

슬라이딩모드 제어를 이용한 보행 훈련 로봇 팔의 힘제어

신호철*, 김창희*, 정승호*, 김승호*

Force Control of an Arm of Walking Training Robot Using Sliding Mode Controller

Hocheol Shin*, Chang Hoi Kim*, Seung Ho Jung*, Seungho Kim*

ABSTRACT

A walking training robot is proposed to provide stable and comfortable walking supports by reducing body weight load partially and a force control of an arm of walking training robot using sliding mode controller is also proposed. The current gait training apparatus in hospital are ineffective for the difficulty in keeping constant unloading level and for the constraint of patients' free walking. The proposed walking training robot effectively unloads body weight during walking. The walking training robot consists of an unloading manipulator and a mobile platform. The manipulator driven by an electro-mechanical linear mechanism unloads body weight in various levels. The mobile platform is wheel type, which allows patients to walk freely. The developed unloading system has advantages such as low noise level, lightweight, low manufacturing cost and low power consumption. A system model for the manipulator is established using Lagrange's equation. To unload the weight of the patients, sliding mode control with p-control is adopted. Both control responses with a weight and human walking control responses are analyzed through experimental implementation to demonstrate performance characteristics of the proposed force controller.

Key Words : Walking Training Robot (보행 훈련 로봇), Electro-Mechanical Linear Mechanism (전동 선형 메커니즘), Force Control (힘 제어), Sliding Mode Controller (슬라이딩모드 제어기)

기호설명

$d(t)$ = torque disturbance

f = unloaded weight of a patient

f_d = desired unloading weight

J_b = moment of inertia of the ball screw

J_m = moment of inertia of the rotor

J_e = effective moment of inertia

k = discontinuous gain of sliding mode controller

k_p = proportional gain of the controller

k_s = spring constant of the load cell

L = lead of the ball screw

M = mass of moving part of linear mechanism

n = reduction ratio

s = switching surface

x = position of moving part of linear mechanism

x_s = start position unloading the weight of a patient

λ = slope of the switching surface

2002년 2월 5일 접수
* 한국원자력연구소

τ = motor driving torque

θ_m = motor angle

θ = reduced angle

1. 서론

두 다리로 체중을 지지하고 걷는 직립보행은 인간만이 할 수 있는 고도로 발달된 운동이며, 인간으로서의 생활을 유지하는 기본적인 동작 및 운동기능이다. 정상적인 직립보행을 하지 못한다는 것은 육체적 운동 장애가 있음을 의미하는 것으로서, 이는 사회적 활동을 위축시키며 더 나아가 정신적 피폐함에 이르게 할 수 있다. 그러므로, 산업재해와 교통사고로 인한 후천적 보행장애, 관절염 환자, 회복기 환자, 비만 환자, 노인 및 선천적 지체 환자들로 하여금 바른 자세로 걸을 수 있도록 재활 운동을 시키는 것은 환자들의 삶의 질을 향상시킨다는 의미에서 그 필요성이 매우 크다고 할 수 있다.

보행 재활의 초기단계에서는 환자의 장애정도에 따라 일정한 체중제거 및 보행의 속도를 조절하며 걸을 수 있도록 훈련시켜야 한다. 의료기관이나 재활 시설에서의 중증 보행 장애 환자는 스스로 보행할 수 없으므로 간호사, 물리치료사 또는 간병인 등 다수의 보조자들이 필요하므로 많은 재활 비용이 소요 된다. 이러한 부담 때문에 많은 환자들이 재활의 기회를 잃고 있으며, 이로 인해 합병증으로의 전이와 사회 부적응의 고통을 겪게 된다. 보행 장애인의 재활은 의료계에서 큰 관심을 가지고 있지만 재활용 기구로서 현재 사용되고 있는 지팡이, 목발, 보행 보조기 등은 체중제거 정도를 조정하거나 정량적으로 평가할 수 없으며 최근 개발된 직선보행 보조기는 정상인의 기본 보행 운동기능과 부합되지 않는다^[1]. 따라서 기존 보행 재활 방법들의 단점을 보완하고, 능동적이고도 적극적인 보행 훈련을 하기 위하여 로봇 제어 기술을 이용한 보행 재활 방법이 연구되고 있다.

