Journal of Sensor Science and Technology
Vol. 20, No. 3 (2011) pp. 172-177
DOI:10.5369/JSST. 2011.20.3.172
pISSN 1225-5475/eISSN 2093-7563

단축 힘센서를 이용한 두 손가락 잡기 힘측정장치 개발 및 특성평가

김현민[1] · 신희석[2] · 윤정원[3] · 김갑순[1,+]

Development of Two-Finger Force Measuring System to Measure Two-Finger Gripping Force and Its Characteristic Evaluation

Hyeon-Min Kim[1], Hi-Suk Shin[2], Joungwon Yoon[3], and Gab-Soon Kim[1,+]

Abstract

Finger patients can't use their hands because of the paralysis their fingers. Their fingers are recovered by rehabilitating training, and the rehabilitating extent can be judged by measuring the pressing force to be contacted with two fingers(thumb and first finger, thumb and middle finger, thumb and ring finger, thumb and little finger). At present, most hospitals have used a thin plastic-plate for measuring the two-finger grasping force, and we can only judge that they can grasp the plate with their two-finger through it, because the plate can't measure the two-finger grasping force. But, recently, the force measuring system for measuring two-finger grasping force was developed using three-axis force sensor, but it is very expensive, because it has a three-axis force sensor. In this paper, two-finger force measuring system with a one-axis force sensor which can measure two-finger grasping force was developed. The one-axis force sensor was designed and fabricated, and the force measuring device was designed and manufactured using DSP(Digital Signal Processing). Also, the grasping force test of men was performed using the developed two-finger force measuring system, it was confirmed that the grasping forces of men were different according to grasping methods, and the system can be used for measuring two-finger grasping force.

Keywords : Two-finger grasping force, Force sensor, Rated output, Finger rehabilitation, Rehabilitating instrument

1. 서 론

한국 보건당국의 발표에 의하면 2010년도 단일병명의 사망률 1위가 뇌졸중이고, 뇌졸중 환자는 한국뿐만 아니라 전 세계적으로 급속히 증가하는 추세이고 최근에는 20대에서도 발생하고 있다. 뇌졸증환자는 대부분 손가락의 마비증세가 발생하고 이로 인해 손을 사용할 수 없게 된다. 이들의 손가락들은 재활훈련을 통해 일부는 회복되고 재활정도를 파악하기 위한 하나의 방법으로 두 손가락 물체잡기를 실시한다. 현재 병원에서 두 손가락 물체 잡기로 사용되는 것은 단지 플라스틱으로 만들어진 납작한 물체이고, 이것은 잡는 힘을 측정할 수 있는 센서 등이 내장되어 있지 않다. 그러므로 의사는 두 손가락으로 물체를 잡을 수 있는지만 눈으로 확인하여 재활정도를 대략적으로 판단하고, 물체를 어느 정도 힘으로 잡는지를 확인할 수 없어 재활정도를 정확하게 파악할 수 없는 실정이다. 최근에 3축 힘센서(Fx센서, Fy센서, Fz센서)를 이용한 두 손가락 힘측정장치를 개발하였다[1]. 이 측정장치는 두 손가락으로 누르는 힘은 정확하게 측정할 수 있으나 힘측정장치 내부에 3축 힘센서(x방향의 힘 감지를 위한 Fx 센서, y 방향의 힘 감지를 위한 Fy센서, z 방향의 힘 감지를 위한 Fz센서가 한 몸체로 구성된 센서)가 내장되어 3방향의 힘을 정확하게 측정하여 합력으로 힘 크기를 나타낸다. 이것은 두 손가락 잡는 힘을 정확하게 측정할 수 있으나 3축 힘센서의 가격이 3백만원 이상으로 매우 고가이고, 측정장치 등을 포함한 가격은 1천만원 내외로 병원 등에서 사용하기에는 어려운 실정이다.

그리고 참고문헌 [2, 3]은 본 논문에서 측정하고자 하는 두 손가락의 잡는 힘을 측정하는 장치가 아니고 손가락 전체의 악력을 측정하는 것이며, 측정오차가 10 % 이상으로 매우 큰 단점이 있다. 두 손가락 힘측정장치의 핵심부품이 힘센서이고, 이것은 크기가 작고 무게가 가벼워야 하며 적합한 용량을 가지고 있어야 한다.

