

진보된 능동 의족 무릎 관절 구조 연구

Study on Advanced Knee Joint Linkage of Active Prosthesis Leg

박정현*, 이광희, 이철희

J. H. Bak, K. H. Lee, C. H. Lee

요 약

본 연구에서는 선형 작동기로 동작하는 진보된 능동 의족 무릎 관절 구조를 제안한다. 기존의 연구에서 능동 의족은 일반적으로 3절링크 구조로 되어 있는 형태로 묘사된다. 그러나 이러한 의족은 통상 동작이 다리와 많은 차이가 있기 때문에 동작 시 노이즈에 민감하며, 제어 정밀도 역시 높게 요구된다. 본 연구에서는 이러한 점을 감안하여 4절링크로 된 새로운 의족구조를 제안하였다. 기구학을 이용하여 의족의 움직임을 예측하고 기존의 의족구조와 비교하였다. 동역학 해석 툴을 사용하여 보행 동작을 시뮬레이션 해 보고 그 결과를 해석하였다. 시뮬레이션 결과 기존의 3절링크 의족에 비해 절반의 최고 속력만으로도 인체 보행동작 모사가 가능한 것으로 나타났다.

ABSTRACT

In this study, an advanced knee joint for active prosthesis leg driven by a linear actuator is suggested. The structure of knee joints of existing active prosthesis legs consists of three links. This kind of linkage requires large torque to drive the active prosthesis legs. Thus a new linkage structure is suggested to solve such problem in this paper. Motion characteristics of the suggested linkage are examined in the simulation. The motion simulation results show that the proposed linkage is able to imitate human gait cycles with the half of linear actuator speed in existing linkages.

Keyword : Active prosthesis leg, Knee joint, Linkage, Amputee

1. 서론

근래에 들어 공학기술의 발달로 인하여 전동 구동되는 능동형 의족에 대한 연구들이 곳곳에서 이뤄지고 있다. 능동형 의족은 모터나 실린더 등을 통해 다리를 직접 움직일 수 있으므로 수동형에 비해

인체의 보행 시 다리 동작을 더 정확하게 모사할 수 있다. 인체에 이러한 능동형 의지를 부착하려던 시도는 1960년대 후반에서 1970년대 무렵에 시작되었다. 그러나 당시에는 부족한 기술력과 비싼 가격 등으로 인하여 대부분 실패하였다[1]. 그러나 근래에 들어서 과학기술이 발달함에 따라서 능동 의지의 성공적인 연구사례들이 늘어가고 있다. 처음엔 무릎 축 하나만 움직이는 연구부터 시작하여 발목까지 움직일 수 있는 능동형 의족들도 연구까지, 그 연구 분야가 점점 사람의 다리와 가까워지고 있다. Glauco Garcia Scandaroli는 능동형 의족과 관련하여, 무릎의 관절과 더불어 2자유도를 가지는 발목을 가진 의족의 제어에 대해 연구하였다[2]. 실용 의족에 관한 연구는 아니었으나, 그만큼 의족의 연구 분야가 넓어졌음을 보여주는 반증이다. 실용 가능한 능동형 의족에 관해서는 Carl D. Hoover가 시도한 근전도 기반의 능동형 의족이 있다. 이는 발목은 고

접 수 일 : 2012.10.31

심사완료일 : 2012.12.11

게재확정일 : 2012.12.20

* 박정현 : 인하대학교 기계공학과 석사과정

superrogin@gmail.com (주저자)

이광희 : 인하대학교 기계공학과 석사과정

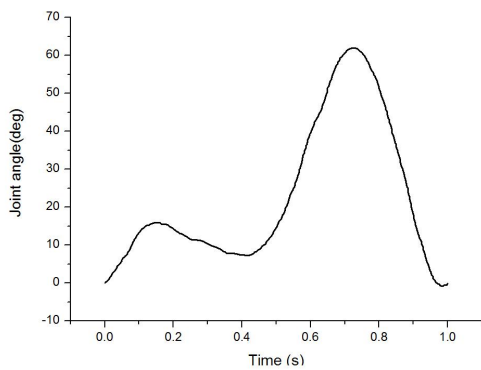
gwanghee.yee@gmail.com (공동저자)

