

# 퍼지제어를 이용한 보행재활로봇의 공압식 조작기 개발

김승호\*, 정승호\*, 류두현\*, 조강희\*\*, 김봉옥\*\*,

## Development of the Pneumatic Manipulator of Gait Rehabilitation Robot using Fuzzy Control

Seungho Kim\*, Seung Ho Jung\*, Doo Hyun Ryu\*, Kang Hee Jho\*\* and Bong Ok Kim\*\*

### ABSTRACT

Stable and comfortable walking supports, which can reduce the body weight load partially, are needed for the recovering patients from neurologic disease and orthopedic procedures. In this paper, the development of a manipulator of rehabilitation robot for the patients with walking disabilities are studied. A force controller using pneumatic actuators is designed and implemented to the human friendly rehabilitation robot considering the safety of patients, reliability of the system, effectiveness of the unloading control and economic maintenance of the system. The mechanism of the unloading manipulator is devised to improve the sensibility for the movement of the patients such as direction and velocity. For the unloading force control, fuzzy control algorithm is adopted to reduce the partial body weight and suppress the unwanted fluctuation of the body weight load to the weak legs due to the unnatural working of the patients with walking disabilities. The effectiveness of the force control is experimentally demonstrated.

**Key Words** : Rehabilitation Robot (재활로봇), Fuzzy Control (퍼지제어), Pneumatic Actuator (공압 작동기)  
Walking Disability (보행장애)

### 1. 서론

두 다리로 체중을 지지하고 걷는 직립보행은 인간만이 할 수 있는 고도로 발달된 운동이며, 인간으로서의 생활을 유지하는 기본적인 동작 및 운동 기능이다. 따라서 정상적인 직립보행을 하지 못한다는 것은 다른 보통 사람들과 비교할 때 육체적 운동 장애가 있음을 의미하는 것으로서, 이는 사회

적 활동을 위축시키며 이로 말미암아 정신적 열등감 또는 박탈감에 이르게 할 수 있다. 따라서, 관절염 환자, 회복기 환자, 비만환자, 노인 및 선천적 지체환자 등과 나날이 증가하는 산업재해와 교통사고로 인한 후천적 보행 장애인들로 하여금 바른 자세로 걸을 수 있도록 재활운동 하도록 하는 것은, 사회 인적자원의 손실을 막고 환자 자신들의 삶의 질을 향상시킨다는 의미에서 그 필요성이 매우 크다고 할 수 있다.

\* 한국원자력연구소 원자력 로봇연구실

\*\* 충남대학교 의과대학 재활의학과

보행장애인의 재활용 기구로서 현재 사용되는 지팡이, 목발, 보행 보조기 등은 다리에 작용되는 부하를 측정하거나 효과적인 체중제거를 할 수 없는 것들이며, 최근 개발된 직선보행 보조기는 정상인의 기본 보행운동기능과는 부합하지 않는 것이다<sup>[1,2]</sup>. 따라서 장애인의 보행향상을 위해 기존의 방법들의 단점을 보완하고 로봇 제어 기술을 이용한 능동적인 보행 훈련기 개발의 필요성이 대두되게 되었다.

국내에서 보행재활에 대한 의료계의 임상적 연구는 미약하고<sup>[3,4]</sup>, 재활훈련에 있어서의 로봇의 응용은 전무한 상태이다. 한편 국외에서 편마비환자와 척수손상환자의 체중의 부분적인 하중제거를 위한 공압식 로봇 조작기의 개발과 이를 이용한 보행시의 영향에 대해 연구가 진행되어오고 있으나<sup>[5,6,7,8]</sup>, 직선운동 및 회전운동을 포함하는 임의의 자율보행을 고려한 보행훈련기는 아직 개발되지 않은 실정이다.

