

상지 재활 로봇 응용을 위한 리니어 액추에이터 기반의 저항모드 시스템 설계

Design of the Resist-mode System Based on Linear Actuator for Upper Limb Rehabilitation Robot

설재황*, 윤기철, 김태현, 이정수, 김광기

J. H. Seol, K. C. Yoon, T. H. Kim, J. S. Lee, K. G. Kim

요 약

뇌졸중은 뇌혈관의 혈액순환 장애로 인하여 운동 조절(moto control)과 이에 따른 근력 감소 증상을 유발한다. 뇌졸중으로 인한 편마비 환자의 재활 치료는 대부분 치료사로부터 이루어지며, 주로 일상생활에 필요한 기초 근력 강화 훈련으로 구성된다. 이는 오랜 시간동안 같은 동작을 반복하기 때문에, 치료사의 피로도 증가와 환자의 동기부여가 감소될 수 있다. 따라서 본 논문은 로봇을 이용한 재활 운동을 통해 편마비 환자의 근력 강화가 가능하도록 저항모드(resist-mode) 기능을 탑재할 수 있는 시스템에 대해 제안한다. 이는 환자의 힘을 측정 후, 저항 임계치(resistance-threshold)를 넘기는 힘을 인가하면 전단과 후단 방향으로 병진운동이 가능한 회로 기반의 제어 시스템을 구현한다. 시스템은 리니어 액추에이터와 로드셀을 기반으로 설계되었으며 이를 통해 환자의 근력 운동에 기여한다. 추후, 설계된 시스템에 가상증강현실 게임 환경을 도입하게 된다면 환자가 재활 운동을 하는데 동기부여를 증진시켜 응용가치가 클 것으로 기대된다.

ABSTRACT

The stroke generally induces the moto control and resulting muscle loss symptom through the blood flow disorders in the cerebrovascular. The rehabilitation medical treatment for hemiplegic patients due to stroke is usually performed by a therapist and It consists of strength training mainly necessary for daily life. However, the therapist's fatigue can be increased and patient's motivation decreased since the same rehabilitation movement is repeated for a long time. In this paper, the proposed system for resist-mode performance with strengthen of muscle strength in rehabilitation exercise robot for hemiplegic is presented. The resist-mode implements a circuit-based control system to perform translational motion in the forward and back direction after measuring the patient's force and applying a force that exceeds the resistance-threshold. The proposed reesist-mode system is designed based on a linear actuator and load cell, which contributes to the application of patient muscle strength exercises. If the designed system applied to introducing a virtual augmented reality game environment, it will be widely used to help increases the motivation for the patient to perform rehabilitation exercise.

Keyword : Upper limb rehabilitation, Resist-mode, Translation motion, Linear actuator, Hemiplegia

접 수 일 : 2020.10.15

심사완료일 : 2021.02.18

게재확정일 : 2021.02.25

* 설재황 : 가천대학교 의용생체공학과 학사과정,

tjfwoghkd@naver.com (주저자)

윤기철 : 가천대학교 의과대학 의예과 교수,

kcyoon@gachon.ac.kr (공동저자)

김태현 : 가천대학교 의공학과 연구원,

steveh78@naver.com (공동저자)

이정수 : 가천융합의과학원 의용생체공학과 박사과정,

jsmech@nate.com (공동저자)

김광기 : 가천대학교 보건과학대학 의용생체공학과 교수,

길병원 의료기기 융합R&D 센터 센터장

kimkg@gachon.ac.kr (교신저자)

1. 서론

뇌졸중은 뇌혈관의 혈액순환 장애 혹은 출혈의 발생으로 인하여 운동 조절(motor control) 약화, 운동마비, 감각 결손 등의 증상을 유발한다[1]. 우리나라 19세 이상 성인의 뇌졸중 유병률은 1.71%로 추정되고, 매년 대략 105,000명의 새로운 환자가 발생한다[2]. 이들은 고전적인 재활 치료를 수행함으로써 손상된 기능을 회복시킬 수 있지만, 같은 동작을 오랜 시간 동안 반복하기 때문에 환자의 동기부여 효율이 떨어질 수 있고 치료사의 개개인 치료법에 따라 치료시간 대비 효과의 차이가 발생한다[3]. 또한 치료과정에 반드시 직접 접촉을 해야 하므로, 코로나바이러스(coronavirus disease, COVID-19)와 같은 감염에 취약하다는 단점을 가지고 있다[4]. 이러한 기존 재활 치료의 한계점을 보완하고 더욱 효과 있는 재활 치료를 수행하기 위해 많은 상지 재활 로봇이 개발되어 왔으며, 로봇을 이용한 상지 재활 치료는 1990년부터 현재까지 기능 회복에 여러 가지 임상적 효과를 나타내었다[5, 6].

착용형 손 재활 훈련 로봇“DULEX(Dong-eui Upper Limb Exercise device)”는 편마비 환자의 손목과 손가락 관절의 익스텐션(extension) 운동 범위를 점차적으로 증가시킨다. 병렬 기구를 사용하여 착용시 환자의 손이 미끄러움을 방지하고, 공압식 인공 근육을 사용하여 로봇의 무게를 감소하였다[7]. Neuro-X Apsun은 로봇 재활 치료와 전통적 재활 치료에 대하여 뇌졸중 환자의 근력 강화 운동 효과를 비교 실험하였고, 로봇 재활 치료가 전통적 치료와 비슷하게 근력 향상 효과를 보였다고 입증했다[8]. SRR(Shoulder Rehabilitation Robot)은 어깨 재활시 모션 캡처 데이터 기술을 이용하여, 재활에 필요한 동작을 로봇이 그대로 재현한다. 이에 따라 환자의 어깨관절에 익스텐션 가동 범위를 증가시키도록 기여하며, 환자가 저항 강도를 선택적으로 조절하여 오십견 환자의 근육 재활을 도와준다. 이 로봇은 저항 기능이 작용하는 부위가 오십견과 어깨에만 국한되어 있으므로, 이외의 상지 분절에 저항 운동 기능이 추가된다면 더욱 효율적인 재활 기구로 활용될 것으로 예상된다[9].

상지 재활 운동이 요구되는 편마비 환자는 국소 부위의 근력 집중 강화훈련도 필요하지만, 상지의

근력 밸런스(balance)를 조절하기 위해 전체 근육을 강화시킬 필요성도 있으므로 상지 분절에 따른 맞춤형 재활 운동 기능이 필요하다. 환자가 재활 운동을 수행하기 위해 재활 로봇에 물리적인 힘을 인가하게 되면, 힘 에너지가 비례 상승하여 운동량이 발생하며 운동량에 비례하여 근력이 강화된다. 또한 현실적 관점에서 분석하였을 때 환자가 휠체어와 같은 이동 보조기구에 탑승하게 된다면, 주행 과정에서 휠체어 바퀴의 방향을 전환할 때 상지 전체에 많은 근력이 필요할 것으로 판단된다[10].

