

# 대퇴 절단 환자를 위한 능동대퇴의지구조 설계 및 최적화 연구

## Design and Optimization Study of Active Trasfemoral Prosthesis leg

이광희\*, 정진호, 이철희

K. H. Lee, J. H. Chung, C.-H. Lee

### 요 약

본 논문은 대퇴 절단 환자를 위한 의지를 설계하고 최적화를 통해 경량화하는 것을 목적으로 한다. 대퇴 절단환자의 경우 정상적인 보행을 위해서는 무릎 관절의 움직임을 모사하는 것이 무엇보다 중요하다. 따라서 무릎 관절 움직임을 모사할 수 있는 1자유도의 능동형 대퇴 의지를 설계하였다. 3개의 링크들로 이루어진 기구학 식을 통해 능동형 대퇴 의지의 작동범위 및 토크를 계산하였다. 또한 의지를 구성하는 주요 부품에 대한 유한요소해석을 통해 작동 환경에서의 안정성을 검증하고 최적화 기법을 통해 주요 부품의 경량화를 진행하였다. 동일한 조건에서 형상최적화를 수행하여 안정성을 확보하면서 최소부피를 가지는 형상을 구현하였다. 해석 결과를 통해 주요 부품의 경우 약 35%정도 무게가 감소한 것을 확인할 수 있다.(abstract)와 동일한 내용으로 국문으로 작성하시면 됩니다. 본 논문은 생체신호를 기반으로 하여 노약자들이 사용할 수 있는 재활기기의 훈련 프로그램 및 데이터 관리에 대한 것이다. 노약자의 신체조건, 취향에 대한 기능적, 감성적 특성을 반영하여 개발된 프로그램으로서 남녀 구분이 되어 있다. 65세 이상의 노약자 20명을 대상으로 수행한 일련의 실험을 통하여 프로그램의 신뢰성과 우수성을 확인하였다.

### ABSTRACT

In this paper, active trasfemoral prosthesis leg is designed for the handicapped who lost their legs upon knee. It is important to design proper knee joint to mimic walking motion of hyman. 1 degree-of-freedom active trasfemoral prosthesis leg is designed with knee joint. Operating angle and torque have been calculated using kinematics of three linkages in prosthesis leg. Finite element analysis of major components is performed to evaluate the safety under operating condition and to reduce weights. Minimum volumes of components are obtained by optimization as satisfying safety requirements. The results show that about 35% of weight of components is reduced.

**Keyword** : Trasfemoral Prosthesis Leg, Kinematic Design, Finite Element Anlysis, Weight Optimization

### 1. 서론

접 수 일 : 2013.11.21

심사완료일 : 2013.12.05

게재확정일 : 2013.12.20

\* 이광희 : 인하대학교 기계공학과 박사과정

gwanghee.yee@gmail.com (주저자)

정진호 : 인하대학교 기계공학과 석사과정

jhchung1024@gmail.com (공동저자)

이영희 : 인하대학교 기계공학과 부교수

lee@hankuk.ac.kr (교신저자)

※ 본 연구는 2013년 미래창조과학부 및 정보통신산업진흥원의 IT융합 고급인력과정 지원으로 이루어진 결과임 (NIPA-2013-H0401-13-1006).

국내 장애인 환자수가 지속적으로 증가중이며, 2011년 기준 약 250만 명에서 2050년 기준 약 500만 명까지 증가할 것으로 예상된다 [1]. 전체 장애인 중 지체 장애인 수는 전체의 약 50%를 차지하며, 지체 장애인 중 절반은 하지 장애로 인한 장애인이다. 대부분 절단 장애인이며 대부분의 원인은 사고와 질환이 대부분을 차지한다. 사고의 경우, 교통사고와 산업재해가 주요하며 질환성 절단으로는 당뇨로 인한 하지절단을 예로 들 수 있다. 당뇨환자는 매년 증가하는 추세이며, 앞으로도 지속적으로 증가할 것으로 예상된다. 따라서 당뇨로 인한 절단

환자 역시 증가할 것으로 예상된다. 이에 따라 국내외 의료기기 시장의 투자 및 매출 또한 증가하는 추세이다 [2]. 이러한 하지 절단 환자들에게 있어서, 특히 문제가 되는 환자들은 전 세계적으로 700만명이 존재할 것으로 추산되는 하퇴부 절단 환자이다 [3].

