Journal of Korea Robotics Society (2017) 12(3):356-364
https://doi.org/10.7746/jkros.2017.12.3.356 ISSN: 1975-6291 / eISSN: 2287-3961

# 다기능 재활운동을 위한 힘 센서가 없는 상지 재활 로봇의 힘 제어

# Sensorless Force Control with Observer for Multi-functional Upper Limb Rehabilitation Robot

최 정 현[1], 오 세 훈[1+], 안 진 웅[2+]

Jung Hyun Choi[1], Sehoon Oh[1+], Jinung An[2+]

**Abstract** This paper presents a force control based on the observer without taking any force or torque measurement from the robot which allows realizing more stable and robust human robot interaction for the developed multi-functional upper limb rehabilitation robot. The robot has four functional training modes which can be classified by the human robot interaction types: passive, active, assistive, and resistive mode. The proposed observer consists of internal disturbance observer and external force observer for distinctive performance evaluation. Since four training modes can be quantitatively identified as impedance variation, position-based impedance control with feedback and feedforward controller was applied to the assistive training mode. The results showed that the proposed sensorless observer estimated cleaner and more accurate force compared to the force sensor and the impedance controller embedded with the proposed observer completed the assistive training mode safely and properly.

**Keywords** Sensorless Force Control, Observer, Multi-Functional Upper Limb Rehabilitation Robot, Impedance Control, Assistive Training Mode

## 1. 서 론

뇌졸중이나 척수손상으로 인하여 상지의 기능이 원활하지 않은 환자들에게 재활치료는 매우 중요하다[1]. 특히, 일상생활의 회복을 위하여 환자들에게는 반복적이고 집중적인 재활치료가 필요하다. 뿐만 아니라 재활치료 시 환자의 치료에 대한 의지도 회복의 수준을 결정하는데 중요한 요인으로 작용한다[2]. 기존의 재활치료는 대부분 치료사들의 도수 치료에 의존하기 때문에 동일한 수준의 반복적인 치료가 어렵고 많은 시간이 소요되는 등 치료사의 부담이 가중되는 한계가 있다.

이러한 기존의 재활 치료의 단점을 보강하여 보다 임상적으로 효과가 우수한 재활 치료를 위하여 상지 재활 로봇이 많은 연구자들에 의하여 활발하게 개발되어 왔다.

Nef[1] 등은 외골격형(exoskeleton type)의 상지 재활 로봇인 ARMin을 통하여 상박부의 다양한 길이에도 재활운동이 가능한 로봇을 소개하였다. Kreb[2] 등은 임상학적인 요구조건을 만족하는 말단형(end-effector type)의 MIT-Manus를 개발하여 다양한 환자군에 대한 임상시험을 실시하였다. Perry[3] 등은 외골격형의 7자유도를 갖는 상지 재활 로봇을 제안하였으며 로봇의 경량화, 특

Received : Apr. 25. 2017; Revised Jun. 25. 2017; Accepted : Aug. 3. 2017
※This research was financially supported by the "Robot industrial cluster construction program" through the Ministry of Trade, Industry&Energy (MOTIE) and Korea Institute for Advancement of Technology (KIAT) and in part by the National Research Foundation of Korea (NRF) under NRF-2016 R1A2B4016163
†Corresponding author: DGIST, 333 Techno Jungang-daero, Hyeonpung-myeon, Dalseong-gun, Daegu, Korea (sehoon@dgist.ac.kr/robot@dgist.ac.kr)
[1]Robotics Engineering, DGIST (jhchoi-sog@dgist.ac.kr)
[2]Convergence Research Center for Wellness, DGIST

Copyright ⓒ KROS

이점 회피, 높은 가역 구동성(back-drivability)확보를 위하여 와이어 구동(wire-driven) 방식을 재활로봇에 적용하였다. Sanchez[4] 등은 재활로봇의 높은 가역 구동성을 확보하기 위하여 외골격형의 수동적인 평형추가 있는 T-WREX를 소개하였고 Rosati[5] 등은 공간상에서 환자의 움직임을 구현하기 위해 NeReBot 시스템을 개발하였다. 뿐만 아니라 Burgar[6] 등은 건측(healthy) 상지의 움직임을 환측(unhealthy) 상지와 연동하여 재활하는 MIME 시스템을 소개하였다.

이와 같이 상지의 기능을 회복하기 위한 목적으로 많은 상지 재활 로봇이 개발되고 있으며 로봇에 대한 환자의 안전을 고려하고 재활운동의 효과를 향상시키기 위하여 재활로봇에 다양한 제어 기법들이 적용되어 왔다. 재활로봇에 적용되는 제어 기법들은 근본적으로 인간-로봇 상호작용의 측면에서 다루어지는 것으로 인간과 로봇이 협업하는 환경이나 임무에 대해 연구되어 왔다.

예를 들어 인간과 로봇의 접촉이 초래되는 환경에서 사람의 안전성 보장이나 로봇과 사람 사이의 물리적 구속으로 인하여 발생되는 상호작용력을 제어하는 임피던스[7,8] 제어가 산업로봇에 많이 적용되었다.

