PNF and Movement, 2019; 17(3): 391-399
https://doi.org/10.21598/JKPNFA.2019.17.3.391

Print ISSN: 2508-6227
Online ISSN: 2508-6472

Original Article

Open Access

건강한 성인에서 인위적 다리길이 차이가 보행 중 3차원 엉덩관절 모멘트에 미치는 효과

조민지 · 김동현 · 한동욱 · 최은진 · 김예슬 · 김용욱†
전주대학교 물리치료학과

Effect of Artificial Leg Length Discrepancy on 3D Hip Joint Moments during Gait in Healthy Individuals

Min-Ji Jo · Dong-Hyun Kim · Dong-Wook Han · Eun-Jin Choi · Ye-Seul Kim · Yong-Wook Kim, P.T., Ph.D†
Department of Physical Therapy, Joenju University

Received: July 17, 2019 / Revised: August 20, 2019 / Accepted: August 20, 2019
ⓒ 2019 Journal of Korea Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Association
This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

| Abstract |

Purpose: This study investigated the three-dimensional moment values of the hip joint for subjects with artificial leg length alterations and subjects with unaltered leg lengths.

Methods: Forty-two healthy adults (8 men, 34 women) participated in this study. The selected subjects were able to walk normally, had less than a 1 cm leg length discrepancy, and were instructed to wear shoes that fit their feet. The study participants performed 8 dynamic gait trails to measure the hip joint moment using a three-dimensional motion analysis system. Kinetic and dynamic three-dimensional gait analysis data were collected from infrared cameras, and a force plate was used to standardize the weight of each subject.

Results: There were significant correlations between the differences in the leg length discrepancy during right extension, right flexion, right internal rotation, and left extension in hip joint moments ($p<0.05$). There were significant correlations between the differences in shoe conditions during left extension, right flexion, right extension, and right internal rotation in the hip moments ($p<0.05$).

Conclusion: This study suggests that a leg length discrepancy can affect hip joint moment, which may further exacerbate musculoskeletal disorders, such as osteoarthritis in lower extremity joints. Therefore, further studies should be conducted to verify the impact of clinical interventions on differences in hip joint moment values to correct leg length discrepancies and prevent osteoarthritis in lower extremity joints.

Key Words: Gait, Hip joint moment, Leg length inequality

†Corresponding Author : Yong-Wook Kim (ptkim@jj.ac.kr)

Ⅰ. 서 론

다리길이 차이란 두 다리의 길이를 인지할 수 있을 만큼 차이가 나는 상태이다(Gurney, 2002). 다리길이 차이는 선천적 또는 후천적 원인에 의해 발생할 수 있으며(Papaioannou et al., 1982; Schuit et al., 1989), 기립 균형, 걷기 및 달리기와 같은 기능적 활동에 영향을 준다(Gurney, 2002). 다리길이 차이는 보행 중 관절 가동범위, 무게중심(center of mass) 이동, 하지관절의 각속도 등 운동학적(kinematic) 변수와 관절 모멘트, 지면반발력, 족저압력 분포 등의 동력학적(kinetic) 변수에 영향을 미쳐 요통과 하지관절의 다양한 근골격계 질환의 원인으로 작용한다(Azizan et al., 2018; Khamis & Carmeli, 2017). 또한 다리길이 차이는 걷기 및 자세유지를 위한 근육에 영향을 주어 관절 내 압력과 장력 및 근육에서 발생하는 장력에도 부정적 영향을 미친다(Gong et al., 2009; Mahar et al., 1985).

다리길이 차이는 원인에 따라 구조적 다리길이 차이와 기능적 다리길이 차이로 분류된다(Blake & Ferguson, 1992; Gong et al., 2009). 구조적 다리길이 차이는 대부분 선천적 원인으로 엉덩관절 탈구나 근육의 편측성 위축 혹은 비대로 발생하며, 기능적 다리길이 차이는 후천적으로 습관성 비대칭 자세 유지로 인한 하지 근육의 단축, 신장 약화(stretched weakness), 혹은 관절 강직 등으로 나타난다(Gurney, 2002). 일반적으로 발생하는 다리길이 차이는 기능적 원인이 대부분이며 정상 성인 인구의 약 70%가 기능적 다리길이 차이를 보이는 것으로 알려져 있다(Ali et al., 2014).

