

# 하지 절단 장애인의 보행 보조를 위한 전자제어 공압식 슬관절 의지 제어 시스템 개발

## Development of an Electronically Controlled Pneumatic Knee Prosthesis System for Assisting Gait in Lower-limb Amputees

김 승 기<sup>1</sup>, 박 진 국<sup>1</sup>, 신 현 준<sup>1</sup>, 엄 수 흥<sup>2</sup>, 김 경 호<sup>3</sup>, 박 세 훈<sup>3\*</sup>

(Seung-Gi Kim<sup>1</sup>, Jin-Kook Park<sup>1</sup>, Hyun-Jun Shin<sup>1</sup>, Su-Hong Eom<sup>2</sup>, Kyoung-Ho Kim<sup>3</sup>, and Se-Hoon Park<sup>3,\*</sup>)

<sup>1</sup>Korea Orthopedics and Rehabilitation Engineering Center, Korea Workers' Compensation & Welfare Service

<sup>2</sup>Department of Electrical Engineering, Tech University of Korea

<sup>3</sup>Korea Institute of Robotics & Technology Convergence

**Abstract:** This study introduces an electronically controlled pneumatic knee (ECPK) prosthesis designed to enhance gait adaptability and stability in transfemoral amputees. While pneumatic prostheses are lightweight and cost-efficient, they often lack responsiveness and stability. Therefore, a 4-bar linkage mechanism with a pneumatic cylinder is implemented, along with a motor-driven control algorithm using a unipolar Hall sensor to adjust damping based on real-time gait phase detection. A dedicated PC application is also developed to monitor gait parameters and configure control settings. Gait experiments with a transfemoral amputee demonstrate that an ECPK prosthesis improves step length symmetry, dynamic stability, and responsiveness over fixed-nozzle and conventional pneumatic prostheses. These findings suggest that the ECPK prosthesis effectively bridges the gap between simple mechanical design and adaptive performance, providing a practical and scalable solution for improving prosthetic gait support.

**Keywords:** microprocessor prosthetic knee, pneumatic cylinder, flow control, gait control system, lower limb amputees

### I. 서론

산업화와 기술 발전에 따라 장애인의 이동성과 독립성을 위한 보행 보조 기술이 발전해왔으며, 특히 하지 근력 및 보행 기능을 보완하는 하지 의지(lower limb prosthesis) 시스템은 주요 연구 대상으로 주목받고 있다. 그중 마이크로프로세서 기반의 무릎 관절 의지(MPK, Microprocessor Prosthetic Knee)는 1990년대부터 개발되기 시작하여, 현재 다양한 일상생활에서 효과적으로 사용되고 있다[1,2]. 이 장치는 제어 장치, 센서, 모터로 구성되며, 센서로 사용자의 보행 상태를 감지하여 제어 장치가 모터로 무릎 관절을 제어하며 걷기, 뛰기, 일어나기 등의 일상 활동을 보조하는 데 효과적으로 사용되고 있다[3]. 이러한 의지에는 실린더(cylinder) 시스템이나 무릎 움직임을 모터의 전기 에너지를 기계적 운동으로 변환하여 직접 제어하는 모터 시스템으로 구분된다[4,5].

실린더 시스템에는 유압(hydraulic)과 공압(pneumatic) 타입이 있으며, 유압식 의지로는 오토복(Ottobock)의 Genium, 그리고

오서(Össur)의 RHEO-Knee 등이 있다(그림 1(a), (b) 참조)[6,7]. 유압식 의지는 유압 실린더 노즐을 통해 유체의 흐름을 정밀하게 제어하여 사용자의 보행 속도와 환경 변화에 민감하게 반응할 수 있다. 이로 인해 다양한 보행 환경에서 안정적이고 자연스러운 보행이 가능하며, 비 평탄지형이나 경사면에서도 효과적이다. 보행의 각 단계에서 저항을 조절할 수 있어 다양한 보행 스타일과 속도에 적응할 수 있으며, 고속 보행이나 뛰기와 같은 급격한 움직임에도 효과적으로 대응할 수 있어 사용자가 자연스럽게 움직일 수 있다[8,9,10].

하지만 유압식 의지는 복잡한 기계적 구조와 복합적인 제어 기술로 인해 높은 가격과 정기적인 점검 및 유지보수가 필요하다. 그리고 유압 구성 요소는 무겁고 부피가 커 장시간 착용 시 피로를 유발할 수 있으며, 극한의 온도나 습도 변화에 민감해 성능에 영향을 받을 수 있다[11,12].

이에 반해, 일부 대퇴 절단 장애인은 상대적으로 가볍고 저렴한 유압식이 아닌 오토복(Ottobock)의 3R78, Össur OP2와 같은

\*Corresponding Author

Manuscript received February 6, 2025; revised March 2, 2025; accepted April 9, 2025

김승기: 근로복지공단 재활공학연구소 연구원(hnlsq211@comwel.or.kr, ORCID<sup>®</sup> 0000-0003-0516-8497)

박진국: 근로복지공단 재활공학연구소 책임연구원(korecdoggabi@comwel.or.kr, ORCID<sup>®</sup> 0000-0003-1578-0444)

신현준: 근로복지공단 재활공학연구소 책임연구원(hjshin@comwel.or.kr, ORCID<sup>®</sup> 0009-0001-2976-1263)

엄수흥: 한국공학대학교 연구교수(sheom@tukorea.ac.kr, ORCID<sup>®</sup> 0000-0001-8493-1432)

김경호: 한국로봇융합연구원 책임연구원(robodr@kiro.re.kr, ORCID<sup>®</sup> 0000-0002-0586-5316)

박세훈: 근로복지공단 재활공학연구소 연구소장(mbb1020@comwel.or.kr, ORCID<sup>®</sup> 0000-0002-5714-1838)

※ 본 연구는 보건복지부의 재원으로 한국보건산업진흥원의 보건의료기술연구개발사업 지원에 의하여 이루어진 것임(과제고유번호: HJ22C0003).



그림 1. 대표적인 전자제어 무릎 의지(MPK) 제품.  
Fig. 1. Representative MPK products.

공압식 의지를 선호한다(그림 1 (c), (d) 참조). 공압식 의지는 유압식 의지보다 가벼워 장기간 착용 시 피로감을 줄여주며, 구조가 간단해 제조 비용이 낮아 경제적이다. 또한, 유압 시스템과 달리 공기를 사용하므로 누유에 대한 걱정이 없으며, 온도 변화에 영향을 받지 않아 다양한 환경에서도 안정적인 성능을 유지할 수 있다[13-14].

그러나 기존 공압식 의지는 보행 속도 변화에 대응할 수 있는 노즐 제어 기능이 없고, 단일 노즐 위치로 설정되기 때문에, 보행 속도 변화에 즉각적으로 반응하지 못해 빠른 보행이나 갑작스러운 움직임에 한계가 있다. 또한, 유압식 의지에 비해 특정 무릎 위치에서 상태를 유지하려는 잠금 저항성(locking resistance)이 낮아 보행 보조 기능과 안정성 면에서 개선이 필요하다[15-16].

이로 볼 때, 현재 슬관절 의지 개발 트렌드는 공압식보다는 안정적이고 자연스러운 보행이 가능한 유압식 의지 개발에 초점이 맞추어져 있다. 그러나 여전히 공압식 의지를 선호하거나 착용할 수밖에 없는 대상자들이 존재하므로, 보행 안정성과 향상된 반응성을 갖춘 새로운 기술이 요구된다. 따라서, 기립 상태에서 체중을 안정적으로 지지하며, 보행 시 공압 실린더 노즐을 실시간으로 제어하는 방법이 가장 효율적일 수 있다.

이에 따라 본 논문에서는 기립 상태에서 체중 지지를 안정적으로 제공하며, 무릎의 굽힘과 펴는(펼) 동작에 따라 보행 속도를 추정하고 공압 실린더 노즐을 제어하여 사용자의 보행을 지원하는 전자제어형 공압식 슬관절 의지(ECPK, Electronically Controlled Pneumatic Knee Joint Prosthesis) 제어 시스템에 대해 소개한다. 먼저, 보행 편의성과 안정성을 고려한 4축 링크 구조의 공압 실린더 타입 슬관절 의지 메커니즘을 소개한다. 다음으로, 보행 판별을 위한 제어 시스템과 보행 속도 모드 인식 및 공압 노즐 제어를 위한 모터 기반 알고리즘을 설명한다. 또한, 하지 절단 장애인을 위한 ECPK 착용을 지원하는 전용 PC 애플리케이션을 소개하며, 마지막으로, 실

제 사용자 대상 보행 실험을 통해 제안된 메커니즘과 알고리즘의 사용성을 검증하여 향후 개선된 상용 제품 개발을 위한 자료를 확보하고자 한다.

