

## 성별과 보행 속도에 따른 하지 관절의 기여도 분석

김로빈<sup>1</sup> · 조준행<sup>1</sup>

<sup>1</sup>한성대학교 교양교직학부

### An Analysis on the Contribution of Lower Limb Joint According to the Gender and Gait Velocity

Ro-Bin Kim<sup>1</sup> · Joon-Haeng Cho<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Liberal Arts and Science, Hansung University, Seoul, Korea

Received 30 April 2013; Received in revised form 6 June 2013; Accepted 19 June 2013

#### ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate the gender differences on gait pattern and the kinetics on lower extremities according to the different gait speed. Ten collegiate male students (age : 23.80±2.94 yrs, height : 179.40±5.04 cm, weight : 66.57±5.64 kg) and ten female students (age : 23.40±2.91 yrs, height : 166.06±5.61 cm, weight : 53.76±2.75 kg) participated in this study. To investigate the role, the ratio of the use, and the effectiveness of each joint during gait, we examined the joint work and the contribution to total work. The results of this study were as follows: First, gait pattern was not differ between male and female, hip joint ROM increased with the increase of gait speed both male and female. Second, the eccentric work of the ankle joint decreased with the increase of the gait speed both male and female, on the other hand increased on the knee joint. Third, in the result of the contribution to total eccentric work, male in both the two gait speed was the biggest on the hips joint. However, female in normal gait speed was the greatest on the ankle joint, was the most on the knee joint in the fast gait speed. Forth, the concentric work on the ankle and hip joint increased with the increase of gait speed both male and female. Fifth, in the result of the contribution to total concentric work, there is no difference in the male both the two gait speed, however decreased in the female on the knee joint with the increase of the gait speed, on the other hand increased on the ankle joint.

*Keywords* : Gait speed, Eccentric work, Concentric work, Contribution to total work

## I. 서 론

보행은 인간의 여러 움직임 중에서도 오랜 시간동안 이동하기 위해 사용되는 방법이다. 그 이유는 다른 이동 수단들에 비해 움직임의 크기가 작고 빠르지 않아 에너지 소모가 낮으며, 안정적이기 때문이다. 또한 보행은 인체에 가해지는 충격이 작고 무리가 적어 비만, 심혈관계 질환, 내

분비계 질환 및 정형외과적 질환을 가진 환자와 노약자들에게도 권장되며 적극적인 치료 방법으로도 사용되고 있다(American College of Sports Medicine [ACSM], 2009; Korner & Eberle, 2001; Oakley, Zwierska, Tew, Beard, & Saxton, 2008; Shono, Fujishima, Hotta, Ogaki, & Masumoto, 2001).

효율적인 보행은 지면으로부터 받는 충격을 잘 흡수하면서 지면을 미는 힘을 적절한 수준에서 조절해야 하지만 다양한 상황에 따른 인체 내부와 외부의 변화는 보행의 패턴 및 움직임에 영향을 미치기도 한다. 특히 보행 패턴 및 움직임에 영향을 주는 요인으로 보행 속도가 있는데, 속도가 증가할 경우에는 인체의 움직임이 커져 걸기 패턴에도 큰 변화가 나타나며(Cho & Kim, 2012; Crowinshield,

본 연구는 한성대학교 교내 연구비 지원과제임.  
Corresponding Author: Joon-Haeng Cho  
Department of Liberal Art and Science, Hansung University,  
Samseon-dong, Seongbuk-Gu, Seoul, Korea  
Tel : +82-2-760-4379 / Fax : +82-2-760-4442  
E-mail: jhcho@hansung.ac.kr

Brand, & Johnston, 1978; Kirtley, Whittle, & Jefferson, 1985; Schwartz, Rozumalski, & Trost, 2008; Waters, Lunsford, Perry, & Byrd, 1988), 지면반력 또한 증가하게 됨으로써 인체는 부하를 받게 된다(Cavanagh & LaFortune, 1980; McNitt-Gray, 1993). 그밖에도 노화, 비만, 신경계 및 정형외과적인 질환 또한 보행의 패턴과 움직임의 변형시켜 보행 시 에너지 효율성을 떨어뜨리는 원인이 되며, 이러한 질병을 앓고 있는 사람들은 일반인들보다 걷기에 어려움을 겪는 것으로 보고되었다(Fiser et al., 2010; Gil-Agudo et al., 2011; Herman, He, D'Luzansky, Willis, & Dilli, 2002; Platts, Rafferty, & Paul, 2006; Rota, Perucca, Simone, & Tesio, 2011).

이처럼 보행 패턴 및 인체 움직임의 변화는 보행의 효율성을 떨어뜨릴 수 있는데, Cho, Park과 Kwon (2004)은 보행 패턴에 남녀 간 차이가 있다고 하였으며, 특히 여성은 골반이 전방으로 회전된 상태에서 보행하므로 엉덩 관절의 굴곡 움직임이 큰 상태로 보행하는 특징이 있다고 하였다. 또한 여성은 남성보다 무릎 관절의 굴곡 움직임이 작다고 하였으며(Boyer, Beaupre, & Andriacchi, 2008), 발목 관절을 효율적으로 사용하지 못해 최대 족저굴곡 모멘트가 작은 특징이 있다고 하였다(Eckel, Abbey, Butler, Nunley, & Queen, 2012).

이와 같이 남녀 간 움직임의 운동역학적인 차이는 보행의 효율성에도 영향을 미칠 것으로 생각되며, 이러한 차이로 인해 보행 패턴과 움직임을 조절하기 위한 인체의 전략 및 관절의 기여도에서도 차이가 나타날 것으로 생각된다. 특히 동일한 과제를 수행하는 과정에서 한 관절의 움직임 및 역할이 제한되거나 감소할 경우에는 성공적인 수행을 위한 방법으로 다른 관절에서 보상작용이 나타나게 되는데(Power, 2003), Cho와 Kim (2013)은 발목 관절의 가동범위가 감소하게 되면 다른 관절의 사용비중이 증가하게 되어 보상작용이 나타난다고 보고하였다. 이처럼 여성은 발목 관절의 역할을 충분히 사용하지 못함으로써(Eckel et al., 2012), 남성과는 다른 보행 패턴이 나타날 뿐만 아니라 보상작용이 나타날 수도 있을 것이라 생각된다.

