

# 선호 보행 속도와 Froude Number를 반영한 보행 속도의 보행요인과 비대칭 분석

## Analysis of gait parameters and symmetry between preferred walking speed and walking speed using Froude Number

Si-Hyun Yoo<sup>1</sup>, Jong-Bin Kim<sup>1,2</sup>, Ji-Seon Ryu<sup>1,3</sup>, Suk-Hoon Yoon<sup>1,4</sup>, Sang-Kyoon Park<sup>1,5\*</sup>

<sup>1</sup>Motion Innovation Center, Korea National Sport University, Seoul, South Korea

<sup>2</sup>Department of Physical Education, Graduate School of Korea National Sport University, Seoul, South Korea

<sup>3</sup>Department of Health and Exercise Science, College of Lifetime Sport of Korea National Sport University, Seoul, South Korea

<sup>4</sup>Department of Community Sport, College of Lifetime Sport of Korea National Sport University, Seoul, South Korea

<sup>5</sup>Department of Physical Education, College of Sport Science of Korea National Sport University, Seoul, South Korea

### Corresponding author

Sang-Kyoon Park

Motion Innovation Center, Korea National Sport University, 1239, Yangjae, Songpa-gu, Seoul, 05541, South Korea

Phone: +82-2-410-6927, Fax : +82-2-410-6927, Email: spark@knsu.ac.kr

### Acknowledgements

This work was supported by the Technology Innovation Program, 10052462, E-Textile-based energy harvesting smart shoes for rehabilitation and assistance, funded By the Ministry of Trade, industry & Energy (MI, Korea)

### Abstract

**Objective:** The purpose of this study was to investigate gait parameters and symmetry between walking speed using Froude number and preferred walking.

**Method:** Fifty adults (age: 21.0±1.7 years, body weight: 71.0±9.2 kg, height: 1.75±0.07 m, leg length: 0.89±0.05 m) participated in this study. Leg length applied walking speed was calculated using the Froude number, defined as  $Fr = v^2/gL$ , where  $v$  is velocity,  $g$  is gravitational acceleration and  $L$  is leg length. The video data was collected using eight infrared cameras (Oqus 300, Qualysis, Sweden) and the Qualisys Track Manager software (Qualisys, Sweden) with a 200 Hz sampling frequency during two speed walking (PS: preferred walking speed, LS: Leg length applied walking speed) on the treadmill (Instrumented treadmill, Bertec, USA). The step length, stride length, support percentage, cadence, lower joint angle, range of motion, and symmetry index were then calculated using the Matlab R2009a software (The Mathworks, Inc., USA).

**Results:** The step length and stride length were greater LS than PS ( $p < .05$ ). The right single support percentage was greater LS than PS ( $p < .05$ ). The hip joint angle at heel contact and toe off were greater LS than PS ( $p < .05$ ). The ROM of hip joint and knee joint were greater LS than PS ( $p < .05$ ).

**Conclusion:** Based on our findings, we affirmed that the increase walking speed had a significant effect on the step length, stride length, support percentage, and lower joint motion.

*Keywords:* Gait, Symmetry, Walking speed, Froude number

## 서론

인간의 보행은 신체를 이동시키기 위한 가장 기본적인 수단으로 상·하지 관절의 복합적인 협응과 제어를 통해 나타나는 동작이며, 신체적 특성과 습관, 보행 속도, 성격 등에 따라 다양한 형태로 나타나고 있다(Shin, Lee, & Kwon, 2008; Tirosh & Sparrow, 2005; Whittle, 1990).

그동안 보행은 양 다리의 반복적인 움직임으로 나타남에 따라 좌우 대칭적 움직임을 정상 보행으로 판단하였으나 실제로 보행에서 비장애인 일지라도 신체 구조적인 특성이나 양 발의 기능적인 차이로 인하여 좌우 비대칭적인 보행이 나타날 수 있다(Sadeghi, Allard, Prince, & Labelle, 2000). Echeverria, Rodriguez, Velascol, & Alvarez-Ramirez (2010)는 비장애인의 보행 비대칭 정도가 10% 내외로 나타날 수 있다고 보고하였다. 이렇듯, 가장 기본적인 이동 수단인 보행 과정에서 잘못된 보행 동작이나 습관은 관절과 근육을 비롯한 인체 구조에 질병을 일으킬 수 있으며(Moon, 2005; Scott & Winter, 1990), 특히, 불균형적인 보행은 인체에 피로를 주고, 척추와 뇌까지 전달되어 질병은 물론 장애를 발생시키는 직접적인 원인이 된다(Nigg, De Boer, & Fisher, 1995). 또한, 보행 과정에서 나타나는 비대칭은 보행 동작을 평가하는데도 활용되고 있다. Perttunen, Anttila, Sodergard, Merikanto, & Komi (2004)는 하지 길이 차이를 가진 환자들의 보행 비대칭을 관찰한 결과, 긴 다리 쪽의 부하가 크게 나타났다고 보고하였다. 한편, Lugade, Wu, Jewett, Collis, & Chou (2010)는 엉덩관절 골관절염 환자에 대한 외과적 수술이 비대칭적 보행을 개선시켰다고 보고하였으며, Hyun & Ryew (2014)은 젊은 성인 여성의 구두 힐 높이에 따른 보행특성을 관찰한 결과, 굽 높이가 증가함에 따라 비대칭 지수가 증가하였고, 보행의 좌우 비대칭 경향을 보였다고 보고하였다. 또한, Roth, Mervitz, Mroczek, Dugan, & Suh (1997)와 Patterson 등 (2008), Nam, Kim, & An (2010)은 뇌졸중 환자의 보행 속도가 감소할수록 보행 시 나타나는 보행 요인의 좌우 비대칭 정도가 증가한다고 주장하였으며, 보행을 평가하는데 있어 비대칭 지수를 고려해야 한다고 제안하였다. 이와 같이 보행 시 좌우 비대칭 정도는 보행 평가와 더불어 재활 및 상해 예방을 위한 중요한 척도로 활용되고 있으며, 이에 따라 보행의 비대칭을 감소시키기 위한 노력이 요구되고 있다.

