

정상인의 내림 경사로 보행 시 경사각에 따른 하지 관절의 삼차원적 동작 분석

한진태

포항삼성병원 물리치료실

김식현

선린대학 물리치료과

배성수

대구대학교 재활과학대학 물리치료학과

Abstract

The 3-D Motion Analysis of Kinematic Variety on Lower Extremities During Ramp Descent at Different Inclinations

Jin-tae Han, M.Sc., P.T.

Dept. of Physical Therapy, Pohang Samsung Hospital

Sik-hyun Kim, M.Sc., P.T.

Dept. of Physical Therapy, Sunlin College

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

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

The aim of this study was to investigate the kinematics of young adults during descent ramp climbing at different inclinations. Twenty-three subjects descended four steps at four different inclinations (level, -8° , -16° , -24°). The 3-D kinematics were measured by a camera-based Falcon System. The data were analyzed using one-way ANOVA and the Student-Newman-Keuls test. The kinematics of descent ramp walking could be clearly distinguished from the kinematics of level walking. On a sagittal plane, the ankle joint was more plantar flexed at initial contact with -16° / -24° inclination, was decreased in the toe off position with all inclinations ($p < .001$), and was decreased at maximum plantar flexion during the swing phase ($p < .001$). The knee joint was more flexed at initial contact with the -24° inclination ($p < .001$), was more flexed in the toe off position with all inclinations ($p < .001$), and was more flexed at minimum flexion during stance phase and at maximum flexion during swing phase with -16° , -24° inclination ($p < .001$). The hip joint was more flexed in the toe off position with -16° , -24° inclination and was decreased at maximum extension during stance phase with -16° , -24° inclination ($p < .05$). In the frontal plane, the ankle joint was more everted at maximum eversion during stance phase with -16° / -24° inclination ($p < .01$) and was decreased at maximum inversion during swing phase with -16° , -24° inclination ($p < .01$). The knee joint was more increased at maximum varus during stance phase with -16° / -24° inclination ($p < .001$). The hip joint was decreased at maximum adduction during stance phase with -24° inclination ($p < .05$). In a horizontal plane, only the knee joint was increased at maximum internal rotation during stance phase with -24° inclination ($p < .05$). In descent ramp walking, the different gait patterns occurred at an inclination of over 16° on the descending ramp in the sagittal and frontal planes. These results suggest that there is a cer-

tain inclination angle or angular range where subjects do switch between level walking and descent ramp walking gait patterns.

Key Words: Descending ramp; Gait analysis; Inclination; Kinematics.

I. 서론

보행은 태어나면서부터 오랜 기간에 걸쳐 일어나는 신경 근육, 생역학적 그리고 운동 기능학적 변화의 절정으로 이루어진 지극히 복잡한 운동 유형이며(Andriacchi 등, 1980), 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(Galley와 Foster, 1987). 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).

최근 보행에 대한 다양한 연구들이 계속되어 왔는데 보행주기와 관련된 기본적인 기술연구에서 시작하여 복잡하고 다양한 측정도구와 방법을 사용하거나 다양한 수학적 기법을 사용한 연구까지 독특한 영역을 구축하며 발전해 왔다(Craik과 Oatis, 1995). 비디오테이프, 영화필름, 전기측각기, 발스위치, 가속계, 힘판(force plate), 근전도 및 에너지-산소 소모 측정 시스템 등을 이용하여 보행의 시간-거리 변인 뿐 아니라 관절 운동학적, 관절 운동역학적 자료와 근전도 활동, 에너지 소비에 관한 자료들을 얻을 수 있게 되었다(Harris와 Wertsch, 1994). 이러한 보행 연구의 흐름을 전체적으로 살펴보면 보행의 형태파악, 현상분석, 동작에 대한 진단과 개선에 대한 정보 제공을 주된 과제로 삼고 있다(은선덕, 2003). 보행 분석은 병적인 보행을 나타내는 환자에게서 정확한 원인과 이상부위를 찾아내어 객관화 및 수치화 하여 비교, 평가하는데 필수적이다(윤승호 등, 1992). 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). 경사도와 계단 같은 급작스런 보행 환경의 변화로 야기되는 미끄럼현상은 일상 및 작업 환경에서 주요한 상해 발생의 원인이 된다(김선필 등, 2001). 최근 노인들 뿐 아니라 정상인들에게도 빈번히 일어나는 낙상은 심각한 사회 문제이며, 경사로 보행이나 계단 오르내리기와 같은 일상적인 생활동작에서 흔히 발생한다(정낙수와 최규환, 2001).

