

BLDC 모터 기반 동력 의족의 구성과 토크 추정을 활용한 유각기의 임피던스 제어

The Structure of a Powered Knee Prosthesis based on a BLDC Motor and Impedance Control using Torque Estimation on Free Swing

경기영, 김진걸, 이영삼*
(Gi-Yeong Gyeong¹, Jin-Geol Kim¹, and Young-Sam Lee^{1,*})
¹Department of Electrical Engineering, Inha University

Abstract: This paper presents the design of a lab-built powered knee prosthesis based on a BLDC motor, a sensed impedance control using a force sensor, and a sensorless impedance control through torque estimation. Firstly, we describe the structure of the lab-built powered knee prosthesis and its limitations. Secondly, we decompose the gait cycle into five stages and apply the position-based impedance control for the powered knee prosthesis. Thirdly, we perform an experiment for the torque estimation and the sensorless impedance control of the prosthesis. The experimental results show that we can use the torque estimation to control the low impedance during the swing phase, although the estimated torque data has a delay compared with the measured torque by a load cell.

Keywords: powered prosthesis, impedance control, torque estimation, gait

I. 서론

기술이 발전한 현대 사회에서도 사람들은 보행을 기본으로 각종 이동 수단을 이용하며 사회적인 생활을 영위한다. 그러나 선천적인 장애 또는 질병이나 사고로 인한 후천적인 절단 환자들은 휠체어나 의족과 같은 보행 보조기 등을 기본적인 이동 수단으로 활용하고 있으며, 이로 인해 사회적인 보조 시설과 같은 복지 시설의 유무에 따라 이동성의 제약을 받는다. 동력 의족은 수동 의족과 달리 평지, 경사면, 계단과 같은 일반인의 다양한 보행을 유사성 있게 구현함으로써 절단 환자와 정상인의 편차를 해소하고, 스포츠 활동을 지원하는 추가기능들을 지원함으로써 사회활동 참여를 유도하는 등 절단 환자의 삶의 질을 향상시키는 방향으로 개발 되고 있다[1].

해외의 선행 연구 및 개발 사례를 살펴보면 의족은 크게 3가지로 분류할 수 있다. 첫째는 동력원이 없는 수동형 의족으로, 상대적 저렴한 가격을 통해 보급률을 높이는 것이 목적이다. 그러나 동력원의 부재는 착용자에게 보행 시 환측에 더 많은 부하를 요구하며, 이는 신체의 불균형을 유발하기 때문에 에너지 저장형 구조를 통해 신체의 부담을 최소화하는 방향으로 연구되고 있다[2]. 대표적인 사례로 Re:Motion Designs사에서 개발된 Jaipur Knee가 있다. 둘째

는 동력원이 존재하는 수동형 의족으로, 상용화 되어있는 공/유압식 동력 의족과 자기 가변 유체기를 감쇠기로 활용한 의족이 이에 해당한다. 보행에 따라 전원을 사용하여 임피던스를 조절하고, 기계적인 구조의 에너지 저장을 통하여 보행의 안정도를 높이는 방향으로 연구된다[3]. 하지만 착용자가 임의의 환경에 대응하기 위해서 의족의 동력이 아닌 근육을 사용해야하기 때문에 정상인의 동작과 유사성이 떨어진다. 셋째는 동력원을 활용하여 착용자의 의도에 따라 능동적으로 대응하는 의족이다. 환부 손실된 근육에 대해 유사도 높은 동작을 수행함으로써 절단 환자의 신체 불균형을 최소화하고, 단순 보행 이외의 환경에서도 자연스러운 움직임을 취할 수 있도록 하는 것이 목적이다. 해외에서는 여러 가지 구조의 동력 의족에 대한 개발과 다양한 보행 환경에 대한 적용에 대해 연구한 사례가 있다[4,5].

능동형 동력 의족의 개발에 있어서 중요한 점은 보행 혹은 다양한 동작들을 세분화하고, 동력원을 이용하여 정상인의 동작에 대해 유사성 있게 구현하는 것이다. 따라서 능동형 동력 의족의 개발은 두 가지 주제를 가진다. 첫째는 보행자의 의도 혹은 보행의 단계를 면밀히 판별하는 MMI (Man Machine Interface)에 대한 기술이며, 둘째는 판별된 의도에 따라 동력 의족을 착용한 환측의 움직임이 정상인과 유사도가 높고 가변적인 보폭 혹은 보행 속도를 추정함으로써 건측의 움직임과 대칭적인 동작을 구현하는 것이다 [6,7]. 본 논문에서는 능동형 동력 의지의 제어를 위해 기계적인 센서를 활용한 MMI 방식을 통해 보행을 판별하며, 보행에 능동적인 대응을 위해 무릎 각도의 평형점을 갖는 위치 제어를 적용하고, 부하에 대해 자연스럽게 대응하여 가변적으로 동작하기 위한 임피던스 제어를 혼용한다[8].

