

DC 모터를 이용한 동력 의족 시스템 개발

Development of a Powered Knee Prosthesis using a DC Motor

김원식, 김석윤, 이영삼*
(Won-Sik Kim¹, Seuk-Yun Kim², and Young-Sam Lee^{1,*})

¹Department of Electrical Engineering, Inha University

²Robot Engineering Major, Inha University

Abstract: In this paper, we present an overview of the structure of a lab-built powered knee prosthesis and the control of it. We build a powered prosthesis prototype on the basis of previous researches and aim at obtaining the essential technology related with its control. We adopt the slider-crank mechanism with a DC motor as an actuator to manipulate the knee joint. We also build an embedded control system for the prosthesis with a 32-bit DSP controller as a main computation unit. We divide the gait phase into five stages and use a FSM (Finite State Machine) to generate a torque reference needed for each stage. We also propose to use a position-based impedance controller for driving the powered knee prosthesis stably. We perform some walking experiments at fixed speeds on a treadmill in order to show the feature of the built powered prosthesis. The experimental results show that our prosthesis has the ability to provide a functional gait that is representative of normal gait biomechanics.

Keywords: powered prosthesis, impedance control, finite state machine

I. 서론

선천적인 장애 또는 전쟁, 사고에 의해서 사지의 일부 또는 전부가 절단된 환자들이 발생하고 있다. 또한 현대 사회에 들어 이와 같은 외상에 의한 원인 이외에 동맥경화, 당뇨병과 같은 혈관질환에 의한 절단 환자의 수도 급증하고 있는 추세이다. 특히 이러한 절단 환자 중에서 하지 절단 환자의 경우 이동성에 큰 제약을 받기 때문에 정상적인 생활을 함에 있어서 많은 어려움을 겪고 있다. 이를 개선하기 위해서 현재 전동 휠체어와 같은 다양한 보행보조기가 개발, 판매되고 있지만 다양한 보행환경에 대해서 하지 절단 환자들의 이동성을 보장해 주지 못하고 있다. 이와 같은 한계점을 극복하고 하지 절단 환자들이 하여금 정상인과 유사한 보행이 가능하도록 하게 함으로써 이들의 삶의 질을 향상시키고 보다 편리한 사회활동 참여를 보장하기 위해서 현재 다양한 형태의 의족이 개발되고 있다.

의족의 종류는 그 동작 방식에 따라 크게 수동형 의족과 능동형 의족으로 구분되며 하지 절단 환자의 절단 부위에 따라 다양한 형태를 가지고 있다[1]. 수동형 의족의 경우 링크 구조로 구성된 기계식 의족과 댐퍼 방식의 의족으로 나누어지며 기본적으로 지면 또는 의족 착용자에 의한 외력을 저장, 사용하는 방식으로 평지 보행과 같은 단순한 보행 활동은 무리 없이 수행이 가능하다. 하지만 의족 자체에서 보행에 필요한 힘을 생성하지 않기 때문에 계단 오르기, 뛰기와 같은

활동의 경우 수동형 의족으로 이를 구현하기 위해서는 많은 제약이 따른다. 또한 에너지 소모에 있어서도 정상 보행에 비해서 약 60% 이상의 에너지를 더 소모하는 것으로 알려져 있다. 이에 반해 능동형 의족은 모터와 같은 액츄에이터를 이용하여 자체적으로 힘을 생성하기 때문에 수동형 의족에 비해서 보다 다양한 활동을 수행할 수 있다[2,3].

현재 의족 분야에 대한 해외 연구그룹의 경우 의족 시스템 개발과 관련하여 많은 연구를 진행하고 있다. 유/공압 댐퍼를 이용한 수동형 의족은 이미 상당부분 연구가 진행되어 여러 의족 개발 업체에 의해서 상용화 되고 있다. 능동형 의족에 대한 연구 또한 많은 연구가 진행되고 있다. 현재 능동형 의족 분야에 있어서 가장 앞서있는 연구 그룹으로는 미국 시카고 재활 연구소(USA: Rehabilitation Institute of Chicago)와 반더빌트 대학(Vanderbilt University, USA) 등이 있으며 이들 연구 그룹의 경우 발목과 무릎 관절을 모두 구현한 2자유도 능동형 의족에 대한 연구를 수행하고 있다[2,4,5]. 또한 의족의 구동 방식에 있어서도 단순한 기계적 센서 이외에 근전 신호를 이용한 의족 연구도 진행되고 있다[6]. 하지만 국내 의족 연구의 경우 해외와 달리 많은 연구가 이루어지지 않고 있는 상황이다. 수동형 의족의 경우 재활공학연구소와 민간 의족 개발 업체에서 연구가 진행 중에 있지만 능동형 의족의 경우 기술 개발 필요성에 대한 인식 부족으로 인해 연구 개발 정도가 매우 미비한 실정이다. 미흡한 국내 의족 연구로 인해서 국내 하지 절단 환자들은 외국에서 개발, 판매되고 있는 고가의 제품들을 수입하여 사용하거나 최소한의 기능만을 갖춘 저가형 수동 의족을 사용하고 있는 실정이다. 본 논문에서 소개하는 연구는 의족 개발에 관한 기술 종속에서 탈피하고 미래 시장에서의 경쟁력 확보를 위하여 능동형 동력 의족 시스템에 대한 자체 기술을 확보하는 것을 목표로 이루어졌다.

