

하지 절단자를 위한 다축 회전이 가능한 인공발의 개발 Development of Multi-rotational Prosthetic Foot for Lower Limb Amputee

신현준*, 박진국, 조현석, 류제청, 김신기

H. J. Shin, J. K. Park, H. S. Cho, J. C. Ryu, S. K. Kim

요 약

두 발을 번갈아 옮기며 몸을 앞으로 움직이는 단순한 동작의 반복으로 보이는 보행이란 과정은 실제 인체 내의 대부분의 근육 및 인대, 뼈가 연관되어 이루어지는 복잡한 행동이다. 신체 일부가 소실된 하퇴 절단자의 경우 생체조직이 온전히 보전되어 있는 일반인과는 달리 남은 생체 부위와 의지의 공학적인 성능에만 의존해 보행을 해야 한다는 어려운 상황에 직면하게 된다. 따라서 하퇴절단자를 위한 하퇴의지는 우선 환자가 기본적인 보행이 가능케 함과 동시에 최대한 복잡한 지면 상태에 적응할 수 있도록 설계가 되어야 한다. 원활한 보행을 위해서는 배/저굴 방향의 발목의 회전이 매우 중요하고 고르지 못한 지면 상태를 극복하기 위해서는 내/외전 방향의 족부의 회전 기능이 요구된다. 최근 생체역학적인 연구를 접목한 다양한 하퇴의지가 개발되고 있으나, 이러한 고가의 고성능 하퇴의지의 경우 주로 활동성이 높은 하지절단 환자들이 초점이 맞춰져 있다. 본 연구에서는 하퇴의지 착용자의 대다수인 활동성이 낮은 K2 레벨의 환자들을 위한 하퇴의지를 개발했다. 기본적인 보행 능력 향상을 위해서 배/저굴 방향으로의 회전이 가능한 유압식 발목을 개발했고, 이를 통해서 배/저굴 방향으로 각각 2.5°와 4°의 회전이 가능함을 확인했다. 또한 수동 조절이 가능한 유압 노즐을 탑재해 환자 개개인에 적합한 발목 회전 저항력을 설정할 수 있도록 설계했다. 내/외전 방향으로의 족부의 회전이 가능하도록 이중고무 방식의 중간재를 삽입해 각각 3.6°와 4.1°의 회전이 가능하도록 설계되어 측경사나 작은 장애물들을 극복할 수 있도록 제작했다. 본 연구를 통해 개발된 하퇴의지는 K2 레벨의 하퇴절단자들이 일상생활 중에 겪게 되는 다양한 지면 환경을 극복하는데 도움을 줄 것이다.

ABSTRACT

Movements of the lower limb are important for normal walking and smooth oscillation of the center of gravity. The ankle rotations such as dorsi-flexion, plantar-flexion, inversion and eversion allows the foot to accommodate to ground during level ground walking. Current below knee (B/K) prostheses are used for replacing amputated ankle, and make it possible for amputees to walk again. However, most of amputees with B/K prostheses often experience a loss of terrain adaptability as well as stability because of limited ankle rotation. This study is focused on the development of multi-rotational prosthetic foot for lower limb amputee. Our prosthesis is possible for amputees to easily walk in level ground by rotating ankle joint in sagittal plane and adapt to the abnormal terrain with ankle rotation in coronal plane. The resistance of ankle joint in the direction of dorsi/plantar-flexion can be manually regulated by hydraulic damper with controllable nozzle. Furthermore, double layered rubber induce the prosthesis adapt to irregular ground by tilting itself in direction of eversion and inversion. The experimental results highlights the potential that our prosthesis induce a normal gait for below knee amputee.

Keyword : Prosthetic foot, Multi-rotational ankle, Terrain adaptability, Hydraulic damper, Double layered rubber

접 수 일 : 2016.10.31

심사완료일 : 2016.11.22

게재확정일 : 2016.11.25

* 신현준 : 근로복지공단 재활공학연구소 책임연구원

hjshin@kcomwel.or.kr (주저자)

박진국 : 근로복지공단 재활공학연구소 책임연구원

jkpark@korec.re.kr(공동저자)

조현석 : 근로복지공단 재활공학연구소 책임연구원

1. 서 론

장애를 갖지 않은 일반인이 평지보행을 할 경우에 족부의 회전은 보행안정성을 확보하는데 있어서 매우 중요한 역할을 한다. 족부의 회전은 발목의 회전과 발차계의 부분적인 회전에 의해서 이루어진다. 일반인의 경우 평지 보행 시에 heel contact 근방에서 저굴(Plantar-flexion) 방향으로 약 10° 회전을 함으로써 충격을 완화하고, toe-off 위치에서 배굴(Dorsi-flexion) 방향으로 약 20° 회전을 함으로써 보행 추진력을 얻어 연속적인 보행을 할 수 있다.[1-2] 또한 내전(Inversion)과 외전(Eversion) 방향으로도 각각 4°와 7° 정도의 발목 회전을 함으로써 보행 안정성을 유지하는데, 특히 낮은 장애물(bump)이나 경사면이 있을 경우 내전, 외전 방향으로의 회전이 보행 안정성을 유지하는데 있어서 매우 중요하다.[1,3] 하퇴절단자의 경우 생체 조직이 온전히 보존되어 있는 일반인과는 달리 절단 후 남은 생체 부위와 의지의 기계적 성능에만 의지해 보행을 해야 한다는 어려움을 갖고 있다.[4] 따라서 하퇴의지는 원활한 보행을 위한 기본적인 기능인 보행 안정성 확보, 지면 조건 적응 및 충격 흡수 등의 기능을 충족해야 할 뿐 아니라 개개인의 활동성에 따라서 다양한 모드를 제공해야 한다.[5]

