

다중 손동작 변환을 위한 상태 전이 기반 5손가락 근전전동의수 개발

김승기¹, 정성윤¹, 홍범기¹, 신현준¹, 김경호², 박세훈^{1*}

¹근로복지공단 재활공학연구소, ²한국로봇융합연구원

Development of Five Finger type Myoelectric Hand Prosthesis for State Transition-Based Multi-Hand Gestures change

Seung-Gi Kim¹, Sung-Yoon Jung¹, Beom-ki Hong¹, Hyun-Jun Shin¹,
Kyoung-Ho Kim², Se-Hoon Park^{1*}

¹Korea Orthopedics and Rehabilitation Engineering Center, Korea Workers' Compensation & Welfare Service

²Korea Institute of Robotics & Technology Convergence

요약 과거부터 상지 절단 장애인을 위한 여러 종류의 보조기가 개발되어 왔으며, 이 중 근전전동의수는 사용자의 편의성 향상을 목적으로 단순 파지 가능 사용에서 물체의 크기와 형태에 따라 다양한 손동작을 변환하여 사용하는 연구가 요구되어 왔다. 본 연구에서는 사람 손 크기와 손가락 움직임을 모사하여 모터와 웜 기어의 구동 메커니즘을 적용한 5 손가락 근전전동의수를 개발하였다. 이를 바탕으로 근전도 신호 입력을 통한 손가락의 독립적 제어를 위한 제어기를 개발하고, 대표 8가지 손동작 선정, 변환 조건 파라미터 선정을 통한 상태 전이 기반 손동작 변환 알고리즘을 제안하였다. 그리고 훈련과 사용성 평가 방법을 소개하고, 이를 바탕으로 손기능 전용 도구를 이용한 상지 절단 장애인 대상의 사용성 평가를 진행하여 알고리즘의 상용화 가능성을 확인하였으며, 반복적인 평가를 통한 사용자의 적응과 높은 수행 능력을 확인하였다.

• **주제어** : 근전전동의수, 상태 전이, 다중 손동작 변환, 근전도, 상지 절단 장애인

Abstract Various types of assistive devices have been developed for upper limb amputees over the years, with myoelectric prosthesis particularly aimed at improving user convenience by enabling a range of hand gestures beyond simple grasping, tailored to the size and shape of objects. In this study, we developed a five-finger myoelectric prosthesis mimicking human hand size and finger movements, utilizing motor and worm gear mechanisms for stable and independent operation. Based on this, we designed a control system for independent finger control through electromyographic signal input, proposed a state transition-based hand gesture conversion algorithm by selecting representative eight hand gestures and defining conversion condition parameters. We introduced training and usability evaluation methods, and conducted usability assessments among upper limb amputees using dedicated tools, confirming the potential for commercial application of the algorithm and observing adaptive capabilities and high performance through iterative evaluations.

• **Key Words** : Myoelectric hand prosthesis, State transition, Multi-hand gestures conversion, Electromyography, Upper limb amputee

Received 21 June 2024, Accepted 27 June 2024

* **Corresponding Author** Se Hoon. Park, Advanced Prosthesis R&D, Korea Orthopedics and Rehabilitation Engineering Center, 26, Gyeongin-ro 10beon-gil, Bupyeong-gu, Incheon, Korea E-mail: mbb1020@comwel.or.kr

I. 서론

2023년 국내 등록장애인은 약 264만 명이며, 장애 유형 중 절단 장애, 관절 장애, 지체 기능장애로 인해 팔, 다리 등 기능에 영구적인 장애가 있는 지체장애인은 약 115만 명으로 약 43.7%를 차지한다[1]. 이러한 지체장애인의 신체를 보조하기 위해 과거부터 휠체어, 웨어러블 근력 보조 장치, 상하지 의지 등 다양한 장애인보조기가 개발되고 있다[2].

그중 상지 절단 장애인을 위한 대표적인 보조기기는 기능이 없는 미용 목적의 미관형 의수(그림 1 (a)), 물건을 걸거나 잡는 정도의 기능을 가진 후크형 의수(그림 1 (b)), 절단 잔존부 근육의 표면 근전도(Surface Electromyography, sEMG) 신호로 동작을 제어하는 근전동수의수(Myoelectric Hand Prosthesis, Myo Hand)가 있다[3,4]. Myo Hand는 1940년대부터 개발되어 물체를 잡거나 펴는 기능만 가능했던 3 손가락 Myo Hand(그림 1 (c))를 시작으로 최근에는 상황과 환경, 잡으려는 물체의 크기와 형태에 따라 다양한 손동작 변환이 가능한 5 손가락 Myo Hand(그림 1 (d))가 개발되고 있다 [5,6].



Fig. 1. Prosthetic hands for upper limb amputees

5 손가락 Myo Hand(5F-Myo Hand)를 상지 절단 장애인이 착용하여 다양한 손동작을 선택적으로 사용하기 위해서는 사용자의 생체 신호를 이용한 손동작 변환 제어가 필요하다. 이러한 제어 방법으로는 크게

두 가지로 특정 조건(표면 근전도 신호와 외부장치)을 입력하여 그 조건에 부합하는 상태로 전환하는 상태 전이 기반 모드 변환(Method Change Method, MCM)과 특정 손동작을 취했을 때 근육에서 발생하는 근전도 신호들의 패턴을 인공지능 학습을 통해 손동작을 분류하고 해당 동작으로 변환하는 방법(Myoelectric Pattern Recognition, MPR)으로 나뉜다[6].