## II. 전자제어 공압식 슬관절 의지(ECPK)

### 1. ECPK 메커니즘

전자제어 공압식 슬관절 의지는 그림 2(a)와 같이 4축 링크 구조를 기반으로 하며, 상부 회전 몸체, 모터 제어 굴곡 노즐, 수동 조절 신전 노즐, 공압 실린더로 구성된다. 4축 링크는 유각기(swing phase) 동안 무릎의 회전을, 입각기(stance phase)에는 안정적인 체중 지지를 가능하게 한다.

공압 실린더 내부 피스톤은 무릎의 굴곡(flexion) 및 신전(extension) 동작에 따라 댐핑력(damping force)을 조절하며, 삽입된 자석과 실린더 외부의 단일극(unipolar) 홀 센서를 통해 굽힘/펼 상태를 이진적으로(binary) 구분한다. 슬관절 의지의 관절 가동 범위(range of motion, ROM)는 약 5°에서 170°이며, 사전 구동 실험을 바탕으로 5°를 기준으로 입각기와 유각기의 동작 범위가 설정되며, 이는 홀 센서 기반 보행주기 판별에 활용된다.

굴곡 노즐은 소형 모터 회전으로 나사식 노즐이 직선 운동하며 미세 유로의 공기 유량을 조절하는 구조로, 보행 속도에 따라 무릎 저항을 조절하여 하지 절단 장애인의 보행을 보조하도록 설계되었다. 빠른 보행 시에는 댐핑을 증가시켜 신전 복귀를 빠르게 하고, 느린 보행 시에는 댐핑을 줄여 신전 복귀 속도를 늦춘다. 비록 Zhang et al.의 설계는 유압식이지만, 본 연구의 공압식 시스템도 동일한 속도 기반 댐핑 제어 개념을 따른다[17].

다음은 무릎 움직임(굴곡/신전)에 따른 공압 실린더 내부의 공기 흐름에 대해 설명한다. 그림 3(a)에 나타난 공압 실린더는 피스톤을 기준으로 상부 챔버와 하부 챔버로 나뉘며, 각 챔버에 공기가 존재한다. 그림 3(b)는 피스톤 움직임에 따른 노즐의 공기 흐름 구조를 나타낸다.

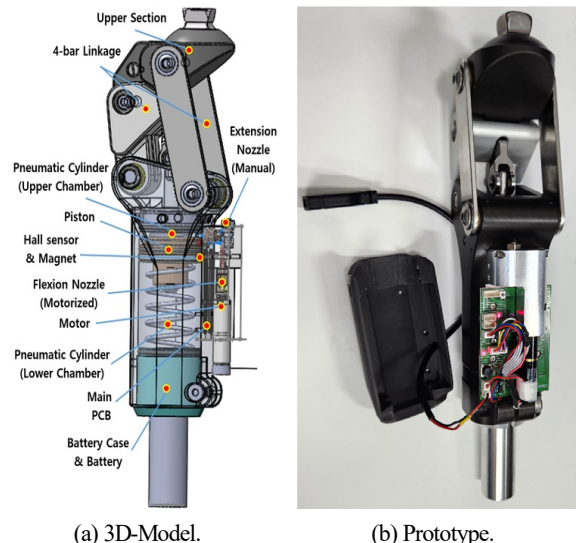
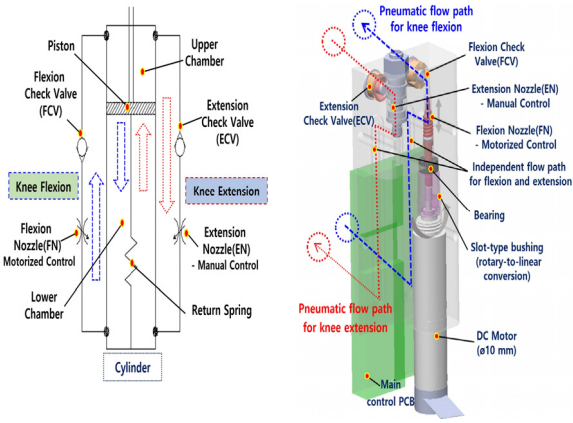


그림 2. 4축 무릎 모델링 및 프로토타입.  
Fig. 2. 4-Axis knee modeling and prototype.



(a) Schematic. (b) 3D model(Nozzle).

그림 3. 무릎 굽힘/펼에 따른 공압 실린더와 노즐의 공기 흐름도.  
Fig. 3. Airflow pathway in pneumatic cylinder and nozzle in response to knee flexion and extension.

무릎이 굽혀질 때, 실린더 내부 피스톤이 내려가면서 하부 챔버의 공기가 굴곡 체크 밸브(FCV, Flexion Check Valve)를 통해 공기 흐름 관을 타고 상부 챔버로 이동한다. 이때, 모터로 제어되는 굴곡 노즐(FN, Flexion Nozzle)이 공기 흐름을 좁게 만들면 하부 챔버의 공기가 빠르게 빠져나가지 못해 압축된다. 이는 주사기 입구를 막고 눌렀을 때 손을 떼면 압축된 공기의 반발력으로 피스톤이 튀어나오는 원리와 유사하다. 반대로, 공기 흐름을 넓게 만들면 하부 챔버의 공기가 압축되지 않고 공기 흐름 관을 통해 상부 챔버로 흐르며, 스프링의 반발력만으로 무릎이 천천히 펴지게 된다.

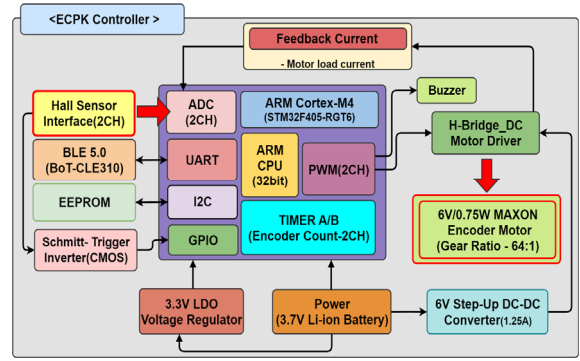
무릎이 펴질 때 피스톤이 올라가면서 상부 챔버의 공기가 신전 체크 밸브(ECV, Extension Check Valve)를 통해 하부 챔버로 이동한다. 신전 노즐(EN, Extension Nozzle)이 공기 흐름을 좁게 만들면 상부 챔버의 공기가 압축되고 신전 저항력이 생겨 무릎이 천천히 펴지게 된다. 반대로, 공기 흐름을 넓게 만들면 상부 챔버의 공기는 압축되지 않고 공기 흐름 관을 통해 하부 챔버로 흐르며, 무릎 신전 시 저항감 없이 오직 스프링의 반발력만으로 무릎이 펴지게 된다.

굴곡과 신전 노즐을 적절히 조절하지 않으면 무릎이 느리게 펴져 구부린 상태로 땅을 디터 낙상의 위험이 생길 수 있다. 또한, 빠른 보행 시 범퍼의 충격으로 소음과 진동이 발생해 사용자에게 불편을 줄 수 있다. 따라서 모터를 활용한 굴곡 노즐 제어로 보행 속도에 맞게 무릎이 완전히 펴지도록 하고, 신전 노즐 조절로 펴질 때 발생하는 범퍼 충격을 완화할 수 있다.

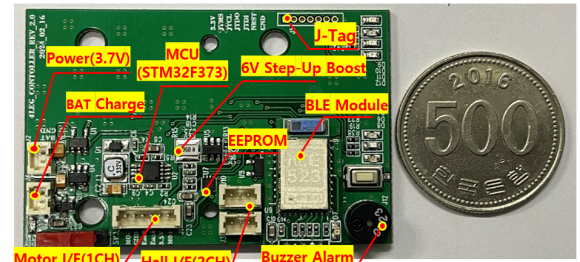
### III. ECPK 제어 시스템

#### 1. ECPK HW 제어기

본 연구는 보행주기(gait cycle) 동안 입각기 시간 측정과 그에 따른 노즐 모터 제어를 위한 ECPK 제어기 개발에 대한 내용이다. 제어기는 실시간 처리를 위해 FreeRTOS를 사용하였으며, 그림 4(a)와 같이 Cortex-M4 마이크로컨트롤러(STM32F373, STMicroelectronics, Switzerland)를 기반으로, 모터부,



(a) Block diagram of controller.