하퇴 절단자를 위한 하퇴의지는 보행시의 발의 회전을 위한 발목 관절과 충격흡수 및 안정성의 확보를 위한 인공발로 나눌 수 있다. 상용의 저가 의지의 경우 발목관절이 존재하지 않고, 킬재(keel)의 변형에 의해서 배/저굴 방향의 회전을 제공함과 동시에 에너지 저장을 통한 toe-off시의 반발력을 제공한다. 고가의 하퇴의지의 경우에는 배/저굴 방향의 회전이 가능한 발목관절 및 발가락의 굽혀짐 기능까지 탑재하고 있다. 하퇴절단환자는 활동성에 따라서 K1-K4 등급의 하퇴의지를 선택하게 되는데 표 1에서와 같이 숫자가 높을수록 활동성이 높은 환자들에게 적합하다. 하퇴절단자의 대다수는 상대적으로 활동성이 낮은 경우가 많기 때문에 상용 인공발의 경우 K1-K2 등급의 하퇴의지가 압도적으로 많이 보급되고 있다. K1-K2 등급의 하퇴의지를 착용하는 하퇴절단자들은 일반적으로 실내 평지보행

위주의 활동을 하고, 이동 중에 작은 장애물이나 낮은 정도의 경사로 등을 접하게 된다. 최근 상용 의지 개발 업체들이 다양한 기능을 갖는 고가의 하퇴 의지들을 판매하고 있으나, 하퇴 절단자중 대다수를 차지하는 K1-K2 레벨의 환자들의 경우 높은 활동성을 보장하기 위한 고가의 에너지 저장형 인공발이 오히려 보행에 불편함을 줄 수 있다.

이에 본 연구에서는 기본적인 평지 보행능력 향상을 위해서 배/저굴 방향의 회전이 가능하도록 수동 조절식 인공 발목의 개발을 우선적으로 진행했고, 다양한 작은 장애물이나 경사면을 쉽게 지나갈 수 있도록 내/외전 방향의 외전이 가능하도록 하는 인공발을 개발했다.

표 1. 하퇴의지의 이동능력에 따른 분류 [6]
Table 1. K-level classification according to motility

K-level	Description
K0	No Mobility: 의지를 사용해도 이동능력이 향상되지 않음.
K1	Very Limited Mobility: 일정한 보행속도로 평평한 표면을 갖는 실내에서만 이동할 수 있음.
K2	Basic Mobility: 실내 이동, 계단 및 제한적으로 고르지 않은 지면을 이동할 수 있을 정도의 이동 능력.
K3	Basic to Normal Mobility: 기본적인 보행 능력 및 대부분의 환경 장벽을 극복 할 수 있는 활동성을 지님.
K4	High Activity: 기본적인 보행 능력을 넘어서 달리기, 점프 등의 가능한 이동 능력.

2. 연구 방법

2.1 수동 조절이 가능한 멀티 링크 방식의 유압 댐퍼 개발

보행주기 중 입각기동안 연속적으로 변화하는 배/저굴의 방향의 발목 회전 저항력은 하퇴절단자가 의지의 기능을 평가하는데 있어서 가장 중요한 부분이다. 특히 heel contact시 발목이 체중을 지탱하지 못해 발목이 쉽게 굽혀질 경우 보행자가 심각한 불안감을 느끼게 되어 보행 자체가 불가능하며, 반대로 아예 굽혀지지 않을 경우 지면에 닿을 시에 큰 충격을 받게 된다. 이렇게 장시간동안 heel contact 시에 충격이 가해지면 소켓에서의 국부적인 압력감과 마찰이 심화되고 장기적으로는 관절염이나 골다공증(osteoporosis) 등의 합병증을 유발하게 된다.[7] 또한 toe-off 시점에서 발목 관절이 배굴

hscho@korec.re.kr (공동저자)

류제청 : 근로복지공단 재활공학연구소 연구위원

jcryu@korec.re.kr (공동저자)

김신기 : 근로복지공단 재활공학연구소 연구위원

skkim@korec.re.kr (교신저자)

※ 본 연구는 산업자원부가 지원하는 산업핵심기술개발사업 “(No.10048732, 하지기능 회복 및 보조를 위한 스마트 근골격 인공 대체기기 기술개발)”을 통해 개발된 결과임.

방향으로 굽혀지지 않을 경우에는 유각기에서 발끝이 지면에 닿을 가능성이 커져 매우 부자연스러운 보행이 될 가능성이 크고 낙상의 위험도도 높아진다. 따라서 회전이 가능하면서 적절한 정도의 발목 관절 저항을 제공해 주는 것이 원활한 보행을 위한 필수 조건이며, 이 때 사용자마다 보행 특성이 다르므로 저항력의 조절이 가능하도록 설계하는 것이 바람직하다.[8]