이철희 : 인하대학교 기계공학과 교수

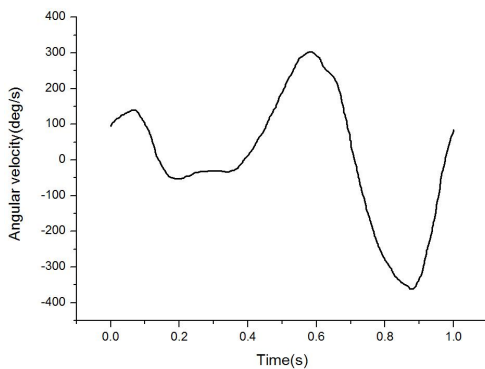
chulhee@inha.ac.kr (교신저자)

※ 본 연구는 지식경제부 및 정보통신산업진흥원의 IT융합 고급인력과정 지원사업의 연구결과로 수행되었음 (NIPA-2012-H0401-12-1007)

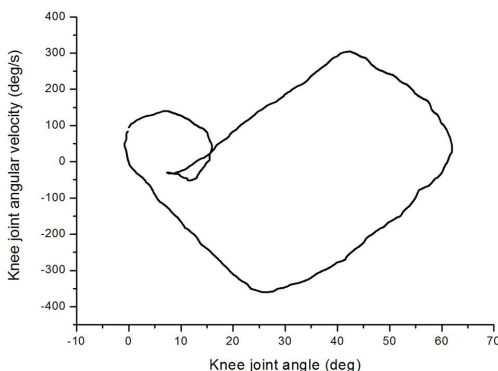
정되고 무릎만 능동 구동하는 능동형 의족으로, 능동형 의족에서 쉽게 찾아볼 수 있는 3절링크 형태를 하고 있다[3]. 이러한 3절링크 구조는 약간 응용되어 여러 능동형 의족 연구에 쓰였다[3-13]. 그림 2. (a)에는 이러한 대표적인 3절링크 의족 구조가 도식화 되어있다. 그림에서 세로로 뺀 링크는 정강뼈 역할을 하는 링크다. 인체의 하중을 지지해줌과 동시에 다른 링크의 위치를 결정하여 준다. 제일 짧은 링크는 회전 링크로, 무릎 관절의 역할을 한다.



(a) Knee joint angle



(b) Knee joint angular velocity



(c) Knee joint angular velocity in the aspect of knee joint angle

그림 1. 인체 보행 시 무릎 관절 운동[15]
(a)무릎 관절 각도 (b)무릎 관절 각속도 (c)무릎 관절 각도대비 각속도

제일 긴 링크는 선형 작동기로, 회전링크를 직접 구동시키는 역할을 수행한다. 선형작동기는 나오는 힘 때문에 모터에 볼스크류를 달아서 구동시키는 경우가 많으며[3-10,12,13] 그 외에 전동실린더 같은 선형 작동기가 쓸 수 있다[11]. 이와 같은 의족에 비해 무릎 관절에 모터 자체만을 이용한 경우 구조가 단순하고 직관적이어서 제어하기에 수월해진다. 그림에도 불구하고 3절링크 의족이 많이 쓰이는 이유는 볼스크류를 이용하여 3절링크 구조를 구성할 경우 모터에서 무릎 관절로의 토크 전달비가 매우 커져서 모터의 소형화와 배터리 소모량 등에서 이득을 볼 수 있기 때문이다[3]. 그러나 이러한 의족의 힘 전달 구조는 실제 다리 구조와는 정반대로, 높은 토크 전달 비를 통한 토크 이득에 대비해 의족의 구동을 위해 소모되는 토크가 많다. 이에 본 연구에서는 이러한 3절링크로 된 기존의 능동 의족 무릎 관절 구조를 개선하여 효율적인 토크 소모와 더 쉬운 강건 제어를 도모하여 진보된 능동 의족 무릎 관절 구조를 제안한다. 인체의 무릎 관절 각도 변화는 그림 1.과 같다. (c)그래프는 무릎 관절의 각도에 대비하여 나타난 무릎 각속도이다. 무릎이 꺾이는 양 끝 각도에서 무릎 관절의 각속도는 늘 0으로 줄어들며, 사이에서 최대 속도가 나온다. 능동 의족 무릎 관절의 동작이 기계적으로 그래프(c)의 양상을 나타낼 수 있다면 제어하는데 있어서 여러 이득을 얻을 수 있다.