Albu-Schaffer[9] 등은 로봇 손의 조종성을 향상하기 위하여 임피던스 제어기를 적용하였다. Ott[10] 등은 임피던스와 어드미턴스(admittance)의 상호적 관점에서 임피던스 제어기의 특징을 정의하였고[10] Haddadin[11] 등은 로봇과 사람이 충돌할 때 사람이 받는 충격력을 감소시키기 위하여 힘 제어를 적용하였다. Oh[12] 등은 산업로봇에서 로봇의 안전성과 성능에 대한 요구조건을 정의하였다. 이처럼 산업적 환경에서 인간-로봇 협업에 활용되는 제어 기술들은 재활 로봇에서도 당연히 적용이 가능하다.

본 연구는 로봇에 대하여 사람의 상대적인 동작 관점에서 재활 로봇에 요구되는 운동 기능들을 정의하고, 이에 적합하도록 설계되고 구현된 다기능 상지 재활 로봇에 대하여 적용이 가능한 제어 기법을 제안하고자 한다. 적절한 인간-로봇 상호작용 제어를 위해서는 힘을 측정할 수 있는 수단을 필요로 하며, 힘 센서 채택은 재활로봇의 가격을 비싸게 할 뿐만 아니라, 센서 잡음과 제한적인 힘 제어 대역폭을 가진다. 뿐만 아니라, 물리적으로 파손되기 쉬우며 별도의 설치 공간이 필요하다. 이러한 문제를 해결하기 위하여 현재 다양한 힘 센서가 개발되고 있다[13-15]. 기존의 힘 센서의 단점을 보완하는 이 새로운 힘 센서는 현재 대부분 개발단계에 있고 상용화까지는 다소 개발 시간이 예상된다.

이러한 힘 센서의 단점을 극복하기 위하여 본 연구에서 제안하는 방법과 유사하게 힘 센서를 사용하지 않고 힘을 추정하는 많은 연구가 있다. Luca[16]는 로봇의 동역학 모델을 기반으로 외부환경의 접촉 힘 감지 알고리즘(Residual Observer)을 제안하여 힘/위치 제어기에 적용하였다. 외부의 힘을 측정하기 위하여 힘 센서를 사용하지 않고 동역학 모델을 사용하였으나 힘 측정 성능은 본 연구에서 제안하는 주파수영역이 아닌 시간영역에서 조정하였다. Teodor[17]는 비행로봇의 작용력을 추정하기 위하여 공간상의 힘과 토크의 물리량을 나타내는 6자유도의 렌치(Wrench)좌표계를 이용하였다. 이 경우도 렌치 추정(Wrench estimation)을 위하여 동역학 모델 뿐만 아니라 가속도/자이로 센서도 함께 사용하여 본 연구에서 제시하는 방법과 차이가 있다.

본 연구는 재활로봇의 보조력을 구현하기 위하여 힘 관측기를 이용하여 위치제어기반의 임피던스 제어기를 구성하였다. 이 힘 관측기는 Murakami[18]의 외란 관측기를 이용한 모터의 외력 측정 방법과 동일한 방법을 적용하였다. 기존의 힘 관측기에서 사용된 시스템의 경우 동력전달 구조가 없는 단일 모터 시스템에 작용하는 외력을 관측하였으나 본 연구에 사용된 재활로봇은 구동모터와 링크 사이에 와이어를 이용한 동력전달 구조를 가진다. 와이어 동력전달 구조의 경우 와이어 비틀림과 마찰 등의 비선형성이 존재하고 동역학 모델로 정의하기 어려운 단점이 있다.

이와 같이 와이어 동력전달 장치와 같은 비선형성이 있는 시스템에서도 힘 관측기를 적용할 수 있음을 본 연구에서 보이고자 하였다. 뿐만 아니라, 외골격 타입의 재활로봇[19]이 아닌 비선형적인 요소가 포함된 동력전달 장치와 링크로 구성된 끝점타입의 재활로봇에 힘 관측기가 적용된 사례로는 최초이다.

따라서, 본 연구는 상지 재활 로봇이 부가적인 힘 측정 수단이 필요 없이 다기능 재활 훈련을 환자에게 제공할 수 있는 힘 관측기 기반의 인간-로봇 상호작용 힘 제어

기법을 제안하고, 이에 대한 실험을 수행하여 성능을 검증하고자 한다.

## 2. 다기능 상지 재활 로봇

### 2.1 다기능 상지 재활 로봇

관측기 기반의 상지 재활 힘 제어기를 적용하기 위한 플랫폼으로 다기능 재활 훈련 제공이 가능한 상지 재활 로봇[20]을 이용하였다(Fig. 1). 이 로봇은 5절 링크 구조의 평면 운동(2 자유도), 5절 링크 구조물의 회전 운동(1 자유도) 및 수직 상하 운동(1 자유도)이 가능한 4자유도 로봇이다. 특히 평면상에서의 상지의 움직임을 구현하는 5절 링크는 작업영역 내에 특이점[21]이 발생되지 않으며, 조종성을 최대로 할 수 있는 구조[22]로 되어 있다.