첫 번째, MCM 제어를 이용하여 손동작을 변환하는 5F-Myo Hand는 대표적으로 Be-bionic(Ottobock), I-limb(Ossur), Tascka(UK) 등이 있으며, 제품마다 즉각적으로 사용할 수 있는 손동작 수와 변환을 위한 입력 파라미터(parameter)는 각기 다르다. Be-bionic hand는 14가지 손동작 중 8가지 동작을 저장하여 사용할 수 있으며, 변환을 위한 입력 파라미터는 의수 손등에 장착된 스위치, 엄지 위치 정보, 연속 근전도 패턴 신호 같은 변환 파라미터 조합을 통해 손동작을 변환한다 [7]. I-limb hand는 24가지 손동작을 제공하며, 그중 시작 모드를 제외하고 4가지 손동작을 저장하여 사용할 수 있다. 각 동작 모드에 매칭되는 4가지 근전도 패턴 신호 입력을 통해 해당 모드로 변환하는 방식이다. 추가로 IMU 센서를 이용한 팔 움직임 인식과 RFID 칩 인식을 통한 손동작 변환이 가능하다[8]. 마지막으로 Tascka hand의 경우 손동작마다 매칭된 변환용 버튼 조작을 통해 변환이 가능하다[9].

두 번째로, 최근 활발하게 연구되고 있는 MPR를 통한 손동작 변환은 손동작에 따라 발생하는 근전도 신호의 독립적인 특징 벡터를 추출하고, 인공지능 학습 모델을 활용하여 사용성을 높이기 위한 연구가 진행되고 있다. Li 등 (2022)는 다중 채널 합성곱 신경망(IMC-CNN)을 이용하여 표면 근전도(sEMG) 8채널에서 시간 영역과 주파수 영역 특성을 추출하여 10가지 손동작 인식 방법을 제안하였다[10]. Jo 등 (2024)는 8채널 근전도 센서를 이용하여 웨이블릿 변환(TQWT) 변환 기법을 사용하여 손동작의 특징을 추출하고, 이를 딥러닝 분류기(CNN)를 사용하여 시간 지연을 최소화한 실시간 15가지 손동작 인식 연구를 진행하였다[11]. Kim 등 (2022)는 8채널 근전도 센서를 이용하여 시간 영역의 특징 벡터를 선정하여 인공 신경망(ANN) 분류기를 이용하여 12가지 손동작 인식 연구를 진행하였다 [12]. Toro-Ossaba 등 (2022)는 4채널 근전도 센서를 이용하여 장기 단기 메모리 순환 신경망(LSTM-RNN) 모델로 5가지 손동작 인식 연구를 진행하였다[13].

이를 종합해 볼 때 MCM 기반 손동작 변환은 잡거나 펼 때 사용했던 기존 근전도 신호와 추가적인 조작 장치를 사용하여 5-8가지 손동작을 지원하고 안정적인 변환을 제공한다. 하지만 직관적인 동작 변환의 한계와 추가 조작 장치의 필요, 전체 변환 구조를 숙지해야 하는 불편함이 있다.

MPR 기반 손동작 변환은 직관적인 변환으로 높은 사용성과 MCM보다 상대적으로 많은 손동작(최대 15가지) 변환이 가능하다. 그러나 다양한 손동작 변환에 따라 분류 정확도를 높이기 위해 4채널 이상 다채널 근전도 센서가 필요하고, 그에 따라 데이터의 효율적 처리와 높은 분류 정확도를 위해 최적의 분류 모델 구현을 위한 추가 장치(On-device 장치 또는 Cloud 서버 필요)이 요구된다. 그리고 근육 피로, 전극 위치 변화, 땀 등에 의한 근전도 신호 측정의 불안정성과 절단부와 센서 전극의 접촉 문제로 인한 분류 성능 저하로 인한 안전성 문제, 두 손가락 집기와 세 손가락 집기 같은 유사한 손동작 분류에서는 낮은 정확도로 모든 손동작이 완벽히 분류되지 않는 한계, 다양한 근육 활용을 위한 장시간 훈련이 필요하다[14]. 이로 볼 때 현재로서는 MPR은 추가 연구가 필요하고, MCM 기반 개선된 손동작 변환이 실생활에서 안정적인 사용이 가능하다.

본 연구진은 과거 5F-Myo Hand와 손동작 변환 알고리즘에 대한 연구를 진행한 바 있으며, 본 논문에서는 과거 연구를 바탕으로 인간의 손과 유사한 크기의 개선된 5F-Myo Hand의 기구적 메커니즘을 소개한다[6]. 그리고 성능이 향상된 제어 시스템, 양팔 절단 장애인도 사용이 가능하도록 추가적인 조작 장치 없이 기존에 사용 중인 1채널의 근전도 신호와 전동의수의 엄지 위치 정보만으로 8가지 손동작을 변환할 수 있는 개선된 MCM 기반 변환 알고리즘에 대해 소개한다. 그리고 상지 절단 장애인 대상의 인간 대상 연구를 위한 훈련과 사용성 평가방법을 소개하고, 사용성 평가를 통해 제안한 알고리즘의 효용성에 대해 검증하여 제품화 연구에 대한 기반을 구축하려고 한다.

II. 5지 근전전동의수(5F-Myo Hand)

2.1 5F-Myo Hand 메커니즘

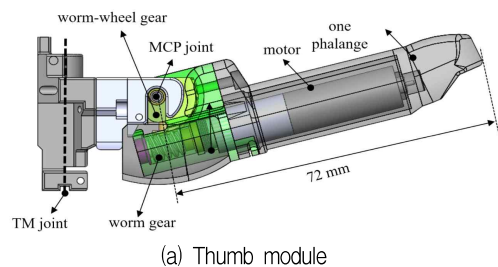
본 연구에서는 실제 사람 손 크기와 손가락 움직임의 해부학적 구조를 모사하여 5F-Myo Hand를 개발하

였다[15]. 사람 손가락의 굽힘/펼치는 관절 마디에 있는 근육 수축으로 인한 건(Tendons)의 당김에 의해 구현됨에 따라 근육의 역할로 모터, 건으로는 와이어를 사용한다.

