

부분 손 절단자를 위한 프로토타입의 손목 회전 모듈 디자인 제안과 상지 움직임의 영향 분석

Design and Analysis of a Wrist Rotation Module Prototype for Partial Hand Amputees: Effects on Upper Limb Movement

최서영¹·조원우²·김기훈[†]

Seoyoung Choi¹, Wonwoo Cho², Keehoon Kim[†]

Abstract: Most partial hand amputees experience limited wrist movement, which hinders the efficient functioning of upper limb, affecting hand-to-use coordination and the usability of the prosthetic hand. This limitation can lead to secondary musculoskeletal issues due to repetitive compensatory movement patterns. However, current partial hand prosthetic lack rotational wrist movement due to challenges in accommodating various hand shapes and limited space. In our study, we proposed a prosthetic hand with a wrist rotation module for partial hand amputees, aiming to reduce compensatory movement. To validate the proposed wrist rotation module, we conducted motion analysis during reach-to-grasp task. Furthermore, during the Jebsen-Taylor hand function test, we evaluated both the effect on upper limb movement and the usability of the prosthetic hand, comparing configurations with and without the wrist rotation module. The results showed that the prosthetic hand equipped with rotational wrist movements reduces compensatory movements and promotes efficient upper limb movement patterns. This finding highlights the value of incorporating a wrist rotation module in prosthetic hands to improve upper limb movement for partial hand amputees.

Keywords: Partial Hand Amputation, Wrist Joint, Double Parallelogram Mechanism, Upper Limb Movement, Motion Analysis, Hand Function, Compensatory Movement, IMU Sensor

1. 서 론

상지 절단자 중 손(hand)/부분 손(partial hand) 절단자는 90%의 비중으로 가장 높다^[1]. 절단(amputation)은 다양한 원인, 외상이나 말초혈관질환, 만성 염증 및 감염 때문에 발생하

며, 손상이 회복 불능의 상태이거나 연결된 다른 부위에 치명적인 손상을 초래할 경우 의료인의 판단 하에 뼈의 연속성을 단절시키기 위해 시행한다^[1,2].

손은 일상 및 사회생활에 필수적인 기능을 담당하는 기관으로, 절단으로 인한 영구적인 손실은 일상생활의 제한을 초래하며 이로 인해 개인의 삶의 질이 저하되는 문제가 발생한다^[2,3]. 이를 개선하기 위해 대부분의 절단자들은 일상생활의 복귀를 위해 소실된 손의 모양과 기능을 재건할 수 있는 맞춤형 의수를 제작하여 사용한다^[3,4].

손 의수는 손의 형태와 기능을 복원하기 위한 보조장치로, 과거에는 주로 심미적인 목적으로 제작되었다^[4]. 하지만 최근 기술 발전 덕분에 능동적으로 작동하며 복잡한 손의 기능과 사용자 편의성을 중심으로 개발된 전동 의수가 주목받고 있다^[5-8]. 부분 손 절단자들의 일상 및 사회생활로의 복귀를 위해 다

Received : Aug. 14. 2023; Revised : Nov. 15. 2023; Accepted : Nov. 16. 2023

※ This work was supported by the National Research Foundation of Korea (NRF) grant funded by the Korea government (MSIT) (No.2022M3C1A3081359)

1. Post-Doctoral Researcher, POSTECH, Gyeongbuk 37673, Korea (sychoi10@postech.ac.kr).

2. Mechanical Engineer, Hyundai Rotem Company, Uiwangsi, Gyeonggi-do, Korea (wonoo33@hyundai-rotem.co.kr)

† Associate Professor, Corresponding author: Mechanical Engineering, POSTECH, Gyeongbuk 37673, Korea, and also with the Institute for Convergence Research and Education in Advanced Technology, Yonsei University, 50 Yonsei-ro, Seoul 03722, Korea (khk@postech.ac.kr).

양한 소재와 구동 방법을 연구하거나 개발하고 있다. 현재까지는 주로 복잡한 손의 모양을 구현하거나 의수의 구동 방식을 개발 및 발전하는 방향으로 진행되고 있다¹⁶⁻²¹.

하지만 이러한 손 의수의 지속적인 발전에도 불구하고 실제 손 의수 사용성은 갈수록 낮아지고 있는 실정이다^{13,13-15}. 손 의수의 낮은 사용성의 원인으로는 손목의 제한된 움직임과 불편함, 이로 인해 발생하는 이차적인 근골격계 손상이 언급되고 있다¹³. 특히, 제한된 손목움직임을 보상하기 위해 과도한 어깨 관절 움직임이 발생되고 어깨충돌 증후군과 같은 문제를 야기하여 일상생활의 불편함을 증가시킬 수 있다^{13,14}.

제한된 손목 움직임으로 인한 이차적인 근골격계 손상을 이해하기 위해서는 손과 손목의 기능해부학적 특성을 이해할 필요가 있다². 손은 팔의 끝에 손목으로 연결되어 움직임의 최종적인 목적을 완료하게 되는데, 손이 적절한 방향에 위치하도록 조정하는 것이 손목 관절의 역할이다². 제한된 손목 움직임, 특히 손목 회전이 제한될 경우 상지 내의 다른 관절이 이를 보상하기 위해 과도하게 사용된다. 이를 고려할 때, 손 또는 부분 손 의수는 손의 구조와 형태 뿐 아니라 상지와 조화로운 움직임으로 사용성을 높이고 보상 움직임을 줄임으로 상지 움직임의 손상도 예방할 수 있어야 한다^{2,15}.

최근 연구에 따르면, 장기간 사용되어야 하는 의수의 기능성을 고려할 때, 상지의 과도한 보상 움직임을 줄이고 손의 기능성을 향상시키기 위해 손목 의수의 적용이 중요하다는 것이 강조되고 있다¹⁴⁻¹⁷. 기존 연구¹⁶에 따르면, 손목 의수의 존재 유무가 손의 민첩성(dexterity)와 큰 연관성을 가진다는 결과가 나왔다. Southampton hand assessment procedure (SHAP)로 일상생활의 손 동작을 분석했을 때, 손목 의수가 있을 경우 상지의 움직임이 더욱 효율적이라는 결과가 도출되었다. 또한, 손목과 손 의수 사용 시 상지 전체 움직임에 대한 연구가 있었으며¹⁷, 해당 연구에서는 동작분석기를 통해 손목과 손 의수 사용 동안의 움직임을 실시간으로 추적하였다. 그 결과, 제한된 자유도 때문에 보상 움직임이 발생했으며, 특히 손목의 제한된 움직임이 어깨에 큰 영향을 미친다는 사실을 확인하였다. 그러나 현재까지 진행된 연구는 모두 건강한 성인 남녀를 대상으로 절단자의 움직임을 모사하여 진행되었으며, 실제 절단자와 상지 움직임을 비교한 연구는 이루어지지 않았다.

