

Pelvic, Hip, and Knee Kinematics of Stair Climbing in People with Genu Varum

Yun Won Chae¹, Seol Park², Ji Won Park³

¹Department of Physical Therapy, Gwangju Health University; ²Division of Biokinesiology and Physical therapy, University of Southern California; ³Department of Physical Therapy, College of Bio and Medical Sciences, Daegu Catholic University of Daegu, Korea

Purpose: This study examined the effects of the lower limb alignment on the pelvis, hip, and knee kinematics in people with genu varum during stair walking.

Methods: Forty subjects were enrolled in this study. People who had intercondylar distance ≥ 4 cm were classified in the genu varum group, and people who had intercondylar distance < 4 cm and intermalleolar distance < 4 cm were placed in the control group. 3D motion analysis was used to collect the pelvis, hip, and knee kinematic data while subjects were walking stairs with three steps.

Results: During stair ascent, the genu varum group had decreased pelvic lateral tilt and hip adduction at the early stance phase and decreased pelvic lateral tilt at the swing phase compared to the control group. At the same time, they had decreased minimal hip adduction ROM at the early stance and decreased maximum pelvic lateral tilt ROM and minimum hip rotation ROM at the swing phase. During stair descent, the genu varum group had decreased pelvic lateral tilt at the early stance and decreased pelvic lateral tilt and pelvic rotation at the swing phase. In addition, they had decreased pelvic frontal ROM during single limb support and increased knee sagittal ROM during the whole gait cycle.

Conclusion: This study suggests that a genu varum deformity could affect the pelvis, hip and knee kinematics. In addition, the biomechanical risk factors that could result in the articular impairments by the excessive loads from lower limb malalignment were identified.

Keywords: Genu varum, Stair climbing, Range of motion, Articular, Biomechanical phenomena

서론

무릎의 뼈관절염(osteoarthritis, OA)은 노인에게서 흔히 볼 수 있는 퇴행성 질환으로, 가장 대표적인 변형은 안쪽 구획(medial compartment)의 연골 소실 등으로 인한 안굽이무릎(genu varum)인데, 무릎 관절 전치환술(total knee replacement, TKR)을 받은 환자의 76.5%에서 안굽이무릎을 가지고 있었으며, 안굽이무릎에 대한 뼈관절염의 교차비는 5.1인 것으로 나타났다.¹⁻³ 뼈관절염의 정도는 경미하나 심각한 안굽이무릎 변형을 가지는 환자들에게는 무릎관절 전치환술 보다는 정강뼈몸쪽뼈자름술(high tibial osteotomy)과 같은 재정렬 수술을 진행하는데, 이 수술을 통해 무릎관절의 이완과 불안정성 등에 향상된 결과를 보였으나, 보행 시 운동형상학은 여전히 손상되어 있는 것으로 나타나 다리 정렬과 운동형상학의 관계 및 이를 해결하기 위한 재할에 관한 연구가 필요하다.⁴

안굽이무릎을 포함한 다리의 부정정렬 또한 뼈관절염에 영향을 미친다. 안굽이무릎의 경우 부하지지축이 무릎관절의 안쪽을 지나는데, 이 축이 무릎 모음 모멘트(knee adduction moment, KAM)에 영향을 미치며, 이 모멘트는 안쪽 구획의 관절 부하를 증가시켜 안쪽 정강뼈다리뼈관절염(medial tibiofemoral osteoarthritis)과 안쪽 무릎뼈다리뼈관절염(medial patellofemoral osteoarthritis)을 유발시킨다.^{1,5,6} 또한 보행 시 안굽이무릎에서는 가로면에서 넓다리뼈 가쪽돌림과 정강뼈 안쪽돌림이 나타나는데, 이는 인대력의 증가로 인해 안쪽 구획에 부하를 증가시켜 안쪽 구획 뼈관절염에 관여하게 된다.⁷ 특히, 안굽이무릎에서 안쪽 구획의 연골 두께가 감소되어 있다고 보고한 Cicuttini 등⁸의 연구와, 뼈관절염에서 나타나는 뼈결돌기(osteophyte), 섬유성 연축(fibrillation) 등 뼈와 연골의 변화를 안굽이무릎에서도 발견한 동물 실험⁹을 통해서도 안굽이무릎이 안쪽 구획 뼈관절염을 유발시킨다는 것을 알 수 있다.

Received Jan 9, 2018 Revised Feb 13, 2018

Accepted Feb 28, 2018

Corresponding author Seol Park

E-mail parksul85@hanmail.net

Copyright ©2018 The Korea Society of Physical Therapy

This is an Open Access article distribute under the terms of the Creative Commons Attribution Non-commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

안굽이무릎의 원인은 다양하나, 최근 들어 청소년기에 축구와 같은 격렬한 운동을 통해 안굽이무릎이 유발된다는 연구가 보고되고 있고, 특히 이러한 운동은 청소년기의 안쪽 구획 뼈관절염 또한 유발시킨다.¹⁰⁻¹² 이는 비단 비타민 D 부족, 외상 및 블러트병과 같은 특정된 원인 뿐만 아니라, 신체 활동이나 생활 습관이 안굽이무릎을 유발시킬 수 있다는 것을 의미한다. 특히 뼈관절염의 경우 최근 수년간 젊은 연령층에서 급속도로 발병률이 증가하고 있기 때문에, 무릎 뼈관절염, 또는 뼈관절염으로 인한 안굽이무릎 변형은 더 이상 노인성 질환으로 여겨지지 않으며, 따라서 청소년기를 포함하는 젊은 성인의 다리 정렬, 또는 이로 인한 뼈관절염에 관한 생체역학적 연구가 필요하다.¹³ 또한, 젊은 성인의 뼈관절염 발병과 진행을 예방하기 위한 방법으로 무릎관절 손상 예방, 손상 후 재활, 규칙적 운동, 적절한 체중 유지 등 이외에도 보행 패턴을 변화시켜야 한다는 주장은 보행 패턴에 관한 기초연구의 중요성을 의미한다.⁵

안굽이무릎은 엉덩관절과 발목관절을 연결하는 부하지지축이 무릎의 안쪽을 지나는 부정정렬이다. 따라서 무릎관절의 안-가쪽 이완, 불안정성을 유발하며, 이는 결국 정적, 동적 불안정성도 유발한다.¹⁴ 따라서 부정정렬로 인한 기능 손상은 한 관절에만 국한되어 나타나지 않고, 인접한 관절과의 상호보완을 통해 다리 전반에 걸친 보상작용으로 나타나게 된다. 특히, 안굽이무릎을 가진 안쪽 구획 뼈관절염은 방사선상 골반 기하학(pelvic geometry)에도 변화를 보였으며,¹⁵ 이러한 기하학의 변화는 운동형상학에 영향을 미치게 되므로, 안굽이무릎을 대상으로 한 운동형상학의 연구는 무릎관절에 한정되지 않고 엉덩관절과 골반으로 확대되어야 한다. 또한 엉덩관절과 발목관절의 중심을 지나는 역학적 축의 변위(mechanical axis deviation, MAD)가 무릎관절에서 멀어질수록 알파-각(alpha angle)이 증가하였으며, 안굽이정강뼈(tibia vara)가 엉덩관절의 cam 변형을 동반하는 것으로 나타났으므로, 이들 연구 모두 무릎 정렬이 엉덩관절과 골반에 영향을 미친다는 것을 의미한다.^{16,17} Cam 변형을 가진 넙다리절구부딪힘증후군(femoroacetabular impingement syndrome, FAI)을 가진 환자에게서 감소된 골반 운동형상학을 보고한 연구 결과들을 미루어 볼 때, 안굽이무릎에 대한 골반과 엉덩관절의 운동형상학에 대한 연구도 이루어져야 한다.¹⁸ 안굽이무릎을 재정렬하기 위해 시행하는 정강뼈뿔쪽뼈자름술 수술이 엉덩관절의 생체역학에 영향을 미쳤다는 연구 또한 안굽이무릎에 대한 골반 및 엉덩관절 운동형상학 연구의 필요성을 뒷받침해 준다.¹⁹

