

뇌졸중 환자용 동력보조형 상지재활훈련기의 설계

Design of Upper-limb Rehabilitation Device with Power-assist Function for Stroke Survivals

배주환*, 문인혁

J. H. Bae, I. Moon

요 약

본 논문은 뇌졸중에 의한 상지 편마비 환자의 재활훈련을 위한 동력보조형 상지재활훈련기의 설계를 제안하였다. 설계된 상지재활훈련기는 3자유도를 가지고 있으며, 검지와 손목은 독립적으로, 그리고 나머지 손가락은 하나의 모듈로 굽힘과 펴는 동작이 가능하다. 손목 기구는 복동식 공압실린더를, 손가락 기구에는 두 개의 진동식 선형구동기를 적용하여 동작을 보조하도록 하였다. 설계를 기반으로 프로토타입 상지재활훈련기를 제작하였으며, 0.8mm 이내의 오차로 정상상태에 수렴하도록 위치제어기를 구현하였다. 실험의 결과로부터 동력보조용 상지훈련기가 실현가능함을 보였다.

ABSTRACT

In this paper, we proposed a design of upper-limb rehabilitation device with power-assist function for stroke survivals. The designed upper-limb rehabilitation device has three degrees of freedom; it is possible to perform flexion and extension motions of wrist, index finger and the other fingers except the thumb independently. The power-assist for wrist motion is performed by a pneumatic double-acting cylinder, but the fingers are actuated by electrical linear actuators to assist motions. A prototype upper-limb rehabilitation device and its controller were implemented. The position controller showed 0.8 mm errors in the steady-state. Experimental results showed that the proposed upper-limb rehabilitation device with power-assist function is feasible.

Keyword : Upper-limb Rehabilitation, Power-assist, Stroke survivals

1. 서론

뇌졸중은 뇌혈관계 질환의 하나로, 우리나라에서는 두 번째로 높은 사망률을 나타낸다[1]. 뇌졸중 생존자의 대부분은 상지편마비를 앓게 되는 경우가

많다. 이러한 상지편마비환자는 지속적인 재활치료를 필요로 한다[2,3]. 재활훈련은 그 방법에 따라 다르지만 지속적이고 반복적으로 행해져야 한다.

최근에는 뇌졸중 환자의 지속적인 훈련을 돕기 위해 재활훈련 기기들이 개발되고 있다. RUPERT[4]는 어깨와 팔꿈치의 생체역학적 구조에 맞추어 설계되어 상지의 훈련을 가능하게 한다. Mentor[5]는 손가락과 손목을 감싸고 하나의 구동기로 동시에 신전되도록 설계되어, 환자의 손과 손목의 스트레칭과 근력훈련이 가능하다. Ueki[6]의 연구에서는 손의 16 자유도, 손목 2 자유도, 총 18 자유도를 가지는 메커니즘으로 상지재활훈련기를 설계하였다. 이 상지재활훈련기는 건축의 세밀한 움직임에 데이터글러브로 측정하여 훈련기를 착용한 환측이 움직이도록 하는 'self-motion control' 훈련을 제안하였다.

접 수 일 : 2011.11.25

심사완료일 : 2011.12.14

게재확정일 : 2011.12.16

* 배주환 : 동의대학교 지능시스템공학과 박사과정

jhbae@arms.deu.ac.kr (주저자)

문인혁 : 동의대학교 메카트로닉스공학과 교수

ihmoon@deu.ac.kr (교신저자)

※ 본 연구는 중소기업청에서 지원하는 2011년도 산학연 협력 기업부설연구소 지원사업(No. 00045546)의 연구수행으로 인한 결과물임을 밝힙니다.

다. 그리고 Hioki[7]의 연구에서는 외골격형태가 아닌 손가락 끝에 기구를 연결하여 손가락의 훈련 가능한 재활훈련기를 제안하였다. 이러한 재활훈련용 기기들은 이동성을 고려하지 않기 때문에 대부분 지지대에 고정된 형태가 많다.