손 의수에 손목을 적용한 경우는 상업적으로 개발된 DEKA arm¹⁸, Bionic arm¹⁹ 등이 있으며, 연구적으로도 개발되고 있다²⁰. 하지만 손목의 중요성이 명확한 것에 비해 현재까지 손목의 움직임을 모사한 의수의 개발은 미비할 뿐 아니라 부분 손 절단 환자의 손 의수 또한 손의 해부학적 복잡성으로 인해 연구가 부족한 실정이다. 현재까지 개발된 손목 의수는 주로 상완절단(transhumeral)이나 요골절단(transradial) 환자위주로 비교적 규칙적인 변으로 절단이 된 경우에만 적용 가능하도록

개발되었다¹⁶⁻²⁰.

의수의 경우 구동하는 방식과 무게 등의 이슈도 중요하지만, 부분 손 절단자에게 적용 가능한 손목과 손 의수 개발은 없었다. 본 연구팀은 이전에 Re-fill²¹로 부분 손 절단자의 엄지와 검지 모양과 기능 복원을 위한 손 의수를 개발하였다. 하지만, 제한된 손목 움직임에 대한 고려는 부족하였다. 본 연구에서는 제한된 손목 회전이 가능한 회전 모듈 프로토타입 디자인을 제안하고 검증하고자 한다.

그러므로 본 연구의 목적은 다음과 같다.

- 1) 부분 손 절단자의 손 의수에 적용 가능한 손목 회전 모듈 프로토타입 디자인을 제안한다.
- 2) 제한된 손목 회전 모듈 프로토타입의 사용성 검증을 위해 절단자의 손 기능 평가(Jebesen-Taylor Hand Function Test: JHFT) 동안 손 기능과 상지 움직임 패턴을 분석하고, 정상인과의 상지 움직임 패턴을 비교 분석하고자 한다.

2. 연구방법

2.1 손목 회전 모듈 프로토타입

2.1.1 요구되는 사항과 특성

부분 손 의수는 개인 맞춤형 방식으로, 환자의 잔존하는 부위와 기능을 고려하여 제작된다. 부분 손 절단자에게 적용 가능한 손목 의수 디자인 제안하기 위해 환자의 정보를 취득하였다 [Table 1]. 부분 손 절단자에게 적용가능한 의수는 소실된 신체 부위의 외관과 일부 기능을 대체한다. 손 의수 디자인은 기본적으로 1) 부분적으로 절단된 손가락의 길이 복원, 2) 엄지손가락과 손가락 사이의 대립(opposition) 활성화(손 기능의 약 70% 이상을 차지), 그리고 3) 손 절단자가 물체를 고정하고 잡을 수 있어야 한다^{2,21}.

[Table 1] Characteristics of participants with partial hand amputation

Character	Subject
Year/Gender	51 y/ male
Height/Weight	173 cm/ 68 kg
Onset	Car accident (2012)
Amputated side	Right side Thumb phalanges, 2nd phalanges, 1st, 2nd metacarpus, trapezium bone
Residual range of motion	Shoulder/elbow: full flexion/extension Wrist: Flexion/extension 60 deg/40 deg, Supination/pronation 36 deg/30deg Hand: N/A
Contracture	Wrist flexion 55 deg, Hand flexion

N/A: not available

[Table 2] Characteristics of the wrist joint

Dimensions	Required functions	Proposed
Hand (Thumb & Index finger) and wrist joint		
Weight (g)	540	500
Wrist thickness(mm)	43.0	44.0
Wrist Width (mm)	63.1	78.2
Functional ROM (°)		
Wrist Pronation	65	70
Wrist Supination	77	70
Hand Open	50	90
Hand Close	70	90
Torque: mean (N)		
Wrist Pronation	9.0	12.0
Wrist Supination	9.5	7.0
Hand Close	5.0	4.6

본 연구팀은 앞서 부분 손 절단자의 손실된 엄지(thumb)와 검지(index finger) 손 의수인 Re-fill를 디자인하였다^[21]. 앞서 제안된 손 의수는 엄지는 수동 관절로, 검지는 3자유도로 능동관절로 제작되었다. 검지는 1개의 선형 액추에이터(linear actuator)로 구동되며, 물체의 모양에 따라 자가적응(self-adaptation)이 가능한 특징이 있다. 동작은 hand open/close가 가능하며, 이는 손의 기본적인 파악동작(grasp)을 수행하게 함으로 기능적인 일상생활 동작을 구현할 수 있다. 이는 기존 손 의수와 비교하여 볼 때^[12], 가볍고 착용 또한 편리하다는 장점이 있다.

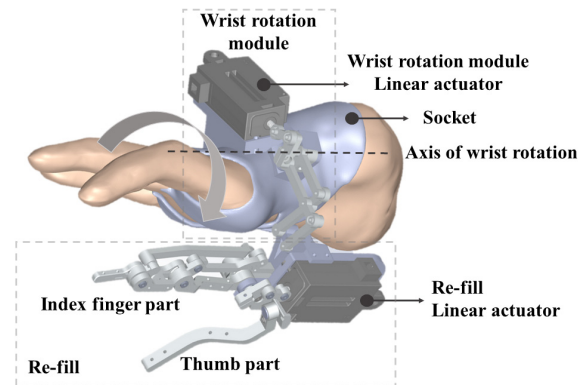
제안했던 손 의수의 기본적인 요구 사항을 만족하면서, 부분 손 절단자에게 적용가능한 손목 회전 모듈타입의 의수 디자인을 제안하고자 한다 [Table 2].

부분 손 절단자에게 적용 가능한 손목 의수 디자인은 다음과 같은 조건을 만족해야 한다. 1) 사용성을 고려하여 가볍고 편리하게 제작되어야 하며, 2) 손의 움직임을 방해하지 않으며 불규칙적인 절단면을 가진 절단자의 손 모양에 적용 가능한 상지 관절의 보상 패턴을 최소화할 수 있는 디자인이어야 한다.

2.1.2 손목 의수 디자인

부분 손 절단자에게 적용 가능한 손목 의수는 앞서 제시한 요구사항을 만족하며 손목의 회전이 가능해야 한다. 본 연구팀은 조건을 만족하는 손목 회전 모듈 프로토타입을 제안하였다.

