KJAB

Korean Journal of Applied Biomechanics 2026; 36(2): 111-125
http://dx.doi.org/10.5103/KJAB.2026.36.2.111
http://e-kjab.org eISSN 2093-9752

ORIGINAL

Kinematic and Kinetic Analysis of Sit-to-Stand and Stand-to-Sit Movement Using a Korean-Developed Polycentric Prosthetic Knee Joint: A Preliminary Study

국내 개발 다축형 인공무릎관절 장치를 이용한 일어서기와 앉기 동작의 운동학 및 운동역학적 분석: 예비연구

Pyounghwa Choi[1], Huiwoo Choi[1], Chanhyeok Jeong[1], Min Jo[1], Jin-Joo Yang[1], Woo Sob Sim[1], Hee Seung Yang[2]

[1]Veterans Health Service Medical Center Department of Prosthetics & Orthotics, Seoul, South Korea
[2]Veterans Health Service Medical Center Department of Rehabilitation Medicine, Seoul, South Korea

Received : 06 April 2026
Revised : 02 June 2026
Accepted : 05 June 2026

Corresponding Author
Hee Seung Yang
Veterans Health Service Medical Center Department of Rehabilitation Medicine, 53, Jinhwangdo-ro 61-gil, Gangdong-gu, Seoul, 05368, South Korea
Email : yang7310@naver.com

Objective: This study evaluated the functional efficacy of the newly developed polycentric prosthetic knee (First-K1) compared to a conventional prosthetic knee (CPK) during sit-to-stand (STS-up) and stand-to-sit (STS-down) tasks in transfemoral amputees.

Method: Four unilateral transfemoral amputees performed STS-up and STS-down tasks after a four-week adaptation period. Kinematic and kinetic data were captured using a 3D motion analysis system and force plates. Due to the limited sample size (n = 4), Hedges' g effect sizes were analyzed to evaluate clinical significance instead of traditional null hypothesis significance testing.

Results: The effect size analysis demonstrated substantial clinical improvements without traditional significance testing. In STS-up, First-K1 decreased trunk flexion (g_1 = 0.524, g_2 = 0.710) and vertical ground reaction force (vGRF) of prosthetic-side increased during both the total phase and phase 2 (g_2 = 0.938, 0.682). In STS-down, total duration (g_2 = 1.048) and stabilization time (g_2 = 3.245) decreased. During descent (P1), First-K1 reduced intact knee mean moment (g_2 = 0.814) and moment impulse (g_2 = 0.870), demonstrating optimized load redistribution with decreased intact-side loading (g_2 = 1.330) and increased prosthetic-side vGRF (g_2 = 2.218) and contribution (g_2 = 2.350).

Conclusion: The First-K1 effectively improves load redistribution and functional symmetry during STS transitions through its optimized eccentric control and design features. Divergent adaptation strategies between prior mechanical and microprocessor-controlled prosthetic knee (MPK) users underscore the critical need for tailored rehabilitation and adequate neuromuscular relearning periods. These preliminary findings provide crucial foundational evidence for future large-scale clinical trials.

Keywords: Transfemoral, Amputation, Prosthetic, Polycentric knee

Copyright © 2026 Korean Journal of Applied Biomechanics
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 noncommercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

INTRODUCTION

하지 절단 환자는 다리의 주요 관절, 근육, 고유수용기 등의 소실로 인해 일상생활 활동에 다양한 제약을 경험하게 된다. 특히 대퇴부 절단 환자는 엉덩관절 주변 근육의 약화로 인해 불안정성이 증가하며, 이로 인해 하퇴 절단 환자에 비해 이동성이 현저히 저하되어 일상생활 수행에 더욱 큰 어려움을 겪는다(Harris, Page, Englund & May, 1988; Rizzo & Matsumoto, 1980). 이에 따라 절단 환자의 재활에서 가장 중요한 목표는 적절한 의지 착용을 통해 절단 이전의 기능적 수준을 회복하고 독립적인 보행을 가능하게 하는 것이다(Burger, Kuželički & Marinček, 2005).

보행 수행에 선행되는 동작인 일어서기(sit-to-stand, STS-up)와 앉기(stand-to-sit, STS-down) 동작은 일상생활에서 가장 빈번하게 발생하는 기능적 움직임 중 하나이다. 선행연구에 따르면 이 동작은 건강한 성인과 절단 환자 모두 하루 평균 50회 이상(56-60회) 수행될 만큼 보편적이며, 독립적인 일상생활을 영위하기 위해 필수적인 기능적 의미를 지닌다(Dall & Kerr, 2010; Bussmann, Schrauwen & Stam, 2008). 이러한 동작은 이후 보행을 포함한 다양한 일상 활동으로의 참여를 가능하게 하며(Özyürek, Demirbüken & Angın, 2014), 절단 환자의 독립성과 삶의 질을 결정짓는 핵심 요소로 작용한다(Dall & Kerr, 2010). 그러나 일어서기 및 앉기 동작은 걷기나 계단 오르기보다 더 많은 하지 근력과 관절 가동범위를 요구하며, 이로 인해 절단 환자에게는 더욱 큰 신체적 부담이 된다(Hughes & Schenkman, 1996).

STS-up 동작은 하지 관절을 통해 체중을 들어 올리기 위한 충분한 근력과 균형 유지 능력이 요구되며(Riley, Krebs & Popat, 1997; Dehail et al., 2007; Šlajpah, Kamnik, Burger, Bajd & Munih, 2013), STS-down 동작은 신체 질량 중심이 낮아질 때 대퇴사두근의 신장성 수축(eccentric contraction)을 통해 부드럽고 안정적인 하강을 조절하는 능력이 필요하다(Roy et al., 2006). 이와 같은 동작들은 절단 환자가 수행하기에 특히 수행이 어려우며, 건측이나 체간을 사용해 움직임을 보완할 경우 관절 조직에 과도한 하중이 가해져 조기 퇴행성 변화, 통증 또는 동작 실패를 초래할 수 있다(Highsmith et al., 2010). 이러한 이차적인 신체 손상은 전반적인 활동성과 삶의 질 저하로 이어진다(Gailey, Allen, Castles, Kucharik & Roeder, 2008).

대퇴 절단 환자의 기능 회복과 이차적 문제를 완화하기 위해, 기계식, 유압/공압식, 전자제어식 등 다양한 형태의 무릎 의지 장치들이 개발되어 왔지만, 대부분 보행 기능에 초점을 두고 설계되었다. 그 중 기계식 다축 인공 무릎관절은 일반적으로 4절 링크(4-bar linkage) 구조를 기반으로 하며, 회전 중심이 무릎관절의 굽힘 각도에 따라 실시간으로 변하는 순간 회전 중심(instantaneous center of rotation, ICR)을 가진다(Kim et al., 2020). 이 구조는 체중 부하 시 회전 중심선을 외력 작용선보다 후방에 위치시켜 신장성 폄 모멘트를 생성한다. 앞 열과 뒷 열의 길이 및 방향에 따라 링크 길이와 피벗 위치가 결정되므로, 이를 다양하게 조절하여 ICR 경로를 다르게 설계한 여러 형태의 4축 관절 무릎의지가 현재까지 제공되고 있다(Radcliffe, 1994; Liang et al., 2022). 그러나 기존 기계식 다축 무릎의지는 고정된 기하학적 궤적으로만 구동된다는 한계가 있다. 체중선이 ICR 후방으로 이동하면 잠금 기능이 상실되어 무릎이 무너지기 쉬우며, 기립 시 균형 보조력이 부족하여 대부분 건측에 체중을 지지하게 된다(Simon et al., 2016; Burger et al., 2005). 또한, 앉기 동작이나 경사면·계단 하강 시 신장성 제어를 통한 충분한 무릎 굽힘 저항성 제어에 한계가 있다(Highsmith et al., 2010).

이러한 기능적 제약을 보완하기 위해 새롭게 개발된 First-K1은 기존 4축 관절 무릎의지와 달리 제 2·3축의 편심(eccentricity) 설계와 U 자형 구조, 그리고 탄성 부재를 도입하였다. 이를 통해 절단측에 체중을 부하하는 동안에도 무릎 굽힘 상태를 유지하며 적절한 제동력을 제공하여 보다 안정적인 움직임을 가능하게 하였으며, 수직압축제어를 통해 무릎 굽힘 시 필요한 탄성을 조절함으로써, 신체에 가해지는 충격과 하중을 고르게 분산·흡수하도록 설계하였다(Figure 1). 그러나 현재 해당 의지의 임상적 효용성을 검증하기 위한 기초 자료는 부족한 실정이다.

이에 본 연구는 대규모 임상 평가에 앞서 수행된 초기 탐색적 연구(preliminary study)로서, 절단 환자를 대상으로 한 사례 중심 연구를 진행하였다. 신규 개발된 다축형 인공무릎관절 장치인 'First-K1' 착용 시, STS-up 및 STS-down 동작 수행 능력을 기존 의지와 정량적으로 비교 분석함으로써, First-K1의 기능적 효과를 검증하고자 한다.