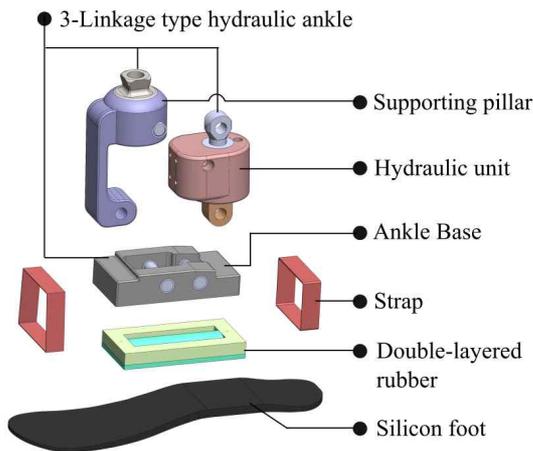


그림 1. 개발된 인공발의 전체 구조,
Fig. 1. Overall structure of artificial foot

본 연구에서는 인공발의 배/저굴 조절을 위해서 멀티 링크 방식의 유압노즐 시스템을 설계했다. 3절 링크 방식의 유압 댐퍼는 상용 의지의 유압 링크 방식에 비해서 유압실린더의 작동 범위가 더 크게 설계가 가능하고, 유지보수가 상대적으로 쉽다는 장점이 있다. 유압노즐 시스템의 피스톤 행정은 기준 상태 대비 상하방향으로 각각 2.72mm, 1.4mm를 이동하도록 설계 했으며, 이를 통해서 유압식 발목 관절 자체적으로 배굴 방향으로 2.5°, 저굴 방향으로 4° 회전이 가능하도록 설계했다. 본 인공발은 K2 레벨의 낮은 활동성을 갖는 환자들을 대상으로 개발되었기 때문에 기존의 에슬론(echelon) 등의 상용 제품이 제공하는 배/저굴각에 비해서 작은 값을 갖고, 상대적으로 작은 힘에서도 킬재의 변형이 일어날 수 있도록 설계를 진행했다. 발목의 회전 저항값의 조절은 노즐 제어를 통해 유압을 조절함으로써 달성되는데, 배굴 노즐과 저굴 노즐을 독립적으로 구성함으로써 배굴 방향과 저굴 방향의 회전 저항값을 각각 개별적으로 조절할 수 있도록 설계되었다. 구체적으로 각각의 노즐 모두 1단계의 경우 노즐 개방 면적이 0.65mm²으로 가장 크고, 1단계가 올라갈 때마다 0.05mm² 씩 면적이 작아지게 되어, 8단계에서는 0.3mm²의 개방 면적을 갖는다. 노즐

개방 면적이 작아질수록 더 큰 발목 회전 강성을 갖게 되며, 9단계는 완전히 노즐이 닫힌 경우로서 가장 큰 발목 회전 강성을 갖게 된다. 이렇게 배/저굴 방향의 회전 저항을 각각 독립적으로 제어할 수 있는 방식은 환자 개인의 특성에 맞춰 보행 시 발목회전 저항의 조절을 가능케 한다는 장점이 있다.

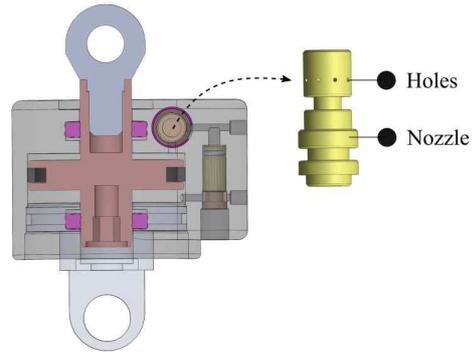


그림 2. 수동 조절이 가능한 유압노즐의 단면도, 노즐 개방면적은 0.05mm²의 간격으로 0.65 mm² (level 1) ~ 0.3mm² (level 8)의 값을 가지며, 개방 면적이 작을수록 더 큰 발목 회전 저항력이 생성됨.

Fig. 2. Sectional view of manually adjustable hydraulic nozzle. The nozzle opening area has a value of 0.65 mm² (level 1) to 0.3 mm² (level 8) at an interval of 0.05 mm². The smaller the opening area is, the larger the ankle rotation resistance is generated.

2.2 이중 고무 구조의 보강재 개발

앞서 언급한대로 실제 보행 시 하퇴절단자들이 마주치게 되는 측면 경사로나 장애물들을 원활하게 극복하기 위해서는 내/외전 방향의 족부 회전이 매우 중요하다. 현재 개발되고 있는 대부분의 하퇴의지의 경우 킬재가 발의 장축 방향으로 쪼개진 형태로 제작되어 어느 정도의 내/외전 회전이 가능하도록 설계되어 있으나, 실제 장애물이나 측방 경사면을 원활히 극복하기 위한 회전량을 보유한 것은 아니다. 본 연구에서는 인공발의 내/외전을 가능하게 하고 바닥으로부터의 작은 충격을 흡수할 수 있게 하기 위해서 이중 고무 방식의 보강재를 설계했다. 이중 고무 타입의 고무는 쇼어(shore) 경도 90의 하부 경질고무와 쇼어 경도 70의 상부 연질고무를 접합해 제작했다. 유압식 발목에서 이미 배/저굴 방향의 회전량을 제공하기 때문에 배/저굴 방향의 회전이 과도하게 걸리지 않도록, 높은 강성을 갖는 하부 고무를 발의 장축 방향을 따라 직선 구조로 설계하

고, 연한 강성의 상부 고무는 외부를 감싸고 있는 형태로 설계했다. 이와 같은 이중 구조를 통해서 배/저굴 방향의 발목회전이 과하게 걸리는 것을 억제함과 동시에 내/외전 방향의 발목회전만이 가능하도록 설계했다. 상부 연결고무의 두께를 설계 변수로 두고, 200N의 축하중에서 내전 방향으로 4°, 외전 방향으로 4°가 유도 될 수 있도록 유한요소 해석을 통해 상하부 고무의 경도와 두께를 선정했다. 이와 같은 구조를 통해서 배굴-저굴 방향의 발목 회전은 유압 발목을 통해서, 내전-외전 방향의 발목 회전은 이중 고무 중간재를 통해서 적용될 수 있다.

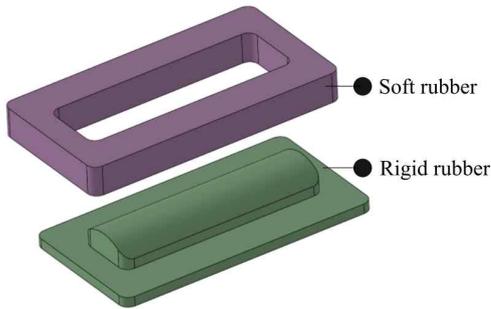


그림 3. 이중 고무 구조의 보강재
Fig. 3. Intermediate structure with double rubber

2.3 성능 평가 방법

인공발을 사용한 보행시 heel contact 상황에서는 인공발의 발뒤꿈치 쪽에, toe-off 시에는 발앞꿈치 쪽에 힘을 받게 되는데, 각 경우에 배/저굴 방향 모멘트가 가장 크게 걸린다. 본 연구에서는 그림 4-(A)와 같이 heel contact과 toe-off상황을 모사할 수 있는 특수 지그를 제작해 실험을 진행했다. 인공발의 배/저굴 특성 평가는 heel contact이나 toe-off에 들어서는 시점의 발목의 각도가 0°에 가까운 중립의 위치이기 때문에, 실험 전에 발목의 각도를 중립으로 맞춘 후에 의지를 heel contact이나 toe-off 상황에 맞게 회전시켰다.[1] 실험 과정은 그림 4-(B)와 같이 heel contact시처럼 의지를 20° 기울여 발뒤꿈치가 바닥에 닿게 하거나, 그림 4-(C)와 같이 toe-off시처럼 의지를 20° 기울여 발앞꿈치가 바닥에 닿게 한 후, 30 mm/s의 속도로 일정 변위를 가하는 동안 수직 하중을 측정해 그 특성을 평가했다.[9] 이 때 배/저굴 방향의 회전량은 유압식 발목에 의한 회전량과 킬체에 의한 회전량이 함께 측정되므로 이를 구분해서 분석했다.