인간의 보행을 분석하면 고관절, 슬관절, 족관절이 가장 큰 영향력을 가진다. 특히 고관절과 슬관절의 경우 전체 동작에서 약 80%의 중요도를 가진다. 하퇴 절단 환자의 경우 고관절과 족관절을 대신할 수 있는 의족을 사용하는 것이 필요하다. 따라서 전 세계적으로 고관절과 슬관절을 대신할 수 있는 의지 시스템 개발에 관한 연구를 활발히 진행 중이다 [4-6]. 국내의 경우 능동형 의지 개발에 대한 연구는 미약한 편이다. 국내에서는 재활공학연구소에서만 능동형 의지에 대한 연구를 수행 중이며 다양한 기관에서 연구를 진행하기 위한 시도를 하고 있다.

본 연구에서는 1자유도(무릎)를 가지는 능동형 하퇴 의지를 설계하고 최적화를 통해 경량화 하는 것을 목표로 한다. 의지의 성능도 중요하지만 사용자의 만족감 향상 및 피로도 저감 또한 중요하므로 경량화를 통해 피로도를 낮추는 것이 필요하다. 최적화된 형상에 대해서는 유한요소해석을 통해 응력 및 변위 특성을 분석하고 안정성을 검증하였다.

## 2. 하퇴 의지 설계

능동하퇴의지를 설계하기 위해 링크 구조에 대한 수학적 수식을 유도하여 의지 구동에 필요한 토크를 계산하였다. 또한 의지를 구성하는 주요 부품인 무릎 관절부와 센서라이즈드 풋에 대한 안정성을 유한요소해석을 통해 검증하였다.

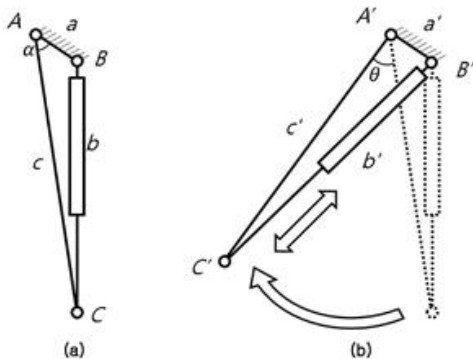


그림 1 하퇴 의지의 기구학 구조

### 2.1 하퇴의지구조

무릎 관절을 가진 1자유도의 하퇴의지의 기구학적 구조는 그림 3에서 확인할 수 있다. 무릎 관절의 각도변화는 아래 식(1)을 통해 확인할 수 있다. 3개의 링크로 관절각을 나타낼 수 있으므로 단순 기구학식을 이용하여 아래와 같이 계산할 수 있다.

$$\theta = \cos^{-1}\left(\frac{a^2 + c^2 - b^2}{2ac}\right) - \alpha \quad (1)$$

3개의 링크 중 a와 c는 고정되어 있지만 b의 경우에는 액추에이터에 의해 길이가 변하게 된다. 따라서 이에 대한 식을 아래의 식(2)로 나타낼 수 있다. 여기서  $b_m$ 은 링크 b의 최소 길이, l은 볼 스크류의 리드,  $\psi$ 는 모터의 회전각을 나타낸다.

$$b = b_m + l \cdot \frac{\psi}{2\pi} \quad (2)$$

식(1)에 식(2)를 대입하여 아래 식(3)을 나타낼 수 있다.

$$\theta = \cos^{-1}\left(\frac{a^2 + c^2 - (b_m + l \cdot \frac{\psi}{2\pi})^2}{2ac}\right) - \alpha \quad (3)$$

