

# 3축 힘센서를 이용한 구물체 잡기 힘측정장치 개발

## Development of finger-force measuring system with three-axis force sensor for measuring a spherical-object grasping force

\*#김갑순<sup>1</sup>, 김현민<sup>1</sup>, 윤정원<sup>2</sup>, 신희석<sup>3</sup>, 이재호<sup>3</sup>

\*#G. S. Kim(gskim@gnu.ac.kr)<sup>1</sup>, H. M. Kim<sup>1</sup>, J. W. Yoon<sup>2</sup>, H. S. Shin<sup>3</sup>, J. H. Lee<sup>3</sup>

<sup>1</sup> 경상대학교 제어계측공학과, <sup>2</sup> 경상대학교 항공기제공학부, <sup>3</sup> 경상대학교 의료전문대학원 재활의학교실

Key words : Three-axis force sensor, Interference error, Finger rehabilitation, Rehabilitating instrument, Spherical object prehension

### 1. 서론

후천적으로 사고 등에 의해 뇌졸중환자와 같이 손가락이 마비되어 정상적으로 움직이지 못하는 사람이 급속히 증가하는 추세이다. 이들의 손가락들은 재활훈련을 통해 일부는 회복되고 재활정도를 파악하기 위한 하나의 방법으로 구물체잡기를 실시한다. 현재 병원에서 구물체로 사용되는 것은 단지 플라스틱으로 된 구물체이고, 잡는 힘을 측정할 수 있는 장치가 내장되어 있지 않다. 손가락 재활정도를 측정하는 장치는 논문<sup>1</sup>에서 나타난 것과 같이 구형이 아닌 두 손가락으로 눌러서 잡을 수 있는 것이 있고 이 속에 내장된 센서는 일방향 힘센서이다.

따라서 본 연구에서는 환자가 어느 정도의 힘으로 구물체를 잡을 수 있는지를 측정할 수 있도록 3축 힘센서를 내장하여 구물체 잡기 손가락 힘측정장치를 개발하였다. 3축 힘센서를 새롭게 모델링하였고, 유한요소법을 이용하여 3축 힘센서를 설계 및 제작하였다. 또한 정상인의 구물체를 잡는 힘 측정실험을 실시하였다.

### 2. 3축 힘센서 설계 및 제작

#### 2.1 3축 힘센서의 구조

Fig. 1은 3축 힘센서의 구조를 나타내고 있고, 이것은 힘 Fx, Fy, Fz를 동시에 감지할 수 있으며, 3개의 센서 감지부를 한 몸체에 포함되도록 하였다. 3축센서의 감지부는 3개의 평행평판보(PPB1~3)이 수직과 수평으로 연결되었으며, PPB1(parallel plate beam)은 힘 Fx 센서의 감지부, PPB2는 힘 Fy 센서의 감지부, PPB3는 힘 Fz 센서의 감지부이다. 각 평판보(plate beam)의 두께 t1, t2, t3, 길이 l1, l2, l3, 폭 b1, b2, b3는 센서의 설계변수로 사용된다.

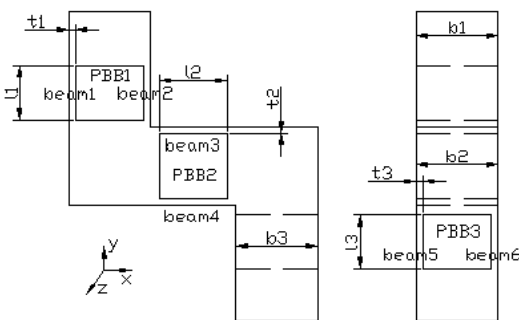


Fig. 1 Structure of three-axis force sensor

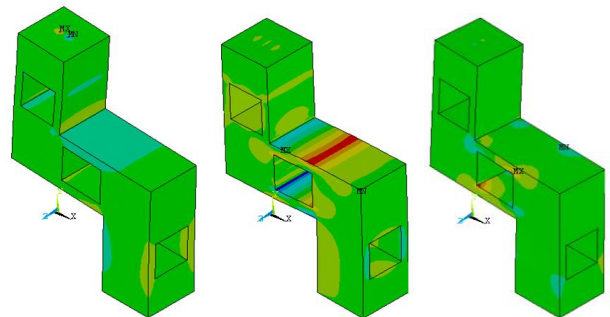
#### 2.2 유한요소법을 이용한 센서설계 및 분석

3축 힘센서를 설계하기 위한 설계변수의 정격출력은 약 1.0mV/V, 정격하중은 힘 Fx, Fy, Fz 센서가 모두 200N, 센서의 직경의 크기가 46x36x12mm, 스트레인게이지의 부착위치가 길이 방향으로는 1.5mm, 폭 방향으로는 1/2, 스트레인게이지의 부착위치에서의 변형률은 약 250um/m로 결정하였다.

