

대한재활의학회지 : 제 31 권 제 3 호 2007

## 느린 보행 속도에 의한 보행 변화

연세대학교 의과대학 재활의학교실 및 재활의학연구소

김덕용 · 박창일 · 최용석 · 문자영 · 임종엽 · 김덕영 · 이돈신

### Effect of Slow Walking Speed on Gait

Deog Young Kim, M.D., Chang-il Park, M.D., Yong Seok Choi, M.D., Ja Young Moon, M.D., Jong Yub Lim, M.D., Dug Young Kim, M.D., and Don Shin Lee, B.S.

Department and Research Institute of Rehabilitation Medicine, Yonsei University College of Medicine

**Objective:** To investigate the effect of slow walking speed on the gait.

**Method:** Twenty healthy young male subjects were recruited. The temporospatial data, kinematic and kinetic data in sagittal plane at two different walking speed (2 km/hr, 4 km/hr) were obtained through three dimensional analyzer with the force plate, and compared these parameters at slow gait speed to those at normal gait speed.

**Results:** The cadence and step length decreased significantly and double support time increased significantly ( $p < 0.05$ ) at slow speed compared to at normal speed. The most peak angle of hip, knee and ankle joint decreased, maximal ankle

dorsiflexion angle in stance phase increased significantly at slow speed compared to at normal speed ( $p < 0.05$ ). The most maximal extension and flexion moment and power in sagittal plane decreased compared to at normal speed ( $p < 0.05$ ).

**Conclusion:** The results of this study demonstrate that only slow walking speed without any pathology may change the temporospatial, kinematic and kinetic parameters of gait, and these results may be useful to interpret the data of gait analysis in the disabled persons with slow walking speed.

(J Korean Acad Rehab Med 2007; 31: 317-323)

**Key Words:** Walking speed, Kinematic data, Kinetic data

## 서 론

보행 분석은 초기에는 단순히 육안으로 관찰하는 연구로부터 시작되어, 분속수 및 보행 속도 등의 시공간 지표(temporospatial parameter)를 측정하거나, 동적 근전도, 비디오 카메라를 이용한 시각적 분석, 전기 촉각기를 이용한 운동 형상학적 접근 등 많은 노력이 있었으나, 보행을 정량화하거나 동시에 여러 가지 지표를 분석하는 데 한계가 있었다.<sup>1-3</sup> 그 후 힘판(force plate), 동적 근전도, 적외선 카메라로 구성된 삼차원 동작 분석기의 개발로 보행을 보다 객관적이고 정확하게 분석할 수 있게 되어 병적 보행 양상을 보이는 환자를 정상인의 보행 분석 지표와 비교 분석하여 비정상적인 보행 양상을 객관화하고, 그 병적 보행의 원인을 알아내고, 치료 방침을 세우기 위해 현재 널리 이용되고 있다.<sup>4,6</sup>

보행 속도는 분속수와 활보장의 조합으로 결정되며, 여러 연구에서 보행 속도가 보행에 큰 영향을 주는 중요한 요소 중에 하나로 알려져 있다.<sup>7-10</sup> 또한 재활의학 분야에서 뇌성마비, 뇌졸중 등으로 인한 병적 보행의 경우 보행 속도가 정상인에 비해 현저히 감소하는 것으로 알려져 왔다.<sup>6,11-14</sup> 그러나 현재 보행 분석 자료를 분석하는 데 이용되는 표준치는 정상인이 정상적인 속도로 보행할 때의 운동형상학 및 운동역학적 지표이므로 느린 보행속도를 가진 비정상적인 보행을 하는 경우 적용하는 데 무리가 있다.

이에 본 연구에서는 한국 정상 성인을 대상으로 하여 느린 보행과 정상 보행 시의 시상면에서의 운동형상학적 지표와 운동역학적 지표를 삼차원 동작 분석기를 이용하여 비교 분석하여 느린 보행이 보행 분석 지표들에 미치는 영향을 규명하고 향후 보행분석을 통해 병적 보행을 분석함에 있어 도움을 주고자 하였다.

## 연구대상 및 방법

### 1) 연구대상

병적 보행을 초래할 수 있는 신경, 근골격계 질환의 병력이 없는 건강한 20대에서 30대의 성인 남자 20명을 대상으로

접수일: 2007년 2월 26일, 게재승인일: 2007년 5월 22일

교신저자: 김덕영, 경기도 고양시 일산서구 대화동

☎ 411-706, 일산백병원 재활의학과

Tel: 031-910-7993, Fax: 031-910-7746

E-mail: dugykim@ilsanpaik.ac.kr

로 하였고, 이들의 평균 연령은 29.7세였고, 연령 분포는 26세부터 34세였다. 평균 신장은 172.4 cm였으며 평균 체중은 73.9 kg이었다.

2) 연구방법

보행속도에 따른 시공간적인 지표(temporospatial data), 운동형상학적 지표(kinematic data) 및 운동역학적 지표(kinetic data)의 변화를 보기 위해 3차원 보행분석기인 Vicon 370 Motion Analysis System (Oxford Metrics Inc., Oxford, U.K.)을 이용하여 분석하였다.

