

뇌졸중 환자의 엄지손가락 재활운동을 위한 직교형 엄지손가락 재활로봇 개발

Development of Rectangular-type Thumb Rehabilitation Robot for Stroke Patient's Thumb Rehabilitation Exercise

김현민¹, 김용국¹, 신희석², 윤정원³, 김갑순^{1,✉}
Hyeon Min Kim¹, Yong Guk Kim¹, Hee Suk Shin², Jongwon Yoon³ and Gab Soon Kim^{1,✉}

¹ 경상대학교 제어계측공학과 (Department of Control & Instrumentation Engineering, ERI, Gyeongsang National Univ.)

² 경상대학교 의학전문대학원 재활의학과 (Department of Rehabilitation Medicine, School of Medicine, Gyeongsang National Univ.)

³ 경상대학교 기계공학부 (School of Mechanical Engineering, Gyeongsang National Univ.)

✉ Corresponding author: gskim@gsnu.ac.kr, Tel: 055-772-1745

Manuscript received: 2011.9.20 / Revised: 2011.12.7 / Accepted: 2012.1.4

Stroke patients should exercise for the rehabilitation of their fingers, because they can't use their hand and fingers. The moving direction of thumb of five fingers is different that of four fingers (force finger, middle finger, ring finger, little finger). The thumb rehabilitation robot for rehabilitation exercise must be included a force control system, because robot can injure thumb by applying too much force. In this paper, the rectangular-type thumb rehabilitation robot was developed for stroke patient's thumb rehabilitation exercise of the flexibility rehabilitation exercise. The characteristic test of the developed rectangular-type thumb rehabilitation robot was carried out with normal men in their twenties. As a result, it is thought that the robot can be used for the flexibility rehabilitation exercise of stroke patient's thumb.

Key Words: Rehabilitation Robot (재활로봇), Finger Rehabilitation Robot (손가락 재활로봇), Finger Rehabilitation (손가락 재활), Force Sensor (힘센서)

1. 서론

뇌졸중 환자의 손가락들은 대부분 굳어있거나 움직일 수 있어도 근력이 약해 정상인과 같이 움직이거나 물건을 잘 잡을 수가 없다. 그러므로 환자의 손가락들을 정상인의 그것들과 같이 사용할 수 있도록 회복시키기 위해서는 손가락 재활운동을 실시해야 하고, 재활운동은 굳어있는 손가락 마디를 부드럽게 하는 유연성 재활운동과 힘이 없는 손가락의 근육을 발달시켜주는 근육강화 재활운동으로 구분될 수 있다. 사람의 손가락 중 엄지손가락의 움직이는 방향은 나머지 4 손가락(검지,

중지, 약지, 소지)과 다르므로 엄지손가락의 재활운동을 위한 재활로봇을 다르게 구성해야 된다. 엄지손가락 재활로봇은 뇌졸중 환자에 따라 엄지손가락의 움직일 수 있는 정도가 각각 다르므로 엄지손가락을 펴주는 힘을 제어할 수 있어야 하고, 이것은 엄지손가락에 큰 힘을 가하게 되면 손가락의 마디 근육이 손상되거나 손가락의 뼈가 부러질 수 있기 때문이다.

Brokaw¹ 는 뇌졸중환자가 손가락으로 물체를 집을 때 스프링 힘에 의해 집는 힘(토크)를 보조하는 역할을 하는 손(손가락) 재활시스템을 개발하였다. Ren² 은 엄지손가락을 굽히고 젖히는 시스템과

엄지를 제외한 네 개의 손가락을 하나로 묶어 굽히고 젖히는 시스템으로 구분되어있다. 그리고 엄지손가락은 완전하게 뒤로 저치고 굽힐 수 없고 네 손가락 시스템은 손가락의 길이가 각각 다른데 한번에 회전시킨다. Connelly³는 뇌졸중환자가 손가락을 젖히고 구부리는 훈련을 하기 위해 공기압을 넣었을 때 펴지고, 빼었을 때 구부러지는 공기압 장갑을 개발하였다. Yamaura⁴는 손가락 마디와 마디를 링크 두 개와 풀리 두 개를 이용하여 삼각형 모양으로 구성하여 풀리와 연결된 줄을 모터를 이용하여 당겨 링크의 각을 작게 하면 손가락 마디가 펴지고, 반대로 작용하면 손가락이 구부러지는 방식의 재활로봇이다. Dovat⁵는 각각의 손가락 끝을 줄로 묶고 그 줄을 당겨서 손가락을 젖히는 훈련을 하는 시스템으로서, 손가락을 당기는 힘을 측정하는 센서가 부착되지 않아 정확하게 훈련을 할 수 없다. Bouzit⁶는 손가락 끝에 링을 끼우고 정하고 링에 연결되어 있는 스프링 힘을 이용하여 손가락을 굽히고 젖히는 손가락 재활운동장치를 개발하였다. 위의 논문에서 개발한 시스템의 단점은 손가락을 완전하게 뒤로 젖히는 재활훈련을 할 수 없는 것이고, 또한 대부분 힘센서가 부착되지 않아 손가락이 손상되지 않을 정도의 힘이 가해지면 재활로봇이 정지할 수 있는 안전한 제어시스템이 없는 것이다.

