

편마비 환자를 위한 착용형 보행 로봇 제어 알고리즘 개발

Control Algorithm of a Wearable Walking Robot for a Patient with Hemiplegia

조창현[†]

Changhyun Cho[†]

Abstract: This paper presents a control algorithm for a wearable walking aid robot for subjects with paraplegia after stroke. After a stroke, a slow, asymmetrical and unstable gait pattern is observed in a number of patients. In many cases, one leg can move in a relatively normal pattern, while the other leg is dysfunctional due to paralysis. We have adopted the so-called assist-as-needed control that encourages the patient to walk as much as possible while the robot assists as necessary to create the gait motion of the paralyzed leg. A virtual wall was implemented for the assist-as-needed control. A position based admittance controller was applied in the swing phase to follow human intentions for both the normal and paralyzed legs. A position controller was applied in the stance phase for both legs. A power controller was applied to obtain stable performance in that the output power of the system was delimited during the sample interval. In order to verify the proposed control algorithm, we performed a simulation with 1-DOF leg models. The preliminary results have shown that the control algorithm can follow human intentions during the swing phase by providing as much assistance as needed. In addition, the virtual wall effectively guided the paralyzed leg with stable force display.

Keywords: Stroke, Hemiplegia, Wearable Walking Robot, Admittance Control, Assist-As-Needed Control

1. 서 론

뇌졸중은 장기적인 운동기능 손상을 야기하며, 운동기능을 회복하기 위해 시정각 및 신체적 자극이 필요하다. 뇌 손상이 후 보행기능 재활을 위해 로봇을 이용한 재활 치료가 연구되어왔다^[1]. 트레드밀과 외골격 보행로봇으로 구성된 시스템이 개발되었다^[2-5]. ALEX (Active Leg Exoskeleton)가 제안되었고, 이후 ALEX를 이용한 지면에서의 보행 훈련시 효과를 입증한 연구가 수행되었다^[2,3]. Hocoma사의 Locomat은 트레드밀과 외골격 로봇으로 구성되어 있으며 기 정의된 궤적을 추종하도록 하였다^[4]. 뇌졸중 환자 보행시 마비 다리로 지지시 (support phase) 밸런스 유지가 어렵다. 이러한 불안정성을 극복하기 위해 마비 다리에 부착하는 능동 무릎 보조기가 개발

되었다^[6]. 자전거 페달 형태의 마스터-슬레이브 재활로봇이 개발되었다^[7]. NT로봇에선 RoboWear를 개발하였다^[8].

기존 연구를 통해 재활훈련 성과를 향상시키기 위해서는 환자의 능동적훈련 참여가 효과적임이 밝혀졌다^[9,10]. 기 정의된 패턴으로 움직이는 로봇의 경우 환자가 수동적으로 로봇의 움직임을 추종하는 경우가 발생하여 훈련 성과가 높지 않고 지속성이 떨어진다. 이를 극복하기 위해 환자의 능동적인 훈련 참여를 독려하는 제어 방식이 연구되고 있다^[2,3,5,6,11,12].

환자의 능동적인 훈련 참여를 독려하기 위해 Assist-as-needed 제어 연구가 수행되었다^[2,3,5,11,12]. Assist-as-needed 제어는 환자 보행시 재활치료가 수행하는 기능을 구현한 것으로, 보행 궤적이 기준 궤적에 심하게 벗어난 경우에 로봇이 힘을 제시를 통해 기준 궤적에 도달하도록 유도한다. 따라서, 환자의 자유의지를 파악하고 움직임을 추종하는 제어가 필요하다. 환자 의지추종 제어로는 임피던스(또는 어드미턴스) 제어가 사용되었다^[13-15]. Assist-as-needed 제어는 크게 임피던스를 제어하는 방식과 가상벽을 제시하는 방식으로 적용되었다.

보행시 환자가 제공하는 외력에 따라 임피던스를 능동적으로

Received : Aug. 13. 2020; Revised : Oct. 26. 2020; Accepted : Nov. 6. 2020

※ This research was supported by the Bio & Medical Technology Development Program of the National Research Foundation (NRF) funded by the Korean government (MSIT) (No. NRF-2017M3A9G5083566)

† Professor, Corresponding author: Mechanical Engineering, Chosun University, Kwangju, Korea (chcho@chosun.ac.kr)

수정하는 assist-as-needed 제어 연구가 수행되었다^{15,11)}. Riener는 Lokomat에 임피던스 제어와 어드미턴스 제어를 수행하여 환자의 의지를 추종 비교하였고 보행구간에 따른 임피던스 변화와 추종계적 수정을 수행하였다¹¹⁾. Chen은 인터랙션 토크가 큰 경우 임피던스를 높여 로봇이 보조를 더해주고, 작은 경우 환자가 자유롭게 움직일 수 있도록 임피던스를 낮추도록 하였다⁵⁾.

