능동형 대퇴의지 시스템의 설계 및 최적화 연구

Design and Optimization of Active Transfemoral Prosthesis System

정진호*, 이광희, 이철희
J. H. Chung, K. H. Lee, C. H. Lee

요 약

본 논문에서는 능동형 대퇴의지 시스템의 설계 및 최적화에 대한 연구를 진행하였다. 본 연구의 능동형 대퇴의지 시스템은 무릎부의 1 자유도를 통해 슬관절의 움직임을 모사하는데, 실제 다리의 기능을 대체하는 것이므로 사람의 다리 무게와 최대한 유사해야 하며, 경량화가 중요한 요소라고 할 수 있다. 본 연구에서는 기존에 개발된 3-링크 구조의 능동형 의지 시스템의 문제점을 보완하기 위해 기어 구동 방식의 능동형 대퇴의지 시스템을 설계 및 제작하였고, 사용자의 만족감 향상 및 피로도 저감을 위해 최적화를 통한 경량화를 진행하고 유한요소해석을 통해 응력 및 변위 특성을 분석하고 안정성을 검증하였다. 또한 능동형 의지 시스템이 사용자의 보행 의도에 맞추어 작동하기 위해 의지의 인공 발에 스트레인 게이지를 부착하여 보행 시 발의 앞, 뒷부분에 각기 다르게 가해지는 하중을 측정, 보행 주기를 판단할 수 있도록 한다. 이 때 스트레인 게이지는 미세한 변형에도 민감하게 반응하므로 유한요소해석을 통해 적절한 부착위치를 결정하고, 실제 제작 및 실험을 통해 안정성 및 보행주기 판단 여부를 검증한다.

ABSTRACT

This paper presents a design and optimization of the fully-active transfemoral prosthesis leg system. As it has one degree of freedom in knee joint, this prosthesis leg can imitate the human's gait. The weight of system, which makes the users more comfortable due to less tiredness, and the knee joint torque to rise stability of the system are major factors of prosthesis leg system. Thus the mechanism of prosthesis changes from 3-linkage type to geared type. The sensorized foot is also designed to effectively determine human's gait by measuring deformation of the foot during gait. Topology optimization is carried out for the sensorized foot to remove its unnecessary weight. The safety of optimized foot is verified by carrying out finite element analysis.

Keyword : Transfemoral Prosthesis Leg, Topology Optimization, Finite Element Analysis, Artificial Foot

1. 서론

국내 장애인 환자 수는 지속적으로 증가 중이며, 2012년 기준 약 250만 명에서 2050년 기준 약 500만 명까지 증가할 것으로 예상 된다. 또한 전체 장애인 중 지체 장애인 수는 약 132만 명으로 전체의 약 53%를 차지하며 [1], 지체 장애인 중 절반은 하지 장애로 인한 장애인이다. 또한 이들 중 대부분은 절단 장애인이며 교통사고와 산업재해 등의 사고와 당뇨 등으로 인한 질환성 절단이 장애 원인의 대부분을 차지한다. 이러한 하지 절단 환자들 중 특히 문제가 되는 환자들은 전 세계적으로 700만 명이 존재할 것으로 추산되는 대퇴부, 즉 무릎 위 부분의 절단 환자이다 [2]. 기존 연구에 따르면 무릎 관절은 보행 중요도의 절반이상을 차지하는 등 인간의

접 수 일 : 2014.11.14
심사완료일 : 2014.11.19
게재확정일 : 2014.11.24
* 정진호 : 인하대학교 기계공학과 석사과정
jhchung1024@gmail.com (주저자)
이광희 : 인하대학교 기계공학과 박사과정
gwanghee.yee@gmail.com (공동저자)
이철희 : 인하대학교 기계공학과 교수
chulhee@inha.ac.kr (교신저자)
※ 본 연구는 미래창조과학부 및 정보통신산업진흥원의 IT융합 고급인력과정 지원사업의 연구 결과로 수행되었음. (NIPA-2014-H0401-14-1003)