Vicon 370 Motion Analysis System은 6개의 적외선 카메라와 두 개의 힘판(AMTI Inc., Watertown, USA)으로 구성되어 있어 수동표식자의 움직임과 힘판에 가해진 지면반발력과 각 관절과의 관계를 측정하여 운동형상학적 지표뿐만 아니라, 각 관절에서 발생하는 내부 모멘트(internal moment)를 포함한 운동역학적 지표들을 보다 객관적으로 분석할 수 있다. 실험 전에 우선 적외선 카메라에서 발생할 수 있는 오차를 줄이기 위해 영점조준(calibration)을 시행한 후 Vicon protocol에 따라 피검자에게 기립 정지 상태에서 쥘 등<sup>4</sup>이 보고한 바와 같이 천골 표식자, 양측 골반 표식자, 양측 슬관절 표식자, 양측 대퇴 표식자, 양측 경골 표식자, 양측 족관절 표식자, 양측 전족부 표식자, 양측 종골 표식자를 부착한 후 8미터 길이의 보도를 수 차례 걷게 하여 자연스러운 보행을 유도한 후 최소한 10차례 이상의 보행을 시도하여 분석하였다. 2 km/hr, 4 km/hr의 보행 속도를 일정하게 유지하기 위해 수 차례 보행을 하여 2 km/hr, 4 km/hr의 보행 속도 시 피검자 개개인 특유의 분속수를 구한 후, 이를 박자기(metronome)를 이용하여 정해진 속도로 걷도록 하였다. 순서는 무작위로 정하여 시행하였고, 동일한 날짜, 동일한 시간에 시행하여 오류를 최대한 배제하고자 하였다. Vicon 370 Motion Analysis System을 통해 얻어진 visual and analog data 중 정해진 속도에 가장 근접한 자료를 선택하여, 각 보행 주기에 따른 시상면에서의 각 시기별 각도 등의 운동형상학적 지표, 내부 모멘트와 힘 등의 운동역학적 지표와 분

Table 1. Comparison of Temporospatial Parameters according to Walking Speed

	4 km/hr	2 km/hr
Cadence (steps/min)	114.16±9.43	63.19±6.16*
Step length (m)	0.58±0.04	0.50±0.05*
Single support (% of GC)	36.78±2.21	33.46±2.54*
Double support (% of GC)	26.78±3.67	33.23±5.67*
Stance phase (% of GC)	63.57±1.79	66.69±3.47*
Swing phase (% of GC)	36.43±1.79	33.31±3.47*

Values are mean±standard deviation.

GC: Gait cycle

\*p<0.05

속수, 보장 등의 시공간적인 지표를 VCM software를 이용하여 구하였다.

3) 분석방법

통계분석은 SPSS version 8.0 통계 프로그램을 이용하였고, 2 km/hr와 4 km/hr의 보행속도 간의 시공간적인 지표, 운동형상학적 및 운동역학적 지표는 paired t-test를 이용하여 분석하였다. p value가 0.05 미만인 것을 통계학적으로 의미 있는 것으로 하였다.

결 과

1) 시공간적 지표 비교

분속수는 4 km/hr 보행 시 평균 114.16 steps/min이었으나, 2 km/hr 보행 시 평균 63.19 steps/min으로 통계학적으로 의미 있게 감소하였다(p<0.05). 보장(step length), 단하지 지지기(single support)가 차지하는 비중 및 유각기(swing phase)가 차지하는 비중 또한 2 km/hr 보행 시 보통 속도의 보행 시에 비해 통계학적으로 의미 있게 감소하였다(p<0.05). 양하지 지지기(double support) 및 입각기(stance phase)가 차지하는 비중은 2 km/hr 보행 시가 4 km/hr 보행 시에 비해 통계학적으로 의미 있게 증가하였다(p<0.05)(Table 1).

2) 시상면에서의 운동형상학적 지표 비교

골반의 경우 평균 골반 전경사 각도는 2 km/hr 보행과 4

Table 2. Comparison of Kinematic Data in Sagittal Plane According to Walking Speed

	4 km/hr	2 km/hr
Pelvis		
Mean pelvic tilt angle	6.81±4.10	6.94±3.66
Hip		
Hip Fl angle at IC	33.51±4.83	31.19±4.16*
Max. hip Ex angle in ST	7.06±5.92	5.48±5.63*
Max. hip Fl angle in SW	34.10±4.92	33.79±5.07
Knee		
Knee Fl angle at IC	12.74±4.25	10.25±3.29*
Max. knee Fl angle in ST	20.32±4.79	14.31±5.92*
Min. knee Fl angle in ST	9.72±3.74	7.58±5.44*
Max. knee Fl angle in SW	64.28±2.51	56.46±3.48*
Ankle		
Ankle DF angle at IC	2.45±2.90	1.83±3.70
Max. ankle DF angle in ST	17.26±3.90	19.73±3.59*
Max. ankle PF angle	13.94±6.03	8.91±5.23*

Values are mean±standard deviation.

