A1	74.955	<.000 ***	A2	6.484	<.001 ***
	A3	31.038	<.000 ***	A4	8.227	<.000 ***
무릎관절	K1	41.836	<.000 ***	K2	1.905	<.141
	K3	1.592	<.203	K4	1.758	<.168
엉덩이 관절	H1	31.535	<.000 ***	H2	7.199	<.000 ***
	H3	2.816	<.049 *	H4	31.291	<.000 ***

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ , \*\*\*  $p < .001$



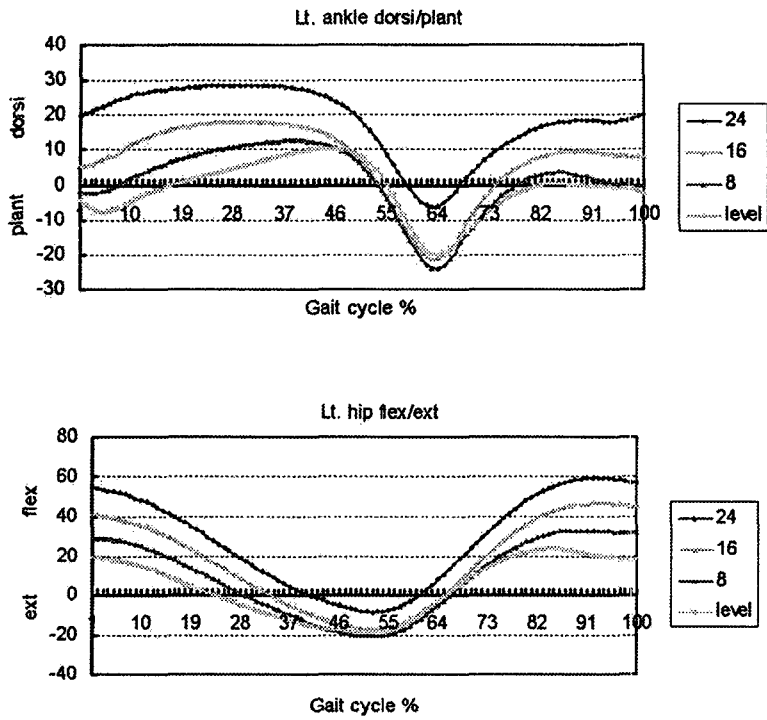
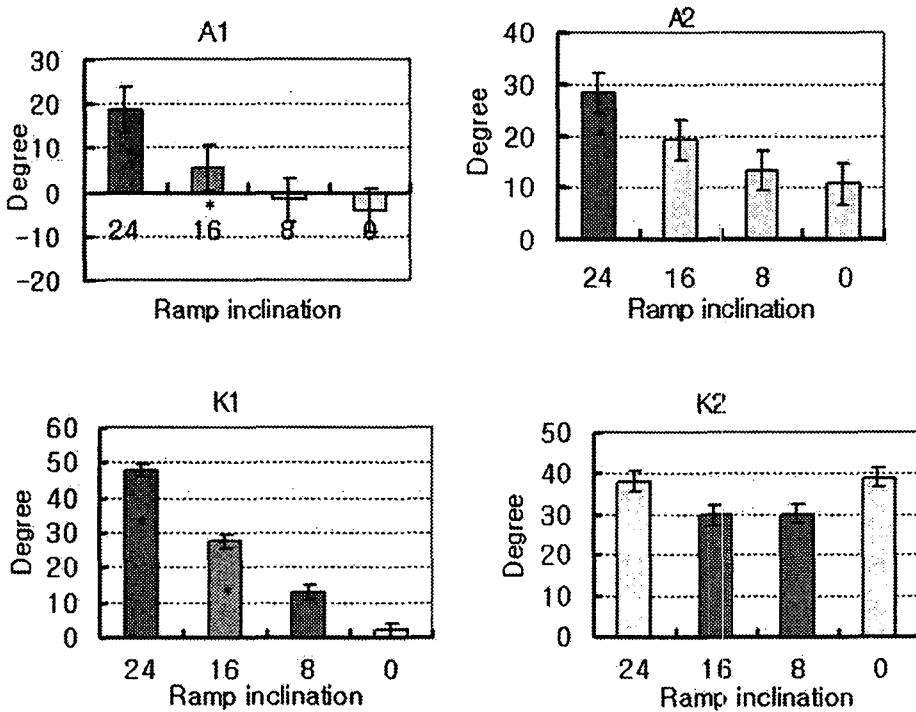


그림 7. 오름 경사로 보행 시 시상면상에서의 각 관절의 각도 변화

단위 : 각도(°)