그에 반해 로봇형 보조기(robotic orthosis)는 외골격 구조를 가지면서, 병으로 인해 마비되거나 근력이 약해져 움직이기 힘든 상지의 활동을 보조한다. 예를 들어 상지편마비 환자가 마비된 손으로 물건을 쥐고 들어 올릴 수 있도록 보조하거나[8,9], 마비된 팔꿈치가 굽힘, 펴를 할 수 있도록 보조한다[10]. 로봇형 보조기는 이동성을 고려하여 가볍게 설계되고, 사용자의 의지를 적용하기 위한 인터페이스를 가진다. Hasegawa[8]의 연구에서는 일상생활에서의 파지기능을 위한 착용형 파지보조시스템을 제안하였다. Burton[9]의 연구에서는 손의 파지동작을 분석하여 파지동작 중에서도 원형 파지(cylindrical grasp)동작이 가능한 메커니즘을 설계하였다. 또한 Ortner[10]의 연구에서는 뇌전도를 이용하여 마비환자의 쥐고 펴를 보조하는 기구를 환자 스스로 제어할 수 있도록 하였다. 최근에는 이러한 로봇형 보조기를 이용하여 작업치료에 이용하고자 하는 연구가 진행되고 있다. Myomo[11]는 환자 상완의 근전도 신호를 측정하여 팔꿈치의 굽힘 펴 동작을 보조할 수 있는 착용형 보조기로 소개되었다. 그러나 로봇형 보조기가 작업치료 등에 이용되기 위해서는 기본적으로 가벼우며 일상생활의 동작을 지원할 수 있는 기구학적 구조를 가져야 한다.

우리 연구그룹은 이전 연구[12]에서 병렬기구(parallel mechanism)를 사용하여 기구의 운동체적을 사용자의 손과 일치시킨 착용형 재활훈련기기 DULEX(Dong-eui Upper Limb EXercise device)를 개발하였다. DULEX는 손목과 검지 그리고 나머지 세 손가락(중지, 약지, 소지)의 독립적인 동작이 가능한 3자유도를 가지며, 공압근육을 구동기로 사용하여 전체 무게를 줄였다. 따라서 DULEX는 외골격 구조를 가지면서 비교적 가볍게 설계되었다. 그러나 공압근육은 힘의 전달이 단방향으로만 가능하기 때문에 굽힘과 펴 동작 이외에 동력보조 등이 불가능하다는 문제점이 있었다. 따라서 동력보조가 가능하기 위해서는, 기구부의 설계 및 구동기, 그리고 이를 위한 제어시스템의 설계 등이 필요하다.

본 연구에서는 공압실린더와 전동식 선형구동기를 적용한 뇌졸중 상지 편마비환자를 위한 동력보조형 상지재활훈련기를 제안한다. 이를 위해, 2장에서 상지재활훈련기의 기구 설계 및 기구학적 해석에 대하여 기술하고, 3장에서는 2장의 기구학 해석

을 바탕으로 상지재활훈련기의 손가락 기구와 손목 기구의 위치제어방법을 포함한 제어시스템에 대해 기술한다. 그리고 4장에서는 실험을 통해 제어시스템과 상지재활훈련기의 성능을 보인다. 이 결과로부터 우리는 개발된 동력보조형 상지재활훈련기가 상지의 재활훈련에 적용 가능함을 제시한다.

2. 기구학 설계 및 해석

2.1 손목기구 해석

그림 1은 손목기구의 해석모델이다. 실선은 공압실린더를 나타내고, l_c 는 공압실린더의 길이이다. l_c 의 변화에 따른 손목의 회전각도는 다음의 식으로 나타낼 수 있다.

$$\theta_w = \beta + \cos^{-1} \left(\frac{d_{w1}^2 + d_{w2}^2 - l_c^2}{2d_{w1}d_{w2}} \right) + \gamma - 180^\circ \quad (1)$$

θ_w 는 손바닥지지부의 각도로 실제 손목의 굽힘, 펴 각도가 된다. β 와 γ 는 설계 상수이며, 기구의 고정된 길이 d_{w1} , d_{w2} 에 의해 결정된다. 우리는 이전 연구[12]에서 최적설계를 통해 d_{w1} , d_{w2} 를 각각 38.42, 150.59mm로 설계하였고, 그 결과 β 는 59.46° , γ 는 13.44° 로 설계하였다.

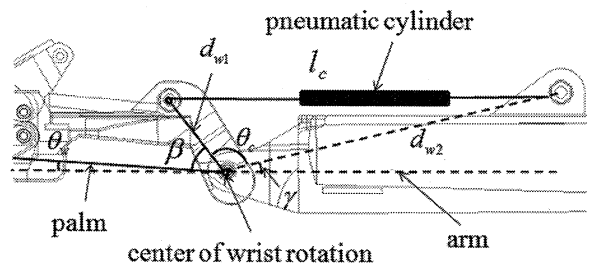


그림 1. 손목 기구의 해석모델

2.2 손가락기구 해석

그림 2는 손가락기구부의 해석모델이다. 실선은 선형구동기를 나타내고, l_I 는 선형구동기의 길이이다. l_I 의 변화에 따른 기절골 각도 θ_2 는 다음의 식으로 나타낼 수 있다.