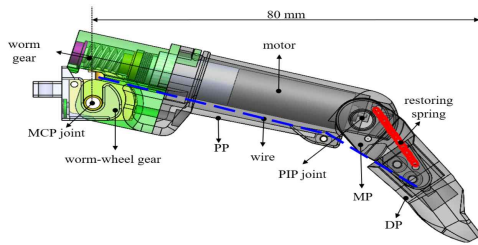
엄지 모듈은 다양한 크기와 여러 형태의 물체 파지를 위해 2 자유도로 굽힘/펼침(Flexion/Extension), 내전/외전(Abduction/Adduction) 동작이 가능하도록 하나의 마디(PP)와 두 개의 관절(MCP, TM)로 설계하였다(그림 2(a)). 굽힘과 펼 동작은 모터-웜기어(Worm Gear)의 역전방지 메커니즘을 통해 MCP 관절에서 구현되며, 내전과 외전 동작은 손바닥에 장착된 모터-웜기어 메커니즘에 의해 TM 관절에서 구현된다.

나머지 검지부터 소지까지 손가락 모듈은 1 자유도 굽힘/펼침이 가능하도록 설계하였다(그림 2(b)). 뼈마디 개념으로 3개의 수지골(손바닥을 기준으로 PP, MP, DP 순)로 구성하고, 마디 사이 각 관절(MCP, PIP, DIP)을 통해 굽힘과 펼 동작이 가능한 구조이다. 모터는 손가락 PP 내부에 장착되었고, 와이어는 웜휠 기어(Worm Wheel Gear)와 MP에 고정되었다. 손가락의 굽힘 동작은 MCP 관절의 모터-웜기어(Worm Gear)에 의해 PP가 굽혀지며, 이때 웜휠 기어에 고정된 와이어가 당겨져 MP와 DP가 동시에 굽혀진다. 손가락을 펴는 동작은 PP와 MP 사이에 장착된 복원 스프링(Restoring spring)에 의해 구현된다.

설계된 손가락 모듈을 이용하여 그림3과 같이 사람 손과 형상이 유사한 5F-Myo Hand를 설계하였다. 설계된 손의 전체 크기는 73mm x 164mm x 50mm(W x L x T)로 모듈 형태의 각 손가락은 독립적인 탈부착이 가능하고, 손가락 고정 너클(Knuckle), 손바닥뼈로 구성되어 있다. 나머지 손가락들은 사람 손의 형상과 같이 1.4도 간격을 가지도록 설계되었다. 손바닥뼈 내부에 장착된 자석과 두 개의 홀 센서를 이용하여 엄지 모듈의 외전/내전 동작에 따른 엄지 위치(대립/측면)를 확인할 수 있다.



(a) Thumb module



(b) Other fingers module

Fig. 2 5F-Myo Finger Module

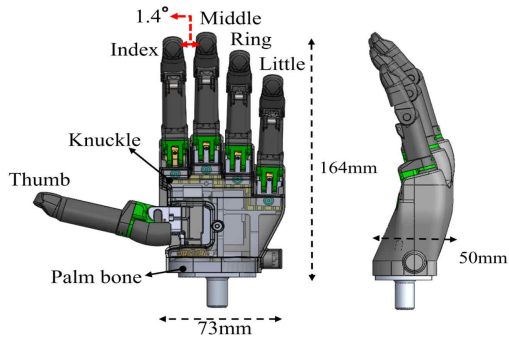


Fig. 3. 5F-Myo Hand

III. 5F-Myo Hand 제어 시스템

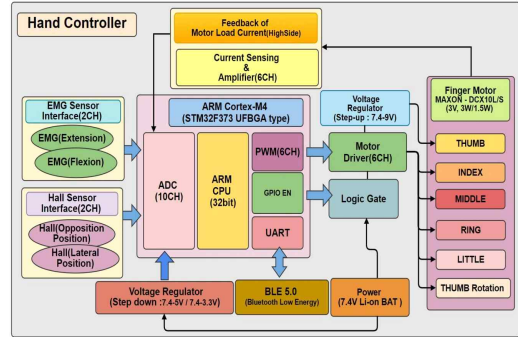
3.1 5F-Myo Hand 제어기

본 연구에서는 근전도 신호 입력을 통한 각 손가락의 독립적 구동을 위한 5F-Myo Hand 용 제어기 개발에 대한 내용이다. 제어기는 그림4(a)와 같이 실시간 고속 처리 및 저전력 구동을 위해 Cortex-M4 마이크로프로세서(STM32F373, STMicroelectronics, Switzerland) 기반으로 모터부, 센서부, 전원부, 통신부로 구성된다.

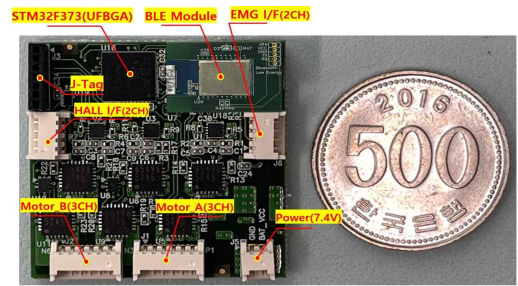
첫 번째, 모터부는 엄지와 나머지 4개 손가락 내부에 있는 모터(DCX10L/S, Maxon Motor, Switzerland) 구동을 통한 독립적인 손가락 동작(굽힘/펼)과 엄지 회전을 위한 6채널 모터 드라이버로 구성된다[16].

두 번째, 센서부는 절단부 전완근의 굴곡과 신전 동작 시 발생하는 근전도 신호를 측정하는 자체 개발한 근전도 센서(2채널), 엄지 회전에 따른 대립/측면 위치 확인을 위한 2채널 홀 센서(DRV5056 Unipolar Hall, TI, USA) 인터페이스, 각 손가락 모터 구동 시 발생하는 부하 전류를 측정하여 굽힘/펼 동작을 인식하기 위한 전류 센싱 인터페이스로 구성된다[17]. 세 번째, 전원부는 7.4V(NP-400, JT-One, KOREA) 리튬 이온 배터리를

주 전원으로 사용하고, 각 IC 공급 전원에 필요한 3.3V, 5V 전원으로 변환하는 전원부, 모바일 앱과 통신을 위한 저전력 블루투스 5.0(BOT-CLE310, ChipSen, KOREA)으로 구성된 통신부로 구성된다[18]. 그림4(b)는 기구부에 장착되는 제어기 실물을 나타낸다.