따라서 본 논문에서는 뇌졸중환자의 엄지손가락 유연성 재활운동을 할 수 있는 직교형 엄지손가락 재활로봇을 개발하였다. 엄지손가락이 굽혀진 상태에서 뒤로 완전히 젖혀진 상태까지를 엄지손가락의 첫째 마디가 꺾에 따라 움직일 수 있도록 엄지손가락 재활로봇의 각 링크의 길이는 결정되었다. 이것을 토대로 직교형 엄지손가락 재활로봇의 본체를 설계 및 제작하였으며, 손가락의 안전을 위한 힘제어에 사용되는 엄지손가락 단축 힘센서를 설계 및 제작하였다. 그리고 개발된 직교형 엄지손가락 재활로봇을 이용하여 정상인을 대상으로 특성실험을 실시하였다.

2. 엄지손가락 재활로봇 설계 및 제작

2.1 엄지손가락 재활로봇의 링크길이 설계

엄지손가락 재활로봇을 설계하기 위해서는 성인의 손과 엄지손가락의 각 마디의 길이를 알아야 하고, 이것을 기준으로 엄지손가락의 움직이는 동작을 시뮬레이션해야 하며, 이를 통해 각 링크의

길이를 구한다. 손가락 성인 남자 10 명의 손의 크기와 엄지손가락의 크기를 측정하여 평균한 값은 엄지손가락의 첫 번째 마디 (first knuckle)의 길이는 28mm, 두 번째 마디의 길이는 38mm 이었고, 각 마디의 편차는 4.7mm 와 4.0mm 이었다. 첫째 마디는 손가락 끝에서 두 마디 사이의 조인트까지의 길이를 측정하였고, 둘째 마디는 조인트와 조인트 사이의 길이를 측정하였다. 그리고 엄지손가락이 뒤로 젖혀지는 각도는 약 84° 이하 이었다. 이 측정값들은 엄지손가락 재활로봇을 설계하기 위해 시뮬레이션하는데 활용된다.

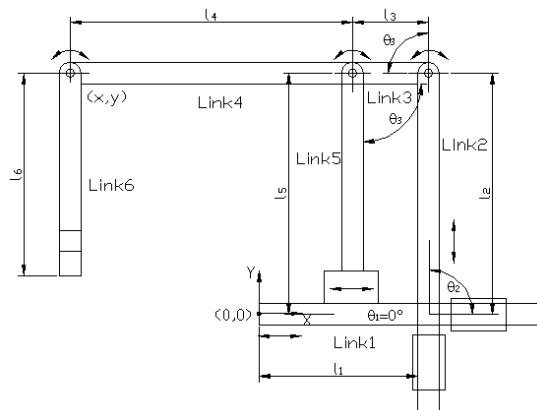


Fig. 1 Schematic diagram of links of thumb rehabilitation robot

Fig. 1은 엄지손가락 재활로봇을 구성하는 링크들의 시뮬레이션을 위한 개략도를 나타내고 있다. 이것은 링크 1~6으로 구성되어 있고, 각 링크의 길이를 $l_1, l_2, l_3, l_4, l_5, l_6$ 이며, 수평축과 링크 1의 길이방향과의 각을 θ_1 , 링크 1과 링크 2 사이각을 θ_2 , 링크 2와 링크 3의 사이각을 θ_3 라 한다. 그리고 링크 1의 좌측 끝을 원점으로 한다. 손가락 운동의 동작은 링크 6의 끝에는 첫 번째 손가락 마디를 끼운 후 고정하고, 링크 3과 링크 4는 한 몸체이고, 링크 3과 링크 4에 링크 2, 링크 5, 링크 6이 각각 한 방향으로 회전하는 조인트로 연결되었으며, 링크 1은 수평과 링크 2는 수직으로 각각 이동한다. 시뮬레이션에서 링크 4와 링크 6의 연결 지점(x, y)의 이동에 따라 링크 1의 수평 이동거리와 링크 2의 수평이동거리, 링크 2와 링크 3이 이루는 각 θ_3 를 이와 같은 동작에 의해 각 손가락은 펴고 구부림의 운동을 할 수 있다. 본 논문에서는 측정된 손가락의 길이의 펴고 구부림의 운동을 할

수 있는 링크 1 과 링크 2 의 길이를 결정하였을 때 링크 3 과 링크 4 의 수평과 수직 움직이는 거리를 파악하기 위한 시뮬레이션을 Matlab 을 이용하여 실시하였다.