평지 보행의 순수 이론에 의하면 추진력은 진행하고자 하는 방향에 수직인 면에 있는 축을 중심으로 한 관절 모멘트에 달려있다고 한다(Kowalk 등, 1996). 또한 내전-외전 모멘트의 역학에 대한 지지이론은 이미 Saunders 등(1953)의 '컴퍼스 보행(compass gait)' 모형, Gracovetsky(1985)의 '척추 엔진(spinal engine)' 이론 등에 의해 제공되었으므로, 경사도와 계단에서의 보행에 대한 연구는 전·후 면과 좌·우 면에서 일어나는 모든 움직임들을 총괄하여 3차원적인 분석을 통해 이루어져야 한다. 따라서 계단이나 경사도에서의 보행에 대한 관절 역학적 연구는 전후 면과 좌우 면에서 일어나는 굴곡과 신전, 내전과 외전 모멘트를 중심으로 이루어져야 한다(은선덕, 2003). 계단이나 경사도에서의 보행은 생역학적인 이해가 필요하며 다양한 방법을 통한 연구가 필요하나, 특히 내림 경사로 보행에서 경사도의 각도에 따른 하지 관절의 역학적인 변화에 대한 연구는 부족한 실정이다.

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

II. 연구방법

1. 연구대상자

이 연구는 2005년 3월 1일부터 3월 7일까지 포항에

소재한 P공과대학교 산업공학과 인간공학 연구소 동작 실험실에서 이루어졌으며 대상자는 포항에 소재한 S대학에 재학 중인 20대 초반 정상 성인 남·여 23명을 대상으로 하였으며, 실험에 참여하기 전 자발적인 실험 참여 의향을 밝혔다.

2. 모의 경사로 제작

경사로의 최대 허용 경사각은 발목관절의 최대 배측 굴곡각도이며 미국항공우주국의 보고를 참고하면 28°이다(Corlett 등, 1972). 반면, 일반적으로 발목관절의 정상범위는 0°~20°로 정하고 있다(배성수 등, 1993). 또한 미국 국방성에서는 경사로의 경사도 기준을 0°~20°를 제시하고 있다(Irvine 등, 1990).

따라서 이 연구에서는 실험용 모의 경사로를 각 0°, -8°, -16°, -24°의 각도로 조정할 수 있게 만들었고(류남형, 1995), 피험자가 각각의 내림 경사로에서 보행하는 동안 피험자의 보행 유형 변화를 측정하였다. 길이 3 m, 폭 1 m, 1.5 m의 수평구간을 더한 모의경사로를 목재로 제작하였고(Prentice 등, 2004), 경사로 각도의 변환이 가능하도록 볼트와 너트로 조립하였으며(평지: 0°, 내림 경사로: -8°, -16°, -24°), 적어도 4걸음 이상 보행이 되도록 경사면 길이를 정하였다(Hansen 등, 2004)(그림 1).



그림 1. 모의경사로

3. 측정도구

이 연구는 P공과대학교 산업공학대학 인간공학연구소 동작분석실에서 이루어졌으며 모의경사로를 실험실에 설치한 후 피험자의 3차원적 보행 분석을 위한 보행동작 촬영에는 6대의 적외선카메라(Falcon System)¹⁾를 사용하였고, 좌, 우, 대각선 방향으로 6대의 카메라를 설치하였으며, 60 frames/sec의 속도로 영상을 촬영하였다.

4. 실험방법

가. 실험 전 준비

발광 표식자를 사용하여 골반을 비롯한 하지의 분절 점에 영상분석에 필요한 표시를 하였다. 피험자는 탈의 후 수영복으로 같이입게 하고 키와 몸무게를 측정하였고, 줄자로 발길리와 전상장골극과 내측복사까지의 거리를 측정해 다리 길이를 측정하였고, 너비측정기를 이용해 무릎너비와 발목너비, 그리고 발 너비를 측정하였다. 그 후 지름이 25 mm인 발광 표식자를 부착하였는데 운동학적 분절축 모델인 Helen Hayes Marker Set을 따랐다(Kadaba 등, 1990)(그림 2A).

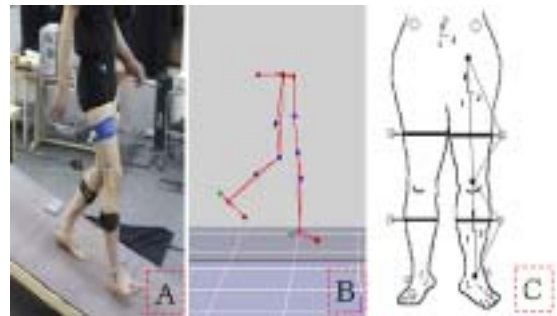


그림 2. A: 내림 경사로 보행 사진, B: 3차원 막대 사진, C: Cadan-Euler 각도

나. 실험 자료수집

대상자가 실험실에 익숙하도록 5분간 보행 연습을 한 후, 평상시의 자연스러운 보행으로 견도록 지시하였다. 우선 평지에서의 보행을 먼저 실시하여 기준을 정하였다. 그 이후 내림 경사로 보행을 경사각에 따라 각각 실시하였다. 실험은 먼저 경사로의 수평 구간에 피험자가 올라간 다음 검사자의 구두지시에 의해 경사로를 내려오도록 지시하였다. 대상자에게 가장 자연스러운 보행 속도로 견도록 지시하였고 이러한 과정을 각각의 경사각에서 3회 실시하여 이들 평균을 측정값으로 선택하였다(그림 2B). 엉덩관절 각도는 천골과 좌우측 전상장골극의 표식자를 이용하여 계산하였고, 무릎관절 각도는 발목외측복사, 외측대퇴상과, 전상장골극의 표식자를 이용하였다. 발목관절의 각도는 두 번째 중족골두와, 발목 외측복사, 그리고 외측 대퇴상과 사이의 각도(Cadan-Euler 각도)로 정의하였다(Kadaba 등, 1990)(그림 2C).