근력 강화를 위해 가장 효과적인 훈련 방법은 운동기구에 저항 효과를 부가하여 환자가 기구를 조작하는 것이다. 이에 따라 기구에서 역방향의 힘이 인가되어 환자의 힘이 저항 임계치를 능가 하도록 근육 사용을 유도하는 것이다. 따라서 근력이 일상 생활에 필요한 만큼 강화될 수 있도록, 재활 훈련을 하기위한 저항 운동 기능이 탑재될 필요성이 있다.

SRR의 경우, 저항 효과 기능이 추가되어 있는 것으로 분석된다. 그러나 이 로봇은 국부 근력을 집중적으로 강화시키는 시스템으로 구성되어 있다. 편마비 환자의 경우 전체적인 근력 밸런스를 강화시키는 것도 중요한 한 가지 요소이므로, 환자가 양손을 이용하여 근육 강화 운동이 가능하도록 저항 효과가 발생하는 시스템을 탑재할 필요성이 대두된다.

본 논문은 편마비 상지 재활 운동의 근력 강화를 위해 재활 로봇에 저항모드(resist-mode) 시스템의 탑재를 제안한다. 제안한 저항모드 시스템은 환자가 재활 기구를 밀거나(push) 당김(pull)으로써 병진 운동을 수행할 때 기구의 반력, 즉 저항에 의해 상지 분절의 다양한 근육 사용을 유도하도록 중점 설계하였다.

2. 상지 재활 로봇 분석

2.1 기존 재활 로봇

기존 재활 로봇 “DULEX”는 그림 1과 같이 손에 직접 착용을 하는 재활 로봇을 의미한다. 서론에서 언급된 바와 같이, DULEX는 뇌졸중으로 편마비를 가진 환자의 환 측 손이 퍼지도록 점차적으로 운동 범위(range of motion)를 증가시키는 기능을 발휘한다[7]. 공압식 인공 근육과 피드백 제어기를 탑재한 본 로봇은 착용감이 편한 느낌을 주고 관절 각도를 제어하도록 기여하지만, 반력을 인가하는 기능이 없어 손가락을 펴는 데 따라 로봇이 저항을 인가하는데 한계가 따른다. 따라서, 재활 운동을 할 때 근

※ 본 연구는 “보건복지부 국립재활원 재활연구개발용역사업(R&D) 재활로봇 중개연구-용역(#NRCTR-EX19009)”과 “Gachon University Gil Medical Center(FRD2019-17)”으로 수행되었습니다.

육의 익스텐션을 도와주어 스트레칭이 되는 효과가 있지만, 저항 작용이 없는 관계로 근육의 확연한 증가를 기대하기에는 무리가 있다.

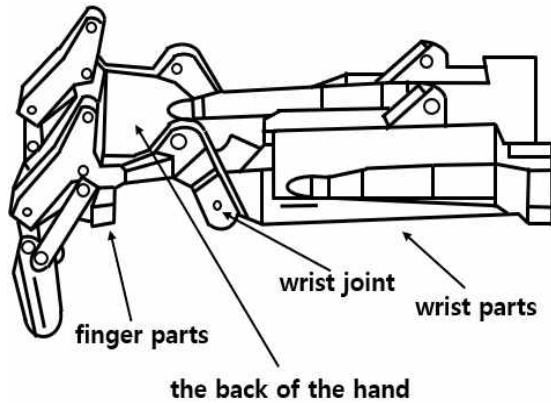


그림 1. DULEX의 외관 설계 구조
Fig. 1. DULEX exterior design structure.

재활 로봇 SRR은 모션 캡처 데이터를 기반으로 하는 재활 로봇으로, 오십견을 겪고 있는 노약자의 어깨를 재활하기 위해 개발되었다. 이는 모션 캡처 기술을 이용해 어깨 재활 동작을 로봇이 그대로 재현할 수 있으며, 그림 2와 같이 3자유도로 어깨의 볼(ball) 관절 움직임을 모두 표현할 수 있다. 또한 저역통과 여파기(low pass filter)와 고역통과 여파기(high pass filter)를 사용하여 대역통과 여파기(band pass filter)를 구성하였기 때문에, 전류 피드백(feedback)을 통한 임피던스(impedance) 제어방법으로써, 가상의 스프링과 댐퍼를 설계하여 환자에게 반력을 인가할 수 있도록 시스템을 구성하였다.

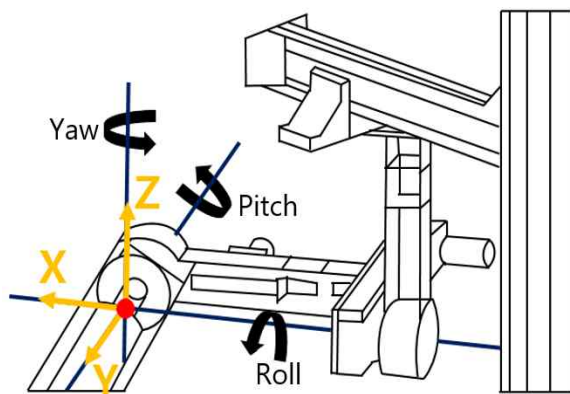


그림 2. 3D 어깨 관절의 3축 메커니즘
Fig. 2. Mechanism of the shoulder joint with 3-axis.

그러므로 그림 3과 같이 로봇을 착용하여 환자가 스스로 저항의 강도를 변화시키며 근육 재활이 가

능하고, 추가적으로 열선을 통한 어깨 온열 효과를 가질 수 있다[9]. 건 측과 환 측 팔을 함께 사용하여 저항 운동을 하게 된다면 근력 밸런스를 조절함과 동시에 환 측 팔의 근력을 증진시키는데 더욱 효과가 있지만, SRR은 환 측 부위만 저항을 통한 운동이 가능하며 환자의 키에 맞추어 기구의 높낮이를 수동으로 조절하는 번거로움이 있다[11].

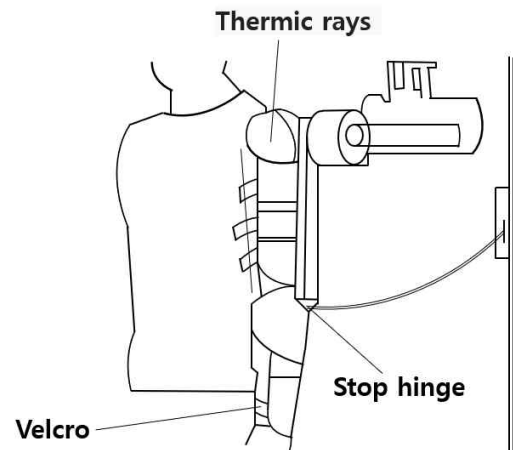


그림 3. SRR(Shoulder Rehabilitation Robot)의 착용 디자인
Fig. 3. SRR(Shoulder Rehabilitation Robot) wearing design.

