

정상인의 경사로 보행 시 경사각에 따른 시공간적 보행 특성 분석

한진태, 조정선¹, 배성수²

포항삼성병원 물리치료실, ¹선린대학교 물리치료과, ²대구대학교 재활과학대학 물리치료학과

The Spatio-temporal Analysis of Gait Characteristics during Ramp Ascent and Descent at Different Inclinations

Jin-Tae Han PT, MS, Jeoung-Sun Cho PT, MS¹, Sung-Soo Bae PT, PhD²

Phohang Samsung Hospital, ¹Department of Physical Therapy, Sunlin College, ²Department of Physical Therapy, College of Rehabilitation Science, Daegu University

Purpose: The aim of this study was to investigate the kinematics of young adults during ramp climbing at different inclinations. **Methods:** Twenty-three subjects ascended and descended four steps at four different inclinations(level, 8°, 16°, 24°). Temporal-spatial parameters were measured by GaitRite system(standard mat). Groups difference was analysed with one-way ANOVA and Student-Newman-Keuls test. **Results:** The different kinematics of ramp ascent and descent were analysed and compared to level walking patterns. In ascending ramps, step length and stride length decreased with 24° inclination (p<.000). Stance duration increased with 24°, but swing duration decreased with 24° inclination (p<.000). Step time and velocity decreased with 16°, 24° inclination (p<.000). Cadence decreased with all inclination (8°, 16°, 24°)(p<.000). In descending ramps, step length and stride length, velocity decreased with all inclination(-8°, -16°, -24°)(p<.000). Stance duration increased with all inclination(-8°, -16°, -24°) and swing duration decreased with all inclination(-8°, -16°, -24°)(p<.000). But Step time was not differentiated with different inclinations. Cadence decreased with only 8° inclination(p<.05). **Conclusion:** These results suggest that there is a certain inclination angle or angular range where subjects do switch between level walking and ramp walking gait pattern. This shows their motor control strategy between level and ramp walking. Further studies are necessary to confirm and detect the ascent and descent ramp gait patterns. (*J Kor Soc Phys Ther 2006;18(1):95-106*)

Key Words: Ascent, Descent, Ramp, Spatio-temporal variety.

I. 서론

주위에서 흔히 볼 수 있는 계단이나 경사로는 수직 이동의 중요한 시설물들이다. 계단은 유모차, 자전거, 휠체어 등 바퀴 달린 수단들이 지나다닐 수 없고 노인이나 보

행 장애가 있는 사람들이 이용하기가 힘든 경우가 많다. 따라서 경사로는 계단을 이용할 수 없는 사람들에게 필수적이며 보편화되고 있는 추세이다(류남형, 1995). 경사와 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(정낙수 등,

논문접수일: 2005년 12월 12일
수정접수일: 2005년 12월 19일
게재승인일: 2006년 1월 18일
교신저자: 한진태, 포항시 남구 오천읍 용덕리 351-35 포항삼성병원, e-mail: jthan2001@yahoo.co.kr

2001; Nevitt, 1997).

보행은 일상생활에서 아동의 수단이나 여가 생활의 향유 이외에도 생존과도 밀접한 수단으로 매우 중요하며 필수적인 활동이다. 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). 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 상호 연관성을 가지며(배성수 등, 1993) 기본적으로 체중부하구조이며 안정성과 균형을 유지하고 신체를 전방으로 추진시키며 이동에 필요한 기본적 운동을 제공한다(Galley와 Foster, 1987). 완전한 보행이 이루어지려면 네 가지 관련 과제가 수행되어야 하는데 첫째, 두 개의 엉덩이관절 위에 놓인 무거운 체간과 팔, 머리의 균형이 이루어져야 하고, 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(Olney, 1996).

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(Craik와 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, 1987). 비디오 테이프, 영화필름, 전기측각기, 발스위치, 가속계, 힘판(force plate), 근전도 및 에너지-산소 소모 측정 시스템 등을 이용하여 보행의 시간-거리 변인 뿐 만아니라 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). 뿐만 아니라 정상적인 보행 유형의 분석 결과를 수집하고 정상 성인의 보행 유형을 객관화하는 것이 필요하다(김기원 등, 2002).

지금까지의 보행 분석은 주로 평지(level)에서 이루어졌으며(Kuster 등, 1995), 계단이나 경사로와 같은 보행 환경의 변화에 따른 보행 유형의 연구는 부족하다고 생각된다. 계단이나 경사로에서의 보행은 생역학적인 이해가 필요하며 다양한 방법을 통한 연구가 필요하다. 몇몇 선행 연구에서 경사면에서의 보행을 연구하였다. 오름 경사로 보행에서 인간은 느린 분속수(cadence)와 긴 보폭을 사용하고 내림경사로 보행에서 짧은 보폭과 빠른 분속수를 사용하였다(Kawamura 등, 1991; Sun 등, 1996). 내림 경사로 보행 시 보폭의 감소는 마찰 관계 때문이라고 가정하였다(Sun 등, 1996). 각도에 따른 오름과 내림경사로 보행 시 골반 회전의 차이는 없다고 하였다(Wall 등, 1981). 최근 연구에서 내림 경사로 혹은 오름 경사로 한 방향을 이용한 보행 분석이 이루어지고 있으나 양방향을 비교해서 분석한 자료는 부족하였다(Kuster 등, 1995).

이 연구의 목적은 경사로 보행 시 경사각 변화에 따른 시-공간적인 변화를 분석하려는 것이다. 따라서 이 연구는 일상생활에서 흔히 직면하는 경사로의 효과적인 각도를 제시하고 임상에서 경사로 보행 훈련 시 기초 자료를 얻는 데 의의가 있을 것으로 사료된다.

