

직교형 손가락 재활로봇기구를 위한 힘센서 개발 및 특성실험

김갑순*

Development of Force Sensors for Rectangular-Type Finger-Rehabilitation Robot Instruments and Their Characteristic Test

Gab-Soon Kim*

Abstract

Stroke patients must do the rehabilitation exercise to recover their fingers' function using a rehabilitation robot. But the rehabilitation robots mostly have not the force sensors to control the applied force to each finger. Thus, in this paper, the development of a force sensor for thumb rehabilitation robot and four two-axis force sensors for four-finger rehabilitation robot were developed. The force sensor and four two-axis force sensors could be used to measure the applied force to each finger, and the forces could be used to control the applied forces to each sensor in rehabilitation exercise using in the rehabilitation robot. The developed sensors have non-linearity error of less than 0.05 %, repeatability error of less than 0.03 %, and the interference error of two-axis force sensor is less than 0.2 %.

Keywords : Force Sensor, Two-Axis Force Sensor, Rated Output, Interference Error, Rehabilitation Robot, Finger Rehabilitation

1. 서론

뇌졸중 환자는 손가락을 움직이는 뇌세포의 손상으로 손가락을 정상인과 같이 자유롭게 움직일 수 없을 뿐만 아니라 활용할 수도 없는 경우가 대부분이다. 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 강화시켜주는 근육강화 재활운동으로 구분될 수 있다. 사람의 손가락 중 엄지손가락과 나머지 4개 손가락(검지, 중지, 약지, 소지)은 운동방향이 다르므로 각각의 재활로봇기구는 구분하여 다르게 구성해야 된다. 엄지손가락 재활로봇기구와 4개 손가락 재활로봇기구는 뇌졸중 환자에 따라 각 손가락의 움직일 수 있는 정도가 각각 다르므로 각 손가락을 펴주는 힘을 제어할 수 있어야 한다. 이것은 각 손가락에 큰 힘을 가하게 되면 손가락의 마디 근육이 손상되거나 손가락의 뼈가 부러질 수 있기 때문이다.

따라서 각 손가락 재활로봇은 유연성 재활운동을 할 경우에는 정해진 힘 이하로 각 손가락을 당겨서 그들이 펴지는 위치까지 이동시

켜야 하고, 이것은 손가락이 펴 때의 궤적을 따라 위치 제어되어야 함과 동시에 정해진 힘(기준 힘) 이상으로 잡아당겨지지 않도록 힘 제어를 할 수 있어야 한다. 그리고 각 손가락 근육강화 운동을 위해서는 각 손가락의 초기위치(운동하기 적당한 위치)에서 힘을 가할 수 있어야 하고, 정해진 힘(기준 힘)이 초과되면 손가락이 굽어지는 방향으로 이동하고, 다시 힘을 빼면 초기위치로 돌아와야 한다. 그러므로 본 논문의 저자가 개발하고 있는 손가락 재활로봇 기구에는 크기와 정격용량이 적합한 힘센서가 부착되어야 한다.

E. B. Brokaw[1]는 뇌졸중환자가 손가락으로 물체를 집을 때 스프링 힘에 의해 집을 힘을 보조하는 역할을 하는 손가락 재활시스템을 개발하였고, 이것은 손가락이 물체를 잡는 힘을 보조함으로 물체를 안전하게 잡을 수 는 있다. Y. Ren[2]가 개발한 시스템은 엄지손가락을 굽히고 펴는 시스템과 엄지를 제외한 네 개의 손가락을 하나로 묶어 굽히고 펴는 시스템으로 구분되어있고, 엄지손가락은 완전하게 뒤로 저치고 굽힐 수 없으며, 엄지 손가락을 제외한 4 손가락 시스템은 손가락의 길이가 각각 다른데 한번에 회전시킨다. L. Connelly[3]는 뇌졸중환자가 손가락을 펴고 구부리는 훈련을 하기 위해 공기압이 넣으므로 펴지거나 구부러지는 공기압장갑을 개발하였다. M. Bouzit[4]는 손가락 끝에 링을 끼워 고정하고 링에 연결되어 있는 스프링 힘을 이용하여 손가락을 굽히고 펴는 손가락 재활운동장치를 개발하였다. 위의 참고문헌[1-4]에서 개발한 시스템의 문제점은 정확한 손가락의 힘을 측정할 수 있는 힘센서가 부착되지 않아 손가락이 손상되지 않을 정도의 힘이 가해졌을 때 재활로봇이

경상대학교 제어계측공학과(Department of Control & Instrumentation Engineering, ERI, Gyeongsang National University)

*Corresponding author: gskim@gsnu.ac.kr

(Received : Nov. 25, 2011, Revised : Jan. 3, 2012, Accepted : Jan. 4, 2012)

정지할 수 있는 안전한 제어시스템이 없는 것이다. 따라서 각각의 재활로봇기구에 힘센서가 부착되어야 한다.