본 논문에서는 다양한 질환에 의해 초래되는 보행장애환자의 보행훈련과 요통, 관절염, 외상성 관절 좌상 등의 질환에 대한 재활치료에 필수적인 지능형 보행훈련 로봇의 개발을 다룬다. 특히, 보행중 환자의 하지에 걸리는 체중을 일정량 제거하여 줄 수 있는 조작기부 설계 및 효과적인 하중제거제어에 대해 연구하였다. 재활로봇이 사람과 직접 접촉한 상태에서 작동한다는 특수한 점을 고려하여 환자의 체하중을 감하여주는 작동기로서는 공압 실린더를 사용하였으며, 보행훈련환자 임의의 자율보행 의지를 검출할 수 있는 메카니즘을 고려하여 로봇 조작기를 설계·제작하였다. 보행훈련중인 환자의 체하중을 효과적으로 제거하기 위한 능동제어기로서 퍼지 제어기를 적용하여 설계하였고, 실험을 통하여 제어기의 유효성을 검증하였다.

## 2. 환자의 체하중 제거용 로봇조작기 개발

현재까지 개발된 보행재활을 위한 지능적 로봇의 경우, 재활환자 임의의 보행의지, 즉 임의의 방향과 속도의 보행을 돕는 장치는 개발되지 않은 실정이다. 미국 존스홉킨스대학 부설의과대학에서 개발한 재활로봇과 일본의 야마나시 의과대학에서 개발한 재활로봇의 경우 환자가 로봇이 위치한 특정 지점을 중심으로 원주운동만을 할 수 있도록 되어 있다. 이 경우 환자의 무릎에 측면편하중(shear knee

force)이 작용하게 되는데 이는 직선 보행시에는 잘 나타나지 않는 하중이다. 재활의 목적은 정상인의 보행운동 수준으로의 복귀를 의미하므로, 가급적 정상인의 보행패턴에 상응하는 훈련을 하는 것이 바람직하다. 따라서 임의의 방향과 속도로 보행훈련 하고자 하는 환자의 자율적 운동에 어떠한 구속도 가하지 않는 동시에 회복중인 하체에 작용하는 과도한 체하중의 일부를 원활히 덜어줄 수 있는 메카니즘을 갖춘 보행재활로봇이 요구되어지는 것이다. 따라서 본 논문에서는, 보행훈련환자 임의의 자율보행 의지를 검출할 수 있는 동시에 환자의 체하중의 일부를 제거할 수 있는 메카니즘을 고안하여 이를 바탕으로 로봇 조작기를 설계·제작하였는데, 개발한 로봇의 개략적인 전체 구성도는 Fig.1에 나타낸 바와 같다.

환자의 체하중을 감하여주는 작동기로서는 인체와 직접 접촉한 상태에서 작동한다는 특수한 점을 고려하여 콤플라이언스가 큰 작동기인 공압 실린더를 사용하였으며, 로드셀을 이용하여 감량된 체하중의 양을 측정하도록 하였다. 환자의 직선운동에 의한 보행로봇과의 상대운동은 LVDT를 이용하여 측정하도록 하였으며, 회전운동은 로드셀과 공압실린더 지지대 사이에 위치시킨 회전형 가변저항을 이용하여 측정하도록 하였다.

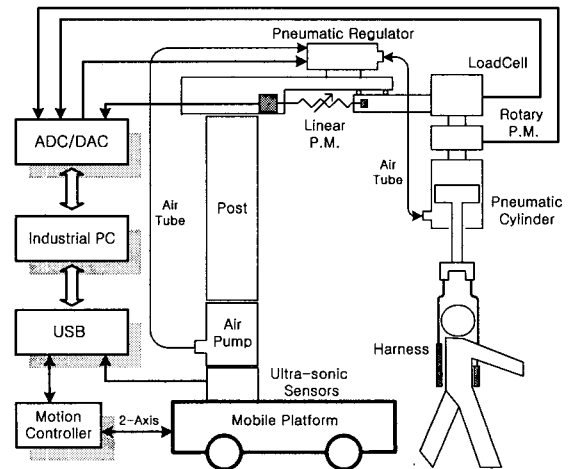


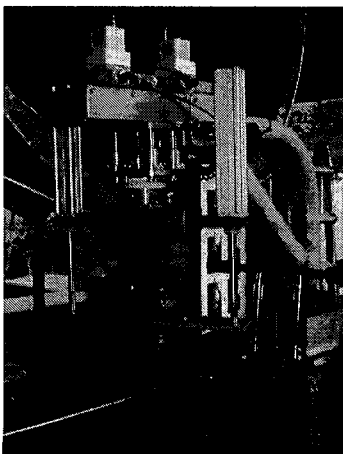
Fig. 1 Configuration of the rehabilitation robot