국외에서 편마비환자와 척수손상환자의 체중의 부분적인 하중제거를 위한 로봇 매니퓰레이터의 개발과 이를 이용한 보행 시의 영향에 대해 연구가 진행되고 있다^[2,6]. 한편, 국내에서도 보행재활에 대한 의료계의 임상적 연구가 진행되고 있으며^[7,8] 직선운동 및 회전운동을 필요로 하는 임의의 자율보행을 고려한 보행훈련로봇을 개발하고

있다^[10].

본 논문에서는 다양한 질환에 의해 초래되는 보행 장애환자의 보행훈련과 요통, 관절염, 외상성 관절 좌상 등의 질환의 재활치료에 필수적인 지능형 보행훈련 로봇의 개발을 다룬다. 먼저 보행 중환자의 하지에 걸리는 체중의 일정량을 제거할 수 있는 조작기부를 직선형 전동 메커니즘으로 설계/제작하였다. 전동 메커니즘은 모델링하기 간단하며 제어 응답성이 빠른 장점을 갖고 있다. 효과적으로 하중을 제거하기 위하여 제작된 조작기 시스템의 모델링을 수행하였으며 시스템의 마찰등에 의한 외란과 환자가 조작기에 가하는 외란 등에 강건한 제어를 설계하기 위하여 모델링된 시스템을 바탕으로 비례제어를 포함한 슬라이딩 모드 제어를 설계하였다. 실험을 통하여 모델링의 타당성을 검증하였으며 제어기의 제어성능을 나타내

2. 보행 훈련사 로봇 시스템

현재 개발된 지능적 보행재활 로봇으로는 Fig. 1 에 나타낸 미국의 존스홉킨스대학 부설 의과대학에서 개발된 재활 로봇(REHABOT)과 일본의 야마나시 의과대학에서 개발한 재활로봇(AID-I)이 있다. 이 로봇들은 구조적으로 평행 기구를 사용하고 있으며, 고정된 축을 중심으로 원운동만을 할 수 있다. 따라서 이 로봇들을 이용해 보행재활 훈련을 하는 환자는 특정한 지점을 중심으로 원주 운동만을 하게 된다. 이 경우 환자의 무릎에 직선 보행 시에 발생하지 않는 측면 편하중(shear knee

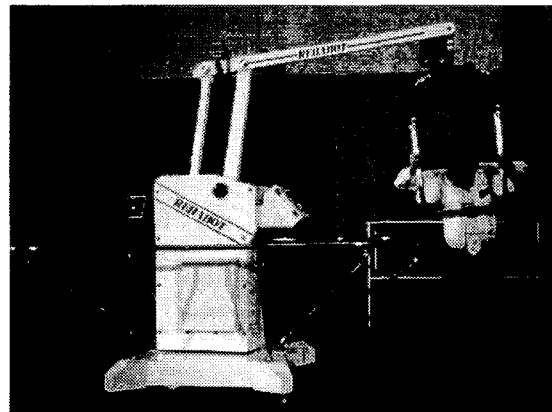


Fig. 1 Walking training robot of John Hopkins Univ.

force)이 작용하게 되어 정상인의 보행 패턴에 대한 훈련이 부족하게 된다. 로봇의 회전 반경을 크게 하면 측면 편하중을 줄일 수 있으나, 본체의 정적 안정성이 떨어지고, 로봇의 회전하는데 필요한 토크가 커져 구동기의 구조가 커지게 된다. 한편, 최근에 임의의 방향과 속도로 보행훈련을 하고자 하는 환자의 자율적 운동에 어떠한 구속도 가하지 않고, 동시에 회복중인 하체에 작용하는 체하중의 일부를 덜어줄 수 있는 메커니즘을 갖는 보행재활 로봇이 개발되었다^[10].