하지 동작은 6대의 동작 측정 카메라로 이루어진 Falcon System을 이용하여 측정되었고 동작 분석은 전용 소프트웨어(Motion Analysis Co., U.S.A.)인 EvaRT

1) Motion Analysis Co., U.S.A.

4.0과 OrthoTrak 5.0을 이용하여 이루어졌다. Falcon System은 동작 측정의 샘플링 비율을 60 Hz로 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 표식자 위치 데이터를 이용하여 모든 하지 관절의 동작 각도를 세 가지 인체 평면(시상면, 관상면, 횡단면)상에서 계산하였다.

5. 분석방법

이 연구는 경사로에서 내림 보행을 하는 동안 경사로의 경사각도에 따라 하지 관절 변화를 살펴보는 것이다. 3차원적 변수로 경사각 높이에 따른 착지기(intial contact)에서의 각 관절의 각도와 발 떼기(toe off) 시점에서의 각 관절의 각도 그리고 각 관절의 입각기, 유각기 동안 최대 각도들을 세 운동면상에서 비교 분석하였다(Benedetti 등, 1998)(표 1). 내림 경사로의 경사각 증가가 하지 관절의 변화에 미치는 영향을 살펴보기 위해 일원변량분석(one-way ANOVA)을 통계적 분석 방법으로 사용하였으며, 통계학적 유의성 검증을 위해 Student-Newman-Keuls(SNK) 검사를 하였다.

III. 결과

1. 연구대상자의 일반적 특성

대상자는 포항에 소재한 S대학에 재학 중인 20대 초반 정상 성인 남·여 23명을 대상으로 하였으며(남: 13명, 여: 10명), 이들은 모두 정상보행 능력을 보유하고 평균 연령은 22.3세, 표준편차 2.6, 평균 신장은 172.9 cm, 표준편차 8.6, 평균 체중은 65.3 kg, 표준편차 10.0, 평균 하지길이는 좌측이 86.0 cm, 표준편차 4.2, 우측이 85.9 cm, 표준편차 4.1이었다.

2. 시상면상 분석

시상면상에서, 내림 경사로의 경사각 증가에 따른 발목관절, 무릎관절, 엉덩관절의 굴곡과 신전의 변화 유형은 아래 그림과 같다(그림 3)(그림 4)(그림 5). 발목관절의 전체적인 변화를 살펴보면 평지 보행 시에는 착지기(initial contact) 저측 굴곡에서 시작하여 보행 중반에서 배측 굴곡 되었으며, 발 떼기(toe off) 시점에서

표 1. 보행 변수(A: 발목관절, K: 무릎관절, H: 엉덩관절)

| 발목관절 각도 변수 | |
|------------|---------------------------------|
| A1 | Flexion at heel strike |
| A2 | Flexion at toe off |
| A3 | Max. dorsiflex. in stance phase |
| A4 | Max. plantiflex. in swing phase |
| A5 | Max. eversion in stance phase |
| A6 | Max. inversion in swing phase |
| A7 | Max. int. rot. in stance phase |
| A8 | Max. ext. rot. in swing phase |
| 무릎관절 각도 변수 | |
| K1 | Flexion at heel strike |
| K2 | Flexion at toe off |
| K3 | Min. flex. in stance phase |
| K4 | Max. flex. in swing phase |
| K5 | Max. var. in stance phase |
| K6 | Max. var. in swing phase |
| K7 | Min. ext. rot. in stance phase |
| K8 | Max. ext. rot. in swing phase |
| 엉덩관절 각도 변수 | |
| 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 |

저측 굴곡(plantarflexion)이 나타났다가 유각기에서 다시 배측 굴곡이 나타났다. 그리고 내림 경사로의 경사각이 증가할수록 착지기 저측 굴곡값은 증가하였고 -16° 와 -24° 에서 통계적으로 유의한 차이가 있었다($p < .001$)(표 2). 발 떼기 시점의 굴곡값은 경사각이 증가할수록 저측 굴곡값은 감소되었고, 모든 경사각에서 통계적으로 유의한 차이가 있었다($p < .001$)(표 2). 입각기 동안 최대 배측 굴곡값은 통계적으로 유의한 차이가 없었으나 유각기 동안 최대 저측 굴곡값은 내림 경사로인 경우 감소하였으며 모든 경사각에서 통계적으로 유의한 차이가 있었다($p < .001$)(표 2). 무릎관절의 전체적