가상벽을 활용한 assist-as-needed 제어가 연구되었다^{2,12)}. 훈련 계획에 가상의 터널을 구현하고 터널 내부에서의 이동은 환자의 의지대로 움직이며, 터널 벽에 닿는 경우에만 로봇이 가상벽을 제시하여 가이드해 주는 제어를 수행한다. Banala는 Assist-as-needed 제어를 수행하기 위해 추종 계획에 가상벽 터널을 제시하였다²⁾. 가상벽은 접선방향과 법선방향으로 구성되었으며 사용자 의지 파악을 위해 허벅지와 정강이에 force-torque 센서를 각각 부착하였다. Duschau-Wicke는 기준 계획에 가상벽을 구현하였으며 환자의 의지추종으로 위해 토크제어기반 임피던스 제어를 수행하였다¹²⁾. 환자와의 인터랙션 힘을 얻기 위해 중력 및 마찰력 보상 제어를 수행하였다.

임피던스 제어 및 디지털 가상벽 제시는 시스템의 불안정성을 야기한다. 특히, 디지털 가상벽은 대표적인 에너지 생성 요소로 시스템을 불안정하게 만든다. 디지털 가상벽을 사용하는 햅틱 시스템의 경우 안정성을 확보하기 위한 연구들이 수행되었다. 시간 도메인에서 수치적인 방법으로 수동성(passivity)을 제어하는 방법이 제안되었다¹⁶⁾. 또한, Stramigioli는 제어 주기 동안의 에너지 변화 제한으로 안정한 힘반영이 가능함을 보였다¹⁷⁾. 따라서, 햅틱 시스템과 유사한 가상벽을 활용하는 assist-as-needed 제어시 야기되는 불안정성에 대한 연구가 필요하다.

본 논문은 assist-as-needed 제어시 적용된 디지털 가상벽 및 어드미턴스 제어에 의해 발생하는 시스템의 불안정성을 극복하기 위한 수동성 기반 제어 알고리즘을 제안하였다. 환자의 다리는 정상인 건축과 마비된 환측으로 구분하였다. 이동구간에서 건축은 어드미턴스 제어만 수행하고 환측은 어드미턴스 제어와 assist-as-needed 제어를 동시에 수행하였다. 어드미턴스 제어와 Assist-as-needed 제어시 적용한 디지털 가상벽은 시스템의 불안정성을 야기한다. 불안정성을 극복하기 위해 수동성(passivity) 기반의 제어를 수행하였다. 수동성(Passivity) 관점에서 에너지가 항상 영보다 큰 경우 시스템은 수동적(passive)이며, 전체 시스템의 모든 요소가 수동적인 경우 시스템의 안정성이 확보된다¹⁸⁾. 본 연구에서는 한 주기 동안의 출력파워를 제한하는 방법을 적용하여 어드미턴스 제어기와 Assist-as-needed 제어시 적용한 디지털 가상벽이 수동적이 되도록 하여 시스템의 안정성을 확보하였다. 1자유도 모델 모의실험을 통해 개발된 알고리즘의 성능을 검증하였다.

2. 건축 제어

모의실험을 수행하기 위해 환자 모델 및 로봇 모델에 대한 각각의 제어가 필요하다. 따라서, 건축 및 환측제어 모두 환자와 로봇 제어로 세부 구분하였다. 실제 로봇 실험 시에는 환자 모델은 구현하지 않는다. 각종 개인 및 파라미터는 추후 모의 실험에서 자세히 기술한다.

[Fig. 1]은 환자 건축 제어 시스템 구성이다. 기 설정된계획을 추종하기 위해 위치제어 모드로 동작한다. 그림에서 Ref_x 및 x, Fext는 각각 위치입력 및 출력위치, 접촉반력을 의미한다. 건축 이동시 로봇의 움직임이 원활하지 않으면(즉, 사용자 의도 추종이 부정확하면), 환자는 로봇의 저항을 느끼게 된다. 환자와 로봇의 접촉반력은 환자 입장에서 저항으로 시스템의 외란입력으로 표현하였다. 로봇 건축은 위치제어를 적용하였다.