앞서 언급한 연구들에서는 비만, 노화, 보행 속도 등의 문제를 통해 안정적이고 효율적인 보행에 대해 분석하고자 하였다. 하지만 근본적으로는 남녀 간 보행 패턴 및 움직임에 어떠한 차이가 있는지와 인체에 어떠한 보상작용으로 나타나는지에 대한 분석이 이루어져야 할 것으로 생각된다. 또한 일상에서는 상황에 따라 다양한 형태의 보행이 나타나는 만큼 다양한 속도에 따른 분석도 이루어져야 할 것이다.

따라서 본 연구에서는 보행 시 다양한 속도에서 남녀 간 보행 패턴의 차이를 분석하고 보행 패턴의 변화가 어떠한

보상작용으로 나타나는 지를 분석하는데 있으며, 더 나아가 보행 운동을 위한 기초적 정보를 제공하고자 하는데 있다.

## II. 연구 방법

### 1. 연구 대상자

본 실험을 위해 서울 지역 내 Y대학교에 재학 중인 남자(age : 23.80±2.94 yrs, height : 179.40±5.04 cm, weight : 66.57±5.64 kg), 여자(age : 23.40±2.91 yrs, height : 166.06±5.61 cm, weight : 53.76±2.75 kg) 대학생들이 각각 10명씩 참가하였고 축구공을 오른발로 차는 오른발잡이였다(Lee, Kim, Cho, & Moon, 2010). 이들은 모두 신체 건강한 자들로서 최근 6개월 내 전신 및 하지에 어떠한 부상 경험도 없었으며, 실험 전 참가 동의서를 제출하고 실험에 참가하였다.

### 2. 실험 방법

영상 정보 수집 시 모든 대상자들은 검정색 전신 타이즈를 착용함으로써 마커가 흔들려 발생할 수 있는 에러를 최소화하였으며, 신발 특성에 따른 에러를 최소화하기 위해 피험자의 발 사이즈에 맞는 동일한 제품의 운동화(FTY No. CLU 600001, Adidas, Germany)를 착용하게 하였다.

각 대상자들의 신체적 특성을 파악하기 위해 줄자와 체중계를 이용하여 신장과 체중을 측정하였으며, 캘리퍼를 이용하여 어깨와 팔꿈치, 손목, 무릎 그리고 발목 관절의 너비를 측정하였고 신체적 특성은 Vicon Plug in Gait Full Body Model 내 인체 계측학적 정보 입력란에 입력하였다.

해부학적 경계점인 피험자들의 각 관절에는 14 mm 구형반사마커 35개가 left and right Anterior Superior Iliac Spines (ASIS), Posterior Superior Iliac Spine (PSIS), left and right thigh; left and right lateral epicondyle of the knee, left and right tibia, left and right lateral malleolus of the ankle, left and right calcaneus, left and right second metatarsal head에 부착되었고 부상을 예방하기 위한 10분간의 준비운동을 실시하였다. 또한 실험은 15 m의 보행로(gait way)에서 이루어졌기 때문에 피험자의 자연스러운 보행 패턴에 영향을 미칠 수 있으므로 10분간 충분한 보행 연습도 실시하였다.

보행 속도는 1.34 m/s(이하 일반 보행)와 1.70 m/s(이하 빠른 보행)에서 실시하였으며(Cho & Kim, 2012), 오차범위는 ±5%로 설정하였고 오른다리의 지지국면이 지면반력기 위에서 이루어진 3회 이상의 성공적인 보행이 나올 때까지 실시하였다.

보행로 위 시작 지점으로부터 지면반력기까지는 8 m였으며, 대상자 별 신체적 특성과 걷기 및 달리기에 따라 보폭 수가 다르므로 본 연구에서 분석 구간은 보행 중 지면반력기를 밟는 3-5회째 오른다리의 지지구간을 안정적 지지구간으로 설정하여 분석하였다.

### 3. 실험 장비

보행 시 남녀 간 하지 관절의 3차원적 움직임을 분석하기 위해 8대의 적외선 카메라(Vicon Camera, Vicon MX-F20, Oxford Metrics, Oxford UK)로 구성된 동작분석 시스템이 사용되었으며, 지면반력 자료를 얻기 위해 1대의 지면반력기(AMTI, OR6-7, Watertown, MA)가 사용되었다.

영상 정보는 200 Hz, 지면반력 정보는 2000 Hz로 수집하였고 두 정보 간의 동기화를 위해 신호통합기(Vicon MX Giganet)에 연결하였다.

보행로 위에 지면반력기를 설치할 경우 보행에 방해가 되므로 지면반력기와 지면의 높이를 맞추기 위해 지면에 묻어 사용하였으며, 보행 속도를 통제하기 위해 2대의 보행 속도 측정기(TKK 1274 running timer, TATKEI)를 사용하였고 보행로 내 지면반력기를 중심으로 양 옆에 평행하게 설치하였다.

### 4. 변인 분석

두 가지 속도의 보행 시 남녀 간 하지 관절의 운동학 및 운동역학적 차이 검증을 위한 분석구간은 오른발의 지지구간(support phase)으로써 오른발 뒤꿈치가 지면에 닿는 순간으로부터 앞꿈치가 떨어지는 시점까지로 설정하였다(Fregly, D'Lima, & Colwell, 2009).