METHOD

1. 연구 대상

본 연구는 개발 의지의 임상적 적용 가능성을 사전에 확인하기 위한 예비 연구(preliminary study)로 설계되었다. 이에 따라 선정 기준에 부합하는 편측 대퇴 절단 환자 4명(남성 3명, 여성 1명; age: 46.0±13.3 yrs, BMI: 24.88±1.42 kg·m^{-2}, TSA: 26.5±15.9 yrs)을 연구 대상자로 선정하였다(Table 1). 대상자 선정 기준은 1) 편측 대퇴 절단자, 2) 하지 절단 일자로부터 6개월 이상, 3) 최소 마지막 3개월 동안 같은 의지 사용, 4) 독립 보행이 가능한 자이며, 제외 기준은 1) 인지 기능이 저하되어 독립적으로 연구 참여를 결정할 수 없거나 평가에 참여할 수 없는 경우, 2) 심각한 하지 관절 구축이나 골다공증, 치료되지 않은 골절과 같은 하지 체중 부하의 금기증을 소유

Table 1. Participant characteristics

Patients	Sex	Age (years)	BMI (kg·m^{-2})	TSA (years)	Amputated side	Amputation etiology	CPK
S1	Male	50	25.24	18	L	Traumatic	Rheo knee
S2	Male	49	23.39	22	L	Traumatic	Total knee
S3	Male	58	24.20	50	R	Traumatic	4-bar linkage
S4	Female	27	26.67	16	L	Tumor surgery	Rheo knee
Mean ± SD		46.0±13.3	24.88±1.42	26.5±15.9			

Note. BMI, Body Mass Index; TSA, Time Since Amputation; CPK, Conventional Prosthetic Knee

한 경우, 3) 연구 시작 6개월 이내에 하지에 정형외과 수술을 받은 경우에 연구 참여를 제한하였다. 본 연구의 대상자 특성은 Table 1과 같다. 본 연구는 연구기관 내 생명윤리위원회에 의해 승인(승인번호: BOHUN 2023-05-009)을 받은 후 연구를 수행하였으며, 모든 연구 대상자에게 연구의 내용과 목적에 대하여 충분한 설명을 제공하고 자발적으로 동의한 자만 연구에 참여하였다.

2. 실험 장비 및 절차

본 연구는 피험자의 기존에 사용 중이던 무릎의지(conventional prosthetic knee, CPK)와 신규 개발된 다축형 무릎의지(First-K1)의 생체역학적 특성을 비교하고자 동작 분석 평가를 실시하였다. 새로운 무릎의지 교체 시 환자의 일어서기와 앉기 동작을 안정적으로 평가하기 위해 영국 국립보건 서비스의 의지 처방 가이드라인(NHS MPK policy) 및 최근 임상연구 프로토콜(Caggiari, Randell, Ostler, Dickinson & Worsley, 2025)에서 권장하는 적응 기간 기준에 근거하여, 모든 피험자에게 First-K1 평가 전 총 4주간의 일상생활 적응 기간을 부여하였다. 실험절차는 먼저 기존 CPK를 착용한 상태에서 1차 평가를 진행한 후 무릎의지를 First-K1으로 교체하여 해당 적응 기간을 거치게 하였으며, 이후 동일한 조건 및 프로토콜로 First-K1에 대한 2차 평가를 실시하였다. 3차원 동작 분석은 8대의 적외선 카메라(Raptor-12, Motion Analysis Corp., USA; sampling rate: 100 Hz)와 2대의 지면반력기(Kistler Corp., USA; sampling rate: 1,000 Hz)를 사용하였으며, 측정 시 두 장비를 동조(Synchronization) 시킨 뒤, Cortex software (Motion Analysis Corp., Santa Rosa, CA, USA)를 통해 데이터를 수집하였다.

실험에 앞서 모든 연구 대상자는 타이즈로 환복하여 Modified Helen Hayes 마커셋에 따라 전신에 반사 마커를 부착하였으며(Figure 2-A), 두 의지 모두 평가 이전에 각 의지를 착용한 상태에서 연구진의 감독 및 보조 하에 30분의 친숙화 시간을 가졌다. 이후 두 개의 지면반력기 위에서 STS-up과 STS-down 동작에 대한 3차원 동작 분석을 실시하였으며, 이 때 상지 분절의 사용을 통제하기 위하여 두 팔을 가슴 앞에서 교차하도록 하였다. 의지 별 동일한 동작을 위해 발 위치는 어깨너비로 두 발이 대칭적이고 평행한 상태로 통일하고 준비된 여러 높이의 의자 중 앉은 자세에서 대상자의 무릎 각도가 90±5° 굽힘 된 자세가 가능한 높이의 의자를 선택하였다(Figure 2-B). 환자의 안전을 위하여 후방에는 쿠션이 있는 매트리스를 설치 후 실시하였으며, 연구진이 피험자 양 옆에서 보조하였다. 동작 수행 중 대상자의 피로를 최소화하고 신뢰성 있는 데이터를 확보하기 위해 충분한 휴식시간을 제공하였다. 각 대상자는 본 측정에서 일어서기와 앉기 동작을 총 5회 실시하였다. 데이터 분석 시, 실험 초기 적응에 따른 동적 가변성(first-trial effect)을 배제하기 위해 첫 번째 시도는 일괄 제외하였다(Adkin, Frank, Carpenter & Peysar, 2002). 나머지 4회의 시도 중 1) 팔을 전방으로 펴는 등의 상지 보상 작용이 발생한 경우, 2) 피험자의 발이 지면반력의 유효 경계를 벗어나 신호 왜곡 및 누락이 발생한 경우를 제외하고, 데이터의 무결성이 확보된 최초 3회의 성공적인 시도(successful trials)를 선별하여 분석에 사용하였다.

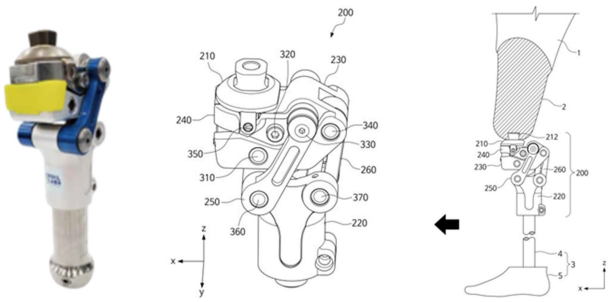

Figure 1. First-K1

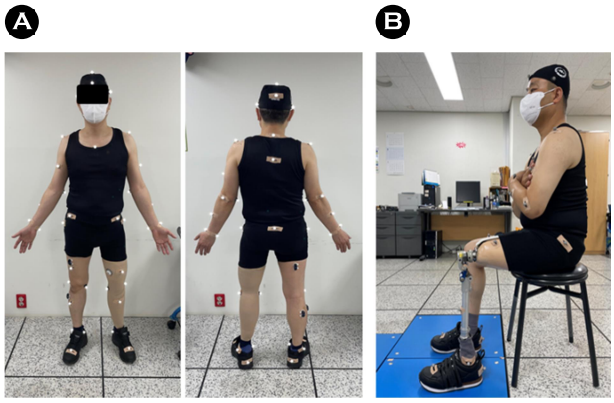

Figure 2. (A) Marker set, (B) Chair height

3. 자료 처리

본 연구는 3차원 동작 분석 시스템을 통해 수집된 데이터 중 성공적인 3회 수행의 평균값을 최종 분석에 사용하였다. 수집된 운동학(kinematics) 및 운동역학(kinetics) 변인은 Visual3D (C-motion, USA) 소프트웨어를 사용하여 처리하였으며, 자료 획득 과정에서 발생한 3차원 위치 좌표 데이터의 오차를 최소화하기 위해 4차 저역통과 필터(Butterworth 4th order low-pass filter)를 적용하였다. 이때 차단 주파수(cut-off frequency)는 6 Hz로 설정하였다.

각 동작의 시작과 끝은 체간 및 어깨, 골반 마커 및 수직지면반력(vertical ground reaction force, vGRF)을 기준으로 정의하였으며, 구체적인 이벤트 및 구간 설정 기준은 다음과 같다(Lord, Murray, Chapman, Munro & Tiedemann, 2002; Gilleard, Crosbie & Smith, 2008; Stevermer & Gillette, 2016). 이벤트 및 구간 설정에 대한 시각적 정의는 Figure 3에 제시하였다.