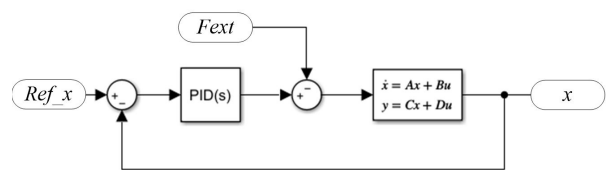
[Fig. 2]는 전체 건축 제어시스템 구성도이다. [Fig. 1]의 전체 블록 다이어그램을 Patient normal leg 블록으로 대체하여 [Fig. 2]에 적용하였다. 즉, [Fig. 1]은 [Fig. 2]의 서브 시스템이다. Robot normal leg 블록은 PID 위치제어 블록으로 구성되었다. Ref_traj와 Fext는 각각 표준 보행계획과 환자와 로봇간의 접촉력이다. 또한, x_r 및 x_h, x_c는 각각 로봇의 위치 및 환자의 위치, 어드미턴스 제어 위치명령이다. Fext는 접촉모델 블록에서 아래와 같이 계산한다.

$$F_{ext} = D\dot{e} + Ke \tag{1}$$

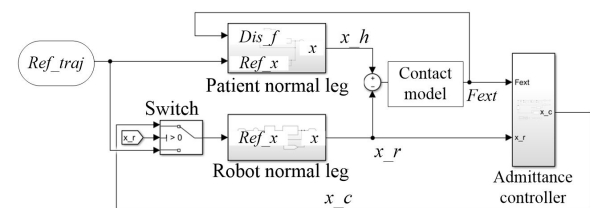
여기서, K와 D는 각각 접촉모델의 스프링 상수와 댐핑계수이다. 또한, 식 (1)의 e는

$$e = x_h - x_r \tag{2}$$

로 계산한다.



[Fig. 1] Control system for the normal leg of the patient. A PID controller is implemented. Fext denotes the contact force between the patient and robot



[Fig. 2] The whole control system for the normal leg. A contact model and position based admittance control are implemented

지지 구간 및 이동 구간을 통합한 제어를 위해 [Fig. 2]에 스위치를 구성하였다. 구간에 따라 스위치는 로봇 다리의 제어 입력을 *Ref_traj*에서 *x_c*로, 또는 *x_c*에서 *Ref_traj*로 변경한다. 이동 구간인 경우 로봇 다리의 제어 입력은 *x_c*로 설정되며 로봇은 어드미턴스 제어로 움직인다. 또한, 지지 구간인 경우 로봇 다리의 제어 입력은 *Ref_traj*로 설정되며 위치제어 모드로 정해진 보행계획을 추종한다.

로봇 다리 위치(*x_r*)기준으로 어드미턴스 제어를 수행한다. 어드미턴스 제어는 *Fext*를 입력으로 *x_e*를 아래 식으로 계산한다.

$$\frac{x_e(s)}{Fext(s)} = \frac{1}{sD_a + K_a} \quad (3)$$

여기서 *D_a* 및 *K_a*는 각각 어드미턴스 제어기의 댐핑계수 및 스프링 상수이다. 또한, 어드미턴스 제어기는 추후 로봇의 주 제어기인 PC에서 구현됨으로 본 모의실험에서는 차분식(discrete model)으로 구현하였다. 식 (3)으로 계산된 *x_e*와 *x_r*를 더해 어드미턴스 제어기의 최종 출력인 *x_a*를 계산한다. *x_a* 계산에 대한 블록 다이어그램을 [Fig. 3]에 표시하였다.

시스템의 안정성을 위해 파워제어기를 구성하였다. 로봇 시스템과 환자는 수동적이라 가정하였고 디지털 도메인에 구성된 어드미턴스 제어기(환측인 경우 어드미턴스 제어기 및 가상벽)에서 에너지가 생성되어 시스템이 불안정해지는 상황을 고려하였다. 수동성(Passivity) 관점에서 에너지가 항상 영보다 큰 경우 시스템은 수동적(passive)이며, 전체 시스템의 모든 요소가 수동적인 경우 시스템의 안정성이 확보된다¹⁸⁾. 따라서, 전체 시스템의 안정성을 확보하기 위해 어드미턴스 제어기(환측인 경우 어드미턴스 제어기 및 가상벽)는 수동성을 가져야 한다. 본 연구에서는 어드미턴스 제어기(환측인 경우 어드미턴스 제어기 및 가상벽)의 한 주기동안의 출력파워를 제한하여 에너지가 항상 영보다 크도록 제어하여 수동성을 확보한다.

파워는 $Power = v_r \cdot Fext$ 로 계산하였고, 여기서 *v_r*은 로봇의 이동속도이다. 아래는 계산 과정에 대한 파워 제어기의 의사코드이다.

```

dv = 0
If Power > Positive_power_limit
    dv = (Power - Positive_power_limit)/Fext
else if Power < Negative_power_limit
    if |Fext| ~= 0
        dv = (Power - Negative_power_limit)/Fext
    end
end
dx = dv*SampleTime
    
```

파워가 제한 값보다 크거나 작은 경우 파워에서 제한 값을 빼고 외력(*Fext*)으로 나누어 미소 속도(*dv*)를 계산한다. 파워가 제한 값 이내인 경우 *dv*는 0으로 설정한다. 속도에 *SampleTime*을 곱하여 *dx*를 계산한다. [Fig. 3]에서 보인 바와 같이 *x_a*에서 계산된 *dx*를 빼서 안정화된 *x_c*를 계산한다.

