

대퇴 절단 장애인을 위한 4절 링크 구조의 전자 제어식 무릎형 의족

Development of an Electronically Controlled Knee-Type Prosthetic Leg with a 4-Bar Linkage Structure for Lower Limb Amputee

이지운¹·우현수²·안동영³·조민⁴·이학⁵·김기영[†]

Ji-Woon Lee¹, Hyun-Soo Woo², Dong-Young Ahn³, Min Jo⁴, Hak Yi⁵, Ki-Young Kim[†]

Abstract: Lower limb amputees are increasing due to various reasons. It is difficult for lower limb amputees to walk without an assistive device such as a prosthetic leg. In this paper, an electronically controlled knee-type prosthetic leg with a 4-bar linkage structure for lower limb amputees was developed. The knee-type prosthetic leg has a 4-bar linkage structure and assists walking by using an integrated drive module. The torque is 90 Nm, the rotation speed is up to 120 deg, and it weight 1.9 kg, so it is lighter than a commercial prosthetic leg, so it can be used for a long time because there is less fatigue when walking. An integrated control board was developed by applying various sensors and microprocessor. The motor drive and encoder are built into the integrated drive module. The integrated control board and integrated drive module communicate using CAN. When a lower limb amputee wears a knee-type prosthetic leg and walks, it shows a shape similar to the swing phase graph of a normal people, and it is possible to walk naturally while walking.

Keywords: Amputee, Prosthesis, Robot Prosthesis, 4-Bar Linkage

1. 서론

최근 선천적인 질병으로 인한 절단 장애인 혹은 사고, 전쟁,

질병 등으로 인해 후천적으로 발생하는 절단 장애인이 증가하고 있다^[1,2]. 하지 절단 장애인은 하지 신체 일부가 없어 보행이 어려워진다. 보행을 하기 위해선 휠체어나 의족과 같은 보조기가 필요하다. 휠체어는 평소 이동하는데 어려움은 없지만, 골목과 같이 좁은 곳과 사람이 많은 복잡한 곳은 이동하는데 어려움이 있다^[3]. 공간 제약을 받는 곳에서는 의족을 착용하고 보행하는 것이 유리하다.

하지 절단 장애인은 절단 부위에 따라 발목형과 무릎형 의족으로 구분하여 착용한다^[4]. 발목형 의족은 발목이 절단된 하퇴 절단 장애인이 착용한다. 하퇴 절단 장애인의 경우 무릎이 남아 있어 무릎 이상 절단된 대퇴 절단 장애인보다 보행이 수월하다. 대퇴 절단 장애인은 하퇴 절단 장애인과 달리 무릎이 없기 때문에 의족 착용 후 보행 시 엉덩이 근육을 사용함으로써 보행 시 많은 피로감을 가진다.

의족은 기능에 따라 수동형과 능동형으로 구분이 가능하다^[5]. 수동형의 의족은 가격이 저렴하고 무게가 가벼워 착용자가 쉽게 착용할 수 있으나, 보행하는데 직접적인 도움을 주지 않기

Received : Jul. 27. 2023; Revised : Oct. 10. 2023; Accepted : Feb. 22. 2024

※ This work was supported by the Korea Medical Device Development Fund grant funded by the Korea government (the Ministry of Science and ICT, the Ministry of Trade, Industry and Energy, the Ministry of Health & Welfare, the Ministry of Food and Drug Safety) (Project Number: 1711195609, RS-2020-KD000158).

1. Student Researcher / Ph.D Student, Department of Medical Robotics, Korea Institute of Machinery & Materials / Department of Mechanical Engineering, Kyungpook University, Daegu, Korea (woon622@kimm.re.kr)
2. Principal Researcher, Department of Medical Robotics, Korea Institute of Machinery & Materials, Daegu, Korea (woohs@kimm.re.kr)
3. General Manager, Prosthetics and Orthotics Center, Veterans Health Service Medical Center, Seoul, Korea (dyhjh@bohun.or.kr)
4. Researcher, Prosthetics and Orthotics Center, Veterans Health Service Medical Center, Seoul, Korea (min8608@bohun.or.kr)
5. Assistant Professor, School of Mechanical Engineering, Kyungpook National University, Daegu, Korea (yihak@knu.ac.kr)

† Senior Researcher, Corresponding author: Department of Medical Robotics, Korea Institute of Machinery & Materials, Daegu, Korea (kiyoung@kimm.re.kr)

에 보행 시 정상인보다 많은 에너지 소모가 발생하며, 부자연스러운 보행을 유발하게 된다⁶⁾. 이를 방지하기 위해 유압 혹은 공압 댐퍼와 같은 동력원을 사용한 수동형 의족이 있다. 일반적인 수동형 의족보다 보행 시 자연스러운 보행을 할 수 있을 뿐만 아니라 동력원은 보행 시 발생하는 충격을 흡수하고 에너지 소모를 줄일 수 있다^{7,8)}. 하지만 오르막길, 내리막길과 같은 다양한 보행 환경에서 적용하기 위해 매순간 동력원의 상태를 조절하는 데 어려움이 있다. 이를 해결하고자 수동형 의족의 어려움을 보완하기 위해 액추에이터를 적용한 능동형 의족이 개발되고 있다. 능동형 의족은 압력센서, IMU (Inertia Measurement Unit) 센서와 같은 각종 센서와 감속기, 모터와 같은 액추에이터를 적용하였다. 센서 기반으로 노면 상태 및 착용자의 보행을 파악하여 마이크로프로세서를 통해 제어할 수 있다^{9,10)}. 보행 시 액추에이터가 무릎 역할을 하면서 사용자의 피로감을 줄일 수 있으며, 정상인처럼 자연스러운 보행을 할 수 있는 장점이 있다. 하지만 액추에이터, 배터리 등을 의족에 추가함으로써 무게가 증가하기 때문에 보행 시 더 피로감을 느낀다.

국내에서는 KAIST 및 재활공학연구소 등의 대학이나 연구기관에서 전자제어식 의족을 연구하였지만, 아직 상용화된 제품이 없다. 현재 상용화된 제품은 Genium 제품과 Ossur의 Rheo Knee 제품이 대표적이다. 현재로서는 하지 절단 장애인이 능동형 의족을 구매하기 위해서 외국 제품을 구매해야 하며, 고가의 가격으로 매우 비싸 국가유공자 혹은 절단환자들이 구매하는데 부담을 가지고 있다. 이러한 문제를 해결해 보고자, 현재 상용화를 목표로 전자제어식 의족을 한국기계연구원에서 개발을 하고 있다.