그러나 지금까지 제안된 대부분의 보행재활 로봇들은 체하중의 일부를 덜어주는데 공압을 이용하였기 때문에 운전 중에 소음이 발생하고, 가압기와 부대장치를 필요로 한다. 또한 공압작동기는 컴플라이언스가 커서 충격완화의 역할을 하나, 제어적 측면에서 공압 제어는 과도응답이 크고, 응답속도가 느리며 비선형성이 큰 단점을 갖고 있다. 따라서 본 논문에서는 개발된 보행훈련 환자의 임의의 자율보행 의지를 검출할 수 있는 메커니즘을 바탕으로, 직선형의 전동 메커니즘을 이용하여 로봇 조작기를 설계/제작 하였다. 제안된 보행 훈련 로봇(Walking Training Robot : WATRO-1)의 전체 구성은 Fig. 2 와 같다.

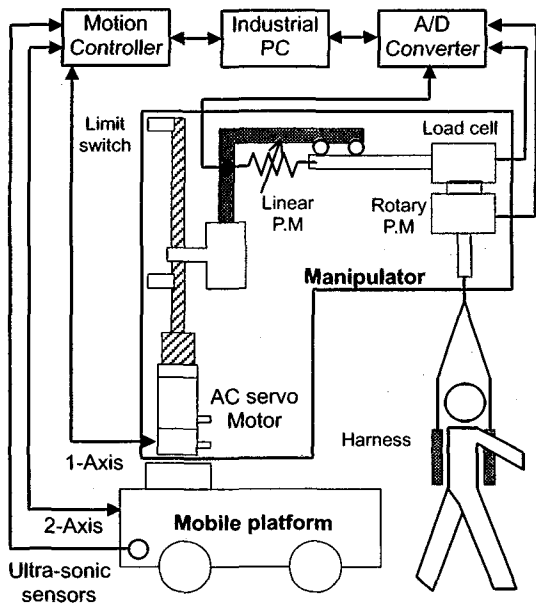


Fig. 2 Schematic diagram of WATRO-1 system

LVDT 는 환자의 직선운동에 의한 보행 로봇과 환자의 임의의 자율보행 의지를 검출하기 위해서 LVDT 와 회전형 가변저항을 이용하였다. 상대운동을 감지하며 회전형 가변저항은 환자의 회전운동을 감지한다. 이렇게 감지된 신호들은 AD 변환기를 통해 산업용 PC 로 보내지고, 고안된 알고리즘을 통하여 환자의 보행의지가 검출된다. 제어기는 검출된 환자의 보행의지에 따라 로봇 이동체가 환자를 잘 추종할 수 있도록 모션 제어기를 통해 이동부 모터를 구동한다. 이때, 재활 훈련중인 환자와 주변의 사람들의 안전을 위해 로봇에는 초음파 센서를 부착하였으며, 이를 이용하여 실시간으로 장애물에 의한 간섭 또는 충돌을 방지하도록 하였다.

3. 시스템 모델링

직선형 전동 메커니즘을 이용하여 설계/제작된 로봇 조작기의 힘 제어를 수행 하기 위해서 먼저 단순화된 동적 모델링을 하였다. Fig. 3 은 단순화된 로봇 조작기 시스템을 나타낸다. 환자를 강체로 모델링하고, 착용대(harness)의 강성과 점성을 시스템에 포함하여 모델링할 수도 있으나^[9], 제어하고자 하는 체하중 감소량을 로드셀로부터 감지되는 하중으로 보아 시스템에 포함시키지 않고 외부 계로 놓았다. 직선형 기구부는 모터와 볼 나사를 이용하여 상하로 운동하도록 제작되었으며 재질은 알루미늄 합금이다. 직선운동을 하는 부분의 질량은 M 이다. τ 는 모터의 구동 토크, n 은 감속비, θ_m 과 θ 는 각각 모터와 감속된 각변위, x 는 직선형 이동부의 변위, f 는 로봇 조작기에 의해 감소된 체하중을 나타낸다.