(a) Block diagram of controller



(b) 5F-Myo Hand controller

Fig. 4. Composition of the 5F-Myo Hand controller

3.2 8 손동작 선정

다음은 변환 알고리즘에 적용할 8가지 손동작 선정에 대해 설명한다. 실제 정상인은 엄지손가락의 외전/내전에 따라 33가지의 명확하게 구분된 손동작을 구현할 수 있다[19]. 이를 바탕으로 3F-Myo Hand를 사용하고 있는 상지 절단 장애인 5명의 의견을 반영하여 일상생활에서 사용 빈도가 높고, 필요로 하는 대표 8가지 손동작을 최종 선정하였다. 그림 5는 최종 선정된 8가지 손동작(파워 그림, 정밀 그림, 특수 그림)을 나타낸다. 8가지 손동작에는 사용 빈도가 가장 높은 5 손가락 모두 구동하여 크고 무거운 물체를 잡는 파워 그림 동작에 속하는 원통형 그림(Cylindrica grip), 구형 그림(Spherical grip)을 선정하였다. 그리고 정교한 파지 동작을 위한 정밀 그림에 엄지와 검지를 이용한 2 손

가락 손끝 집기(Tip Pinch grip), 엄지와 검지, 중지를 이용한 3 손가락 집기(Tripod Grip), 카드 또는 종이 같은 얇은 물체, 볼펜 등을 잡을 때 사용하는 측면 그립(Lateral grip)과 열쇠 그립(Key grip)을 선정하였다.

특수 그립으로는 가방 손잡이나 무거운 물체를 걸 때 사용하는 갈고리 그립(Hook grip), PC 사용을 위한 마우스 그립(Mouse grip)을 선정하였다.



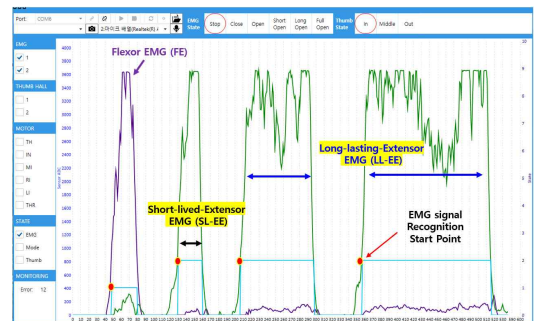
Fig. 5. Selection of 8 hand gestures

3.3 상태 전이 조건 파라미터 선정과 손동작 변환 알고리즘

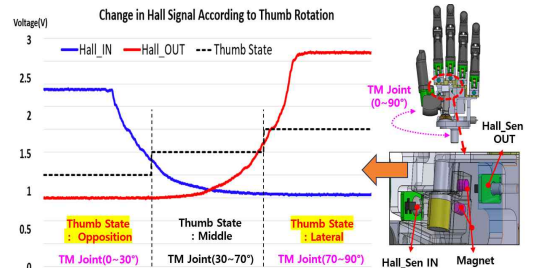
먼저 8가지 손동작 선정을 바탕으로 상태 전이 조건에 사용할 파라미터 선정에 대해 설명한다. 기존 상품 제품에는 손동작 변환의 조건 파라미터 중 하나로 전완부의 굴곡근(Flexor Digitorum, FD)과 신전근(Extensor Digitorum, ED)의 동시 수축을 통해 발생하는 근전도 동시 신호(Co-Contraction EMG)를 많이 사용하지만, Myo Hand 굽힘/펼 동작에 사용되는 근전도 제어 신호와의 중복성, 인식 속도 지연, 상지 절단 장애인이 동시 신호를 발생시키는데 잔존부에 상당한 힘을 줘야 하는 어려움, 신호 발생이 정상적으로 발생하지 않음에 따른 오동작의 위험성이 있다. 이제 따라

변환 조건에서 제외하고, 절단 장애인이 힘들지 않고 의도에 따라 정확히 입력할 수 있는 독립적인 제어 신호이며, 기존에 손가락을 펴는 동작 제어 신호로 사용하고 있는 신전근 발생 근전도(ED EMG) 신호와 실제 손동작에서 명확하게 구분되는 엄지의 위치 정보를 상태 전이 변환의 조건 파라미터로 사용한다.

선정한 2가지 조건 파라미터를 이용하여 8가지 모드의 상태 전이를 위해 2가지 엄지 위치 대립(Opposition, Opp)/측면(Lateral, Lat) 조건, 2가지 ED EMG 유지시간 조건으로 세분화한다. 엄지 위치 상태를 조건으로 사용하기 위해 홀 센서를 이용하여 엄지 회전 이동에 따라 그림 6(b)와 같이 대립($0 \sim 30^\circ$), 측면($70 \sim 90^\circ$) 상태로 구분한다. EMG 유지시간이란 근육 수축에 따른 근전도 신호 발생 시 설정한 임계치 이상 유지된 시간 조건으로 사용하는 방법으로, 예를 들어 그림 6(a)와 같이 근전도 신호가 일정 시간 미만으로 짧게 유지됨(Short-lived-Extensor EMG, SL-EE)과 일정 시간 이상으로 길게 유지(Long-lasting-Extensor EMG, LL-EE)되었을 경우를 조건으로 사용한다.



(a) EMG signals used as control signals



(b) Thumb position conditions using a Hall sensor

Fig. 6. Conditional Parameters for State Transitions

다음은 앞서 설명한 8가지 손동작과 선정한 변환 조건 파라미터를 바탕으로 상태 전이 기반 손동작 변환 알고리즘에 대해 소개한다.

2종류의 변환 조건 파라미터를 세분화하여 손동작 변환을 위한 제어 신호로 사용하여 각각의 손동작 모드(Power Grasping, Precision Grasping A/B, Specialized Grasping Mode)를 구성한다.