이러한 비대칭을 유발하고 다양한 보행 변인의 변화를 일으키는데 직접적인 요인은 보행 속도이다(Murray, 1967; Vaughan, Toit, & Roffey, 1987; Winter & White, 1987). 이와 관련된 선행 연구를 살펴보면, Murray (1967)는 일반적인 보행과 빠른 보행 간의 차이를 분석하였고 보행 속도가 하지관절의 운동학적 요인에 미치는 효과에 관한 연구를 진행하였다. Crowinshield, Brand, & Johnston (1978)는 보행 속도가 증가할수록 스트라이드 길이, 엉덩관절의 가동범위, 엉덩관절에서 발생하는 힘과 회전력 등이 증가한다고 보고하였으며, 하지관절에 상해가 있는 환자의 보행을 평가할 때는 나이와 신체 크기, 보행 속도를 고려해야 한다고 주장하였다. 또한, Kim, Lee, & Jin (2000)과 Vaughan, Langerak, & O'Malley (2003)는 보행 속도 증가가 하지관절의 가동범위를 증가시키고 하지관절 움직임 변화에 직접적인 영향을 미친다고 보고하였다. 따라서 보행 패턴과 인체 움직임을 변화시키는데 직접적인 영향을 미치는 보행속도와 보행 비대칭에 관한 연구가 반드시 필요하다.

보행 속도를 산출하는 방법은 가장 일반적으로 활용되고 있는 선호 보행 속도 방법과 하지 길이를 반영한 보행 속도방법이 있다. 우선, 선호 보행 속도는 평지를 직선으로 걷는 거리를 소요시간으로 나누어 평균 속도를 구하는 방법이며(Choi, Kang, & Tack, 2011; Soong, Lovie-Kitchin, & Brown, 2000), 하지 길이 반영 보행 속도는 진자운동 모델에서 착안된 Froude Number를 적용한 산출 방법으로 하지 길이와 중력가속도를 반영하여 보행 속도를 산출하는 방법이다(Alexander & Jayes, 1983; Choi et al., 2011; England & Granata, 2007; Vaughan & O'Malley, 2005). 이러한 두 가지 방법으로 보행속도를 조사한 기초 연구(Choi et al., 2011)에서 선호보행 속도와 하지 길이 반영 보행 속도 간에 통계적으로 유의한 차이가 나타났으며, 이것은 선호 보행 속도가 개개인의 신체적인 차이와 습관, 성격적인 특성으로 인하여 큰 차이를 보인다고 주장하였다. 또한, Hof (1996)와 Lee (2014)는 보행 속도를 비롯한 보행 패턴의 차이가 성별 차이로 인한 것인지, 신장이나 체중과 같은 신체적 특성으로 인한 차이인지 구분하기 어렵다고 주장하였으며, 보행을 분석하는 과정에서 신장이나 체중과 같은 신체적 특성은 반드시 표준화된 값으로 변환하여 비교해야 한다고 역설하였다. 따라서 가장 일반적으로 활용되고 있는 선호 속도 보행과 신체적 특성을 고려한 하지 길이 반영 보행 간에 보행 속도의 차이를 살펴보고, 이에 따른 보행요인과 비대칭 정도를 살펴보는 것이 의미 있는 연구로 판단된다.

이에 본 연구는 선호 속도 보행과 하지 길이 반영한 속도 보행 간에 나타나는 보행 요인 차이와 비대칭성을 살펴보는 데 목적이 있다.

## 연구방법

### 1. 연구대상

본 연구 대상자 수는 효과 크기(effect size = 0.5)와 통계적 검증력 (power = .95), 유의수준 ( $p$ -value = .05)을 고려하여 정형외과적 병력이 없는 20대 성인 남자 50명으로 선정하였으며, 연구 대상자에 대한 정보는 <Table 1>과 같다.

