

동력 의족의 기술 동향

의족은 선천적 또는 후천적으로 하지의 일부를 상실한 사람의 신체를 대신하는 보조기구이며, 의족의 가장 이상적인 목표는 사람의 신체를 온전히 대체하는 것이다. 기존의 수동 의족은 신체의 구조적인 해석과 기계적인 에너지 보존을 통하여 절단 환자의 움직임을 보조하는 선에서 그쳤지만, 최근에는 로봇 공학과 반도체 공학 등 다양한 기술의 발전에 따라 의족에서도 동력을 사용하여 근육의 역할을 대신하기 위한 시도가 이루어지고 있다. 본 기술논문에서는 하지 절단 환자를 보조하기 위한 동력 의족을 사람의 신체와 비교하여 어떤 기구적인 제약조건을 가지고 있는지 설명하고, 정상인의 보행과 동력 의족의 구동 알고리즘을 비교함으로써 동력 의족에서 사용하고 있는 유한 상태 제어기의 한계점에 대해 언급한다. 마지막으로 근전도를 활용한 동력 의족을 통해 새로이 시도되고 있는 의지적 제어에 대해 소개하고, 동력 의족의 연구가 앞으로 나아갈 방향을 제시한다.

■ 경기영, 이영삼*
(인하대학교 전기과)

I. 서론

의족은 선천적 또는 후천적으로 하지의 일부를 상실한 사람의 다리 혹은 발을 대체하는 보조기구로 착용자가 2족 보행을 가능하도록 하며, 착용자의 신체 균형을 맞추는 것을 목적으로 사용한다. 약 1970년 초반부터 의족에 로봇 공학을 적용하려는 시도가 이루어졌으며, 반도체 및 집적회로, 전지 기술의 진보에 따라 1990년 말에 구동기와 마이크로컨트롤러를 탑재한 의족 제품이 나타난다[1, 2]. 2000년에 이르러 계단과 경사면을 오르 내리거나, 사이클링과 같은 활동적인 움직임을 위한 의족이 개발되었으며, 현재까지도 동력 의족(Powered Prosthesis)을 통해 사람의 다리를 대체하기 위한 다양한 방법의 시도와 연구가 진행되고 있다.

의족은 주요 기능에 따라 3가지로 분류된다. 첫째는 수동 의족으로 동력원이 없으며, 에너지를 저장하거나 임피던스를 달리하는 기구적인 해법으로 사람의 움직임을 흉내 낸다[3-5]. 상대적으로 가격이 저렴하고 보급률이 높은 장점이 있지만, 보행 시 에너지를 저장하는 구조만으로 상실된 신체의 근육을 대체할 수 없다는 단점이 있다. 둘째는 수동형 동력 의족으로, 동력을 사용하여 의족의 임피던스를 조절한다. 그러나 계단을 오르기 위해 신체를 끌어올리거나, 평지에서 앞으로 나아가기 위해 추진하는 것과 같은 목적이 있는 행위를 하지 못한다. 때문에 수동 의족과 마찬가지로 정상인의 움직임과 유사성이 떨어지

지만, 형상의 변환 없이 보행의 다양한 임피던스를 구현할 수 있는 장점이 있다[6]. 셋째는 능동형 동력 의족으로, 착용자의 의도나 보행의 상태에 대응 가능한 의족이다. 동력을 통하여 의족이 절단 부위에 대해 유사도 높은 움직임을 수행하도록 함으로써 의족 착용자가 자연스러운 움직임을 취할 수 있도록 한다[7-11]. 이외에도 동력 의족은 관절에 토크를 공급하는 구동기와 출력을 증폭하기 위한 구조 설계 방식, 정상인의 보행과 비교하여 동력 의족이 보행을 세분화하는 과정, 착용자와 동력 의족 사이의 HMI (Human Machine Interaction) 방식에 따라 구분할 수 있다.

절단 환자들이 신체의 상실이라는 제약에서 좀 더 자유로울 수 있도록 도와주는 동력 의족의 이면에는 복합적인 목표들이 섞여있다. 첫째로 사람의 신체와 유사한 형상을 유지해야 한다. 동력 의족은 관절 혹은 발목과 무릎 관절에서 구동기를 통해 정상인과 유사한 움직임을 구현하는 것과 동시에 부피와 형상이 제한된 범위 내에서 설계되어야 한다. 둘째로 동력 의족은 용도와 별개로 범용성이 있어야 한다. 절단 환자의 요구에 따라 의족이 특정한 기능에 특화될 수 있으나, 정상인의 신체를 대신하기 위해선 다양한 환경에서 큰 불편함 없이 대응할 수 있는 범용성이 우선시된다. 셋째로 동력 의족은 착용자 중심의 보조기구이다. 많은 기능을 고려하여 설계된 의족일지라도 착용자의 의도대로 움직이지 않거나, 오동작을 할 경우 실족의 위험이 있다. 따라서 의족은 사용자와 보조기구의 상호 보완적인 관계를



그림 1. 다양한 종류의 의족 : ① 수동형 무릎 관절인 ReMotion사의 Jaipur Knee, ② Flex Foot Cheetah를 착용한 Oscar Pistorius, ③ 발목형 동력 의족을 착용한 Hugh Herr 교수, ④ Goldfarb 교수와 동력 의족을 착용한 Craig Hutto, ⑤ Ottobock의 능동형 동력 의지 Genium과 홍보대사 Kevin, ⑥ Ossur의 능동형 동력 의지 RHEO Knee와 홍보대사 Tim

연구하는 인간 공학(Ergonomics)을 기본으로 연구된다.