본 연구에서는 지지구간 내 하지 관절의 움직임을 알아보기 위해 각 관절의 가동범위(ROM)을 살펴보았으며, 각 관절의 모멘트와 각속도를 곱하여 각 관절의 파워를 산출하였고 파워를 적분시킴으로써 보행 중 충격을 흡수하고 추진력을 얻기 위한 각 관절의 일량을 살펴보았다(Yeow, Lee, & Goh, 2009; Yeow, Lee, & Goh, 2010; Zhang, Bates, & Dufek, 2000). 일량에서 음의 값은 신장성 수축에 의한 신장성 일량으로써 충격을 흡수하기 위한 각 관절의 일량을 의미하며, 양의 값은 단축성 수축에 의한 단축성 일량으로써 추진력을 얻기 위한 각 관절의 일량을 의미한다(Devita & Skelly, 1992; Kulas, Zalewski, Hortobagyi, & Devita, 2008).

### 5. 통계 처리

수집된 3회의 보행 자료는 평균과 표준 편차로 산출되

었으며, SPSS 18.0 Version을 이용하여 통계적 차이를 검증하였다.

산출된 운동학적, 운동역학적 변인들에 대한 차이는 이원배치 분산분석(Two-Way ANOVA with repeated measures)를 사용하여 분석하였으며, 유의수준은  $p < .05$ 로 설정하였다. 상호작용에 따른 사후검증 시 남녀 간 차이는 independent t-test를 이용하였으며, 속도 간 차이는 paired t-test를 이용하여 검증하였다. 또한 Cohen's d를 이용하여 평균과 편차의 크기를 통해 남녀 및 속도 간 효과의 크기(effect size)를 알아보았으며, 여기서 d의 크기가 0.2 이하인 경우를 작은 크기, 0.2에서 0.5사이를 중간 크기, 0.8 이상을 큰 크기의 효과를 의미한다(Cohen, 1992).

## III. 결 과

<Table 1>은 시상면에서 각 관절의 가동범위를 나타낸 것이다. 가동범위를 살펴본 결과 발목( $F=6.175, p=.023$ )과 엉덩( $F=39.840, p=.000$ ) 관절의 가동범위는 속도 간 차이가 나타났으나, 성별 간의 차이와 상호작용은 나타나지 않았다( $p > .05$ ).

<Table 2>는 각 관절의 신장성 일량과 신장성 일량의 비율을 나타낸 것이다. 신장성 일량의 크기를 살펴본 결과 발목 관절에서는 상호작용이 나타났으며( $F=5.444, p=.031$ ), 사후검증 결과 남성( $p < .007, d=-.884$ )과 여성( $p < .000, d=-2.259$ ) 모두 속도의 증가와 함께 발목의 신장성 일량이 감소한 것으로 나타났으며, 여성이 더 크게 감소한 것으로 나타났다. 무릎 관절에서는 속도 간 차이가 나타났으나( $F=38.477, p=.000$ ), 성별 간의 차이와 상호작용은 나타나지 않았다( $p > .05$ ).

신장성 일량의 비율을 살펴본 결과 발목 관절에서는 속도 간 차이가 나타났으나( $F=40.898, p=.000$ ), 성별 간의 차이와 상호작용은 나타나지 않았다( $p > .05$ ). 무릎 관절에서는 속도 간의 차이( $F=36.709, p=.000$ )와 성별 간 차이가 나타났으나, 상호작용은 나타나지 않았다( $p > .05$ ).

<Table 3>은 각 관절의 단축성 일량과 단축성 일량의 비율을 나타낸 것이다. 단축성 일량의 크기를 살펴본 결과 발목과 엉덩 관절에서는 속도 간 차이( $p < .001$ )와 성별 간 차이( $p < .05$ )가 나타났으나 상호작용은 나타나지 않았다( $p > .05$ ). 무릎 관절에서는 속도 간 차이가 나타났으나( $F=15.951, p=.001$ ), 성별 간 차이와 상호작용은 나타나지 않았다( $p > .05$ ).

단축성 일량의 비율을 살펴본 결과 발목 관절에서는 상호작용이 나타났으며( $F=4.650, p=.045$ ), 사후검증 결과 여성은 남성보다 발목 관절에서 단축성 일량의 비율이 1.34 m/s( $p < .001, d=1.820$ )와 1.70 m/s( $p < .01, d=1.401$ ) 모두에서 작았으며, 남성은 속도 간 차이가 나타나지 않았으나

Table 1. Ankle, knee and hip sagittal ROM

(unit : deg)

		Male		Female		t	ES(S)	F
		Mean±SD	Mean±SD	Mean±SD	Mean±SD			
ankle	1.34 m/s	28.00±4.80	29.11±5.51	-0.478	-0.214			
	1.70 ms	29.84±4.97	30.33±5.37	-0.214	-0.095	speed	6.175*	
	t	-2.433*	-1.258			sex	0.128	
	ES(V)	-0.375	-0.225			speed*sex	0.246	
knee	1.34 m/s	37.00±3.36	39.12±3.34	-1.418	-0.634	speed	3.475	
	1.70 ms	35.70±3.97	37.97±3.95	-1.283	-0.574	sex	2.139	
	t	1.960	1.015			speed*sex	0.012	
	ES(V)	0.353	0.315					
hip	1.34 m/s	44.11±3.14	43.39±5.16	0.373	0.167	speed	39.840***	
	1.70 ms	49.26±3.73	48.81±7.01	0.181	0.081	sex	0.080	
	t	-4.224**	-4.722***			speed*sex	0.024	
	ES(V)	-1.494	-0.880					

\* $p < .05$ , \*\* $p < .01$ , \*\*\* $p < .001$ , ES(V) : effect size for velocity, ES(S) : effect size for sex

