

A Study on the Characteristics of Lower Extremity Motion of Middle-aged Women in Accordance with Walking Speed to Improve Functions of Walking-shoe

Se-Jin Kong¹, Jung-Ho Lee², Kyu-Chan Lim³, & Jin-Hyun Kim^{4*}

¹Korea Institute of Science Technology, ²LS Networks, ³Ulsan University, & ⁴Jeju International University

The objective of this study was to reveal the characteristics of lower extremity motions of middle-aged women in accordance with their walking speed, and also to suggest elements of improving functions of walking-shoe for the improvement of gait stability.

Total 30 healthy middle-aged women were asked to walk in their preferred speed and also speed 20% faster than that. Using the 3D motion capture system and the plantar pressure measuring system, the characteristics of lower extremity motions were measured. For the analysis on differences in motions between preferred and faster speeds, the paired t-test was performed. At this time, the significance level was set up as $\alpha=.05$.

The walking in faster speed showed the greater ground contact angle than walking in preferred speed while its gait stability was low. Also, the faster walking showed the bigger plantar pressure, and especially, the pressure on the great toe was high.

It would be necessary to improve functions of shoes for the gait stability and dispersion of pressure on feet while fast walking.

Key Words: Walking speed, Middle-aged women, Gait Stability, Lower extremity motion, Walking-shoe 

서 론

중년층 이상의 여성은 연령의 증가와 더불어 에스트로겐(estrogen) 호르몬의 변화로 지방 축적이 증가하는 반면 이를 소비하는 능력이 감소되어 체지방이 몸에 많이 축적된다(Wilmore & Costill, 2002). 또한 40~50대 부터는 생리학 적으로 뼈와 근육이 약해지기 시작하며 이 시기에 가사와 육아, 사회생활을 병행해야 하는 경우가 많기 때문에 면역력 저하를 불러와 여성 질환에 노출되는 경우가 많다. 이러한 문제를 해결하기 위하여 걷기, 자전거, 수영, 요가 등과 같은 유산소 운동을 통하

여 혈액순환과 혈관 기능을 증진시킴으로써 비만을 예방하는 효과와 동시에 우울증 등의 정신적 스트레스를 해소하는데 효과를 볼 수 있다(Korner & Eberle, 2001; Oakley, Zwierska et al., 2008).

특히 걷기 운동은 남녀노소 누구나 손쉽게 할 수 있는 전신 운동으로서 건강을 위해 전 세계적으로 행해지고 있는 인기 있는 운동으로 몸의 신진대사를 활성화시켜 면역력을 증가시키고 골다공증을 예방하는데 도움을 줄 뿐만 아니라 적당한 강도의 걷기 운동은 요통을 비롯한 관절통증 및 성인병 등을 예방하는데 효과가 있는 최적의 운동이라고 할 수 있다(Shono et al., 2001). 이러한 걷기 열풍과 더불어 워킹화를 착용하는 중년 여성들이 늘고 있지만 잘못된 신발 선택으로 인하여 피로와 통증을 호소하는 사람들 역시 증가하고 있다(Kim et al., 2006; Yi, 2008).

논문 투고일 : 2016. 01. 26.

논문 수정일 : 2016. 05. 04.

게재 확정일 : 2015. 05. 04.

* 저자 연락처 : 김진현(socker486@gmail.com)

* 본 연구는 LS네트웍스의 지원으로 수행되었습니다.

보행의 가속 제어를 위하여 신체 이동요인인 하지 관절은 굴곡과 신전을 반복하는 운동을 수행하게 된다 (Jessica & James, 1994). 특히 발은 중력에 대응하여 체중을 지탱하고 균형을 유지하는 역할을 한다. 또한 발목부터 무릎, 골반 등의 신체와 유기적인 구조로 연결되어 있기 때문에 보행 안정성에 중요한 기관이라고 할 수 있다(Perry, 1992). 발목 관절의 굴곡 신전과 내전 외전 운동은 지면으로 부터의 충격력을 감소하기 위한 중요한 기전으로 작용하지만(Kim et al., 2011), 과도한 가동은 오히려 신체의 안정성을 저해하고 상해 유발의 가능성을 증가시키는 요인으로 알려져 있다(Lee & Kim, 2009). 이러한 발에 직접적으로 착용하는 것이 신발이며 적절한 워킹화를 선택하는 것은 보행 안정성과 유관된 상해예방을 위해 매우 중요하다(Kim et al., 2006; Yi, 2008; Lee, 2009).

보행 안정성을 위한 기능적 신발에 대한 많은 연구들이 이루어지고 있지만 대부분이 일반적인 보행에서 수직 충격력을 완화시키기 위한 방법론에 대한 연구(Choi & Lee, 2002; Kim & Chae, 2007; Eun et al., 2007), 과도한 족저 압력을 분배하는 방법론과 관련한 연구(Lamp et al., 2003; Yi, 2007), 그리고 보행시 근력 분배를 통한 효율성 증대를 위한 연구(An et al., 2007; Yi, 2008) 등에 머물고 있다.

