손목에 가해지는 힘측정을 위한 4축 힘/모멘트센서 설계

Design of a Four-axis Force/Moment Sensor for Measuring the Applied Force to Wrist

홍 태 경, 김 갑 순*
(Tae-Kyung Hong¹ and Gab-Soon Kim¹)

¹Department of Control & Instrumentation Engineering, Gyeongsang National University

Abstract: Patients have the paralysis of their wrists, and can't use of their wrists freely. But their wrists can be recovered by wrist-bending rehabilitation exercise. Professional rehabilitation therapists exercise the wrists of patients in hospital. But the wrists of patients have not exercised enough for the rehabilitation, because the therapists are much less than patients in number. Therefore, the wrist rehabilitation robot should be developed, and it have to measure the applied force to the patients' wrists for their safety. In this paper, the four-axis force/moment sensor was designed for the wrist rehabilitation robot. As a test results, the interference error of the four-axis force/moment sensor was less than 0.91%. It is thought that the sensor can be used to measure the applied force to the patients' wrists.

Keywords: four-axis force/moment sensor, interference error, rated output, wrist rehabilitation robot, wrist-bending exercise

I. 서론

중증뇌졸중환자는 손목이 점점 굳어지는 현상이 발생하고, 재활치료를 받지 않는 경우 완전히 굳어져 사용할 수 없게 되는 것이 일반적이다. 이와 같은 환자는 국내뿐만 아니라 국외에서도 점점 증가하는 추세이다. 중증뇌졸중환자의 손목 재활치료를 재활전문 의사, 치료사 등이 주기적으로 실시하고 있으나 급속히 증가하는 환자를 감당하기 어려우므로 환자들이 충분한 치료를 받지 못하는 경우가 발생되고 있다. 이와 같은 문제를 해결하기 위해 손목재활로봇 및 기구가 개발되었다. Culmer [1]는 스스로 움직일 수 있는 경미한 뇌졸중환자가 로봇의 의 의자에 앉아서 안전하게 상지(손목, 팔, 어깨)재활운동을 수행할 수 있는 재활로봇을 개발하였고, 이 로봇은 2대의 로봇을 결합하여 하나의 6자유도 로봇을 구성하였으며, 이 로봇의 제어에 관해 연구하였다. Pan [2]는 경미한 뇌졸중환자가 로봇의 의자에 앉아서 팔꿈치 재활운동을 할 수 있는 3자유도 상지재활로봇을 개발하였고, 퍼지제어로 안전하게 제어하는 것에 관해 연구하였다. Kim [3]은 경미한 뇌졸중환자의 상지재활운동을 위한 6자유도 재활로봇을 개발하였고, 이 로봇은 환자가 재활로봇의 의자에 앉아 양팔을 로봇에 고정하고 근력을 강화하는 재활운동을 할 수 있도록 설계되었다. 이와 같이 이미 개발된 상지재활로봇은 다축 힘/모멘트센서가 부착되지 않아 손목에 굽힘을 주기 위한 힘제어를 수행할 수 없을 뿐만 아니라 재활운동시 긴급상황이 발생되었을 때 힘 혹은 모멘트를 감지할 수 없으므로 환자의 안전을 보장할 수 없다. 그러므로 중증뇌졸중환자의 손목굽

힘운동을 수행하는 손목굽힘 재활로봇은 다축 힘/모멘트센서가 부착되어야 한다.

Kim [4]는 발목재활로봇을 위한 6축 힘센서를 개발하였고, 이 센서는 x, y, z 방향의 힘과 모멘트, 즉 F_x , F_y , F_z , M_x , M_y , M_z 를 동시에 측정하는 센서이며, 센서의 구조가 4각으로 되어 있다. 이것은 6축 힘/모멘트센서이므로 손목굽힘 재활로봇에서 환자의 손목에 가해지는 힘과 모멘트를 측정할 수 있으나 센서의 용량, 크기 등이 적합하지 않은 단점이 있다. Kim [5]는 원통형 손가락 힘측정장치에 장착되어 손가락 쥐는 힘을 측정하기 위해 1개 방향의 힘과 1개 방향의 모멘트를 측정할 수 있도록 설계되었으나 긴급상황 발생시 힘을 측정할 수 없는 단점과 정격용량, 크기 등이 적합하지 않다. 그리고 현재 개발된 다축 힘센서[6,7]은 1개의 가격이 매우 고가이고, 크기, 용량 등의 대부분의 조건이 재활로봇용으로는 적합하지 않다.