기존 재활 로봇 DULEX와 SRR은 모두 상지 환자의 재활 치료를 위해 만들어진 로봇이다. DULEX는 펌 근의 재활을 도와주지만 환자에게 반력을 가하는 기능이 없어 저항을 통한 근력증가의 효과가 없다. 반면 SRR은 환자 스스로 저항의 강도를 바꾸며 운동이 가능하여 국소적인 근력증가의 효과를 기대할 수 있다. 편마비 환자들은 일상생활을 위한 기초 근육이 발달 되어야하기 때문에 저항 운동은 재활에 반드시 필요한 기능이다.

2.1 저항 모드

그림 4는 상지의 역학적 기능 구조로써 물리학적 벡터(vector) 관계를 분석한다. 그림으로부터 팔의 움직임에 대한 푸시(push)와 풀(pull)의 스칼라(scala) 및 벡터의 관계로써, 식 (1)과 (2)를 분석이 가능하다. 식에서 S는 팔 말단의 손이 움직이는 수직 변위를 의미하며, A는 손이 움직이는 수평 변위를 의미한다. 이때 V는 A와 S에 의거하여 팔이 뻗어나가는 벡터 방향을 나타내고 θ 는 V와 연관되어 수평을 기준으로 한 팔의 각도를 나타낸다.

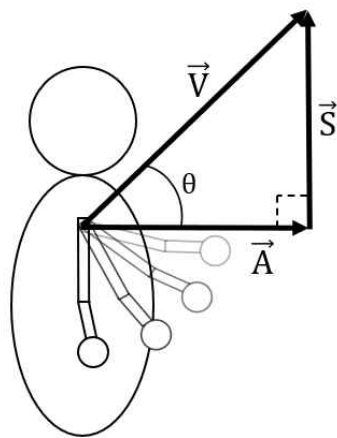


그림 4. 상지 움직임에 대한 수학적 해석

Fig. 4. Mathematical interpretation of upper limb movement.

$$\vec{V} = \vec{A} + \vec{S} \quad (1)$$

$$\vec{A} \cdot \vec{V} = |\vec{A}| |\vec{V}| \cos \theta = |\vec{A}|^2, \text{ @ } \cos \theta = \frac{A}{V} \quad (2)$$

물리적 운동량의 Push와 Pull 관계에 의거하여, 힘과 방향에 대해 그림 5와 6 그리고 식 (3) 및 (4)에 대해 분석할 필요성이 있다. 그림 5와 식 (3)을 참고하여 해석하였을 때, Pull 운동과 연관된 힘으로 당겼을 때의 힘(F_{Pull})에 대한 저항력(F_R)이 발생된다.

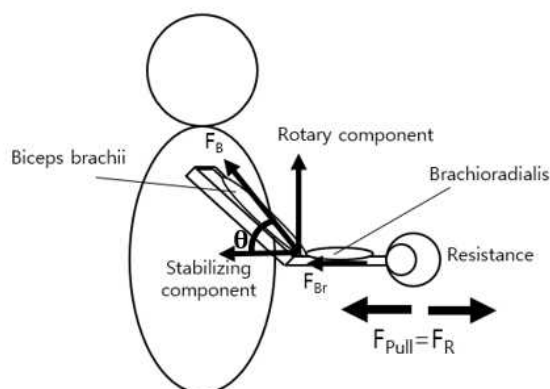


그림 5. 팔의 굽힘에서 저항과의 생체역학적 관계

Fig. 5. Biomechanical relationship in flexion resistance.

$$F_B \times \cos \theta + F_{Br} = F_{\text{pull}} = -F_R \quad (3)$$

그러므로 그림 5와 식 (3)에 의거하여 팔을 당기는 운동을 할 경우, 힘을 증가시키기 위한 근력 F_B , F_{Br} 과 근력에 관계되는 힘에 대한 저항력(F_R)이 함께 발생된다. 따라서 팔을 당겼을 때 힘의 크기는

힘에 대한 저항력과 정비례 관계이며 반대 방향으로 발생한다. 식 (3)에서 $-F_R$ 의 음(negative)의 부호는 발생하는 힘의 방향에 대한 반대의 의미를 가지고 있다.

그림 6은 팔을 Push 했을 때, 생체 역학적 기능에 대한 물리학적 해석에 의거하여 운동 방향과 근력에 대한 저항력에 대해 분석한다. 그림으로부터 팔을 Push 했을 때의 근력에 대한 근력(F_{push})과 이와 반대로 저항력(F_R)이 함께 발생하는 것을 알 수 있다. 팔을 밀었을 때의 물리적인 운동 변화량에 따라서 저항력(F_R)이 발생된다고 가정하였을 때, Push 운동에 영향을 미치는 근력(F_T)에 관계되는 힘의 저항력(F_R)은 식 (4)와 같이 필연적으로 발생한다. Push 동작을 할 때, 힘의 방향은 힘에 대한 저항력에 정비례 크기로 작용하며 반대 방향으로 발생한다. 그러므로 식 (4)에서 $-F_R$ 의 음(negative)의 부호는 반대의 방향을 의미하므로 저항력에 대한 절대적인 영향을 가지게 된다.

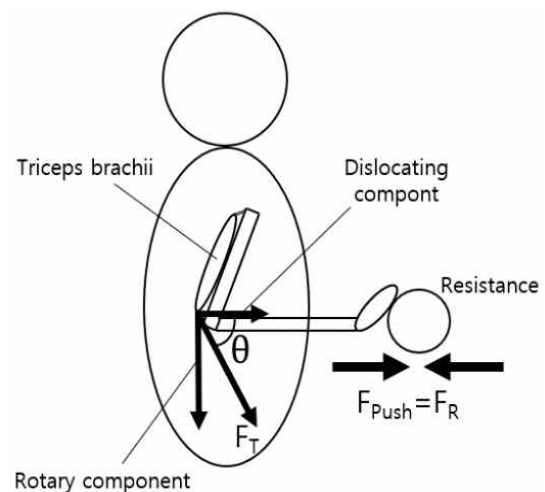


그림 6. 팔의 펴에서 저항과의 생체역학적 관계

Fig. 6. Biomechanical relationship in extension resistance.