본 기술논문의 구성은 다음과 같다. 2절에서 동력 의족에 사용되는 구동기와 그에 따라 사용되는 동력 의족의 구조를 살펴보고, 3절에서는 정상인의 보행과 동력 의족의 제어 방식에 대해 소개한다. 마지막으로 4절에서는 최근에 동력 의족에서 시도된 근전도(electromyogram) 기반의 HMI 방식에 대해 살펴본다.

II. 구동기와 동력 의족의 구조

현재 의족은 그림 1과 같이 다양한 형태를 통해 구현된다. 그림 1의 ⑤와 그림 1의 ⑥과 같이 상용화 되어있는 대다수의 동력 의족은 유압기를 구동기로 사용하고 있다. 유압기는 모터 보다 소형으로 높은 토크를 공급할 수 있기 때문에 증폭을 위한 추가

적인 구조물 없이 의족에 사용 가능하며, 인체의 근육과 같은 직선운동을 하는 점에서 관절과의 연결 구조가 직관적인 장점이 있다. 그러나 의족의 기구적 구조는 사람의 신체를 대체하며 유사한 형태를 유지해야 하며, 이로 인해 구동기의 부피와 무게, 출력 성능이 제한된다. 유압기는 유압 액의 온도에 따라 출력이 좌우되며, 특정 보행 환경이나 큰 부하에 의해 과열될 수 있다. 이 문제는 유압기가 적용된 상용 동력 의족에서는 토크의 출력이 모자라 주저앉는 현상으로 나타나며, 문제를 해결하기 위해 브레이크 기능이 추가되기도 하였다.

최근의 동력 의족은 유지 및 보수관리가 까다롭고 고가인 유압기를 대신하여 모터를 구동기로 사용한다. 제한된 부피에서 높은 토크를 요구하는 관절에 모터를 적용하기 위해선 토크 증폭을 위한 추가적인 기구부가 필요하다. 동력 의족에서 많