(b) Control unit.

그림 4. 자체어 공압식 슬관절 의지 제어기 구성 및 실물.

Fig. 4. ECPK Controller design and hardware prototype.

센서부, 통신부로 구성된다. 모터부와 센서부는 빠르게 변하는 신호를 실시간으로 처리하기 위해 10ms 주기로 제어되며, 통신부는 데이터 전송 및 처리를 고려하여 50ms 주기로 제어된다.

첫 번째, 모터부는 감속비 64:1, 12,400 RPM 엔코더 모터(RE-10(6V), Maxon Motor, Switzerland)로 공압 실린더 노즐을 제어하며, 이를 위해 모터 드라이버와 안정적인 전원 공급을 위한 6V 승압부로 구성된다[18]. 두 번째, 센서부는 무릎 굴곡 및 신전에 따른 입각기와 유각기를 판별하고, 시간 측정을 위한 홀 센서(DRV5056 Unipolar Hall, TI, USA)와 모터 부하 전류 측정 인터페이스로 구성된다[19].

세 번째, 전원부는 3.7V 리튬 이온 배터리(T11-S3350S, LUNAVOLT, KOREA)를 전원으로 사용하며, 배터리 충전을 위한 충전 모듈과 3.3V 정전압 출력을 위한 전압 레귤레이터로 구성된다. 마지막으로, 보행 파라미터 설정 및 상태 모니터링을 위한 PC 애플리케이션과 저전력 블루투스 모듈(BOT-nLE523, ChipSen, KOREA)로 구성된다[20]. 그림 4(b)는 55 mm x 35 mm (width x length) 크기의 ECPK 제어기 실물을 보여준다.

#### 2. ECPK 보행 시스템 알고리즘

다음은 ECPK 제어기 기반 보행 시스템의 동작 원리를 설명한 내용이다(그림 5 참조). 시스템에 전원이 인가되면, 무릎이 펴진 상태에서 공압 실린더 노즐 제어용 모터의 호밍(homing) 과정을 수행한다. 이 과정에서는 나사식 노즐의 가동 범위를 확인하고, 위치를 보정하여 시스템을 초기화한다. 구체적으로, 무릎이 펴진 상태에서 측정된 홀 센서 신호의 AD (Analog-to-Digital) 값 평균이 센서 최대값의 80% 이상일 경우 정상 상태로 판단하여 초기화를 완료한다.

호밍이 완료되면, 시스템은 사전에 설정된 보행 모드 상태

의 노즐 위치로 이동한 뒤 보행 판별을 시작한다. 그러나 시스템 초기화 과정에서 오류가 발생하면(예: 홀 센서 측정 오류, 호밍 중 모터 회전수 초과[10바퀴 이상], 배터리 저전압 등) 시스템은 모터 구동을 정지하고 부저를 통해 오류를 알린 뒤 초기 상태로 복귀한다. 이로써 시스템의 안전성을 확보한다.

정상 상태에서는 시스템이 10ms 주기로 홀 센서 신호를 측정하여 보행 주기(gait cycle) 동안 입각기(stance phase)와 유각기(swing phase)를 구분하고 각 단계를 정확히 파악한다. 보행 상태 판별을 위해, 무릎의 굴곡과 신전 시 홀 센서 값의 변화를 임계치 방식으로 평가한다. 측정된 홀 센서 값이 초기 호밍 과정에서 확인된 평균값의 80% 이상일 경우 입각기 상태로 간주하며, 반대로 30% 이하일 경우 유각기 상태로 간주한다.

보행 모드는 slow, normal, fast, speed의 4단계로 구성되며, 입각기 시간을 기반으로 보행 속도를 분석하여 모드를 결정한다. 보행 속도의 신뢰성과 응답성을 고려하여 두 걸음 동안 입각기 평균 시간을 계산하여 모드 전환이 이루어진다. 보행 속도가 빨라질수록 입각기 시간은 짧아지고, 이에 따라 공압 실린더 노즐을 잠가 무릎의 굴곡을 줄이며 신전 복귀 시간을 단축한다. 이를 통해 보행 속도에 맞는 적절한 보행 보조를 제공할 수 있다.

Fast, normal, slow 단계의 모드 변환은 자동으로 이루어지며, speed 모드는 안전을 고려하여 사용자 의도에 따라 활성화

하거나 해제할 수 있는 특수 기능이다. speed 모드에서는 노즐을 최대로 잠가 의족에서 최대 댐핑력을 제공하며, 사용자가 의도적으로 5초 이상의 유각기 상태를 유지하는 트리거 신호를 입력하면 활성화된다.

입각기 상태가 8초 이상 유지되면 시스템은 이를 비보행 상태로 판단하여 보행 판별에서 제외한다. 만약 입각기 상태가 20초 이상 지속될 경우 시스템은 저전력 모드로 전환된다. 반대로, 입각기 시간이 200ms 이하로 측정될 경우 이는 정상적인 보행이 아니라 신전 시 충격 저감을 위한 저항 댐핑 효과로 판단하여 보행 모드 판별에서 제외한다.

배터리 효율성을 극대화하기 위해, 시스템은 보행 모드가 변경될 때에만 노즐 모터를 제어한다. 또한, 배터리 상태를 모니터링하며, 저전압 상태에서는 노즐 모터 제어를 비활성화하여 에너지 소비를 줄인다. 마지막으로, 유각기 상태가 10초 이상 지속될 경우 사용자가 수동으로 보행 모드 판별을 비활성화하거나 재활성화할 수 있다.

본 보행 시스템은 보행 속도, 특히 입각기 시간(Stance Time, ST)을 기준으로 보행 모드를 분류하고, 이에 따라 노즐 위치를 제어하여 공압 댐핑력을 조절함으로써 무릎 굽힘 및 신전 속도를 조절한다. 그림 6은 보행주기 중 무릎 움직임에 따른 홀 센서 전압 신호 간의 관계를 보여준다.

무릎의 상태는 홀 센서의 출력 전압에 기반한 임계값 비교(threshold comparison) 방식으로 이진적으로 판단된다. 센서 출력이 하위 임계값( $L_{th}$ , lower threshold) 미만일 경우, 무릎은 입각기에서 유각기로 전환되며, 상위 임계값( $U_{th}$ , upper threshold)을 초과하면 유각기에서 입각기로 전환된다. 두 임계값은 센서의 전체 출력 범위를 기준으로 각각 30% 및 80%

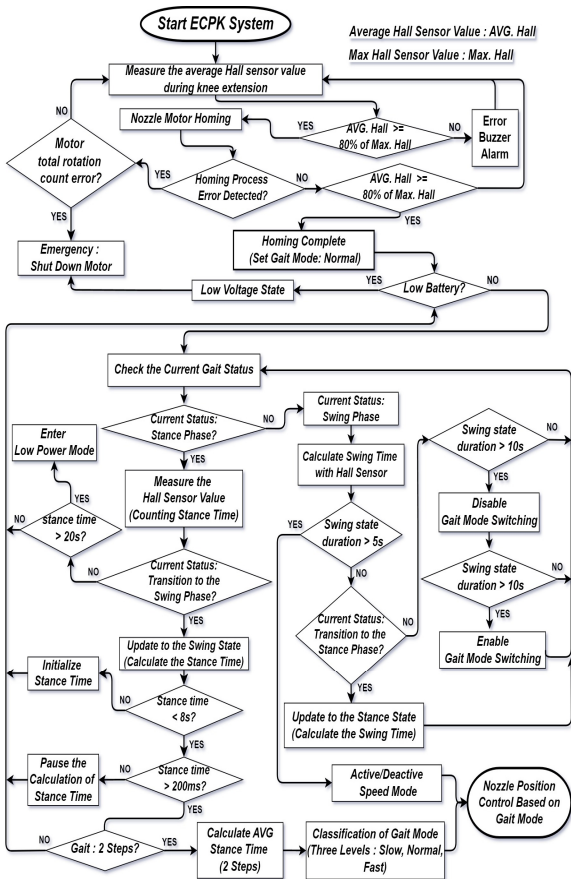


그림 5. 전자제어 공압식 슬관절 의지 제어 시스템 흐름도  
Fig. 5. Flow chart of the electronic control pneumatic knee joint prosthesis control system.