J.H. Kim[5]이 개발한 다축힘센서는 기둥에 스트레인게이지를 부착하고 휘스톤브리지를 구성하여 제작하였고, 이 구조는 정격용량이 100 N 이상만 설계할 수 있다. 그리고 무게가 1 kg 이상으로 산업체에서 비교적 큰 힘과 모멘트를 측정할 수 있으나 본 논문에서 제작하는 손가락 재활로봇의 기구에는 부착할 수 없을 뿐만 아니라 정확한 힘을 측정할 수 없다. K. Nagai[6]은 비교적 적은 크기와 정격용량인 작은 6축 힘/토크센서를 개발하였으나 가격이 고가(수백만원)이고 본 논문의 재활로봇의 기구에서 필요한 단축 혹은 2축 힘센서보다 필요 이상으로 많은 센서로 적합하지 않다. G.S. Kim[7]가 개발한 3축 힘센서는 본 논문의 손가락 재활로봇기구의 힘 용량으로 설계 및 제작은 가능하나 크기가 크므로 부착하기가 어렵다.

그리고 참고문헌 [8, 9]에서 개발한 단축 힘센서와 3축 힘센서는 각각 두 손가락 잡기 힘측정장치와 구형 손가락 힘측정장치에 적합하도록 설계된 것으로써 본 논문에서 개발하고자하는 손가락 재활로봇기구에는 사용할 수 없다. 참고문헌[10, 11]는 비교적 손가락 재활로봇에 적합한 정격용량의 상용화된 센서는 있으나 크기와 모양이 재활로봇에 부착하기가 적합하지 않고 가격이 고가(수백만원)이므로 사용하기 어렵다. 따라서 위의 기 개발된 다축 힘센서들은 본 논문의 저자가 설계한 직교형 손가락 재활로봇기구의 구조에 크기 및 용량이 적합하지 않으므로 새로운 구조로 개발해야 한다.

따라서 본 논문에서는 뇌졸중 환자의 엄지손가락 재활로봇용 단축 힘센서와 4개 손가락 재활로봇에 부착되는 각 손가락용 4개의 2축 힘센서를 개발하였다. 엄지손가락용 단축 힘센서는 크기 등을 고려하여 로봇의 기구에 직접 센서를 설계하고 스트레인게이지를 부착하여 제작하였다. 그리고 4개 손가락용 2축 힘센서는 센서 자체의 구조로 설계하였고 스트레인게이지를 부착하여 제작하였다. 이들 센서를 각각 특성평가하였다.

2. 손가락 재활로봇의 기구

Fig. 1은 본 논문의 저자가 설계한 손가락 재활로봇의 기구들이다. Fig.1의 (a)는 엄지손가락의 재활로봇기구이고, 이것은 엄지손가락을 링에 끼워 고정하고 로봇기구가 닿고 밀어 재활운동을 하며, 동작시 손가락이 손상되지 않도록 엄지손가락용 단축 힘센서를 이용하여 힘제어를 한다. Fig.1의 (b)는 4개 손가락의 재활로봇기구이고, 이것은 각각의 손가락을 링에 끼워 고정하고 로봇기구가 닿고 밀어 재활운동을 한다. 로봇이 동작할 때에는 로봇 기구에 부착된 2축 힘센서(x방향의 힘을 측정하는 F_x 힘센서와 y방향의 힘을 측정하는 F_y 힘센서)로부터 각 손가락에 가해지는 힘들을 측정하고, 그 측정된 힘을 이용하여 힘제어를 실시 한다. 단축 힘센서와 2축 힘센서는 상용화된 힘센서를 로봇기구에 부착할 수 없으므로 본 논문에서 개발하고자 한다.

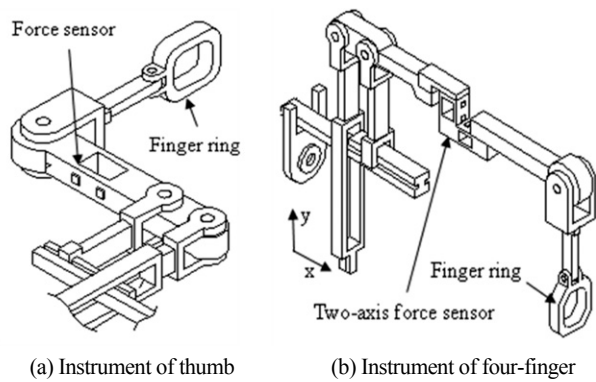


Fig. 1. Instruments of rehabilitation robot for each finger.

3. 엄지손가락 재활로봇기구용 단축 힘센서

3.1 엄지손가락용 단축 힘센서의 설계 및 제작

엄지손가락 재활로봇기구용 단축 힘센서는 Fig. 2의 (a)에 나타난 것과 같이 운동용 링크의 본체에 직접 제작하였고, 이것은 1개의 평행평판보(PPB)로 구성되었다. 평행평판보의 크기는 길이 l , 두께 t , 폭 b 이다. 단축 힘센서를 설계하기 위한 설계변수의 정격출력은 약 0.5 mV/V, 정격하중은 100 N이다. 링크(센서)의 크기가 길이 118 mm, 높이 28 mm, 폭 9 mm 이고, 스트레인게이지의 부착위치가 길이 방향으로는 1.5 mm, 폭 방향으로는 1/2, 스트레인게이지의 부착위치에서의 변형률은 약 250 $\mu\text{m}/\text{m}$ 로 결정하였다.