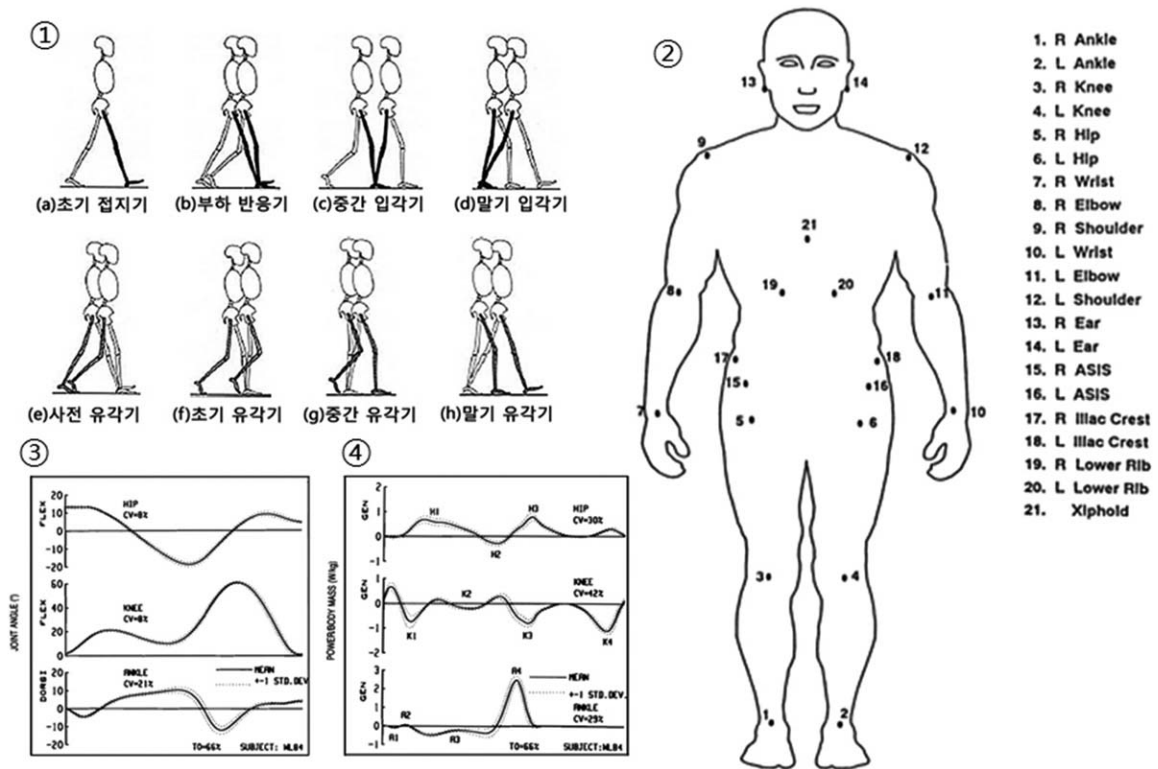


그림 2. 세분화된 보행의 단계와 마커를 이용해 측정된 보행 데이터 : ① 8단계의 보행 주기, ② 보행 분석을 위한 21개 마커의 위치
 ③ 보행 주기 동안 측정된 관절 각 데이터 (상 : 고관절, 중 : 무릎 관절, 하 : 발목 관절)
 ④ 보행 주기 동안 측정된 관절의 토크 (상 : 고관절, 중 : 무릎 관절, 하 : 발목 관절)

이 사용되는 토크 증폭 구조는 슬라이드 크랭크, 기어와 타이밍풀리, 기어박스 등이 있다[12, 13]. 그러나 추가적인 기구부는 기구부의 중량을 늘이며, 동력을 전달하는 과정에서 마찰로 인한 손실과 소음의 문제를 유발하는 문제가 있다. 특히 마찰과 같이 동력의 전달 과정에서 손실되는 에너지는 여러 가지 방법으로 보상을 요구하며, 배터리를 활용한 모바일 환경에서 동력 의족의 구동 시간을 줄이는 요인으로 작용한다[14]. 이 같은 문제들이 보행 가능한 동력 의족을 구현하는 과정에서 어떻게 작용하며, 어떤 방식으로 해결하려 하는지 다음 절에서 알아본다.

III. 정상인의 보행 패턴과 동력 의족의 제어

사람의 움직임은 평지, 계단, 경사면, 장애물 넘기 등 다양한 환경과 걷기, 달리기, 앉기, 실족에 대한 대응 등 복합적으로 존재하며, 현재까지 사람의 모든 움직임에 대해 범용 적으로 대응하는 의족의 솔루션이 없다. 그렇기 때문에 동력 의족은 사용자의 조작을 통해 각 상황을 구분하고, 정상인의 움직임을 세분화하여 대응하는 방법을 사용하고 있다[15, 16]. 또한, 동력

의족의 구현 방법과 기구부에 적용된 센서에 따라 세분화 된 알고리즘도 달라지기 때문에 이 글에서는 동력 의족의 가장 기본이 되는 평지 보행을 세분화하는 방법과 대응 전략에 대해서만 소개한다.

동력 의족의 대응 전략을 알아보기에 앞서 평지 보행의 분석과 세분화된 단계를 언급한다. 정상인의 평지 보행은 1880년대 인간의 보행을 연속 촬영을 통해 사진에 담은 시도가 이루어지고, 1950년대 근전도 신호판별 기술과 컴퓨터의 발전을 거치면서 다양한 초점에서 분석될 수 있었다. 1990년대 Perry는 보행의 원리와 자세를 정리하였고, Winter 교수는 자동화된 영상처리 기법과 신체의 모멘트를 모델링함으로써 보행의 다양한 데이터를 분석하였다[17-20]. 그림 2는 보행의 단계를 특징에 따라 세분화하고, 영상과 다양한 센서를 통해 측정된 보행 데이터를 나타낸다. 보행의 단계는 그림 2의 ①과 같이 8단계로 나뉘지며, 단계의 주요한 사건은 다음과 같다.

입각기의 세부 단계는 초기 접지기(Initial Contact), 부하 반응기>Loading Response), 중간 입각기(Mid-Stance), 말기 입각기(Terminal Stance), 사전 유각기(Pre-Swing)로 나누어지며, 3가지 주요 사건과 2가지 근육의 역할이 강조된다. 초기 접지기는 첫

