

무릎관절 골관절염 환자의 보행기 보행에서 생역학적 특성

이인희¹, 권기홍², 박상영³

¹계명대학교 동산의료원 재활의학과 물리치료실, ²영남이공대학교 보건과학계열, ³위덕대학교 물리치료학과

Biomechanical Properties of the Anterior Walker Dependent Gait of Patients with Knee Osteoarthritis

In-Hee Lee¹, Gi-Hong Kwon², Sang-Young Park³

¹Department of Physical Medicine and Rehabilitation, Dongsan Medical Center, Keimyung University, ²Division of Health and Science, Yeungnam University College of Science and Technology, ³Department of Physical Therapy, Uiduk University

Purpose: Osteoarthritis occurs in many different joints of the body, causing pain, stiffness, and decreased function. The knee is the most frequently affected joint of the lower limb. The aim of this study was to investigate the differences of biomechanics between independent gait and anterior walker dependent gait of patients with osteoarthritis of the knee.

Methods: Lower limb joint kinematics and kinetics were evaluated in 15 patients with knee osteoarthritis when walking independently and when walking with an anterior walker. Participants were evaluated in a gait laboratory, with self-selected gait speed and natural arm swing.

Results: When walking with a dependent anterior walker, participants walked significantly faster ($p<0.01$), using a longer stride length ($p<0.01$), compared to independent gait. When walking with a dependent anterior walker, participants exhibited significantly greater knee flexion/extension motion ($p<0.01$) and lower knee flexion moment ($p<0.05$) compared to independent gait. When walking with a dependent anterior walker, participants showed significantly greater peak ankle motion ($p<0.01$), ankle dorsiflexion/plantarflexion moments ($p<0.01$), and ankle power generation ($p<0.05$) compared to independent gait.

Conclusion: These biomechanical properties of gait, observed when participants walked with a dependent anterior walker, may be a compensatory response to impaired knee function to allow sufficient power generation for propulsion. Therefore, rehabilitative strategies for patients with osteoarthritis of the knee are needed in order to improve not only knee function but also hip and ankle function.

Key Words: Knee osteoarthritis, Gait, Walker

I. 서론

무릎관절 골관절염은 이동성 제한의 원인이 되는 노화와 관련

된 대표적인 질환 중 하나이다.¹ 무릎관절 골관절염은 생역학적 생역학적 침범으로 인해 파괴와 회복의 두 가지 특성을 모두 보이는 질환으로 물질대사적인 면에서도 능동적인 특성을 보인다.² 무릎관절 골관절염은 근력 감소, 느린 보행 속도, 제한된 관절가동 범위 같은 특성을 보여준다.³ 또한, 이차적인 변화로 인해 관절의 불안정을 초래하여 엉덩관절의 변형이 유발되어 보행과 일상생활동작의 제한은 물론 낙상의 위험도 높아진다.⁴ 현재까지 병리적인 기전이나 정확한 치료 기법은 아직 명확히 발견되지 않고 있다.⁵

Received Sep 6, 2013 Revised Oct 9, 2013

Accepted Oct 10, 2013

Corresponding author Sang-Young Park, syark@uu.ac.kr

Copyright © 2013 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/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

지표면에서 자기 선택 보행 속도는 전반적인 보행 수행을 측정하는 데 있어 높은 신뢰도와 타당도를 보여주는 측정 방법이다.⁶ 선행 연구들에서 무릎관절 골관절염 환자의 자기 선택적 보행에서 무릎관절 골관절염이 없는 대상자보다 무릎관절의 관상면에서 보다 증가된 운동량을 보여준다.^{7,8} 상기 선행 연구들과 같이 대부분의 선행 무릎관절 골관절염과 관련된 보행관련 연구들은 무릎관절 골관절염 환자와 관절염이 없는 대상자 사이의 특성을 비교하는 연구들이 대부분이다. 무릎관절 골관절염으로 인해 전면 보행기나 보장구에 의존해 보행을 하는 환자들을 대상으로 보행의 특성을 조사한 연구는 거의 아직 없다. 최근 무릎관절 관련 국내 물리치료학회에 보고된 연구동향을 보면 무릎관절 전치환술 관련 연구^{9,10}, 무릎관절과 자세와 연관 연구¹¹, 무릎관절을 비롯한 하지관절 손상환자의 보행시 물리치료사의 시각적 보행분석 연구¹²가 주를 이루고 있으며, 무릎관절 골관절염 환자에 보행의 특성을 조사한 연구는 거의 없다.