보행 중 발생하는 관절 모멘트는 지면반발력과 관절의 회전축에서 지면반발력 작용선까지 거리의 곱으로 정의되며, 관절 정렬, 다리 길이, 체중에 따라 다양한 양상을 보인다(Bae et al., 1996). 이처럼 관절 모멘트는 외부 요인에 영향을 받아 나타나는 생체역학적 신체 반응 변수로서 어느 근육 군이 우세하게 작용하는지를 알려주는 지표로서 중요한 역할을 한다(Gurney, 2002). 보행 중 발생하는 관절 모멘트의 측정을 위해서는 인체 관절과 분절의 계측치, 운동학적 변수 및 지면반발력 수치를 이용하는 복잡한 과정이 필요하며 보행분석용 3차원 영상장비와 힘측정판(forceplate)과 같은 고기능 장비를 통한 연구가 수행되어야 한다(Lee et al., 1998). 보행 중 다리길이 차이는 지면 반발력(ground reaction force)을 증가시키고 에너지 소모를 증가시켜 보행 효율성을 저하시킨다(Bhave et al., 1999). 많은 근거중심 선행 연구들이 다리길이 차이에 따른 보행의 일반적 특성과 생체역학적 변수의 변화를 알아보고자 수행되었다(Azizan et al., 2018). 최근에, 힘측정판을 사용하여 서거나 걷는 동안 다리길이 차이의 생리학적, 생체역학적 변수를 평가하고자 연구가 시행되었다(Kim, 2019; Zhang et al., 2006). 그러나 아직까지 다리길이 차이가 걷는 동안 관절 모멘트와 같은 보행의 동력학적 변수에 미치는 영향에 대한 연구 보고는 드물고, 3차원적 보행분석을 통한 엉덩관절의 모멘트 변화에 대한 정밀한 검증은 미흡한 실정이다(Azizan et al., 2018). 따라서 본 연구는 일반인을 대상으로 인위적 다리길이 차이를 적용하였을 때 양측 엉덩관절에서 발생하는 3차원적 모멘트의 변화 양상을 검증하여 다리길이 차이가 엉덩관절 모멘트에 미치는 생체역학적 영향을 알아보고자 시행하였다.

Ⅱ. 연구 방법

1. 연구 대상

본 연구는 건강한 20대 성인 42명(남 8명. 여 34명)을 대상으로 실시하였다. 연구 대상자는 정상 보행이 가능하며 다리길이 차이가 없고, 요추 및 하지 근골격계 질환이 없는 자로 선정하였다. 대상자의 다리길이를 측정하기 위해 줄자를 사용하였으며, 배꼽에서부터 양측의 안쪽 복사(malleolus)까지의 길이를 측정하였다. 외상으로 인해 하지 관절의 수술을 받은 자는 대상자에서 제외하였다. 실험 전에 대상자에게 본 연구 목적, 방법, 수행 과정 등을 충분히 설명하였고, 연구 참여 동의서에 서명 후 본 실험을 진행하였다. 본 연구

는 전주대학교 생명윤리위원회에 심의를 받았고, 심의 결과 최종 승인을 받았다(jjIRB-2017-0609j).

2. 측정방법 및 도구

1) 측정도구

3차원 보행 분석을 위한 측정 장비로 바이콘 시스템(Vicon Inc., UK)을 사용하였다. 본 연구는 6대의 적외선 카메라(Oqus-7, Vicon Inc., UK)와 보행로 중간에 2대의 힘측정판(BP400600, AMTI, USA)을 설치하여 수행되었다. 적외선 카메라와 힘측정판에서 얻어진 다양한 생체역학적 측정 데이터는 중앙컴퓨터의 자료처리용 소프트웨어인 Nexus program (version 1.8.5, Vicon, UK)로 보내져 저장되었다. 적외선 카메라를 통한 자료는 100 Hz 표본화 비율(sampling rate)로 취득하였고, 힘측정판은 500Hz 표본화 비율을 사용하였다.