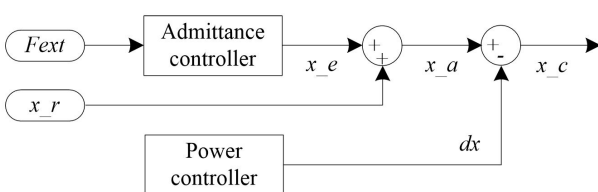
3. 환측 제어

[Fig. 4]는 환측 제어시스템 구조를 나타낸다. 환측은 건측의 제어구조에 Assist-as-needed 제어를 추가하였다. 따라서 환자 및 로봇, 접촉모델, 어드미턴스 제어기 블록의 구조는 건측 제어 구조와 동일하다. Assist-as-needed 제어기는 기준 궤적(*Ref_traj*)과 로봇의 위치(*x_r*) 차이(*error*)를 입력 받아 가상벽의 제시 힘 *F_{ve}*를 계산한다. [Fig. 4]의 점선부분은 디지털 도메인을 의미하며 ZOH는 zero-order-holder이다.

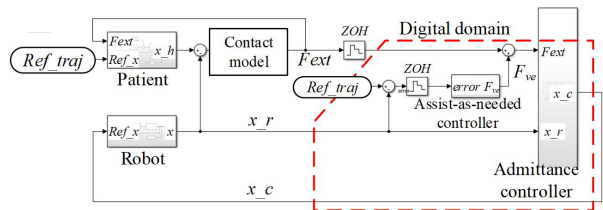
Assist-as-needed 제어기는 가상벽 모델과 파워제어기로 구성하였다. Assist-as-needed 제어는 환자가 기준 궤적에서 일정 범위 내에 있는 경우 동작하지 않고 범위를 벗어난 경우 힘을 제시하여 기준궤적을 벗어나지 않도록 도와준다. 본 연구에서는 테드존을 갖는 가상벽을 기준궤적에 구현하였다. 아래는 테드존을 갖는 가상벽의 의사코드이다.

```

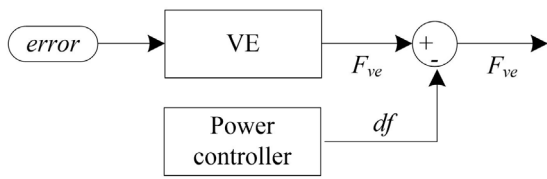
If |error| > DeadZone
    c_error = sign(error)*(|error| - DeadZone)
    Compute Fve with a virtual wall model
end
    
```



[Fig. 3] Block diagram for the admittance controller. A power controller is implemented to avoid the unstable behavior



[Fig. 4] Block diagram for the stroke leg. The assist-as-needed control is applied in that a virtual wall is implemented



[Fig. 5] Block diagram of the assist-as-needed control in [Fig. 4]. VE and power controller are implemented

여기서 $error$ 는 $error = Ref_{traj} - x_r$ 로 계산하고 F_{ve} 는 가상벽이 제시하는 반력이다. 가상벽은 식 (4)로 구현하였다.

$$\frac{F_{ve}(s)}{e(s)} = sD_{ve} + K_{ve} \quad (4)$$

여기서 K_{ve} 는 가상벽의 스프링 상수 및 D_{ve} 는 댐핑계수이다.

디지털 가상벽은 대표적인 에너지 생성 시스템으로 불안정성을 야기한다. 이를 극복하기 위해 건측 제어에서 소개한 파워 제어기를 추가하였다. 환측 가상벽 파워는 $Power_{VE} = v_{error} * F_{ve}$ 로 계산하였다. 여기서 v_{error} 은 $error$ 의 변화속도이다. $Power_{VE}$ 와 v_{error} 을 입력으로 하여 안정화를 위한 df 를 계산하였다. 아래는 가상벽에 적용한 파워 제어 의사코드이다.

```

df = 0
If Power_VE > Positive_power_limit_VE
    df = (Power - Positive_power_limit_VE)/v_error
else if Power < Negative_power_limit_VE
    if |v_error| ≈ 0
        df = (Power - Negative_power_limit_VE)/v_error
    end
end
    
```

파워가 제한 값보다 크거나 작은 경우 파워에서 제한 값을 빼고 v_{error} 로 나누어 미소 힘(df)을 계산한다. 파워가 제한 값 이내인 경우 df 는 0으로 설정한다. [Fig. 5]와 같이 F_{ve} 에서 계산된 df 를 빼서 안정화된 F_{ve} 를 계산한다. 가상벽 제시와 파워 제어는 [Fig. 4]의 Assist-as-needed 접촉모델에서 계산된 반력 F_{ext} 와 F_{ve} 를 더해 어드미턴스 제어기에 전달한다. 환측에선 이동 구간만 고려 하여 지지구간에 대한 모델을 구성하지 않았다.

