

## 보행 중 인위적 다리길이 차이에 따른 3차원적 골반 가동범위의 특성

김 용 욱<sup>‡</sup>

전주대학교 물리치료학과 교수

### Characteristics of Pelvic Ranges According to Artificial Leg Length Discrepancy During Gait: Three-Dimensional Analysis in Healthy Individuals

Kim Yongwook, PT, Ph.D<sup>‡</sup>

<sup>‡</sup>*Dept. of Physical Therapy, Jeonju University, Professor*

#### Abstract

**Purpose** : The purpose of this study was to analyze the dynamic range of motion (ROM) of pelvic and translation of center of mass (COM) when wearing different shoe insole lifts according to leg length discrepancy (LLD) during free speed gait.

**Methods** : Thirty-five healthy adults were participated in this study. Kinematic data were collected using a Vicon motion capture system. Reflective and cluster 40 markers attached to participants lower extremities and were asked to walk in a 6 m gait way under three different shoe lift conditions (without any insole, 1 cm insole, and 2 cm insole). The pelvic ROM and COM translation in three planes were sorted using a Nexus software, and a Visual3D motion analysis software was used to coordinate all kinematic data.

**Results** : There were significantly increased maximal pelvic elevation and total pelvic range in coronal plane when wearing a standard shoe with 2 cm insole lift during gait ( $p < .05$ ). When wearing a standard shoe with 2 cm insole lift, the total range of the pelvic segment were significantly different in all three motion planes ( $p < .05$ ).

**Conclusion** : Although LLD of less than 2 cm develops abnormal movement pattern of the pelvis and may cause of musculoskeletal diseases such as low back pain, hip and knee joint osteoarthritis, therefore intensive various physical therapy interventions for LLD are needed.

---

**Key Words** : gait, leg length discrepancy, pelvic motion

<sup>‡</sup>교신저자 : 김용욱, ptkim@jj.ac.kr

논문접수일 : 2019년 4월 10일 | 수정일 : 2019년 5월 17일 | 게재승인일 : 2019년 6월 7일

※ 이 논문은 2018년도 정부(과학기술정보통신부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임 (No. NRF-2018R1C1B5042645)

# I. 서론

## 1. 연구의 배경 및 필요성

다리 길이 불일치(leg length discrepancy; LLD)는 바로 누운 자세에서 배꼽부터 좌우 내측 복사(malleolus)까지의 길이가 차이나는 것으로 정의되며, 근골격계 자세 및 정상적인 보행 양상에 부정적 영향을 미치는 것으로 보고되고 있다(Azizan 등, 2018; Khamis & Carmeli, 2017; Swaminathan 등, 2014). 구체적으로 LLD는 보행 시 긴 다리 측과 짧은 다리 측에서 각각 발생하는 관절 모멘트, 관절 힘, 지면 반발력 등의 동력학적(kinetic) 변수들과 관절가동범위, 관절 각속도, 보행 주기 등의 운동학적(kinematic) 변수들의 비대칭적 변화를 증가시켜 하지관절의 근골격계 통증 및 염증을 일으키는 것으로 알려져 있다(Needham 등, 2012). LLD의 발생과 관련된 기존 연구에 의하면, 인구의 23 %가 1cm 이상의 LLD를 가지고 있는 것으로 보고되었다(McCarthy & MacEwen, 2001). 이처럼 LLD는 흔하게 발생하는 근골격계 문제이나 2.5 cm 이하 LLD는 일상생활에 지장이 없으며, 보행이나 달리기 등의 활동에도 부정적 영향을 미치지 않는다는 보고(Gross, 1983; Hellsing, 1988)와 보행 중 시상면에서 발생하는 운동학적인 변수와 보행속도 등에 영향을 미치지 않는다는 보고(Resende 등, 2016; Seeley 등, 2010)가 있다. 반면에, 2.5 cm 이하의 LLD를 가진 육상 선수에서 스트레스성 하지골절과 발바닥 근막염을 일으키며(Bennell 등, 1999; Mahmood 등, 2010), 일반인에서도 무릎 골관절염, 기능성 척추측만증, 만성 요통 등을 일으킨다고 보고되었다(Defrin 등, 2005; Raczkowski 등, 2010; Sabharwal & Kumar, 2008).