무릎관절 골관절염 환자들은 무릎관절 골관절염으로 인해 무릎관절 기능이 변형된다. 무릎관절 골관절염 환자들의 보행시 무릎관절이 정상적인 기능을 유지해야 하는 것은 일상생활의 정상적인 영위를 위해서 무엇보다 중요하다. 하지만, 무릎관절 관절염 환자들은 이러한 변화된 무릎관절 관절염의 기능을 보상하여 낙상의 위험을 줄이고, 일상생활의 편리를 위해 보행보조기를 사용한다. 이러한 보행보조기의 사용은 보행속도의 변화없이 독립적인 일상생활을 가능하게 하여 그 사용 만족도 또한 높다고 보고되고 있다.¹³ 무릎관절 골관절염 환자들이 보행보조기를 사용함으로써 보상받는 역학적인 특성을 보고한 연구는 아직 없다. 본 연구의 목적은 무릎관절 골관절염 환자의 보행기 의존 보행과 보행기 비의존 보행 시 무릎관절은 물론 엉덩관절, 발목관절의 시상면에서 나타나는 역학적인 특성을 조사해 기초적인 연구 자료를 제공하고자 하였다. 무릎관절 골관절염 환자의 보행기 의존적인 보행과 비의존적인 보행의 특성을 이해하는 것은 무릎관절 골관절염 환자들의 보행 시 나타난 보상작용을 이해하고 정상보행 회복을 위한 물리치료 전략 수립에 있어 매우 중요하다.

II. 연구방법

1. 연구대상

50세 이상, 관절 경직, 마찰음, 관절 압통, 골증식체, 관절 삼출의 6가지 임상적인 특징 중 3가지이상의 특징이 명확하여 무릎관절 관절염을 의사로부터 진단받았으며, 보행보조기를

6개월 이상 사용한 20명을 모집하였다. 헬싱키 선언의 의학적 연구 윤리기준에 따라 연구 참여 동의서를 숙지하고 이에 동의한 한쪽 관절염 대상자에 한 해 본 연구에 참여하였다. 보행보조기 없이 10 m 이상을 독립적으로 보행할 수 없거나, 양쪽 무릎관절염 환자, 무릎관절 전치환술등 수술적 치료를 받았거나, 신체질량지수(BMI)가 30을 초과하여 골반 보행 분석 마커를 기술적으로 부착하기 어려운 환자나, 다른 신경학적 문제를 가진 5명은 제외 되었다.

2. 실험방법

1) 측정도구

(1) 3차원 보행 분석

① 6개 카메라의 3차원 동작분석(EGL-500, ExpertVision Corp, 미국) 시스템과 동작분석 시스템에서 제공하는 마커 셋(Passive 12.5 mm)을 활용하였으며, 31개의 14 mm 마커를 부착하였다. 시상면에서 무릎관절, 엉덩관절, 발목관절의 모멘트, 파워와 동작을 분석하기 위해 플러그인 보행 분석이 시행되었다. 동작분석 시스템의 가속도계를 사용하여 동요를 측정하였다. 가속도계에서 1000 Hz 를 측정한 반면 운동학적 데이터는 100 Hz에서 수집되었다. 운동학적 데이터 1 펄스가 기록되는 동안 아날로그 데이터 10 펄스가 기록되는 방법으로 3차원 동작 분석시스템에서 제공하는 소프트웨어(Cortex version 2.0, ExpertVision Corp, 미국)를 사용하여 동시화를 시행하였다.