* Corresponding Author

Manuscript received February 15, 2015 / revised March 10, 2015 / accepted March 15, 2015

경기영, 김진걸, 이영삼: 인하대학교 전기과

(jihad12@korea.com/john@inha.ac.kr/lys@inha.ac.kr)

※ 본 연구는 미래창조과학부 및 정보통신기술진흥센터의 ICT융합 고급인력과정지원사업의 연구결과로 수행되었음(IITP-2015-H8601-15-1003).

연구를 통해 개발된 동력 의족은 로드셀로 무릎의 토크를 측정하고, 임피던스 제어를 함으로써 평지 보행을 지원한다. 그러나 동력 의족에서 직결된 BLDC 모터와 로드셀은 3축 링크 구조에서 한 축의 최소 길이가 결정하고, 이는 착용자의 신체 비율에 따라 길이가 조절되어야 할 의족의 길이를 제한한다. 또한 로드셀은 기타 센서에 비해 가격이 높은 편으로, 센서를 활용한 직접적인 데이터의 활용은 신뢰성 있고 강건한 제어 성능으로 이어지지만, 비교적 저렴하고 노이즈가 적은 종류의 센서 측정값을 활용하여 토크를 추정함으로써 대체 가능하다[9]. 토크 추정을 통하여 시스템에서 로드셀을 제거함으로써 3축 링크 구조에서는 의족 기구부의 최소 길이를 줄이고, 착용자의 범위를 넓힐 수 있다. 더불어 의족의 설계에 대한 자유도를 높임으로써 3축 링크 구조의 문제점인 소음과 진동에 대해 우회적인 디자인을 구상할 수 있으며, 구성품의 비용, 제어 보드의 센서의 인터페이스 회로에 의한 소비전력 절약 등 다양한 측면에서 이점이 있다.

본 논문에서는 연구실에서 개발한 BLDC 모터 기반의 동력 의족에 대해 소개하고, 보행의 구분 및 동력 의족의 제어를 위치 제어와 임피던스 제어의 혼용을 통해 구현할 것을 제안한다. 또한, 기구부의 로드셀을 이용해 측정된 무릎의 토크와 BLDC 모터의 전류, 무릎의 각속도 및 각 가속도를 활용하여 추정된 무릎의 토크를 비교하여 활용 가능성을 제기하고, 센서리스 제어를 통해 유각기의 낮은 임피던스를 구현함으로써, 로드셀이 제거된 기구부의 개선 방향을 제시한다.

II. BLDC 기반 동력 의족의 구성

연구에 활용된 동력 의족은 그림 1과 같은 3축 링크의 슬라이드 크랭크 구조로 0° ~ 90°의 1자유도를 가진다. 동력원으로 200W급 출력의 Maxon사 BLDC 모터를 사용하며, 모터 드라이버는 ADVANCED사의 AZBDC20A8을 사용한다. 기구부는 착용자의 몸무게를 100kg으로 상정하여 형상 최적화 기법을 활용, 내구성을 보장하였으며, 동력 의족 전장부의 중량은 3.47kg이다. 의족의 최소 길이는 48cm이며, 착용자의 키가 175cm에서 180cm인 절단환자로 제한된다.

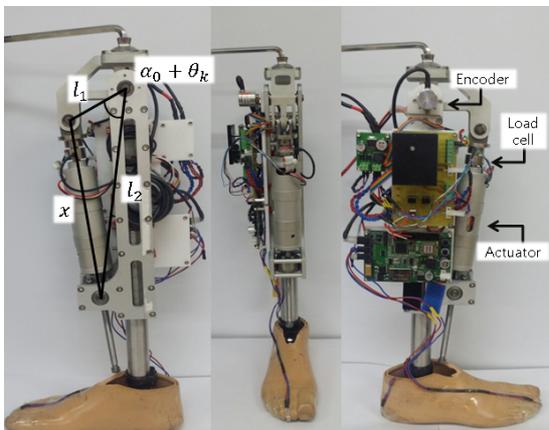


그림 1. BLDC 기반의 동력 의족.
Fig. 1. The powered knee prosthesis based on a BLDC motor.