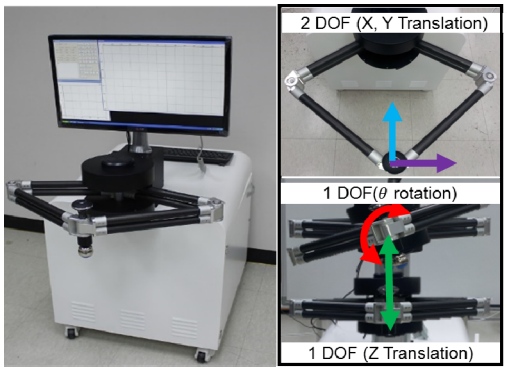



Fig. 1. Multi-functional upper limb rehabilitation robot[20]

Table 1. Specification of the multi-functional upper limb rehabilitation robot

| Variable | Descriptions |
|---|---|
| Size [mm] | Min: 650 (W) × 800 (H) × 1030 (D)<br>Max: 1380 (W) × 1320 (H) × 1530 (D) |
| Weight [kgf] | 107 |
| Power [W] | 300 (150W-DC motor 2EA) |
| Position Sensing | Absolute encoder 2EA,<br>Incremental encoder 2EA |
| Transmission | Wire-driven |
| Motion DoFs | 4 |
| Training mode | Passive, Assistive, Active, Resistive |
| Exertion Force [N] | Active 50 (Only motor)<br>Passive 110 (Motor and MR-damper) |

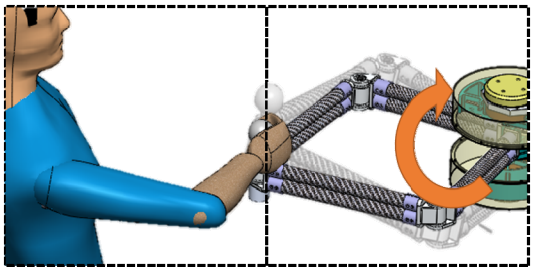
한편 구동기 설계의 관점에서 높은 가역 구동성을 위해 케이블구동(cable-driven) 방식을 채택하였고, 본질적 안전성(intrinsic safety) 확보를 위해 자기유변유체 댐핑 가변형 구동기(controller damper)[23]를 적용하였다.

본 연구에 활용된 다기능 상지 재활 로봇의 주요 제원과 성능을 Table 1에 도시하였다.

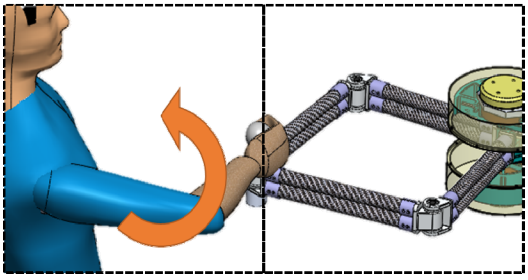
### 2.2 재활 기능 훈련 모드의 정의

효과적인 재활 훈련의 제공과 함께, 효율적인 로봇 제어를 위해 상지 재활 로봇의 재활 훈련을 기능적 관 점에서 로봇과 환자의 상대적 역할 관계에 따라 Fig. 2와 같이 네 가지로 구분할 필요가 있다.

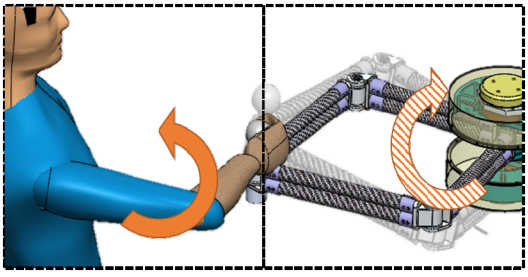
- 수동 모드(Fig. 2a): 로봇이 주도적으로 계획된 운동 경로를 따라 환자의 상지를 강제적으로 움직여 상지 운동 훈련을 제공한다.
  이 때 환자-로봇 간에 요구되는 상호작용력은 환자 상지의 강직도(rigidity)에 의해 결정된다. 이 모드는 본격적인 재활운동에 앞서 경직된 근육을 풀어주거나 상지의 운동 가동 범위를 넓히는 목적의 훈련에 활용될 수 있다.
- 능동 모드(Fig. 2b): 환자가 주도적으로 자신의 상지를 움직여 자신의 운동 경로를 만들어 로봇을 움직이는 훈련으로, 환자가 자유로이 움직일 수 있도록 로봇은 낮은 관성 및 마찰 저항과 높은 가역 구동성이 요구된다. 이 모드는 환자의 운동 가동 범위 등 재활 훈련 효과를 평가하는 수단으로 활용될 수 있다.
- 보조 모드(Fig. 2c): 환자가 필요로 하는 만큼의 운동을 로봇이 보조해 주는 훈련이다. 예를 들어 계획된 경로를 따라 로봇이 환자의 상지를 움직일 때, 환자가 주어진 경로를 벗어나면 벗어난 위치만큼의 운동력을 보조하여 원래 계획된 경로로 운동을 복원하여 지속하는 훈련이 가능하다.
  이 때 로봇에 의한 보조 운동력은 위치기반의 임피던스 제어로 생성이 가능하고, 발생된 보조 운동력은 로봇 환자 간 임피던스 모델을 통해 조절이 가능하다.
- 저항 모드(Fig. 2d): 환자가 필요로 하는 만큼의 저항력을 로봇이 제공해 주는 훈련이다.
  이 때 로봇이 생성하는 저항력은 사람에게 안전한 수