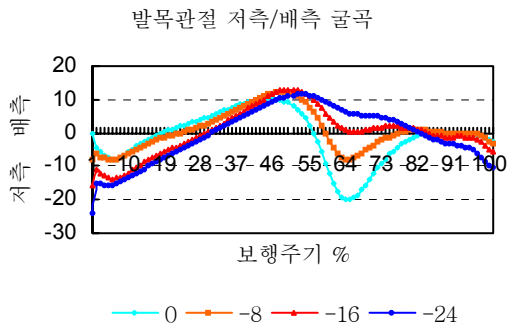


그림 3. 시상면에서의 발목관절 각도 변화

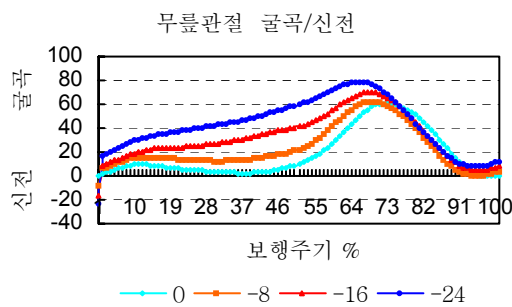


그림 4. 시상면에서의 무릎관절 각도 변화

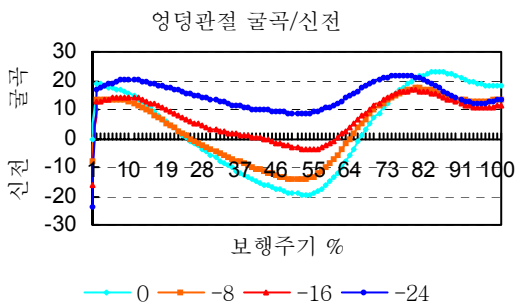


그림 5. 시상면에서의 엉덩관절 각도 변화

인 변화를 살펴보면 평지 보행 시 착지기에 신전이 관찰되며 보행 주기의 50%를 지나면서 가파른 굴곡이 발생하기 시작하였고 그 이후 다시 신전되었다. 내림경사로의 보행 유형은 평지 보행과 비슷하였고 경사각이 증가할수록 전체적으로 굴곡값이 증가하였다. 내림 경사로의 경사각이 증가할수록 착지기 굴곡값이 증가하였고 -24°에서 유의한 차이가 있었다($p < .001$)(표 2). 발 떼기 시점의 굴곡값은 경사각이 증가할수록 증가하였으며 모든 경사각에서 유의한 차이가 있었다($p < .001$)(표 2). 입

표 2. 시상면상의 자료 분석(A: 발목관절, K: 무릎관절, H: 엉덩관절) 단위: °

| 변수 | 평균±표준편차 | F | p |
|----|----------------|--------|-------|
| A1 | 4.372±9.879 | 12.710 | .000* |
| A2 | 22.538±20.305 | 27.948 | .000* |
| A3 | 17.792±8.394 | .841 | .478 |
| A4 | 3.793±8.925 | 12.501 | .000* |
| K1 | 35.665±16.357 | 7.762 | .000* |
| K2 | -17.397±9.833 | 40.336 | .000* |
| K3 | -16.986±12.479 | 9.830 | .000* |
| K4 | -20.348±9.629 | 14.481 | .000* |
| H1 | 34.238±13.523 | 1.133 | .345 |
| H2 | -3.734±15.375 | 9.451 | .000* |
| H3 | 62.139±9.295 | 16.700 | .000* |
| H4 | 41.081±17.109 | 1.206 | .318 |

* $p < .001$

각기 동안 최소 굴곡값은 경사각이 증가할수록 증가하였고 -16°와 -24°에서 유의한 차이가 있었다($p < .001$)(표 2). 유각기 동안 최대 굴곡값은 경사각이 증가할수록 증가하였으며 -16°와 -24°에서 유의한 차이가 있었다($p < .001$)(표 2). 엉덩이관절의 전체적인 변화를 살펴보면 착지기와 보행 후기에 굴곡값이 나타났고 보행 주기 중반 최대 신전이 나타났다. 내림 경사로의 경사각이 증가할수록 착지기의 굴곡값은 유의한 차이가 없었고, 발 떼기 시점의 굴곡값은 평지 보행에서는 신전값이 나타났으나 경사각이 증가할수록 굴곡값이 증가하였고 -16°, -24°에서 유의한 차이가 있었다($p < .001$)(표 2). 입각기 동안 최대 신전값은 경사각이 증가할수록 감소되었고 -24°에서는 굴곡이 나타났고 -16°, -24°에서 유의한 차이가 있었다($p < .001$)(표 2). 유각기 동안 최대 굴곡값은 유의한 차이가 없었다(표 2).