보행중 환자의 무게중심 변화는 보행로봇의 조작기부에 대한 편하중으로서 작용하게 되는데, 이러한 부하의 위치와 방향에 관계없이 측정 및 작동

중인 조작기부가 환자에게 구속력을 가하지 않으며 원활한 직선 및 회전운동을 할 수 있도록 고안하였다. 환자의 키에 따라 높이를 조절 할 수 있는 포스트와 조작기부 사이의 직선 상대 운동거리의 폭은 120mm이며, 조작기부의 회전운동의 범위는  $\pm 45$  deg. 이다. 이러한 상대운동 범위 내에서 로봇 조작기는 환자의 보행의지를 측정할 수 있도록 하여, 로봇 이동체가 측정된 신호를 바탕으로 환자를 잘 추종할 수 있도록 하였다.

소형의 산업용 PC는 AD 변환기를 통해 센서 신호를 수집하고, 제어기에서 연산된 공압제어 신호는 DA 변환기를 통해서 공압 레귤레이터로, 재활로봇 이동체의 구동제어 신호는 USB통신을 통해서 이동부 구동 모터의 모션 콘트롤러로 각각 출력 되도록 하였다. 이때, 재활 훈련중인 환자와 주변의 사람들의 안전을 위해 로봇에는 초음파센서를 부착 하였으며, 이를 이용하여 실시간으로 장애물에 의한 간섭 또는 충돌을 방지하도록 하였다.

이와 같이 재활로봇의 조작기부는 환자와 접촉한 상태에서 환자의 체하중을 효과적으로 감하여야 할뿐만 아니라, 이동체 제어를 위한 신호를 생성해 내야하며, 이동체와 환자 사이의 운동간섭을 상쇄할 수 있어야 하므로 그 기능의 중요성이 크다고 하겠다. 본 연구에서 개발한 보행재활용 로봇조작기부의 실물 모습을 Fig.2(a)에 나타내었으며, 보행 훈련중의 환자와 재활로봇 전체의 모습을 (b)에 나타내었다. 로봇조작기에 사용된 센서와 공압작동기의 제원은 Table 1에 나타낸 바와 같다.



(a)



(b)

Fig. 2 The figure of (a) pneumatic manipulator of the rehabilitation robot and (b) the rehabilitation robot with a patient

Table 1 Specifications of the manipulator of the rehabilitation robot

Pneumatic Regulator	Input Signal	0 ~ 10 (V)
	Output Range	0.05 ~ 9.0 (kg/cm <sup>2</sup> )
Pneumatic Cylinder	Inner Tube Diameter	40 (mm)
	Piston Rod Diameter	16 (mm)
	Cylinder Stroke	200 (mm)
Load Cell	Output	(4~20mA)/(0~200kgf)
	Rated Load	200 (kgf)
Rotary Pot. M.	Resistance (Full Scale)	10 (k $\Omega$ )
LVDT.	Resistance (Full Scale)	10 (k $\Omega$ )

### 3. 퍼지 제어기 설계

보행재활용 로봇조작기의 힘 제어용 작동기는 인체와 직접 접촉한 상태에서 작동한다는 특수한 점을 고려하여 비교적 안전하고 경량이면서 콤팩트 이언스가 큰 작동기인 공압 실린더를 사용하였는데, 공기의 압력으로 작동하는 공압실린더의 동특성을 수학적으로 정교하게 모델링 하는 것은 매우 복잡하며, 제어량의 정밀도를 고려할 때 비효율적이라고 할 수 있다. 따라서, 본 논문에서는 이러한 점을 고려하여 로봇 조작기에 대한 힘 제어기로서,

단순한 실린더 추력 모델과 이의 오차를 보상해 줄 수 있는 제어기로서 퍼지제어기를 함께 사용한 제어기를 사용하였으며, 이러한 제어기의 구성도를 Fig.3에 나타내었다.