Fl: Flexion, IC: Initial contact, Max: Maximal, Ex: Extension, ST: Stance, SW: Swing, Min: Minimal, DF: Dorsiflexion, PF: Plantar flexion

\*p<0.05

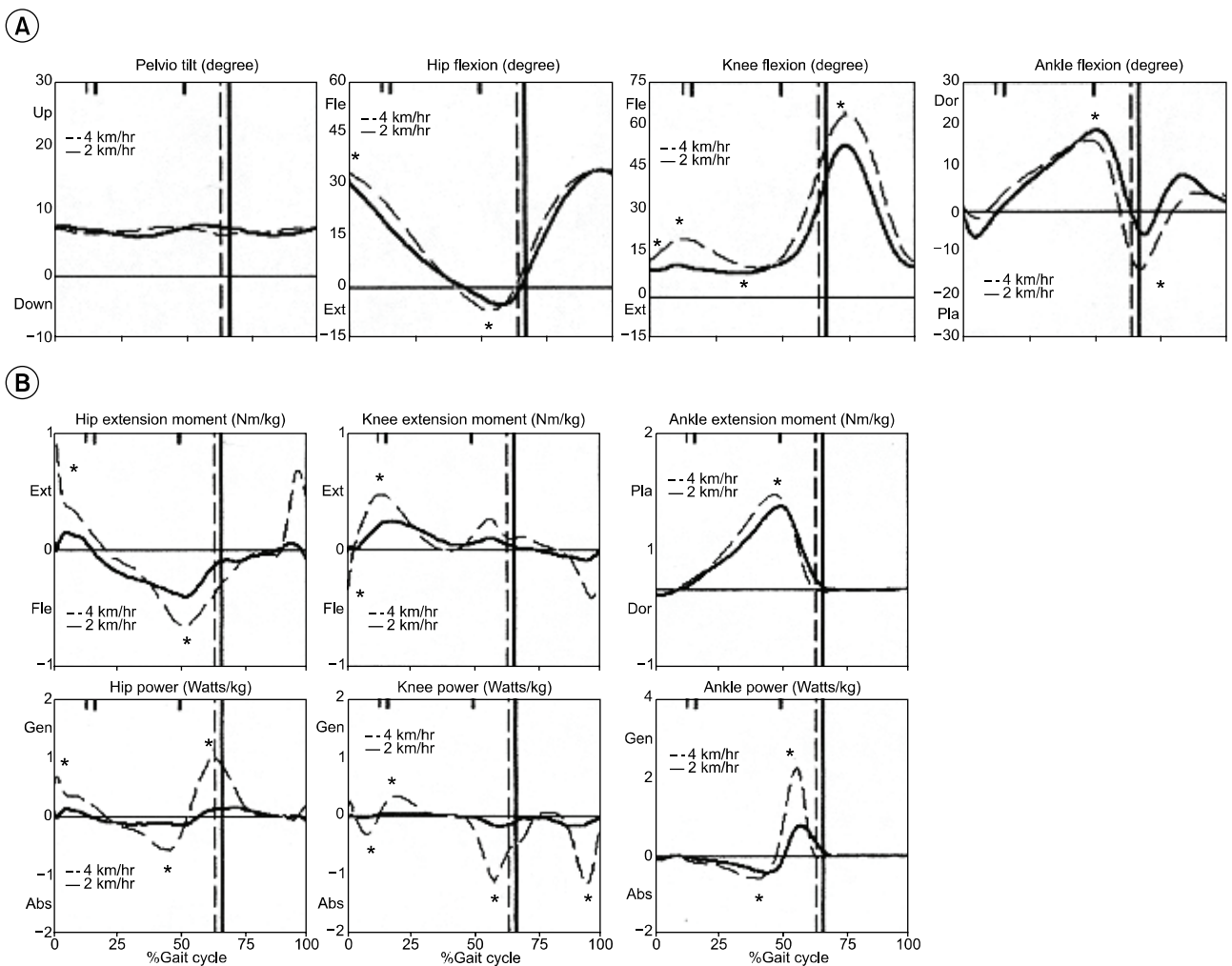
km/hr 보행 간에 통계학적으로 의미 있는 차이를 관찰할 수 없었다.

고관절의 경우 초기 접지 시의 굴곡 각도는 2 km/hr 보행 시 평균 31.19°로 4 km/hr 보행 시 평균 33.51°에 비해 통계학적으로 의미 있게 감소하였고, 입각기 동안의 최대 신전 각도는 2 km/hr 보행 시 평균 5.48°로 4 km/hr 보행 시 평균 7.06°에 비해 통계학적으로 의미 있게 감소하였다( $p < 0.05$ ). 그러나 유각기 동안의 최대 굴곡 각도는 보행 속도 간의 통계학적으로 의미 있는 차이를 관찰할 수 없었다.

슬관절의 경우 초기접지 시의 굴곡 각도는 2 km/hr 보행

시 평균 10.25°로, 4 km/hr 보행 시 12.74°에 비해 통계학적으로 의미 있게 감소하였고, 입각기에서의 최대, 최소 굴곡 각도는 2 km/hr 보행 시 각각 평균 14.31°, 7.58°, 4 km/hr 보행 시 20.32°, 9.72°로 통계학적으로 의미 있게 감소하였으며, 유각기에서의 최대 굴곡 각도는 2 km/hr 보행 시 평균 56.46°, 4 km/hr 보행 시 64.28°로, 모두 2 km/hr 보행 시 4 km/hr 보행 시에 비해 통계학적으로 의미 있게 감소하였다( $p < 0.05$ ).