본 논문에서는 기존 수동형 의족과 달리 4절 링크 구조와 통합형 구동 모듈로 구성하여 제작하였으며, 개발 의족을 경량화하여 착용자가 보행 시 피로감을 줄일 수 있도록 하였다. 센서와 통합형 구동 모듈을 부착하여 다양한 노면에서 적용할 수 있도록 마이크로프로세서를 통해 제어가 가능한 의족을 개발하였다. 통합형 구동 모듈이 보행을 도와주면서 정상인과 유사하게 자연스러운 보행을 할 수 있도록 한다.

2. 설 계

2.1 설계 사양

본 논문에서는 4절 링크 구조의 능동형 무릎 의족을 개발하였다. [Table 1]은 개발한 의족과 상용화된 능동형 의족, 국내 대학 연구실에서 개발한 의족을 비교하였다.

Ossur의 Power Knee는 DC motor와 Harmonic Drive로 구성되었다. DC motor와 Harmonic Drive는 무릎 조인트에 위치해

[Table 1] Developed Prosthetic knee specification

Prosthetic Knee	Ossur Power Knee ^[11]	Inha Univ ^[12]	Developed Prosthetic Knee
Height (mm)	275	313	272
Weight (kg)	3.1	5.0 (No battery)	1.9
RoM (deg)	0-120	0-155	0-120
Torque (Nm)	96	N/A	90

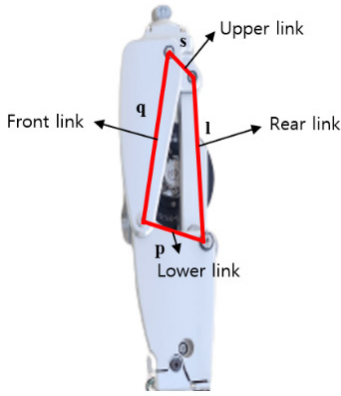
있어 무릎 회전 시 직접적으로 동력을 전달해준다. 전원 공급기 없이 배터리가 내장된 Standalone 시스템 개념을 도입하여 의족 내부에 배터리를 내장시켰다. 배터리를 포함한 무게는 3.1 kg이며, 전체 길이는 275 mm이다. 최대 토크는 96 Nm, 최대 120도 회전이 가능하다¹¹⁾.

국내 대학 연구실에서 개발한 의족은 BLDC motor로 구성되어 있으며, Ossur의 Power Knee와 마찬가지로 무릎 조인트에 위치해 있어 동력을 직접적으로 전달해준다. 배터리 대신 동작 시 전원 공급기를 사용하여 배터리는 내장되어 있지 않다. 배터리를 제외한 무게는 5.0 kg이며, 길이는 313 mm, 최대 155도 회전이 가능하다. 토크와 관련된 내용은 공개되어 있지 않다¹²⁾.

개발된 의족은 능동 타입의 4절 링크 구조로 최대 토크는 90 Nm이다. Standalone 시스템을 적용하였으며, 배터리는 분리형으로 소켓에 착용하도록 구성되어 있다. 배터리 포함하여 1.9 kg의 적은 무게를 가지고 있다. 무릎 의족의 경량화를 위하여 통합된 구동 모듈을 사용하였으며, 배터리는 의족에서 분리하여 착용자가 느끼는 무게를 줄여 보행 시 장시간 보행을 할 수 있도록 구성하였다. 전체 높이는 272 mm이며, 최대 토크는 90 Nm, 최대 120도 회전이 가능하다. [Table 1]을 보면 다른 의족들의 크기, 토크, 회전 각도가 유사한 수치를 나타내지만 상용화 제품인 Ossur사의 PowerKnee보다 경량화 되어 있어 하지 절단 장애인이 착용하기 적합하게 개발되었다.

2.2 메커니즘

[Fig. 1]과 같이 4절 링크 구조로 구성되어 있다. 4개의 링크 중 2개의 긴 링크로 움직임을 만들어 낸다. 두개의 링크는 전방과 후방 링크로 구분이 가능하며, 전방 링크는 후방 링크보다 길어야 한다. 두 개의 링크의 연장선이 교차되는 구간이 4절 링크 의족의 순간 회전 중심(Instantaneous center of rotation, ICR)의 위치이다. [Fig. 1]에서 상단 링크는 가장 짧은 길이 s 를 가지며, 전방 링크는 가장 긴 링크 길이 q 를 가진다. 링크의 길이는 식 (1)을 활용하였으며, 가장 짧은 링크 s 와 가장 긴 링크의 길이 q 의 합이 나머지 링크의 길이의 합보다 작아야 링크 간의 회전이 가능하다.

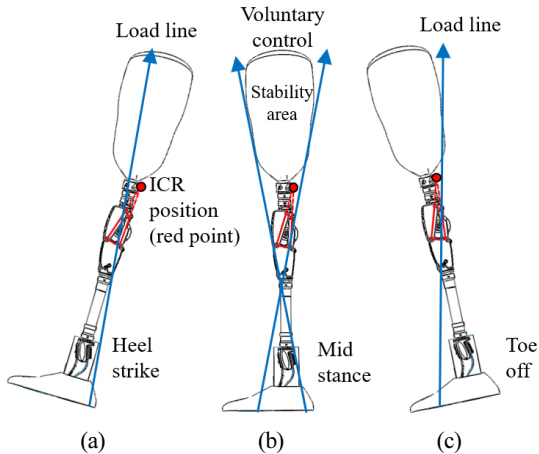


[Fig. 1] Kinematic configuration of the developed prosthetic knee

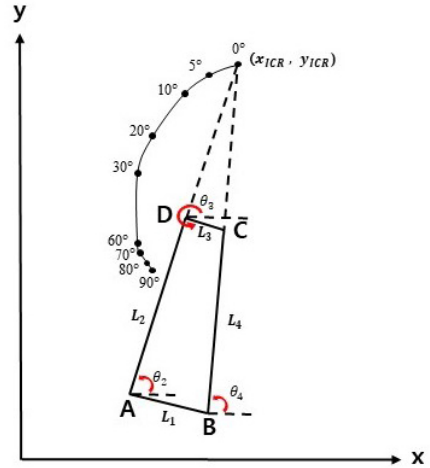
$$p + l \geq s + q \quad (1)$$

4절 링크 구조의 의족은 회전 중심이 고정된 단일축(Single axis) 구조의 의족과 달리 보행 시 회전 중심의 위치가 바뀐다. [Fig. 2(a)]와 같이 Stance phase에서 Heel contact 시 회전 중심의 위치가 하중선(Load line)의 위치보다 뒤에 있어야 한다. 순간 회전 중심이 하중선 뒤에 있지 않으면 Heel contact 시 Knee joint가 회전하게 되면서 자세가 무너져 넘어지게 된다. [Fig. 2(c)]에서 Stance phase Toe-off 구간에서는 Heel contact과 달리 회전 중심이 하중선 앞쪽에 위치해 있어야 Extension이 가능해진다. 또한 회전 중심이 높을수록 보행 시 안정성이 높아진다. [Fig. 2(b)] Mid-stance 구간에서는 회전 중심이 Voluntary control 영역에 있어야 하고 회전 중심이 높아질수록 그 영역이 커지기 때문에 Hip moment로 의족 착용자가 원하는 동작을 할 때에 더 높은 안정성을 가지게 된다.

