

# 위치 기반 임피던스 제어를 이용한 능동형 동력의족 시스템 개발

## Development of an Active Powered Prosthesis System using Position-based Impedance Control

조 봉 언, 이 영 삼\*

(Bong-Eon Jo<sup>1</sup> and Young-Sam Lee<sup>1,\*</sup>)

<sup>1</sup>Department of Electrical Engineering, Inha University

**Abstract:** In this paper, we discuss the implementation of an active powered knee prosthesis using position-based impedance control. We propose a new mechanical structure for knee prosthetics such that maintenance is more convenient and the noise in the load cell measurement, caused by a motor, is greatly reduced. We developed the embedded system based on a 32-bit digital signal controller and made a standalone operation without tethering possible by attaching the developed embedded system directly to the prosthesis. We divided the walking cycle into 5 stages and controlled the prosthesis such that it had different mechanical impedance depending on the stage. For efficient control of the impedance, we first derived the relationship between the knee angle and the torque applied to the knee, and then proposed a position-based impedance controller for the knee prosthesis. We evaluated the walking performance of the knee prosthesis through experiments, such as walking on a level surface or on an incline. We also analyzed the features of the proposed knee prosthesis by comparing the walking data of the proposed prosthesis with normal walking data.

**Keywords:** powered prosthesis, position-based impedance control

### I. 서론

현대사회에서는 전쟁에 의하여 발생하는 손상보다 교통 사고 혹은 산업재해등과 같은 지체손상 및 절단의 위험이 높아졌다. 항생제와 미세 접합술과 같은 의학적인 발전과 교통사고와 산업재해의 감소가 지체손상 및 절단의 발생을 낮출 것으로 예상되었으나, 당뇨병이나 말초혈관질환 혹은 악성종양과 같은 질병에 의한 절단의 증가로 일정한 비율을 유지하고 있다. 무릎아래를 절단한 환자들은 무릎관절이 남아있어 의족을 착용하면 비교적 수월하게 보행을 할 수 있다. 하지만 대퇴절단 환자는 일반의족을 착용할 경우 부자연스러운 보행이 이루어지게 된다. 이러한 절단환자들의 정상인의 보행과 유사한 보행을 위하여 다양한 형태의 의족이 개발되고 있다.

현재 개발된 의족은 수동형 의족과 능동형 의족으로 나눌 수 있다. 수동형 의족 중 동력원이 없는 의족은 상대적으로 저렴한 가격을 가지고 있어 의족의 보급률을 높이는 목적을 가진다. 이러한 의족은 에너지를 저장하는 형태를 가지고 있어 신체에 부담을 줄이는 방법을 이용한다[1]. 동력원을 가지지 않는 수동형 의족은 공/유압식 동력원을 가지거나 가변 유체를

를 사용한다. 이러한 의족 또한 에너지를 저장하는 구조를 가지고 동력원을 이용한 임피던스의 조절을 통해 보행을 하는 형태를 가진다[2]. 지능 재료인 MR(Magneto-Rheological)유체를 활용하여 MR 댐퍼 혹은 MR 브레이크를 이용한 의족을 연구한 사례가 있다[3,4,5]. 수동형 의족은 착용자의 힘을 이용하여 보행한다. 따라서 정상 보행과 비교하여 약 60%의 에너지소모가 더 발생하게 된다[6]. 능동형 의족은 모터와 같은 액추에이터를 이용한다. 액추에이터와 마이크로프로세서를 이용하여 무릎관절의 각도를 제어하기 때문에 수동형 의족들에 비하여 자연스러운 보행이 가능하다. 해외의 연구그룹들은 다양한 구조의 동력의족과 복잡한 보행환경에서 걸을 수 있는 동력의족에 대한 연구를 수행하고 있다[7,8]. 하지만 국내의 경우 능동형 동력의족에 대한 많은 연구가 이루어지지 않고 있다. 국내에서 판매되는 동력의족은 외국에서 개발된 수천만원대의 제품들이다. 또한 관절의 유압을 조절하여 보행하는 제품들로 사람의 근육처럼 양의 일을 하지 못하기 때문에 착용자의 에너지를 더 많이 소모하게 된다. 본 논문에서는 액추에이터를 이용하여 사람의 관절과 같이 양의 일을 할 수 있는 동력의족의 개발에 대하여 다룬다. 기구부의 개선을 통해 외부에서 주어지는 힘을 효과적으로 측정하고 보행단계에 맞는 임피던스를 생성하여 착용자의 보행에 도움을 주는 의족을 개발한다. 이러한 연구는 자본의 해외유출방지 및, 능동형 동력의족의 자체기술 확보를 목표로 한다.

산업용 로봇이나 착용식 로봇에 사용되는 임피던스 제어는 로봇이 불확실한 환경에 적응할 수 있도록 한다[9]. 능

\*Corresponding Author

Manuscript received January 31, 2017 / revised February 16, 2017 / accepted February 23, 2017

조봉언, 이영삼: 인하대학교 전기공학과  
(jbw0803@gmail.com/lvs@inha.ac.kr)

\* 본 논문은 한국전력공사의 재원으로 기초전력연구원의 2015년 선정 기초연구개발과제의 지원을 받아 수행된 것임 (과제번호 : R15XA03-12).

동형 동력의족의 목표는 정상인의 보행과 유사한 동작을 만들어내는 것이다. 이를 위해 착용자의 움직임과 외부환경의 부하에 대하여 대응이 가능하도록 동력의족은 임피던스 제어를 이용하여 동작한다. 실제 인체와 동일한 수준의 움직임을 재현하는 것은 미래 산업기술의 핵심요소중 하나인 휴머노이드 등의 로봇기술과 연계할 수 있다[10].