첫번째 조건을 만족하기 위해 제안된 손목 회전 모듈 프로토타입은 사용성이 편리하게 하기 위해 가볍게(500 g) 만들었다. Non-back 구동성 메커니즘은 보철물의 필수 요구 사항이



[Fig. 1] A wrist rotation module (above) applicable to partial hand amputees and a hand prosthesis (Re-fill^[21]) (below)

므로^[21] 리드 스크류 기반 선형 액추에이터(PLS-5030, Potent Inc., Korea)를 선택하고, 공간을 고려하여 슬라이더 크랭크 구조를 사용했다. 이전에 제작된 Re-fill 손 의수에서도 슬라이더 크랭크 시스템에 대한 자세한 정보가 있다^[21].

두번째로, 손목 의수의 손목 회전축을 정의하기 위한 손목과 전완(forearm)의 해부학적 구조를 이해하는 것이 중요하다. 본 연구팀은 이를 위해 이중 평행사변형 메커니즘(double parallelogram mechanism: DPM)을 적용하였다. 기존 연구에서 어깨 관절의 3축 움직임을 2개의 모터로 어깨 관절에 부딪히지 않으면서 움직임을 만들어주기 위해 가상의 축을 설정할 수 있도록 제안된 적이 있다^[22]. 이는 손목의 움직임과 유사하게 반원 형태이다. 손목 회전의 축(axis)은 요척관절(radioulnar joint)에 해당하며 전완의 해부학적 구조(radius head to ulna fovea)의 도움을 받아 회전하게 된다^[2]. 세번째 손가락을 기준으로 하나의 축으로 회전 움직임이 발생하며, 엄지손가락 기준으로 반원을 그리게 된다. 해부학적 자세에서 척골(ulnar bone)과 요골(radial bone)은 전두면(frontal plane)에서 나란히 존재하게 된다.

손목 회전 중 회내(pronation)의 경우 요골이 척골 위로 수평적으로 이동하면서 장축(longitudinal axis)로 회전된다. 손목 회전의 움직임을 만드는 근육인 원회내근(pronator teres muscle)과 방형회내근(pronator quadrates muscle)의 모양과 작용 방향을 고려하여 손목 의수의 힘의 방향을 결정하고자 하였다 [Fig. 1], [Table 2]^[2,20].

절단자는 완전한 회외 운동이 가능하고 손목을 중립 위치(손목 회전 0deg)까지 회전할 수 있지만 완전한 회내 동작은 불가능하다. 회내의 경우 반경이 척골 위로 수평으로 이동하여 상지의 종축으로 회전한다. DPM을 사용하여, 절단자의 손목 회내 운동이 세 번째 손가락을 중심으로 회전할 수 있도록 설계하였다. 이 과정에서 절단자의 손이 3D로 스캔된 모델을 활용하였다 [Fig. 1].

2.2 손목 의수 디자인 검증

2.2.1 피실험자

본 연구는 제안된 손목 회전 모듈의 적용이 상지 움직임에 미치는 영향을 확인하기 위해 건강한 성인들과 비교실험을 진행하였다. 오른손 잡이의 정상인 10명(남성 8명, 여성 2명, 나이: 25 ± 1.2 세, 키: 174.3 ± 3.9 cm, 몸무게: 67.4 ± 10.8 kg)과 오른쪽 부분 손 절단자 1명이 모집되었다 [Table 1]. 정상인 참가자는 오른쪽 상지에 정형외과적 수술이 없는 자, 신경학적 이상이 없는 자, 오른쪽 상지와 손에 통증이나 이상 감각이 없는 자로 모집되었다. 실험 참가자는 실험내용을 설명을 듣고, 자발적으로 실험에 동의한 사람이 참가하였다. 본 연구는 포항공과대학교의 인권윤리센터(No. PIRB-2022-E012)의 승인을 받아 진행되었다.

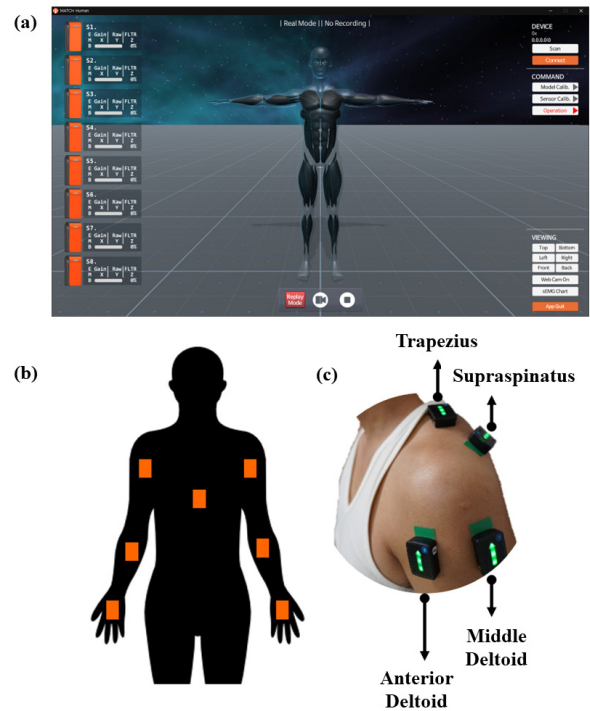
2.2.2 젱슨 핸드 기능 검사(JHFT)

우리는 일상생활의 손 기능을 평가하는 도구 중 가장 널리 사용되는 젱슨 핸드 기능 검사(Jebesen-Taylor Hand Function Test: JHFT)를 수행하였다^[23]. JHFT는 실험에 참여한 부분 손 절단자의 비손상측(왼손, intact)과 절단측(오른손)에서 검사하였다. 절단측의 경우, Re-fill 손 의수와 손목 회전 모듈을 함께 사용한 경우(with P/S)와 손목 회전 모듈을 사용하지 않고 Re-fill 손 의수만 사용한 경우(without P/S) 두 가지 방식으로 실험을 진행하여 손목 회전 모듈의 영향을 확인하고자 하였다.

JHFT는 7개의 하위 집합(subtask: sub)으로 구성된다: 쓰기(sub1: writing), 카드 뒤집기(sub2: card turning), 작은 물건 뒤집기(sub3: picking up small common objects), 먹기 흉내 내기(sub4: simulated feeding), 장기 말 쌓기(sub5: stacking checkers), 크고 가벼운 물건 들기(sub6: picking up and transferring large light objects), 크고 무거운 물건 들기(sub7: picking up and transferring large heavy objects). JHFT는 각 항목이 수행하는 동안, 보상 운동이 허용된다.

