

착용형 전동 목발 제어시스템

Wearable and Motorized Crutch Control System

윤 덕 찬¹, 장 기 호², 최 영 진[†]

Dukchan Yoon¹, Giho Jang², Youngjin Choi[†]

Abstract This paper proposes a wearable and motorized crutch control system for the patients using the conventional crutches. The conventional crutches have a few disadvantages such as the inconvenience caused by the direct contact between the ground and the armpit of the patients, and unstable gait patterns. In order to resolve these problems, the motorized crutch is designed as a wearable type on an injured lower limb. In other words, the crutch makes the lower limb to be moved forward while supporting the body weight, protecting the lower limb with frames, and rotating a roller equipped on the bottom of the frames. Also the crutch is controlled using the electromyography and two force sensing resistor (FSR) sensors. The electromyography is used to extract the walking intention from the patient and the FSR sensors to classify the stance and swing phases while walking. As a result, the developed crutch makes the patients walk enabling both hands to be free, as if normal people do.

Keywords: Crutch, electromyogram, rehabilitation, aid, gait, walking

1. 서 론

인간의 보행은 일상생활을 유지하기 위한 가장 기본적인 이동 수단이다. 이는 정상인 뿐만 아니라 신체가 손상된 사람에게도 중요한 목표가 되고 있다. 최근 교통사고, 산업재해, 스포츠 및 레저 활동으로 인한 각종 사고가 빈번해지고 의학의 발달로 인하여 사회가 노령화 되면서, 사람의 신체가 손상될 가능성이 증가하고 있다^[1]. 이에 따라 사람의 손상된 신체부위를 보완하고 일상 생활을 수행하는 능력과 재활능력을 제고시키는 보행 보조기에 대한 관심이 높아지고 있으며^[2], 휠체어, 전동스쿠터, 보행기 등의

다양한 보행 보조기가 상용화되어 있다. 또한 척추손상 및 고관절 이하의 근력을 보조하는 외골격 타입의 로봇^[3,4], 인공근육을 이용하여 족하수(Foot Drop)를 방지하고 정상 보행을 가능하게 하는 능동형 단 하지 보조기(Ankle Foot Orthosis, AFO)^[5], 슬관절의 재활 및 보행을 돕는 보조기^[6] 등과 같은 로봇 기술을 적용하여 환자의 편의를 도모하기 위한 연구가 활발히 진행되고 있다. 그러나 이러한 연구 대상은 단 하지의 골절, 염좌 등의 상해로 인한 깁스 환자에게는 적합하지 않다. 이러한 환자들의 대부분은 부분 체중지지(Partial Weight-Bearing, PWB) 조절능력이 뛰어난 목발을 사용하게 된다^[7].

목발(Crutch)은 지팡이(전체 보행 보조기 중 19.4% 점유)와 척추 및 상·하지 보조기(전체 보행 보조기 중 10.5%) 다음으로 가장 많이 사용되는(전체 보행 보조기 중 목발 9.1% 점유) 보행 보조기이다^[8]. 종래기술에 따른 수동형 목발의 종류에는 겨드랑이와 손잡이에 기대어 몸을 지탱하는 표준형 액와(겨드랑이) 목발, 상지 주관절 이하에 구비된 전완 커브와 손잡이를 이용한 로프스트랜드(Lofstrand) 목발 등이 있다^[9]. 이 중, 액와 목발은 대표적인 목발의 형

Received : Jul. 18. 2014; Reviewed : Jul. 30. 2014; Accepted : Aug. 13. 2014
※ 이 논문은 한국연구재단의 <실감교류인체감응솔루션> 글로벌프론티어사업 (NRF-2012M3A6A3057080), 일반연구자지원사업 (NRF-2013R1A1A2010192), BK21 플러스 사업(한양대학교 전자시스템공학과 ICT 기반 의료로봇 시스템 사업팀)의 지원을 받아 수행되었음.