위 식들을 바탕으로 무릎 관절에 작용하는 토크를 아래 식(4)와 같이 계산할 수 있다. 여기서  $T_m$ 은 모터의 토크를 나타낸다.

$$T = \cos\left(\frac{\pi}{2} - \sin^{-1}\left(\frac{c}{b} \sin(\alpha + \theta)\right)\right) \cdot \frac{2\pi a T_m}{l} \quad (4)$$

설계한 하퇴의지의 구조는 그림 2에서 확인할 수 있다. 메인프레임, 무릎관절, 액추에이터 하우징, 센서라이즈드 풋의 네 개의 중요 파트로 구성되며 주요 사용 부품으로는 엔코더, 로드셀, 모터 및 볼스크류가 있다. 메인프레임의 경우 사용자의 하중을 전반적으로 지지하는 서포터의 역할을 하며 무릎

관절을 통해 보행 동작을 모사한다. 액추에이터 하우징은 무릎관절과 메인 프레임에 연결하여 무릎관절의 기구학적 운동이 가능하게 한다. 엔코더의 경우 무릎관절의 절대 각도를 측정하는데 사용된다. 로드셀의 경우 전체 무릎각도에서 걸리는 하중을 측정하는 역할을 한다. 모터와 볼 스크류의 경우 모터에서 나오는 회전운동을 직선운동으로 변환하는 역할을 한다.

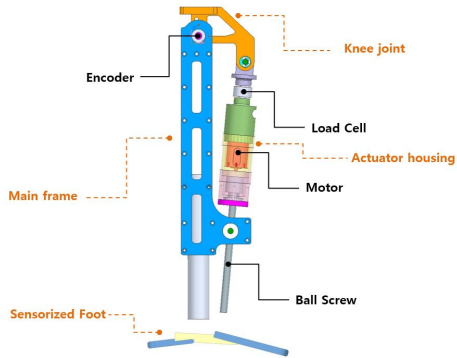


그림 2 하퇴의지 구조

마지막으로 센서라이즈드 풋의 경우 앞뒤 변형량 측적을 통해 보행동작을 구분하는데 사용된다. 의족의 작동 범위는 아래 그림 3과 같이 0°에서 90°이다

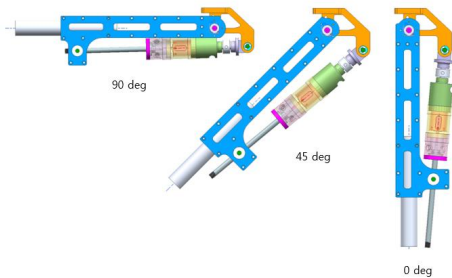


그림 3 하퇴 의족의 작동 각도

## 2.2 무릎관절

본 연구에서 설계한 의족에서 무릎관절은 매우 중요하다. 각도 조절의 기능 뿐 아니라 사용자의 하중을 가장 많이 받는 부분이기 때문이다. 아래 그림 4는 설계한 무릎 관절 부품이다. 하중이 작용하는 조건에서 응력 및 변형량 해석을 통해 안정성을 검토하였다.

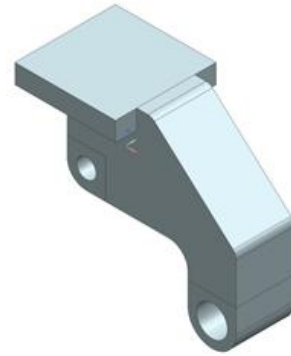


그림 4 하퇴 의지의 무릎관절 부품

변형량 및 응력 해석 결과는 그림 5에서 확인할 수 있다. 최대 변형량 0.0015mm, 최대 응력은 3Mpa이므로 재료(알루미늄)의 항복응력(310MPa)을 넘지 않으므로 안전한 것을 확인할 수 있다. 현재 무릎 관절부의 무게는 약 377g이므로 최적화를 통해 안전성을 확보하면서도 경량화를 진행하는 것이 필요하다.

