

보행 시 의도적인 발 디딤 각도 변화가 하지 관절 부하에 미치는 영향

고은애¹ · 홍수연¹ · 이기광¹ · 안근옥²

¹국민대학교 일반대학원 체육학과 · ²단국대학교 체육학과

Effect of Active Change of Foot Progression Angle on Lower Extremity Joint During Gait

Eun-Ae Go¹ · Su-Yeon Hong¹ · Ki-Kang Lee¹ · Keun-Ok An²

¹Department of Sport Science, Kookmin University, Seoul, Korea,

²Department of Sport Science, Dankook University, Gyeonggi, Korea

Received 18 February 2013; Received in revised form 16 March 2013; Accepted 20 March 2013

ABSTRACT

Efficient gait is compensate for a lack of exercise, but the wrong walking can cause disease that joints, muscles, brain and body structure(Scott & Winter, 1990). Also many researchers has been studied gait of positive mechanism using analytical methods kinetic, kinematic. This study is to identify nature of knee adduction moment, depending on different foot progression angle and the movement of rotation of pelvis and body. Health study subject conducted intended walking with three different angles. The subjects of this study classified three types of walking; walk erect, pigeon-toed walk and an out-toed gait. Ten university students of K without previous operation and disease record selected for this study. For accuracy of this study, three types of walking carried out five times with 3D image analysis and using analysis of ground reaction force to analyze nature of knee adduction moment and the movement of rotation of pelvis and body. Firstly, the HC(heel contact) section value of intended walk erect, pigeon-toed walk and an out-toed gait was not shown statistically significant difference but TO(toe off) section value was shown that the pigeon-toed walk statistically significant. The value of pigeon-toed walk was smallest knee adduction moment($p < 0.005$). Secondly, X axis was the change of rotation movement body and pelvis when walk erect, pigeon-toed walk and an out-toed gait. Shown statistically Y axis was not shown statistically significant but Z axis statistically significant($p < 0.05$). These result show the significant differences on TO section when walking moment reaches HC, it decides the walking types and rotates the foot.

Keywords : Plyometric Exercise, Postural Stability, Proprioception

I. 서 론

2005년 이후 제주도 올레길, 북한산과 지리산 둘레길의 개발은 걷기 열풍을 낳았고, 이로 인해 많은 사람들이 걷기에 대한 관심을 보이게 되었으며 매체와 연구자들은 보행에 대한 열띤 홍보와 연구를 보다 더 활발하게 진행하였다.

일반적으로 바른 보행의 형태는 발바닥이 지면을 닿을

때 발뒤꿈치 착지(heel-contact) 후 중간지지기(mid-stance)를 지나 발앞꿈치가 이지(toe-off)되는 동작이 반복적으로 나타나는 것으로, 성인의 보행에서 지면반력기를 통해 조사된 최대 수직지면반력의 크기는 1~1.2B W(body weight)으로 이정곡선(bimodal curve)의 모양으로 나타난다(Hamill & Knutzen, 1995). 비정상적인 보행(walking abnormalities)의 형태에는 안장걸음(toe in walking)과 팔자걸음(toe out walking)이 있으며 이러한 보행형태는 유아기동안 성장을 거치는 과정으로 통증의 원인이 되지 않는다. 하지만 성장하면서 정상 보행을 하지 않고 비정상 보행 형태가 계속 이어지는 경우 경골 회전(tibial torsion), 대퇴 회전(femoral torsion), 내반슬(bowlegs), 외반슬(knock-knees), 평발(flat feet), 중족골 내전증(metatarsus adductus)등의 문

제를 보이며, 유전적 요인과 환경적 요인에 의하여 나타난다(Tachdjian, 1985). Lin, Lai, Chou와 Ho(2001)는 일반보행 시 발 디딤 벌림 각은 7~15°로 정의하였으며, 의도적인 팔자보행의 각도를 일반보행 시 발 디딤 벌림각인 15°보다 벌어진 것으로 정의하였다.