시뮬레이션을 수행하기 위해서는 정기구학 해석식 및 역기구학 해석식을 유도해야 한다. 정기구학 해석식은 손가락 끝이 x 방향과 y 방향으로 이동시키는 변수를 x, y 라 하고 x 와 y 식을 유도할 수 있다. Fig. 1 로부터 기구학적으로 x 를 구하면 식 (1)과 같다.

$$x = l_1 - (l_3 + l_4) \sin \theta_3 \quad (1)$$

Fig. 1 로부터 기구학적으로 y 와 $\cos\theta_3$ 를 구하면 각각 식 (2), (3)과 같다.

$$y = l_2 + (l_3 + l_4) \cos \theta_3 \quad (2)$$

$$\cos \theta_3 = (l_5 - l_2) / l_3 \quad (3)$$

위의 식 (1)~(3)을 이용하여 변수 l_1, l_2, θ_3 를 구하기 위한 역기구학 해석식을 유도하면 각각 식 (4)~(6)과 같다.

$$l_2 = \frac{(l_3 y - (l_3 + l_4) l_5)}{-l_4} \quad (4)$$

$$\theta_3 = \cos^{-1} \left(\frac{l_5 - l_2}{l_3} \right) \quad (5)$$

$$l_1 = x + (l_3 + l_4) \sin \theta_3 \quad (6)$$

엄지손가락이 뒤로 젖혀지는 궤적을 따라 움직이는 시뮬레이션은 엄지손가락이 완전히 굽혀졌을 때(0°)부터 뒤쪽으로 84.0° 까지 젖혀지는 것으로 가정하여 실시하였으며, 그 결과, 엄지손가락을 위한 링크 6 과 링크 3+링크 4 의 길이는 각각 46mm 와 90m 이었다.

그리고 링크 1 과 링크 2 의 수평과 수직 이동거리 x, y 와 링크 2 축을 기준으로 링크 3 의 회전각 θ_3 을 Table 1 에 나타내었고, Fig. 2 는 시뮬레이션 결과를 그래프로 나타낸 것이다. 엄지손가락이 굽어있는 초기위치 0° 부터 84° 까지, 14° 간격으로

Table 1 Results of the simulation of thumb-rehabilitation robot

No.	Angle(°)	x(mm)	y(mm)	θ_3 (°)
1	0.0	0.4	52.2	46.0
2	14.0	20.1	65.0	68.0
3	28.0	34.0	78.7	88.1
4	42.0	45.4	90.6	105.4
5	56.0	59.9	98.1	116.9
6	70.0	83.8	98.6	117.8
7	84.0	114.8	91.1	106.1

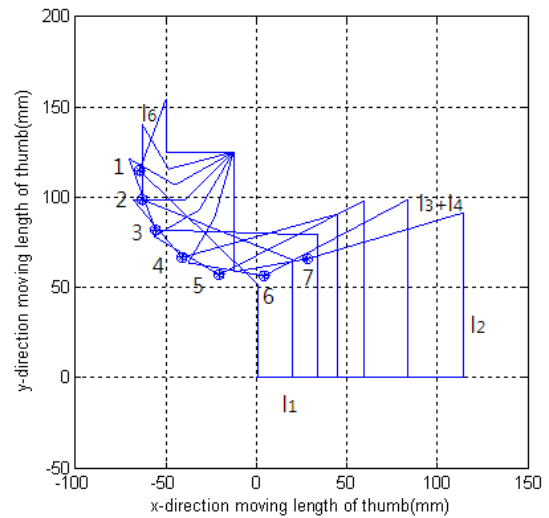


Fig. 2 Graph of the simulation results of thumb rehabilitation robot

엄지손가락의 두 번째 마디의 중간이 뒤로 젖혀지는 각도일 때, 링크 1 은 수평방향(x)으로 0.4mm 에서 114.8mm 까지 총 114.4mm, 링크 2 는 수직방향(y)으로 55.2mm 에서 98.6mm 까지 총 43.4mm, 링크 2 축(y)을 기준으로 링크 2 의 회전각은 초기 46.0° 부터 106.1° 까지 총 60.1° 회전하였다. 시뮬레이션 결과, 엄지손가락 재활로봇은 링크 6 과 링크 3+링크 4 는 길이가 각각 46mm 와 90mm 가 되도록 설계해야 하고, 각 손가락을 수평과 수직방향으로 이동시키는 기구는 각 손가락의 수평이동거리(l_1 이 초기 위치로부터의 x 방향으로 이동한 거리)와 수직이동거리(l_2 가 초기 위치로부터의 y 방향으로 이동한 거리)의 이동거리를 고려하여 설계해야 한다.