본 연구에서 작동기로서 사용하는 공압실린더를 Fig.4에 개략적으로 나타내었고, 운동중의 공압실린더의 출력을 식(1)에 근사적으로 나타내었다.

$$F = A \times P - A' \times P' - f_r \quad (1)$$

- 여기서,  $F$  : 실린더추력
- $P$  : 공기압력
- $P'$  : 배압
- $D_c$  : 실린더 안지름
- $D_r$  : 피스톤 로드지름
- $f_r$  : 실린더 내면과 피스톤사이의 마찰력

이고,  $A = \frac{\pi}{4}(D_c^2 - D_r^2)$ ,  $A' = \frac{\pi}{4} D_r^2$  는 각각 정압부의 유효면적과 배압부의 유효면적이다.

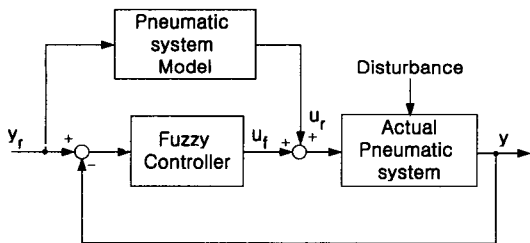


Fig. 3 Block diagram of the controller

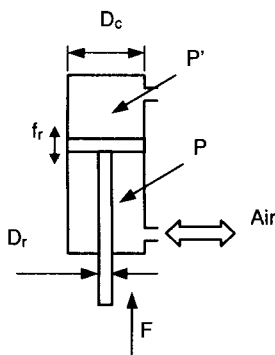


Fig. 4 Schematic of a pneumatic cylinder

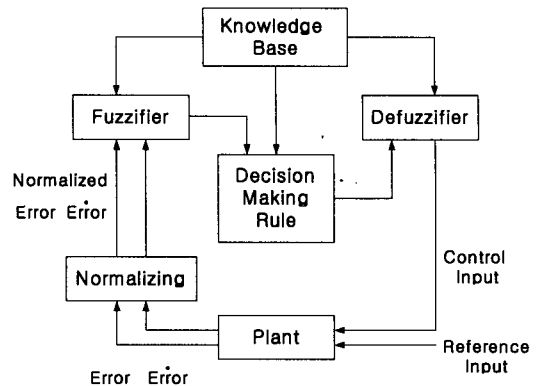


Fig. 5 Configuration of fuzzy logic controller

보행재활용 로봇에 의한 환자의 체하중 제거를 위해 로봇조작기에 적용한 퍼지 제어기의 기본적인 구성은 Fig.5와 같다. 로드셀을 이용하여 측정된 계의 출력은 퍼지화과정(fuzzification)을 거쳐 퍼지집합원소로 변환된다. 결정규칙(decision making rule)은 제어기 설계자가 제어대상계의 동특성을 파악하여 적절히 설계한 제어규칙으로서 계에 대한 측정값을 이용하여 퍼지화된 출력을 계산하고 이를 역퍼지화(defuzzification) 과정을 통해 제어 대상계의 제어입력을 구한다. 이들 각 과정에는 설계자의 경험, 전문가의 지식, 제어 대상계의 동특성 등이 설계자에 의하여 첨가된다. 이러한 설계방식에 의한 퍼지 제어이론은 계의 특징이나 경향 또는 어느 정도 예측가능한 계의 성향을 알고는 있지만, 본 연구 대상의 계와 같이 수식으로 표현하기 어려운 경우나 수식으로 표현되더라도 비선형성을 많이 내포하고 있어 제어기의 설계가 곤란한 경우에 제어기를 쉽게 설계할 수 있는 특징이 있다.

퍼지로직을 바탕으로 환자의 체하중을 덜어주기 위한 힘제어기를 설계하기 위하여 정규화된(normalized) 하중의 오차  $e$ 와 정규화된 하중오차의 변화율  $\dot{e}$ 을 다음과 같이 정의한다.

$$e = \frac{\text{Error}}{\text{Error}_{\max}} = \frac{F - F_d}{|F - F_d|_{\max}} \quad (2)$$

$$\dot{e} = \frac{d \text{Error} / dt}{|d \text{Error} / dt|_{\max}} \quad (3)$$

여기서  $F$ 와  $F_d$ 는 현재 측정된 하중제거값과 원하는 하중제거 목표값을 각각 나타내며,  $||_{\max}$ 는 최대절대값을 의미한다.