만성 요통이나 기능성 척추측만증의 발생 원인과 관련하여 골반의 비정상적 정렬과 움직임은 매우 높은 상관성을 가지며, 이러한 비정상적 골반 정렬과 보행 중 비대칭적 골반 움직임 패턴은 LLD와 무관하지 않은 것으로 보고되고 있다(D'Amico 등, 2012a; D'Amico 등, 2012b; Defrin 등, 2005). LLD가 근골격계에 미치는 생체역학적 영향에 대한 객관적이며 정량적인 검증은 LLD에 의해 발생할 수 있는 다양한 근골격계 질환을 관리하

고 예방하는데 있어 매우 중요한 문제이다(Azizan 등, 2018; Zeitoun 등, 2019). 근골격계와 관련된 기존의 LLD 관련 연구들은 대부분 결과 측정값(outcome measures)으로 보행 중 하지관절의 가동범위, 하지관절 모멘트, 지면반발력, 능동보행검사, 무게중심의 이동 등의 변수를 사용하여 검증하였다(Azizan 등, 2018; Khamis & Carmeli, 2017). 이와 같이 기존 연구들에서는 인위적 LLD를 통한 다양한 생체역학적 변수에 대한 검증이 시행되었으나 보행 중 LLD의 차이에 따른 3차원적 골반 가동범위의 변화를 직접적으로 알아본 연구는 거의 보고되지 않고 있다.

## 2. 연구의 목적

본 연구의 목적은 다리길이 차이가 없는 일반인을 대상으로 인위적인 다리길이 차이를 유발하는 세 가지 신발 조건을 적용하여 3차원적 동작분석 시스템을 통해 인위적 LLD를 적용할 시 긴다리 측과 짧은 다리측의 보행 주기를 기준하여 LLD에 따른 골반 가동범위의 특징을 검증하는 것이다.

# II. 연구방법

## 1. 연구대상자

본 연구는 건강한 성인 35명(여자 29명, 남자 6명)을 대상으로 시행하였다. 모든 연구대상자에게 연구 과정에 대한 설명을 시행하였고 자발적으로 연구에 참여하는 서면 동의서를 제출받았다. 본 연구의 대상자 선정조건은 양쪽 하지의 다리길이 차이가 5 mm 이하인 자로 자유 보행에 지장을 주는 근골격계, 신경계 등의 기저 질환이 없고 6 m 실험실 보행로(walkway)를 편안하고 자유로운 속도로 걸을 수 있는 자로 선정하였다. 다리길이의 측정은 줄자를 사용하였으며 배꼽에서부터 양측 복사(malleolus)까지의 길이로 정의하였다. 본 연구는 헬싱키 선언의 원칙에 따라 수행되었으며, 전주대학교 연구윤리 위원회의 연구 승인(jjIRB-170615-HR-2017-0609)하에 시

행되었다.

## 2. 실험 방법

### 1) 3차원 동작분석을 위한 실험도구 및 자료처리 방법

세 가지 신발조건의 신발 인솔(0 cm, 1 cm, 2 cm)을 오른쪽 신발에 적용하여 대상자가 걷는 동안 골반에서 발생하는 실시간 가동범위의 3차원적 동작을 Vicon Motion Capture System(Vicon Inc, Oxford, England)을 사용하여 측정하였다. 본 연구에 사용된 Vicon System은 6대의 T10 모델의 적외선 카메라와 보행로의 중간에 설치된 2대의 힘측정판(AMTI, MA, USA)으로 구성되었으며, T10 카메라의 표본화 비율(sampling rate)은 100 Hz, 힘측정판의 표본화 비율은 500 Hz이었다. 카메라와 힘측정판을 통해 얻어진 다양한 운동학 및 동역학적 측정값은 중앙 컴퓨터의 Nexus 1.8.5 소프트웨어(Vicon, Oxford, England)를 통해 저장되어 최종분석을 위한 c3d 파일 제작 등으로 1차 가공처리 되었다(Fig 1). Nexus 소프트웨어로부터 처리된 자료는 Visual3D 동작 분석 소프트웨어(Visual3D Pro, C-Motion Inc, USA)을 통해 2차 처리 과정을 거쳐 최종 통계분석에 필요한 자료와 그래프 보고 자료 등을 얻었다(Fig 2). 힘측정판으로부터 얻어진 동역학적 자료는 15 Hz의 저역대 통과필터링을 통한 차단주파수(cut-off frequency)로 처리하여 보행 자료분석에 사용하였고, T10 적외선 카메라로부터 얻어진 운동학 데이터는 6 Hz 차단주파수를 통해 저역대 통과필터링(low-pass filtering)하였다.