족관절의 경우 입각기 최대 배측 굴곡 각도는 2 km/hr 보행 시 평균 19.73°로 4 km/hr 보행 시 평균 17.26°에 비해 통



**Fig. 1.** Comparison of mean kinematic (A) and kinetic data (B) in sagittal plane according to walking speed (---: 4 km/hr, —: 2 km/hr, \*:  $p < 0.05$ ). (A) The hip flexion angle at initial contact and maximal hip extension angle decreased significantly at 2 km/hr. The knee flexion angle at initial contact, maximal and minimal knee flexion angle in stance phase and maximal knee flexion angle in swing phase decreased significantly at 2 km/hr. The maximal ankle dorsiflexion angle increased significantly and maximal ankle plantarflexion angle in stance phase decreased significantly at 2 km/hr. (B) The maximal hip extension and flexion moment and maximal hip power generation and absorption in initial swing phase decreased significantly at 2 km/hr. The mean knee extension moment at initial contact, maximal knee extension moment in stance phase, maximal knee power generation and absorption in stance phase, knee power absorption in preswing and knee power absorption in terminal swing decreased significantly at 2 km/hr. The maximal ankle plantarflexion moment, maximal ankle power generation and absorption decreased significantly at 2 km/hr.

계학적으로 의미 있게 증가하였고( $p < 0.05$ ), 입각기 동안의 최대 족저 굴곡 각도는 2 km/hr 보행 시 평균 7.49°로 4 km/hr 보행 시 평균 13.94°에 비해 통계학적으로 의미 있게 감소하였다( $p < 0.05$ ). 그러나 초기 접지기의 배측 굴곡 각도는 2 km/hr 보행 시와 4 km/hr 보행 시 간에 통계학적으로 의미 있는 차이가 없었다( $p < 0.05$ )(Table 2, Fig. 1A).

**Table 3.** Comparison of Kinetic Data in Sagittal Plane according to Walking Speed

	4 km/hr	2 km/hr
<b>Hip</b>		
Max. hip Ex moment in ST (Nm/kg)	1.22±0.37	0.38±0.21*
Max. hip Fl moment in ST (Nm/kg)	0.74±0.17	0.43±0.15*
Max. hip power in ST (W/kg)	1.01±0.59	0.21±0.11*
Min. hip power in ST (W/kg)	-0.65±0.22	-0.30±0.20*
Hip power at ISW (W/kg)	1.21±0.25	0.26±0.10*
<b>Knee</b>		
Knee Fl moment at IC (Nm/kg)	0.32±0.19	0.14±0.14*
Max. knee Ex moment in ST (Nm/kg)	0.50±0.19	0.35±0.21*
Max. knee Fl moment at TST (Nm/kg)	0.02±0.17	0.01±0.17
Knee power at LR (W/kg)	-0.35±0.18	-0.08±0.08*
Knee power in MST (W/kg)	0.39±0.21	0.10±0.09*
Knee power in PSW (W/kg)	-1.18±0.45	-0.28±0.18*
Knee power in TSW (W/kg)	-0.24±0.08	-1.31±0.27*
<b>Ankle</b>		
Min. ankle PF moment in ST (Nm/kg)	-0.09±0.04	-0.09±0.14
Max. ankle PF moment in ST (Nm/kg)	1.25±0.15	1.15±0.16*
Min. ankle power in ST (W/kg)	-0.76±0.27	-0.61±0.17*
Max. ankle power in ST (W/kg)	2.47±0.53	1.08±0.27*

Values are mean±standard deviation.

Max: Maximal, Ex: Extension, ST: Stance, Fl: Flexion, Min: Minimal, ISW: Initial swing, IC: Initial contact, TST: Terminal stance, LR: Loading response, MST: Mid stance, PSW: Pre-swing, TSW: Terminal swing, PF: Plantar flexion

\* $p < 0.05$

### 3) 운동역학적 지표 비교

고관절의 경우 입각기 동안의 최대 신전 및 굴곡 모멘트, 최대 발생 및 흡수 힘 그리고 초기 유각기의 발생 힘 모두에서 2 km/hr 보행 시 4 km/hr 보행 시에 비해 통계학적으로 의미 있게 감소하였다( $p < 0.05$ ).

슬관절의 경우 말기입각기 동안의 최대 굴곡 모멘트를 제외한 초기 접지 시 모멘트, 입각기 동안의 최대 신전모멘트, 최대 발생 및 흡수 힘 그리고 전유각기 시기 및 말기 유각기 시기의 흡수 힘에서 2 km/hr 보행 시가 4 km/hr 보행 시에 비해 통계학적으로 의미 있게 감소하였다( $p < 0.05$ ).

족관절의 경우 최소 족저굴곡 모멘트를 제외한 최대 족저굴곡 모멘트, 최대 발생 및 흡수 힘에서 2 km/hr 보행 시가 4 km/hr 보행 시에 비해 통계학적으로 의미 있게 감소하였다( $p < 0.05$ )(Table 3, Fig. 1B).

## 고 찰

병적 보행이란 중추 신경계 또는 근골격계의 다양한 질환 및 사고 등의 다양한 원인에 의해 근육과 관절의 조화가 깨질 때 나타나는 보행으로서, 보행 속도의 감소는 이러한 병적 보행에서 흔히 보이는 특징으로<sup>12-15</sup> 보행 속도의 감소가 보행에 어떤 영향을 미치는지 이해하는 것은 병적 보행을 분석하는 데 매우 중요하다.