본 논문은 다음과 같이 구성된다. 먼저 II절에서는 개선된 능동형 동력의족의 기구부와 임베디드 시스템에 대하여 설명한다. III절에서는 시스템의 제어를 위하여 보행단계를 나누고 임피던스제어를 구현하기 위한 방법을 기술한다. IV절에서는 어댑터를 이용하여 평지보행과 경사로보행을 실험하고 결과를 보여준다. 마지막으로 V절에서는 결론을 제시한다.

II. 능동형 동력 의족 시스템의 구성

1. 하드웨어 설계

본 논문에서는 기존연구에서 사용하던 의족의 단점을 개선한 동력의족의 기구부를 사용한다[11]. 기존의 능동형 의족과 마찬가지로 무릎관절을 움직일 수 있는 1자유도를 가진다. DC모터와 볼스크류를 액추에이터로 사용하는 슬라이더 크랭크 구조를 가지고 있으며 그림 1과 같이 나타낼 수 있다. 무릎관절의 각도를 측정할 수 있는 마그네틱 엔코더가 ①에 있고 하중을 측정하기 위한 로드셀이 ②에 위치한다. ③과 ④는 각각 동력의족의 액추에이터로 사용되는 DC모터와 볼스크류를 나타낸다. DC모터에는 인크리멘탈 엔코더가 장착되어 있어 속도제어 혹은 위치제어에 사용할 수 있다.

기존연구인 [11]에서 사용된 능동의족의 액추에이터는 그림 2의 (a)와 같다. 알루미늄 재질의 실린더형태로 구성되어 있어 부품의 고장이나 변경등과 같은 이유로 교체가 필요할 때 교체가 용이하지 못하다. 또한 로드셀을 고정시키는 두 부품이 알루미늄으로 이루어져 있다. 알루미늄 프레임을 이용하고 DC모터와 로드셀이 인접하는 구조로 인하여

로드셀의 신호에 잡음이 많은 영향을 끼치게 된다. 본 논문에서 새로 제작한 동력의족은 그림 2의 (b)와 같다. 기존의 능동의족과 비교하여 두 가지의 차이점을 가진다. 첫째, 액추에이터를 실린더형태로 고정하는 방법에서 양 옆의 지지물을 통해 고정하는 방법을 이용한다. 이를 이용하면 DC모터, 볼스크류, 커플링과 같은 구성품의 교체가 용이해지는 장점을 가진다. 둘째, 로드셀을 고정하는 부품을 나일론으로 제작한다. 절연소재인 나일론을 사용하게 되면 모터에 의하여 생기는 잡음과 동력의족의 프레임에서 생기는 잡음의 영향을 줄일 수 있다.

그림 3은 로드셀을 나일론과 알루미늄으로 만든 부품을 이용해서 고정한 것을 나타낸다. 두 방법의 차이를 확인하기 위하여 다음과 같은 실험을 한다. 능동형 의족을 실험을 위한 구조물에 고정하고 모터에 sin파형의 신호를 인가한다. 모터 구동을 위한 PWM(Pulse Width Modulation)은 20Khz의 캐리어 주파수를 사용하고 PWM 내부 카운터의 under flow가 발생하는 시점과 ADC(Analog-to-Digital Converter)가 이루어지는 시점을 동기화시킨다. 샘플링시간은 2ms이고 샘플

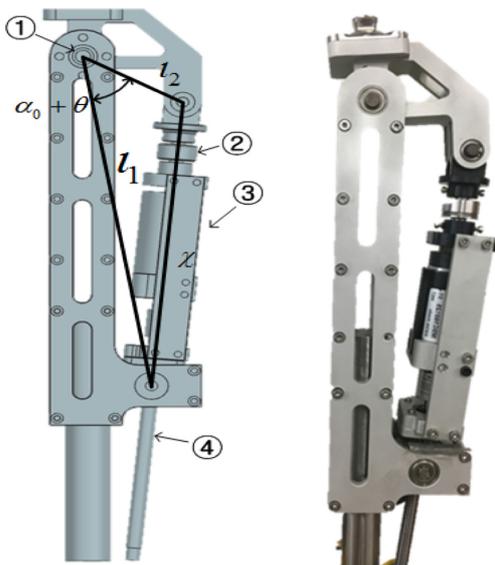


그림 1. 제안되는 능동형 동력의족의 기계적 구조.  
Fig. 1. Mechanical structure of a proposed powered knee prosthesis.

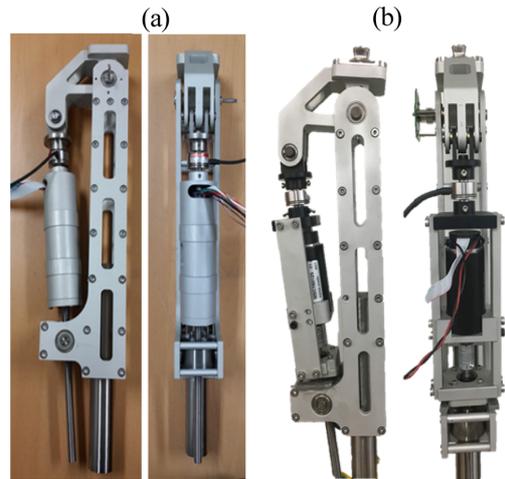


그림 2. (a) 기존의 능동형 동력의족, (b) 제안하는 능동형 동력의족.  
Fig. 2. (a) Existing powered knee prosthesis, (b) Proposed powered knee prosthesis.