$$\theta_2 = 180 - \left(129.81 + \cos^{-1} \left(\frac{l_3^2 + l_4^2 - l_I^2}{2l_3l_4} \right) \right) + 10.67 \quad (2)$$

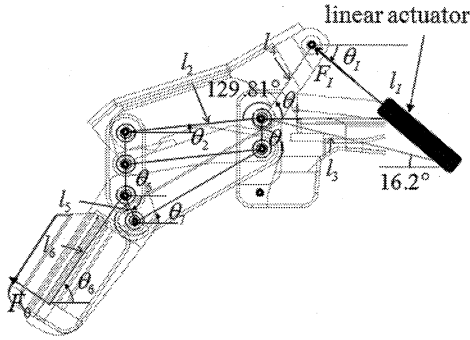


그림 2. 손가락 기구의 해석모델

l_3 는 기절골지지대의 회전축과 손바닥지지대에 연결되는 선형구동기의 한쪽 연결점을 잇는 선분의 길이이다. l_4 는 기절골지지대 회전축에서 선형구동기와 기절골지지대가 연결되는 점까지 거리이다. 중-말절골은 기절골과 연동되기 때문에 본 연구에서는 l_7 와 θ_2 의 관계만 기구학적으로 정의하였다.

그리고 본 연구에서는 구동기의 출력 힘 F_I 에 따른 손끝의 파지력 F_O 의 관계를 해석하였다. 구동기의 출력에 따른 손끝 파지력의 관계는 구동기의 출력에 따른 파지력을 해석하는데 유용하다. 다음의 식 (3)-(8)은 입력 F_I 에 따른 F_O 의 관계식이다.

$$F_O = \frac{2l_2(l_6A - l_5B - l_5C)}{l_4l_5(D + E)} F_I \tag{3}$$

$$A = \sin(-\theta_2 + \theta_7) \tag{4}$$

$$B = \sin(-\theta_2 - \theta_5 + \theta_6 + \theta_7) \tag{5}$$

$$C = \sin(\theta_2 - \theta_5 - \theta_6 + \theta_7) \tag{6}$$

$$D = \cos(\theta_7 - \theta_4 - \theta_5 + \theta_7) \tag{7}$$

$$E = \cos(\theta_7 + \theta_5 - \theta_6 + \theta_7) \tag{8}$$

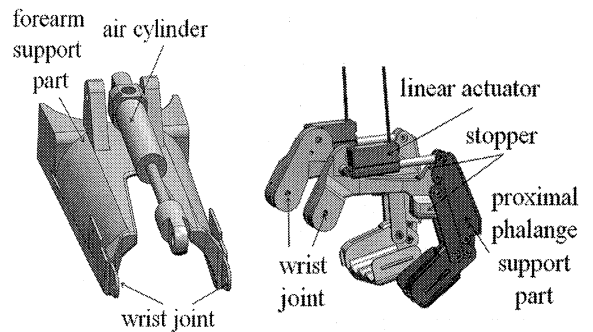
l_6 와 θ_6 는 말-중절골을 지지하는 링크의 길이와 각도를 나타낸다. 그리고 나머지 l_2, l_3, l_4, l_5 는 평행기구를 구성하는 링크의 길이이다. 그리고 $\theta_1, \theta_2, \theta_5, \theta_7$ 는 평행기구를 구성하는 링크의 각도이다.

2.3 메커니즘 설계

본 연구의 상지재활훈련기는 이전의 연구[12]에서 제시한 DULEX의 설계를 적용하였다. 표 1은 인체 치수를 참조한 손의 각 부위의 길이와, 동작 자유도, 그리고 가동범위(range of motion, ROM)를 나타낸 상지재활훈련기의 설계 파라미터이다.

표 1. 상지훈련기의 설계 파라미터

hand parts	length (mm)	DOF	ROM (deg)
proximal phalange	42.66	1	90
distal-middle phalange	41.81	1	90
back of hand	86.31	1	90



(a) 손목기구 (b) 손가락기구

그림 3. 상지재활훈련기의 설계

본 연구에서는 전동식 선형구동기와 복동공압실린더(double-acting pneumatic cylinder)를 각각 손가락기구와 손목기구에 적용한 상지재활훈련기의 기구를 설계하였다(그림 3 참조). 그림 3(a)는 손목기구의 설계이고, 그림 3(b)는 손가락기구의 설계이다. 손목기구는 공압실린더의 한쪽이 팔뚝지지부에 연결되어 손바닥지지부를 밀거나 당길 수 있도록 설계되었으며, 손바닥지지부는 팔뚝지지부의 손목관절을 중심으로 회전하도록 연결되어 손목의 굽힘과 폼이 가능하도록 설계하였다. 그리고 손가락기구는 선형구동기의 한쪽이 손바닥지지부에 고정되어 손가락의 기절골지지부(proximal phalange support part)를 당기거나 밀 수 있으며, 중-말절골의 굽힘과 폼은 기절골지지부의 회전과 연동으로 동작하도록 설계하였다.