그러나 실제 보행상황에서는 장애물의 출현 등의 돌발 상황에 따라 보속과 보폭을 변화해야 하는 경우가 빈번히 발생한다. 이러한 상황을 안정적이고 유연하게 대처하는데 기능적 워킹화의 역할이 중요하며(Kim et al., 2011) 효과적인 워킹화 제작을 위한 기초 자료 마련을 위해서는 선호하는 보속과 보폭의 변화에서 나타나는 보행 동작의 특성 변화 등의 보행 패턴 관련 연구가 중요하다. 뿐만 아니라 보행 속도에 따른 동작 패턴은 나이에 따라 많은 변화를 보이게 되며 이러한 변화가 낙상 등 상해의 원인이 될 수 있으므로 이와 관련한 연구는 그 자체로 큰 의미를 갖는다(Joo et al., 2015).

따라서 본 연구는 중년 여성들의 선호하는 보행 속도와 이를 기준으로 하는 빠른 속도의 보행에 따른 하지의 움직임 특성 변화 및 차이를 밝히고자 한다. 본 연구의 결과는 활발히 이루어지고 있는 기능적 워킹화 기능 개선 노력에 주요한 과학적 자료가 될 것으로 기대한다.

연구방법

연구 대상자

본 연구의 대상자는 서울특별시에 거주하고 있는 40~50대 중년여성으로 최근 6개월 동안 근골격계에 질환이 없는 30명을 대상으로 실시하였다. 본 연구는 IRB(KMU-201501-HR-045)의 승인을 받았으며 연구 대상자는 연구의 취지와 방법에 대한 설명을 들은 후 자발적으로 참여 하였다. 연구 대상자에 대한 신체적 특징은 <Table 1>과 같다.

Table 1. Characteristics of Subject

	(M±SD)					
N	Height (cm)	Weight (kg)	Age (yr)	TFL (cm)	NS (km/h)	FS (km/h)
30	158.1±4.5	57.1±6.9	52.3±5.2	22.5±0.9	4.1±0.5	4.9±0.6

TFL: Total Foot Length, NS: Normal Speed, FS: Fast Speed

연구 장비 및 실험 절차

본 연구에서는 중년 여성들의 보행 속도에 따른 보행 동작의 특성을 파악하기 위하여 3차원 동작계측 시스템과 (Vicon MX-T40, VICON Motion Systems Ltd., UK), 족저압 계측 시스템 (Pedar-X, Novel, Germany)을 사용하여 움직임 정보를 취득하였고, 트레드밀(Bestop, J-MAX2, Korea)을 이용하여 보행 속도를 통제 하였다. 3차원 동작계측 시스템과 족저압 계측 시스템 모두 100 Hz의 속도로 움직임을 측정 하였다. 동작 계측 데이터는 버터워스 2차 저역통과 필터(Butterworth 2nd low-pass filter)를 이용하여 평활화(smoothing)하였다. 이때 차단주파수(cut-off frequency)는 10.0Hz로 설정하였다.

실험 전 연구 대상자들은 실험절차에 대한 세부적인 설명을 통하여 실험목적과 방법을 충분히 이해한 후 실험 참여 동의서를 작성하였으며, 연구 대상자들의 신체 정보(신장, 체중, 다리 길이, 무릎 두께, 발목 두께)를 계측하였다. 동작 계측용 반사마커를 부착하고 족저압

측정 인soles을 착용하였다. 연구 대상자들은 자연스러운 보행 동작을 위하여 실험 전 약 10분간 트레드밀 위에서 충분한 준비운동을 실시하였다. 연구대상자별 선호하는 보행속도를 측정하였고 선호속도를 기준으로 20% 증가된 속도를 빠른 보행속도의 기준으로 하였다(Chung & Wang, 2010; 2011). 모든 피험자는 제조사에서 추천한 기본 기능의 워킹화(Bounce Up, Prospects, Korea)를 착용하고 트레드밀 위에서 기본 보행과 빠른 보행을 각각 10분간 자연스럽게 수행하였으며, 대상자가 측정 시점을 인지하지 못하도록 보행 시작 7분 이후 임의로 15초간 3번 측정하여 자료화 하였다.