테스트를 위해 필요한 펜, 종이, 타이머, 그리고 표준화된 JHFT 설명서를 준비하였다^[23]. 절단자는 테이블에 손을 올려 편안한 자세로 앉아 테스트를 진행하였다. 참가자에게 테스트의 목적과 각 하위 항목에 대한 지침을 제공하였고, 그는 지침에 따라 각 항목을 빠르고 정확하게 수행하였다. 검사자는 스톱워치로 각 작업의 소요 시간을 측정하고 기록하였다. 테스트의 일관성을 위해 참가자는 앉은 자세를 유지하였고, JHFT는 총 3번 반복된 후 가장 빠른 기록을 선택하였다. 테스트는 비손상측(왼손), 절단측으로 without P/S과 with P/S 순으로 진행되었다.

JHFT 평가하는 동안, Re-fill 손 의수시 손목회전모듈 사용 유무에 따른 상지와 체간의 움직임을 관찰하였다. 이는 비손



[Fig. 2] Experimental setup for performing the JHFT. (a) A GUI designed for IMU sensors (MARCB bionics Co.), (b) attachment location of IMU sensors for measuring trunk and shoulder joint angles, and (c) attachment locations of sEMG sensors for measuring muscle activity

상측(intact)와 비교되었다.

실험을 위해 관성센서(Frankfurt IMU sensor, MARCB bionics Co., Republic of Korea)와 근전도 센서(Delsys Trigno EMG, Delsys, MA, USA)를 부착하여 체간과 어깨 관절 움직임, 그리고 어깨 관절의 근육 활성도를 측정하였다 [Fig. 2]. [Fig. 2(a)]의 GUI를 이용해 움직임을 관찰하였다. 측정하고자 하는 근육은 보상 동작 시 주로 사용되는 어깨 관절 관련 근육을 선택하였다^[16]: 승모근(trapezius), 극상근(supraspinatus), 측면삼각근(middle deltoid), 그리고 전면삼각근(anterior deltoid)이다 [Fig. 2(c)].

2.2.3 뻥고 잡기 동작 분석

뻥고 잡기 동작(reach-to-grasp task)은 일상생활동작에서 많이 사용되는 상지 움직임이다. 본 연구는 정상인과 절단자의 상지 움직임 비교를 위해 뻥고 잡기 동작 동안 상지 움직임과 체간 움직임을 비교 분석하였다. 모든 참가자에게 동작 분석을 위한 마커가 부착되었으며, 이는 동작 분석기(VICON, Oxford Metrics Ltd., Oxford, UK)로 측정되었다. 참가자들은 뻥고 잡기 동작에 대해 2-3회 연습한 후, 휴식을 취하고 총 3세트의 실험을 각각 6번씩 반복하였다. 일관된 동작을 위해 참가자의 서있는 자세, 초기 자세, 그리고 책상의 위치가 조절되었다.

2.2.4 분석 방법

JHFT는 7가지 하위 작업의 완료 시간을 측정하여 점수를 결정한다^[23]. 하위 테스트 점수는 작업을 완료하는 데 필요한 시간(초)과 같으며 각 하위 테스트의 최대 점수는 120초이다. 총 점수는 각 손에 대해 별도로 계산된 모든 하위 테스트의 점수를 합한 것이다. 점수가 낮을수록 참가자의 손 기능이 더 좋다고 해석한다. 손상되지 않은 쪽, 의수와 손목 모듈만 있는 절단된 쪽, 손목 모듈이 없는 절단된 쪽의 JHFT 점수를 비교했다.

JHFT가 수행되는 동안, 절단자의 상지 움직임을 비교하기 위해 사용된 관성센서를 통해 상지 관절 각도를 쿼터니언으로 계산하여 얻었다. 근전도의 경우 JHFT를 수행하기 전에 각 근육에 대해 최대 자발적 수축 테스트(maximum voluntary contraction: MVC)를 측정하였다. 각 근육의 테스트를 하는 동안 실험에 참여한 절단자는 앉은 자세에서 검사자의 지시에 따라 근육별 팔 자세를 취하도록 하였다. 근육의 피로를 방지하기 위해 각 수축 후 30초 휴식을 취하면서 검사자가 제공하는 저항에 대해 MVC를 5회 수행하였다. 측정된 MVC를 기반으로, JHFT 동안 얻은 근육신호를 정규화 하였다. JHFT 동안, 비손상측(원손, intact)과 절단 측의 Re-fill 손 의수와 손목 회전 모듈을 함께 사용한 경우(with P/S)와 손목 회전 모듈을 사용하지 않고 Re-fill 손 의수만 사용한 경우(without P/S)가 비교되었다.

뺨고 잡기 동작이 수행되는 동안 대조군과 절단자가 손목 회전 모듈을 사용할 때(with P/S)와 손목 회전 모듈 없이 손 의수만 사용할 때(without P/S)의 관절 움직임을 비교 분석하였다. 체간 굴곡/신전(trunk flexion/extension), 어깨 굴곡/신전(shoulder flexion/extension), 어깨 외전/내전(shoulder abduction/adduction), 어깨 내회전/외회전(shoulder internal/external rotation), 손목 회내/회외(wrist pronation/supination)이 비교되었다.

뺨고 잡기 동작이 수행되는 동안 대조군과 절단자의 with P/S와 without P/S와의 통계학적 유의성을 확인하기 위해 t-test를 시행하였다(p-value < 0.5). 모든 참가자는 총 3세트, 세트당 6회씩 반복하였다. 절단자에 대해 각각 18회의 데이터를 얻었다. 대조군의 경우, 10명에 대해 180회 얻었으며 10명의 평균값을 사용하여 일반적인 움직임을 대표한다고 가정하였다.

각 관절에 뺨고 잡기 동작 시 각 관절별(체간, 어깨, 팔꿈치, 손목관절) 각도 변화를 확인하였고, 손목 회전 유무에 관계없이 대조군과 절단자의 관절 각도를 사용하여 보상 운동을 정량화 하는 것을 목표로 하였다. 보상 운동(compensatory movement: CM)을 정량화 하기 위해 과제를 수행하는 동안 대조군의 모든 대조군 피험자에서 각 관절 각도의 최대값과 최소값(ROM_n)의 평균 차이를 통한 정규화를 사용하였다. 그 후, 손목 회전 모듈 구성 유무에 따른 신체 분절 각도의 평균값에서 대조군의 각 관절 각도의 평균값을 차감하였다. 수식은 다음과 같다^[6].

$$CM = \frac{|\alpha_w - \sigma_n|}{ROM_n} \tag{1}$$

여기서 CM은 보상 운동의 비율^[6]이고, ROM_n은 모든 대조군 대상의 평균 ROM이고 n은 관절이다. σ_n 은 각 관절의 모든 대조군에 대한 ROM의 평균이고, α_w 은 손목 회전 모듈이 있는 Re-fill과 손목 회전 모듈이 없는 Re-fill의 두 가지 경우에 대한 ROM의 평균이다.