3축 힘센서의 각 감지부의 크기를 결정하기 위해 ANSYS 소프트웨어를 이용하였다. 유한요소해석을 위해 소프트웨어에 입력한 재료상수는 제작할 센서의 재질이 알

루미늄이므로 종탄성계수가 70GPa, 프와송의 비가 0.3이며, 8절점 6면체 블록을 선택하였다. 격자(mesh) 크기는 해석하고자 하는 평행평판보를 길이방향으로는 0.5mm, 두께방향으로는 4등분, 폭방향으로는 8등분하였다.

Fig. 2는 힘 Fx, Fy, Fz가 각각 가해졌을 때의 센서 감지부의 변형된 모습을 나타내고 있으며, 모두 센서의 구조를 모델링할 때 예상했던 모습으로 변형되었다.



(a) force Fx (b) force Fy (c) force Fz  
Fig. 2 Deformed shape of FEM analysis

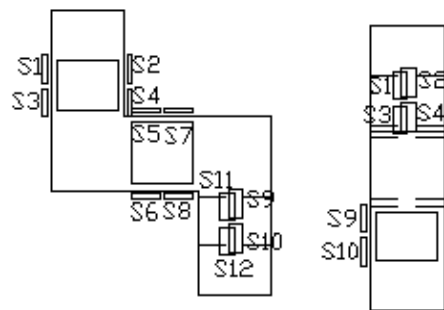


Fig. 3 Attachment locations of strain gages on sensing element of three-axis force sensor

유한요소법을 이용하여 3축 힘센서를 설계한 결과, 센서의 크기는 평판보의 길이 l1과 l3는 8mm, l2는 10mm이었고, 폭 b1, b2, b3는 모두 12mm이었으며, 두께 t1과 t3는 1.8mm, t2는 2.1mm이었다.

유한요소해석 결과를 토대로 3축 힘센서의 각 센서의 스트레인게이지 부착위치를 결정하였으며, 그것을 Fig. 3에 나타내고 있다. 스트레인게이지의 부착위치는 Fx 센서가 S1~S4, Fy 센서가 S5~S8, Fz 센서가 S9~S12이다. 스트레인게이지의 정확한 부착위치는 길이방향으로는 1.5mm이고, 폭방향으로는 중심선상이다. 이 위치는 각 센서의 정격하중에서 상호간섭오차가 0%이고, 최대의 정격출력이 발생하는 지점으로 결정되었다.

모든 센서의 정격변형률은 설계변수로 결정한 정격변형을 2000 um/m 이상이었으며, 최대오차는 5.4%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 3축 힘센서 구조의 복잡성 때문에

0.01mm 단위로 가공할 수 없기 때문이다.

2.3 3축 힘센서 제작 및 특성실험

3축 힘센서는 Fig. 3에 나타낸 각 센서의 게이지부착위치에 스트레인게이지(N2A-13-S1452-350, Micro-Measurement Company 사 제작, 게이지 상수 2.03, 크기 3x5.2mm)를 순간접촉제 (M-200)를 이용하여 부착하고 휘스톤브리지<sup>3,4</sup>를 구성하여 제작하였으며, Fig. 4는 제작된 3축 힘센서의 사진을 보이고 있다. 제작한 3축 힘센서의 특성실험은 다축 힘/모멘트센서 교정기<sup>3</sup>를 이용하였다. 3축 힘센서는 정격하중인  $F_x=F_y=F_z=200N$  를 가하고 정격출력을 측정하였다. 유한요소해석결과를 기준으로 특성실험결과의 오차는 최대 6.0%이었다. 이들 오차는 스트레인게이지의 부착오차, 감지부의 가공오차, 유한요소 소프트웨어의 고유오차 등으로 생각된다. 3축 힘센서의 최대 상호간섭오차는 0.34%이다.

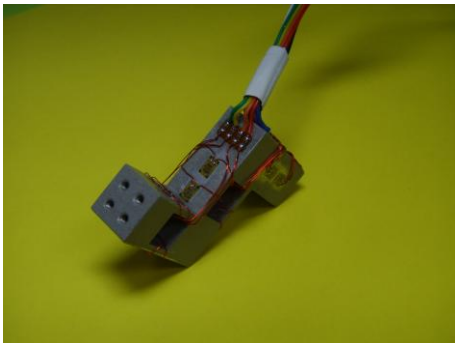


Fig. 4 Manufactured 3-axis force/moment sensor

3. 구물체잡기 측정장치 개발

3.1 구물체 측정장치

Fig. 5는 제작된 3축 힘센서가 내장된 구물체를 나타내고 있으며, 구의직경은  $\phi 68mm$  이다. 구물체는 두개의 반구로 구분되어 있고, 3축 힘센서의 위와 아래 부분이 각각의 반구의 고정구와 고정되어 있으며, 두 개의 반구 사이는 힘과 모멘트를 가하면 센서에 전달되도록 2mm 갭을 두었다.