* Corresponding Author

Manuscript received October 29, 2013 / revised December 24, 2013 / accepted December 26, 2013

김원식, 이영삼: 인하대학교 전기공학부

(medjam220@gmail.com/lys@inha.ac.kr)

김석윤: 인하대학교 로봇공학과(silentwind.kim@gmail.com)

※ 본 연구는 지식경제부 및 정보통신산업진흥원의 IT융합 고급인력 과정 지원사업의 연구결과로 수행되었으며(NIPA-2013-H0401-13-1006), 또한 인하대학교의 지원에 의해 연구되었음.

본 논문에서는 능동형 의족 개발을 위한 초기 과정으로써 해외의 선행 연구 결과를 기반으로 개발된 1자유도 능동형 동력 의족 시스템의 구성 및 테스트 과정에 대해서 기술하고자 한다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. II 장에서는 개발된 동력 의족의 기구부 설계와 임베디드 시스템과 같은 동력 의족 시스템의 기본 구성에 대해 소개한다. III 장에서는 동력 의족 제어 과정에서의 센서 신호처리 방법과 보행 단계 구분을 위해 구성된 Finite State Machine에 대해 기술한다. 또한 의족 시스템 제어를 위한 위치제어 기반의 임피던스 제어를 제안한다. IV 장에서는 개발된 동력 의족 시스템을 통한 정속 평지 보행 시험을 위해 구성된 통합 시험 환경을 소개하고 이를 통해 얻어진 시험 결과에 대해서 기술한다. 마지막으로 V 장에서 결론을 맺는다.

II. 능동형 의족 시스템 구성

1. 기구부 설계

본 연구를 통해 개발한 의족은 장하지 절단 환자들을 위한 1자유도 동력 의족이다. 기본 동력 전달 방식으로 DC 모터와 볼스크류를 이용한 Slider-Crank 구조를 채택하고 있으며 0°에서 90°까지의 동작범위를 가진다. 기본적인 구조는 그림 1과 같다[4,6]. 그림 1의 ①은 의족의 회전 조인트로 앵글루트 엔코더가 위치하며 그림 1의 ②는 무릎 관절 하중을 측정하기 위한 로드셀을 나타낸다. 그림 1의 ③과 ④는 각각 모터와 볼스크류를 나타낸다.

x 는 액추에이터의 길이, α_0 는 l_1, l_2 에 의한 최소 각도, θ 는 무릎 관절 각도의 변위를 나타내는 것으로 코사인 법칙에 의해서 다음과 같은 기하학적 관계를 가진다[6].

$$x = \sqrt{l_1^2 + l_2^2 - 2l_1l_2\cos(\alpha_0 + \theta)} \quad (1)$$

구성된 Slider-Crank 구조에서의 액추에이터에 의해 발생하는 힘과 무릎 관절의 토크와의 관계는 가상일의 원리를 식 (1)을 이용해서 다음 같이 나타낼 수 있다[6].

$$\tau = F \frac{\partial x}{\partial \theta} = \frac{Fl_1l_2 \sin(\alpha_0 + \theta)}{\sqrt{l_1^2 + l_2^2 - 2l_1l_2 \cos(\alpha_0 + \theta)}} \quad (2)$$

식 (2)에서 τ 는 무릎 관절의 토크, F 는 액추에이터에 의해 발생하는 힘을 나타낸다.

의족 구동을 위하여 150W Maxon RE40 DC 모터를 사용하며, 무릎 관절의 하중 측정을 위해 로드셀(CDFS-200, 봉신 로드셀)을 사용한다. 동력 의족을 이용한 보행에 필요한 발은 상용제품을 이용하며 보행 단계 구분을 위한 신호를 얻기 위해 상용제품의 발바닥 부위에 압전센서(force sensing resister)를 부착한다. 또한 동력 의족의 무릎 관절 각도를 측정하기 위해서 앵글루트 엔코더를 사용한다. 제작의 용이성을 고려하여 의족의 기본적인 프레임은 모두 알루미늄으로 제작하며 이를 바탕으로 개발된 의족 프레임의 무게는 4.0Kg이다. 정상인의 대퇴부까지의 무게가 전체 몸무게의 약 5~6%를 차지하며[7], 의족의 기본 프레임 이외에 추가적인 장치들이 부착될 것을 고려하면 향후 보다 경량화된 의족의 기구부 구성

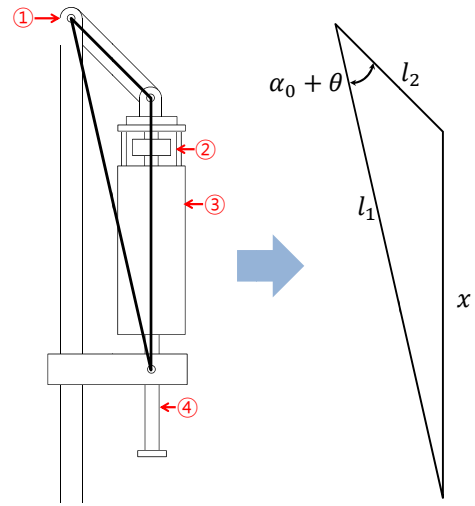


그림 1. Slider-crank 방식을 이용한 무릎 관절 구동 구조.

Fig. 1. Knee actuation structure based on slider-crank mechanism.



그림 2. 개발한 1자유도 능동형 동력 의족.