3. 관상면상 분석

관상면상에서, 경사로의 경사각이 증가함에 따른 발목관절, 무릎관절, 엉덩관절을 전체적으로 살펴본 변화 유형은 아래 그림과 같다(그림 6)(그림 7)(그림 8). 평지 보행 시 발목 관절의 내번(inversion)과 외번(eversion) 변화 유형은 착지기와 보행 후기에는 내번이 나타났고 입각기 중반 외번이 나타났다가 보행주기 60~70%에 최대 내번이 발생하였다. 입각기 동안 최대 외번 값은 경사각이 증가할수록 증가하였고 -16°, -24°

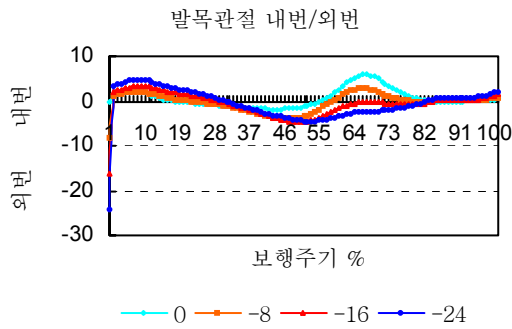


그림 6. 관상면에서의 발목관절 각도 변화

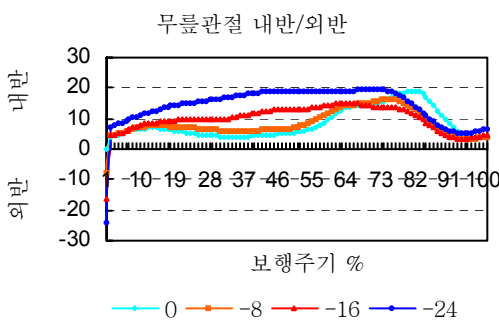


그림 7. 관상면에서의 무릎관절 각도 변화

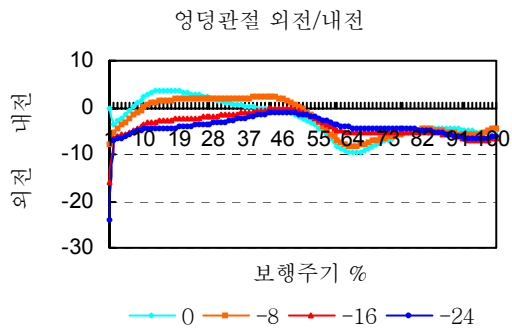


그림 8. 관상면에서의 엉덩관절 각도 변화

에서 유의한 차이가 있었다($p<.01$)(표 3). 유각기 동안 최대 내반값은 경사각이 증가할수록 감소하였고 -16° , -24° 에서 유의한 차이가 있었다($p<.01$)(표 3). 평지 보행 시 무릎 관절의 내반(varus)과 외반(valgus)의 변화 유형은 보행 주기 전반에 내반이 나타났으며 입각기 동안 최소 내반값이 나타났으며 유각기 동안 최대 내반값이 나타났다. 경사각이 증가할수록 착지기 내반값은 증가하였고 발 떼기 시점의 내반값 역시 증가하였다. 입

표 3. 관상면상의 독립 변수 분석(A: 발목관절, K: 무릎관절, H: 엉덩관절) 단위: $^\circ$

| 변수 | 평균±표준편차 | F | p |
|----|---------------|--------|---------|
| A5 | -6.731±5.565 | 4.684 | .006** |
| A6 | 14.684±8.246 | 4.758 | .006** |
| K5 | -10.847±3.347 | 14.708 | .000*** |
| K6 | 6.909±5.757 | .731 | .539 |
| H5 | 22.251±8.221 | 2.822 | .049* |
| H6 | 5.655±6.374 | 1.373 | .262 |

* $p<.05$

** $p<.01$

*** $p<.001$

각기 동안 최대 내반값은 경사각이 증가할수록 증가하였고 -16° , -24° 에서 유의한 차이가 있었고($p<.001$)(표 3), 유각기 동안 최대 내반값은 통계적으로 유의한 차이는 없었다(표 3). 평지 보행 시 엉덩관절의 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. 내림 경사로 경사각이 증가할수록 외전되는 유형이 나타났으며 입각기 동안 최대 내전값은 경사각이 증가할수록 감소하였고 -24° 에서 통계적으로 유의한 차이가 있었다($p<.05$)(표 3). 유각기 동안 최대 외전값은 경사각이 증가할수록 약간 감소하였으나 통계적으로 유의한 차이는 없었다(표 3).