이러한 변환 조건을 조합한 동작 변환은 그림7과 같이 8가지 동작을 크게 엄지 위치가 대립(Opp) 또는 측면(Lat) 상태인 손동작으로 정의하여 엄지 Opp 상태는 Power Grasping Mode와 Precision Grasping Mode A, 엄지 Lat 상태는 Specialized Grasping Mode와 Precision Grasping Mode B 손동작 군으로 선정하여 8가지 동작을 4가지씩 분류한다. 사용 안전성과 손동작 변환 후 5F-Myo Hand의 독립적인 파지/펼 동작 제어를 위해 모든 변환은 5 손가락이 모두 펴진 상태(Fully Open Hand, FOH)에서만 가능하다. 각각 분류된 4가지 손동작을 신전근 근전도의 짧은 유지(SL-EE, 유지시간 2.5s 이하)에 따라 변환이 가능하도록 다시 2가지 동작씩(Power Grasping Mode / Precision Grasping A 또는 Specialized Grasping Mode / Precision Grasping B) 구분한다. 이렇게 동일한 엄지 위치와 특정 Grasping Mode에 해당하는 2가지 손동작을 각 세부 Mode(예를 들어 Mode O1, Mode O2)로 정의하여 신전근 근전도 길게 유지(LL-EE, 유지시간 2.5s 이상) 입력을 통해 세부 Mode를 상호 변환할 수 있는 구조이다. 세부 Mode 상태에서 굴곡근 근전도(Flexor EMG, FE) 입력에 따라 파지 동작이 수행되며, LL-EE를 입력하면 FOH 상태로 다시 복귀할 수 있다. 표 1은 변환 조건 입력에 따른 해당 8가지 손동작 모드를 나타낸다.

Table 1. 8 types of hand gestures based on input conditions

Thumb Position	Input EMG Pattern		Hand Motion mode	
	SL-EE	LL-EE		
Opposition (Opp)	No	No	Power Grasping Mode	Mode O1 (Cylindrical)
	No	YES		Mode O2 (Spherical)
	YES	No	Precision Grasping Mode A	Mode O3 (Tip pinch)
	YES	YES		Mode O4 (Tripod)
Lateral (Lat)	No	No	Specialized Grasping Mode	Mode L1 (Mouse)
	No	YES		Mode L2 (Hook)
	YES	No	Precision Grasping Mode B	Mode L3 (Lateral)
	YES	YES		Mode L4 (Key)

예를 들어 전원을 인가하면 8가지 동작 중 시작 mode O1인 손가락이 모두 펴진 상태(FOH)에서 시작한다. 전완부 굴곡근에서 발생하는 근전도 신호 FE 입력하면 Cylindrical grip 동작을 수행하며, 만약 Cylindrical grip 동작에서 Tip Pinch grip으로 변환할 경우 근전도 신호 SL-EE 입력을 통해 mode O1인 손가락이 모두 펴진 상태로 복귀한 후 SL-EE를 입력하면 mode O1과 대응하는 mode O3로 상태가 전이되며, FE 입력하면 Tip Pinch grip으로 변환된다. 그리고 Tip Pinch grip에서 Hook grip으로 변환을 위해서는 LL-EE 입력하여 mode O3로 복귀한 후 손가락이 모두 펴진 상태에서 엄지를 Lateral 위치로 자동 또는 수동으로 이동하면 mode L3 상태로 전이되고, SL-EE 입력 후 LL-EE 입력하여(또는 LL-EE 입력 후 SL-EE 입력) mode L2로 이동 후 FE 입력하여 Hook grip 동작을 수행한다. 마지막으로 Hook grip에서 Key grip으로의 변환할 경우 LL-EE 입력하여 mode L2로 복귀 후 SL-EE 입력 후 PEM 입력하여(또는 LL-EE 입력 후 SL-EE 입력) Key grip 동작을 수행한다.

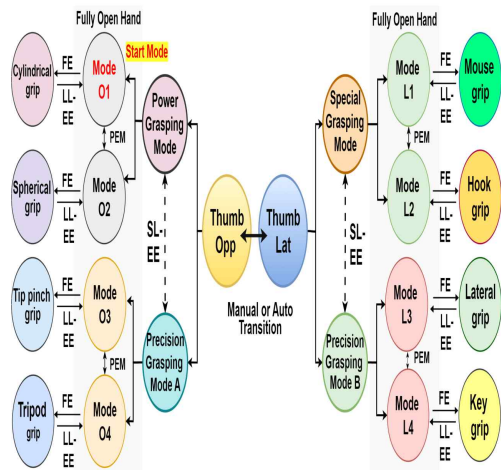


Fig. 7. State Transition Diagram for 8 Hand Gestures Conversions

IV. 5F-Myo Hand 인간 대상 연구

4.1 훈련 및 사용성 평가 방법

다음은 제안한 손동작 변환 알고리즘과 5F-Myo

Hand를 이용하여 상지 절단 장애인 대상의 훈련과 사용성 평가방법에 대해 소개한다. 그림8은 상지 절단 장애인이 훈련 및 사용성 평가에서 착용할 소켓이 장착된 전동의수 실물을 나타낸다. 소켓 내부의 근전도 센서(2CH)는 사전에 근전도 신호 측정 위치를 선정한 후 배치하였다. 배터리는 충전을 위해 탈부착이 용이하도록 소켓 상부에 배터리 장착부가 위치하며, 전원 버튼은 소켓 손목 부분에 설치하였다.