3. 결 과

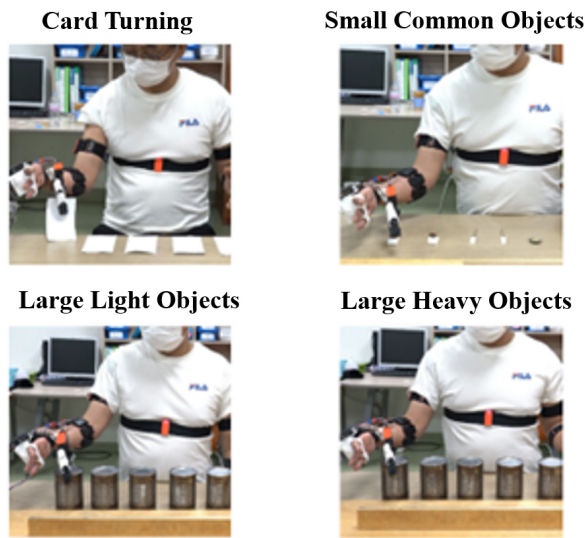
3.1 JHFT 실험 결과

JHFT의 전체 결과 점수는 [Table 3]과 같다. 총 점수는 회전 모듈이 없을 때 516.37초에서 모듈이 있을 때 331.46초로 측정되었다. 이 결과는 손목 회전 모듈이 피험자의 ADL 성능을 향상시킬 수 있음을 보여주었다 [Table 3]. 하위 집합 1,2,4,5 및 6의 경우 손목 회전 모듈이 절단된 쪽에서 더 빠른 시간을 기록하였다. 대조적으로, 하위 집합 3과 7은 없는 경우에 더 빠른 것으로 측정되었다. 그러나 손목 회전 모듈이 있는 경우와 없는 경우는 비슷한 차이를 보였다. 특히 손목 회전 모듈이 있는 경우 비손상측보다 하위 집합을 완성하는 데 시간이 더 오래 걸렸다.

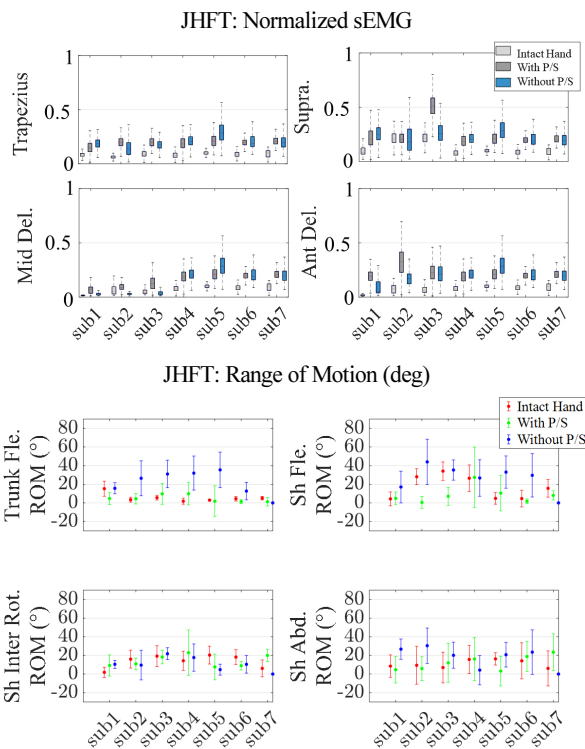
JHFT의 7개의 하위항목(sub1 to 7) 수행되는 동안 [Fig. 3], 절단자는 Re-fill 손 의수시 손목회전모듈 사용 유무에 따른 상지 움직임과 근육신호를 측정하였다 [Fig. 4]. 비손상측(intact)과 with P/S, without P/S 가 비교되었다. 정규화된 sEMG에서는 승모근(trapezius), 극상근(supraspinatus), 측면삼각근(middle deltoid), 그리고 전면삼각근(anterior deltoid)에서 쓰기(sub1), 먹기 흉내 내기(sub4), 장기 말 쌓기(sub5), 크고 가벼운 물건 들기(sub6), 크고 무거운 물건 들기(sub7)에서 without P/S가 비손상측과 with P/S보다 근활성도가 증가하였다. 카드 뒤집기

[Table 3] Score of JHFT

subset	Intact (left)	Amputated (right)	
		Without	With P/S
1. Writing	27.25	45.22	35.31
2. Card Turning	5.88	120	28.37
3. Small Common Objects	8.82	120	92.87
4. Simulated Feeding	13.38	106.37	61.22
5. Checkers	6.88	76.97	63.81
6. Large Light Objects	6.19	22.31	19.88
7. Large Heavy Objects	4.93	25.50	30.00
Total (sec)	73.33	516.37	331.46



[Fig. 3] A participant with an partial hand amputation performing the JHFT using a Re-fill^[21] equipped with a wrist rotation module. The JHFT tasks include card turning, picking up small common objects, picking up and transferring large light objects, and picking up and transferring large heavy objects



[Fig. 4] Experimental results taken while performing the 7 subtasks of the JHFT. (Above) Normalized sEMG signals of upper limb muscles: Trapezius, supraspinatus (Supra.), middle deltoid (Mid Del.), anterior deltoid (Ant Del.), (Below) joint angles of the shoulder and trunk: Trunk flexion (Tru Fle.), shoulder flexion (Sh Fle.), shoulder internal rotation (Sh Int Rot.), shoulder abduction (Sh Abd.)

(sub2)와 작은 물건 뒤집기(sub3)의 경우 with P/S가 근육 활성화도가 증가하였다 [Fig. 4(a)].