Table 2. Ankle, knee and hip eccentric work &amp; contribution total work

		Male		Female		t	ES(S)	F
		Mean±SD	Mean±SD	Mean±SD	Mean±SD			
ankle	1.34 m/s	-0.15±0.04	-0.15±0.04	0.327	0.146	velocity	55.618***	
	1.70 m/s	-0.11±0.05	-0.08±0.03	-1.710	-0.765	sex	0.571	
	t	-3.461**	-7.129***			velocity*sex	5.444*	
	ES(V)	-0.884	-2.259					
joint eccentric work(Joule/kg)	1.34 m/s	-0.08±0.03	-0.10±0.04	1.291	0.577	velocity	38.477***	
	1.70 m/s	-0.11±0.03	-0.15±0.05	1.860	0.832	sex	3.386	
	t	3.192*	5.315***			velocity*sex	0.833	
	ES(V)	1.083	0.957					
hip	1.34 m/s	-0.17±0.06	-0.15±0.09	-0.874	-0.391	velocity	1.187	
	1.70 m/s	-0.19±0.09	-0.15±0.12	-0.909	-0.406	sex	0.832	
	t	1.121	0.342			velocity*sex	0.332	
	ES(V)	0.264	0.054					
ankle	1.34 m/s	37.07±4.80	40.68±12.60	-0.848	-0.379	velocity	40.898***	
	1.70 m/s	26.95±7.87	24.89±9.88	0.516	0.231	sex	0.014	
	t	2.886*	7.881***			velocity*sex	1.881	
	ES(V)	1.553	1.395					
contribution to total work(%)	1.34 m/s	20.35±7.45	24.88±6.73	-1.427	-0.638	velocity	36.709***	
	1.70 m/s	28.73±9.30	42.05±14.70	-2.421*	-1.083	sex	5.417**	
	t	-3.867**	-4.609***			velocity*sex	4.263	
	ES(V)	-0.994	-1.502					
hip	1.34 m/s	42.58±6.89	34.44±12.58	1.796	0.803	velocity	0.004	
	1.70 m/s	44.32±11.46	33.07±20.24	1.530	0.684	sex	2.945	
	t	-0.694	0.415			velocity*sex	0.605	
	ES(V)	-0.185	0.081					

\* $p < .05$ , \*\* $p < .01$ , \*\*\* $p < .001$ , ES(V) : effect size for velocity, ES(S) : effect size for sex

( $p > .05$ ), 여성은 속도의 증가와 함께 발목의 비중이 증가한 것으로 나타났다( $p < .05$ ,  $d = -.592$ ).

무릎 관절에서도 상호작용이 나타났으며( $F = 4.857$ ,  $p = .041$ ), 사후검증 결과 두 속도 모두에서 남녀 간 차이는 나타나지 않았고( $p > .05$ ), 남성은 속도 간 차이가 나타나지

않았으나( $p > .05$ ), 여성은 속도의 증가와 함께 무릎 관절의 비중이 감소한 것으로 나타났다( $p < .05$ ,  $d = -.592$ ).

엉덩 관절에서는 속도 간 차이와 상호작용은 나타나지 않았으나( $p > .05$ ), 성별 간 차이가 나타났다( $F = 8.113$ ,  $p = .011$ ).

Table 3. Ankle, knee and hip concentric work & contribution to total concentric work

		Male		Female		t	ES(S)	F
		Mean±SD	Mean±SD					
joint concentric work(Joule/kg)	ankle	1.34 m/s	0.18±0.09	0.10±0.05	2.695*	1.205	velocity	71.223***
		1.70 m/s	0.29±0.11	0.20±0.07	2.194*	0.981	sex	6.508*
		t	-4.632***	-9.995***			velocity*sex	0.003
		ES(V)	-1.004	-1.678				
	knee	1.34 m/s	0.02±0.01	0.04±0.04	-1.415	-0.633	velocity	15.951***
		1.70 m/s	0.04±0.02	0.05±0.05	-0.409	-0.183	sex	0.917
		t	-3.513**	-1.937			velocity*sex	2.109
		ES(V)	-1.254	-0.178				
	hip	1.34 m/s	0.02±0.01	0.04±0.02	-2.871*	-1.284	velocity	17.875***
		1.70 m/s	0.04±0.03	0.08±0.05	-2.344*	-1.048	sex	7.102*
		t	-2.675*	-3.511**			velocity*sex	2.398
		ES(V)	-0.935	-1.040				
contribution to total work(%)	ankle	1.34 m/s	77.64±14.13	52.30±13.70	4.070***	1.820	velocity	4.196
		1.70 m/s	77.27±9.05	60.57±14.23	3.133**	1.401	sex	16.023***
		t	0.120	-3.184*			velocity*sex	4.650*
		ES(V)	0.031	-0.592				
	knee	1.34 m/s	11.36±8.59	20.51±17.96	-1.454	-0.650	velocity	3.958
		1.70 m/s	11.74±5.15	13.54±11.08	-0.467	-0.209	sex	1.390
		t	-0.199	2.648*			velocity*sex	4.857*
		ES(V)	-0.054	0.467				
	hip	1.34 m/s	11.00±7.93	27.19±17.43	-2.673*	-1.195	velocity	0.217
		1.70 m/s	10.99±6.13	25.89±16.91	-2.620*	-1.172	sex	8.113*
		t	0.008	0.356			velocity*sex	0.163
		ES(V)	0.002	0.075				

\*p<.05, \*\*p<.01, \*\*\*p<.001, ES(V) : effect size for velocity, ES(S) : effect size for sex

#### IV. 논 의

본 연구는 일반 걸기(1.34 m/s)와 빠른 걸기(1.70 m/s) 시 남녀 간 하지 관절의 운동역학적 차이와 보행 패턴 및 운동역학적 변화를 분석하고자 설계 되었다.

보행은 각 관절의 굴곡과 신전 동작을 통해 두 발을 앞뒤로 교차시키며 앞으로 밀고 나감으로써 전진하게 되는 동작이다(Coutts, 1999). 본 연구에서는 보행 시 남녀 간 하지 관절의 움직임과 보행 패턴의 차이를 분석하기 위해 각 관절의 가동범위를 살펴보았다. 그 결과 각 두 속도 모두에서 남녀 간의 차이는 나타나지 않았으며, 속도의 증가와 함께 발목과 엉덩 관절의 가동범위가 증가한 것을 확인할 수 있었다.