2) 측정방법

엉덩관절 모멘트 평가를 위해 각 대상자의 발 크기에 맞게 운동화(Slazenger, KOR)를 준비하여(Fig. 1) 신게 하고 자유로운 속도로 6m 보행로를 8~10회 걷도록 하였다. 엉덩관절 모멘트를 포함한 다양한 생체역학적 변수의 측정을 위해 3차원 동작분석의 수정된 옥스퍼드 하지 모형을 사용하였다(Collins et al., 2009). 40개의 동작분석용 14㎜ 반사마커(reflex marker)를 참가자의 골반 및 하지의 해부학적 표식자(landmarks)에 부착하였다. 반사마커의 부착위치는 수정된 옥스퍼드 하지 모형에 따라 양측의 첫 번째와 다섯 번째 발허리발가락관절(metatarsophalangeal joint), 중앙 발(mid foot), 안쪽 뒷발(rare foot), 가쪽 뒷발, 넙다리뼈의 가쪽 위관절융기(lateral femoral epicondyle), 안쪽복사뼈(medial malleolus), 가쪽복사뼈(lateral malleolus), 앞위엉덩뼈가시(anterior superior iliac spine), 뒤엉덩뼈가시(posterior superior iliac spine), 큰돌기(greater trochanter)이었다(Fig. 2). 하지 분절의 3차원적 움직임을 측정하

Fig. 1. Shoes and insoles used in measures.

Fig. 2. Reflex markers attachment site.

기 위해 하나의 군집마커(cluster marker)를 4개의 반사마커로 구성하여 양측 넙다리 분절과 종아리 분절에 부착하였으며, 동작 분석 시 양측 군집마커들 간의 신호 엉킴(swap)을 예방하기 위해 군집마커 부착위치를 비대칭으로 하였다. 각 개인의 동적 보행분석 자료의 분석을 위해 먼저 해부학적 정적 모형으로 활용되는 정적 자료(static data)를 동적 보행 자료 측정 전

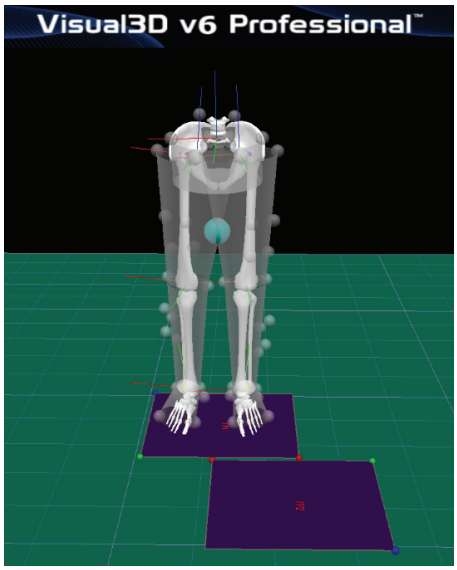

Fig. 3. Visual 3D motion analysis model.

시행하였다. 동적 보행 분석 자료는 8회 시행하였고, 보행 측정 간 휴식을 취할 수 있도록 하였다. 대상자가 보행로의 힘측정판을 정확히 밟지 못하면 그 보행 분석 자료는 삭제하고 추가로 보행 분석 자료를 측정하였다. Visual 3D 동작 분석 프로그램(C-Motion Inc., USA)을 사용하여 3차원 카메라와 힘측정판에서 측정한 생체역학적 보행분석 자료를 최종 분석 처리하였다(Fig. 3).

보행 중 입각기(stance phase)시 신발 조건에 따른 엉덩관절 모멘트는 체중지지의 변화에 따라 다양한 양상을 보이며, 이 중 최대값과 최소값과 같은 특정 모멘트 값을 분석에 사용하였다. 그래프의 x축은 입각기를 나타내며, y축은 엉덩관절 모멘트 값을 나타내며, 파란색 선은 다리길이 차이가 없는 일반신발, 검은색 선은 오른쪽 신발에 1cm 높이의 인솔을 적용한 다리길이 차이 신발, 붉은색 선은 오른쪽 신발에 2cm 높이의 인솔을 적용한 다리길이 차이 신발을 나타낸다(Fig. 4). 순조로운 실험 진행과 절차를 위해 연구원이 실험실 보행로를 걷는 시범을 대상자에게 교육한 후 본 실험을 시행하였다. 또한 관절 모멘트와 같은 동력학적(kinetics) 자료는 연구대상자의 체중으로 나눠 표준화하였다. 인위적 다리길이 차이를 위한 각