내/외전에 대한 평가는 그림 4-(D)와 같이 발의 왼쪽 가장자리와 오른쪽 가장자리에 경사면을 두고 일정 변위에 대한 수직 하중 변위를 측정하는 방식

으로 수행했다. 또한 하중이 가해지는 상황에서 의지가 내/외전 방향으로의 회전할 때의 회전각을 측정했다.[10] 작은 bump에 대한 평가는 그림 4-(E)와 같이 작은 장애물을 6 부분의 위치에 설치하고 일정 변위에 대한 수직 하중과 변위를 측정했다. 장애물의 크기는 작은 돌을 가정해 높이 2Cm, 지름 4Cm의 원형 장애물을 제작해 실험을 진행했다.

본 연구에서 개발된 인공발은 현재 가장 안정적인 유압 발목 하퇴 의지로 평가받고 있는 Endolite사의 에슬론 제품과의 비교를 통해 성능 평가를 수행했다. 모든 성능 평가는 Instron사의 만능테스터 장비를 이용해서 수행했다. 본 연구에서 개발된 하퇴 의지의 약자는 DR(Double rubber)로 에슬론의 약자는 E(Echelon)으로 표기해 결과를 분석했다.

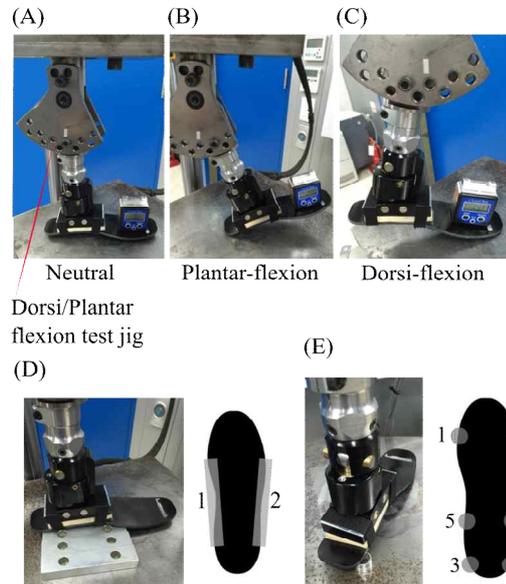


그림 4. 하퇴 의지 성능평가를 위한 setup, (A) 중립 위치, (B) 저굴 평가를 위한 setup, (C) 배굴 평가를 위한 setup, (D) 내외전 평가를 위한 setup, (E) 작은 장애물 극복 평가를 위한 setup

Fig. 4. Setup for evaluating functional ability of lower limb prosthesis, (A) Neutral position, Experimental setup for (B) Dorsi-flexion, (C) Plantar-flexion, (D) Inversion/Eversion, (E) Overcoming small obstacles

3. 연구 결과

3.1 배/저굴 방향의 저항 특성

하퇴 절단자의 경우 heel contact과 toe-off시에 가장 큰 발목 회전량을 갖고, 발목과 인공발에 가장

큰 모멘트가 걸리게 된다. 환자 개별적으로 보행 형태가 다르기 때문에 배/저굴 방향의 회전 강성을 각각 조절해 원활한 보행을 유도해야 한다. 본 연구에서 개발된 유압식 발목은 배/저굴 방향에 대해서 각각 1-9단계로 독립적으로 조절되는 노즐을 통해서 발목의 회전 강성을 조절할 수 있다. 본 연구에서는 모든 노즐의 단계에 대해서 배/저굴 실험을 수행했고, 이 중 대표적인 노즐 값에 대한 발목 회전력을 그림 5에서와 같이 그래프로 표시했다. 여기서 DZ의 경우 배굴 방향 노즐의 단계를 의미하며, PZ의 경우 저굴방향의 노즐 단계를 의미한다.

그림 5-(A), (B)는 heel contact시의 발목의 저굴 방향 움직임에 대한 회전 저항력을 보여주고 있다. 그림 5-(A)의 애슬론의 경우 50-150N 사이의 하중에서는 약 7.8mm의 변형량이 생기고 유압뎀퍼에 의해서 저굴 방향의 회전 저항력이 생기는 것을 확인할 수 있다. 150N 이상의 수직하중에서는 킨재의 탄성력에 의해서 저굴 방향의 발목 회전을 지탱해주는 것을 확인할 수 있다. 그림 5-(B)의 본 연구에서 개발된 하퇴의지의 경우 50-320N 사이의 하중에서 약 8.3mm의 변형량이 생기고, 유압뎀퍼에 의해서 저굴 방향의 회전 저항력이 생성되는 것을 확인할 수 있다. 또한 320N 이상의 수직하중에서는 킨재의 탄성력에 의해서 저굴 방향의 발목 회전을 지탱해주는 것을 볼 수 있다. 애슬론의 경우 79.4N의 유압 조절 범위를 가지며, 본 연구에서 개발된 하퇴의지의 경우 270.6N 정도의 유압 조절 범위를 갖는 것을 볼 수 있는데, 이는 본 연구에서 개발된 하퇴의지가 애슬론보다 사용자의 더욱 광범위한 체중 레벨에 대응할 수 있다는 것을 의미한다.