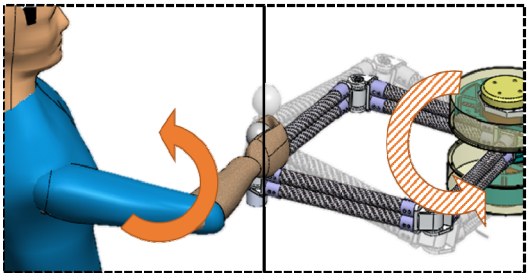
(a) Robot initiating motion (passive)



(b) Human initiating motion (active)



(c) Human-robot cooperating motion (assistive)



(d) Human-robot cooperating motion (resistive)

Fig. 2. Initiative of motion

준으로 제공되어야 하며, 로봇 환자 간 임피던스 모델을 통해 결정이 가능하다.

따라서 보조 모드는 다른 세 가지 모드와 달리 재활훈련의 단계에 따라 서로 다른 보조 운동력을 제공하기 위하여 힘 제어가 반드시 필요하다. 이러한 힘 제어를 재활로봇에 적용하면 계획된 경로와 현재 위치의 오차를 이용하여 힘장(force field)[24]과 같은 가상환경의 구현도 가능하다.

## 3. 힘센서 없는 상지 재활로봇의 힘 제어기 설계

### 3.1 힘 제어를 위한 힘 관측기 설계

로봇과 사람의 협업을 위한 힘 제어 성능 구현 및 향상을 목표로 하는 많은 연구자들이 힘 제어를 연구하여 왔다[12].

힘 제어 종류는 힘 측정 유무에 따라 구분할 수 있다. 1) 먼저 힘 센서 기반의 힘 제어는 직접적인 힘을 측정이 가능하므로 정밀한 힘 제어가 가능하나, 센서 가격이나 내구성이 고려되어야 하고 센서잡음과 제어대역에 대한 한계가 단점으로 작용한다. 2) 다음으로 탄성 구동기(serial elastic actuator) 기반 힘 제어는 힘 센서를 사용하지 않고 구동기와 동력 전달 장치 사이에 탄성체를 연결하여 탄성체의 변위를 힘으로 변환하여 힘을 측정하고 제어 하는 방법으로 외부 충격에 대해 순응적(compliant) 동작이 가능해 안정성을 높이는 효과가 있으나 탄성체의 강성을 조절할 수 없는 단점이 있다[25]. 3) 힘 센서 없는 힘 제어는 힘 센서나 탄성체를 사용하지 않고 힘 관측기를 이용하여 외부의 힘을 추정하는 방법으로 비용 절감과 함께 안정성을 높이는 장점이 있다. 하지만, 힘 센서 없는 힘 제어의 성능은 로봇의 동역학적 모델의 정확성에 따라 좌우된다.

본 연구는 재활 로봇에 적합한 방법으로 가격과 안정성, 그리고 구조적 간결성 등의 실용적인 측면을 고려해 힘 센서가 없는 힘 제어 방법을 적용하고자 한다.

이를 위해, 힘 센서가 없는 힘 제어를 위해 관측기[26]를 설계해야 한다. 먼저, 재활 로봇에 작용하는 힘($\hat{F}_h$)을 관측하기 위하여 시스템에 대한 입력과 출력의 관계식을 식(1)과 같이 정의할 수 있다.

$$y = P(s)(u + f + d) = \frac{1}{Js + B}(u + f + d) \tag{1}$$

여기서 $y$는 시스템의 출력으로서 Fig. 3에서 로봇 링크

의 각속도($\dot{\theta}$) 이고 $u$ 는 시스템의 입력으로서 링크를 구동하는 토크입력($\tau_{ref}$) 이다. $f+d$ 는 시스템에 작용하는 외란의 총 합으로서 $f$ 는 외부에서 시스템에 작용하는 외란(사람이 로봇에 가하는 힘이고 Fig. 3에서 ($\hat{F}_h$) 로 표시)이고 $d$ 는 시스템 내부의 외란(로봇 구동부의 마찰)이다. $P(s)$ 는 로봇의 동역학 특징을 나타내는데, 여기서는 로봇의 기구부의 단일 링크를 고려하여 $1/(Js+B)$ 로 표시하였다.