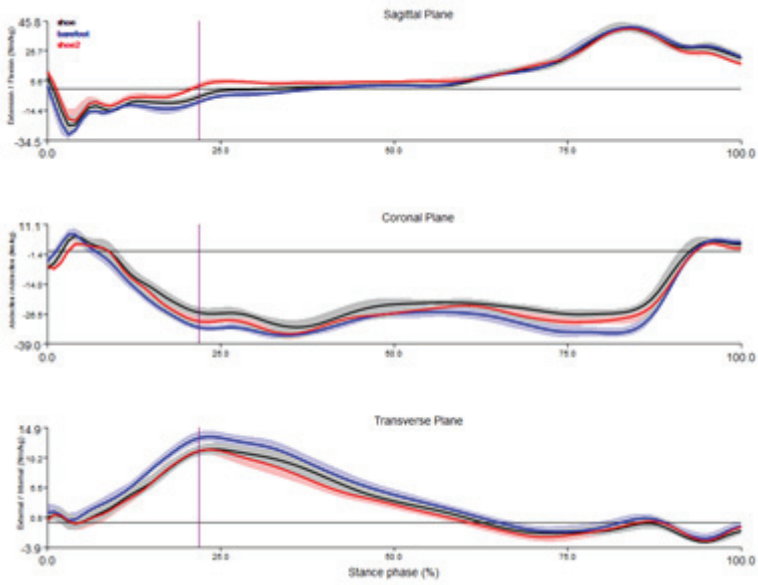

Fig. 4. Hip moment values according to each insole condition during the stance phase.

신발의 착용 순서는 주사위 던지기를 통해 무작위로 적용하였다.

3. 자료 분석

본 연구에서 제시한 연구목적을 검증하기 위해 window용 SPSS ver. 23.0 version 프로그램을 자료분석에 사용하였다. 각 3D 엉덩관절 모멘트 변수들의 평균과 표준편차 값을 산출하였으며 다리길이 차이에 따른 엉덩관절의 모멘트의 변화를 검증하기 위하여 2요인 반복측정분산분석(two-way repeated measures ANOVA)을 실시하였으며, 본페로니 수정법을 통한 사후검정(post-hoc test)을 실시하였다. 다리길이 차이에 따른 왼발과 오른발의 엉덩관절 모멘트의 차이를 검증하기 위하여 대응 표본 T 검정(paired t-test)을 실시하였다. 모든 검증의 유의수준은 0.05로 설정하였다.

Ⅲ. 연구 결과

1. 연구 대상자의 일반적인 특성

연구대상자의 일반적인 특성은 Table 1과 같다. 적정 연구대상자의 표본수는 G*power 3.1을 이용하여 측정하였다. 효과크기 0.80, 유의수준 0.05, 검정정력 0.08을 위해 필요한 최소 연구대상의 표본 수는 22명이었으며, 본 연구는 42명을 대상으로 진행하였다. 연구대상자의 평균 연령, 신장, 체중은 각각 20.63±1.41세, 164.11±7.24cm, 61.66±10.03kg이었다.

Table 1. General characteristics of subjects (n=42)

Characteristics	
Gender (Male/Female)	8/34
Height (cm)	164.11±7.24
Weight (kg)	61.66±10.03
Age (year)	20.63±1.41

2. 다리길이 차이에 따른 좌우 엉덩관절의 모멘트 값 차이

연구대상자의 다리길이 차이에 따른 좌우 엉덩관절의 모멘트 값 차이는 다음과 같다(Table 2). 다리길이 차이에 따른 엉덩관절의 좌우 모멘트 값은 1cm 인솔, 2cm 인솔에서 모두 최대 모음, 최대 벌림, 최대 외회전, 최대 내회전 모멘트에서 유의한 차이를 보였고($p<0.05$), 1cm 인솔에서 최대 굽힘모멘트, 그리고 2cm 인솔에서 최대 폄모멘트와 굽힘모멘트는 유의한 차이가 없었다($p>0.05$). 다리길이 차이가 없는 정상 신발에서는 모든 엉덩관절 모멘트 값에서 유의한 차이가 없었다($p>0.05$)(Table 2).