그림 5-(C), (D)는 toe-off시의 발목의 배굴 방향 움직임에 대한 회전 저항력을 보여주고 있다. 그림 5-(C)의 애슬론의 경우 19-38N 사이의 수직하중에 대해서 약 8mm 가량의 변형량이 생기고 이 구간에서는 유압 뎀퍼에 의해서, 그 이상의 수직 하중에 대해서는 킨재의 탄성력에 의해서 배굴 방향의 발목 회전 저항력이 생성되는 것을 볼 수 있다. 5-(D)의 본 연구에서 개발된 하퇴 의지의 경우 25-115N 사이의 수직 하중에서 16.8mm의 변형량이 유도되고 이 구간에서는 유압 뎀퍼에 의해서, 그 이상의 수직 하중에 대해서는 킨재의 탄성력에 의해서 발목 회전력이 생성되고 있다. 본 연구에서 개발된 하퇴의지의 경우 애슬론 하퇴의지에 비해 mid-stance에서 toe-off 사이의 보행주기에서 약한 발목 회전 저항력으로 상대적으로 길게 끌어주므로, K2 레벨의 낮은 활동성을 가진 의지 착용자가 보다 안정감을 느끼게 유도할 수 있다는 장점을 갖고 있다.

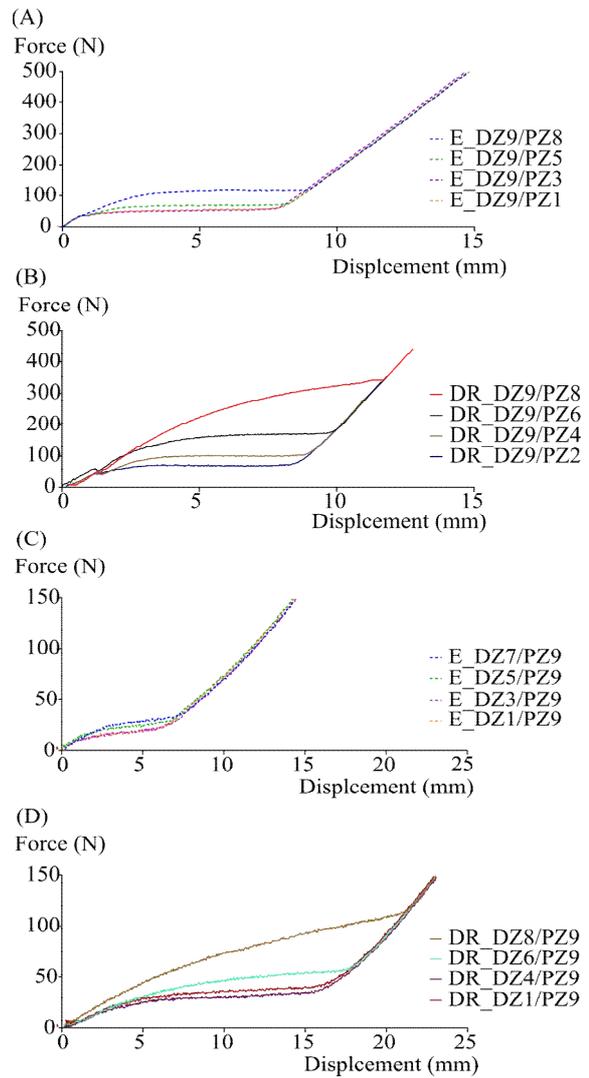


그림 5. 인공발의 배/저굴 특성, 노즐 조절에 따른 (A) 애슬론의 저굴 방향 회전 저항력 특성, (B) 개발된 인공발의 저굴 방향 회전 저항력 특성, (C) 애슬론의 배굴 방향 회전 저항력 특성, (D) 개발된 인공발의 배굴 방향 유압 발목 특성,

Fig. 5. The rotational characteristics in the direction of dorsi/plantar-flexion according to nozzle control, Rotational resistance in the direction of (A) Plantar-flexion in echelon, (B) Plantar-flexion in echelon in double rubber, (C) Dorsi-flexion in echelon, (D) Dorsi-flexion in echelon in double rubber, E: Echelon, DR: Double rubber, DZ_number: the opening level of dorsi-flexion nozzle, PZ_number: the opening level of plantar-flexion nozzle. The larger the number is, the smaller the nozzle opening area becomes, and the ankle rolling resistance becomes larger.

또한 에슬론의 경우 mid-stance가 짧아지고 toe-off에서 바로 발을 탄성력으로 밀어내기 때문에 상대적으로 활동성이 높은 환자들에게 유리하다는 것도 알 수 있다. 에슬론과 본 연구에서 개발된 하퇴의지의 경우 배굴 방향 유압 노즐에 의해서 배굴 방향의 조절 가능한 저항력의 범위는 각각 29N과 90N 이다. 이는 저굴 방향 노즐과 마찬가지로 본 연구에서 개발된 하퇴의지가 더 넓은 저굴 방향 유압 노즐 범위를 가지므로 사용자의 더욱 광범위한 체중 레벨에 대응할 수 있는 구조를 갖고 있다는 것을 의미한다. 더불어 본 연구에서 개발된 하퇴의지가 에슬론에 비해 유압 노즐의 충격 흡수 범위가 더 크다는 장점을 갖고 있는 것도 확인할 수 있다.

3.2 내/외전 방향의 저항 특성

작은 장애물이나 측방경사면을 극복하기 위해서는 족부가 내/외전 방향으로 회전이 가능해야 한다. 하퇴의지가 내/외전 방향으로의 회전 능력이 없는 경우 정강이에 비틀림 응력이 발생해 소켓의 특정 부위에 과도한 응력이 걸리게 된다.[9] 그림 6과 같이 에슬론의 경우 내/외전 방향으로의 회전이 불가능하기 때문에 약간의 변위에도 큰 폭으로 하중값이 증가하는 것을 확인할 수 있다. 본 연구에서 개발한 이중고무형 발의 경우 내외전 방향의 모멘트에 대해서 1.5mm까지는 그 하중을 흡수하고, 그 이후에는 상부연성고무의 변형에 의해서 5mm정도까지 하중을 지탱하는 것을 확인할 수 있다. 표 2에서와 같이 본 연구에서 개발된 하퇴의지의 경우 200N의 내측 측하중에서 3.6°, 200N의 외측 측하중에서 4.1° 정도의 회전이 가능함을 확인할 수 있었다.