기구부 동력 전달 관계는 BLDC 모터에서 생성된 동력이 볼스크류와 3축 링크 구조를 통해 동력 의족의 기구부에 작용하며 다음과 같은 수식적인 관계를 가진다[10].

$$F = \frac{2\pi}{L} \tau_m \tag{1}$$

식 (1)에서 τ_m 은 모터의 출력 토크이며, F 는 그림 1의 x 축 방향으로 작용하는 힘으로, 모터와 로드셀의 동력 전달 관계를 나타낸다. L 은 볼스크류의 리드로 2mm이다.

$$x = \sqrt{l_1^2 + l_2^2 - 2l_1l_2\cos(\alpha_0 + \theta_k)} \tag{2}$$

$$\tau_k = F \frac{dx}{d\theta_k} = \frac{Fl_1l_2\sin(\alpha_0 + \theta_k)}{\sqrt{l_1^2 + l_2^2 - 2l_1l_2\cos(\alpha_0 + \theta_k)}} \tag{3}$$

식 (2)는 3축 링크 구조에서 l_1, l_2 의 사이 각과 x 의 관계식이며, 식 (3)은 로드셀에 작용하는 힘과 무릎의 토크인 τ_k 사이의 동력 전달 관계를 가상일(Virtual Work)의 원리를 이용하여 유도한 것이다[10]. α_0 는 무릎의 각도가 0도를 유지할 때, 3축 링크 구조의 기본 각도이다. 연구에 활용된 동력 의족의 l_1, l_2, α_0 의 값은 각각 74.25mm, 273.65mm, 0.9028rad이다.

그림 2는 동력 의족 시스템의 제어를 위한 통합 보드이며, 그림 3은 동력 의족 시스템의 요소들과 통합 제어 보드의 관계를 나타낸 구성도이다. 동력 의족의 시스템은 무릎의 각도를 측정하기 위해 Absolute Encoder를 사용하며, 무릎의 토크를 측정하기 위한 로드셀, 족압의 분포를 확인하기 위해 2개의 FSR Sensor를 사용한다. BLDC 모터 드라이버는 PWM을 전류제어의 입력으로 사용하며, 전류 측정값에 대한 정보는 ADC를 통하여 출력한다. 동력 의족 시스

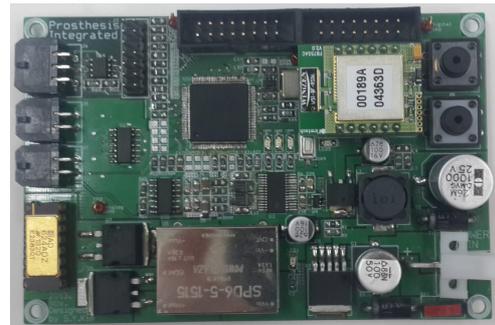


그림 2. 동력 의족 통합 제어 보드.
Fig. 2. The integrated control board of the powered knee.

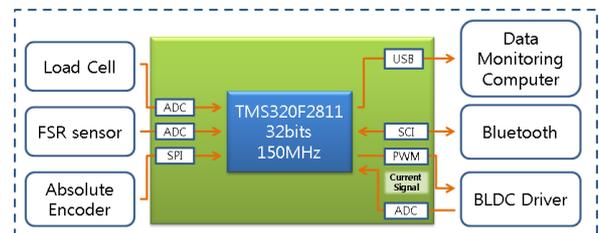


그림 3. 임베디드 시스템 구성도.
Fig. 3. Embedded system framework.

템의 인터페이스를 위하여, 통합 보드는 1개의 SPI 통신과 4개의 ADC를 사용한다. 통합 제어 보드는 Matlab과 연구 과정에서 개발된 USB DAQ를 기반으로, High Speed USB Monitoring 장비를 사용하여 컴퓨터로 데이터를 전송하고, 추후 동력 의족의 무선 조작을 위하여 Bluetooth 통신 기능을 포함한다[11]. 데이터를 종합하고 제어 연산을 처리하기 위해 150MHz의 클럭속도를 갖는 32-bit 마이크로컨트롤러인 TMS320F2811를 사용한다.

III. 보행의 구분과 제어 방법

수동 의족과 다른 동력 의족의 가장 큰 특징은 절단 부위의 근육의 운동을 표현할 수 있는 것으로, 손실된 신체를 대신할 수 있다. 이와 같은 동작을 수행하기 위해서 정상인의 움직임의 면밀히 분석하고 유사한 패턴을 구현해 낼 수 있어야 한다. 능동형 동력 의족은 정상인의 동작들을 구현하기 위해 외력에 대한 자연스러운 움직임은 임피던스 제어를 통한 보상으로 구현하며, 목적이 있는 움직임에 대해 무릎 각도의 평형점을 사용한 위치 제어를 혼용하는 방법을 사용한다[12]. 본 논문에서도 위치 기반 임피던스 제어기와 1자유도의 동력 의족을 이용하여 정상인의 평지 보행을 구현하는 것을 다룬다.

