

# 대측 지팡이를 사용한 비구속적 보행에서의 무릎내전모멘트 감소 메커니즘

## Mechanism of Knee Adduction Moment Reduction during Unconstrained Walking with Contralateral Cane Usage

이승민<sup>1</sup>, 신현수<sup>1</sup>, 김민재<sup>1</sup>, 김주희<sup>1</sup>, 김나연<sup>1</sup>, 엄광문<sup>1, #</sup>

Sean-Min Lee, Hyeoun-Soo Shin<sup>1</sup>, Min-Jae Kim<sup>1</sup>, Ju-Hee Kim<sup>1</sup>, Na-Yeon Kim<sup>1</sup>, and Gwang-Moon Eom<sup>1, #</sup>

<sup>1</sup> 건국대학교 의학공학과 (Department of Biomedical Engineering, Konkuk University)

# Corresponding Author / E-mail: gmeom@kku.ac.kr, TEL: +82-43-840-3764

ORCID: 0000-0002-7934-3772

KEYWORDS: Knee adduction moment (무릎내전모멘트), Contralateral cane use (대측 지팡이 사용), Mechanism (메커니즘), Ground reaction force (지면 반력), Moment arm (모멘트 암)

*This study aimed to determine mechanisms involved in the decrease of knee adduction moment (KAM) when waling with a contralateral cane without any constraint. Ten young subjects performed walking under two conditions: unassisted (no cane) or with a cane. After collecting data from the stance phase of the left foot, kinematic and kinetic data at early and late peaks of KAM were extracted for further analyses. When using a cane, early and late peaks of KAM decreased ( $p < 0.05$ ) by 20.5% and 29.6%, respectively. Stepwise multiple regression analysis showed that the moment arm accounted for 59% and 95% of the variance of early and late KAM peaks, respectively. This reduction in moment arm occurred primarily due to lateral rotation of the GRF. Regarding the mechanism behind this, it could be due to the following: 1) by using a cane, the synthetic center of pressure shifted medially, which caused synthetic GRF to become more vertical than that of an unassisted walking and accordingly, and 2) the decrease of horizontal component of synthetic GRF reduced horizontal component of foot GRF, leading to lateral rotation of foot GRF. Understanding these mechanisms might help us improve effective use of canes.*

Manuscript received: September 12, 2024 / Revised: January 20, 2025 / Accepted: February 3, 2025  
This paper was presented at KSPE Spring Conference in 2024

### 1. 서론

무릎 골관절염은 관절 연골이 점차 마모되어 통증과 변형을 유발하는 질병이다. 55세 이상의 인구 중 약 25%가 무릎 통증을 경험하며, 그 중 약 10%는 무릎 골관절염으로 진단받는다 [1]. 수술적 치료로 인공 관절 치환술이 있지만, 인공 관절의 수명은 약 13-14년으로 보고되었다[2]. 따라서, 골관절염의 예방과 진행 억제가 중요한 과제로 대두되고 있다.

무릎 골관절염은 발생 부위는 슬개대퇴, 무릎의 내측, 외측으로서, 그 중 무릎내측이 72%로 가장 많으므로[3], 내측 골관절염의 예방 및 악화방지가 중요하다. 무릎의 내측 부하를 측정하려면

센서를 관절내에 삽입해야 하므로, 센서를 내장한 인공관절을 장착한 환자에서만 가능하다[4]. 따라서, 내측부하의 대리 마커로서 무릎내전모멘트(Knee Adduction Moment, KAM)이 사용되어 왔다[5-7]. KAM가 1%로 증가하면 6년 후의 골관절염의 진행율이 6.4배 증가하였다[6]. 따라서 KAM와 골관절염의 진행은 밀접한 관계가 있다.

KAM을 감소시키는 방법 중 대측(Contralateral) 지팡이 사용이 있다. 대측 지팡이를 사용한 보행에서 성별과 골관절염 유무에 관계없이 KAM의 감소 효과가 있었다[8-10]. 또한 대측 지팡이 사용시 지팡이에 가하는 하중이 증가할수록 KAM가 더 감소하였고[11,12], Shin 등[12]은 그 메커니즘을 분석하여 제시하였다.

그러나, 정작 사용자 스스로가 체득하고 가장 많이 사용될 것으로 예상되는 ‘구속조건이 없는 자연스러운 대측 지팡이 사용’ 보행에서 어떻게 KAM이 감소하는지, 그 메커니즘은 보고된 바가 없다. 따라서, 본 연구에서는 각 피험자가 선택한 자연스러운 지팡이 사용 보행에서, 지팡이를 사용하지 않은 보행에 비하여 KAM의 감소가 어떻게 이루어지는지 그 메커니즘을 파악하고자 한다.

## 2. 방법

### 2.1 실험방법

이 연구에는 정상인 10명이 참여했다(Table 1). 이 연구는 윤리위원회(IRB No. 7001355-202011-HR-409)의 승인을 받았으며, 피험자에게 실험내용의 사전설명 후 서면동의를 받았다.