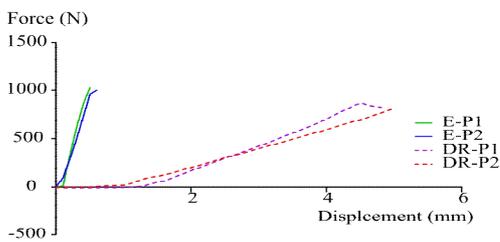


그림 6. 인공발의 내/외전 특성, P1: 내전 방향 회전, P2: 외전 방향 회전,

Fig. 6. The rotational characteristics in the direction of inversion/eversion with different side slope. P1: The rotation in direction of inversion, P2: The rotation in direction of inversion E: Echelon, DR: Double rubber

표 2. 200N의 수직 하중에서의 내외전 각도

Table 2. Inversion/eversion angles at 200N

	Echelon (Degree)	Double rubber (Degree)
Inversion	0.3	3.6
Eversion	0.5	4.1

3.3 작은 장애물에 대한 저항 특성

보행 중에 작은 장애물을 밟게 되는 경우 장애물의 위치에 따라서 인공발의 변형 양상이 달라진다. 발앞꿈치와 발뒤꿈치의 경우 유압댐퍼나 킨재에 의해서 충분한 적응성을 보여줄 수 있지만, 변형이 불가능한 축 중심부분에 장애물이 위치한 경우에는 그 변형이 제한되기 때문에 소켓에 과도한 힘이 걸리거나 뒤틀림이 발생한다. 그림 7-(A)와 같이 발앞꿈치 쪽에 작은 장애물이 놓여진 경우나, 그림 7-(B)와 같이 발뒤꿈치에 작은 장애물이 놓인 경우 에슬론이나 본 연구에서 개발된 하퇴의지 모두 heel contact이나 toe-off 상황과 유사하게 유압댐퍼와 킨재의 변형에 의해서 충격이 완화되는 경향을 보인다. 두 경우 모두 하중의 값이 급격하게 증가하지 않으며, 장애물에 의한 변형량이 안정적으로 킨재와 유압댐퍼에 흡수되는 것을 보여준다.

그러나 그림 7-(C)에와 같이 pyramid head에 수직한 축 쪽에 장애물이 존재하는 경우 에슬론과 본 연구에서 개발된 하퇴의지 사이에 큰 차이가 발생한다. 내/외전 방향으로의 회전이 불가능한 에슬론의 경우 1mm의 변형량 안에서 급격하게 하중이 증가하는 것을 볼 수 있다. 이러한 결과는 장애물에 의한 하퇴의지의 변형이 소켓이나 고관절에 직접적으로 전달되어 부분적인 압박을 가하게 된다는 것을 의미한다. 그러나 본 연구에서 개발한 하퇴의지의 경우 내/외전이 가능한 구조로 설계가 되었기 때문에 2mm 높이의 장애물에 의해 하중이 급격하게 증가하지 않고 상부연성고무 의해서 측면 하중이 흡수가 되는 것을 확인할 수 있다. 이는 하퇴의지 착용자가 불균일한 지형을 지나갈 때 소켓의 국부적인 압박을 최소화 할 수 있음을 의미한다.

4. 논의 및 결론

1945년 Verne Inman 등에 의해 SACH (Sold Ankle Cushioned Heel) 인공발이 보급된 이후 하퇴의지는 장족의 발전을 거듭해 왔다.[11] 족부의 변형이 불가능한 SACH발의 단점을 극복하기 위해

1980년대 이후 다양한 복합 재료의 발전과 함께 탄성력을 가진 carbon fiber를 킬재로 사용한 인공발이 등장했다.

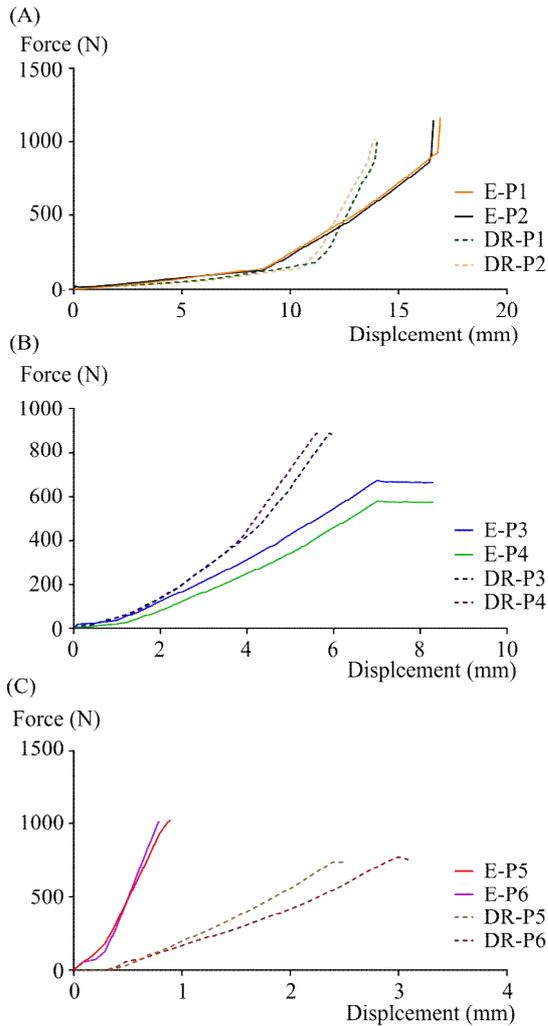


그림 7. 작은 장애물에 대한 인공발 특성, (A) 발앞꿈치 위치의 장애물, (B) 발앞꿈치 위치의 장애물, (C) 축 위치의 장애물

Fig. 7. The responses of prosthesis against small obstacle placed in different locations. The obstacle placed (A) in toe, (B) in heel, (C) near longitudinal axis, E: Echelon, DR: Double rubber, P1-6: The different positions of small obstacle