국외 힘센서 제작회사[4]는 두 손가락 물체 잡기 힘측정장치를 제작하기 위한 조건인 크기, 무게, 용량 등에 적합한 센서를 생산하지 않으므로 구입하기가 매우 어렵다. 따라서 두 손가락 힘측정장치에 적합한 단축 힘센서의 개발이 필요하고, 또한 이 센서를 이용하여 힘측정값의 결과가 비슷하고 가격이 매우 저렴하여 실제 병원 등에서 사용하기 위한 두 손가락 물체 잡기 힘측정장치의 개

[1]경상대학교 제어계측공학과(ERI, Department of Control and Instrumentation Engineering, Gyeongsang National University)
[2]경상대학교 의학전문대학원 재활의학교실(Department of Rehabilitation Medicine, School of Medicine, Gyeongsang National University)
[3]경상대학교 기계공학부(School of Mechanical Engineering, Gyeongsang National University)
[+]Corresponding author : gskim@gsnu.ac.kr
(Received : Mar. 8, 2011, Accepted : Mar. 19, 2011)

발이 필요하다.

따라서 본 연구에서는 손가락 환자가 두 손가락으로 어느 정도의 힘으로 물체를 잡을 수 있는 지를 측정할 수 있는 두 손가락 물체 잡기 힘측정장치를 개발한다. 힘측정장치의 핵심요소인 단축 힘센서를 유한요소법(FEM analysis)을 이용하여 설계 및 제작하였다. 단축 힘센서의 출력을 정확하게 측정하고 나타낼 수 있는 힘측정기(digital signal processor)를 설계 및 제작하였다. 또한 정상인의 두 손가락 물체 잡기 힘측정 특성실험을 실시하였다.

2. 단축 힘 센서의 설계 및 제작

2.1 유한요소법을 이용한 센서설계 및 분석

Fig. 1은 단축 힘센서의 구조를 나타내고 있고, 이것은 단축의 힘을 감지할 수 있도록 하나의 평행평판보(PPB: Parallel Plate Beam)으로 구성되어 있다. 평판보(plate beam)의 두께 t, 길이 l, 폭 b 는 센서의 크기를 나타낸다. 힘측정 방법은 좌측블록의 하부를 고정하고 우측블록에 힘을 가하면 가해진 힘을 감지할 수 있다.

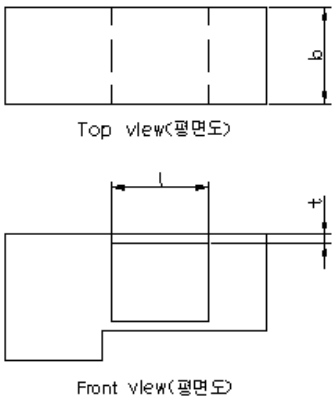

Fig. 1. Structure of force sensor.

단축 힘센서의 설계변수는 몸체의 크기, 각 센서의 정격축력, 정격하중, 평행평판보(PPB)을 구성하는 평판보들의 크기인 두께 t, 길이 l, 폭 b이다. 각 센서는 4개의 스트레인게이지로 휘스톤브리지를 구성한다. 정격변형률은 정격 하중이 가해질 때 휘스톤브리지에서 출력되는 총 변형률을 의미하고 이것의 값은 다음과 같은 식으로부터 계산된다.

$$\varepsilon = \varepsilon_{T1} - \varepsilon_{C1} + \varepsilon_{T2} - \varepsilon_{C2} \tag{1}$$

여기서 ε은 휘스톤브리지의 총 변형률, ε_{T1}은 인장 스트레인게이지 T_1의 변형률, ε_{C1}은 압축 스트레인게이지 C_1의 변형률, ε_{T2}은 인장 스트레인게이지 T_2의 변형률, ε_{C2}은 압축 스트레인게이지 C_2의 변형률이다.