보행 시 Stance phase에서 4절 링크 구조의 의족은 Full extension 되어 잠금 현상이 일어난다. 잠금 현상이 된 의족은



[Fig. 2] The ICR configuration of the prosthetic knee in stance phase^[13] (a) Heel contact (b) Mid-stance (c) Toe-off



[Fig. 3] ICR trajectory of the kinematic structure

지렛대 역할이 되어 Stance phase에서 하중을 지지하여 보행을 할 수 있도록 해주며, Swing phase로 넘어가는 구간에서 Hip moment와 지면 반력의 도움을 받아 무릎 의족이 Swing을 할 수 있도록 도와준다. Swing phase에서 의족이 swing이 될 때 Toe clearance가 클수록 회전 중심이 지면 기준으로 높아져 보행 시 안정성이 높아진다.

[Fig. 3]를 보면 A와 B 사이의 길이는 L_1 , A와 D사이의 길이는 L_2 , C와 D사이의 길이는 L_3 , B와 C사이의 길이는 L_4 로 4개의 링크로 구성되어 있으며, 각 링크의 각도는 $\theta_2, \theta_3, \theta_4$ 로 구성되어 있다. Close loop equation을 통해 C점의 좌표(x_C, y_C)를 식 (2), (3)을 통해 알 수 있다.

$$\begin{aligned} x_C &= x_B + L_4 \cos \theta_4 \\ &= x_A + L_2 \cos \theta_2 + L_3 \cos \theta_3 \end{aligned} \quad (2)$$

$$\begin{aligned} y_C &= y_B + L_4 \sin \theta_4 \\ &= y_A + L_2 \sin \theta_2 + L_3 \sin \theta_3 \end{aligned} \quad (3)$$

θ_3 는 독립변수, θ_2, θ_4 는 종속 변수이다. 식 (2)와 식 (3)을 하나의 종속 변수의 식으로 바꾼다. θ_2 한 곳으로 모으고 나머지 식을 반대쪽에 위치하여 식 (4), (5)를 도출하였다.

$$L_2 \cos \theta_2 = L_4 \cos \theta_4 + C_1 \quad (4)$$

$$L_2 \sin \theta_2 = L_4 \sin \theta_4 + C_2 \quad (5)$$

$$C_1 = x_B - x_A - L_3 \cos \theta_3 \quad (6)$$

$$C_2 = y_B - y_A - L_3 \sin \theta_3 \quad (7)$$

C_1, C_2 는 식 (6), (7)과 같이 정의되며, θ_3 에 관한 상수이다. 식 (4), 식 (5)을 사용하여 식 (8)을 도출할 수 있다.

$$L_2^2 = L_4^2 + C_1^2 + C_2^2 + 2C_1 L_4 \cos \theta_4 + 2C_2 L_4 \sin \theta_4 \quad (8)$$

식(8)을 활용하여 운동 방정식은 식(9)와 같이 도출할 수 있다.

$$A \cos \theta_4 + B \sin \theta_4 = C \quad (9)$$

$$A = 2C_2 L_4 \quad (10)$$

$$B = 2C_1 L_4 \quad (11)$$

$$C = L_2^2 - L_4^2 - C_1^2 - C_2^2 \quad (12)$$

식(9)는 초월 함수로 식(13)을 활용하여 해결할 수 있다.

$$\sin \theta_4 = \frac{2 \tan \frac{\theta_4}{2}}{1 + \tan^2 \left(\frac{\theta_4}{2}\right)}, \quad \cos \theta_4 = \frac{1 - \tan^2 \left(\frac{\theta_4}{2}\right)}{1 + \tan^2 \left(\frac{\theta_4}{2}\right)} \quad (13)$$

식(13)을 $\theta_4/2$ 을 치환하여 계산하면 식(14)과 같이 도출된다.

$$\theta_4 = 2 \tan^{-1} \frac{\pm \sqrt{A^2 + B^2 - C^2}}{B + C} \quad (14)$$

$C(x_C, y_C)$ 와 $D(x_D, y_D)$ 의 좌표 값을 다음과 같이 구할 수 있다.

$$x_C = x_B + L_4 \cos \theta_4 \quad (15)$$

$$y_C = y_B + L_4 \sin \theta_4 \quad (16)$$

$$x_D = x_C + L_3 \cos \theta_3 \quad (17)$$

$$y_D = y_C + L_3 \sin \theta_3 \quad (18)$$

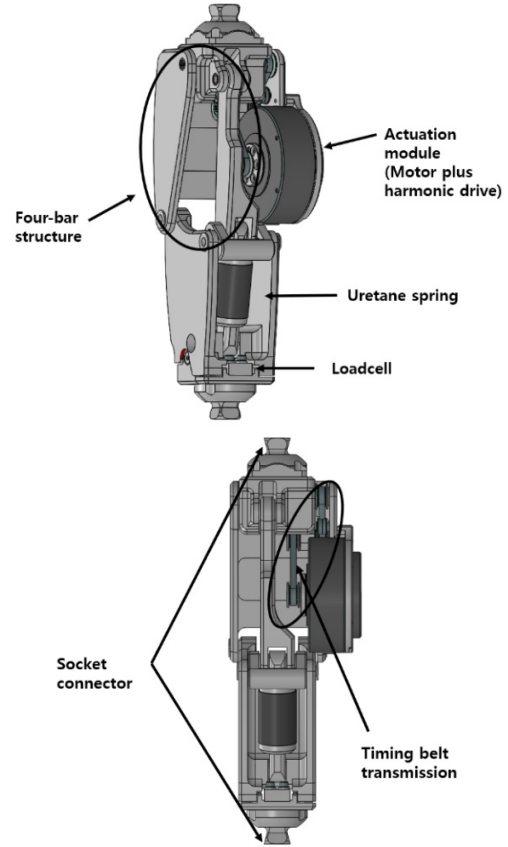
좌표 $A(x_A, y_A)$ 와 $D(x_D, y_D)$ 를 구하면, $A(x_A, y_A)$ 와 $D(x_D, y_D)$ 의 좌표축을 활용하여 θ_2 를 구할 수 있다.