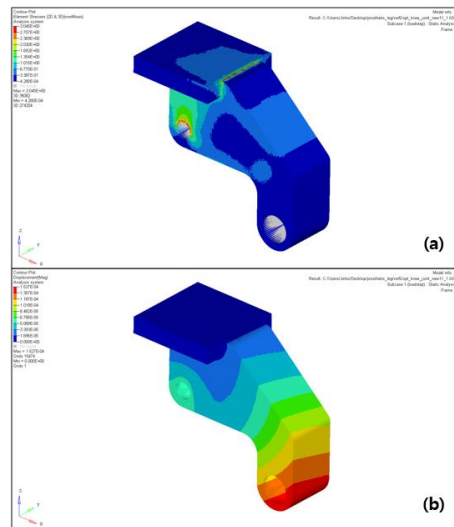


그림 5 무릎관절부 유한요소해석; (a)응력 (b)변위

## 2.3 센서라이즈드 풋(Sensorized Foot)

의족을 제어하기 위해서는 보행단계를 구분하는 것이 무엇보다 중요하다. 보행 단계를 구분하기 위해서 센서라이즈드 풋을 설계하였다(그림 6). 발의 앞뒤에 스트레인게이지(Strain gauge)를 부착함으로써 보행단계에 따라 하중이 변화하는 경우 특정 부위의 변형량을 측정하여 보행단계를 구분할 수 있

다. 서 있는 시점을 기준으로 앞쪽의 변형량이 뒤쪽의 변형량보다 큰 경우 보행이 시작되고, 반대로 뒤쪽의 변형량이 앞쪽의 변형량보다 큰 경우 보행단계가 끝나는 시점임을 알 수 있다. 앞과 뒤쪽에서 변형량이 없는 경우에는 스윙(swing)동작이며 보행의 중간 동작임을 알 수 있다 (그림 7).

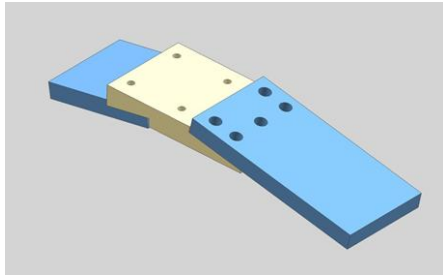


그림 6 센서라이즈드 풋 설계

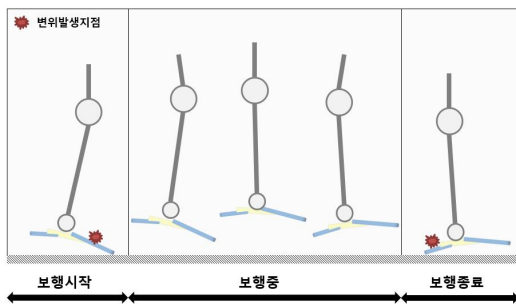


그림 7 변위발생에 따른 보행동작 구분

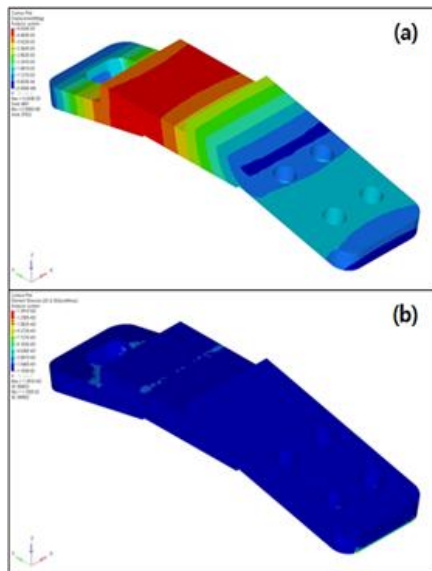


그림 8 센서라이즈드 풋의 응력 및 변위 해석

인간의 보행동작의 관별을 위한 센서라이즈드 풋에 관하여 하중 해석을 진행하였다. 센서라이즈드

풋은 발을 전부와 후부로 나뉘, 보행중 발의 전후부에 전달되는 하중을 통해 착용자의 보행의도 및 보행 상황을 파악하기 위한 부품으로 각 부분에 걸리는 하중의 양이 예측되어야 그에 알맞은 스트레인 게이지를 선정하여 부착할 수 있다. 해석 결과에 따르면 센서라이즈드 풋은 발목부에 가장 많은 하중을 받으며, 뒷꿈치와 발가락 부분은 상대적으로 적은 하중을 받는 것으로 확인되었다(그림 8).