정격출력은 다음과 같은 식에 의해 계산될 수 있다.

$$\frac{E_o}{E_i} = \frac{1}{4} K\varepsilon \tag{2}$$

여기서 E_I는 휘스톤브리지의 입력전압, E_0는 휘스톤브리지의 출력전압, K는 스트레인게이지의 상수(약 2.03), ε는 식(1)로부터 얻은 총 변형률이다.

단축 힘센서를 설계하기 위한 설계변수의 정격출력은 센서의 감지부가 알루미늄 재질인 경우 보통 센서의 정격출력인 0.5 mV/V, 정격하중은 두 손가락의 잡는 힘을 고려한 100 N, 스트레인게이지의 부착위치는 스트레인게이지의 크기(3 mm×5.2 mm)를 고려하여 길이 방향으로가 1.5 mm, 폭 방향으로는 1/2, 스트레인게이지 의 부착위치에서의 정격변형률은 약 1000 um/m로 결정하였다.

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. 2는 단축 힘센서를 유한요소법으로 해석하기 위해 격자를 나눈 모습을 나타내고 있다. Fig. 3는 정격힘이 가해졌을 때의 센서 감지부의 변형된 모습을 나타내고 있으며, 모두 센서의 구조를 모델링할 때 예상했던 모습으로 변형되었다.

Fig. 4는 정격하중(힘)이 가해졌을 때 빔의 윗면과 아랫면의 변형률분포를 나타내고 있다. 빔의 변형률은 힘을 가하는 블록부근보다 고정부에 가까운 부근에서 크게 나타났고, 이와 같은 현상은 힘을 가하는 블록이 힘이 가해지는 방향으로 처짐이 발생하여 위의 빔은 길이방향으로 인장되고 아래의 빔은 압축되었기 때문이다. 변형분포가 0인 지점은 6.5 mm지점이었고, 빔의 양끝에 변형률이 감소한 것은 끝효과 때문인 것으로 생각된다.

유한요소법을 이용하여 단축 힘센서를 설계한 결과, 센서몸체 크기는 27 mm×14 mm×10 mm이고, 센서의 크기는 평판보의 길이 l은 10 mm이었고, 폭 b는 10 mm이었으며, 두께 t는 모두 2.3 mm이었다. 유한요소해석 결과를 토대로 단축 힘센서의 각 센서의 스트레인게이지 부착위치를 결정하였으며, 그것을 Fig. 5에 나타내고 있다.

스트레인게이지의 부착위치는 S1~S4(인장 스트레인게이지 T_1=S_2, T_2=S_3, 압축 스트레인게이지 C_1=S_1, C_2=S_4)이다. 스트레인게이지의 정확한 부착위치는 길이방향으로는 1.5 mm이고, 폭방향으로는 중심선상이다. 이 위치는 스트레인게이지의 크기(3 mm×5.2 mm)를 고려하여 최대의 정격출력이 발생되는 지점으로 결정되었다. 스트레인게이지 부착위치에서의 변형률은 인장변형률은 각각 348 um/m와 144 um/m이었고, 압축 변형률은 각각 −348 um/m와 −144 um/m이었으며, 총변형률은 식(1)에 의해 계산하면 984 um/m이다. 단축 힘센서의 정격변형률은 설계변수로 결정한 정격변형률 1000 um/m 보다 16 um/m 작았고, 오차

는 1.6 %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.

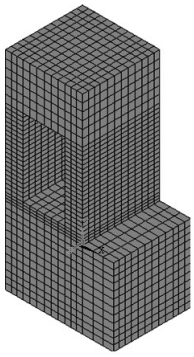

Fig. 2. Mesh shape for FEM analysis.

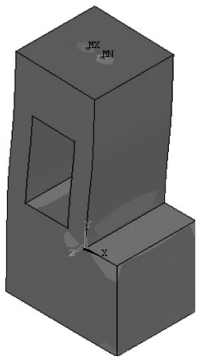

Fig. 3. Deformed shape under force.