계단 보행은 평지 보행에 비해 관절 부하가 높고, 더 큰 관절가동범위(range of motion, ROM)가 요구되는 동작이므로 이러한 도전적인 동작을 얼마나 효율적으로 하는지가 삶의 질(quality of life, QOL)을 결정짓는다고 볼 수 있다. 계단 보행의 효율성 비교를 위해 우선되어야 할 기초연구가 정상인과의 운동형상학 비교이다. 하지만 계단 보

행 동안 다리의 운동형상학을 보고한 연구들은 특정 질환과 관련된 관절에만 국한되어 있는 경향을 보이며, 골반의 움직임에 관해 보고한 연구는 부족하다. 특히, 가로면을 포함한 세 면에서의 운동형상학을 모두 보고한 연구는 극히 제한적일 뿐만 아니라, 계단 보행 시 안굽이무릎의 운동형상학에 관한 연구는 알려진 바가 없다.

따라서 본 연구는 안굽이무릎을 가진 젊은 성인을 대상으로 계단 오르기 및 내리기 보행 시 다리 정렬이 골반, 엉덩관절 및 무릎의 운동형상학에 어떠한 영향을 미치는지 알아보려고 하였다.

연구방법

1. 연구대상

본 실험은 정형외과적, 신경외과적 병력이 없고 무릎관절에 통증이 없는 만 20세 이상의 젊은 성인 남녀 40명을 대상으로 하였다. 실험 전 안굽이무릎군과 대조군으로 분류하기 위해 피험자들을 대상으로 바로 선 자세에서 무릎 사이의 거리(intercondylar distance)와 발목 사이의 거리(intermalleolar distance)를 측정하였다. 무릎 사이의 거리는 바로 선 자세에서 두 무릎의 안쪽관절융기(medial condyle) 사이의 거리를 의미하며, 이 거리가 4 cm 이상인 경우 안굽이무릎(n=20)에 배정하였다. 발목 사이의 거리는 두 발목의 안쪽복사(medial malleolus) 사이의 거리를 의미하며, 이 거리가 4 cm 이상인 경우는 밖굽이무릎에 해당된다. 본 연구에서는 무릎 정렬 상태가 정상 범주에 속하는 자를 대조군으로 선정하였으므로, 안굽이무릎과 밖굽이무릎의 범주에 속하지 않는, 무릎 사이의 거리가 4 cm 미만이고, 발목 사이의 거리가 4 cm 미만인 자를 대조군(n=20)으로 배정하였다.²⁰ 피험자의 일반적인 특성을 알아보기 위하여 나이, 키, 몸무게, BMI (body mass index)를 측정하였다(Table 1). 피험자들은 연구 목적과 방법에 대하여 충분히 설명을 들은 후 자발적인 동의 하에 본 실험에 참가하였다.

2. 실험방법

1) 실험 계단

실험에 사용된 계단은 가로 120 cm, 세로 28 cm, 높이 18 cm, 기울기가

Table 1. Anthropometric characteristics

Variable	Varus	Control	p-Value
n (M:F)	20 (5:15)	20 (7:13)	0.73
Age (yr)	21.25 (1.45)	21.40 (1.73)	0.77
Height (cm)	164.95 (7.45)	165.35 (8.95)	0.88
Weight (kg)	55.40 (8.05)	57.95 (13.1)	0.46
BMI [†] (kg/m ²)	20.29 (1.76)	20.95 (2.59)	0.35
Distance [‡] (cm)	5.06 (0.75)	0.82 (1.37)	0.00*

[†]BMI: body mass index, [‡]Distance: the intercondylar distance.

*p<0.05.

30°인 3단 계단으로, 목재로 제작되었다. 건축물의 피난·방화구조 등의 기준에 관한 규칙 제 15조에 제시된 계단의 규격은 가로 60 cm 또는 120 cm 이상, 세로 26 cm 이상, 높이 18 cm 이하로, 본 시행령을 준수하는 문화 및 집회 시설, 판매 영업시설 등 공공장소에서 쉽게 접할 수 있는 계단의 규격을 반영하여 제작되었다.

2) 계단 보행 주기

계단 보행의 주기는 일반 보행의 주기와는 달리, 계단 오르기과 내리기 각각 5개의 세부 주기를 가진다. 계단 오르기는 디딤기(stance phase) 동안 (1) weight acceptance, (2) pull up, (3) forward continuance, 흔들기 (swing phase) 동안 (4) foot clearance, (5) foot placement, 계단 내리기는 디딤기 동안 (1) weight acceptance, (2) forward continuance, (3) controlled

Table 2. Stair ascent pelvic, hip and knee maximum, minimum and total kinematics in sagittal, frontal and transverse plane in people with genu varum compared to control.