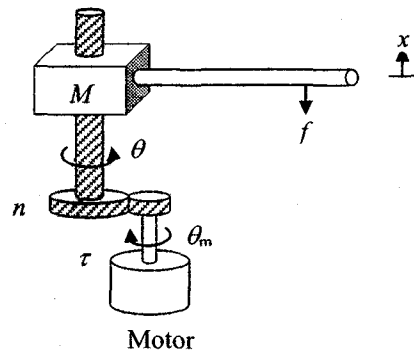


Fig. 3 Robot manipulator system

여기서 볼 나사의 리드를 L 이라 하면, 각변위 θ 와 선형변위 x 는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\theta = \frac{1}{n}\theta_m, \quad x = \frac{L}{2\pi m}\theta_m \quad (1)$$

또한, 환자의 체하중을 들어올리기 시작하는 위치가 x_s 라 할 때, 로드셀로부터 얻어지는 하중 f 는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$f = \begin{cases} 0 & \text{if } x < x_s, \\ k_s(x - x_s) & \text{if } x > x_s, \end{cases} \quad (2)$$

로봇 기구부를 강체로 가정하면, 식 (1)을 이용해 운동에너지와 위치에너지를 다음과 같이 구할 수 있다.

$$\begin{aligned} 2T &= M\dot{x}^2 + J_b\dot{\theta}^2 + J_m\dot{\theta}_m^2 \\ &= \left(\frac{L^2}{4\pi^2 n^2} M + \frac{1}{n^2} J_b + J_m \right) \dot{\theta}_m^2 \\ &= J_e \dot{\theta}_m^2, \\ V &= Mg x \\ &= \frac{LMg}{2\pi m} \theta_m \end{aligned} \quad (3)$$

여기서 J_e 는 $\frac{L^2}{4\pi^2 n^2} M + \frac{1}{n^2} J_b + J_m$ 이다.

항상 $x - x_s > 0$ 이라 가정하면, 비보존 토크 τ 와 하중 f 에 의한 외부일은 다음과 같이 주어진다.

$$\begin{aligned} W &= \tau \theta_m - f x \\ &= \left(\tau - \frac{L}{2\pi m} f \right) \theta_m \end{aligned} \quad (4)$$

Lagrange's 방정식을 적용하면 다음과 같이 보행 훈련 로봇 조작기의 지배방정식을 얻을 수 있다.

$$J_e \ddot{\theta}_m + \frac{LMg}{2\pi m} = \tau - \frac{L}{2\pi m} f + d(t) \quad (5)$$

여기서 $d(t)$ 는 마찰력 등에 의한 외란을 나타낸다.

4. 제어기 설계

보행재활 로봇의 조작기부에 대한 힘 제어의 목적은 보행 중인 환자의 체하중을 일부 제거하여

아직 불안정한 환자의 다리에 작용하는 체하중의 부담을 효과적으로 감하여 주는 것이다. 먼저 환자의 체하중의 일정량(f_d)을 감하지 위하여 직선 운동 기구부의 상하 위치를 조정하여 고정시킨 후 환자를 보행하도록 한다. 보행 중인 환자의 무게 중심은 걸음걸이의 형태에 따라 3 차원 공간상에서 이동하게 되는데, 이 때 환자의 수직방향 무게 중심과 직선운동을 하는 기구부와와의 상대위치 변화는 로드셀에 의하여 감지된다. 이 로드셀에서 감지되는 힘은 일정한 힘으로부터 변동한다. 로봇 조작기의 힘 제어는 로드셀에서 감지되는 힘을 일정한 힘으로 유지하기 위해, 직선 운동을 하는 기구부를 적절히 상하로 이동시켜 이러한 변동을 줄이고자 하는 1 자유도계의 제어가 된다. 즉, 로드셀에서 감지되는 하중 f 를 목표값 f_d 로 제어하는 것이다.