2. 진보된 능동 의족 무릎 관절 구조

2.1 진보된 능동 의족 무릎 관절 구조 제안

본 논문의 연구에서는 그림 2.에서 도식화된 링크 구조를 제안한다. 먼저 그림 2.의 (a)는 기존의 3절링크 능동형 의족의 도식이다. 최장축은 선형 작동기를 나타내며 최장축의 길이 변화에 따라 무릎의 역할을 하는 최단축이 회전하며 작동하게 된다. 그림 2.의 (b)는 본 논문에서 제안하는 링크구조로 기존의 3절링크 구조에 2개의 링크가 더해져 구성된다. 이중 한 개의 링크에는 슬라이더가 부착되어 있어 기존 무릎역할을 하던 링크를 대신하여 무릎 역할을 한다. 더 상세한 도식이 그림 2.의 (c)에 있다. (c)에 나타나 있는 것처럼 추가된 두 링크 중 하나는 앞서 언급한 슬라이더를 가진 링크이며 다른 하나는 기존의 링크에서 연장되어 나온 고정링크이다. 즉, 실제적인 링크 수는 하나 증가하여 총

4절링크로 구성된 의족구조이다. (c)의 B링크에 있는 슬라이더에는 회전 가능한 조인트가 달려 있으며, 기존에 무릎역할을 하는 A 링크의 말단이 이 회전 조인트에 연결된다. 새로이 무릎역할을 하는 B 링크의 각도조절은 이전과 같이 아래쪽의 선형 작동기에 의해 행해진다. 이 선형 작동기의 말단도 슬라이더 링크에 있는 회전 조인트에 연결된다. A 링크가 회전함에 따라, B링크도 함께 회전한다.

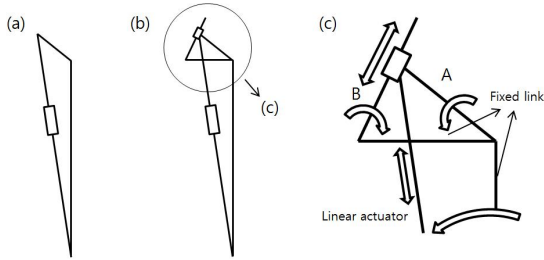


그림 2. 구조 도식 (a) 기존 능동 의족 무릎 관절 구조 (b) 진보된 능동 의족 무릎 관절 구조 (c) 그림 2.(b) 확대도

0도 근처에서는 B 링크의 각속도가 더 빨랐는데 45도에 이르러서 두 링크가 같은 각도에 이르렀으므로, 45도 부근에서는 B 링크의 각속도는 줄어든다. 이상 기술한 운동은 상향 45도 하향 45도 같은 경향을 보이며, 그림 1.의 (c)에서 볼 수 있는 것처럼 능동 의족 무릎 관절 구조 양 끝에서 무릎 관절의 각속도가 줄어드는 것과 같은 운동 경향이다.

2.2 진보된 능동 의족 무릎 관절 해석적 접근

그림 3.은 더 자세한 진보된 능동 의족 무릎 관절 구조의 도식이다. 의족은 직립 보행 시만을 상정하여 무릎 관절의 각도는 0도에서 ±45도 까지만 변할 수 있도록 설계 하였으며, 무릎 역할을 하는 슬라이더 링크의 최대 길이를 c, 기존의 무릎 역할을 하던 링크의 길이를 a, 새로 추가된 고정 링크의 길이를 l로 두었다. 다리 길이를 고려하여 세로로 길게 뻗은 고정링크는 30cm로 가정하고, 상용의 전동 실린더를 고려하여 선형 작동기의 최대 변위를 5cm 이하가 되도록 고려하였다. 상기의 가정들과 진보된 능동 의족 무릎 관절 구조로부터 식(1)의 조건이 나온다. 이를 바탕으로 최적설계를 통해 각 링크별 최적 길이를 구하면 링크 a와 c는 35.48mm , l=50.18mm가 된다. 해당 결과로부터 l을 50mm, a와 c를 $\frac{50}{\sqrt{2}}$ mm로 두었다.