이 carbon fiber를 사용한 인공발은 heel contact 이후부터 toe-off 직전까지의 킬재의 변형에너지를 toe-off시의 추진력으로 변환하는 에너지 저장형 의족으로써, SACH 인공발에 비해 사용자의 피로도를 크게 감소시키고, 정상인의 보행과 좀 더 유사한 보행 패턴을 유도할 수 있다는 장점을 갖고 있다.[12]

그러나 탄성력이 있는 킬재를 사용한 방식의 하퇴 의지 역시 발목관절이 존재하지 않는 구조이기 때문에 킬재의 탄성력에 의해서만 발목관절의 회전을 구현하게 되고 그 결과 킬재의 탄성력에 의해 인공발의 성능이 크게 좌우되는 단점을 갖고 있다.[13] 이와 같은 탄성소재 인공발의 장점을 계승하고 단점을 보완하기 위해서 다양한 의지가 개발되어 왔다. 본 연구에서 대조군으로 사용된 Endolite사의 에슬론의 경우 유압식 댐퍼구조를 활용해 배/저굴 방향의 발목 회전을 가능케 함과 동시에 수동식 유압노즐을 통한 유압 저항을 부여함으로써 보행시에 필요한 발목 회전 저항력을 생성할 수 있도록 개발되었다. 에슬론 등이 수동방식으로 발목의 회전 저항을 조절한다면 Ossur 사에서 개발한 Proprio나 Ottobock에서 출시된 Triton의 경우 경우는 스트레인지어 등의 센서를 통해 지면 환경을 인식해 자동으로 발목 관절의 회전 저항을 조절하는 방식으로 다양한 보행 속도에 대응이 가능하도록 설계되었다. Proprio의 경우 스텝모터와 리드스크류를 사용해서 보행에 필요한 발목 회전 저항력을 생성하는 데 비해 Triton의 경우는 유압 댐퍼를 사용한다는 차이점이 있다. 최근에는 발의 생체역학적인 구조를 모사한 제품들이 출시가 되고 있는데, Ottobock사의 Meridium 같은 경우에는 인체의 발을 모사해 4축의 회전이 가능하도록 설계가 되었으며 특히 발가락의 굽힘이 가능해 보행시 'roll over' 현상이 보다 쉽게 생성될 수 있도록 제작 되었다.[14]

이처럼 최근의 인공발들이 생체역학적인 연구를 접목해 하퇴절단 환자들의 보행을 정상인에 가깝게 유도하려는 시도를 하고 있으나 이러한 제품의 경우 활동성이 높은 환자들의 보행에 초점이 맞춰져 있다. 실제 대다수의 하퇴 절단자의 경우 낮은 활동성을 갖고 있기 때문에 이런 고가의 첨단 제품보다 상대적으로 저가의 단순한 기능만을 제공하는 제품을 선호하고 있다.[15] 특히, 실제 보행시 하퇴절단자들이 마주치게 되는 약간의 경사로나 장애물들을 원활하게 극복하기 위해서는 내/외전 방향으로의 족부의 회전이 매우 중요한데, 현재 개발되고 있는 대부분의 제품들이 내/외전방향의 발목 회전에는 상대적으로 그 관심이 미약하다. 따라서 본 연구에서와 같이 하퇴 절단자가 평지보행에 원활하게 하기 위한 적절한 배/저굴의 방향의 회전을 제공함과 동시에 작은 장애물이나 약간의 경사로를 무리없이 보행할 수 있도록 내/외전의 회전에 강점을 갖는 하퇴 의지의 개발이 필요하다.[16]

본 연구에서는 K2 레벨의 저활동성 하퇴절단 환자를 위한 하퇴의지를 개발했다. 본 연구에서 개발

한 하퇴의지의 경우 멀티 링크 방식의 유압식 발목을 통해 배/저굴 방향으로 각각 2.5°와 4°의 자유도를 부여했으며, 경도가 다른 상하부 고무 접합체를 통해서 내/외전 방향으로 3.6°와 4.1°의 회전이 가능하도록 제작되었다. 킨제의 경우 K2 레벨에 맞도록 carbon 재질의 킨제 대신에 유리섬유재질의 킨제를 사용해 입각기 구간 동안에 킨제에 저장되는 변형 에너지를 감소시켰다. 본 연구에서 개발된 유압식 발목의 경우 배굴 방향과 저굴 방향의 노즐을 개별적으로 조절해 보행시 배/저굴 방향의 발목 회전 강성을 독립적으로 조절할 수 있다. 이와 같은 조절을 통해서 환자 개개인이 자연스러운 보행을 할 수 있는 가장 적합한 족부 회전 강성을 맞춰 줄 수 있다는 장점을 갖는다. 또한 상용 의지인 애슬론에 비해 더 넓은 범위의 배/저굴 방향 유압 노즐 조절 범위를 갖는 것을 확인할 수 있었는데, 이는 본 연구를 통해서 개발된 하퇴의지가 보다 폭넓은 하퇴 절단자들에게 사용되어질 수 있는 장점을 갖고 있음을 의미한다. 또한 이중고무 구조의 고무 접합체를 통해서 내/외전 방향의 족부 회전이 가능하다는 것을 확인했다. 상용의지인 애슬론이 축방향의 하중이 포함될 경우 내/외전이 불가능한 것에 비해, 본 연구를 통해 개발된 하퇴 의지의 경우 내/외전 방향으로의 회전이 가능하므로 측경사로 뿐 아니라 다양한 종류의 장애물에 대해서 적용이 가능함을 확인했다. 이는 본 하퇴의지를 착용한 장애인이 평지 보행시에 겪는 다양한 지형 변화에 보다 강한 적응력을 가질 수 있다는 것을 의미한다.