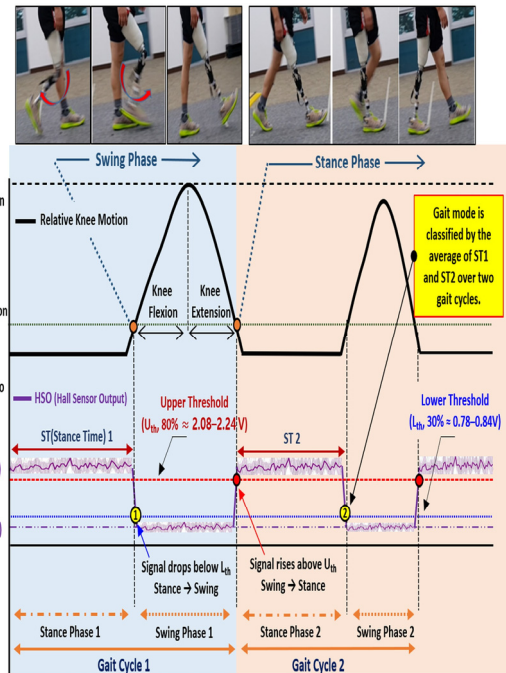


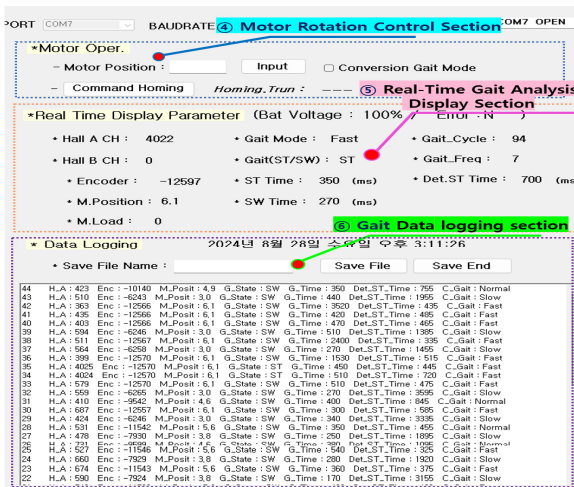
그림 6. 무릎 움직임과 홀 센서 출력을 활용한 보행 단계(입각기/유각기) 판별 예시.  
Fig. 6. Illustrative example of gait phase (stance/swing) determination based on relative knee motion and hall sensor output.

수준으로 설정되었다. 무릎의 신전과 굴곡 동작 간에는 평균적으로 2V 이상의 전압 차이가 존재하며, 이를 통해 상태 구분의 신뢰성을 확보할 수 있다.

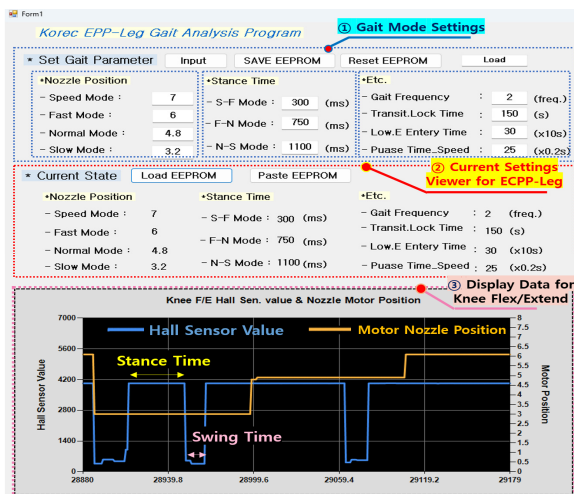
센서의 아날로그 출력은 디지털로 변환된 후, 단순 이동 평균(moving average) 필터를 통해 평활화되어 순간적인 진동 및 노이즈의 영향을 저감한다. 보행 모드는 두 번째 보행 주기의 유각기 진입 시점에서 최종 결정되며, 직전 두 주기의 입각기 시간(ST1, ST2)의 평균을 기준으로 판단된다. 이 방식은 외란 및 측정 노이즈에 대한 민감도를 낮추어 보다 안정적이고 신뢰도 높은 모드 판별을 가능하게 하며, 결정된 보행 모드는 공압 노즐 제어에 반영되어 사용자의 보행 속도에 적절한 댐핑력을 제공한다.

3. ECPK PC 앱: 사용자 맞춤형 보행 데이터 모니터링 및 제어 파라미터 설정 시스템

ECPK PC 앱은 사용자 맞춤형 보행 데이터를 실시간으로 모니터링하고 제어 파라미터를 설정할 수 있는 GUI (Graphical User Interface)를 제공한다. 이 시스템은 그림 7 (a)와 (b)의 두 주요 구성 요소로 나뉜다.



(a) GUI Screen A.



(b) GUI Screen B.

그림 7. ECPK 보행 모니터링 PC 애플리케이션. Fig. 7. ECPK gait monitoring PC App.

그림 7(a)는 보행 상태 모니터링부를 보여준다. 이 모듈은 보행 데이터를 실시간으로 분석하고, 사용자의 보행 상태를 직관적으로 확인할 수 있도록 설계되었다. 주요 기능으로는 홀 센서 신호(AD 값), 현재 보행 모드, 수행된 걸음 수, 입각기 및 유각기 시간, 엔코더 값 및 노즐 모터의 상대 위치가 포함된다. 또한, 최근 두 걸음의 평균 입각기 시간을 계산하여 보행 속도를 분석하며, 공압 댐핑력(노즐 위치) 변화와 입각기 시간의 상관관계를 모니터링할 수 있다. 이 데이터는 로깅되어 사용자가 보행 중 발생하는 특성을 저장하고 분석에 활용할 수 있다.

그림 7(b)는 보행 제어 파라미터 설정부를 나타낸다. 이 설정부는 보행 데이터를 기반으로 사용자의 보행 환경에 맞춘 제어 파라미터를 구성할 수 있도록 한다. 설정 가능한 주요 파라미터로는 모드별 입각기 시간 범위, 노즐 위치, 저전력 모드 진입 시간, 보행 변속 주기 등이 있다. 설정된 값은 EEPROM에 저장되며, 이를 통해 사용자는 자신의 보행 데이터를 지속적으로 관리하고 활용할 수 있다. 또한, 설정된 파라미터를 기반으로 홀 센서 값, 노즐 모터 위치, 엔코더 값의 변화를 그래프 형태로 시각화하여 설정값의 적합성과 동작 상태를 점검할 수 있다.

이와 같은 ECPK PC 앱의 GUI는 사용자 친화적인 인터페이스를 통해 실시간 데이터를 제공하며, 보행 상태의 모니터링과 제어 파라미터의 사용자 맞춤 설정을 지원한다. 이를 통해 사용자의 보행 특성에 최적화된 공압 댐핑력을 제공하며, 보행 보조 시스템의 안정성과 효율성을 높이는 데 기여한다.

V. ECPK 사용자 대상 연구

1. 굴곡 노즐 회전수에 따른 공압 댐핑 특성 분석

본 연구에서는 공압식 슬관절 의지 시스템(ECPK)의 성능을 정량적으로 평가하기 위해, 굴곡(Flexion) 노즐 회전수(FNT, Flexion Nozzle Turns)에 따른 댐핑력 변화를 실험적으로 분석하였다. ECPK는 실린더 내부 공기 흐름을 제어하여 피스톤 운동을 감쇠시키며, 노즐 회전수가 증가할수록 유로 단면이 축소되어 공기 저항과 내부 압력이 증가하는 특성을 갖는다.

실험은 INSTRON R8511 동적 재료시험기를 사용하여, 피스톤을 약 130 mm/s의 속도로 -30 mm까지 이동시키는 조건에서 수행되었다. 실험에 사용된 피스톤 속도(130 mm/s)는 스트로크 길이(30 mm)를 기준으로 볼 때, 실험 참여자의 평균 보행 주기(1.15 s)의 유각기(약 0.46 s, 보행 주기의 40%) 동안 하강 또는 상승 동작 하나가 이루어지는 시간(약 0.23 s) 내에 완료되며, 이에 따른 평균 속도와 동일한 수준이다. 본 실험 조건은 공압 시스템의 최대 응답 특성을 유도하고, 반복 측정의 신뢰성을 확보하기 위해 설정되었다. FNT는 1.0부터 8.0까지 1회전 간격으로 조정하였고, 신전 노즐은 변수의 독립적 분석을 위해 완전 개방 상태로 고정하였다.