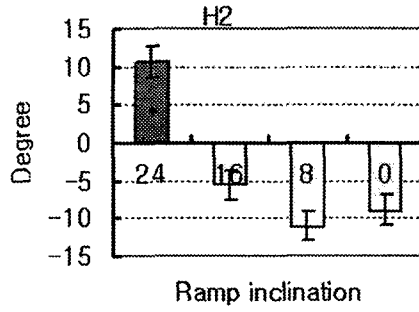
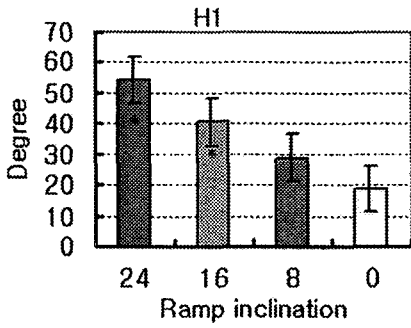
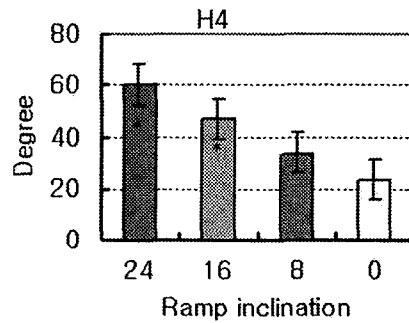
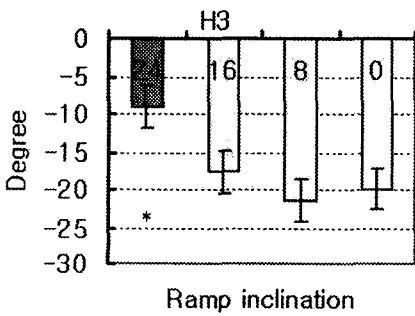
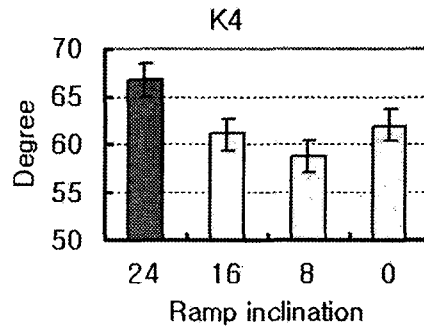
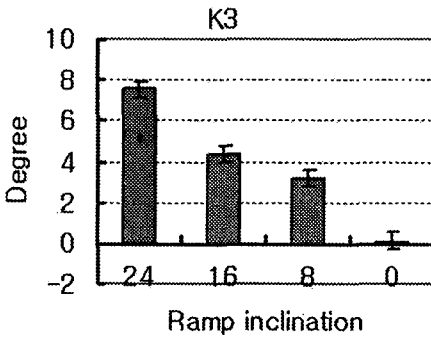
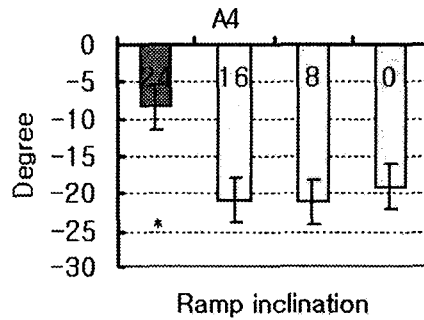
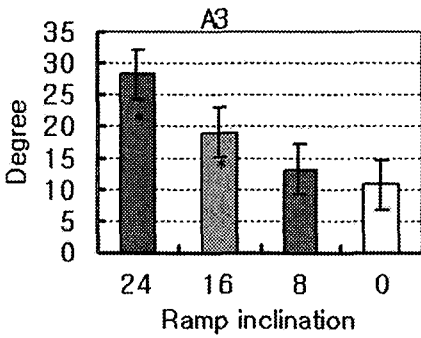


그림 8. 시상면상에서의 독립변수들에 대한 SNK 검사

단위 : 각도(°)



## 2. 관상면상 분석

관상면상에서, 경사로의 경사각이 증가함에 따른 발목 관절, 무릎관절, 엉덩이관절을 전체적으로 살펴본 변화 유형은 아래 그림과 같다(그림 9).

평지 보행 시 발목 관절의 내변(inversion)과 외변(eversion) 변화 유형은 착지기와 보행 후기에는 내변으로 시작하여 입각기 중반 외변이 나타났다가 보행주기 60-70%에 최대 내변이 발생하였다. 경사로의 경사각이 증가할수록 착지기와 보행후기 외변 값이 증가하였고 입각기 동안 최대 외변 값은 경사각이 증가할수록 증가하였고 16°, 24°에서 통계적으로 유의한 차이가 있었다(p<.001). 유각기 동안 최대 내변 값은 경사각이 증가할수록 8°, 16°에서 조금 증가하였다가 24°에서는 감소하였고, 통계적으로 유의한 차이는 없었다.

평지 보행 시 무릎 관절의 내반(varus)과 외반(valgus)의 변화 유형은 보행 주기 전반에 내반이 나타났으며 입각기 동안 최소 내반 값이 나타났으며 유각기

동안 최대 내반 값이 나타났다. 경사로의 경사각이 증가할수록 착지기 내반 값은 증가하였고 입각기 동안 최대 내반 값은 경사로의 경사각이 증가할수록 증가하였고 16°, 24°에서 통계적으로 유의한 차이가 있었다(p<.001). 유각기 동안 최대 내반 값은 경사로 8°까지는 차이가 없었고 16°, 24°에서 조금 증가하였으나 통계적으로 유의한 차이는 없었다.

평지 보행 시 엉덩이관절의 내전과 외전 변화 유형을 전체적으로 살펴보면 착지기에 외전으로 시작되었다가 보행이 진행되면서 점차 내전이 발생하였고 다시 보행주기 60%에서 최대 외전이 되었다가 그 후 외전이 감소되었다. 경사로의 경사각이 증가할수록 착지기와 보행 후기에는 내전 되는 경향이었고, 입각기 동안 최대 내전 값은 경사로 경사각이 증가할수록 증가하였으나 통계적으로 유의한 차이가 없었고 유각기 동안 최대 외전 값은 경사로의 경사각이 증가할수록 24°에서 약간 증가하였으나 통계적으로 유의한 차이는 없었다.

표 3. 관상면상에서의 자료 분석

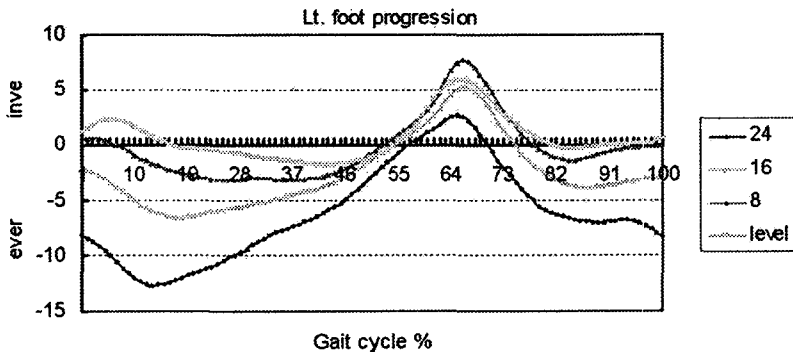
단위 : 정도(°)

관절	독립변수	F값	p값	독립변수	F값	p값
발목관절	A5	32.954	<.000 ***	A6	1.936	<.136
무릎관절	K5	12.584	<.000 ***	K6	.986	<.407
엉덩이 관절	H5	.77	<.513	H6	1.743	<.171

\* p<0.05, \*\* p<0.01, \*\*\* p<.001

그림 9. 오름 경사로 보행 시 관상면상에서의 각 관절의 각도 변화

단위 : 각도(°)