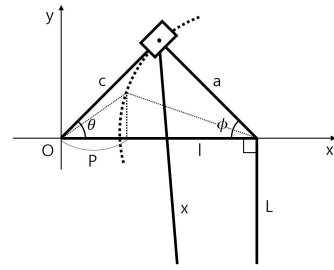


그림 3. 진보된 능동 의족 무릎 관절 구조 상세 도식

$$5 \geq \frac{\sqrt{(l - a \sin 45^\circ)^2 + (30 + a \cos 45^\circ)^2} - \sqrt{(l - a \sin(-45^\circ))^2 + (30 - a \cos(-45^\circ))^2}}{2} \quad (1)$$

다음으로 상기의 치수조건에서 링크의 운동을 해석적으로 나타낸다. 본 능동형 의족에서, 입력은 선형 작동기이며, 출력은 무릎의 각도라고 보면 해석적 함수는 $\theta(x)$ 의 형태로 나타낼 수 있다. θ 는 l, c, a에 의해 식 (2)와 같이 표현될 수 있다.

$$\theta = \tan^{-1} \frac{a \sin(\phi)}{l - a \cos(\phi)} \quad (2)$$

식에서 미지수는 a와 l 사이의 각 ϕ 이다. ϕ 는 식 (3)에 의해 표현될 수 있다.

$$\phi = \cos^{-1} \frac{a^2 + L^2 - x^2}{2aL} - 90^\circ \quad (3)$$

마지막으로 식 (3)를 식(2)에 대입하여 정리하면 식(4)를 얻게 된다.

$$\theta(x) = -\tan^{-1} \left(\frac{a^2 + L^2 - x^2}{2L(l - a \sqrt{1 - \frac{(a^2 + L^2 - x^2)^2}{4a^2L^2}})} \right) \quad (4)$$

상기의 식을 x에 대해 미분하면 x에 대한 각속도 ω 를 구할 수 있다. $l - a \sqrt{1 - \frac{(a^2 + L^2 - x^2)^2}{4a^2L^2}} = P$ 라 하면 식(4)를 x에 대해 미분하여 식(5)를 얻게 된다.

$$\omega(x) = -\tan \left(\frac{\frac{x(a^2 + L^2 - x^2)^2}{4L^3(l - P)^2} - \frac{x}{LP}}{1 + \frac{(a^2 + L^2 - x^2)^2}{4L^2P^2}} \right) \quad (5)$$

변위 x는 선형 작동기에 의해 시간에 따라 변화

므로 $x(t)$ 로 표기되며, 이로부터 θ 와 ω 에 관한 t 의 매개변수 함수 $f(\theta(t), \omega(t))=0$ 를 얻을 수 있다. 해당 매개변수 함수를 $x(t) = 90t$ 로 두고 그래프로 그리면 그림 4. (a)와 같이 표현된다. 이것은 그림 4.(b)에 나타난 기존의 의족과 대비해 그림 1.(c)에 나타난 사람의 보행동작과 더 비슷한 경향을 보여준다.