### 2) 측정방법

보행 중 골반 가동범위의 측정을 위해 각 대상자에게 발 크기에 맞게 준비된 신발에 세 가지 조건의 인솔을 적용한 신발을 신기고 자신이 자유롭게 선택한 보행 속도를 유지하여 총 8~10회 6 m 보행로를 걷도록 하였다. 세 가지 신발 조건의 적용 순서는 무작위로 결정하였으며, 옥스퍼드 하지 모형(Oxford lower extremity model)을 사용하여 보행 주기에 따른 골반의 3차원적 가동범위를 측정하였다(Kim 등, 2018). 3차원적 동작분석을 위한 반사마커(reflex marker)는 14 mm 크기로 40개를 옥스퍼드

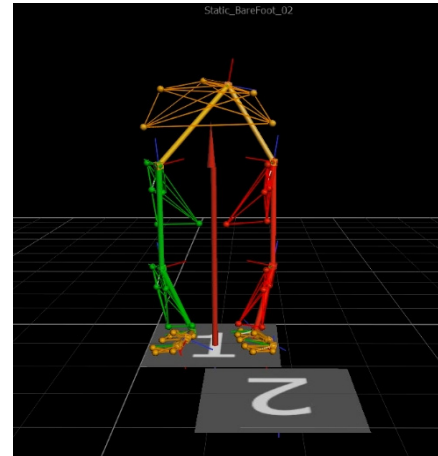


Fig 1. Nexus markers labeling

하지 모형에 따라 양측의 골반, 대퇴, 하퇴, 및 신발에 부착하였다. 골반분절을 구성하는 4개의 반사마커의 부착 위치는 양측의 앞위엉덩뼈가시(anterior superior iliac spine), 뒤위엉덩뼈가시(posterior superior iliac spine)이었고, 오른쪽과 왼쪽 하지의 각 보행 주기별 골반의 가동범위를 분석하기 위하여 1회 보행주기는 동일한 하지의 발뒤꿈치 접촉(heel strike)부터 다음 접촉까지로 정의하였고 전체 보행을 보행주기로 표준화하여 분석에 사용하였다(Fig 3). 이를 위해 4개의 반사마커를 하나의 군집마커(cluster marker)로 제작하여 양측 대퇴 분절과 종아리 분절에 고정하였고, 자료 분석 시 양쪽 군집마커들 간 영킴(swap)을 막기 위해 양측 하지분절의 군집마커를 비대칭적 위치로 부착하였다. 필요 시 보행동작 측정 간 휴식시간을 제공하였으며, 동적인 보행 분석 실험을 하

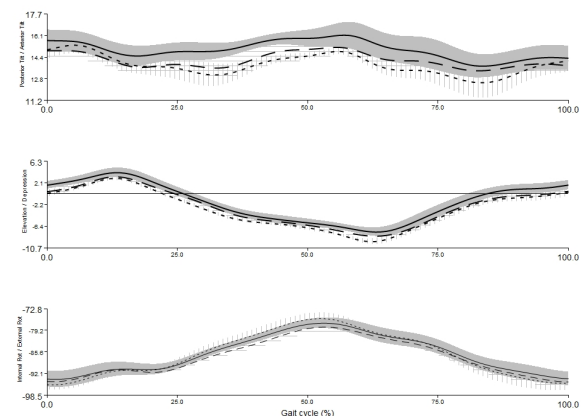


Fig 2. 3D pelvic motion applied each shoe condition during gait

는 동안 오른쪽 하지(긴다리 측)와 왼쪽 하지(짧은다리 측)의 보행 주기에 따른 분석을 위해 대상자가 보행로 중앙에 설치되어 있는 힘측정판에 발을 완전히 접촉하여 걷도록 하였고 그렇게 하지 못한 보행 자료는 분석에서 제외하였다. 세가지 신발조건에 따른 보행 중 3차원적 골반 가동범위의 그래프에서 실선은 높이차이가 없는 신발 착용 시이고, 짧은 점선은 1 cm 인솔 적용 시, 긴 점선은 2 cm 인솔 적용 시를 나타낸다(Fig 2).