사람이 로봇에 가하는 힘을 도출하기 위하여 실제 시스템의 동역학 특성을 나타내는 공칭 모델($P_n$) 을 적용하여 식 (2)와 같이 힘을 예측할 수 있다.

$$\hat{F}_h = Q(s)(P_n^{-1}(s)y - u) = \frac{1}{\tau s+1}(\hat{f}+\hat{d}+\hat{u}-u) \qquad (2)$$

여기서 $Q(s)$ 는 저역필터이고 $\tau$ 는 저역필터의 시상수이다. $\hat{f}+\hat{d}+\hat{u}$ 는 식(1)에 로봇 링크의 역동역학 모델 ,$P_n^{-1}(s)$ 를 곱하여 도출되는 값이다.

Fig. 3는 힘 센서가 없는 힘 관측기의 구조를 나타낸 그림이다. Fig. 3에서 내부 외란 제어와 힘 관측기의 성능을 분리하기 위하여 내부 외란 관측기와 외부 힘 관측기의 구조로 구성하였고[20] 마찰력을 보상하기 위하여 Fig. 3의 마찰보상 모델($F_{friction}$) 을 통하여 시스템에 작용하는 마찰력을 보상하였다.

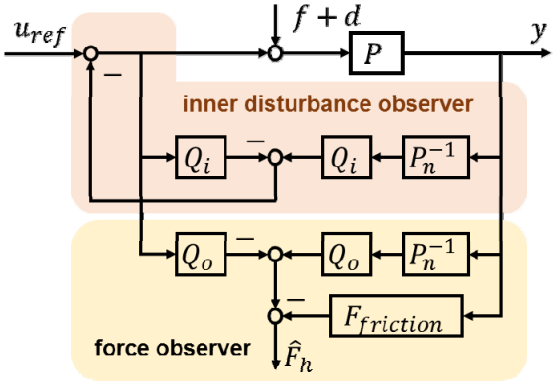



Fig. 3. Structure of force observer

### 3.2 다기능 재활운동을 위한 임피던스 설계

다기능 재활운동을 구현하기 위하여 로봇은 1) 환자를 주어진 궤적으로 이끌어 가거나 2) 환자가 생성하는 궤적을 로봇이 따라서 움직일 수 있어야 한다. 이때 로봇과 환자 사이에 상호 작용력($\hat{F}_{react}$), 환자가 로봇으로부터 느끼게 되는 힘은 식 (2)를 이용해서 추정하는 힘($\hat{F}_h$) 과 같다고 할 수 있다. 환자가 운동을 하는 동안 로봇이 생성해야 하는 힘을 조정하기 위하여 식 (3)과 같이 임피던스 모델을 정의할 수 있다.

$$\hat{F}_{react} = (J_m s + B_s + \frac{K_m}{s})x_{imp} = Z_m(s)x_{imp} \qquad (3)$$

여기서 $x_{imp}$ 는 임피던스 모델로부터 조정되는 로봇끝점의 위치이고, $J_m, B_m, K_m$ 은 임피던스 모델의 관성모멘트, 점성계수, 탄성계수 설계값이다.

이 임피던스 모델을 이용하여 Fig. 4와 같이 위치제어 기반의 임피던스 제어기를 적용하였다. 이 제어기의 위치 입력 값($x^*$) 은 식 (3)의 $Z_m$ 을 이용하여 임피던스 모델로부터 도출되는 위치 값($x_{imp}$) 과 로봇에 주어지는 위치 입력값($x_{ref}$) 의 합($x^* = x_{imp} + x_{ref}$) 으로 구성된다. 조정된 위치 입력값($x^*$) 을 추종하기 위하여 본 논문에는 Fig. 4와 같이 피드백 제어기($C_{FB}$) 와 피드포워드 제어기($C_{FF}$) 를 적용하였으며 다음 식과 같이 구성하였다. 여기서 $A$ 는 식 (6)과 같이 조정된 위치 입력값에 대한 미분기이다.

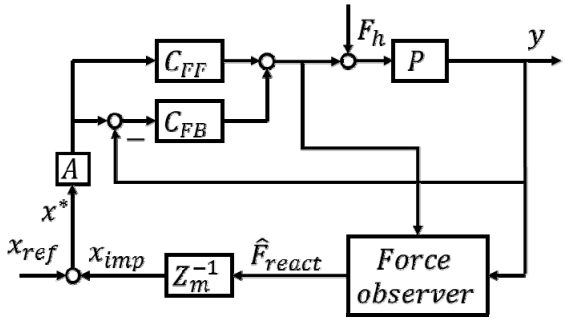



Fig. 4. Structure of impedance control based on position control

$$C_{FB}(s) = K_P + \frac{K_I}{s} + K_D s \tag{4}$$

$$C_{FF}(s) = Q_{FF}(s) P_n^{-1}(s) \tag{5}$$

$$A = \frac{s}{\tau s + 1} \tag{6}$$

식 (4)에서 $K_P, K_I$ 그리고 $K_D$ 는 각각 PID제어기의 제어 이득이다. 식 (5)에서 $P_n$ 은 시스템의 공칭모델이고 $Q_{FF}(s)$ 는 적절한 피드포워드 제어를 위한 저역필 터이다.