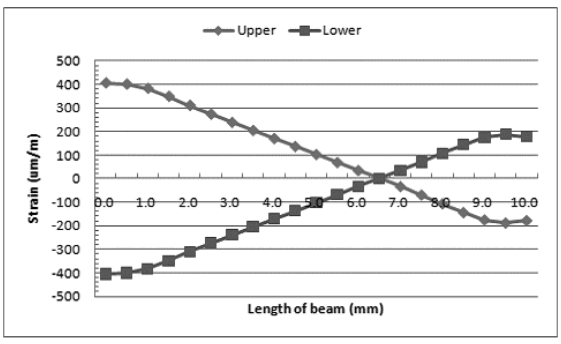

Fig. 4. Strain distribution on beam under rated force.

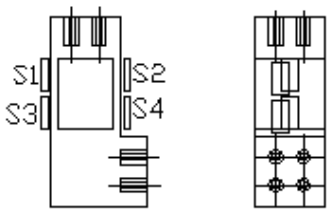

Fig. 5. Attachment locations of strain gages on sensing element of force sensor.

2.2 단축 힘센서 제작 및 특성실험

단축 힘센서는 Fig. 5에 나타낸 각 센서의 게이지부착위치에 스트레인게이지(N2A-13-S1452-350, Micro-Measurement Company사 제작, 게이지 상수 2.03, 크기 3 mm×5.2 mm)를 순간접촉제(M-200)를 이용하여 부착하고 휘스톤브리지[3, 4]를 구성하여 제작하였으며, Fig. 6은 제작된 단축 힘센서의 사진을 보이고 있다.

제작한 단축 힘센서의 특성실험은 다축 힘/모멘트센서 교정기[5]를 이용하였고, 이교정기는 힘 Fx, Fy, Fz를 모두 1000 N, 모멘트 Mx, My, Mz를 모두 500 Nm를 연속적으로 발생시킬 수 있으며, 1×10^{-4}의 상대확장불확도를 가지고 있다. 단축 힘센서는 정격하중인 100 N을 가하고 정격출력을 측정하였다. 실험은 총 세 번을 실시하여 평균값을 각 센서의 정격출력으로 결정하였다.

단축 힘센서의 유한요소해석결과의 정격출력은 식(1)에 의해 계산된 정격변형률 ε=984 um/m 을 식(2)에 대입하여 계산되고, 그 결과는 0.4994 mV/V이었으며, 실험에 의한 정격출력은 본 논문에서 특성실험한 결과 0.5108 mV/V이었다. 유한요소해석결과를 기준으로 특성실험결과의 오차는 최대 2.3 % 이었다. 이들 오차는 스트레인게이지의 부착오차, 감지부의 가공오차, 유한요소 소프트웨어의 고유 오차 등으로 생각된다. 그리고 개발한 단축 센서의 특성실험결과, 재현도 오차는 0.02 % 이내, 비직선상 오차는 0.03 %, 영점안정도 오차는 0.02 % 이내였다.

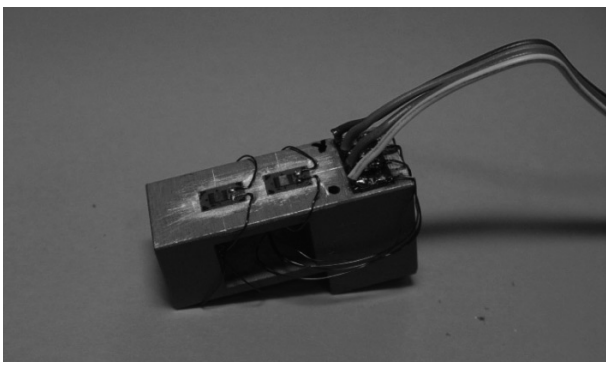

Fig. 6. Manufactured force sensor.

3. 힘측정기 설계 및 제작

Fig. 7은 DSP를 이용한 힘측정기의 블록도이고, Fig. 8은 제작된 힘측정기다. 이것은 DSP(Digital Signal Processor), 증폭기부(amplifier), 통신부, 전원부, 스위치부 등으로 구성되었다. DSP(TMS320F2812(32bit/150MHz/150MIPS/ 150MMAC))는 128kword 용량의 플레시 롬(Flash Read only Memory(ROM)), 1Mword 용량의 램(RAM: Random Access Memory), 최고 12.5 Mbps로 변환 가능한 AD 컨버터(12-bit ultra-fast