Table 1. Anthropometry information of participants

n	Age (years)	Body weight (kg)	Height (m)	Leg length (m)
50	21.0±1.7	71.0±9.2	1.75±0.07	0.89±0.05

### 2. 실험절차

본 연구는 선호 속도 보행과 하지 길이 반영 속도 보행 간에 보행요인의 차이와 좌우 비대칭을 살펴보기 위하여 두 가지의 보행 속도를 산출하였다. 우선, 선호 속도는 <Figure 1>과 같이 50 m 직선 주로를 평소 보행 속도로 3회 걷도록 유도하여 이때 산출된 속도의 평균값으로 선호 속도를 결정하였으며(Choi et al., 2011; Soong et al., 2000) 두 번째로 하지 길이 반영 속도는 Froude number 0.25로 설정하여 중력가속도와 하지 길이로 다음과 같이 보행 속도를 산출하였으며, 하지 길이는 엉덩관절점(greater trochanter) 높이로 설정하였다(Alexander & Jayes, 1983; Choi et al., 2011; England & Granata, 2007; Vaughan & O'Malley, 2005). 이때, Froude number는 다양한 보행 연구를 종합하여 최적의 보행속도를 산출하기 위한 Froude number가 0.25라고 보고한 Vaughan & O'Malley (2005)의 연구를 근거로 설정하였다.

$$Fr = v^2 / gL, \quad v^2 = Fr \times gL, \quad v = \sqrt{Fr \times gL}$$

이때, Fr = Froude number, v = 보행 속도, g = 중력 가속도, L = 하지 길이이다.

이렇게 산출된 두 가지의 보행 속도로 트레드밀(Instrumented treadmill, Bertec, USA) 위에서 보행을 실시하였으며 <Figure 2>, 인체 관절점(left acromion, right acromion, left greater trochanter, right greater trochanter, left femoral condyles, right femoral condyles, left malleolus, right malleolus, left heel bone, right heel bone, left 1st phalanges and right 1st phalanges)에 반사마커를 부착하고 8대의 적외선 카메라(Oqus 300, Qualisys, Sweden)로 촬영하였다. 이때, 5분 간 트레드밀 보행에 적응 한 후, 30 스트라이드를 촬영하였으며, 촬영속도는 200 Hz로 설정하였다.



Figure 1. Measurement for preferred walking speed.



Figure 2. Treadmill walking.

### 3. 자료처리

보행 요인과 좌우 비대칭을 분석하기 위하여 Qualisys Track Manager software (Qualisys, Sweden)와 Matlab R2014b software (The Mathworks, USA)를 사용하였으며, NLT (non linear transformation) 방법을 통해 반사마커의 좌표값을 3차원 좌표값으로 변환하여 획득하였다. 영상 자료는 획득 과정에서 생긴 오차(noise)를 제거하기 위하여 Butterworth 2nd order low-pass filter로 smoothing 하였으며, 이때 차단주파수는 6 Hz로 설정하였다.

### 4. 분석변인

#### 4.1 보행요인

두 가지 속도의 트레드밀 보행 과정에서 나타나는 보장 길이(step length), 활보장 길이(stride length) 및 시간(stride time), 양하지 및 단하지 지지율(double & single support percentage), 2차원 하지관절의 각도와 가동범위, 분속수(cadence)를 산출하였다. 이때, 하지관절각의 방향에 대한 정의는 반시계방향을 (+), 시계방향을 (-)로 설정하여 제시하였다.

#### 4.2 비대칭 지수

분속수를 제외하고 양 발에 대한 모든 변인을 활용하여 좌우 비대칭 지수 (symmetry index, SI)를 다음과 같이 산출하였다(Kim & Eng, 2003; Robinson, Herzog, & Nigg, 1987). 이때, SI 지수가 0%에 가까울수록 좌우가 대칭에 가깝다고 평가할 수 있으며, 그 범위가 200%까지 나타날 수 있다(Kim & Eng, 2003).

$$SI = \frac{|X_R - X_L|}{\frac{1}{2}(X_R + X_L)} \times 100\%$$

$X_R$  = 오른 다리,  $X_L$  = 왼 다리

### 5. 통계처리

본 연구에서 선호 속도 보행과 하지 길이 반영 속도 보행 간의 차이를 살펴보기 위하여 SPSS Ver. 18.0 software (IBM, USA)를 사용하였으며, 대응표본 t검정(paired t-test)을 실시하였다. 이때, 유의수준은  $\alpha = .05$ 로 설정하였다.

## 결 과

선호 속도 보행과 하지 길이 반영 속도 보행 간 보행 요인과 하지관절각의 차이를 분석하고 좌우 비대칭 정도를 살펴보기 위하여 보행속도, 보장 길이, 활보장 길이 및 시간, 양하지 및 단하지 지지율과 지지구간 및 스윙구간의 하지관절의 가동범위를 분석하고 좌우 비대칭지수를 다음과 같이 산출하였다.