Stair Ascent	Varus (n=20)					Control (n=20)				
	DS1	SS	DS2	SW	Total	DS1	SS	DS2	SW	Total
Pelvic kinematics (°)										
Sagittal plane										
Max	3.05 (7.46)	1.28 (6.86)	0.61 (7.47)	2.14 (6.93)	11.64 (3.78)	3.05 (8.02)	2.46 (8.06)	2.12 (8.28)	3.06 (9.45)	10.58 (2.74)
Min	-1.68 (7.26)	-5.12 (7.78)	-6.34 (8.34)	-1.64 (7.38)		-1.46 (8.8)	-4.07 (8.49)	-4.26 (8.63)	-1.52 (9.61)	
Total	4.73 (2.56)	6.4 (2.93)	6.95 (2.85)	3.77 (2.17)		4.51 (2.56)	6.53 (2.63)	6.38 (2.89)	4.58 (2.27)	
Frontal plane										
Max	13.66 (5.79)	11.55 (6.9)	0.70 (4.65)	11.99 (5.99)*	27.39 (8.19)	16.71 (5.63)	13.39 (7.37)	2.51 (5.56)	16.06 (6.23)	32.23 (7.9)
Min	8.34 (5.05)	-11.45 (7.09)	-12.51 (7.12)	1.65 (4.70)		12.09 (6.69)	-11.61 (8.06)	-13.67 (6.12)	3.24 (5.31)	
Total	5.32 (2.19)	23.00 (9.59)	13.21 (6.44)	10.35 (4.61)		4.62 (3.72)	25.00 (10.55)	16.18 (7.72)	12.82 (4.55)	
Transverse plane										
Max	-2.23 (3.9)	4.27 (3.08)	3.49 (3.91)	-1.83 (4.33)	13.59 (6.32)	-1.23 (5.16)	4.13 (4.86)	2.53 (5.26)	-0.46 (4.43)	12.39 (5.28)
Min	-5.68 (4.64)	-3.30 (3.25)	-2.71 (3.92)	-6.66 (5.03)		-3.82 (5.74)	-2.80 (4.47)	-2.59 (4.88)	-5.84 (4.52)	
Total	3.45 (2.59)	7.57 (4.07)	6.19 (3.72)	4.83 (2.46)		2.60 (1.65)	6.93 (4.17)	5.13 (2.89)	5.38 (2.53)	
Hip kinematics (°)										
Sagittal plane										
Max	59.64 (8.53)	48.72 (11.01)	25.41 (10.15)	60.27 (7.17)	61.62 (6.23)	58.93 (6.69)	2.42 (11.37)	25.31 (10.30)	59.13 (10.29)	63.92 (7.87)
Min	49.25 (10.26)	3.44 (6.87)	24.80 (6.82)	28.45 (10.25)		48.35 (8.76)	45.20 (12.43)	-2.20 (5.17)	26.97 (10.21)	
Total	10.39 (10.62)	45.28 (13.05)	24.80 (6.82)	31.83 (7.44)		10.57 (7.52)	25.31 (10.30)	27.51 (10.06)	32.16 (10.60)	
Frontal plane										
Max	9.31 (5.62)	9.32 (6.68)	-4.65 (3.83)	7.65 (7.68)	25.13 (7.75)	11.88 (5.3)	11.10 (5.57)	-4.47 (5.26)	8.62 (6.22)	27.70 (9.37)
Min	2.78 (5.67)*	-10.47 (7.31)	-13.74 (6.57)	-4.62 (4.29)		7.00 (5.96)	-12.04 (7.60)	-15.12 (6.00)	-4.46 (4.09)	
Total	6.53 (3.36)	19.79 (8.12)	9.09 (5.32)	12.27 (5.01)		4.88 (3.32)	23.14 (10.39)	10.65 (7.48)	13.09 (5.22)	
Transverse plane										
Max	-7.21 (3.48)	-4.43 (5.77)	-5.91 (4.59)	-4.65 (5.26)	14.26 (5.26)	-8.65 (5.57)	-4.32 (6.84)	-8.25 (6.18)	-7.93 (4.98)	15.50 (5.3)
Min	-11.86 (4.15)	-13.71 (6.12)	-14.23 (5.73)	-11.49 (5.98)*		-12.41 (5.23)	-14.60 (8.22)	-15.82 (8.79)	-15.38 (5.81)	
Total	4.65 (2.62)	9.27 (4.06)	8.32 (4.20)	6.83 (4.23)		3.76 (2.74)	10.28 (5.48)	7.57 (4.58)	7.45 (4.34)	
Knee kinematics (°)										
Sagittal plane										
Max	67.26 (5.47)	59.77 (12.18)	71.59 (12.73)	100.69 (3.93)	95.04 (4.87)	67.02 (6.51)	58.12 (10.00)	68.09 (17.26)	99.85 (4.8)	93.98 (5.55)
Min	55.4 (12.13)	6.75 (3.75)	6.39 (2.42)	63.33 (4.71)		57.27 (10.15)	8.78 (9.68)	6.41 (3.84)	60.12 (13.34)	
Total	11.86 (9.60)	53.02 (12.94)	65.21 (13.34)	37.36 (6.60)		9.74 (7.84)	49.34 (14.15)	61.69 (18.37)	39.73 (13.48)	

DS1: double limb support 1 (weight acceptance to pull up), SS: single limb support (pull up to forward continuance), DS2: double limb support 2 (forward continuance to foot clearance), SW: swing phase (foot clearance to foot placement).

*p < 0.05 than control group.

lowering, 흔들기 동안 (4) leg pull through, (5) foot placement 등의 세부 주기를 가진다.²¹ 본 연구에서는 보행 주기의 명확한 구분을 위하여 발뒤꿈치 닿기(heel strike, HS)와 발가락 떼기(toe off, TO)와 같은 과정(event)을 기준으로 크게 두다리지지기(double limb support, DS), 한다리지지기(single limb support, SS) 및 흔들기(swing phase, SW)로 구분하여 분석하였으며, 오른쪽 발의 발뒤꿈치 닿기부터 왼쪽 발의 발가락

떼기 까지를 첫번째 두다리지지기(DS1), 왼쪽 발의 발뒤꿈치 닿기 까지를 한다리지지기(SS), 오른쪽 발가락 떼기 까지를 두번째 두다리지지기(DS2), 오른쪽 발뒤꿈치 닿기 까지를 흔들기(SW)로 구분하였다. 계단 보행 주기와 비교해 보면, 본 연구에서 구분한 주기는 계단 보행의 각 주기 사이의 기간을 의미한다. 즉, 계단 오르기에서 weight acceptance와 pull up 사이의 기간이 첫번째 두다리지지기가 됨을 의미한다.

Table 3. Stair descent pelvic, hip and knee maximum, minimum and total kinematics in sagittal, frontal and transverse plane in people with genu varum compared to control.

Stair Descent	Varus (n=20)					Control (n=20)				
	DS1	SS	DS2	SW	Total	DS1	SS	DS2	SW	Total
Pelvic kinematics (°)										
Sagittal plane										
Max	11.54 (4.19)	11.10 (3.38)	10.5 (3.55)	10.52 (4.48)	6.4 (2.28)	10.91 (3.85)	10.78 (3.92)	10.22 (3.46)	9.86 (3.52)	6.03 (2.03)
Min	8.18 (4.04)	7.98 (3.72)	7.50 (3.90)	7.26 (4.12)		8.28 (3.62)	7.34 (3.45)	7.42 (3.42)	6.60 (3.73)	
Total	3.37 (1.71)	3.12 (1.81)	3.01 (1.24)	3.26 (2.28)		2.64 (1.49)	3.43 (2.00)	2.81 (1.24)	3.26 (1.66)	
Frontal plane										
Max	-0.13 (3.05)	1.23 (2.87)	6.55 (2.07)	5.48 (3.09)	14.23 (3.64)	-1.62 (3.51)	2.25 (2.98)	7.48 (2.76)	5.33 (2.21)	16.31 (5.16)
Min	-6.03 (2.27)	-5.65 (2.86)	1.54 (2.66)	-3.80 (2.67)		-7.36 (3.52)	-7.00 (3.18)	2.47 (2.45)	-5.4 (2.38)	
Total	5.9 (2.41)	6.88 (2.13)*	5.02 (2.67)	9.28 (2.79)		5.74 (1.83)	9.25 (2.98)	5.01 (2.11)	10.73 (3.69)	
Transverse plane										
Max	4.28 (5.28)	2.81 (5.80)	-1.10 (4.57)	2.68 (3.63)	11.48 (5.76)	4.78 (4.34)	2.48 (4.40)	-1.24 (3.97)	4.62 (2.93)	13.09 (4.67)
Min	-1.01 (4.22)	-3.14 (4.27)	-5.36 (4.10)	-3.4 (4.42)		0.15 (4.28)	-4.04 (4.87)	-6.01 (4.19)	-2.76 (4.02)	
Total	5.30 (2.98)	5.95 (5.07)	4.26 (1.99)	6.08 (4.04)		5.03 (1.90)	6.52 (2.84)	4.77 (2.36)	7.38 (3.15)	
Hip kinematics (°)										
Sagittal plane										
Max	21.43 (5.91)	14.84 (8.75)	23.05 (8.95)	33.49 (7.69)	27.20 (4.78)	21.73 (4.9)	5.04 (5.08)	23.96 (5.64)	33.41 (6.17)	28.37 (4.3)
Min	11.58 (7.61)	6.33 (7.83)	11.77 (4.77)	15.79 (6.84)		12.15 (6.23)	8.99 (3.44)	11.39 (4.91)	16.54 (5.25)	
Total	9.85 (3.62)	8.51 (3.76)	11.77 (4.77)	17.70 (3.85)		9.58 (3.30)	23.96 (5.64)	12.57 (4.27)	16.88 (4.32)	
Frontal plane										
Max	-3.52 (4.47)	3.44 (4.61)	6.73 (3.88)	1.14 (5.08)	17.71 (4.86)	-2.99 (3.87)	5.19 (3.78)	8.37 (4.54)	2.48 (3.96)	18.81 (5.64)
Min	-10.19 (4.24)	-4.7 (4.68)	-0.44 (4.93)	-7.89 (3.34)		-9.43 (3.83)	-4.51 (3.99)	0.96 (3.56)	-7.73 (3.98)	
Total	6.67 (1.76)	8.14 (3.85)	7.17 (2.56)	9.03 (4.24)		6.43 (1.82)	9.7 (3.85)	7.41 (2.47)	10.2 (4.09)	
Transverse plane										
Max	-9.03 (6.35)	-4.52 (6.67)	-2.01 (4.84)	-1.67 (4.14)	17.62 (5.21)	-7.52 (8.94)	-4.29 (6.69)	-3.12 (4.13)	-3.34 (4.97)	15.77 (4.52)
Min	-17.53 (6.82)	-12.45 (7.35)	-6.98 (5.16)	-11.55 (4.92)		-15.49 (8.73)	-11.65 (6.85)	-8.08 (4.52)	-13.98 (6.79)	
Total	8.5 (2.9)	7.94 (4.07)	4.97 (2.34)	9.88 (4.42)		7.97 (3.45)	7.36 (2.22)	4.96 (3.22)	10.64 (4.71)	
Knee kinematics (°)										
Sagittal plane										
Max	17.62 (8.59)	42.13 (13.49)	94.51 (9.17)	99.57 (6.49)	98.78 (5.99)*	16.17 (6.81)	42.25 (8.63)	93.43 (5.69)	97 (5.92)	94.16 (6.99)
Min	2.72 (4.77)	13.8 (8)	44.87 (13.54)	2.32 (6.16)		4.6 (3.55)	12.89 (6.24)	45.51 (8.11)	4.38 (4.15)	
Total	14.9 (6.62)	28.33 (12.39)	49.64 (14.5)	97.25 (6.77)		11.58 (5.55)	29.36 (8.47)	47.92 (9.62)	92.62 (7.9)	