팔자보행원인의 약 30%는 유전적인 요인과 외부 충격으로 인한 고관절과 무릎관절에 이상이 생기면서 나타나며, 대부분 잘못된 자세 및 생활습관으로 인해 팔자보행이 유발된다. 특히 이러한 팔자보행의 형태는 허리의 후관절인 척추 뒤쪽에 위치한 관절이 디스크를 대신해 쿠션 역할을 하므로 뼈와 맞닿는 연골이 뼈를 충분히 감싸주지 못하고 지속적인 자극으로 인해 후관절에 염증을 유발하거나 척추관이 좁아져 요통을 유발하게 된다. 이러한 요통(Low Back Pain)은 팔자보행으로 인해 유발될 수 있으며, 요통환자의 보행 속도는 일반인에 비해 느리지만 보행 속도가 증가함에 따라 몸통과 골반의 회전이 크게 나타난다(Lamoth, Beek & Meijer, 2002).

또한 안장보행은 성장기 이전에 통증 없이 관찰되고 성장기 이후 호전되는 경우가 대부분이지만, 후천적인 영향에 의해 안장보행을 하게 되기도 한다. 이러한 안장보행은 외관상으로 좋지 않을 뿐만 아니라 뼈와 근육의 불균형으로 인해 고관절과 퇴행성관절염의 원인이 될 수도 있으며, 무릎에 통증을 가중시키는 것은 물론 아킬레스건의 위축을 심화시켜 조금만 움직여도 쉽게 하지에 피로를 쌓이게 만든다. 또한 안장보행의 보상작용으로 발을 지속적으로 회내시켜 평발의 원인이 되기도 한다. 따라서 이러한 비정상적인 보행의 형태는 다리 저림, 요통, 뼈와 근육의 구조적인 변화를 가져오며 척추 질환에 영향을 주는 것으로 보인다.

많은 선행연구에서 안장보행과 팔자보행과 같은 발 디딤 각은 무릎 내전 모멘트에 영향을 미친다고 보고하고 있으며, 이들의 관계를 알아보기 위해 10대 청소년, 성인, 무릎 질환자를 대상으로 연구들이 진행되었다(Wang, Kuo, Andriacchi & Galante, 1990; Lin et al., 1996; Lin et al., 2001). Wang et al.(1990)의 연구에서는 성인이 안장걸음으로 보행 할 때 무릎 내전 모멘트가 증가하였고, 팔자걸음으로 보행할 때 무릎 내전 모멘트가 감소하는 것으로 보고하였다. 또한 Lin, Lai, Lin, Her, Su와 Chou(1996)의 연구에서 성인 내반슬 환자는 보행 시 팔자걸음의 보상 전략으로 무릎의 내전 모멘트를 줄여 보행하였다. Lin et al.(1996)의 10대 청소년들의 보행 형태를 분석하였는데, 의도적인 안장보행 시 무릎 내전 모멘트 값이 정상 보행과 팔자보행 할 때 보다 크게 나타났다고 보고하였다.

보행은 운동이 부족한 현대인들에게 도움이 되는 것은 분명한 사실이다. 하지만 잘못된 보행습관이 관절, 근육, 뇌, 신체구조 등에 부작용을 일으킬 수 있으므로 바르게 보

행을 익히는 것이 중요하다(Scott & Winter, 1990; Stokes, Andersson & Forsberg, 1989; White & McNair, 2002). 또한 보행은 성별, 연령, 신체적 조건에 따라 다른 특징을 나타내기 때문에 보행조건과 특성의 차이를 분석하는 것은 보행을 연구하는데 중요한 과제이기도 하다. 많은 연구자들은 인간의 다양한 보행의 조건과 특성에 따른 보행의 차이를 분석하기 위해 운동학 및 운동역학적 분석방법으로 여러 가지 변인에 대한 메커니즘을 밝히는데 노력을 기울이고 있으며, 본 연구의 목적 역시 의도적으로 디딤 각도에 변화를 주어 보행 하였을 때 하지의 무릎관절의 부하에 어떠한 변화가 생기며, 더 나아가 의도적인 보행패턴으로 인하여 몸통과 골반의 움직임에도 어떠한 영향을 주는지 분석하는데 그 목적이 있다.