자료 분석

중년 여성들의 보행 속도에 따른 하지 관절의 움직임을 분석하기 위하여 Vicon Nexus 1.7(VICON Motion Systems Ltd., UK) 동작분석 프로그램을 이용하여 운동학적 데이터를 수집하였다. 골반 중심의 움직임과 하퇴와 발의 회전 동작 계측을 위한 반사마커는 양쪽 하지에 총 16개를 부착하였다. 부착위치는 골반의 전상장골극(Left and Right Anterior Superior Iliac Spine, ASIS)과 후상장골극(Left and Right Posterior Superior Iliac Spine, PSIS), 대퇴외측상과(Left and Right Lateral Epicondyle of Femur)와 외측복사뼈(Left and Right Lateral Malleolus)에 부착하였으며, 대전자(Greater Trochanter)와 외측상과 간에 직선을 이루는 한 지점인 대퇴외측부(Left and Right Thigh)와 대퇴외측상과와 외측 복사뼈 간에 직선을 이루는 한 지점인 하퇴외측부(Left and Right Shank)에 마커를 부착하였다. 발목 관절의 관절 가동 각도는 각 마커의 궤적을 Plugin Gait 모델(VICON Motion Systems Ltd., UK)에 적용하여 산출하였고(Kadaba et al., 1990), 다른 운동학적 변인들은 측정된 마커의 공간 좌표값을 수치적으로 해석하여 산출하였다. 또한 발의 지면 접지각과 신발 분절간 상대각 측정을 위해 워킹화를 신은 상태에서 총 7개의 마커를 부착하였다. 신발 분절간 상대각은 신발위에 부착된 마커를 기준으로 발을 세 개의 분절로 나누고 각 분절 간의 상대적 각도를 계산하였다(Fig. 1, Fig. 2).

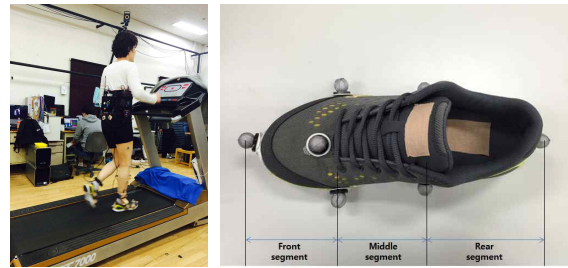


Fig. 1. Setting of experimental situation

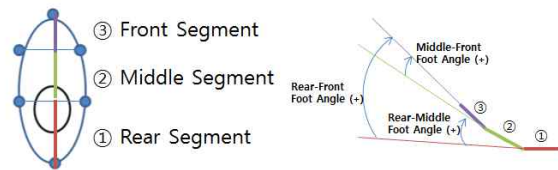


Fig. 2. Foot segment definition

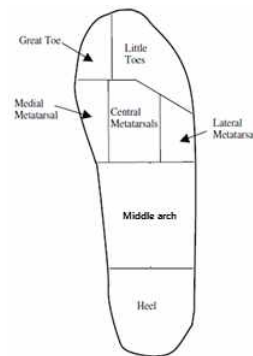


Fig. 3. Foot Pressure Analysis Section

신체의 동작 안정성 검증을 위하여 골반 중심점의 상하 변위를 시간에 대하여 세 번 미분하여 저크 코스트(jerk-cost)를 얻었다(Hreljac, 2000). 저크는 시간에 대한 가속도의 변화율이고 이를 바탕으로 한 저크 코스트는 동작의 부드러운 안정성을 평가하는 지표로 동작의 숙련도를 정량화하는 객관적 도구로 사용된다(Nagasaki, 1991; Wiegner & Wierzbicka, 1992; Lim et al., 2006; Park et al., 2014). 또한 족저압력은 발을 7개 영역(Great Toe, Little Toe, Medial Metatarsal, Central Metatarsal, Lateral Metatarsal, Middle Arch, Heel)으로 나누고 각 영역의 족저압 값을 산출하였다(Fig. 3). 모든 데이터는 Heel strike(HS) 시점과 Toe off(TO) 시점을 기준으로 자료화 하였다.

통계처리

본 연구에서 얻어진 운동역학적 자료는 SPSS 18.0 통계프로그램을 이용하여 통계처리 하였으며 결과의 평균값과 표준편차를 산출하였다. 보행 속도 변화에 따른 변인들 사이의 차이를 검증하기 위하여 종속 t-검증 (Paired t-test)을 실시하였으며, 유의수준은 $\alpha = .05$ 로 설정하였다.

연구결과

선운동 변인

〈Table 2〉는 보행속도에 따른 골반 중심점의 변위 최고점 및 상하 변위의 범위와 저크 코스트를 나타낸 것이다. 골반 중심점의 변위 최고점에서는 HS 및 TO 시점 모두에서 통계적으로 유의하게 선호속도에서의 무게중심 최고점이 더 높게 나타났다($p < .05$). 통계적으로 유의미 하지는 않았지만 상하 운동범위는 빠른 걸음의 보행에서 움직임 범위가 더 작았다.

숙련되고 안정된 동작 일수록 저크 코스트의 값은 작아지는데, 본 연구에서는 빠른 걸음에서 선호 속도의 보행보다 통계적으로 유의하게 더 높은 값을 보였다($p < .05$).