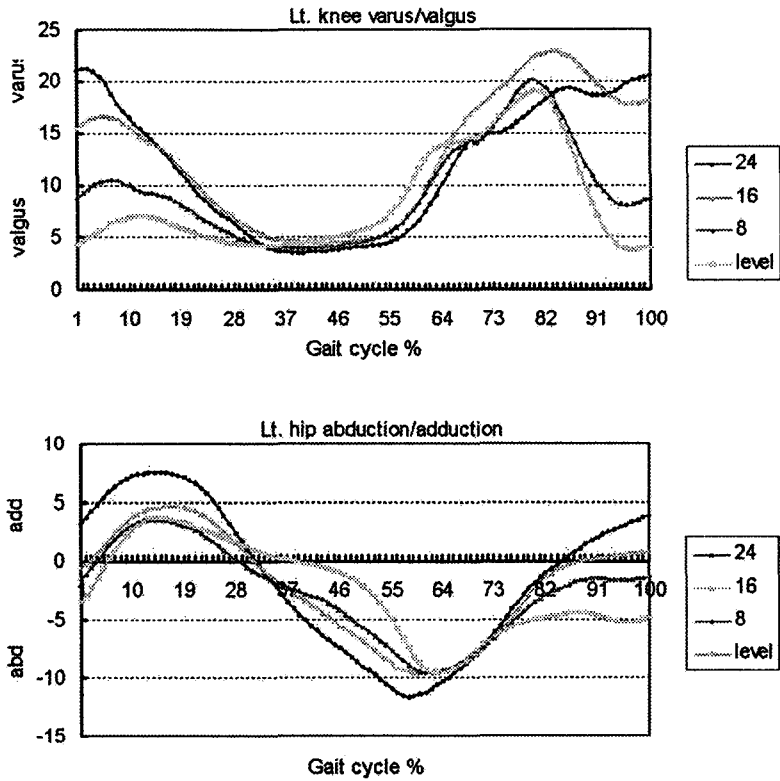
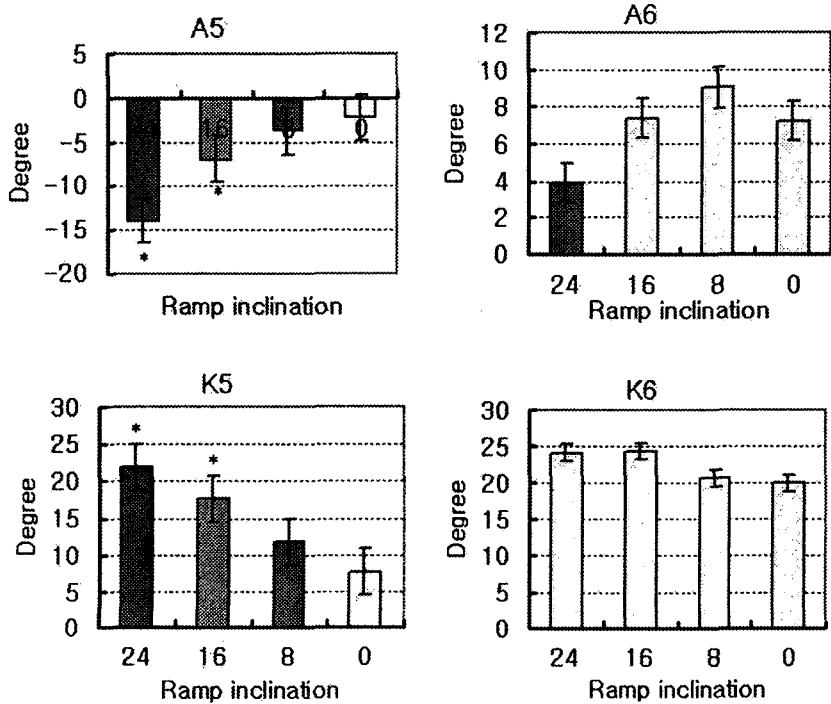
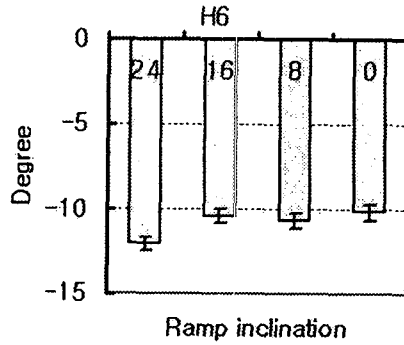
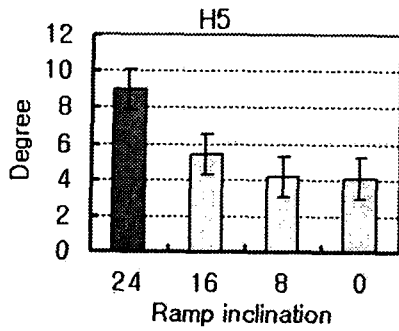


그림 10. 관상면상에서의 독립변수들에 대한 SNK 검사





### 3. 횡단면상 분석

횡단면상에서, 발목관절, 무릎관절, 엉덩이관절의 전체적인 보행 유형을 살펴보면 아래 그림과 같다(그림 11).

발목관절은 평지 보행에서 전반적으로 외회전이 발생되었고 보행주기 60%에서 최소 외회전이 나타났다. 경사로의 경사각이 증가할수록 착지기와 보행 후기에는 외회전 값이 증가하였고 보행주기 60%에서는 최소 외회전이 나타났으며 입각기 동안 최대 내회전 값과 유각기 동안 최대 외회전 값은 약간의 차이는 있었으나 통계적으로 유의한 차이가 없었다.

평지 보행 시 무릎 관절의 전체적인 회전 변화 유형을 살펴보면, 착지기에 외회전이 발생되었고 보행주기 중반 이후 70% 지점에서 내회전이 발생되었다가 다시 후기에

외회전이 발생되었다. 경사로는 전반적으로 외회전 되는 경향을 보였으며 발떼기 시점에서 약간 내회전 되었다가 다시 외회전 되었다. 입각기 동안 최대 내회전 값은 경사로의 경사각에 따른 큰 차이가 없었고, 유각기 동안 최대 외회전 값은 경사로의 경사각이 증가할수록 감소하였으나 통계적으로 유의한 차이가 없었다.