4. 횡단면상 분석

횡단면상에서, 발목관절, 무릎관절, 엉덩관절의 전체적인 보행 유형을 살펴보면 아래 그림과 같다(그림 9)(그림 10)(그림 11). 평지 보행에서 발목관절의 회전 유형을 살펴보면, 전반적으로 외회전이 발생되었고 보행주기 60%에서 최소 외회전이 나타났고 유각기 동안 외회전이 증가하였다. 내림 경사로의 경사각이 증가할수록 착지기와 보행 후기에는 외회전값이 증가하였고 발 떼기 시점에서는 최대 외회전이 나타났다. 입각기 동안 최소 외회전값과 유각기 동안 최대 외회전값은 경사각이 증가할수록 약간의 차이는 있었으나 통계적으로 유의한 차이가 없었다(표 4). 평지 보행 시 무릎 관절의 회전 변화 유형을 살펴보면, 착지기에 외회전이 발생되었고 보행주기 중반 이후 70% 지점에서 내회전이 발생되었다가 다시 후기에 외회전이 발생되었다. 내림 경사로는 경사각이 증가할수록 발떼기 시점에서 내회전값이

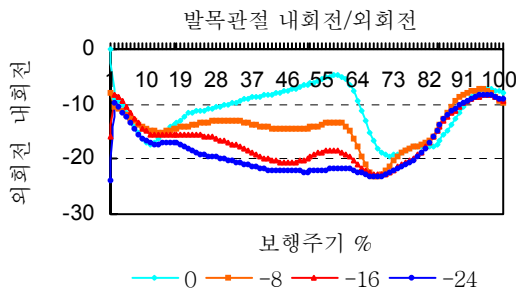


그림 9. 횡단면에서의 발목관절 각도 변화

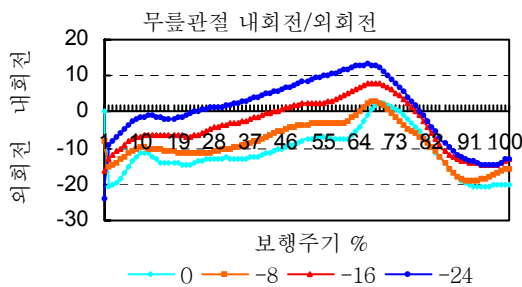


그림 10. 횡단면에서의 무릎관절 각도 변화

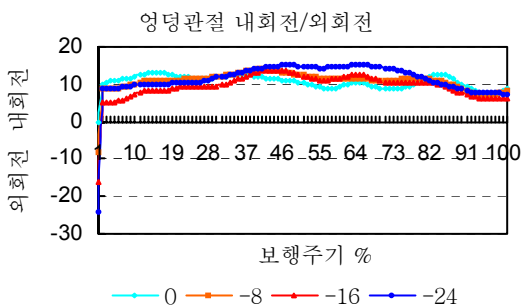


그림 11. 횡단면에서의 엉덩관절 각도 변화

증가 되었고 입각기 동안 최대 내회전값은 경사각이 증가할수록 증가하였고 -24°에서 유의한 차이가 있었다 ($p < .05$)(표 4). 유각기 동안 최대 외회전값은 경사각이 증가할수록 감소하였으나 유의한 차이는 없었다(표 4). 평지 보행 시 엉덩관절의 회전 변화유형을 살펴보면, 전반적으로 내회전 유형이 나타났으며 보행 주기 60%에서 최소 내회전이 나타났다. 경사각이 증가할수록 착지기 내회전값이 감소하였고 보행 중반 내회전값이 증가하였다. 입각기 동안 최소 내회전값과 유각기 동안 최대 내회전값은 경사각이 증가하여도 평지 보행과 비슷하였고 통계적으로 유의한 차이는 없었다(표 4).

표 4. 횡단면상의 독립변수 분석(A: 발목관절, K: 무릎관절, H: 엉덩관절) 단위: °

| 변수 | 평균±표준편차 | F | p |
|----|----------------|-------|-------|
| A7 | -6.655±14.137 | .233 | .873 |
| A8 | -4.434±11.251 | .188 | .904 |
| K7 | 12.361±12.395 | 3.980 | .013* |
| K8 | -21.309±13.875 | 1.440 | .243 |
| H7 | -17.791±12.751 | .113 | .952 |
| H8 | 7.360±12.822 | .163 | .921 |

* $p < .05$

IV. 고찰

1. 연구방법에 대한 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. 사람은 자신의 체중을 받치고 앞으로 전진하기 위해 한쪽 다리에 체중을 지지하여 한쪽 다리를 전진할 수 있다. 관찰적 보행분석은 임상현장에서 가장 흔히 사용되어지고 있는 기술이다. 보행의 질적인 묘사는 상, 하지의 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 관절각과 같은 특수한 보행 특성들의 객관적 측정이 어렵다는 것이다 (Rose와 Gramble, 1994). 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 등, 1995). 보행 분석은 비정상적인 운동 원인에 관한 정보를 제공하고, 이동기전의 객관적인 묘사를 가능하게 하며(Ounpuu 등, 1991), 3차원 분석은 세 운동평면에서의 관절운동을 측정할 수 있다. 시상면상에서 가장 큰 운동이 일어나지만 관상면과 횡단면에서의 운동은 병적 보행의 연구에 특히 중요하다(Whittle, 1995).