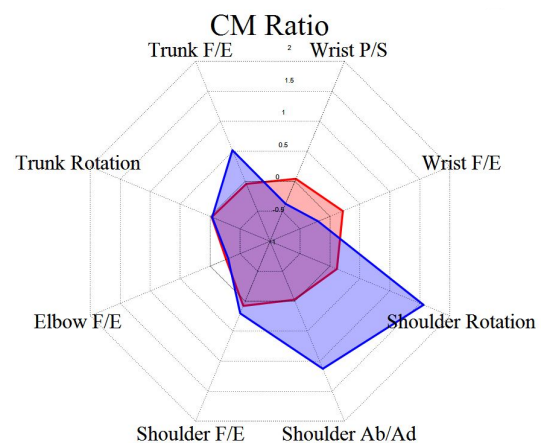
관절움직임의 경우, 모든 하위 항목에서 체간굴곡은 without P/S가 가장 높게 나타났다. 어깨 관절 움직임(굴곡, 내회전, 외전)의 경우, 먹기 흉내 내기(sub4)를 제외한 모든 하위항목에서 without P/S가 가장 많은 움직임을 나타냈다 [Fig. 4(b)].

3.2 뺨고 잡기 동작 분석 결과

뺨고 잡기 동작동안 이동된 물체의 궤적은 잡기 작업이 처음부터 끝까지 완료되었을 때 기준으로 정상인은 489.7±4.5 mm, 절단자의 with P/S는 527.7±8.4 mm, without P/S는 552.4±11.1 mm로 통계적으로 유의하지 않았다.

뺨고 잡기 동작 동안, 대조군인 건강한 성인들과 절단자의 손목, 어깨, 체간의 관절 각도를 비교하였다.

손목의 회전(supination/pronation)은 대조군은 72.4±37.4°, with P/S는 76.5±24.9°, without P/S는 34.1±12.3°로, 대조군과 without P/S군을 비교했을 때 통계적으로 유의한 차이가 있었다 (p-value=0.042). 어깨의 경우, 대조군은 굴곡/신전이 21.2±15.2°, 내전/외전이 10.7±7.7°, 내회전/외회전이 7.7±4.7°로 측정되었다. 절단자의 with P/S의 경우, 굴곡/신전이 24.4±11.5°, 내전/외전이 10.2±6.4°, 내회전/외회전이 9.6±4.2°로 측정되었다. Without P/S의 경우, 굴곡/신전이 29.6±14.4°, 내전/외전이 34.3±15.3°, 내회전/외회전이 32.2±14.1°로 측정되었다. 대조군과 without P/S군에서 어깨 외전 및 내전(p-value=0.001), 내회전/외회전(p-value=0.048)에서 통계적으로 유의한 차이가 있었다.



[Fig. 5] Calculated CM (compensatory movement) ratio for each joint. A higher CM ratio indicates a greater presence of CM. The scenario without P/S (represented in blue) shows a higher CM ratio compared to the scenario with P/S (represented in red). Flexion/extension (F/E), pronation/supination (P/S), and abduction/adduction (Ab/Ad)

체간의 경우, 대조군은 굴곡/신전 시 $-2.7 \pm 1.9^\circ$, 절단자의 with P/S는 $-0.9 \pm 0.4^\circ$, 그리고 without P/S는 $3.3 \pm 1.4^\circ$ 로 대조군과 without P/S 간에 통계학적 유의한 차이가 있었다 (p-value=0.041).

CM 비율은 [Fig. 5]에 표시되어 있다. 손목 회내/회외, 어깨 회전, 외전/내전에서는 통계적으로 유의한 차이(p-value < 0.01)를 보였다. 손목 굴곡/신전 및 체간 굴곡(p-value < 0.01)에서도 통계적으로 유의한 차이가 관찰되었다.

4. 논 의

본 연구팀은 부분 손 절단자에게 적용 가능한 손목 회전 모듈 디자인은 제안하고 절단자와 정상인의 상지 움직임을 비교 분석하였다. 또한 절단자가 손목 회전 모듈을 사용하여 일상 생활 내 손 기능의 효과를 확인하고 상지 움직임의 영향을 확인하기 위해 JHFT를 시행하였다.

제안하는 손목 회전 모듈 디자인은 손 의수의 움직임을 방해하지 않으면서 손목 움직임에 필요한 기능을 만족하도록 설계되었다. 또한 손의 움직임을 방해하지 않으면서 손목 움직임을 보조할 수 있다. 기존 연구^[7,11,12]에서 언급한 제작된 손목 보철물(600~800 g)보다 가벼워 일상생활에 적용할 수 있다. 또한 소켓 디자인과 착용 방법이 편리하여 사용성을 높였다.

JHFT의 하위 집합 중 4개(2, 3, 6 및 7)는 손목 회전이 필요하다. 앞서 언급한 바와 같이 손목은 손의 기능적 움직임을 완성하는데 중요하다. 실험적 관찰 결과 하위 집합 2번 항목(card turning)의 경우 손목회전이 없을 경우 상지 뿐만 아니라 체간의 움직임도 요구되어지는 것을 확인할 수 있었다. 또한 물체를 들어올려 이동시킨 하위 집합 6 (Large Light objects)과 7 (Large Heavy objects)의 경우 물체의 크기가 상대적으로 크기 때문에 체간 보다는 어깨의 보상적 움직임이 과도하게 나타났다^[13-16]. 즉, 물체의 크기와 이동 범위에 따라 보상 패턴이 영향을 받는 것을 확인할 수 있었다^[16,24]. 기존 연구에선 JHFT는 충분한 교육이 필요한 것으로 언급되었다. 본 실험에선 근육 피로를 최소화하기 위해 반복횟수를 2-3회로 제한하였으므로 JHFT의 미숙한 숙련도로 인해 낮은 JHFT의 결과를 보였을 가능성도 있다. 그럼에도 불구하고 절단된 손에 의수를 착용하지 않고는 JHFT의 모든 부분 집합을 완성하는 것은 불가능하다는 점을 감안할 때 손 의수와 손목 회전 모듈을 사용하면 손상된 손 기능을 충분히 회복할 수 있음을 알 수 있다.

우리는 대조군과 손목 회전 모듈 유무에 따라 팔을 뻗는 동작 동안 체간과 상지 움직임을 관찰하였다. 특히 어깨관절 움직임에 차이가 있음을 확인할 수 있었다. 이는 제한된 손목 회내를 보상하기 위해 상지의 몸통 굴곡/신전, 어깨 외전/내전, 어깨 내/외회전을 과도하게 사용하는 것을 의미한다. 손목의 1

자유도를 보상하기 위해 3자유도 움직임을 더하는 비효율적인 움직임이라고 해석할 수 있다. 1자유도의 손목 회전은 중축과 관련된 움직임으로 어깨의 내회전/외회전과 동일하다^[2]. 어깨의 내외회전(1DOF)은 손목회전(1DOF)을 보상할 수 있으나, 어깨 관절의 근육 및 다른 해부학적 구조들은 상지 무게를 지지하는 안정적인 측면을 담당하고 있으므로 안정성 확보를 위해 손목 1자유도를 보상하기 위해 어깨의 3자유도 관절의 움직임을 희생하게 된다^[2,14-16].