4. 모의실험 환경

모의실험은 Matlab simulink를 이용하여 수행하였다. 아날로그 도메인은 Simulink의 continuous system 블록으로 구현하였고 디지털 도메인은 가능한 Matlab 코드로 구현하였다. Assist-as-needed 제어의 가상벽 모델 및 파워 제어기, 어드미

턴스 제어기는 Matlab 코드로 환자 모델 및 로봇 모델, 접촉모델, 위치제어용 PID 제어기 등은 Simulink의 continuous system 블록으로 구현하였다. 환자 모델과 로봇 모델은 질량 및 댐퍼, 스프링 모델로 구성하였다. 알고리즘 테스트를 위해 환자 및 로봇 모델은 1자유도로 설정하였다. 위치제어에 사용된 PID 제어기는 Matlab의 자동튜닝 기능을 이용하여 튜닝하였다. 또한, 환자와 로봇 사이의 접촉 모델은 simulink의 PD 제어기를 적용하였다. 각 파워 제어기의 Positive_power_limit과 Negative_power_limit은 반복 실험을 통해 결정 하였다.

건측의 경우 환자로 케적추종 의지가 있다고 가정하였다. 즉, 기준 케적을 원활히 추종할 수 있도록 환자 시스템의 위치 제어 PID 게인을 크게 설정하였다. 지지 구간의 견고한 위치 제어와 어드미턴스 제어 추종성능 향상을 위해 로봇 시스템의

[Table 1] Parameters of the simulation model

Patient	Normal leg	Mass	1 kg
		Damping coefficient	5 Ns/m
		Spring constant	100 N/m
		P gain	10048.85
		I gain	115633.07
		D gain	212.47
Patient	Stroke leg	Mass	1 kg
		Damping coefficient	5 Ns/m
		Spring constant	10 N/m
		P gain	156.88
		I gain	223.89
		D gain	27.24
Robot	Normal leg	Mass	1 kg
		Damping coefficient	5 Ns/m
		Spring constant	10 N/m
		P gain	40637.54
		I gain	949027.50
		D gain	420.82
	Stroke leg	K_a	1000 N/m
		D_a	10 Nm/s
		Positive_power_limit	50 watt
		Negative_power_limit	-50 watt
		Mass	1 kg
		Damping coefficient	5 Nm/s
Robot	Stroke leg	Spring constant	100 N/m
		P gain	10048.85
		I gain	115633.07
		D gain	212.47
		K_a	2000 N/m
		D_a	10 Ns/m
		Positive_power_limit	100 watt
		Negative_power_limit	-100 watt
		K_{ve}	2000 N/m
		D_{ve}	2.5 Ns/m
		DeadZone	0.01 m
		Positive_power_limit_VE	10 watt
		Negative_power_limit_VE	-5 watt
		Power_gain_VE	0.75
Contact model	Spring constant (K)	2500 N/m	
	Damping coefficient (D)	50 Ns/m	

위치제어 PID 게인을 크게 설정하였다.

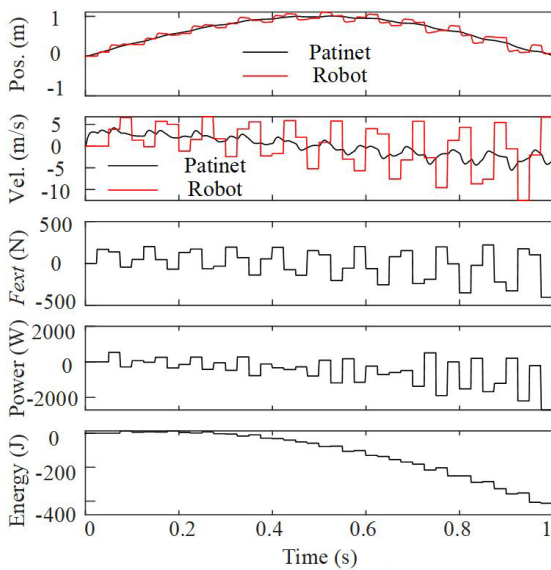
환측의 경우 환자는 마비로 인해 기준 궤적을 원활히 추종할 수 없다. 이를 모사하기 위해 환자 환측 시스템의 PID 제어 게인을 낮게 설정하여 추종성능을 떨어뜨렸다. 로봇 환측은 지지 구간의 견고한 위치제어와 어드미턴스 제어 추종성능 향상을 위해 PID 게인을 크게 설정하였다. RoboWear 10은 CAN 통신을 사용하여 제어주기는 25 ms로 설정하였다. 또한, Ref_{traj} 는 주기 2 s, 진폭 1 m인 사인커브($\sin(\pi t)$)를 적용하였다. 모의실험에서 사용한 각종 파라미터 값을 [Table 1]에 기술하였다.