II. 연구방법

1. 연구대상

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 남녀 23명을 대상으로 하였으며, 실험에 참여하기 전 자발적인 실험 참여 의향을 밝혔다.

2. 모의 경사로 제작

경사로의 최대 허용 경사각은 족관절의 최대 배측 굴곡각도이며 NASA의 보고를 참고하면 28°라고 보고하였다(Corlett 등, 1972). 반면, 일반적으로 족관절의 정상범위는 0°~20°로 정하고 있다(배성수 등, 1993). 또한 미국 국방성에서는 오름 보행을 기준으로 경사로의

경사도기준을 0°~20°를 제시하고 있다(Irvine 등, 1990). 따라서 이 연구에서는 실험용 모의 경사로를 각 0°, 8°, 16°, 24° 각도로 조절할 수 있게 만들고(류남형, 1995), 각각의 경사로에서 오름, 내림 보행 시 피험자의 보행 변화를 측정하였다(그림 1). 길이 3 m, 폭 1 m, 1.5 m의 수평구간을 더한 모의경사로를 목재로 제작하였고

(Plenice 등, 2004; Rakić 등, 2002), 경사로 각도의 변환이 가능하도록 볼트와 너트로 조립하였고(평지: 0°, 오름 경사로: 8°, 16°, 24°, 내림 경사로: -8°, -16°, -24°), 적어도 4걸음 이상 보행이 되도록 경사면 길이를 정하였다(Hansen 등, 2004; 류남형, 1995).

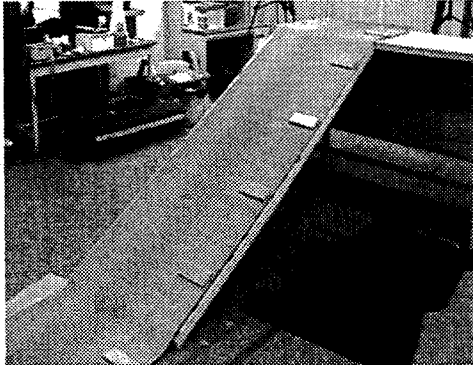


그림 1. 모의 경사로

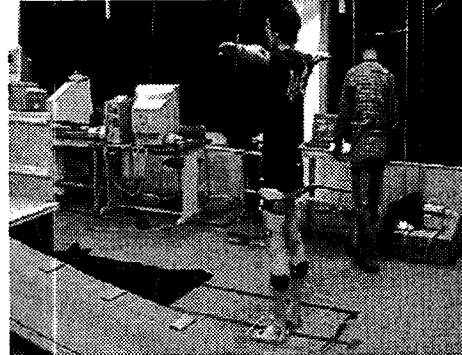


그림 2. 측정도구

3. 측정도구

이 연구는 P공과대학교 인간공학연구소 동작분석실에서 이루어졌으며 모의경사로를 실험실에 설치한 후 피험자의 시-공간적 보행분석을 위해 GAITRite* 매트를 경사도에 설치하고 측정을 실시하였다(그림 2).

무게를 측정하였고, 줄자로 발길리와 전상장골극과 내측 복사까지의 거리를 측정해 다리 길이를 측정하였고, 너비측정기를 이용해 무릎너비와 발목너비, 그리고 발 너비를 측정하였다.

4. 연구절차

1) 실험 전 준비

피험자는 탈의 후 수영복으로 갈아입게 하고 키와 몸

2) 실험 자료수집

대상자가 실험실에 익숙하도록 5분간 보행 연습을 한 후, 정상시의 자연스러운 보행으로 걷도록 지시하였다. 우선 평지에서서의 보행을 먼저 실시하여 기준을 정하였다(그림 3A).

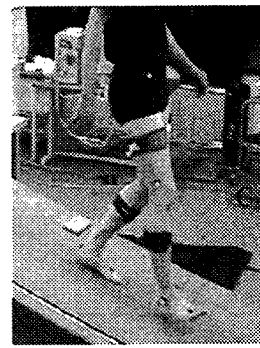
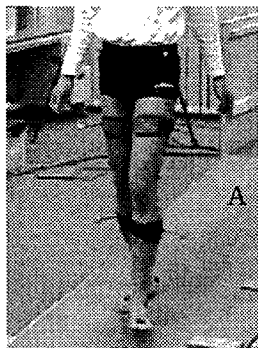


그림 3. A: 평지 보행, B: 오름 경사로 보행, C: 내림경사로 보행

* GAITRite system, CIR Systems Inc, USA

그 이후, 오름 경사로 보행과 내림 경사로 보행을 각각 실시하였다. 오름 경사로 보행은 대상자를 보행 판 전방 2 m에서 서 있도록 한 다음, 검사자의 구두신호에 의하여 보행을 시작하였고, 오름 경사로를 올라간 다음 수평 구간에서 정지하도록 지시하였다(그림 3B).

그리고 30초 후에 뒤돌아서서 내림 경사로를 내려오도록 지시하였다(그림 3C). 대상자에게 가장 자연스러운 보행 속도로 걷도록 지시하였고 이러한 과정을 각각의 경사각에서 3회 실시하여 이들 평균을 측정값으로 선택하였다. 시-공간적 데이터는 GAITRite System으로 자료를 수집하였다. 보행의 공간적 변수로 보폭(stride length), 발짝 길이(step length)를 구하였고 보행의 시간적 변수로 분속수(cadence), 보행속도(velocity), 발짝 시간(step time), 입각기 비율(stance duration), 유각기 비율(swing duration) 등이 구해졌다.

기 비율(swing duration) 등이 구해졌다.