analog/digital converter) 등으로 구성되었다. 이것은 전원부로부터 3.3 V와 1.8 V의 전압을 받아 동작되고, 크리스탈로부터 30 MHz의 클럭을 받아 내부에서 5배 증폭하여 150 MHz로 동작하며, 내부플래시 롬 혹은 오부 확장램에 저장된 프로그램의 명령에 따라 DSP의 내부에 장착되어 있는 주변장치들을 동작시킨다. 스위치의 동작에 따라 단축 힘센서로부터 출력되는 신호를 증폭기에서 증폭시킨 후 이것을 DSP내부의 AD컨버터로 받아들이고, 이 신호를 LCD에 나타냄과 동시에 외부 확장램에 저장 및 CAN 통신과 RS232C 통신을 이용하여 컴퓨터 혹은 다른 제어장치에 보낸다.

증폭부는 단축 힘센서로부터 출력되는 값을 증폭하는 역할을 하며, 통신부는 제어프로그램을 롬에 다운로드 혹은 컴퓨터와 인터페이스하는 역할을 한다. 그리고 전원부는 DSP와 다른 주변장치들에 전압 9 V, 5 V, 3.3 V, 1.8 V를 각각 공급하고, 스위치부는 리셋 혹은 전원을 끄는데 사용된다.

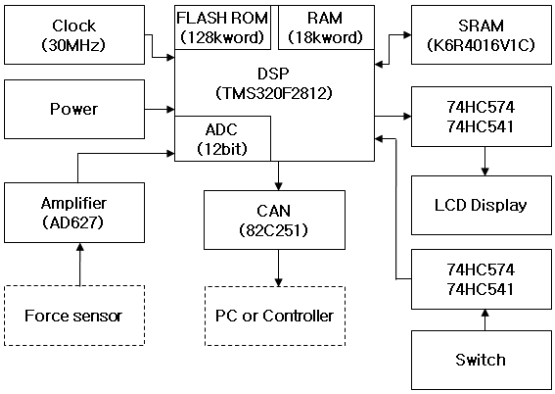

Fig. 7. Block diagram of force measuring device.

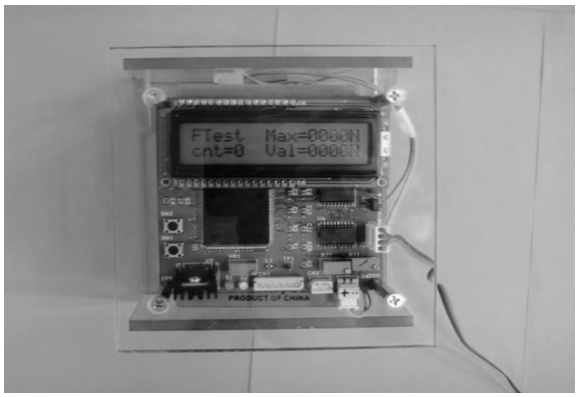

Fig. 8. Manufactured force measuring device.

4. 두 손가락 잡기 힘측정장치 개발

4.1 두 손가락 잡기 힘측정 도구

제작된 단축 힘센서가 힘과 모멘트 측정에 사용되기 위해서는 교정되어야 한다. 그러므로 단축 힘센서는 다축 힘/모멘트센서 교정기[5]를 이용하여 교정되었다. 교정은 다음과 같이 진행되었다. 첫째, 힘측정 도구의 단축 힘센서의 초기값을 1500 mV로 맞춘다. 초기값을 1500 mV로 조절한 것은 사용한 DSP에 내장된 AD컨버터가 측정범위가 0 mV ~ 3000 mV이고, 센서가 양의 방향과 음의 방향으로 값을 나타내기 때문이다. 둘째, 단축 힘센서에 정격하중인 100 N를 각각 가한 후, 힘측정기에 2500 mV가 출력되도록 조절하였다. 즉, 힘센서는 전압이 10 mV일 때 힘 1 N이다.