$$\theta_2 = \tan^{-1} \frac{y_D - y_A}{x_D - x_A} \quad (19)$$

A, B의 좌표와 각도를 사용하여 순간 회전 중심을 찾을 수 있다. 회전 중심의 좌표축은 식(20), 식(21)과 같이 도출된다¹⁴⁾.

$$y_{ICR} = \frac{y_B + (x_A - x_B - \frac{y_A}{\tan \theta_2}) \tan \theta_4}{1 - \frac{\tan \theta_4}{\tan \theta_2}} \quad (20)$$

$$x_{ICR} = x_A + \frac{y_{ICR} - y_A}{\tan \theta_2} \quad (21)$$

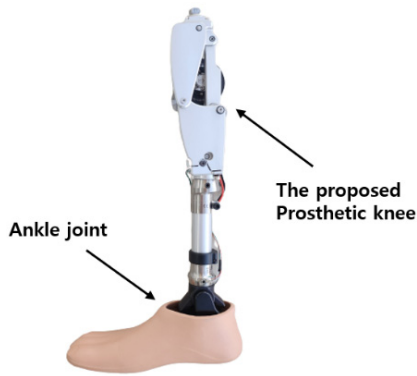


[Fig. 4] Detailed view of the proposed prosthetic knee

식(20)과 식(21)을 활용하여 무릎 의족 회전 시 회전 중심의 위치를 쉽게 파악할 수 있다. [Fig. 3]은 개발된 무릎 의족의 각도에 따른 순간 회전 중심을 볼 수 있다¹⁵⁾.

전자 제어식 무릎형 의족의 상세 설계는 [Fig. 4]에서 볼 수 있다. 상부에는 통합형 구동 모듈로 타이밍 벨트 메커니즘을 활용하여 무릎 조인트와 연결되어 있다. 하부에는 우레탄 스프링과 로드셀로 구성되어 있다.

통합형 구동 모듈은 T-motor사의 Ak6-60 제품을 사용하였다. BLDC 모터와 마그네틱 엔코더, 유성기어, 그리고 모터 드라이브로 구성되어 있다. 유성기어는 6:1의 감속비를 가지며, 368g의 무게와 39.5 mm의 두께를 가져 무릎형 의족의 경량화와 크기 축소를 하였다. Swing phase에서 보행 주기와 보행 환경에 따라 무릎 조인트가 회전할 때 회전 속도 및 움직임을 제어한다. 통합형 구동 모듈은 타이밍 벨트 메커니즘을 통해 무릎 조인트에 회전력을 전달한다. 타이밍 벨트 메커니즘은 무릎 조인트와 구동 모듈에 풀리를 연결하여 구동 모듈의 회전력을 타이밍 벨트를 통해 전달한다. 풀리가 서로 수평인 상황에 있지 않기 때문에 무릎 조인트와 구동 모듈 사이에 풀리를 결합한 링크축을 사용하여 연결하였다. 타이밍 벨트와 링크축 사이에 타이밍 벨트 장력을 유지할 수 있도록 장력 유지 장치를 설치하였다.



[Fig. 5] Total view of the proposed prosthetic knee and foot accessories

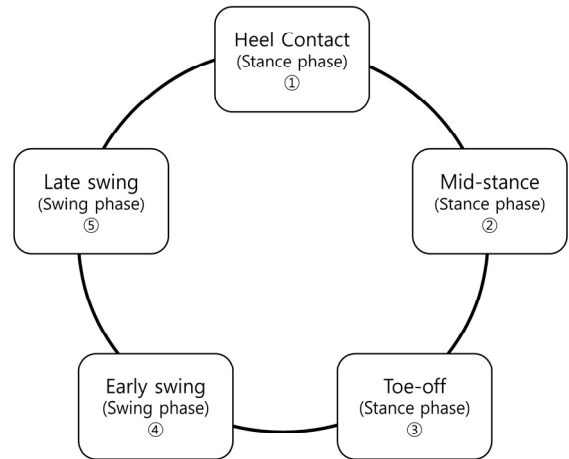
우레탄 스프링은 보행 시 발생하는 충격을 흡수하는 역할을 한다. 착용자에 따라 의족에 실리는 하중이 다르기 때문에 착용자에 맞게 우레탄 스프링 변경이 가능하다. 빔 타입 로드셀은 무릎형 의족과 의족 발을 연결하는 피라미드 사이에 위치하며, 보행 시 무릎형 의족에 하중이 실리면서 로드셀의 데이터가 측정된다. 측정된 데이터로 보행 주기를 판단할 수 있다.

배터리는 무릎형 의족에 내장되어 있지 않고 분리형으로 되어 있어 소켓에 부착한다. 배터리가 무릎형 의족에서 분리되어 무게가 분산되므로 보행 시 실제 무게보다 가볍게 느껴져 기존 의족을 착용하고 보행할 때보다 착용자의 에너지 소비를 줄일 수 있다.

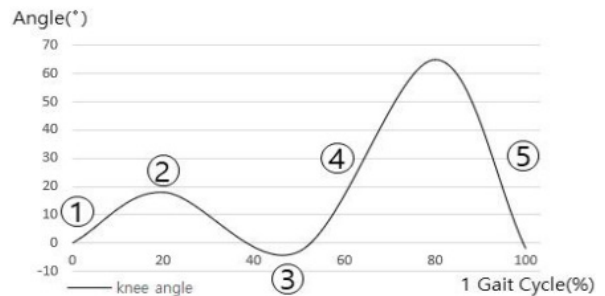
하지 절단 장애인은 보행 시 절단 후 남아 있는 근육을 사용한다. 보행 시 의족의 무게가 무거우면 근육과 절단 부위에 피로도가 쌓여 장시간 보행하는데 어려움이 있다. Swing phase에서는 Toe clearance가 클수록 회전 중심의 위치가 높아져 의족의 안정성이 높아지지만 의족이 무거우면 다리를 들어올리는 순간 지면 반력과 구동 모듈이 보조해줘도 다리를 들어올리는데 한계가 있어 발꿈침 현상도 발생하게 된다. 의족의 경량화는 제품 상용화를 위해 매우 중요한 부분으로, [Table 1]에서 볼 수 있듯이 본 논문에서 개발한 의족은 타 비교대상 의족에 비해 1~3 kg 무게가 적게 나가는 것을 볼 수 있다. 경량화를 하기 위해 4절 링크 구조로 설계하여 모터와 하모닉 드라이브가 결합된 액추에이터가 아닌 보행을 보조해 줄 수 있는 통합형 구동 모듈을 사용하였으며 분리형 배터리를 사용하여 무게를 분산시켜줄 수 있어 착용자가 느끼는 무게감을 줄일 수 있다. [Fig. 5]에서 제작된 전자 제어식 무릎형 의족을 볼 수 있다.