그림 4는 본 연구에서 제작한 프로토타입 상지재활훈련기이다. 제작된 기구의 총 무게는 구동기를 포함하여 504g이었다. 본 연구에서는 손가락기구와 손목기구의 구동기로 표준형 공압실린더(SMC model CDM2E20-50A, 한국SMC Co.)와 전동식 선형구동기(PQ12f, Firgelli Co.)를 사용하였다. 선형구동기는 양방향으로 힘의 전달이 가능하기 때문에 점차적으로 관절의 ROM을 증가시키는 스트레칭뿐

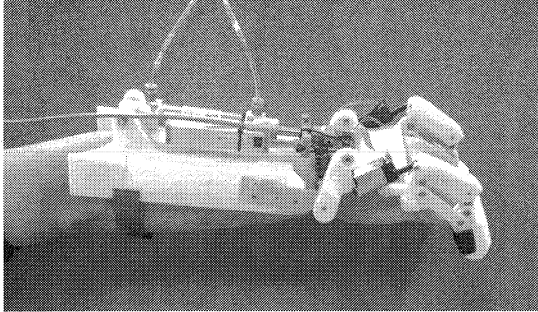


그림 4. 프로토타입 상지재활훈련기

만 아니라 근력보조까지 가능하다. 사용한 전동식 선형구동기는 무게 19g, 입력전원 5V/0.25A, 가동범위 20mm, 최대속도 12mm/s이고, 최대 18N의 토크를 낼 수 있다. 또한 구동기 내부에는 정밀도 $\pm 0.1\text{mm}$ 의 선형위치계(linear potential meter)를 내장하고 있어 구동기의 변위측정이 가능하다. 공압실린더는 양쪽에 공압을 입력하여 위치를 제어할 수 있는 복동식이며, 가동범위는 50mm, 최대로 입력 가능한 압력은 1MPa이다. 공압실린더는 별도의 위치센서가 없기 때문에 $\pm 0.1\text{mm}$ 의 정밀도를 가지는 선형위치계를 별도로 외부에 사용하여 공압실린더의 변위를 측정하였다.

3. 제어시스템 설계

그림 5는 설계한 상지재활훈련기의 제어시스템을 나타낸다. 손목기구와 손가락기구는 서로 다른 구동기를 사용하기 때문에 각각의 위치제어기를 설계하였다. 공압실린더를 적용한 손목 기구의 위치제어기는 실린더의 양단으로 공급되는 공압을 3-way 밸브로 제어한다. 이를 위해 실린더 내부 양단의 공압을 측정하기 위한 압력센서를 설치하였다. 또한 공압실린더의 길이는 별도로 장착된 선형위치계로 측정된다. 전동식 선형구동기를 적용한 손가락기구의 위치제어기는 구동기 내부에 설치된 선형위치계를 이용하여 위치를 측정하고, PWM(pulse with modulation)으로 전류를 제어한다. 본 연구에서는

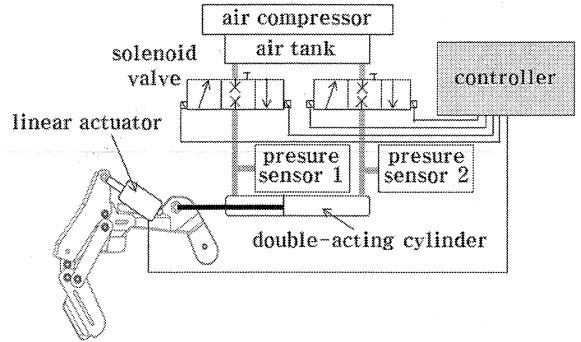


그림 5. 제어시스템의 설계

이러한 제어방법에 따라 손목기구와 손가락기구의 위치제어기를 설계하였다.