¹ Electronic Systems Engineering, Hanyang University, Hanyangdaehak-ro 55, Sangnok-gu, Ansan, 426-791, S.Korea (dcyoon@hanyang.ac.kr)

² Electronic, Electrical, Control and Instrument Engineering, Hanyang University (jgh@hanyang.ac.kr)

[†] Corresponding author: Electornic Systems Engineering, Hanyang University, Hanyangdaehak-ro 55, Sangnok-gu, Ansan, 426-791, S. (cyj@hanyang.ac.kr)

대로써 외측 안정성과 균형 능력을 증가시킴으로 하지 손상으로 인한 일시적인 보행 장애가 올 경우 가장 많이 사용된다^[10]. 그러나 부적절한 액와 목발의 길이는 외상성 완 신경총 마비(Brachial Plexus Injuries)나 액와 동맥(Ampit Artery) 손상의 원인이 되기도 하며^[11], 상해를 입은 하지가 지면에 접촉하지 않도록 하기 위해 환자 스스로 슬관절 또는 고관절을 굴절(Flexion)시켜야 하므로 보행 시 나쁜 자세를 유지하게 된다. 전동 목발의 개발 사례로는 전주대학교에서 기존의 액와 목발의 형태를 가진 전동 1륜 구동 보행 보조기를 개발하였다. 이는 기울기 센서를 이용하여 보행 보조기 자세가 기울어짐에 따라 모터의 운동 방향과 속도를 결정하는 방식이다^[12]. 이 또한 수동형 액와 목발과 동일한 구조를 사용하므로 유사한 문제점을 가질 수 있다.

본 논문에서 제안하는 전동 목발(Motorized Crutch)은 상해를 입은 하지에 직접 착용 가능한 형태으로써, 겨드랑이와 손이 아닌, 대퇴부로 체중을 지탱하고, 양 손이 자유로우며, 정상 하지의 보행 방법을 모방하도록 목발 구조를 설계하였다. 또한 하지 근육으로부터 얻은 근전도 신호를 이용하여 환자의 보행 의지를 파악하고, 전동기를 사용하여 환자의 손상된 하지를 자연스럽게 이동시키는 방법을 제안하였으며, 슬관절 이하의 단 하지 상해로 인하여 반드시 목발과 같은 보행 보조기가 필요한 김스 환자를 대상으로 하였다.

본 논문의 2장에서는 전동 목발의 모방 동작을 위해 정상 보행패턴을 분석한다. 3.1절에서는 2장의 정상 보행 분석을 토대로 모방 동작을 위한 전동 목발의 기구부에 관하여 기술한다. 3.2절에서는 환자의 보행의지를 파악하기 위한 근전도 신호처리에 관하여 기술한다. 4장에서는 본 연구의 실험 결과를 제시한다. 마지막으로 5장에서는 본 논문의 결론을 기술한다.

2. 정상 보행패턴과 전동 목발의 모방 동작

전동 목발을 이용한 보행 방법을 정상보행과 유사하도록 만들기 위해서는 정상보행의 패턴을 먼저 이해하는 과정이 필요하다. 인간의 보행은 기간에 따라 크게 입각기(Stance Phase)와 유각기(Swing Phase)로 나뉜다. 입각기는 하지가 지면과 접촉해 있는 전체 기간을 나타내고 유각기

는 전방으로 움직이는 발이 공중에 머무르는 시간을 말한다^[13]. 그리고 양 하지가 지면에 함께 접촉하는 순간부터 신체의 체중을 옮기며 서로의 역할을 바꾼다. 그림 1은 입각기와 유각기를 각각 주기 별로 분류한 보행의 모습이다. 초기 접지기(Initial Contact)는 고관절 굴절(Flexion)과 슬관절 신전(Extension)으로 뒤꿈치가 먼저 지면에 접촉하는 모습을 나타낸다. 부하 반응기(Loading Response)에는 뒤꿈치를 기준으로 회전 운동에 의해 전족(Forefoot)이 지면과 접촉함으로써 체중을 앞으로 이동시킨다. 반대편 하지의 전족은 저축 굴곡(Plantar Flexion)을 이루고 고관절과 슬관절의 굴절이 증가하면서 전-유각기(Pre-Swing)로 접어든다. 중간 입각기(Mid Stance)는 족관절의 회전 운동으로 체중이 이동한다. 반대편 하지는 중간 유각기(Mid Swing)로 접어들며 슬관절이 중력에 의해 신전하며 이동한다. 말기 입각기(Terminal Stance)에는 전족의 회전 운동으로 뒤꿈치가 올라가면서 체중이 이동한다. 반대편 하지는 말기 유각기(Terminal Swing)상태가 되며 고관절과 슬관절이 각각 최대 굴절과 신전이 된다^[13]. 그림 2와 같이, 하지의 모든 입각기 상태에서 슬관절은 신전 상태를 유지하며 족부의 회전 운동에 의해 전진 방향으로 이동한다. 이 운동을 라커