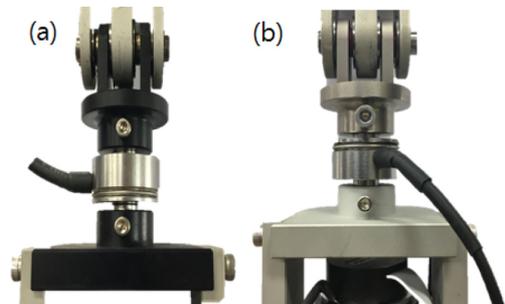


그림 3. (a) 나일론을 이용한 로드셀 결합. (b) 알루미늄을 이용한 로드셀 결합.  
Fig. 3. (a) Assembling the loadcell using nylon. (b) Assembling the loadcell using aluminum.

플링시간마다 40개의 데이터가 측정된다. 40개의 데이터는 평균필터를 이용하여 사용한다. 데이터측정을 위하여 자체적으로 개발한 DAQ(Data Acquisition)시스템을 이용한다[12].

그림 4의 (a)는 나일론 소재의 부품을 사용할 때 ADC값이고 (b)는 알루미늄으로 만든 부품을 사용할 때 ADC값이다. 무릎관절이 굽어질 때 ADC값이 증가하고 펴질 때 ADC값이 감소한다. 나일론을 사용할 때 노이즈의 크기는 약 5정도로 굽어질 때와 펴질 때 모두 고르게 나타난다. 알루미늄을 사용한 경우에는 무릎관절이 펴질 때 노이즈의 영향이 커진다. 노이즈의 크기는 약 25로 나일론을 사용한 경우와 비교하여 5배 큰 노이즈를 가진다. 모터에 인가되는 전압의 부호가 바뀔 때 로드셀의 신호가 뒤는 것을 확인할 수 있다. 이 값 또한 알루미늄의 경우에 나일론을 사용할 때 보다 약 5배 큰 값을 확인할 수 있다.

기존의 DC모터를 이용한 능동형 동력의족 시스템은 알루미늄을 이용하여 로드셀을 고정하였다[13]. 기존의 연구에서는 로드셀 신호의 잡음을 줄이기 위하여 2Khz의 캐리어주파수를 가진 PWM을 사용하였으며 이는 가청주파수로 동력의족 구동 시 고주파의 소음이 들린다. 나일론으로 만든 부품을 이용하여 로드셀을 고정할 경우 가청주파수의 PWM을 사용하지 않더라도 잡음이 적은 센서 신호를 얻을 수 있다. 따라서 동력의족의 구동 시 나타나는 고주파 소음이 제거된다.

본 논문에서 사용한 슬라이더 크랭크구조의 능동력의족은 가상일의 원리에 의하여 액추에이터에서 발생하는 힘과 무릎관절의 토크의 관계를 식 (1)과 같이 나타낼 수 있다[14].

$$\tau_k = F \frac{\partial x}{\partial \theta} \quad (1)$$

식 (1)에서  $\tau_k$ 는 무릎 관절의 토크,  $F$ 는 액추에이터에 의해 발생하는 힘,  $x$ 는 액추에이터의 길이,  $\theta$ 는 무릎관절의 각도의 변위를 의미한다.

DC모터와 볼스크류로 이루어진 액추에이터에서 발생하는

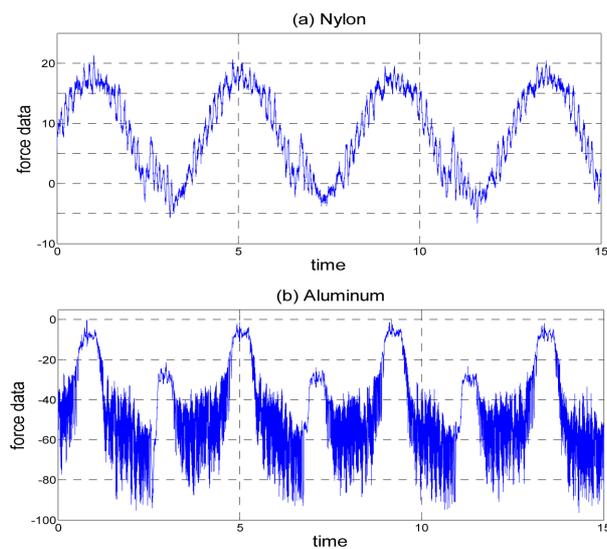


그림 4. 부품의 재질에 따른 로드셀의 신호. (a) 나일론 (b) 알루미늄.

Fig. 4. The signals of the loadcell depending on the material of the part. (a) Nylon (b) Aluminum.

힘은 식 (2)와 같이 나타낼 수 있다.  $L$ 은 볼스크류의 리드 길이,  $\tau_m$ 은 모터에서 출력되는 토크를 나타낸다.

$$F = \frac{2\pi}{L} \tau_m \quad (2)$$

액추에이터의 길이는 구조적으로 식 (3)의 형태로 나타낼 수 있다.  $x$ 는 액추에이터의 길이,  $\alpha_0$ 는 무릎관절이  $0^\circ$ 를 유지할 때 각도를 나타낸다.

$$x = \sqrt{l_1^2 + l_2^2 - 2l_1l_2 \cos(\alpha_0 + \theta)} \quad (3)$$

식 (2)와 식 (3)을 식 (1)에 대입하면 다음과 같은 식 (4)를 구할 수 있다.