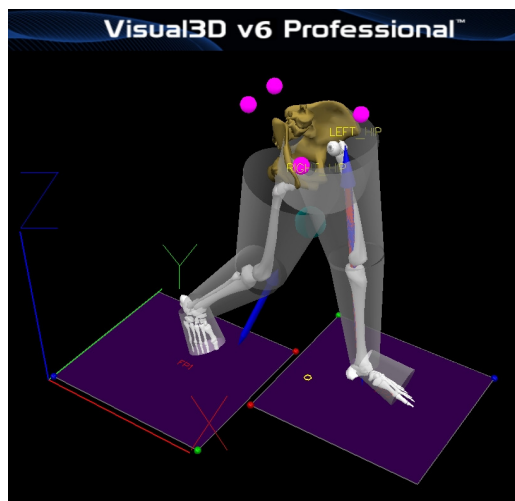


Fig 3. Reflex markers setting for 3D pelvic motion during gait

### 3. 분석 방법

보행 중 세 가지 신발 조건에 따라 인위적으로 만들어진 LLD의 골반 가동범위 사이의 차이를 알아보기 위해 1요인 반복측정분산분석(one-way repeated measures ANOVA)을 사용하였다. 긴다리 측과 짧은다리 측의 보행주기 별 골반의 3차원적 가동범위의 차이를 알아보기 위해 짝비교 t검정을 사용하였다. 본 연구의 통계 분석은 SPSS window용(version 25.0)을 사용하였으며, 유의수준 ( $\alpha$ )은 .05로 하였다.

## III. 연구결과

### 1. 연구대상자의 일반적 특성

연구대상자의 평균 연령, 신장, 체중은 각각 20.5±1.4 세, 163.7±7.0 cm, 61.7±10.3 kg이었다(Table 1). 적정 연구대상자의 표본 수를 알아보기 위해서 G\*power 3.1을 이용하였으며, 효과크기 .8, 유의수준 .05, 검정정력 .08을 위한 필요 표본 수는 30명으로, 탈락률을 고려하여 35명을 대상으로 연구를 진행하였다.

Table 1. General characteristics of participants

(n=35)

Characteristics	Mean±SD
Gender (M/F)	6/29
Height (cm)	163.71±7.04
Weight (kg)	61.67±10.28
Age (year)	20.50±1.37
Gait speed (m/s)	1.28±0.11
Cadence (steps/min)	106.39±8.21
Step length (cm)	118.26±9.72
Step width (cm)	9.18±1.90

### 2. 보행 중 LLD에 따른 골반 가동범위 특성

보행 중 연구대상자의 골반 가동범위에 대한 세 가지

신발 조건에 따른 다리길이 차이에 대한 반복측정 분산 분석 결과는 다음과 같다(Table 2). 인솔을 적용한 긴다리측의 관상면(coronal plane)에서 골반분절의 최대 올림

(maximal elevation)( $F=3.31, p=.04$ ) 및 관상면 전체 가동 범위( $F=4.82, p=0.01$ )가 신발 조건에 따라 유의한 차이를 보였다. 신발조건에 따른 유의한 차이가 나타난 변수에 대한 사후 검정 결과, 골반분절의 최대 올림 범위의 대응별 비교에서 일반 신발과 2 cm 인솔 적용 사이에 유의한 차이가 있었으며( $p=.04$ ), 관상면 전체 가동 범위의 대응별 비교에서는 일반신발과 1 cm 인솔 적용 사이( $p=.01$ )와 일반신발과 2 cm 인솔 적용 사이( $p=.00$ )에서 유의한 차이가 있었고, 그 외 신발조건에 따른 골반의 모든 가동 범위 사이에서는 유의한 차이가 없었다( $p>.05$ )(Table 2).

3. 각 신발 조건에 따른 긴 다리와 짧은 다리 측 보행주기 간 골반 가동범위의 차이

인솔을 적용하지 않은 일반 신발과 인위적 다리길이 차이를 위해 1 cm 인솔, 2 cm 인솔을 적용한 신발 조건에 따라 긴 다리 측과 짧은 다리 측의 보행 주기를 기초로 양측 골반 가동범위의 차이를 알아본 결과는 다음과 같다(Table 3~5).

1) 일반 신발적용 시 양측 간 골반 가동범위 차이

일반 신발적용 시 긴 다리 측과 짧은 다리 측의 보행 주기 간 골반 가동범위의 차이에서는 최대전방경사( $t=-6.95, p=.00$ )와 최대후방경사( $t=8.49, p=.00$ )를 제외한 모든 변수에서 유의한 차이를 보이지 않았다( $p>.05$ )(Table 3).