5. 분석방법

이 연구는 경사로에서 오름 보행과 내림 보행을 하는 동안 경사로의 경사각도에 따라 시공간적 변수를 살펴보는 것이다. 따라서 보행의 시간-공간적 변수로는 보폭, 발짝길이, 입각기 비율, 유각기 비율, 발짝시간, 분속수, 보행속도를 분석하였다(표 1). 경사로 보행 시 경사각의 증가가 시공간적 변수에 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 $\alpha = .05$ 로 설정하였다.

표 1. 보행 분석 변수들

오름 경사로 보행 변수			내림 경사로 보행 변수		
AP1	Step length	cm	DP1	Step length	cm
AP2	Stride length	cm	DP2	Stride length	cm
AP3	Stance duration	stride%	DP3	Stance duration	stride%
AP4	Swing duration	stride%	DP4	Swing duration	stride%
AP5	Step time	sec	DP5	Step time	sec
AP6	Velocity	cm/sec	DP6	Velocity	cm/sec
AP7	Cadence	step/min	DP7	Cadence	step/min

AP: 오름 경사로 보행 시-공간적 변수, DP: 내림 경사로 보행 시-공간적 변수.

III. 결 과

1. 연구대상자의 일반적인 특성

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

2. 오름 경사로 보행 시 시간-공간적 변수 분석

보행 시 균형을 유지하는 데 관계하는 인자는 양발너비(stride width)와 양하지 지지시간(double support time)이며, 보행형태(gait patterning)는 특히 정상적인 보행 변수, 보폭과 보행주기를 제어한다(Gabell과

Nayak, 1984). 따라서 보행 메가니즘(mechanism)에 스트레스(stress)를 주는 환경에 놓여 있는 보행자의 경우 보폭, 양발너비, 보행주기, 양하지 지지시간 등에 변화가 나타난다는 예상을 할 수 있다.

이 연구에서 경사각에 따른 오름 경사로 보행 시 시-공간적인 변수들의 평균값은 아래 표와 같다(표 2). 발짝 길이의 경우 오름 경사로의 경사각이 증가할수록 대체적으로 감소하였고 평지에서 발짝 길이는 65.4 ± 6.2 cm이었으며 오름 경사각 8° (65.1 ± 7.7 cm)와 16° (62.5 ± 7.6 cm)까지는 발짝 길이의 차이가 크게 없었으나 경사각 24° 에서는 54.6 ± 8.5 cm로 발짝 길이가 감소하였으며 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p < .001$) (그림 4). 보폭(stride length)의 경우 평지에서의 평균 보폭은 129.4 ± 11.2 cm이었으며, 오름 경사각 8° (130.8 ± 14.5 cm)와 16° (122.7 ± 13.8 cm)에서는 보폭의 차이가 없었으나 경사각 24° 에서는 106.2 ± 13.9 cm로 보폭이 감소하였고 통계적으로 유의한 차이를 보였

다 ($p<.001$) (그림 4). 보행주기 비율에서 각각의 경우에서 대칭성 보행 특징을 보였으며, 보행주기 중 입각기 비율은 평지보행에서는 $62.1\pm 1.1\%$ 로 나타났고 오름 경사로의 경사각 8° 에서는 $62.1\pm 2.1\%$, 16° 에서는 $63.3\pm 2.5\%$, 24° 에서는 $66.0\pm 3.1\%$ 로 나타났으며, 경사각 8° , 16° 에서는 통계적으로 차이가 없었으나 경사각 24° 에서는 입각기 비율이 높아졌고 통계적으로 유의한 차이가 있었다 ($p<.001$) (그림 4). 보행주기 중 유각기 비율은 평지보행에서는 $37.9\pm 1.1\%$ 로 나타났고 오름 경사로 경사각 8° 에서는 $37.9\pm 2.1\%$, 16° 에서는 $36.7\pm 2.5\%$, 24° 에서는 $34.1\pm 3.1\%$ 로 나타났고 8° , 16° 에서는 통계적으로 차이가 없었으나 24° 에서

는 유각기 비율이 낮아졌고 통계적으로 유의한 차이가 있었다 ($p<.001$) (그림 4). 발착 시간의 경우 평지에서는 $0.6\pm 0.0\text{sec}$ 이었고, 오름 경사로의 경사각이 증가할수록 발착 시간이 증가하였고 ($8^\circ: 0.6\pm 0.1\text{sec}$, $16^\circ: 0.6\pm 0.1\text{sec}$, $24^\circ: 0.7\pm 0.1\text{sec}$), 경사각 16° , 24° 에서 통계적으로 유의한 차이가 있었다 ($p<.001$) (그림 4). 보행 속도의 경우 평지의 보행 속도는 $113.6\pm 11.3\text{cm/sec}$ 이었으나, 오름 경사로의 경사각이 증가할수록 보행 속도는 감소하였고 ($8^\circ: 104.27\pm 14.11\text{cm/sec}$, $16^\circ: 97.2\pm 15.1\text{cm/sec}$, $24^\circ: 78.6\pm 14.6\text{cm/sec}$), 경사각 16° , 24° 에서 통계적으로 유의한 차이를 보였다 ($p<.001$) (그림 4).