그림 8은 피스톤 변위(piston displacement)와 댐핑 포스(damping force)의 관계를 나타내며, 하강은 flexion, 상승은 extension 동작에 해당하고 각각 음·양의 댐핑력으로 표현된다. 실험 결과, FNT가 증가할수록 flexion 구간에서의 댐핑력은 뚜렷하게 상승하였다. FNT 8.0 조건에서는 -30 mm 지점

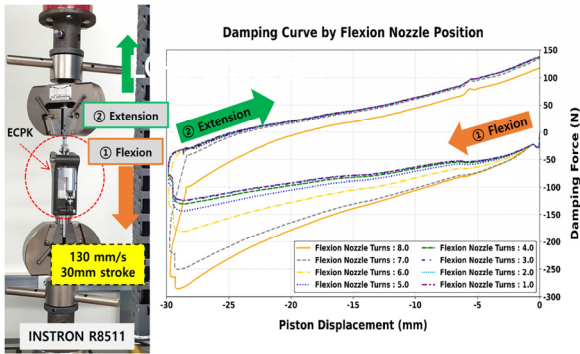


그림 8. 굴곡 노즐 회전수에 따른 피스톤 변위-댐핑력 곡선.  
Fig. 8. Damping force curve by flexion nozzle turns.

에서 약 -280 N의 최대 댐핑력이 측정되었으며, 이는 FNT 2.0 조건 대비 약 3배 이상 높은 수치이다. 또한, 피스톤 이동 후 반부에서는 압축 공기 축적에 따른 반발력 증가로 인해 댐핑력이 급격히 상승하는 비선형 응답(nonlinear response)이 관찰되었으며, 특히 FNT 7.0 이상 조건에서 두드러졌다.

Extension 구간에서 신전 노즐이 완전히 열린 상태의 결과에 따르면, FNT 증가에 따른 전체적인 댐핑력 차이는 작았으나, 말단부(0 mm 근접)에서는 FNT가 높을수록 최대 약 +120 N의 저항력이 관찰되었다. 이는 굴곡 노즐 폐쇄로 인한 상부 챔버의 공기 배출 지연이 압력 변화에 간접적으로 영향을 준 결과로 해석된다. 한편, FNT = 8.0에서는 일시적 음압이 형성되어 피스톤이 비정상적으로 빠르게 복원되며 낮은 댐핑력이 측정되었다.

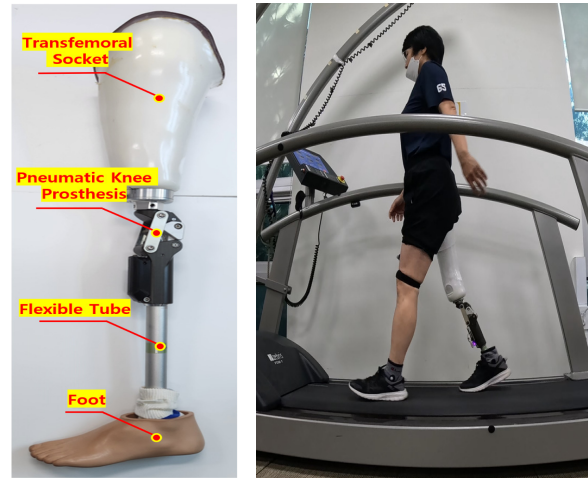
본 연구는 FNT에 따른 기계적 특성에 초점을 두었으며, 신전 노즐 회전수가 extension 구간에 미치는 영향은 후속 연구를 통해 정량적으로 규명할 예정이다. 보행 속도 변화 실험은 시험기 제어 제약 및 반복성 확보의 어려움으로 제외되었으며, 대신 FNT 조건별 응답 특성을 통해 다양한 보행 속도에서의 반응 경향을 간접 분석하였다. 후속 장에서는 인간 대상 보행 실험을 통해 중심압(COP) 이동 경로와 보행 대칭성을 분석하고, FNT 기반 공압 댐핑 설정이 실제 보행에 미치는 영향을 종합적으로 평가하고자 한다.

2. 사용자 대상 연구 통한 ECPK 보행 실험

다음은 ECPK를 착용한 하지 절단 장애인을 대상으로 한 연구로, 보행 속도에 따른 실시간 노즐 제어를 통한 하지 절단 장애인의 보행 보조의 효과성을 검증하는 실험 내용이다. 연구에 참여한 오른쪽 슬관절 이단 절단(above-knee amputation, AKA) 장애인은 절단부가 비교적 긴 여성으로, Össur사의 OP5와 같은 비제어형 기계식 공압 무릎 의지를 15년간 착용한 이력이 있다.

보행 분석 측정 결과 이 참여자의 평균 걸음 길이(step length)은 약 0.6 m이며, 보행 속도는 약 76.7 - 149.7 BPM, 즉 약 2.3 - 4.49 km/h 범위까지 가능한 것을 확인하였다. 그림 9(a)는 절단 잔존부에 착용하는 소켓과 인공 발을 결합한 ECPK의 주요 구성이며, 그림 9(b)는 실제 연구에 참여한 절단 장애인이 ECPK를 착용한 모습이다.

실험 절차는 다음과 같이 구성된다. 첫째, 걸음걸이(Gait)는 사용자마다 차이가 존재하므로, 사전 맞춤형 의지 설정이 필



(a) Key components. (b) User Wearing the ECPK.

그림 9. 개발된 전자제어 공압식 슬관절 의지(ECPK).  
Fig. 9. Developed ECPK.

수적이다. 이를 위해 속도 설정이 가능한 Zebris Gait Analysis 트레드밀 장치를 활용하여 연구 참여자의 ECPK 보행 모드별 입각기 시간 및 실린더 노즐 위치(공압 댐핑력)를 설정한다.

둘째, 트레드밀에서 설정이 완료된 ECPK를 평지 보행 환경에서 의지 착용 적응도를 평가한다. 이를 통해 속도 변화에 따른 노즐 모터의 실시간 제어를 검증한다. 이 과정에서 연구 참여자의 자율 보행 속도로 걸으면서 정적 상태의 보행 환경에서 맞춤 설정값이 보행에 영향을 미치지 않는지를 확인한다. 또한, 노즐 모터의 제어 성능을 분석하여 설정값의 적합성을 검증한다.

셋째, 연구 참여자 대상의 ECPK 보행 설정 및 검증이 완료된 이후, 트레드밀에서 속도 변화에 따른 노즐 제어의 활성화 및 비활성화 상태, 연구 참여자가 실제 착용하는 슬관절 의지와 의 스텝 길이 비율(SLR, Step Length Ratio) 비교를 통해 보행 보조 효과를 평가한다.

다음은 실험 절차 첫 번째, 사전 맞춤형 의지 설정에 대한 세부 내용이다. 보행 모드별 입각기 시간 설정은 트레드밀 속도(2.5 km/h - 4.5 km/h)에 따라 의족에서 측정된 입각기 시간을 보행 모니터링 PC 애플리케이션에서 저장하여 분석 후 선정하였으며, 보행 모드별 노즐 위치는 참여자의 주관적인 의견을 피드백 받아 설정하였다. 표 1은 참여자의 의족에 설정한 모드 별 입각기 시간과 노즐 위치를 나타낸다. 본 연구는

표 1. 연구 참여자의 보행 모드에 따른 입각기 시간 및 노즐 위치 설정.

Table 1. Stance phase duration and nozzle position configuration based on the gait mode of research participants.

Mode	Stance Time (ms)	Nozzle Position (0.0 - 8.0)
Speed	Manual Control via Trigger Signal Input	7.7
Fast	200 - 700	6.0
Normal	700 - 1200	5.0
Slow	1200 - 8000	4.5

재활공학연구소 기관생명윤리위원회(IRB)의 승인 [RERI-IRB-231128]을 받아 수행되었다.

그림 10은 ECPK 설정을 완료한 후, 실험 참여자가 트레드밀에서 보행 속도를 2.5 km/h에서 4.5 km/h까지 0.1 km/h 간격으로 점진적으로 증가시키며, 보행 동안 기록된 노즐 모터 제어 모드의 변화 경향을 나타낸다. 이 과정에서, 2.5 - 3.0 km/h 구간에서는 보행 모드가 slow에서 normal로 전환되었으며, 3.5 - 4.0 km/h 구간에서는 normal과 fast 모드 간 전환이 약 60초 동안 반복적으로 발생하였다. 이후 4.5 km/h 속도에서는 fast 모드가 지속적으로 유지되었다.

특히, 3.5 - 4.0 km/h 구간에서의 빈번한 모드 전환에 대해 실험 참여자는 보행 리듬이 불규칙해지고, 보행 중 약간의 불편함을 유발한다는 주관적 피드백을 제시하였다. 이러한 현상은 노즐의 신전 복귀 반응이 반복적으로 변화함으로써 보행자 고유의 리듬과 충돌한 결과로 해석될 수 있다.