## 1. 보행 요인

우선, 보행 속도를 살펴보면, 선호 보행 속도가  $1.43 \pm 0.16$  m/s, 하지 길이 반영 보행 속도가  $1.48 \pm 0.04$  m/s로 나타났으나, 통계적인 차이는 없었다. 두 번째로, 오른발 보장 길이는 선호 속도 보행 시  $0.62 \pm 0.05$  m, 하지 길이 반영 속도 보행 시  $0.64 \pm 0.04$  m, 왼발 보장 길이는  $0.62 \pm 0.05$  m,  $0.64 \pm 0.04$  m로 나타났으며, 각각  $p=.007$ 과  $p=.000$  수준에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났다. 세 번째로, 오른발 활보장 길이는 선호 속도 보행 시  $1.24 \pm 0.10$  m, 하지 길이 반영 속도 보행 시  $1.28 \pm 0.08$  m, 왼발 활보장 길이는  $1.24 \pm 0.10$  m,  $1.28 \pm 0.08$  m로 나타났으며, 각각  $p=.003$ 과  $p=.002$  수준에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났다. 그러나 활보장 시간에서는 양발 모두 통계적인 차이가 나타나지 않았다. 마지막으로 양하지 및 단하지 지지율을 살펴보면, 오른발 단하지 지지율에 서만 선호 속도 보행 시  $32.39 \pm 2.73\%$ ,  $33.65 \pm 3.51\%$ 로 나타남에 따라  $p=.048$  수준에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났다.

Table 2. Descriptive information for gait variables

Gait variables	Preferred walking speed	Leg length applied walking speed (Froude Number)	<i>t</i>	<i>p</i>
Walking speed (m/s)	$1.43 \pm 0.16$	$1.48 \pm 0.04$	<i>-1.846</i>	<i>.071</i>
Right step length (m)	$0.62 \pm 0.05$	$0.64 \pm 0.04$	<i>-2.810</i>	<i>.007*</i>
Left step length (m)	$0.62 \pm 0.05$	$0.64 \pm 0.04$	<i>-3.776</i>	<i>.000*</i>
Right stride length (m)	$1.24 \pm 0.10$	$1.28 \pm 0.08$	<i>-3.133</i>	<i>.003*</i>
Left stride length (m)	$1.24 \pm 0.10$	$1.28 \pm 0.08$	<i>-3.291</i>	<i>.002*</i>
Right stride time (sec)	$1.13 \pm 0.21$	$1.10 \pm 0.12$	<i>.833</i>	<i>.409</i>
Left stride time (sec)	$1.13 \pm 0.21$	$1.10 \pm 0.11$	<i>.984</i>	<i>.330</i>
Right double support (%)	$16.52 \pm 3.21$	$15.95 \pm 1.18$	<i>1.298</i>	<i>.201</i>
Right single support (%)	$32.39 \pm 2.73$	$33.65 \pm 3.51$	<i>-2.030</i>	<i>.048*</i>
Left double support (%)	$14.36 \pm 3.60$	$13.39 \pm 1.45$	<i>1.785</i>	<i>.080</i>
Left single support (%)	$36.73 \pm 2.26$	$37.01 \pm 3.02$	<i>-.560</i>	<i>.578</i>
Cadence (step/min)	$109.82 \pm 10.24$	$111.57 \pm 6.29$	<i>-1.243</i>	<i>.220</i>

\* indicates statistically significant difference at a level of .05 between preferred walking speed and leg length applied walking speed (Froude Number)

## 2. 하지관절각

우선, 뒤꿈치가 지면에 닿는 순간 하지관절각을 살펴보면, 오른 엉덩관절각이 선호 속도 보행 시  $25.52 \pm 3.13^\circ$ , 하지 길이 반영 속도 보행 시  $26.17 \pm 2.76^\circ$ , 왼 엉덩관절각이  $25.21 \pm 3.40^\circ$ ,  $26.77 \pm 3.61^\circ$ 로 나타났으며, 각각  $p=.001$ 과  $p=.044$  수준으로 통계적인 차이가 나타났다. 또한 오른 무릎관절각이 선호 속도 보행 시  $-5.99 \pm 4.81^\circ$ , 하지 길이 반영 속도 보행 시  $-5.50 \pm 5.00^\circ$ 로  $p=.026$  수준에서 통계적인 차이가 있었다. 두 번째로, 발끝이 지면에서 떨어지는 순간 하지관절각을 살펴보면, 오른 엉덩관절각이 선호 속도 보행 시  $1.53 \pm 4.01^\circ$ , 하지 길이 반영 속도 보행 시  $0.82 \pm 4.06^\circ$ 로 나타남에 따라 발끝이 지면에서 떨어지는 순간에는 오른 엉덩관절각에서만  $p=.032$  수준에서 통계적인 차이가 나타났다. 세 번째로, 지지구간의 하지관절 가동범위를 살펴보면, 오른 엉덩관절 가동범위가 선호 속도 보행 시  $36.51 \pm 3.39^\circ$ , 하지 길이 반영 속도 보행 시  $37.89 \pm 2.88^\circ$ , 왼 엉덩관절 가동범위가  $36.48 \pm 3.68^\circ$ ,  $37.54 \pm 3.08^\circ$ 로 각각  $p=.000$ 과  $p=.011$  수준에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났다. 마지막으로 스윙구간의 하지관절 가동범위를 살펴보면, 오른 엉덩관절 가동범위가 선호 속도 보행 시  $28.75 \pm 3.86^\circ$ , 하지 길이 반영 속도 보행 시  $30.21 \pm 4.04^\circ$ , 왼 엉덩관절 가동범위가  $27.80 \pm 3.97^\circ$ ,  $29.28 \pm 3.82^\circ$ 로 각각  $p=.003$ 과  $p=.005$  수준에서 통

계적으로 유의한 차이가 나타났다. 또한 오른 무릎관절 가동범위는 선호 속도 보행 시  $65.69 \pm 3.78^\circ$ , 하지 길이 반영 속도 보행 시  $67.86 \pm 3.75^\circ$ , 왼 무릎관절 가동범위가  $65.59 \pm 4.06^\circ$ ,  $67.57 \pm 3.80^\circ$ 로 모두  $p = .000$  수준에서 통계적인 차이가 나타났다.