2. 연구결과에 대한 고찰

이 논문은 내림 경사로 보행 시 경사각에 따른 하지 관절의 변화를 운동학적인 방법을 통해 알아보고자 하였다. 3차원적인 보행 변수를 분석해 보면 첫째, 시상면 상에서 발목 관절은 MaFadyen과 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 내림 경사로의 경우 한 번의 상승 곡선만 나타났고 이것은 내림 경사로에서는 발목관절의 추진력이 필요하지 않았기 때문에 두 번째 상승곡선이 나타나지 않았다고 생각된다. 즉 내림 경사로 보행에서는 경사각이 증가할수록 발목 신전 근들의 역할이 감소하였다고 할 수 있을 것이다. 무릎 관절의 경우 보행 주기의 50%를 지나면서 가파른 굴곡이 발생하기 시작하였다. 내림 경사로 보행은 평지 보행과 비슷한 보행 유형을 보였으며 경사각이 증가할수록 전체적으로 굴곡값이 증가하였고 경사각이 클수록 착지 초기 굴곡값이 컸으며 경사각이 증가할수록 착지 초기 굴곡값과 발 떼기 시점에서 굴곡값 모두 증가하였고 류남형(1995)의 연구 결과와 유사한 결과를 보였다. 엉덩관절의 경우 보행주기 초반, 즉 ‘체중 수용(weight acceptance)’과 ‘끌어올리기(pull-up)’ 단계에서 엉덩관절의 최대 신전이 나타났다고 보고되었으나, 이 연구에서는 평지 보행에서는 보행 주기 중반(50%)에서 최대 신전이 나타났고 내림 경사로의 경우는 경사각이 증가할수록 굴곡 되는 경향이 나타났다고 보고되었다(Andriacchi 등, 1980; McFadyen과 Winter, 1988).

둘째, 관상면상에서 발목관절은 평지 보행에서 착지기와 보행 후기에는 내반이 나타났다가 보행주기 60~70%에 최대 내반이 발생하였고 이것은 내반과 외반이 추진력과 내·외측 안정성을 제공하는데 중요한 역할을 하기 때문이며(Kowalk 등, 1996), 내림 경사로 보행에서는 경사각이 증가할수록 보행주기 중반에 외반값이 증가하는 것은 추진력보다는 안정성을 더 중요시 했다고 사료된다. 은선덕(2003)은 계단 높이가 높아질수록 안정성이 높은 보행을 한다고 보고했다. 무릎관절은 내림 경사로에서 전체적으로 내반이 나타났으며 경사각이 증가할수록 착지기와 보행 후기에 외반 값이 증가하였고 보행 주기 전반에 내반값이 나타났고 이는 Davis 등(1991)이 무릎의 외반은 지면반발력 벡터가 항상 무릎 관절 중심점

의 내측을 지나기 때문에 보행주기 동안 항상 발생하게 된다는 보고와 상반된다. McFadyen과 Winter(1988)는 보행 주기 중 입각기의 대부분은 엉덩관절의 외전 유형이 발생한 것으로 보고하였고, 이 연구에서도 내림 경사로의 입각기 동안 전반적으로 외전 유형이 나타났다. 이는 내림 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.

셋째, 횡단면상에서 발목관절은 보행주기 전반에 외회전 유형이 나타났고 무릎관절은 보행주기 중반에 내회전 되는 경향을 보였으며 엉덩관절은 전반적으로 내회전 유형을 보였다. 엉덩관절의 경우 초기 입각기 동안 중립자세가 되며, 최대 내회전은 부하반응의 마지막 부분과 중간 입각기때 일어나며, 최대 외회전은 유각기 마지막 부분에서 일어난다고 보고하였으나(Ounpuu 등, 1991; Perry, 1992), 이 연구에서 경사로 보행 전반에서 내회전이 나타났으며 내림 경사로의 경우 최소 내회전 값은 차이가 없었다. 내림 경사로 보행의 경우 -16° 이상의 경사로에서 보행 유형의 변화가 크게 나타났으며 내림 경사로 보행의 경우 평지 보행과 비교하면 추진력 보다는 안정성을 더 중요시 한 것이라 생각된다.

3. 연구의 제한점

이 연구는 20대 초반의 정상인을 대상으로 하였고 이는 전체 정상인을 대표한다고 할 수 없고 경사로의 길이나 폭이 보행에 시각적인 방해가 될 수도 있다는 것이 제한점으로 사료된다. 더 안전하고 견고한 실험장사를 이용한 추후 연구가 필요할 것이다.