본 연구에서는 이러한 병적 보행에 보행 속도 자체가 미치는 영향을 보기 위해 정상에 가까운 보행 속도인 4 km/hr (66.6 meters/min)와 그 절반인 2 km/hr (33.3 meters/min)의 두 보행 속도를 정하여 느린 속도를 2 km/hr로 정의하였다. Öberg 등<sup>16,17</sup>은 10세에서 79세까지 연령별 정상 성인 남녀의 평상시 보행 및 각 피검자가 스스로 정한(self-selected) 느린 속도로 보행하게 하여 평균 속도 및 속도 변화에 따른 시공간적 지표 변화를 측정한 바 있다. 이와 같이 각 피검자가 평상시 속도와 느린 속도를 스스로 정하는 것이 보행 자체를 왜곡시키는 것을 피할 수 있다는 장점은 있으나,<sup>18</sup> 한 연구 내에서 피검자들 사이에 느린 속도의 편차가 심하여, 각 보행 특성을 느린 속도 보행의 일반적인 특성으로 보기 어려운 단점이 있다. 이에 본 연구에서는 기존의 연구 결과<sup>16,19,20</sup>를 참조하여 정상 보행 속도에 가까운 속도인 4 km/hr의 속도를 보통 속도로 정하였고, van Hedel 등<sup>21</sup>과 Goldie 등<sup>13</sup>의 연구결과를 참조하여 2 km/hr의 속도를 느린 보행 속도로 정하여 느린 속도 보행 시 나타나는 운동역학적 및 운동형상학적 지표들을 분석하였다. van Hedel 등<sup>21</sup>은 0.5부터 5.0 km/hr의 속도까지 0.5 km/hr씩 보행속도를 증가 시키며 하지 관절의 움직임과 근육의 활성도를 분석하였을 때, 2.0 km/hr 이하의 속도에서 보행 단계들의 상대적 구성 비율, 관절의 운동형상학적 지표 및 근육의 활성도가 크게 변한다고 하였고, Goldie 등<sup>13</sup>은 뇌졸중 환자의 평균 보행속

도가 체계적인 보행 훈련 이전 1.602 km/hr, 보행 훈련 후 2.29 km/hr로 정상인의 55.1%라고 보고하였다.

느린 속도 보행 시 보통 속도 보행에 비해 본 연구에서는 분속수와 보장이 감소하였는데, 이는 느린 보행 시 분속수와 보장이 동시에 감소된 것으로 보고한 기존의 연구들<sup>5,7,9,18,21-24</sup>과 일치하였고, 양 하지 지지기 및 입각기가 차지하는 비중이 느린 속도 보행에서 증가된 것으로 나타났는데, 이 역시 기존의 연구들<sup>10,13,23,25</sup>과 일치하였다.

대부분의 병적 보행 시 관찰되는 골반의 골반 전경사 각도의 증가는<sup>6,14</sup> 본 연구에서 보통 보행 속도와 느린 보행 속도에서 거의 차이가 없게 나타나, Murray 등<sup>10</sup>의 연구 결과와 일치하였다. 병적 보행 시 관찰되는 골반의 골반 전경사 각도의 증가는 속도에 의한 것보다는 고관절 신전근의 위약 또는 고관절 굴곡근의 경직이 주원인으로 생각한다.

본 연구 결과 초기 접지기 시 고관절 굴곡 각도 및 입각기 동안의 최대 신전 각도 모두 느린 속도에서 통계학적으로 의미 있게 감소한 것을 관찰하였는데, 이는 기존의 연구들<sup>17,21,26-29</sup>과 유사하였지만, Lelas 등<sup>26</sup>이 최대 고관절 굴곡 및 신전 각도와 보행 속도 간 선형의 상관관계를 보이나 보행 속도에 따른 각도의 예측도(Predictability)는 높지 않다고 보고한 것과 Murray 등<sup>10</sup>이 보통 속도와 빠른 속도 보행을 비교하여 볼 때 고관절 운동형상학적 지표의 변화에 큰 차이가 없다고 한 보고와는 상이하였는데, 이는 보통 속도에서 느린 속도로 변화될 때의 보행 양상의 변화가 보통 속도에서 빠른 속도로 변화될 때의 것과 꼭 같지는 않기 때문으로 생각한다.

느린 속도에서 고관절의 입각기 동안의 최대 신전 및 굴곡 모멘트, 최대 발생 및 흡수 힘 모두 통계학적으로 의미 있게 감소한 것을 관찰할 수 있었는데, 이는 Lelas 등<sup>26</sup>이 운동형상학적 지표에 비해 보행 속도에 따른 운동역학적 지표의 예측도가 훨씬 높다고 보고한 바와 일치한다. 느린 속도에서 고관절의 최대 발생 힘의 감소는 체중 부하기에 있어서의 고관절 신전근의 동심성 수축의 감소를 의미하며, 최대 흡수 힘의 감소는 고관절 입각기의 최대 신전 각도의 감소 등에 따라 최대 굴곡 모멘트의 감소 및 각속도의 감소에 따른 결과로 생각한다. 또한 초기 유각기 시기의 발생 힘이 느린 속도 보행 시 통계학적으로 의미 있게 감소하였는데, 이것은 초기 유각기 시기에 장요근 및 대퇴직근의 동심성 수축이 감소되기 때문으로 생각한다.