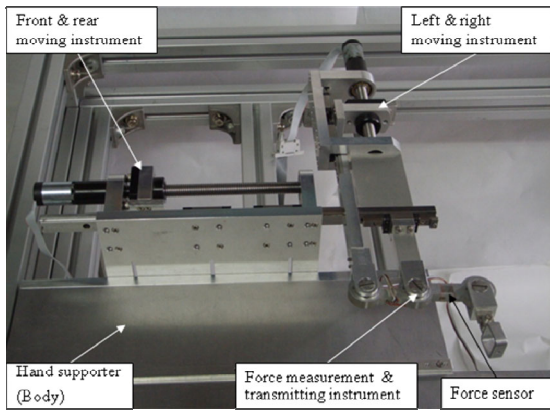


Fig. 3 Manufactured thumb rehabilitation robot

2.2 엄지손가락 재활로봇의 설계 및 제작

Fig. 3 은 제작된 재활로봇의 사진을 나타내고 있으며, 이것은 손지지대(몸체), 좌우이송기구, 전후이송기구, 힘측정 및 전달기구, 제어장치 등으로 구성되어 있다. 손지지대(몸체)는 환자의 왼손 등을 접촉시켜 고정시키고, 전후이송기구가 부착되며, 속이 비어있는 사각기둥형상이다. 이것의 크기는 폭이 220mm, 길이가 451mm, 높이가 94mm 이다.

좌우이송기구는 좌우이송기구의 LM 가이드 레일 위에 고정되어 있으며 전후이송기구와 함께 엄지손가락에 가하는 힘을 발생시키는 역할을 한다. 이 기구는 LM 가이드(RSR9KM), 볼나사(MTF1202-3.7), 모터 및 기어(349380, 29:1), 고정지지대 등으로 구성되었고, 제어장치의 명령에 따라 손가락 방향과 직각방향으로 힘측정 및 전달기구를 최대 60mm 까지 이동시킨다.

전후이송기구는 몸체에 부착되어 있고 전후이송기구의 LM 가이드 레일 위에 힘전달기구의 지지대와 좌우이송기구의 고정블록이 고정되어 있으며 좌우이송기구와 함께 엄지손가락에 가하는 힘을 발생시키는 역할을 한다. 이 기구는 LM 가이드(RSR9KM), 볼나사(MTF1202-3.7), 모터 및 기어(349380, 19:1), 고정지지대 등으로 구성되었고, 제어장치의 명령에 따라 손가락 방향으로 힘측정 및 전달기구를 최대 120mm 까지 이동시킨다.

힘측정 및 전달기구는 손가락 고정링크, 손가락 운동링크, 고정지지대, 상하이동대 등으로 구성되었고, 손가락 고정링크는 환자의 손가락을 고정시키는 기구이며, 손가락 운동기구와 조인트로 연결되어 있다. 손가락 운동링크는 단방향 힘센서(정

격용량 : 100N)가 제작되었고, 이것으로 엄지손가락을 당기고 끄는 힘을 제어하며, 중앙에는 고정지지대와 다른 끝에는 상하이동대와 조인트로 연결되어 있다. 고정지지대는 손가락에 힘을 가할 때 손가락과 직각방향의 힘을 지지하고, 전후이송기구의 LM 가이드에 고정되어 운동링크가 회전할 때 길이변화에 따라 미소하게 손가락 길이방향으로 이동한다. 상하이동대는 좌우이송기구의 LM 가이드에 고정되었고, 제어장치의 명령에 따라 손가락 길이방향과 직각방향으로 이동되어 운동링크의 한쪽 끝을 밀고 당김으로 손가락 운동을 시킬 수 있다. 손가락 고정링크는 운동링크의 한쪽 끝에 고정되었고, 운동링크의 회전에 따라 손가락을 직접 당기거나 끄는 역할을 하며, 환자의 엄지손가락 첫째 마디를 고정시킨다. 제어장치는 엄지손가락의 운동 시뮬레이션 결과에 따라 제작된 프로그램에 의해 손가락 전후이송기구와 좌우이송기구를 동작시켜 펌과 굽힘의 운동을 반복하며, 손가락 운동링크의 단축 힘센서를 받아 설정한 힘의 이상으로 힘이 작용되었을 경우에는 시스템이 정지한다. 엄지손가락 재활로봇의 유연성 재활운동은 굳어 있는 엄지손가락을 운동할 경우에 엄지손가락의 위치경로를 따라 짓히고 구부리는 운동과정에서 설정된 힘 이상으로 손가락에 힘이 가해지면 정지한 후 다시 초기 위치인 손가락이 굽어있는 상태로 복귀한다.