보행에 지배적인 영향을 미친다. 따라서 무릎 하단이 절단되는 하퇴 절단 환자에 비해 대퇴절단 환자는 보행에 큰 제약을 받게 된다. 따라서 대퇴절단 환자의 보행을 돕기 위한 다양한 대퇴의지들이 개발되어 절단 환자들의 보행을 돕고 있다. 대퇴의지는 간단한 링크구조를 사용하는 단순한 기능의 의지부터 무릎뿐만 아니라 발목의 자유도까지 능동적으로 구현할 수 있는 다양한 구조의 의지가 개발되고 있고, 최근에는 센서나 근전도 등을 통해 사용자의 보행 의도와 보행 주기를 능동적으로 판단하여 구동하는 능동형 대퇴의지와 관련된 연구가 전 세계적으로 수행 중에 있다 [2-10].

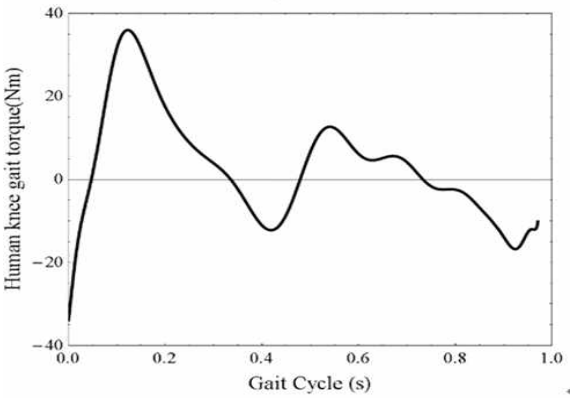


그림 1. 사람의 보행 주기별 무릎 토크 변화 선도

능동형 대퇴의지란 대퇴 절단 환자의 다리 역할을 대신할 수 있는 일종의 의족으로, 일반적인 의지와는 달리 환자의 보행 상황이나 보행 의도에 따라 의지가 능동적으로 무릎 관절을 움직여 일반인과 같은 자연스러운 보행을 가능하게 하는 것을 목적으로 한 의지이다. 실제 사람의 보행 시 무릎 관절에 작용하는 토크는 그림 1과 같이 보행 주기에 따라 각기 다른 값을 나타내게 된다 [11]. 또한 보행 시 앞, 뒤꿈치에 가해지는 하중은 그림 2와 같이 주기 별로 다르게 작용한다 [12]. 능동형 의지는 이러한 수치의 변화를 실시간으로 측정함으로써 능동형 의족이 보행주기를 스스로 판단하여 자연스러운 보행을 가능하도록 한다.

본 연구에서는 환자의 만족감 및 피로도에 직접적으로 영향을 미칠 수 있는 의족의 무게를 감소시키기 위하여 기어 구동 방식의 능동형 대퇴의지를 개발하고, 의지가 보행 주기를 판단할 수 있도록 하는 센서 기반의 인공 발을 설계하였고, 이에 대한 위상최적화를 수행하였다. 최적화된 인공 발은 유한요소해석을 통해 안정성을 검증하였다.