이 때, 센서라이즈드 풋에 가해지는 최고 하중은 약 61MPa로 알루미늄의 인장강도 이내이다. 이에 따라 스트레인게이지는 해석결과 발 앞부분에 넓게 포진되어 있는 13.6MPa 영역과 이에 상응하는 뒷꿈치 영역에 부착한다. 이는 하중이 가해졌을 때와 가해지지 않았을 때 차이가 나는 부분이어야 하며, 스트레인 게이지는 민감하기 때문에 가해지는 하중이 심하지 않은 부분에 부착하여야 하기 때문이다.

### 3. 의족 부품 최적화

의족의 무게를 최소화하기 위해 주요 구성 부품인 무릎 관절부와 센서라이즈드 풋에 대한 최적화를 수행하여 경량화를 이루었다.

#### 3.1 무릎관절 최적화

의족 설계 시 인간의 보행을 보다 정확하게 모사할 수 있는 관절 구조 및 기능이 중요하지만 의족 자체의 무게 또한 중요하다. 기존 인체 대비 너무 무거운 의족의 경우 사용자가 장기간 착용 시 피로감을 느낄 수 있으며 또한 어색한 보행동작이 나타날 가능성이 있다. 따라서 높은 가격의 의족의 경우 탄소 섬유 등 고강도 재료를 사용하여 경량화를 구현한다.

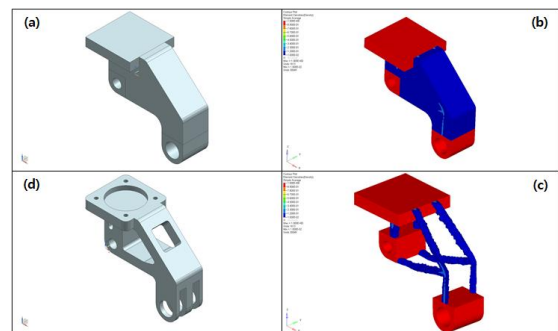


그림 9 무릎관절부 최적화 과정

본 연구에서는 기계 시스템에 일반적으로 사용되는 알루미늄을 이용하여 대부분의 부품을 설계 하였다. 하지만 알루미늄의 경우 탄소 섬유에 비해 무게가 더 나가므로 형상 최적화 기법을 활용하여 경량화를 수행하였다. 아래 그림 9는 무릎 관절의 형상최적화 과정을 나타낸다. 기존 무릎 관절(a)에 하중 및 경계 조건을 부여(b)하고 이를 바탕으로 최적형상(c)을 얻는다. 이를 기반으로 최종적으로 경량화된 무릎 관절(d)를 설계하였다. 기존 무릎 관절의 무게가 376.6g에서 최적화된 무릎 관절의 경우 241.3g으로 기존 무게에서 약 35% 경량화 하였다.

최적화된 무릎 관절에 기존 관절에 작용하는 하중을 적용하여 정적 해석을 수행하였다. 해석 결과를 통해 최대 응력은 8.7MPa, 최대 변형량은 0.005mm가 나타나는 것을 확인하였다 (그림 10).