Table 2. Result of Pelvic Center Motion

(unit : cm, cm/s ³)				
Variable	Event	Speed	Mean±SD	t(p)
Max. height	HS	normal	108.7±2.6	6.258
		fast	107.8±2.7	(.000)*
	TO	normal	109.5±2.7	7.520
		fast	108.2±2.6	(.000)*
Movement Range1	HS	normal	6.5±4.2	.939
		fast	5.5±3.5	(.352)
	TO	normal	6.2±5.4	.762
		fast	5.3±3.4	(.450)
Jerk1	normal	2.4±19.4	6.739	
	fast	21.8±19.3	(.000)*	

¹: Vertical movement, HS: Heel strike, TO: Toe off, *: $p < .05$

각운동 변인

〈Table 3〉은 보행속도에 따른 발끝 벌어짐 각도 (Toe-out Angle), 정강이 회전 각도(Tibia Rotation Angle), 오른쪽 발목 각도(Right Ankle Angle) 그리고 발의 지면 접지각도(Foot Contact Angle)의 결과를 나타내었다. 발끝 벌어짐 각도에서는 HS 시점에서는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았지만 TO 시점에서는 통계적으로 유의하게 빠른 속도의 보행에서 발끝 내측 모음 각도가 작은 것으로 나타났다($p < .05$). 보행 속도에 따른 정강이 회전 각도에서도 TO 시점에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났다($p < .05$). 빠른 속도에서 더 큰 각도 변화가 나타났다. 오른쪽 발목 각도에서는 HS와 TO 시점의 굴곡 각도에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났으며($p < .05$, Fig. 4), TO 시점의 발목 내전 각도에서도 통계적으로 차이를 보였다($p < .05$). 발의 지면 접지각도에서는 HS 및 TO 시점 모두 빠른 속도의 보행에서 더 큰 각도를 보였다($p < .05$).

Table 3. Toe-out, Tibia Rotation, Right Ankle Angle, Foot Contact Angles (unit : deg)

Variable	Event	Speed	Mean±SD	t(p)
Toe-out Angle1	HS	normal	4.4±8.7	.180
		fast	4.3±8.9	(.859)
	TO	normal	-5.1±7.2	-2.198
		fast	-3.7±7.7	(.039)*
Tibia Rotation Angle2	HS	normal	-3.3±7.1	1.508
		fast	-4.2±7.4	(.146)
	TO	normal	2.9±8.3	-2.571
		fast	4.1±7.9	(.017)*
R. Ankle Flex./Ext. Angle4	HS	normal	4.8±3.6	-4.566
		fast	6.9±4.3	(.000)*
	TO	normal	-7.0±4.9	5.528
		fast	-9.5±5.3	(.000)*
R. Ankle Inver./Ever. Angle3	HS	normal	-2.4±3.2	.431
		fast	-2.5±3.4	(.670)
	TO	normal	-0.1±2.8	2.597
		fast	-0.4±2.9	(.016)*
Foot Contact Angle4	HS	normal	19.6±4.4	-5.083
		fast	24.2±4.4	(.000)*
	TO	normal	-59.7±4.3	7.206
		fast	-64.2±4.2	(.000)*

¹: Out toe(+), ²: Int. rot.(+), ³: Inver.(+), ⁴: Dorsi flex.(+), HS: Heel strike, TO: Toe off, *: $p < .05$

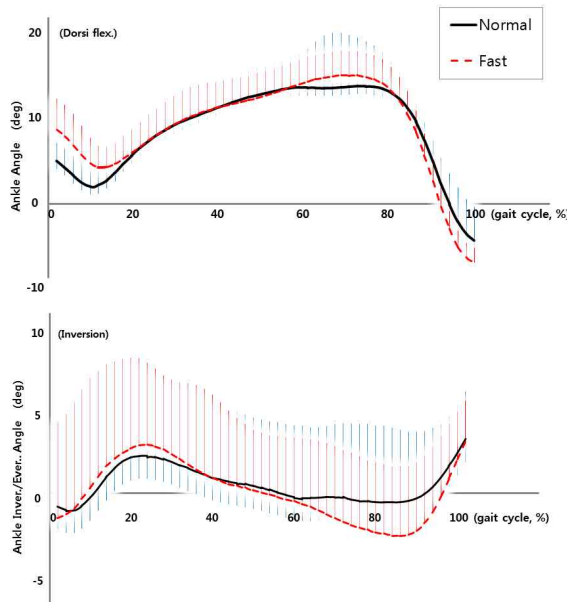


Fig. 4. Right Ankle Angle

Table 4. Result of Inter-Foot Segment Angle (unit : deg)

Variable	Event	Speed	Mean±SD	t(p)
Rear-Middle Foot Angle	HS	normal	14.2±3.6	1.214
		fast	13.5±3.6	(.236)
	TO	normal	15.7±3.8	.840
		fast	15.5±4.1	(.409)
Rear-Front Foot Angle	HS	normal	25.9±5.0	-3.215
		fast	27.3±4.8	(.004)*
	TO	normal	29.4±6.1	-2.525
		fast	30.9±5.6	(.018)*
Middle-Front Foot Angle	HS	normal	38.1±8.3	-.043
		fast	38.7±7.8	(.966)
	TO	normal	43.5±9.1	-.335
		fast	44.4±8.6	(.740)

HS: Heel strike, TO: Toe off, *: $p < .05$

〈Table 4〉에서는 보행속도에 따른 신발 분절들 간의 각도 값(Rear-Middle: RM / Rear-Front: RF / Middle-Front: MF)을 나타낸 것이다. RM 각도에서는 통계적으로 유의미 하지 않지만 선호속도에서 더 큰 각도가 나타났다. RF 각도는 HS 및 TO 시점 모두에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났다($p < .05$). RF 각도와 MF 각도에서는 빠른 속도에서 더 큰 각도가 나타났다.