II. 연구 방법

1. 연구대상

본 연구의 대상자는 20~27세의 발 디딤각도가 7~15°인 일반보행(Lin et al., 2001)을 하는 건강한 K 대학교 학생 10명을 선정하였다(Table 1). 본 연구의 대상자들은 보행주요에서 세 종류의 보행(일반보행, 안장보행, 팔자보행)을 실시하였다.

2. 실험장비

연구 대상자들의 디딤 각도변화에 따른 부하를 측정하기 위해 지면반력기(AMTI MSA-6, AMTI, USA) 2대를 사용하였고, 보행 동작을 분석하기 위하여 10대의 3차원 적외선 카메라(VICON T-series, MX-T40, Vicon Inc, UK)를 이용하였다(Figure 1). 동작분석영상의 sampling rate는 100 Hz로 지면반력은 1000 Hz로 데이터를 수집하였으며, 수집된 데이터는 영상분석프로그램 NEXUS 1.4를 이용하여 처리하였다.

3. 실험 절차

연구 대상자에게 실험의 목적과 방법을 설명하고, 실험 동의서를 작성하게 한 후 운동학적 자료를 얻기 위해 대상의 인체측정을 실시하였다. 실험의 편의를 위해 타이즈

Table 1. Subject (N=10)

Factor Subject	Year	Height	Weight
Mean	22.3	175.1	68.8
SD	2.6	4.0	6.4

Procedure

VICON T40, T10 cameras @ 100Hz
AMTI force plates @ 1000Hz

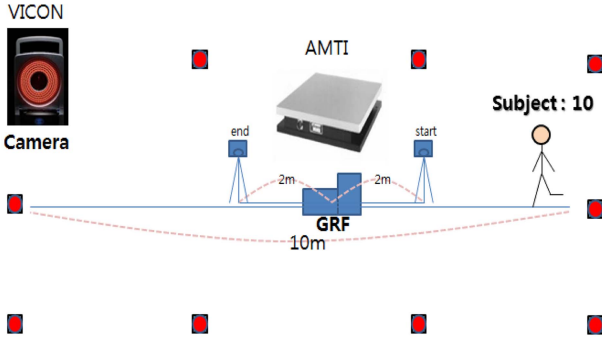


Figure 1. Experimental Setup

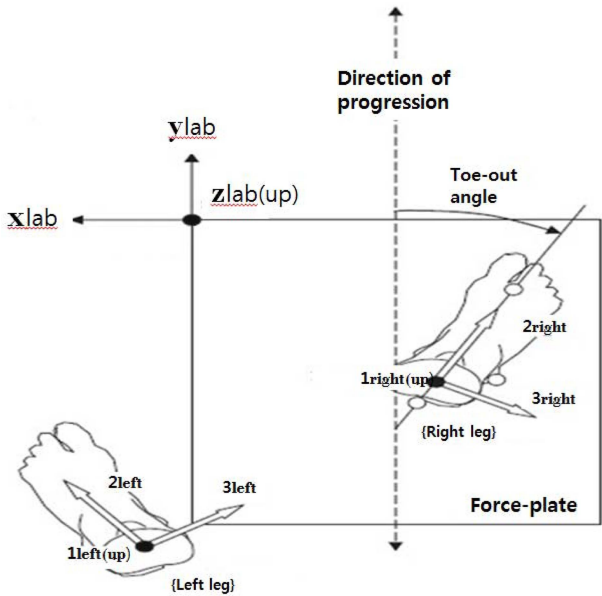


Figure 2. Toe-out angle

를 착용하였으며, 실험 전 보행 주로에 익숙함을 느낄 때까지 보행을 실시하였다. 연구대상자의 속도는 1.5 m/s로 제한하였고, 세 종류의 보행을 각각 5회씩 수행하도록 하였다. 발 디딤 시 벌림각(toe out angle)의 정의는 7~15°를 일반보행, 7°이하를 안장보행, 15°이상은 팔자보행으로 정의하였다(Figure 2). 대상자의 보행을 분석하기 위해 VICON에서 제공하는 Plug-in-gait model을 이용, 팔을 제외한 나머지 분절에 다음과 같이 반사마커를 부착하였다(Figure 3).