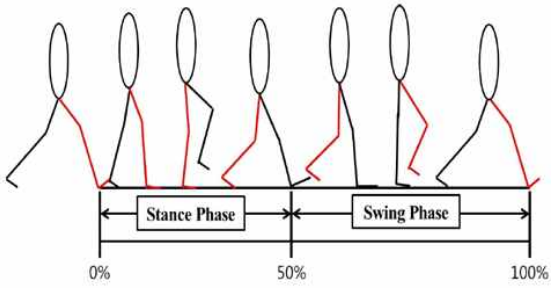


그림 2. 사람의 보행 주기 패턴

2. 능동형 대퇴의지 시스템

2.1. 3-링크 구조 능동형 대퇴의지

기존 연구에서는 미국 Vanderbilt University를 중심으로 3-링크 구조를 바탕으로 무릎의 1자유도, 무릎, 발목의 2자유도를 구현한 능동형 대퇴의지 시스템[2-7]이 꾸준히 개발되었다. 그 중 무릎의 1자유도를 구현한 선행 연구결과[3, 4]들 및 본 연구실의 기존 연구에서 고안된 능동 의족 무릎 관절 구조[8]를 바탕으로 1자유도를 가지는 3-링크 방식 능동형 대퇴의지 시스템[9]이 개발되었다. 기존 연구[9]를 통해 개발된 능동형 대퇴의지는 다음 그림 3과 같다. 해당 의지는 3-링크 구조로 이루어져 있으며, 모터와 볼 스크류를 통해 리니어 액추에이터 역할을 함으로써 무릎 관절이 회전하는 방식을 가지고 있다. 그림 3과 같은 3-링크 능동형 대퇴의지 시스템은 그림 4와 같은 간단한 기구학적 링크 구조로 토크 증폭 및 예측이 가능한 장점을 가지고 있다. 하지만 본 연구에 앞서 개발된 3-링크 구조[9]의 문제점으로는 크게 무릎 토크의 부족, 지나치게 큰 전체 길이 및 한정된 길이 조정 범위로 인한 사용자 제한, 그리고 사람의 다리 대비 무거운 무게 등이 있다. 이 중 무릎 토크 T의 경우 다음 식 (1)과 같은 과정으로 구할 수 있고, 해당 식을 모터 토크 t에 대한 식으로 정리한 식 (2)를 통해 각각의 링크 길이를 구할 수 있다. 식에서 α는 링크 a와 c의 각도, θ는 전체 링크 구조가 회전할 때의 회전각도, l은 볼스크류의 리드, ϵ는 토크 전달 효율을 나타낸다. 여기서 볼스크류의 리드 $l=2mm$, ϵ은 볼스크류의 토크 전달 효율인 0.9를 적용하였다.

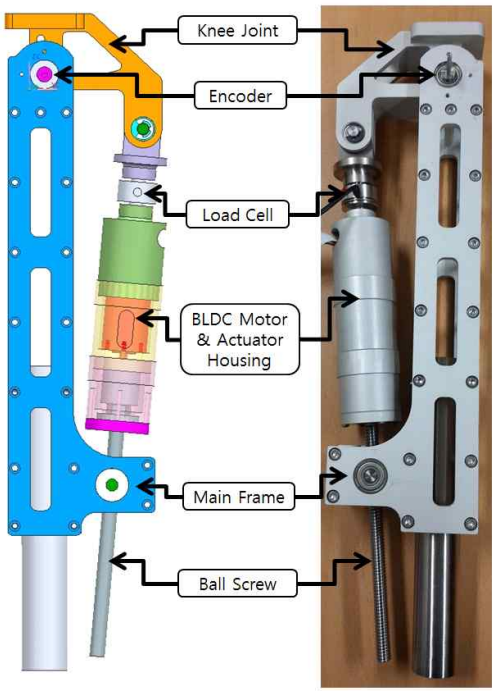


그림 3. 3-링크 구조 능동형 대퇴의지 시스템

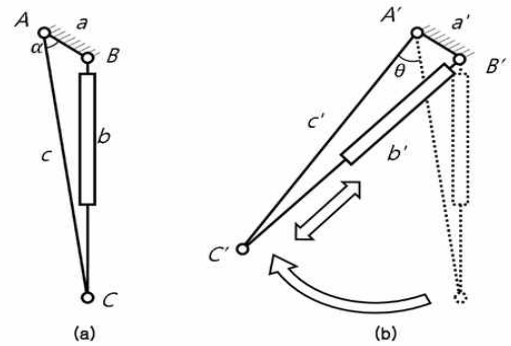


그림 4. 3-링크 구조 능동형 대퇴의지 시스템의 개략도 (a) 고정 상태(Static state) (b) 회전 상태(Rotating state)

이렇게 무릎 토크를 구하는 과정에 전체적인 링크의 치수가 반영되면서 실질적으로 무릎 토크를 키우기 위해서는 모터의 출력을 높이거나 링크 치수를 증가시키는 방법을 적용해야 한다. 하지만 모터의 경우 무게 증가로 인해 출력이 큰 모터를 사용하는 것에 제약이 있으며, 링크 치수의 경우 전체적인 길이가 늘어나는 문제점이 발생한다. 특히 링크 a에 해당하는 길이가 증가할 경우 무릎 앞부분으로 돌출되는 정도가 커지므로 외관상 실제 다리 대비 부자연스러운 형상을 가지게 된다.