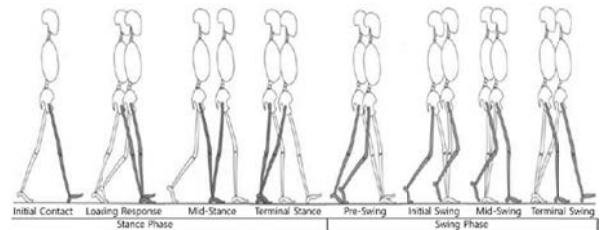


Fig. 1. Eight steps of gait^[13]

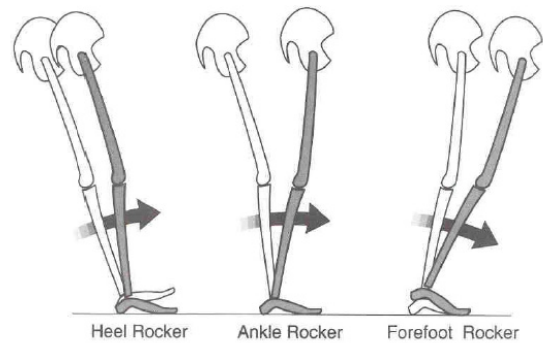


Fig. 2. Actions of three functional rockers^[13]

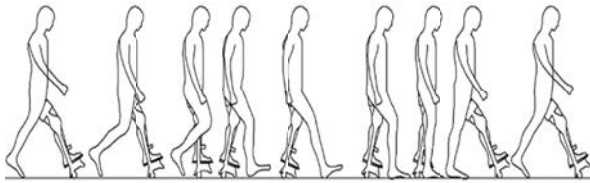


Fig. 3. Gait steps with the motorized crutch

(Rocker)라 하며 부하 반응기에는 뒤꿈치, 중간 입각기에는 족관절, 말기 입각기에는 전족을 중심으로 라커 운동이 발생한다.

본 논문에서 제안하는 전동 목발은 상해를 입은 다리에 직접 착용하여 정상 보행패턴을 모방하는 것을 목표로 한다. 전동 목발의 동작은 입각기에서 세 가지의 연속적인 라커 운동을 하나의 라커 운동으로 통합한다. 이는 슬관절의 굴절 각도를 고정시키고 초기접지기의 뒤꿈치에서 발생하는 라커 운동의 초기 각도와 전-유각기의 전족에서 발생하는 라커 운동의 최종 각도를 사전에 고려함으로써 이루어진다. 전동 목발의 유각기는 초기 유각기부터 말기 유각기까지 지면에 접촉한 상태로 전동기의 동력전달에 의해 진행하게 되며, 본 논문에서는 이를 전각기(Rolling Phase)라 한다. 반대편 하지의 진행은 정상 보행의 동작과 거의 동일하게 된다. 따라서 전동 목발을 착용한 하지의 전각기와 정상 하지의 유각기를 통해 그림 3과 같이 보행 패턴을 생성할 수 있도록 구성한다.

3. 시스템 구성

본 논문에서 제안하는 전동 목발은 크게 기구부와 제어부로 나눌 수 있다. 기구부는 기존 목발의 형태를 따르지 않으며 정상 보행을 모방할 수 있는 목발 구조를 제시한다. 제어부는 환자의 하지 근육으로부터 얻은 근전도 신호를 이용하여 보행 의지를 파악하고 목발의 하단부에 장착된 스톱퍼(Stopper)를 이용하여 입각기와 전각기를 구분한다.