DS1: double limb support 1 (weight acceptance to forward continuance), SS: single limb support (forward continuance to controlled lowering), DS2: double limb support 2 (controlled lowering to leg pull through), SW: swing phase (leg pull through to Foot placement).

*p < 0.05 than control group.

3) 실험 절차

계단 보행 시 다리의 운동형상학을 측정하기 위해 삼차원 동작 분석 장비(motion analysis, CA, USA)를 사용하였으며, 11대의 운동포착(motion capture) 카메라를 통해 다리 분절에 대한 위치 정보를 수집하였다. Cortex motion capture software 1.1.4.386 프로그램을 이용하여 1초당 120 프레임의 속도로 데이터를 수집하였으며, 지름 9.5 mm 크기의 반사 표식자(marker)는 Helen-hayes marker set 방법으로 다음의 부위에 부착하였다. 앞위엉덩뼈가시(anterior superior iliac spine, ASIS), 뒤위 엉덩뼈가시(posterior superior iliac spine, PSIS), 엉치뼈(sacrum), 허벅지(thigh), 안쪽관절융기(medial condyle), 가쪽관절융기(lateral condyle), 정강이(shank), 안쪽 복사뼈(medial malleolus), 가쪽 복사뼈(lateral malleolus), 발뒤꿈치(posterior calcaneus), 다섯째발허리뼈머리(5th metatarsal head), 둘째와 셋째 발가락(toe) 사이. 엉치뼈를 제외한 나머지 부위는 양쪽으로 부착하였으며, 총 21개의 표식자를 이용하였다.²²

삼차원 동작 분석을 위한 표식자를 피험자의 몸에 부착한 후, 피험자가 계단 보행 시 자연스러운 보행을 할 수 있도록 사전에 충분히 연습하도록 하였다. 3단으로 된 계단 보행 중 오른발을 먼저 내딛도록 하였으며, 계단 보행의 연속된 동작을 분석하기 위하여 오른발이 두번째 계단에 놓이게 되는 첫 발뒤꿈치 닿기부터 한 주기를 측정하였다.

다리의 운동형상학은 골반과 엉덩관절의 이마면, 시상면 및 가로면, 무릎관절의 시상면의 데이터를 수집하였다.

4) 운동학 데이터 분석

한 보행 주기(100%) 동안의 데이터는 첫 발뒤꿈치 닿기를 0%, 다음 발뒤꿈치 닿기를 100%, 그리고 1%의 간격으로 표준화(normalization) 하였으며, 그룹 별로 각 피험자들의 앙상블 평균(ensemble average)을 구하여 그래프로 나타내었다(Figure 1, 2).²³

또한, 앞서 언급한 보행 주기 별로 최대 각도(maximum angle)와 최소 각도(minimum angle), 총 관절가동범위(total ROM)를 구하였으며, 두 그룹간의 차이를 분석하였다(Table 2, 3).

5) 통계 분석

두 그룹의 일반적인 특성 및 운동학 데이터를 비교하기 위하여 독립 t 검정(independent t-test)을 사용하였다. 통계 처리는 윈도우용 PASW version 18.0을 사용하였으며, 유의수준(α)은 0.05로 하였다.

결 과

1. 계단 보행 시 관절 운동형상학

계단 오르기 동안 두 집단의 다리 관절 운동형상학은 이마면에서의 골반의 가쪽 기울기(lateral tilt), 엉덩관절 모음(hip adduction), 그리고

가로면에서의 엉덩관절 돌림(hip rotation)에서 유의한 차이가 있었다(Figure 1). 골반의 가쪽 기울기는 보행 주기 0%부터 8% ($p < 0.05$)까지 초기 디딤기 기간과, 83%부터 100% ($p < 0.05$)까지 마지막 흔들기에서 차이를 보였다. 엉덩관절 모음 역시 보행 주기 0%에서 5% ($p < 0.05$)까지 초기 디딤기 기간에 차이를 보였으며, 엉덩관절 돌림은 90%에서 100% ($p < 0.05$)까지 마지막 흔들기에서 차이를 보였다.

계단 내리기 동안에는 이마면에서의 골반 가쪽 기울기와, 가로면에서의 골반 돌림(pelvic rotation)에서 유의한 차이가 있었다(Figure 2). 골반 가쪽 기울기는 보행 주기 11%부터 17% ($p < 0.05$)까지인 초기 디딤기 기간과, 96%부터 99% ($p < 0.05$)까지의 마지막 흔들기에서 차이를 보였으며, 골반 돌림 또한 이와 비슷하게 95%부터 99% ($p < 0.05$)까지 마지막 흔들기에서 유의한 차이가 있었다. 무릎관절에서는 계단 오르기과 내리기 모두 통계학적으로 유의한 차이가 없었다 ($p > 0.05$).

2. 계단 보행 주기별 관절가동범위

관절가동범위의 경우 계단 오르기 동안 이마면에서의 골반 가쪽 기울기, 엉덩관절 모음 및 가로면에서의 엉덩관절 돌림에서 두 집단간 유의한 차이가 있었다(Table 2, Figure 1). 보행의 초기 두다리지지기에서 안굽이무릎군은 엉덩관절 모음이 감소되었다(Figure 1E). 그리고 보행의 마지막 구간인 흔들기 동안에는 골반을 가쪽으로 덜 들어 올렸으며, 이때 엉덩관절의 가쪽돌림 또한 충분하지 않았다(Figure 1B, 1F).