3.1 손목기구의 제어기 설계

2장의 손목기구 기구학적 해석을 이용하여 손목의 각도를 제어하기 위한 위치제어기를 설계하였다. 그림 6은 손목기구의 위치제어기이다. K_w^{-1} 는 손목기구의 역기구학이며, 손목의 목표각도 θ_I 를 공압실린더의 목표위치 l_I 로 변환한다. 그리고 K_w 는 손목기구의 정기구학이며, 구동기의 현재위치 l_O 로부터 손목의 각도를 추정한다. 그리고 PID 제어기는 공압실린더의 현재위치 l_O 가 목표위치 l_I 에 추종하도록 목표압력 P_{I1} , P_{I2} 를 내부 PD제어기로 전달한다. PD제어기는 P_{O1} , P_{O2} 가 P_{I1} , P_{I2} 에 추종하도록 밸브를 제어한다. 밸브의 제어입력 u_i 는 공압의 유입(inflow), 유출(outflow), 차단(shut-off)으로 구분된다. 그리고 u_p 는 현재 압력 P_{O1} , P_{O2} 의 압력차이다. 이 압력차는 공압실린더의 위치를 이동시키기 위한 제어입력이 된다.

3.2 손가락기구의 제어기 설계

본 연구에서는 손가락기구의 위치제어기를 설계하였다(그림 7 참조). 목표입력으로 기절골의 각도

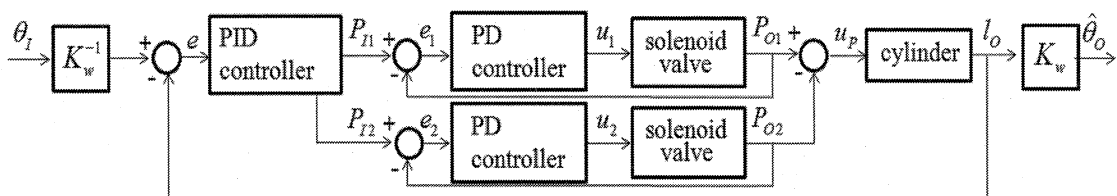


그림 6. 손목기구의 위치제어기

θ_f 가 주어지면, 손가락기구의 역기구학 K_f^{-1} 에 의해 선형구동기의 목표위치 l_f 로 변환된다. 그리고 정기구학 K_f 는 구동기의 현재 길이 l_o 로부터 현재 기절각의 추정각도 $\hat{\theta}_o$ 를 구한다. PID 제어기는 선형구동기의 목표위치에 수렴하도록 제어입력 u 를 출력한다. u 는 선형구동기에 공급되는 전류이고, PWM으로 조절된다. 리미터는 추정각도 $\hat{\theta}_o$ 와 구동기에 흐르는 전류로부터 손끝에 걸리는 힘을 추정하고, 구동기에 부하가 과도하게 걸릴 때 전류를 차단하는 역할을 수행한다.

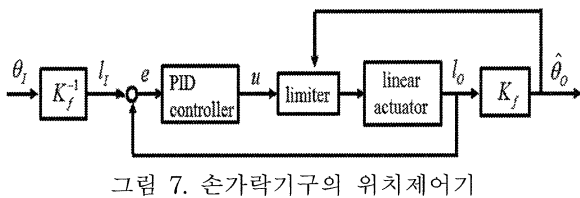


그림 7. 손가락기구의 위치제어기

4. 실험 및 결과

본 장에서는 공압실린더의 위치제어 특성을 확인하기 위해 공압실린더의 위치제어를 위한 기초실험환경을 구성하였다. 그림 8은 공압실린더의 기초실험환경이다. 실험환경은 상지재활훈련기의 기구를 제외하고, 공압회로와 위치제어기만 설치하였다. 그리고 공압실린더의 상부에는 2kg의 추를 달아 부하를 가하였다. 실험에 사용한 공기압축기의 최대 압력은 $7kg/cm^2$ 이다. 실험은 목표위치입력을 순차적으로 변화시켜 제어결과를 확인하였다.

그림 9는 공압실린더의 기초실험결과로, (a)는 공압실린더의 위치제어 결과이다. 점선은 구동기의 목표입력이고, 실선은 측정된 공압실린더의 길이이다. 그림 9(b)는 공압실린더의 양단에서 측정된 압력이고, 그림 9(c)는 밸브의 동작이다. 그림 9(b)와 (c)에서 점선은 설치된 공압실린더의 아래 입력단의 압력과 밸브 동작이고, 실선은 위쪽 입력단의 압력과 밸브 동작이다. 실험결과 3초에 0mm에서 30mm로 제어입력을 변경되었고, 그에 따라 제어기는 위치를 제어하기 위해 양단의 밸브를 제어하여 압력차를 발생시켰다. 그 결과 공압실린더의 위치가 이동하였고 4.3초에는 목표위치에 수렴하였다. 7초에 다시 목표입력을 10mm로 변경하였고, 그 이후 1초 이내에 목표위치에 수렴하였다. 실험 중 발생한 최대 오차는 0.8mm로 나타났다. 이 오차는 손목기구에서 약 1.44도에 해당하며, 약 1.6%의 오차로 재활훈련에는 영향이 없을 정도의 오차이다.