2) 1 cm 인솔 신발적용 시 양측 간 골반 가동범위 차이

1 cm 인솔 신발을 오른쪽 하지에 적용하여 인위적 다리길이 차이를 만든 후 긴 하지 측과 짧은 하지 측의 보행 주기 간 골반 가동범위에서는 최대전방경사( $t=-10.22, p=.00$ ), 최대후방경사( $t=10.79, p=.00$ ), 최대올림( $t=3.03, p=.01$ ), 관상면에서의 전체가동범위( $t=5.41, p=.00$ ), 최대내회전( $t=3.01, p=.01$ ), 그리고 수평면에서의 전체가동범위( $t=4.41, p=.00$ )에서 유의한 차이를 보였다(Table 4).

3) 2 cm 인솔 신발적용 시 양측 간 골반 가동범위 차이

2 cm 인솔 신발을 적용한 경우 긴 하지 측과 짧은 하지 측 보행주기 간 골반 가동범위에서는 최대하강(maximal depression)( $t=-.23, p=.82$ ), 최대내회전( $t=-.08, p=.94$ ) 및 최대내회전( $t=1.14, p=.26$ )을 제외한 모든 골반 가동범위에서 유의한 차이를 보였다( $p<.05$ )(Table 5).

Table 2. Pelvic range differences of repeated ANOVA according to three shoe conditions based on each long and short leg gait cycle (n=35)

Pelvic range of motion (degree)	Limb side	F	p
Maximal anterior tilting	Long limb	0.39	.68
	Short limb	1.19	.31
Maximal posterior tilting	Long limb	3.12	.05
	Short limb	2.72	.73
Total range in sagittal plane	Long limb	2.25	.12
	Short limb	.96	.38
Maximal elevation	Long limb	3.13	.04
	Short limb	.28	.76
Maximal depression	Long limb	1.07	.35
	Short limb	1.06	.35
Total range in coronal plane	Long limb	4.82	.01
	Short limb	2.39	.10
Maximal internal rotation	Long limb	2.64	.08
	Short limb	.34	.71
Maximal external rotation	Long limb	.88	.42
	Short limb	.39	.68
Total range in transverse plane	Long limb	.30	.74
	Short limb	1.96	.15

$p<.05$

Table 3. Pelvic range differences of paired t test based on gait cycle between the right and left limb when applying normal shoes with no insole lift (n=35)

Pelvic range of motion (degree)	Limb side	Mean±SD	t	p
Maximal anterior tilting	Right limb	1.00±.76	-6.95	.00
	Left limb	2.20±1.05		
Maximal posterior tilting	Right limb	1.74±1.08	8.49	.00
	Left limb	.42±.58		
Total range in sagittal plane	Right limb	2.74±.86	1.22	.23
	Left limb	2.62±.88		
Maximal elevation	Right limb	4.19±2.50	-1.18	.20
	Left limb	4.69±2.61		
Maximal depression	Right limb	3.05±1.14	1.27	.21
	Left limb	2.88±1.31		
Total range in coronal plane	Right limb	7.24±2.60	-.94	.37
	Left limb	7.57±2.71		
Maximal internal rotation	Right limb	1.58±1.29	1.29	.22
	Left limb	1.25±1.35		
Maximal external rotation	Right limb	7.84±4.22	1.37	.18
	Left limb	7.75±4.82		
Total range in transverse plane	Right limb	9.42±3.63	1.71	.10
	Left limb	9.00±4.16		

p<.05

Table 4. Pelvic range differences of paired t test based on gait cycle between the long and short leg when applying normal shoes with 1 cm insole lift (n=35)

Pelvic range of motion (degree)	Limb side	Mean±SD	t	p
Maximal anterior tilting	Long limb	.93±.58	-10.22	.00
	Short limb	2.39±1.01		
Maximal posterior tilting	Long limb	1.87±.96	10.79	.00
	Short limb	.34±.57		
Total range in sagittal plane	Long limb	2.79±.87	.62	.54
	Short limb	2.72±.91		
Maximal elevation	Long limb	5.17±2.36	3.03	.01
	Short limb	4.65±2.40		
Maximal depression	Long limb	2.92±1.08	.04	.97
	Short limb	2.91±1.23		
Total range in coronal plane	Long limb	8.09±2.60	5.41	.00
	Short limb	7.56±2.66		
Maximal internal rotation	Long limb	1.85±1.44	3.01	.01
	Short limb	1.23±1.24		
Maximal external rotation	Long limb	7.23±4.45	1.28	.21
	Short limb	7.34±4.45		
Total range in transverse plane	Long limb	9.57±3.74	4.41	.00
	Short limb	8.57±3.90		

p<.05

Table 5. Pelvic range differences of paired t test based on gait cycle between the long and short leg when applying normal shoes with 2 cm insole lift (n=35)