실험 동안 T자 손잡이의 지팡이(FZK-2028, 가하메디칼, KR)가 사용되었으며, 지팡이의 손잡이가 각 참가자의 손목 주름에 맞도록 지팡이 길이를 조절하였다[13]. 피험자에게 왼발의 접지(Initial Contact)와 동시에 오른손으로 지팡이를 짚도록 지시했다. 피험자에게 10분 이상의 연습시간을 부여하고, 각 피험자들이 편안하다고 느끼는 자연스러운 지팡이 사용법(지팡이의 위치와 하중)을 습득하도록 하였다. 각 피험자들은 지팡이를 사용하지 않은 정상보행과 지팡이를 사용한 보행을 각각 5회씩 수행하였다.

참가자들은 4.5미터의 보행로를 걸었다. 보행로의 왼발과 오른손 지팡이의 접지 위치에 각각 힘판(OR6-7, AMTI, MA)이 설치되었다. 모션 캡처를 용이하게 하기 위해 참가자들은 밀착되는 모션 캡처 수트와 캡을 착용했다(3 × 3 Designs Ltd., Canada). 마커 좌표는 9대의 카메라(Motion Analysis, CA)로 측정되었고, 마커 배치는 Helen-Hayes 풀 마커 세트를 사용했다.

### 2.2 분석방법

데이터 수집은 왼발의 입각기에 대해 수행되었다. 5회의 보행데이터 중에서 마커의 손실이 가장 적은 3개의 데이터 세트가 후속 분석을 위해 선택되었다. 운동학적 데이터는 차단주파수 6 Hz의 4차 버터워스 저역필터를 통과시켜서 고주파잡음을 제거하였다.

Cortex (ver. 8.1, Motion Analysis, CA) 을 이용하여 역동역학 분석을 수행하여 KAM를 산출하였다. 이후, KAM의 전기 및 후기의 피크 시점에서 KAM, 모멘트암(Moment Arm, MA), 지면반력(Ground Reaction Force, GRF) 및 마커좌표를 추출한 후 대응표본분석을 통해 정상보행과 지팡이보행을 비교하였다.

지팡이보행에서의 KAM 감소의 원인을 분석하기 위하여 단계적 다중회귀분석을 수행하고, 모든 피험자의 평균적인 스틱피겨(Stick Figure)를 작성했다. 발의 GRF와 지팡이의 GRF를 합성하여 합성 COP (Center of Pressure)와 합성 GRF를 도출하고,

Table 1 Subject characteristics

Characteristic	Mean ± SD (n = 10)
Gender	Male = 7, Female = 3
Age [yrs]	23 ± 1.4
Height [cm]	169.9 ± 8.3
Weight [kg]	70.9 ± 15.3
Cane length [cm]	84.3 ± 3.19

Table 2 Features of cane usage

	KAM 1 <sup>st</sup> peak	KAM 2 <sup>nd</sup> peak
Cane loading [%BW]	8.3 ± 5.1	8.6 ± 5.9
Cane distance [cm]	14.6 ± 7.7	15.6 ± 8.2

BW = Body Weight

이를 정상보행과 비교하였다. 모든 통계분석에는 SPSS ver. 26 (IBM, NY)를 사용하였다.

## 3. 결과

지팡이 보행중의 KAM의 전반기, 후반기 피크시점에서 지팡이에 가해지는 힘은 각각 체중의 8.3%, 8.9%였고, 지팡이 팁의 위치는 골반의 오른쪽 전상장골극(ASIS)부터 각각 14.6과 15.6 cm 외측으로 떨어진 곳이었다(Table 2).

### 3.1 KAM 감소의 메커니즘

지팡이 보행에서 KAM의 전, 후반기 피크는 정상보행에 비해 각각 평균 20.5%와 29.6% 감소하였다(Table 3). KAM는 GRF의 크기와 모멘트암의 곱으로 근사된다[14]. 지팡이를 사용했을 때, 전반기 피크의 모멘트암을 제외하고 모두 정상보행에 비해 유의한 감소가 있었다( $p < 0.05$ , Fig. 1 및 Table 3). 지팡이 보행에서 보행속도는 감소하였고 ( $p < 0.01$ ), 무릎관절중심(Knee Joint Center, KJC), 체질량중심(COM), 발의 압력중심(COP)의 내외측 이동은 유의하지 않았다(Table 3).

KAM의 감소 원인을 파악하기 위해 GRF, 모멘트암, 보행 속도를 독립 변수로, KAM을 종속변수로 하여 단계적 다중 회귀 분석을 수행하였다. 그 결과, 모멘트암이 KAM의 전반기와 후반기 피크에서 KAM 분산의 각각 58%와 95%를 설명하였다(Table 4). GRF의 감소는 전반기와 후반기 피크에서 KAM 분산의 각각 37%와 2.4%만을 설명하였다. 보행속도는 KAM와의 상관성이 낮았으므로 단계적(Stepwise) 회귀분석과정에서 자동적으로 제외되었다. MA는 KAM과의 상관성이 크므로 다중회귀에서 채택된 반면(Table 4), 보행 속도와 KAM 간에는 상관성이 없었고(1<sup>st</sup> peak:  $r = 0.37^{p=0.1}$ ) (2<sup>nd</sup> peak:  $r = 0.19^{p=0.9}$ ), 이것이 회귀분석에서 보행속도가 제외된 이유로 판단된다.