5. 모의실험 결과

건측 및 환측 모두 이동구간(swing phase) 시 모의실험 결과를 제시하였다. 지지구간(support phase)에선 로봇은 기 정의된 궤적을 위치제어로 움직이며 환자는 로봇 움직임에 따라 적응하도록 구현하였다. 따라서, 로봇 제어 관점에서 지지구간은 단순 위치제어이므로 지지구간 모의실험 결과를 본 논문에서 제시하지 않았다.

5.1 건측 제어 모의실험

[Fig. 6]은 파워 제어가 없는 어드미턴스 제어 모의실험 결과이다. Pos.와 Vel.은 위치와(position)과 속도(velocity)를 의미한다. 환자는 기준궤적($\sin(\pi t)$)을 위치제어로 추종하고 로봇은 접촉반력 F_{ext} 에 의한 어드미턴스 제어로 환자를 추종한다. 에너지는 파워($Power = v_r \cdot F_{ext}$)를 적분하여 계산하였다.



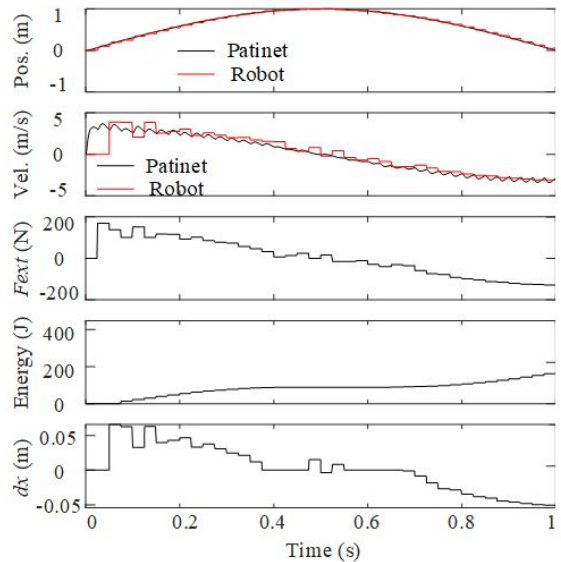
[Fig. 6] Simulation results for the normal leg with no power control

모의실험 결과 로봇이 환자의 의도에 따라 추종하고 있으나 측정된 에너지는 음의 값을 가져 수동적이지 않다. 따라서 시간이 지남에 따라 F_{ext} 의 진폭이 커지며 점점 불안정해 지는 것으로 볼 수 있다.

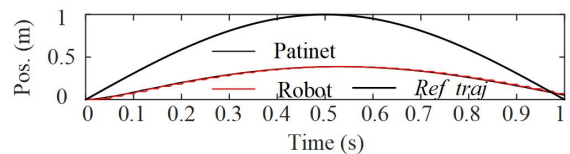
[Fig. 7]은 파워 제어를 수행한 모의실험 결과이다. 안정적으로 추종이 가능하였으며 [Fig. 7]의 F_{ext} 는 [Fig. 6]의 F_{ext} 에 비해 완만한 형태의 변화를 보인다. 파워제어가 동작하는 경우(설정된 파워 제한을 벗어나는 경우) 파워제어의 결과 값인 dx 는 영이 아닌 값을 갖는다. dx 가 적절히 반영되어 안정된 환자 의지추종이 가능하였다. 또한, 측정된 에너지는 항상 양의 값을 가짐으로 시스템은 수동적이며 안정한 제어가 가능함을 확인하였다.

5.2 환측 제어 모의실험

[Fig. 8]은 Assist-as-needed 제어가 동작하지 않은 경우 환자의 동작 궤적과 어드미턴스 제어를 통한 로봇의 추종 결과이다. 굵은 실선은 기준궤적(Ref_{traj})이며 환측 다리가 기준 궤적을 정확히 추종하지 못함을 보인다. 로봇은 어드미턴스 제어를 통해 환자 궤적을 적절히 추종함을 보인다.