Pelvic range of motion (degree)	Limb side	Mean±SD	t	p
Maximal anterior tilting	Long limb	.95±.78	-9.30	.00*
	Short limb	2.32±.93		
Maximal posterior tilting	Long limb	1.96±1.09	9.49	.00*
	Short limb	.39±.58		
Total range in sagittal plane	Long limb	2.91±.96	2.22	.03*
	Short limb	2.71±.85		
Maximal elevation	Long limb	5.42±2.47	4.22	.00*
	Short limb	4.76±2.55		
Maximal depression	Long limb	3.00±1.23	-.23	.82
	Short limb	3.04±1.14		
Total range in coronal plane	Long limb	8.42±2.54	7.12	.00*
	Short limb	7.79±2.65		
Maximal internal rotation	Long limb	1.52±1.34	-.08	.94
	Short limb	1.57±3.10		
Maximal external rotation	Long limb	8.09±4.28	1.14	.26
	Short limb	7.44±4.46		
Total range in transverse plane	Long limb	9.62±3.87	2.67	.01*
	Short limb	9.00±4.25		

\*Significant difference

#### IV. 고 찰

본 연구는 일반신발에 1 cm, 2 cm 높이의 인솔을 오른 쪽 신발에만 적용하여 인위적 LLD가 보행 중 골반분절에 어떠한 영향을 미치는지 검증하기 위해 시행되었다. 보행 중 골반분절의 정밀한 움직임을 평가하기 위해 3차원 동작분석을 기반으로 하는 6대의 적외선카메라를 사용하였다. 편안한 보행 속도로 걷는 동안 골반의 전방경사와 후방경사의 양은 2~4°로 매우 적은 것으로 알려져 있다(Neumann, 2002). 본 연구에서도 인위적 다리길이차이를 유발하지 않는 일반신발 적용 시 보행 중 전체 대상자의 평균 골반분절의 전후방경사의 최대 범위가 약 2.62~2.74°로 나타났으며, 관상면에서의 최대 골반 가동범위는 7.24~7.57°, 수평면에서의 최대 움직임은 9.00~9.42°를 보여 보행 중 정상적인 골반 움직임에 대한 기존의 보고와 유사한 결과를 보였다(Aiona 등, 2015; Neumann, 2002).

##### 1. 보행 중 LLD에 따른 골반 가동범위 특성에 대한 고찰

보행 중 긴하지 측의 보행주기를 기준으로 분석한 골반 가동범위 차이에서 인위적 LLD에 따라 최대 골반올림 범위와 관상면에서의 전체 골반 가동범위에서 유의한 차이가 발생하였고, 인위적 LLD가 심할수록 골반올림 가동범위가 높게 나타났다. 반면에 짧은 하지 측에서는 인위적 LLD에 따른 골반 가동범위에서 유의한 차이가 없어 보행 중 다리길이의 차이에 따른 영향이 없는 것으로 나타났다. 이러한 결과를 통해 비록 2 cm 미만의 다리길이 차이 일지라도 긴 하지 측의 관상면에서 과도한 골반 움직임이 발생하는 것을 검증할 수 있었다. 또한 다리길이 차이에 따른 골반의 보상 움직임이 주로 긴 하지측의 관상면에서 발생됨도 알 수 있었다. Walsh 등(2000)은 일반인 7명에게 1 cm에서 5 cm까지 신발 인솔을 순차적으로 적용하여 다양한 인위적 LLD에 따른 하지 관절에서 발생하는 보상작용의 기전을 검증하였다. 그 결과, 최대 2.2 cm까지의 인위적 LLD를 보상하기 위해 긴 하지 측 관상면에서 발생하는 골반 기울기(pelvic

obliquity)를 사용하였고, 그 이상의 LLD에서는 긴 하지 측의 무릎과 발목관절의 움직임을 통해 LLD를 보상하는 것으로 나타나 본 연구와 유사한 결과를 보였다.