4. 자료분석

1) 이벤트 및 구간

자료 분석을 위하여 오른쪽 뒤꿈치가 지면반력기에 닿는 순간(right heel contact; RHC), 오른쪽 발가락이 지면

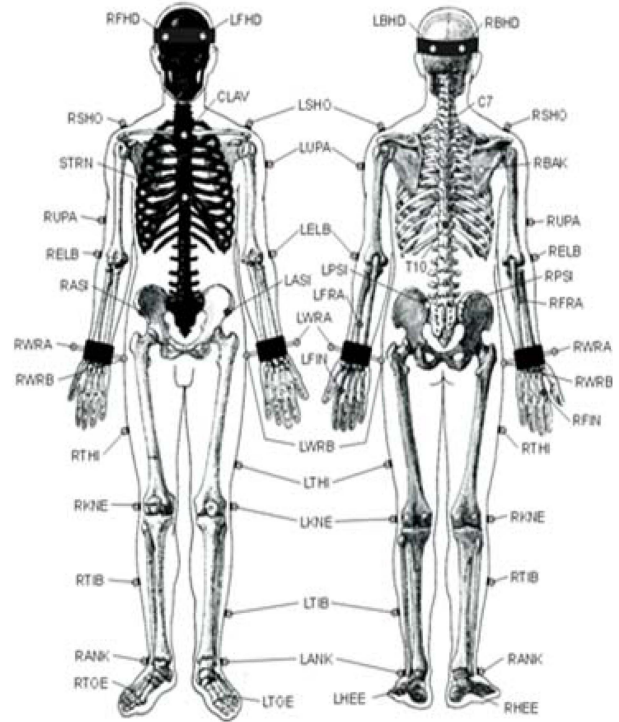


Figure 3. Plug-in-gait Marker Placement(VICON)

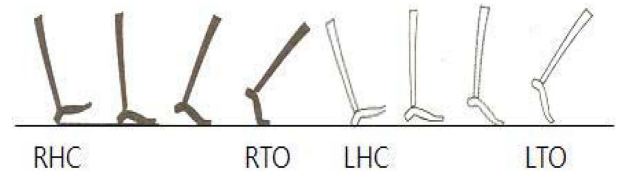


Figure 4. Critical event and phases(Perry, 1992)

에서 떨어지는 순간(right toe-off; RTO), 왼쪽 발뒤꿈치가 지면에 닿는 순간(left heel contact; LHC), 왼쪽 발가락이 지면에서 떨어지는 순간(left toe-off; LTO)을 이벤트로 설정하였다(Figure 4).

2) 하지 관절각 변인

관절의 각도를 얻기 위해 영상분석장비(vicon camera, 100 Hz) 10대로 촬영하여 얻은 자료를 Nexus 1.4 프로그램으로 계산하였으며, 각각의 보행 이벤트에서 고관절, 무릎, 발목의 각도를 구하였다. 고관절의 X축은 시상면(sagittal), Y축은 관상면(coronal), Z축은 수평면(horizontal)의 움직임으로 나타냈고, 굴곡은 +값, 신전은 -값으로 구하였다.