$$\begin{aligned} \tau_k &= F \frac{l_1 l_2 \sin(\alpha_0 + \theta)}{\sqrt{l_1^2 + l_2^2 - 2l_1l_2 \cos(\alpha_0 + \theta)}} \\ &= \frac{2\pi}{L} \frac{l_1 l_2 \sin(\alpha_0 + \theta)}{\sqrt{l_1^2 + l_2^2 - 2l_1l_2 \cos(\alpha_0 + \theta)}} \tau_m \\ &= g(\theta) \tau_m \end{aligned} \quad (4)$$

$g(\theta)$ 은 모터토크와 무릎관절토크 사이의 관계를 나타내는 함수로 무릎관절의 각도에 대하여 그림 5와 같이 나타난다. 능동력의족에 사용하는 모터는 MAXON사의 RE40으로 150W의 출력을 가진다. 정격전압은 48V이고 무부하 속도는 7590rpm이며 토크상수는 60.3mNm/A이다. 본 논문에서 사용한 모터드라이버의 허용전류는 10A이다. 따라서 능동력의족이 생성할 수 있는 최대 무릎관절 토크는  $23^\circ$ 에서 143.4Nm가 된다. 75kg의 사람의 경우 평지보행에 필요한 무릎관절의 토크는 46Nm이므로 본 논문에서 설계한 동력의족은 평지보행에 적합하다.

## 2. 임베디드 시스템 설계

동력의족의 제어를 위하여 설계한 임베디드 시스템은 센서 신호처리와 제어연산을 위한 보드와 모터를 구동하기 위한 드라이버보드로 구성된다. 그림 6은 임베디드 시스템의 구성도이다. 센서를 통해 얻은 데이터를 처리하고 제어 연산을 하는 마이크로 컨트롤러는 TMS320F2811을 사용한다. 능동력의족의 제어를 위하여 다음과 같은 시스템요소를 사용한다. 무릎관절의 각도를 측정하기 위한 마그네틱 엔코더, 무릎관절에 인가되는 힘을 측정하기 위한 로드셀, 보행단계를

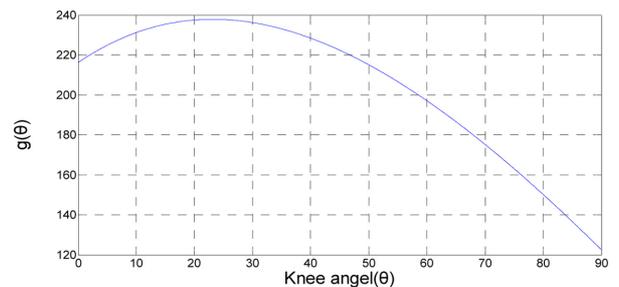


그림 5. 모터토크와 무릎관절토크 사이의 관계.

Fig. 5. Relationship between motor torque and knee joint torque.

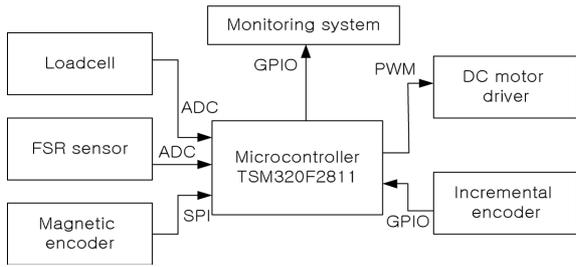


그림 6. 임베디드 시스템 구성도.  
Fig. 6. Embedded system framework.

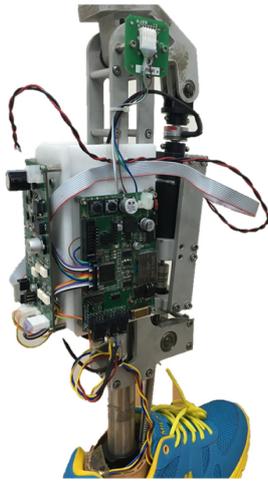


그림 7. 임베디드 시스템을 부착한 능동형 동력의족.  
Fig. 7. Powered knee prosthesis with the attached embedded system.

구분하기 위한 FSR센서, DC모터 구동을 위한 DC모터 드라이버, DC모터의 축에 연결된 라인드라이브방식의 인크리멘탈 엔코더, 시스템 내부의 데이터를 확인하기 위한 모니터링 시스템을 사용한다. 각 구성요소들과 마이크로컨트롤러의 인터페이스 방법은 그림 6과 같이 한다. 통합 제어보드와 DC모터 드라이버는 능동형의족의 프레임에 그림 7과 같이 부착되어 배터리를 이용해 독립적으로 동작한다.

### III. 능동형 의족 시스템 제어

#### 1. 보행 단계 구분

정상인의 보행은 주기성을 가지며 입각기와 유각기로 나눌 수 있다. 입각기는 발이 지면에 닿아있는 상태로 무게중심의 변화에 따라 4가지 단계로 나눌 수 있다. 이 상태에서 무릎관절은 높은 임피던스를 가지면서 발과 지면의 충돌 시에 나타나는 충격에 대하여 완충작용을 하여야 한다. 유각기는 발이 지면에서 떨어진 상태로 낮은 임피던스를 가지며 발목과 무릎의 유기적인 관계를 통하여 발이 자연스럽게 흔들리는 동작을 하여야 한다.