## 4. 상지재활 로봇의 힘 보조 재활 운동 실험

### 4.1 힘 관측기를 이용한 힘 측정

식 (2)에서 제안한 힘 관측기의 성능을 검증하기 위하여 Fig. 5와 같이 힘 센서(Table 2의 상세 사양 참 조)를 로봇에 부착하여 힘 측정 결과를 비교하였다. 힘 센서가 부착되는 위치는 힘 관측 시 시스템 모델의 비선형성으로 인한 오차를 줄이고자 Fig. 1에서 설명한 2자유도의 로봇 팔을 분해하여 1자유도 링크에 부착하였다. Fig. 5(좌)에서 흑색 점선은 힘 센서의 측정값을 나타내고 적색 실선은 힘 관측기를 이용한 힘의 예측 값을 나타내었다.

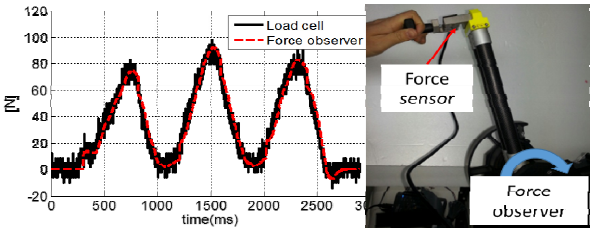



Fig. 5. Force measurement by using force observer for single link of the rehabilitation robot

Table 2. Specification of the force sensor

| Variable | Descriptions |
|---|---|
| Manufacturer | CURIOTEC |
| Model | CSBA-100L |
| Capacity/Resolution | 100 / 0.05 kgf |
| Combined error | 0.03% |

힘 관측기는 그 특성상 마찰력을 포함하므로 이를 제거하기 위하여 Fig. 3에서 제안한 것과 같이 일반적인 마찰모델($Stribeck + coulonm + viscous$)을 적용하였다. 일반적으로 힘 관측기는 시스템 모델의 정확도나 저역필터 시상수의 값에 따라 성능의 차이가 있으나 본 실험에서는 $\tau = 0.016$ 의 시상수를 적용하였고 그 결과가 힘 센서의 측정값과 유사함을 확인하였다(RMS 오차 4.5N 이하).

뿐만 아니라 힘 관측기는 측정값에 많은 노이즈가 발생하는 힘 센서와 달리 측정 노이즈가 없는 힘 측정이 가능함을 확인하였다. 본 실험은 힘 관측기의 예측 결과와 힘 센서의 측정결과의 정량적인 비교보다 힘 관측기의 힘 측정 수단으로써의 가능성을 확인하였다.

### 4.2 힘 보조운동 모드 실험

네 가지의 다기능 재활운동은 Fig. 6과 같이 임피던스의 설계 값에 따라 구현 될 수 있다. 네 가지의 다기능 재활운동은, 환자의 움직임에 대하여 로봇이 어떠한 상호작용력을 제공하느냐에 의하여 결정되는데, 이는 임피던스라는 기준을 이용하여 구현 가능하다.

로봇의 임피던스를 높게 설정하면 환자의 움직임과 관계없이 정해놓은 궤적대로 움직이게 되어 수동운동과 저항운동이 가능하게 된다. 반면에 로봇의 임피던스를 작게 설정하면 환자의 움직임에 대한 작은 상호작용력이 발생하게 되어 환자가 자유롭게 움직일 수 있게 되어 능동운동과 보조운동이 가능하게 된다.

본 논문은 4가지의 재활운동 중 힘 제어가 요구되는

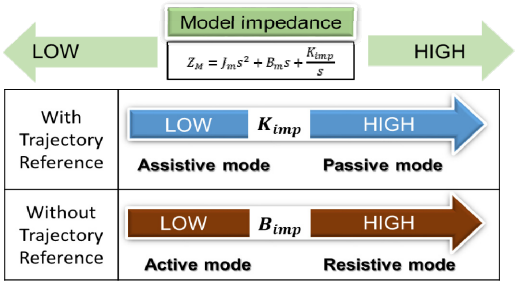



Fig. 6. Design parameter of impedance for Multi-functional traning

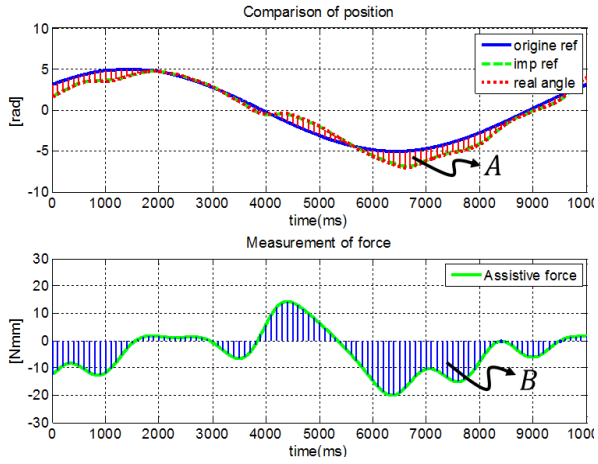



Fig. 7. Experiment of force assistive training

보조운동을 힘 센서가 없는 재활로봇에서 힘 관측기를 이용하여 구현하는 실험을 수행하였다.