제어의 목적을 달성하기 위해서 모터에 입력되는 토크를 결정해야 한다. 이 모터의 회전이 직선운동 기구부를 적절히 상하로 이동시켜 체하중의 변동을 억제한다. 직선운동 기구부가 상하로 운동할 때 운동방향과 구간에 따라서 마찰력의 방향과 크기가 변한다. 또한 착용대와 환자를 외부 계로 설정하였기 때문에 시스템에 불확실성이 존재하거나 계속적으로 외란이 시스템에 들어온다. 이러한 시스템을 제어하기 위해 강건제어기의 하나인 슬라이딩모드 제어기법을 도입하였다^[4,5].

제어기는 임의의 초기조건에 대하여 추적 오차를 점근적으로 영(zero)에 보내야 한다. 따라서 다음과 같이 오차를 정의할 수 있다.

$$\begin{aligned} e_1 &= f - f_d \\ e_2 &= \dot{f} - \dot{f}_d \end{aligned} \quad (6)$$

식(6)으로 정의되는 오차 상태 공간에서 슬라이딩 평면을 다음과 같이 설정할 수 있다.

$$s = e_2 + \lambda e_1, \quad \lambda > 0 \quad (7)$$

여기서 λ 는 스위칭 라인의 기울기를 나타낸다.

식(7)로 정의된 슬라이딩 평면은 오차 상태공간 상에서 안정한 것을 알 수 있다. 따라서 알맞은 제어기를 사용하여 임의의 오차 공간상에 있는 RP(representative point)를 이 슬라이딩 평면 위로 보낼 수 있다면 추적오차는 점근적으로 영이 될

것이다. 이것은 슬라이딩모드 존재조건 $ss < 0$ 을 만족함으로써 성취할 수 있다. x_s 와 f_d 를 일정하다고 가정하고, 식(6)을 시간에 대하여 미분하고 식(1)과 식(2)를 대입하면 다음과 같다.

$$\dot{s} = k_s \ddot{x} + \lambda \dot{f} \quad (8)$$

$$= \frac{k_s L}{2\pi m J_e} \left(\tau - \frac{L}{2\pi m} \dot{f} + d(t) - \frac{LMg}{2\pi m} + \frac{2\pi m \lambda J_e}{k_s L} \dot{f} \right)$$

이제 슬라이딩 모드 존재조건을 만족하는 불연속 제어를 다음과 같이 설계할 수 있다.

$$\begin{aligned} \tau_d &= \frac{LMg}{2\pi m} + \frac{L}{2\pi m} \dot{f} - \frac{2\pi m \lambda J_e}{k_s L} \dot{f} - k \operatorname{sgn}(s) \\ &= \tau_e - k \operatorname{sgn}(s), \quad k > |d(t)| \end{aligned} \quad (9)$$

시스템(5)와 제어기(9)로부터 오차 동적 시스템이 미분제어 요소만을 포함하는 것을 알 수 있다. 잘 알려진 바와 같이 미분제어 요소는 오차 신호 자체에 대하여 동작하는 것이 아니라 오차 신호의 변화율에 대하여 동작하므로 탄성력이 없는 시스템에서 미분제어 요소만으로는 결코 우수한 제어 효과를 얻을 수 없으며, 항상 비례제어 요소 혹은 비례-적분 제어요소와 결합하여 사용해야 한다. 우수한 제어효과를 얻기 위해서 제어기(9)에 비례 제어요소를 첨가하였다. 이때 알맞은 제어 이득을 설정하여 시스템의 안정성을 보장할 수 있다^[3]. 또한 실제적인 제어기 구현에 있어서 불연속 제어기는 하드웨어에 악영향을 미치는 떨림현상(chattering)을 발생하여 바람직하지 않으므로 포화 함수를 이용하여 정해진 경계영역 내에서 연속 제어로 근사화하여 다음과 같이 설계하였다^[4].

$$\tau = k_p (f - f_d) + \tau_e - k \operatorname{sat}(s) \quad (10)$$

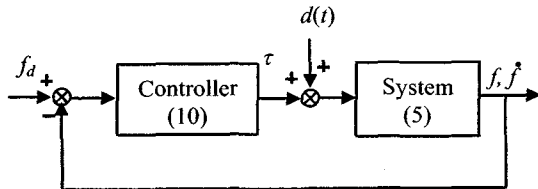


Fig. 4 Block-diagram of the proposed control system

Fig. 4 는 제안된 제어기의 블록선도를 나타낸다. 블록선도로부터 조작기의 요구 힘을 보장하기 위해서 제어기(10)가 모터에 입력되는 토크를 결정하는 것을 알 수 있다.