1) 일어서기(STS-up)

- E1 (onset): 초기 정지 상태에서 체간 마커의 변위가 0.003 m를 초과하여 전방 굽힘이 시작되는 시점으로 Lord 등(2002)이 제시한 5 mm (0.005 m) 기준보다 더 정밀한 분석을 위해 본 연구에서 임계값으로 적용함
- E2 (seat-off): vGRF가 최대치에 도달하여 둔부가 의자에서 이탈하는 시점
- E3 (termination): 어깨 마커의 수직 위치가 정점에 도달하여 일어서기 동작이 완전히 수행된 시점
- Preparation Phase (P1): 동작의 개시(E1)부터 둔부 이탈(E2)까지의 일어서기 준비 구간
- Rising Phase (P2): 둔부 이탈(E2) 직후부터 신체가 완전히 직립하는 시점(E3)까지의 상승 구간

2) 앉기(STS-down)

- E1 (onset): 정지 상태에서 체간 또는 어깨 마커의 변위가 0.003 m를 초과하여 동작이 시작되는 시점
- E2 (seat-on): 골반의 천골(sacrum) 마커가 수직방향으로 정지하며 둔부가 의자에 접촉하는 시점
- E3 (termination): 체간 마커 위치 변화량이 0.003 m 이내로 정적인 자세로 안정화된 시점
- Descent Phase (P1): 앉기 동작이 시작(E1) 되어 둔부가 의자에 접촉하는 시점(E2)까지의 하강 구간
- Stabilization Phase (P2): 둔부 접촉(E2) 이후부터 체간 움직임이 정지하여 자세가 안정화되는 시점(E3)까지의 구간

4. 분석 변인

일어서기와 앉기 동작 시, 전체 구간과 P1, P2 구간의 소

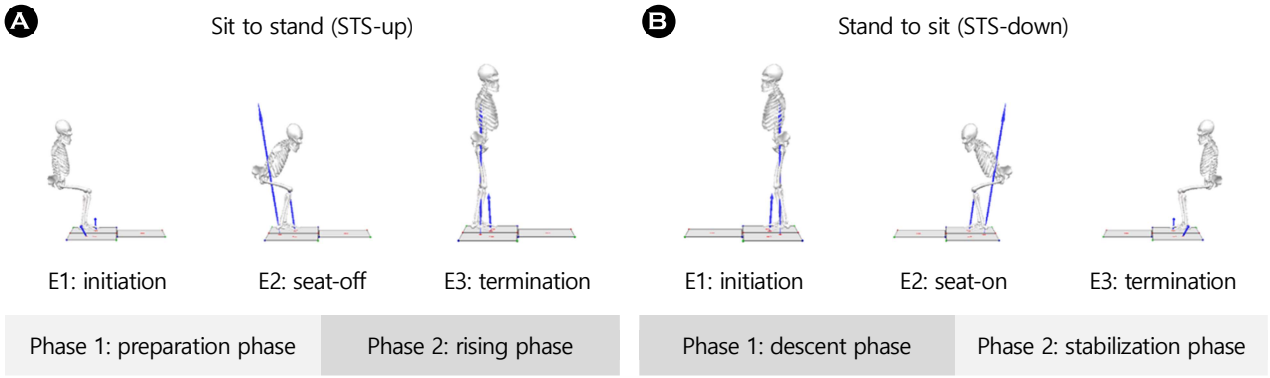

Figure 3. Event and phase

Table 2. Definition of sign conventions for kinematic and kinetic variables

Category	Variable	Direction/Definition	Sign
Joint angle	Hip/Knee	Extension	+
		Flexion	−
Trunk angle	Frontal plane	Leaning toward intact side	+
		Leaning toward amputated side	−
	Sagittal plane	Extension	−
		Flexion	+
Joint moment	Hip/Knee	Extension	+
		Flexion	−

Note. The positive (+) and negative (−) signs indicate the direction of movement or moment relative to neutral position

요 시간을 산출하였다. Cardan의 X-Y-Z 회전행렬을 사용하여 무릎관절과 엉덩관절의 각도를 산출하였으며, 중앙차분법(central difference method)을 사용하여 무릎관절 각속도의 최댓값을 산출하였다. 체간 보상 작용을 분석하기 위하여 이마면(frontal plane)의 측면 체간 움직임(lateral trunk lean, TL)과 시상면(sagittal plane)의 전방 체간 움직임(trunk flexion, TF)의 최대 각도를 산출하였다. 그리고 양 하지의 vGRF, 건측 무릎과 엉덩관절의 모멘트와 모멘트 충격량(moment impulse)을 산출하였다. 본 연구에서 산출된 모든 변인의 방향성을 명확히 하기 위해 다음과 같이 설정하였다(Table 2). 하지 관절각과 모멘트는 시상면을 기준으로 폄(extension)을 (+), 굽힘(flexion)을 (-)로 정의하였으며, 몸통의 시상면 움직임은 굽힘(+), 폄(-), 이마면은 건측으로 기울어지는 것을 (+), 절단측으로 기울어지는 것을 (-)로 정의하였다(Table 2).

지면반력은 체중으로 표준화(normalization) 하였으며, 관절 모멘트는 시간으로 표준화하여 백분율로 나타내었다. 또한 의지에 따른 변인의 상대적 차이를 분석하기 위해 변화율(rate of change, ROC)을 산출하였다.

$$\text{RoC}\ (\%\Delta) = \frac{X_{First\ K1} - X_{CPK}}{X_{CPK}} * 100$$

5. 통계 처리

본 연구는 대퇴 절단 환자의 일어서기 및 앉기 동작 수행 시 기존 의지와 First-K1 신규 개발 의지 간 생체역학적 차이를 비교 분석하였다. 대상자 수가 적은(n = 4) 파일럿 연구의 특성상, 전통적인 검정 시 통계적 검정력 확보가 원천적으로 불가능하여 유의확률(p-value)에 의존한 유의성 검정은 배제하였다. 실제로 비모수 대응 표본 검정인 윌콕슨 부호-순위 검정(Wilcoxon signed-rank test)의 정확 검정(exact test)을 적용하더라도, n = 4일 때 산출 가능한 최소 p-value는 0.125로 제한되어 통계적 유의수준(α = .05)을 달성할 수 없다.

따라서 본 연구에서는 추론 통계의 한계를 극복하고 의지 간 실질적인 성능 차이와 임상적 유의성을 평가하기 위해 효과크기(effect size, ES)를 주된 분석 및 해석 지표로 설정하였다. 효과크기 산출 시에는 소표본(n < 20) 환경에서 Cohen's d가 유발할 수 있는 상향 편의(upward bias)를 제거하고자, 자유도(df) 기반의 보정 계수 J를 반영한 Hedges' g를 최종 도출하였으며(Hedges, 1981), 이는 소규모 표본 분석을 실시한 선행연구(Kang et al., 2026)의 방법론에 근거하였다. 산출된 Hedges' g의 해석은 Cohen (1988)과 Sawilowsky (2009)의 기준에 따라 0.2는 작음(small), 0.5는 중간(medium), 0.8은 큼(large), 1.2 이상은 매우 큼(very large)으로 판정하였다. 모든 데이터의 기술통계 분석은 Excel 2021 (Microsoft, USA) 프로그램을 사용하여 수행되었다.

$$g_{between} = J \times \frac{\bar{x}_{FirstK1} - \bar{x}_{CPK}}{S_p}$$

$$g_{RoC} = \frac{Mean_{RoC}}{SD_{RoC}} \times J$$

- $g_{between}$: CPK와 First-K1 데이터를 직접 비교한 효과크기
- g_{RoC}: 변화율의 효과크기
- J : 소표본 편향을 보정하기 위한 Hedges의 보정 계수(계산식: $1 - \frac{3}{4\,(n-1)-1}$)
- S_p: 두 집단의 통합 표준편차(Pooled Standard Deviation)
- $Mean_{RoC}$: 개별 대상자들의 변화율(Percentage changes) 평균

• SDR_{oC}: 개별 대상자들의 변화율 표준편차

RESULTS

본 연구는 기존 사용 무릎의지(CPK)와 개발 무릎의지(First-K1)의 일어서기와 앉기 동작 시 움직임 패턴 변화와 보상 움직임의 변화를 비교 분석하기 위하여 수행되었다. 무릎의지 종류에 따른 연구 결과는 다음과 같다.

1. 일어서기(STS-up)

본 연구 결과, 일어서기 동작의 모든 변인에서 소규모 표본(n = 4)의 특성상 의지 종류에 따른 효과크기(g) 분석을 통해 다음과 같은 실질적인 변화를 확인하였다.

1) 상체 운동학(trunk kinematics) 및 보상 작용

STS-up 시 First-K1 착용 후 TF를 통한 보상 기전이 감소하는 경향을 보였다. 이에 대한 데이터 비교 효과크기(g_1)와 RoC 효과크기(g_2)는 모두 중간 수준으로 확인되었다(g_1 = 0.524; g_2 = 0.710; Table 3). TL의 경우 효과크기는 낮게 나타났으나(g_1 = 0.109, g_2 = 0.410; Table 3), 기존 사용 의지의 제어 방식에 따른 개별 적응 전략의 차이를 보였다(Figure 4).