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

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

따라서 무릎 토크와 길이 부분에서의 문제점을 해결하기 위해 구동 방식을 볼스크류를 통한 리니어 액추에이터 방식에서 감속기를 통한 기어 구동 방식으로 변경하였다.

2.2. 기어 구동 방식 능동형 대퇴의지

앞에서 언급했듯이 현재 능동형 대퇴의지는 세계 각지에서 다양한 구조로 연구가 진행되고 있다. 초기에는 3-링크 구조를 기반으로 한 시스템[2-7]이 주로 개발되었지만, 최근 V-벨트 및 체인을 이용한 다단 감속 방식의 능동형 대퇴의지[10]가 개발되었다. 이러한 다단 감속 방식은 작동 토크의 증폭이 유리하다는 장점을 가지고 있으나, 현재 연구 결과로서는 발목 어댑터를 통한 제한적인 길이 조정만이 가능하여 다양한 사용자에게 적용할 수 없다는 단점을 가지고 있다.

따라서 본 연구에서는 유성기어 기반의 감속기를 적용한 기어 구동방식의 능동형 대퇴의지를 개발하였다. 본 기어 구동 방식 시제품은 3-링크 구조의 시제품과 무릎 조인트, 정강이 및 인공 발 등 큰 범위에서의 구성품은 유사하다. 하지만 기어 구동방식에서는 링크 구조와는 달리 무릎 토크의 확보를 위한 치수의 제한이 없고, 감속기 및 연결되는 기어들의 기어비 조정을 통해 원하는 토크를 얻을 수 있는 장점을 가지고 있다. 또한 구동부의 길이 최소화를 통해 길이 조정 범위 또한 넓어져 기존 V-벨트 및 체인을 이용하는 다단 감속 방식 대비 다양한 신체조건의 사용자에게 적용이 가능하게 되는 장점이 있다. 하지만 무릎 토크의 확보를 위해 유성기어를 기반으로 하는 감속기가 추가되는데, 모터의 정격 토크(Nominal torque)가 0.134Nm이고 무릎 관절에서 최종적으로 필요한 토크가 40Nm 이상이므로 최소 300:1 이상의 기어비를 적용해야 하는데, 기어비가 높아질수록 유성기어열(Stage)이 늘어나게 되고, 그만큼 무게가 늘어나는 단점이 발생한다. 실제로 유성기어열(Stage)이 1단 늘어날 경우 100 g의 무게가 늘어나게 된다. 따라서 무게 증가분을 최소화하기 위해 유성기어 2열(Stage)로 156:1의 감속비를 적용할 수 있는 감속기를 장착했고, 구동부의 축

사이에서 2:1의 감속비를 추가로 적용하여 최종적으로 312:1 의 기어비를 적용하였다. 이 때 모터부의 무게는 감속기의 무게인 360 g만큼 증가하였고, 최종 무릎 토크는 41.81 Nm로 계산되었다.

