

3 축 힘센서를 이용한 손가락 힘측정장치 개발

Development of force measuring system using three-axis force sensor for measuring finger force

*김현민¹, #김갑순¹, 박명국¹, 김희인¹, 허덕찬¹, 김용국¹, 마누농 오라리우스²
 *H. M. Kim¹, #G. S. Kim(gskim@gnu.ac.kr)¹, M. G. Piao¹, D. C. Hu¹, Y. G. Kim¹, A. O. Manurung²
¹경상대학교 제어계측공학과, ²경상대학교 기계항공공학부

Key words : Three-axis force sensor, Finger-force measuring system, Finger rehabilitation, Rehabilitating instrument

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 두 손가락으로 접촉하여 누르기를 실시한다. 이를 위해 현재 병원에서 사각관을 이용하고 있어 단지 잡는지만 확인할 수 있거나, 논문¹에서는 두 손가락으로 눌러서 잡을 수 있는 장치를 이용하여 대략적인 누르는 힘을 측정한다. 이들 장치는 일방향 힘센서가 내장되어 있어 누르는 힘의 방향이 측정방향과 일치하지 않으면 큰 오차를 보이는 단점을 가지고 있다. 그러므로 손가락 힘측정장치를 3 방향의 힘, 즉 x 방향의 힘 F_x , y 방향의 힘 F_y , z 방향의 힘 F_z 를 동시에 측정하는 3 축 힘센서를 이용하여 두 손가락의 누르는 힘을 측정 후 합력을 계산해야 한다.

본 논문에서는 손가락 재활환자의 두 손가락누르는 힘 측정을 위한 두 손가락 잡기 힘측정장치를 개발하였다. 3 축 힘센서를 새롭게 모델링하였고, 유한요소법을 이용하여 3 축 힘센서를 설계 및 제작하였으며, DSP 를 이용하여 고속 힘측정장치를 설계 및 제작하였다. 또한 정상인의 두 손가락 잡기 힘측정실험을 실시하였다.

2. 3축 힘센서 설계 및 제작

2.1 3축 힘센서의 구조

Fig. 1 은 3 축 힘센서의 구조를 나타내고 있고, 이것은 힘 F_x , F_y , F_z 를 동시에 감지할 수 있으며, 3 개의 센서 감지부를 한 몸체에 제작 하였다. 3 축센서의 감지부는 3 개의 평행평판보 (PPB1~3)이 수직과 수평으로 놓여 "U"자 형태로 연결되었으며, PPB1 (parallel plate beam)은 힘 F_x 센서의 감지부, PPB2 는 힘 F_y 센서의 감지부, PPB3 는 힘 F_z 센서의 감지부이다. 각 평판보(plate beam)의 두께 t_1 , t_2 , t_3 , 길이 l_1 , l_2 , l_3 , 폭 b_1 , b_2 , b_3 는 센서의 설계변수로 사용된다.