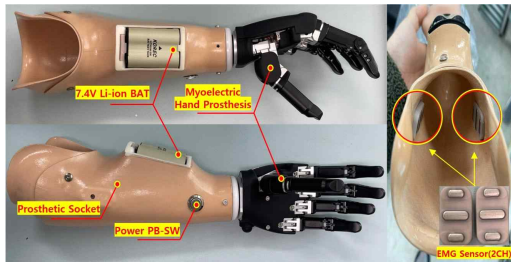
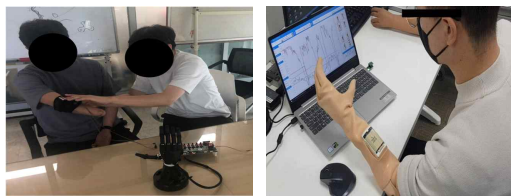


Fig. 8. Developed 5-finger myoelectric prosthesis hand

사용성 평가에 앞서 피험자가 손동작 변환 사용법을 익히기 위해 알고리즘 교육 훈련을 진행한다. 훈련은 총 2단계로 진행되며, 1단계는 그림9(a)와 같이 작업치료사 입회하에 피험자에게 사용법을 교육하고 피험자의 근전도 신호 발생 강도에 따라 센서 증폭률을 세팅한다. 그리고 손동작을 순차적으로 구현하는 훈련을 진행하면서 알고리즘의 구조와 변환 조건 신호 입력 방법을 설명하고, 피험자가 정상적으로 모두 이해했는지 확인하기 위해 초기 동작부터 전체 손동작을 직접 구현해 보는 훈련을 진행한다.

1단계 교육 훈련이 종료되면, 2단계 피험자 자가 학습의 개념으로 자체 개발한 전동의수 훈련 전용 PC GUI 애플리케이션을 이용하여 근전도 신호 발생, 엄지 위치 정보와 현재 손동작 상태를 확인하며 훈련자가 의도한 동작이 정상적으로 구현되었는지 확인하며 조작방법을 익히는 2단계 훈련을 진행한다(그림9 (b)).

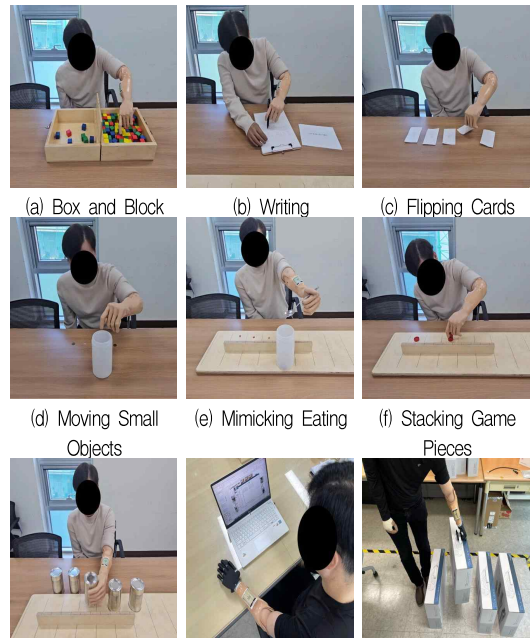


(a) Training Stage 1 (b) Training Stage 2

Fig. 9. Hand gestures training for upper limb amputee

모든 훈련 과정이 완료되면, 손 재활 및 일상생활 적응 평가에 사용하는 박스 앤 블록(Box and Block, BB)과 잭슨 앤 테일러 손기능(Jebesen-Taylor Hand Function, JTHF) 전용 도구를 이용하여 도구 사용에 적합한 특정 손동작으로 변환하여 목표 동작을 수행하는 사용성 평가를 진행한다[20,21].

평가방법으로 첫 번째, BB 테스트는 Precision Grasping Mode A로 변환하여 60초 동안 한 구획의 블록을 다른 구획으로 옮기는 개수를 측정한다. 두 번째, 일상생활 대상의 손기능을 평가하는 JTHF로 짧은 문장 쓰기, 카드 뒤집기(5장), 작은 물체 옮기기(동전 5개), 먹는 흉내 내기(콩 5개), 장기 말 쌓기(장기 말 4개), 크고 가벼운/무거운 물체 잡기(캔 6개)와 같은 동작을 수행하여 완료 시간을 측정한다. 짧은 문장 쓰기의 경우 초기 동작에서 Key grip, 카드 뒤집기는 Spherical grip, 작은 물체 옮기기는 Tip Pinch grip, 먹는 흉내 내기는 Lateral grip, 장기 말 쌓기는 Tripod grip, 크고 가벼운/무거운 물체 잡기는 Cylindrical grip으로 변환한 후 동작을 수행하도록 한다. Hook grip과 Mouse grip은 동작 목적에 맞는 추가 도구를 사용하여 Hook grip은 쇼핑백(4개) 걸어서 들기, Mouse grip은 마우스 잡고 PC 사용하기(폴더 열고/닫기) 평가 항목을 추가하여 사용성 평가를 진행하였다.



(a) Box and Block (b) Writing (c) Flipping Cards (d) Moving Small Objects (e) Mimicking Eating (f) Stacking Game Pieces (g) Grasping Objects (h) Using a Mouse (i) Hanging Objects

Fig. 10. Human subject research utilizing tools

4.2 인간 대상 연구를 통한 사용성 평가

앞서 설명한 평가방법으로 인간 대상 연구를 진행하였다. 사용성 평가는 시작 모드(Cylindrical grip) 상태에서 손기능 도구 사용을 위한 목표 손동작으로 변환 후 평가를 시작하고, 정상 변환, 수행 완료 시간, 60s 동안 옮긴 블록의 개수를 측정하는 방식으로 진행하였다.

기존 3F-Myo Hand를 사용하고 있는 절단 장애인(남성)을 대상으로 그림10과 같이 JTHF 테스트부터 BB 테스트까지 총 5회, 평가마다 사전 연습을 1회 수행 후 사용성 평가를 진행하였다. 짧은 문장 쓰기의 경우 목표 손동작(Key)으로 변환하는데 많은 변환단계로 인해 1에서 3회차까지 연습과 평가에서 변환이 한 번에 이루어지지 않았지만, 4회차부터 정상적으로 변환하였으며, 수행시간도 빨라졌다. 카드 뒤집기(목표 손동작 Spherical grip)는 변환 과정이 간단하여 피험자의 실수(2회차)를 제외하곤 문제없이 변환하였으며, 수행 완료 시간에 큰 변화는 없었다.