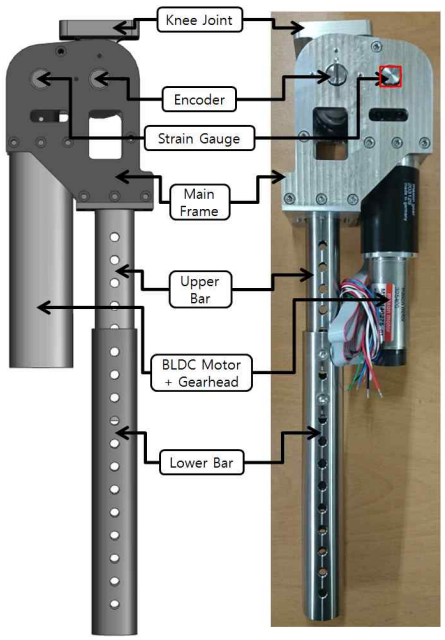


그림 5. 기어 구동 방식 능동형 대퇴의지 시스템

감속기로 인해 증가한 무게를 줄이기 위해 무릎 조인트 및 측면 프레임 등의 부품들은 필요한 기능을 가지는 가장 최소한의 크기로 설계되었다. 특히 측면 프레임의 경우 기존 길이 대비 절반에 가까운 길이만을 가지고, 나머지 부분은 원통형 구조물을 통해 정강이뼈의 기능 및 길이 조정 기능을 수행하도록 설계되었다. 또한 축 및 기어를 제외한 전체적인 부품들의 재질을 기존에 사용한 알루미늄 대비 비중이 절반에 가까운 마그네슘으로 변경하여 기존 대비 경량화 효과를 크게 가져올 수 있었다. 이렇게 설계된 모델은 총 중량 1,287.7g, 최소 길이 260.5mm, 길이 조정 범위 75mm로 3링크 타입 모델 대비 중량은 33.8% 감소, 최소 길이는 42.1% 감소, 길이 조정 범위는 188.5% 증가하였고, 무릎 토크의 경우 30.7% 증가한 성능을 보였다. 성능 변화는 다음 표 1과 같이 이루어졌으며, 그림 5와 같은 모델이 설계 및 제작되었다.

표 1. 능동형 의지 시제품의 성능 변화표

	기존	개선	증감
무릎 토크(N•m)	32.0	41.81	+30.7%
최소 길이(mm)	450	260.5	-42.1%
길이조정 범위(mm)	26	75	+188.5%
무게(g)	1,946.0	1,287.7	-33.8%

3. 인공 발(Sensorized Foot)

3.1. 인공 발의 설계 및 최적화

능동형 대퇴의지 시스템의 평지 보행 알고리즘은 그림 6과 같이 5단계로 세분화되며, 본 연구의 인공 발은 보행 주기별 앞, 뒤꿈치에 인가되는 하중의 변화를 실시간으로 측정함으로써 입각기(Stance Phase)와 유각기(Swing Phase)를 구분하는 사전 입각기(Pre-landing)와 사전 유각기(Pre-swing)의 단계를 판별하기 위한 목적으로 개발되었다.

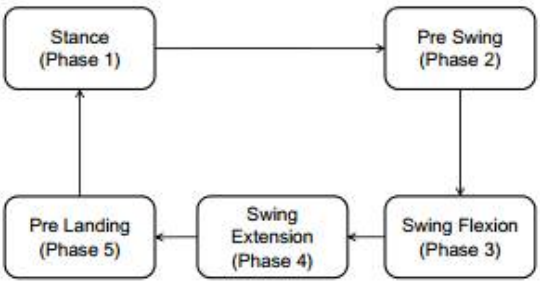


그림 6. 능동형 대퇴의지 시스템의 평지 보행 알고리즘

능동형 대퇴의지 시스템이 유각기와 입각기를 분리함으로써 얻을 수 있는 장점은 보행주기를 스스로 판단하여 가변적인 보행을 가능하게 하는 점이다. 이러한 인공 발은 실제 사람의 발을 대신하는 역할을 하므로 기능뿐만 아니라 형상 또한 사람의 발 구조와 유사해야 한다. 특히 본 연구의 인공 발은 사람의 발 부분의 뼈에 해당하는 역할을 해야 하므로 신발과 같이 평평한 바닥이 아닌 그림 7의 사람의 뼈 구조와 같은 발 앞, 뒤꿈치 중간의 공간을 모사하여 유사한 구조를 갖도록 하였다 [13].

그림 7. 사람 발의 뼈 구조

그림 7을 참고하여 인공 발의 기초 구조를 설계하였다. 인공 발은 대퇴의지의 발목과 연결될 중심부와 발바닥 앞, 뒷부분의 하중을 각각 측정하기 위한 전, 후부 등 세 부분으로 나뉘어 설계되었고, 전, 후부의 부품은 발바닥 중간의 오목한 부분을 모사하고자 각각 중심부와 9도(전부), 5도(후부)의 각도로 부착되도록 설계되었다. 설계된 기초 구조는 다음 그림 8과 같다.