보행의 단계는 크게 입각기와 유각기로 각각 그림 4, 5와 같다. 정상인의 평지 보행은 다음과 같은 특징으로 구분된다. 그림 4의 입각기의 사진은 각각 초기 접지기, 부하 반응기, 중간 입각기, 말기 입각기로 나누어지며, 무게 중심의 변화에 따라 세분화된다. 입각기는 전체적으로 외력에 대해 높은 임피던스를 가지되, 발의 접지 시 충격에 대한 완충 작용이 이루어져야 한다. 그림 5의 유각기는 사전 유각기, 초기 유각기, 중간 유각기, 말기 유각기로 나뉘며, 낮은 임피던스와 초기 유각기의 발목과 무릎에 의한 추진의 상호 관계에 의해 자연스러운 스윙을 구현한다[13].

본 논문에서는 초기 접지기를 Pre landing, 부하 반응기와 중간 입각기를 Stance, 말기 입각기와 사전 유각기를 Pre swing, 초기 유각기와 중간 유각기를 Swing Flexion, 말기



그림 4. 정상인 평지 보행의 입각기.
Fig. 4. The stance phase of the normal gait.

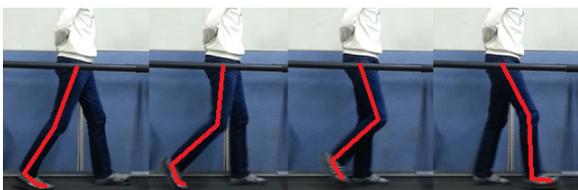


그림 5. 정상인 평지 보행의 유각기.
Fig. 5. The swing phase of the normal gait.

유각기를 Swing Extension으로 묶어서 보행의 단계를 5가지로 분류한다. Stance의 특징은 Pre landing 이후에 발뒤꿈치가 지면에 닿으며 하중이 인가되는 것으로 뒤꿈치의 FSR을 통해 구분되며, 이 시점의 충격을 완화하고, 하중을 지지할 수 있어야 한다. Pre swing의 특징은 족압이 발가락 위주로 분포하여, FSR을 이용한 족압 분석이 가능하고, 발을 옮기는데 필요한 추진력이 발목과 발가락을 통해 작용한다. Swing Flexion의 단계는 발이 앞으로 나아가는 과정으로 족압이 사라진 것을 통하여 구분 가능하며, 발이 지면에 끌리지 않도록 무릎이 자연스럽게 구부러진다. Swing Extension은 지면에 발을 지지하기 위하여 구부러진 무릎을 펴는 단계이며 발을 앞으로 향한다. 낮은 임피던스를 유지한 의족의 무릎의 각속도를 활용하여 구분 가능하며 무릎이 펴진 후 지면에 발이 닿을 때 까지 Pre landing 단계가 유지된다. 각각의 보행 단계에서 서로 다른 값을 갖는 무릎 위치의 평형점과 임피던스 계수를 적용하여 부하의 반응도를 달리함으로써 동력 의족의 보행을 구현한다. 각 단계의 무릎의 평형점과 임피던스 계수들은 착용자에 따라 튜닝에 의해 선정된다.

$$\tau_i = k_i(\theta_k - \theta_{cq}) + b_i\dot{\theta}_k \quad (4)$$

식 (4)는 동력 의족의 보행 단계에서 발생해야 하는 무릎의 토크를 기술하는 식이다[12]. 동력 의족을 통해 발생해야 하는 무릎의 토크를 τ_i 라 할 때, k_i 는 평형점에 대한 동력 의족의 무릎 각도의 수렴을 위한 스프링 상수이다. θ_k 는 동력 의족의 무릎 각도이며, θ_{cq} 는 제어기에서 무릎 각도의 평형점이다. b_i 는 무릎의 각속도에 대한 댐퍼 계수이다.

$$\theta_i = \theta_{cq} + \frac{\tau_k}{k_i} \quad (5)$$

식 (5)는 식 (4)의 토크 기반 임피던스 제어기에서 댐퍼 모델을 제거하여 간략화하고, 제어기의 제어 대상을 토크에서 무릎의 각도로 전환한 위치 기반 임피던스 제어기에 대한 식이다. 위치 기반 임피던스 제어기는 그림 6과 같이 구성된다. 무릎의 각도를 측정하는 엔코더는 광학식을 사용하여 로드셀의 신호와 달리 노이즈가 적기 때문에 내부 루프의 PID의 성능 판별 및 튜닝이 쉽다.