2.3 엄지손가락용 단축힘센서의 설계 및 제작

엄지손가락 재활로봇기구용 단축 힘센서는 Fig. 4 의 (a)에 나타낸 것과 같이 운동용 링크의 본체에 직접 제작하였고, 이것은 1 개의 평행평판보(PPB)로 구성되었다. 평행평판보의 크기는 길이 l , 두께 t , 폭 b 이다. 단축 힘센서를 설계하기 위한 설계변수의 정격출력은 약 $0.5mV/V$, 정격하중은 100N 이다. 센서의 크기가 길이 118mm, 높이 28mm, 폭 9mm 이고, 스트레인게이지의 부착위치가 길이 방향으로는 1.5mm, 폭 방향으로는 1/2, 스트레인게이지의 부착위치에서의 변형률은 약 $250\mu m/m$ 로 결정하였다. 단축 힘센서의 각 감지부의 크기를 결정하기 위해 ANSYS 소프트웨어를 이용하였다. 유한요소해석을 위해 소프트웨어에 입력한 재료상수는 제작할 센서의 재질이 알루미늄이므로 종탄성계수가 70GPa, 프와송의비가 0.3 이며, 8 절점 6 면체 블록을 선택하였다. 격자(mesh) 크기는 해석하고자 하는 평행평판보의 길이(l)는

0.5mm, 두께(t)는 4 등분, 폭방향으로는 8 등분하였다.

유한요소법을 이용하여 단축 힘센서를 설계한 결과, 평행평판보의 길이 l 은 10mm, 두께 t 는 2.5mm, 폭 b 는 9mm 이었다. 유한요소해석 결과를 토대로 단축 힘센서의 스트레인게이지 부착위치를 결정하였으며, 그것을 Fig. 4 의 (b)에 나타내고 있다. 스트레인게이지의 정확한 부착위치는 길이방향으로는 1.5mm 이고, 폭방향으로는 중심선상이다. 유한요소법을 이용하여 단축 힘센서의 각 스트레인게이지 부착위치(Fig. 4 의 (b))에서의 변형률들은 인장스트레인 1(S1)이 431um/m, 압축스트레인 1(S2)이 -65um/m, 인장스트레인 2(S4)이 65um/m, 압축스트레인 2(S3)이 -431um/m 이었고, 총 변형률은 992um/m 이었다. 모든 센서의 정격 변형률은 설계변수로 결정한 정격변형률 1000 um/m 이상이었고, 오차는 0.8%이었다. 이와 같은 오차는 설계시 가공의 가능성을 고려하여 감지부의 두께를 0.1mm 단위로 나타내었기 때문이다. 단위를 0.01mm 단위로 설계하면 매우 근접한 변형률을 얻을 수 있으나 모델링한 단축 힘센서 구조의 복잡성 때문에 0.01mm 단위로 가공할 수 없기 때문이다.

단축 힘센서는 Fig. 4 의 (b)에 나타낸 스트레인 게이지 부착위치에 스트레인게이지(N2A-13-S1452-350, micro-measurement company 사 제작, 게이지 상수 2.03, 크기 35.2mm)를 순간접촉제 (M-200)를 이용하여 부착하고 휘스톤브리지를 구성하여 제작하였으며,⁸ Fig. 5 는 제작된 단축 힘센서의 사진을 보이고 있다.

힘센서의 정격출력은 식 (7)에 의해 계산할 수 있다.

$$\frac{E_o}{E_i} = \frac{1}{4} K \epsilon \tag{7}$$

여기서, E_i 는 휘스톤 브리지의 입력전압, E_o 는 휘스톤 브리지의 출력전압, K 는 스트레인게이지 상수, ϵ 은 센서의 전격변형률이다.

유한요소해석 결과로부터 계산한 정격출력은 정격변형률 992um/m 와 사용한 스트레인게이지의 상수 2.03 을 식 (7)에 대입하면 0.50344mV/V 이었다.