Cho와 Kim (2012)은 보행 속도의 증가와 함께 발목과 엉덩 관절의 가동범위는 증가하지만 무릎 관절에서는 감소한다고 보고하였고 본 연구에서도 남성의 경우에는 발목과 엉덩 관절의 가동범위가 증가하고 무릎에서는 감소하는 경향이 나타나 선행연구와 유사한 결과가 나타났다. 반면 여성의 경우에는 엉덩 관절만이 유의하게 증가한 것으로 나타났으나 전체적인 패턴에서는 남녀 간 통계적인 차이는 나타나지 않았다.

보행 중 인체는 지면으로부터 발생하는 충격(Sutherland, Olsen, Cooper, & Woo, 1980)을 흡수하기 위해 신장성 수축을 통한 굴곡 동작을 실시하며, 추진을 위해서는 단축성 수축을 실시하게 된다(Kulas et al., 2008; McNitt-Gray, 1993). 본 연구의 결과 충격을 흡수하고 추진력을 얻기 위한 움직임의 가동범위에서는 남녀 간 차이가 나타나지 않았다. 하지만 움직임이 비슷하다고 해서 인체 내부의 기전이 같다고 할 수 없으므로, 운동역학적인 분석이 필요하다. 이를 위해 본 연구에서는 보행 시 관절 내 운동역학적인 변화를 알아보기 위한 방법으로 각 관절의 신장성 일량 및 단축성 일량을 살펴보았다.

먼저 신장성 일량의 크기를 살펴본 결과 남녀 간 큰 차이는 없는 것으로 나타났다. 그러나 남녀 모두 발목 관절의 일량은 감소한 반면 무릎 관절의 일량은 증가한 것으로 나타나 속도의 증가할 경우 무릎 관절이 많이 사용되고 있음을 확인하였으며, Teixeira-Salmela, Nadeau, Milot, Gravel과 Requiao (2008)의 결과와 유사하였다. 무릎 관절의 역할에 대해 Torry, Wyland, Sterett, & Richard Steadman (2003)과 Zhang 등 (2000)은 착지 시 충격을 흡수하기 위해서는 무릎 관절의 역할이 매우 중요하다고 하였으며, 보행을 분석한 본 연구에서도 속도의 증

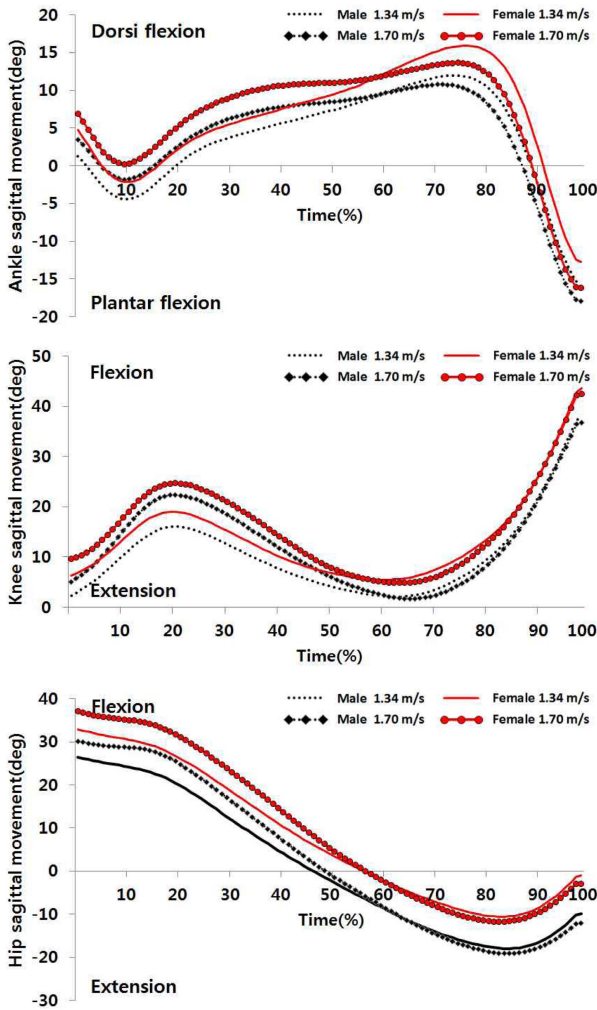


Figure 1. Ankle, knee and hip joint movement

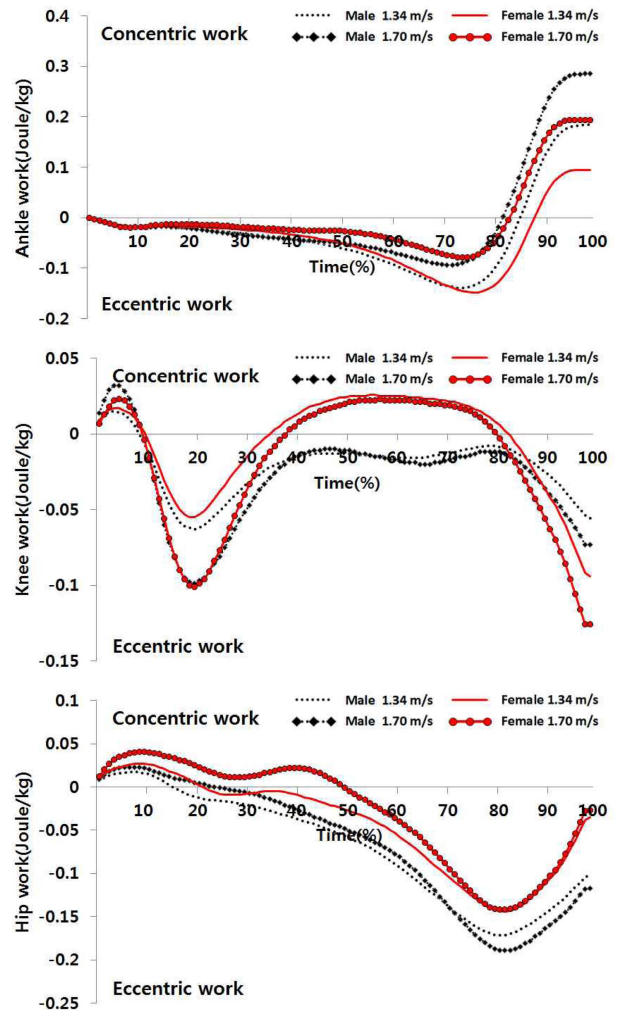


Figure 2. Ankle, knee and hip joint work

가와 함께 충격이 커지므로 무릎 관절의 역할이 증가하였음을 확인할 수 있었다.