$$F_T \times \cos \theta = F_{\text{push}} = -F_R \quad (4)$$

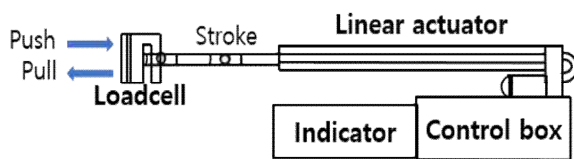
환자가 운동을 수행할 때, 방향과 힘의 관계에서 저항력이 발생되면 근 수축 정도가 변하게 되므로 편마비 환자의 재활 운동 치료 과정에서 저항은 상당히 중요한 요소로 작용한다. 예를 들어 편마비 환자 중에서 상지 근육 강화를 위한 재활 운동 치료를 수행할 때, 팔꿈치 삼두근(신전 동작 관련), 이두근(팔꿈치 굴곡 동작 관련), 삼각근(어깨의 긴장 관련) 등의 주 작용근이 강화된다[12]. 그러므로 재활

로봇에 저항 기능을 포함하여 재활 운동을 하게 된다면, 근섬유 성분이 강화되면서 근력과 근지구력이 비례 상승할 뿐만 아니라 반복적인 근력 강화를 통해 근육에 대한 신경조절 및 신장성을 유지시킬 수 있다[13, 14].

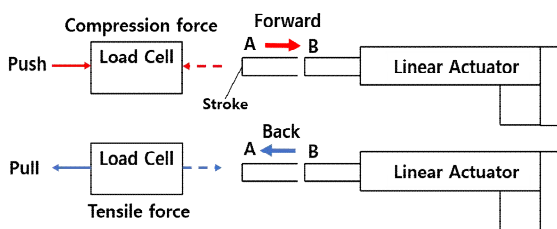
따라서 팔을 이용한 재활 훈련 과정에서 저항모드 기능은 중요하다고 판단되며, 이를 통해 등척성과 등장성 운동이 가능하여 근력 증가에 도움이 되는 시스템을 설계 및 제작할 수 있도록 추가적인 구성품이 필요하다. 이에 따라 환자의 힘을 측정 한 후 저항 임계치를 극복함에 따라서, 전단과 후단 방향으로 동작하는 제어 기능이 포함되기 위해 리니어 액추에이터와 로드셀(load cell)을 바탕으로 하드웨어적 시스템의 중점적 설계가 필요하다.

3. 저항모드의 제어 시스템 설계

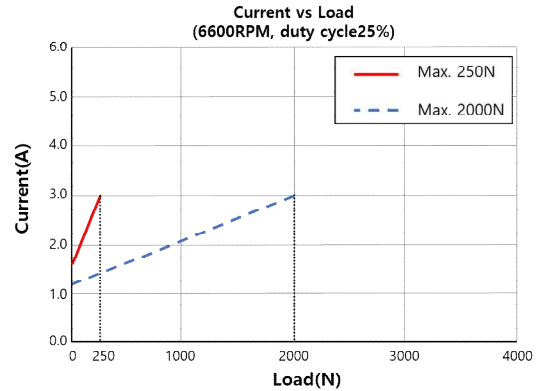
저항모드의 제어 시스템은 그림 7과 같이 구성된다. 그림 7(a)는 저항모드 기능을 가진 외관 설계 구조이며, 그림 7(b)는 리니어 액추에이터의 전단과 후단 동작 원리 구성도이다. 그림 7(c)는 저항모드를 가진 상지 재활 로봇에 환자의 힘을 인가하게 된다면, 물리적인 힘 에너지에 의해 전류 소비가 비례 상승하는 리니어 액추에이터의 모터 특성 그래프를 나타낸다. 이때 그림 7(a)와 같이, 저항모드가 탑재된 상지 재활 로봇은 로드셀(DBBP-50, Bongshin), 리니어 액추에이터(TA2P, Timotion), 인디케이터(BS-205, bongshin)와 컨트롤 박스로 구성된다. 컨트롤 박스는 DC 24V 전압과 모터드라이버(MW-MDC24D200S, NTREX), 컨트롤 보드(Nucleo-f411re, STM)를 이용하여 제작하였다.



(a)



(b)



(c)

그림 7. 저항모드 역학 분석 (a) 저항 모드 기구의 외관 설계 (b) 리니어 액추에이터의 동작 원리 (c) 전류와 부하의 관계 그래프

Fig. 7. Analysis on dynamics of resist-mode;

(a) Appearance design of resist-mode mechanism, (b) Operating principle of the linear actuator, and (c) Graph of relationship between current and load.

그림 7(b)는 저항모드 시스템의 동작 원리를 명시적으로 나타내며, 환자가 액추에이터를 미는(push) 힘을 인가할 경우 전단 운동을, 당기는(pull) 힘을 인가할 경우 후단 운동을 수행한다. 이때 힘이 인가된 로드셀은 브릿지 회로(bridge circuit)에 의한 전기저항 변화로 전위차를 발생시키고, 전위차는 디지털 데이터로 변환되어 컨트롤 보드의 신호처리를 통해 모터드라이버에 전송된다. 최종적으로 리니어 액추에이터의 스트로크는 A와 B지점 사이에서 모터드라이버의 명령에 의해 기계적인 에너지로 제어된다. 인디케이터는 내장된 ADC 컨버터(converter)를 통하여 힘을 인가한 만큼의 물리적 에너지를 디지털 신호로 변환시켜, 육안으로 식별이 가능한 숫자 형태로 표현한다. 컨트롤보드의 기능은 모든 부품과 상호작용하여 주변장치 데이터 통신을 수행하며 전체적인 과정을 반복 동작 시키도록 명령 데이터를 읽어오고 제어한다.

그림 7(c)의 그래프는 액추에이터에 인가되는 최대부하에 따라서 전류 소비량이 증가하는 액추에이터의 두 가지 특성 곡선으로써, 본 설계는 환자들이 저항 모드 시스템을 사용한다는 점을 고려하여 최대 250N의 반력이 허용되는 액추에이터를 사용하였다. 환자가 힘을 인가하게 되면 최초 1.6(A)부터 전류를 소모하며 액추에이터의 스트로크(stroke)가 물리적인 병진운동을 수행하고, 250N 이상의 힘을 인가하게 된다면 최대 3.0(A)의 전류를 소모함과 동시에 스트로크의 동작이 멈추게 된다.

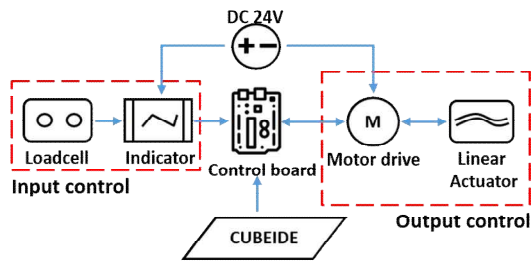


그림 8. 저항 모드 시스템 설계에 대한 블록 다이어그램

Fig. 8. Block diagram of designed resist-mode system.