본 연구의 결과에서 LLD에 따라 발생하는 긴 하지 측 골반의 올림 가동범위는 일반신발에서 4.19°, 1 cm LLD에서 5.17°, 2 cm LLD에서 5.42°로 유의하게 증가하였으며, 전체 시상면 가동범위도 일반신발에서 7.24°, 1 cm LLD에서 8.09°, 2 cm LLD에서 8.42°로 나타나 LLD가 커질수록 가동범위의 증가 경향을 보였다.

본 연구의 결과, 보행 중 2 cm LLD에서 유의하게 발생된 과도한 시상면 골반 움직임은 요추부의 움직임에도 부정적 영향을 미칠 것으로 사료된다. LLD와 요통은 매우 긴밀한 상관성을 가지며, 300명의 요통환자 중 70% 이상에서 LLD가 있었다고 보고되었다(D'Amico 등, 2012a). Kakushima 등(2003)은 22명의 건강한 성인 남성을 대상으로 보행 중 LLD에 따른 척추의 움직임을 3D 동작분석을 통해 검증한 결과 LLD 보행 시 요추부의 최대 측부굴곡(lateral bending)이 8.1°로 정상 보행과 비교할 때 유의한 차이가 있었다고 보고하였다.

## 2. 보행 중 긴 다리와 짧은 다리 측 보행주기 간 골반 가동범위 특성에 대한 고찰

LLD가 없는 일반 신발만을 적용하여 양 하지 측 보행 주기 간 골반 가동범위를 비교했을 때 전방경사와 후방경사를 제외한 모든 가동범위 변수에서 유의한 차이를 보이지 않았다(Table 3). LLD가 없음에도 불구하고 골반의 전후방경사 범위에서 양측 간 유의한 차이가 있었던 이유는 대상자별로 3차원 동작분석을 위한 골반분절의 생체역학적 모델을 형성하기 위해 좌우 앞위엉덩뼈가시와 뒤위엉덩뼈가시에 부착된 반사마커의 부착 위치가 대상자별로 약간의 차이가 있었기 때문으로 사료된다. 그러나 시상면에서 발생된 전체 골반 가동범위에서는 오른쪽 하지 측 보행주기에서 2.74°, 왼쪽 하지 측 보행주기에서 2.62°로 유의한 차이가 없었으며, 유의한 차이는 있으나 전방경사와 후방경사의 양 하지 측 보행 주기 간 가동범위의 평균값 차이도 1° 내외로 매우 낮아 임상적 의미는 없는 것으로 사료된다.

반면에, 1 cm LLD와 2 cm LLD를 적용할 시 긴 하지

측과 짧은 하지 측의 보행 주기를 기준으로 양측 간 골반 가동범위를 비교하였을 때, 정상 신발과 비교하여 많은 가동범위 변수에서 양측 간 유의한 차이를 보였다. 특히 2 cm LLD를 적용했을 때 시상면, 전두면, 수평면의 모든 운동면(motion plane)에서 골반 가동범위가 양측 간 유의한 차이를 보였다(Table 5). 이는 LLD가 커질수록 긴 다리 측과 짧은 다리 측의 보행 주기 간 골반 움직임의 비대칭 정도가 심화됨을 의미하며, 2 cm 이하의 LLD도 방지할 경우 다양한 근골격계 문제의 원인이 될 수 있음을 암시한다.

본 연구의 제한점은 대상자 선정의 어려움 등으로 실제 다리길이 차이가 있는 근골격계 질환자가 아닌 대부분 젊고 건강한 일반 성인을 대상으로 실시하여 실제 다리길이 차이가 있는 사람들에게 본 연구의 결과를 일반화하기 어려운 점이다. 따라서, 본 연구에서 시행한 보행 중 인위적 다리길이 차이에 대한 골반의 3차원적 움직임 특성을 보다 확장하여 향후 연구에서는 실제 LLD로 어려움을 겪고 있는 환자를 대상으로 LLD가 척추분절 및 하지관절의 다양한 생체역학적 변수와 임상적 변수에 어떠한 영향을 미치는 지에 대한 연구가 필요할 것이다.

## V. 결론

본 연구는 건강한 성인 남녀 35명을 대상으로 인위적 LLD의 정도 따라 골반 가동범위에 미치는 영향을 검증하여 인위적 LLD에 따른 골반 움직임의 특성을 파악하고자 시행되었다. 본 연구의 결과, 2 cm LLD 적용 시 긴 하지 측 관상면에서 골반 올림을 통한 보상 움직임이 발생하였으며, LLD가 커질수록 긴 다리 측과 짧은 다리 측의 보행 주기 간 골반 가동범위의 비대칭 정도가 심화되었다. 이는 허리 통증과 하지관절의 골관절염 등 근골격계 질환의 원인으로 작용할 수 있어 2 cm 이하의 LLD에 대한 적극적 관리의 필요성이 요구된다.