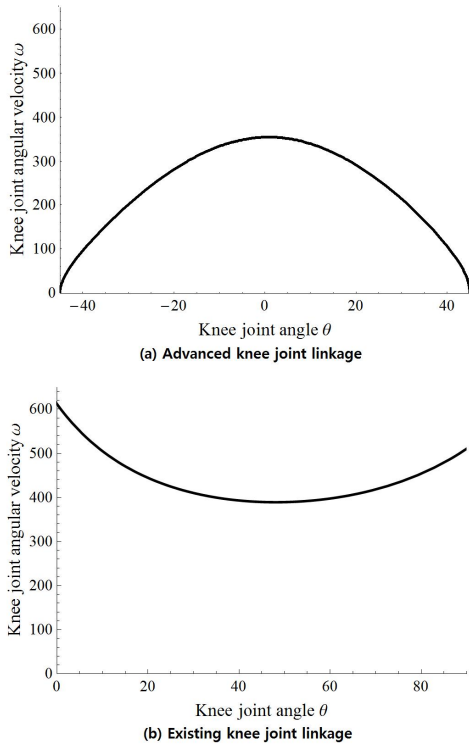


그림 4. 선형입력에서의 매개변수 그래프 (a) 진보된 능동 의족 무릎 관절 구조 (b) 기존 능동 의족 무릎 관절 구조

반면 시뮬레이션에 쓰인 진보된 능동 의족 무릎 관절 구조와 동일한 치수의 기존의 능동 의족 무릎 관절 구조의 경우 $x=240t$ 에서 그림 4.(b)에 나타난 양상을 보이는데, 각도 변화에 따른 각속도 변화가 실제 사람의 다리와는 반대 양상을 보여준다. 뿐만 아니라 중심각도에서 실제 사람의 무릎 관절 최고 각속도를 내기 위해서 선형 작동기가 진보된 능동 의족 무릎 관절에 비해 약 2.67배 이상 빠르게 움직여야 한다. 같은 선형 작동기를 가정할 때, 속도가 빠를수록 토크는 그만큼 낮아질 수밖에 없기 때문에 진보된 능동 의족 무릎 관절 구조가 기존 능동 의족 무릎 관절 구조 대비 2-3배 이상 뛰어난 성능을 보여준다.

3. 보행 동작 시뮬레이션

본 논문의 연구는 초기 단계로, 진보된 능동 의족 무릎 관절 구조를 실제 시제품으로 만드는 것에 앞서 그림 5.의 3D 모델로 가상의 의족을 만들어 동역학 해석 프로그램을 통하여 제어하는 것으로 구조를 검증하였다. 시뮬레이션 결과는 그림 6.에 그래프화 되어 표기되어 있다.

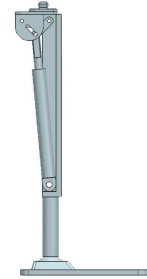


그림 5. 의족 모델

중간에 파여진 홈은 슬라이더 링크의 슬라이더 역할을 하며, 실 제작 시, 이 홈의 경로를 변경함에 따라 기구학적으로 더 다양한 움직임을 표현할 수 있지만 본 연구는 초기 연구로, 직선형태의 홈으로 진행하였다. 그림 6. (a)는 보행동작을 모사할 때, 기존 능동 의족 무릎 관절 구조와 진보된 능동 의족 무릎 관절 구조를 구동하기 위해 필요한 선형 작동기 변위량이다. 점선으로 표기된 것이 기존의 의족이다. 32mm의 변위량이 필요한 기존의 능동 의족 무릎 관절 구조와 대비하여 약 20mm의 변위량으로 보행동작을 모사함을 확인하였다. 진보된 능동 의족 무릎 관절 구조의 경우, 그림 3.의 a와 L 링크의 길이가 기존의 의족과 같더라도, 실제 보행 동작 모사는 약간 다른 위치에서 수행한다. 그림 6. (b)는 보행동작 모사 중 선형 작동기의 속도 변화를 나타낸 그래프다. 실선으로 표시된 진보된 능동 의족 무릎 관절 구조의 경우 점선으로 표시된 기존의 능동 의족 무릎 관절 구조에 비해 최대 속도가 94.39mm/sec로, 기존 의족의 185.5mm/sec에 비해 51%수준에 가까웠다. 최대 이송 속도가 적기 때문에 같은 모터를 사용하더라도 감속기를 사용하여 토크의 이득을 볼 수 있다. 따라서 기존 의족과 같은 성능을 내기 위해 상대적으로 적은 모터 토크가 필요하며, 이는 모터의 소형화로 인한 의족 경량화 및 소비 전류 감화 등의 이득이 있다. 의족의 경우 인체에 부착되는 장비이기 때문에 착용자에게 작은 질량 변화나 배터리 사용량 증가도 큰 성능 향상으로 내비칠 수 있어, 본 연구의 진보된 능동 의족 무릎 관절 구조는 상당히 유용하다.