편마비 상지 재활 로봇의 구동을 위한 저항모드 시스템 설계를 위해 그림 8과 같이 DC 24V 직류전원 공급이 인가된다. 이때 입력부(Input control)중 하나인 로드셀에서 힘을 인가받으면 인디케이터는 아날로그 데이터를 디지털 데이터로 변환하여 신호를 컨트롤보드에 송신하게 되며, 컨트롤 보드는 CUBEIDE(Cube Integrated Development Environment) 통합 개발환경에서 작성된 소스코드에 의해 데이터 저장과 명령을 수행한다. 그러므로 보드에서 출력되는 제어신호는 출력부(Output control)중 하나인 모터드라이버에 전송됨으로써, 최종적으로 종단에 구성된 리니어 액추에이터가 기계적인 전단 및 후단 동작을 수행한다.

그림 9는 하드웨어적 시스템 설계를 위한 저항모드 시스템의 등가회로를 보여주고 있다. 로드셀에서 SIG를 비롯한 통신 포트(port)를 통해 전기적 신호가 인디케이터로 전달되며, 이때 인디케이터는 능동 회로로써 외부의 전원을 공급받아 전기 신호를 디지털 신호로 변경하여 컨트롤보드에 송신한다. 디지털 신호는 RS-232 시리얼 통신을 통해 프로토콜 데

이터 값으로 컨트롤보드의 RX(수신단)에 전송되며, 10 Bit로 구성된 버퍼(buffer)를 통해 천의 자리에서 소수점 둘째 자리까지 무게(kg)에 대한 데이터를 송신한다. 컨트롤 보드는 인디케이터로부터 수신 받은 프로토콜을 분석하고 데이터를 버퍼에 저장하여, 명령 신호를 생성하고 모터드라이버에 전달할 수 있도록 신호 처리를 수행한다. 이때 컨트롤 보드로부터 출력되는 명령신호는 통신 노이즈를 최소화 시키고 로직 레벨이 동기화되도록 RS232 to TTL 컨버터 모듈을 통해 모터드라이버로 전달되며, 이로 인해 모터드라이버에서 위치, 속도 제어 값을 생성하여 리니어 액추에이터를 제어한다. 그리하여 최종적으로 리니어 액추에이터의 모터가 시계 방향(전단) 또는 반시계 방향(후단)으로 구동되며 병진 운동을 수행한다. 리니어 액추에이터의 특징은 전류가 인가되었을 때, 내부의 모터 회전으로 인하여 기계적인 에너지가 발생되어 스트로크(stroke)가 물리적 동작을 수행한다는 것이다.

이때 그림 7(c)에 도시된 그래프를 참고하여, 리니어 액추에이터에 6600RPM을 기준으로 부하를 받기 시작하면 24V, 1.6A, 38.4W의 전력을 소비하며, 최대 250N의 범위 내에서 힘에 대한 물리적 에너지가 선형적으로 증가한다. 이때 기계적 에너지에 의한 액추에이터의 운동 방향은 사용자의 힘의 방향과 동일한 방향으로 이동하며, 액추에이터는 환자의 힘에 대하여 고정된 반력을 인가하여 저항의 임계치 값 이상으로 환자가 지속적인 힘을 발휘하게 유도한다. 그림 10은 상지 재활 운동 로봇의 저항모드를 통한 운동의 전체적인 흐름도이다. 프로그램의 소스 코딩을 통해 환자가 운동에 대한 저항 임계치(resistance-threshold)를 선택한 후, 자유롭게 Push

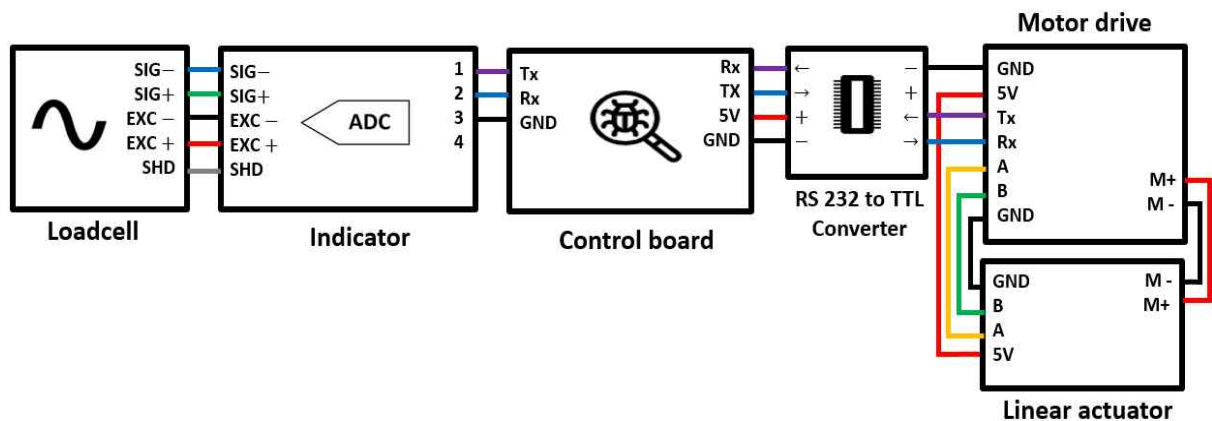


그림 9. 저항모드로 제안된 하드웨어적 시스템 등가 회로

Fig. 9. Hardware-based system equivalent circuit proposed in resist-mode.

와 Pull 모드를 선택하여 운동한다. 이때 환자가 초기에 설정한 저항 임계치보다 낮은 힘을 인가하게 되거나, 재활운동을 수행하는 중에 위치 값의 허용 범위(0-600mm)를 초과하게 되면 스트로크의 동작이 정지되도록 구성하였으며, 반대로 저항 임계치를 능가하게 되면 스트로크의 동작으로 초기 등가속도와 등속도의 병진 운동이 가능하다. 결과적으로 프로그램 소스 코딩을 통해 저항의 임계치 범위를 다양하게 설정하면, 등척성 수축과 등장성 수축의 재활운동 강도를 조절 가능하며 환자의 사용 안전성(s tabilizing)을 보장할 수 있도록 설계하였다.