정규화 과정을 거친 계의 출력값을 퍼지집합(fuzzy set)의 구성을 통하여 퍼지화한다. 퍼지집합의 구성은 이미 많은 연구가 되어 있고 그 방법 또한 매우 다양하나, 본 논문에서는 -1에서 1 사이의 구간을 7등분하고 계산상 편리함을 갖는 삼각형함수(triangular function)를 멤버쉽 함수(membership function)로 갖는 퍼지 집합을 Fig.6과 같이 구성하여 사용하였다.

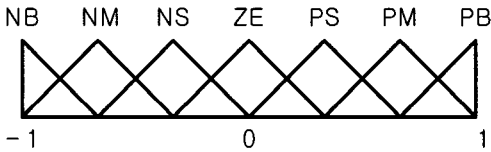


Fig. 6 Fuzzy set with triangular membership function

보행환자의 체하중의 일부를 덜어주기 위한 퍼지 힘제어기를 설계할 때 퍼지결정논리(fuzzy rule)를 정하기 위해 Fig.7과 같은 전형적인 2차계의 계단입력에 대한 시간응답곡선을 이용하는 것이 유리할 것이다. 'a' 지점에서 오차는 매우 큰 음의 값(NB:Negative Big)이고 오차의 시간변화율은 0(ZE:Zero)이다. 이 지점에서 제어입력은 양의 큰 값(PB:Positive Big)이어야 할 것이다. 'b' 지점에서는 오차는 ZE, 오차의 시간변화율은 PS(Positive Small)로 본다면 제어입력은 NS(Negative Small)로 정하는 것이 적당할 것이며, 이와 같은 논리로 'c' 지점에서는 PM(Positive Medium)정도의 제어입력이 필요할 것이다. 이상과 같은 경우에 대한 논리적 추론은 전문가적인 견해에서 타당하다고 할 수 있다.

이상의 논리를 확장하여 7개의 원소로 구성된 퍼지집합의 모든 경우에 대한 퍼지규칙(Fuzzy rule)을 구성하면 Table 2와 같다. 퍼지화 과정을 통하여 얻어진 정규화 된 오차와 오차의 시간변화율로부터 퍼지규칙을 바탕으로 퍼지화된 제어입력을 구하고 역퍼지화 과정을 거쳐 실제 제어입력을 구하게 되는데, 본 논문에서는 역퍼지화 과정으로서 최소-최대 도심법(min-max centroid method)을 사용하여 정규화된 제어입력을 구하였다.

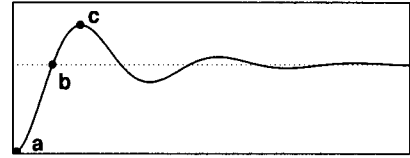


Fig. 7 Typical step response of a 2nd-order system

Table 2 Fuzzy rule map  $\mu_e$

	NB	NM	NS	ZE	PS	PM	PB
NB	PB	PB	PM	PM	PS	PS	ZE
NM	PB	PM	PM	PS	PS	ZE	NS
NS	PM	PM	PS	PS	ZE	NS	NS
ZE	PM	PS	PS	ZE	NS	NS	NM
PS	PS	PS	ZE	NS	NS	NM	NM
PM	PS	ZE	NS	NS	NM	NM	NB
PB	ZE	NS	NS	NM	NM	NB	NB

#### 4. 제어실험결과

보행재활로봇 조작기부에 대한 힘제어는 보행 중인 환자의 체하중을 일부 제거하여 아직 불완전한 환자의 다리에 작용하는 체하중의 부담을 효과적으로 감하여 주는 것이 목적이다. 보행 중인 환자의 무게중심은 걸음걸이의 형태에 따라 3차원 공간 상에서 이동하게 되는데, 이 중 수직방향에서의 무게중심의 변화는 조작기의 실린더 피스톤을 통하여 힘제어계로의 외란으로 작용하게 된다. 그러므로, 일정한 체하중이 감하여진 상태에서의 환자 무게중심의 수직방향의 이동은 일정한 힘으로부터의 변동을 유발한다고 볼 수 있으며, 일정한 힘을 유지하기 위해 이러한 변동을 줄이고자 하는 것은 개념상 1자유도계의 진동제어와 동일한 의미를 갖게된다.