② 대상자는 3차원 동작 분석실에서 첫 번째는 보행보조기 없이 자기 선택적 속도로 지표면에서 맨발로 8 m 보행거리를 왕복하였다. 전방 보행기는 바퀴워커(Wheel walker, Daese M care, 한국)를 사용하였으며, 전면 보행기의 높이는 환자의 넙다리의 큰돌기 높이로 설정하였다. 2분의 휴식시간 후 보행보조기를 사용하여 자기 선택적 속도로 지표면에서 맨발로 8 m 보행거리를 왕복하였다. 각 3회의 보행동안 피크 값을 구하였으며, 평균 데이터를 사용하였다. 초기 뒤꿈치 닿기와 발가락 때기를 결정하기 위해 지면 반발력을 각 시도에서 획득하였다. 보행 변수들은 보행 주기에 따라 일반화하였으며, 피크 각도 변수의 타이밍은 보행주기의 백분율로 나타내었다(%체중×키). 관절 모멘트는 체중과 키로 일반화하였으며, 관절 파워는 체중에 대한 일률로 정상화하였다(Watt/kg).

③ 하지의 운동학적, 운동역학적 변수는 시상면에서 분석하였

다. 추출된 보행변수는 다음과 같다; 관절 각도 변수는 다음과 같다: 세 관절의 초기 입각기 시 각도와 관절 가동범위. 입각기 시 엉덩관절 펌 피크, 무릎관절 굽힘 피크와 펌 피크, 유각기 시 무릎관절 굽힘 피크, 초기와 후기 입각기 시 발목관절의 발등굽힘 피크, 발 끝 때기 시 발목관절 발바닥굽힘 피크. 관절 모멘트 또한 시상면에서 추출되었다. 엉덩관절 굽힘/펌 피크 모멘트, 무릎관절 굽힘/펌 피크 모멘트, 발목관절 굽힘/펌 피크 모멘트와 관절 파워도 추출되었다. 엉덩관절 파워 생성(H1), 엉덩관절 파워흡수(H2), 엉덩관절 파워생성(H3), 무릎관절 파워흡수(K1), 무릎관절 파워생성(K2), 무릎관절 파워흡수(K3), 발목관절 파워생성(A1), 발목관절 파워흡수(A2), 발목관절 파워생성(A3).

2) 자료분석

수집된 자료는 PASW 18.0 프로그램을 사용하여 분석하였다. 보행 형태에 따른 차이는 자료의 정규성 여부에 따라 대응표본 t-검정 (paired t test)과 Wilcoxon 부호순위 검정 (Wilcoxon signed ranked test)을 사용하여 비교하였다. 유의수준은 0.05로 설정하였다.

Table 1. General characteristics of participants

Parameters	Subjects (n=15)
Age (year)	70.22 ± 4.236
Gender (male/female)	3/12
Height (cm)	153.34 ± 3.28
Body weight (kg)	59.27 ± 7.82
Body mass index (kg/m ²)	25.33 ± 2.02

III. 결과

대상자들의 일반적인 특성은 설명하였다(Table 1). 각 관절의 각도, 관절 모멘트와 관절 파워를 보여주고 있다(Figure 1-3).

1. 시공간적인 변수들의 비교 결과

대상자들이 보행기 보행 시 독립 보행을 할 때 보다 빠르고 (1.23 ± 0.10 m/s verse 1.03 ± 0.21 m/s; p < 0.01), 보다 넓은 보폭 (1.18 ± 0.03 m verse 1.04 ± 0.13 m; p < 0.01)을 보여주었다. 하지만 분당 발 딛는 횟수의 통계학적 차이는 없었다(116.25 ± 4.98 steps/min versus 115.66 ± 5.27 steps/min; p > 0.05).