3.1 전동 목발 기구부

슬관절 이하의 단 하지 상해를 입은 김스 환자가 보조기 없이 보행이 불가능한 이유는 척추, 고관절 등의 상해로 인한 것이 아닌, 단순 상해를 입은 단 하지와 지면과의 접촉에 의해 고통이 수반되어 입각기의 역할 및 체중 지

지의 역할이 불가능하기 때문이다. 따라서 이를 극복할 수 있는 구조를 통하여 정상 보행과 유사한 방법을 이용한 보행이 가능하도록 하는 것이 기구부의 역할이다. 기구부는 그림 4와 같이 구동부(Driver), 지지부(Support Fixture), 그리고 대퇴 고정부(Thigh Holder)로 나눌 수 있다. 구동부는 전동 목발의 하단부로서 동력을 이용하여 전동 목발을 구동시키는 역할을 한다. 전면에 모터가 장착되고 타이밍 풀리와 벨트(Timing Pulley and Belt)를 이용하여 하단의 롤러(Roller)와 연결된다. 또한 단 하지의 뒤꿈치와 전족을 대신 하는 스톱퍼가 전·후면에 장착되어 있다. 스톱퍼 내부에는 푸셔(Pusher)가 삽입되어 있으며 실제로 지면에 접촉하는 부분은 푸셔가 담당한다. 입각기에 푸셔는 라커 운동의 각도를 제한하며 전각기에는 보폭을 제한한다. 지지부는 하지를 보조하고 체중을 지탱한다. 이는 하지의 양 측면으로 세워져 있으며 슬관절 부위에서 굴절시켜 상단에 대퇴 고정부를 장착한다. 이 굴절은 상해를 입은 단 하지를 지면으로부터 항상 들어올리고 신체의 체중을 겨드랑이가 아닌, 대퇴부로 지탱하기 위한 고정부를 장착하기 위함이다. 그림 5는 전동 목발을 착용한 환자의 보행과 이에 따른 목발의 동작을 나타낸다. 전동 목발의 입각기는 후면의 푸셔와 지면이 접촉한 상태로 시작된다. 반대편 하지의 유각(Swing)에 의해 전동 목발은 롤러의 축을 중심으로 α 방향으로 전면의 푸셔와 지면이 접촉할 때까지 기울어진다. 보행 의지가 파악된 전동 목발은 전각기 상태로 접어들게 되며, 전동기의 동력을 이용하여 롤러가 회전함으로써 상해를 입은 하지를 전진 방향으로 이동시킨다. 이에 따라 목발은 β 방향으로 점차 기울어지게 되고, 후면의 푸셔가 지면과 접촉하게 된다.

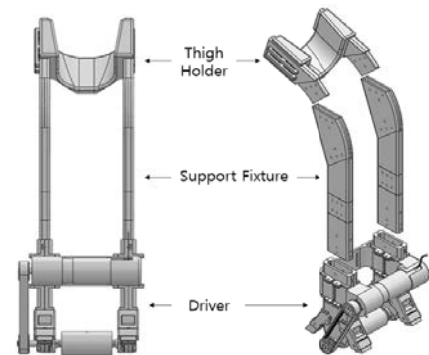


Fig. 4. Kinematic model of the motorized crutch

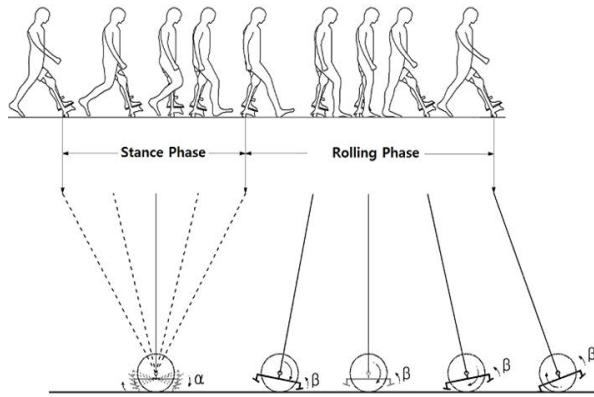


Fig. 5. Operation of the motorized crutch according to the gait

3.2 근전도 신호처리

여러가지 생체신호 중 근전도 신호는 환자의 보행 의지를 파악하고 전동 목발을 동작시키는 역할로써 사용한다. 인간의 근전도 신호는 수백~수천[μ V]로 측정되는 아주 미세한 전기 신호이다. 이를 디지털 신호로 사용하기 위해서 증폭을 필요로 한다^[14]. 전동 목발을 착용한 환자의 보행에 있어서 입각기 이후, 대퇴부를 굴절시켜야 한다. 그림 6과 같이 대퇴부의 굴절에 도움을 주는 근육은 대퇴전측근육 (Muscles of Anterior Thigh) 부위로서 그 중에서 표층면에 위치한 봉공근(Sartorius)은 하지를 전진 방향으로 진행시키는데 도움을 준다^[15]. 따라서 봉공근 부위에 Ag/AgCl 전극을 부착하여 환자의 보행 의지를 파악하였다. 신호를 증폭하기에 앞서, 5[Hz]의 차단 주파수(Cutoff Frequency)를 갖는 고주파 통과 필터(High Pass Filter, HPF)를 이용하여 신호의 DC 성분을 먼저 제거하고, 신호의 포락선(Envelope) 정보를 얻기 위해 300개의 신호마다 RMS (Root Mean Squares)를 취하여 신호처리 한다. 그림 7과 그림 8은 각각 원신호