Table 3 Comparison of feature variables between gait methods

	KAM 1 <sup>st</sup> peak		KAM 2 <sup>nd</sup> peak	
	No cane	With cane	No cane	With cane
KAM [Nm/kg]	0.43 ± 0.07	0.34 ± 0.07*	0.34 ± 0.11	0.24 ± 0.11**
MA [mm]	4.48 ± 0.78	4.08 ± 1.1	3.39 ± 1.2	2.62 ± 1.3*
GRF magnitude [N/kg]	9.57 ± 0.54	8.55 ± 0.95**	9.87 ± 0.4	8.85 ± 0.8**
Walking speed [m/s]	0.93 ± 0.12	0.84 ± 0.09**	0.93 ± 0.12	0.84 ± 0.09**
Step width [mm]	145 ± 47	129 ± 43**	155 ± 47	135 ± 52**
KJCx [mm]	-1.8 ± 27	-0.27 ± 25	3.3 ± 24	4.8 ± 23
COMx [mm]	72.4 ± 32	77.5 ± 31	73.8 ± 28	77.2 ± 33
COPx [mm]	18.1 ± 19	15.3 ± 15	9 ± 12	9.3 ± 13

KJCx = Knee Joint Center x-coordinate; COMx = Center of Mass x-coordinate; COPx = Center of Pressure x-coordinate; Difference between no-cane and with-cane conditions by paired t-test: \*p < 0.05, \*\*p < 0.01, \*\*\*p < 0.001.

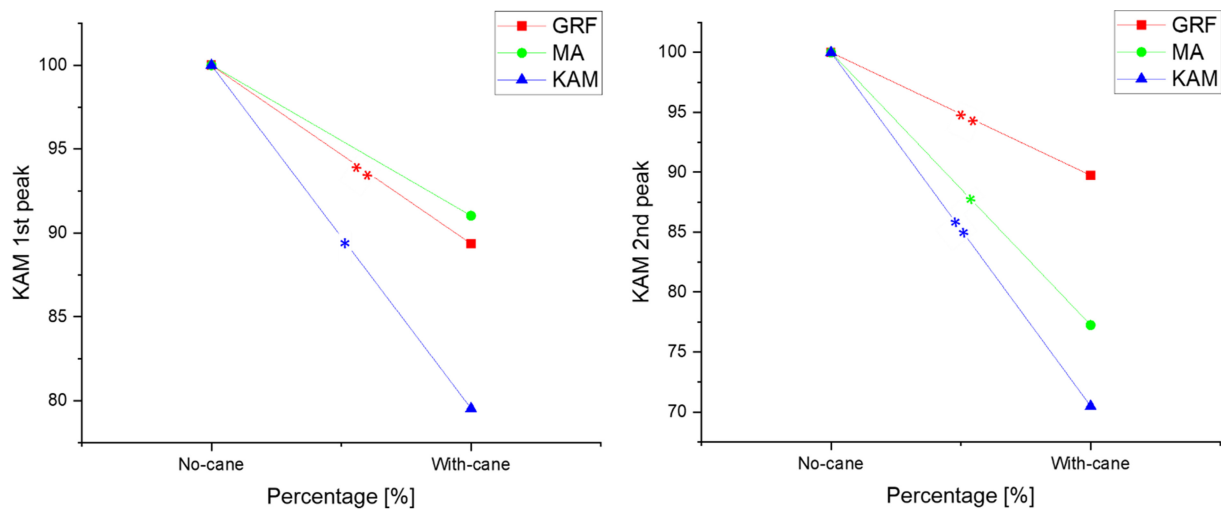


Fig. 1 Decreases in KAM and associated factors. Data points are the average values for all subjects and all trials

### 3.2 모멘트암 감소의 메커니즘

모멘트암이 KAM 감소에 큰 기여를 하였으므로, 모멘트암 감소의 원인을 관상면에서의 막대그림(Stick Figure)를 통해 분석하였다(Fig. 2). Table 3과 같이 지팡이 사용에 의한 KJC, COM, COP의 좌우이동은 미미했다(p > 0.05). 지팡이 보행에서 두드러지는 것은 합성 GRF가 정상보행에 비해 외측으로 기울어지고, 이로 인해 모멘트암이 감소하는 것이었다. 이에 대한 자세한 분석을 Fig. 3에 나타낸다. Fig. 3에서 지팡이보행에서의 합성 GRF(지팡이 GRF와 발 GRF의 벡터 합)의 각도는 정상보행에 비해 작아졌다(외측으로 기울어짐: Lateral Tilting). 이 합성(Resultant) GRF는 발과 지팡이의 GRF의 벡터합으로서, 지팡이 GRF의 크기가 작으므로 합성 GRF에 미치는 영향은 미미하여, 합성 GRF의 외측기울임은 대부분 발의 GRF에 반영되었다. 따라서, Foot의 GRF가 정상보행에 비해 외측으로 기울어졌는데 전반기피크에서는 경향만 있었고(p = 0.25) 후반기피크에서는 통계적으로 유의했다(p < 0.01). 결국 이것이 모멘트암의

감소를 유도하였다.