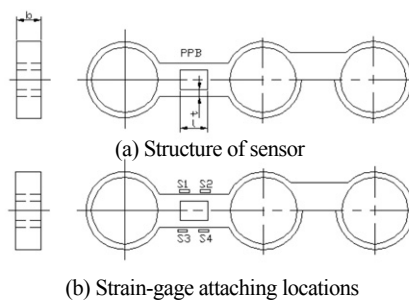


Fig. 2. Structure and strain-gage attaching locations of force sensor for thumb rehabilitation robot.

단축 힘센서의 각 감지부의 크기를 결정하기 위해 ANSYS 소프트웨어를 이용하였다. 유한요소해석을 위해 소프트웨어에 입력한 재료상수는 제작할 센서의 재질이 알루미늄이므로 종탄성계수가 70 GPa, 프와송의비가 0.3이며, 8절점 6면체 블록을 선택하였다. 격자(mesh) 크기는 해석하고자 하는 평행평판보를 길이방향으로는 0.5 mm, 두께방향으로는 4등분, 폭방향으로는 8등분하였다.

Fig. 3은 단축 힘센서를 유한요소법으로 해석하기 위해 격자를 나눈 모습과 각각의 정격힘과 정격모멘트가 가해졌을 때의 센서 감

지부의 변형된 모습을 나타내고 있으며, 모두 센서의 구조를 모델링할 때 예상했던 것과 같이 보의 끝단에서 인장과 압축된 모습으로 변형되었다.

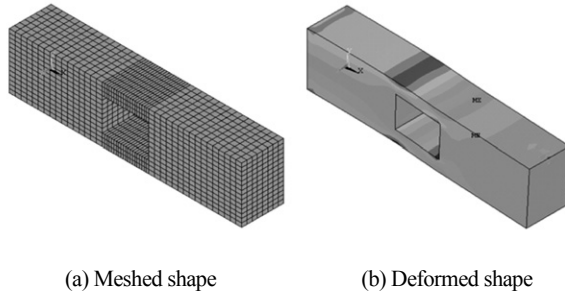


Fig. 3. Meshed shape for FEM analysis and deformed shape under rated force.

유한요소법을 이용하여 단축 힘센서를 설계한 결과, 평행판보의 길이 l 은 10 mm, 두께 t 는 2.5 mm, 폭 b 는 9 mm 이었다. 유한요소해석 결과를 토대로 단축 힘센서의 스트레인게이지 부착위치를 결정하였으며, 그것을 Fig. 2의 (b)에 나타내고 있다. 스트레인게이지의 정확한 부착위치는 길이방향으로는 1.5 mm 이고, 폭방향으로는 중심선상이다.

힘센서는 4개의 스트레인게이지로 휘스톤브리지를 구성한다. 정격변형률은 정격하중이 가해질 때 휘스톤브리지에서 출력되는 총 변형률을 의미하고 이것의 값은 다음과 같은 식으로부터 계산된다.

$$\varepsilon = \varepsilon_{T1} - \varepsilon_{C1} + \varepsilon_{T2} - \varepsilon_{C2} \quad (1)$$

여기서, ε 은 휘스톤브리지의 총 변형률, ε_{T1} 은 인장 스트레인게이지 $T1$ 의 변형률, ε_{C1} 은 압축 스트레인게이지 $C1$ 의 변형률, ε_{T2} 은 인장 스트레인게이지 $T2$ 의 변형률, ε_{C2} 은 압축 스트레인게이지 $C2$ 의 변형률이다.

유한요소법을 이용하여 단축 힘센서의 각 스트레인게이지 부착위치(Fig. 2의 (b))에서의 변형률들은 인장스트레인 $T1$ 이 $431 \mu\text{m}/\text{m}$, 압축스트레인 $C1$ 이 $-65 \mu\text{m}/\text{m}$, 인장스트레인 $T2$ 이 $65 \mu\text{m}/\text{m}$, 압축스트레인 $C2$ 이 $-431 \mu\text{m}/\text{m}$ 이었고, 식 (1)에 대입하여 계산한 총 변형률은 $992 \mu\text{m}/\text{m}$ 이었다. 단축 힘센서의 정격변형률은 설계변수로 결정한 정격변형률 $1000 \mu\text{m}/\text{m}$ 보다 $8 \mu\text{m}/\text{m}$ 적었고, 오차로 환산하면 0.8 %이었다. 이와 같은 오차는 설계시 가공의 가능성을 고려하여 감지부의 두께를 0.1 mm 단위로 나타내었기 때문이다. 단위를 0.01 mm 단위로 설계하면 매우 근접한 변형률을 얻을 수 있으나 모델링한 단축 힘센서 구조의 복잡성 때문에 0.01 mm 단위로 가공할 수 없기 때문이다.

단축 힘센서는 Fig. 2의 (b)에 나타난 스트레인게이지 부착위치에 스트레인게이지(N2A-13-S1452-350, micro-measurement company사 제작, 게이지 상수 2.03, 크기 35.2 mm)를 순간접촉

제(M-200)를 이용하여 부착하고 휘스톤브리지를 구성하여 제작하였으며, Fig. 4는 제작된 단축 힘센서의 사진을 보이고 있다.