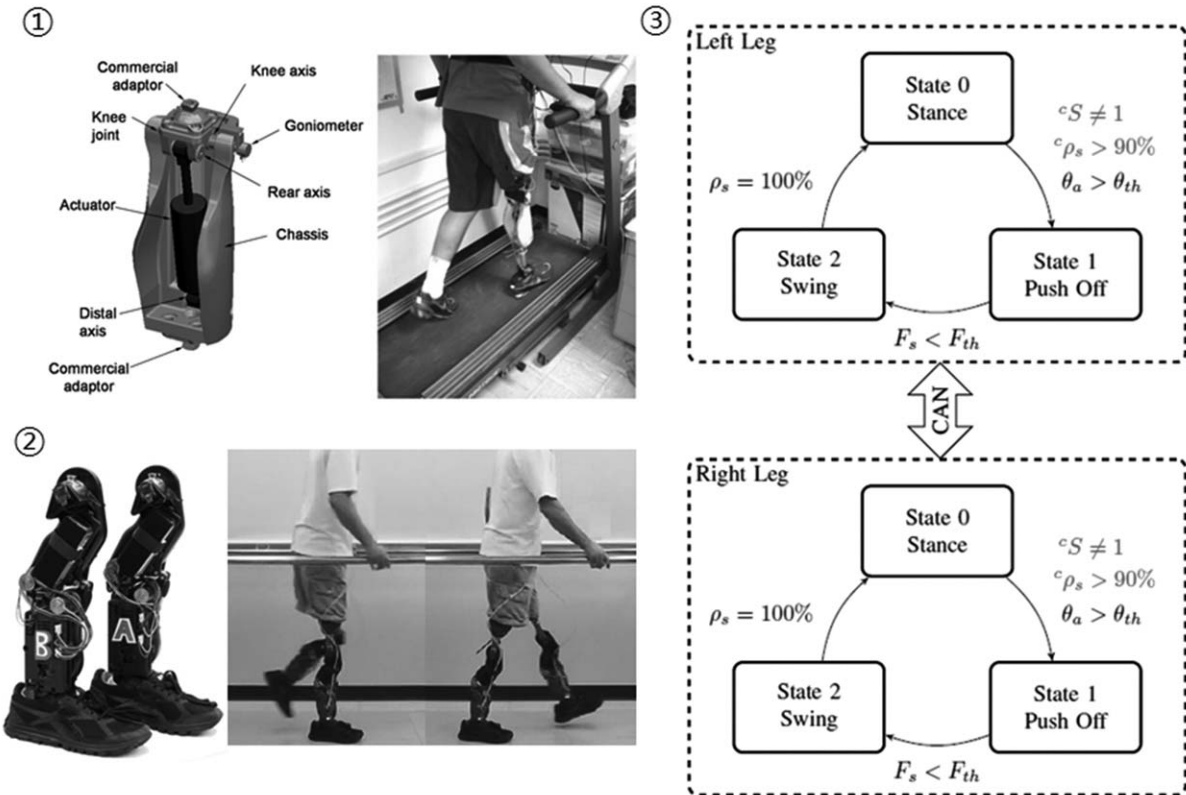


그림 3. 동력 의족을 착용한 보행 시험과 유한 상태 제어 기법 : ① 유압식 동력 의족의 구조와 우측 대퇴 절단 환자의 보행 시험
 ② 모터를 사용한 동력 의족과 동력 의족을 착용한 양측 대퇴 절단 환자의 보행 시험
 ③ 보행 주기를 3단계로 구분하여 적용된 동력 의족 알고리즘 (유한 상태 제어)

번째 주요 사건인 발꿈치가 땅에 닿는 시점을 의미하며, 보행 자세에 따라 관절에 가해지는 충격량이 다르다. 부하 반응기는 초기 입각기의 충격을 완화하며, 중간 입각기를 통해 체중의 전이를 마친다. 말기 입각기는 발꿈치가 지면에서 떨어지는 두 번째 주요 사건이 일어난다. 이 시점에서 발목과 무릎의 토크를 통해 앞으로 나아가며, 체중의 전이를 시작하는 단계이다. 사전 유각기는 입각기와 유각기 사이의 단계로 발끝이 지면에서 떨어지는 세 번째 주요 사건이 일어난다. 이를 간추리면 입각기에서 필요한 동작은 충격완화와 하중의 지지, 무게 중심의 이동이며, 족압의 분포 혹은 관절의 부하 측정을 통해 입각기를 세분화할 수 있다.

유각기의 세부 단계는 초기 유각기(Initial Swing), 중간 유각기(Mid-Swing), 말기 유각기(Terminal Swing)로 나누어지며, 관절의 각 변화가 강조된다. 초기 유각기는 사전 유각기에서 발끝이 떨어지는 시점으로, 하지가 전방으로 나가며 자연스럽게 무릎이 굽혀지며, 발목은 지면에 쓸리지 않도록 하지의 근육에 의해 당겨진다. 중간 유각기는 굽혀진 무릎이 펴지는 구간으로 근육의 활동이 가장 없는 시기이다. 말기 유각기는 무릎이 펴진 후 발

꿈치가 지면에 닿을 때까지이며, 충격을 흡수하기 위해 당겨진 발목이 완료되는 시점이다. 유각기의 특징을 정리하면 발이 앞으로 나아가는 과정으로 지면에 발이 닿지 않기 위하여 무릎과 발목의 굽힘과 발을 내딛기 위해 하지를 뺀 동작이 이어지는 구간이다.