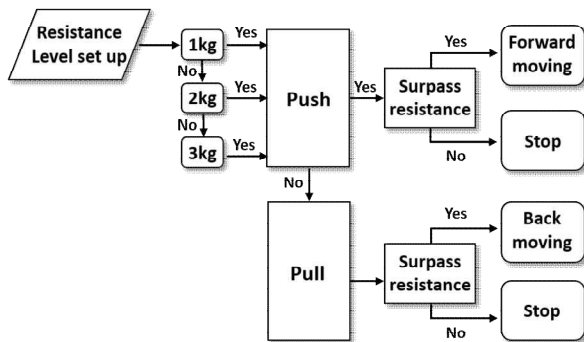


그림 10. 시스템 동작의 흐름도

Fig. 10. Flow chart of the system operation.

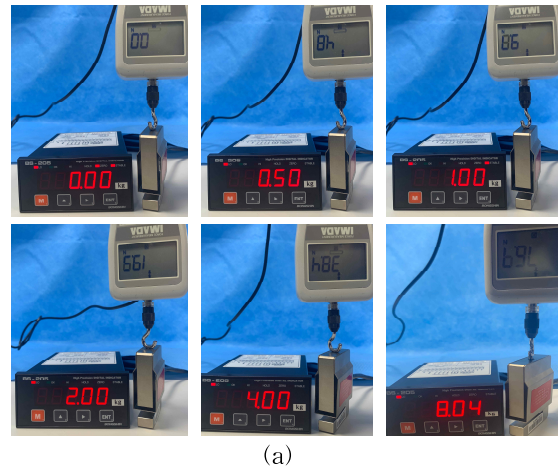
4. 동작 실험 및 결과

그림 8에 표시된 입력부(input control)에 대한 시스템 동작 테스트를 그림 11과 같이 수행하여 시스템 성능을 육안으로 확인하였고, 컨트롤 보드에 수신되는 통신 프로토콜을 해석하여 시뮬레이션 측정 결과를 그림 12와 같이 확인하였다.

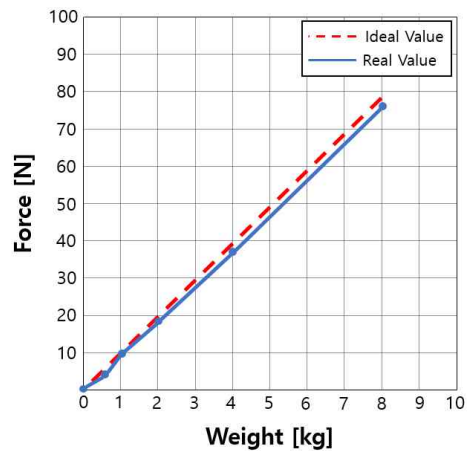
로드셀에 인가되는 힘이 인디케이터에서 정확한 디지털 값으로 출력되는지, 시스템의 선형성을 테스트하기 위해 인장압축시험기(DS2-200N, IMADA)를 이용하였다. 뉴턴의 제 2법칙에 의하여 1kg당 9.8N으로 비례 증가함을 확인하기 위해 그림 11 (a)와 같이 반복 실험을 수행하였고, 그 결과 0.5kg, 2kg, 4kg, 8.04kg에서 평균 $\pm 1.66\%$ 의 근소한 오차가 발생하였다. 이를 그래프로 도식화 하여 그림 11 (b)에 나타내었고, 본 실험을 통해 입력부의 데이터 정확도를 검증하였다.

인디케이터에서 컨트롤보드로 디지털 신호를 수신할 때, 정확한 데이터가 수신됨을 확인하기 위해 수신 프로토콜에 대한 hex(hex)코드를 수신 버퍼에 저장하고 해석하였다. 또한 리니어 액추에이터의 위치 제어 동작 프로그램을 코딩하기 위해 배열에 저

장된 데이터 프로토콜을 그림 12 (a)와 같이 새로운 통신 프로토콜로 변환 하였다. 데이터 통신의 정확함을 테스트 하고자 CUBEIDE 시리얼 모니터(serial monitor)로 실제 측정값을 시뮬레이션 하였으며, 그림 12 (b), (c)와 같이 동일하게 출력됨을 확인하였다.



(a)



(b)

그림 11. 입력부 시스템 정확도 측정 (a) 입력부의 선형성 실험 (b)질량과 힘의 실제 값 측정 그래프

Fig. 11. Input control system accuracy measurement; (a) Input control linearity experiment and (b) Graph of measuring the actual values of weight and force.

리니어 액추에이터를 구동하기 위해 스트로크의 동작에 대한 모터 파라미터(parameter)를 설정하였다. 그림 13 (a), (b)는 시뮬레이션을 통해 모터의 파라미터 설정에 대하여 시간에 따른 위치(position) 및 속도(velocity) 제어율을 보여준다. 환자가 저항 모드 시스템을 사용할 때 효율성을 고려하여, 성인 남성의 팔 길이를 기준으로 약 130mm의 여유를 가질 수 있도록 스트로크의 동작 범위를 600mm(4800 pulse)로 설정하였다. 스트로크의 이동 속도는 모터

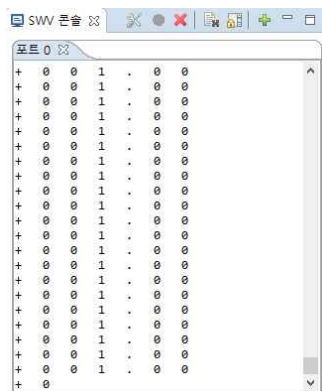
의 속도를 6600rpm으로 설정하여 1:10 기어비를 기준으로 실제 가용 속도를 660rpm으로 설정하였고, 가/감속 설정 값 또한 660rpm으로 결정하였다. 프로그램 명령을 통해 모터를 구동하여 리니어 액추에이터의 동작 성능을 측정하였으며 모터의 실제 회전 속도는 625rpm으로 5% 이내의 제어율 오차가 측정되었다.