계단 내리기 동안에는 이마면에서의 골반 가쪽 기울기와, 시상면에서의 무릎 굽힘에서 유의한 차이가 있었다(Table 3, Figure 2). 계단 내리기 중 한다리지지기(SS) 동안 골반 가쪽 기울기의 관절가동범위가 충분하지 않았으며, 무릎의 경우 전체 보행 주기 동안 무릎 굽힘 관절가동범위가 대조군에 비해 더 컸다(Figure 2B, 2G).

고 찰

본 연구는 안굽이무릎이 계단 보행 시 골반, 엉덩관절, 무릎관절의 관절 운동형상학에 미치는 영향을 알아보았다. 안굽이무릎에 대한 보행 연구는 무릎관절과 엉덩관절에 국한되어 있거나, 뼈관절염과 관련된 것이 대부분이다.^{7,10,19} 골반에 대한 연구들은 허리 등의 질환이나 척추 정렬 등 몸통과 관련이 되어 있으며 비교적 다양한 편이나, 골반의 운동형상학에 관한 연구는 극히 제한적이었다.²⁴⁻³⁰ 따라서 엉덩관절과 무릎관절뿐만 아니라 골반의 이마면, 시상면 및 가로면 관절 운동형상학에서 분석함으로써 다리의 몸쪽 관절에서 나타나는 안굽이무릎의 영향에 대해 알아보고, 이 운동형상학적 변화가 무릎관절에 어떤 영향을 미치는지 연구하였다.

운동형상학적 변화는 앙상블 평균을 통해 100%로 표준화 하였으며, 1% 간격의 데이터를 매 시점마다 비교하여 차이를 알아보았다.²³

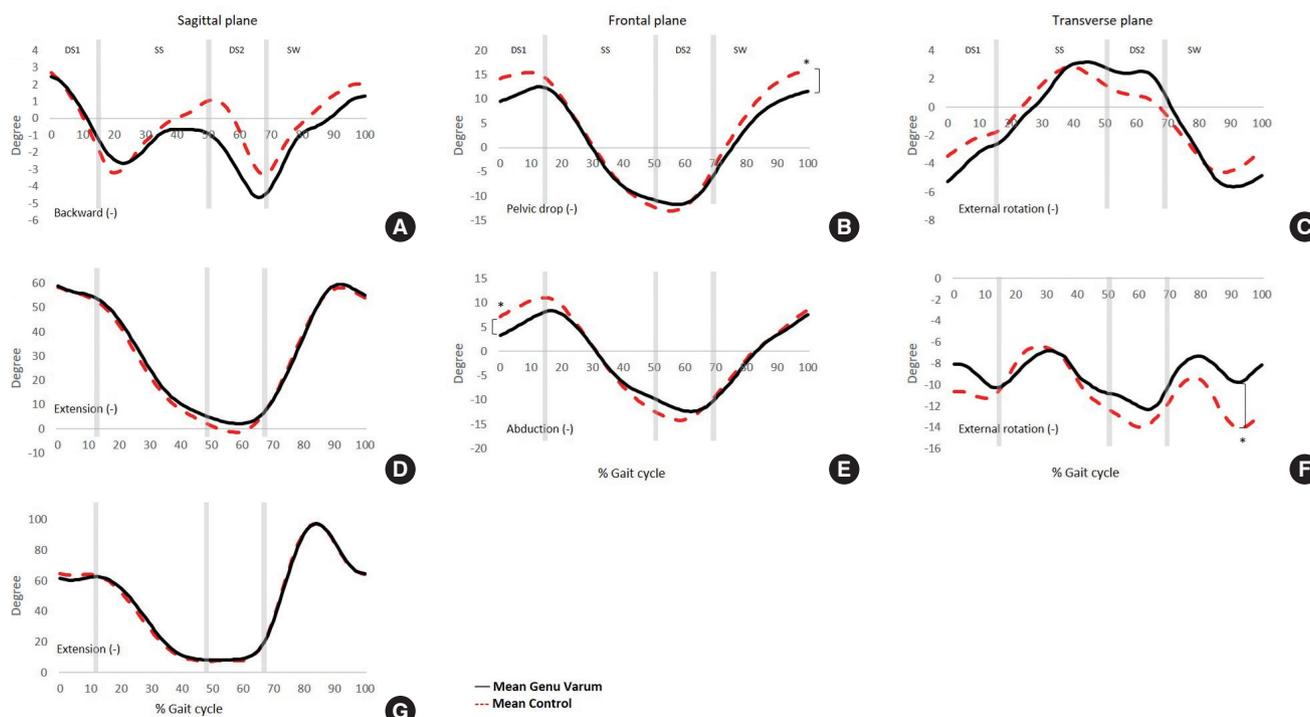


Figure 1. Stair ascent average pelvic (top), knee (middle), and knee (lower) kinematics for sagittal (left), frontal (middle), transverse (right) planes for genu varum (solid line) and control (dotted line) groups. The positive values mean A: pelvic forward tilt, B: pelvic rise, C: pelvic internal rotation, D: hip flexion, E: hip adduction, F: hip internal rotation, G: knee flexion. (DS1: double limb support 1, SS: single limb support, DS2: double limb support 2, SW: swing phase)

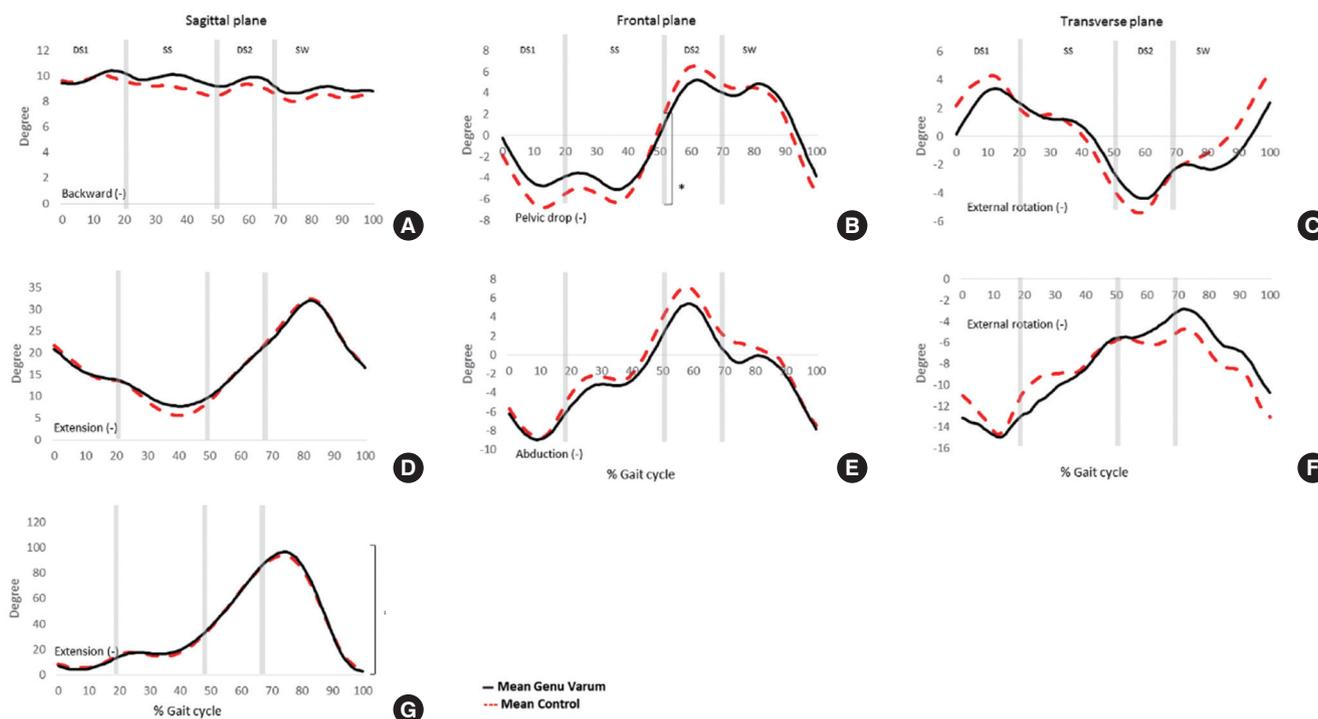


Figure 2. Stair descent ensemble average pelvic (top), knee (middle), and knee (lower) kinematics for sagittal (left), frontal (middle), transverse (right) planes for genu varum (solid line) and control (dotted line) groups. The positive values mean A: pelvic forward tilt, B: pelvic rise, C: pelvic internal rotation, D: hip flexion, E: hip adduction, F: hip internal rotation, G: knee flexion. (DS1: double limb support 1, SS: single limb support, DS2: double limb support 2, SW: swing phase)