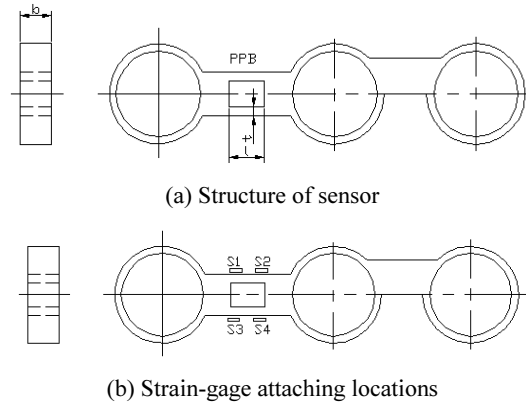
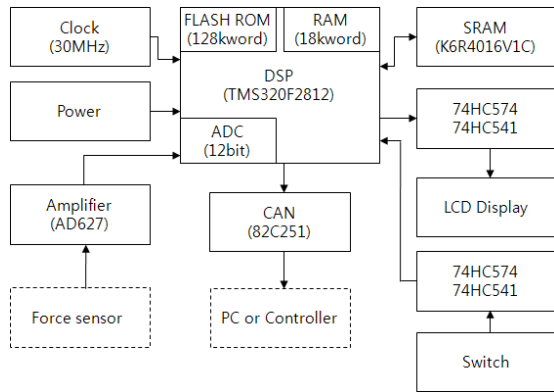


Fig. 4 Structure and strain-gauge attaching locations of force sensor for thumb rehabilitation robot



Fig. 5 Photograph of manufactured thumb force sensor

제작한 엄지손가락 단축 힘센서의 특성실험은 다축 힘/모멘트센서 교정기⁸를 이용하였고, 이 교정기는 힘 F_x, F_y, F_z 를 모두 2000N, 모멘트 M_x, M_y, M_z 를 모두 500Nm 를 연속적으로 발생시킬 수 있으며, 1×10^{-4} 의 상대확장불확도를 가지고 있다. 엄지손가락 단축 힘센서의 정격출력을 결정하고, 비직선성오차와 재현성오차를 구하기 위한 특성실험은 교정장치⁸를 이용하여 10N 부터 100N 까지 10N 단계로 증가 및 감소순으로 3 회 실시하였다. 센서의 정격출력은 100N 일 때의 출력값을 평균하여 결정하였고, 그것은 0.50872mV/V 이었다. 유한요소해석 결과인 0.50344mV/V 을 기준으로 계산한 오차는 -1.05%이내이었다. 그리고 비직선성오차와 재현성오차를 계산한 결과 각 0.04%와 0.03%이내이었다.



(a) Schematic diagram of system



(b) Photograph of system

Fig. 6 Manufactured high-speed control system

2.4 고속제어장치 설계 및 제작

Fig. 6 의 (a)와 (b)는 각각 DSP 를 이용한 엄지손가락 재활로봇의 고속제어장치의 개략도와 사진을 나타내고 있다. 고속제어장치는 엄지손가락 단축힘센서의 출력을 받고, 전후이송기구와 좌우이송기구의 2 개의 모터를 제어할 수 있도록 설계 및 제작하였다. 고속제어장치는 DSP(digital signal processor), 증폭기부(amplifier), 통신부, 전원부, 스위치부 등으로 구성되었다. DSP 는 내장된 A/D 컨버터를 이용하여 측정된 힘과 모멘트값을 LCD 에 표시함과 동시에 컴퓨터로 보내고, 증폭부는 단축힘센서로부터 출력되는 값을 증폭하는 역할을 하며, 통신부는 제어프로그램을 롬에 다운로드 혹은 컴퓨터와 인터페이스하는 역할을 한다. 그리고 전원부는 DSP 와 다른 주변장치들에 전압 9V, 5V, 3.3V, 1.8V 를 각각 공급하고, 스위치부는 리셋 혹은 전원을 끄는데 사용된다.