Fig. 9는 제작된 단축 힘센서가 내장된 두 손가락 잡기 힘측정기구를 나타내고 있다. 단축 힘센서가 케이스에 고정되어 있고, 하나의 누름판은 케이스에 고정되었으며, 다른 하나의 누름판은 단축 힘센서의 힘전달블록에 고정되어 있다. 그러므로 두개의 손가락으로 누름판을 누르면 힘이 단축 힘센서에 전달된다. Fig. 10은 제작된 두 손가락 물체 잡기 힘측정장치를 나타내고 있으며, 이것은 단축 힘센서, 힘측정기, 컴퓨터로 구성되었다. 두개의 손가락으로 누르면, 단축 힘센서에 힘이 전달되고 그 값들은 힘측정기에 의해 측정되어 LCD에 표시됨과 동시에 컴퓨터로 보내진다.

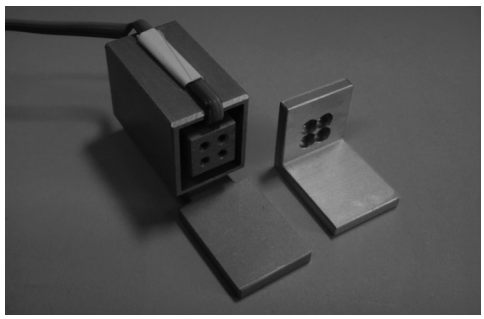

Fig. 9. Manufactured two-finger force measuring system of two-finger grasping.

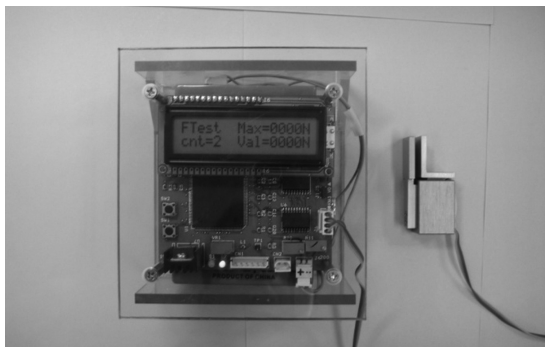

Fig. 10. Manufactured two-finger force measuring system for measuring two-finger grasping force.

4.2 데이터처리를 위한 알고리즘

Fig. 11는 데이터 처리를 위한 힘측정기의 흐름도를 나타내고 있다. 동작흐름은 첫째, 측정기의 전원 스위치를 ON하면 힘측정기의 초기화를 한다. 둘째, 단축 힘센서의 측정값을 읽어 초기값으로 저장한다. 셋째, 센서의 측정값을 읽고 그 값을 최고값과 비교하여 순수 측정값을 계산한다. 넷째, 두 손가락 잡기 측정이 시작

되었을 경우에는 측정된 값을 현재 값과 최대값을 구분하여 LCD에 표시함과 동시에 컴퓨터로 보낸다. 다섯째, 위의 세번째와 네번째를 반복하여 측정한다.

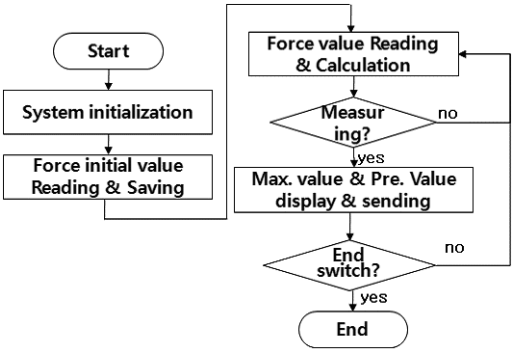

Fig. 11. Flow chart of measuring device.

4.3 두 손가락 물체 잡기 특성실험 및 고찰

정상인의 두 손가락 물체 잡기 특성실험은 두 손가락 물체 잡기 힘측정장치의 특성을 파악하고, 참고문헌 [1]의 3축 힘센서를 이용한 두 손가락 힘측정장치와 본 논문에서 개발한 두 손가락 힘측정장치의 결과를 비교 분석한다. 특성실험은 참고문헌 [1]에서와 같이 진행하였다. 즉, 특성실험에 참가한 20대의 정상인 남자는 참고문헌 [1]과 동일한 사람이고, 잡는 방법도 똑같이 첫째, Fig. 12(a)에 나타낸 것과 같이 엄지와 검지의 측면으로 잡기, 둘째, (b)와 같이 엄지와 검지, 셋째, (c)와 같이 엄지와 중지, 넷째, (d)와 같이 엄지와 약지, 다섯째, (e)와 같이 엄지와 소지이다.