또한 4개의 세부 주기로 나누어 각 주기에서 나타나는 최대, 최소 각도와 총 관절가동범위를 비교해 보았다. 앙상블 평균에서의 차이는 각도의 차이뿐만 아니라, 특정 이벤트가 발생하는 시점에도 유의한 차이가 있음을 의미하는데, 유의한 차이가 나타난 대부분의 경우 안굽이무릎에서 지연되어 있었음을 알 수 있었다.

안굽이무릎의 경우 계단을 오를 때 초기 디딤기 단계에서 엉덩관절 모음이 감소했으며, 흔들기 동안 골반 기울기 및 엉덩관절 가쪽돌림이 감소한 것으로 나타났다(Table 2, Figure 1B, 1E, 1F). 골반의 가쪽 기울기의 경우 초기 디딤기 기간 동안 최대 및 최소 각도, 전체 관절가동범위에서는 차이가 없었으나, 앙상블 평균을 비교한 결과 보행 주기의 8%까지 유의하게 감소한 것으로 나타났다. 오른발을 첫 계단에 올린 후 이어지는 두다리지지기 동안 골반은 디딤발 쪽으로 상승하게 되는데, 이때 디딤발의 안-가쪽 위치에 변화가 없다면 엉덩관절은 상대적으로 모음 상태가 된다. 안굽이무릎의 경우 이 기간 동안 골반이 충분히 상승하지 못했으며, 이는 상대적으로 엉덩관절 모음의 감소로 나타난 것으로 보인다. 특히, 초기 디딤기 동안 엉덩관절을 좀 더 벌림 상태로 뒹으로써 지지면(base of support, BOS)을 확보하여 안정성을 향상시키고, 이때 무릎관절의 안쪽을 지나가는 무릎 모음 모멘트를 감소시켜 안쪽 무릎으로의 하중을 감소시키는 데 기여했을 것이라 사료된다. Bennett 등의 연구³¹에서는 안굽이무릎의 경우 계단 보행 시 안짱다리(toe-in)와 함께 보폭을 넓힘으로써 무릎 모음 모멘트를 감소시킨다고 하였으며, Barrios 등의 연구³²에서는 평지 보행 시 엉덩관절 모음이 감소하였다고 보고하여 본 연구와 유사한 결과를 보였다. 엉덩관절 벌림근은 같은 쪽 다리가 디딤기에 있을 경우 엉덩관절 모음과 벌림을 조절함으로써 골반의 가쪽 기울기에도 영향을 미치게 되는데,³³ 엉덩관절 벌림근이 약화되면 보행 시 반대쪽 골반이 떨어지면서 같은 쪽 엉덩관절이 모음 상태가 되는 트레넬렌버그 보행이 나타나게 된다. 젊은 성인과 비교했을 때 노인에게서 이러한 증가된 엉덩관절 모음 현상이 나타나게 되는데,³⁴ 본 연구의 피험자들은 모두 젊은 성인을 대상으로 하였으므로 노인에게서 나타나는 엉덩관절 벌림 약화로 인한 엉덩관절 모음 각도 증가는 나타나지 않았다. 오히려 반대쪽 골반이 대조군에 비해 상대적으로 높은 위치에 있다는 것은 벌림근이 과도하게 수축하고 있기 때문일 수 있으며, 감소된 엉덩관절 모음 각도는 벌림근의 지레 길이를 단축시켜 불충분한 근력을 발생시킬 수 있는데, 이는 장기적으로 벌림근의 약화를 초래할 수 있다. 한편, 기존 연구에서는 엉덩관절 뼈관절염 환자에서 디딤기 동안 엉덩관절 모음에 감소를 보였다.³⁵

계단 오르기 동안 흔들기에서도 일부 관절 운동형상학에 차이를 보였는데, 안굽이무릎의 경우 다음 계단으로 다리를 이동시키는 과정에서 골반이 충분히 상승하지 못했으며, 동시에 엉덩관절 가쪽돌림이 감소되어 있었다. 엉덩관절 굽힘 상태에서 안쪽돌림에 관여하

는 근육은 엉덩관절 벌림근으로, 디딤기에서와 마찬가지로 엉덩관절 가쪽돌림의 감소는 벌림근이 효율적으로 근력을 발생시키기 위한 충분한 길이로 늘어나는 것을 방해하는 요인이 되며, 장기적으로 벌림근 단축 및 약화를 발생시킬 수 있다. 밖굽이무릎의 경우 무릎의 가쪽돌림을 감소시키고, 엉덩관절 가쪽돌림을 증가시킴으로써 관절의 부하를 감소시키는 보행의 보상 패턴을 보였는데,³⁶ 이처럼 가로면에서의 엉덩관절 각도의 감소는 무릎관절의 부하를 감소시키는 기전으로 작용할 수 있을 것이다.

계단 내리기 초기 디딤기 동안 골반은 반대쪽 골반에 비해 상대적으로 떨어지게 되는데, 이때 안굽이무릎의 경우 골반 하강이 충분하지 않았다. 골반의 가쪽 기울기를 결정하는 근육은 엉덩관절 벌림근이 주요 근육으로, 계단을 오를 때와 마찬가지로 벌림근의 과도한 수축 상태가 계단 내리기에서도 유지되는 것으로 보인다. 한다리지지기는 반대쪽 다리가 디딤발보다 높은 계단에서 더 낮은 계단으로 이동하는 시기이므로 골반의 수평 높이 또한 큰 변화를 보이는데, 이때 안굽이무릎의 경우 이마면에서의 골반의 관절가동범위가 충분하지 않은 것으로 나타났다. 이 또한 벌림근의 과도한 수축이 골반을 상대적으로 중립에 위치시킨 것이라 예측할 수 있다.

후기 흔들기 동안 골반은 이마면 상에서 충분히 떨어지지 않았으며, 골반의 안쪽돌림 또한 충분히 이루어지지 않았다. 두 움직임 모두 보행 주기 마지막 5% 단계에서 감소를 보였는데, 골반의 하강 및 안쪽돌림은 계단을 내려갈 때 흔들기 상태의 발을 앞으로 전진하는 과정에서 중요한 골반 움직임이라 할 수 있으며, 이러한 골반의 불충분한 움직임은 움직임에 관여하는 근육들의 비효율적인 수축을 야기할 것이라 생각된다.