Fig. 2. Lab-built single DOF powered knee prosthesis.

이 필요할 것으로 판단된다. 그림 2는 개발된 1자유도 능동형 의족이다.

2. 임베디드 시스템

동력 의족 제어를 위하여 구성한 임베디드 시스템은 크게 센서 신호처리 보드와 마이크로컨트롤러, DC모터 드라이버로 구분되며, 시스템 구동을 위한 전원은 파워 서플라이를 이용하여 공급한다. 그림 3은 구성된 임베디드 시스템의 구성도 이다.

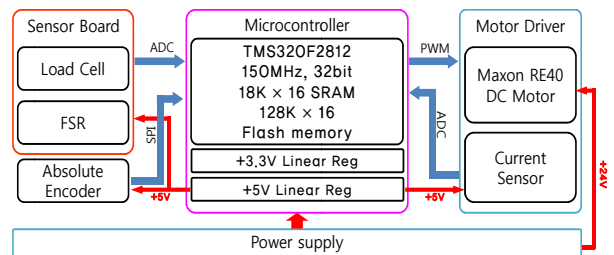


그림 3. 임베디드 시스템 구성도.

Fig. 3. Embedded system framework.



그림 4. 통합 제어 보드.
Fig. 4. Integrated control board.

센서 신호처리 보드는 의족 제어에 사용되는 로드셀과 압전센서의 신호 안정화 및 제어보드에 최적화 된 센서 신호 출력을 위한 역할을 수행한다. OP-AMP(7LV2464)를 이용한 전압 추종 및 증폭 회로 구성 및 정밀 계측 증폭기(AD624)를 통하여 로드셀 신호처리를 수행하며 아날로그 센서 데이터를 디지털로 변환하기 위하여 마이크로컨트롤러에 내장되어 있는 AD컨버터(12bit resolution)를 이용한다. 무릎 관절 각도 측정을 위해 사용한 앵슬루트 엔코더 데이터는 SPI (Serial Peripheral Interface) 통신을 이용하여 마이크로컨트롤러로 전송한다.

마이크로컨트롤러는 초기 개발환경의 확장성을 고려하여 150MHz TMS320F2812(DSP) 모델을 채택하고 128K×16 Flash memory와 18K×16 내부 RAM을 가지고 있다. 센서 신호처리 보드에 의해 얻어진 센서 데이터를 이용하여 500Hz 샘플링 주파수에 맞춰 제어 연산 및 DC모터 제어의 역할을 수행한다. 또한 Matlab/Simulink와 High Speed USB 장치를 이용한 초고속 모니터링 시스템을 이용하여 각 센서 데이터를 실시간으로 확인 할 수 있다.

개발한 DC모터 드라이버는 동력 의족에 장착된 DC모터 구동을 위한 것으로 FET(PSM N025-100D)와 Full Bridge FET Driver(HIP4081)를 이용한다. 그림 4는 개발된 통합 제어 보드이다.

III. 의족 시스템 제어

1. 센서 신호 처리

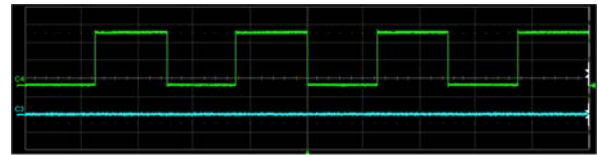
임피던스 제어기를 이용한 의족 제어에 있어서 중요한 것은 무릎 관절에 발생하는 하중을 정확하게 측정하는 것이다. 개발된 동력 의족 시스템은 선행 연구 결과를 토대로 그림 5와 같이 액추에이터 바로 위쪽에 로드셀을 장착함으로써 무릎 관절에 걸리는 하중을 측정하는 방식을 채택하고 있다.

하지만 현재 동력 의족의 경우 기본 프레임이 모두 알루미늄으로 구성 되어 있고 로드셀과 DC모터가 매우 인접하게 결속되어 있어 모터 구동에 따른 잡음이 로드셀의 신호에 많은 영향을 주게 된다.

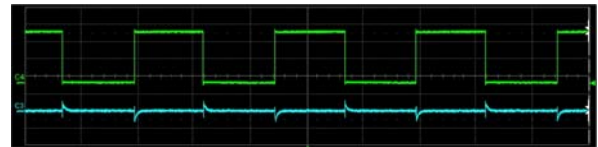
그림 6은 오실로스코프를 이용하여 모터 구동 시 발생하는 로드셀의 잡음 신호를 측정한 것이다. 그림 6(b)를 통해서 DC 모터 드라이버의 FET가 ON/OFF 됨에 따라 발생하는 스파이크 잡음으로 인해서 로드셀의 아날로그 신호 역시 PWM에 맞춰 잡음이 발생하는 것을 볼 수 있다.



그림 5. 로드셀 설치 모습.
Fig. 5. Picture of the installed load cell.



(a) Load cell signal with the PWM not applied to a motor driver.



(b) Load cell signal with the PWM applied to a motor driver.

그림 6. 로드셀 신호 비교.
Fig. 6. Comparison of load cell signals.