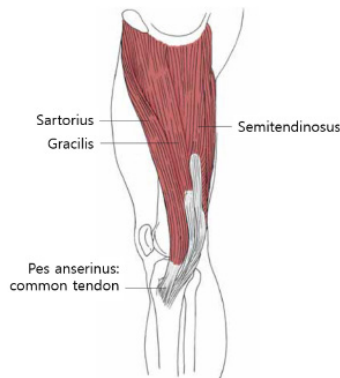


Fig. 6. Sartorius muscle for acquisition of walking intention^[15]

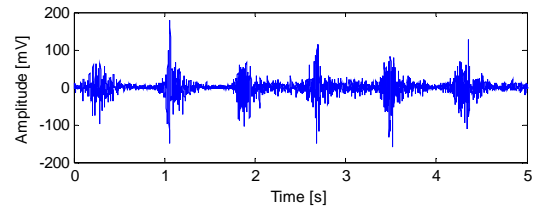


Fig. 7. HPF application of raw EMG

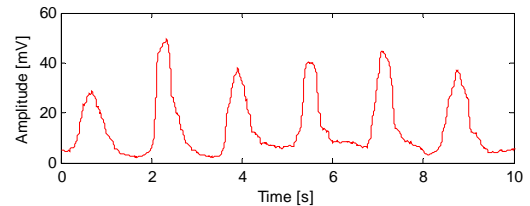


Fig. 8. RMS application of HP Filtered EMG

에 HPF와 RMS를 취한 근전도 신호의 모습이며, 근육의 활성 정도에 따라 근전도 신호의 크기가 달라짐을 볼 수 있다.

3.3 전동 목발 제어

전동 목발을 착용한 환자의 전각기와 입각기를 구분하고 모터의 동작을 제어하기 위해서 그림 9와 같이 스톱퍼 내부에 압력측정 센서(Force Sensing Resistor, FSR)를 삽입하여 지면과 푸셔의 접촉 유무를 판단한다. 그림 10은 제안된 전동 목발 시스템의 전체적인 구성을 나타낸다. 환자의 보행 의지와 푸셔의 접촉여부에 따라 표 1과 같이 보행 상태를 판단할 수 있다. 근전도 신호는 환자의 의지에 의해 얻어질 수 있으며, 두 개의 압력측정 센서 신호는 하지에 착용된 전동 목발의 동작에 의해 결정된다. 'Rolling'은 전동 목발의 동작, 'Stop'은 정지, 'None'은 정지 및 보행 의지를 파악하기 위한 대기 상태를 뜻한다. 또한 각각의 상태에 따라 전각기와 입각기로 나뉜다. 입각기 상태에서 정상 하지의 스윙 중, 갑작스러운 근전도 신호에 의해 전동

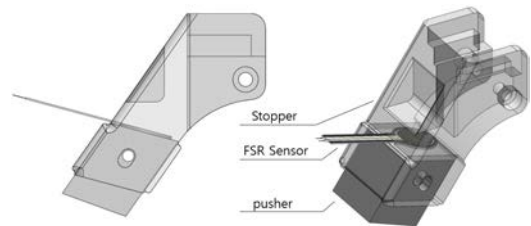


Fig. 9. Design of stopper

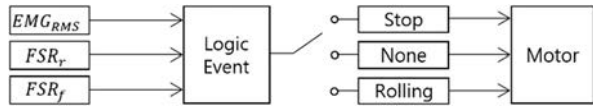


Fig. 10. Gait logic diagram using EMG and FSR

Table. 1. Gait status (Logic Event) using EMG and FSR

| | Rolling Phase | | Stance Phase |
|-------------|---------------|---------|--------------|
| EMG | 0 | 1 | X |
| (Rear) FSR | 0 | 0 | 1 |
| (Front) FSR | 1 | X | X |
| Status | None | Rolling | Stop |

목발이 동작하는 것을 제한해야 한다. 이는 환자의 안전에 가장 중요한 역할을 한다. 전각기는 초기 보행을 시작하기 위해 압력측정 센서에 상관 없이 근전도 신호 만으로도 전동 목발이 동작하도록 구현한다.