**Table 3.** Descriptive information for lower joint angle

unit: degree

Lower joint angle	Preferred walking speed	Leg length applied walking speed (Froude Number)	<i>t</i>	<i>p</i>
Angle at heel contact				
Right hip	25.52±3.13	26.17±2.76	<b>-3.387</b>	<b>.001*</b>
Right knee	-5.99±4.81	-5.50±5.00	<b>-2.289</b>	<b>.026*</b>
Right ankle	-5.94±4.14	-5.70±3.86	-.582	.563
Left hip	25.21±3.40	26.77±3.61	<b>-2.072</b>	<b>.044*</b>
Left knee	-5.10±4.81	-5.92±4.91	1.099	.277
Left ankle	-5.90±4.09	-5.91±3.88	.065	.949
Angle at toe off				
Right hip	1.53±4.01	0.82±4.06	<b>2.214</b>	<b>.032*</b>
Right knee	-52.34±4.91	-52.34±5.34	-.005	.996
Right ankle	-24.67±4.50	-24.04±4.35	-1.374	.176
Left hip	1.99±4.77	2.18±4.62	-.233	.817
Left knee	-53.33±5.29	-54.31±5.34	1.184	.242
Left ankle	-25.21±5.02	-24.77±4.54	-1.005	.320
ROM at standing phase				
Right hip	36.51±3.39	37.89±2.88	<b>-3.778</b>	<b>.000*</b>
Right knee	46.76±4.25	47.26±4.87	-1.012	.317
Right ankle	28.54±3.41	28.76±3.59	-.603	.549
Left hip	36.48±3.68	37.54±3.08	<b>-2.631</b>	<b>.011*</b>
Left knee	48.78±4.54	48.57±4.56	.428	.671
Left ankle	29.40±3.70	29.94±3.85	-1.860	.069
ROM at swing phase				
Right hip	28.75±3.86	30.21±4.04	<b>-3.166</b>	<b>.003*</b>
Right knee	65.69±3.78	67.86±3.75	<b>-7.147</b>	<b>.000*</b>
Right ankle	25.48±4.83	25.97±3.92	-.864	.392
Left hip	27.80±3.97	29.28±3.82	<b>-2.915</b>	<b>.005*</b>
Left knee	65.59±4.06	67.57±3.80	<b>-5.691</b>	<b>.000*</b>
Left ankle	24.58±4.31	25.04±4.44	-.944	.350

\* indicates statistically significant difference at a level of .05 between preferred walking speed and leg length applied walking speed (Froude Number)

### 3. 좌우 비대칭 지수

비대칭 정도는 선호 속도 보행과 하지 길이 반영 속도 보행 시 나타난 보장 길이, 활보장 길이 및 시간, 양하지 및 단하지 지지율, 지지구간 및 스윙구간의 엉덩, 무릎, 발목관절 가동범위에 대한 좌우 비대칭 지수를 산출하여 살펴 보았으나 선호 속도 보행과 하지 길이 반영 속도 보행 간 모든 변인의 비대칭 지수는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다.

**Table 4.** Descriptive information for Symmetric index of variables unit: %

Variables	Preferred walking speed	Leg length applied walking		<i>t</i>	<i>p</i>
		speed	(Froude Number)		
Step length	2.98±2.27	2.64±1.81		1.047	.300
Stride length	0.39±1.30	0.15±0.11		1.258	.214
Stride time	0.35±1.37	0.25±0.85		.432	.668
Double support	18.37±19.43	17.73±7.60		.226	.822
Single support	14.21±12.15	12.99±3.40		.745	.460
ROM of hip at standing phase	3.28±3.35	3.67±3.01		-.774	.442
ROM of hip at swing phase	5.77±4.31	5.86±4.55		-.146	.885
ROM of knee at standing phase	6.20±4.99	6.06±4.60		.223	.824
ROM of knee at swing phase	3.14±2.39	3.07±2.49		.249	.805
ROM of ankle at standing phase	7.92±6.37	7.06±5.85		.966	.339
ROM of ankle at swing phase	12.82±8.78	11.86±9.01		.745	.460

\* indicates statistically significant difference at a level of .05 between preferred walking speed and leg length applied walking speed (Froude Number)

### 논 의

본 연구는 선호 속도 보행과 하지 길이 반영 속도 보행 간에 나타나는 보행 요인의 차이와 하지관절각, 좌우 비대칭을 살펴보고자 하였다.