이 같은 주기적인 잡음을 포함하고 있는 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환하게 되면 최종적으로 변환된 로드셀 신호의 왜곡이 발생하게 된다. 이는 임피던스 제어기를 이용하여 의족을 제어하는데 치명적인 문제를 야기시킨다. 이러한 문제를 해결하기 위해서는 잡음이 발생하는 구간을 피해서 안정적인 신호가 발생하는 시점에서 신호를 디지털 신호로 변환해야 한다. 현재 의족 시스템 제어를 위해서 사용하고 있는 DSP 컨트롤러에는 PWM 신호와 ADC 시점의 동기화를 통해서 이와 같은 문제를 해결하도록 하는 기능이 내장되어 있다. PWM 생성을 위한 내부 카운터를 기준으로 하여 under flow가 발생하는 시점에서 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환함으로써 모터 구동에 의해 발생하는 잡음의 영향을 받지 않는 안정적인 신호를 얻을 수 있다.

ADC 시점에 따른 로드셀 신호 왜곡 정도의 차이를 확인하기 위해서 동력 의족 시스템에서 사인파 입력을 추종하는 위치 제어 실험을 진행하였다. 그림 7은 실험을 통해서 얻은 ADC 시점에 따른 로드셀 신호의 왜곡 정도를 나타낸다.

그림 7(a)와 (b)는 ADC 시점에 따른 로드셀의 데이터를 나타내고 있다. 그림 7(a)는 PWM 신호와의 동기화를 통해 ADC를 진행한 것이며 그림 7(b)의 경우 PWM 신호와 동기화 없이 타이머 인터럽트에 의해서 ADC를 진행한 것이다.

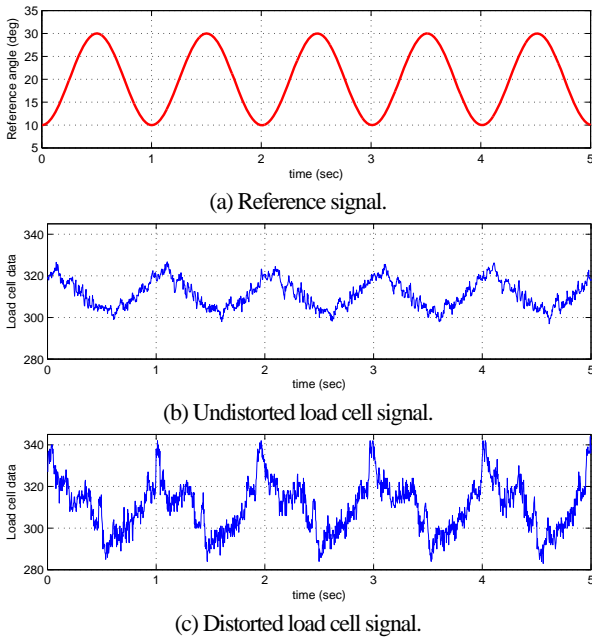


그림 7. ADC 시점에 따른 로드셀 신호 왜곡.
Fig. 7. Signal distortion of load cell due to ADC timing.

이를 통해 PWM 신호와 동기화 하지 않은 경우 로드셀의 신호에 상당 부분 왜곡이 발생하는 것을 알 수 있다.

2. 보행단계 분석

정상인의 보행은 주기성을 가지는 운동으로 구분 기준에 최대 8단계의 보행 주기를 가진다[8]. 그림 8은 이러한 보행 주기에서 나타나는 정상인의 무릎 관절 각도의 변화를 나타낸 것이다.

정상인의 보행 시 무릎 관절은 보행 단계별로 제각기 고유의 임피던스 특징을 보인다. 능동형 의족 제어는 이러한 임피던스 특징을 유사하게 재현할 수 있게끔 무릎 관절을 제어하는 것을 기본 원리로 한다. 또한 단계별로 나타나는 임피던스 특징을 기술하기 위해 Finite State Machine을 주로 사용하는데 능동형 의족 제어를 위하여 5단계로 보행 주기를 구분하고 이를 위한 Finite State Machine을 구성하였다[2]. 그림

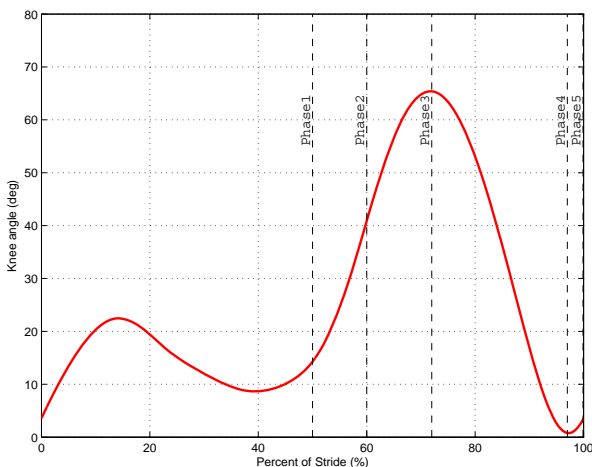


그림 8. 평지 보행에서의 평균 무릎 관절 각도 궤적.
Fig. 8. Average knee angle trajectory for level walking.

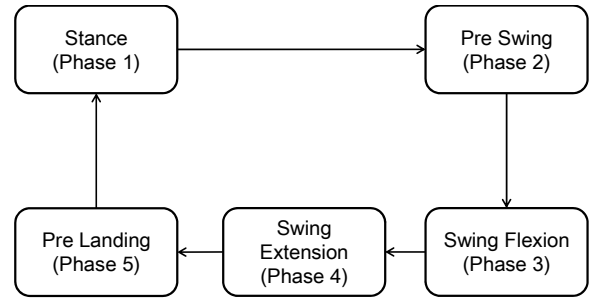


그림 9. 평지보행에 대한 Finite state machine.
Fig. 9. Finite state machine for level walking.