이러한 측면에서, 보행재활로봇 힘제어 조작기의 그 기능적 목적에 부합하는 제어성능을 확인하고자 Fig.8에 나타난 바와 같은 조건에서 제어 실험을 행하였으며, 또한, 실제 환자가 Fig.2(b)에서처럼

보행재활훈련을 하는 경우의 제어실험을 행하였다.

환자의 재활 정도에 따라 체하중 감량이 변화하여야 하나, 본 논문에서 행한 실험조건은 65kg의 환자의 몸무게의 50%를 감하여주는 것으로 정하여 32.5kg의 추와 함께 1Hz 내외의 보행주기를 모사하는 외란을 나타내도록 스프링을 선정하였다.

추가 일정한 진동운동을 하도록 한 상태에서 공압 실린더의 피스톤을 고정시킨 경우, 압력 레귤레이터 자체에 의해 압력 제어되는 경우, 그리고 설계한 퍼지제어기를 이용하여 힘제어한 경우의 실험 결과를 Fig.9에 나타내었다.

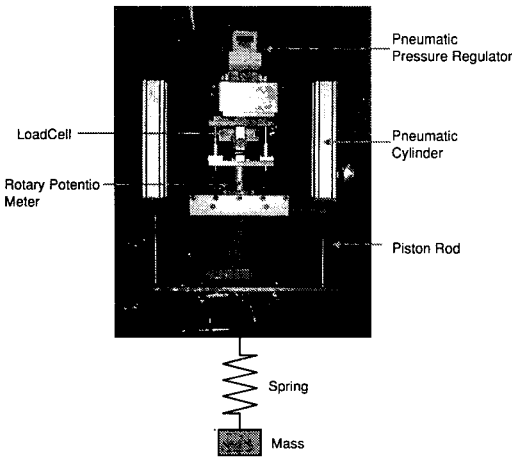


Fig. 8 Experimental setup for unloading control

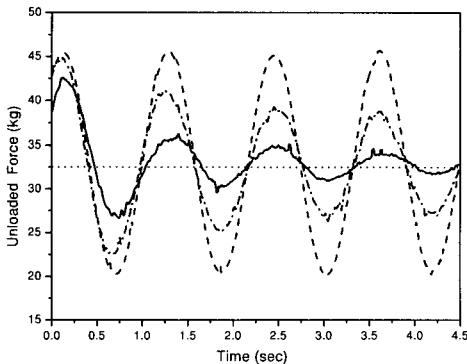


Fig. 9 Experimental results of unloading control

- : uncontrolled
- : controlled with regulator
- : controlled with fuzzy control

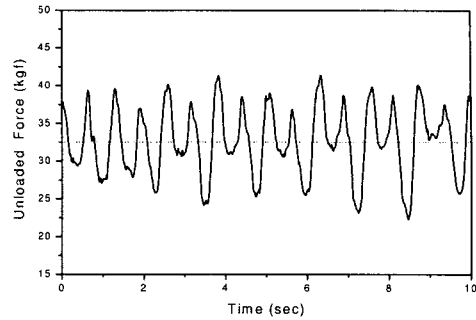


Fig. 10 Experimental results of unloading control with regulator

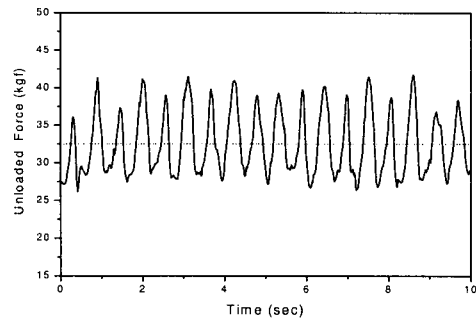


Fig. 11 Experimental results of unloading control with fuzzy control

압력 레귤레이터로의 아나로그 입력전압의 전제 범위에 상응하는 공압실린더 공기압의 범위는 0.0~4.0 kg/cm<sup>2</sup> 게이지 압력으로 정하였다. 스프링-질량 시스템의 자유진동에 기인한 조작기부로 입력되는 사인형태의 외력을 제어실험한 결과, 피스톤이 고정된 상태로 제어되지 않는 경우의 감쇠의 효과가 거의 없는 외력 변화가, 로드셀 신호를 변환하여 퍼지제어를 사용한 경우 상당한 감쇠를 보였는데, 2주기 동안의 외력변화의 대수감쇠로부터 구한 감쇠계수는 약 0.11 정도로 측정되었다. 마이크로 프로세서가 내장된 상용 압력 레귤레이터 자체에 의한 제어실험 결과의 감쇠계수가 약 0.04 정도인 것과, 잔류진동 진폭의 크기가 퍼지 제어한 경우보다 약 4배정도 크다는 것을 고려할 때, 본 논문에서 설계한 퍼지제어기의 제어효과가 유효함을 확인 할 수 있다.