본 논문에서는 정상인의 평지 보행을 구현하기 위해서 그림 6과 같은 위치 기반 임피던스 제어기를 사용하며 그 동작은 다음과 같다. 각 보행의 단계에서 무릎은 하중의 지지와 무게중심의 이동, 스윙 구간에서 지면과 발의 격리 등과 같은 목적으로 적절하게 구부러진다. 따라서 동력 의족

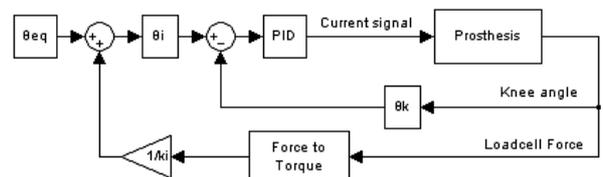


그림 6. 무릎의 위치 기반 임피던스 제어기.
Fig. 6. Impedance controller based on the knee angle.



그림 7. 정상인 착용 어댑터의 착용 모습.
Fig. 7. The powered prosthesis with the prosthesis adaptor.

의 무릎 각도는 정상인 보행의 데이터를 기반으로 각 보행 단계에 따라 적절한 평형점인 θ_{eq} 를 가진다. 그러나 사람의 보행은 환경, 개인적인 습관, 피로에 따라 다르게 나타나기 때문에 외부 제어기의 임피던스 계수 k_i 를 통해 무릎의 부하를 반영하여 자연스러운 움직임을 구현한다. 무릎의 부하는 로드셀의 측정값과 식 (3)을 통하여 구한다.

위치 기반 임피던스 제어기를 적용한 동력 의족의 보행 시험은 그림 7과 같이 의족 어댑터를 착용한 정상인을 통하여 이루어졌다.

그림 8은 보행 주기 동안 무릎의 각도이며, 입각기의 부하 반응기와 중간 유각기를 기준으로 무릎이 굽혀진다. 무릎 각도의 파형이 고르지 못한 원인은 1자유도 동력 의족의 특성 상 발목의 자유도가 보장되지 않기 때문에 무게 중심의 이동이 부드럽지 못하고, 그림 7에서와 같이 의족 어댑터의 측면에 배치된 의족의 연결부로 인하여 무게 중심이 환부에 치우치는 잘못된 보행에 의한 것으로 고려된다.

무게 중심의 치우침 현상을 해결하기 위해서 동력 의족이 그림 7의 정상인 착용 어댑터에서 무릎과 수직으로 배치될 수 있어야 한다. 그러나 위에서 언급했듯이 의족의 최소 길이는 48cm이며, 어댑터의 측면이 아닌 무릎 하단에 위치하기 위해서 의족의 길이에 대한 제약을 완화해야 한다. 동력 의족의 길이에 대한 제약은 앞에서 언급한 바와 같이 3축 링크 구조와 x 축 상에 배치된 BLDC 모터와 로

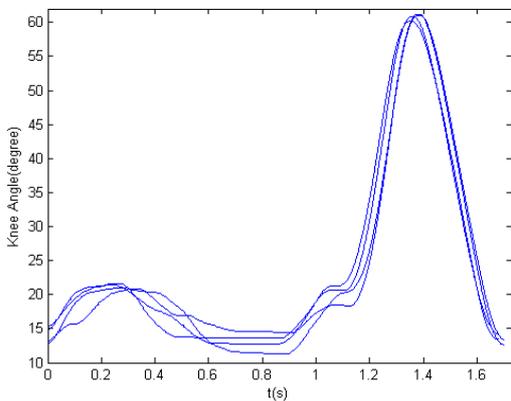


그림 8. 임상 시험의 보행 주기 무릎 각도.
Fig. 8. Knee angle data of the prosthesis during gait cycle.

드셀에 의한 것이다. 로드셀을 제거함으로써 동력의족의 개발 과정에서 연구의 자유도를 높이고, 설계의 제약을 완화하기 위해, 다음 절에서 토크 추정과 이를 적용한 임피던스 제어를 선행 연구로 다룬다.

IV. 무릎 토크의 추정 및 임피던스 제어

3축 링크 구조는 모터와 로드셀의 길이에 의한 제한 사항이 있으며, 볼 스크류를 통한 슬라이드 크랭크에 의해 소음도가 높은 편이다. 무릎의 토크를 추정함으로써 로드셀을 기구부에서 제거하는 것은 길이에 대한 제한 사항을 완화하고, 동력 의족의 디자인에 대한 자유도를 높이기 위한 선결 과제이다. 동력 의족의 전체적인 기구부의 관성과 볼 스크류의 마찰 손실이 모터의 관성과 손실에 비해 매우 클 때, 무릎의 토크를 추정하기 위해 다음과 같은 수식 관계를 나타낼 수 있다.

$$\tau_k = \tau_{ext} + J_k \ddot{\theta}_k + b_k \dot{\theta}_k + c_k \text{sgn}(\dot{\theta}_k) \tag{6}$$

τ_k 은 무릎에서 본 모터의 출력 토크로 식 (1)과 식 (3)을 통해 동력의 전달 관계를 나타냈으며, τ_{ext} 는 동력 의족에 작용하는 부하 토크로 임피던스 제어를 위해 측정 혹은 추정되어야 하는 값이다. J_k 는 의족의 관성 계수이며, b_k 는 의족의 마찰 계수이다. c_k 는 쿨롱 마찰력이다. 본 논문에서 실험에 사용한 동력 의족은 개발 단계이며, 전장부에서 기구부 이외의 실장된 임베디드 제어 보드, 모터드라이버, 배터리 등에 대한 최적화가 이루어지지 못하여 실험적인 방법을 통하여 위 계수들을 측정한다.