### 3.3 Foot GRF 각도 변화의 메커니즘

발의 GRF의 외측 기울어짐의 원인을 보다 자세히 분석하였다. 합성 GRF의 시점인 합성 COP는 정상보행에 비해 내측(Right)으로 이동하였다(Figs. 2와 4). 정적균형을 유지하기 위해서는 합성 GRF가 COM의 근처를 지나야 하는데[15], 합성 COP의 내측이동으로 인해 합성 GRF는 정상보행에 비해 더 작은(수직에 가까운) 각도를 나타내었다(Figs. 2와 3). 이러한 합성 GRF가 수직에 가까운 각도를 나타냄에 따라, 합성 GRF의 우측 방향 성분(GRFx)의 크기는 정상보행에 비해 감소했다(Fig. 5). 이 성분이 왼쪽발과 지팡이에 분배되어야 하는데, 지팡이 GRFx는 지팡이의 각도에 의해 작은 음의 값을 가지게 되므로, 발의 GRFx는 결국 합성 GRFx보다 약간 크거나 비슷한 값을 가진다(Fig. 5). 결과적으로, 발의 GRF는 정상 보행에 비해 수직에 가까운 각도로 외측으로 기울어졌다(Fig. 3).

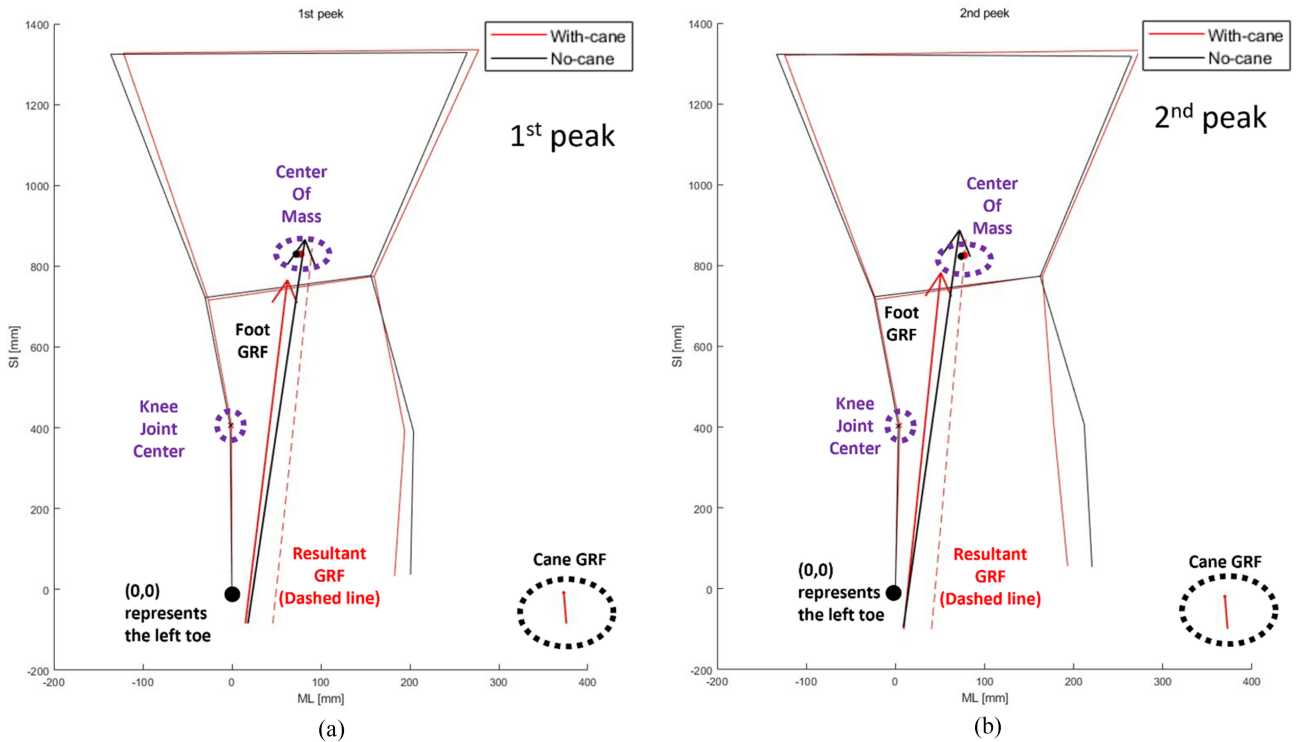


Fig. 2 Stick figures averaged for all subjects in the coronal plane (Rear view). Resultant GRF (Synthesis of foot GRF and cane GRF) in case of the walking with a cane is shown in dashed line