위와 같은 보행의 주요 사건과 특징에 대해 동력 의족이 대응하는 방법은 2가지로 분류된다. 첫 번째 방법은 동력 의족의 구동기를 활용하여 유각기와 입각기의 임피던스만 조절하는 것이다. 이 방법은 착용자의 숙련도에 의존하여 예외의 상황 혹은 임의의 보행 환경에서 대응할 수 있다는 장점이 있지만, 능동적인 움직임이 없기 때문에 수동 의족과 마찬가지로 환측의 과장된 움직임 요구한다. 두 번째 방법은 동력 의족이 보행의 주요 사건을 기준으로 관절의 각과 임피던스 특성을 바꾸는 것이다 [21, 22]. 사람이 신체를 움직이는 것과 같이 상황에 따라 관절의 각을 바꿈으로써, 정상인의 움직임과 유사한 형태로 동력을 사용하겠다는 전략이다.

그림 3은 대퇴 절단 환자가 유한 상태 제어 기법이 적용된 능동형 동력 의족을 통해 평지와 트레드밀에서의 보행을 실시하

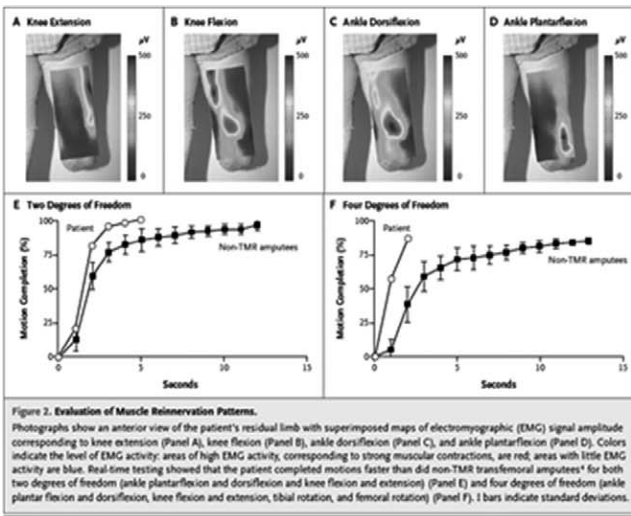


그림 4. 근전도 신호를 사용한 의지적 제어(Volitional Control)를 통해 좌측 정상인의 동작을 따라 움직이는 실험.

는 연구에 관한 것이다. 그림 3의 (3)에서 나타난 동력 의족의 구동 알고리즘은 보행 주기를 입각기와 유각기, 그리고 말기 입각기와 사전 유각기를 구분하여 3단계로 나눈다[23]. 또한 보행 주기의 시간과 측정값을 활용한 로직으로 보행의 단계를 전환한다. 이를 유한 상태 제어 기법이라 하며, 현재 대다수의 능동형 동력 의족은 평지 보행, 경사면 보행, 제자리 걸음, 계단의 승강과 하강, 달리기 등 다양한 움직임에 대해 유한 상태 기법을 활용하여 구현한다[12, 24, 25].

유한한 상태를 기반으로 상황에 따라 대응하는 동력 의족의 제어 알고리즘은 정해진 범위 내에서 신뢰성을 보장하지만 매우 명확한 약점을 가지고 있다. 기구부에 적용된 센서나 보행 환경, 의족이 대응하고자 하는 동작에 따라 유한 상태 기법의 단계와 로직이 달라진다는 점이다. 이는 동력 의족이 정상인의 신체를 온전하게 대체하기 위해서 의족 사용자가 취할 수 있는 모든 움직임에 대응시키기 위한 연구가 필요함을 의미한다. 또한, 사용자는 목적에 따라 추가적인 조작을 통해 적절한 동력 의족의 기능을 선택해야 한다. 이러한 한계점을 극복하기 위해 동력 의족이 약속된 움직임을 제공하는 유한 상태 제어 기법에서 벗어나 사용자의 의지를 파악하기 위한 새로운 기술적 접근을 시도하게 된다.

IV. 융합형 HMI 방식의 동력 의족

지금까지의 동력 의족은 정상인의 움직임을 분석하고 패턴을 세분화하여 필요한 힘과 움직임을 제공함으로써 수동 의족과 구별하였다. 그러나 최근 5년 사이로 동력 의족에서 새로운

HMI 방식을 적용하는 시도가 이루어지고 있다[26, 27]. 사람의 근육은 의식적으로 움직일 수 있는 수의근(Voluntary Muscle)이며, 기본적으로 수축 운동만을 한다. 실제 운동은 매우 복잡적으로 이루어지지만, 무릎 관절을 움직이기 위해선 대퇴에 위치한 근육, 발목 관절을 움직이기 위해선 종아리에 위치한 근육을 주로 이용한다[28, 29]. 이 점에서 착안하여 절단 부위의 신경의 말단 혹은 잔여 근육의 근전도 신호를 측정하고 착용자의 신호 패턴을 세분화하여 사용자의 의도를 파악하고자 한 것이다. Goldfarb 교수는 2010년에 근전도 신호를 활용하여 동력 의족을 굽히고 펴는 실험을 하였고, 2013년에 시카고 재활 기관에서는 그림 4와 같이 대퇴부 절단환자가 근전도 신호를 활용한 동력 의족을 통해 정상인이 임의로 취하는 동작을 따라하거나, 굴러오는 공을 차는데 성공하였다[30, 31]. 이는 근전도 신호를 동력 의족의 HMI에 포함시킴으로써 유한 상태 제어 기법에서 벗어나 의지적 제어(Volitional Control)의 가능성을 확보한 것을 의미한다.