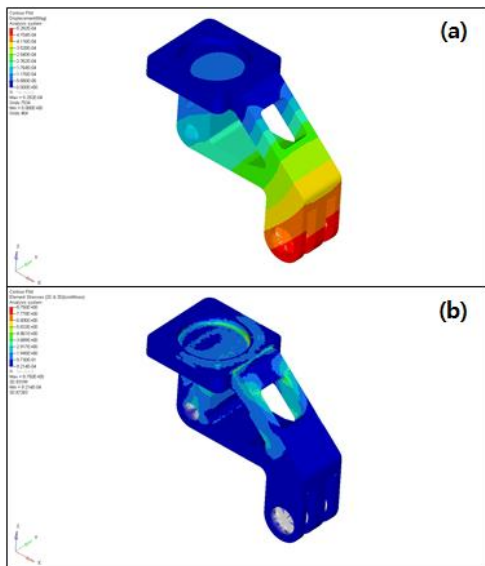


그림 10 최적화된 무릎관절부의 유한요소해석 (a) 변위 (b) 응력

알루미늄의 인장강도는 약 145MPa이므로 작용 하중에 대해 안전한 것을 검증하였다

### 3.2 센서라이즈드 풋 최적화

의족을 구성하는 다른 부품들과 마찬가지로 센서라이즈드 풋 또한 경량화가 필요하다. 센서라이즈드 풋을 포함한 전체 의족의 무게를 경량화 함으로써 사용자의 피로도를 저감시킬 수 있으며 의족을 사용함에 따른 만족감을 향상시킬 수 있다. 경량화를 수행하기 위해 형상최적화(Optimization)기법을 사용하였다. 센서라이즈드 풋의 앞과 뒤 부분은 Y, Z

방향으로만 구속되었으며, 적용하중으로는 최소 100kg에서 최대 200kg이 적용되었다. 재료의 종류는 티타늄, 최소 두께는 3mm, 응력에 대한 제한조건으로는 티타늄의 항복강도를 적용하였다.

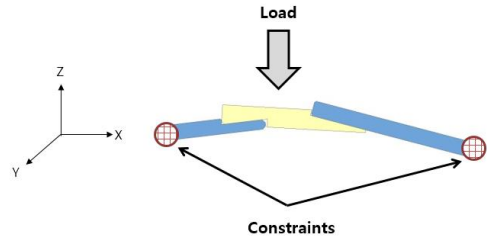


그림 11 센서라이즈드 풋의 형상최적화를 위한 해석조건

또한 세 파트로 이루어진 센서라이즈드 풋의 연결 부분에서의 변형 조건은  $\pm 0.1\text{mm}$ 의 정적 변형 조건이 적용되었다. 최적화를 위한 목표 함수는 위 제한조건 내에서의 최소 부피를 가지는 것을 목표로 하였다 (그림 11).

센서라이즈드 풋의 형상최적화 진행 과정은 아래 그림 12에서 확인할 수 있다. 구속조건(a), 형상최적화결과(b), 최적화된 센서라이즈드 풋의 변형량 및 응력 결과(c,d)이다. 적용하중은 100kg이며, 재료는 티타늄, 재료의 두께는 10mm이다. 변형량 및 응력 해석 결과를 통해 최대응력은 359.7MPa, 최대 변형량은 0.099mm인 것을 확인할 수 있다. 티타늄의 항복강도가 약 1,480MPa이므로 적용 하중에 대해 안전율이 약 4.1이므로 안전한 것을 확인할 수 있다.

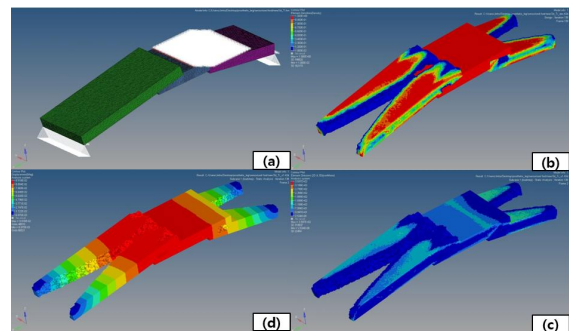


그림 12 센서라이즈드 풋 최적화 과정 및 결과

단 100kg의 하중은 일반적인 사용자의 최대 정적 하중을 고려한 것이므로 걷거나 뛰는 경우에 동적 하중이 작용하는 경우에 대해서도 고려한 필요성이 있다. 또한 현재 센서라이즈드 풋의 무게는 약 591g

이므로 추가적인 경량화가 필요하다.