2.5 엄지손가락 재활로봇의 제어특성실험

2.5.1 엄지손가락 유연성 재활운동 특성실험

뇌졸중 환자의 엄지손가락의 유연성 재활운동은 굳어 있는 엄지손가락을 재활운동을 통해 유연하게 하는데 목적이 있고, 이 재활운동은 엄지손가락의 이동궤도를 따라 젖히고 구부리는 반복되는 운동과정에서 손가락의 굳은 정도가 점점 부드러워져 많이 젖히고 구부릴 수 있다. 엄지손가락 재활로봇을 이용한 엄지손가락 유연성 재활운동을 안전하게 실시하기 위해서는 기준힘을 설정하고, 그 기준힘을 기준으로 로봇을 제어해야 한다. Fig. 7 은 엄지손가락 유연성 재활운동을 위한 엄지손가락 재활로봇을 나타내고 있고, 이것을 이용하여 각 재활운동을 위한 기준힘 설정값을 얻기 위한 특성실험을 실시하였다. 실험대상자는 뇌졸중 환자가 대부분 손가락에 통증을 느낄 수 없으므로 20~30 대 정상인 남성을 대상으로 실험을 실시하여 개발한 재활로봇의 기본 특성을 파악하고자 한다. 유연성 재활운동을 위한 기준힘 설정값의 특성실험은 5 명의 남성을 대상으로 실시하였다. 특성실험은 엄지손가락 재활로봇의 손지지대에 벨크로(velcro)로 손목을 고정하고, 엄지손가락을 손가락 고정링크에 나사를 이용하여 안전하게 고정한 후 수동으로 제어장치를 제어하여 손가락에 통증이 올 때까지 손가락을 뒤로 잡아당기며, 이때 손가락 운동링크의 단축 힘센서로부터 출력되는 측정값을 읽는 순서로 실시하였다. 실험은 각 실험자를 대상으로 각각 3 번씩 실시되었고, 그것을 평균하여 각 실험자의 측정값으로 나타내었으며, 5 명의 실험자의 실험값은 각각 21.3N, 20.9N, 19.4N, 22.1N, 19.9N 이었다. 따라서 유연성 재활운동을 위한 기준힘 설정값은 엄지손가락의 안전을 위해 제일 적은 값보다 4.9N 이 적은 15N 으로 결정하였다. Fig. 8 의 (a)~(i)는 엄지손가락 재활로봇을 이용한 엄지손가락의 유연성 재활운동과정을 나타낸 사진이고, 이것은 엄지손가락이 굽어진 상태에서 완전히 젖혀지는 상태까지를 나타낸 것이며, 다시 원위치로 돌아올 경우에는 사진의 역순이다. 특성실험은 엄지손가락 재활로봇의 손지지대에 벨크로(velcro)로 손목을 고정하고, 엄지손가락을 손가락 고정링크에 나사를 이용하여 안전하게 고정한 후 제어장치에 설정된 기준힘 설정값(15N)이 단축 힘센서로 출력될 때까지 엄지손가락의 위치경로를 따라 손가락을 뒤로 잡아당기며, 이후에는 손가락 운동링크를 다시 초기위치로 돌아가게 제어한다.

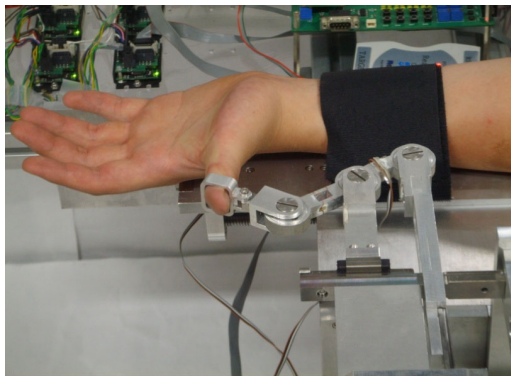


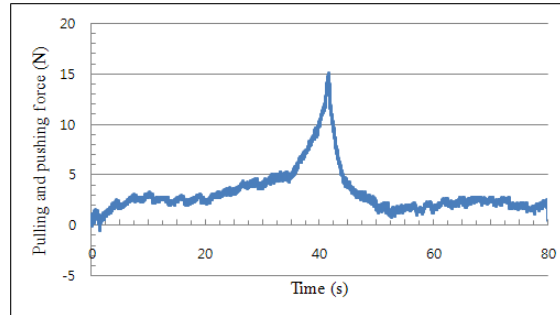
Fig. 7 Experimental setup for characteristic test of thumb rehabilitation exercise



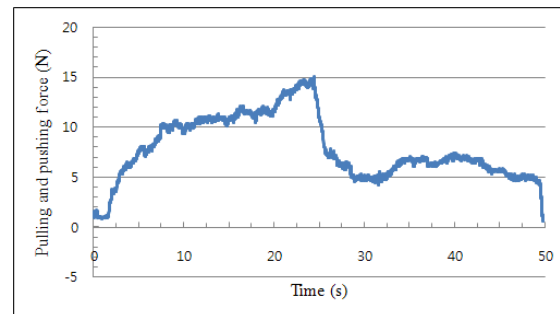
Fig. 8 Characteristic test for flexibility rehabilitation exercise of thumb using thumb rehabilitation robot