실제 환자의 보행시의 하중제거실험에 있어, 상용압력레귤레이터로 제어한 경우와 설계한 퍼지제어기를 이용하여 제어한 경우의 실험결과를 Fig.10

과 Fig.11에 각각 나타내었다. 이 때, 체하중 제거량의 최대-최소값의 변동폭은 각각 19.1kg<sub>r</sub>와 15.6kg<sub>r</sub>으로서 약 3.6kg<sub>r</sub>만큼 체하중의 변동폭을 감소시킬 수 있었다. 이와 같이 설계한 제어기를 이용하여 체하중 제거 실험을 한 결과, 변동폭 감소뿐 만 아니라 불규칙한 체하중 변화가 규칙적인 특성을 갖게 됨을 알 수 있었다. 이러한 실험결과는, 보행중의 체하중 제거 효과로 인하여 보행 재활 중의 사람이 보다 안락감을 느낄 수 있음을 의미하는 것이다.

### 5. 결론

본 논문에서는, 보행훈련환자 임의의 자율보행의지를 검출할 수 있는 동시에 보행중인 환자의 체하중의 일부를 일정하게 제거·유지해 줄 수 있는 메카니즘을 고안하여 이를 바탕으로 로봇 조작기를 설계·제작하였다.

보행재활용 로봇조작기의 힘 제어용 작동기는 인체와 직접 접촉한 상태에서 작동한다는 특수한 점을 고려하여 비교적 안전하고 경량이면서 콤팩트 이언스가 큰 작동기인 공압 실린더를 사용하였다.

임의의 보행훈련 환자의 체하중을 효과적으로 제거·유지해 줄 수 있는 효율적인 제어기 설계에 있어서, 공압 실린더의 단순한 추력 모델과 이의 오차를 보상해 줄 수 있는 퍼지제어기를 함께 사용한 제어기를 설계하였다.

보행패턴에 기인한 조작기로의 외력 입력을 모사한 제어실험과 실제 환자가 보행하는 경우에 대한 체하중제거 제어실험을 통해 본 논문에서 설계한 퍼지제어기의 제어효과가 유효함을 입증하였다.

### 후기

본 과제는 보건복지부과제의 일환으로 추진되었습니다.

### 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. Thomas Pillar, Ruth Dickstein, Zvi Smolinski, "Walking Reduction with Partial Relief of Body Weight in Rehabilitation of Patients with Locomotor Disabilities," Journal of Rehabilitation Research and Development, Vol. 28, No. 4, pp. 47-52, 1991.

3. 김봉옥, 홍주형, 윤승호, "편마비환자에서 보행중 에너지 소모와 Physiological Cost Index의 유용성," 대한재활의학회지 20(1), pp. 39-44, 1996.

4. 김봉옥, 윤승호, 임종훈, "보행속도에 따른 지면 반발력의 변화," 대한재활의학회지 20(1), pp. 126-132, 1996.

5. Brandstater ME, Bruin H., Gowland C., and Clart BM, "Hemiplegic Gait: Analysis of Temporal Variables," Arch. Phys. Med. Rehabil. 64, pp. 583-587, 1983.

6. Hesse S., Bertlet C., Schaffrin A., Malezic M., and Mauritz K, "Restoration of Gait in Nonambulatory Hemiparetic Patients by Treadmill Training with Partial Body-Weight Support," Arch. Phys. Med. Rehab. 5, pp. 1087-1093, 1994.

7. Wernig A., and Muller S., "Locomotion with Body Weight Support Improved Walking in Persons with Severe Spinal Cord Injuries," Paraplegia 30, pp. 229-238, 1992.

8. Barbeau H., and Fung J., "New Experiment Approaches in the Treatment of Spastic Gait Disorders," Med. Sport Sci. 36, pp. 234-246, 1992.