3. 신발 조건에 따른 좌우 엉덩관절의 모멘트 값 차이

연구대상자의 신발 조건에 따른 엉덩관절 모멘트 값에 대한 평균값은 Fig. 5에 제시되어 있다. 신발 조건에 따른 왼발 엉덩관절 모멘트 값에 대한 평균값은 최대 폄모멘트에서만 유의한 차이가 있었다($p<0.05$). 왼발 엉덩관절 모멘트 값에 대한 평균값은 정상신발과 2cm 인솔 사이와, 1cm 인솔과 2cm 인솔 사이의 최대 폄 모멘트에서 유의한 차이가 있었다($p<0.05$). 신발조건에 따라 인솔을 적용한 오른쪽 엉덩관절 모멘트 값에 대한 평균값에서 최대 굽힘 모멘트와 폄 모멘트, 최대 안쪽돌림 모멘트에서 유의한 차이가 있었다($p<0.05$)(Fig. 5). 신발 조건과 양측 하지 조건에 따른 상호작용 효과에서는 모든 모멘트 변수에서 유의한 차이가 없었다($p>0.05$).

Ⅳ. 고 찰

다리길이 차이는 전체인구의 40~70%에서 나타나는 흔한 문제로서(Mahar et al., 1985) 자세와 보행에 관련된 근골격계에 영향을 미치고, 관절 압력과 근육

Table 2. Paired t-test results of the right and left hip moments according to each insole condition during the stance phase of normal walking (N =42)

Shoe conditions	Maximum moment (Nm/kg)	Mean±SD		p
		Right	Left	
Normal	Extension	0.01±0.00	0.01±0.00	0.06
	Flexion	0.02±0.01	0.02±0.00	0.11
	Adduction	0.01±0.00	0.01±0.00	0.21
	Abduction	0.01±0.00	0.01±0.00	0.17
	External rotation	0.00±0.00	0.00±0.00	0.56
	Internal rotation	0.00±0.00	0.00±0.00	0.55
1cm insole	Extension	0.01±0.00	0.01±0.00	0.02*
	Flexion	0.02±0.00	0.02±0.00	1.00
	Adduction	0.01±0.00	0.01±0.00	0.00*
	Abduction	0.01±0.00	0.01±0.00	0.00*
	External rotation	0.00±0.00	0.00±0.00	0.00*
	Internal rotation	0.00±0.00	0.00±0.00	0.00*
2cm insole	Extension	0.01±0.00	0.01±0.00	0.56
	Flexion	0.02±0.01	0.02±0.01	0.33
	Adduction	0.01±0.00	0.01±0.00	0.00*
	Abduction	0.01±0.00	0.01±0.00	0.00*
	External rotation	0.00±0.00	0.00±0.00	0.00*
	Internal rotation	0.00±0.00	0.00±0.00	0.00*

*p<0.05

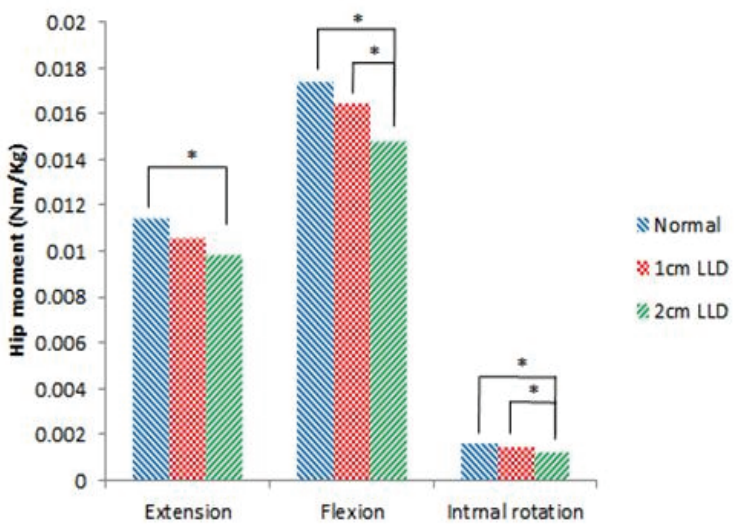

Fig. 5. Right hip moment values according to each insole condition during stance phase of normal walking.