4. 실험 결과

그림 11은 조립 완료된 목발의 모습이다. 기구부는 무게를 최소화 하기 위해 전동 목발을 30여개 부품으로 나누어 3D 프린터를 이용하여 제작되었다. 그림 12는 전동 목발을 착용하고 보행하는 모습을 나타내며, 하단의 a~e까지는 입각기로, f~h까지는 전각기로 구분할 수 있다. 그림 13은 전동 목발을 착용하고 보행하는 동안 발생하는 근전도 신호와 압력 신호의 상태를 각각 A, B, C로 구분하여 나타내었으며, 모터의 동작은 D에서 나타내었다. 후면 푸셔와 지면과의 접촉에 의해 그림 13.B 그래프의 압력 신호가 초기에 활성화된다. 이는 그림 12.a 상태에 해당되며 전동 목발은 입각기 상태로 접어든다. 체중을 대퇴부로 지탱하고 정상 하지의 스윙으로 인하여 목발의 자세가 그림 12.b~d에서 보여지는 것과 같이 전진 방향으로 기울어지면서 롤러의 원형 둘레를 이용한 라커 동작을 가지게 되는 모습이다. 그림 12.e에서 보여지는 바와 같이 정상하지가 지면에 착지함으로써 전동 목발의 전면의 푸셔와 지면과의 접촉에 의해 그림 13.C의 전면의 압력 신호가 활성화되고 대기 상태로 접어들게 된다. 전각기 상태로 접어든 전동 목발은 실험자의 붕공근에서 취득된 근전도 신호에 의해 보행 의지가 파악되며, 이는 그림 13.A와 같이 나타내게 된다. 이와 동시에 모터가 그림 13.D와 같이 동작하게 되고

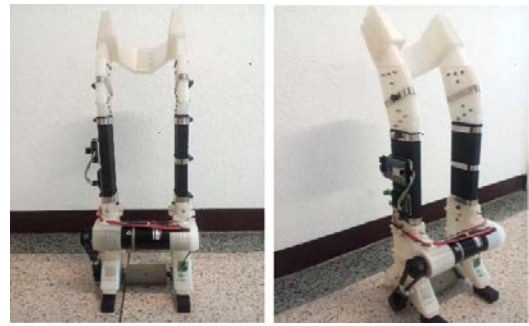


Fig. 11. Appearance of the developed motorized crutch

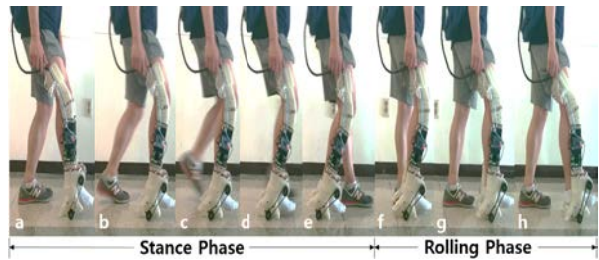


Fig. 12. Snapshots during the experiment

그림 12.f-h까지 전동기의 동력 전달에 의해 롤러를 회전 시킴으로써 전동 목발이 착용된 하지를 후면의 푸셔가 지면과 접촉할 때까지 전 방향으로 이동시키는 모습을 가지게 된다. 이후, 전동 목발을 착용한 보행 동작은 동일한 과정을 반복하게 된다. 모든 구간에서 전동 목발을 착용한 하지는 항상 지면으로부터 들어올려진 모습을 확인 할 수 있다.