우선, 보행 속도를 살펴보면, 선호 보행 속도가 1.43±0.16 m/s, 하지 길이 반영 보행 속도가 1.48±0.04 m/s로 나타났으며, 통계적으로 유의한 차이는 발견되지 않았으나, 하지 길이 반영한 보행 속도가 선호 보행 속도에 비하여 크게 나타났다. 본 연구의 보행 속도는 Skinner & Barrack (1990)이 보고한 선호 보행 속도 1.39 m/s와 Perry (1992)가 보고한 1.43 m/s와 유사한 결과를 보였다. 특히, 성인과 노인 보행의 운동학적 차이를 분석한 연구(Choi, Kang, Mun, Bang, & Tack, 2010)에서 성인 남자 10명의 선호 보행 속도는 1.44 m/s로 나타났으며, 이때 대상자의 평균 신장은 174.3 cm 로 나타남에 따라 본 연구의 선호 보행 속도 1.43 m/s는 매우 표준적인 속도라고 판단된다. 그러나 한국인의 정상적인 보행에 대한 표준적인 자료 수집을 위해 실시되었던 Kim & Yoon (2009)의 연구 결과에서는 성인 73명의 평균 보행 속도가 1.21 m/s로 나타남에 따라 본 연구 결과에 비하여 느린 보행 속도가 제시되었다. 이것은 대상자의 평균 신장이 166.7 cm, 하지 길이가 85.4 m로 인한 결과라 판단되며, 신장 및 하지 길이가 보행 속도에 직접적인 영향을 미치는 것으로 사료된다. 또한, 보장과 활보장 길이는 하지 길이 반영 속도 보행에서 선호 속도 보행에 비해 크게 나타난 결과를 보였다. 이것은 보행 속도가 증가할수록 활보장 길이가 크게 나타났다고 보고한 Crowinshield 등 (1978)의 연구 결과와 같이 보행 속도의 차이로 인한 결과라 판단된다. 그리고 양하지 지지율은 하지 길이 반영 속도 보행에서 선호 속도 보행에 비하여 감소하는 경향을 보였으며, 단하지 지지율은 증

가하는 경향을 보였다. 이것도 보행 속도가 비교적 크게 나타난 하지 길이 반영 속도 보행에서 선호 속도 보행에 비하여 단하지 지지시간을 길게 유지하면서 보장과 활보장을 크게 하려는 보행 전략이라 판단된다.

두 번째로, 하지관절각을 살펴보면, 엉덩관절각은 하지 길이 반영 속도 보행에서 선호 속도 보행에 비하여 뒤꿈치가 지면에 닿는 순간에 굴곡각이 크게 나타났으며, 발끝이 지면에서 떨어지는 순간에 신전각이 크게 나타났다. 뿐만 아니라 지지구간과 스윙구간의 가동범위도 크게 나타났다. 이것은 보행 속도가 증가할수록 엉덩관절의 가동범위와 엉덩관절에서 발생하는 힘과 회전력 등이 증가한다고 보고하였던 Crowinshield 등 (1978)의 연구와 같은 결과를 나타냈으며, 일반 여성에 비하여 보행 속도가 빠르게 나타난 모델 여성이 엉덩관절의 가동범위를 크게 유지하면서 보행을 수행한다고 보고하였던 Moon, Park, Shin, Chung, & Lee (2012)의 연구와도 일맥상통한 결과이다. 이를 통하여 보행을 평가하기 위해서는 나이와 신체 크기, 보행 속도가 반드시 고려되어야 한다고 판단된다(Crowinshield et al., 1978). 또한, 스윙구간의 무릎관절 가동범위가 하지 길이 반영 속도 보행에서 선호 속도 보행에 비하여 크게 나타났다. 이 또한 보행 속도의 증가가 하지관절의 가동범위를 증가시키고 하지 관절 움직임 변화에 직접적인 영향을 미친다고 보고하였던 Kim 등 (2000) 및 Vaughan 등 (2003)의 연구와 같이 보행 속도 증가로 스윙구간의 무릎관절 가동범위가 크게 나타난 것으로 판단된다. 그러나 발목관절각과 발목관절의 가동범위는 선호 속도 보행과 하지 길이 반영 속도 보행 간에 차이가 나타나지 않았다. 이것은 세 가지 속도(0.75 m/s, 1.25 m/s, 1.75 m/s)의 보행 간에 발목관절각의 차이가 나타나지 않았던 Moon (2005)의 연구와 같이 보행 속도 변화는 발목관절 움직임에 큰 영향을 미치지 않는 것으로 판단된다.