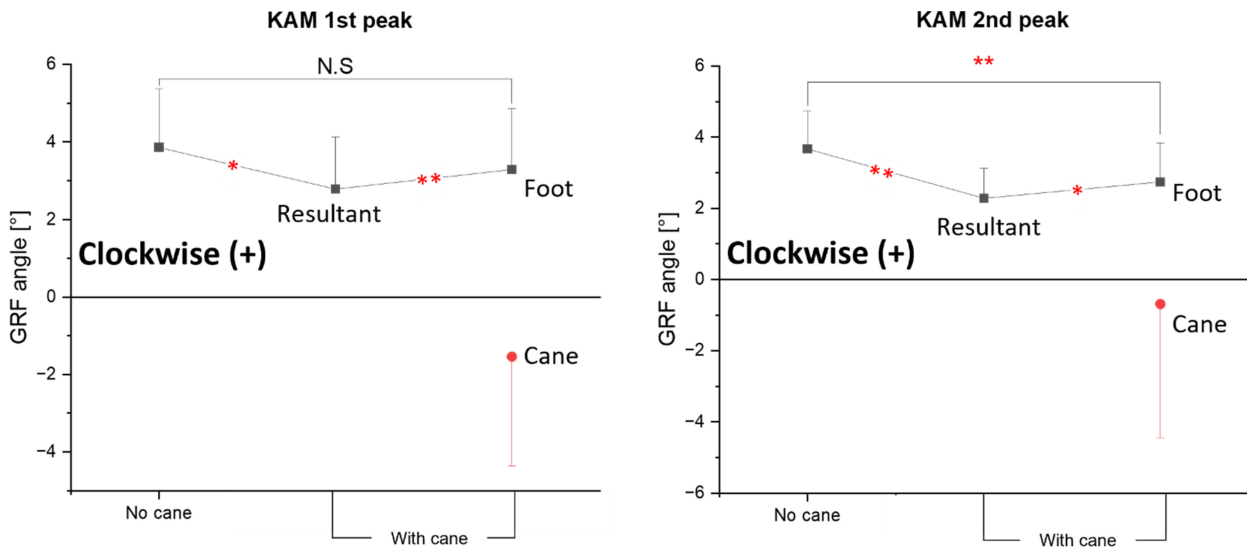


Fig. 3 Comparisons of GRF angles between gait types. Repeated measures ANOVA and post-hoc pairwise comparisons were used

4. 고찰

4.1 KAM 감소의 메커니즘

본 연구의 주된 발견은, 지팡이를 짚을 때 지팡이 GRF가 발의 GRF에 추가되어 생성되는 합성 COP가 정상보행에 비해 내측으로 이동하고(Fig. 4), 이것이 KAM 이 감소하는 근본적인 원인이라는 점이다. 이러한 합성 COP의 내측이동은 합성 GRF뿐

아니라 발 GRF의 외측틸팅(Fig. 3)을 유발하고, 이는 다시 모멘트암을 감소시켜서 이것이 KAM을 감소시키는 직접적 원인이 되었다. 이러한 메커니즘은 본 연구에서 처음으로 밝혀진 것으로서, 지팡이 보행의 효율성 증가에 큰 도움이 될 것으로 기대된다.

합성 COP의 내측이동량은 지팡이 GRF의 크기와 지팡이의 대측방향으로의 거리에 따라 증가한다. 따라서, 지팡이에 걸리는 하중을 증가시키거나 지팡이 틱을 대측으로 멀리 짚을수록

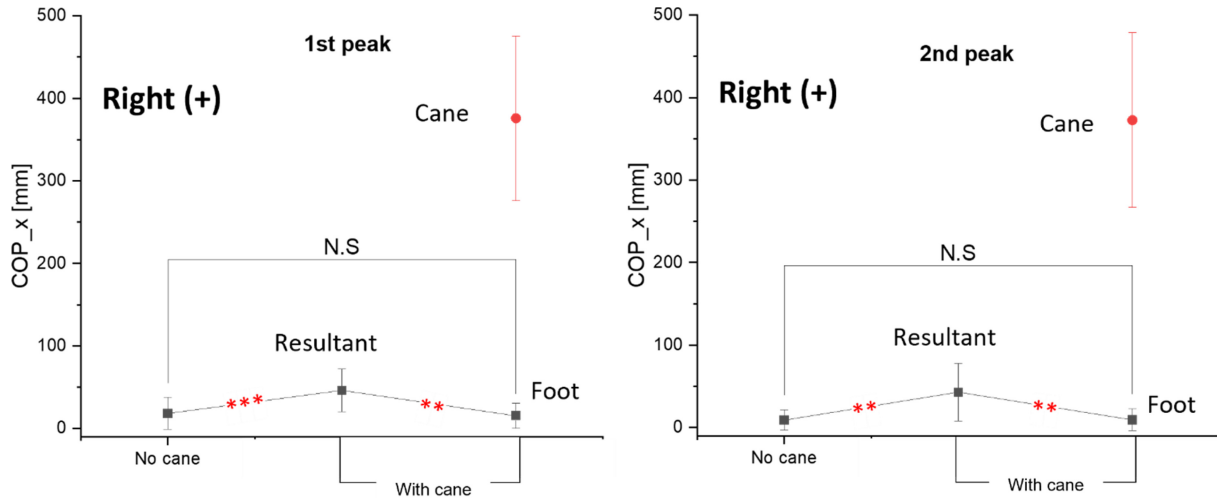


Fig. 4 Comparison of mediolateral location of COP (COP\_x) between gait types. Positive value indicates right direction with the origin at left toe as in Fig. 2. Repeated measures ANOVA and post-hoc pairwise comparisons were used