전체 보행은 무릎관절의 임피던스를 특징에 따라 5가지로 구분할 수 있다[15]. 각 단계를 FSM(Finite State Machine)을 통해 구성하면 그림 8과 같다. stance(phase 1) 단계는 발뒤꿈치가 지면에 닿는 순간부터 무게중심이 발가

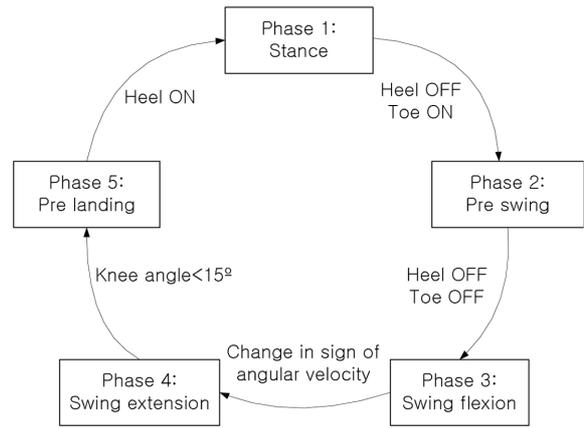


그림 8. 보행단계 구분을 위한 FSM.  
Fig. 8. FSM for gait phase classification.

락 쪽으로 갈 때까지이다. 이 단계에서는 발이 지면에 닿는 순간 무릎에 인가되는 하중을 흡수할 수 있도록 임피던스를 생성해야 한다. Pre swing(phase 2)단계는 무게중심이 발가락 주변으로 움직인 이후부터 발바닥이 바닥에서 떨어질 때 까지를 나타내는 구간이다. 이때는 무릎관절이 구부러지면서 인가되는 하중의 크기가 줄어드는 특징이 있다. Swing flexion(phase 3)단계는 발이 지면에서 떨어져 무릎관절의 굴곡이 일어나고 신전이 일어나기 전까지를 나타낸다. 무게중심은 지면에 붙어있는 반대쪽 다리로 움직이게 된다. 무릎관절은 매우 작은 임피던스를 가지게 되며 허벅지의 움직임에 따라 굽혀진다. Swing extension(phase 4)단계는 구부러진 무릎이 완전히 펴질 때까지의 구간을 나타낸다. 전 구간과 마찬가지로 매우 작은 임피던스를 가지면서 다리가 자연스럽게 펴진다. 마지막으로 pre landing(phase 5)단계는 완전히 펴진 무릎이 땅에 닿기 전까지를 나타내는 구간으로 매우 큰 임피던스를 가지고 있어 무릎이 땅에 닿을 때 갑자기 힘이 빠지는 buckling현상을 방지 한다.

2. 능동형 동력의족 제어

능동형의족은 착용자의 보행주기에 맞추어 알맞게 무릎관절을 움직여야 한다. 보행을 할 때 의족은 보행 환경, 착용자의 보행 습관, 보행속도등과 같은 외부 요인에 영향을 받기 때문에 단순히 무릎의 각도를 제어하여 정상인의 보행과 유사한 보행을 모방할 수 없다. 따라서 위치제어가 아닌 임피던스제어를 사용하여 무릎의 부하에 반응하는 움직임을 만들어 낸다.

능동형 의족을 스프링과 댐퍼를 가진 기계시스템으로 보아 보행에 필요한 무릎관절의 토크를 나타내면 식 (5)와 같다[6].

$$-\tau_k(k) = k_f(\theta_k(t) - \theta_{k,eq}) + b_i \dot{\theta}_k(t) \quad (5)$$

여기서  $k$ 는 스프링계수,  $b$ 는 댐퍼계수,  $\theta_{k,eq}$ 는 무릎각도의 평형점, 아래첨자  $i$ 는 보행단계를 나타낸다. 각 보행단계마다 상이한 무릎관절의 임피던스를 만들어야하기 때문에 단계별로 댐퍼 모델과 스프링-댐퍼 모델을 선택하여 사용한다.

$$\dot{\theta}_k(t) = -\frac{\tau_k(t)}{b_i} \quad (6)$$

$$\theta_k(t) = -\int_0^t \frac{\tau_k(s)}{b_i} ds \quad (7)$$

$$\theta_k[n+1] = \theta_k[n] - \frac{\tau_k}{b} \times dt \quad (8)$$

동력의족을 댐퍼 모델로 보면 스프링상수를 제거하고 무릎관절의 각도를 제어 대상으로 생각할 수 있고 식 (6)처럼 나타낼 수 있다. 무릎관절 각도  $\theta_k(t)$ 는 식 (7)과 같이 구할 수 있고, 이를 이산형 형태로 변형시켜 (8)처럼 사용한다.  $dt$ 는 샘플링시간으로 0.002초이다.

$$\theta_k(t) = \theta_{k,i,eq} - \frac{\tau_k(t)}{k_i} - \frac{b_i}{k_i} \dot{\theta}_k(t) \quad (9)$$

$$\theta_k(t) = \left( \theta_{k,i,0} - \theta_{k,i,eq} + \frac{\tau_k(t)}{k_i} \right) \exp\left(-\frac{k_i}{b_i} \times t\right) + \theta_{k,i,eq} - \frac{\tau_k(t)}{k_i} \quad (10)$$

동력의족을 스프링-댐퍼 모델로 보고 기준입력인 무릎관절의 각도를 구하면 식 (9)와 같다. 미분방정식을 풀면 식 (10)이 되고 이를 동력의족 시스템의 제어입력으로 사용한다.  $\theta_{k,i,0}$ 는 보행단계가 바뀔 때 무릎관절의 각도이다.

식 (7) 혹은 식 (10)를 통해 얻어지는  $\theta_k(t)$ 는 무릎관절의 임피던스를 식 (5)와 같이 만들어 낸다. 식 (8) 혹은 식 (10)을 이용하여 무릎관절의 각도 기준입력을 생성하고 위치제어를 통해 무릎관절의 위치를 기준입력을 추종하도록 제어하면 무릎관절의 임피던스를 근사적으로 식 (5)와 같이 제어할 수 있다.