Table 3. Comparison of spatiotemporal and kinematic parameters CPK and First-K1 during STS-up

Variable	Index	S1	S2	S3	S4	Total group	Hedges' g
Temporal							
Total time (sec)	CPK	2.32	2.17	1.80	1.75	2.01±0.27	
	First-K1	2.20	2.41	2.19	1.59	2.10±0.36	g_1 = 0.248
	RoC (%)	-4.79	11.47	21.78	-9.46	4.75±14.47	g_2 = 0.285
Phase 1 time (sec)	CPK	0.88	0.74	0.81	0.59	0.75±0.12	
	First-K1	0.79	0.97	0.69	0.58	0.76±0.17	g_1 = 0.018
	RoC (%)	-9.71	31.08	-14.67	-2.26	1.11±20.62	g_2 = 0.047
Phase 2 time (sec)	CPK	1.44	1.43	0.99	1.04	1.22±0.24	
	First-K1	1.41	1.44	1.50	0.96	1.33±0.25	g_1 = 0.375
	RoC (%)	-1.81	1.29	51.82	-7.69	10.90±27.53	g_2 = 0.344
Kinematics							
Max. lateral trunk lean (deg.)	CPK	5.39	7.21	17.03	7.35	9.25±5.27	
	First-K1	5.80	7.11	15.85	10.69	9.86±4.49	g_1 = 0.109
	RoC (%)	7.61	-1.47	-6.97	45.31	11.12±23.57	g_2 = 0.410
Max. trunk flexion (deg.)	CPK	54.17	38.48	33.02	63.41	47.27±14.01	
	First-K1	49.58	38.57	12.78	50.03	37.74±17.46	g_1 = 0.524
	RoC (%)	-8.47	0.23	-61.30	-21.11	-20.16±24.68	g_2 = 0.710
Prosthetic knee AV max (P2, deg./s)	CPK	100.06	133.10	237.21	208.78	169.79±63.96	
	First-K1	127.59	165.21	196.63	219.68	177.28±39.95	g_1 = 0.122
	RoC (%)	27.51	24.13	-17.11	5.22	9.94±20.52	g_2 = 0.421

Note. Total group values are expressed as $M \pm SD$. While S1-S4 represent individual raw data. Hedges' g incorporates the small-sample correction factor (J-factor) due to limited sample size (N = 4). Bold values indicate large or very large effect sizes ($g \geq 0.8$). Effect size thresholds: 0.2 ≤ small <0.5, 0.5 ≤ medium <0.8, 0.8 ≤ large, 1.2 ≤ very large. Abbreviations: STS-up, sit-to-stand; S1-S4, Subject 1 to Subject 4; RoC, Rate of Changes; g_1, Hedges' g for comparison between prostheses; g_2, Hedges' g for the rate of change (one-sample); P2, Phase 2 of STS-up; AV, Angular Velocity

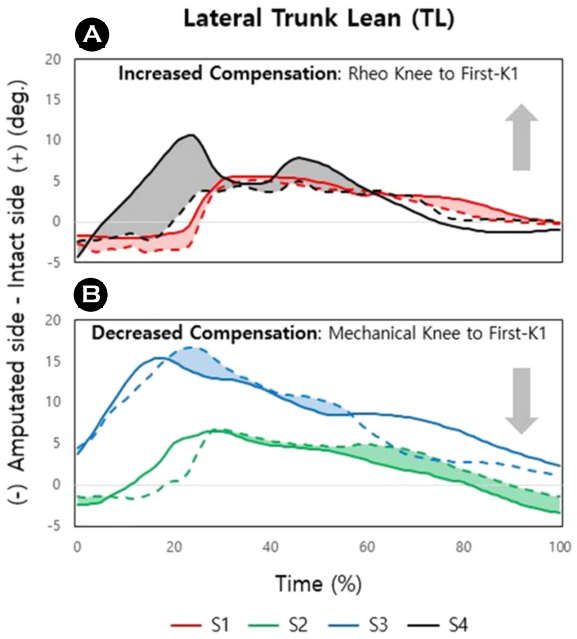

Figure 4. Comparison of Lateral Trunk Lean (TL) during STS-up. (A) Increased compensation in subjects transitioning from Rheo Knee to First-K1 (S1, S4); (B) Decreased compensation in subjects transitioning from Mechanical Knee to First-K1 (S2, S3). Solid lines and dashed lines represent the First-K1 and CPK prosthetics, respectively. Shaded areas indicate the magnitude of change in TL between the two devices. Different colors distinguish individual subjects (S1: red, S4: black, S2: green, S3: blue). Arrows denote the overall direction of the compensation trend.

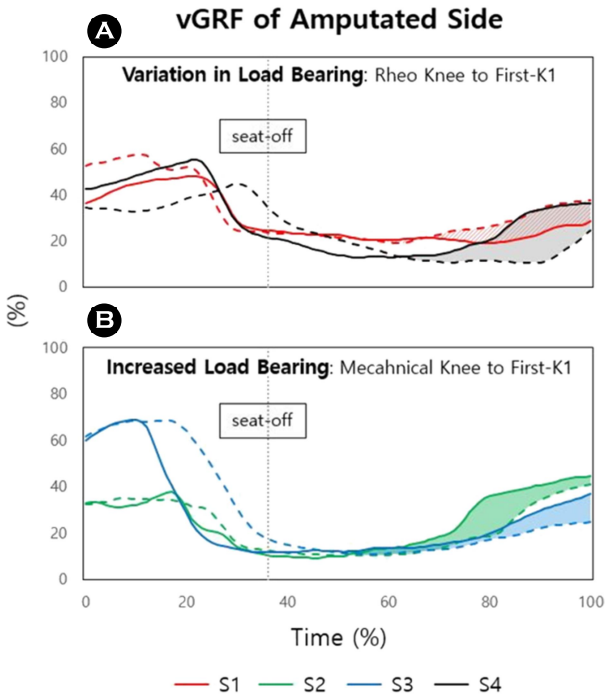

Figure 5. Comparison of Vertical Ground Reaction Force (vGRF) percentage on the amputated side during STS-up. (A) Diverse trends in weight-bearing contribution for subjects transition from Rheo Knee to First-K1, with a decrease in S1 and an increase in S4; (B) Consistent increase in weight-bearing contribution for all subjects transitioning from Mechanical Knee to First-K1 (S2, S3). Solid lines and dashed lines represent the First-K1 and CPK prosthetics, respectively. Shaded areas indicate the magnitude of change in vGRF between the two devices. Different colors distinguish individual subjects (S1: red, S4: black, S2: green, S3: blue). The vertical dotted line indicates the moment of 'seat-off'.

2) 절단측 하중 지지 및 vGRF

vGRF 분석 결과, 절단측의 적극적인 하중 참여가 관찰되었다.

- 전체 구간: 전체 구간에 대한 절단측의 평균 vGRF가 증가하였으며, 이에 대한 변화율 효과크기는 큰 수준(g_2 = 0.938)으로 나타났다(Table 4).
- Phase 2(seat-off 이후): 의자에서 엉덩이가 이탈한 이후인 Phase 2 (P2) 구간에서도 절단측의 평균 vGRF와 기여도(%)가 증가하며 중간 수준의 효과크기를 보였다(g_2 = 0.682, 0.501; Table 4). 개별 대상자의 경향성을 살펴보면, S1을 제외한 모든 대상자에게서 P2 구간의 절단측 vGRF가 공통적으로 증가하는 양상이 확인되었다(Figure 5).

Table 4. Comparison of kinetic parameters CPK and First-K1 during STS-up

Variable	Index	S1	S2	S3	S4	Total group	Hedges' g
Kinetics - Intact side							
Mean knee moment (P2, Nm/kg)	CPK	0.44	0.66	0.33	0.66	0.52±0.16	
	First-K1	1.12	0.73	-0.12	0.25	0.49±0.54	g_1 = 0.065
	RoC (%)	151.80	11.32	-137.32	-62.23	-9.11±123.25	g_2 = 0.064

Table 4. Comparison of kinetic parameters CPK and First-K1 during STS-up (Continued)

Variable	Index	S1	S2	S3	S4	Total group	Hedges' g
Knee moment impulse (P2, Nm·s/kg)	CPK	0.64	0.94	0.31	0.55	0.61±0.26	
	First-K1	1.12	1.03	-0.24	0.23	0.53±0.65	g_1 = 0.134
	RoC (%)	75.54	9.59	-177.63	-58.09	-37.65±108.1	g_2 = 0.303
Mean hip moment (P2, Nm/kg)	CPK	0.44	0.64	1.00	0.78	0.72±0.24	
	First-K1	1.12	0.01	1.29	0.89	0.82±0.57	g_1 = 0.218
	RoC (%)	155.35	-99.14	28.81	13.89	24.73±104.15	g_2 = 0.206
Hip moment impulse (P2, Nm·s/kg)	CPK	0.63	0.92	0.98	0.65	0.79±0.18	
	First-K1	1.12	0.01	1.89	0.84	0.96±0.77	g_1 = 0.267
	RoC (%)	78.61	-98.53	93.38	29.17	25.66±87.23	g_2 = 0.256
Mean vGRF – Total (N/kg)	CPK	0.56	0.67	0.62	0.64	0.62±0.05	
	First-K1	0.62	0.69	0.68	0.68	0.67±0.03	g_1 = **0.962**
	RoC (%)	10.70	2.70	10.42	5.91	7.43±3.84	g_2 = **1.682**
Mean vGRF – P2 (N/kg)	CPK	0.73	0.86	0.83	0.86	0.82±0.06	
	First-K1	0.80	0.81	0.82	0.88	0.83±0.04	g_1 = 0.130
	RoC (%)	8.42	-5.46	-1.30	2.93	1.15±5.94	g_2 = 0.168
vGRF percentage – P2 (%)	CPK	73.74	81.46	84.26	79.99	79.86±4.45	
	First-K1	76.66	75.55	81.70	79.01	78.23±2.73	g_1 = 0.384
	RoC (%)	3.97	-7.26	-3.04	-1.22	-1.89±4.65	g_2 = 0.353
Kinetics - Prosthetic side							
Mean vGRF – Total (N/kg)	CPK	0.21	0.16	0.15	0.19	0.18±0.03	
	First-K1	0.21	0.20	0.17	0.21	0.20±0.02	g_1 = 0.742
	RoC (%)	-2.09	26.36	11.76	14.35	12.59±11.67	g_2 = **0.938**
Mean vGRF – P2 (N/kg)	CPK	0.26	0.20	0.15	0.21	0.21±0.04	
	First-K1	0.24	0.26	0.18	0.23	0.23±0.03	g_1 = 0.531
	RoC (%)	-7.32	34.43	18.33	9.29	13.68±17.44	g_2 = 0.682
vGRF percentage – P2 (%)	CPK	26.26	18.54	15.74	20.01	20.14±4.45	
	First-K1	23.34	24.45	18.30	20.99	21.77±2.73	g_1 = 0.384
	RoC (%)	-11.13	31.88	16.25	4.88	10.47±18.16	g_2 = 0.501