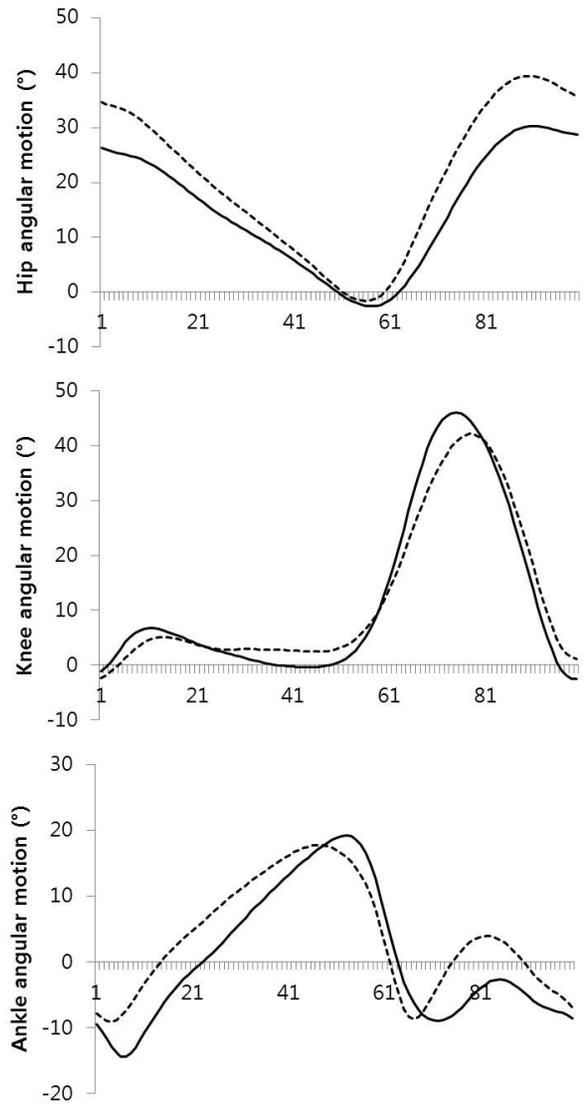


Figure 1. Sagittal pane angular motion of the hip, Knee and ankle for the walked dependent gait (dashed line) and independent gait (smooth line).

2. 관절 각도 변화의 비교 결과

보행기 보행 시 무릎관절에서 초기 입각기 시 통계학적으로 보다 펌 상태였으며(p<0.01), 입각기 시 피크 굽힘은 더 큰 굽힘 각도를 보여 주었으며(p<0.01), 피크 펌은 더 작은 각도를 보여 주었다(p<0.01). 엉덩관절에서는 초기 입각기 시 더 큰 각도 의 굽힘(p<0.01)과 더 작은 피크 펌 각도를 보여주었으며(p<0.05), 전반적인 엉덩관절 가동범위 또한 더 컸다 (p<0.05). 발목관절에서는 초기 입각기 시 발목관절에서 발바닥굽힘(p<0.05)과 전반적인 관절가동범위에서 더 큰 값을 보여주었다(p<0.01)(Table 2).

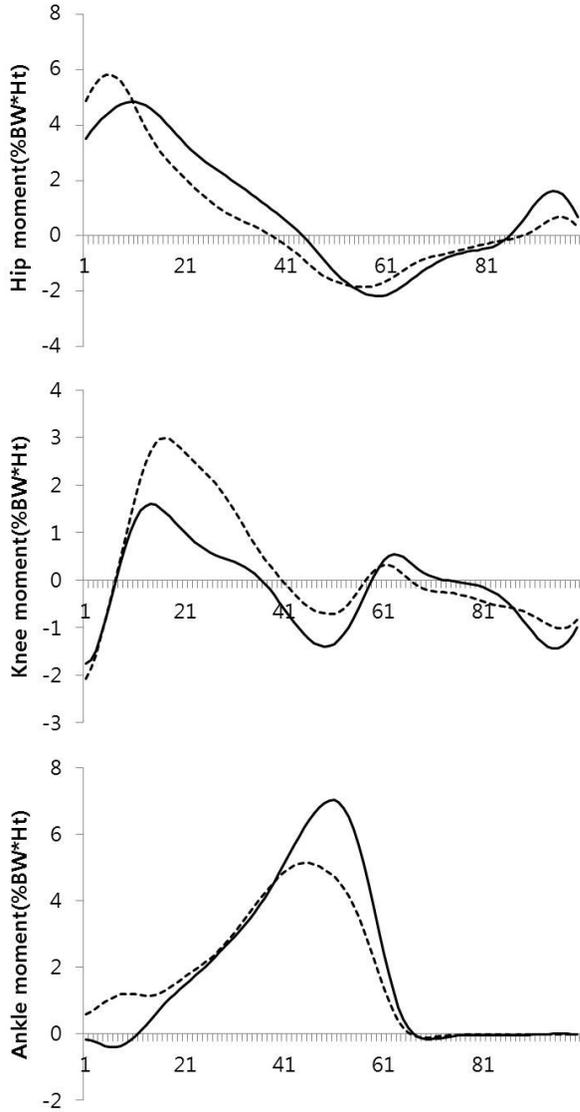


Figure 2. Sagittal plane external joint moments of the hip, Knee and ankle for the walked dependent gait (dashed line) and independent gait (smooth line). BW; Body Weight, Ht; Height