Table 1은 개발한 두 손가락 물체 잡기 손가락 힘측정장치를 이용하여 오른손의 두 손가락 힘을 측정한 결과를 나타낸 것이고, Table 2는 왼손의 그것들을 나타내고 있다. 실험에 참가한 사람은 20대 남자 정상인 3명 A, B, C이고, 측정값은 30초 간격을 두고 각각 4회 실험한 결과의 평균값이며, 실험결과의 "Mea.1"은 본 논문에서 개발한 두 손가락 힘측정장치의 힘측정결과를 나타낸 것이고, "Mea.2"는 참고문헌 [1]에서 측정한 힘의 합력결과를 나타낸 것이다. 두 손가락 힘측정 결과는 오른손의 손가락의 힘이 왼손의 손가락의 그것보다 대체적으로 크게 나타났고, 손가락별 힘의 크기 순서는 검지, 중지, 약지, 소지 순이다. 오른손의 손가락 힘이 큰 이유는 실험에 참가한 사람들이 모두 오른손잡이이기 때문이고, 손가락별 힘의 크기는 일반적으로 예상한 결과이다.

본 논문의 두 손가락 힘측정 결과와 참고문헌 [1]의 그것들을 비교해보면, 특성실험 방법 Fig. 12의 (a)~(c)의 결과는 오른손 손가락과 왼손 손가락 모두 본 논문의 두 손가락 힘측정장치가 1 % 이내의 오차로 측정할 수 있음을 알 수 있었고, Fig. 12의 (d)와 (e)는 각각 2 % 와 5 % 이내의 오차로 측정할 수 있었음을 알 수 있었다. 이들 오차는 힘으로 나타내면 1 N 이하이다. 이와 같은 결과는 특성실험방법 Fig. 12의 (a)~(c)는 손가락이 두 손가락 힘측정장치에 거의 수직으로 힘을 가하고 있기 때문이고, Fig. 12의 (d)와 (e)은 약지와 소지가 엄지로부터 거리가 멀리 떨어져 있기 때문에 두 손가락의 힘이 수직으로 가해지지 않기 때문인 것으로 생각된다.

본 논문에서 개발한 단축 힘센서를 이용한 두 손가락 힘측정장치는 참고문헌 [1]에서 개발한 3축 힘센서를 이용한 두 손가락 힘측정장치에 비교하여 측정오차가 최대 5 % 이내로 두 손가락 힘측정장치는 일반계기 오차범위 내에 있다. 측정분야에서 두 손가락 힘측정장치는 일반계기로 분류되고, 이 일반계기는 ±10 % 이내의 오차를 요구한다. 본 논문에서 개발한 두 손가락 힘측정장치가 참고문헌 [1]의 그 장치보다 우수한 것은 첫째, 내장되는 힘센서의 가격이 단축 힘센서는 20만원 정도이고 3축 힘센서는 300만원 정도로 두 손가락 힘측정장치의 가격이 매우 저렴하다. 둘째, 힘측정 도구의 크기가 작고, 가벼우므로 정상인과 환자가 사용하기 편리하다. 셋째, 기준이 되는 힘측정결과를 본 연구에서 개발한 두 손가락 힘측정장치를 사용하여 특성실험을 것을 적용하면 같은 조건이므로 문제가 발생되지 않는다. 따라서 본 논문에서 개발한 두 손가락 힘측정장치는 병원에서 정상인 및 환자의 손가락 힘측정을 위해 활용할 수 있을 것으로 판단된다.

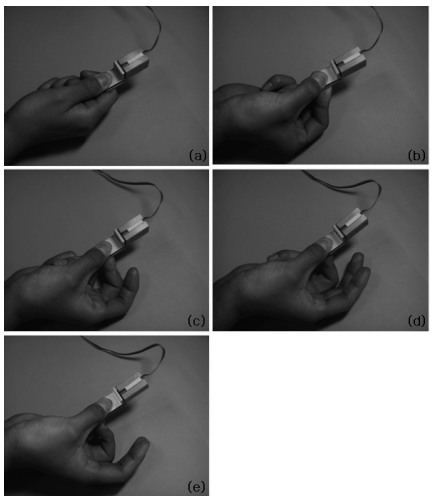

Fig. 12. Characteristic test method of two-finger grasping (a) thumb & side surface of first finger, (b) thumb & first finger, (c) thumb & middle finger, (d).