힘센서의 정격출력은 식 (2)에 의해 계산할 수 있다.

$$\frac{E_o}{E_i} = \frac{1}{4} k \varepsilon \quad (2)$$

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 $992 \mu\text{m}/\text{m}$ 와 사용한 스트레인게이지의 상수 2.03을 식 (2)에 대입하면 $0.50344 \text{ mV}/\text{V}$ 이었다. 설계시 적용한 정격출력과 비교하면 오차는 0.7 % 이내이었다.

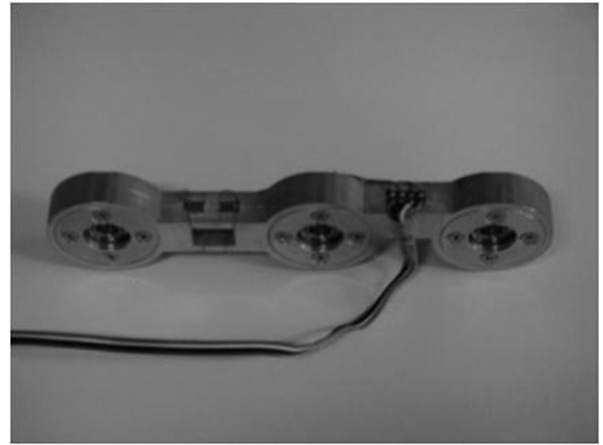


Fig. 4. Photograph of manufactured thumb force sensor.

3.2 엄지손가락용 단축 힘센서의 특성실험 및 고찰

제작한 엄지손가락용 단축 힘센서의 특성실험은 Fig. 5의 (a)에 나타난 다축 힘/모멘트센서 교정기[12]를 이용하였고, 이교정기는 힘 F_x , F_y , F_z 를 모두 2000 N, 모멘트 M_x , M_y , M_z 를 모두 500 Nm 를 연속적으로 발생시킬 수 있다. 엄지손가락용 단축 힘센서의 정격출력을 결정하고, 비직선성오차와 재현성오차를 구하기 위한 특성실험은 Fig. 5의 (b)에 나타난 교정장치를 이용하여 10 N부터 100 N까지 10 N단계로 증가 및 감소순으로 3회 실시하였다. 센서의 정격출력은 100 N일 때의 출력값을 평균하여 결정하였고, 그것은 $0.50872 \text{ mV}/\text{V}$ 이었다. 유한요소해석 결과인 $0.50344 \text{ mV}/\text{V}$ 을 기준으로 계산한 오차는 1.05 % 이내 이었다. 이와 같은 오차는 유한요소법 해석오차, 가공오차, 스트레인게이지 부착오차 등으로 판단된다. 그리고 비직선성오차와 재현성오차를 계산한 결과 각 0.04 % 와 0.03 % 이내이었다. 이것은 기존에 개발된 센서[5-9]의 오차와 비슷하므로 엄지손가락 재활로봇의 힘측정 센서로 활용될 수 있을 것으로 판단된다.

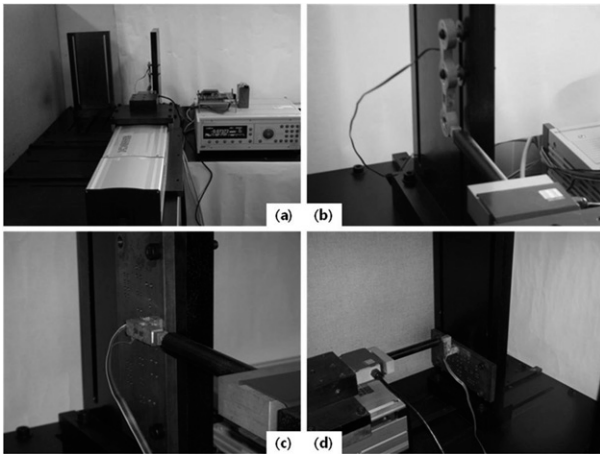


Fig. 5. Photograph of characteristic test of force sensor using the calibration system of multi-axis force/moment sensor.

3.3 엄지손가락용 단축 힘센서의 각도변화에 따른 특성실험 및 고찰

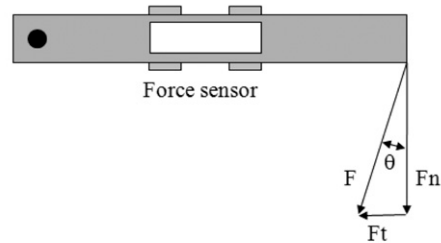
엄지손가락 재활로봇은 로봇의 구조상 힘측정 및 전달기구의 손가락 운동링크에 직접 엄지손가락용 단축 힘센서를 설계 및 제작하였다. 이 센서는 Fig. 6의 (a)에 나타난 것과 같이 엄지손가락에 가해지는 힘 F 가 센서의 수직($\theta = 0^\circ$)인 경우에 최대값이 출력되고 수직으로부터의 각 θ 에 따라 가해지는 힘 F 에 $\cos \theta$ 를 곱한 값만큼만 출력된다. 이 재활로봇을 이용한 재활운동시 손가락 운동링크는 $\pm 40^\circ$ 정도로 회전하므로 각도에 따라 센서의 출력값이 적게 출력되므로 손가락을 당기는 힘 F 를 정확하게 측정할 수 없다. Fig. 6의 (a)에서 힘 F 는 엄지손가락에 가해진 힘이고, F_n 은 힘 F 가 θ 의 각도 위치에 가해질 때 센서의 출력에 상응하는 힘이다. 즉, 단축 힘센서는 손가락에 가해지는 힘 F 보다 적은 힘 F_n 에 상응하는 출력값을 출력하므로 엄지손가락에 가해지는 힘 F 를 구하기 위해서는 단축 힘센서의 출력값을 $\cos \theta$ 로 나누어 계산해야 한다. 엄지손가락에 가해지는 힘은 식 (3)에 의해 계산할 수 있다.