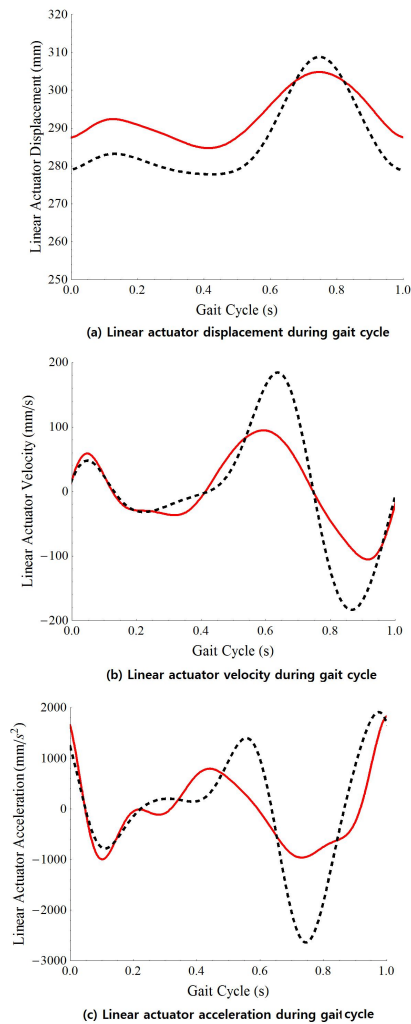


그림 6. 보행동작 중의 선형 작동기 동작 시뮬레이션 (a) 선형작동기 변위 (b) 선형작동기 속도 (c) 선형작동기 가속도

그림 6. (c)는 작동기의 가속도 경향을 보여준다. 실선으로 표시된 진보된 능동 의족 무릎 관절 구조는 많은 경우 기존의 무릎 관절 구조에 비해 더 작은 가속도로 움직인다. 특히 Swing Phase에서 $2648\text{mm}/\text{sec}^2$ 으로 가동되는 기존의 무릎 관절 구조에 비해 $960\text{mm}/\text{sec}^2$ 로, 약 36% 수준의 가속도로 보행동작을 수행함을 확인할 수 있다.

4. 결론

본 논문에서는 작동기의 구동력 면에서 보다 효율적으로 인간 보행 동작을 모사할 수 있는 진보된 능동 의족 무릎 관절 구조에 대한 초기 연구를 진행하였다. 인간 보행 중 발목 관절의 굽힘 각도에 따른 무릎 관절의 회전 각속도 변화를 기준으로 하

여 그와 비슷한 운동양상을 보이는 무릎 관절 구조를 설계하였다. 본 연구는 기초연구로, 실물 제작에 앞서 능동형 의족 관절이 3D 모델로 제작되었다. 본 연구에서의 성과를 요약하면 다음과 같다.

- 인간의 보행동작을 분석하고 그에 따른 능동형 의족을 위한 무릎 관절 링크 구조를 디자인 하였다.
- 진보된 능동 의족 무릎 관절 구조의 일부 치수들을 최적설계 하였다.
- 진보된 능동 의족 무릎 관절 구조가 실 제작을 염두에 두고 설계되었으며, 이를 바탕으로 동역학 시뮬레이션을 진행하여 결과를 산출하고 분석하였다.
- 시뮬레이션 결과 기존의 무릎 관절 구조에 비해 약 50%정도의 속도로도 능동형 의족 구동이 가능함과 기존의 의족에 비해 선형 작동기 속도 변화 양상이 더 고른 것을 확인하였다.
- 차후의 연구에서 보다 토크 손실을 최소화하기 위해 슬라이더 링크의 슬라이더 경로와 몇몇 의족의 치수들이 최적화 될 필요가 있다.

또한 본 논문에서는 의족의 해석적 기구학 모델을 다뤘을 뿐으로, 추후 실제로 의족에 가해지는 하중과 의족의 무게 등을 고려한 의족의 성능 예측 및 동작 검증, 실물 설계가 뒤따를 예정이다.