실제로 근전도 신호는 1970년대에 의족의 전원을 차단하거나 고정하기 위한 방법으로 사용된 적이 있었다[32]. 그러나 근전도 신호는 고질적인 문제를 가지고 있었고, 지금도 근전도 신호를 동력 의족에 완전히 적용하기 위해 해결되어야 하는 문제들이 있다. 정상인의 체형에 따라 근전도를 측정하기 위한 전극의 위치와 민감도가 달라지듯이 절단환자의 체형, 절단 부위, 잔여 근육에 따라 근전도의 신호 패턴이 달라진다. 또한 절단 환자는 수술 후 몇 달동안의 절단부위 성숙기간을 가지며, 이 과정에서 근전도 신호의 많은 변화가 있다. 이는 의지적 제어가 가능한 동력 의족이 일정 기간을 두고 맞춤형으로 제작되어야 하는 한

계를 가지게 하며, 신경 말단 혹은 피부에 부착된 전극은 동력 의족을 착용하고 벗는 과정에서 저해 요소로 작용한다. 또한 미세한 전극의 신호를 증폭하여 사용하기 때문에 특수한 환경에서 노이즈에 의해 방해받기 쉽다.

위와 같은 문제들을 고려하여 현재 근전도 신호는 기존의 유한 상태 제어와 혼용하여 착용자의 움직임보다 앞서거나 늦은 동작을 보정하는 용도로 사용하고 있다. 2014년에 Hugh Hurr 교수는 하퇴 절단환자를 위한 발목 의족에 근전도 신호를 활용하여 평지와 계단에서의 보행의 안정도와 향상시켰으며, Goldfarb는 대퇴 절단환자를 대상으로 기존의 유한 상태 제어를 사용한 무릎 의족과 근전도를 활용하여 관절 각을 제어하는 발목 의족을 통해 보행 실험을 수행하였다[33, 34]. 또한 지속적으로 유한 상태 제어 기법과 근전도 신호를 활용한 의지적 제어를 비교하고 있으며, 의지적 제어의 신뢰성과 범용성이 확보된다면 사람의 다리가 할 수 있는 일의 대부분을 특별한 조작 없이 동력 의족을 통하여 할 수 있을 것으로 기대된다.

V. 결론

본 논문에서는 동력 의족의 목적과 동력 의족에서의 기구부적 제약, 보행 분석과 대응 방법, 의족의 연구가 나아가는 방향에 대해 소개하였다. 아직 동력 의족은 제한된 동작을 상정하고, 사람과 기계가 정해진 알고리즘을 바탕으로 서로 맞추어 움직이는 수준에 그치며, 안전성과 자유도를 높이기 위해선 착용자의 숙련도에 의존한다. 그럼에도 불구하고, 보행 알고리즘에 따라서 처음 의족을 착용하는 기존의 절단환자들도 특수한 경우를 제외하고 큰 지장 없이 적용 가능한 수준까지 발전했으며, 동력 의족은 정해진 동작에서 벗어나 착용자의 의지대로 움직임으로써 다양한 환경에서 역동적인 동작을 수행 가능하도록 연구되고 있다.

동력 의족은 선천적, 후천적 사고에 의해 하지가 소실된 사람이 다른 사람들과 조금이라도 더 동등한 위치에 설 수 있도록 돕는 보조기이며, 사람의 신체와 유사한 형태를 취한다. 현재까지 동력 의족은 기계공학, 로봇 공학을 거쳐서 사람 중심적인 설계에 관한 인간 공학과 생체의 동작을 모방하는 바이오닉스(Bionics), 사람과 기계 사이의 상호작용에 관한 HMI 등 많은 학문이 적용되어왔고, 앞으로 의수 혹은 군사용 혹은 마비 환자를 돕기 위한 엑소스켈레톤(Exoskeleton)과 같이 사람의 움직임을 돕는 분야의 연구와 상호작용을 함으로써 발전해 나아갈 것이다.