5. 결론

본 연구는 슬관절 이하의 단 하지 김스 환자를 대상으로 하였다. 기존 목발 등의 보행 보조기가 아닌, 상해를 입은 하지에 직접 착용하는 방식의 구조를 채택하고 직접 설계하여 제작함으로써 정상 보행 패턴을 모방하도록 하였다. 또한 보행 시 필요로 하는 하지의 근육으로부터 얻어진 근전도 신호를 이용하여 보행 의지를 파악 하고 두 개의 압력 측정 센서를 이용하여 입각기와 전각기를 구분함에 따라 모터의 동력 전달에 의해 롤러를 구동시키는 방식으로 전동화된 목발을 개발하였다. 이는 기존의 목발이 가지고 있는 단점을 해결하고, 환자의 보행을 보조하기 위한 목적으로 개발되었으며, 양 손이 자유로운 상태에서 정상인과 유사한 보행 방식을 환자에게 제공해 줄 수 있다.

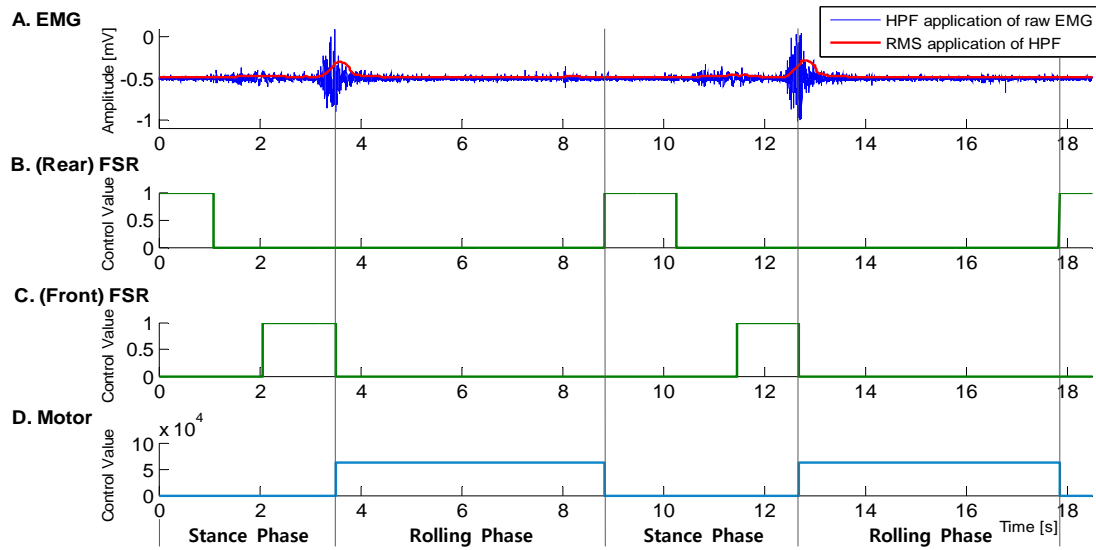


Fig. 13. Signals during the experiment, where A: EMG, B: (Rear) FSR, C: (Front) FSR, and D: Motor control

본 연구에서 개발된 목발은 소수의 실험자 치수에 적합하도록 설계되었다. 다수에게 전동 목발을 적용하기 위해서는 지지부의 길이 조절 장치를 이용하여 하지의 치수에 적합하도록 전동 목발의 길이를 조절할 수 있어야 한다. 또한 강성이 큰 재질을 이용한 프레임 설계를 통해 전동 목발의 외형을 제작해야 한다. 단순히 무게만을 최소화 하고 실험 테스트를 위해 플라스틱 재질의 폴리유산 (Polylactic acid, PLA)을 이용하여 제작된 전동 목발은 다수의 체중을 지탱하기에는 무리가 있기 때문이다. 뿐만 아니라 입각기 상태에서 체중에 의한 모터의 역회전을 방지하고 안전을 도모하기 위해 실험자의 체중에 적합한 기어비(Gear Ratio)을 가진 기어박스를 장착하였다. 이는 체중에 따라 기어비가 변경되어야 하는 번거로움을 가지고 있다. 따라서 체중에 대한 기어비가 아닌, 전각기에 하지를 이동시키기 위한 최소한의 기어비를 적용하고 오로지 동력에 의해서만 동작 가능하도록 모터와 롤러의 연결 과정에서 웜 기어(Worm Gear)와 같은 일방 기어 장치를 이용하여 입각기 구간에서 체중에 의한 모터의 역회전을 방지할 수 있는 구조적 장치가 필요하다. 이와 같은 개선점을 향후 연구 방향에 고려 함으로써 좀 더 최적화 된 전동 목발을 기대해 볼 수 있다.