보상적인 어깨와 몸통 움직임 패턴은 손목 움직임이 제한될 때 나타난다는 보고가 있다^[16]. 그들은 손목의 움직임이 손재주에 필수적이며 손목의 움직임이 제한될 때 잔여 관절의 과도한 움직임은 과도한 사용으로 인한 이차 손상을 유발할 뿐만 아니라^[14,15] 많은 작업 공간을 필요로 한다는 것을 실험적으로 보고했다^[24]. 따라서 손목관절은 손의 기능과 매우 밀접하게 관련되어 있으며 구조적 해결은 손의 개선에 기여할 뿐만 아니라 상지의 움직임의 질적 향상에도 기여한다.

본 연구에서는 대조군을 기준으로 계산된 절단자의 CM ratio의 결과를 볼 때, 손목 회전 모듈이 없는 경우(without P/S) 체간 굴곡, 어깨 내회전, 어깨 외전이 더 많이 사용됨을 확인할 수 있었다. 어깨 관절의 내회전과 외전으로 인한 보상 움직임으로 인해 관상면 기준으로 움직임이 증가하여 시상면 기준으로 물체와 손과의 거리가 멀어질 수 있다. 이를 보상하기 위해 체간은 앞으로 굴곡 하는 자세를 취하게 된다. 손목 움직임의 제한은 대단위 움직임(gross movement)^[2]에 속하는 체간과 어깨 관절의 움직임을 증가시키게 되고 움직임의 에너지 효율이 저하됨을 확인할 수 있었다^[16]. 즉 손목 움직임의 허용은 장기적인 일상생활 동작을 수행할 때 효율적인 움직임을 제공할 수 있음을 의미한다.

부분 손 절단자에게만 시행하였던 JHFT의 최종 결과는 비손상측이 높은 점수를 보였고, 절단측은 더 오랜 시간이 걸리는 것을 확인할 수 있었다. 그러나 손목 회전 모듈을 사용할 경우, 사용하지 않은 경우보다 시간이 단축됨을 확인할 수 있었다. 단, 손목 회전 모듈의 사용유무와 상관없이 의수 구동 시 1-2초 정도의 지연이 발생하고 시각적 피드백에만 의존하기 때문에 수행 시간이 지연될 수 있다^[7-11].

하지만, 본 연구의 한계점은 개발된 손목 회전 모듈 프로토타입으로 손목 의수 동작 방식이 스위치 방식으로 실 사용시 조작이 어려울 수 있다. 이러한 한계점으로 인해 실제 생활 환경에서의 장기 사용성 평가를 이루어지지 못하였다. 앞으로의 연구에서는 손목 모듈 방식을 근전도 방식을 사용하여 사용성을 높이고 실제로 절단자가 생활하는 환경에서의 장기 사용성의 영향을 확인하고자 한다. 더하여 1명의 절단자 참여로 인해 연구 참여 인원수의 제한이 있었으며, JHFT의 경우 1명의 참여자로 인해 통계 분석이 이루어지지 못하였다. 앞으로 진행

된 연구에서는 다수의 절단자를 모집하여 손목 움직임 회복이 손 기능에 미치는 영향을 통계적으로 확인할 수 있도록 추가 연구를 진행하고자 한다.

5. 결 론

본 연구는 부분 손 절단자를 대상으로 한 손목 회전 모듈 프로토타입을 제안하였다. 제안한 손목 회전 모듈이 절단자의 손 기능과 상지 움직임에 미치는 영향을 확인하기 위하여 JHFT와 손 뺏기와 잡기 작업 시의 상지 움직임을 비교 관찰하였다. 연구 결과, 손목 움직임이 제한된 부분 손 절단자에 제안된 손목 회전 모듈 프로토타입을 적용하면 보상 움직임이 감소하는 것을 확인하였다. 또한 JHFT의 결과에서는 손의 기능성이 향상되었으며, 상지의 움직임과 근육 활성도는 절단자의 비손상측과 비슷한 패턴이 나타나는 것을 확인할 수 있었다.

결론적으로 부분 손 절단자를 위한 의수를 설계할 때 제한적인 손목 회전을 고려한다면 자연스러운 상지 움직임이 회복되어 어깨관절의 보상적 움직임을 제한하고 이차 근골격계 손상을 방지하여 장기 사용성을 향상시킬 수 있을 것으로 기대된다.