Table 4 Stepwise multiple regression of the KAM

Model	Factors	KAM 1 <sup>st</sup> peak				
		Adjusted R <sup>2</sup>	Δ Adjusted R <sup>2</sup>	Constant	VIF	ρ (94% CI)
1 <sup>st</sup>	MA [mm]	0.58***	0.58	0.08	1	0.77*** (0.46-1.08)
Final	MA [mm]	0.95***	0.36	-0.47	1.04	0.90*** (0.79-1.01)
	GRFm [N/kg]					0.60*** (0.49-0.71)
Model	Factors	KAM 2 <sup>nd</sup> peak				
		Adjusted R <sup>2</sup>	Δ Adjusted R <sup>2</sup>	Constant	VIF	ρ (94% CI)
1 <sup>st</sup>	MA [mm]	0.95***	0.95	0.02	1	0.97*** (0.86-1.08)
Final	MA [mm]	0.97***	0.02	-0.18	1.24	0.90*** (0.81-0.98)
	GRFm [N/kg]					0.17*** (0.09-0.26)

Excluded Variables in the 1<sup>st</sup> Model: GRFm, Walking Speed  
 Excluded Variables in the Final Model: Walking Speed  
 GRFm = Magnitude of Ground Reaction Force  
 VIF = Variance Inflation Factor

COP의 내측이동이 커져서, KAM이 더 크게 감소할 것으로 예측된다. 실제로 지팡이 하중을 증가시킬 때 KAM이 감소하였고 [12], 지팡이를 멀리 짚을수록 KAM이 감소하는 경향이 있었다 [11]. 이러한 결과는 본 논문에서 밝혀진 메커니즘을 지지하는 것이다.

4.2 다른 연구와의 비교

Simic 등[11]은 지팡이 보행 실험에서 보행 속도를 정상보행과 동일하게 통제했음에도 불구하고 KAM이 정상보행에 비해 감소하는 것을 확인하였다. 한편, Mündermann 등[17]은 OA환자의 자유로운 보행에서 보행 속도는 피크 KAM에 단지 8.9%의 영향만을 미친다고 보고하였다. 따라서, 본 연구에서 보행 속도가 KAM에 영향을 미치지 않는 것(Table 4)은 문헌과 일치한다.

본 연구의 자연스러운 대측 지팡이 보행에서 지팡이에 걸리는

하중은 전후반기 피크에서 체중 대비 각각 평균 8.3%와 8.9%였는데, 이는 Routson 등[16]의 연구 결과와 유사하다. 또한, 대측 지팡이를 사용했을 때의 KAM의 감소는 선행 연구들과 일치한다[8-12].

Chan [8], Kemp [10], Simic [11] 의 연구에서는 모두 KAM 감소의 메커니즘을 실험적 근거없이 추측으로만 주장하였다. Yavuzer의 연구[18]에서는 대측 지팡이 사용시 GRF의 감소가 없었으며 이로 인해 KAM 변화가 없다고 주장하였다. 본 연구에서는 처음으로 KAM의 감소의 주된 원인이 MA의 감소에 있음을 실험결과를 통해서 증명하였다.

Shin 등[12]은 지팡이에 걸리는 하중을 체중의 5%와 10%에 맞추도록 피험자에게 지시하였다. 그 결과, KAM 감소의 주된 원인은 모멘트암 감소였고 이는 본 논문과 일치하지만, 모멘트암 감소의 원인은 GRF 각도 변화가 아닌 무릎관절중심(KJC)의

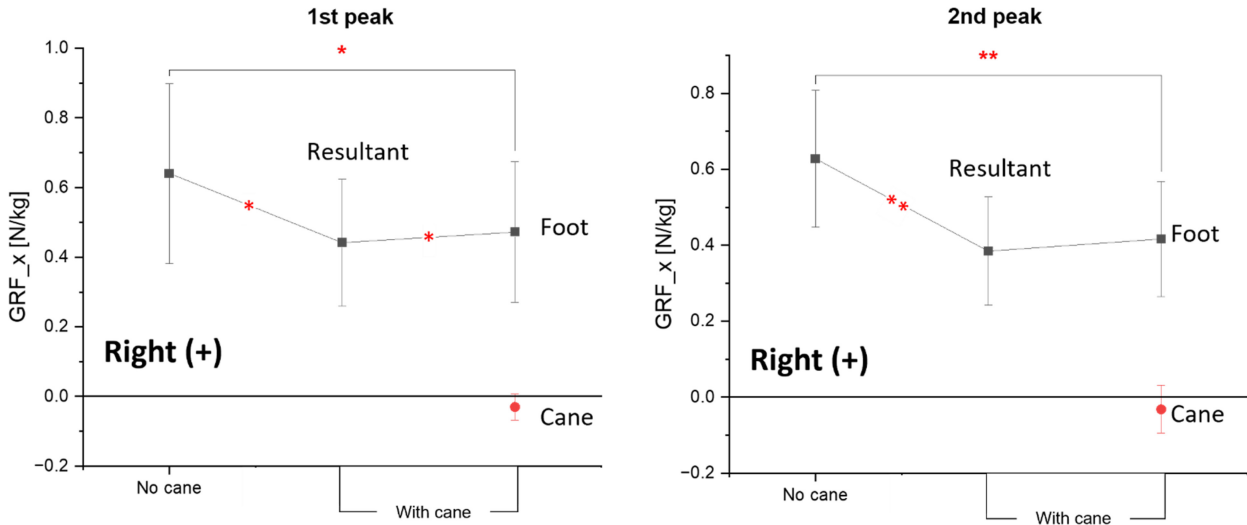


Fig. 5 Comparison of x-component of GRF (GRF\_x) between gait types. Repeated measures ANOVA and post-hoc pairwise comparisons were used