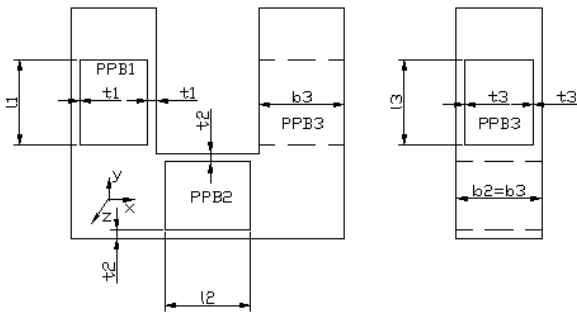


Fig. 1 Structure of three-axis force sensor

2.2 유한요소법을 이용한 센서설계 및 분석

3 축 힘센서의 설계변수는 몸체의 크기, 각 센서의 정격출력, 정격하중, 평행평판보 PPB1~3 을 구성하는

평판보들의 크기인 폭 b_1 , b_2 , b_3 , 두께 t_1 , t_2 , t_3 , 길이 l_1 , l_2 , l_3 이다. 3 축 힘센서를 설계하기 위한 설계변수의 정격출력은 약 0.5mV/V, 정격하중은 힘 F_x , F_y , F_z 센서가 모두 200N, 센서의 직경의 크기가 27×32×10mm, 스트레인게이지의 부착위치가 길이 방향으로는 1.5mm, 폭 방향으로는 1/2, 스트레인게이지의 부착위치에서의 변형률은 약 500um/m 로 결정하였다. 3 축 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 평행평판보 길이방향으로는 0.5mm, 두께방향으로는 4 등분, 폭방향으로는 8 등분하였다.

Fig. 2 는 힘 F_x , F_y , F_z 가 각각 가해졌을 때의 센서 감지부의 변형된 모습을 나타내고 있으며, 모두 센서의 구조를 모델링할 때 예상했던 모습으로 변형되었다.

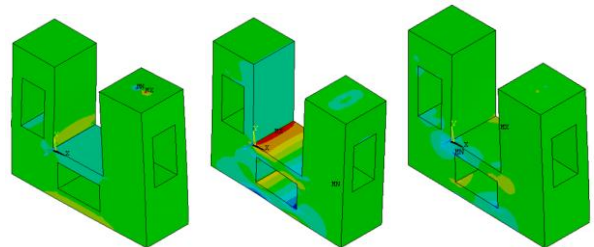


Fig. 2 Deformed shape of FEM analysis

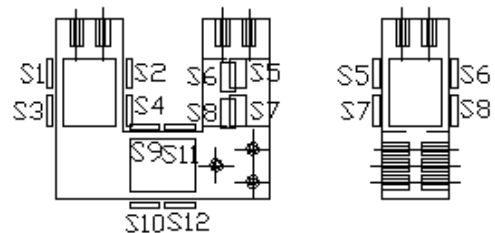


Fig. 3 Attachment locations of strain gages on sensing element of three-axis force sensor

유한요소법을 이용하여 3 축 힘센서를 설계한 결과, 센서의 크기는 평판보의 길이 l_1 , l_2 , l_3 는 모두 10mm 이었고, 폭 b_1 , b_2 , b_3 는 모두 10mm 이었으며, 두께 t_1 , t_2 , t_3 는 모두 2.3mm 이었다. 유한요소해석 결과를 토대로 3 축 힘센서의 각 센서의 스트레인게이지 부착위치를 결정하였으며, 그것을 Fig. 3 에 나타내고 있다. 스트레인게이지의 부착위치는 F_x 센서가 S1~S4, F_y 센서가 S5~S8, F_z 센서가 S9~S12 이다. 스트레인게이지의 정확한 부착위치는 길이방향으로는 1.5mm 이고, 폭방향으로는 중심선상이다. 이 위치는 각 센서의 정격하중에서 상호간섭오차가 0%이고, 최대의 정격

출력이 발생하는 지점으로 결정되었다.

모든 센서의 정격변형률은 설계변수로 결정한 정격변형률 2000 um/m 이상이었으며, 최대오차는 12.0%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 나타난 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 휘스톤브리지²를 구성하여 제작하였으며, Fig. 4은 제작된 3축 힘센서의 사진을 보이고 있다. 제작한 3축 힘센서의 특성실험은 다축 힘/모멘트센서 교정기³를 이용하였다. 3축 힘센서는 정격하중인 $F_x=F_y=F_z=200N$ 을 가하고 정격출력을 측정하였다. 실험은 총 세 번을 실시하여 평균값을 각 센서의 정격출력으로 결정하였다. 유한요소해석결과를 기준으로 특성실험결과의 오차는 최대 5.6%이었다. 이들 오차는 스트레인게이지의 부착오차, 감지부의 가공오차, 유한요소 소프트웨어의 고유오차 등으로 생각된다. 3축 힘센서의 최대 상호간섭오차는 0.62%이다.