계단 내리기 동안 시상면에서의 무릎 관절가동범위는 정상 정렬을 가진 사람들에 비해 안굽이무릎군에서 증가한 것으로 나타났다. 이는 골반에서 나타나는 불충분한 각도를 보상하기 위해 무릎 굽힘 각도를 증가시킨 것으로 보인다. 청소년기 안굽이무릎의 운동형상학에 대해 보고한 기존 연구¹⁰에서는 안굽이무릎의 평지 보행 시 무릎의 폼 각도가 감소했다고 보고했으며, 젊은 성인의 안굽이무릎 변형에 대한 또 다른 연구³⁴에서는 평지 보행 시 중간디딤기(midstance) 동안 무릎 굽힘 각도가 증가했음을 밝혔는데, 상반된 결과를 보인 두 연구^{10,34}는 대상자의 연령이 일치하지 않거나 평지 보행에서 진행되었다는 점에서 본 연구와 직접적인 비교는 불가능하지만, 이마면에서의 다리 부정정렬인 안굽이무릎이 무릎의 시상면 운동형상학에 영향을 미친다는 사실은 일치한다. 특히 본 연구와 대상자 연령이 비슷한 후자의 연구³⁵는 무릎 굽힘 각도가 증가했음을 보고함에 따라 본 연구 결과를 뒷받침해주고 있다. 무릎관절에서와는 달리, 엉덩관절에서는 두 그룹간에 유의한 차이를 보이지 않았다.

안굽이무릎의 경우 부하지지축이 무릎관절의 안쪽을 지나게 되는

데, 이로 인해 무릎 모음 모멘트가 증가하게 되어 안쪽 구획 뼈관절염을 유발시키게 된다. 이러한 구조적 변형은 무릎관절을 지나는 근육들의 상태에도 영향을 미치는데, 중간볼기근(*gluteus medius*)과 같은 엉덩관절 벌림근은 상대적으로 단축되어 있거나 긴장상태에 놓이게 된다. 안굽이무릎과 관련이 있는 안쪽 무릎 뼈관절염에 대한 골반의 기하학 연구¹⁵에서는 넓다리뼈목-몸통 각도(*femoral neck-shaft angle*)가 안굽이 형태로 변형됨과 동시에 엉덩관절 벌림 각도가 감소되어 있었으며, 이 또한 벌림근의 길이-장력 관계에 영향을 미칠 수 있음을 알 수 있다. 본 연구에서는 벌림근에 대한 근전도 분석은 실시하지 않았으나, 벌림근의 과도한 수축으로 인해 발생할 수 있는 운동형상학의 변화를 추측할 수 있었다. 이러한 벌림근의 과도한 수축은 장기적으로 근육의 단축 및 약화를 초래할 수 있으며, 이는 무릎관절 뼈관절염 환자에게 흔히 나타나는 현상이므로 적절한 대처가 필요하다. 따라서 벌림근의 효과적인 재활을 위한 연구가 진행되고 있다.¹⁷

본 연구 결과 이마면에서의 골반 운동형상학에서 가장 큰 그룹간 차이를 보였다. 다리 정렬과 엉덩관절과의 관계를 증명한 기존 연구¹⁶에서는 엉덩관절 중심과 발목관절 중심을 연결한 역학적 축(*mechanical axis*)이 무릎관절에서 멀어질수록 알파-각 또한 큰 값을 가진다고 보고하였는데, 이 알파-각은 넓다리절구부딪힘증후군의 발병 유무를 결정짓는 요인으로, 안굽이무릎이나 밖굽이무릎이 엉덩관절에서 발생하는 역학적 질환과도 관련이 있음을 의미한다. 수술 전이나 대조군에 비해 정강뼈몸쪽뼈자름술 집단에서 더 많은 확률로 *cam* 변형을 가진 것으로 보고한 또다른 연구¹⁷에서는 안굽이정강뼈가 있을 경우 *cam* 변형을 더 많이 가진다고 하였으므로, 안굽이무릎과 넓다리절구부딪힘증후군과의 관계를 직접적으로 보여준다. 청소년기 축구와 같은 충격이 큰 운동은 안굽이무릎의 발생을 초래하는데,¹¹ 넓다리절구부딪힘증후군 또한 활동성이 높은 젊은 성인에게서 호발하며 넓다리절구부딪힘증후군과 같은 엉덩관절의 구조적 변형은 젊은 성인의 엉덩관절 뼈관절염에 대한 강력한 예측 인자이므로,¹³ 넓다리절구부딪힘증후군을 포함한 엉덩관절의 구조적 질환과 안굽이무릎과의 관련성을 쉽게 추측해볼 수 있다. 넓다리절구부딪힘증후군 환자의 경우 계단 보행 시 주로 시상면과 가로면에서 관절 운동 제한을 보였는데, 향후 안굽이무릎 변형을 동반할 경우 이마면에서의 관절 운동형상학에 어떠한 영향을 미치는가에 대한 연구가 추가로 필요할 것이라 생각된다.

무릎관절의 경우 시상면에서의 운동형상학만 분석한 것은 본 연구의 첫 번째 제한점이다. 하지만 안굽이무릎에 대한 연구 대부분은 무릎관절의 안-가쪽 움직임, 이완, 또는 이마면에서의 관절 이동에 관한 것이며, 가로면에서의 움직임에 관한 연구⁷도 일부 진행되었다. 따라서 본 연구에서는 다른 연구에서 진행하지 않은 시상면에서의 무릎관절 운동형상학을 포함하여 골반과 엉덩관절의 운동형상학

에 더욱 중점을 두고자 하였다. 두 번째 제한점은 기존 연구에서 제시된 골반 기하학 및 운동형상학에 대한 남녀 차이를 고려하지 않았다는 점이다. 정강넓다리뼈관절염을 가진 남녀의 골반 차이는 크기와 형태 뿐만 아니라, 엉덩관절의 기하학 및 운동형상학에도 괄목할 만한 차이가 있었다.^{15,24} 안굽이무릎 변형을 가진 피험자들을 대상으로 한 또 다른 연구³²에서는 남녀 사이에 골반과 엉덩관절의 운동형상학에도 유의한 차이를 보고하였는데, 이 또한 남녀의 구조적 차이로 인한 것으로 보인다. 향후 연구에서는 성별에 따른 운동형상학의 차이를 연구해 볼 필요가 있을 것이다.

향후 연구에서는 계단 보행 시 안굽이무릎 변형이 엉덩관절의 운동역학에 어떤 영향을 미치는지 알아보고, 동시에 엉덩관절 주위 근육의 근활성도를 측정해 봄으로써 관절의 변형이나 역학적 질환을 유발시킬 수 있는 특정 부위로의 과부하를 감소시키거나 예방하기 위한 적절한 대안을 찾을 방안을 마련할 필요가 있을 것이다. 또한 이러한 다리 정렬의 영향으로 인한 비정상적인 근육 활동을 개선시킬 수 있는 보행 패턴의 변화, 또는 재활 훈련의 방안 또한 제시되어야 할 것이다.

본 관절 운동형상학 연구는 다리 부정정렬로 인한 과도한 부하로 관절의 손상 등을 유발시킬 수 있는 생체역학적 위험 요소들을 확인할 수 있었다. 특히, 이마면에서의 무릎관절 변형으로 여겨지던 안굽이무릎 변형이 엉덩관절과 골반의 운동학에 영향을 미치며, 이는 향후 다른 엉덩관절 질환의 발병에도 영향을 미칠 수 있음을 시사한다. 이러한 발견은 계단 보행의 생체역학에 대한 안굽이무릎의 영향에 대한 이해를 돕고, 보존적 재활을 최적화시키기 위해 임상가와 연구자들에게 도움이 될 것이라 생각된다. 또한, 하지 정렬이 특정 관절의 변형뿐만 아니라 다리 전반에 걸쳐 발생할 수 있는 역학적 질환에 대한 기초연구로 본 연구가 활용될 수 있을 것이라 생각된다.