Table 5. Right Foot Max Pressure (unit : kPa)

Variable	Speed	Mean±SD	t(p)
Great Toe	normal	169.2±19.0	-5.171
	fast	197.1±28.5	(.000)*
Little Toes	normal	92.7±12.9	-.706
	fast	95.2±17.3	(.492)
Medial Metatarsal	normal	209.7±61.9	-.626
	fast	212.6±61.8	(.542)
Central Metatarsal	normal	216.4±30.1	-2.806
	fast	225.1±29.4	(.015)*
Lateral Metatarsal	normal	173.6±31.0	-2.412
	fast	184.6±36.8	(.031)*
Middle Arch	normal	272.0±76.6	-.245
	fast	274.9±73.0	(.810)
Heel	normal	167.3±44.4	-2.595
	fast	182.0±46.0	(.022)*

*: $p < .05$

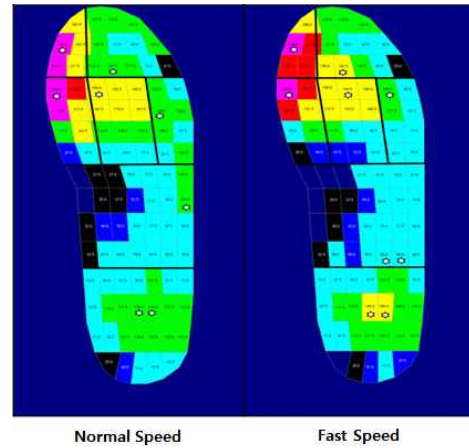


Fig. 5. Foot Planter Pressure during gait (Representative subject)

족저압력

〈Table 5〉에는 보행속도에 따른 족저압력의 최대값을 나타내었고, 〈Fig. 5〉에는 족저압력의 분포를 나타내었다. 엄지발가락(Great Toe)의 족저압력에서 선호속도 보행에서는 169.2 kPa로 나타났으며, 빠른 보행에서는 197.1 kPa로 나타나 빠른 속도 보행에서 족저압력이 크게 나타났다($p < .05$). 또한 중간 중족골(Central Metatarsal)과 외측 중족골(Lateral Metatarsal) 그리고 뒤꿈치(Heel) 부분에서도 통계적으로 유의하게 빠

른 보행에서의 족저압이 높은 것으로 나타났다($p < .05$). 발의 다른 부분에서는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았지만 빠른 보행의 족저 압력이 크게 나타나는 경향을 보였다.

논 의

본 연구의 목적은 중년 여성의 보행 속도에 따른 하지 동작의 특성을 밝히고 그에 따라 보행 안정성을 향상시키는 기능적 워킹화의 개발 요소를 제안하는 것이다. 40~50대 중년 여성들을 대상으로 선호 속도와 선호 속도를 기준으로 20% 빠른 보행에서 3차원 동작 측정 시스템과 족저압 측정 시스템을 활용하여 보행 동작을 계측하였다. 보행은 신체 이동을 위한 보편적인 동작으로 골격의 성장이 멈추는 시기에서부터 개인적인 신체 특성과 생활 습관에 따라 그 형태가 고착되어 유지되는 특성을 가지는 복합 운동이고, 일반적으로 개인의 상황에 맞추어 고착화된 보행은 자연스럽게 효율적이고 안정적인 보행이 된다(Perry, 1992; Jessica & James, 1994). 하지만 특수한 상황에서 보행의 속도와 보폭 등의 보행 변수가 발생하게 되면 보행 안정성에 손실이 발생하고 이는 낙상 등의 상해와 연관되어지는 가능성이 높아진다. 따라서 이러한 상황 변수에 적절히 대응 할 수 있는 보조적인 장치가 필요하고 대표적인 것이 신발이다(Lee, 2009; Kim et al., 2011). 신발이 이러한 기능적 보완에 적절하게 활용될 수 있도록 보행 속도에 따른 하지 동작의 특성을 분석하였다.