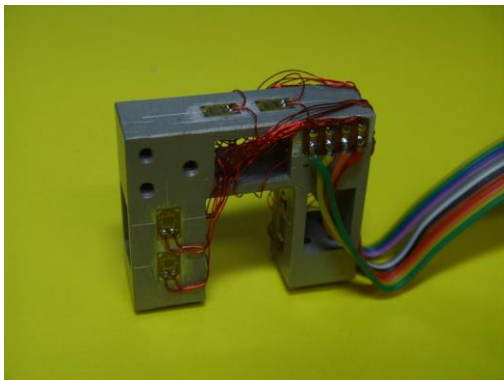


Fig. 4 Manufactured 3-axis force sensor

2.4 구물체잡기 측정장치

Fig. 5는 제작된 3축 힘센서가 내장된 두 손가락 잡기 힘측정기구를 나타내고 있다. 3축 힘센서가 케이스에 고정되어 있고, 3축 힘센서의 힘전달블록에 두개의 누름판이 고정되어 있다. 그러므로 두개의 손가락으로 누름판을 누르면 힘이 3축 힘센서에 전달된다.



Fig. 5 Manufactured force measuring system of two-finger grasping

3. 두 손가락 잡기 특성실험 및 고찰

두 손가락 잡기는 손가락 재활치료를 받고 있는 사람의 재활정도를 판단하기 위해 실시한다. 재활정도는 두 손가락 잡기의 힘으로 판단한다. 특성실험은 우선 20대의 정상인 남자를 대상으로 실시하고, 잡는 방법은 엄지와 검지의 측면으로 잡기, 엄지와 검지, 엄지와 중지, 엄지와 약지, 엄지와 소지이다.

Table 1은 개발한 손가락 힘측정장치를 이용하여 오른팔과 왼팔을 책상 위에 놓고 손바닥을 위로 향한 상태에서 3명의 남자 정상인 A, B, C가 10초 간격을 두고 엄지와 검지의 측면 힘측정을 각각 4회 실험한 평균값을 나타내고 있다. F_x, F_y, F_z 는 3축 힘센서의 출력값을 나타내고 단위는 N이며, F는 힘의 합력을 나타내고 3개의 힘들을 이용하여 계산한 결과이다. 실험에서 오른손의 힘 합력(F)은 평균 82N 이었고 개인별 최대오차는 1.2%이내이었다. 그리고 왼손의 힘 합력(F)은 평균 76N 이었고 개인별 최대오차는 15.8%이내이었다. 엄지와 검지의 두 손가락 잡기의 특성실험에서 오른손의 힘 합력은 평균 55N 이었고 개인별 최대오차는 10.9%이내이었다. 그리고 왼손의 힘 합력(F)은 평균 49N 이었고 개인별 최대오차는 10.2%이내이었다.

Table 1 Results of thumb & side surface of first finger force of the hand and left fingers on desk

Man	Right finger force(N)				Left finger force(N)			
	F_x	F_y	F_z	F	F_x	F_y	F_z	F
A	1	-83	7	84	-3	-81	9	82
B	2	-81	5	81	4	-81	10	81
C	-7	-81	-2	81	0	-64	3	64
Avg.	-1	-82	3	82	0	-75	7	76

4. 결론

본 논문에서는 정상인과 뇌졸중 환자 등의 두 손가락 힘측정을 위한 두 손가락 힘측정장치를 개발하였다. 제작한 3축 힘센서의 최대 상호간섭오차가 특성실험결과 0.34%임을 확인 하였다. 개발한 센서는 최대 상호간섭오차가 이미 개발된 3축 힘센서²의 그것과 비슷한 수준이다. 두 손가락 잡기 특성실험결과, 본 논문에서 개발한 두 손가락 잡기 힘측정장치는 정상인의 두 손가락 잡는 힘을 측정할 수 있을 뿐만 아니라 뇌졸중 환자 등 재활중인 환자의 두 손가락 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. SS. 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.