Fig. 5 Manufactured finger-force measuring system

3.2 구물체 잡기 특성실험 및 고찰

구물체잡기는 손가락의 재활치료를 받고 있는 사람의 재활정도를 판단하기 위해 실시한다. 구물체 잡기 특성실험은 3명의 20대의 정상인을 남자로 선택하였다. 그리고 구물체를 잡는 힘이 일정하게 하기 위해 의자에 앉은 상태에서 오른쪽과 왼쪽 팔을 의자팔걸이 위에 올려놓고 손바닥이 위쪽 방향을 향하도록 하였다. 실험은 개발한 구물체잡기 손가락 힘측정장치가 손환자에게 적용이 가능한지를 정상인의 특성실험을 통해 판단하고자 한다.

Table 1은 개발한 손가락 힘측정장치를 이용하여 3명의

남자 정상인 A, B, C가 10초 간격을 두고 각각 4회 실험한 결과이다.  $F_x, F_y, F_z$ 는 3축 힘센서의 출력값을 나타내고 단위는 N이며, F는 힘의 합력을 나타낸다. 실험에서 오른손의 힘 합력(F)은 평균 123N 이었고 오차는 9.8%이내이었다. 그리고 왼손의 힘 합력(F)은 평균 115N 이었고 오차는 7.2%이내이었다. 오차가 발생한 것은 3축 힘센서의 상호간섭오차, 구물체를 잡는 방법, 잡을 때 힘을 가하는 정도 등에 의한 것이다. 그리고 매회 측정시 각각의 힘과 모멘트 값이 다른 것은 매회 측정시 잡는 위치를 다르게 하였기 때문이다.

Table 1. Results of finger-force on chair-arm

M	no.	Right finger force				Left finger force			
		Fx	Fy	Fz	F	Fx	Fy	Fz	F
A	1	-24	122	2	124	-29	101	14	106
	2	-24	129	3	131	-21	98	-13	101
	3	-21	120	5	122	-21	108	-25	113
	4	-47	112	-3	121	-30	110	-21	116
	Avg.	-29	121	2	125	-25	104	-11	109
B	1	-60	117	9	132	-61	96	6	114
	2	-57	110	-13	125	-69	101	11	123
	3	-48	115	-16	126	-22	108	-11	111
	4	-32	108	0	118	-44	112	17	122
	Avg.	-47	113	-5	123	-49	104	6	117
C	1	-12	122	-19	124	-40	115	-10	122
	2	1	109	-19	111	-40	109	2	116
	3	-46	113	0	122	-35	120	1	125
	4	-35	129	-5	134	-36	104	29	114
	Avg.	-23	118	-11	123	-38	112	6	119

4. 결론

본 논문에서는 정상인과 뇌졸중 환자 등의 손가락 힘측정을 위한 구물체 잡기 손가락 힘측정장치를 개발하였다. 제작한 3축 힘센서의 최대 상호간섭오차가 특성실험결과 0.34%임을 확인 하였다. 개발한 센서는 최대 상호간섭오차가 이미 개발된 3축 힘센서<sup>2</sup>의 그것과 비슷한 수준이다. 개발한 고속측정장치는 구물체 잡기 손가락 힘측정장치에 활용하기 적당함을 확인하였다. 구물체 잡기 특성실험결과, 성인 남자의 잡는 힘은 약 120N 이었다. 따라서 본 논문에서 개발한 구물체 잡기 손가락 힘측정장치는 정상인의 구물체를 잡는 힘을 측정할 수 있을 뿐만 아니라 뇌졸중 환자 등 재활중인 환자의 구물체 잡는 힘을 측정하여 재활정도를 판단하는데 유용하게 사용될 수 있을 것으로 생각된다.

후기

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

참고문헌

1. S. Li, F. Danion, M. L. Latash, J. M. Li, and V. M. Zatsiorsky, "Bilateral deficit and symmetry in finger force production during two-hand multifinger tasks," *Exp Brain Res*, Vol. 141, pp. 530 - 540, 2001.
2. G. S. Kim, and J. W. Yoon, "Development of 6-axis force/moment sensor for robot's intelligent foot," *KSPE*, Vol. 24, No. 7, pp. 90-97, 2007.
3. G. S. Kim, and J. W. Yoon, "Development of Calibration System for Multi-Axis Force Sensor and its Uncertainty Evaluation," *KSPE*, Vol. 24, No. 10, pp. 91-98, 2007.