5. 실험결과 및 고찰

제안된 시스템의 모델과 제어기의 제어성능을 입증하기 위하여 Table 1 에서 주어진 기하학적 및 물리적 특성을 갖는 보행 훈련사 로봇 WATRO-1 을 제작하였다. Table 1 의 특성은 한국인의 평균 키, 체중, 체형 및 보행자의 운동량을 기본적인 설계기준으로 하였다. Fig. 5 는 제작된 WATRO-1 의 모습을 나타낸다.

Table 1 Dimensional and mechanical properties of WATRO-1

항 목	제 원
M	38 kg
J_b	$7 \times 10^{-5} \text{ kgm}^2$
J_e	$4 \times 10^{-4} \text{ kgm}^2$
n	1
L	0.005 m
Load Cell	(0.004-0.02A)/(0-200kgf)
Height	1.2 - 2.1 m
Motor	1 kW
Shoulder Width	0.25 - 0.45 m
Vertical Moving Speed	0.2 m/sec
Load Capacity	150 kgf

제작/설계된 로봇 조작기의 성능과 제안된 모델링의 타당성을 검증하고 설계된 제어기의 제어 성능을 입증하기 위해서 추를 이용하여 환자의 체하중 감량을 모사하는 실험을 수행하였다.

Fig. 6 은 질량이 60 kg 추를 이용하여 몸무게가 60 kg 인 환자의 체하중 감량을 모사하는 실험을 나타낸다. 이때 추는 환자의 착용대에 사용되는 벨트를 이용하여 조작기에 장착하였다.

Fig. 7 은 추 무게의 1/3 인 20 kgf 를 감량하는 정착 제어 응답을 나타낸다. 약 1 초 내에 20 kgf 를 감량하고 정착함을 알 수 있다. 이때 벨트의 컴플라이언스로 인해 벨트가 약 18mm 늘어난 것