$$F = \frac{S_o}{\cos \theta} \tag{3}$$

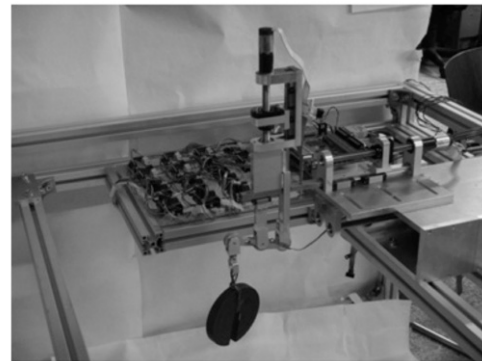
여기서, F 는 엄지손가락에 가해진 힘, S_o 는 엄지손가락용 단축 힘센서의 출력값, θ 는 센서의 직각방향과 엄지손가락에 가해지는 힘 F 사이의 각이다.

그러므로 엄지손가락용 단축 힘센서의 힘 F 가 가해지는 각도변화에 따른 출력이 이론값과 같이 출력되는지를 확인하기 위한 각도 실험을 실시하였다. Fig. 5의 (b)는 단축 힘센서의 각도변화에 따른 특성실험장치를 나타내고 있고, 특성실험은 손가락 운동링크(단축 힘센서)가 수평인 상태인 0° 에서 $\pm 40^\circ$ 까지 10° 간격으로 제어장치를 이용하여 전후이송기구와 좌우이송기구를 동작시켜 단축 힘센서를 회전시키고 제어장치의 LCD로 출력값을 측정하는 방법으로 실

시하였다. 실험에서 엄지손가락에 가하는 힘은 Fig. 6의 (b)에서 보는 것과 같이 엄지손가락에 힘을 가하는 방향으로 손가락 고정링크에 추 1 kg(9.8 N)을 매달아 가하였고, 계산할 때에는 10.00 N으로 환산하였다.



(a) Schematic diagram



(b) Experimental setup

Fig. 6. Experimental setup for angle-change characteristic test of thumb force sensor.

Table 1은 엄지손가락용 단축 힘센서의 힘 F 가 가해지는 각도변화에 따라 계산된 이론값과 특성실험한 결과를 나타내고 있다. 이론값을 기준으로 실험값의 오차는 0.6% 이내였고, 이것은 시스템의 기계적인 갭오차, 단축 힘센서의 오차 등에 의한 것으로 생각된다. 따라서 본 논문에서 제작한 단축 힘센서는 엄지손가락 재활로봇에서 엄지손가락에 가해지는 힘을 측정하기 위해 활용될 수 있을 것으로 생각된다.

Table 1. Results of angle-change characteristic test of thumb force sensor

Degree (°)	Cal. (N)	Exp. (N)	Error (%)
40	7.70	7.68	-0.3
30	8.66	8.68	0.2
20	9.41	9.47	0.6
10	9.85	9.89	0.5
0	10.00	10.00	0.0
-10	9.85	9.89	0.5
-20	9.41	9.37	-0.5
-30	8.66	8.63	-0.3
-40	7.70	7.74	0.5

4. 4개 손가락 재활로봇기구용 2축 힘센서

4.1 4개 손가락용 2축 힘센서의 설계 및 제작

4개 손가락 힘측정용 2축 힘센서는 Fig. 7의 (a)에 나타난 것과 같이 한 몸체에 x방향의 힘을 측정하는 Fx센서와 y 방향의 힘을 측정하는 Fy센서로 설계하였고, 이것은 2개의 평행평판보(PPB1과 PPB2), 상부블록, 중간블록, 좌측블록으로 구성되었다. 좌측블록을 고정하고 상부블록에 힘을 가하면 2개의 평행평판보에 힘이 전달된다. 평행평판보 PPB1은 Fy 힘센서용 감지부이고, PPB2는 Fx 힘센서용 감지부로 사용된다.

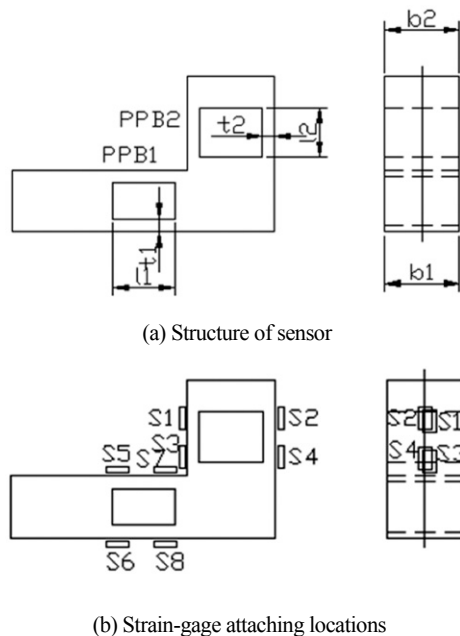


Fig. 7. Structure and strain-gage attaching locations of force sensor for thumb.