감사의 글

“본 연구는 미래창조과학부 및 정보통신기술진흥센터의 ICT융합고급인력과정지원사업의 연구결과로 수행되었음” (IITP-2015-H8601-15-1003)

참고문헌

- [1] G. W. Horn, “Electro-control: an EMG-controlled A/K prosthesis,” *Medical and Biological Engineering*, vol. 10, no. 1, pp. 61-73, Jan. 1972.
- [2] D. Popovic, M. N. Oguztoreli, and R. B. Stein, “Optimal Control for the Active Above-Knee Prosthesis,” *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 19, no. 2, pp. 131-150, 1991.
- [3] R. Unal, R. Carloni, E. E. G. Hekman, S. Stramigioli, and H. F. J. M. Koopman, “Conceptual Design of an Energy Efficient Transfemoral Prosthesis,” *Proc. of The 2010 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Taipei, Taiwan, pp. 18-22, Oct. 2010.
- [4] R. Unal, S. M. Behrens, R. Carloni, E. E. G. Hekman, S. Stramigioli, and H. F. J. M. Koopman, “Prototype Design and Realization of an Innovative Energy Efficient Transfemoral Prosthesis,” *Proc. of the 2010 3rd IEEE RAS&EMBS International Conf. Biomedical Robotics and Biomechanics*, Tokyo, Japan, pp. 26-29, Sep. 2010.
- [5] S. M. Behrens, R. Unal, E. E. G. Hekman, R. Carloni, S. Stramigioli, and H. F. J. M. Koopman, “Design of a Fully-Passive Transfemoral Prosthesis Prototype,” *Proc. of EMBS IEEE Annual International Conference 2011*, Boston, Massachusetts, USA, pp. 591-594, Sep. 2011.
- [6] B. G. A. Lambrecht, and H. Kazerooni, “Design of a Semi-Active Knee Prosthesis,” *Proc. of IEEE International Conf. Robotics and Automation*, Kobe, Japan, pp. 12-17, May 2009.
- [7] F. Sup, H. A. Varol, J. Mitchell, T. Withrow, and M. Goldfarb, “Design and Control of an Active Electrical Knee and Ankle Prosthesis,” *Proc. of the 2nd Biennial IEEE./RAS-EMBS International Conf. Biomedical Robotics and Biomechanics*, Scottsdale, AZ, USA, pp. 523-528, Oct. 2008.
- [8] G. G. Scandaroli, G. A. Borges, A. F. D. Rocha, and F. A. D. O. Nascimento, “Adaptive Knee Joint Control for an Active Amputee

- Prosthesis," *Proc. of the Robotic Symposium LARS' 08 IEEE Latin American*, Natal, Rio Grande do Norte, pp. 164-169, Oct. 2008.
- [9] R. R. Torrealba, C. P. D. Arpino, J. Cappelletto, L. Fermin-Leon, G. Fernandez-Lopez, and J. 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," *Proc. of the ICRA 2010 IEEE International Conf. Robotics and Automation*, Anchorage, AK, pp. 2934-2939, May 2010.
- [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, pp. (011005) 1-12, Mar. 2012.
- [11] R. D. Bellman, M. A. Holgate, and T. G. Sugar, "SPARKy 3: Design of an Active Robotic Ankle Prosthesis with Two Actuated Degrees of Freedom Using Regenerative Kinetics," *Proc. of the 2nd Biennial IEEE/RAS-EMBS Conf. Biomedical Robotics and Biomechanics*, AZ, USA, pp. 19-22, Oct. 2008.
- [12] A. H. Shultz, B. E. Lawson, and M. Goldfarb, "Running with a Powered Knee and Ankle Prosthesis," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 23, no. 3, pp. 403-412, May 2015.
- [13] E. C. Martinez-Villalpando, H. Herr, "Agonist-antagonist active knee prosthesis: A preliminary study in level-ground walking," *Journal of Rehabilitation Research & Development*, vol. 46, pp. 361-374, 2009.
- [14] K. Fite, J. Mitchell, F. sup, M. Goldfarb, "Design and Control of an Electrically Powered Knee Prosthesis," *Proc. of the 2007 IEEE 10th International Conf. Rehabilitation Robotics*, Noordwijk, The Netherlands pp 902-905, Jun. 2007.
- [15] M. F. Eilenberg, H. geyer, and H. Herr, "Control of a Powered Ankle-Foot Prosthesis Based on a Neuromuscular Model," *Neural Systems and Rehabilitation Engineering IEEE Transactions*, vol. 18, no. 2, pp. 164-173, Apr. 2010.
- [16] N. P. Fey, A. M. Simon, A. J. Young, and L. J. Hargrove, "Controlling Knee Swing Initiation and Ankle Plantarflexion With an Active Prosthesis on Level and Inclined Surfaces at Variable Walking Speeds," *Journal of Translational IEEE Engineering in Health and Medicine*, vol. 2, 2100412, Aug. 2014.
- [17] J. Perry, and J. B. Burnfield, *Gait analysis: Normal and Pathological Function*, 2nd Ed., SLACK INC, 2010.
- [18] D. A. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, 4th Ed., John Wiley&Sons, New York, 2009.
- [19] D. A. Winter, A. E. Patla, F. Prince "Stiffness Control of Balance in Quiet Standing," *Journal of The American Physiological Society*, vol. 80, no. 3, pp. 1211-1211, Sep. 1998.
- [20] D. A. Winter, A. E. Patla, J. S. Frank, and S. E. Walt, "Biomechanical Walking Pattern Changes in the Fit and Healthy Elderly," *Journal of the American Physical Therapy Association*, vol. 70, no. 6, pp. 340-347, Jun. 1990.
- [21] R. Jimenez-Fabian, and O. Verlinden, "Review of control algorithms for robotic ankle systems in lower-limb orthoses, prostheses, and exoskeletons," *Medical Engineering & Physics*, vol. 34, no. 4, pp. 397-408, May 2012.
- [22] A. H. Shultz, J. E. Mitchell, D. Truex, B. E. Lawson, and M. Goldfarb, "Preliminary Evaluation of a Walking Controller for a Powered Ankle Prosthesis," *Proc. of ICRA IEEE International Conference 2013*, Karlsruhe, Germany, pp. 6-10, May 2013.
- [23] B. E. Lawson, B. Ruhe, A. Shultz, and M. Goldfarb, "A Powered Prosthetic Intervention for Bilateral Transfemoral Amputees," *IEEE Transactions of Biomedical Engineering*, vol. 62, no. 4, pp. 1042-1050, Apr. 2014.
- [24] K. Kawamura, A. Tokuhira, and H. Takechi, "Gait analysis of slope walking: a study on step length, stride width, time factors and deviation in the center of pressure," *Acta Medica Okayama*, vol. 45, no. 3, pp. 179-184, Jun. 1991.
- [25] J. E. Zachazewski, P. O. Riley, and D. E. Krebs, "Biomechanical analysis of body mass transfer during stair ascent and descent of healthy subjects," *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 30, no. 4, pp. 412-422, Jun. 1993.
- [26] J. A. Dawley and K. B. Fite, "EMG Control of a Bionic Knee Prosthesis: Exploiting Muscle Co-Constrictions for Improved Locomotor Function," *Proc. of ICORR IEEE International Conference 2013*, Seattle, Washington, USA, pp. 1-6, Jun. 2013.
- [27] S. Huang, J. P. Wensman, D. P. Ferris, "An Experimental Powered Lower Limb Prosthesis Using Proportional Myoelectric Control," *Journal of Medical Devices*, vol. 8, no. 2, pp. (024501) 1-5, Jun. 2014.
- [28] P. Krishnaswamy, E. N. Brown, and H. M. Herr, "Human Leg Model Predicts Ankle Muscle-Tendon Morphology, State, Roles