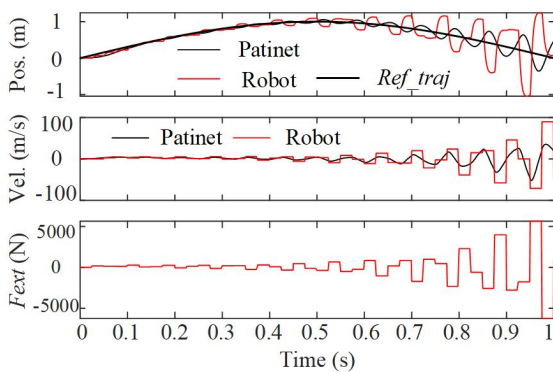
[Fig. 7] Simulation results for the normal leg with power control



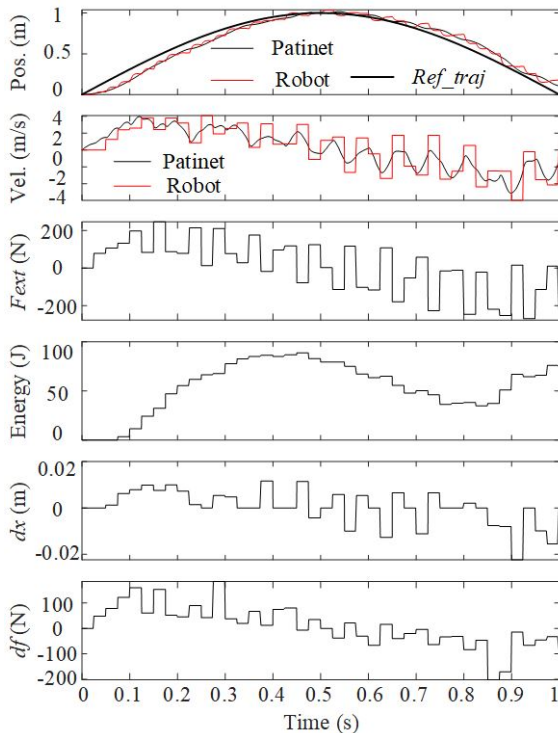
[Fig. 8] Simulation results for the stroke leg with no assist-as-needed control

파워제어 없이 Assist-as-needed 제어를 적용한 모의실험 결과를 [Fig. 9]에 보였다. 환자와 로봇 궤적이 assist-as-needed 제어를 통해 기준궤적에 접근하나 시간이 지남에 따라 진폭이 커지는 불안정한 진동이 관찰된다. 0.5 s 이후에는 환자와 로봇의 위상이 반전되는 것을 위치 그래프에서 관찰할 수 있다. 또한, 접촉반력 F_{ext} 는 시간이 지남에 따라 진폭이 커지는 것이 관찰된다. 불안정한 진동이 명확히 관찰되어 에너지 측정 결과를 추가하지 않았다.

[Fig. 10]은 파워제어와 Assist-as-needed 제어를 동시에 적용한 모의실험 결과이다. 어드미턴스 제어와 Assist-as-needed



[Fig. 9] Simulation results for the stroke leg with assist-as-needed control and with no power control



[Fig. 10] Simulation results for the stroke leg with assist-as-needed control and power control

제어시 각각 적용된 파워제어기의 출력 dx 와 df 를 나타내었다. 대부분 시간 동안 dx 와 df 는 영이 아닌 값을 가져 대부분의 경우는 파워제어가 수행되었음을 확인할 수 있다. 에너지는 항상 영보다 큰 값을 가져 수동적임을 확인하였고 안정적인 제어 성능을 보였다. 하지만, 파워제한으로 기준궤적 추종 성능은 다소 떨어짐을 볼 수 있다.

6. 결 론

본 논문은 가상벽을 활용한 assist-as-needed 제어 알고리즘의 안정성을 관찰하였다. 모의실험을 통해 디지털 도메인에서 구현된 어드미턴스 제어기와 가상벽은 시스템을 불안정하게 만들 수 있음을 확인하였다. 제어 안정성을 확보하기 위해 수동성 관점의 파워 제어기를 구성하고 모의실험을 통해 검증하였다.