Table 1. Results of characteristic test of rigth hand using two-finger force measuring system

man		A	B	C	Avg.	Error
Thumb & side of first finger(N)	Mea. 1	83	81	81	81.7	-0.41
	Mea. 2	84	81	81	82.3	
Thumb & first finger(N)	Mea. 1	61	51	52	54.7	0.00
	Mea. 2	61	51	52	54.7	
Thumb & middle finger(N)	Mea. 1	53	50	53	52.0	0.00
	Mea. 2	53	50	53	52.0	
Thumb & ring finger(N)	Mea. 1	41	32	30	34.3	-1.90
	Mea. 2	42	33	30	35.0	
Thumb & little finger(N)	Mea. 1	21	24	20	21.7	-4.41
	Mea. 2	22	25	21	22.7	

5. 결 론

본 논문에서는 정상인과 뇌졸증 환자 등의 두 손가락 힘측정을 위해 단축 힘센서를 이용하여 두 손가락 물체 잡기 힘측정장치를 개발하였다. 제작한 단축 힘센서의 재현도오차, 비직선성오차 등이 기존의 센서[4]와 비교하여 비슷한 수준임을 확인 하였다. 개발한 힘측정기는 두 손가락 물체 잡기 힘측정장치에 활용할 수 있음을 확인하였다. 두 손가락 힘측정장치를 이용한 두 손가락 물체 잡기 특성실험결과, 각각의 잡는 방법에 따라 두 손가락 힘측정을 원활하게 할 수 있음을 확인하였고, 힘측정방법에 따라 힘의 차가 크게 나타남을 알 수 있었으며, 참고문헌 [1]에 비해 무게, 가격측면에서 우수하므로 실제 병원 등에서 활용할 수 있을 것으로 생각된다. 따라서 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. 추후 연구는 성별, 연령별로 실험하여 의학계에서 신뢰하고 사용할 수 있는 DB를 구축하는 것이다.

감사의 글

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

REFERENCES

[1] H.M. Kim, J.W. Yoon, H.S. Shin, and G.S. Kim, "Development of finger-force measuring system using three-axis force sensor for measuring two-finger force", *ICROS*, vol. 16, no. 9, pp.876-882, 2010.

[2] S. Olandersson, H. Lundqvistk , M. Bengtssonk , M. Lundahl, A. J. Baerveldt, and M. Hilliges, "Finger-force measurement-device for rehabilitation", *Proc. of the 2005 IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics*, Chicago, IL, USA, June 2005.

[3] 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.

[4] ATI Industrial Automation, *Multi-Axis Forcre/Torque Sensor*, ATI Industrial Automation, pp.4-45, 2010.

[5] 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 현 민(Hyeon-Min Kim)

- 2008년 국립경상대학교 제어계측공학과(공학사)
- 2010년 국립경상대학교 제어계측공학과(공학석사)
- 2010년 3월 ~현재 국립경상대학교 제어계측공학과(박사과정)
- 주관심분야 : 휴머노이드 로봇, 지능형 서비스 로봇, 자동화시스템, 지능형시스템

윤 정 원(Joungwon Yoon)

- 2005년 광주과학기술원 기전공학과(공학박사)
- 2001~2002년 Rutgers University 방문연구원
- 2010~2011년 미국립보건원(NIH) Visiting Fellow
- 2005-현재 경상대학교 기계항공공학부 조교수
- 주관심분야 : 재활로봇, 햅틱 및 이동인터페이스

신 희 석(Hi-Suk Shin)

- 1987년 서울대학교 의과대학 의학과(학사)
- 1991년 서울대학교 의과대학원 재활의학과(석사)
- 1996년 서울대학교(의학박사)
- 현재 경상대학교 의학전문대학원 재활의학교실 교수
- 주관심분야 : 신경재활, 척수손상, 신경생리검사

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