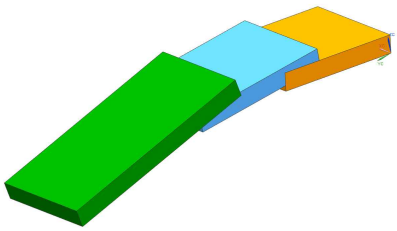


그림 8. 인공 발의 기초 구조

하지만 그림 8의 모델과 같이 인공 발을 제작하게 될 경우 충분한 강도 확보로 인해 내구성의 신뢰도는 상승하게 되지만, 알루미늄 6061-T6 재료 사용을 가정할 때 약 313.8g의 무게를 가져 발을 제외한 기어 구동방식 능동형 대퇴의지의 기구부 전체 무게인 약 1.3kg 의 24.1% 에 해당하는 무게 증가가 발생하므로 사용자의 편의성 및 만족도에 영향이 발생할 수 있다. 따라서 본 연구의 인공 발은 기계 시스템에 일반적으로 사용되는 알루미늄 6061-T6의 사용을 전제로 인공 발의 경량화를 위해 하중조건을 만족하는 강도를 가짐과 동시에 가장 가벼운 구조의 설계를 위한 위상 최적화를 수행하였다.

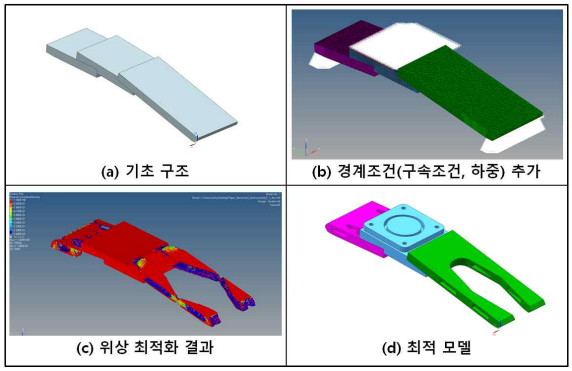


그림 9. 위상 최적화 과정

위상 최적화(Topology Optimization) 이란 구조재료 내부의 변형에너지 밀도분포 등을 이용하여 구조강도에 아무런 기여를 하지 못하는 부분을 제거함으로써 새로운 최적 구조형태를 찾는 과정을 말한다. 위상 최적화는 전처리(Pre-processing), 최적화 과정(Processing), 후처리(Post-Processing)의 단계로 진행된다. 그림 9는 인공 발의 위상 최적화 과정을 나타낸다. 먼저 전처리(Pre-Processing) 단계에서는 기본적인 해석 및 최적화 조건을 정의한다. 그림 9-(a)와 같이 기본적인 형상을 설계하고, 그림 9-(b)와 같이 재료, 최적화 영역 및 최적화 조건을 설정한다. 본 연구에서 최적화 조건은 다음 표 2와 같다.

표 2. 위상 최적화 조건

설계 변수 (Design Variable)	구성요소 밀도 (Element Density)
목적 함수 (Objective Function)	부피 최소화 (Minimize Volume)
구속조건 (Constraint)	변위 : ± 0.02mm
기타	하중 : 150kg (목표 : 100kg, 안전율 : 1.5) 최소두께 : 3mm

이후 위상 최적화 과정(Processing)을 통해 그림 9-(c)와 같은 최적 형상을 도출한다. 이후 도출된 최적 형상을 후처리(Post-processing) 과정을 통해 실질적으로 제작이 가능한 형상으로 수정하고 볼트 부착부 등의 세부적인 설계를 통해 최종적으로 그림 9-(d)와 같이 경량화 된 인공 발을 설계하였다. 최적화된 인공 발의 무게는 240.5g 으로, 기초 구조 설계된 인공 발의 무게인 313.8g 에 비해 73.3g 감소되어 23.4%의 경량화를 달성하였다. 또한, 구조개선 및 최적화를 통한 전체 의지 시스템의 무게 변