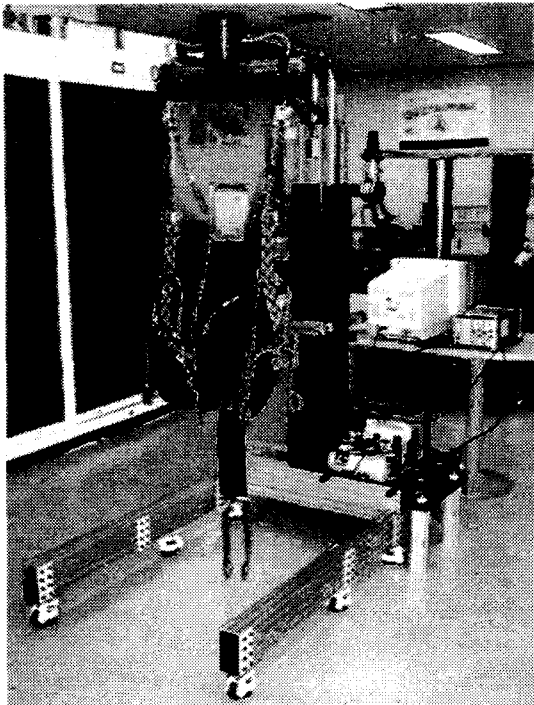


Fig. 5 Photograph of WATRO-1

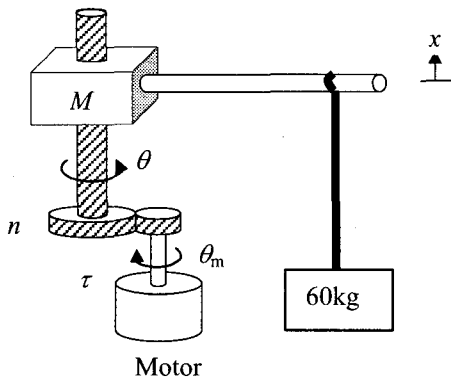


Fig. 6 Experimental setup of mass for control test

을 확인할 수 있다. 또한 벨트는 1 초 후에도 계속 늘어나는 비선형적인 현상을 볼 수 있다. 이런 현상을 외란으로 간주할 수 있으며 벨트가 계속 늘어나는 동안에 제안된 슬라이딩모드 제어가 계속해서 강건하게 제어를 수행하고 있음을 알 수 있다.

제어기 설계에서 설명한 바와 같이 본 시스템에 대해 설계된 일반적인 슬라이딩 모드 제어기는

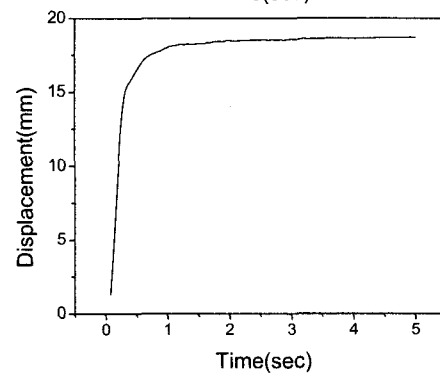
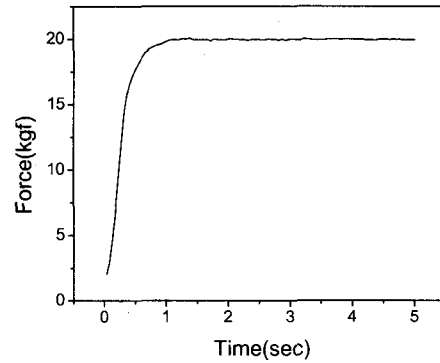


Fig. 7 Regulating control responses with 60 kgf weight

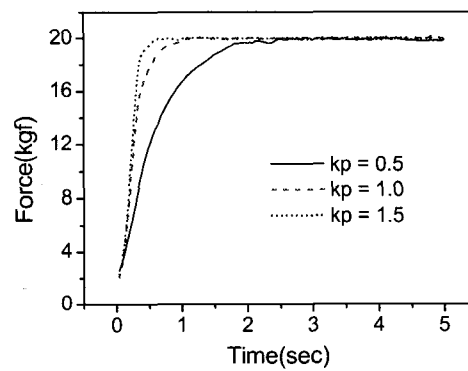


Fig. 8 Effect of k_p of proposed controller

미분제어 요소만을 포함한다. 본 연구에서는 우수한 제어효과를 얻기 위하여 비례제어 요소를 첨가하였으며 비례제어 요소에 의한 효과를 Fig. 8에 나타내었다. 일반적인 슬라이딩 모드 제어기에서도 불연속 게인(k)을 크게 하면 정착시간을 줄일 수 있으나 채터링이 커져서 바람직하지 않게 된다. 이 추를 이용한 체하중 감량 모사실험으로부터 본 연구에서 설계/제작된 WATRO-1이 유효함과 제안

된 시스템 모델링이 타당함을 알 수 있다.

Fig. 9 는 체중이 60kgf 인 환자가 실제 보행할 때 환자의 몸무게의 1/3 을 감량하는 제어 실험을 나타낸다. 그림으로부터 로봇 조작기를 이용하여 초기 20kgf 를 감량한 후 제어를 하지 않고 보행을 했을 경우는 +/- 4kgf 의 변동폭을 보이지만 제어를 수행한 경우 그 변동폭이 +/- 1kgf 로 감소한 것을 확인할 수 있다.