3) 하지 관절모멘트 변인

하지관절의 모멘트는 지면반력 자료 운동학적 자료를 이용하여 역동역학적(inverse dynamics) 해석방법을 사용하며 Nexus 1.4 프로그램을 이용하여 산출하였으며, 하지 관절의 모멘트 산출 공식은 다음과 같다(Zatsiorsky, 2002).

$$F_{k,k+1} = -F_r - \sum_{i=1}^k m_i g + \sum_{i=1}^k m_i a_i$$

$F_{k,k+1}$ = k와 k+1 분절이 이루는 관절에 가해지는 힘 벡터
 F_r = 지면 반력 데이터
 m_i = i번째 분절의 질량
 g = 중력 가속도 벡터
 a_i = i번째 분절의 질량 중심에서의 가속도

$$M_{k,k+1} = -(r_r - r_{k,k+1})F_r - \sum_{i=1}^k [(r_r - r_{k,k+1})m_i g] + \sum_{i=1}^k [(r_r - r_{k,k+1})m_i a_i] + \sum_{i=1}^k \frac{d}{dt}(I_i \theta_i)$$

$M_{k,k+1}$ = k와 k+1 분절이 이루는 관절에서 발생하는 모멘트 벡터
 r_r = 원위 분절의 질량 중심에서 지면 반력에 적용된 압력 중심점(the point of force application)으로의 위치 벡터
 $r_{k,k+1}$ = 원위 분절의 질량 중심에서 I번째 분절 질량 중심으로의 위치 벡터
 r_i = 원위 분절의 질량 중심에서 I번째 분절 질량 중심으로의 위치 벡터
 $d/dt(I_i \theta_i)$ = I번째 분절의 각운동량의 변화이다.

4) 지면반력 변인

지면반력기에서 측정된 각 축에 대한 3가지의 힘 성분(F_x , F_y , F_z)을 분석에 이용했다. 지면반력기로부터 획득한 자료는 역동역학적(inverse dynamics) 방법을 통해 운동학적 자료와 연계하여 각 관절에 작용하는 힘과 모멘트 등을 산출하였으며 각 대상자들 간 몸무게 차이에 의한 오차를 제거하기 위하여 신체질량(body mass)으로 표준화하여 지면반력 값을 사용하였다.

5) 몸통과 골반의 회전 움직임

골반 회전각(pelvis rotation angles)을 산출하기 위해서 Newington Helen Hayes gait model에 근거한 Plug-in Gait model을 적용하였다(Figure 3). 측정되어진 각 측정점(marker point)의 3차원 공간좌표를 기준으로 각 분절의 지역 좌표계를 생성, 오일러 알고리즘(eular algorithm)을 적용하여 골반과 몸통의 상대각(relative angle)을 구하였다. X축은 시상면(sagittal), Y축은 관상면(coronal), Z축은 수평면(horizontal)의 움직임을 분석하였다.

6) 자료처리

모든 영상분석은 3차원 좌표에 포함되는 디지털이징 오

차와 기자재 자체에서 발생할 수 있는 노이즈를 제거하기 위해 2차 저역 통과 필터(low path filter)를 사용하였으며, 데이터는 각 대상의 보행주기(gait cycle)를 추출하여 정규화(time normalization)하고 통계처리 하였다.

5. 통계처리

본 연구는 일반보행(normal walking : nomal), 안장보행(toe in walking : in), 팔자보행 (toe out walking : out)으로 연구대상의 발 디딤 각도를 다르게 하여 그에 따른 차이를 분석하였다. 통계방법은 일원변량분석(one-way repeated measure of ANOVA)을 사용하였고, 사후분석 방법으로 Bonferroni를 실시하였다. 자료 분석을 위해 윈도우용 PASW 20.0 통계 패키지를 이용하였고, 유의수준은 =.05로 설정하였다.

III. 결 과

1. 발 디딤 유형(Foot Progression Angle)

일반보행, 안장보행, 팔자보행의 각각의 발 디딤 시 발 각도(toe out angle)에 대한 변인을 External angle, Internal angle로 나누고, 그에 따른 내전(inversion)과 외전(eversion)의 각도를 분석하였다. 각 보행형태에 따른 Left Heel Contact(LHC), Left Toe Off(LTO), Right Heel Contact(RHC), Right Toe Off(RTO)의 이벤트에서 내전과 외전의 각도는 통계적으로 유의한 차이가 났으며, 결과 값은 <Table 2>와 같다.