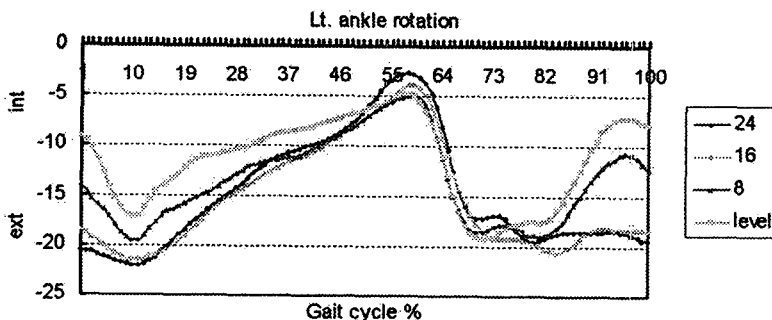
평지 보행 시 엉덩이관절의 전체적인 회전 변화 유형을 살펴보면, 전반적으로 내회전 유형이 나타났으며 보행주기 60%에서 최소 내회전이 나타났다. 경사로의 경사각이 증가할수록 전반적으로 내회전 값이 감소하였다. 입각기 동안 최소 내회전 값은 경사각이 증가할수록 평지 보행과 비교해 감소하였으며 유각기 동안 최대 내회전 값은 경사각이 증가할수록 평지와 비교해 24°에서 약간 감소하였으나 통계적으로 유의한 차이가 없었다.

표 4. 횡단면상에서의 자료 분석

관절	독립변수	F값	p값	독립변수	F값	p값
발목관절	A7	.055	<.983	A8	.012	<.998
무릎관절	K7	.306	<.821	K8	2.507	<.070
엉덩이 관절	H7	.743	<.532	H8	.154	<.927

그림 11. 오름 경사로 보행 시 횡단면상에서의 각 관절의 각도 변화

단위: 각도(°)



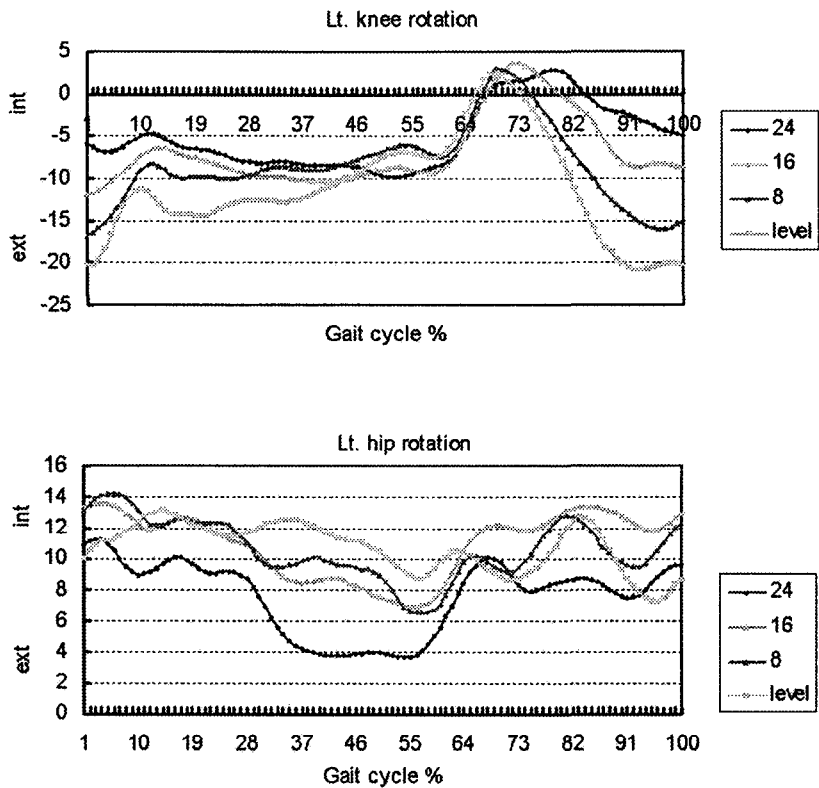
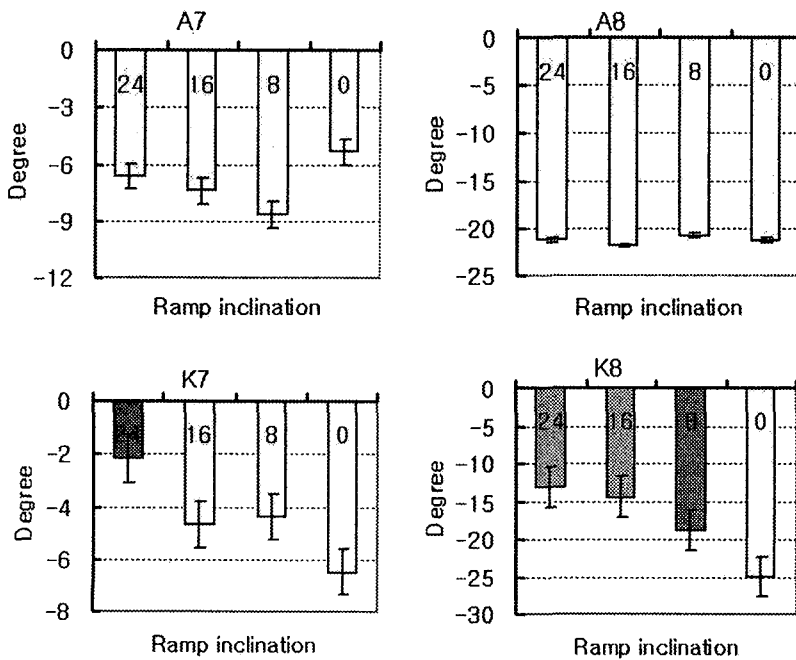
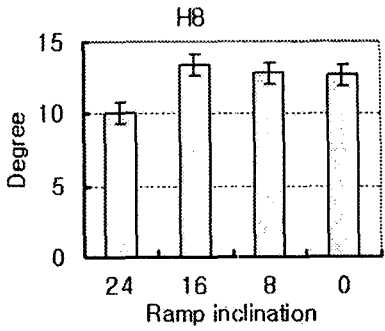
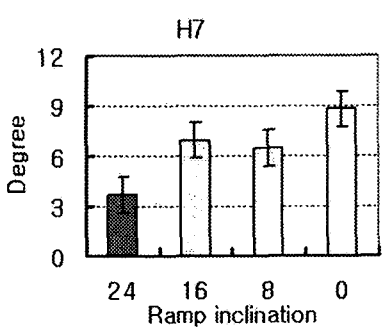