따라서 본 논문에서는 중증뇌졸중환자의 손목굽힘 재활운동을 위한 손목재활로봇에 부착되어 손목의 굽힘력과 모멘트를 측정할 수 있는 4축 힘/모멘트센서를 개발한다. 4축 힘/모멘트센서를 모델링하였고, 유한요소법(FEM analysis)을 이용하여 4축 힘/모멘트센서를 설계 및 제작하였으며, 센서의 특성실험을 실시하였다.

II. 4축 힘/모멘트센서 설계 및 제작

1. 힘센서를 이용한 손목힘/모멘트 측정원리

그림 1은 손목굽힘 재활로봇의 굽힘력 측정원리를 나타내고 있고, 그림 1(a)는 손목굽힘 재활로봇의 개략도를 나타내고 있으며, (b)는 손목굽힘 힘과 모멘트 측정을 위한 4축 힘/모멘트센서를 나타내고 있다. 손목굽힘 재활로봇은 손고정블록(hand fixing block), 팔고정블록(arm fixing block), 로봇고정구(robot fixture), 손목굽힘모터(motor), 4축 힘/모멘트센서(four-axis force/moment sensor) 등으로 구성된다. 4축 힘/모멘트센서

* 책임저자(Corresponding Author)

Manuscript received May 28, 2013 / revised July 5, 2013 / accepted August 22, 2013

홍태경, 김갑순: 경상대학교 제어계측공학과, ERI
(htk7504@naver.com/gskim@gsnu.ac.kr)

※ 이 논문은 2012년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 기초연구사업 지원을 받아 수행된 것임(2012R1A1A2A10041417).

(a) Schematic diagram of robot.

(b) four-axis force/moment sensor.

그림 1. 손목재활로봇을 위한 힘측정원리.

Fig. 1. Force measuring principle for wrist rehabilitation robot.

는 x, y방향의 각 힘 F_x , F_y 와 모멘트 M_x , M_y 를 동시에 측정하는 센서이다. 4축 힘/모멘트센서를 사용한 것은 로봇이 손목에 가하는 힘 F_x (x방향의 힘)을 측정하고 이 값을 기준힘과 비교하여 항상 같은 힘을 손목에 가할 수 있도록 제어하는데 사용된다. 그리고 힘 F_y 와 모멘트 M_x , M_y 값은 환자의 손에 긴급상황이 발생되었을 때 환자가 움직임으로서 발생하는 힘과 모멘트를 측정하여 로봇을 초기위치로 제어하기 위해 사용된다. 손목굽힘 재활로봇을 이용한 손목굽힘운동은 환자의 오른 손을 손바닥이 지면과 수직으로 세워 손고정블록에 접착천(velcro)을 이용하여 고정한 후 팔을 팔고정블록에 접착천을 이용하여 고정한다. 그리고 손목굽힘모터를 동작시켜 손목을 안쪽과 바깥쪽으로 반복하여 회전시키고, 이때 손목에 가해지는 힘을 4축 힘/모멘트센서를 이용하여 측정하며, 측정결과를 이용하여 설정된 힘까지만 회전력을 손목에 가할 수 있도록 제어한다.

손목굽힘 재활로봇의 본체는 추후에 기술할 예정이고 본 논문에서는 4축 힘/모멘트센서의 설계 및 제작에 대해 기술한다.

그림 2. 4축 힘/모멘트센서의 구조.

Fig. 2. Structure of four-axis force/moment sensor.

2. 4축 힘/모멘트센서의 구조

그림 2는 4축 힘/모멘트센서의 구조를 나타내고 있고, 이 센서는 힘 F_x , F_y 와 모멘트 M_x , M_y 동시에 측정할 수 있으며, 4개의 센서 감지부가 한 몸체에 구성되었다. 이 센서의 형태와 크기(104×20×20 mm)는 추후에 개발할 손목굽힘 재활로봇에 부착하기 적합하도록 모델링하였다. 4축 힘/모멘트센서의 감지부는 4개의 평행평판보(PPB1~4)가 힘/모멘트전달블록을 기준으로 좌우에 각각 1개씩 수직과 수평으로 놓여있고, 수직과 수평으로 놓여 있는 평행평판보 사이에는 이동블록 M1과 M2가 연결되어 있으며, 양쪽 수직 평행평판보 끝에는 고정블록 F1과 F2각각 연결되었다. 힘과 모멘트 측정은 고정블록 F1과 F2를 고정된 후 힘/모멘트전달블록에 힘 혹은 모멘트를 가하면, 각각의 센서에 힘과 모멘트가 감지된다.