Note. Total group values are expressed as $M \pm SD$. While S1-S4 represent individual raw data. Hedges' g incorporates the small-sample correction factor (J-factor) due to limited sample size (N = 4). Bold values indicate large or very large effect sizes ($g \geq 0.8$). Effect size thresholds: 0.2 ≤ small <0.5, 0.5 ≤ medium <0.8, 0.8 ≤ large, 1.2 ≤ very large. Abbreviations: STS-up, sit-to-stand; S1-S4, Subject 1 to Subject 4; RoC, Rate of Changes; g_1, Hedges' g for comparison between prostheses; g_2, Hedges' g for the rate of change (one-sample); P2, Phase 2 of STS-up; vGRF, vertical ground reaction force

Table 5. Comparison of spatiotemporal and kinematic parameters CPK and First-K1 during STS-down

Variable	Index	S1	S2	S3	S4	Total group	Hedges' g
Temporal							
Total time (sec)	CPK	2.81	2.15	2.79	2.06	2.45±0.40	
	First-K1	2.85	1.87	2.44	1.89	2.26±0.47	g_1 = 0.377
	RoC (%)	1.45	-12.95	-12.62	-8.27	-8.10±6.72	g_2 = **1.048**
Phase 1 time (sec)	CPK	1.50	1.64	2.24	1.28	1.66±0.41	
	First-K1	1.88	1.44	1.98	1.31	1.65±0.33	g_1 = 0.028
	RoC (%)	25.61	-12.51	-11.51	2.51	1.03±17.77	g_2 = 0.050
Phase 2 time (sec)	CPK	1.31	0.66	0.56	0.78	0.83±0.34	
	First-K1	0.97	0.44	0.46	0.58	0.61±0.25	g_1 = 0.640
	RoC (%)	-26.15	-34.04	-17.12	-25.90	-25.80±6.91	g_2 = **3.245**
Kinematics							
Max. Lateral trunk lean (deg.)	CPK	11.28	7.70	13.79	7.14	9.98±3.13	
	First-K1	8.83	6.46	11.47	10.58	9.34±2.21	g_1 = 0.206
	RoC (%)	-21.72	-16.10	-16.79	48.22	-1.60±33.31	g_2 = 0.042
Max. Trunk flexion (deg.)	CPK	57.31	34.73	44.80	43.13	44.99±9.32	
	First-K1	53.93	31.08	49.19	58.58	48.19±12.04	g_1 = 0.259
	RoC (%)	-5.89	-10.53	9.79	35.83	7.30±20.91	g_2 = 0.304
Prosthetic knee AV Max (P1, deg./s)	CPK	-88.14	-102.13	-122.77	-145.90	-114.74±25.18	
	First-K1	-61.74	-103.04	-105.04	-197.72	-116.88±57.47	g_1 = 0.042
	RoC (%)	-29.95	0.89	-14.44	35.51	-2.00±28.00	g_2 = 0.062

Note. Total group values are expressed as $M \pm SD$. While S1-S4 represent individual raw data. Hedges' g incorporates the small-sample correction factor (J-factor) due to limited sample size (N = 4). Bold values indicate large or very large effect sizes ($g \geq 0.8$). Effect size thresholds: 0.2 ≤ small <0.5, 0.5 ≤ medium <0.8, 0.8 ≤ large, 1.2 ≤ very large. Abbreviations: STS-down, stand-to-sit; S1-S4, Subject 1 to Subject 4; RoC, Rate of Changes; g_1, Hedges' g for comparison between prostheses; g_2, Hedges' g for the rate of change (one-sample); P1, Phase 1 of STS-down; AV, Angular Velocity

3) 건측 수직지면반력

절단측의 하중 지지 증가와 더불어, 건측의 전체 구간 평균 vGRF 또한 매우 큰 수준의 효과크기(g_2 = 1.682)로 함께 증가하는 양상을 보였다(Table 4).

2. 앉기(STS-down)

앉기 동작 분석 결과, 효과크기(g) 산출을 통해 의지 간 실질적인 성능 차이와 임상적 개선 경향을 확인하였다.

1) 소요 시간(duration)

STS-down의 전체 소요 시간은 First-K1 착용 시 감소하였으며, 이에 대한 변화율(RoC) 효과크기는 큰 수준으로 나타났다(g_2 = 1.048). 특히 엉덩이가 의자에 접촉한 후 자세를 안정화하는 Phase 2의 소요 시간에서 매우 큰 수준의 RoC 효과크기가 관찰되었다(g_2 = 3.245; Table 5).

2) 건측 무릎관절의 역학적 부하

First-K1 착용 시 하강 단계인 Phase 1(접촉 전 구간)에서 건측 무릎관절의 평균 모멘트와 모멘트 충격량(moment

impulse)이 모두 감소하였으며, 이에 따른 변화율 효과크기 또한 큰 수준으로 나타났다(g_2 = 0.814, 0.870; Table 6).

3) vGRF 및 하중 분배

vGRF 분석 결과, 하중 지지 양상에 뚜렷한 변화가 관찰되었다.

- 건측(Intact side): P1 구간에서의 건측 평균 vGRF와 기여도(%)는 감소하였으며, 이 역시 매우 큰 수준의 효과크기를 나타냈다(g_2 = 1.330, 1.589; Table 6).
- 절단측(prosthetic side): 전체 구간에 대한 절단측의 평균 vGRF가 증가하여 매우 큰 효과크기를 보였으며(g_2 = 1.792), 특히 Phase 1 (P1)에서의 평균 vGRF와 기여도(%) 증가에서 매우 높은 변화율 효과크기가 확인되었다(g_2 = 2.218, 2.350; Table 6).

이러한 결과는 First-K1 착용이 앉기 동작 시 건측에 편중되었던 하중을 절단측으로 효율적으로 재분배하여, 하중 지

Table 6. Comparison of kinetic parameters CPK and First-K1 during STS-down

Variable	Index	S1	S2	S3	S4	Total group	Hedges' g
Kinetics - Intact Side							
Mean knee moment (P1, Nm/kg)	CPK	0.45	0.92	0.17	0.85	0.60±0.35	
	First-K1	0.27	1.10	0.06	0.34	0.44±0.46	g_1 = 0.333
	RoC (%)	-39.91	19.55	-63.46	-60.48	-36.07±38.53	g_2 = **0.814**
Knee moment impulse (P1, Nm·s/kg)	CPK	0.57	1.50	0.38	1.09	0.88±0.51	
	First-K1	0.48	1.57	0.13	0.30	0.62±0.65	g_1 = 0.397
	RoC (%)	-16.52	4.50	-65.82	-72.63	-37.62±37.60	g_2 = **0.870**
Mean hip moment (P1, Nm/kg)	CPK	0.98	0.62	1.19	0.51	0.83±0.32	
	First-K1	0.69	0.42	1.37	0.82	0.83±0.40	g_1 = 0.002
	RoC (%)	-29.34	-32.59	15.25	59.81	3.28±43.55	g_2 = 0.066
Hip moment impulse (P1, Nm·s/kg)	CPK	1.24	1.01	2.62	0.65	1.38±0.86	
	First-K1	1.22	0.60	2.79	0.79	1.35±1.00	g_1 = 0.028
	RoC (%)	-1.56	-41.09	6.65	21.64	-3.59±26.78	g_2 = 0.117
Mean vGRF – Total (N/kg)	CPK	0.62	0.73	0.67	0.58	0.65±0.06	
	First-K1	0.63	0.74	0.64	0.59	0.65±0.06	g_1 = 0.016
	RoC (%)	1.01	1.78	-4.29	2.48	0.24±3.08	g_2 = 0.069
Mean vGRF – P1 (N/kg)	CPK	0.78	0.93	0.80	0.80	0.83±0.07	
	First-K1	0.78	0.91	0.77	0.76	0.80±0.07	g_1 = 0.310
	RoC (%)	-0.59	-2.34	-3.77	-5.06	-2.94±1.92	g_2 = **1.330**
vGRF percentage – P1 (%)	CPK	77.83	89.55	80.06	77.21	81.16±5.72	
	First-K1	74.66	87.05	77.47	70.81	77.49±6.93	g_1 = 0.502
	RoC (%)	-4.08	-2.79	-3.24	-8.29	-4.60±2.52	g_2 = **1.589**
Kinetics - Prosthetic side							
Mean vGRF – Total (N/kg)	CPK	0.16	0.10	0.18	0.19	0.16±0.04	
	First-K1	0.21	0.12	0.20	0.26	0.20±0.06	g_1 = 0.748
	RoC (%)	34.08	17.55	12.68	38.28	25.65±12.45	g_2 = **1.792**