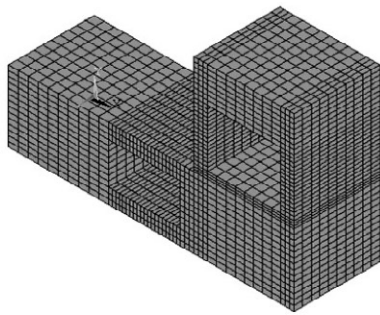
평행평판보 PPB1의 크기는 길이 l_1 , 두께 t_1 , 폭 b_1 이고, 평행평판보 PPB2의 크기는 길이 l_2 , 두께 t_2 , 폭 b_2 이다. 단축 힘센서를 설계하기 위한 설계변수의 정격출력은 약 0.5 mV/V, 각 센서의 정격하중은 각각 100 N이다. 센서의 크기가 길이 42 mm, 높이 25 mm, 폭 12 mm 이고, 스트레인게이지의 부착위치가 길이 방향으로는 1.5 mm, 폭 방향으로는 1/2, 스트레인게이지의 부착위치에서의 변형률은 약 250 $\mu\text{m}/\text{m}$ 로 결정하였다. 2축 힘센서의 각 감지부의 크기를 결정하기 위해 ANSYS 소프트웨어를 이용하였다. 유한요소해석을 위해 소프트웨어에 입력한 재료상수는 제작할 센서의 재질이 알루미늄이므로 종탄성계수가 70 GPa, 프와송의비가 0.3이며, 8절점 6면체 블록을 선택하였다. 격자(mesh) 크기는 해석하고자 하는 평행평판보를 길이방향으로는 0.5 mm, 두께방향으로는

4등분, 폭방향으로는 8등분하였다. Fig. 8의 (a)는 2축 힘센서를 유한요소법으로 해석하기 위해 격자를 나누는 모습을 나타내고, Fig. 8의 (b)와 (c)는 각각의 정격힘과 정격모멘트가 가해졌을 때의 센서 감지부의 변형된 모습을 나타내고 있으며, 모두 센서의 구조를 모델링할 때 예상했던 것과 같이 보의 끝단에서 인장과 압축된 모습으로 변형되었다.

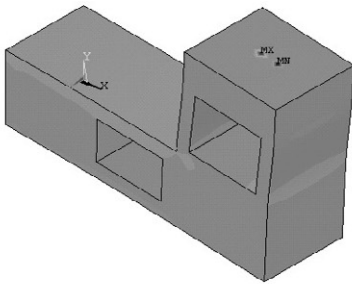
유한요소법을 이용하여 2축 힘센서를 설계한 결과, 평행평판보 PPB1의 길이 l_1 은 10 mm, 두께 t_2 는 2.1 mm, 폭 b_2 는 12 mm 이었고, 평행평판보 PPB2의 길이 l_2 은 8 mm, 두께 t_2 는 1.9 mm, 폭 b_2 는 12 mm 이었다. 유한요소해석 결과를 토대로 2축 힘센서의 스트레인게이지 부착위치를 결정하였으며, 그것을 Fig. 7의 (b)에 나타내고 있다. 스트레인게이지의 정확한 부착위치는 길이방향으로는 1.5 mm 이고, 폭방향으로는 중심선상이다. 유한요소법을 이용하여 2축 힘센서의 각 스트레인게이지 부착위치(Fig. 7의 (b))에서의 변형률들은 PPB1의 경우에는 인장스트레인 T1 이 382 $\mu\text{m}/\text{m}$, 압축스트레인 C1 이 -145 $\mu\text{m}/\text{m}$, 인장스트레인 T2 이 145 $\mu\text{m}/\text{m}$, 압축스트레인 C2 이 -382 $\mu\text{m}/\text{m}$ 이었고, 식(1)에 대입하여 계산한 총 변형률은 984 $\mu\text{m}/\text{m}$ 이었다. PPB2의 경우에는 인장스트레인 T1 이 307 $\mu\text{m}/\text{m}$, 압축스트레인 C1 이 -185 $\mu\text{m}/\text{m}$, 인장스트레인 T2 이 185 $\mu\text{m}/\text{m}$, 압축스트레인 C2 이 -307 $\mu\text{m}/\text{m}$ 이었고, 식(1)에 대입하여 계산한 총 변형률은 1054 $\mu\text{m}/\text{m}$ 이었다. 힘센서들의 정격변형률 오차는 설계변수로 결정한 정격변형률 1000 $\mu\text{m}/\text{m}$ 를 기준으로 계산한 결과 각각 -1.6% 와 5.4% 이었다. 이와 같은 오차는 설계시 가공의 가능성을 고려하여 감지부의 두께를 0.1 mm 단위로 나타내었기 때문이다. 단위를 0.01 mm 단위로 설계하면 매우 근접한 변형률을 얻을 수 있으나 모델링한 2축 힘센서 구조의 복잡성 때문에 0.01 mm 단위로 가공할 수 없기 때문이다.