본 논문에서는 임피던스를 제어하기 위하여 무릎관절의 위치를 제어한다. 능동형 동력의족 시스템은 무릎관절의 각도를 측정하는 마그네틱 엔코더와 모터에 부착된 광학식 인크리멘탈 엔코더가 있다. 각도를 측정하는 방법은 마그네틱 엔코더를 읽는 직접적인 방법과 모터의 엔코더와 식 (3)을 이용하여 간접적으로 계산하는 방법이 있다. 본 논문에서는 간접적인 방법을 이용하여 무릎관절의 각도를 계산하고 이를 피드백 받아 위치제어를 수행한다. 기존의 연구[11,13]에서 사용한 직접적인 방법을 통해 측정된 각도를 피드백 받아 제어하는 것보다 더 정확한 위치제어를 수행할 수 있다.

$$x_0 = \sqrt{l_1^2 + l_2^2 - 2l_1l_2 \cos(\alpha_0 + \theta_{k,0})} \quad (11)$$

$$x_{ref} = \sqrt{l_1^2 + l_2^2 - 2l_1l_2 \cos(\alpha_0 + \theta_{k,ref})} \quad (12)$$

$$x = x_0 + L \times \theta_m \quad (13)$$

$$\theta_{m,ref} = \frac{(x_{ref} - x)}{L} \quad (14)$$

인크리멘탈 엔코더는 초기의 위치를 알지 못하므로 마그네틱 엔코더를 이용해 시스템이 시작될 때 측정되는 최초의 무릎관절 각도 초기값  $\theta_{k,0}$ 을 측정한다. 무릎관절의 초

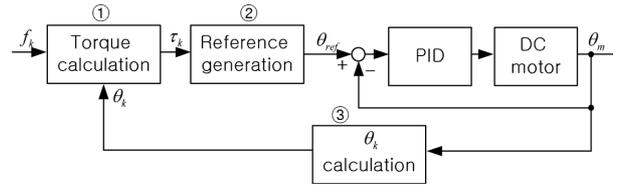


그림 9. 동력의족 제어를 위한 블록다이어그램.  
Fig. 9. Block diagram for control of powered knee prosthesis.

기 각도값  $\theta_{k,0}$ 와 식 (3)을 이용하여 액추에이터의 초기 길이  $x_0$ 를 구한다. 식 (8) 혹은 식 (10)을 이용하여 구한 입력 각도와 식 (3)을 이용하여 액추에이터의 길이의 입력을 구한다. 현재의 액추에이터 길이는 모터의 회전변위와 볼스크류의 리드길이를 이용하여 구한다. 현재 길이와 원하는 길이의 차이에 볼스크류의 리드길이를 나눠 모터의 위치제어에 입력으로 들어갈 회전변위를 계산한다.

본 논문에서 사용한 능동형 동력의족제어를 블록다이어그램으로 나타내면 그림 9와 같다. ①은 무릎관절에 인가되는 토크를 구하는 블록으로 식 (4)를 이용한다. 식 (4)에서  $F$ 는 로드셀의 값을 이용하여 구한 무릎관절에 인가되는 힘이다. ②는 ①에서 구한 토크와 식 (8) 혹은 식 (10)을 이용하여 각도 입력을 구하는 블록이다. 구한 무릎관절의 각도입력은 식 (11)부터 식 (14)를 이용하여 모터의 위치입력으로 변환시켜 모터의 위치제어에 이용한다. ③은 모터의 회전에 의해 변한 액추에이터길이를 이용하여 무릎관절의 각도를 역으로 계산하는 블록으로 식 (3)을 참고한 식 (15)를 이용한다.

$$\theta_k = \cos^{-1}\left(\frac{l_1^2 + l_2^2 - x^2}{2l_1l_2}\right) - \alpha_0 \quad (15)$$

#### IV. 실험 및 결과

본 논문에서 개발한 능동의족을 실험하기 위하여 그림 10과 같이 정상인이 어댑터를 이용하여 의족을 착용한다. 재활 훈련용 트레이드밀을 이용하여 실험자의 안정성과 시험의 정확성을 확보한다. 실험을 통하여 얻은 데이터는 자체적으로 개발한 DAQ시스템을 이용하여 확인 한다.

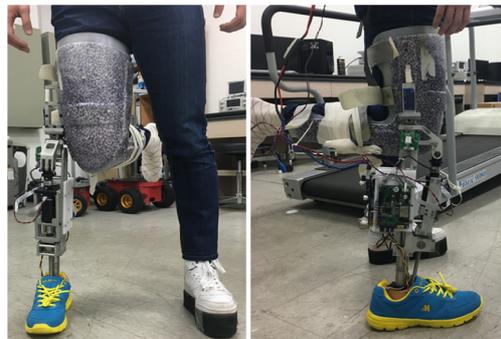


그림 10. 어댑터를 이용한 동력의족의 착용.  
Fig. 10. Wearing a powered knee prosthesis using an adapter.

표 1. 임피던스 제어기모델과 계수.

Table 1. Impedance controller models and coefficients.