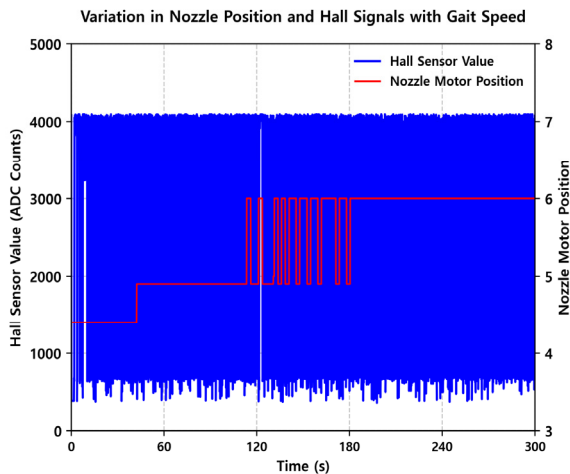


그림 10. 보행 속도 변화에 따른 노즐 위치 및 홀 신호 변화.  
Fig. 10. Variation in nozzle position and hall sensor signals with changes in gait speed.

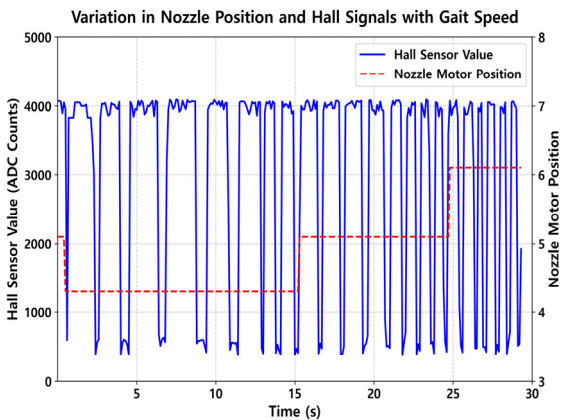


그림 11. 평지 보행에서 보행 속도 변화에 따른 터 노즐 모터 위치 및 홀 센서 신호 변화.  
Fig. 11. Variation in nozzle motor position and hall sensor signals in response to changes in gait speed during level-ground walking.

이는 ECPK 시스템이 사전 설정된 보행 모드(slow/normal/fast) 전환 기준에 따라 작동하도록 설계되어 있으며, 보행 속도가 임계값 주변일 경우 모드 간 전환이 과도하게 발생할 가능성이 있음을 시사한다. 실제로 보행 속도가 증가할수록 공압 노즐의 반응 빈도와 민감도가 상승하게 되며, 특정 구간에서는 이러한 민감한 반응이 보행 리듬의 일관성을 방해할 수 있다. 따라서, 사용자의 보행 특성에 맞춰 전환 간 지연 시간 최적화 또는 속도 기반 자동 민감도 조정 기법의 도입이 필요하다.

본 실험은 트레드밀에서 설정한 슬관절 의지를 평지 보행 환경에서 사용하여, 참여자의 의지 적응력과 입각기 기반 실시간 노즐 제어의 유효성을 평가하는 목적으로 수행되었다. 참여자는 평소 보행 속도를 기준으로 느림 - 보통 - 빠름 순으로 보행하였으며, 이 과정에서 홀 센서 신호와 노즐 위치 변화를 측정하였다.

그림 11에서 보듯, 초기에는 느린 보행에 해당하는 slow 모드(노즐 위치 4.4)에서 시작하였고, 보행 속도가 증가함에 따라 입각기 시간이 단축, 노즐 위치가 normal 모드(5.0), 이어서 fast 모드(6.0)로 전환되었다. 괄호 안 수치는 각 모드의 설정된 노즐 위치이며, 공기 흐름 조절을 위한 제어 변수이다. 이러한 결과는 참여자의 보행 속도 변화에 따라 시스템이 의도한 방식으로 적절히 반응했음을 보여주며, 설정된 슬관절 의지가 실제 환경에서 효과적으로 작동함을 시사한다.

다음으로 연구 참여자의 보행 속도에 따라 노즐 고정(FN, Fixed Nozzle) 상태와 노즐 제어(CN, Controlled Nozzle) 상태에서의 보행을 비교하여 속도 증가에 따른 ECPK의 보행 보조 효과성을 검증하는 실험을 수행하였다. 트레드밀에서 보행 속도를 2.5 km/h부터 4.0 km/h까지 0.5 km/h 간격으로 증가시키며, 각 구간에서 30초간 COP (Center of Pressure) 경로를 측정하였다. 그림 12의 상단은 FN 상태에서 측정된 COP 경로를 보여주며, normal 모드에서 노즐이 고정된 상태로 보행한 결과이다. 반면, 하단은 동일한 속도 조건에서 CN 상태로 측정된 COP 경로로, 노즐 제어 기능이 작동한 상태에서의 보행 패턴을 나타낸다.

이러한 보행 결과를 바탕으로 COP 패턴의 변화를 비교·분석하였다. 보행의 균형성과 안정성을 정량적으로 평가하기 위해 본 연구에서는 COP 경로 대칭성(COP Path Symmetry)과 COP 최대 속도(Maximum COP Velocity)를 주요 분석 지표로 활용하였다.

COP 경로 대칭성은 보행 주기 동안 좌우 발의 COP 궤적이 얼마나 유사하게 이동했는지를 나타내는 지표로, 일반적으로 좌우 궤적의 대응 지점 간 거리 차이의 평균 또는 RMS (Root Mean Square) 값을 기반으로 계산된다. 이 값이 작을수록 좌우 궤적이 대칭적이며, 이는 보행 시 체중 분포의 좌우 균형이 잘 유지되고 있음을 시사한다.

COP 최대 속도는 보행 중 COP가 발바닥을 따라 이동하는 과정에서의 순간 최대 속도(cm/s)를 의미하며, 체중 이동의 민첩성과 보행 제어 능력을 반영하는 지표이다. 높은 COP 속도는 보다 빠르고 능동적인 체중 이동을 가능하게 하며, 특히 일정한 범위 내에서 안정적으로 유지될 경우, 동적 보행 안정성이 우수함을 시사한다. 따라서 두 지표는 각각 보행의 정적 균형(좌우 대칭성)과 동적 안정성(속도 반응성)을 반영하는 중요한 척도로 기능한다.

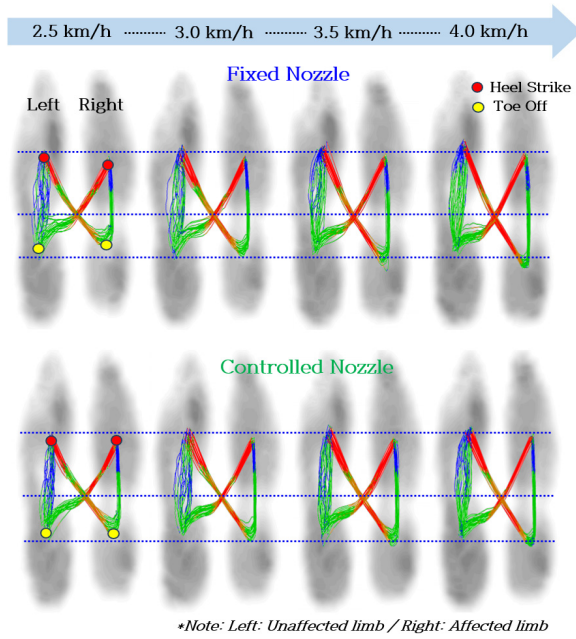


그림 12. 보행 속도 변화에 따른 압력 중심(COP) 분포  
 Fig. 12. Center of Pressure (COP) distribution by changes in gait velocity.

실험 결과, 보행 속도 2.5 km/h에서는 FN (Fixed Nozzle)과 CN (Controlled Nozzle) 상태 모두에서 COP 경로 대칭성이 2.4 mm, COP 최대 속도가 145.9 cm/s로 유사한 값을 나타냈다. 그러나 속도가 3.0 km/h 이상으로 증가함에 따라 FN 상태의 COP 경로 대칭성은 2.9 mm로 일시적으로 증가하였다가, 4.0 km/h에서는 2.1 mm로 감소하였다. 이는 초기 속도 증가에 따라 보행 안정성이 일시적으로 저하되었기 때문으로 해석되며, 이후 보폭 확장 또는 보행 리듬 적응 등의 보상 기전이 작용했을 가능성이 있다. 반면 CN 상태에서는 3.0 km/h에서 2.7 mm, 4.0 km/h에서 1.8 mm로 점진적으로 감소하는 양상을 보여, 속도 변화에도 안정적인 대칭성이 유지되었음을 나타낸다 (표 2 참조).