각 관절의 사용 비중에 대해 Teixeira-Salmela 등 (2008)은 0.67 m/s의 속도에서는 발목과 무릎의 비중이 각각 47.6%와 24.9%였으나 약 2배가 빠른 1.42 m/s의 속도에서는 각각 25.1%와 45.4%로써 속도의 증가와 함께 발목과 무릎 관절의 비중이 역전된다고 하였다.

본 연구에서도 각 관절의 일량을 모두 합한 후 각 관절의 일량으로 나누어 백분화시킴으로써(Decker, Torry, Wyland, Sterett, & Richard Steadman, 2003), 충격을 흡수하기 위한 각 관절의 역할과 비중을 살펴보았으며, 이를 통해 각 관절의 기여도에 대해 살펴보았다. 그 결과 모든 관절에서 남녀 간 차이는 나타나지 않았으나 남녀 모두 속도의 증가와 함께 발목 관절의 비중은 감소한 반면 무릎 관절의 비중은 증가하여 Teixeira-Salmela 등 (2008)의 결과와 유사하였다. 역전현상은 특히 여성에게서 뚜렷한 것

으로 나타났는데, 그 이유는 발목 관절의 비중이 남성은 약 27% 감소한데 반해 여성은 40%나 감소하였기 때문이며, 이로 인해 여성에게서 보상작용이 더 크게 나타난 것이라 생각된다.

운동학적 패턴에서는 차이가 나타나지 않았으나 신장성 일량과 비중을 통해 알 수 있었던 남녀 간 충격 흡수 기전 및 전략적 차이는 다음과 같다. 먼저 남성의 경우 일반 속도에서는 엉덩 관절의 비중이 가장 높았던 반면, 여성은 발목 관절이 가장 큰 비중을 차지한 것으로 나타나 보행 시 남녀 간 충격 흡수 기전 및 전략적 차이가 있었음을 확인할 수 있었다. 또한 충격 흡수를 위한 가장 비중 있는 관절로써 남성은 일반 속도(엉덩, 발목, 무릎 순)와 빠른 속도(엉덩, 무릎, 발목 순)로 모두 엉덩 관절이 가장 큰 비중을 차지하였으나, 여성은 일반 속도(발목, 엉덩, 무릎 순)에서는 발목 관절이었던 반면 빠른 속도(무릎, 엉덩, 발목 순)에서는 무릎 관절로 변화가 나타난 것을 확인할 수 있

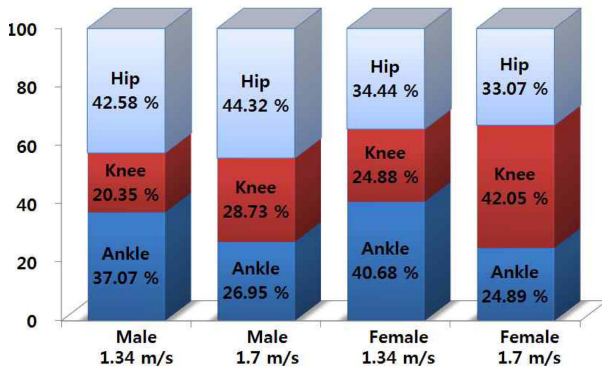


Figure 3. Contribution to total joint eccentric work

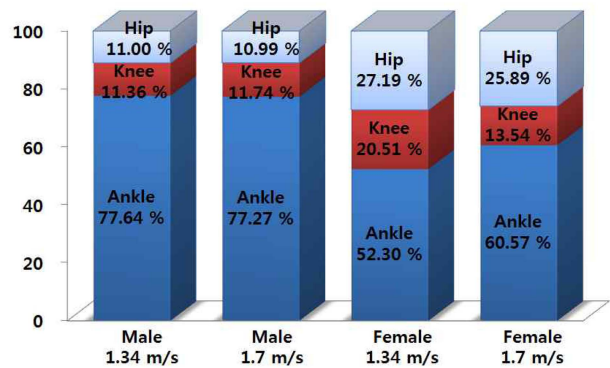


Figure 4. Contribution to total joint concentric work

었다(Figure 3). 즉, 남성은 충격흡수를 위한 역할과 변화가 근위부에서는 잘 나타나지 않지만, 여성은 원위부에서 잘 나타남으로써, 남녀 간 차이가 있음을 보여준 것이라 생각된다.

충격을 적절하게 흡수한 이후에는 각 관절의 움직임을 조절하는 근육들의 단축성 수축에 의해 추진력을 얻어 앞으로 전진하게 되므로, 보행 시 추진력을 얻기 위한 각 관절의 단축성 일량의 크기를 살펴보았다. 그 결과 속도의 증가와 함께 남녀 모두 발목과 엉덩 관절에서 단축성 일량이 증가한 것으로 나타났으며, 효과의 크기가 높게 나타나 남녀 간 차이가 있음을 확인할 수 있었다. 또한 여성은 남성보다 발목 관절에서 단축성 일량의 크기는 작았던 반면 엉덩 관절에서는 그 크기가 컸음을 확인할 수 있었다. 하지만 무릎 관절의 경우에는 남성만이 속도의 증가와 함께 단축성 일량의 크기가 증가하였는데, 이는 추진력을 얻기 위한 과정에서 남성이 여성보다 무릎 관절을 잘 사용하고 있음을 보여준 것이라 생각된다.