표 2. 오름 경사로 보행 변수 자료(평균± 표준편차)

변수		0° (평지)	8°	16°	24°
AP1	왼쪽	65.40±6.23	65.08±7.71	62.50±7.59	54.61±8.51
	오른쪽	64.50±5.52	64.30±7.36	60.41±7.33	55.31±5.97
AP2	왼쪽	129.37±11.21	130.83±14.45	122.74±13.83	106.16±13.88
	오른쪽	129.18±11.68	129.67±14.03	122.33±14.02	106.15±13.55
AP3	왼쪽	62.11±1.10	62.12±2.09	63.32±2.51	65.95±3.13
	오른쪽	62.00±1.58	62.55±1.77	64.06±2.10	66.29±3.46
AP4	왼쪽	37.90±1.10	37.88±2.09	36.68±2.51	34.06±3.12
	오른쪽	38.00±1.58	37.68±1.75	35.94±2.11	33.72±3.47
AP5	왼쪽	0.57±0.04	0.62±0.06	0.64±0.07	0.71±0.10
	오른쪽	0.57±0.04	0.62±0.05	0.64±0.07	0.69±0.08
AP6		113.64±11.31	104.27±14.11	97.24±15.08	78.63±14.59
AP7		105.93±6.69	96.87±7.25	94.65±9.50	87.60±9.96

표 3. 오름 경사로 시-공간적 보행 변수 분석

독립변수	자유도	제곱합	평방평균	F값	p
AP1	3	1601.727	533.909	9.338	<.000 ***
AP2	3	8815.407	2938.469	16.359	<.000 ***
AP3	3	225.843	75.281	13.873	<.000 ***
AP4	3	224.804	74.935	13.86	<.000 ***
AP5	3	.218	7.266	14.429	<.000 ***
AP6	3	15155.374	5051.791	26.338	<.000 ***
AP7	3	3944.043	1418.681	18.342	<.000 ***

*** $p<.001$

한진태 외 2인 : 정상인의 경사로 보행 시 경사각에 따른 시공간적 보행 특성 분석

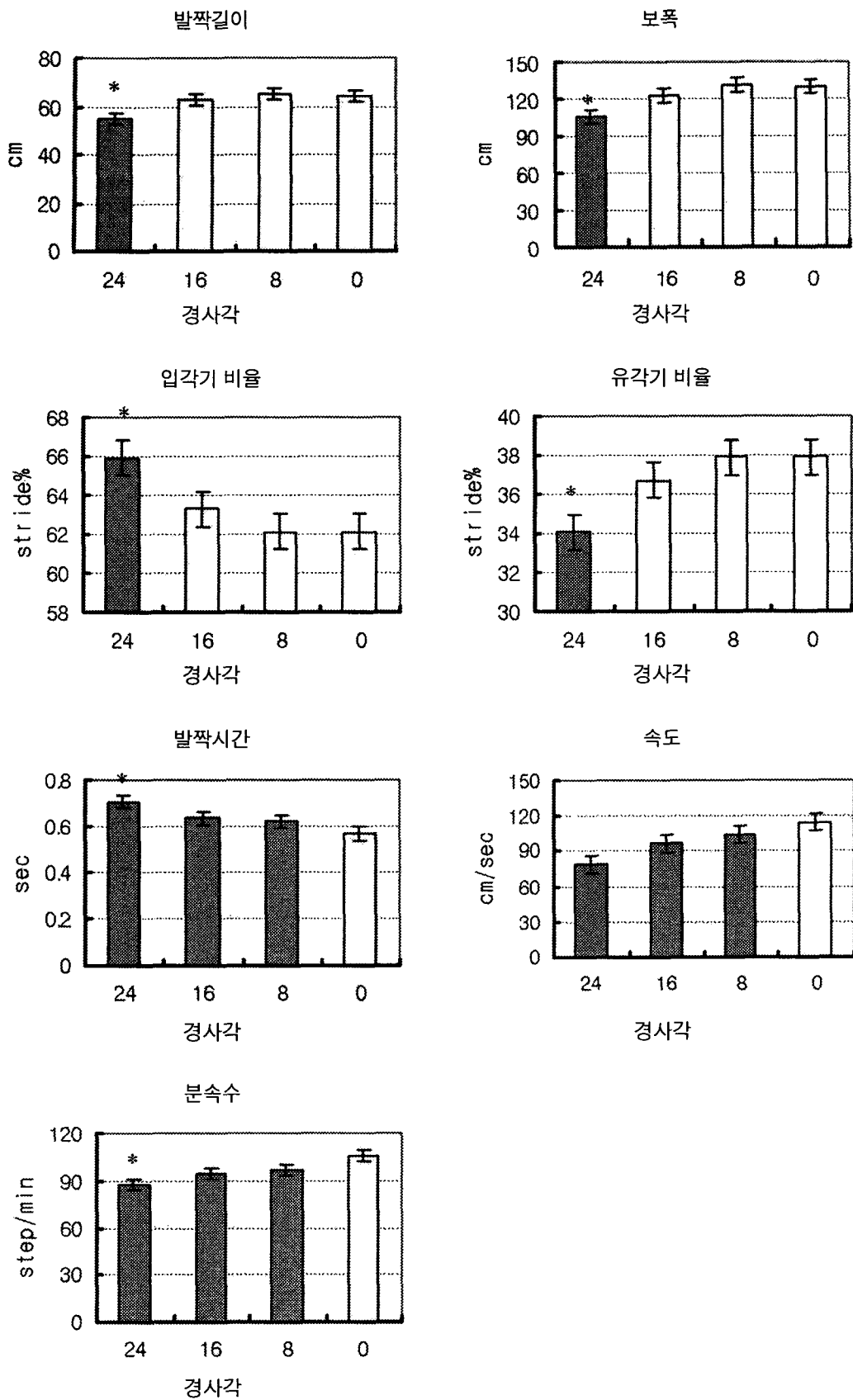


그림 4. 오름 경사로 보행 시-공간 변수의 SNK 검사

분속수의 경우 평지의 분속수는 105.9±6.7steps/min 이었으나, 오름 경사로의 경사각이 증가할수록 분속수는 감소하였고(8°: 96.9±7.3sep/min, 16°: 94.7±9.5sep/min, 24°: 87.6±10.0sep/min) 모든 경사각(8°, 16°, 24°)에서 통계적으로 유의한 차이가 있었다(p<.001)(그림 4).