본 실험에서 적용된 임피던스 설정은 $J_m = 0.0025$, $B_m = 0.00707$, $K_m = 0.05$ 를 사용하였다. 이 설정값은 사용자의 실험적인 방법으로 결정될 수 있으며 본 논문은 임피던스 설정값의 의미를 정의하는 것 보다 보조운동 구현을 위한 임피던스 설정값을 도출하는 것이 목표이다.

Fig. 7의 상단과 같이 주어진 궤적이 있는 보조운동의 경우 로봇에 주어진 위치에서 환자의 현재 위치가 벗어나서 위치 오차가 발생될 때에는(영역 $A$) 그에 상응하는 보조력이 Fig. 7의 하단에서 발생하는 것을 알 수 있다. (영역 $B$) 이때 발생되는 보조력은 조이트 공간(Joint space)상에서 작용되는 보조력을 나타내고 이를 작업영역 공간(workspace)상의 보조력은 자코비안의 관계에 있다.

## 5. 결 론

본 논문은 다양한 재활운동을 로봇에 대한 사람의 운동을 기준으로 수동/보조/능동/저항운동으로 정의하였다. 이러한 운동을 재활로봇에서 구현하기 위하여 로봇과 사람의 상호작용력을 임피던스 설계 값으로 표현하였다.

힘 센서가 없는 재활로봇에서 힘 제어가 필요한 힘 보조운동을 구현하기 위하여 힘 관측기를 적용하였고 힘 센서와의 비교실험을 통하여 힘 측정 성능을 검증하였다. 이러한 힘 관측기를 적용하여 위치제어 기반의 임피던스 제어를 이용하여 힘 보조 운동을 구현하였다.

## References

[1] N. Tobias, and R Riener, “ARMin-design of a novel arm rehabilitation robot,” *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, pp. 57-60, 2005.

[2] H.I. Krebs, M. Ferraro, S.P. Buerger, M.J. Newbery, A. Makiyama, M. Sandmann, L. Daniel, T. V. Bruce, and N. Hogan, “Rehabilitation robotics: pilot trial of a spatial extension for MIT-Manus,” *Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation*, vol. 1 no. 1, pp. 1-15, 2004.

[3] J.C. Perry, J. Rosen, and S. Burns, “Upper-limb powered exoskeleton design,” *IEEE/ASME transactions on mechatronics*, vol. 12, no. 4, pp. 408-417, 2007.

[4] R.J, Sanchez, J. Liu, S. Rao, P. Shah, R. Smith, T. Rahman, S.C. Cramer, J.E. Bobrow, amd D. J. Reinkensmeyer, “Automating arm movement training following severe stroke: functional exercises with quantitative feedback in a gravity-reduced environment,” *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, vol. 14, no. 3, pp. 378-389, 2006.

[5] G. Rosati, P. Gallina, and S. Masiero, “Design, implementation and clinical tests of a wire-based robot for neurorehabilitation,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 15, no. 4, pp. 560-569, 2007.

[6] C.G. Burgar, P.S. Lim, A.M.E. Scremin, S.L Garber, L. Van, and H.F. Machiel, “Robot-assisted upper-limb therapy in acute rehabilitation setting following stroke: Department of Veterans Affairs multisite clinical trial,” *Journal of rehabilitation research and development*, vol. 48, no. 4, pp. 445-458, 2011.

[7] N. Hogan, “Impedance Control: An Approach to Manipulation: Part II-Implementation,” *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, vol. 107, no. 1, pp. 8-16, 1985.

[8] S.M. Kim, Y.J. Choi, and W.K. Chung, “Design of Torque Servo for Impedance Control of Double Vane Rotary Hydraulic Actuator System,” *Journal of Korea Robotics Society*, vol. 5, no. 2, pp. 160-168, 2010.

[9] A. Albu-Schäffer, O. Eiberger, M. Fuchs, M. Grebenstein, S. Haddadin, C. Ott, A. Stemmer, T. Wimböck, S. Wolf, C. Borst, and G. Hirzigner, "Anthropomorphic soft robotics-from torque control to variable intrinsic compliance," *Springer Berlin Heidelberg, In Robotics research*, pp. 185-207, 2011.

[10] C. Ott, R. Mukherjee, and Y. Nakamura, "A hybrid system framework for unified impedance and admittance control," *Journal of Intelligent & Robotic Systems*, vol. 78, no. 3, pp. 359-375, 2015.