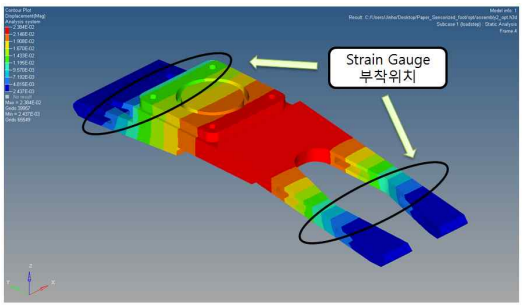
화는 사양 변화가 없는 제어보드 및 배터리를 제외하고 2,259g에서 1,528.2g 으로 총 32.4%의 중량 감소 효과를 확보하였다.

표 3. 구조개선 및 최적화를 통한 시스템 무게 변화

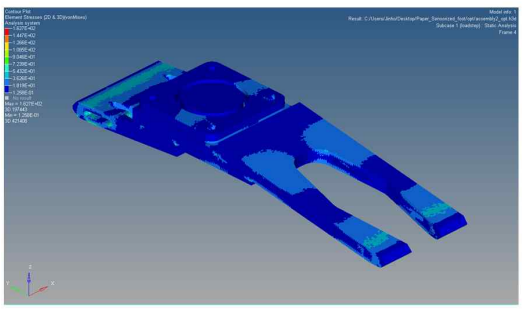
중량	기존	개선	증감
대퇴의지 시스템 (g)	1,946.0	1,287.7	-33.8%
인공 발 (g)	313.8	240.5	-23.4%
합계 (g)	2,259.0	1,528.2	-32.4%

3.2. 유한요소해석을 통한 인공 발의 안전성 검증

이후 최적화된 인공 발의 안정성 검증을 위해 정적 해석을 수행하였으며, 하중조건은 능동형 의지의 최대 지지하중으로 설정된 100kg에 안전율 1.5를 적용한 150kg 이다. 해석 결과는 그림 10과 같다. 해석 결과 가해지는 최대 응력은 162.7MPa, 최대 변형량은 0.024mm 으로 확인되었다. 인공 발의 재료로 사용된 알루미늄 6061-T6의 항복강도는 약 276MPa로, 인공 발에 가해지는 최대 응력이 인장강도의 범위 내에 있음을 확인하였고, 이를 통해 하중에 대한 안정성을 검증하였다.



(a) Displacement



(b) Element Stress

그림 10. 정적해석 결과 (a) 변위 (b) 응력

또한 전, 후부의 변형량 분포 결과를 통해 하중을 측정할 스트레인 게이지의 부착 위치를 선정하였다. 부착 위치는 그림 10-(a)에 표시된 0.08mm 변형량을 나타내는 영역으로 결정되었다.

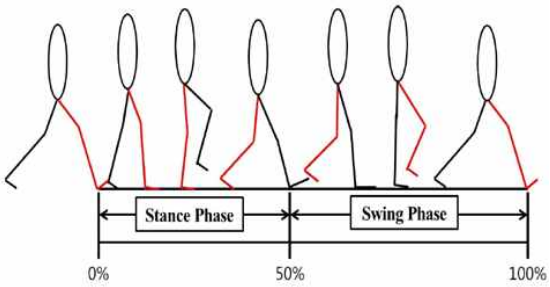


그림 11. 사람의 보행 주기 패턴

해당 위치에 부착되는 스트레인 게이지는 그림 11과 같이 보행 주기별 앞, 뒤꿈치에 인가되는 하중의 변화를 실시간으로 측정함으로써 입각기(Stance Phase)와 유각기(Swing Phase)를 구분하는 사전 입각기(Pre-landing)와 사전 유각기(Pre-swing)의 단계를 판별하여 보행 단계에 적합한 무릎 각도 제어를 통해 가변적인 보행을 가능하게 할 예정이다.