오름 경사로 보행 시 발짝 길이와 보폭, 보행주기율에 서는 평지 보행과 비교해 경사각 24°에서 보행 변수가 크게 변화하였고 발짝 시간과 보행속도는 경사각 16° 이상에서 보행의 변화가 나타났으며 분속수의 경우 경사 각 8°부터 변화가 나타났다.

3. 내림 경사로 보행 시 시공간적 변수 분석

이 연구에서 경사각에 따른 내림 경사로 보행 시 시-공간적인 변수들의 평균값은 아래 표 와 같다(표 4). 발 짝 길이의 경우 내림 경사로의 경사각이 증가할수록 대 체적으로 감소하였고 평지에서의 발짝 길이는 65.4±6.2cm이었으며 내림 경사각 -8°에서는 55.0±7.6cm, -16°에서는 49.6±8.5cm, -24°에서는 54.6±8.5cm 로 발짝 길이가 감소하였으며 모든 경사각에서 통계적으 로 유의한 차이를 보였다(p<.001)(그림 5).

표 4. 내림 경사로 보행 변수 자료 (평균±표준편차)

변수	0° (평지)	-8°	-16°	-24°	
DP1	왼쪽	65.40±6.23	55.03±7.57	49.61±8.46	42.75±7.29
	오른쪽	64.50±5.52	55.31±6.25	49.68±7.77	43.72±7.85
DP2	왼쪽	129.37±11.21	110.07±13.80	98.45±16.24	86.96±15.29
	오른쪽	129.18±11.68	110.70±13.33	99.78±15.12	85.60±15.70
DP3	왼쪽	62.11±1.10	64.18±1.86	65.18±2.48	67.31±3.49
	오른쪽	62.00±1.58	64.18±3.11	64.03±2.47	66.97±3.62
DP4	왼쪽	37.90±1.10	35.84±1.87	34.83±2.47	32.70±3.50
	오른쪽	38.00±1.58	35.81±3.11	35.97±2.48	33.02±3.61
DP5	왼쪽	0.57±0.04	0.62±0.10	0.60±0.06	0.62±0.12
	오른쪽	0.57±0.04	0.63±0.05	0.62±0.08	0.62±0.11
DP6		113.64±11.31	88.76±13.83	82.62±16.14	72.12±16.34
DP7		105.93±6.69	96.54±9.70	99.44±9.96	99.86±16.00

표 5. 내림 경사로 시-공간적 보행 변수 분석

독립변수	자유도	제곱합	평방평균	F값	p
DP1	3	5771.250	1923.750	34.843	<.000 ***
DP2	3	22615.157	7538.386	37.062	<.000 ***
DP3	3	322.488	107.492	18.713	<.000 ***
DP4	3	321.546	107.182	18.576	<.000 ***
DP5	3	4.167	1.389	1.894	<.136
DP6	3	21452.267	7150.756	33.784	<.000 ***
DP7	3	1072.629	357.543	2.89	<.040 *