작은 물건 옮기기(Tip Pinch grip)는 초기 연습 과정에는 적응이 필요했으며, 작은 쿵을 집어서 통에 넣는 동작으로 쿵을 집는 과정이 힘들고, 집은 후에도 놓치는 경우가 빈번하여 완료 시간이 오래 걸리고 회차가 증가해도 쉽게 적응이 어려운 것을 보였다. 먹는 흉내 내기(Lateral grip)의 경우에도 여러 변환 과정이 필요하여 1, 2회차 연습에 오류가 있었지만, 이후에는 정상적인 변환 후 수행 완료 시간이 단축되는 것을 확인하였다. 장기 말 쌓기(Tripod grip)는 전 회차 정상적으로 변환하였으며, 1회차 적응과 3회차 쌓인 장기 말이 쓰러져 다시 쌓은 경우를 제외하고 완료 시간에는 큰 변화가 없었다.

크고 가벼운/무거운 물건 옮기기(Cylindrical)는 변환 과정이 없는 시작 동작으로 연습과 평가에서 큰 차이가 없이 빠르게 수행을 완료하였다. 물건 걸어서 들기(Hook grip), PC 사용(Mouse) 테스트 또한 초기 연습에서의 실수를 제외하고 변환에 문제가 없었으며, 회차가 증가할수록 완료 시간이 단축되었다. 마지막으로 박스 앤 블록 테스트의 경우에도 변환에 문제가 없었으며, 회차 증가에 따른 적응으로 옮긴 블록의 개수가 증가하는 것을 확인할 수 있었다. 이러한 훈련과 사용성 평가에 대한 인간 대상 연구는 재활공학연구소 기관생명윤리위원회 IRB 승인[REIR-IRB-231128] 후 수행되었다.

V. 결론

본 논문에서는 사람의 손 크기와 손가락의 움직임 구조를 모사한 5F-Myo Hand 메커니즘과 손동작 변환을 위한 제어 시스템에 소개하였다. 개발한 Myo Hand는 모터와 워 기어의 역전방자 구동 메커니즘 적용을 통해 다섯 손가락이 안정적이고 독립적으로 구동되도록 개발하였다. 제어 시스템에는 Cortex-M4 기반 Hand 제어기, 대표 8가지 손동작 선정, 엄지 위치 정보와 신전근 근전도 입력 유지시간을 변환 조건 파라미터로 사용한 상태 전이 기반 손동작 변환 알고리즘을 설명하였다. 그리고 손동작 변환에 대한 훈련과 사용성 평가 방법에 대해 제안하고, 이를 바탕으로 상지 절단 장애인 대상의 사용성 평가를 진행하였다. 평가 결과 여러 변환 과정이 필요한 동작을 제외하고 회차를 거듭할수록 변환에 적응하였으며, 수행 완료 시간, 블록 옮긴 개수 같은 수행 능력에도 효과가 있는 것을 확인하였다. 향후 피험자를 늘려 추가 데이터를 확보하여 제어 시스템의 개선 사항 도출, 손동작 다양화와 같은 편의성 향상에 대해 연구하고자 한다.

Table 2. 8 types of hand gestures based on input conditions

테스트 항목 (목표 손동작)		회차별 측정 시간(s) (정상 변환 유무 o/x)				
		1	2	3	4	5
짧은 문장 쓰기(Key)	연습	78(x)	83(o)	62(x)	61(o)	56(o)
	평가	81(o)	77(x)	52(x)	49(o)	43(o)
카드 뒤집기 (Spherical)	연습	46(o)	35(x)	38(o)	33(o)	36(o)
	평가	38(o)	33(o)	29(o)	29(o)	30(o)
작은 물건 옮기기 (Tip Pinch)	연습	69(x)	72(x)	88(o)	77(o)	64(o)
	평가	77(o)	81(o)	93(o)	61(o)	80(o)
먹는 흉내 내기 (Lateral)	연습	47(x)	45(x)	39(o)	39(o)	35(o)
	평가	44(x)	40(o)	37(o)	34(o)	34(o)
장기 말 쌓기 (Tripod)	연습	42(o)	43(o)	31(o)	31(o)	30(o)
	평가	39(o)	28(o)	58(o)	25(o)	22(o)
크고 가벼운 물건 옮기기 (Cylindrical)	연습	19(-)	17(-)	18(-)	16(-)	18(-)
	평가	17(-)	18(-)	15(-)	19(-)	16(-)
크고 무거운 물건 옮기기 (Cylindrical)	연습	20(-)	18(-)	16(-)	13(-)	16(-)
	평가	16(-)	13(-)	15(-)	14(-)	13(-)
물건 걸어서 들기(Hook)	연습	24(o)	22(x)	21(x)	25(o)	22(o)
	평가	20(o)	20(o)	24(o)	23(o)	24(o)
PC사용하기 (Mouse)	연습	30(o)	22(o)	19(o)	23(o)	22(o)
	평가	33(x)	26(o)	26(o)	19(o)	20(o)
		옮긴 블록 개수(정상 변환 유무 o/x)				
		1	2	3	4	5
박스 앤 블록 (Tip Pinch)	연습	14(o)	16(o)	22(o)	23(o)	22(o)
	평가	15(o)	18(o)	21(o)	22(o)	20(o)

ACKNOWLEDGMENTS

본 연구는 정부(과학기술정보통신부, 산업통상자원부, 보건복지부, 식품의약품안전처)의 재원으로 범부처 전주기의료기기연구개발사업단의 지원을 받아 수행된 연구임(과제고유번호 : RS-2023-KD00238176).