참 고 문 헌

- [1] S.D. Prior, P. R. Warner, "A Review Of World Rehabilitation Robotics Research", High-Tech Help for the Handicapped 1990, pp. 1/1-1/3, 1990
- [2] Glauco Garcia Scandaroli, Geovany Araujo Borges, Adson Ferreirra da Rocha, "Adaptive knee joint control for an active amputee prosthesis", Journal of Mechanical Devices, March 2012, Vol.6 pp. 164-169, 2008
- [3] Carl D. Hoover, George D. Fulk, Kevin B. Fite, "The design and initial experimental validation of an active myoelectric transfemoral prosthesis", Latin American Robotic Symposium 2008, pp. 011005-1 & #8211; 011005-12, 2012
- [4] Frank Sup, Huseyin Atakan Varol, Jason Mitchell, Thomas J. Withrow, Michael Goldfarb, "Self-contained powered knee and ankle prosthesis initial evaluation on a transfemoral

amputee”, 2009 11th International Conference on Rehabilitation Robotics, pp.638-644, 2009

[5] Frank Sup, Huseyin Atakan Varol, Jason Mitchell, Thomas J. Withrow, Michel Goldfarb, “Preliminary evaluations of a self-contained anthropomorphic transfemoral prosthesis”, Transactions on mechatronics, Vol. 14, no. 6, pp. 667-676, 2009

[6] Kevin Fite, Jason Mitchell, Frank Sup, Michael Goldfarb, “Design and control of an electrically powered knee prosthesis”, 10th International conference on rehabilitation robotics, pp. 902-905, 2007

[7] Huseyin Atakan Varol, Frank Sup, Michael Goldfarb, “Multiclass real-time intent recognition of a powered lower limb prosthesis”, Transactions on biomedical engineering, Vol. 57, no. 3, pp. 542-551, 2010

[8] Frank Sup, Huseyin Atakan Varol, Jason Mitchell, Thomas Withrow, Michael Goldfarb, “Design and control of active electrical knee and ankle prosthesis”, 2nd International conference on biomedical robotics and biomechanics, pp. 523-528, 2008

[9] Akin O. Kapti, M. Sait Yucenur, “Design and control of an active artificial knee joint”, Mechanism and Machine Theory 41(2006), pp. 1477-1485, 2006

[10] Kevin H. Ha, Huseyin Atakan Varol, Michael Gold Farb, “Myoelectric control of a powered knee prosthesis for volitional movement during non-weight-bearing activities”, 32nd Annual international conference, pp. 3515-3518, 2010

[11] Rafael R. Torrealba, Claudia Perez-D’Arpino, Jose Cappelletto, Leonardo Fermin-Leon, Gerardo Fernandez-Lopez, Juan C. Grieco, “Through the development of a biomechatronic knee prosthesis for transfemoral amputees: Mechanical design and manufacture, human gait characterization, intelligent control strategies and tests”, 2010 International conference on robotics and automation, pp. 2934-2939, 2010

[12] Frank Sup, Huseyin Atakan Varol, Michael Gofart, “Upslope walking with a powered knee and ankle prosthesis: initial results with an amputee subject”, Transactions on neural systems and rehabilitation engineering Vol. 19 no. 1, pp.

71-78, 2011

[13] Kevin H. Ha, Huseyin Atakan Varol, Michael Goldfarb, “AVolitional control of a prosthesis knee using surface electromyography”, Transactions on biomedical engineering, pp. 144-151, 2011

[14] Chin Youb Chung, Moon Seok Park, In Ho Choi, Tae Joon Cho, Won Joon Yoo, “Three dimensional gait analysis in normal Korean; a preliminary report”, Journal of Korean orthopedics association 2005, Vol. 40, pp. 83-88, 2005

[15] Akin O. Kapti, M. Sait Yucenur, “Design and control of an active artificial knee joint”, Mechanism and machine theory 41(2006), pp. 1477-1485, 2006



박정현

2012년 2월 인하대학교 재활복지공학과 졸업 (학사)
2012년 - 현재 한국대학교 재활복지공학과 석사과정

관심분야 : 자동제어, 로봇공학



이광희

2011년 2월 인하대학교 기계공학과 졸업(학사)
2012년 - 현재 인하대학교 기계공학과 석사과정

관심분야 : 자동제어, 로봇공학



이철희

2006년 5월 University of Illinois 기계공학과 졸업(박사)
2012년 - 현재 인하대학교 기계공학과 부교수

관심분야 : 자동제어, 트라이블로지