3. 관절 피크 모멘트의 비교 결과

독립 보행할 때 무릎관절 굽힘($p < 0.05$), 발목관절 발바닥굽힘($p < 0.01$)의 피크 모멘트가 통계학적으로 더 큰 값을 보여주었으며, 발목관절 발등굽힘($p < 0.01$) 피크 모멘트는 보행기 보행 시 더 큰 값을 보여주었다(Table 2).

4. 관절 파워 비교 결과

관절 파워는 보행기 보행시 H3 시점에서 더 큰 파워를 발생시켰으며($p < 0.01$), K3 시점에서 더 작은 파워 흡수를 보였으며($p < 0.05$), A1 시점에서 더 큰 파워를 발생시켰으며($p < 0.01$),

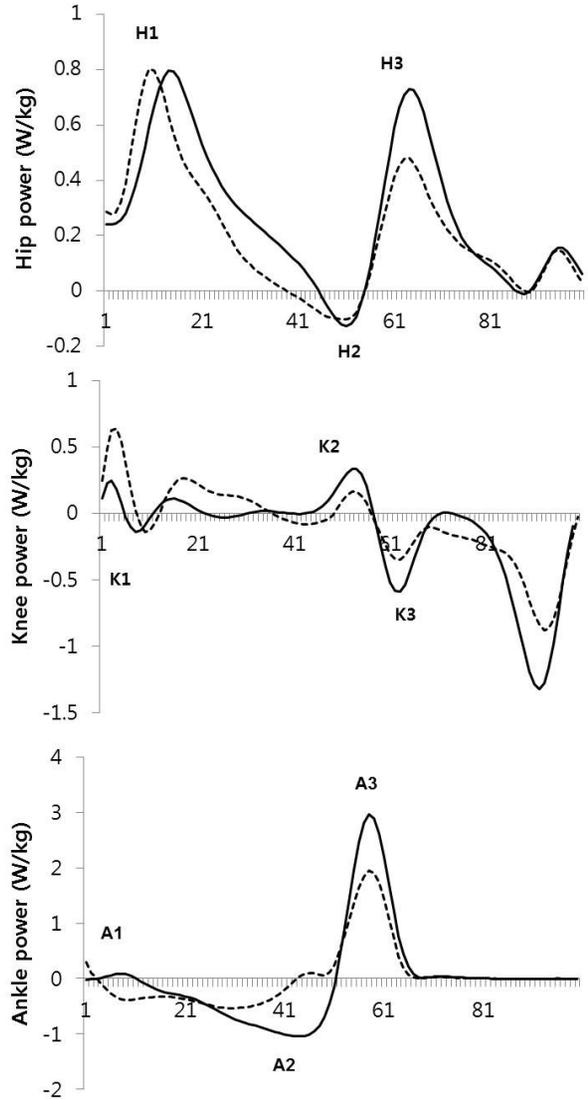


Figure 3. Sagittal plane joint powers of the hip, Knee and ankle for the walked dependent gait (dashed line) and independent gait (smooth line). W; Watt

A2 시점에서 더 작은 파워를 흡수하였으며($p < 0.01$), A3에서 더 큰 파워를 발생시켰다($p < 0.05$)(Table 2).

IV. 고찰

무릎관절 골관절염 환자들이 보행기를 사용한 보행을 할 때, 시공간적인 변수에서 보다 빠르고, 보다 넓은 보폭을 보여주었다. 그러나, 보행기 보행 시 정상 독립 보행보다 무릎 관절에서 전체 관절 각도의 움직임이 작았으며, 무릎관절 피크 모멘트와 K3 파워 흡수는 더 낮게 나타났다. 무릎관절의 움직임

Table 2. Differences in peak joint angles, moments and powers between independent and anterior walker dependent gait