## 참고문헌



- Aiona M, Do KP, Emara K, et al(2015). Gait patterns in children with limb length discrepancy. *J Pediatr Orthop*, 35(3), 280-284.
- Azizan NA, Basaruddin KS, Salleh AF(2018). The effects of leg length discrepancy on stability and kinematics-kinetics deviations: a systematic review. *Appl Bionics Biomech*, 11, 5156348. Published Online. Doi: 10.1155/2018/5156348.
- Bennell K, Matheson G, Meeuwisse W, et al(1999). Risk factors for stress fractures. *Sports Med*, 28(2), 91-122.
- D'Amico M, Roncoletta P, Di Felice F, et al(2012a). LBP and lower limb discrepancy: 3D evaluation of postural rebalancing via underfoot wedge correction. *Stud Health Technol Inform*, 176, 108-112.
- D'Amico M, Roncoletta P, Di Felice F, et al(2012b). Leg length discrepancy in scoliotic patients. *Stud Health Technol Inform*, 176, 146-150.
- Defrin R, Ben Benyamin S, Aldubi RD, et al(2005). Conservative correction of leg-length discrepancies of 10mm or less for the relief of chronic low back pain. *Arch Phys Med Rehabil*, 86(11), 2075-2080.
- Gross RH(1983). Leg length discrepancy in marathon runners. *Am J Sports Med*, 11(3), 121-124.
- Hellsing AL(1988). Leg length inequality. A prospective study of young men during their military service. *Ups J Med Sci*, 93(3), 245-253.
- Kakushima M, Miyamoto K, Shimizu K(2003). The effect of leg length discrepancy on spinal motion during gait: three-dimensional analysis in healthy volunteers. *Spine*, 28(21), 2472-2476.
- Khamis S, Carmeli E(2017). A new concept for measuring leg length discrepancy. *J Orthop*, 14(2), 276-280.
- Kim Y, Richards J, Lidtke RH, et al(2018). Characteristics of clinical measurements between biomechanical responders and non-responders to a shoe designed for knee osteoarthritis. *Gait Posture*, 59, 23-27.
- Mahmood S, Huffman LK, Harris JG(2010). Limb-length discrepancy as a cause of plantar fasciitis. *J Am Podiatr Med Assoc*, 100(6), 452-455.
- McCarthy JJ, MacEwen GD(2001). Management of leg length inequality. *J South Orthop Assoc*, 10(2), 73-85.
- Needham R, Chockalingam N, Dunning D, et al(2012). The effect of leg length discrepancy on pelvis and spine kinematics during gait. *Stud Health Technol Inform*, 176, 104-107.
- Neumann DA(2002). *Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for physical rehabilitation*. 1st ed, St. Louis, Mosby Inc, pp.535-542.
- Raczkowski JW, Daniszewska B, Zolynski K(2010). Functional scoliosis caused by leg length discrepancy. *Arch Med Sci*, 6(3), 393-398.
- Resende RA, Kirkwood RN, Deluzio KJ, et al(2016). Biomechanical strategies implemented to compensate for mild leg length discrepancy during gait. *Gait Posture*, 46, 147-153.
- Sabharwal S, Kumar A(2008). Methods for assessing leg length discrepancy. *Clin Orthop Relat Res*, 466(12), 2910-2922.
- Seeley MK, Umberger BR, Clasey JL, et al(2010). The relation between mild leg-length inequality and able-bodied gait asymmetry. *J Sports Sci Med*, 9(4), 572-579.
- Swaminathan V, Cartwright-Terry M, Moorehead JD, et al(2014). The effect of leg length discrepancy upon load distribution in the static phase (standing). *Gait Posture*, 40(4), 561-563.
- Walsh M, Connolly P, Jenkinson A, et al(2000). Leg length discrepancy-an experimental study of compensatory changes in three dimensions using gait analysis. *Gait Posture*, 12(2), 156-161.
- Zeitoun G, Nadal J, Batista LA, et al(2019). Prediction of mild anatomical leg length discrepancy based on gait kinematics and linear regression model. *Gait Posture*, 67, 117-121.