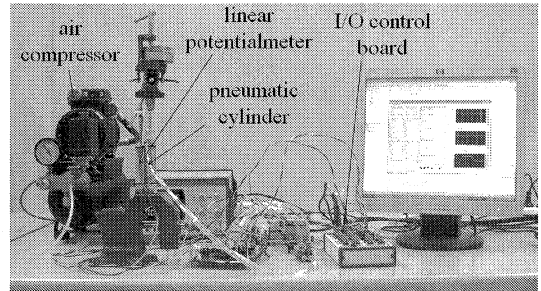


그림 8. 공압실린더 기초실험환경

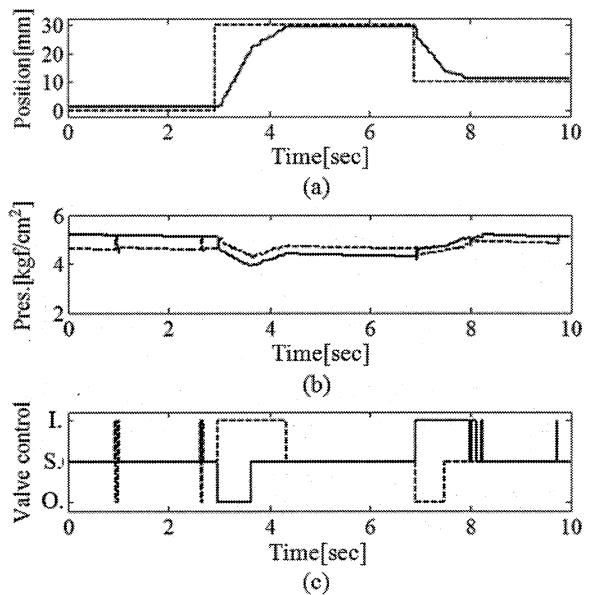


그림 9. 공압실린더 기초실험결과

본 연구에서는 상지재활훈련기와 제어시스템을 구성하고 실험을 진행하였다. 그림 10은 상지재활훈련기의 구동실험환경이다. 공기압축기를 포함한 공압제어회로는 공압기초실험과 동일하다. 먼저 손목기구의 위치제어기 검증에 앞서 목표위치입력을 변화시켜 제어결과를 확인하였다.