Table 2. Foot Progression Angle (unit: deg)

	In	Normal	Out	difference
LHC	12.80 (4.52)	2.88 (3.36)	-6.39 (3.04)	I>N* I>O* N>O*
LTO	6.12 (3.396)	-4.36 (2.28)	-14.99 (3.11)	I>N* I>O* N>O*
RHC	11.33 (4.85)	1.81 (4.24)	-6.81 (5.41)	I>N* I>O* N>O*
RTO	5.85 (4.36)	-4.62 (4.16)	-14.00 (5.33)	I>N* I>O* N>O*

*p<.05

normal walking(Normal), toe-in walking(In), toe-out walking(Out)
 (+)Inversion, (-)Eversion

2. 무릎의 내전 모멘트(Knee internal moment)

디딤 각도에 따른 무릎의 내전 모멘트의 값은 <Table 3>와 같으며, Left Heel Contact에서는 세 종류의 보행형태에 따라 통계적으로 유의한 차이가 나지 않았다. Left Toe Off에서 안장보행과 팔자보행은 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p=.05$). Right Heel Contact에서는 세 종류의 보행형태에 따라 통계적으로 유의한 차이가 나지 않았다.

Right Toe Off에서는 세가지 보행에서 모두 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p=.05$). 보행 시 양발의 뒤꿈치 착지 순간에서는 무릎 내전 모멘트의 차이가 나타나지 않았고, 왼발과 오른발의 뒤꿈치가 이지는 순간에서는 보행형태에 따라 무릎 내전 모멘트가 유의한 차이를 보였다($p=.05$).

3. 몸통과 골반의 회전 움직임

의도적인 일반보행, 안장보행, 팔자보행에 따라 몸통에 대한 골반의 회전 움직임의 Range of Motion(ROM)의 값을 측정한 결과, X, Y축에서는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 또한, Z축에서도 마찬가지로 안장보행, 일반보행의 ROM에서 유의한 차이가 나타나지 않았지만, 팔자보행에서는 유의한 차이를 보였다($p<.05$) <Table 4>.

Table 3. Knee internal moment (unit: Nm/kg)

		In	Normal	Out	difference
LHC	M	-0.42	-0.47	-0.45	
	(SD)	(0.10)	(0.11)	(0.10)	
LTO	M	-0.57	-0.47	-0.33	O>N*
	(SD)	(0.18)	(0.18)	(0.15)	O>I* N>I*
RHC	M	-0.41	-0.46	-0.44	
	(SD)	(0.07)	(0.09)	(0.13)	
RTO	M	-0.47	-0.36	-0.22	O>N*
	(SD)	(0.25)	(0.21)	(0.18)	O>I* N>I*

* $p<.05$

Table 4. Trunk&pelvis rotation ROM (unit: deg)

		In	Normal	Out	difference
X_ROM	M	3.62	3.45	3.64	
	(SD)	(0.89)	(1.18)	(1.25)	
Y_ROM	M	10.74	10.56	10.57	
	(SD)	(1.93)	(2.41)	(2.89)	
Z_ROM	M	15.72	17.43	18.80	O>I*
	(SD)	(3.59)	(5.80)	(4.90)	

* $p<.05$

IV. 논 의

본 연구는 일반보행을 하는 건강한 20대 성인남자를 대상으로 진행하였다. 일반보행, 의도적인 안장보행과 팔자보행의 세가지형태의 보행을 하도록 하였고 이때 발생하는 무릎 내전 모멘트와 몸통, 골반의 움직임이 하지관절 부하에 어떠한 영향을 미치는가를 분석 하였다.