3. 제 어

로봇 의족 제어를 하기 위해선 의족 착용자의 보행 주기를 분석해야 한다. 보행 시 보행 속도, 보폭 등 많은 부분들이 사



[Fig. 6] The total cycle of the walking period



[Fig. 7] The graph of the normal human knee angle^[15]

람마다 다르기 때문에 착용자의 기존 착용하는 의족의 실험 데이터를 통해 보행 주기에 맞게 제어를 해야한다.

보행 주기는 크게 Stance phase와 Swing phase로 구분할 수 있다. Stance phase는 전체 보행의 60%를 차지하며, 나머지 40%는 Swing phase이다. 보행 주기를 세부적으로 나누면 [Fig. 6]과 같이 Heel contact, Mid-stance, Toe-off, Early swing, Late swing, 5단계로 구분할 수 있다. Stance phase는 Heel contact부터 Toe-off까지이며, Early swing부터 Late swing까지 Swing phase이다. Heel contact은 발 뒤꿈치가 땅에 닿는 동작으로 Stance phase 초기 단계이다. 두 다리가 모두 하중을 지지하고 있다. Mid-stance 구간에서는 한쪽 다리만으로 체중 부하를 가지며, 하중을 지지하는 다리에 가장 많은 부하를 가진다. Toe-off구간은 Stance phase의 마지막 구간으로 발가락이 떨어지는 구간이며, 두개의 다리가 하중을 지지해준다. Early swing은 Swing phase의 시작되는 구간으로 다리가 flexion 되어 다리를 들어올린다. Late swing구간은 Swing phase에서의 마지막 단계이며, 발의 뒤꿈치가 닿기 직전 단계이다. Late swing구간이 지나면 다시 stance phase의 heel strike가 시작된다. [Fig. 7]^[15]는 정상인 평지 보행 시 무릎 각도를 나타내는 그래프이다.

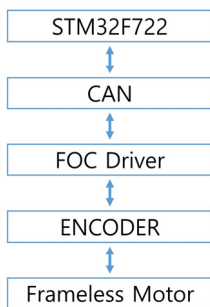
하지 절단 장애인은 의족을 착용하고 보행 시 많은 제약을 받게 된다. 보행 속도, 보행 주기, 보행 환경 등의 여러가지 외부 요인으로 인해 보행 시 영향을 받게 된다. 전자 제어식 무릎형 의족을 능동적으로 제어하기 위해 마이크로 프로세서와 각종 센서를 사용하여 [Fig. 8]과 같이 시스템을 구성하였다. [Fig. 9]에서 제작된 통합 제어 보드를 볼 수 있다.

모터 드라이브와 엔코더는 통합형 구동 모듈에 내장되어 있어 따로 통합 제어 보드에 구성하지 않았다. 임베디드 시스템은 마이크로 프로세서와 모터 드라이브를 CAN 통신 방식을 사용하여 구동 모듈의 동작을 제어한다.

CAN 통신은 여러 개 장치를 두 개의 선으로만 통신이 가능한 차동 신호이다. CAN 통신은 안정적인 Error처리가 가능하며, 차동 신호이기 때문에 다른 통신에 비해 노이즈 처리가 안정적이다^[17,18]. 통합형 구동 모듈을 CAN 통신으로 신호 처리하여 안정적인 제어가 가능하다.

로드셀은 보행 시 하중이 실리는 Stance phase에서는 신호가 측정되고, 의족이 지면에 떨어지는 Swing phase에서는 신호가 측정되지 않는다. 측정된 신호로 하지 절단 장애인의 보행 주기를 판단할 수 있다.

능동형 의족은 PD 제어를 통해 임피던스 제어를 하였다. 초기값을 임의로 설정하여 보행 실험을 통해 변수 값을 변경하였다. 여러 번의 실험을 통해 변수를 변경하여 착용자가 보행하기 적합한 값으로 설정하였다. 변경한 값을 CAN 통신을 통해 구동 모듈에 전달하여 의족을 조절하였다.



[Fig. 8] System setup



[Fig. 9] The integrated motion controller

4. 실험

개발 중인 전자 제어식 무릎형 의족의 성능 평가를 위해 움직임 각도 범위 측정 실험과 대퇴 절단 장애인을 대상으로 무릎형 의족을 착용 후 평지 보행 실험을 진행하였다.

4.1 무릎 동작 움직임 실험

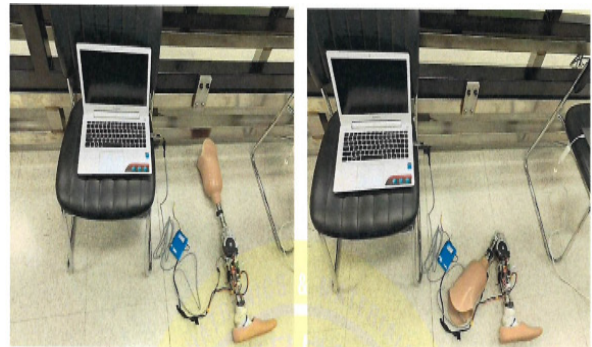
무릎형 의족의 움직임 각도 범위를 측정하기 위해 소켓을 무릎형 의족에 부착하고 통합형 구동 모듈에 있는 엔코더를 이용하였다. [Fig. 10]과 같이 무릎형 의족의 움직임 각도 범위를 측정하였다. 움직임 각도 범위는 10회 이상의 실험을 통해 [Fig. 11]과 같이 측정이 되었으며, 최대 120도 이상 구현되는 것을 확인할 수 있다.

4.2 보행 실험

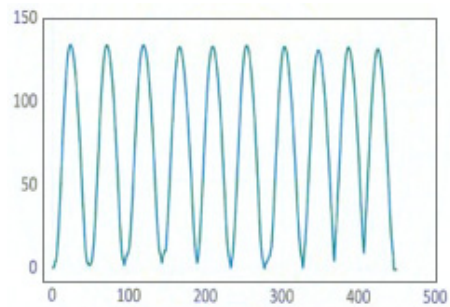
4.2.1 보행 환경

본 논문에서 개발 중인 전자 제어식 무릎형 의족의 성능 분석을 위하여 대퇴 절단 장애인을 대상으로 평지 보행, 경사로 보행을 진행하였다.