척추 손상환자에서 입각기 슬관절 최대 굴곡 각도의 감소가 흔히 관찰되고,<sup>6</sup> 뇌졸중 환자에서 유각기 슬관절 최대 굴곡 각도의 감소가 흔히 관찰되는데,<sup>6</sup> 본 연구에서는 보행 속도에 따른 변화에 대한 기존 연구들<sup>17,21,26,27,30-33</sup>과 유사하게 느린 속도 보행 시 정상 속도 보행에 비해 슬관절의 초기 접지기 굴곡 각도, 입각기 최대, 최소 굴곡 각도뿐만 아니라 유각기에서의 최대 굴곡 각도 모두 통계학적으로 의미 있게 감소하여, 이러한 병적 보행에 의한 운동형상학적 이

상의 원인 중에 느린 보행 속도가 일부 관여하리라 생각한다. 2 km/hr 정도의 느린 속도에서는 입각기 시기 슬관절의 움직임이 적었는데 이는 기존의 보행 속도에 따른 지면 반발력의 변화에 대한 연구들<sup>7,22-24</sup>에서 보행 속도가 증가할 때 초기 입각기 시 수직 반발력이 증가한다는 점을 고려해 볼 때, 수직 반발력의 감소로 인해 초기 입각기 시 슬관절의 충격 흡수 작용의 필요성이 감소하기 때문에 나타난 현상이며, Lelas 등<sup>26</sup>, Hanlon과 Anderson<sup>27</sup>도 유사한 기전을 제시한 바 있다. Lelas 등<sup>26</sup>은 보행 속도 변화에 따른 슬관절 운동형상학적 지표의 변화 중 부하 반응기 슬관절 굴곡 각도, 유각기 슬관절 굴곡 각도가 속도에 따라 의미 있는 변화가 있으나, 초기 접지기 시 슬관절 굴곡 각도와 말기 입각기 슬관절 신전 각도는 큰 변화를 보이지 않는다고 보고하였고, Kirtley 등<sup>18</sup>은 보행 속도가 감소할 때 입각기 슬관절 최대 굴곡 각도만이 통계학적으로 의미 있게 감소하고, 초기 접지기 시 굴곡 각도 및 입각기 시 최소 굴곡 각도는 보행 속도와 관계가 없다고 보고하여 본 연구 결과와 상이하였는데, 이는 본 연구에서는 2 km/hr와 4 km/hr로 규정지어 비교하였으나, Lelas 등<sup>26</sup>과 Kirtley 등<sup>18</sup>의 연구 결과는 기존의 연구들<sup>17,27</sup>에서 지적인 바와 같이 피검사자들이 개별적으로 느린 속도를 선택하게 함으로써 피검사자들이 다양한 속도를 선택하였기 때문이다. 느린 속도에서의 유각기 시 슬관절 최대 굴곡 각도의 감소는 기존 대부분의 연구들<sup>17,18,21,26</sup>의 연구 결과와 일치하였다. Maillardet<sup>34</sup>는 느린 속도에서는 주로 슬관절의 지속적인 수축이 슬관절 굴곡을 유지하지만, 빠른 속도에서는 주로 슬관절이 수동적으로 움직이며, 느린 속도에서 유각기 최대 굴곡 각도의 감소는 느린 속도에서 자유로운 관성에 의한 움직임이 아니라 근육 수축에 의한 조절에 따른 것이다.

말기 입각기 동안의 슬관절 최대 굴곡 모멘트를 제외한 초기 접지기 시 모멘트 및 입각기 동안의 최대 신전 모멘트에서 느린 속도 보행 시 보통 속도 보행 시에 비해 통계학적으로 의미 있게 감소하였는데 이는 기존의 연구들<sup>10,17,18,26,27,30,31,33</sup>의 결과와 유사하였다. 느린 속도 보행에서 슬관절 신전 모멘트의 감소는, 슬관절 굴곡이 감소되어 슬관절에서 지면 반발력까지의 거리가 감소함과 동시에 지면 반발력 자체가 감소되어 나타난다. 말기 입각기 동안의 최대 굴곡 모멘트에서 통계학적으로 의미 있는 변화를 보이지 않은 것은 Kirtley 등<sup>18</sup>이나 Lelas 등<sup>26</sup>의 보고와 일치하였는데, Kirtley 등<sup>18</sup>은 말기 입각기 최대 굴곡 모멘트는 느린 속도 보행에서 통계학적 차이가 없다고 보고하였고, Lelas 등<sup>26</sup>은 대부분의 슬관절 운동역학적 지표들의 변화가 모두 보행 속도와 상관관계를 보이지만 말기 입각기 슬관절 신전 모멘트의 변화는 통계학적으로 의미 있는 상관관계를 보이지 않는다고 보고하였다. 슬관절 입각기의 최대 발생 및 흡수 힘 그리고 전유각기 및 말기 유각기 시 흡수 힘은 느린 속도에서 모두 통계학적으로 의미 있게 감소되었다.

느린 속도에서 슬관절 입각기 시 최대 흡수 힘의 감소는 슬관절 신전근의 편심성 수축의 감소와 관련이 있으며, 입각기 시 최대 발생 힘의 감소는 최대 신전 모멘트의 감소와 각속도의 감소로 인한 것이다. 전유각기 시 최대 흡수 힘의 감소는 대퇴근의 편심성 수축의 감소에 의한 것이며, 말기 유각기 시 흡수 힘의 감소는 슬관절의 편심성 수축의 감소로 인한 것이다. 이와 같이 슬관절에서의 대부분의 작용은 입각기 시 최대 발생 힘을 제외하면, 주로 편심성 수축과 관련되어지는데, 이것은 앞서 기술한 바와 같이 느린 보행 속도 시 충격 흡수를 위한 슬관절의 작용이 크게 필요하지 않기 때문이다.