Table 6. Comparison of kinetic parameters CPK and First-K1 during STS-down (Continued)

Variable	Index	S1	S2	S3	S4	Total group	Hedges' g
Mean vGRF – P1 (N/kg)	CPK	0.22	0.11	0.20	0.24	0.19±0.06	
	First-K1	0.26	0.13	0.22	0.31	0.23±0.08	g_1 = 0.545
	RoC (%)	18.48	24.49	12.39	32.58	21.99±8.62	g_2 = **2.218**
vGRF percentage (%)	CPK	22.17	10.45	19.94	22.79	18.84±5.72	
	First-K1	25.34	12.95	22.53	29.19	22.51±6.93	g_1 = 0.502
	RoC (%)	14.32	23.91	13.01	28.07	19.83±7.34	g_2 = **2.350**

Note. Total group values are expressed as $M \pm SD$. While S1-S4 represent individual raw data. Hedges' g incorporates the small-sample correction factor (J-factor) due to limited sample size (N = 4). Bold values indicate large or very large effect sizes ($g \geq 0.8$). Effect size thresholds: 0.2 ≤ small <0.5, 0.5 ≤ medium <0.8, 0.8 ≤ large, 1.2 ≤ very large. Abbreviations: STS-down, stand-to-sit; S1-S4, Subject 1 to Subject 4; RoC, Rate of Changes; g_1, Hedges' g for comparison between prostheses; g_2, Hedges' g for the rate of change (one-sample); P1, Phase 1 of STS-down; vGRF, vertical ground reaction force

지의 대칭성을 향상시키는 데 실질적으로 기여하고 있음을 보여준다.

DISCUSSION

본 연구의 목적은 기존 의지와 신규 개발된 First-K1 간의 동작 특성을 사례 중심으로 정량적 비교 분석함으로써, 개발 의지의 임상적 효과를 평가하기 위한 기초 근거 자료를 제공하는 데 있다.

1. 일어서기(STS-up)

일어서기 동작은 이동을 위한 보행 시작 전 필수적인 기능으로, 신체 질량 중심(CoM)을 높이기 위한 전신 협응이 요구된다. 특히 무릎관절과 엉덩관절에서 상당한 토크와 운동범위가 필요하여 다양한 대상자의 기능 평가 지표로 널리 활용된다(Janssen, Bussmann & Stam, 2002; Riley, Schenkman, Mann & Hodge, 1991). 하지 절단 환자는 건강한 성인에 비해 체간 움직임을 통한 보상 작용이 두드러지는데, 체간을 앞으로 굽혀 CoM을 전방으로 이동시키는 것은 일어서기 시 주요 안정화 전략으로 작용하며(Hendershot & Wolf, 2015; Farquhar, Reisman & Snyder-Mackler, 2008; Fujimoto & Chou, 2012), 절단으로 약해진 대퇴사두근을 보완하고 엉덩관절 폄근을 활성화하는 데 기여한다(Burger et al., 2005; Roebroeck, Doorenbosch, Harlaar, Jacobs & Lankhorst, 1994).

본 연구 결과, First-K1 착용 후 TF가 20.16% 감소하며 중간 수준의 효과크기(g_2 = 0.710)를 나타낸 점은 개발 의지 착용이 상체의 과도한 보상을 억제하고 보다 안정적인 직립 이행을 도울 뿐 아니라, 향후 요통 발생 위험을 낮추는 데 긍정적인 역할을 할 수 있음을 시사한다(Shojaei et al., 2019). 이러한 체간 보상 작용의 완화는 의지 착용 경력이 50년에 달하며 기존에 기계식 4-bar linkage를 사용하던 S3에게서 가장 두드러지게 관찰되었는데, First-K1 착용 후 Max Trunk Flexion이 61.30% 급감한 것은 초기 정렬 안정성 향상을 통해 수십년간 고착된 상체 반동 전략이 정상화되었음을 시사한다. 또한 기존에 MPK를 착용하던 대상자는 기립 초기 폄을 위한 의지의 저항 해제 타이밍에 따라 사용자가 상체를 의도적으로 더 숙여 모멘텀을 유발해야 하는 경향이 있으나, 기계식 다축 구조인 First-K1 착용 시 ICR의 경로가 폄 동작 개시에 유리하게 작용하여 과도한 체간 움직임 없이도 무릎관절이 더 부드럽게 펴져 각속도가 증가하고 역학적 이점을 통해 기립 시간이 단축된 것으로 판단된다.

하지 절단 환자의 일어서기에서 관찰되는 가장 큰 특징은 하지 하중 지지의 비대칭이다. 건측과의 하중 차이가 5±10%인 건강한 성인과 달리, 절단 환자는 절단측 하중을 최소화하여 건측으로의 부하가 81±7%까지 크게 증가한다고 보고된다(Burger et al., 2005; Highsmith et al., 2010). 본 연구의 vGRF 분석 결과, First-K1 착용 시 전체 구간에서의 절단측 평균 vGRF가 12.59% (g_2 = 0.938) 증가하였고, 특히 엉덩이 이탈(seat-off) 이후 구간인 P2에서 절단측의 평균 vGRF와 기여도(%)가 각각 13.68%, 10.47% (g_2 = 0.682, 0.501) 상승하였다. 개별 대상자의 경향성을 살펴보면, 절단측 하중 지지가 감소했던 S1을 제외하고 모든 대상자에게서 P2 구간의 절단측 vGRF가 공통적으로 증가하는 양상이 확인되었다(Figure 5). 이러한 결과는 개발 의지가 실질적인 지지력을 확보하여 S1을 제외한 대다수 대상자의 적극적인 절단측 하중 참여를 유도했음을 입증한다. 비록 건측의 평균 vGRF 또한 함께 상승하는 양상을 보였으나, 이는 의지 교체 후 동작 전체의 추진

력과 수행 강도가 전반적으로 향상된 결과로 해석된다.

다만, TL의 경우 전체 대상자의 효과크기가 미미했는데, 이는 기존 사용 의지의 제어 방식에 따른 개별 적응 전략의 차이에서 기인한 것으로 보인다. 특히 기존에 기계식 의지를 사용하던 대상자들과 달리 고성능 전자제어식 유압 무릎(MPK) 사용자였던 S1과 S4의 경우, First-K1 착용 시 오히려 건측으로의 체간 측방 기울임이 증가하고 절단측 하중 지지가 감소(S1)하는 상반된 양상을 보였다(Figure 4). 대상자별 보상 패턴을 세부적으로 분석하면, S1 대상자의 경우 First-K1 교체 후 절단측 무릎관절의 제어력에 의존하기보다 건측 하지의 강력한 폄 근력을 이용해 신체를 밀어 올리는 비대칭 보상 전략을 선택함으로써, 건측 관절에 과도한 부하가 집중되는 패턴을 보인다. 이와 달리 S4 대상자는 20대의 젊은 연령과 종양수술 환자 특성상 고령의 외상 환자들보다 우수한 근력을 바탕으로 상체를 앞으로 숙이는 대신 건측으로의 체간 측면 경사를 증가시키는(+45.31%) 보상 작용을 나타냈으며, 건측 근력을 유기적으로 활용함과 동시에 무릎관절 각속도를 증가시켜 신속한 무릎 폄을 유도하는 전략을 사용하였다.

이러한 개별적 변동성은 Radcliffe (1994)가 제시한 4절 링크 의지의 기하학적 안정성 원리에 의하면, 실시간 유압 저항을 통해 전 보행 주기에서 능동적인 지지력을 제공하는 MPK 시스템에 숙련된 사용자는 특정 각도에서 물리적으로 잠기는 기계적 링크 방식의 First-K1 사용 시 초기 동작에서 무릎 꺾임(buckling) 현상에 대한 심리적 불안감을 느낄 수 있다. 이로 인해 CoM을 의도적으로 건측으로 이동시켜 안전성을 확보하려는 선제적 보상 작용인 Highsmith 등 (2011)의 '한 다리 위주 전략(one-legged task strategy)'이 발현된 결과로 볼 수 있다. 결론적으로 이는 Hafner, Willingham, Buell, Allyn과 Smith (2007)가 강조한 안정성 확보 최우선형 '보수적 보상 전략(conservative compensatory strategy)'의 산물이며, 4주라는 적응 기간은 MPK의 능동적 지지에 숙련된 사용자가 기계식의 물리적 잠금 메커니즘을 완전히 신뢰하기에는 다소 부족했을 가능성을 시사한다. 따라서 이러한 대상자별 변동성을 확인하기 위한 개별 데이터 및 시각적 분석은 신규 의지의 안정성을 다각도에서 검증하는 필수적인 과정이라 할 수 있다.