*p<.05, ***p<.001

한진태 외 2인 : 정상인의 경사로 보행 시 경사각에 따른 시공간적 보행 특성 분석

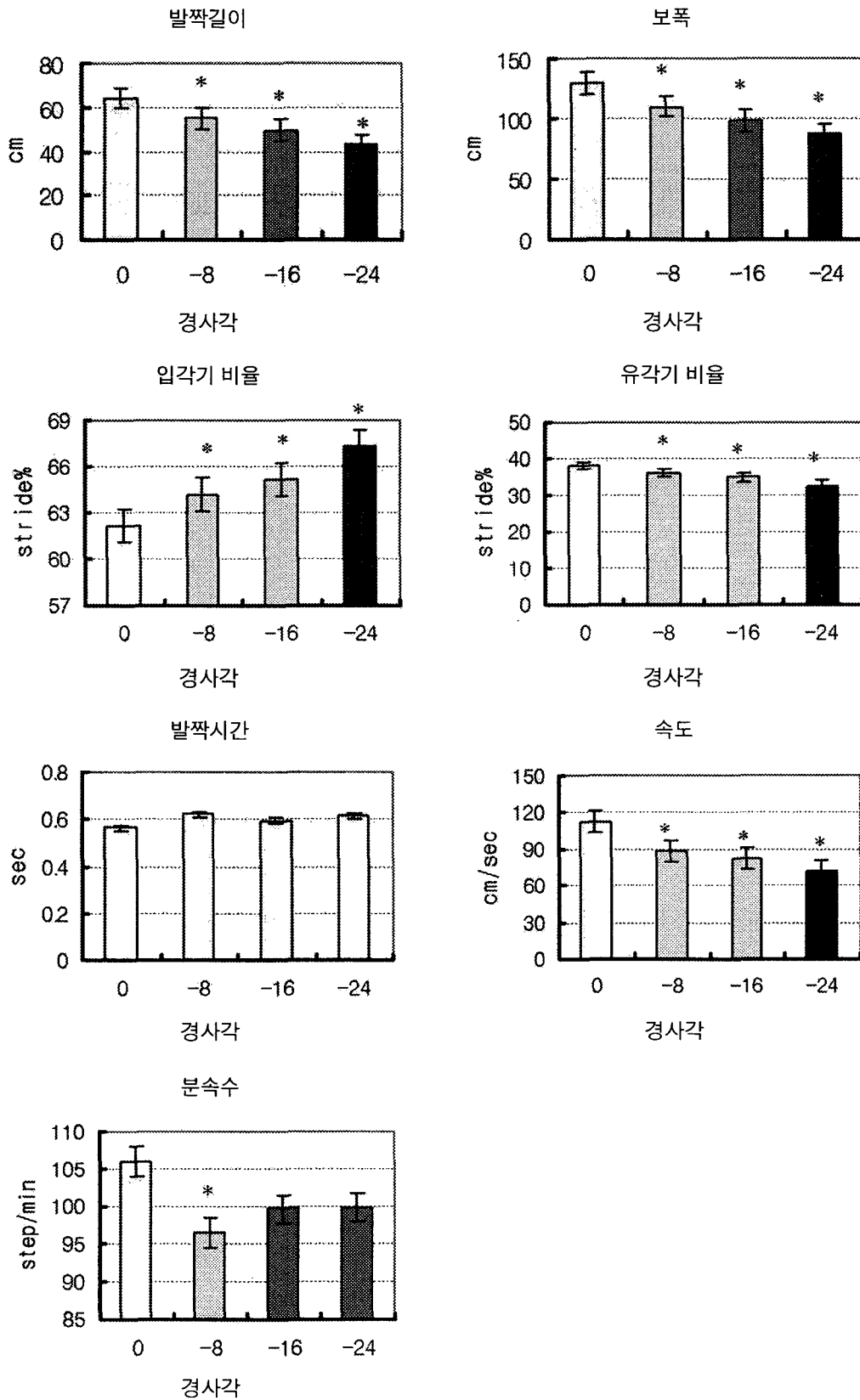


그림 5. 내림 경사로 보행 시-공간 변수의 SNK 검사

보폭의 경우 평지에서 보폭은 $129.4 \pm 11.2\text{cm}$ 이었으며, 내림 경사각 -8° 에서는 $110.1 \pm 13.8\text{cm}$, -16° 에서는 $98.5 \pm 16.2\text{cm}$, -24° 에서는 $87.0 \pm 15.3\text{cm}$ 로 보폭이 감소하였고 모든 경사각에서 통계적으로 유의한 차이를 보였다 ($p < .001$) (그림 5). 보행주기 비율에서 각각의 경우에서 대칭성 보행 특징을 보였으며, 보행주기 중 입각기 비율은 평지보행에서는 $62.1 \pm 1.1\%$ 로 나타났고 내림 경사로의 경사각 -8° 에서는 $64.2 \pm 1.9\%$, -16° 에서는 $65.2 \pm 2.5\%$, -24° 에서는 $67.3 \pm 3.5\%$ 로 나타났으며, 모든 경사각에서 입각기 비율이 높아졌고 통계적으로 유의한 차이가 있었다 ($p < .001$) (그림 5). 보행주기 중 유각기 비율은 평지보행에서는 $37.9 \pm 1.1\%$ 로 나타났고 내림 경사로 경사각 -8° 에서는 $35.8 \pm 1.9\%$, -16° 에서는 $34.8 \pm 2.5\%$, -24° 에서는 $32.7 \pm 3.5\%$ 로 나타났고 모든 경사각에서 유각기 비율이 낮아졌고 통계적으로 유의한 차이가 있었다 ($p < .001$) (그림 5). 발딛 시간의 경우 평지에서는 $0.6 \pm 0.0\text{sec}$ 이었고, 내림 경사로에서 발딛 시간이 조금 증가하였으나 (-8° : $0.6 \pm 0.1\text{sec}$, -16° : $0.6 \pm 0.1\text{sec}$, -24° : $0.6 \pm 0.1\text{sec}$) 통계적으로 유의한 차이가 없었다 ($p > .05$) (그림 5). 보행 속도의 경우 평지의 보행 속도는 $113.6 \pm 11.3\text{cm/sec}$ 이었고, 내림 경사로의 경사각이 증가할수록 보행 속도는 감소하였고 (-8° : $88.8 \pm 13.8\text{cm/sec}$, -16° : $82.6 \pm 16.1\text{cm/sec}$, -24° : $72.1 \pm 16.3\text{cm/sec}$), 모든 경사각에서 통계적으로 유의한 차이를 보였다 ($p < .001$) (그림 5). 분속수의 경우 평지의 분속수는 $105.9 \pm 6.7\text{steps/min}$ 이었고, 내림 경사로의 경사각이 증가할수록 분속수는 대체로 감소하였고 (-8° : $96.5 \pm 9.7\text{steps/min}$, -16° : $99.4 \pm 10.0\text{steps/min}$, -24° : $99.9 \pm 16.0\text{steps/min}$), 경사각 -8° 에서만 통계적으로 유의한 차이가 있었다 ($p < .05$) (그림 5).

내림 경사로 보행 시 발딛 길이와 보폭, 보행주기율, 보행속도에서는 평지 보행과 비교해 모든 경사각에서 보행의 변화가 나타났으며 분속수의 경우 경사각 -8° 에서만 보행의 변화가 나타났고 발딛 시간의 경우는 차이가 없었다.

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, 구르는 보행(rolling gait)은 바다의 배위에서 균형을 유지하기 위해 저면을 넓게 한 선원들

의 보행 상태를 나타낸 것이다. 오리걸음(waddling gait) 보행이라는 용어는 비만한 사람이 자신의 신체구조를 위해 반영되는 보행이다. 비틀거림(staggering) 보행은 술취한(drunkenness) 혹은 약중(weakness)과 결합하여 사용하고, 반면 튀는 걸음(bouncy) 보행은 활력(vitality)과 힘(strength)이 함께 결합한 보행이다. 거만한(swaggering) 보행은 강력한 성격을 나타내는 보행인 반면 점잖은(mincing) 보행은 의지가 없는 보행이다. 보행 연구 보고서들은 사람을 죽이려는 잠재적인 것도 보행 중 유형으로 나타난다고 한다. 이러한 특별한 유형은 취약한 점을 나타내며, 발병을 예측할 수 있다.