[0]	[1]	[2]	[3]	[4]
STX	부호	x100	x10	x1
0xBF	+: 0x96 -: 0x56	0xFB	0xFB	0xDB
[5]	[6]	[7]	[8]	[9]
.	X0.1	X0.01	ETX	NULL
0xA3	0xFB	0xFB	0xF9	0x00

(a)



(b)

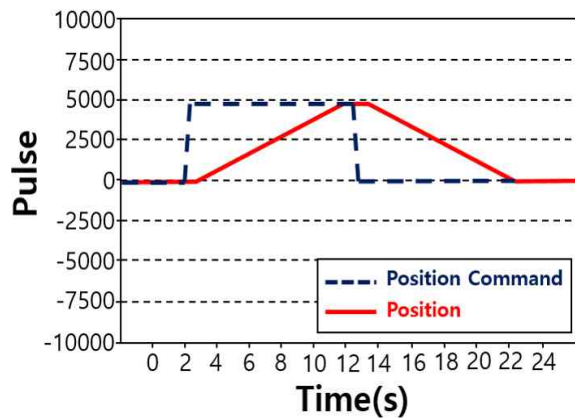


(c)

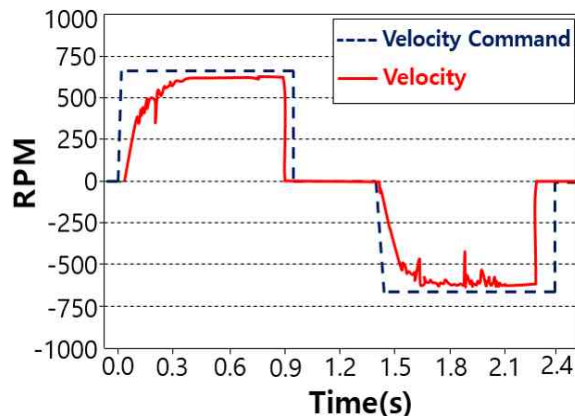
그림 12. 입력부 통신 프로토콜 및 시뮬레이션 (a) 통신 프로토콜 변환 (b) 인디케이터 1kg 측정 (c) 시리얼 모니터 1kg 측정

Fig. 12. Simulation of redefine protocol based on digital signals; (a) Communication protocol conversion, (b) Indicator 1kg measurement, and (c) Serial monitor 1kg measurement.

그래프의 양(+)의 RPM 값은 액추에이터 내부 모터의 시계 방향 속도이며 음(-)의 값은 반시계 방향의 속도이다. 리니어 액추에이터의 위치 값을 4800pulse 혹은 0(zero) pulse로 이동하도록 프로그램을 통해 명령하였고, 이를 수신 받은 리니어 액추에이터의 스트로크 위치는 선형적으로 증가하거나 감소되어 명령된 위치까지 이동함을 확인하였다.



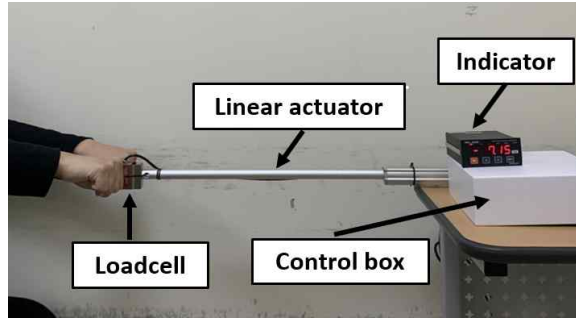
(a)



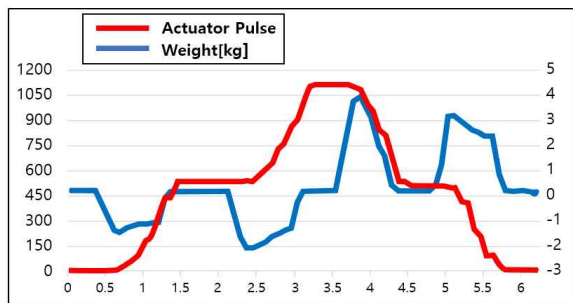
(b)

그림 13. 모터드라이버 동작 테스트 (a) 위치 명령에 따른 모터 제어 (b) 속도 명령에 따른 모터 제어
Fig. 13. Test of the motor drive motion; (a) Motor control according to position command and (b) Motor control according to speed commands.

그림 14(a)와 같이 저항 모드 시스템의 제작을 최종 완료하였으며, 실제 측정을 위해 로드셀의 저항 임계치를 1kg으로 설정하였다. 병진 운동으로부터 Pull과 Push를 병행하여 동작을 시도하였고, 저항 모드의 기능이 정상적으로 구현되어 근력 운동이 가능함을 확인하였다.



(a)



(b)

그림 14. 실제 제작 및 시스템 안전성 검증 (a) 저항 모드 시스템 (b) 시스템 안전성 검증 그래프

Fig. 14. Practical fabrication and system safety verification; (a) resist-mode system and (b) System Safety Verification Graphs.

그림 14 (b)는 제작된 저항 모드 시스템의 안전성을 검증하기 위하여, 저항 임계치의 변화에 따라 리니어 액추에이터의 스트로크 동작 변화를 나타낸 그래프이다. 좌측의 변수 값은 액추에이터의 스트로크 펄스(pulse), 우측 변수의 값은 로드셀에 인가되는 힘(kg)을 나타낸다. 하단의 변수는 시간을 나타내며, 당기는 방향(-)으로 1kg 이상의 힘을 인가할 경우와 미는 방향(+)으로 1kg 이상의 힘을 인가할 경우, 약 500pulse/sec 의 속도로 스트로크가 후단, 전단 이동을 수행하였다. 로드셀에 인가한 힘의 절댓값이 1kg 이하로 떨어지는 순간, 스트로크에 정지 동작 신호가 도달하기까지 약 0.2초의 오차가 발생하였다. 시스템을 환자의 안전성 관점으로 보았을 때, 팔이 강제로 이완되거나 축소되어 관절 부상 및 강제 근육 이완의 부상 확률이 매우 적다.

5. 고찰 및 결론

본 연구는 편마비 환자의 근력 강화를 위하여 상지 재활 로봇에서 저항모드(resist-mode) 기능을 가

지는 병진운동 시스템을 설계하였다. 1kg, 2kg 또는 3kg의 반력 강도를 선택적으로 인가하고, 로드셀과 리니어 액추에이터를 중심으로 팔의 밀(push)과 당김(pull)에 의한 저항 운동이 가능하도록 제작하였다. 스트로크의 최대 길이를 600mm로 설정하여 모든 연령대의 환자가 팔의 펌과 굽힘 운동을 수행하도록 가동 범위의 여유를 두었고, 원활한 동작을 위한 통신 환경을 구축하여 신호 전송 및 시스템 제어가 가능하도록 구현하였다. 데이터의 수신과 송신을 바탕으로 빠른 속도의 명령 신호처리를 위해서 STM사의 컨트롤보드를 사용하였고, 통신 환경은 RS-232C를 사용함으로써 환자가 힘을 인가하지 않는 경우 컨트롤보드의 명령신호로 인하여 리니어 액추에이터의 동작이 곧바로 멈출 수 있도록 시스템의 안전성(stabilizing) 또한 검증하였다.

편마비 환자들은 일상생활 동작 및 휠체어 사용을 위한 상지의 기초 근력이 감소되므로, 제안된 저항모드 시스템을 사용하여 재활운동을 수행할 경우 환자의 이두근, 삼두근과 손목관절 등의 주요 근육을 강화시킬 수 있으며 양팔을 동시에 사용하여 운동을 수행하므로 상지 전체의 근력 밸런스(balance)를 유지하여 효과적인 재활 운동이 가능하도록 제작하였다. 그러므로 이 시스템은 환자가 일상생활에서 필요한 최소한의 근력을 증가시킬 수 있도록 도움을 줄 수 있다고 판단된다.