첫 번째 실험은 그림 9의 왼쪽과 같이 고정된 동력 의족에서 일정한 전류를 모터에 인가하는 동시에 로드셀의 측정값을 비교하는 것이다. 고정된 동력 의족의 각속도와 각 가속도는 0이며, 식 (1)과 식 (6)을 통하여 다음과 같이 정리 할 수 있다.

$$F = \frac{2\pi}{L} \tau_m = \frac{2\pi}{L} k_m I_m \tag{7}$$

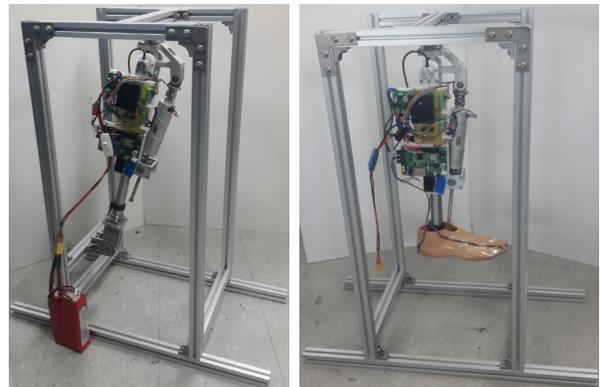


그림 9. 좌 : 동력 의족의 구속 실험 환경. 우 : 동력 의족의 무 구속 실험 환경.

Fig. 9. Left : The experimental setup for the locked prosthesis test. Right : The experimental setup for the unlocked prosthesis test.

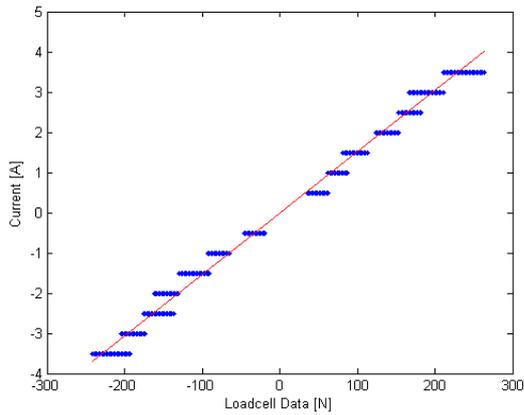


그림 10. 고정된 기구부에서 전류와 로드셀의 출력.

Fig. 10. Current and loadcell output measured with the prosthesis locked.

식 (7)은 로드셀에 측정되는 힘과 모터의 출력 간 상관 관계를 나타내며, 선형적인 관계를 가진다. 그림 10은 고정된 기구부에서 전류와 로드셀의 출력 데이터의 비교한 것으로, 가로로 넓게 배치된 로드셀의 데이터는 노이즈에 의해 생기는 오차 범위에, 점들을 가로지르는 선은 식 (7)을 통하여 1차 근사된 그래프이다. 로드셀에 대해 근사된 전류의 기울기는 65.0425이며, 절편은 0.5528이다. 이는 Maxon사에서 제공하는 모터의 토크 상수($k_m = 20.5mNm$)와 볼 스크류의 리드($L = 2mm$)를 식 (7)을 통하여 구한 64.4026과 비교하여 약 1% 내의 오차를 가진 결과 값이다.

두 번째 실험은 그림 9의 오른쪽과 같이 동력 의족이 자유로이 움직일 수 있도록 하고, 모터에 임의의 삼각과 전류를 인가함으로써 반복적인 스윙을 구현한다. 측정된 전류와 로드셀의 부하, 동력 의족의 무릎 각속도와 무릎 각속도를 식 8을 통하여 구한 관성 계수와 마찰 계수는 각각 0.802와 0.125이며, 쿨롱 마찰력은 토크 추정을 통한 임피던스 제어에서 진동을 제거하기 위한 Dead zone과 충돌하여 본 논문에서는 0으로 근사하였다.