그림 12. 횡단면상에서의 독립 변수들에 대한 SNK 검사

단위: 각도(°)





#### IV. 고찰

인간이 보행하는 형태는 가장 개인적인 것 중의 하나이다. 따라서 각 개인은 자신의 독특한 보행 형태를 가지고 있다. 보행 유형은 그 사람의 직업, 인체구조, 건강상태, 인격뿐만 아니라 다른 신체적이고 심리적인 특성을 나타낸다. 예를 들면, 롤링 보행(rolling gait)은 바다의 배위에서 균형을 유지하기 위해 저면을 넓게 한 선원들의 보행 상태를 나타낸 것이다. 와델링(waddling gait) 보행이라는 용어는 비만한 사람이 자신의 신체구조를 위해 반영되는 보행이다. 스테거링(staggering) 보행은 술 취한(drunkness) 혹은 약증(weakness)과 결합하여 사용하고, 반면 바운싱(bouncy) 보행은 활력(vitality)과 힘(strength)이 함께 결합한 보행이다. 스웨거링(swaggering) 보행은 강렬한 성격을 나타내는 보행인 반면 민싱(mincing) 보행은 의지가 없는 보행이다. 보행 연구 보고서들은 사람을 죽이려는 잠재적인 것도 보행 중 유형으로 나타난다고 한다. 이러한 특별한 유형은 취약한 점을 나타내며, 발별을 예측할 수 있다.

보행의 이해를 간단히 하기 위해 여러 학자들은 보행을 여러 단계로 나누었다. 캘리포니아에 있는 Rancho Los Amigos Medical Center의 전문가들은 보행을 크게 세 가지로 구분하여 정의하였다. (1)체중수용(weight acceptance), (2)외다리지지기(single-limb support), (3)유각전진(swing limb advancement) 이것들을 다른 말로 표현하면 사람은 자신의 체중을 받치고 앞으로 전진하기 위해 한쪽 다리에 체중을 지지하여 한쪽 다리를 전진할 수 있다.

Winter도 보행을 세 가지로 구분했는데 (1)중력에 대

항하여 머리, 상지, 체간을 지지 유지하고, (2)똑바로 선 자세를 유지하여, (3) 발이 땅에 닿지 않고 부드럽게 조절할 수 있고 발뒤꿈치 닿기(heel contact)를 한다. 이들 학자들에 의한 구분은 모두 다 비슷하고, Winter가 포함시킨 부드러운 발뒤꿈치 닿기(gentle heel contact)와 발유극(foot clearance)은 필수적이다.

보행 분석 체계는 관찰적 보행 분석에서 컴퓨터화된 3차원 분석에 이르기까지 다양하다(Harris and Wertsch, 1994). 관찰적 보행분석은 임상현장에서 가장 흔히 사용되어지고 있는 기술이다. 보행의 질적인 묘사는 상, 하지가 체간의 안정성과 균형, 속도와 조절력, 대칭성과 운동 유형을 관찰함으로써 이루어진다. 이러한 기술은 환자의 전반적인 보행 유형에 대한 일반적인 정보를 제공한다. 그러나 관찰적 보행 분석의 큰 제한점은 관절 각과 같은 특수한 보행 특성들의 객관적 측정이 어렵다는 것이다(Rose 등, 1991). 초기의 보행 분석은 재건 수술의 적합성, 수술 후 평가, 의족의 적합성 평가에 목적이 있었으나, 많은 연구가 진행됨에 따라 현재는 모든 장애 요인을 분석하기 위해 사용되어지고 있다(Perry, 1992). 80년대 중반까지만 해도 운동 분석은 대개 2차원 수준에 머물러 있었고, 배율법(multiplier method)이 분석의 주종을 이루었으나, 지금은 DLT(direct linear transformation)방식을 이용하는 3차원 분석이 흔히 사용되어지고 있다(권영후, 1996). 보행 분석은 비정상적인 운동 원인에 관한 정보를 제공하고, 이동기전의 객관적인 묘사를 가능하게 하며(Ounpuu and Gage, 1991), 3차원 분석은 세 운동평면에서의 관절운동을 측정할 수 있다. 시상면상에서 가장 큰 운동이 일어나지만 관상면과 횡단면에서의 운동은 병적 보행의 연구에 특히 중요하다(Whittle, 1995).

보행 분석 시 보행의 시간과 공간 변수들은 기본적으로 평가에 포함된다. 이들 변수들에는 발짝 길이, 보폭, 분속수, 보행주기율과 보행속도가 해당되며, 이들은 간단한 방법으로 측정할 수 있고 유용한 정보를 제공한다. 발짝 길이와 입각기와 유각기 비율을 비교함으로써 하지 대칭성에 관한 정보를 얻을 수 있고, 입각기와 유각기에 걸린 시간을 측정함으로써 안정성에 관한 정보를 얻으며, 분속수와 보행속도를 측정함으로써 기능에 관한 정보를 얻을 수 있다(Rose 등, 1991). 그리고 분절 상호간의 운동학적인 정보나 보행 변위의 원인을 알아보기 위해 운동학적 분석, 운동역학적 분석을 동시에 실시하면 보행 변화의 원인까지 정확하게 알 수 있을 것이다.