Fig. 9 의 (a)는 엄지손가락 재활로봇을 이용한 엄지손가락의 유연성 재활운동과정 중 엄지손가락에 힘을 주지 않은 상태(엄지손가락을 힘을 주지 않고 자연스럽게 놓은 상태)에서 엄지손가락에 가해지는 힘을 단축 힘센서를 이용하여 측정한 결과이고, 센서 출력값을 보면, 손가락을 뒤로 저칠 때는 시작 후 35 초 부근까지는 0~5N 정도의 값을 나타내고 손가락이 거의 저쳐질 때 급격히 손가락에 가해지는 힘이 커지며, 40 초 부근에서 엄지손가락의 안전을 위해 설정한 힘 15N 에서 재활로봇은 정지하고 원상태로 복귀할 때는 손가락에 가해지는 힘이 수초 내에 급격히 감소함을 알 수 있다. Fig. 9 의 (b)는 엄지손가락이 약간 굽어 있다고 가정하여 힘을 일부 주면서 측정한 결과이고, 손가락에 가해지는 힘은 실험을 시작한 후 계속 증가하였고 25 초 부근에서 설정한 15N 에 도달하

였으며, 그 이후에는 원상태로 안전하게 복귀하였다. Fig. 8 의 사진과 Fig. 9 의 그래프를 분석한 결과, 엄지손가락 재활로봇은 엄지손가락 유연성 재활운동 손가락의 안전을 위해 설정한 힘까지 손가락을 뒤로 저치고 그 이후에는 원상태로 복귀하는 동작을 안전하게 수행할 수 있음을 확인하였다.



(a) without applied thumb force



(b) with applied thumb force

Fig. 9 Graph of flexibility rehabilitation exercise of thumb using thumb rehabilitation robot

3. 결론

본 논문에서는 뇌졸중환자의 엄지손가락 유연성 재활운동을 실시할 수 있는 엄지손가락 재활로봇을 개발하였다. 엄지손가락 유연성 재활운동에 관한 특성실험을 20 대 대학생 남성을 대상으로 실시한 결과, 엄지손가락에 힘을 주지 않은 상태와 주는 상태에서 모두 손가락을 뒤로 저치고 굽히는 동작을 안전하게 하는 것을 확인하였다. 따라서 본 논문에서 개발한 엄지손가락 재활로봇은 뇌졸중환자의 엄지손가락 유연성 재활운동을 실시할 수 있을 것으로 생각되고, 추후 연구에서는 실제 뇌졸중환자의 엄지손가락 재활을 위한 특성실험을 실시하는 것이다.

후 기

이 논문은 2010 년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구임(No. 2009-0087281).

참고문헌

1. Brokaw, E. B., Holley, R. J. and Lum, P. S., "Hand Spring Operated Movement Enhancer (HandSOME) Device for Hand Rehabilitation after Stroke," 2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), pp. 5867-5870, 2010.
2. Ren, Y., Park, H. S. and Zhang, L. Q., "Developing a whole-arm exoskeleton robot with hand opening and closing mechanism for upper limb stroke rehabilitation," IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, pp. 761-765, 2009.
3. Connelly, L., Jia, Y., Toro, M. L., Stoykov, M. E., Kenyon, R. V. and Kamper, D. G., "A Pneumatic Glove and Immersive Virtual Reality Environment for Hand Rehabilitative Training After Stroke," IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, Vol. 18, No. 5, pp. 551-559, 2010.
4. Yamaura, H., Matsushita, K., Kato, R. and Yokoi, H., "Development of Hand Rehabilitation System for Paralysis Patient -Universal Design Using Wire-Driven Mechanism-," Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 7122-7125, 2009.
5. Dovat, L., Lambercy, O., Gassert, R., Maeder, T., Milner, T., Leong, T. C. and Burdet, E., "HandCARE: A Cable-Actuated Rehabilitation System to Train Hand Function After Stroke," IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, Vol. 16, No. 6, pp. 582-591, 2008.
6. Bouzit, M., Burdea, G., Popescu, G. and Boian, R., "The Rutgers Master II-New Design Force-Feedback Glove," IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, Vol. 7, No. 2, pp. 256-263, 2002.
7. Kim, G. S. and Shin, H. J., "Development of intelligent robot's hand with three-axis finger force sensors for intelligent robot," Journal of Institute of Control, Robotics and Systems, Vol. 15, No. 3, pp. 300-305, 2009.
8. Kim, G. S. and Yoon, J. W., "Development of Calibration System for Multi-Axis Force/Moment Sensor and its Uncertainty Evaluation," J. of KSPE, Vol. 24, No. 10, pp. 91-98, 2007.