Acknowledgements

이 논문은 2017년도 광주보건대학 교내연구비의 지원을 받아 수행된 연구임(No. 3017009).

참고문헌

- Sharma LJ, Song J, Felson DT et al. The role of knee alignment in disease progression and functional decline in knee osteoarthritis. *JAMA*. 2001; 288(2):188-95.
- Bezerra MJCB, Barbosa IM, Sousa TG et al. Profile of patients receiving total knee arthroplasty: a cross-sectional study. *Acta Ortop Bras*. 2017; 25(5):202-5.
- Scouten JSAG, van den Ouweland FA, Valkenburg HA. A 12 year follow up study in the general population on prognostic factors of cartilage loss

- in osteoarthritis of the knee. *Ann Rheum Dis.* 1992;51(8):932-7.
4. Ramsey DK, Snyder-Mackler L, Lewek M et al. Effect of anatomic realignment on muscle function during gait in patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum.* 2007;57(3):389-97.
 5. Roos EM. Joint injury causes knee osteoarthritis in young adults. *Curr Opin Rheumatol.* 2005;17(2):195-200.
 6. Cahue S, Dunlop D, Hayes K et al. Varus-valgus alignment in the progression of patellofemoral osteoarthritis. *Arthritis Rheum.* 2004;50(7):2184-90.
 7. Stief F, Bohm H, Dussa CU et al. Effect of lower limb malalignment in the frontal plane on transverse plane mechanics during gait in young individuals with varus knee alignment. *Knee.* 2014;21(3):688-93.
 8. Cicuttini F, Wluka A, Hankin J et al. Longitudinal study of the relationship between knee angle and tibiofemoral cartilage volume in subjects with knee osteoarthritis. *Rheumatology.* 2004;43(3):321-4.
 9. Wu DD, Burr DB, Boyd RD et al. Bone and cartilage changes following experimental varus or valgus tibial angulation. *J Orthop Res.* 1990;8(4):572-85.
 10. Stief F, Bohm H, Schwirtz A et al. Dynamic loading of the knee and hip joint and compensatory strategies in children and adolescents with varus malalignment. *Gait Posture.* 2011;33(3):490-5.
 11. Colyn W, Agricola R, Arnout N et al. How does lower leg alignment differ between soccer players, other athletes, and non-athletic controls? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2016;24(11):3619-26.
 12. Driban JB, Hootman JM, Sitler MR et al. Is participation in certain sports associated with knee osteoarthritis? A systematic review. *J Athl Train.* 2017;52(6):497-506.
 13. Ackerman IN, Kemp JL, Crossley KM et al. Hip and knee osteoarthritis affects younger people, too. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2017;47(2):67-79.
 14. Chae YW, Park JW, Park S. Effects of knee malalignment on static and dynamic postural stability. *J Kor Phys Ther.* 2015;27(1):7-11.
 15. Boissonneault A, Lynch JA, Wise BL et al. Association of hip and pelvic geometry with tibiofemoral osteoarthritis: multicenter osteoarthritis study (MOST). *Osteoarthritis Cartilage.* 2014;22(8):1129-35.
 16. Lahner M, Jahnke NL, Zirke S et al. The deviation of the mechanical leg axis correlates with an increased hip alpha angle and could be a predictor of femoroacetabular impingement. *Int Orthop.* 2014;38(1):19-25.
 17. Palmer JS, Palmer AJ, Jones LD et al. The failing medial compartment in the varus knee and its association with cam deformity of the hip. *Knee.* 2017;24(6):1388-91.
 18. Bagwell JJ, Snibbe J, Gerhardt M et al. Hip kinematics and kinetics in persons with and without cam femoroacetabular impingement during a deep squat task. *Clin Biomech.* 2015;31:87-92.
 19. Moghtadaei M, Yeganeh A, Boddouhi B et al. Effect of high tibial osteotomy on hip biomechanics in patients with genu varum: a prospective cohort study. *Interv Med Appl Sci.* 2017;9(2):94-99.
 20. Sogabe A, Mukai N, Miyakawa S et al. Influence of knee alignment on quadriceps cross-sectional area. *J Biomech.* 2009;42(14):2313-7.
 21. McFadyen BJ, Winter DA. An integrated biomechanical analysis of normal stair ascent and descent. *J Biomech.* 1988;21(9):733-44.
 22. kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res.* 1990;8(3):383-92.
 23. Gao B, Cordova ML, Zheng N. Three-dimensional joint kinematics of ACL-deficient and ACL-reconstructed knees during stair ascent and descent. *Hum Mov Sci.* 2012;31(1):222-35.
 24. Shin DY, Heo JY. The effects of kinesiotaping applied onto erector spinae and sacroiliac joint on lumbar flexibility. *J Kor Phys Ther.* 2017;29(6):307-15.
 25. Kim CH, Han JT. Comparison of hip and lumbopelvic movement while hip lateral rotating in individual with chronic low back pain. *J Kor Phys Ther.* 2017;29(5):241-5.
 26. Kim WG, Kim YS, Kim YB et al. Effects of fast treadmill training on spinal alignment and muscles thickness. *J Kor Phys Ther.* 2017;29(4):175-80.
 27. Lee SY, Lee MH. Comparison of trunk strategy to maintain balance during the one-leg stance on a medio-lateral ramp and an anterior-posterior ramp. *J Kor Phys Ther.* 2017;29(4):223-6.
 28. Chu JH, Kim YJ, Park JW. The influence of restricted arm swing on symmetry, movement of trunk and pelvis rotation according to using a mobile phone. *J Kor Phys Ther.* 2017;29(1):33-8.
 29. Gu JS, Choi SJ, Choi HS et al. Effects of pelvic tilt training using inclinometer on joint position sense and postural alignment in patients with chronic stroke. *J Kor Phys Ther.* 2017;28(1):33-8.
 30. Kim YJ, Park JW. The influence of unstable shoes on kinematics and kinetics of the lower limb joints during sit-to-stand task. *J Kor Phys Ther.* 2016;28(1):14-21.
 31. Bennett HJ, Zhang S, Shen G et al. Effects of toe-in and wider step width in stair ascent with different knee alignments. *Med Sci Sports Exerc.* 2017;49(3):563-72.
 32. Barrios JA, Strotman DE. A sex comparison of ambulatory mechanics relevant to osteoarthritis in individuals with and without asymptomatic varus knee alignment. *J Appl Biomech.* 2014;30(5):632-6.
 33. Nadeau S, McFadyen BJ, Malouin F. Frontal and sagittal plane analyses of the stair climbing task in healthy adults aged over 40 years: what are the challenges compared to level walking? *Clin Biomech.* 2003;18(10):950-9.
 34. Mian OS, Thom JM, Narici MV et al. Kinematics of stair descent in young and older adults and the impact of exercise training. *Gait Posture.* 2007;25(1):9-17.
 35. Hall M, Wrigley TV, Kean CO et al. Hip biomechanics during stair ascent and descent in people with and without hip osteoarthritis. *J Orthop Res.* 2017;35(7):1505-14.
 36. Farr S, Kranzl A, Pablik E et al. Functional and radiographic consideration of lower limb malalignment in children and adolescents with idiopathic genu valgum. *J Orthop Res.* 2014;32(10):1362-70.
 37. Bak JW, Cho MK, Chung YJ. The effects of performing a one-legged bridge with hip abduction and unstable surface on trunk and gluteal muscle activation in healthy adults. *J Kor Phys Ther.* 2016;28(3):206-11.