실험 대상자는 [Table 2]와 같이 2명을 대상으로 진행하였으며, 각각 오른발, 왼발이 절단되었다. 서로 신체적 조건이 다



[Fig. 10] The experimental setup of the prosthetic knee



[Fig. 11] The graph of the motion range of the prosthetic knee

[Table 2] The summary of the voluntary amputee

Subject No	No. 1	No. 2
Height (cm)	181	167
Weight (kg)	73.3	70.6
Side	Right	Left
Walking velocity (level walking)	0.70 m/sec	0.55 m/sec
Walking velocity (ramp walking)	0.50 m/sec	0.40 m/sec



[Fig. 12] The walking motion of the amputee

르기 때문에 의족 착용 시 실험 대상자에 맞게 길이 조절하였으며, [Fig. 12]에서 전자 제어식 무릎형 의족을 착용한 모습을 볼 수 있다.

실험 전 실험 대상자에게 실험 과정과 전자 제어식 무릎형 의족에 대한 충분한 설명 후 진행하였다. 안전한 정속 보행을 위해 지면 반력기가 내장된 트레드밀에서 실험을 진행하였으며, 동작 분석을 위해 트레드밀 주변으로 적외선 카메라 8대를 설치하였다. Qualisys Track Manager (Qualisys, Sweden), Visual 3D (C-Motion, USA) 프로그램을 사용하여 동작 분석을 하였다. 모든 보행 실험은 대퇴 절단 장애인의 안전을 위하여 하네스(Harness)를 착용하였으며, 연구원 및 의지보조기사가 상시 대기하여 진행하였다. 본 실험은 중앙보훈병원 기관생명윤리 위원회(IRB)의 심의승인(BOHUN 2022-08-014-002)을 받아 수행하였다.

4.2.2 실험 방법

무릎형 의족을 착용한 실험대상자는 마커 부착을 위한 스판덱스(Spandex) 의상으로 환복 후 전자제어식 무릎형 의족을 적응할 수 있도록 일반 평지에서 충분한 준비운동을 실시하였다. 동작 분석을 위해 하지 관절(Joint) 및 분절(Segment)에 반사 마커를 부착하였다. 대퇴 절단 장애인이 트레드밀에 적응할 수 있도록 보행 연습을 하였으며, 속도를 조금씩 증가시켜 [Table 2]와 같이 실험 대상자가 선호하는 속도로 선택하였다.

경사가 없는 평지 보행은 트레드밀 위에서 적응 후 6분간 실험을 진행하였다. 경사로에서는 12% (+7도) 경사 수준으로 설



(a) The walking on level ground



(b) The ramp walking

[Fig. 13] The clinical experiments of the proposed prosthetic knee (a) The walking on level ground (b) The ramp walking

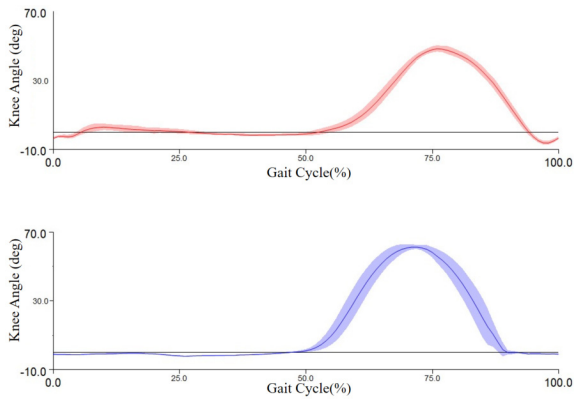
정하였으며, 적응 후 2분간 보행하였다. [Fig. 13]에서 보행 실험 모습을 볼 수 있다.

4.2.3 실험결과

[Fig. 14]는 보행 실험을 통해 나온 무릎 각도 그래프이다. 첫번째 대상자는 정상적인 왼쪽 무릎과 의족을 착용한 오른쪽 무릎을 비교 시 Stance phase와 Swing phase에서 두 개의 굴곡이 발생하는데 각각 5도, 15도 차이가 발생한다¹⁹⁾. 경사로 보행은 Swing phase에서 1도미만으로 거의 동일한 각도로 나타난다.

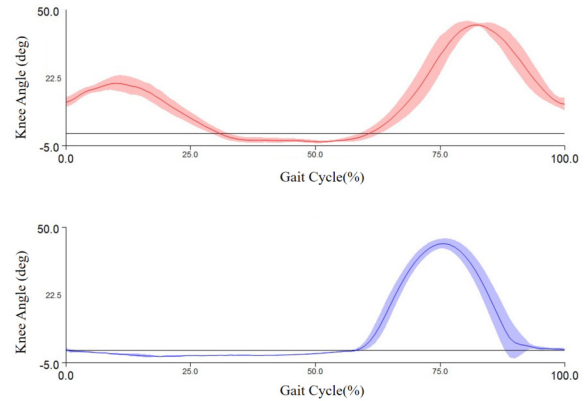
두번째 대상자의 오른쪽 정상적인 무릎과 의족을 착용한 왼쪽 무릎의 각도 그래프인 [Fig. 15]를 보면 첫번째 대상자와 비슷하게 정상적인 오른쪽 다리의 Swing phase에서 유사한 그래프 형태를 나타내는 것을 볼 수 있다. 평지 보행 시 Stance phase에서 15도, Swing phase는 5도 차이가 나타나며, 경사로 보행 시 Swing phase에서 3도 미만으로 거의 동일한 형태를 나타낸다.

평지 보행과 경사로 보행 시 Stance phase에서 의족을 착용한 다리는 거의 각도 변화가 없다. 이와 같은 현상이 발생하는 이유는 보행 시 정상적인 다리와 같이 Heel strike 시 의족이



(a) The knee angle data of the level ground

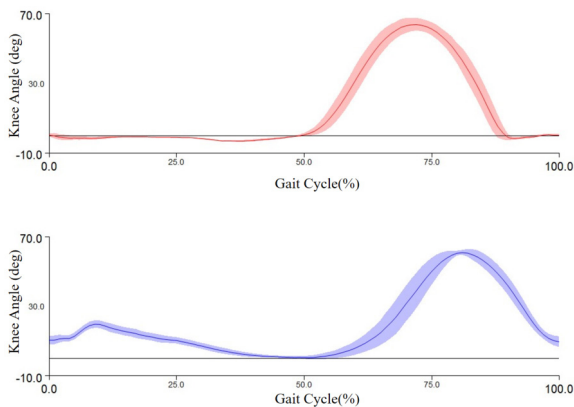
(Upper graph: left, normal side, Lower graph: right, amputated side)