9는 보행 단계 구분을 위해서 구성된 Finite State Machine을 나타낸 것이다. 구분된 각 보행단계의 특징은 다음과 같다 [1,9].

- **Phase 1 - Stance:** 발이 지면과 닿아 있는 구간으로 발뒤꿈치가 지면에 닿는 순간(initial contact) 발생하는 충격을 흡수하기 위하여 Flexion과 Extension 동작이 나타난다. Stance 구간은 전체 보행 구간 중 0% ~ 50% 사이의 구간으로 무릎 관절에 많은 하중이 실리게 되며 이때 무릎 관절은 높은 임피던스를 가지게 된다.
- **Phase 2 - Pre Swing:** 발이 지면에서 떨어지기 전 다음 Swing 단계를 준비하기 위하여 무릎 관절이 구부러지기 시작하는 구간이다. 전체 보행에서 50% ~ 60% 사이의 구간을 의미하며 이때 무릎 관절의 하중은 점점 줄어든다.
- **Phase 3 - Swing Flexion:** 전체 보행에서 약 60% ~ 70% 사이의 구간이다. 발이 지면에서 완전히 떨어진 이후의 상태로 무릎관절에 걸리는 하중이 반대편 다리로 넘어가게 된다. 이때 무릎관절은 매우 적은 임피던스를 가지게 되며 몸의 움직임에 의해 자연스럽게 다리가 구부러지게 된다.
- **Phase 4 - Swing Extension:** Swing Flexion 이후 무릎관절이 다시 펴지는 구간으로 전체 보행 구간 중 70% 이후의 구간을 의미한다. 이 구간에서는 Swing Flexion 구간과 마찬가지로 무릎관절이 매우 적은 임피던스를 가지게 된다.
- **Phase 5 - Pre landing:** Swing Extension 단계를 통해 무릎이 완전히 펴진 이후부터 발이 지면에 닿기 직전까지의 구간이다. 이때 무릎관절은 높은 임피던스 상태를 유지 함으로서 발이 지면에 닿는 순간(initial contact) 발생할 수 있는 무릎 꺾임(buckling)을 방지한다[5].

3. 임피던스 제어기를 이용한 동력 의족 제어

의족 시스템은 항상 외력에 의한 영향을 받기 때문에 단순한 위치제어만을 이용해서 정상인과 유사한 보행을 구현하는 것에는 많은 어려움이 있다. 이에 따라 현재 진행 중인 많은 선행 연구에서도 능동형 의족제어를 위하여 위치제어가 아닌 임피던스 제어기를 사용하고 있다[2]. 선행 연구에서 사용되는 토크 기반 임피던스 제어기는 그림 10과 같다[2,5].

Finite State Machine은 능동형 의족의 무릎관절 각도와 각속도를 이용하여 각 보행 단계에 필요한 기준 토크 값을 생성한다. 생성된 토크 값은 Slider-crank 구조에서의 토크와 힘의 관계를 나타내는 식 (2)에 의해 힘 값으로 변환된 뒤 내부의

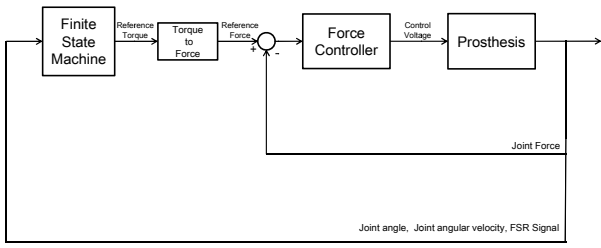


그림 10. 토크 기반 임피던스 제어기.

Fig. 10. Torque-based impedance controller.

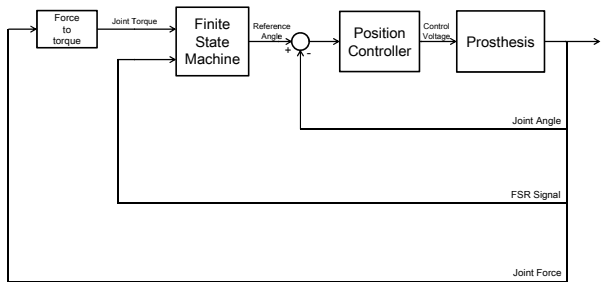


그림 11. 위치 기반 임피던스 제어기.

Fig. 11. Position-based impedance controller.

힘 제어기로 전달한다. 내부의 힘 제어기는 전달 받은 기준 토크 값과 무릎 관절에서 측정된 힘을 피드백 받아 의족을 제어한다. 식 (3)은 각 보행 단계에 필요한 기준 토크 값을 생성하기 위해서 스프링과 댐퍼 모델로 구성된 식이다[2].

$$\tau_i = -\{k_i(\theta - \theta_{ki}) + b_i\dot{\theta}\} \quad (3)$$

식 (3)에서 k_i 는 스프링 상수, b_i 는 댐핑 상수, θ 는 무릎 관절 각도, θ_{ki} 는 각 보행 단계별 평형점을 의미하며 i 는 각각의 보행 단계를 의미한다. 또한 본 논문에서는 초기 개발 과정에서 능동형 의족 제어를 위하여 선행연구에서 사용한 토크기반 임피던스 제어기를 적용하였다. 하지만 구성된 능동형 의족 시스템을 이용한 보행 시험에서 계수 조절을 통한 성능 개선의 노력에도 불구하고 만족스러운 성능을 얻어내지 못했다. 이에 따라 본 논문에서는 능동형 의족 시스템의 성능 개선을 위한 대안으로 기존의 토크 기반 임피던스 제어기를 변형한 위치기반 임피던스 제어기를 구성하고[10], 이를 개발된 능동형 의족에 직접 적용하였다. 그림 11은 새롭게 구성한 위치 기반 임피던스 제어기의 개념도이다.