내측 이동이라고 주장했다. 이러한 불일치의 원인으로서는 다음과 같은 실험조건의 차이를 들 수 있다. 본 연구에서는 상체가 지팡이 쪽으로 기울어지는 현상이 관찰되었다(Fig. 2). 이는 지팡이에 8%의 하중을 가하기 위해 COM을 3-6 mm 대측이동한 결과(Table 3)로 판단된다. 즉, 이러한 미세한 COM의 이동을 위해서는 하체의 이동은 필요하지 않았다는 것이고, 따라서 KJC의 이동은 유의하지 않았다. 그러나 Shin의 연구[12]에서는 지팡이 하중을 체중의 10%로 강제로 설정했기 때문에, 상체의 이동만으로는 부족하여, 상체와 하체를 포함한 몸 전체의 이동을 통해 지팡이의 하중을 증가시켜서 KJC가 내측이동한 것으로 판단된다.

Kemp 등[10]과 Simic 등[11]은 지팡이 보행에서 몸통이 지팡이의 반대쪽으로 기울어져서 COM의 외측이동이 있을 것이라고 추측하고, 이러한 COM의 외측이동이 GRF를 외측으로 기울여서 모멘트암을 감소시킬 것이라고 주장하였으나 근거를 제시하지는 못하였다. 그러나, 본 연구의 결과, COM의 외측이동은 없었고 오히려 미약하게 내측으로 이동하는 경향이 있었다(Fig. 2 및 Table 3). 즉, GRF가 외측으로 기울어져 모멘트암 감소에 기여한 것은 맞지만, 이것은 COM의 이동과는 전혀 관련이 없고, 합성 COP의 내측이동이 근본적 원인이었다. 그들의 오해는 지팡이의 추가에 따른 합성 COP의 내측이동을 간과한 데에서 비롯된 것으로 판단된다.

### 4.3 시사점과 추후연구

본 연구에서는 자연스러운 지팡이 사용 시 KJC의 변화 없이 Foot GRF의 각도 변화만으로 MA가 줄어들어 KAM이 감소하는 현상을 확인하였다. 그러나 자연스러운 지팡이 사용 시 KJC 움직임을 분석한 선행 연구는 매우 제한적이다. 본 연구는 이러한 KJC 움직임을 변화를 평가한 초기 사례 중 하나로서, 향후 연구를 위한 기초 데이터를 제공할 수 있을 것으로 기대된다.

이를 바탕으로 다양한 조건에서 KJC 변화와 GRF 각도 간의 상호작용을 검증하는 후속 연구가 필요하다.

본 연구에서 밝혀진 KAM 감소의 메커니즘을 의료진과 환자가 잘 이해하는 것은 임상에서 지팡이를 사용할 때 효과적인 전략을 수립하는 데 큰 도움이 될 것으로 기대된다. 일반적으로 노인의 경우 근력과 균형능력의 저하가 동반되고 이것이 보행의 위험성을 높이게 된다. 따라서, 지팡이를 사용할 경우 보행안정성이 증가하는지에 대한 분석이 추가된다면 지팡이 보행에 대한 보다 포괄적인 이해가 가능할 것으로 판단된다.

본 연구는 몇 가지 제한점을 가지고 있으며, 이는 연구 결과의 일반화와 해석에 있어 중요한 고려 사항이다. 우선, 실험에 참가한 피험자의 수가 적다는 점은 연구 결과를 다양한 인구 집단에 일반화하는 데 한계가 될 수 있다. 따라서, 추후 연구에서는 피험자 수를 확대하고 연령대, 체격, 근력 수준 등 다양한 요인을 고려하여 연구 설계를 보완할 필요가 있다. 또한, 본 연구의 실험 조건이 피험자의 신체적 및 습관적 특성의 다양성을 충분히 통제하지 못한 점도 제한점으로 판단된다. 즉, 상/하체의 근력이나 지팡이를 쥐는 손과 팔의 형태 등 구체적인 통제된 실험 조건을 설정하지 않았기 때문에, 실험 데이터의 재현성에 한계가 있을 수 있다. 추후 연구에서는 보다 구속된 조건에서의 실험 설계를 통해 데이터를 수집하고 이를 바탕으로 보다 정밀한 분석을 수행할 필요가 있다.

### ACKNOWLEDGEMENT

이 논문(결과물)은 2024년도 정부(교육부)의 재원으로 한국연구재단의 지원(No. NRF-2021R111A3A050968) 및 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 지자체-대학 협력기반 지역혁신 사업(No. 2021RIS-001(1345370811))의 결과입니다.