	Normal gait	Walker gait	p value
Joint angle (°)	70.22 ± 4.236		
Hip initial contact	26.23 ± 10.04	34.57 ± 2.31	0.003
Hip extension	-3.48 ± 8.675	-2.43 ± 2.92	0.048
Hip range of motion	35.54 ± 5.74	35.95 ± 5.46	0.021
Knee initial contact	-2.41 ± 0.65	-0.18 ± 0.65	0.000
Knee flexion stance	5.06 ± 0.69	7.30 ± 0.59	0.001
Knee extension stance	2.46 ± 0.76	0.35 ± 0.78	0.002
Knee flexion swing	45.43 ± 4.54	41.97 ± 5.93	0.267
Knee range of motion	45.07 ± 5.83	39.51 ± 4.30	0.133
Ankle initial contact	-7.78 ± 5.09	-9.49 ± 3.85	0.240
Ankle plantarflexion at early stance	-9.05 ± 3.41	-14.34 ± 3.06	0.022
Ankle dorsiflexion	17.69 ± 4.92	19.21 ± 4.26	0.310
Ankle plantarflexion at later stance	-8.97 ± 0.81	-8.67 ± 0.48	0.916
Ankle range of motion	26.74 ± 2.64	33.54 ± 2.34	0.000
Peak joint moments (%BW*Ht)			
Hip flexion	5.80 ± 1.98	4.84 ± 1.57	0.159
Hip extension	-1.84 ± 0.67	-2.16 ± 0.62	0.198
Knee flexion	2.79 ± 0.40	1.40 ± 0.83	0.022
Knee extension	-0.87 ± 0.96	-1.39 ± 0.33	0.199
Ankle plantarflexion	-0.11 ± 0.06	-0.06 ± 0.03	0.000
Ankle dorsiflexion	5.14 ± 1.12	7.02 ± 0.85	0.007
Peak joint powers (W/kg)			
H1 power generation	0.80 ± 0.29	0.79 ± 0.21	0.936
H2 power absorption	-0.10 ± 0.03	-0.13 ± 0.06	0.769
H3 power generation	0.48 ± 0.07	0.73 ± 0.02	0.003
K1 power absorption	-0.14 ± 0.02	-0.13 ± 0.03	0.902
K2 power generation	0.16 ± 0.01	0.29 ± 0.06	0.457
K3 power absorption	-0.88 ± 0.53	-1.32 ± 0.52	0.039
A1 power generation	-0.32 ± 0.20	0.09 ± 0.13	0.000
A2 power absorption	-0.53 ± 0.21	-1.04 ± 0.07	0.000
A3 power generation	1.94 ± 0.61	2.96 ± 0.38	0.017

BW; body weight, Ht; Height, W; Watt.

입과 모멘트 파워를 무릎관절 골관절염 환자를 대상으로 시상면에서 조사한 선행 연구가 없어 직접적인 비교가 어렵지만, 무릎관절 골관절염 환자가 보행기 보행 시 정상 독립 보행보다 무릎관절을 더 작게 움직이고, 더 작은 힘과 파워로 보행한 것으로 사료된다. 선행 연구에서도 무릎관절 골관절염 환자의 보행에서도 무릎관절 피크 굽힘 모멘트가 감소한다는

것을 보고하였다.^{5,14,15}

대상자들이 보행기 보행을 할 때 엉덩관절에서는 더 큰 굽힘각도와 더 작은 폼 각도를 보여 주었으며, H3 파워 발생기에서도 독립 보행 시 보다는 더 큰 힘을 대상자들이 발휘한 것으로 나타났다. 보행기 보행 시 엉덩관절을 더 많이 굽히며 H3 파워 발생기에서 더 큰 힘을 사용했다는 것은 통증이 있는

무릎관절을 더 작게 사용하는 대신 보상전략으로 엉덩관절을 더 많이 사용하였다는 것을 보여준다. 즉, 본 연구 결과에서 보행기에 의존하지 않은 정상 독립 보행 시에는 엉덩관절 굽힘과 펴 각도가 감소되었다. 이러한 연구결과는 노인에게서 감소된 엉덩관절 굽힘과 엉덩관절 펴는 보폭과 보행 속도의 연관되어 있다는 선행 연구 결과와 일치한다.¹⁶⁻¹⁸ 본 연구 결과에서 보행기 보행 시 엉덩관절에서 더 큰 굽힘을 보이며, 무릎관절의 움직임 각도는 작은 것으로 나타났다. 이러한 결과는 골관절염이 있는 무릎관절의 근육을 작게 사용하기 위한 보상으로 나타난 것으로 사료된다. 이러한 본 연구의 결과는 무릎관절 펴근의 약화를 보상하기 위해 엉덩관절 굽힘이 강화된다는 선행연구의 결과와 상응하는 결과이다.¹⁸