References

- [1] A. M. Giladi and K. C. Chuang, "Surgical Principles and perspectives on upper extremity amputations," *Prosthetic restoration and rehabilitation of the upper and lower extremity*, 2013, DOI: 10.1891/9781617051142.0012.
- [2] D. A. Neumann, 2016, Oct., *Kinesiology of the musculoskeletal system*, (3rd ed.), [Online], <https://shop.elsevier.com/books/kinesiology-of-the-musculoskeletal-system/neumann/978-0-323-28753-1>.
- [3] K. Ziegler-Graham, E. J. MacKenzie, P. L. Ephraim, T. G. Trivison, R. Brookmeyer, "Estimating the prevalence of limb loss in the United States: 2005 to 2050," *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 89, no. 3, pp. 422-429, Mar., 2008, DOI: 10.1016/j.apmr.2007.11.005.
- [4] B. Maat, G. Smit, D. Plettenburg, and P. Breedveld, "Passive prosthetic hands and tools: A literature review," *Prosthetics and orthotics international*, vol. 42, no. 1, pp. 66-74, Feb., 2018, DOI: 10.1177/0309364617691622.
- [5] F. Cordella, A. L. Ciancio, R. Sacchetti, A. Davalli, A. G. Cutti, E. Guglielmelli, and L. Zollo, "Literature review on needs of upper limb prosthesis users," *Frontiers in neuroscience*, vol. 10, May, 2016, DOI: 10.3389/fnins.2016.00209.
- [6] N. Dechev, W. L. Cleghorn, and S. Naumann, "Multiple finger, passive adaptive grasp prosthetic hand," *Mechanism and machine theory*, vol. 36, no. 10, pp. 1157-1173, Oct., 2001, DOI: 10.1016/S0094-114X(01)00035-0.
- [7] B. Massa, S. Roccella, M. C. Carrozza, and P. Dario, "Design and development of an underactuated prosthetic hand," *Proceedings 2002 IEEE international conference on robotics and automation (Cat No 02CH37292)*, Washington, DC, USA, pp. 3374-3379, 2002, DOI: 10.1109/ROBOT.2002.1014232.
- [8] R. Doshi, C. Yeh, and M. LeBlanc, "The design and development of a gloveless endoskeletal prosthetic hand," *Journal of rehabilitation research and development*, vol. 35, no. 4, pp. 388-395, Oct., 1998, [Online], <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10220216/>.
- [9] A. Kargov, C. Pylatiuk, R. Oberle, H. Klosek, T. Werner, W. Roessler, and S. Schulz, "Development of a multifunctional cosmetic prosthetic hand," *2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, Noordwijk, Netherlands, pp. 550-553, 2007, DOI: 10.1109/ICORR.2007.4428479.
- [10] C. Cipriani, F. Zaccone, S. Micera, and M. C. Carrozza, "On the shared control of an EMG-controlled prosthetic hand: analysis of user-prosthesis interaction," *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 24, no. 1, pp. 170-184, Feb., 2008, DOI: 10.1109/TRO.2007.910708.
- [11] R. Boostani and M. H. Moradi, "Evaluation of the forearm EMG signal features for the control of a prosthetic hand," *Physiological measurement*, vol. 24, no. 2, Mar., 2003, DOI: 10.1088/0967-3334/24/2/307.
- [12] P. Geethanjali, "Myoelectric control of prosthetic hands: state-of-the-art review," *Medical Devices: Evidence and Research*, vol. 9, no. 1, pp. 247-255, Jul., 2016, DOI: 10.2147/MDER.S91102.
- [13] S. G. Postema, R. M. Bongers, M. A. Brouwers, H. Burger, L. M. Norling-Hermansson, M. F. Reneman, P. U. Dijkstra, and C. K. van der Sluis, "Musculoskeletal complaints in transverse upper limb reduction deficiency and amputation in the Netherlands: prevalence, predictors, and effect on health," *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 97, no. 7, Jul., 2016, DOI: 10.1016/j.apmr.2016.01.031.
- [14] M. A. Hanley, D. M. Ehde, M. Jensen, J. Czerniecki, D. G. Smith, and L. R. Roboison, "Chronic pain associated with upper-limb loss," *American journal of physical medicine & rehabilitation/Association of Academic Physiatrists*, vol. 88, no. 9, Sept., 2009, DOI: 10.1097/PHM.0b013e3181b306ec.
- [15] H. Burger and G. Vidmar, "A survey of overuse problems in patients with acquired or congenital upper limb deficiency," *Prosthetics and orthotics international*, vol. 40, no. 4, pp. 497-502, Aug., 2016, DOI: 10.1177/0309364615584658.
- [16] F. Montagnani, M. Controzz, and C. Cipriani, "Is it finger or wrist dexterity that is missing in current hand prostheses?," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 23, no. 4, pp. 600-609, Jul., 2015, DOI: 10.1109/TNSRE.2015.2398112.
- [17] H. E. Williams, C. S. Chapman, P. M. Pilarski, A. H. Vette, and J. S. Hebert, "Myoelectric prosthesis users and non-disabled individuals wearing a simulated prosthesis exhibit similar compensatory movement strategies," vol. 18, no. 1, *Journal of Neuro-Engineering and Rehabilitation*, 2021, DOI: 10.1186/s12984-021-00855-x.

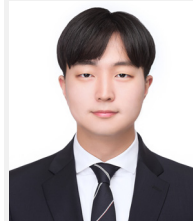
- [18] J. ten Kate, G. Smit, and P. Breedveld, "3D-printed upper limb prostheses: a review," *Disabil Rehabil Assist Technol*, vol. 12, no. 3, pp. 300-314, Feb., 2017, DOI: 10.1080/17483107.2016.1253-117.
- [19] C. Bloomer and K. L. Kontson, "Comparison of DEKA Arm and body-powered upper limb prosthesis joint kinematics," *Arch Rehabil Res Clin Transl*, vol. 2, no. 3, Sept., 2020, DOI: 10.1016/j.arct.2020.100057.
- [20] N. M. Bajaj, A. J. Spiers, and A. M. Dollar, "State of the art in artificial wrists: A review of prosthetic and robotic wrist design," *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 35, no. 1, pp. 261-277, Feb., 2019, DOI: 10.1109/TRO.2018.2865890.
- [21] G.-C. Jeong, Y. Kim, W. Choi, G. Gu, H.-J. Lee, M. B. Hong, and K. Kim, "On the design of a novel underactuated robotic finger prosthesis for partial hand amputation," *2019 IEEE 16th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, Toronto, ON, Canada, pp. 861-867, 2019, DOI: 10.1109/ICORR.2019.8779553.
- [22] S. Christensen and S. Bai, "A novel shoulder mechanism with a double parallelogram linkage for upper-body exoskeletons," *Wearable Robotics: Challenges and Trends: Proceedings of the 2nd International Symposium on Wearable Robotics*, vol. 16, pp. 51-56, Oct., 2016, DOI: 10.1007/978-3-319-46532-6_9.
- [23] K. L. Kontson, S. Wang, S. Barovsky, C. Bloomer, L. Wozniczka, and E. F. Civillico, "Assessing kinematic variability during performance of Jebsen-Taylor hand function test," *Journal of Hand Therapy*, vol. 33, no. 1, pp. 34-44, Jan., 2020, DOI: 10.1016/j.jht.2018.10.002.
- [24] A. J. Spiers, Y. Gloumakov, and A. M. Dollar, "Examining the impact of wrist mobility on reaching motion compensation across a discretely sampled workspace," *2018 7th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (Biorob)*, Enschede, Netherlands, pp. 819-826, 2018, DOI: 10.1109/BIOROB.2018.8487871.



최서영

2014 선린대학교 물리치료(학사)
2015 대구경북과학기술원 로봇공학(석사)
2021 대구경북과학기술원 로봇공학(박사)
2021~현재 포항공과대학교 박사후연구원

관심분야: 재활로봇 및 재활공학, 신경근육모델링, 센서기술, 의료-로봇



조원우

2020 국민대학교 기계시스템공학부(학사)
2022 포항공과대학교 기계공학과(석사)
2022~현재 현대로템 연구원

관심분야: 웨어러블 로봇, 생체모방 메커니즘



김기훈

1999 포항공과대학교 기계공학과(학사)
2001 포항공과대학교 기계공학과(석사)
2006 포항공과대학교 기계공학과(박사)
2006 Northwestern University Post-doc.
2015 한국과학기술연구원책임연구원
2019~현재 포항공과대학교 기계공학과 부교수

관심분야: 바이오-의료로봇, 재활로봇, 바이오닉스, 햅틱