## REFERENCES

1. Peat, G., McCarney, R., Croft, P., (2001), Knee pain and osteoarthritis in older adults: A review of community burden and current use of primary health care, *Annals of the Rheumatic Diseases*, 60(2), 91-97.
2. Rawal, B., Yadav, A., Pare, V., (2016), Life estimation of knee joint prosthesis by combined effect of fatigue and wear, *Procedia Technology*, 23, 60-67.
3. Stoddart, J., Dandridge, O., Garner, A., Cobb, J., Van Arkel, R., (2021), The compartmental distribution of knee osteoarthritis—a systematic review and meta-analysis, *Osteoarthritis and Cartilage*, 29(4), 445-455.
4. Kutzner, I., Heinlein, B., Graichen, F., Bender, A., Rohlmann, A., Halder, A., Beier, A., Bergmann, G., (2010), Loading of the knee joint during activities of daily living measured in vivo in five subjects, *Journal of Biomechanics*, 43(11), 2164-2173.
5. Sharma, L., Hurwitz, D. E., Thonar, E. J. M., Sum, J. A., Lenz, M. E., Dunlop, D. D., Schnitzer, T. J., Kirwan, Mellis, G., Andriacchi, T. P., (1998), Knee adduction moment, serum hyaluronan level, and disease severity in medial tibiofemoral osteoarthritis, *Arthritis & Rheumatism*, 41(7), 1233-1240.
6. Miyazaki, T., Wada, M., Kawahara, H., Sato, M., Baba, H., Shimada, S., (2002), Dynamic load at baseline can predict radiographic disease progression in medial compartment knee osteoarthritis, *Annals of the Rheumatic Diseases*, 61(7), 617-622.
7. Thorp, L. E., Sumner, D. R., Wimmer, M. A., Block, J. A., (2007), Relationship between pain and medial knee joint loading in mild radiographic knee osteoarthritis, *Arthritis Care & Research*, 57(7), 1254-1260.
8. Chan, G. N., Smith, A. W., Kirtley, C., Tsang, W. W., (2005), Changes in knee moments with contralateral versus ipsilateral cane usage in females with knee osteoarthritis, *Clinical Biomechanics*, 20(4), 396-404.
9. Mendelson, S., Milgrom, C., Finestone, A., Lewis, J., Ronen, M., Burr, D., Fyhrie, D., Hoshaw, S., Simkin, A., Soudry, M., (1998), Effect of cane use on tibial strain and strain rates, *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 77(4), 333-338.
10. Kemp, G., Crossley, K. M., Wrigley, T. V., Metcalf, B. R., Hinman, R. S., (2008), Reducing joint loading in medial knee osteoarthritis: Shoes and canes, *Arthritis Care & Research: Official Journal of the American College of Rheumatology*, 59(5), 609-614.
11. Simic, M., Bennell, K., Hunt, M., Wrigley, T., Hinman, R., (2011), Contralateral cane use and knee joint load in people with medial knee osteoarthritis: The effect of varying body weight support, *Osteoarthritis and Cartilage*, 19(11), 1330-1337.
12. Shin, H.-S., Lee, J.-Y., Cho, Y.-J., Kim, M.-J., Eom, G.-M., (2023), Mechanism of knee adduction moment reduction through contralateral cane use in healthy subjects, *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, 24(12), 2349-2360.
13. Kumar, R., Roe, M. C., Scremin, O. U., (1995), Methods for estimating the proper length of a cane, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 76(12), 1173-1175.
14. Hunt, M. A., Birmingham, T. B., Giffin, J. R., Jenkyn, T. R., (2006), Associations among knee adduction moment, frontal plane ground reaction force, and lever arm during walking in patients with knee osteoarthritis, *Journal of Biomechanics*, 39(12), 2213-2220.
15. Winter, D. A., (2009), *Biomechanics and motor control of human movement*, John Wiley & Sons, 107-138.
16. Routson, R. L., Bailey, M., Pumford, I., Czerniecki, J. M., Aubin, P. M., (2016), A smart cane with vibrotactile biofeedback improves cane loading for people with knee osteoarthritis, *Proceedings of the 2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 3370-3373.
17. Mündermann, A., Dyrby, C. O., Hurwitz, D. E., Sharma, L., Andriacchi, T. P., (2004), Potential strategies to reduce medial compartment loading in patients with knee osteoarthritis of varying severity: Reduced walking speed, *Arthritis & Rheumatism: Official Journal of the American College of Rheumatology*, 50(4), 1172-1178.
18. Yavuzer, G., Ergin, S., (2002), Effect of cane usage on clinical and gait characteristics of patients with osteoarthritis of knee, *Romatizma*, 17, 150-155.

**Sean-Min Lee**

M.Sc. candidate in the Department of Biomedical Engineering, Konkuk University. His research interest is biomechanics in osteoarthritis.

E-mail: finalsm@naver.com

**Hyeoun-Soo Shin**

M.Sc. candidate in the Department of Biomedical Engineering, Konkuk University. His research interest is biomechanics in osteoarthritis.

E-mail: gustntls98@naver.com

**Min-Jae Kim**

M.Sc. candidate in the Department of Biomedical Engineering, Konkuk University. His research interest is biomechanics in osteoarthritis.

E-mail: piedrotlino@naver.com

**Ju-Hee Kim**

M.Sc. candidate in the Department of Biomedical Engineering, Konkuk University. Her research interest is biomechanics in osteoarthritis.

E-mail: kimjhgod159@naver.com

**Na-Yeon Kim**

B.Sc. in the Department of Biomedical Engineering, Konkuk University. Her research interest is sports rehabilitation.

E-mail: gimnayeon791@gmail.com

**Gwang-Moon Eom**

Professor in the Department of Biomedical Engineering, Konkuk University. His research interests include biomechanics of locomotion and rehabilitation of the elderly.

E-mail: gmeom@kku.ac.kr