건강(healthy limb)의 걸음 길이(stride length) 또한 FN에서는 2.5 km/h에서 96 cm에서 시작하여 4.0 km/h에서 118 cm까지 증가하였으며, 보행 속도 증가에 따라 보폭을 점진적으로 확장하는 경향이 관찰되었다. 반면 CN에서는 96 cm에서 108 cm로 보다 완만한 증가를 보이며, 안정된 보행 패턴을 유지하였다. 이는 FN에서 슬관절 의지의 신전 복귀가 트레드밀 속도에 비해 지연되어 피험자가 속도를 보상하기 위해 보폭을 확장한 결과로 해석된다. 반면 CN에서는 신전 복귀 타이밍이 실시간으로 적절히 조절되어 불필요한 보폭 확장이 억제되고, 안정적인 보행이 유도되었음을 시사한다.

이러한 경향은 시각적으로도 그림 12에서 명확히 드러난다. FN 상태에서는 속도 증가에 따라 COP 궤적이 좌우로 비대칭적으로 확장되며, 건측의 COP 경로가 비정상적으로 길어진 보행 궤적이 관찰되었다. 반면 CN 상태에서는 속도 변화에도 COP 경로가 좌우 대칭에 가깝게 유지되고, 궤적 간 간격이 일정하게 분포하여 보다 균형 잡힌 보행 특성이 시각적으로 확인되었다.

표 2. 보행 속도에 따른 건축 걸음 길이, COP 경로 대칭성 및 COP 최대 속도.

Table 2. Stride length of the intact limb, COP path symmetry, and maximum COP velocity across varying gait speeds.

Gait Speeds (km/h)	Stride Length (cm)		COP Path Symmetry (mm)		Maximum COP Velocity (cm/sec)	
	FN	CN	FN	CN	FN	CN
2.5	96 ± 3	96 ± 3	2.4	2.4	145.9	145.9
3.0	107 ± 2	101 ± 2	2.9	2.7	153.2	158.0
3.5	111 ± 3	105 ± 3	2.3	2.1	158.0	163.5
4.0	118 ± 2	108 ± 2	2.1	1.8	158.0	165.5

Step Length Ratio Across Gait Speeds under Nozzle Conditions

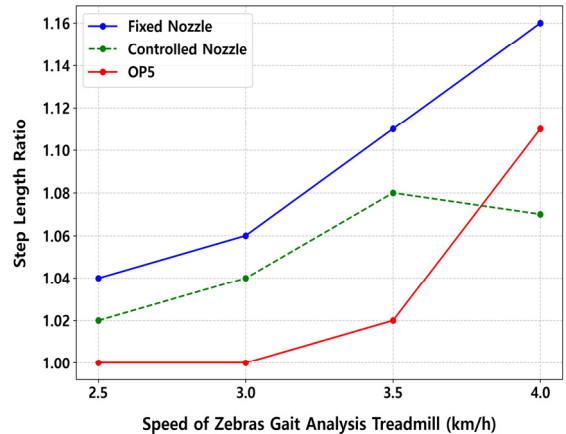


그림 13. 스텝 길이 비율 비교: 고정 노즐, 제어 노즐, OP5 슬관절 의지.

Fig. 13. Comparison of step length ratio: Fixed nozzle, controlled nozzle, OP5 knee prosthesis.

COP 최대 속도 항목에서도 CN이 FN에 비해 지속적으로 우수한 수치를 기록하며, 이는 속도 증가에도 불구하고 동적 보행 안정성을 효과적으로 유지함을 시사한다. 예를 들어 4.0 km/h에서 FN 상태는 158.0 cm/sec, CN 상태는 165.5 cm/s로 COP의 이동 속도에서 유의한 차이를 보였다(표 2 참조).

결론적으로, FN에서는 보행 속도 증가에 따라 COP 경로의 대칭성이 일시적으로 저하되고, 건측 보폭이 과도하게 증가하여 전체적인 보행 균형이 불안정해지는 경향이 나타났다. 반면 CN에서는 슬관절 의지의 신전 복귀가 보행 속도에 실시간으로 연동되어 COP 대칭성과 보폭 안정성이 유지되었고, 보행 속도 증가 상황에서도 높은 COP 최대 속도를 안정적으로 구현하였다. 이러한 결과는 CN이 대퇴 절단자와 같은 특수한 보행 환경에서도 보행자의 균형 유지와 동적 안정성 향상에 기여할 수 있음을 시사하며, 보행 보조 기능으로서의 임상적 유용성과 보행 보조 효과의 가능성을 제시한다.

마지막으로 FN (Fixed Nozzle), CN (Controlled Nozzle), 그리고 기존 실험 참여자가 장기간 착용한 비제어형 기계식 공압 의지(OP5)를 기준으로, 보행 속도 변화에 따른 스텝 길이 비율(SLR, Step Length Ratio)를 비교 분석하여 ECPK의 보행 안정성 유지 효과를 평가하였다. SLR은 양측 보폭 간 비율을 정량화하는 지표로, 값이 1에 가까울수록 대칭적인 보행을 의미한다.

분석 결과, 그림 13과 같이 CN 조건에서는 보행 속도가 증가함에도 불구하고 SLR의 변화 폭이 비교적 일정하게 유지되며, 2.5 km/h에서 4.0 km/h까지 안정적인 증가 추세를 보였다. 이는 보행 속도 변화에 대한 실시간 제어 기능이 균형 유지에 긍정적으로 작용했음을 시사한다. 반면 FN 조건에서는 보행 속도가 증가할수록 SLR 값이 점차 증가하며, 상대적으로 더 큰 보행 비대칭성이 나타났다.

OP5의 경우, 장기간 착용에 따른 적응 효과로 인해 2.5~3.0 km/h 구간에서는 높은 대칭성을 유지했으나, 3.5 km/h 이상 구간에서는 SLR 증가 폭이 커지며 보행 비대칭성이 확대되는 경향을 보였다. 이는 고속 보행 시 기계식 공압 시스템의 한계가 영향을 미쳤을 가능성이 있다.

또한, ECPK는 초기 착용 시 정렬(alignment) 및 소켓 적응 상태에 따라 2.5 km/h에서는 OP5에 비해 다소 낮은 대칭성을 보였으나, CN 조건에서는 속도 증가에 따라 빠르게 적응하며 안정적인 보행 대칭성을 유지하였다.

결론적으로, CN은 3.0 km/h 이상의 보행 속도에서 FN 및 OP5에 비해 상대적으로 더 안정적인 SLR 유지 경향을 보였으며, 빠른 보행 속도에서도 균형성과 대칭성을 보다 효과적으로 유지 및 지원할 수 있는 가능성을 보여주었다. 향후 반복 훈련 및 착용 정렬 최적화, 소켓 적응도 향상 등이 병행된다면, ECPK는 2.5~3.0 km/h 구간에서도 OP5 수준 이상의 보행 안정성을 확보할 수 있을 것으로 기대된다.

## VI. 결론

본 논문은 하지 절단자의 보행 속도를 판별하여, 보행 응답성과 안정성 향상을 목표로 하는 전자제어형 공압식 슬관절 의지(ECPK)의 설계 및 제어 시스템을 제안하였다. 보행 속도 변화에 적응하고 보행 대칭성 개선에 기여하는 제어 알고리즘의 구현 및 검증 과정을 중심으로 논의하였다.

개발된 ECPK는 4축 링크 기반의 메커니즘과 공압 실린더 노즐을 활용하여 무릎의 굴곡 및 신전 동작 중 댐핑력을 실시간으로 조절할 수 있도록 설계되었다. 사용자의 보행 속도를 추정하여 노즐 위치를 자동 제어하는 ECPK 제어기와 보행 모드 판별 알고리즘이 함께 구성되었으며, 이를 설정 및 모니터링할 수 있는 전용 PC 애플리케이션도 개발되었다.

보행 실험은 대퇴부 절단 장애인을 대상으로 수행되었으며, 보행 속도에 따른 실시간 모드 판별과 노즐 제어가 보행 보조 성능에 미치는 영향을 분석하였다. 실험 결과, ECPK는 기존 고정형 공압 의지(FN) 및 비제어형 공압식 의지(OP5) 대비 보행 대칭성과 안정성 지표에서 상대적으로 우수한 반응을 나타냈다. 특히, 속도 변화 구간에서의 보행 균형성과 COP 경로 대칭성 유지에 효과적인 성능을 보였으며, 이는 제어 알고리즘의 실시간 반응 기능이 일정 수준의 보행 적응성을 제

공했음을 시사한다.