그러나 제작된 저항모드 시스템은 저항 임계치를 변경할 때, 소스 코드에서 반력에 대한 전역변수를 실시간으로 변경해야하는 추가 인력이 필요하므로, 개선이 필요한 과제이다. 상지 재활 로봇을 사용하기 전, 사용자가 스스로 저항 임계치를 설정할 수 있도록 티치펜던트(teach pendant)와 같은 원격 제어 장치와 통신 프로토콜을 동기화하여 자동화를 시킬 경우, 환자 스스로 저항 모드 시스템을 사용할 수 있을 것으로 사료된다. 또한 토크센서(torque sensor)와 휠(wheel)을 이용한 회전 운동(rotational motion) 기능을 탑재하고 병진운동과 병행하여 가상증강현실 시스템을 도입한다면, 상지 분절에 국부적으로 선택적인 근력 강화 운동이 가능하고 환자의 동기부여를 증가시키는데 기여할 것이라 판단된다.

REFERENCES

- [1] Y. G. Kim, "The Effect of The Virtual Reality Rehabilitation System on Activities of daily living, cognitive function, self-esteem in Stroke," Journal of The Korea

- Academia-Industrial Cooperation Society, vol. 16, no. 8, pp. 5476-5484, 2015.
- [2] M. H. Lee, and S. Y. Oh, "The Mediating Effects of Self-efficacy on Depression and Rehabilitation Motivation in Stroke Patients," Journal of Humanities and Social Science, vol. 11, no. 3, pp. 927-940, 2020.
- [3] J. W. Kim, The Effect of Robot-Assisted Game Training on Upper Extremity Function in Stroke Patients, Master Thesis, Dong-A University, 2015.
- [4] S. E. Park, "Epidemiology, Virology, and Clinical Features of Severe Acute Respiratory Syndrome Coronavirus 2(SARS-CoV-2; Coronavirus Disease-19)," The Korean Society of Pediatric Infectious Diseases, vol. 27, no. 1, pp. 1-10, 2020.
- [5] J. H. Choi, S. H. Oh, and J. U. An, "Sensorless Force Control with Observer for Multi-functional Upper Limb Rehabilitation Robot," Journal of Korea Robotics Society, vol. 12, no. 3, pp. 356-364, 2017.
- [6] S. W. Yoo, Effect of Upper Extremity Robot Assisted Stretching and Strengthening Exercise on Spasticity in Stroke Patients, Master Thesis, Dong-A University, 2015.
- [7] Y. M. Kim, and I. H. Moon, "DULEX, A Wearable Hand Rehabilitation Device for Stroke Survivors," Journal of Institute of Control, Robotics and Systems, vol. 16, no. 10, pp. 919-926, 2010.
- [8] H. I. Krebs, N. Hogan, B. T. Volpe, M. L. Aisen, L. Edelstein and C. Diels, "Overview of Clinical Trials with MIT-MANUS: a robot-aided neuro-rehabilitation facility," Technology and Health Care, vol. 7, no. 6, pp. 419-424, 1999.
- [9] U. J. Yang, and J. Y. Kim, "Development of Frozen Shoulder Rehabilitation Robot Based On Motion Capture Data," Transactions of the Korean Society of Mechanical Engineers-A, vol. 36, no. 9, pp. 1017-1026, 2012.
- [10] J. Y. An, K. S. Jeon, H. J. Choi, J. H. Park, J. E. Kwon, J. Y. Shin, et al., "Effects of Wheelchair Back Support and Ischial Pad on Neck, Trunk Angle and Chest Expansion in Stroke Patients," Journal of Digital Convergence, vol. 16, no. 8, pp. 301-309, 2018.
- [11] D. W. Oh, "Resistance Exercise: Clinical Reasoning for Stroke Rehabilitation," Korean Journal of Neuromuscular Rehabilitation, vol. 2, no. 2, pp. 59-71, 2012.
- [12] C. K. Lee, A Study of Basic Experiment for Upper-Limb Motor Function of Hemiplegic Patient and Development of Training Contents, Ph.D. Dissertation, Korea Polytechnic University, 2019.
- [13] J. E. Kang, Effects of Resistance Exercise on Physical Fitness for Activities of Daily Living, Muscle Mass and Pain in Elderly, Master Thesis, Nambu University, 2011.
- [14] N. J. Kim, "The Effects of Progressive Resistive Exercise Using Elastic Band on Myoelectrical Activity in Stroke Induced Hemiplegic Patients," Journal of Sport and Leisure Studies, vol. 37, no. 2, pp. 1315-1324, 2009.

설재황(Jae-Hwang Seol)



2019년 - 현재, 가천대길병원
의료기기 R&D센터(가천
대학교 의과대학 의공학
교실) 학부 연구생
2016년 - 현재, 가천대학교 보
건과학대학 의용생체공
학과 학사과정

Interest: Medical Robot System, Medical
Device Development, Embedded
Programming



윤기철(Ki-Cheol Yoon)

2019년 08월 고려대학교 의학물
리학과 졸업(석사)
2011년 08월 광운대학교 대학원
전파공학과 졸업(박사)
2007년 02월 광운대학교 대학원
전파공학과 졸업(석사)

Interest: Electronics Beam Therapy ,
Optical Diagnosis, Radiation
Oncology & Planing, Tumor
Detection Technique, Bio-sensor,
RF Energy Harvesting



김광기(Kwang Gi Kim)

2017-현재 가천대학교 교수
2007-2017 국립암센터 과장, 책
임
2005년 2월 서울대학교 대학원
의공학과 졸업(박사)
1998년 2월 포항공과대학교 물
리학과 졸업(석사)

Interest: Medical imaging Process,
Medical Artificial intelligence,
Surgical Robot, Medical
System Applications



김태현(Tae-Hyeon Kim)

2020년 - 현재, 한국 폴리텍대
학 정보 통신학과 학사
과정
2012년 단국대학교 역사학과 졸
업(학사)

Interest: Firmware Development,
Medical Circuit & System
Design, Programming
Microcontroller



이정수(Jung-Soo Lee)

2021년 - 현재, 가천융합의과학
원 의용생체공학과 박사
과정
2021년 인천대학교 기계공학전
공 졸업(석사)
2002년 홍익대학교 기계공학과
졸업(학사)

Interest: Surgical Robot & Rehabilitation
Rotot Design, Medical Device
Development, FEA of
Structural and Thermal, CFD.