V. 결론

내림 경사로 보행 시 시상면상에서는 세 관절(발목관절, 무릎관절, 엉덩관절) 모두 -16° 이상의 경사각에서 보행 유형의 변화가 나타나기 시작했으며, 관상면상에서는 발목관절과 무릎관절에서 -16° 이상의 경사각에서 주로 보행 유형의 변화가 시작되었으며 엉덩이 관절에서는 -24° 에서 변화가 생겼다. 그리고 횡단면상에서는 무릎관절에서만 -24° 에서 보행 유형의 변화에 있었고 발목관절과 엉덩관절에서는 유의한 차이가 없었다. 따라서, 세 운동 평면 중 시상면상에서 보행 유형의 변화

가 제일 컸으며 내림 경사로 보행 시 보행 유형에 영향을 미치는 각도 혹은 각도의 범위(내림 경사도 -16° 이상)가 있다는 것을 알 수 있었다. 내림 경사로를 이용하여 보행 훈련 시에 이 연구의 결과를 참고한다면 효과적인 경사로의 경사각을 제시하고 보행 유형을 보다 정확하게 파악하는데 도움이 될 것으로 사료된다.

인용문헌

- 권영후, 문영진, 이진섭. DLT방식의 수중동작 운동분석에의 활용. 한국운동역학회지. 1995;5(1):49-53.
- 김선필, 원문학, 이민형. 미끄럼 발생에 따른 보행 동적 특성 연구. 한국체육학회지. 2001;40(2):821-831.
- 류남형. 보행 자세 해석에 의한 경사로의 보행성. 한국조경학회지. 1995;23(2):157-166.
- 배성수, 구봉오, 최재청 등. 임상운동학, 영문출판사. 1993:500-550.
- 윤승호, 김봉옥, 이재윤 등. 3차원 동작 분석기를 이용한 정상보행분석. 대한재활의학학회지. 1992;16(3):391-405.
- 은선덕. 계단 오르기 동작 시 계단 높이에 따른 하지 관절 모멘트의 변화 분석. 한국운동역학회지. 2003;13(1):121-137.
- 정낙수, 최규환. 노인낙상의 원인과 예방. 한국전문물리치료학회지. 2001;8(3):107-117.
- Andriacchi TP, Andersson GB, Fermier RW, et al. A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. J Bone Joint Surg Am. 1980;62(5):749-757.
- Benedetti MG, Catani F, Leardini A, et al. Data management in gait analysis for clinical applications. Clin Biomech. 1998;13(3):204-215.
- Corlett EN, Hutcheson MA, DeLugan MA, et al. Ramps or stairs: The choice using physiological and biomechanics criteria. Appl Ergon. 1972;3(4):195-201.
- Craik RL, Oatis CA. Gait Analysis: Theory and application. New York, Mosby, 1995.
- Davis RB, Ounpuu S, Tyburski D, et al. A gait analysis data collection and reduction technique. Hum Mov Sci. 1991;10:575-587.
- Galley PM, Foster AL. Functional evaluation of normal and pathological knees during gait. Arch Phys Med Rehabil. 1987;57(12):571-577.
- Gracovetsky S. An hypothesis for role of the spine in human locomotion: A challenge to current thinking. J Biomed Eng. 1985;7(3):205-216.
- Hansen AH, Childress DS, Miff SC, et al. Roll-over characteristics of human walking on inclined surfaces. Hum Mov Sci. 2004;23:807-821.
- Harris GF, Wertsch JJ. Procedures for gait analysis. Arch Phys Med Rehabil. 1994;57(2):216-225.
- Irvine CH, Snook SH, Sparshatt JH. Stairway rise and treads: Acceptable and preferred dimensions. Appl Ergon. 1990;21:215-225.
- Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. J Orthop Res. 1990;8:383-392.
- Kowalk DL, Duncan JA, Vaughan CL. Abduction-adduction moment at the knee during stair ascent and descent. J Biomech. 1996;29(3):383-388.
- McFadyen BJ, Winter DA. An integrated biomechanical analysis of normal stair ascent and descent. J Biomech. 1988;21:733-744.
- Ounpuu S, Gage JR, Davis RB. Three-dimensional lower extremity joint kinetics in normal pediatric gait. J Pediatr Orthop. 1991;11(3):341-349.
- Perry J. Gait Analysis: Normal and pathological function. New Jersey, Slack Inc., 1992:3-47.
- Prentice SD, Hasler EN, Groves JJ, et al. Locomotor adaptations for changes in the slope of the walking surface. Gait Posture. 2004;20(3):225-265.
- Rose J, Gamble JG. Human Walking. 2nd ed. Maryland, Williams & Wilkins, 1994.
- Saunders JB, Inman VT, Eberhart HD. The major determinants in normal and pathological gait. J Bone Joint Surg Am. 1953;35:543-558.
- Whittle MW. Musculoskeletal application of three-dimensional analysis. In: Stokes IA, Allard P, Blanche J, eds. Three-Dimensional Analysis of Human Movement. Human Kinetics, 1995:295-307.

Wilson MP. Development of SATRA slip test and tread pattern design guidelines. Philadelphia, PA, Special Technical pub., 1987:113-123.

Winter DA. Biomechanics of below knee amputee gait. J Biomech. 1988;21:361-367.

논문접수일 2005년 12월 19일

논문게재승인일 2006년 2월 24일