추진력을 얻기 위한 각 관절의 사용 전략 및 비중을 알아보기 위해 단축성 일량의 비율을 살펴본 결과 여성은 두 속도 모두에서 남성보다 발목과 엉덩 관절의 비중이 높았음을 확인할 수 있었다. 또한 남성은 속도가 증가하더라도 발목, 무릎, 엉덩 관절이 각각 약 77, 11, 11%로 비중이 변화가 나타나지 않아 보행의 패턴에 변화가 없었음을 확인할 수 있었지만 여성은 발목 관절의 비중은 늘고 무릎 관절의 비중은 감소한 것으로 나타나 추진력을 얻기 위한 전략 또한 남성과는 다름을 확인할 수 있었다(Figure 4).

마지막으로 추진력을 얻기 위한 각 관절의 비중은 남성과 여성 모두 발목 관절이 가장 중요한 역할을 하고 있음을 확인할 수 있었다. 더불어 남성은 무릎과 엉덩 관절의 비중에서 큰 차이가 없었던 반면 여성은 발목 다음으로 엉덩 관절과 무릎 관절 순이라는 것을 확인할 수 있었으며, 여성은 속도가 증가할 경우 무릎 관절의 역할이 감소함으로써 발목 관절의 역할이 증가한다는 것 또한 확인할 수

있었다(Figure 4).

여성은 남성보다 발목 관절을 효율적으로 사용하지 못하며(Eckel et al., 2012), 엉덩 관절의 움직임은 커 남녀 간 차이가 있다고 하였다(Cho et al., 2004). 본 연구의 운동학적 측면에서는 남녀 간 차이를 발견할 수 없었지만 운동학적 측면에서는 발목 관절의 비중이 작고 엉덩 관절의 비중은 커 운동학적 측면에서는 유사한 것으로 나타났다.

각 관절 일량의 비율에 대한 결과를 종합해보면 먼저 충격흡수 차원에서 남성은 두 속도 모두에서 충격흡수를 위한 엉덩 관절의 비중이 가장 컸지만 여성은 일반 속도에서는 발목 관절의 비중이 중요하였으나 속도가 빨라질 경우 무릎 관절의 비중이 가장 큰 것으로 나타나 충격을 흡수하기 위한 전략이 남성과 여성 간 차이가 있었음을 알 수 있었다. 또한 엉덩 관절의 경우 남성과 여성 모두 보행 속도가 증가함에도 불구하고 그 사용 비중에는 변화가 나타나지 않았으나 여성의 경우에는 발목 관절에서 무릎 관절로 변화하여 무릎 관절의 비중이 더 크게 늘어났음을 확인할 수 있었다. 이러한 결과는 남녀 간 보행 패턴의 차이 뿐만 아니라 발목 관절의 비중이 감소함으로써 무릎 관절에서 사용 비중이 늘어나게 되는 보상작용에도 차이가 있음을 보여준 것이라 생각되며, 특히 여성에게서 더 크게 나타났음을 보여준 것이라 생각된다.

다음으로 추진력 차원에서 남성과 여성 모두 발목 관절의 비중이 가장 컸음을 확인할 수 있었는데 남성은 속도가 증가함에도 불구하고 발목, 무릎, 엉덩 관절의 비중이 변화하지 않았던 반면 여성은 무릎 관절의 비중이 감소하는 대신에 발목 관절의 비중이 증가하였음을 확인할 수 있었다. 또한 남성은 무릎과 엉덩 관절의 비중에서 차이가 나타나지 않았으나 여성은 무릎보다 엉덩 관절의 비중이 커 추진력을 얻기 위한 전략 또한 남성과 다르다는 것을 확인할 수 있었다.

지금까지의 결과를 종합해보면 운동학적 측면에서 가동

범위를 통한 남녀 간 보행 패턴에서는 차이가 없었음을 확인할 수 있었다. 하지만 운동역학적인 측면에서는 남녀 간 차이와 속도 간 차이가 있었음을 확인할 수 있었다.

## V. 결 론

일반적인 속도와 빠른 속도에서 보행 시 남녀 간 하지 관절움직임의 패턴, 신장성 일량과 단축성 일량 및 그 사용 비중을 살펴본 결과 다음과 같은 결론을 도출하였다.

1. 보행 패턴은 남녀 간 차이가 없었으며, 남녀 모두 보행 속도의 증가와 함께 엉덩 관절의 가동범위가 증가하였다.
2. 남녀 모두 보행 속도의 증가와 함께 발목 관절의 신장성 일량은 감소한 반면, 무릎 관절의 신장성 일량은 증가하였다.
3. 신장성 일량의 비중을 살펴본 결과 남성은 두 속도 모두에서 엉덩 관절의 비중이 가장 컸으나, 여성은 일반속도에서는 발목 관절의 비중이 가장 컸지만 빠른 속도에서는 무릎 관절의 비중이 가장 컸다.
4. 남녀 모두 보행 속도의 증가와 함께 발목과 엉덩 관절의 단축성 일량이 증가하였다.
5. 단축성 일량의 비중을 살펴본 결과 남성은 두 속도 모두에서 변화가 나타나지 않았으나, 여성은 속도의 증가와 함께 무릎 관절의 비중이 감소한 반면 발목 관절의 비중이 증가하였다.

보행은 인간이 살면서 가장 많이 경험하는 동작으로써 건강한 남녀 간에도 보행의 운동역학적 패턴에서 성별 차이가 있었음을 확인할 수 있었다. 일상생활에서는 다양한 상황에 따라 여러 형태의 보행이 발생할 수 있는 만큼 추후 연구에서는 남녀 및 속도뿐만 아니라 여러 형태의 보행에 대한 분석이 이루어져야 할 것으로 생각된다.