References

- [1] Y. E. Kim and E. S. Jeon, "Analysis of muscle force variation in the lower extremity", *The Korean Society of Mechanical Engineers*, vol. 1, no. 1, pp. 251-267, 2000.
- [2] H. S. Park, and D. M. Ok, "Ergonomic analysis and design of an axilla crutch through QFD and discomfort experiments", *Journal of the Ergonomics Society of Korea*, vol. 27, no. 4, pp.103-108, 2000.
- [3] C. Chen, D. Zheng, A. Peng, C. Wang, and X. Wu, "Flexible design of a wearable lower limb exoskeleton robot", *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, pp. 209-214, 2013.
- [4] D. Popov, K. H. Lee, I. Gaponov, J. H. Ryu, "Twisted strings-based elbow exoskeleton", *Journal of Korea Robotics Society*, vol. 8, no. 3, pp. 164-172, 2013.
- [5] K. E. Gordon, G. S. Sawicki, and D. P. Ferris, "Mechanical performance of artificial pneumatic muscles to power an ankle-foot orthosis", *Journal of Biomechanics*, vol. 39, no. 10, pp. 1832-1841, 2006.
- [6] S. H. Lee, S. Y. Shin, J. W. Lee, C. H. Kim, "Design of an 1 DOF assistive knee joint for a gait rehabilitation robot", *Journal of Korea Robotics Society*, vol. 8, no. 1, pp. 008-019, 2013.
- [7] S. Li, C. W. Armstrong, and D. Cipriani, "Three-point gait crutch walking: variability in ground reaction force during weight bearing", *Archives of physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 82, no.1, pp. 86-92, 2001.
- [8] S. J. Kwon, "Assistive devices for the disabled in Korea:

current statues and policy implications”, *Health-welfare Policy Forum*, vol. 4, pp. 42-54, 2006.

[9] G. S. Sim, and D. H. Song, “Trends on the patent map of crutch technology”, *Journal of Korea Intellectual Patent Society*, vol. 7, no. 2, pp. 17-21, 2005.

[10] T. J. Park, O. C. Jeong, and S. H. Yang, “Study on lower limb moment during axillary crutch gait according to changes in crutch length”, *The Korea Journal of Sports Science*, vol. 22, no. 1, pp.1123-1132, 2013.

[11] D. M. Bauer, D. C. Finch, K. P. Mcgough, C. J. Benson, K. Finstuen, and S. C. Allison, “A comparative analysis of several crutch-length estimation techniques”, *Journal of the American Physical Therapy Association*, vol. 71, pp. 294-300, 1991.

[12] J. S. Kim, S. H. Lim, and Y. J. Shin, “A study on crutched walking frame with one-wheel drive”, *Journal of Korean Society of Mechanical Technology*, vol. 15, no.3, pp. 351-356, 2013.

[13] J. Perry, *Gait analysis: normal and pathology function*, New Jersey, SLACK, 1992.

[14] K. H. Cha, S. J. Kang, and Y. J. Choi, “Knee-wearable robot system using EMG signals”, *Journal of Control, Robotics, and Systems*, vol. 15, no.3, pp. 286-292, 2009.

[15] P. K. Levangie, and C. C. Norkin, *Joint structure and function: a comprehensive analysis 4th edition*, F. A. Davis Company, pp.373-413, 2005.



장 기 호

2007 선문대학교 컴퓨터정보
학과 (이학사)
2009 한양대학교 전자전기제
어계측공학과 (공학석사)
현재 한양대학교 전자전기제
어계측공학과 (박사과정)

관심분야: 로봇제어, 생체신호처리, 재활로봇



최 영 진

1994 한양대학교 정밀기계공
학과 (공학사)
1996 POSTECH 기계공학과
(공학석사)
2002 POSTECH 기계공학과
(공학박사)

2002~2005 KIST 지능로봇연구센터 선임연구원
2011~2012 University of Central Florida, 방문연구원
2005~현재 한양대학교 ERICA 전자시스템공학과
부교수

관심분야: 로봇제어, 생체신호처리



윤 덕 찬

2014 한양대학교 전자시스템
공학과 (공학사)
현재 한양대학교 전자시스템
공학과 (석사과정)

관심분야: 재활로봇, 로봇의
수, 로봇의지