2. 앉기(STS-down)

앉기 동작은 중력에 저항하며 CoM을 하강시켜야 하는 신장성 수축(eccentric contraction) 과정이 동반되므로(Roy et al., 2006), 일어서기보다 더 높은 수준의 균형 감각과 하중 제어 능력이 요구된다(Tung, Yang, Lee & Wang, 2010; Inkster & Eng, 2004). 특히 절단 환자의 경우 앉기 중 발생하는 갑작스러운 무릎 꺾임(collapse)에 저항하며 안정성을 유지하는 것이 임상적으로 매우 중요하다(Highsmith et al., 2011). 그러나 의지측의 수동적인 특성으로 인해 하강 시 신체 제어에 한계가 있어 동작 소요 시간이 증가하고, 이는 건측으로의 과도한 하중 편중으로 이어진다(Le Corre, Bisseriex, Pons & Rémy-Néris, 2025; Šlajpah et al., 2013).

본 연구 결과, First-K1 착용 시 STS-down의 소요 시간이 8.10% 감소하였으며, 특히 착석 후 자세를 안정화하는 P2 구간의 소요 시간은 25.80% (g_2 = 3.245) 단축되었다. 이는 개발된 의지가 착석 직후 신체를 견고하게 지지함으로써 사용자가 자세를 바로잡는 데 필요한 기능적 노력을 유의미하게 줄여주었음을 의미한다.

절단 환자가 앉기 동작 중 겪는 주요 역학적 문제는 건측 무릎관절에 가해지는 과도한 부하이며, 이는 장기적으로 건측의 퇴행성 질환을 유발하는 원인이 된다(Highsmith et al., 2011; Lloyd, Stanhope, Davis & Royer, 2010). 이와 관련하여 본 연구의 분석 결과, First-K1 착용 시 하강 구간(P1)에서 건측 무릎관절의 평균 모멘트와 충격량(moment impulse)이 각각 36.07%, 37.62% 감소하며 큰 효과크기(g_2 = 0.814, 0.870)를 보인 점은 개발 의지가 하강 시 적절한 감쇠(damping)를 제공하여 건측의 역학적 부담을 실질적으로 완화했음을 입증한다. 이는 First-K1 고유의 제2·3축 편심(eccentricity) 설계와 U 자형 구조, 그리고 탄성 부재의 도입을 통해 절단측에 체중을 부하하는 동안에도 무릎 굽힘 상태를 유지하며 적절한 제동력을 제공할 수 있도록 고안된 설계적 특성이 하강 제어 시 효과적인 감쇠 작용으로 나타난 결과로 판단된다.

이러한 부하 경감은 vGRF 재분배를 통해 더욱 뚜렷하게 확인된다. First-K1 착용 시 전체 구간의 절단측 평균 vGRF가 25.65% 증가하였으며(g_2 = 1.792), 특히 하강이 이루어지는 P1 구간에서 절단측의 평균 vGRF와 하중 지지 기여도가 각각 21.99%, 19.83% (g_2 = 2.218, 2.350) 상승한 반면, 건측의 기여도는 4.60% 감소하며 매우 큰 효과크기(g_2 = 1.330, 1.589)를 나타냈다. 이는 First-K1이 건측에 편중되었던 하중을 절단측으로 효율적으로 분산시켜 대칭성을 향상시켰음을 보여준다. 이러한 하중의 균등 분산은 무릎 굽힘 시 필요한 탄성을 조절하는 수직압축제어 메커니즘이 신체에 가해지는 충격과 하중을 효과적으로 분산·흡수함으로써 절단측 하지의 지지 능력을 역학적으로 보조했음을 시사한다.

이러한 그룹별 경향성 내에서도 대상자의 개인별 특성(연령, 절단시기 등)과 기존 의지 종류에 따라 대칭성을 확보하기 위한 개별 적응 전략의 차이가 확인되었다. 먼저 MPK (Rheo Knee) 사용자였던 S4(20대, 여성, 종양)는 착석 초기에 체간을 전방으로 굽힘과 동시에 건측으로 측면 이동시키는 역동적인 보상 전략을 통해 절단측 무릎을 빠르게 굴곡(AV max +35.51%)시키며 효율적인 하강 제어를 수행하였고, 이를 통해 절단측 하중을 큰 폭으로 증가시켜(vGRF +38.28%)

건측 무릎의 편심성 과부하를 분산시키는 양상을 보였다. 이와 대조적으로 동일한 MPK 사용자이자 50대 외상성 대상자인 S1은 갑작스러운 무릎 꺾임 불안감을 통제하기 위해 초기 하강 단계(P1 time +25.61%)를 점진적으로 진행하며 굽힘 속도를 의도적으로 제어(AV Max -29.95%)하는 경향을 나타냈으나, 체간의 흔들림을 최소화하면서도 First-K1의 실질적인 지지력을 활용하여 환측 하중을 34.08% 증가시킴으로써 건측 부하를 안전하게 경감시켰다.

한편, 기계식 의지를 사용해온 대상자들 역시 기존 관절 특성에 따른 고유의 적응 양상을 나타냈다. 의지 착용 경력이 50년에 달하며 기존에 4-bar linkage를 사용하던 S3는 First-K1 적용 후 체간을 전방으로 경사시켜(TF +9.79%) 건측 엉덩관절 토크를 활용하는 한편, 의지가 제공하는 기계적 저항을 통해 심리적 안정감을 확보함으로써 소요 시간을 단축(-12.62%)하고 건측 무릎 모멘트를 63.46% 감소시키는 뚜렷한 부하 경감 효과를 보였다. 기존에 다축 구조의 Total Knee를 사용하던 S2 역시 First-K1의 메커니즘에 빠르게 적응하여 착석 시간(-12.95%)을 단축시켰는데, 특히 S2는 다른 대상자들과 달리 체간의 전방·측방 경사를 최소화하고 직립을 유지하며(-10.53%, -16.10%) 수직 하강하는 특성을 보였다. 이처럼 상체를 곧게 세운 직립 자세를 유지함에 따라, 기존 착석 시 나타나던 엉덩관절 전략(Hip Strategy) 의존도는 32.59% 감소하였다. 대신 건측 무릎관절의 역학적 참여(+19.55%)와 환측 하중 지지 비율(+23.91%)이 동시에 상승하면서, 양하지가 균형을 이루는 수직 착석 메커니즘이 달성된 것으로 사료된다. 결론적으로 First-K1은 앉기 동작 중 절단측의 적극적인 참여를 유도하여 동작 안정성을 확보하고, 장기적으로 건측 관절의 손상을 예방하는 데 긍정적인 영향을 미칠 것으로 사료된다.

그러나 본 연구는 소규모 사례 연구(n = 4)로 진행되어 결과를 대퇴 절단 환자군 전체로 일반화하기에는 한계가 있다. 또한 대상자들의 기존 의지 유형(전자제어식 vs. 기계식)이 상이하여, 개별 적응 전략에 차이가 존재했으며, 4주의 적응 기간은 새로운 기계식 메커니즘에 대한 완전한 신경근육적 재학습을 성취하기에는 부족했을 가능성이 있다. 비록 초기 탐색적 연구로서의 한계는 있으나, 본 연구는 사례 중심의 정밀한 정량적 분석을 통해 국내 개발 의지의 생체역학적 기능성을 다각도에서 검증하고 대상자 특성에 따른 보상 전략을 명확히 제시했다는 점에서 중요한 임상적 의의를 지닌다. 따라서 향후에는 이러한 제한점을 보완하기 위해 표본 수를 확대하고 장기간의 적응 변화를 추적 관찰하는 후속 연구가 필요할 것으로 보인다.

CONCLUSION

본 연구는 기존 착용 의지 대비 신규 개발된 다축형 무릎 의지(First-K1) 착용이 대퇴 절단 환자의 STS 동작 시 생체역학적 변화를 사례 중심으로 분석한 예비 연구이다. 효과크기(g)를 분석한 결과, First-K1은 하지 절단 환자의 동적 비대칭성과 보상 작용을 유의미하게 완화하였다. 특히 일어서기 시 과도한 체간 전방 굽힘의 완화는 최적화된 ICR 경로가 기립 초기 견고한 기계적 지지력을 제공하여 동적 안정성을 향상시켰음을 증명하며, 이는 장기적인 요추 부하 감소 및 근골격계 통증 예방 가능성을 시사한다.

이러한 하중 재분배 효과는 앉기 동작의 하강 단계에서 더욱 뚜렷하게 관찰된다. 하강 시 절단측의 하중 지지 기여도가 상승과 건측 무릎의 역학적 부하 감소는 First-K1 고유의 제2·3축 편심 설계, U 자형 구조, 탄성 부재 및 수직압축제어 메커니즘이 안정적인 신장성 제어(eccentric control)와 충격흡수를 수행한 것으로 판단된다. 결과적으로 양하지 간 하중 대칭성의 개선은 건측에만 편중되었던 과부하를 절단측으로 효율적으로 재분배하여 건측 관절의 조기 퇴행성 변화를 방지하는 보호 기전으로 작용할 수 있다.