세 번째로 좌우 비대칭 지수를 살펴보면, 모든 변인에서 통계적인 차이가 없었으나 엉덩관절 가동범위를 제외한 모든 변인의 좌우 비대칭 지수가 하지 길이 반영 속도 보행에서 선호 속도 보행에 비하여 작게 나타나는 경향을 보였다. 이것은 보행 속도가 감소할수록 보행 시 나타나는 보행 요인의 좌우 비대칭 지수가 증가한다고 주장하였던 Roth 등 (1997)과 Patterson 등 (2008), Nam 등 (2010)의 연구 결과와 유사한 것으로 판단된다. 비록 본 연구 결과에서 보행 속도 간에 비대칭 지수가 통계적으로 유의한 차이를 보이지는 않았으나, 추후 보행 속도에 변화를 주어 비대칭 지수를 살펴볼 필요가 있다. 그리고 Sadeghi 등 (2000)와 Echeverria 등 (2010)는 비장애인 보행에서도 양 발의 기능적인 차이로 인하여 좌우 비대칭이 나타나며, 비대칭 지수는 10% 정도로 보고하였다. 본 연구에서는 양하지 및 단하지 지지율과 스윙구간의 발목관절 가동범위가 10% 보다 크게 나타났다. 이것은 비대칭 지수가 10% 이상이면 비대칭을 의미하며, 상해 발생률이 높아진다고 주장한 Newton 등 (2006)의 연구에 따라 성인 남성도 양하지 및 단하지 지지율에서 비대칭 현상이 관찰되었으며, 하지관절각은 하지 말단으로 갈수록 비대칭 지수가 점차 증가하는 양상을 보였으며 특히, 발목관절각에 대한 비대칭이 심각한 것으로 판단된다.

마지막으로 하지 길이 반영 속도 보행 시 보행 요인에 대한 표준편차 값이 선호 속도 보행에 비하여 전반적으로 작게 나타났다. 향후 이와 관련된 연구를 통하여 하지 길이가 반영된 보행 속도가 일관된 보행을 유도하는 것인지 보행 요인의 변동계수(coefficient of variation)를 살펴볼 필요가 있다. 또한, 시각적으로 실시간 피드백이 가능한 모니터를 트레드밀에 설치하여 실시간으로 측정된 보행 요인을 피험자에게 제공되는 바이오 피드백에 대한 효과를 살펴본 Lee & Cho (2015)의 연구에서 보행자에게 실시간으로 전달되는 피드백으로 인하여 보행 좌우 비대칭이 감소되고 협응 능력이 향상된 것으로 나타났다. 따라서 추후에는 스마트폰 어플리케이션과 같이 보행자들이 손쉽게 소지하고 접할 수 있는 장비를 통하여 보행 요인에 대한 실시간 피드백이 가능하다면, 보행 교정 및 재활에 효과적인 방법으로 제시될 수 있으리라 기대한다.

## 결론

본 연구는 선호 속도 보행과 하지 길이 반영 속도 보행 간에 보행 요인과 하지관절각을 살펴보고 좌우 비대칭 정도를 알아보려고 실시하였다. 이를 위하여 성인 남자 50명을 대상으로 선호 보행 속도를 측정하고 하지 길이를 반영한 보행 속도를 산출하여 30 스트라이드를 분석하였다. 보행 과정에서 나타나는 보행 요인과 하지관절각을 분석하고 좌우 비대칭 지수를 산출하였으며, 다음과 같은 결론을 얻었다.

첫째, 보장 길이와 활보장 길이는 하지 길이 반영 속도 보행에서 선호 속도 보행에 비하여 크게 나타났으며, 오른발 단하지 지지율은 하지 길이 반영 속도 보행에서 선호 속도 보행에 비하여 크게 나타났다. 둘째, 뒤꿈치가 지면에 닿는 순간과 발끝이 지면에서 떨어지는 순간에 엉덩관절각은 하지 길이 반영 속도 보행에서 선호 속도 보행에 비하여 크게 나타났으며, 지지구간 및 스윙구간의 엉덩관절 가동범위도 크게 나타났다. 또한, 스윙구간의 무릎관절 가동범위도 하지 길이 반영 속도 보행에서 선호 속도 보행에 비하여 크게 나타났다.

따라서 하지 길이 반영 속도 보행은 선호 속도 보행에 비하여 보행 속도가 증가함에 따라 보장과 활보장 길이를 증



가시키고 하지관절의 가동범위를 크게 하여 하지관절 움직임에 직접적인 영향을 미치는 것으로 판단된다.