Phase	제어기 모델	$k$	$b$	$\theta_{eq}$
1	Spring-damper	5	0.1	15
2	Spring-damper	1	0.05	25
3	Spring-damper	0.3	0.01	65
4	Damper	-	0.007	-
5	Position control	-	-	-

능동형 동력의족을 이용하여 평지보행과 경사로를 올라가는 실험을 수행한다. 평지보행은 2.5km/h와 1.5km/h로 두 가지 속력에 대하여 동력의족의 움직임을 확인한다. 트레이드밀의 incline기능과 앞쪽을 더 높이는 방법으로 7°의 경사로를 만들어 경사로를 올라갈 때 동력의족의 움직임을 확인한다. 평지보행과 경사로보행 모두 동일한 임피던스 제어기를 사용하고 표 1의 계수를 사용한다. 기존의 연구결과를 참고하고, 피실험자가 실험을 통해 자연스러운 보행이라고 느끼는 계수를 선정한다.

1. 평지보행

일반적인 경우 평지보행 시 평균 무릎관절 각도는 그림 11과 같다. 평지보행 시 무릎관절은 두 번의 굴곡과 신전이 일어난다. 그림 12와 그림 13은 2.5km/h와 1.5km/h의 속력으로 걸었을 때 동력의족의 무릎관절 각도를 나타낸 그림이다. 평지보행 실험 그래프를 보면 두 번의 굴곡과 신전이 일어난다. 2.5km/h의 속력에서 나타나는 두 굴곡의 각도는 평균 16°와 45°이다. 1.5km/h의 속력에서 나타나는 두 굴곡의 각도는 평균 17°와 47°이다.

2. 경사로 보행

그림 14는 7°의 경사로를 오를 때 나타나는 무릎관절의 각도를 나타낸 것이다. 평지보행과 마찬가지로 무릎관절은 두 번의 굴곡과 신전을 나타낸다. 일반적인 경우 경사로 보행 시 경사로의 각도가 높아질수록 무릎관절의 궤적에서 처음 나타나는 굴곡의 각도가 커지고 나중에 나타나는 굴곡의 각도는 작아진다[16]. 실험을 통해 얻은 그래프를 보면 첫 번째로 나타나는 굴곡의 평균은 16°이다. 두 번째 나타나는 굴곡의 평균은 약 42°이다.

3. 실험결과

능동형 동력의족은 무릎관절에 가해지는 힘을 이용하여 임피던스제어를 하기 때문에 착용자의 보행속도에 맞추어 동작하게 된다.

평지보행에서 첫 번째 굴곡은 stance단계에서 나타나는데 이는 발뒤꿈치가 바닥에 닿으면서 생기는 충격을 흡수해주는 구간이다. 평균 무릎관절의 각도와 동력의족의 각도차이는 약 5°로 매우 유사한 것을 확인 할 수 있다. 두 번째 굴곡은 swing flexion단계에서 swing extension단계로 넘어갈 때 생긴다. 일반적인 무릎관절각도와 동력의족의 무릎관절 각도는 약 18°의 차이를 보인다. 최대 굴곡을 일반적인 경우와 비슷하게 만들기 위하여 스프링 계수  $k$ 와 평형점  $\theta_{eq}$ 을 증가시킬 경우 동력의족은 높은 임피던스를 가지게 된다. 이로 인하여 동력의족은 착용자의 움직임에 따라 동작하기보다 정해진 궤적을 따라 동작하게 된다. 보행속력이 느린 경우에 굴곡이 일어나는 시점이 일정하지 못하다. 이는 어댑터를 이용

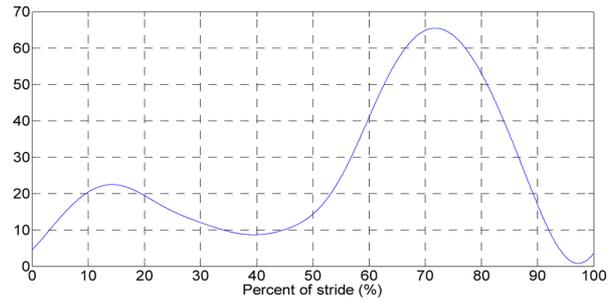


그림 11. 평지보행 시 평균 무릎관절 각도.  
Fig. 11. Average knee joint angle during level walking.

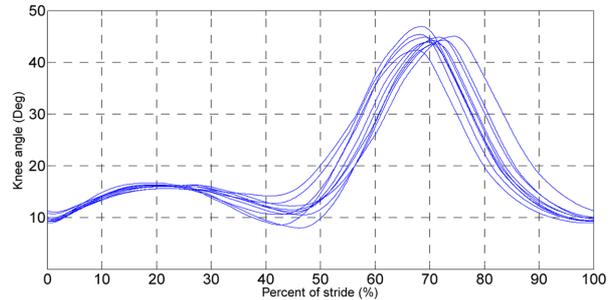


그림 12. 무릎관절 각도 : 2.5km/h.  
Fig. 12. Knee angle : 2.5km/h.

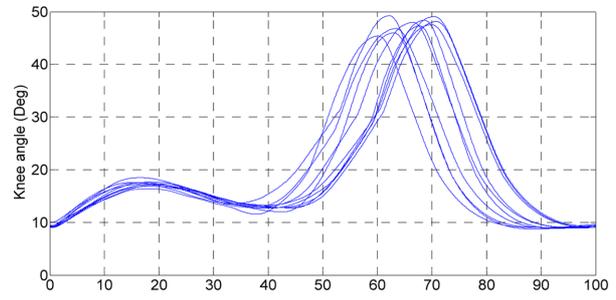


그림 13. 무릎관절 각도 : 1.5km/h.  
Fig. 13. Knee angle : 1.5km/h.