이러한 결과는 공압식 시스템이 가지는 경량성과 단순성에도 불구하고, 실시간 제어 기반으로 충분한 보행 보조 기능을 구현할 수 있음을 보여준다. 또한, 제안된 시스템은 향후 임상 적용을 위한 기술적 가능성을 제시하며, 보조공학 장치로의 실용적 확장 가능성도 함께 기대할 수 있다.

다만, 본 연구는 단일 사례를 기반으로 수행되었고, 실험 환경이 제한적이었다는 점에서 일반화에는 한계가 존재한다. 향후 연구에서는 실험 대상자를 다양화하고, 산소포화도 등 생리학적 지표를 포함한 정량적 평가를 통해 보행 보조 효과에 대한 신뢰성을 보다 강화할 예정이다. 아울러, 미세한 보행 리듬 변화나 비정형 패턴 대응을 위해 다중 센서 융합 기반의 Gait Phase 판단 알고리즘을 추가 도입함으로써 보행 판별 정확도를 제고하는 것도 주요 과제로 고려되고 있다.

## REFERENCES

- [1] J. H. On, S. P. Choi, Y. W. Shin, M. S. Kim, and J. H. Park, "Development of a modular data acquisition system based on multimodal sensors for gait assistance systems," *Journal of Institute of Control, Robotics and Systems (in Korean)*, vol. 30, no. 8, pp. 879-889, 2024. doi: <https://doi.org/10.5302/J.ICROS.2024.24.0076>
- [2] W. J. Seo and J. S. Choi, "Signal processing method of gyro sensor for improving the performance of recognizing assist phase of gait assist wearable robot," *Journal of Institute of Control, Robotics and Systems (in Korean)*, vol. 29, no. 2, pp. 98-106, 2023. doi: <https://doi.org/10.5302/J.ICROS.2023.22.0220>
- [3] I. Fagioli, A. Mazzarini, C. Livolsi, E. Gruppioni, N. Vitiello, S. Crea, and E. Trigili, "Advancements and challenges in the development of robotic lower limb prostheses: A systematic review," *IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics*, vol. 6, no. 4, pp. 1409-1422, 2024. doi: <https://doi.org/10.1109/TMRB.2024.3464126>
- [4] H. S. Jo, J. K. Kim, Y. Heo, H. J. Shin, J. K. Park, and S. K. Kim, "Structure optimization of the ankle moment sensor for microprocessor-controlled lower limb prostheses," *Journal of Rehabilitation Welfare Engineering & Assistive Technology*, vol. 13, no. 1, pp. 33-41, 2019. doi: <https://doi.org/10.21288/resko.2019.13.1.33>
- [5] B. Lawson, J. Mitchell, D. Truex, A. Shultz, E. Ledoux, and M. Goldfarb, "A robotic leg prosthesis: Design, control, and implementation," *IEEE Robotics & Automation Magazine*, vol. 21, no. 4, pp. 70-81, 2014. doi: <https://doi.org/10.1109/MRA.2014.2360303>
- [6] Ottobock, *C-Leg 4 Microprocessor Knee Prosthesis*, [Online]. Available: <https://www.ottobock.com/ko-kr/ottobock-microprocessor-knees>. [Accessed: Jan. 5, 2025].
- [7] Össur, *RHEO Microprocessor Prosthetic Knee*, [Online]. Available: <https://www.ossur.com/en-us/prosthetics/products/knees>. [Accessed: Jan. 5, 2025].
- [8] S. W. Kim, J. S. Jo, S. H. Park, and J. C. Ryu, "Ergonomics and field performances of pneumatic, hydraulic, and

microprocessor-controlled prosthetic knee prototypes for transfemoral amputees,” *Journal of Rehabilitation Welfare Engineering & Assistive Technology*, vol. 17, no. 4, pp. 303-310, 2023.

doi: <https://doi.org/10.21288/resko.2023.17.4.303>

- [9] H. J. Shin, J. S. Yoon, H. J. Choi, et al., “Development of an electronically controlled hydraulic KAFO (Knee-Ankle-Foot-Orthosis),” *Journal of Rehabilitation Welfare Engineering & Assistive Technology*, vol. 18, no. 4, pp. 149-160, 2024. doi: <https://doi.org/10.21288/resko.2024.18.4.149>
- [10] S. Keeratihatayakorn, C. Virulsri, C. Ophaswongse, and P. Tangpornprasert, “Design and evaluation of a hydraulic mechanism with available components for passive knee prostheses,” *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, vol. 16, no. 2, pp. 144-151, 2021. doi: <https://doi.org/10.1080/17483107.2019.1642396>
- [11] P. M. Stevens and S. R. Wurdeman, “Prosthetic knee selection for individuals with unilateral transfemoral amputation: A clinical practice guideline,” *Journal of Prosthetics and Orthotics*, vol. 30, no. 4, pp. 175-180, 2018. doi: <https://doi.org/10.1097/JPO.0000000000000214>
- [12] K. Y. Bae and J. S. Jeoun, “Study on the hydraulic cylinder flow analysis of Orifice Type,” *Journal of the Korean Society for Power System Engineering*, vol. 19, no. 6, pp. 54-59, Dec. 2015. doi: <https://doi.org/10.9726/kspse.2015.19.6.054>
- [13] Ottobock, *3R78 Knee Joint Prosthesis*, [Online]. Available: <https://www.ottobock.com/en-in/product/3R78>. [Accessed: Jan. 5, 2025].
- [14] Össur, *OP2 Knee Joint Prosthesis*, [Online]. Available: <https://www.ossur.com/en-us/prosthetics/products/knees>. [Accessed: Jan. 5, 2025].
- [15] H. Vallery, F. Lachmann, S. van der Helm, A. Pennycott, and G. Smit, “Design and evaluation of the pneumatic leg prosthesis ERiK to assist elderly amputees with sit-down and stand-up movements,” *Wearable Technologies*, vol. 4, e16, 2023. doi: <https://doi.org/10.1017/wtc.2023.8>
- [16] P. Yang, L. Zheng, and L. Chen, “Mechanism analysis of pneumatic damping prostheses knee,” *Proc. of the 34th Chinese Control Conference*, Hangzhou, China, pp. 1958-1962, Jul. 2015. doi: <https://doi.org/10.1109/ChiCC.2015.7259931>
- [17] Z. Zhang, H. Yu, W. Cao, X. Wang, Q. Meng, and C. Chen, “Design of a Semi-Active Prosthetic Knee for Transfemoral Amputees: Gait Symmetry Research by Simulation,” *Applied Sciences*, vol. 11, no. 5328, pp. 1-15, 2021. doi: <https://doi.org/10.3390/app11125328>
- [18] Maxon, *RE-10 DC Motor Specifications*, [Online]. Available: <https://www.maxongroup.com>. [Accessed: Jan. 5, 2025].
- [19] Texas Instruments, *DRV5056 Unipolar Hall Effect Sensor*, Datasheet, U.S.A., 2020.
- [20] Chipsen, *BOT-CLE310 User manual*, 2019.



### 김 승 기

2018년 경북대학교 전자공학부 졸업(공학석사). 2020년~현재 한국기술교육대학교 전자공학과 박사 과정. 2018년~현재 근로복지공단 재활공학연구소 연구원. 관심분야는 임베디드 시스템, 의수 의족 제어 시스템 개발.



### 박 진 국

1999년 국민대 기계설계학과 졸업(공학석사). 2010년~현재 근로복지공단 재활공학연구소 책임연구원. 관심분야는 재활공학, 하지 의지.



### 신 현 준

2015년 한국과학기술원 기계공학과(공학박사). 2015년 근로복지공단 재활공학연구소 책임연구원. 관심분야는 의지, 유압 시스템, 뼈 및 연골의 생체역학.



### 엄 수 홍

2017년 한국산업기술대학교 전자공학과(공학박사). 2017년~현재 한국공학대학교 전자공학과 연구교수. 관심분야는 재활 인터페이스, 재활 훈련 로봇, 고령자 서비스 로봇.



### 김 경 호

2006년 경북대학교 전자공학부(공학석사). 2006년~2018년 대구기계부품연구원 선임연구원. 2018년~현재 한국로봇융합연구원 책임연구원. 관심분야는 로봇 시스템 제어.



### 박 세 훈

2006년 경북대학교 전자공학과 졸업(공학박사). 2006년 근로복지공단 재활공학연구소 연구위원. 현재 근로복지공단 재활공학연구소 연구소장. 관심분야는 재활 제어 시스템.