## 참고문헌

- Alexander, R. M., & Jayes, A. S. (1983). A dynamic similarity hypothesis for the gaits of quadrupedal mammals. *Journal of Zoology*, 201(1), 135-152.
- Choi, J. S., Kang, D. W., Mun, K. R., Bang, Y. H., & Tack, G. R. (2010). Comparison of kinematic factors between old and young people during walking on level and uneven inclined surfaces. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 20(1), 33-39.
- Choi, J. S., Kang, D. W., & Tack, G. R. (2011). A preliminary study on personal preferred walking speed. *Journal of Sport and Leisure Studies*, 45, 721-728.
- Crowinshield, R. D., Brand, R. A., & Johnston, R. C. (1978). The effects of walking velocity and age and hip kinematics and kinetics. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 132, 140-144.
- Echeverria, J. C., Rodriguez, E., Velasco, A., & Alvarez-Ramirez, J. (2010). Limb dominance changes in walking evolution explored by asymmetric correlation in gait dynamics. *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications*, 389(8), 1625-1634.
- England, S. A., & Granata, K. P. (2007). The influence of gait speed on local dynamic stability of walking. *Gait & Posture*, 25(2), 172-178.
- Hof, A. L. (1996). Scaling gait data to body size. *Gait & Posture*, 4, 222-223.
- Hyun, S. H., & Ryew, C. C. (2014). Analysis of the gait characteristics and interaction among bilateral lower extremity joints according to shoe's heel heights in young woman. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 24(4), 445-453.
- Kim, G., & Yoon, N. M. (2009). Gait analysis of the normal adult. *The Journal Korean Society of Physical Therapy*, 21(2), 87-95.
- Kim, R. B., Lee, S. C., & Jin, Y. W. (2000). Influence of walking speed on kinetics of joints lower limbs. *The Korean Journal of Physical Education*, 39(4), 675-687.
- Lee, H. J., & Cho, K. J. (2015). Effects of treadmill gait exercise providing real-time biofeedback on gait coordination and asymmetry. *The Korea Journal of Sports Science*, 24(5), 1773-1783.
- Lee, H. S. (2014). Effect of dimensionless number about joint moment of low legs and analysis of gait pattern by gender. *The Korean Journal of Physical Education*, 53(6), 515-529.
- Lugade, V., Wu, A., Jewett, B., Collis, D., & Chou, L. S. (2010). Gait asymmetry following and anterior and anterolateral approach to total hip arthroplasty. *Clinical Biomechanics*, 25(7), 675-680.
- Moon, G. S. (2005). The kinematic analysis of the ankle joint and EMG analysis of the lower limbs muscle for the different walking speed. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 15(1), 177-195.
- Moon, G. S., Park, S. H., Shin, S. A., Chung, J. W., & Lee, H. D. (2012). The kinetic analysis for the walking movement of fashion model and normal women. *Journal of Sport and Leisure Studies*, 29, 851-860.
- Murray, M. P. (1967). Gait as a total pattern of movement. *American journal of Physical Medicine*, 46, 290-333.
- Nam, H. C., Kim, S. Y., & An, S. H. (2010). The relationships among gait asymmetry, the gait velocity and motor function of lower extremity in stroke patients. *Journal of the Korean Society of Physical Medicine*, 5(3), 385-394.
- Newton, R. U., Gerber, A., Nimphius, S., Shim, J. K., Doan, B., Robertson, M., Pearson, D. R., Craig, W., Hakkinen, K., & Kraemer, W. J. (2006). Determination of functional strength imbalance of the lower extremities. *Journal of Strength and Conditional Research*, 20(4), 971-977.
- Nigg, B. M., De Boer, R. W., & Fisher, V. (1995). A kinematic comparison of overground and treadmill running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 27(1), 98-105.
- Patterson, K. K., Parafianowicz, I., Danells, C. J., Closson, V., Verrier, M. C., Staines, W. R., Black, S. E., & McIlroy, W. E. (2008). Gait asymmetry in community-ambulating stroke survivors. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(2), 304-310.

- Perttunen, J. R., Anttila, E., Sodergard, J., Merikanto, J., & Komi, P. V. (2004). Gait asymmetry in patients with limb length discrepancy. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 14(1), 49-56.
- Perry, J. (1992). *Gait analysis: Normal and pathological function*. Thorofare, NJ: SLACK.
- Roth, E. J., Mervitz, C., Mroczek, K., Dugan, S. A., & Suh, W. W. (1997). Hemiplegic gait. Relationships between walking speed and other temporal parameter. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 76(2), 128-133.
- Sadeghi, H., Allard, P., Prince, F., & Labelle, H. (2000). Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait and Posture*, 12(1), 34-45.
- Scott, S. H., & Winter, D. A. (1990). Internal forces at chronic running injury sites. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22(3), 357-369.
- Shin, S. H., Lee, H. K., & Kwon, M. S. (2008). Correlation between lower extremities joint moment and joint angle according to the different walking speeds. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 18(2), 75-83.
- Skinner, H. B., Barrack R. L. (1990). Ankle weighting effects of therapeutic exercise on the balance and gait in older adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 71(1), 112-115.
- Soong, G. P., Lovie-Kitchin, J. E., & Brown, B. (2000). Preferred walking speed for assessment of mobility performance: sighted guide versus non-sighted guide techniques. *Clinical and Experimental Optometry*, 83(5), 279-282.
- Tirosh, O., & Sparrow, W. A. (2005). Age and walking speed effects on muscle recruitment in gait termination. *Gait and Posture*, 21, 279-288.
- Vaughan, C. L., Langerak, N. G., & O'Malley, M. J. (2003). Neuromaturation of human locomotion revealed by non-dimensional scaling. *Experimental Brain Research*, 153(1), 123-127.
- Vaughan, C. L., & O'Malley, M. J. (2003). Froude and the contribution of naval architecture to our understanding of bipedal locomotion. *Gait & Posture*, 21, 350-362.
- Vaughan, C. L., Toit, L. L., & Roffey, M. (1987). Speed of walking and forces acting on the feet. In: *Biomechanics, X-A, B. Jonsson(ed.), Illinois: Human Kinetics Publishers*, 349-354.
- Whittle, M. W. (1990). *Gait Analysis: Introduction*. Oxford Orthopaedic Engineering Centre: University of Oxford.
- Winter, D. A., & White, S. C. (1987). Cause-effect correlations of variables of gait. In: *Biomechanics, X-A, B. Jonsson(ed.), Illinois: Human Kinetics Publishers*, 363-368.