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

Winter(1983)도 보행을 세 가지로 구분했는데 첫째, 중력에 대항하여 머리, 상지, 체간을 지지 유지하고 둘째, 똑바로 선 자세를 유지하여 셋째, 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(Harris와 Wertsch, 1994). 관찰적 보행분석은 임상현장에서 가장 흔히 사용되어지고 있는 기술이다. 보행의 질적인 묘사는 상, 하지, 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(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 등, 1995). 보행 분석은 비정상적인 운동 원인에 관한 정보를 제공하고, 이동기전의 객

관적인 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). 보행 분석 시 보행의 시간 변수와 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 체중 이동활동 즉 걷기, 깡충 뛰기(skipping), 한발로 뛰기(hopping), 뛰기(jumping), 달리기(running)하는데 가장 중요한 힘이다. 지면반발력들은 바닥의 여러 점에서 작용하지만 압력중심(center of pressure, COP)은 인체의 무게중심(center of gravity)이 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 논문은 경사로 보행 시 경사각에 따른 보행의 시공간적 변화를 알아보고자 하였다. 우선 시-공간적인 측면을 보면, Kawamura 등(1991)과 Sun 등(1996)은 오름 경사로의 경우 느린 분속수와 긴 보폭을 사용하였다 고 하였다. 이 연구에서는 보폭의 경우 평지와 비교하여

오름 경사로의 경우 8°까지는 보폭의 차이가 없었으나 경사각이 증가함에 따라 보폭이 짧아지는 경향을 보였다. Sun 등(1996)과 Redfern 등(1995)은 내림 경사로의 경우 보행 시 보폭은 짧아졌고 그 이유는 마찰 관계 때문이라고 가정하였다. 그러나 이 연구에서 내림 경사로 경우 경사각이 증가함에 따라 보폭이 짧아진 것은 선행연구 결과와 유사하였으나 그 이유는 경사로에서의 안정성 때문이라고 사료된다. 보폭이라는 관점에서 보면 오름 경사로의 경우 8°의 경사도는 큰 장애는 아니나 16° 이상의 경사도는 보행에 장애가 되는 요인으로 작용하게 된다고 여겨지며 내림 경사로에서는 -8°에서부터 변화가 있는 것으로 보아 내림 경사로 자체가 보행에 장애를 일으키는 요인으로 작용한 것으로 생각되어진다. 그리고 평지에서의 분속수는 Rose 등(1991)은 122 step/min, 김영호 등(1996)은 112 step/min로 보고하였으나 이 연구에서는 105.9 step/min로 약간의 차이가 있었고 류남형(1995)은 오름, 내림 경사로의 경사각이 증가할수록 분속수는 느려졌다고 보고하였으며 이 연구 역시 유사한 결과가 나타났다. 보행 속도의 경우 평지에서의 평균속도가 Rose 등(1991)은 119.8cm/sec로 보고하였는데 이 연구에서는 113.6cm/sec로 유사한 결과였으며, 평지와 비교하여 오름 경사로와 내림경사로 모두 보행 속도가 감소한 것 역시 류남형(1995) 연구결과와 비슷하였다. 그러나 Redfern 등(1997)은 내림 경사로의 경우 보행 속도에 차이 없었다고 보고하였다. 이 연구에서 오름 경사로와 내림경사로 모두에서 분속수와 보행속도가 감소했다는 것은 분속수와 보행속도가 보행의 기능적인 정보를 제공한다는 관점에서 경사로 보행 시 균형을 잡기위해 안전한 자세를 취하기 때문이라고 생각되어진다. 보행주기율의 경우 평지에서, 입각기와 유각기 비율이 62.1/37.9% 보행주기로 일반적으로 보고되는 60/40% 보행주기(Perry, 1992)와 조금 차이가 있었고 오름 경사로의 경우 경사도 8°까지는 큰 차이가 없었으며 경사도 16°부터 입각기의 비율이 높아졌고 내림 경사로의 경우는 -8°에서부터 입각기의 비율이 높아졌으나 류남형(1995)은 오름 경사로와 내림 경사로 모두 12°의 경사로에서 차이가 나타났다고 보고하였다. 이 연구에서는 오름 경사로 보행에서는 16°에서 자세 안정을 위한 보행의 변화가 발생하였으며 내림 경사로 보행의 경우에는 -8°에서부터 보행의 변화가 발생하였음을 알 수 있었다.

위의 결과로 시-공간적인 측면에서 경사도가 보행에 제약을 주는 요인 된다는 것과 오름 경사로의 경우 경사각이 16° 이상일 경우에 보행에 변화가 나타났으며 24°에서는 변화의 차이가 아주 컸다. 그리고 내림 경사로는 -8°부터 즉, 내림 보행을 해야 하는 순간부터 보행

의 변화가 발생하였고 경사각이 클수록 보행의 변화도 커지는 것을 알 수 있었다. 이런 결과로 보행에 있어 오름 경사로 보다 내림 경사로 보행이 더 어려운 과제라고 사료된다. 일상생활에서 많이 접하게 되는 경사로는 보행에 장애가 있는 분들에게 보행 훈련이 필수적이라고 생각되며 이 연구의 결과를 참고로 보행 훈련 시 적절한 경사각을 제시 할 수 있을 것으로 사료되어진다.