PPB1 (Parallel Plate Beam)과 PPB2는 힘 F_x 센서와 모멘트 M_y 센서의 감지부, PPB3와 PPB4는 힘 F_y 센서와 모멘트 M_x 의 감지부로 사용된다. PPB1과 PPB 2의 크기는 각 평판보(plate beam)의 두께 t_1 , 길이 l_1 , 폭 b_1 와 PPB3과 PPB 4의 각 평판보(plate beam)의 두께 t_2 , 길이 l_2 , 폭 b_2 이고, 이것들은 센서의 설계변수로 사용된다.

3. 유한요소법을 이용한 센서 설계 및 분석

4축 힘/모멘트센서의 설계변수는 몸체의 크기, 각 센서의 정격축력, 정격하중, 평행평판보 PPB1~4를 구성하는 평판보들의 크기인 폭 b_1 , b_2 , 두께 t_1 , t_2 , 길이 l_1 , l_2 이다. 센서의 설계과정은 설계변수 중 몸체의 크기, 각 센서의 정격축력, 정격하중 등을 결정하여 유한요소법에 적용하여 평판보들의 크기인 폭 b_1 , b_2 , 두께 t_1 , t_2 , 길이 l_1 , l_2 를 결정하는 것이다. 각 센서는 4개의 스트레인게이지로 휘스톤브리지를 구성한다. 정격변형률은 정격 하중이 가해질 때 휘스톤브리지에서 출력되는 총 변형률을 의미하고 이것의 값은 다음과 같은 식으로부터 계산된다.

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

여기서 ε 은 휘스톤브리지의 총 변형률, ε_{T1} 은 인장 스트레인게이지 T_1 의 변형률, ε_{C1} 은 압축 스트레인게이지 C_1 의 변형률, ε_{T2} 은 인장 스트레인게이지 T_2 의 변형률, ε_{C2} 은 압축 스트레인게이지 C_2 의 변형률이다.

정격출력은 정격하중을 가했을 때 입력전압과 출력전압의 비로 나타내며, 다음과 같은 식에 의해 계산될 수 있다.

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

여기서 E_i 는 휘스톤브리지의 입력전압, E_o 는 휘스톤브리지의 출력전압, K 는 스트레인게이지의 상수(약 2.03), ε 는 식 (1)로부터 얻은 총 변형률이다.

4축 힘/모멘트센서를 설계하기 위한 설계변수의 정격출력은 약 0.5 mV/V, 정격하중은 힘 F_x , F_y 센서가 각각 100 N, 모멘트 M_x 센서가 3 Nm, M_y 센서가 5 Nm이고, 각 스트레인게이지의 부착위치가 길이 방향으로는 1.5 mm, 폭 방향으로는 1/2, 스트레인게이지 부착위치에서의 변형률은 약 250 $\mu\text{m}/\text{m}$ 로 결정하였다. 그리고 센서의 크기는 부착되는 스트레인게이지의 크기 (3×5.2 mm)를 고려하여 평판보의 길이를 10 mm, 각 보의 폭은 $b_1=20$ mm, $b_2=12$ mm로 결정하였고, 전체의 크기는 손목재활로봇에 부착하기 적합하도록 가로, 세로, 높이가 104×20×20 mm이다. 정격 힘 F_x 는 성인의 손목을 굽히고 펴는 실험에서 통증을 느끼는 힘이 100 N 이하, 정격 힘 F_y 는 테이블 위에 손바닥이 수평면을 향하게 위치시키고 아래쪽으로 누르는 힘을 측정하였을 때 100 N 이하, 정격 모멘트 M_x 는 손바닥이 수평면을 향하게 위치시키고 새끼손가락 부분과 손목부분으로 지면을 눌렀을 때 3 Nm 이하, 정격 모멘트 M_y 는 손바닥이 수평면을 향하게 위치시키고 손가락 끝부분과 손목부분으로 수평방향으로 눌렀을 때 5 Nm 이하이었으므로 각각의 힘과 모멘트를 실험한 값들을 기준으로 결정하였다. 힘 F_x 의 용량을 결정하기 위한 실험에서 통증을 느끼는 힘을 측정한 것은 전문치료사가 재활운동시 통증 4축 힘/모멘트센서의 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 평행판보를 길이방향으로는 0.5 mm, 두께방향으로는 3등분하였다.