Michael et al.(2004), Luigi et al.(2010), Karen et al.(2014) 등의 연구에서 다양한 속도로 보행하였을 때 신체 무게 중심의 변위를 분석한 결과 보행 속도가 증가 할수록 좌우측 방향의 범위는 줄어들고, 위아래 방향의 범위는 증가하는 것으로 나타났고 위아래 변위의 증가는 보행 안정성과 효율을 저해하는 요소로 작용 할 수 있다고 하였다. 하지만 본 연구의 결과에서는 빠른 속도의 보행이 선호 속도의 보행 보다 골반 중심의 최고 높이가 낮고 변위 범위도 좁아지는 결과가 나타났다. Jang(1991)의 연구에서는 빠른 속도의 보행 일수록 보폭이 넓어지고 이에 따라 무게중심의 높이가 낮아진다고

보고 하였는데 트레드밀의 보행에서 이와 같이 보폭에 따라 보폭이 넓어지는 현상이 나타난 것으로 보인다. 그러나 골반 중심 변위의 저크 코스트 평가에서는 빠른 속도의 보행에서 더 큰 값을 얻었다. 높은 저크 코스트는 동작의 불안정성과 비효율성을 나타내는 지표로 사용되는데(Hreljac, 1993; 2000), 본 연구의 결과에서는 빠른 속도의 보행이 선호 속도의 보행보다 골반 중심의 수직 변위 변화는 작아도 저크 코스트는 큰 값을 나타내 빠른 속도의 보행 동작의 안정성은 선호 속도의 보행보다 좋지 못한 것으로 나타났다. 본 연구의 결과로 얻어진 발목 관절의 각 변위 변화(Fig. 4)에서 빠른 속도의 보행이 선호 속도의 보행보다 더 넓은 범위를 보이는데 보행에서 발목관절의 각도 변화는 무릎과 골반으로 이어지는 인체의 유기적 움직임에 큰 영향을 미치는 것으로 알려져 있고, 특히 발목 관절의 각 변위 변화가 커질수록 인체의 안정성을 저해 하는 요소로 작용한다고 알려져 있어(Kim et al., 2011) 빠른 속도의 보행 안정성이 좋지 못한 본 연구의 결과와 일치한다.

하지 움직임 평가 결과를 보면, 빠른 속도의 보행에서 HS와 TO 시점 발끝 내외측 벌어짐 각도와 정강이 회전 각도가 큰 것으로 나타났다. 이는 보행 중 다리가 체공기에서 지지기로 넘어오는 과정에 하지 관절의 동작 변화가 큰 것을 의미하고 이러한 움직임이 신체 안정성을 저해하는 하나의 요소로 작용 한 것으로 보인다. Chiu et al.(2013)의 연구에서도 빠른 속도의 보행일수록 HS시점에 발끝 외측 벌어짐 각도가 커지는 것으로 나타났는데 이는 빠른 하지 동작, 특히 체공기에서 발의 전방 정렬이 완전히 이루어지지 않은 상태로 착지하기 때문으로 판단된다. 이와 연관되어 발의 지면 접지각도도 빠른 속도의 보행에서 더 큰 접지각을 보였다. 따라서 보행 안정성을 위한 기능적 신발은 큰 지면 접지각을 유발 하는 상황에서도 발끝 외측 벌어짐을 적절한 범위로 제어 할 수 있는 기능적 설계가 필요하다. 신발을 세 개의 세부 분절로 나누어 살펴본 결과에서는 빠른 속도의 보행에서 RF각도가 HS시점과 TO시점 모두에서 선호 속도의 보행에서 보다 더 큰 것으로 나타났다. HS시점의 각도 차이는 보행의 충격을 흡수하기 위한 동작에서 나타나는 것으로 판단되고 TO시점의 각도 차이는 더 큰 추진력을 얻기 위한 동작에서 기인하는 것으로 보인다.

기본 위킹화를 통한 이 결과는 기존에 잘 알려진 바와 같이 신발의 중요한 기능인 뒷꿈치 부분의 충격 흡수와 중족골 관절의 가동 범위의 제한을 통한 추진력 생성을 보완하는 기능적 신발 설계의 근거가 될 수 있는 것으로 판단된다.

Gordon et al.(2004), Ava et al.(2004)과 Chung & Wang(2011)등의 연구에서는 보행의 속도가 빨라질수록 엄지발가락과 뒤꿈치에서의 족저압이 높아지는 것으로 나타났다. 이는 본 연구의 결과와도 일치한다. 보행 주기 동안 발목 관절의 각 변위 전개 형태에서 나타나는 첫 번째 족저굴곡은 보행에서 만들어지는 충격력을 신체가 안정적으로 흡수하기 위한 동작이고 두 번째 족저 굴곡은 보행의 추진력을 만들기 위한 동작인데 본 연구의 결과에서 빠른 속도의 보행이 선호속도의 보행보다 추진력을 위한 족저 굴곡 동작 변화가 더 크게 나타났다. 즉, 본 연구에서 유의하게 큰 압력이 나타난 뒤꿈치는 빠른 보행에서 발생한 강한 추진력을 흡수하는 영역이고 중간 중족골, 외측 중족골과 엄지발가락은 추진력을 빠르고 크게 형성하는 부분으로 볼 수 있는데(Jessica & James, 1994), 특히 엄지발가락에 집중적으로 나타나는 큰 족저압은 엄지발가락의 변형 등 상해 유발 요인으로 작용 할 수 있어(Cavanagh & Lafortune, 1980; McNitt-Gray, 1993; Michael et al., 2002) 이를 적절하게 분산하여 집중되는 족저압을 줄이는 노력이 기능적 신발의 설계에 반드시 필요 할 것으로 보인다.