정지점에 발생하는 장력을 증가시켜(Gong et al., 2009), 양측 다리 근력에서도 비대칭이 발생된다고 보고되었다(Sandy et al., 1984). 이처럼 다리길이 차이는 흔하게 발생되는 근골격계 문제이나 2cm 이하 다리길이 차이는 일상생활에 지장이 없으며, 보행이나 달리기 등의 활동에도 부정적 영향을 미치지 않는다고 보고되었다(Hellsing, 1988). 따라서 본 연구는 동일 대상자에게 오른쪽 신발 인솔을 1cm과 2cm으로 적용한 조건 및 다리길이 차이를 주지 않은 일반 신발조건에서 엉덩관절의 3차원적 모멘트 값에 어떤 변화가 있는지 알아보기 위해 시행되었다. 그 결과, 연구대상자의 다리길이 차이에 따른 좌우 엉덩관절 모멘트 값은 시상면(sagittal plane)에서보다 관상면(coronal plane)과 수평면(transversal plane)에서 유의한 차이를 보였다(Table 2). 본 연구의 결과 다리 길이의 차이에도 불구하고 좌우 엉덩관절의 시상면에서 발생한 대부분의 모멘트 값에서 유의한 차이가 나타나지 않은 이유는 좌우 다리 길이 차이에 대한 보상 조정(compensation control) 및 관절 모멘트의 불균형이 주로 관상면에서 발생하였기 때문으로 사료된다(Kim, 2019; Walsh et al., 2000). 일반인 7명에게 다양한 높이의 인솔을 적용하였을 때, 인위적 다리길이 차이에 따라 최대 2.2 ㎝의 다리길이 차이에 대한 보상 작용이 긴 다리쪽 관상면에서 골반 기울기(pelvic obliquity)로 나타났다는 기존 연구의 결과와 본 연구 결과는 유사하였다(Walsh et al., 2000).

오른쪽 신발 높이를 달리한 신발 조건에 따른 오른 엉덩관절에서 발생된 모멘트 평균값 비교 시 최대 폄모멘트, 최대 굽힘모멘트, 최대 안쪽돌림모멘트에서 유의한 차이가 있었다. 반면에 신발 조건에 따른 왼쪽 엉덩관절에서 발생된 모멘트 값의 평균값 비교에서는 최대 폄모멘트를 제외한 모든 모멘트 변수에서 유의한 차이가 없었다($p>.05$). 본 연구의 결과, 인위적 다리길이 차이에도 불구하고 몇몇 변수를 제외한 왼쪽 엉덩관절 모멘트 변수에서 유의한 차이가 나타나지 않은 이유는 긴 다리측 오른쪽 엉덩관절에서 다리 길이 차이에 따른 모멘트 값 변화의 영향을 주로 받으며, 양하지 다리길이에 따라 발생되는 하지관절의 모멘트 보상작용이 엉덩관절이 아닌 나머지 무릎관절이나 발목관절에서도 발생되기 때문으로 사료된다(Kim, 2019; Walsh et al., 2000). 따라서 향후 연구에서는 다리길이 차이가 엉덩관절을 제외한 무릎관절이나 발목관절에서의 3가지 가동면에서 발생하는 모멘트 값을 알아보는 후속연구가 필요할 것이다.

연구의 제한점은 다음과 같다. 연구대상자를 확보하는데 어려움으로 인해 다리길이 차이가 있는 대상이 아닌 일반인에게 인위적인 다리길이 차이를 적용하여 연구가 진행되었기에 본 연구의 결과를 일반화하는데 제한이 있다. 또한, 측정의 제한 등으로 엉덩관절 모멘트에 영향을 줄 수 있는 하지 관절의 운동학적, 생체 역학적 특성에 대한 평가가 다양하게 이루어지지 못했다. 보행 중 힘측정판을 의식해 딛기 위한 피험자의 부자연스러운 보행, 깔창의 탄력 재질에 의해 실험대상자의 몸무게를 충분히 지지하지 못한 연구도구의 문제와 우세발에 차이에 따른 체중지지의 불균형을 실험 전 충분히 살피지 못한 문제도 있다. 추후 연구에서는 이러한 변수를 모두 배제하고 다리길이 차이에 따른 좌우 하지관절의 모멘트 값 차이를 알아보는 연구와 하지 골관절염(osteoarthritis) 환자를 대상으로 엉덩관절에서 발생하는 모멘트 특성을 포함한 하지 전체 관절에서 발생하는 임상적, 운동역학적 특성 간에 어떠한 상호 관계가 나타나는지 검증하는 것이 필요할 것이다.