최적화된 형상을 통해 동물의 발과 같은 형태가 가장 적합한 것을 알 수 있다. 발가락 형태의 구조를 통해 앞뒤 변형량 측정을 통해 보행 주기를 판단하는 것 이외로 측방향 경사에 대한 부분도 판단할 수 있을 것으로 기대할 수 있다. 경사로에서 보행 시 센서라이즈드 풋의 좌우 변형량이 뚜렷하게 나타날 것으로 예상되므로 이를 활용할 수 있다. 기존 센서라이즈드 풋(a)의 무게는 약 591g이지만 최적화를 통해 약 35%의 무게를 경량화하여 최종적으로 379g의 센서라이즈드 풋을 설계하였다.

#### 4. 결론

본 논문에서는 대퇴부 절단 환자를 위한 능동형 대퇴 의족을 설계하였고, 무릎 상부 부품에 대한 최적화 및 그에 대한 유한요소 해석을 통해 최적화에 대한 검증을 진행하였다. 검증 결과에 따르면 해당 부품의 최대 하중은 약 8.7MPa로, 구성재료의 인장강도인 145MPa를 넘지 않아 최적화를 진행한 후에도 충분히 안정한 구조인 것으로 확인되었다. 이어서 센서라이즈드 풋에 대한 유한요소 해석을 통해 하중분포 및 스트레인 게이지를 부착위치를 선정하였다. 이 역시 359MPa로 인장강도 보다 작기 때문에 안정하다. 경량화 된 의족을 통해 안정성을 유지하면서도 사용자의 만족감을 향상시킬 수 있을 것으로 기대한다. 무릎관절부의 경우 기존 377g에서 241g으로 경량화 되었고 이는 기존 대비 약 36%무게가 가벼워진 것을 확인할 수 있다. 센서라이즈드 풋의 경우 기존 591g에서 379g으로 약 35% 경량화를 이루었다.

#### 참 고 문 헌

- [1] 고용노동부, 2012 장애인 통계, 2012, pp. 26-49.
- [2] 한국의료기기산업협회 부설 의료기기정책연구원, 2012년 국내외 의료기기산업 시장 및 기업 분석 보고서, 2012, pp. 1-156.
- [3] Frank Sup, Huseyin Atakan Varol, Jason Mitchell, Thomas J. Withrow and Michael Goldfarb, "Self-Contained Powered Knee and Ankle Prosthesis: Initial Evaluation on a Transfemoral Amputee," in IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, Kyoto, Japan, pp.638-644, Jun, 2009
- [4] 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. no.6, pp. 1-12, 2012

- [5] K.H. Ha, H.A. Varol and M. Goldfarb, "Myoelectric Control of a Powered Knee Prosthesis for Volitional Movement during Non-Weight-Bearing Activities," 32nd Annual International Conference, Buenos Aires, Argentina, pp. 3515-3518, Sep. 2010
- [6] F. Sup, H.A. Varol, J. Mitchell, T.J. Withrow and M. Goldfarb, "Self-contained powered knee and ankle prosthesis initial evaluation on a transfemoral amputee," 11th International Conference on Rehabilitation Robotics, Kyoto, Japan, pp.638-644, Jun. 2009



#### 이 광 희

2011년 2월 인하대학교 기계공학과 졸업(학사)  
 2013년 2월 인하대학교 기계공학과 졸업(석사)  
 2013년 - 현재 인하대학교 기계공학과 박사과정

관심분야 : 설계 및 최적화



#### 정 진 호

2013년 2월 인하대학교 기계공학과 졸업(학사)  
 2013년 - 현재 인하대학교 기계공학과 석사과정

관심분야 : 설계 및 구조해석



#### 이 철 희

1996년 2월 인하대학교 기계공학과 졸업(석사)  
 2006년 8월 University of Illinois at Urbana-Champaign 기계공학과 졸업(박사)  
 2007년 - 현재 인하대학교 기계공학과 부교수

관심분야 : 최적제어, 최적설계