그림 11은 실시간으로 동력 의족의 전류와 무릎의 각속도, 각가속도를 식 (7)에 반영함으로써, 추정된 토크와 로드

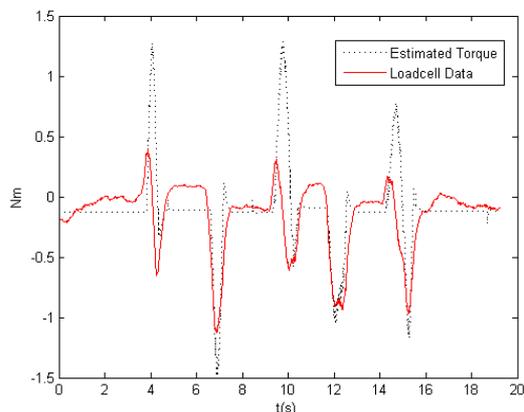


그림 11. 추정 토크와 로드셀의 측정 토크.

Fig. 11. Comparison of estimated torque and load cell data.

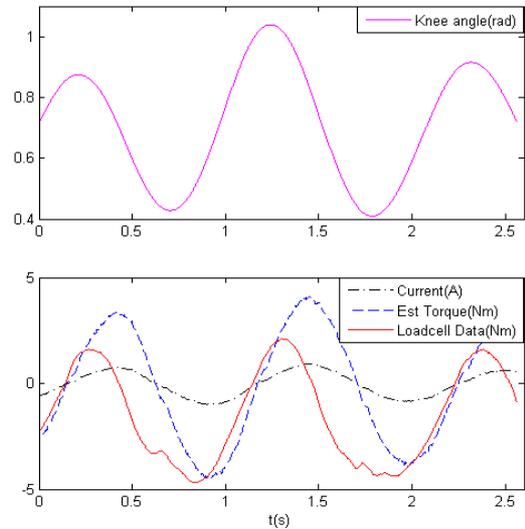


그림 12. 유각기 스윙에 대한 임피던스 제어의 측정값.

Fig. 12. Monitoring data of impedance control on swing phase.

셀의 측정값을 이용해서 구한 토크를 비교한 그래프로 토크의 방향에 따라 추정의 정도가 다르게 나타났다. 이는 로드셀과 모터의 어라이닝, 수직으로 배치된 볼 스크류와 스크류 너트의 영향으로 방향에 따라 기구부의 특성이 달라지는 것으로 고려되며 추가적인 분석이 필요하다.

그림 12는 실험을 통해 구해진 계수를 이용하여 토크를 추정하고, 임피던스 제어를 실시한 데이터이다. 보행 주기의 유각기를 부분적으로 나누어서 낮은 임피던스를 유지하며 반복적인 외력을 통해 스윙을 실시하였고, 동력 의족의 무릎 각도는 0.5rad 범위 내의 부드러운 스윙의 곡선을 보였다. 그러나 각속도와 각가속도의 양자화 오차를 피하기 위해 사용한 3Hz의 차단 주파수를 가진 저역 필터의 영향으로 추정된 토크는 로드셀의 데이터와 비교하여 약간의 지연을 가지며, 보행 속도에 영향을 미칠 것으로 고려된다.

낮은 임피던스를 구현할 때와 달리 추정된 토크를 활용하여 입각기의 임피던스 제어를 제어할 경우, 적용 과정에서 진동 현상이 나타난다. 이는 동력 의족을 착용한 동시에 입각기에서 시스템이 지면에 닿아 있는 경우, 지면에 따라 마찰 계수와 쿨롱 마찰 계수가 영향을 받아 추정된 토크의 오차가 발생하여 진동이 생기는 것으로 고려된다. 그러나 입각기의 높은 임피던스는 그림 6의 위치 제어를 위한 내부 루프에서 PID제어기를 오차에 가중치를 가진 P제어기로 사용하여 대체 가능하다. 따라서 추정된 무릎의 토크는 유각기에서 낮은 임피던스 제어에 부분적으로 적용 가능하다.

토크 추정 및 임피던스 제어의 실험 결과는 입각기와 유각기의 전환에 따라 제어기를 스위칭 함으로써 평지 보행의 구현 가능성을 보이고, 제약조건이 완화된 동력 의족의 기구부의 설계를 통한 유사도 높은 보행 시험의 기틀을 확보하였다.

V. 결론

이 논문에서는 BLDC 기반의 동력 의족의 구성과 정상인 보행의 세분화를 통한 제어 방법에 대해 서술하고, 기구

부의 제약을 완화하기 위해 로드셀의 측정값을 대체하는 토크 추정을 제안하여, 임피던스 제어에 대한 선행 실험을 실시하였다.