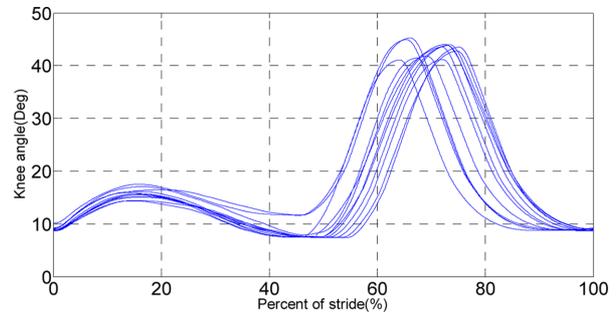


그림 14. 경사로 보행 시 무릎 관절 각도.  
Fig. 14. Knee angle during inclined walking.

하여 의족을 착용하기 때문에 의족이 원래 다리의 옆에 착용되기 때문이다. 의족을 이용하여 중심을 잡는 것이 익숙하지 않기 때문에 넘어짐을 방지하기 위하여 반대발이 더 빨

리 나오는 현상을 보인다. 보행 속도가 느릴 경우 이러한 현상이 더 자주 나타난다. 이로 인하여 불규칙적인 시점에서 최대 굴곡이 나타난다. 1자유도 능동외족을 이용하여 경사로를 올라갈 때 발목의 도움을 받지 못하기 때문에 첫 번째 굴곡이 평지보행과 비슷한 각도를 가지게 된다.

### V. 결론

본 논문에서는 능동형 동력의족 시스템을 설계하고 제어를 위하여 보행단계를 나눈 다음 임피던스 제어를 이용하여 실제로 보행실험을 진행하였다.

제안된 동력의족은 기존의 동력의족의 단점을 개선하여 설계되었다. 실린더형태로 설계된 액추에이터를 지지대를 이용하여 고정시키는 형태로 바꾸어 유지보수가 용이하도록 설계하였다. 또한 로드셀을 고정하기 위한 부품을 알루미늄에서 나일론으로 바꾸어 모터와 능동외족의 프레임에서 생기는 잡음을 줄였다. 능동형 동력의족의 제어를 위하여 보행단계를 5단계로 구분하여 FSM과 위치기반의 임피던스제어를 구성하였다. 동력의족을 스프링과 댐퍼를 가진 기계 시스템으로 생각하고 각 단계에 맞는 임피던스를 생성하기 위하여 무릎관절의 각도를 제어하였다. 평지보행과 경사로 보행실험을 통해 능동형 동력의족을 이용한 보행과 일반적인 보행을 비교하였다.

### REFERENCES

- [1] K. H. Kim, Y. H. Kim, S. K. Kim, G. T. Yang, and M.S. Mun, "Development of Transfemoral Prosthesis and Its Gait Analysis," *Proc. of the Korea Society Mechanical Engineers Fall Annual Meeting*, vol. 2, no. 1, pp. 303-308, Jan. 1996.
- [2] B. G. A. Lambrecht and H. Kazerooni, "Design of a Semi-Active Knee Prosthesis," *Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Kobe, Japan, pp. 639-645, May 2009.
- [3] J. P. Park, J.W. Kang, and S. B. Choi, "Design and Analysis of Above Knee Prosthetic Leg Using MR Damper," *Transactions of the Korean Society for Noise and Vibration Engineering (in Korean)*, vol. 26, no. 2, pp. 165-171, 2016.
- [4] F. Li, H. Xie, W. Yuan, and Y. Liu, "The Application Research of MR Damper in Intelligent Bionic Leg," *Control and Decision Conference*, 2009. Chinese, pp. 1327-1331, 2009.
- [5] H. Herr and A. Wilkenfeld, "User-adaptive control of a magnetorheological prosthetic knee," *Industrial Robot: An International Journal*, vol. 30, no. 1, pp. 42-55, 2003.
- [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, Dec. 2009.
- [7] 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.
- [8] 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, Mar. 2008.
- [9] J. K. Ahn and S. Jung, "Position-Based Force Control Application of a Mobile Robot with Two Arms," *Journal of Institute of Control, Robotics and Systems (in Korean)*, vol. 19, no. 4, pp. 315-321, 2013.
- [10] J. H. Park, "Impedance Control for Biped Robot Locomotion," *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, vol. 17, no. 6, Dec. 2001.
- [11] 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 (in Korean)*, vol. 21, no. 5, pp. 407-412, May. 2015.
- [12] S. K. Seo, Y. S. Park, and Y. S. Lee, "Development of a Cost-effective Data Acquisition System using an Open-source Hardware and Matlab/Simulink," *Proc. of the 13th International Conference on Informatics in Control, Automation and Robotics*, Lisbon, Portugal, vol. 1, pp.484-491, 2016.
- [13] W. S. Kim, S. Y. Kim, and Y. S. Lee, "Development of a Powered Knee Prosthesis using a DC Motor," *Journal of Institute of Control, Robotics and Systems (in Korean)*, vol. 20, no. 2, pp. 193-199, Feb. 2014.
- [14] C. D. Hoover, G. D. Fulk, and K. B. Fite, "The Design and Initial Experimental Validation of an Active Myoelectric Transfemoral Prosthesis," *Journal of Medical Devices*, vol. 6, no. 1, 2012.
- [15] F. Sup, A. Bohara, and M. Goldfarb, "Design and Control of a Powered Transfemoral Prosthesis," *International Journal of Robotics Research*, vol. 27, no. 2, pp. 263-273, 2008.
- [16] N. S. Yun, K. O. Lee, 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 (in Korean)*, vol. 13, no. 1, pp. 89-101, Sep. 1999.

### 조 롱 언

제어 · 로봇 · 시스템학회 논문지, 제21권 제11호 참조.

### 이 영 삼

제어 · 로봇 · 시스템학회 논문지, 제15권 제4호 참조.