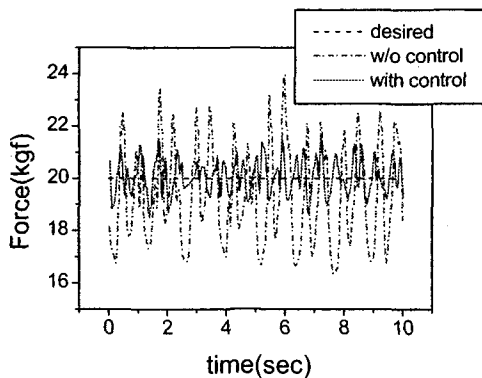


Fig. 9 Unloading control with human walking

6. 결론

본 논문에서는 다양한 질환에 의해 초래되는 보행 장애환자의 보행훈련과 요통, 관절염, 외상성 관절 좌상 등의 질환의 재활치료에 필수적인 지능형 보행훈련 로봇의 조작기를 개발하였으며 체하중을 덜어주는 힘 제어를 수행하였다. 먼저 보행 중 환자의 하지에 걸리는 체중의 일정량을 제거하는 조작기를 직선형 전동 메커니즘으로 설계/제작하였다. 따라서 조작기는 응답속도가 빠르고 선형성이 좋으며 다른 부대장치가 필요로 하지 않는다. 효과적으로 하중을 제거하기 위하여 제작된 조작기 시스템의 모델링을 수행하였으며 모델링 된 시스템을 바탕으로 슬라이딩모드 제어를 설계하였다. 추에 대한 체하중 감량 모사실험과 실제 환자 보행 시의 하중감량 실험을 통해 제작/설계된 로봇 조작기의 성능과 제안된 모델링의 타당성을 검증하고 설계된 제어기의 제어성능을 입증하였다. 현재 보행 훈련 로봇 조작기의 성능 향상과 경량화, 에너지 소모 감소를 위한 연구가 진행 중에 있다.

후 기

본 연구는 과학기술부의 원자력 연구 개발 사업의 일환으로 수행되었습니다.

참고문헌

1. Barbeau, H., and Blunt, R., *A Novel Interactive Locomotor Approach using Body Weight Support to Retrain Gait in Spastic Paretic Subjects*, Wernig A(ed.). *Plasticity of Motoneuronal Connections*, Amsterdam, Elsevier Science Publishers, pp. 461-474, 1991.
2. Brandstater, M.E., Bruin, H., Gowland, C., and Clart, B.M., "Hemiplegic Gait: Analysis of Temporal Variables," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, Vol. 64, pp. 583-587, 1983.
3. Choi, S.B., and Shin, H.C., "A hybrid actuator scheme for robust position control of a flexible single link manipulator," *J. of Robotic Systems*, Vol. 13, No. 6, pp. 359-370, 1996.
4. Slotine, J.J. and Sastry, S.S., "Tracking Control of Non-linear Systems using Sliding Surfaces with Application to Robot Manipulators," *Int. Journal of control*, Vol. 38, No. 2, pp. 465-492, 1983.
5. Utkin, V.I., "Variable Structure Systems with Sliding Modes," *IEEE Transactions on Automatic Control*. Vol. 22, No. 2, pp. 212-222, 1977.
6. Wernig, A., and Muller, S., "Locomotion with Body Weight Support Improved Walking in Persons with Severe Spinal Cord Injuries," *Paraplegia*, Vol. 30, pp. 229-238, 1992.
7. 김봉옥, 홍주형, 윤승호, "편마미환자에서 보행 중 에너지 소모와 Physiological Cost Index 의 유용성," *대한재활의학회지*, 제 20 권, 제 1 호, pp. 39-44, 1996.
8. 김봉옥, 윤승호, 임중훈, "보행속도에 따른 지면 반발력의 변화," *대한재활의학회지*, 제 20 권, 제 1 호, pp. 126-132, 1996.
9. 김승호, 정승호, "보행 장애인의 재활훈련을 위한 로봇 조작기 개발," *한국자동제어학술회의 논문집*, pp. 164-167, 1999.
10. 김승호, 정승호, 류두현, 김봉옥, 조강희, "퍼지 제어를 이용한 보행 재활로봇의 공압식 조작기 개발," *한국정밀공학회지*, 제 17 권, 제 12 호, pp. 169-175, 2000.