V. 결론

이 연구는 정상 성인 23명을 대상으로 GAITRite 분석기를 이용하여 경사로 보행 시 경사각에 따른 시-공간적 변화를 분석하였다. 경사로 보행에서 시간과 공간적인 변수를 분석해 다음과 같은 결과를 얻었다. 오름 경사로 보행 시 발짝 길이와 보폭, 보행주기율에서는 평지 보행과 비교해 경사각 24°에서 보행 변수가 크게 변화하였고 발짝 시간과 보행속도는 경사각 16° 이상에서 보행의 변화가 나타났으며 분속수의 경우 경사각 8°부터 변화가 나타났다. 내림 경사로 보행 시 발짝 길이와 보폭, 보행주기율, 보행속도에서는 평지 보행과 비교해 모든 경사각에서 보행의 변화가 나타났으며 분속수의 경우 경사각 -8°에서만 보행의 변화가 나타났고 발짝 시간의 경우는 차이가 없었다.

결론적으로, 경사로 보행에서 오름 경사로의 경우 16° 이상의 경사각에서 보행의 장애가 일어났으며 보행 유형의 변화가 생겼다. 내림 경사로의 경우는 -8°에서부터 보행의 장애와 보행 유형의 변화가 생겼다. 따라서 오름 경사로 보다 내림 경사로 보행이 더 어려운 과제라는 것을 알 수 있으며 경사로 보행에서 보행 유형에 영향을 미치는 각도 혹은 각도의 범위가 있다는 것을 알 수 있었다. 이러한 결과를 통해 경사로를 이용해 보행 장애가 있는 사람들의 보행 훈련 시에 이 연구의 결과를 참고한다면 보행 훈련에 도움이 되리라 사료된다.

참고문헌

권영후, 문영진, 이진섭. DLT방식의 수중동작 운동분석에의 활용. 한국운동역학회지. 1995;5(1):49-53.
 김기원, 홍완성. 65세 이상 건강한 노인의 보행분석. 대한물리치료학회지. 2002;14(4):59-65.
 김선필, 원문학, 이민형. 미끄럼 발생에 따른 보행 동적 특성 연구. 한국체육학회지. 2001;40(2):821-31.
 김영호, 양길태, 임송학. 정상인의 보행 특성 분석: 성인 및 어린이. 대한의용생체공학회지. 1996;18(1):331-4.

류남형. 보행 자세 해석에 의한 경사로의 보행성. 한국조경학회지. 1995;23(2):157-66.
 배성수, 구봉오, 최재청 등. 임상운동학, 영문출판사. 1993;500-50.
 윤승호, 김봉옥, 이제윤 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):121-37.
 정낙수, 최규환. 노인낙상의 원인과 예방. 한국전문물리치료학회지. 2001;8(3):107-17.
 Andriacchi TP, Andersson GB, Fermier RW, et al. A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. Bone Joint Surg Am. 1980;62(5):749-57.
 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-Year Book, 1995.
 Gabell A, Nayak. The effect of age on variability in gait. J Geronto. 1984;39(6):662-6.
 Galley PM., Foster AL. Functional evaluation of normal and pathological knees during gait. Arch Phys Med Rehabil. 1987;57(12):571-7.
 Harris GF, Wertsch JJ. Procedures for gait analysis. Arch Phys Med Rehabil. 1994;57(2):216-25.
 Hensen A, Childress SS, Miff S, et al. Roll-over characteristics of human walking on inclined surfaces. Hum Mov Sci. 2004;23:807-21.
 Irvine CH, Snook SH, Sparshatt JH. Stairway rise and treads: Acceptable and preferred dimensions. Appl Ergon. 1990;21:215-25.
 Kawamura KA, Tokuhiko, 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. 1991;45(3):179-84
 Kuster M, Sakurai S, Wood GA. Kinematic and kinetic comparisons of downhill and level walking. Clin Biomech. 1995;10:79-84.
 Nevitt MC. Falls in the elderly: Risk factors and prevention, In: Masden JC et al. eds. Gait Disorders of Aging: Falls and therapeutic strategies. New

- York, Lippinett-Raven, 1997.
- Olney SJ, Costigan PA, Hedden DM. Mechanical energy pattern in gait of cerebral palsied children with hemiplegia. *Physical Therapy*. 1987;67:1348-54.
- Ounpuu S, Gage JR, Davis RB. Three-dimensional lower extremity joint kinetics in normal pediatric gait. *J Pediat Orthop*. 1991;11(3):341-9
- 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):225-65.
- Rakie C, Redfern MS. Changes in gait when anticipating slippery floors. *Gait and Posture*. 2002;15:159-71
- Redfern MS, DiPasquate J. Biomechanics of descending ramps. *Gait and Posture*. 1997;6(2):119-25
- Rose SA, Ounpuu S, Deluca PA. Strategies for the assessment of pediatric gait in the clinical setting. *Physical Therapy*. 1991;71:93-112
- Sun J, Walters M, Svensson N et al. The influence of surface slope on human gait characteristics: A study of urban pedestrians walking on an inclined surface. *Ergon*. 1996;39:667-92
- Wall JC, Nottrodt JW, Charteris J. The effects of uphill and downhill walking on pelvic oscillations in the transverse plane. *Ergon*. 1981;24(10):807-16.
- Whittle MW. Developing ambulation skills. In: Connolly BH, Montgomery PC. eds. *Therapeutic exercise in developmental disabilities*. Chattanooga Corporation, 1987:83-94.
- Whittle MW. Musculoskeletal application of three-dimensional analysis. In Allard, et al. *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 Publication, 1987:113-23.
- Winter DA. The biomechanical patterns in normal walking. *J Motor Behavior*. 1983;15:302-30