동력 의족은 3축 링크의 슬라이드 크랭크 구조를 가지고 있으며, 기구부의 구조적인 결합은 다음과 같다. 볼 스크류를 이용한 동력 전달 방식은 소음과 진동을 유발하며, 일직 선상에 배치된 로드셀과 BLDC 모터는 동력 의족의 길이에 대한 제약으로 나타난다. 개선 방법으로 의족의 동력 전달 방식을 바꾸는 것이 고려되고 있으나, 선행 압력 센서와 달리 비틀림에 대한 토크 측정 센서가 중량이 많이 나가거나 고가인 점을 감안하여, 토크 추정에 대한 필요성이 대두되었다. 구조적인 모델이 확정되지 않은 기구부의 토크 추정을 위한 계수를 구하고, 이를 적용한 임피던스 제어를 실시하였다.

향후 연구의 방향은 추정된 토크의 상 지연 현상을 해소함으로써 토크 추정을 활용한 임피던스 제어의 정확도를 높이고, 동력 의족을 활용한 보행에 적용한다. 또한, 제약이 완화된 기구부의 설계와 정상인 착용 어댑터의 개선을 통하여 무게중심에 대한 안정도를 높이고 폭 넓은 임상시험을 실시하여 동력 의족의 동작을 다양화하고자 한다.

REFERENCES

- [1] B. E. Lawson, H. A. Varol, A. Huff, E. Erdemir, and M. Goldfarb, "Control of stair ascent and descent with a powered transfemoral prosthesis," *IEEE Trans. of Rehabilitation Engineering*, vol. 21, no. 3, pp. 446-473, May 2013.
- [2] K. H. Kim, Y. H. Kim, S. K. Kim, G. T. Yang, and M. S. Mum, "Development of transfemoral prostheses and its gait analysis," *Proc. of the Conf. KSME 1996*, vol. 2, no. 1, pp. 303-308, Jan. 1996.
- [3] B. G. A. Lambrecht and H. Kazerooni, "Design of a Semi-Active Knee Prosthesis," *Proc. of the Conf. IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Kobe, Japan, pp. 639-645, May 2009.
- [4] K. H. Ha, H. A. Varol, and M. Goldfarb, "Volitional Control of a Prosthetic Knee Using Surface Electromyography," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 58, no. 1, Jan. 2011.
- [5] E. C. Martinez-Villalpando and H. Herr, "Agonist-antagonist active knee prosthesis: a preliminary study in level-ground walking," *Journal of Rehabilitation Research & Development*, vol. 46, no. 3, pp. 361-374, 2009.
- [6] L. J. Hargrove, A. M. Simon, A. J. Young, R. D. Lipschutz, S. B. Finucane, D. G. Smith, and T. A. Kuiken, "Robotic leg control with EMG decoding in an amputee with nerve transfers," *N Engl J of Medicine*, 369:13, pp. 1237-1242, Sep. 2013.
- [7] T. N. Hung, and Y. S. Suh, "Step length estimation on a slope using accelerometers and barometer," *Journal of Institute of Control, Robotics and System (in Korean)*, vol. 19, no. 4, pp. 334-340, Apr. 2013.
- [8] 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.
- [9] T. Murakami, F. Yu, and K. Ohnishi, "Torque sensorless control in multidegree-of-freedom manipulator," *IEEE Trans. of Industrial Electronics*, vol. 40, no. 2, pp. 259-265, Apr. 1993.
- [10] 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, 011005 pp. 1-12, Mar. 2012.
- [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, Oct. 2012.
- [12] B. E. Lawson, J. E. Mitchell, D. Truex, A. Shultz, E. Ledoux, and M. Goldfarb, "A robotic leg prosthesis," *IEEE Robotics & Automation Magazine*, pp. 2-13, Dec. 2014.
- [13] J. H. Kim and J. H. Oh, "Control of an above-knee prosthesis using MR damper," *Proc. of the Conf. KACC 2000 (in Korean)*, vol. 1 pp. 112-115, Oct. 2000.
- [14] F. S. Sup, A. Bohara, and M. Goldfarb, "Design and control of a powered knee and ankle prosthesis," *Proc. of IEEE International Conference on Robotics and Automation 2007*, Roma, Italy, pp. 4134-4139 Apr. 2007.
- [15] D. J. Moon, J. Y. Kim, H. D. Jung, S. C. Noh, and H. H. Choi, "A study on extract in gait pattern characteristic using a tilt sensor and EMG," *Journal of Rehabilitation Welfare Engineering & Assistive Technology*, vol. 7, no. 2, pp. 75-84, Dec. 2013.
- [16] J. Perry and J. R. Davids, *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*, 2nd Ed., SLACK, Incorporated, 2010.
- [17] R. M. Alexander, "Energy-saving mechanisms in walking and running," *J. Exp. Biol.* 106, pp. 55-69, Oct. 1991.

경기영

제어 · 로봇 · 시스템학회 논문지 제20권 제8호 참조

김진걸

제어 · 로봇 · 시스템학회 논문지 제15권 제4호 참조

이영삼

제어 · 로봇 · 시스템학회 논문지 제15권 제4호 참조