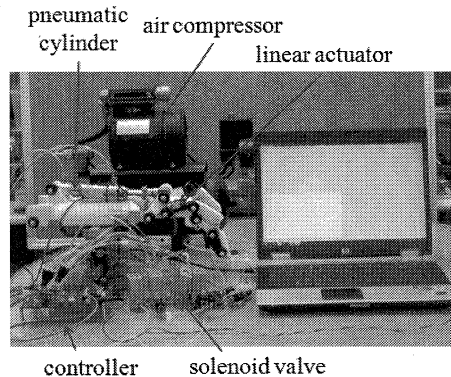


그림 10. 상지재활훈련기 실험환경

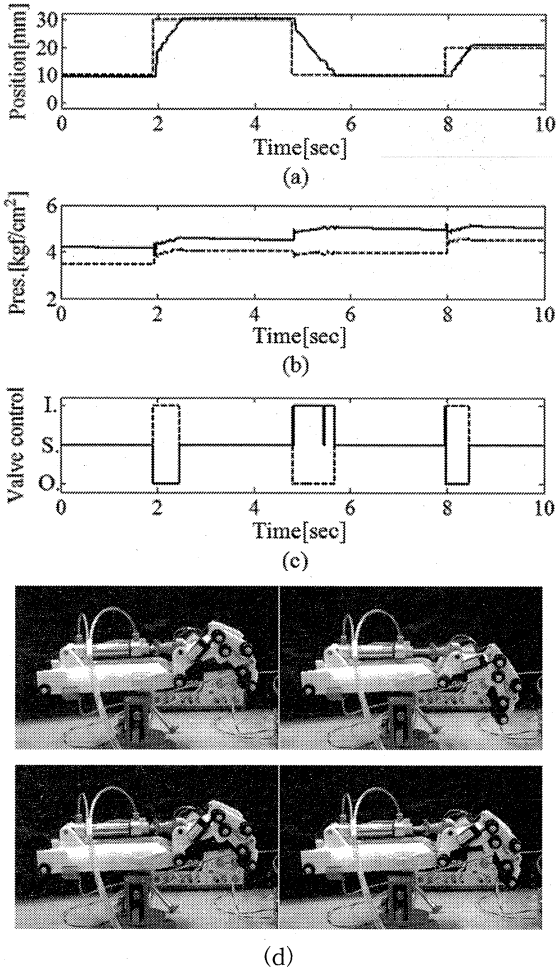


그림 11. 손목 기구 제어결과

그림 11은 손목 기구의 제어결과이다. (a)는 손목 기구에 설치된 공압실린더의 위치제어결과이고, (b)는 압력측정값이다. 그리고 그림 11(c)는 밸브의 동작을 나타낸다. (b)와 (c)에서 실선은 공압실린더 오른쪽 입력단의 압력과 밸브동작을 나타내고, 실선은 공압실린더 오른쪽 입력단의 압력과 밸브동작을 나타낸다. 그리고 (d)는 제어되는 동작을 보여주고 있다. 실험에서 목표입력은 초기 위치 10mm에서 2초, 4.5초, 8초에 30mm, 10mm, 20mm로 입력되었다. 실험결과손목기구가 굽힘으로 동작하는 경우 공압실린더의 위치는 0.5초 이내에 목표위치에 수렴하였다. 그리고 손목기구가 펴므로 동작하는 경우에는 1초 이내에 목표위치에 수렴하였다. 이렇게 공압실린더의 공압실린더의 동작에 따라 수렴시간이 차이나는 이유는 공압실린더에 연결된 손가락기구의 무게 때문이다. 하지만 이러한 수렴시간의 차이는 정확한 위치를 제어하는 데에는 문제가 되지 않았다.

손가락기구의 굽힘의 실험도 수행하였다(그림 12 참조). 그림 12에서 실선은 기구학 해석을 이용한

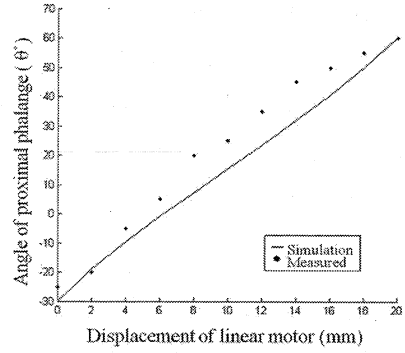


그림 12. 손가락 기구 동작실험

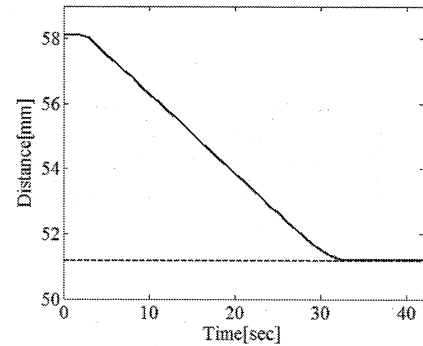


그림 13. 전동식 선형구동기 위치제어 결과

길이에 따른 예측되는 굽힘 각도를 나타내며, 점은 측정된 각도이다. 실험결과, 예측되는 굽힘 각도와 비교해 볼 때, 측정치는 적은 오차를 나타내었다. 또한 그림 13은 전동식 선형구동기의 위치제어 결과이다. 점선은 목표입력이고, 실선은 구동기의 동작을 나타낸다. 실험결과 전동식 선형구동기는 초기 위치 58.2mm에서 목표 위치 51.2mm로 제어될 때 오버슈트 없이 0.1mm의 오차 내에서 목표위치에 수렴하였다. 이것은 손가락기구에서 약 0.45도의 오차를 발생시키지만, 재활훈련에는 영향을 주지 못할 정도로 아주 작은 오차이다.

이러한 일련의 실험결과로부터 본 연구에서 제안한 전동식 선형구동기와 공압실린더를 적용한 상지 재활훈련기는 비교적 동작의 정확성을 보여주었으며, 구동기의 작동력에 의한 동력보조도 가능성을 확인할 수 있었다.

5. 결론

본 연구에서는 선형구동기를 적용한 상지 재활훈련기를 제안하였다. 기존의 DULEX의 설계에서 손목기구와 손가락 기구를 공압식 공압실린더와 전동식 선형구동기를 사용하여 동작하도록 설계하였다. 그리고 공압실린더와 전동식 선형구동기의 제어시

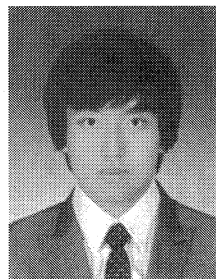
시스템을 설계하고 실험을 통해 제어시스템의 성능을 확인하였다. 실험결과 공압실린더는 0.8mm의 오차 이내로 제어되었고, 전동식 선형구동기는 0.1mm의 오차 이내로 제어됨을 확인하였다. 따라서 굽힘과 폼의 양방향 구동이 가능하면서, 구동력도 충분한 선형구동기를 적용한 상지재활훈련기는 재활훈련뿐만 아니라 동력보조도 가능함을 알 수 있었다.