식 (4)는 위치 기반 임피던스 제어기에서 제어입력으로 사용되는 기준 각도 값을 생성하기 위한 식이다. 5단계의 보행 단계 중 Pre landing 구간에서 위치제어기를 통해 댐퍼의 역할을 수행함으로써 기존의 식 (3)을 스프링 모델로 구성된 식으로 단순화 하였다.

$$\theta = \theta_{ki} - \tau/k_i \quad (4)$$

이와 같이 새롭게 구성된 위치 기반 임피던스 제어기를 이용한 의족 제어 실험을 통해서 능동형 의족의 성능이 개선되는 것을 확인했다. 단, 현재 진행 중인 연구의 경우 능동형 의족 개발을 위한 초기 시스템 구성에 초점을 맞춰 진행됨에 따라 의족에 적용한 두 제어기의 성능 비교를 위한 수치적은

분석은 아직 충분히 이루어 지지 않았다. 이에 따라 본 논문에서는 능동형 의족 개발을 위한 초기 시스템 구성에 대한 소개에 초점을 맞췄으며 기타 수치적인 성능 비교는 향후 연구를 통해 다루고자 한다.

IV. 통합 시험 환경 구축 및 시험 결과

1. 통합 시험 환경

개발 중인 능동형 의족의 견실성 및 성능 분석을 위하여 정상인을 대상으로한 정속 평지 보행 시험을 실시하였다. 보행 시험은 본 저자가 직접 수행하였다. 능동형 의족을 착용하기 위하여 정상인이 의족을 착용하기 위한 어댑터를 개발하였다. 그림 12는 정상인의 의족 착용을 위해서 개발된 어댑터와 이를 이용하여 의족을 착용한 모습이다.

능동형 의족을 이용한 정속 평지 보행 시험은 안정성과 정확성을 고려하여 재활 훈련용 트레드밀에서 진행하였다. 또한 자체적으로 개발한 USB 모니터링 장치를 이용하여 능동형 의족의 상태를 실시간으로 확인할 수 있도록 구성하였다 [11,12]. 그림 13은 보행 실험을 위한 재활 훈련용 트레드밀이며 그림 14는 모니터링 장치를 통해 확인한 능동형 의족의 실시간 데이터이다.

2. 시험 결과

개발한 능동형 의족을 이용한 보행 시험의 성능 개선을 위해서 수행한 위치 기반 임피던스 제어기의 계수 조정 과정은 선행 연구에서 진행한 실험적인 방법을 통해 수행하였다[2].

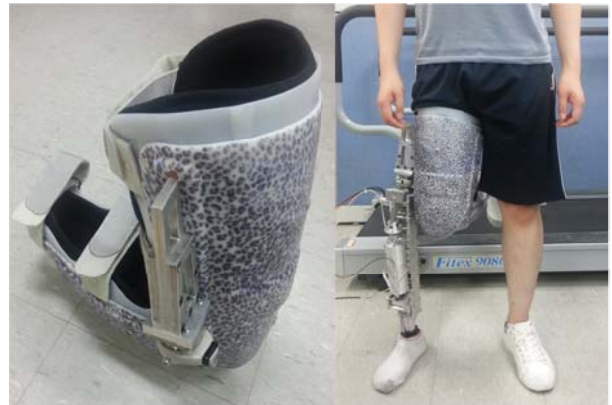


그림 12. 정상인 착용 어댑터와 이를 이용한 의족 착용 모습. Fig. 12. Healthy subject with the able-bodied testing adapter.



그림 13. 통합 시험 환경. Fig. 13. Integrated experiment environment.

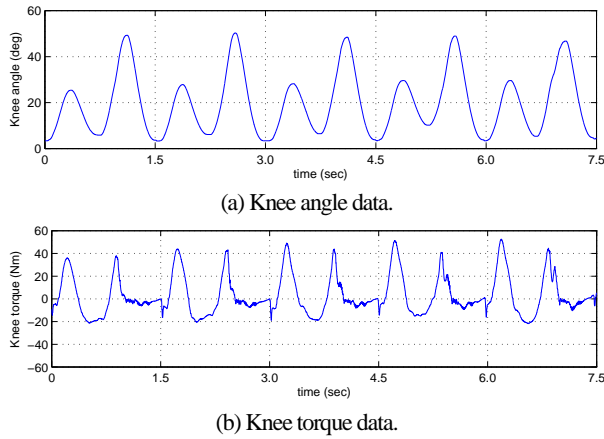


그림 14. 모니터링 장치를 통해 얻은 보행 데이터.

Fig. 14. Gait data obtained by the monitoring device.

표 1. 임피던스 제어기 계수.

Table 1. Impedance controller parameter.