본 연구에서는 초기 접지 시 족관절 배측 굴곡 각도는 두 속도 간 통계학적으로 의미 있는 차이가 없었고, 최대 배측 굴곡 각도는 느린 속도에서 통계학적으로 의미 있게 증가하였으며, 입각기 동안의 최대 족저 굴곡 각도는 느린 속도에서 통계학적으로 의미 있게 감소한 것으로 나타났다. 이는 van Hedel 등<sup>21</sup>이 2.5 km/hr 이하의 느린 속도에서 족관절 최대 배측 굴곡 각도는 느린 속도에서 통계학적으로 의미 있게 증가하고, 입각기 동안의 최대 족저 굴곡 각도는 느린 속도에서 통계학적으로 의미 있게 감소하였다고 한 보고와 일치하였다. 이는 느린 속도 보행 시 상기 결과에서 보고한 바와 같이 입각기 동안 고관절 및 슬관절의 굴곡이 저하됨에 따른 무게중심(center of gravity)이 높아지는 것을 보상하기 위한 것이며, 느린 보행 속도로 인해 족관절 배측 굴곡에서 족저 굴곡으로 전환되는 시점이 늦어짐에 따라 배측 굴곡이 더 오랫동안, 더 많은 정도로 진행된 후 족저 굴곡으로 전환되는 것도 또 하나의 이유로 생각한다.

보행 속도가 감소함에 따라 족관절 최대 발생 힘이 감소하는 양상을 보였는데, 이는 보행 속도가 빨라짐에 따라 말기 입각기 시 전후 및 수직 반발력이 증가한다는 보고<sup>7,22-24</sup>와 일치하였다. Hof 등<sup>35</sup>은 보행 속도의 변화에 있어 특히 활보장의 변화는 장딴지근의 작용과 밀접히 관련되어 있다고 보고하여, 본 연구에서 느린 속도 보행 시 족관절 최대 족저 굴곡 모멘트 및 최대 흡수 및 발생 힘 모두 통계학적으로 의미 있게 감소한 것은 장딴지근의 초기 입각기 편심성 수축의 증가 및 말기 입각기와 전유각기 동심성 수축의 감소와 관련되는 것으로 생각한다. van Hedel 등<sup>21</sup>의 연구에서는 느린 속도에서 장딴지근의 초기 입각기 편심성 수축의 활성도가 증가하고 말기 입각기에서 동심성 수축 활성도가 감소한다고 하였다.

본 연구의 한계점으로는 첫째 젊은 남성으로 대상을 한정시켜 노인이나 여성에 의한 영향을 고려하지 못한 점, 둘째 느린 속도와 보통 속도를 2 km/hr와 4 km/hr라는 임의의 속도로 정하여 여러 차례 피검자가 걷게 하여 분속수를 각 개인마다 정하게 하여 자연스러운 보행을 유도하고자 하였지만, 보행 속도에 맞추려는 노력에 의해 보행이 부자연스러워졌을 가능성을 배제할 수 없다는 점, 셋째 같은 보행

속도라 하더라도 한 개인에서의 보장과 분속수가 달라짐으로 인해 발생할 수 있는 보행 지표들의 변화에 대해서는 통제하기 어려웠다는 점 등으로 추후 보다 체계적인 연구가 필요할 것으로 생각한다.

## 결 론

총 20명의 정상 성인을 대상으로 하여 느린 보행과 정상 보행 시의 시상면에서의 운동형상학적 지표와 운동역학적 지표를 삼차원 동작 분석기를 이용하여 느린 속도 보행 시 보통 보행 속도에 비해 다음과 같은 특징을 관찰할 수 있었다.

1) 분속수, 보장은 통계학적으로 의미 있게 감소하였고, 양하지 지지기가 차지하는 비중은 통계학적으로 의미 있게 증가하였다.

2) 각 관절의 운동범위는 통계학적으로 의미 있게 감소하였다. 특히 슬관절의 입각기 최대 굴곡 각도, 유각기 최대 굴곡 각도가 의미 있게 감소하였으나, 족관절의 최대 배측 굴곡 각도는 통계학적으로 의미 있게 증가하였다.

3) 시상면에서의 고관절, 슬관절, 족관절의 최대 신전 및 굴곡 모멘트와 힘이 통계학적으로 의미 있게 감소하였다.

상기 결과로 보아 보행 속도는 시공간적 지표, 운동형상학적 지표 및 운동역학적 지표에 영향을 주는 것을 관찰할 수 있었고, 본 연구에서의 정상인에서 느린 보행 시의 특징을 고려하여 향후 보행 속도가 감소된 환자의 보행을 분석함에 있어 참고하여야 할 것으로 생각한다.

## 참 고 문 헌

- 1) Eastlack ME, Arvidson J, Snyder-Mackler L, Danoff JV, McGarvey CL. Interrater reliability of videotaped observational gait-analysis assessments. *Phys Ther* 1991; 71: 465-472
- 2) Kadaba MP, Wootten ME, Gainey J, Cochran GV. Repeatability of phasic muscle activity: performance of surface and intramuscular wire electrodes in gait analysis. *J Orthop Res* 1985; 3: 350-359
- 3) Krebs DE, Edelman JE, Fishman S. Reliability of observational kinematic gait analysis. *Phys Ther* 1985; 65: 1027-1033
- 4) Kwon DY, Sung IY, You JY, Ha SB. 3-Dimensional gait analysis of Korean adults. *J Korean Acad Rehab Med* 1998; 22: 1107-1113
- 5) Yune SH, Kim BO, Lee JW, Park SK, Kim CJ, Park SJ. Analysis of normal gait with a 3-dimensional motion analyzer. *J Korean Acad Rehab Med* 1992; 16: 399-405
- 6) Perry J. Gait analysis: normal and pathological function, Thorofare: SLACK Inc, 1992, pp282-411
- 7) Andriacchi TP, Ogle JA, Galante JO. Walking speed as basis