결론

본 연구에서는 정상보행에 문제가 없는 중년 여성을 대상으로 보행 속도 변화에 따른 하지움직임 특성에 대하여 분석하였다. 빠른 속도의 보행 일수록 발과 하지 관절의 가동 범위가 증가하고 그 결과 보행 안정성의 저하가 나타났다. 또한 빠르고 큰 추진력 생성을 위해 엄지발가락에 족저압이 집중되어 발생 하였다. 따라서 보행에서의 신체 안정성과 상해 예방을 위해 하지 분절의 가동 범위를 적절히 제어하고 특정 족저 부위에 집중되는 족저압을 분산시키는 기능적 신발의 설계가 요구된다. 본 연구의 결과는 보행 안정성을 위한 후속 연구에 기초 자료가 될 수 있을 것으로 기대한다.

참고문헌

- An, S. Y., Kim, B., & Lee, K. K. (2007). A Comparative study of characters of muscle activity in lower limb and gait pattern on type of heel rockers. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 17(1), 111-119.
- Ava Segal, B. A. S., Eric Rohr, M. S., Michael Orendurff, M. S., Jane Shofer, M. S., Matthew O'Brien, M. S., & Bruce Sangeorzan, M. D. (2004). The effect of walking speed on peak plantar pressure. *Foot & Ankle International*. 25(12), 926-933.
- Cavanagh, P. R., & Lafortune, M. A. (1980). Ground reaction forces in distance running. *Journal of Biomechanics*, 13(5), 397-406
- Choi, S. B., & Lee, W. J.(2002). Influences of shoe shape and gait characteristics on feet discomforts according to women's foot type. *The International Journal of Costume Culture*, 10(3), 306-317.
- Eun, S. D., Yu, Y. J., & Shin, H. S. (2007). The effects of gel-type insole on patients with knee osteoarthritis during gait. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 17(3), 181-188.
- Gordon L. Warren, Ruth M. Maher, & Elizabeth J. Higbie. (2004). Temporal patterns of plantar pressures and lower-leg muscle activity during walking: effect of speed. *Gait & Posture*. 19(1), 91-100.
- Hreljac, A. & Martin, P. E. (1993). The relationship between smoothness and economy during walking. *Biological Cybernetics*, 69, 213-218.
- Hreljac, A. (2000). Stride smoothness evaluation of runners and other athletes. *Gait and Posture*, 11, 199-206.
- Jang E. J. (1991). *Biomechanical analysis of walking motion with velocity*. Master's Thesis. Graduate school of Dong duck Women's University.
- Jessica R., & James G. (1994). *Human Walking*. Williams & Wilkins.
- Judith M. Burnfield, Courtney D. Few, Olfat S. Mohamed, & Jacquelin Perry. (2004). The influence of walking speed and footwear on plantar pressures in older adults. *Clinical Biomechanics*, 19(1), 78-84.
- Joo, J. Y., Kim, Y. K. & Park, J. Y. (2015). Reliability of 3D-Inertia Measurement Unit Based Shoes in Gait Analysis. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 25(1), 123-130.

- Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., & Wootten, M. E. (1990). Measurement of Lower Extremity Kinematics During Level Walking. *Journal of Orthopaedic Research*, 8(3), 8383-8392.
- Karen Jansen, Friedl De Groote, Jacques Duysens, & Ilse Jonkers, (2014). How gravity and muscle action control mediolateral center of mass excursion during slow walking: A simulation study. *Gait & Posture*, 39(1), 91-97.
- Kim, E. H., Chung, C. W., & Lim, J. (2006). The biomechanical evaluation of new walking-shoe. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 16(2), 193-205.
- Kim, E. H., Cho, H. K., Jung, T. W., Kim, S. S., & Chung, C. W. (2010). The biomechanical wvaluation of functional insoles. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 20(3), 345-353.
- Kim, E. H., Kim, S. S., Kwon, M. S., Wi, U. R., Lim, J., & Chung, J. W. (2011). The Effect of Form and Hardness of Outsoles on the Motion of the Lower Extremity Joints and on Foot Pressure during Gait. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 21(2), 223-230.
- Kim, Y. J., & Chae, W. S. (2007). The plantar pressure comparison between the curved rear balance shoes and normal shoes. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 17(3), 173-180.
- 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.
- Lamp R., Mitternachi J., Streirhauser E., Gerdesmeyer L. & Gardinger R. (2003). Calculation of Hallux Bending Moments from Planter Pressure Distribution. *Orthop Ihre Grenzgeb*, 141(5), 583-589.
- Lee, C. H. (2009). Kinetic Differences between normal-design Running Shoes and Spring-loaded Running Shoes. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 19(3), 581-592.
- Lee, Y. K., & Kim, Y. H. (2009). Influence of midsole hardness on vertical ground reaction force and heel strike angle during men`s and women`s running. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 19(2), 379-386.
- Lim, Y. T., Choi, J. S., Han, Y. M., Kim, H. S., Yi, J. H., Jun, J. H. & Tack, G. R., (2006). Analysis of golf putting for Elite & Novice golfers Using Jerk Cost Function. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 16(1), 1-10.
- Luigi Tesio, Viviana Rota, Cecilia Chessa, & Laura Perucca, (2010). The 3D path of body centre of mass during adult human walking on force treadmill. *Journal of Biomechanics*, 43(5), 938-944.
- McNitt-Gray, J. L. (1993). Kinetics of the lower extremities during drop landings from three heights. *Journal of Biomechanics*, 26(9), 1037-1046.
- Meng Jung Chung & Mao Jiun J. Wang. (2010). The change of gait parameters during walking at different percentage of preferred walking speed for healthy adults aged 20-60 years. *Gait & Posture*, 31(1), 131-135
- Meng Jung Chung & Mao Jiun, Wang. (2011). Gender and walking speed effects on plantar pressure distribution for adults aged 20-60 years. *Ergonomics*, 55(2), 194-200.
- Michael J. Coughlin, Charles L. Saltzman, James A. Nunley, II, (2002). Angular Measurements in the Evaluation of Hallux Valgus Deformities: A Report of the Ad Hoc Committee of the American Orthopcedic Foot & Ankle Society on Angular Measurements. *Foot & Ankle International*, 23(1), 68-74
- Michael S. Orendurff, Ava D. Segal, Glenn K. Klute, Jocelyn S. Berge, Eric S. Rohr, & Nancy J. Kadel. (2004). The effect of walking speed on center of mass displacement. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 41(6A), 829-834.
- Min Chi Chiu, Hsin Chieh Wu, & Li Yu Chang, (2013). Gait speed and gender effects on center of pressure progression during normal walking. *Gait & Posture*, 37(1), 43-48.
- Nagasaki, H. (1991). Asymmetrical trajectory formation in cyclic forearm movements in man. *Experimental Brain Research*, 87, 653-661.
- 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.
- Park, Y. S., Kim, M. Y., & Lee, S. R. (2014). The Analysis of Differences in Pulmonary Functions, Jerk Cost, and Ground Reaction Force Depending on Professional and Amateur Dancers in Korea Dance. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 24(4), 349-357.
- Perry, J. (1992). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. New Jersey: SLACK.
- 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.
- Wiegner, A. W., & Wierzbicka, M. M. (1992). Kinematic models and human elbow flexion movements: Quantitative analysis. *Experimental Brain Research*, 88, 665-673.
- Wilmore, J. H., & Costill, D. L. (2002). *Physiology of sport and exercise*. Champaign, IL: Human Kinetics Publishers.
- Yi, K. O. (2007). Effects of Elevated Midfoot Walking Shoes on Foot Shape, Balance, Flexibility and Body Composition. *Journal of Korean Physical Education Association for Girls and Women*, 21(2), 39-50.
- Yi, K. O. (2008). Immediate difference in gait strategies according to rocker sole configurations. *Journal of Korean Physical Education Association for Girls and Women*, 22(4), 1-13.

워킹화 기능 개선을 위한 보행 속도에 따른 중년 여성의 하지 동작 특성 연구

공세진(한국과학기술연구원), 이정호(LS네트웍스), 임규찬(울산대학교), 김진현(제주국제대학교)

본 연구의 목적은 중년 여성의 보행 속도에 따른 하지 동작의 특성을 밝히고 보행 안정성 향상을 위한 워킹화의 기능 개선 요소를 제안하는 것이다.

건강한 중년여성 30명을 대상으로 자기가 선호하는 속도와 선호 속도에 20% 빠른 속도의 보행을 수행하도록 하였다. 3차원 동작 측정시스템과 족저 압력 측정 시스템을 이용하여 동작 특성을 계측하였다. 선호 속도와 빠른 속도의 동작 차이 분석을 위하여 종속표본 t-검증을 수행하였다. 이 때, 유의수준은 $\alpha = .05$ 로 설정하였다.

빠른 걸음의 보행이 선호 속도의 보행보다 발의 지면 접지각이 컸고, 동작 안정성이 낮았다. 또한 빠른 보행에서 큰 족저압력이 계측 되었으며 특히 엄지발가락의 압력이 높았다.

빠른 보행에서의 신체 안정성과 발의 압력 분산을 위한 신발의 기능 개선이 필요할 것으로 판단된다.

주요어: 보행 속도, 중년 여성, 보행 안정성, 하지 동작 특성, 워킹화