(b) The knee angle data of the ramp walking

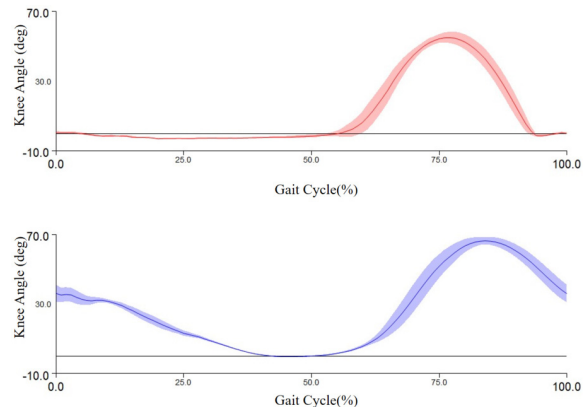
(Upper graph: left, normal side, Lower graph: right, amputated side)

[Fig. 14] The walking data of the voluntary amputee No.1



(a) The knee angle data of the level ground

(Upper graph: left, amputated side, Lower graph: right, normal side)



(b) The knee angle data of the ramp walking

(Upper graph: left, amputated side, Lower graph: right, normal side)

[Fig. 15] The walking data of the voluntary amputee No.2

[Table 3] Dynamic max torque comparison

Prosthetic Knee	Dynamic max torque (Nm)
Ottobock TITAN	Zero
Ottobock 3R60	Zero
Developed Prosthetic knee	18
MIT CSEA Knee	40

Full extension이 되어 잠금 현상으로 인해 무릎이 고정이 되어 굽혀지지 않는다. 실험 대상자는 넘어지는 것을 방지하기 위해 Heel strike 시 잠금 상태로 보행하여 굴곡이 거의 발생하지 않는 것을 확인할 수 있다. 하지 절단 장애인이 개발된 의족을 착용 후 보행 시 기존의 착용하던 의족보다 가벼워 보행하는데 수월하고, swing시 큰 힘을 주지 않아도 무릎이 올라오며, [Table 3]에서 볼 수 있듯이 Ottobock사의 TITAN과 3R60은 액추에이터가 없이 수동형으로 구성되어 있어 동적 토크가 0이기 때문에 보행 시 보조해주지 못하지만, 개발한 무릎형 의족

은 보행 시 보조해주는 구동 모듈이 있어 보행 시 편안하다는 착용자의 의견이 있었다. 하지만 MIT에서 개발한 CSEA (Clutchable Series Elastic Actuator) 의족^[20]에 비해 토크가 떨어진다. 추후 발목형 의족과 결합하여 부족한 토크를 보완할 예정이다.

5. 결론

본 논문은 하지 절단 장애인을 위한 전자 제어식 무릎형 의족을 개발하였다. 4절 링크 구조로 통합형 구동 모듈을 사용하여 설계 및 제작하였다. 4절 링크 구조를 사용하여 보행 시 회전 중심이 변경되어 안정성을 높일 수 있었다. 통합형 구동 모듈을 사용함으로써 전자 제어식 무릎형 의족의 경량화가 가능하고 배터리는 무게를 분산하기 위해 분리형으로 하였다. 분리형 배터리는 소켓 위에 부착한다. 하지 절단 장애인의 보행 시 에너지 사용을 줄여 장시간 사용하는데 피로도를 줄일 수

있다. 허부에는 충격을 흡수하기 위한 우레탄 스프링과 로드 셸로 구성하였다. 우레탄 스프링은 착용자에 맞게 변형이 가능하다. 보행 패턴과 보행 환경에 따른 제어가 가능할 수 있도록 각종 센서와 마이크로 프로세서로 구성된 통합 제어 보드를 제작하여 사용하였다.

하지 절단 장애인을 대상으로 본 논문에서 개발한 전자 제어식 무릎형 의족을 착용하여 성능 실험을 하였다. 움직임 각도는 120도 이상의 동작이 가능하다. 실험 대상자의 정상적인 무릎과 전자제어식 무릎형 의족을 착용한 무릎의 각도 그래프를 비교하면 Swing phase에서 유사한 형태가 나타나는 것을 확인할 수 있다.

향후 추가적인 실험을 진행하여 실험 대상자에게 얻은 데이터를 통해 전자제어식 무릎형 의족을 개선하여 대퇴 절단 장애인이 정상 다리 보행 데이터와 전체적으로 유사한 형태를 가질 수 있도록 할 것이다.