Ⅴ. 결 론

본 연구는 건강상태가 양호한 성인 남녀 42명을 대상으로 다리길이 차이가 보행 중 엉덩관절의 모멘트에 미치는 영향을 알아보았다. 본 연구의 결과, 정상보행 시 다리길이 차이에 따른 왼발, 오른발 엉덩관절의 모멘트 값 사이에서 유의한 차이가 있었고, 또한 연구대상자의 신발 조건에 따른 양측 엉덩관절 모멘트 값 사이에서 유의한 차이가 있었다. 본 연구를 통해

2cm 이하의 다리길이 차이도 엉덩관절 모멘트 변화에 영향을 미치며, 이러한 변화가 장기적 하지 근골격계 질환에 미치는 영향에 대한 연구가 필요할 것이다. 따라서 다리길이 차이가 실제 존재하는 연구 대상자를 통해 엉덩관절 모멘트에 미치는 영향 및 다리길이 차이에 대한 임상적 중재의 효과의 검증이 요구된다.

Acknowledgements

This research was supported by the National Research Foundation of Korea (NRF) grant funded by the Ministry of Science and ICT (No. 2018R1C1B5042645).

References

Ali A, Walsh M, O'Brien, et al. The importance of submalleolar deformity in determining leg length discrepancy. *Surgeon*. 2014;12(4):201–205.

Azizan NA, Basaruddin KS, Salleh AF. The effects of leg length discrepancy on dtability and kinematics-kinetics deviations: a systematic review. *Applied Bionics and Biomechanics*. 2018:5156348.

Bae SS, Lee JH, Yoon CG. A study of gait and gait analysis techniques. *Journal of Korean Society Physical Medicine*. 1996;8(1):49-64.

Bhave A, Paley D, Herzenberg JE. Improvement in gait parameters after lengthening for the treatment of limb length discrepancy, *The Journal of bone and joint surgery. American volume*. 1999;81(4):529-534.

Blake RL, Ferguson H. Limb length discrepancies. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 1992;82(1):33-38.

Bolz S, Davies GJ. Leg length differences and correlation with total leg strength. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 1984;6(2):123-129.

Delacerda FG, Wikoff OD. Effect of lower extremity asymmetry on the kinematics of gait. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 1982;3(3):105-107.

Friberg O. The statics of postural pelvic tilt scoliosis; a radiographic study on 288 consecutive chronic LBP patients. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. 1987;2(4):211-219.

Gofton JP, Trueman GE. Studies in osteoarthritis of the hip. II. Osteoarthritis of the hip and leg-length disparity. *Canadian Medical Association journal*. 1971;104(9): 791–799.

Gong WT, Han JT, Ro HL. The influence of contract relax exercise on functional leg length inequality and muscle activity. *Journal of Korean Society Physical Medicine*. 2009;21(1):49-56.

Gurney B. Leg length discrepancy. *Gait & Posture*. 2002; 15(2):195-206.

Hellsing A. Leg length inequality. A prospective study of young men during their military service. *Uppsala Journal of Medical Sciences*. 1988:93(3):245-253.

Khamis S, Carmeli E. A new concept for measuring leg length discrepancy. *Journal of orthopaedics*. 2017;14(2): 276-280.

Kim YW. Characteristics of pelvic ranges according to artificial leg length discrepancy during gait: three-dimensional analysis in healthy individuals. *Journal of The Korean Society of Integrative Medicine*. 2019;7(2):59~67.

Lee KK. The effect of turning direction on lower extremity joint moment. *Korean Journal of sport biomechanics*. 1998;8(2):21-42.

Mahar RK, Kirby RL, MacLeod DA. Simulated leg-length discrepancy: its effect on mean center-of-pressure position and postural sway. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1985;66(12):822-824.

McCaw ST, Bates BT. Biomechanical implications of mild leg length inequality. *British journal of sports medicine*. 1991;25(1):10-13.

Papaioannou T, Stokes I, Kenwright J. Scoliosis associated with limb-length inequality. *The Journal of bone and joint surgery. American volume.* 1982;64(1):59-62.

Schuit D, Adrian M, Pidcoe P. Effect of heel lifts on ground reaction force patterns in subjects with structural leg-length discrepancies. *Physical Therapy.* 1989; 69(8):663-670.

Walsh M, Connolly P, Jenkinson A, et al. Leg length discrepancy-an experimental study of compensatory changes in three dimensions using gait analysis. *Gait & Posture.* 2000;12(2):156-161.

Zhang S, Clowers KG, Powell D. Ground reaction force and 3D biomechanical characteristics of walking in short-leg walkers. *Gait & Posture.* 2006;24(4): 487-492.