Knee Impedance			
Phase	Speed (km/h)	k_i (Nm deg ⁻¹)	θ_{ki} (deg)
1	2.5	4.0	15
2		1.0	20
3		0.1	55
4		0.02	27

먼저 의족을 착용하지 않은 상태로 재활 훈련용 트레드밀 상에서 보행운동을 수행한 뒤 피실험자가 가장 편안함을 느낄 때의 보행속도를 기준 보행속도로 채택한다. 이 같은 과정을 통해서 2.5km/h의 기준 보행속도를 결정하였으며 이후 개발한 의족을 착용하여 2.5km/h의 속도에서 보행 시험을 수행하였다.

모니터링 장치를 통해 얻어진 무릎의 각도와 토크 데이터와 정상인의 보행에서 나타나는 평균 데이터의 비교 및 의족 착용자의 피드백을 통해서 보행 중 의족 착용자 스스로 가장 편안함을 느낄 때의 계수들을 선정하였다. 표 1은 실험적 과정을 통해서 얻어진 보행 단계별 임피던스 제어기의 계수이다. 총 5단계의 보행 단계 중 마지막 Pre-landing 구간의 경우 위치제어기를 사용했기 때문에 추가적인 계수 선정은 하지 않았다.

그림 15는 [13]에서 제시된 정상인의 보행에서 나타나는 평균적인 무릎 관절 각도 및 토크 값과 실제 보행 시험을 통해 얻은 능동형 의족의 무릎 관절 각도와 토크 값을 나타내고 있다. 그림 15(a)는 무릎 관절의 각도 변화이며 그림 15(b)는 무릎 관절의 토크 값을 의미한다. 그림 15(a)에서 실제 보행 시험을 통해 얻은 결과를 보면 Stance 단계에서 나타나는 충격흡수를 위한 stance flexion과 stance extension 동작 및 Swing 단계에서 발생하는 flexion과 extension 동작들이 나타나는 것을 알 수 있다. 이 같은 동작들은 정상인의 보행에서 발생하는 특징적인 동작으로 이를 통해서 개발한 능동형 의족을 이용한 보행이 정상인의 보행과 유사한 동작 특성을 가짐을 확인할 수 있다. 특히 그림 15(a)에서 Stance 구간의 경우 최대 flexion이 발생하는 시점이 정상인의 보행 데이터와 의족을 이용한 보행 시험 데이터에서 각각 15%와 16% 지점

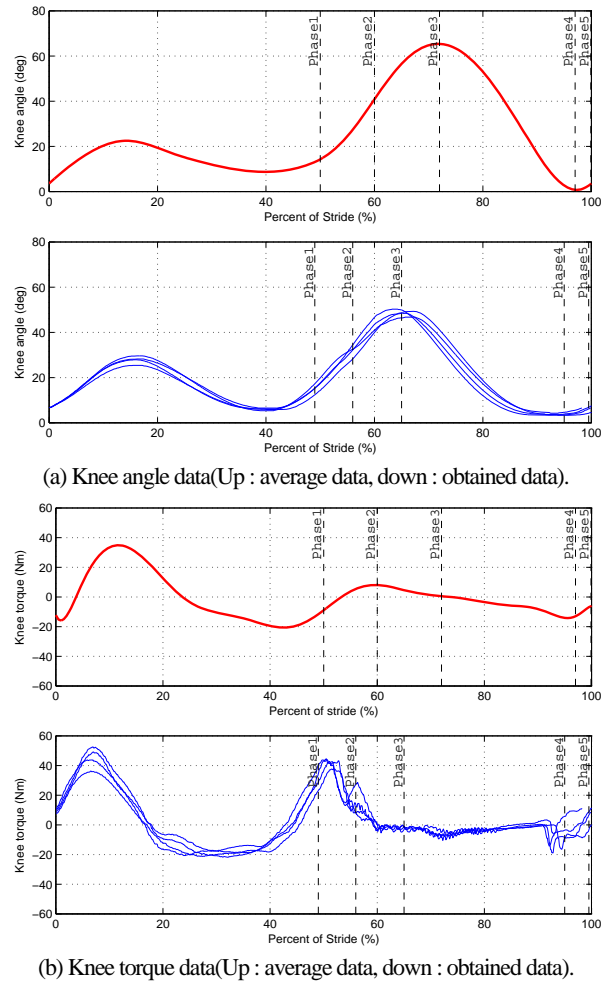


그림 15. 보행 데이터 비교 (관절 각, 토크).

Fig. 15. Comparison of the obtained gait data(Knee angle and torque).

에서 발생하며 최대 flexion 각도의 차이 또한 6° 미만으로 매우 유사한 형태의 보행운동을 수행했음을 알 수 있다. 하지만 Swing 단계에서는 정상인의 보행과 실험을 통해 얻은 결과 간의 차이가 있는 것을 볼 수 있다. Swing 구간에서의 최대 flexion 시점의 경우 정상인의 보행 데이터에서는 72% 시점에서 발생하며 보행 시험을 통해 얻은 데이터에서는 약 68% 시점에서 발생하여 Stance 구간에서의 결과와 비교했을 때 약간의 차이가 존재하는 것을 확인할 수 있다. 또한 최대 flexion 각도의 경우 약 20° 이상 차이가 남에 따라 정상인의 보행 운동과 많은 차이를 보임을 알 수 있다.