4. 결론

본 연구에서는 능동형 대퇴 의지 및 보행 주기 측정을 위한 인공 발을 설계하였고, 위상 최적화를 통한 경량화 수행 및 유한요소 해석을 통한 안정성 검증을 수행하였다. 최적화 결과 능동형 의지 시스템은 기존 연구의 시제품 대비 중량은 33.8% 감소, 최소 길이는 42.1% 감소, 길이 조정 범위는 188.5% 증가하였고, 무릎 토크의 경우 30.7% 증가한 성능을 보였다. 그리고 인공 발의 경우 기초 구조 대비 73.3g의 무게 감량을 통해 23.4%의 경량화를 달성하였고, 유한요소 해석 결과 최대 응력은 사용 재료인 알루미늄 6061-T6의 인장강도의 범위 내에 있어 안정함을 확인하였다. 또한 정적 해석을 통한 변형량 분포를 확인하여 발바닥 전, 후의 하중 측정을 위한 스트레인게이지의 부착 위치를 선정하였다. 본 연구를 통해 경량화 된 능동형 의지 시스템을 통해 안정성을 확보함과 동시에 가벼워진 무게와 보행 주기의 정확한 판단으로 사용자의 만족도를 높일 수 있을 것으로 기대하며, 향후 사용자의 만족도 향상을 위해 보행 주기 판단의 정확도 향상 및 발목의 자유도 구현을 통한 2 자유도의 능동형 의지에 대한 연구를 수행할 예정이다.

참 고 문 헌

[1] 고용노동부, 2012 장애인 통계, pp. 26-49, 2012

[2] 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”, in The 2009 IEEE International Conference on Rehabillitation Robotics, Kyoto, Japan, pp.638-644, 2009

[3] K. Fite, J. Mitchell, F. Sup and M. Goldfarb, “Design and Control of an Electrically Powered Knee Prosthesis”, Proceedings of the 2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics, Noordwijk, Netherlands, pp. 902-905, 2007

[4] C. D. Hoover, G. D. Fulk and K. B. Fite, “The design and initial experimental validataion of an active myoelectric transfemoral prosthesis”, Journal of Medical Devices, Vol. 6, pp. 1-12, 2012

[5] H. A. Varol, F. Sup and M. Goldfarb, “Real-time Gait Mode Intent Recognition of a Powered Knee and Ankle Prosthesis for Standing and Walking”, Proceedings of the 2nd Biennial IEEE/RAS-EMBS International Conferences on Biobedical Robotics and Biomechatronics, Scottdale, USA, pp.66-72, 2008

[6] F. Sup, A. Bohara and M. Goldfarb, “Design and Control of a Powered Transfemoral Prosthesis”, The International Journal of Robotics Research, Vol. 27, No. 2, pp.263-273, 2008

[7] 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, 2010

[8] 박정현, 이광희, 이철희, “진보된 능동 의족 무릎 관절 구조 연구”, 재활복지공학회 논문지, Vol. 6, No. 2, pp.9-14, 2012

[9] 이광희, 정진호, 이철희, “대퇴 절단 환자를 위한 능동대퇴의지구조 설계 및 최적화 연구”, 재활복지공학회 논문지, Vol. 7, No. 2, pp. 41-46, 2013

[10] 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 TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATION ENGINEERING, VOL. 21, NO. 3, pp.466-473, 2013

[11] D. A. Winter, “Biomechanics and motor control of human movement”, John Wiley& Sons, Inc., 4th ed., 2009, pp. 346-349

[12] C. H. Kim, S. H. Lee, S. Y. Shin and J. W. Lee, “Design of an 1 DOF Assistive Knee Joint for a Gait Rehabilitation Robot”, The Journal of Korea Robotics Society, Vol. 8, No. 1, pp. 8-19, 2013

[13] Foot Education, “Bones of the Foot and Ankle”,http://www.footeducation.com/bones-of-foot-and-ankle

정 진 호

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

관심분야 : 설계 및 최적화

이 광 희

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

관심분야 : 설계 및 구조해석

이 철 희

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

관심분야 : 최적제어, 최적설계