REFERENCES

- [1] Ministry of Health and Welfare. 2023. Registration status of persons with disabilities, <http://www.mohw.go.kr/>.
- [2] J. S. Woo, K. Lionel, S. J. Jung, and W. Y. Chung, "Configuration and Application of a deep learning-based fall detection system," *Journal of the Korea Institute of Convergence Signal Processing*, vol. 24, no.4, pp. 213-220, 2023, doi:10.23087/jkicsp.2023.24.4.006.
- [3] Smit. G, Plettenburg, D. H, "Efficiency of voluntary closing hand and hook prostheses," *Prosthetics and Orthotics International*, vol. 34, no. 4, pp. 411-427, 2010, doi:10.3109/03093646.2010.486390.
- [4] S. G. Kim, B. K. Hong, et al., "Development of a hand prosthesis with a heating system to prevent residual limb pain for upper limb amputee," *Journal of Rehabilitation Welfare Engineering & Assistive Technolog*, vol. 17, no. 4, pp. 339-349, 2023. doi:10.21288/resko.2023.17.4.339.
- [5] S. H. Park, B. K. Hong, J. K. Kim, E. P. Hong, and M. S. Mun, "Development of the myoelectric hand with a 2 DOF auto wrist module," *Journal of Institute of Control, Robotics and Systems (in Korean)*, vol. 17, no. 8, pp. 824- 832, 2011, doi:10.5302/J.ICROS.2011.17.8.824.
- [6] S. Y. Jung, S. G. Kim, D. J. Jang, S. K. Kim, S. H. Park, and J. H. Kim, "Development of the Multi-DOF myoelectric hand prosthesis with the intuitive control algorithm," *Journal of the Korean Society for Precision Engineering*, vol. 37, no. 2, pp. 139-147, 2020, doi:10.7736/JKSPE.019.083.
- [7] Ottobock, Be-Bionic Technical manual, UK, 2017.
- [8] I-limb, <https://www.ossur.com/en-us/prosthetics>.
- [9] TASKA, <https://www.taskaprosthetics.com/>.
- [10] J. Li, et al., "Hand gesture recognition based improved multi-channels CNN architecture using EMG sensors," *Journal of Intelligent & Fuzzy Systems*, vol. 43, pp. 643-656, 2022, doi:10.3233/JIFS-212390.
- [11] Y. U. Jo, et al., "Wavelet Transform as Pre-processing for EMG-based Hand Gesture Recognition Suitable for Actual User-environment," *Journal of The Institute of Electronics and Information Engineers*, vol. 61, no. 4, pp. 63-70, 2024, doi:10.5573/ieie.2024.61.4.63.
- [12] J. M. Kim, et al., "sEMG-Based Hand Posture Recognition and Visual Feedback Training for the Forearm Amputee," *MDPI*, vol. 22, no. 20, 2022, doi:10.3390/s22207984.
- [13] A. Toro-Ossaba, et al., "LSTM Recurrent Neural Network for Hand Gesture Recognition Using EMG Signals," *MDPI*, vol. 12, no. 19, 2022, doi:10.3390/app12199700.
- [14] T. Triwiyanto, et al., "Deep Convolution Neural Network to Improve Hand Motion Classification Performance Against Varying Orientation Using Electromyography Signal," *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, vol. 25, pp. 1289-1301, 2024, doi:10.3390/app12199700.
- [15] Z. Brian, R. Dora, S. Robert, "Flexor Pulley System: Anatomy, Injury, and Management," *In Journal of Hand Surgery*, vol. 39, no. 12, pp. 2525-2532, 2014, doi:10.1016/j.jhsa.2014.06.005.
- [16] Maxon, DCX10, <https://www.maxongroup.com>.
- [17] TEXAS INSTRUMENTS, DRV5056 Unipolar Hall Effect Sensor datasheet, 2020.
- [18] CHIPSEN, User Manual BOT-CLE310, 2019.
- [19] F. Stival, S. Michieletto, M. Cognolato, E. Pagello, H. Müller, and M. Atzori, "A quantitative taxonomy of human hand grasps," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 16, no. 1, pp. 1-17, 2019, doi:10.1186/s12984-019-0488-x.
- [20] N. Ladha, G. Gaidhani, "Assessment of Hand Function in Post Stroke Patients Using 'Jebsen Taylor Hand Function Test' ," *Indian Journal of Physiotherapy and Occupational Therapy* vol. 15, no. 4, pp. 97-101, 2021, doi:10.37506/ijpot.v15i4.16506.

[21] S. M. Cho, W. S. Kim, N. J. Paik, H. W. Bang, "Upper-Limb Function Assessment Using VBTTs for Stroke Patients," IEEE Computer Graphics and Applications, vol. 36, no. 1, pp. 70-78, 2016, doi:10.1109/MCG.2015.2.

저자소개

김 승 기 (SEUNG-GI KIM)



2018년 2월 : 경북대학교
전자공학부(공학석사)
2018년 3월~현재 : 근로복지공단
재활공학연구소 연구원
2020년 3월~현재 :
한국기술교육대 전자공학부 박사
수료
관심분야 : 임베디드 시스템,
의수/대퇴의지 제어

신 현 준 (HYUN-JUN SHIN)



2015년 2월 : 한국과학기술원
기계공학과(공학박사)
2015년 3월~현재 : 근로복지공단
재활공학연구소 책임연구원
관심분야 : 의지, 유압 시스템,
뼈 및 연골의 생체역학

김 경 호 (KYOUNG-HO KIM)



2006년 2월 : 경북대학교
전자공학부(공학석사)
2011년 3월~현재 : 경북대학교
전자공학부 박사 수료
2006년~2018년 :
대구기계부품연구원 선임연구원
2018년~현재 : 한국로봇융합연구원
책임연구원
관심분야 : 로봇 시스템 제어

정 성 윤 (SUNG-YOON JUNG)



2022년 2월 : 인하대학교
기계공학과(공학박사)
2010년 3월~현재 : 근로복지공단
재활공학연구소 전임연구원
관심분야 : 재활로봇 공학,
의수 및 의지 로봇 설계

박 세 훈 (SE-HOON PARK)



2006년 8월 : 경북대학교
전자공학부(공학박사)
2006년 8월~2024년 5월 :
근로복지공단 재활공학연구소
연구위원
2024년 5월~현재: 근로복지공단
재활공학연구소 소장
관심분야 : 상하지 의지 제어
시스템, 생체 신호 제어

홍 범 기 (BEOM-KI HONG)



2017년 2월 : 인천대학교
기계공학과(공학석사)
2018년 3월~현재 : 근로복지공단
재활공학연구소 연구원
관심분야 : 재활공학, 상하지 의지
기구 설계