대상자들이 보행기를 사용한 보행을 할 때 발목관절에서는 초기 입각기 시 더 큰 발바닥 굽힘과 전반적으로 더 큰 관절 가동범위를 보였으며, 발목관절 발바닥 굽힘, 발등 굽힘의 모멘트가 더 큰 것으로 나타났다. 또한, A1 파워 발생, A2 파워 흡수와 A3 파워 발생기에도 더 큰 관절 파워를 발생시키며 보행 한 것으로 나타났다. 이러한 결과는 무릎관절의 골관절염으로 인해 보행기 보행 시 무릎관절에 더 작은 움직임을 부여하고 더 작은 부하를 주며 보행을 하는 동시에 발목관절이 이를 보상하기 위해 더 많은 힘과 파워를 사용하는 것으로 해석할 수 있다. 무릎관절 골관절염 환자가 정상 독립 보행을 할 때 발목관절의 발바닥 굽힘 각도를 줄이며, 발가락 떼기 위한 장딴지 근육을 적게 움직이는 보행을 한 것으로 볼 수 있으며, 즉, 독립 보행 시에는 발목관절 발바닥 굽힘 움직임을 줄이고 발목관절의 모멘트와 파워를 줄인 보상 작용이 나타난 것이며, 정상 독립 보행을 하는 동안 가속을 위해 필요한 발목관절의 원심성 힘 발생을 불충분하도록 하여 보행속도가 보행기 보행보다 늦어지게 된다. 이러한 결과는 무릎관절 골관절염 노인 환자는 발목관절 파워가 감소하고 보행속도가 늦어진다는 선행 연구 결과와도 일치한다.^{19,20} 또한, 보행 시 A3 파워 발생기에서 더 큰 파워를 발생하는 것은 길어진 보폭과 빠른 보행속도와 연관된다는 선행 연구의 결과와도 일치한다.^{21,22}

무릎관절 골관절염 환자에서 보행 속도 의존성 변수로서, 엉덩관절과 무릎관절의 파워 발생이 보행 속도와의 연관성은 불분명하다. 따라서, 무릎관절 골관절 환자는 보행보조기를 사용하여 보행 시 변형되고 불안정한 무릎관절에 부하와 움직임을 줄이고, 발목관절과 엉덩관절에서 무릎관절 기능을 보상하기 위해 더 많은 힘과 파워를 발휘하는 것으로 나타났다. 무릎관절의 변형, 엉덩관절과 발목관절의 양적 보상

정도에 대한 기초자료를 본 연구에서 보고하고 있다. 추가적으로, 선행 연구와 본 연구의 결과로 볼 때, 무릎관절 골관절염 환자의 정상보행 회복을 위한 물리치료적 전략수립에 있어 무릎관절염 후 정상기능 회복을 위한 최적화된 보행 회복훈련 전략뿐만 아니라, 무릎관절 정상기능 회복을 위한 전략 수립, 보행 시 엉덩관절과 발목관절의 파워와 가동범위의 적절한 기능회복을 위한 전략 수립은 필수적이라고 할 수 있다.

본 연구의 제한점은 대상자군이 적어 결과를 전체 무릎관절 골관절염 환자에 적용하기 어렵다는 것이다. 무릎관절 골관절염의 심각도의 정도는 대상자의 보행형태에 영향을 미칠 수 있지만, 본 연구에서는 고려되지 않았다는 점이 본 연구의 제한점이 될 수 있다. 또한, 본 연구에서 대상 환자들의 BMI가 다소 비만 환자들로 구성되어 있다. BMI의 정도는 대상자들의 보행변수에 영향을 미칠 수 있기 때문에 추후 연구에서는 무릎관절 골관절염의 심각도와 대상자들의 비만 정도를 고려하여 더 많은 대상자를 대상으로 한 조사 연구가 필요할 것으로 사료된다.