References

- [1] B. Hobbs and P. Artemiadis, "A Review of Robot-Assisted Lower-Limb Stroke Therapy: Unexplored Paths and Future Directions in Gait Rehabilitation," *Frontiers in Neurobotics*, Apr., 2020, DOI: 10.3389/fnbot.2020.00019.
- [2] S. K. Banala, S. H. Kim, S. K. Agrawal, and J. P. Scholz, "Robot Assisted Gait Training With Active Leg Exoskeleton (ALEX)," *IEEE Trans. on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 17, no. 1, pp. 2-8, Feb., 2009, DOI: 10.1109/TNSRE.2008.2008280.
- [3] S. Srivastava, P.-C. Kao, S. H. Kim, P. Stegall, D. Zanotto, J. S. Higginson, S. K. Agrawal, and J. P. Scholz, "Assist-as-Needed Robot-Aided Gait Training Improves Walking Function in Individuals Following Stroke," *IEEE Trans. on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 23, no. 6, pp. 956-963, Nov., 2015. DOI: 10.1109/TNSRE.2014.2360822.
- [4] Hocoma, <https://www.hocoma.com>, Accessed: Oct. 11, 2020.
- [5] C. Chen, S. Zhang, X. Zhu, J. Shen, and Z. Xu, "Disturbance Observer-Based Patient-Cooperative Control of a Lower Extremity Rehabilitation Exoskeleton," *Int. J. of Precision Engineering and Manufacturing*, vol. 21, pp. 957-968, Jan., 2020, DOI: 10.1007/s12541-019-00312-9.
- [6] A. C. Villa-Parra, J. Lima, D. Delisle-Rodriguez, L. Vargas-Valencia, A. Frizzera-Neto, and T. Bastos, "Assessment of an Assistive Control Approach Applied in an Active Knee Orthosis Plus Walker for Post-Stroke Gait Rehabilitation," *Sensors*, vol. 20, Apr., 2020, DOI: 10.3390/s20092452.
- [7] G. Huang, W. Zhang, F. Meng, Z. Yu, X. Chen, M. Ceccarelli, and Q. Huang, "Master-slave control of an intention-actuated exoskeletal robot for locomotion and lower extremity rehabilitation," *Int. J. of Precision Engineering and Manufacturing*, vol. 19, no. 7, pp. 983-991, Aug., 2018, DOI: 10.1007/s12541-018-0116-x.

- [8] K.-H. Kim, "Mechanism and Control of the Wearable Walking Robot," *2019 Conference on Information and Control Symposium*, Kyung-ju, Korea, pp. 143-144, Oct. 2019.
- [9] A. Kaelin-Lang, L. Sawaki, and L. G. Cohen, "Role of voluntary drive in encoding an elementary motor memory," *J. Neurophysiology*, vol. 93, no. 2, pp. 1099-1103, Mar., 2005, DOI: 10.1152/jn.00143.2004.
- [10] M. Lotze, C. Braun, N. Birbaumer, S. Anders, and L. G. Cohen, "Motor learning elicited by voluntary drive," *Brain*, vol. 126, no. 4, pp. 866-872, Apr., 2003, DOI: 10.1093/brain/awg079.
- [11] R. Riener, L. Lünenburger, S. Jezernik, M. Anderschitz, G. Colombo, and V. Dietz, "Patient-Cooperative Strategies for Robot-Aided Treadmill Training: First Experimental Results," *IEEE Trans. On Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 13, no. 3, pp. 380-494, Sept., 2005, DOI: 10.1109/TNSRE.2005.848628.
- [12] A. Duschau-Wicke, J. von Zitzewitz, A. Caprez, L. Lünenburger, and R. Riener, "Path Control: A Method for Patient-Cooperative Robot-Aided Gait Rehabilitation," *IEEE Trans. On Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 18, no. 1, pp. 38-48, Feb., 2010, DOI: 10.1109/TNSRE.2009.2033061.
- [13] A. Q. Keemink, H. van der Kooij and A. HA Stienen, "Admittance control for physical human-robot interaction," *Int. J. Robotics Research*, vol. 37, no. 11, pp. 1421-1444, Apr., 2018, DOI: 10.1177/0278364918768950.
- [14] C. Ott, R. Mukherjee, and Y. Nakamura, "Unified Impedance and Admittance Control," *2010 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Anchorage, AK, USA, pp. 554-561, 2010, DOI: 10.1109/ROBOT.2010.5509861.
- [15] A. Wahrburg and K. Listmann, "MPC-based Admittance Control for Robotic Manipulators," *2016 IEEE 55th Conference on Decision and Control (CDC)*, Las Vegas, NV, USA, pp. 7548-7554, Dec., 2016, DOI: 10.1109/CDC.2016.7799435.
- [16] B. Hannaford and J.-H. Ryu, "Time-domain passivity control of haptic interfaces," *IEEE Trans. Robot. Automat.*, vol. 18, no. 1, pp. 1-10, Feb., 2002, DOI: 10.1109/70.988969.
- [17] S. Stramigioli, C. Secchi, A. J. van der Schaft, and C. Fantuzzi, "Sampled data systems passivity and discrete port-hamiltonian systems," *IEEE Trans. on Robotics*, vol. 21, no. 4, pp. 574-587, Aug., 2005, DOI: 10.1109/TRO.2004.842330.
- [18] Colgate, J. E., "The Control of Dynamically Interacting Systems," PhD dissertation, MIT, Cambridge, USA, 1988, [Online], <http://hdl.handle.net/1721.1/14380>.



조창현

1997 경희대학교 기계공학과(학사)
 1999 경희대학교 기계공학과(석사, 제어계측)
 2005 고려대학교 기계공학과
 (박사, 동역학 및 제어)
 2008~현재 조선대학교 교수

관심분야: 기구설계, 중력보상, 재활로봇, 햅틱스