References

- [1] Z. Lui, M. I. Awad, A. Abouhossein, A. Dehghani-Sanij, and N. Messenger, "Virtual prototyping of a semi-active transfemoral prosthetic leg," *J Engineering in Medicine*, vol. 229, no. 5, pp. 350-361, May, 2015, DOI: 10.1177/0954411915581653.
- [2] D. Yoon, G. Lee, and Y. Choi, "Underactuated Finger Mechanism for Body-Powered Partial Prosthesis," *The Journal of Korea Robotics Society*, vol. 11, no. 4, pp. 193-204, Nov., 2016, DOI: 10.7746/jkros.2016.11.4.193.
- [3] G.-Y. Gyeong, J.-G. Kim, and Y.-S. Lee, "The Structure of a Powered Knee Prosthesis based on a BLDC Motor and Impedance Control using Torque Estimation on Free Swing," *Journal of Institute of Control, Robotics and Systems*, vol. 21, no. 5, pp. 407-412, May, 2015, DOI: 10.5302/J.ICROS.2015.15.9018.
- [4] W. Alcocer, L. Vela, A. Blanco, J. Gonzalez, and M. Oliver, "Major Trends in the Development of Ankle Rehabilitation Devices," *Int. J. DYNA*, vol. 79, no. 176, pp. 45-55, Dec., 2012, [Online], http://www.scielo.org.co/scielo.php?pid=S0012-73532012000600006&script=sci_arttext&tlng=en.
- [5] E. C. Martinez-Villalpando and H. Herr, "Agonist-antagonist active knee prosthesis: A preliminary study in level-ground walking," *Journal of Rehabilitation & Development*, vol. 46, no. 3, pp. 361-373, 2009, [Online], <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19675988/>.
- [6] F. Sup, H. A. Varol, J. Mitchell, T.J. Withrow, and M. Goldfarb, "Preliminary Evaluations of a Self-Contained Anthropomorphic Transfemoral Prosthesis," *IEEE/ASME Transactions on mechatronics*, vol. 14, no. 6, pp. 667-676, 2009, DOI: 10.1109/TMECH.2009.2032688.
- [7] J. Park, "Leg Mechanism Design and Control of Bio-inspired Robot for High Speed Legged Locomotion," *The Journal of Korea Robotics Society*, vol. 14, no. 4, pp. 264-269, Nov., 2019, DOI: 10.7746/jkros.2019.14.4.264.
- [8] K. H. Kim, Y. H. Kim, S. K. Kim, G. T. Yang, and M. S. Mun, "Development of Transfemoral Prosthesis and Its Gait Analysis," *the Korea Society Mechanical Engineers Fall Annual Meeting*, vol. 2, no. 1, pp. 303-308, 1996, [Online], <https://www.dbpia.co.kr/journal/articleDetail?nodeId=NODE00331776>.
- [9] A. H. Shultz, B. E. Lawson, and M. Goldfarb, "Running with a Powered Knee and Ankle Prosthesis," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 23, no. 3, pp. 403-412, May, 2015, DOI: 10.1109/TNSRE.2014.2336597.
- [10] S. Au, M. Berniker, and H. Herr, "Powered ankle-foot prosthesis to assist level-ground and stair-descent gait," *Neural Networks*, vol. 21, no. 4, pp. 654-666, May, 2008, DOI: 10.1016/j.neunet.2008.03.006.
- [11] B. J. Hafner and R. L. Askew, "Physical performance and self-report outcomes associated with use of passive, adaptive, and active prosthetic knees in persons with unilateral, transfemoral amputation: Randomized crossover trial," *Journal of rehabilitation research and development*, vol. 52, no. 6, pp. 677-700, 2015, DOI: 10.1682/JRRD.2014.09.0210.
- [12] J. Park, G.-H. Yoon, J.-W. Kang, and S.-B. Choi, "Design and control of a prosthetic leg for aboveknee amputees operated in semi-active and active modes," *Smart Materials and Structures*, vol. 25, no. 8, pp. 13, 2016, DOI: 10.1088/0964-1726/25/8/085009.
- [13] C. W. Radcliffe, "Four-bar linkage prosthetic knee mechanisms: kinematics, alignment and prescription criteria," *Prosthet Orthot Int*, vol. 18, no. 3, pp. 159-173, Dec., 1994, DOI: 10.3109/03093649409164401.
- [14] D. A. Hobson and L. E. Torfason "Optimization of four-bar knee mechanisms - A computerized approach," *Journal of Biomechanics*, vol. 7, no. 4, pp. 371-376, Aug., 1974, DOI: 10.1016/0021-9290(74)90032-3.
- [15] S. Chauhan and S. Bhaduri, "Evaluation of the polycentric above knee prosthesis," *Conf. NacoMM 2011*, [Online], <https://www.semanticscholar.org/paper/Evaluation-of-the-Polycentric-above-Knee-Prosthesis-Chauhan-Bhaduri/67ba527dde388cd11de1bb20a0fc5d3b5810757e>.
- [16] S.-J. Na, J.-W. Shin, S.-H. Eom, and E. H. Lee, "A Study on Random Forest-based Estimation Model for Changing the Automatic Walking Mode of Above Knee Prosthesis," *Journal of IKEEE*, vol. 24, no. 1, pp. 9-18, Mar., 2020, [Online], <https://scienceon.kisti.re.kr/srch/selectPORSrchArticle.do?cn=JAKO202010548329363>.
- [17] Y.-K. Kim, K.-R. Ryu, and C.-W. Hur, "A Study On Transmission Protocol for Controller Area Network," *Korean Institute of Information and Commucation Sciences Conference*, vol. 14, no. 1, pp. 836-838, May, 2010, [Online], <https://koreascience.kr/article/CFKO201014258944475.page>.
- [18] J.-Y. Ahn, S.-S. Kim, Y.-J. Kim, S.-J. Park, and K.-I. Hur, "Design of CAN Communication Interface possible for Error Detection that use for Embedded System," *The Journal of the Institute of Internet, Broadcasting and Communication*, vol. 10, no. 1, pp. 69-74, 2010, [Online], <https://koreascience.kr/article/JAKO201025736638589.page>.

[19] N. S. Yun, K.-O. Yi, and J.-Y. Kim, "Kinematic comparison of walking on various inclined walkways," *Journal of Korean Association of Physical Education and Sport for Girls and Women*, vol. 13, no. 1, pp. 89-101, Sept., 1999, [Online], <https://www.dbpia.co.kr/Journal/articleDetail?nodeId=NODE02480334>.

[20] E. J. Rouse, L. M. Mooney, and H. M. Herr, "Clutchable serieselastic actuator: Implications for prosthetic knee design," *The International Journal of Robotics Research*, vol. 33, no. 13, pp. 1611-1625, Oct., 2014, DOI: 10.1177/0278364914545673.



이 지 운

2020 대구가톨릭대학교 자동차공학과(공학사)
2022 대구가톨릭대학교 자동차공학과(공학석사)
2020~현재 한국기계연구원 학생연구원
2022~현재 경북대학교 기계공학과(공학박사)

관심분야: 의료 로봇, 재활 로봇



조 민

2014 세종대학교 항공우주공학과(공학사)
2018 연세대학교 의공학과(공학석사)
2018~현재 중앙보훈병원 보장구센터 연구원
2020~현재 세종대학교 기계공학과(공학박사)

관심분야: 하지의지, 보조기기, 생체역학, 생체신호



우 현 수

2000 한국과학기술원 기계공학과(공학사)
2002 한국과학기술원 기계공학과(공학석사)
2009 한국과학기술원 기계공학과(공학박사)
2010~현재 한국기계연구원 책임연구원

관심분야: 수술/재활 로봇, 인간증진로봇, 로봇 매니플레이터



이 학

2005 전북대학교 기계공학과(공학사)
2008 전북대학교 정밀기계공학과(공학석사)
2012 Texas A&M 대학교 기계공학과(공학박사)
2021~현재 경북대학교 기계공학부 부교수

관심분야: 모바일 / 휴머노이드 로봇 설계 및 제어



안 동 영

1992~현재 중앙보훈병원 보장구센터
2002 경희대학교 선수의료트레이닝(이학석사)
2007 한국체육대학교 특수체육(이학박사)

관심분야: 의지, 보조기기, 생체역학



김 기 영

2003 한국과학기술원 기계공학과(공학사)
2005 한국과학기술원 기계공학과(공학석사)
2012 한국과학기술원 기계공학과(공학박사)
2016~현재 한국기계연구원 선임연구원

관심분야: 수술 로봇, 연속체 로봇, 텐던 로봇 메커니즘