## 참고문헌

- American College of Sports Medicine. (2009). Guidelines for Exercise Testing and Prescription (8th ed).
- Boyer, K. A., Beaupre, G. S., & Andriacchi, T. P. (2008). Gender differences exist in the hip joint moments of healthy older walkers. *Journal of Biomechanics*, 41(16), 3360-3365.
- Cavanagh, P. R., & Lafortune, M. A. (1980). Ground reaction forces in distance running. *Journal of Biomechanics*, 13(5), 397-406.
- Cho, J. H., & Kim, R. B. (2012). Effect of the MBT shoes on lower extremity joints dynamics during walking. *Journal of Sports and Leisure Studies*, 48, 825-834.
- Cho, J. H., & Kim, R. B. (2013). The gait analysis of lower extremity joint according to sandbag attaching position. *Journal of Sport and Leisure Studies*, 51, 767-775.
- Cho, S. H., Park, J. M., & Kwon, O. Y. (2004). Gender differences in three dimensional gait analysis data from 98 healthy Korean adults. *Clinical Biomechanics*, 19(2), 145-152.
- Cohen, J. (1992). A power primer. *Psychological Bulletin*, 112(1), 155-159.
- Coutts, F. (1999). Gait analysis in the therapeutic environment. *Manual Therapy*, 4(1), 2-10.
- Crowinshield, R. D., Brand, R. A., & Johnston, R. C. (1978). The effects of walking velocity and age on hip kinematics and kinetics. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 132, 140-144.
- Decker, M. J., Torry, M. R., Wyland, D. J., Sterett, W. I., & Richard Steadman, J. (2003). Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clinical Biomechanics*, 18(7), 662-669.
- DeVita, P., & Skelly, W. A. (1992). Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(1), 108-115.
- Eckel, T. T., Abbey, A. N., Butler, R. J., Nunley, J. A., & Queen, R. M. (2012). Effect of increased weight on ankle mechanics and spatial temporal gait mechanics in healthy controls. *Foot and Ankle International*, 33(11), 979-983.
- Fiser, W. M., Hays, N. P., Rogers, S. C., Kajkenova, O., Williams, A. E., Evans, C. M., & Evans, W. J. (2010). Energetics of walking in elderly people: factors related to gait speed. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 65(12), 1332-1337.
- Fregly, B. J., D'Lima, D. D., & Colwell, C. W. (2009). Effective gait patterns for offloading the medial compartment of the knee. *Journal of Orthopaedic Research : Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 27(8), 1016-1021.
- Gil-Agudo, A., Perez-Nombela, S., Forner-Cordero, A., Perez-Rizo, E., Crespo-Ruiz, B., & del Ama-Espinosa, A. (2011). Gait kinematic analysis in patients with a mild form of central cord syndrome. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 8, 7.
- Herman, R., He, J., D'Luzansky, S., Willis, W., & Dilli, S. (2002). Spinal cord stimulation facilitates functional walking in a chronic, incomplete spinal cord injured. *Spinal cord*, 40(2), 65-68.
- Korner, J., & Eberle, M. A. (2001). An update on the science and therapy of obesity and its relationship to osteoarthritis. *Current Rheumatology Reports*, 3(2), 101-106.
- Kirtley, C., Whittle, M. W., & Jefferson, R. J. (1985). Influence of walking speed on gait parameters. *Journal of Biomedical Engineering*, 7(4), 282-288.
- Kulas, A., Zalewski, P., Hortobagyi, T., & Devita, P. (2008). Effects of added trunk load and corresponding trunk position adaptations on lower extremity biomechanics during drop-landings. *Journal of Biomechanics*, 41(1), 180-185.
- Lee, S. C., Kim, K. H., Cho, J. H., & Moon, G. S. (2010). Injury mechanism of lower extremity joint according to landing height. *Journal of Sport and Leisure Studies*, 42, 1067-1076.
- McNitt-Gray, J. L. (1993). Kinetics of the lower extremities during drop landings from three heights. *Journal of Biomechanics*, 26(9), 1037-1046.
- Oakley, C., Zwierska, I., Tew, G., Beard, J., D., & Saxton, J. M. (2008). Nordic poles immediately improve walking distance in patients with intermittent claudication. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 36(6), 689-694.



- Platts, M. M., Rafferty, D., & Paul, L. (2006). Metabolic cost of over ground gait in younger stroke patients and healthy controls. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 38(6), 1041-1046.
- Powers, C. M. (2003). The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *The Journal of Orthopedic and Sports Physical Therapy*, 33(11), 639-646.
- Rota, V., Perucca, L., Simone, A., & Tesio, L. (2011). Walk ratio (step length/cadence) as a summary index of neuromotor control of gait: application to multiple sclerosis. *International Journal of Rehabilitation Research*, 34(3), 265-269.
- Schwartz, M. H., Rozumalski, A., & Trost, J. P. (2008). The effect of walking speed on the gait of typically developing children. *Journal of Biomechanics*, 41(8), 1639-1650.
- Shono, T., Fujishima, K., Hotta, N., Ogaki, T., & Masumoto, K. (2001). Cardiorespiratory response to low-intensity walking in water and on land in elderly women. *Journal of Physiological Anthropology and Applied Human Science*, 20(5), 269-274.
- Sutherland, D. H., Olshen, R., Cooper, L., & Woo, S. L. (1980). The development of mature gait. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 62(3), 336-353.
- Teixeira-Salmela, L. F., Nadeau, S., Milot, M. H., Gravel, D., & Requiaio, L. F. (2008). Effects of cadence on energy generation and absorption at lower extremity joints during gait. *Clinical Biomechanics*, 23(6), 769-778.
- Decker, M. J., Torry, M. R., Wyland, D. J., Sterett, W. I. & Richard Steadman, J. (2003). Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clinical Biomechanics*, 18(7), 662-669
- Waters, R. L., Lunsford, B. R., Perry, J., & Byrd, R. (1988). Energy-speed relationship of walking: standard tables. *Journal of Orthopedic Research*, 6(2), 215-222.
- Yeow, C. H., Lee, P. V. S., & Goh, J. C. H. (2009). Effect of landing height on frontal plane kinematics, kinetics and energy dissipation at lower extremity joints. *Journal of Biomechanics*, 42(12), 1967-1973.
- Yeow, C. H., Lee, P. V. S., & Goh, J. C. H. (2010). Sagittal knee joint kinematics and energetics in response to different landing heights and techniques. *The Knee*, 17(2), 127-131.
- Zhang, S. N., Bates, B. T., & Dufek, J. S. (2000). Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. *Medicine and Science in Sport and Exercise*, 32(4), 812-819.