첫째로 발 디딤 유형에 따른 내전과 외전의 결과에서 일반보행을 기준으로 HC, TO시기에서 각각의 유의한 차이를 보였다($p=.05$). 이러한 결과는 HC, TO시기의 안장보행과 팔자보행의 내변과 외변의 차이를 보여주며, 착지와 이지는 순간의 걸음 패턴이 다르다는 것을 알 수 있었다. 하지만 이러한 결과는 HC되는 순간 보행의 형태를 결정하여 나타나는 결과로 보여 진다.

보행형태에 따른 모멘트 값의 결과는 안장보행에서 무릎 내전 모멘트 값이 유의하게 크게 나타났고($p=.05$), 의도적인 팔자보행에서 가장 작은 무릎 내전 모멘트의 값이 나타났다($p=.05$). 이러한 결과는 Wang et al.(1990)의 연구에서 팔자보행 시 무릎 내전 모멘트가 감소한 것과 같은 양상을 보였다. 또한 Guo, Axe와 Manal(2007)의 연구에서는 무릎관절염환자를 대상으로 보행 시 무릎의 내전 모멘트를 분석한 결과 디딤 각이 클수록 무릎내전모멘트의 두 번째 피크값을 유의하게 감소시켰다고 보고하며 그에 따라 팔자보행을 무릎관절염 환자에게 도움을 주는 보행 기법임을 제안하였다. 이러한 결과를 종합적으로 보았을 때 팔자보행이 환자들뿐만 아니라 일반인에게도 무릎통증 및 부하를 줄일 수 있는 보행형태라 판단된다.

마지막으로 발 디딤 각에 따른 몸통과 골반의 회전 움직임은 일반보행, 팔자보행의 Z축 ROM값이 유의한 차이를 보였으며($p=.05$) 이러한 결과는 팔자걸음의 보행이 몸통과 골반의 움직임에 있어 비대칭적으로 움직인다는 것을 알 수 있다.

Kim(2009)의 연구에서는 골반 좌우 움직임은 생체 역학적 스트레스와 근육의 불균형을 초래하며, 발 디딤 각에 따라 몸통과 골반의 회전움직임에 영향을 주는 것으로 나타났다. 특히 의도적으로 발 디딤 각의 변화를 줄 때 팔자보행에서 몸통과 골반의 움직임에 영향을 미치는 것으로 보고하였으며, Park과 Kim(2008)의 연구에서 요통노인의 발끝방향을 측정한 결과 외측으로 향하는 보행패턴을 보였고, 이러한 팔자보행의 패턴은 몸통과 골반의 비대칭적인 움직임 형태를 보이는 것으로 보고하였다. 따라서 팔자보행은 몸통과 골반의 움직임에 영향을 미치며, 신체의 불균형을 초래할 수 있다. 또한 팔자보행은 일반인의 골반 움직임, 골관절염 및 만성요통 환자들의 무릎 통증에 대한 보상기전에 의한 것으로 보이며, 건강한 성인 남자의 팔자보행에서 모멘트가 작게 나타난 결과 역시 의도적으로 보

행을 한 결과 몸통과 골반의 스트레스에 대한 보상기전이 작용한 것으로 보인다.

올바른 보행은 조화로운 골반회전패턴과 알맞은 근육활동으로 동적 평형성을 유지하며, 에너지를 감소시키고, 보행시 발생할 수 있는 헛디딤을 효과적으로 극복할 수 있는 중요한 요인 중 하나이며(Stokes et al., 1989; White & McNair, 2002), 이러한 보행 특성에 관한 연구는 보행의 메커니즘을 연구하는데 꼭 필요하다. 본 연구를 통해서 팔자보행이 내전모멘트를 줄여주는 것을 볼 수 있었지만, 팔자로 보행 하는 것은 추후 골반의 비대칭을 가져올 수 있다. 아울러 그에 수반되는 무릎통증 및 요통 등은 신체에 상해를 입히는 요인이 된다.