본 연구를 통해서 개발된 하퇴 의지는 몇 가지 안정성 테스트를 거친 후에 실제 하퇴절단자들을 대상으로 보행 분석 테스트를 진행할 예정이다. 이 임상 테스트를 통해 이중고무의 위치 및 두께 등을 좀 더 세밀하게 조절해 K2 레벨의 하퇴절단 환자에게 최적화된 하퇴의지를 공급하고자 한다.

REFERENCES

- [1] C. Moriguchi, T. Sato, and H. Gil Coury, "Ankle movements during normal gait evaluated by flexible electrogoniometer", *Revista Brasileira de Fisioterapia*, vol. 11, pp. 205-211, 2007.
- [2] M. Locke, J. Perry, J. Campbell, and L. Thomas, "Ankle and subtalar motion during gait in arthritic patients", *Phys. Ther.*, vol. 64, pp. 504-509, 1984.
- [3] G. N. Homminga and O. Klufft, "Long-term inversion stability of the ankle after rupture of the lateral ligaments", *Neth. J. Surg.*, vol. 38, pp. 103-105, 1986.
- [4] C. L. Vaughan, B. L. Davis, and J. C. O'Connor, *Dynamics of human gait*. Champaign, Ill.: Human Kinetics Publishers, 1992.
- [5] F. Sup, H. A. Varol, J. Mitchell, T. Withrow, and M. Goldfarb, "Design and Control of an Active Electrical Knee and Ankle Prosthesis", *Proc IEEE RAS EMBS Int. Conf. Biomed. Robot Biomechatron*, vol. 2008, pp. 523-528, 2008.
- [6] R. S. Gailey, K. E. Roach, E. B. Applegate, B. Cho, B. Cunniffe, S. Licht, et al., "The Amputee Mobility Predictor: An instrument to assess determinants of the lower-limb amputee's ability to ambulate", *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 83, pp. 613-627, 2002.
- [7] H. van der Linde, C. J. Hofstad, A. C. Geurts, K. Postema, J. H. Geertzen, and J. van Limbeek, "A systematic literature review of the effect of different prosthetic components on human functioning with a lower-limb prosthesis", *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 41, pp. 555-570, 2004.
- [8] A. K. LAPRE, "SEMI-ACTIVE DAMPING FOR AN INTELLIGENT ADAPTIVE ANKLE PROSTHESIS", *Mechanical Engineering*, Univ. of Massachusetts Amherst, 2012.
- [9] H. S. Cho, G. C. Cha, J. K. Park, S. K. Kim, S. M. Lee, M. S. Mun, et al., "Design of Carbon Composite Prosthetic Feet using Finite Element Methods", *Journal of the Korean Society for Precision Engineering*, vol. 30, pp. 769-776, 2013.
- [10] T.-S. Bae, Y.-H. Chang, S.-K. Kim, and M.-S. Mun, "Effect of Eversion Characteristics on Knee and Ankle Joint of Trans-tibial Amputees", *Transactions of the Korean Society of Mechanical Engineers A*, vol. 33, pp. 886-891, 2009.
- [11] R. Versluys, P. Beyl, M. Van Damme, A. Desomer, R. Van Ham, and D. Lefeber, "Prosthetic feet: state-of-the-art review and the importance of mimicking human ankle-foot biomechanics", *Disabil. Rehabil. Assist. Technol.*, vol. 4, pp. 65-75, 2009.
- [12] J. Perry and S. Shanfield, "Efficiency of dynamic elastic response prosthetic feet", *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 30, pp. 137-43, 1993.
- [13] F. T. Hoaglund, H. E. Jergesen, L. Wilson, L. W. Lamoreux, and R. Roberts, "Evaluation of

problems and needs of veteran lower-limb amputees in the San Francisco Bay Area during the period 1977-1980", J. Rehabil. R. D., vol. 20, pp. 57-71, 1983.

- [14] H. S. Cho, "A study on the design of the prosthetic foot for lower limb amputee based on the biomechanical analysis", Ph. D. thesis, pp. 3-6, 2016.
- [15] Y. H. Chang, B. R. Jeong, S. J. Kang, J. C. Ryu, M. S. Mun, C. Y. Ko, "Evaluation of Intralimb Coordination in Transfemoral Amputee during Level Walking", Journal of rehabilitation welfare engineering & assistive technology, vol. 10, no. 2, pp. 147-153, 2016.
- [16] H. S. Cho, Y. H. Chang, J. C. Ryu, M. S. Mun, C. B. Kim, "Analysis of stair walking characteristics for the development of exoskeletal walking assist robot", Journal of rehabilitation welfare engineering & assistive technology, vol. 6, no. 2, pp. 12-15, 2012.



조 현 석(Hyeon-Seok Cho)

2016년 2월 인하대학교 기계공학
과졸업(공학박사)
2016년 11월 - 현재 근로복지공
단 재활공학연구소 책임
연구원

Interest: Rehabilitation engineering, Human locomotion dynamics, Computational analysis



류 제 청(Jei-Cheong Ryu)

1992년 2월 중앙대학교 기계공학과
졸업(공학박사)
2016년 11월 - 현재 근로복지공단
재활공학연구소 연구 위원

Interest: Rehabilitation Engineering, Rehabilitation Robot, Biomechanics



신 현 준 (Hyunjun Shin)

2015년 2월 한국과학기술원 기계
공학과 졸업(공학박사)
2016년 11월 - 현재 근로복지공단
재활공학연구소 책임연구
원

Interest: Lower limb Prosthesis, Hydraulic system, Human locomotion, Bone & Cartilage biomechanics



김 신 기 (Shin-Ki Kim)

2008년 2월 경희대학교 기계공학과
졸업(공학박사)
2016년 11월 - 현재 근로복지공단
재활공학연구소 연구 위원

Interest: Rehabilitation engineering, Lower Prosthesis



박 진 국 (Jin-Kuk Park)

1999년 2월 국민대학교 기계설계
학과 졸업(공학석사)
2016년 11월 - 현재 근로복지공단
재활공학연구소 책임연구
원

Interest: Rehabilitation engineering, Lower Prosthesis