2축 힘센서는 Fig. 7의 (b)에 나타난 스트레인게이지 부착위치에 스트레인게이지(N2A-13-S1452-350, micro-measurement company사 제작, 게이지 상수 2.03, 크기 35.2 mm)를 순간접촉제(M-200)를 이용하여 부착하고 휘스톤브리지를 구성하여 제작하였으며, Fig. 9는 제작된 2축 힘센서의 사진을 보이고 있다.

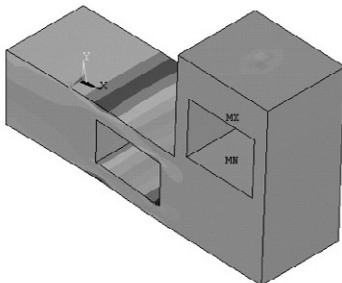
Fx 힘센서의 정격출력은 유한요소해석 결과로부터 계산한 정격변형률 984 $\mu\text{m}/\text{m}$ 와 사용한 스트레인게이지의 상수 2.03을 식 (2)에 대입하면 0.49938 mV/V 이었고, Fy 힘센서의 정격출력은 유한요소해석 결과로부터 계산한 정격변형률 1054 $\mu\text{m}/\text{m}$ 와 사용한 스트레인게이지의 상수 2.03을 식 (2)에 대입하면 0.53491 mV/V 이었다. 2축 힘센서의 정격변형률 오차는 설계시 결정된 정격변형률 0.5 mV/V 를 기준으로 계산한 결과, 각각 0.2% 와 6.9% 이내이었다.



(a) Meshed shape



(b) Deformed shape under Fx



(c) Deformed shape under Fy

Fig. 8. Meshed shape for FEM analysis and deformed shape under rated force.

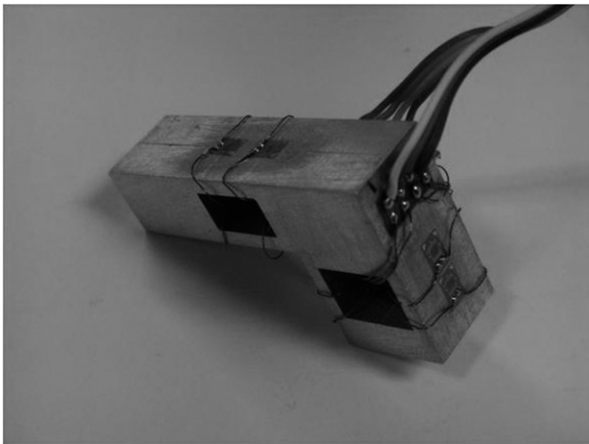


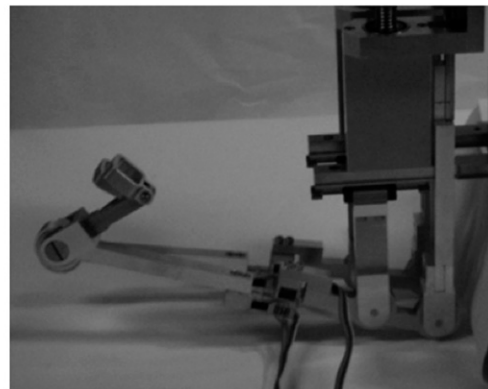
Fig. 9. Photograph of manufactured thumb force sensor.

4.2 4개 손가락용 2축 힘센서의 특성실험 및 고찰

4개 손가락용 2축 힘센서의 정격출력을 결정하고, 비직선성오차, 재현성오차, 상호간섭오차를 계산하기 위한 특성실험은 Fig. 5의 (c)와 (d)교정장치[12]를 이용하여 2축 힘센서의 Fx 힘센서와 Fy 힘센서에 10 N 부터 100 N 까지 10 N 단계로 증가 및 감소순으로 힘을 가하여 각각 3회씩 실시하였다. 각 힘센서의 정격출력은 100 N 일 때의 출력값을 평균하여 결정하였고, Fx 힘센서의 정격출력은 0.50898 mV/V 이었고, Fy 힘센서의 정격출력은 0.54821 mV/V 이었다. Fx 힘센서의 오차는 유한요소해석 결과인 0.49938 mV/V 을 기준으로 계산한 결과, 1.92 % 이내이었고, Fy 힘센서의 오차는 유한요소해석 결과인 0.53491 mV/V 을 기준으로 계산한 결과, 2.49 % 이내이었다. 이와 같은 오차는 유한요소법 해석오차, 가공 오차, 스트레인게이지 부착오차 등으로 생각된다. 그리고 각 힘센서의 비직선성오차, 재현성오차, 상호간섭오차를 계산한 결과, 각각 0.05 %, 0.03 %, 0.2 % 이내이었다. 이것들은 기존에 개발된 센서 [5-9]의 오차와 비슷하므로 엄지손가락 재활로봇의 힘측정 센서로 활용될 수 있을 것으로 판단다. Fig. 10의 (a)는 본 논문의 저자가 개발한 엄지손가락용 단축 힘센서가 부착된 엄지손가락 재활로봇 기구를 나타내고 있고, (b)는 4손가락용 2축 힘센서가 부착된 4손가락 재활로봇 기구를 나타내고 있다.