이 같은 문제를 야기시키는 가장 큰 이유는 현재 보행 시험을 위해 개발한 의족의 기구적 문제 때문으로 판단된다. 무릎 관절과 모터 및 볼스크류 간의 축 정렬이 약간씩 틀어짐에 따라 고속으로 움직여야 하는 Swing 구간의 경우 많은 진동이 발생하게 되며 이를 개선하기 위해서 계수 조정 과정에서 평형점 θ_{k3} 의 값을 낮게 설정한 것이 실제 보행 시험에서 Swing 구간의 최대 flexion 각도 증가 시킨 것이라 판단된다. 그림 15(b)에서의 실험 결과를 보면 Phase3과 4에서 다른 구간에 비해 진동이 심하게 포함되어 있는 것을 알 수 있다. 이러한 기구적 결함에 의한 문제점들은 추가적으로 있을 의



그림 16. 의족 보행 시험.

Fig. 16. Walking experiment using a lab-built prosthesis.

족 기구부 설계 과정을 통해서 개선해 나가고자 한다. 그림 16은 실제 개발한 의족을 이용한 보행 시험 모습이다.

V. 결론

본 논문에서는 능동형 의족 개발에 대한 기술 확보를 위해 구성된 초기 능동 의족 시스템의 구성 및 제어에 대해 기술하였다.

개발된 능동형 의족은 Slider-Crank 구조를 구동 방식으로 채택하였다. 또한 능동형 의족 제어를 위하여 총 5단계로 보행 단계를 구분하고 구성된 Finite State Machine과 위치기반 임피던스 제어를 적용하였다. 정속 평지 보행 시험은 정상인을 대상으로 재활 훈련용 트레드밀 상에서 진행 되었으며 이를 위해서 정상인의 의족 착용을 위한 어댑터를 개발하였다. 시험을 통해서 얻어진 데이터와 정상인의 보행에서 나타나는 평균적인 보행 데이터들과의 비교를 통해서 개발된 능동형 의족 시스템의 견실성과 보행 유사도를 확인하였다.

개발된 초기 의족 시스템의 연구결과 소개에 그 목적이 있으며 보행 데이터를 이용한 능동형 의족의 성능 평가 및 제어기 성능 비교에 대한 정량적인 분석은 앞으로 진행할 향후 연구에서 다루고자 한다.

REFERENCES

- [1] E. C. Martinez-Villalpando and H. Herr, "Agonoist-antagonist active knee prosthesis: A preliminary study in level-ground walking," *Journal of Rehabilitation & Development*, vol. 46, no. 3, pp. 361-374, 2009.
- [2] 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.
- [3] R. L. Waters, J. Perry, D. Antonelli, and H. Hislop, "Energy cost of walking of amputees : Influence of level of amputation," *The Journal of Bone & Joint Surgery*, vol. 58, no. 1, pp. 42-46, 1976.
- [4] F. Sup, H. A. Varol, J. Mitchell, T. Withrow, and Michel Goldfarb, "Design and control of an active electrical knee and ankle prosthesis," *Proc. 2nd Biennial IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, Scottsdale, USA, pp. 523-528, Oct. 2008.
- [5] B. E. Lawson, A. Huff, and M. L. Goldforb, "A preliminary investigation of powered prostheses for improved walking biomechanics in bilateral transfemoral amputees," *Proc. 34th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, San Diego, USA, pp. 4164-4167, Aug. 2012.
- [6] C. D. Hooyer, G. D. Fulk, and K. B. Fite, "The design and initial

experimental validation of an active myoelectric transfemoral prosthesis," *Journal of Medical Device*, vol. 6, pp. 011005_1-011005_12, Mar. 2012.

- [7] C. E. Clauser, J. T. McConville, and J. M. Young, "Weight, volume and center of mass of segments of the human body," *AMRL-TR-69-70, Wright Patterson Airforce Base, Dayton, Ohio*, 1968.
- [8] M. W. Whittle, *Gait Analysis an Introduction*, 4th Ed, Elsevier, 2007.
- [9] E. C. Martinez-Villalpando, J. Weber, G. Elliott, and H. Herr, "Design of an agonist-antagonist active knee prosthesis," *Proc. 2nd Biennial IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, Scottsdale, USA, pp. 529-534, Oct. 2008.
- [10] B. Heinrichs and N. Sephri, "Relationship of position-based impedance control to explicit force control: Theory and experiments," *Proc. American Control Conference*, San Diego, USA, pp. 2072-2076, Jun. 1999.
- [11] Y. S. Lee, J. H. Yang, S. Y. Kim, W. S. Kim, and O. K. Kwon, "Development of a rapid control prototyping system based on Matlab and USB DAQ boards," *Journal of Institute of Control, Robotics, and Systems (in Korean)*, vol. 18, no. 10, pp. 912-920, 2012.
- [12] D. H. Kwak, T. H. Kim, and Y. S. Lee, "Correction method of tracking error for astronomical telescope using recursive least square method," *Journal of Institute of Control, Robotics, and Systems (in Korean)*, vol. 18, no. 3, pp. 224-229, 2012.
- [13] D. Winter, *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait : Normal, Elderly and Pathological*, 2nd Ed, Waterloo. 1991.

김 원 식

제어 · 로봇 · 시스템학회 논문지 제18권 제10호 참조.

김 석 윤

제어 · 로봇 · 시스템학회 논문지 제17권 제4호 참조.

이 영 삼

제어 · 로봇 · 시스템학회 논문지 제15권 제4호 참조.