참고문헌

1. Dillon CF, Rasch EK, Gu Q et al. Prevalence of knee osteoarthritis in the united states: Arthritis data from the third national health and nutrition examination survey 1991-94. *J Rheumatol*. 2006;33(11):2271-9.
2. Felson DT, Lawrence RC, Dieppe PA et al. Osteoarthritis: New insights. Part 1: The disease and its risk factors. *Ann Intern Med*. 2000;133(8):635-46.
3. Ko SU, Ling SM, Schreiber C et al. Gait patterns during different walking conditions in older adults with and without knee osteoarthritis—results from the baltimore longitudinal study of aging. *Gait Posture*. 2011;33(2):205-10.
4. Kim SM, Song JM. The efficacy of community-based rehabilitation exercise to improve physical function in old women with knee arthritis. *J Korean Soc Phys Ther*. 2010;22(1):9-17.
5. Astephen JL, Deluzio KJ, Caldwell GE et al. Biomechanical changes at the hip, knee, and ankle joints during gait are associated with knee osteoarthritis severity. *J Orthop Res*. 2008;26(3):332-41.
6. Perry J, Davids JR. Gait analysis: Normal and pathological function. *Journal of Pediatric Orthopaedics*. 1992;12(6):815.
7. Hunt MA, Birmingham TB, Giffin JR et al. Associations among knee adduction moment, frontal plane ground reaction force, and lever arm during walking in patients with knee osteoarthritis. *Journal of biomechanics*. 2006;39(12):2213-20.
8. Hubble-Kozey C, Deluzio K, Landry S et al. Neuromuscular

- alterations during walking in persons with moderate knee osteoarthritis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2006;16(4):365–78.
9. Cho WS, Kim YN, Kim YS et al. The effects of microcurrent treatment and ultrasound treatment on the pain relief and functional recovery after total knee replacement. *J Korean Soc Phys Ther*. 2012;24(2):118–26.
 10. Park SK, Kim JH. Effects of EMG–biofeedback training on total knee replacement patients' lower extremity muscle activity and balance. *J Korean Soc Phys Ther*. 2013;25(2):81–7.
 11. Chae YW, Park JW, Park S. The effect of postural stability on genu varum in young adults. *J Korean Soc Phys Ther*. 2012;24(6):419–22.
 12. Lee IH. Reliability of visual gait analysis according to clinical experience level of physical therapists. *J Korean Soc Phys Ther*. 2013;25(4):174–9.
 13. Bohannon RW. Gait performance with wheeled and standard walkers. *Percept Mot Skills*. 1997;85:1185–6.
 14. Astephen JL, Deluzio KJ. Changes in frontal plane dynamics and the loading response phase of the gait cycle are characteristic of severe knee osteoarthritis application of a multidimensional analysis technique. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2005;20(2):209–17.
 15. Kaufman KR, Hughes C, Morrey BF et al. Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis. *J Biomech*. 2001;34(7):907–15.
 16. Lee LW, Zavarei K, Evans J et al. Reduced hip extension in the elderly: Dynamic or postural? *Arch Phys Med Rehabil*. 2005;86(9):1851–4.
 17. Levinger P, Menz HB, Morrow AD et al. Knee biomechanics early after knee replacement surgery predict abnormal gait patterns 12 months postoperatively. *J Orthop Res*. 2012;30(3):371–6.
 18. Levinger P, Menz HB, Morrow AD et al. Lower limb biomechanics in individuals with knee osteoarthritis before and after total knee arthroplasty surgery. *J Arthroplasty*. 2013;28(6):994–9.
 19. DeVita P, Hortobagyi T. Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *J Appl Physiol*. 2000;88(5):1804–11.
 20. McGibbon CA. Toward a better understanding of gait changes with age and disablement: Neuromuscular adaptation. *Exerc Sport Sci Rev*. 2003;31(2):102–8.
 21. McGibbon CA, Krebs DE. Compensatory gait mechanics in patients with unilateral knee arthritis. *J Rheumatol*. 2002;29(11):2410–9.
 22. Ko S, Ling SM, Winters J et al. Age-related mechanical work expenditure during normal walking: The baltimore longitudinal study of aging. *J Biomech*. 2009;42(12):1834–9.