(a) Thumb-rehabilitation robot instrument



(b) Four finger-rehabilitation robot instruments

Fig. 10. Photograph of manufactured finger-rehabilitation robot instruments.

5. 결론

본 논문에서는 본 논문의 저자가 개발중인 뇌졸중 환자의 엄지손가락 재활로봇 기구에 부착되는 단축 힘센서와 4개 손가락 재활로봇 기구에 부착되는 각 손가락용 4개의 2축 힘센서를 개발하였다. 엄지손가락용 단축 힘센서는 엄지손가락 재활로봇의 크기 및 용량에 맞도록 설계 및 제작하였고, 특성실험결과 그것의 비직선성오차와 재현성오차는 각각 0.04 % 와 0.03 % 이내이었다. 4개 손가락용 2축 힘센서는 F_x 힘센서와 F_y 힘센서가 한 몸체에 구성되도록 설계하였고, 특성실험결과 그것의 비직선성오차, 재현성오차, 상호간섭오차는 각각 0.05 %, 0.03 %, 0.2 % 이내이었다. 이들 힘센서들은 기존에 개발된 단축 및 다축 힘센서[7-9]의 비직선성오차, 재현성오차, 상호간섭오차와 비슷한 것으로 평가되므로 엄지손가락 재활로봇 및 4개 손가락 재활로봇의 힘센서로 활용할 수 있을 것으로 판단된다. 추후 연구는 개발한 엄지손가락용 단축 힘센서와 4개 손가락용 2축 힘센서를 손가락 재활로봇에 장착하고, 이 로봇이 뇌졸중환자의 손가락 재활운동에 활용될 수 있는지를 확인하는 것이다.

감사의 글

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

REFERENCES

- [1] E.B. Brokaw, R.J. Holley, and P.S. Lum, "Hand spring operated movement enhancer(HandSOME) device for hand rehabilitation after stroke", *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE*, pp. 5867-5870, 2010.
- [2] Y. Ren, H.S. Park, and L.Q. Zhang, "Developing a whole-arm exoskeleton robot with hand opening and closing mechanism for upper limb stroke rehabilitation", *Rehabilitation Robotics, 2009. ICORR 2009. IEEE International Conference on*, pp. 761-765, 2009.
- [3] L. Connelly, Y. Jia, M.L. Toro, M.E. Stoykov, R.V. Kenyon, and D.G. Kamper "A pneumatic glove and immersive virtual reality environment for hand rehabilitative training after stroke", *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 18, no. 5, pp. 551-559, 2010.
- [4] M. Bouzid, G. Burdea, G. Popescu, and R. Boian, "The Rutgers master II - New design force-feedback glove", *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 7, no. 2, JUNE 2002.
- [5] J.H. Kim, D.I. Kang, H.H. Shin, and Y.K. Park, "Design and analysis of a column type multi-component force/moment sensor", *Measurement: J. Int. Meas. Confederation*, vol. 33, pp. 213-219, 2003.
- [6] K. Nagai, Y. Ito, M. Yazaki, K. Higuchi, and S. Abe, "Development of a small six-component force/torque sensor based on the double-cross structure", *Journal of the Robotics Society of Japan*, vol. 22, no. 3, pp. 361-369, 2004.
- [7] G.S. Kim and H.J. Shin, "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] Hyeon-Min Kim, Hi-Suk Shin, Joungwon Yoon, and Gab-Soon Kim, "Development of two-finger force measuring system to measure two-finger gripping force and its characteristic evaluation", *Journal of Sensor Science and Technology*, vol. 20, no. 3, pp. 172-177, 2011.
- [9] Hyeon-Min Kim and Gab-Soon Kim, "Development of finger-force measuring system with three-axis force sensor for measuring a spherical object grasping force", *J. Kor. Sensors Soc.*, vol. 19, no. 3, pp. 238-245, 2010.
- [10] ATI Industrial Automation, "Multi-axis force/torque sensor", *ATI Industrial Automation*, pp.4-45, 2005.
- [11] BI Autotec, "BL sensor, multi-axis force/torque sensor(BL-FTS-E020)", *BL AUTOTEC*, pp. 5-50, 2003.
- [12] G.S. Kim and J.W. Yoon, "Development of calibration system for multi-axis force/moment sensor and its uncertainty evaluation", *KSPE*, vol. 24, no. 10, pp. 91-98, 2007.

**김 갑 순 (Gab-Soon Kim)**

- 1999년 8월 한양대학교 정밀기계공학과 (공학박사)
- 1990년 2월 ~ 2000년 2월 한국표준과학연구원 선임연구원
- 2003년 7월 ~ 2004년 7월 일본쭈꾸바대학교 인공지능로봇연구실 교환교수
- 2000년 3월 ~ 현재 경상대학교 제어계측공학과 교수
- 주관심분야 : 다축 힘/모멘트센서 및 응용, 인간형 및 서비스 로봇, 이동로봇 지능제어, 자동이동선박 제어