그림 3(a)는 유한요소해석을 위한 격자(mesh) 모습, (b)는 정격 힘 F_x 가 가해졌을 때 변형된 모습, (c)는 정격 힘 F_y 가 가해졌을 때 변형된 모습, (d)는 정격 모멘트 M_x 가 가해졌을 때 모습, (e)는 정격 모멘트 M_y 가 가해졌을 때 모습을 각각 나타내고 있으며, 모두 센서의 구조를 모델링할 때 예상했던 모습으로 변형되었다.

유한요소법을 이용하여 4축 힘/모멘트센서를 설계한 결과, 센서의 크기는 평판보의 길이 l_1 , l_2 를 각각 10 mm, 폭 b_1 을 20 mm, b_2 를 12 mm로 결정하였고, 두께 t_1 과 t_2 는 각각 1.1 mm와 1.6 mm이었다. 그림 4(a)는 힘 F_x 감지부의 변형률 분포의 그래프, (b)는 힘 F_y 감지부의 변형률 분포의 그래프, (c)는 모멘트 M_x 감지부의 변형률 분포의 그래프, (d)는 모멘트 M_y 감지부의 변형률 분포의 그래프를 각각 나타내고 있다. 각 그래프에서 변형률 분포가 2개인 것은 각각의 평행판보가 2개의 평판보로 구성되어 있기 때문이고, 변형률이 양과 음의 값으로 나타난 것은 각 정격힘과 모멘트가 가해졌을 때 각 보의 외표면이 서로 반대방향으로 인장과 압축을 받기 때문이다. 각 변형률 분포에서 힘 F_x 와 F_y 감지부의 변형률이 0 $\mu\text{m}/\text{m}$ 인 지점은 보의 약 5.5 mm 지점이고, 모멘트 M_x 와 M_y

(a) Mesh shape.

(b) Applied force F_x .

(c) Applied force F_y .

(d) Applied moment M_x .

(e) Applied moment M_y .

그림 3. 각 센서에 정격출력이 가해졌을 때 감지부의 변형 모습.

Fig. 3. Deformed shape of the sensing element of each sensor under each rated force.

(a) Two beams under rated force F_x . (b) Two beams under rated force F_y . (c) Two beams under rated moment M_x . (d) Two beams under rated moment M_y .

그림 4. 각 정격하중에서 각 보의 변형률 분포.

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

감지부의 그 지점은 보의 약 4.0 mm 지점이었다. 즉, 정격 힘 F_x 와 F_y 를 가했을 경우에는 힘/모멘트 전달블록의 반대쪽 부분에 변형률이 크게 발생되고, 정격 모멘트 M_x 와 M_y 를 가

그림 5. 4축 힘/모멘트 센서의 스트레인게이지 부착위치.

Fig. 5. Attachment locations of strain gages on each sensing element of four-axis force/moment sensor.

표 1. 4축 힘/모멘트 센서 각 센서의 스트레인게이지 부착위치에서 FEM 해석결과와 변형률.

Table 1. Strains from FEM analysis at each attachment location of strain-gages of each sensor of four-axis force/moment sensor.

Sensor	Strain ($\mu\text{m/m}$)				
	T_1	C_1	T_2	C_2	ε
F_x	254	-254	254	-254	1016
F_y	238	-238	238	-238	952
M_x	245	-245	245	-245	980
M_y	230	-230	230	-230	920

했을 경우에는 힘/모멘트 전달블록의 가까운 부분에 변형률이 크게 발생하였다. 그러므로 힘 센서들의 스트레인게이지 부착 위치는 정격 힘들을 가했을 때 변형률이 크게 발생된 부분으로 결정해야하고, 모멘트 센서들도 마찬가지로 결정해야 한다. 그리고 각 변형률 분포에서 좌측과 우측의 끝의 변형률이 감소한 것은 유한요소 프로그램의 끝효과 오차 때문이다.

유한요소해석 결과를 토대로 4축 힘/모멘트 센서의 각 센서의 스트레인게이지 부착위치를 결정하였으며, 그것을 그림 5에 나타내고 있다. F_x 센서의 스트레인게이지의 부착위치는 S1~S4, F_y 센서의 그것은 S5~S8, M_x 센서의 그것은 S9~S12, M_y 센서의 그것은 S13~S16이다. 스트레인게이지의 정확한 부착위치는 길이방향으로는 1.5 mm이고, 폭방향으로는 중심선 상이다. 이 위치는 각 센서의 정격하중에서 상호간섭오차가 0%이고, 최대의 정격출력이 발생하는 지점으로 결정되었다.