보행에서 인체에 작용하는 외적인 힘들은 관성, 중력, 그리고 지면반발력(ground reaction force, GRF)이다. 지면반발력과 같은 외적 힘의 크기와 방향은 힘판(force platform)과 같은 장비를 사용하여 알 수 있다. 관성은 분절의 가속과 직접적인 관련이 있으며 가속해 나아가는 방향과 반대로 작용한다. 중력은 각 분절의 질량 중심을 지나 하방으로 작용한다. 지면반발력은 발에 작용하는 지면의 힘을 대표하며, 인체가 발을 통해 지면에 작용하는 힘과 반대반향이며 크기는 같다. 지면반발력은 체중이동 활동 즉 걷기, 스키핑(skipping), 호핑(hopping), 점핑(jumping), 달리기(running)하는데 가장 중요한 힘이다. 지면반발력은 바닥의 여러 점에서 작용하지만 압력중심(center of pressure, COP)은 인체의 COG(center of gravity)가 작용하는 점에서 작용하고, 중력이 작용하는 점에서 작용한다.

내적인 힘은 근육에 의해 생산된다. 인대, 건, 관절막, 뼈는 저항하고, 힘을 전달하거나 흡수하면서 근육을 보조한다. 근육의 활동은 근전도(electromyography, EMG)에 의해 구분할 수 있으며, 근전도는 근육의 활동에 의해 생산되는 전기적 활동을 기록할 것이다. 근전도 기법은 보행 중 근육의 활동 유형을 결정하는데 많이 사용되었다. 근전도는 비디오 촬영(cinematography), 힘판(force plate), 전자고니오메타(electrogoniometry)를 결합하여 보행주기 중 근육의 활동이 일어나는 점을 찾기 위해 자주 사용되었다.

이 연구는 오름 경사로 보행 시 경사각에 따른 하지 관절의 변화를 키네매트릭적인 방법을 통해 알아보려 하였다.

3차원적인 보행 변수를 분석해 보면, 첫째 시상면상에서, 발목 관절은 MaFafyen과 Winter(1988)의 주장에

의하면 첫 번째 상승은 '끌어올리기(pull-up)' 단계에서 체중을 끌어올리는 과정에서 나타나야 하며, 두 번째 상승은 '전방 지속(forward continuance)' 단계에서 다음 단계로 신체를 밀어 올리는 과정에서 나타나야만 한다. 이 연구에서 오름 경사로의 경우 두 번의 상승 곡선이 나타났다 이것은 오름 경사로에서는 발목관절의 추진력이 필요하였기 때문이라고 생각된다. 즉 오름 경사로 보행에서는 경사각이 증가할수록 발목 신전 근들의 역할도 증가하였다고 할 수 있을 것이다. 은선덕(2003)은 계단 높이에 따른 보행 분석에서 계단 높이가 18cm 이상의 높이부터는 전방 지속 단계가 나타났다 14cm 이하인 경우에서 나타나지 않았다고 보고했다.

무릎 관절의 경우 보행 주기의 50%를 지나면서 가파른 굴곡이 발생하기 시작하였다. 오름 경사로 보행은 평지 보행과 비슷한 보행 유형을 보였으며 경사각이 증가할수록 전체적으로 굴곡 값이 증가 하였고 경사각이 클수록 착지 초기 굴곡 값이 컸으며 경사각이 증가할수록 착지 초기 굴곡 값과 발 떼기 시점에서 굴곡 값 모두 증가하였고 류남형(1995)의 연구 결과와 유사한 결과를 보였다.

엉덩이관절의 경우 Andricci(1980), McFafy and Winter(1988), Bowsher and Vaughan(1995) 등은 보행주기 초반, 즉 '체중 수용(weight acceptance)'과 '끌어올리기(pull-up)' 단계에서 엉덩이관절의 최대 신전이 나타났다고 보고되었으나, 이 연구에서 오름 경사로 보행 주기 중반(50%)에서 최대신전이 나타났다.

둘째 관상면상에서, 이 연구에서 발목관절은 오름 경사로의 경사각이 증가함에 따라 착지초기와 후기에는 외번이 나타나다가 보행주기 60-70%에 최대 내번이 발생하였고 이것은 내전과 외전이 추진과 내·외측 안정성을 제공하는데 중요한 역할을 하기 때문에(Kowalk 등, 1996), 오름 경사로 보행에서는 추진력을 더 중요시 했다고 생각된다. 은선덕(2003)은 계단 높이가 높아질수록 안정성이 높은 보행을 한다고 보고했다.

무릎관절은 오름 경사로의 경사각이 증가할수록 착지 초기와 후기에 외번 값이 증가하였고 보행주기 35-55% 지점에서 최소 외번 값이 나타났으며 이는 David(1996) 등이 무릎의 외반은 지면반발력 벡터가 항상 무릎 관절 중심점의 내측을 지나기 때문에 보행주기 동안 항상 발생하게 된다는 보고와 유사하였다. 그리고 평지 보행과 비교해 오름 경사로에서 무릎의 외반 변화가 유의하게 나타난 것은 경사로의 경사각도의 증가로 인한 보행 유형의

변화가 있었다는 것을 의미한다.

McFafyen and Winter(1988) 등은 보행 주기 중 입각기의 대부분은 엉덩이관절의 외전 유형이 발생한 것으로 보고하였으나, 이 연구에서는 오름 경사로의 경사각이 증가할수록 입각기 동안 외전 유형이 나타났다. 이는 오름 경사로 보행 시 보행 주기 대부분 동안 엉덩이 관절의 외전이 발생한다는 연구 결과와 유사하였고(은선덕, 2003), 이것은 보행시 안정성을 높이기 위해 다리를 벌리고 보행을 했기 때문이라 사료된다.

횡단면상에서, 엉덩이관절은 한 보행주기 동안 내회전과 외회전을 반복한다. 초기 입각기시 중립자세가 되며, 최대 내회전은 부하반응의 마지막 부분과 중간 입각기때 일어나며, 최대 외회전은 유각기 마지막 부분에서 일어난다고 보고하였으나(Ounpuu, 1994; Perry, 1992), 이 연구에서 경사로 보행 전반에서 내회전이 나타났으며 오름 경사로의 경우 최소 내회전은 보행주기 50-60%에서 나타났고 경사각이 증가할수록 내회전 값은 감소하였다.