향후에는 동력보조를 위한 인터페이스와 재활훈련시 발생할 수 있는 경련과 같은 문제를 해결할 수 있는 생체신호피드백(bio-feedback) 기능을 가진 제어시스템을 연구할 예정이다.

참 고 문 헌

[1] <http://kostat.go.kr>
 [2] R.J. Nudo, "Remodeling of cortical motor representations after stroke: implication for recovery from brain damage", *Molecular Psychiatry*, vol.2, no.3, pp.188-191, 1997.
 [3] R. Prosser, and W.B. Conolly, *Rehabilitation of the Hand & Upper Limb*, Elsevier, 2003.
 [4] T.G. Sugar, E.J. Koeneman, J.B. Koeneman, R. Hernam, H. Huang, R.S. Schultz, D.E. Herring, J. Wanberg, S. Balasubramanian, P. Swenson and J.A. Ward, "Design and Control of RUPERT: A Device for Robotic Upper Extremity Repetitive Therapy", *IEEE Trans. on, Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol.15, no.3, pp.336-346, 2007.
 [5] E.J. Koeneman, R.S. Shultz, S.L. Wolf, D.E. Herring, and J.B. Koeneman, "A pneumatic muscle hand therapy device", in Proc. IEEE Conf. on Medicine and Biology Society, San Francisco, USA, pp.2711-2713, Sep. 2004.
 [6] S. Ueki, H. Kawasaki, S. Ito, Y. Nishimoto, M. Abe, T. Aoki, Y. Ishiguro, T. Ojika, and T. Mouri, "Development of a Hand-Assist Robot With Multi-Degree-of-Freedom for Rehabilitation Therapy", *IEEE/ASME Trans. on Mechatronics*, vol.PP, no.99, pp.1-11, 2010.
 [7] M. Hioki, H. Kawasaki, H. Sakaeda, Y. Nishimoto, and T. Mouri, "Finger rehabilitation system using multi-fingered haptic interface robot controlled by surface electromyogram", Proc. of the 2010 3rd IEEE RAS & EMBS, Tokyo, Japan, pp.276-281, Sep. 2010.
 [8] Y. Hasegawa, Y. Mikami, K. Watanabe, Z.

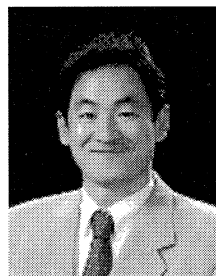
Firouzimehr, and Y. Sankai, "Wearable handing support system for paralyzed patient", in Proc. 2008 IEEE/RSJ International Conf. on Intelligent Robots and Systems, Nice, France, pp.741-746, Sept. 2008.
 [9] T.M.W. Burton, R. Vaidyanathan, S.C. Burgess, A.J. Turton, and C. Melhuish, "Development of a parametric kinematic model of the human hand and a novel robotic exoskeleton", in Proc. 2011 IEEE International Conf. on Rehabilitation Robotics, Zurich, Switzerland, pp.172-178, Jun, 2011.
 [10] R. Ortner, B.Z. Allison, G. Korisek, H. Gaggli, and G. Pfurtscheller, "An SSVEP BCI to Control a Hand Orthosis for Persons With Tetraplegia", *IEEE Trans on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol.19, no.1, pp.1-5, 2011.
 [11] <http://www.myomo.com>
 [12] 김영민, 문인혁, "뇌졸중 환자를 위한 착용형 손 재활훈련기기, DULEX", 제어로봇시스템학회 논문지, 제16권, 10호, 제어로봇시스템학회, pp.919-926, 2010. 10.



배 주 환

2008년 2월 동의대학교 메카트로닉스공학과 졸업 (학사)
 2011년 2월 동의대학교 대학원 지능시스템공학과 졸업 (석사)

2011년 3월 - 현재 동의대학교 대학원 지능시스템공학과 재학중 (박사)
 관심분야 : 바이오메카트로닉스, 재활복지로봇



문 인 혁

1999년 일본 Osaka 대학 전자제어기계공학과 졸업 (공학박사)
 2002년-2005년 재활공학연구소 책임연구원
 2005년 - 현재 동의대학교 교수

관심분야 : 재활복지시스템, 바이오메카트로닉스, 생체신호인터페이스