표 1은 유한요소법을 이용하여 4축 힘/모멘트 센서의 각 스트레인게이지 부착위치에서의 변형률들과 식 (2)에 의해 계산된 정격변형률들을 나타내고 있다. 센서들의 오차는 설계 변수로 결정한 정격변형률 $1000 \mu\text{m/m}$ 과 계산한 정격변형률을 이용하여 계산되고, 최대오차는 8.0% 이내이었다. 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 4축 힘/모멘트 센서 구조의 복잡성 때문에 0.01 mm 단위로 가공하기 어렵기 때문이다.

4. 4축 힘/모멘트 센서 제작 및 특성실험

4축 힘/모멘트 센서는 그림 5에 나타난 각 센서의 게이지부

그림 6. 제작된 4축 힘/모멘트센서.
Fig. 6. Manufactured four-axis force/moment sensor.

착위치에 스트레인게이지 (N2A-13-S1452-350, Micro-Measurement Company사 제작, 게이지 상수 2.03, 크기 3×5.2 mm)를 부착하고 휘스톤브리지[4-8]를 구성하여 제작하였으며, 그림 6은 제작된 4축 힘/모멘트센서의 사진을 보이고 있다.

그림 7은 제작한 4축 힘/모멘트센서를 특성실험을 위한 실험장치 및 장면을 나타내고 있다. 그림 7(a)는 다축 힘센서 교정기[9]에 4축 힘/모멘트센서를 고정된 실험장치를 나타내고 있고, 이 다축 힘/모멘트센서 교정기[9]는 힘 F_x , F_y , F_z 를 모두 2000N, 모멘트 M_x , M_y , M_z 를 모두 500 Nm를 연속적으로 발생시킬 수 있으며, 1×10⁻⁴의 상대확장불확도를 가지고 있으며, 측정은 고성능측정장치 (DMP40)이다. 그리고 그림 7(b)는 x방향의 힘을 가하는 모습(4축 힘/모멘트센서의 힘/모멘트전달블록의 중앙에 기준 힘센서가 부착된 밀음장치가 밀어서 힘 F_x 를 가함), (c)는 y방향의 힘을 가하는 모습(4축 힘/모멘트센서의 힘/모멘트전달블록의 중앙에 기준 힘센서가 부착된 밀음장치가 밀어서 힘 F_y 를 가함), (d)는 x방향의 모멘트를 가하는 모습(4축 힘/모멘트센서의 힘/모멘트전달블록의 중앙으로부터 200 mm 길이의 암을 기준 힘센서가 부착된 밀음장치가 밀어서 모멘트 M_x 를 가함), (e)는 y방향의 모멘트를 가하는 모습(4축 힘/모멘트센서의 힘/모멘트전달블록의 중앙으로부터 200 mm 길이의 암을 기준 힘센서가 부착된 밀음장치가 밀어서 모멘트 M_y 를 가함)을 각각 나타내고 있다. 4축 힘/모멘트센서는 정격 힘인 $F_x=F_y=100N$, 정격 모멘트인 $M_x=3Nm$, $M_y=5Nm$ 을 각각 가하고 정격출력을 측정하였고, 총 세 번을 실시하여 평균값을 각 센서의 정격출력으로 결정하였다.

(a) Experimental setup.

(b) Applied force F_x .

(c) Applied force F_y .

(d) Applied moment M_x .

(e) Applied moment M_y .

그림 7. 4축 힘/모멘트센서의 특성실험을 위한 실험장치.

Fig. 7. Experimental setup for the characteristic test of the four-axis force/moment sensor.

표 2. 4축 힘/모멘트센서 각 센서의 FEM 해석결과 및 특성 실험결과와 정격출력.

Table 2. Rated output from FEM analysis and characteristic test of each sensor of four-axis force/moment sensor.

Sensor	Rated output (mV/V)		
	FEM	Exp.	Error(%)
Fx	0.51562	0.49029	-4.91
Fy	0.48314	0.51294	6.17
Mx	0.49735	0.50469	1.48
My	0.46690	0.46201	-1.05

표 3. 4축 힘/모멘트센서 각 센서의 상호간섭오차.

Table 3. Interference error of each sensor of four-axis force /moment sensor.

Sensor Force	Interference error(%)			
	Fx	Fy	Mx	My
Fx=100N	-	0.38	0.62	0.91
Fy=100N	0.36	-	0.14	0.42
Mx=3Nm	0.52	0.14	-	0.52
My=5Nm	0.64	0.29	0.18	-

표 4. 4축 힘/모멘트센서 재현성오차와 비직선성오차.