이 연구는 20대 초반의 정상인을 대상으로 하였고 이는 전체 정상인을 대표한다고 할 수 없고 경사로의 길이나 폭이 보행에 시간적인 방해가 될 수도 있다는 것은 제한점으로 사료된다. 더 안전하고 견고한 실험경사로를 제작하여 연구할 필요가 있다고 생각되어진다. 결론적으로, 오름 경사로 보행의 경우 16° 이상의 경사로에서 보행 유형의 변화가 크게 나타났으며 이는 오름 경사로 보행의 경우 평지 보행과 비교하면 안정성보다는 추진력을 더 중요시 한 것이라 생각된다.

## V. 결 론

이 연구는 정상 성인 23명을 대상으로 삼차원적 동작 분석 장비를 이용하여 오름 경사로 보행 시 경사각에 따른 하지 관절의 운동학적 변화를 분석하였다. 오름 경사로 보행 시 경사각 변화에 따른 세 운동 평면에서 하지 관절의 삼차원적 운동 유형을 분석해 다음과 같은 결론을 얻었다.

### 1. 시상면상 분석

오름 경사로의 경사각이 증가할수록 발목 관절의 변화를 보면, 착지기 배측 굴곡 값과 입각기 동안 최대 배측 굴곡 값은 16°, 24°에서 증가하였고 발 떼기 시점의

저측 굴곡 값과 유각기 동안 최대 저측 굴곡 값은 24°에서 증가 하였고 통계적으로 유의한 차이가 있었다( $p < .001$ ).

오름 경사로의 경사각에 따른 무릎 관절의 변화를 보면, 착지 초기 굴곡 값은 16°, 24°에서 증가 하였고 통계적으로 유의한 차이가 있었다( $p < .001$ ).

오름 경사로의 경사각에 따른 엉덩이관절의 변화를 보면, 착지기 굴곡 값은 16°, 24°에서 증가하였고 통계적으로 유의한 차이를 보였고( $p < .001$ ), 발 떼기 시점의 굴곡 값은 24°에서 증가하였고 통계적으로 유의한 차이를 보였다( $p < .001$ ). 입각기 동안 최대 신전 값은 24°에서 감소하였고 통계적으로 유의한 차이가 있었고( $p < .05$ ), 유각기 동안 최대 굴곡 값은 16°, 24°에서 증가하였고 통계적으로 유의한 차이가 있었다( $p < .001$ ).

### 2. 관상면상 분석

오름 경사로의 경사각 증가에 따른 발목 관절의 변화를 보면, 입각기 동안 최대 외반 값은 16°, 24°에서 증가하였고 통계적으로 유의한 차이를 보였고( $p < .001$ ), 유각기 동안 최대 내반 값은 24°에서 감소하였으나 통계적으로 유의한 차이는 없었다.

오름 경사로의 경사각이 증가할수록 무릎 관절의 변화를 보면, 착지기 내반 값은 증가하였고 입각기 동안 최대 내반 값은 16°, 24°에서 증가하였고 통계적으로 유의한 차이가 있었다( $p < .001$ ).

오름 경사로의 경사각이 증가할수록 엉덩이 관절의 변화를 보면, 착지기와 보행 후기에는 내전 되는 경향이었고, 입각기 동안 최대 내전 값은 오름 경사로 경사각이 증가할수록 증가하였으나 통계적으로 유의한 차이가 없었고 유각기 동안 최대 외전 값은 오름 경사로의 경사각이 증가할수록 24°에서 약간 증가하였으나 통계적으로 유의한 차이는 없었다.

### 3. 횡단면상 분석

오름 경사로의 경사각이 증가할수록 발목 관절의 변화를 보면, 착지기와 보행 후기에는 외회전 값이 증가하였고 보행주기 60%에서는 최소 외회전이 나타났으며 입각기 동안 최대 내회전 값과 유각기 동안 최대 외회전 값은 약간의 차이는 있었으나 경사각에 따른 발목관절의 외회전 각도의 변화는 통계적으로 유의한 차이가 없었다.



오름 경사로 보행 시 무릎관절은 전반적으로 외회전 되는 경향을 보였으며 발매기 시점에서 약간 내회전 되었다가 다시 외회전 되었다. 입각기 동안 최대 내회전 값은 오름 경사로의 경사각에 따른 큰 차이가 없었고, 유각기 동안 최대 외회전 값은 오름 경사로의 경사각이 증가할수록 감소하였다. 경사로의 경사각에 따른 무릎관절의 회전 변화는 통계적으로 유의한 차이가 없었다.

오름 경사로 보행 시 엉덩이관절은 전반적으로 내회전 값이 감소하였고 입각기 동안 최소 내회전 값은 경사각이 증가할수록 평지 보행과 비교해 감소하였으며 유각기 동안 최대 내회전 값은 경사각이 증가할수록 평지와 비교해 24°에서 약간 감소하였다. 경사각에 따른 엉덩이 관절의 유각기 동안 최소 내회전 값과 유각기 동안 최대 내회전 값은 통계적으로 유의한 차이가 없었다.

결론적으로, 오름 경사로 보행 시 시상면상에서는 세 관절(발목관절, 무릎관절, 엉덩이관절) 모두 16° 이상의 경사각에서 보행 유형의 변화가 일어났고, 관상면상에서는 발목관절과 무릎관절에서 16° 이상의 경사각에서 보행 유형의 변화가 생겼다. 그리고 횡단면상에서는 보행 유형의 변화에 차이가 없었다. 따라서 경사로 보행에서 세 운동 평면 중 시상면상에서 보행 유형의 변화가 제일 크다는 것과 오름 경사로 보행 시 보행 유형에 영향을 미치는 각도 혹은 각도의 범위(오름 경사도 16° 이상)가 있다는 것을 알 수 있었다.

오름 경사로를 이용하여 보행 훈련 시에 이 연구의 결과를 참고한다면 효과적인 경사로의 경사각을 제시하고 보행 유형을 파악하여 정확한 보행 훈련에 도움이 되리라 사료된다.