[11] S. Haddadin, A. Albu-Schäffer, and G. Hirzinger, "The role of the robot mass and velocity in physical human-robot interaction-Part I: Non-constrained blunt impacts," *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 1331-1338, 2008.

[12] S. Oh, H. Woo, and K. Kong, "Frequency-shaped impedance control for safe human-robot interaction in reference tracking application," *IEEE/ASME Transactions On Mechatronics*, vol. 19, no. 6, pp. 1907-1916, 2014.

[13] N. Vuong, H.Y. Kwon, N.H. Chuc, D. Kim, K. An, V.H. Phuc, H. Moon, J. Koo, Y. Lee, J.-D. Nam, and H.R. Choi, "Active skin as new haptic interface," *International Society for Optics and Photonics SPIE Smart Structures and Materials+ Nondestructive Evaluation and Health Monitoring*, vol. 7642, pp. 1-9, 2010.

[14] H.-K. Lee, S.-I. Chang, E. Yoon., "Dual-mode capacitive proximity sensor for robot application: Implementation of tactile and proximity sensing capability on a single polymer platform using shared electrodes," *Ieee Sensors Journal*, vol. 9, no. 12, pp. 1748-1755, 2009.

[15] H.S. Han, J. Park, T.D. Nguyen, U. Kim, C.T. Nguyen, H. Phung, and H.R. Choi, "A highly sensitive dual mode tactile and proximity sensor using Carbon Microcoils for robotic applications," *International Conference on Robotics and Automation*, pp. 97-102, 2016.

[16] A.D. Luca and M. Raffaella, "Sensorless robot collision detection and hybrid force/motion control. In: Robotics and Automation" *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 999-1004, 2005.

[17] T. Teodor and S. Haddadin, "A unified framework for external wrench estimation, interaction control and collision reflexes for flying robots," *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 4197-4204, 2014.

[18] T. Murakami, F. Yu, and K. Ohnishi, "Torque sensorless control in multidegree-of-freedom manipulator," *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, vol. 40, no. 2, pp. 259-265, 1993.

[19] B. Ugurlu, M. Nishimura, K. Hyodo, M. Kawanishi, and T. Narikiyo, "Proof of concept for robot-aided upper limb rehabilitation using disturbance observers" *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*, vol. 45, no. 1, pp. 110-118, 2015.

[20] J. An, J.H. Choi, and S.M. Lee, "One Source Multi-Functional and Multi Use Upper Limb Training Robot," *International Conference on Recent Advances in Neurorehabilitation*, 2015.

[21] J.H. Choi, T.W. Seo, and J.W. Lee, "Singularity analysis of a planar parallel mechanism with revolute joints based on a geometric approach," *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, vol. 14, no. 8, pp. 1369-1375, 2013.

[22] J.H. Choi, D.H. Shin, T.S. Park, C.P. Jeong, J.I. Moon, and J. An, "Kinematic Design Consideration Based on Actuator Placement of Five-bar Planar Robot for Arm Rehabilitation," *Key Engineering Materials*, vol. 625, pp. 638-643, 2014.

[23] J. An and D. Kwon, "Stability and Performance of Haptic Interfaces with Active/Passive Actuators - Theory and Experiments," *International Journal of Robotic Research*, vol. 25, no. 11, pp. 1121-1136, 2006.

[24] U. Keller, G. Rauter, and R. Riener, "Assist-as-needed path control for the PASCAL rehabilitation robot," *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, pp. 1-7, 2013.

[25] P. Nicholas, S. Oh, and L. Sentis, "Design and control considerations for high-performance series elastic actuators," *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 19, no. 3, pp. 1080-1091, 2014.

[26] S. Oh, K. Kong, and Y. Hori, "Design and analysis of force-sensor-less power-assist control," *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, vol. 61, no. 2, pp. 985-993, 2014.

**최 정 현**

2010 영남대학교 기계공학(학사)
2013 영남대학교 기계공학(석사)
2013~2016 대구경북과학기술원, 연구원
2016~현재 대구경북과학기술원, 박사과정

관심분야: 로봇 기구설계 및 제어

**오 세 훈**

1998 동경대학교 전기공학(학사)
2000 동경대학교 전기공학(석사)
2005 동경대학교 전기공학(박사)
2008~2012 동경대학교, 특임교수
2010~2011 University of Texas at Austin, 객원연구원
2012~2013 삼성중공업, 책임연구원
2013~2015 서강대학교, 연구교수
2015~현재 대구경북과학기술원, 조교수

관심분야: 스포츠 운동 로봇 및 모션제어

**안 진 웅**

1993 성균관대학교 기계공학(학사)
1997 KAIST 제어공학(석사)
2005 KAIST 로봇공학(박사)
2005~2008 광운대학교, 정보제어공학과 조교수
2008~현재 대구경북과학기술원 웰니스융합연구센터, 센터장
2013~현재 Purdue University, Purdue Polytechnic Institute, 겸임교수

관심분야: 재활 로봇, 뇌-로봇 인터페이스, 인공지능