IV. 결 론

본 연구는 하지에 수술경력과 질환이 없는 건강한 젊은 이를 대상으로 하여 일반보행, 안장보행, 팔자보행의 세 가지 형태의 보행으로 각각 5회씩 수행, 3차원 영상분석과 지면반력분석을 이용하여 무릎 내전 모멘트의 특성과 몸통과 골반의 움직임 분석하였다. 이에 본 연구의 결과를 토대로 도출한 결론은 다음과 같다.

첫째, 보행 시 내전각은 안장보행에서 가장 크게 나타났으며, 외전각은 팔자보행에서 가장 크게 나타나는 패턴을 보인다($p=.05$).

둘째, 보행 시 무릎 내전 모멘트는 팔자보행에서 가장 작은 내전모멘트가 나타났다($p=.05$).

셋째, 보행 시 몸통과 골반의 회전 움직임의 변화는 팔자보행에서 가장 크게 나타났다($p=.05$).

이상의 결과를 종합하여 내린 결론으로 팔자보행은 무릎내전모멘트를 줄이기 때문에 무릎에 통증이 있는 환자들이 부하를 줄이기 위한 패턴으로 보이지만, 이러한 동작이 반복되게 될 경우 대퇴와 골반에 변형을 가져올 수 있다. 추후 연구에서는 대상자의 보행패턴을 파악 한 뒤 그에 따른 운동역학적 변인을 분석하여, 보행 패턴으로 인해 발생하는 하지 및 요통에 대한 부상기전에 대한 연구가 필요할 것으로 사료된다.

참고문헌

- Guo, M., Axe, M. J., & Manal, K.(2007). The influence of foot progression angle o the knee adduction moment during walking and stair climbing in pain free individuals with knee osteoarthritis. *Gait & Posture*, 26, 436-441.
- Hamill, J., & Knutzen, K.M.(1995). *Biomechanical basis of Human movement*. Williams & Wilkins, A Wavery Company.
- Kim, D. H.(2009). *The Effect of Pelvic Tilt on Mechanical Variables of Lower Extremities during Walking in Female Adults*. Korea National Sports University.
- Lamoth, C. J., Beek, P. J., & Meijer, O. G.(2002). Pelvis-thorax coordination in the transverse plane during gait. *Gait & Posture*, 16(2), 101-14.
- Lin, C. J., Lai, K. A., Lin, S. C., Her, J. S., Su, F. C., & Chou, Y. L.(1996). The rationale of using kinetics of motion analysis as a guideline in treating adolescent genu varum - report of case before and after operation. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 13, 146-151.
- Lin, C. J., Lai, K-A, Chou, Y. L., & Ho, C-S.(2001). The effect of changing the foot progression angle on the knee adduction moment in normal teenagers. *Gait & Posture*, 14, 85-91.
- Park, Y. S., & Kim, S. H.(2008). The Relationship of Elderly Female with Chronic Low Back Pain during Their Gait and Function Fitness. *Korean Physical Education Association for Girls and Women*, 22(2), 163-174.
- Perry, J.(1992). *Gait analysis : Normal and pathological function*, NJ: SLACK.
- Scott, S. H., & Winter, D. A.(1990). Interval forces at chronic running injury sites. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22(3), 357-369.
- Stokes, V. P., Andersson, C., & Forssberg, H.(1989). Rotational and translational movement features of the pelvis and thorax during adult human locomotion. *Journal of Biomechanics*, 22(1), 43-50.
- Tachdjian, Mihran O.(1985). *The child's foot*. Philadelphia: W. B. Saunders.
- Wang, J. W., Kuo, K. N., Andriacchi, T. P., & Galante, J. O.(1990). The influence of walking mechanics and time on the results of proximal tibial osteotomy. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 72(6), 905-909.
- White, S. G., McNair, P. J.(2002). Abdominal and erector spinae muscle activity during gait: the use of cluster analysis to identify patterns of activity. *Clinical Biomechanics(Bristol, Avon)*, 17(3), 177-84.
- Zatsiorsky, V. M.(2002). *Kinetics of human motion*. Human Kinetics.