## 〈 참고 문헌 〉

- 김선필, 원문학, 이민형 : 미끄럼 발생에 따른 보행 동적 특성 연구. 한국체육학회지 821-831, 2001.
- 대한정형외과학회 : 정형외과학, 제4판, 최신의학사. 281-282, 1994
- 류남형 : 보행 자세 해석에 의한 경사로의 보행성. 한국조경학회지, 제 23권 제 2호, 157-166, 1995.
- 배성수 : 임상운동학, 영문출판사, 500-550, 1993.
- 오정희, 이기웅, 박찬희 : 임상운동학, 대학서림, 299-304, 1990.
- 은선덕 : 계단 오르기 동작 시 계단 높이에 따른 하지 관절 모멘트의 변화 분석. 한국운동역학회지, 제 13권 1호, 121-137, 2003.
- 정낙수, 최규환 : 노인낙상의 원인과 예방. 한국전문물리치료학회지, 제8권, 3호, 107-117, 2001
- 홍완성, 김기원 : 65세 이상 건강한 노인의 보행분석. 대한물리치료 학회지, 제14권 제4호, 59-65, 2002.
- 황보각, 김병조, 배성수 : GAITRite시스템 분석을 통한 퇴행성 슬관절염 환자의 보행특성 연구. 대한물리치료학회지, 제16권 제1호, 113-124, 2004.
- Andrew H. Hansen, Dudley S. Childress, Steve C. Miff : Roll-over characteristics of human walking on inclined surfaces. Human Movement Science. 2004.
- Andracchi, T. P, Andersson, G. B. J. & Fermier, R. W. : A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. 62-A, 749-757, 1980.
- Buczek, F. : Three-dimensional kinematics of the ankle and knee joints during downhill walking. Dissertation, Pennsylvania State University Park, PA 1990.
- Corlett, E.N., C.Hutcheson, M.A.DeLugan, & J.Rogozenski : Ramps or stairs - the choice using physiological and biomechanics criteria. Applied Ergonomics, 3, 195-201, 1972.
- Craik, R. L., Oatis, C. A : Gait analysis theory and application, Mosby-Year Book, Inc, 1995.
- Ekaterina B. Titianova, Plamen S. Mateev, Ina M. Tarkka. : Footprint analysis of gait using a pressure sensor system. Journal of Electromyography and Kinesiology. 14, 275-281, 2004.
- Gracovetsky, S. : An hypothesis for role of the spine in human locomotion: a challenge to current thinking. Journal of biomed. Engng. 7, 205-216, 1985.
- Galley, P.M., & Foster, A.L. : Human movement. Churchill Livingstone, 228-237, 1987.
- Harris, G. F., and Wertsch, J. J. : Procedures for gait analysis. Arch Phys Med Rehabil. 57(12) : 571-577, 1994.
- Hylton B. Menz, Mark D. Latt, Anne Tiedemann,

- Marcella Mun San Kwan, Stephen R. Lord. : Reliability of the GAITRite walkway system for the quantification of temporo-spatial parameters of gait in young and older people. *Gait and Posture*. 20. 20-25, 2004.
- Irvine, C.H., S.H. Snook, & J.H. Sparshatt : Stairway rises and treads, acceptable and preferred dimensions, *Applied Ergonomics*, 21, 215-225, 1990.
- Kawamura, K., Tokuhira, A., & Takechi, H. : Gait analysis of slope walking: A study on step length, stride width, time factors and deviation in the center of pressure. *Acta Med Okayama*, 45, 179-184, 1991.
- Kowalk D. L., Duncan J. A., Vaughan C. L. : Abduction-adduction moment at the knee during stair ascent and descent. *Journal of Biomechanics*, 29, 383-388, 1996.
- Kwon, Y. H. : KWON3D Motion Analysis Package Version 3.0 User's Reference Manual : Visol Corp. 1985.
- Mark S. Redfern, James DiPasquale. : Biomechanics of descending ramps. *Gait and Posture*, 6, 119-125, 1997.
- McFadyen, B. J. & Winter, D. A. : An integrated biomechanical analysis of normal stair ascent and descent. *Journal of Biomechanics*, 21, 733-744, 1988.
- M G Benedetti, F Catani, A Leardini, E Pignotti, S Giannini : Data management in gait analysis for clinical applications. *Clinical Biomechanics*, Vol. 13, No. 3, 204-215, 1998.
- M Kuster, S Sakurai & G A Wood : Kinematic and kinetic comparison of downhill and level walking. *Clinical Biomechanics*, Vol.10, No.2, 79-84, 1995.
- M. P. Kadaba, H. K. Ramakrishnan, & M. E. Wootten : Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of Orthopedic Research*. Vol. 8, 383-392, 1990.
- Nelson, A.J., Zwick, D., & Brody, S. : The validity of the GAITRite and the functional ambulation performance scoring system in the analysis of parkinson gait. *Neuro Rehabil*, 17, 255-262, 2002.
- Perry, J. : Gait analysis : Normal and pathological function. 3-47, 1992.
- Rakie Cham, Mark S. Redfern : Change in gait when anticipating slippery floors. *Gait and Posture*, 15, 159-171, 2002.
- Robert Riener, Marco Rabuffetti, Carlo Frigo : Stair ascent and descent at different inclinations. *Gait and Posture*, 15, 32-44, 2002.
- Saunders, J. B., Inman, V. T. & Eberhart, H. D. : The major determinants in normal and pathological gait. *J. Bone Jt. Surg* 35-A, 733-744, 1953.
- S. H. Cho, J. M. Park, O. Y. Kwon : Gender differences in three dimensional gait analysis data from 98 healthy Korean adults. *Clinical Biomechanics*, 19, 145-152, 2004.
- Simpson, K., Jiang, P., Shewokis, P., Odum, S., & Reeves, K. : Kinematic and plantar pressure adjustments to downhill gradients during gait. *Gait and Posture*, 1, 172-179, 1993.
- Snellan, J. : External work in level and grade walking on a motor-driven treadmill. *Journal of Applied Physiology*, 15, 759-763, 1960.
- Stephen D. Prentice, Erika N. Hasler, Jennifer J. Groves, James S. Frank : Locomotor adaptations for changes in the slope of the walking surface. *Gait and Posture*. 2004.
- Sun, J., Walters, M., Svensson, N., & Lloyd, D. : The influence of surface slope on human gait characteristics: A study of urban pedestrians walking on an inclined surface. *Ergonomics*, 39, 677-692, 1996.
- Wall, J., Nottrodt, J., & Charteris, J. : The effects of uphill and downhill walking on pelvic oscillations in the transverse plane. *Ergonomics*, 24, 807-816, 1981.