and Energetics in Walking,” *PLoS computational biology*, vol. 7, no. 3, pp. 164-173, Mar. 2011.

[29] R. M. Alexander, “Energy-saving mechanisms in walking and running,” *J. exp. Biol.* 160, pp 55-69, Oct. 1991.

[30] K. H. Ha, H. A. Varol, and M. Goldfarb, “Myoelectric Control of a Powered Knee Prosthesis for Volitional Movement during Non-Weight-Bearing Activities,” *Proc. of The 2010 IEEE EMBS International Conference*, Buenos Aires, Argentina, pp. 3515-3518, Sep. 2010.

[31] 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,” *The New England Journal of Medicine*, vol. 369, no. 13, pp 1237-1242, Sep. 2013.

[32] S. C. Saxena, and P. Mukhopadhyay, “E.M.G. operated electronic artificial-leg controller,” *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 15, no. 5, pp. 553-557, Sep. 1977.

[33] O. A. Kannape, and H. M. Herr, “Volitional Control of Ankle Plantar Flexion in a Powered Transtibial Prosthesis during Stair-Ambulation,” *Proc. of EMBC IEEE Annual International Conference 2014*, Chicao, USA, pp. 1662-1665, Aug. 2014.

[34] J. Wang, O. A. Kannape, H. M. Herr, “Proportional EMG Control of Ankle Plantar Flexion in a Powered Transtibial Prosthesis,” *Proc. of ICORR IEEE International Conference 2013*, Seattle, Washington, USA, pp. 1-5, Jun. 2013.

저 자 약 력



경 기 영

- 2014년 2월 : 인하대학교 전기공학과(학사).
- 2014년 3월-현재 : 동대학원 석사과정 재학중.
- 관심분야 : 재활의료 로봇, 임베디드 시스템.



이 영 삼

- 1997년 2월 : 인하대학교 전기공학과(학사).
- 1999년 2월 : 인하대학교 전기공학과(공학석사).
- 2003년 8월 : 서울대학교 전기컴퓨터 공학부(공학박사).
- 2003년 9월-2004년 8월 : 삼성전자 디지털미디어 연구소(책임연구원).
- 2004년 9월-현재 : 인하대학교 전기공학과 부교수로 재직중.
- 관심분야 : 제어 계측, 재활의료 로봇, 임베디드 시스템, Rapid control prototyping.