임상적 재활 측면에서는 기존 의지 제어 패러다임(기계식 vs. 지능형 전자제어식)에 따라 차별화된 적응 전략이 필요함을 확인하였다. 기존 기계식 의지 사용자는 First-K1의 기하학적 정렬 특성에 즉각 적응해 대칭성이 개선된 반면, 전자제어식(MPK) 사용자는 초기 무릎 꺾임에 대한 불안감을 통제하기 위해 선제적 보상 전략을 유지하는 경향을 보여, 제어 방식 변경에 따른 충분한 신경근육적 재학습(neuromuscular relearning) 기간이 선행되어야 함을 보여준다. 결론적으로 First-K1은 비대칭적 보상 메커니즘을 통제하고 비절단측 관절을 보호하는 데 효과적임을 학술적으로 뒷받침하며, 이는 향후 대규모 임상 연구를 위한 중요한 기초 근거 자료가 될 것이다.

REFERENCES

Adkin, A. L., Frank, J. S., Carpenter, M. G. & Peysar, G. W. (2002). Fear of falling modifies anticipatory postural control. *Experimental Brain Research*, *143*(2), 160-170.

Burger, H., Kuželički, J. & Marinček, Č. (2005). Transition from sitting to standing after trans-femoral amputation. *Prosthetics and Orthotics International*, *29*(2), 139-151.

Bussmann, J. B., Schrauwen, H. J. & Stam, H. J. (2008). Daily physical activity and heart rate response in people with a unilateral traumatic transtibial amputation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *89*(3), 430-434.

Caggiari, S., Randell, T., Ostler, C., Dickinson, A. & Worsley, P. (2025). Evaluation of activity and function before and immediately after the provision of a microprocessor knee in individuals with transfemoral amputation. *Prosthetics and Orthotics International*, *49*(4), 368-377.

Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences (2nd ed.)*. Lawrence Erlbaum Associates.

Dall, P. M. & Kerr, A. (2010). Frequency of the sit to stand task: An observational study of free-living adults. *Applied Ergonomics*, *41*(1), 58-61.

Dehail, P., Bestaven, E., Muller, F., Mallet, A., Robert, B., Bourdel-Marchasson, I. & Petit, J. (2007). Kinematic and electromyographic analysis of rising from a chair during a "Sit-to-Walk" task in elderly subjects: Role of strength. *Clinical Biomechanics*, *22*(10), 1096-1103.

Farquhar, S. J., Reisman, D. S. & Snyder-Mackler, L. (2008). Persistence of altered movement patterns during a sit-to-stand task 1 year following unilateral total knee arthroplasty. *Physical Therapy*, *88*(5), 567-579.

Fujimoto, M. & Chou, L. S. (2012). Dynamic balance control during sit-to-stand movement: An examination with the center of mass acceleration. *Journal of Biomechanics*, *45*(3), 543-548.

Gailey, R., Allen, K., Castles, J., Kucharik, J. & Roeder, M. (2008). Review of secondary physical conditions associated with lower-limb amputation and long-term prosthesis use. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, *45*(1-4), 15-30.

Gilleard, W., Crosbie, J. & Smith, R. (2008). A longitudinal study of the effect of pregnancy on rising to stand from a chair. *Journal of Biomechanics*, *41*(4), 779-787.

Hafner, B. J., Willingham, L. L., Buell, N. C., Allyn, K. J. & Smith, D. G. (2007). Evaluation of function, performance, and preference as transfemoral amputees transition from mechanical to microprocessor control of the prosthetic knee. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *88*(2), 207-217.

Harris, J. P., Page, S., Englund, R. & May, J. (1988). Is the outlook for the vascular amputee improved by striving to preserve the knee?. *The Journal of Cardiovascular Surgery*, *29*(6), 741-745.

Hedges, L. V. (1981). Distribution theory for Glass's estimator of effect size and related estimators. *Journal of Educational Statistics*, *6*(2), 107-128.

Hendershot, B. D. & Wolf, E. J. (2015). Persons with unilateral transfemoral amputation have altered lumbosacral kinetics during sitting and standing movements. *Gait & Posture*, *42*(2), 204-209.

Highsmith, M. J., Kahle, J. T., Carey, S. L., Lura, D. J., Dubey, R. V. & Quillen, W. S. (2010). Kinetic differences using a power knee and C-Leg while sitting down and standing up: A case report. JPO: *Journal of Prosthetics and Orthotics*, *22*(4), 237-243.

Highsmith, M. J., Kahle, J. T., Carey, S. L., Lura, D. J., Dubey, R. V., Csavina, K. R. & Quillen, W. S. (2011). Kinetic asymmetry in transfemoral amputees while performing sit to stand and stand to sit movements. *Gait & Posture*, *34*(1), 86-91.

Hughes, M. A. & Schenkman, M. L. (1996). Chair rise strategy in the functionally impaired elderly. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, *33*(4), 409.

Inkster, L. M. & Eng, J. J. (2004). Postural control during a sit-to-stand task in individuals with mild Parkinson's disease. *Experimental Brain Research*, *154*(1), 33-38.

Janssen, W. G., Bussmann, H. B. & Stam, H. J. (2002). Determinants of the sit-to-stand movement: A review. *Physical Therapy*, *82*(9), 866-879.

Kang, J., Choi, J. R., Kang, S., Park, J., Park, M. S. & Cho, K. J. (2026). A lightweight multi-articular passive exoskeleton using a single elastic band to improve crouch gait pattern: A pilot study. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, *34*, 2458-2467.

Kim, J. H., Park, Y. S., Song, J. C., Park, K. S., Kang, P. & Lee, S. J. (2020). *Prosthetics & Orthotics (5th ed.)*. Topmediopia.

Le Corre, T., Bisseriex, H., Pons, C. & Rémy-Néris, O. (2025). Weight-bearing asymmetry during sit-to-stand after major lower-limb amputation: A systematic review and meta-analysis. *Prosthetics and Orthotics International*, *49*(3), 274-282.

Liang, W., Qian, Z., Chen, W., Song, H., Cao, Y., Wei, G., Ren, L., Wang, K. & Ren, L. (2022). Mechanisms and component design of prosthetic knees: A review from a biomechanical function perspective. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, *10*, 950110.

Lloyd, C. H., Stanhope, S. J., Davis, I. S. & Royer, T. D. (2010). Strength asymmetry and osteoarthritis risk factors in unilateral trans-tibial, amputee gait. *Gait & Posture*, *32*(3), 296-300.

Lord, S. R., Murray, S. M., Chapman, K., Munro, B. & Tiedemann, A. (2002). Sit-to-stand performance depends on sensation, speed, balance, and psychological status in addition to

strength in older people. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, *57*(8), M539-M543.

Özyürek, S., Demirbüken, İ. & Angın, S. (2014). Altered movement strategies in sit-to-stand task in persons with transtibial amputation. *Prosthetics and Orthotics International*, *38*(4), 303-309.

Radcliffe, C. W. (1994). Four-bar linkage prosthetic knee mechanisms: Kinematics, alignment and prescription criteria. *Prosthetics and Orthotics International*, *18*(3), 159-173.

Riley, P. O., Schenkman, M. L., Mann, R. W. & Hodge, W. A. (1991). Mechanics of a constrained chair-rise. *Journal of Biomchanics*, *24*(1), 77-85.

Riley, P. O., Krebs, D. E. & Popat, R. A. (1997). Biomechanical analysis of failed sit-to-stand. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, *5*(4), 353-359.

Rizzo, R. L. & Matsumoto, T. (1980). Above vs. below knee amputations: A retrospective analysis. *International Surgery*, *65*(3), 265-267.

Roebroeck, M. E., Doorenbosch, C. A. M., Harlaar, J., Jacobs, R. & Lankhorst, G. J. (1994). Biomechanics and muscular activity during sit-to-stand transfer. *Clinical Biomechanics*, *9*(4), 235-244.

Roy, G., Nadeau, S., Gravel, D., Malouin, F., McFadyen, B. J. & Piotte, F. (2006). The effect of foot position and chair height on the asymmetry of vertical forces during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. *Clinical Biomechanics*, *21*(6), 585-593.

Sawilowsky, S. S. (2009). New effect size rules of thumb. *Journal of Modern Applied Statistical Methods*, *8*(2), 26.

Shojaei, I., Hendershot, B. D., Acasio, J. C., Dearth, C. L., Ballard, M. & Bazrgari, B. (2019). Trunk muscle forces and spinal loads in persons with unilateral transfemoral amputation during sit-to-stand and stand-to-sit activities. *Clinical Biomechanics*, *63*, 95-103.

Simon, A. M., Fey, N. P., Ingraham, K. A., Finucane, S. B., Halsne, E. G. & Hargrove, L. J. (2016). Improved weight-bearing symmetry for transfemoral amputees during standing up and sitting down with a powered knee-ankle prosthesis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *97*(7), 1100-1106.

Šlajpah, S., Kamnik, R., Burger, H., Bajd, T. & Munih, M. (2013). Asymmetry in sit-to-stand movement in patients following transtibial amputation and healthy individuals. *International Journal of Rehabilitation Research*, *36*(3), 275-283.

Stevermer, C. A. & Gillette, J. C. (2016). Kinematic and kinetic indicators of sit-to-stand. *Journal of Applied Biomechanics*, *32*(1), 7-15.

Tung, F. L., Yang, Y. R., Lee, C. C. & Wang, R. Y. (2010). Balance outcomes after additional sit-to-stand training in subjects with stroke: A randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation*, *24*(6), 533-542.