- for normal and abnormal gait measurements. *J Biomech* 1977; 10: 261-268
- 8) Cavanagh PR, Gregor RJ. Knee joint torque during the swing phase of normal treadmill walking. *J Biomech* 1975; 8: 337-344
  - 9) Grillner S, Halbertsma J, Nilsson J, Thorstensson A. The adaptation to speed in human locomotion. *Brain Res* 1979; 165: 177-182
  - 10) Murray MP, Kory RC, Clarkson BH, Sepic SB. Comparison of free and fast speed walking patterns of normal men. *Am J Phys Med* 1966; 45: 8-24
  - 11) Cappozzo A. Gait analysis methodology. *Human Movement Science* 1984; 3: 27-50
  - 12) Deluca PA. Gait analysis in the treatment of the ambulatory child with cerebral palsy. *Clin Orthop Relat Res* 1991; 264: 65-75
  - 13) Goldie PA, Matyas TA, Evans OM. Deficit and change in gait velocity during rehabilitation after stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 1996; 77: 1074-1082
  - 14) Mischner-Ravensber CD, Bergkamp BM, Pieters R, Rozendal RH. Gait parameters of hemiplegic and normal subjects. In: Perren SM, Schneider E, editors. *Biomechanics: current interdisciplinary research*, Dordrecht: Martinus Nijhoff, 1985, pp543-548
  - 15) Perry J. *Gait analysis: normal and pathological function*, Thorofare: SLACK Inc, 1992, pp51-108
  - 16) Öberg T, Karsznia A, Öberg K. Basic gait parameters: reference data for normal subjects, 10~79 years of age. *J Rehabil Res Dev* 1993; 30: 210-223
  - 17) Öberg T, Karsznia A, Öberg K. Joint angles in gait: reference data for normal subjects, 10~79 years of age. *J Rehabil Res Dev* 1994; 31: 199-213
  - 18) Kirtley C, Whittle MW, Jefferson RJ. Influence of walking speed on gait parameters. *J Biomed Eng* 1985; 7: 282-288
  - 19) Finley FR, Cody KA. Locomotive characteristics of urban pedestrians. *Arch Phys Med Rehabil* 1970; 51: 423-426
  - 20) Waters RL, Lunsford BR, Perry J, Byrd R. Energy-speed relationship of walking: standard tables. *J Orthop Res* 1988; 6: 215-222
  - 21) van Hedel HJ, Tomatis L, Müller R. Modulation of leg muscle activity and gait kinematics by walking speed and bodyweight unloading. *Gait Posture* 2006; 24: 35-45
  - 22) Kim BO, Yune SH, Lim JH. Ground reaction force at different speeds of human walking. *J Korean Acad Rehab Med* 1996; 18: 89-97
  - 23) Hwang KS, Jung MK, Lee DC. A study of the effect of walking speed upon gait parameters and foot-ground reaction forces. *J Ergonom Soci Korea* 1992; 11: 93-101
  - 24) Nilsson J, Thorstensson A. Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiol Scand* 1989; 136: 217-227
  - 25) Koh TJ, Grabiner MD. Cross talk in surface electromyograms of human hamstring muscles. *J Orthop Res* 1992; 10: 701-709
  - 26) Lelas JL, Merriman GJ, Riley PO, Kerrigan DC. Predicting peak kinematic and kinetic parameters from gait speed. *Gait Posture* 2003; 17: 106-112
  - 27) Hanlon M, Anderson R. Prediction methods to account for the effect of gait speed on lower limb angular kinematics. *Gait Posture* 2005; 24: 1-8
  - 28) Kerrigan D, Lee L, Collins J, Riley P, Lipsitz L. Reduced hip extension during walking: healthy elderly and fallers versus young adults. *Arch Phys Med Rehabil* 2001; 82: 26-30
  - 29) Kerrigan DC, Todd MK, Della Croce U, Lipsitz LA, Collins JJ. Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: evidence for specific limiting impairments. *Arch Phys Med Rehabil* 1998; 79: 317-322
  - 30) Holden JP, Chou G, Stanhope SJ. Interpreting joint kinetic data: effects of walking speed and measurement variation. *Gait Posture* 1996; 4: 168-169
  - 31) Tietjens B, Huntington L. Knee flexion during stance phase. *Oxford Orthopedic Engineering Centre Annual Report* 1978; 5: 20-21
  - 32) Nymark JR, Balmer SJ, Melis EH, Lemaire ED, Miller S. Electromyographic and kinematic nondisabled gait differences at extremely slow overground and treadmill walking speeds. *J Rehabil Res Dev* 2005; 42: 523-534
  - 33) van der Linden ML, Kerr AM, Hazlewood ME, Hillman SJ, Robb JE. Kinematic and kinetic gait characteristics of normal children walking at a range of clinically relevant speeds. *J Pediatr Orthop* 2002; 22: 800-806
  - 34) Millardet FJ. The swing phase of locomotion-2. *Eng in Med* 1977; 6: 67-75
  - 35) Hof AL, Geelen BA, van den Berg J. Calf muscle moment, work and efficiency in level walking; role of series elasticity. *J Biomech* 1983; 16: 523-537