Table 4. Repeatability error and non-linearity error of the four-axis force/moment sensor.

Error(%)	Four-axis force/moment sensor			
	Fx sensor	Fy sensor	Mx sensor	My sensor
Repeatability	0.03	0.03	0.04	0.03
Non-linearity	0.03	0.04	0.03	0.03

표 2는 4축 힘/모멘트센서의 유한요소해석과 실험결과와 정격출력 및 오차를 나타내고 있다. 유한요소해석 결과의 정격출력은 표 1의 정격변형률을 식 (2)에 적용하여 계산된 것이고, 실험에 의한 정격출력은 본 논문에서 특성실험한 결과를 나타내고 있다. 유한요소해석 결과를 기준으로 유한요소해석 결과의 오차는 최대 6.17%이었다. 이들 오차는 스트레인게이지의 부착오차, 감지부의 가공오차, 유한요소 소프트웨어의 고유오차 등으로 생각된다.

표 3은 4축 힘/모멘트센서의 각 센서의 상호간섭오차를 나타내고 있고, 상호간섭오차는 각 센서의 결정된 정격출력이 일 때 다른 센서에서 출력되는 오차를 측정된 값으로 계산된 것이며, 4축 힘/모멘트센서의 최대 상호간섭오차는 0.91%이다.

4축 힘/모멘트센서의 재현도오차와 비직선성오차를 계산하기 위해 Fx 센서와 Fy 센서는 하중 10N부터 10N 단위로 100N까지 증가순과 감소순으로 가하였고, Mx 센서는 0.3Nm 단위로, My 센서는 0.5Nm 단위로 증가순과 감소순으로 각각의 모멘트를 가하였으며, 이때 출력되는 값을 측정하였다. 표 4는 4축 힘/모멘트센서의 재현도오차와 비직선성오차를 나타낸 것이고, 각 센서의 최대 재현도오차와 최대 비직선성오차는 0.04% 이내이었다. 제작한 4축 힘/모멘트센서의 특성실험결과 상호간섭오차, 재현성오차, 비직선성오차가 이미 판매하고 있는 다축 힘센서[4-8]의 그것과 비슷한 수준이었다. 개발한 4축 힘/모멘트센서는 가격이 저렴하고, 크기가 104×20×20 mm로 손목굽힘 재활로봇용으로 적합하며, 손목굽힘 재활로봇이 개발완료되면 수입대체효과가 기대된다.

III. 결론

본 논문에서는 중증뇌졸중환자의 손목굽힘 재활로봇에 부착되어 손목굽힘력을 측정할 수 있는 4축 힘/모멘트 센서를 설계하였다. 제작한 4축 힘/모멘트센서의 최대 상호간섭오차가 특성실험결과 0.91% 이하이었다. 개발한 센서는 최대 상호간섭오차, 센서의 크기 및 정격용량이 중증뇌졸중환자의 손목굽힘 재활로봇에 적합하고, 또한 손목굽힘력 및 긴급상황을 위한 힘과 모멘트를 측정하기에 적합한 것으로 판단된다. 추후연구로는 제작한 4축 힘/모멘트센서가 부착된 중증뇌졸중환자의 손목굽힘 재활로봇을 개발하여 환자의 손목굽힘운동에 적용하는 것이다.

REFERENCES

- [1] P. R. Culmer, A. E. Jackson, S. Makower, R. Richardson, J. A. Cozens, M. C. Levesley, and B. B. Bhakta, "A control strategy for upper limb robotic rehabilitation with a dual robot system," *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 15, no. 4, pp. 575-585, Aug. 2010.
- [2] L. Pan, A. Song, G. Xu, H. Li, H. Zeng, and B. Xu, "Safety supervisory strategy for an upper-limb rehabilitation robot based on impedance control," *International Journal of Advanced Robotic Systems*, vol. 10, pp. 1-12, 2013.
- [3] H. C. Kim, L. M. Miller, I. Fedulow, M. Simkins, G. M. Abrams, N. Byl, and J. Rosen, "Kinematic data analysis for post-stroke patients following bilateral versus unilateral rehabilitation with an upper limb wearable robotic system," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 21, no. 2, pp. 153-164, 2013.
- [4] Y. G. Kim and G. S. Kim, "Design of six-axis force/moment sensor for ankle-rehabilitation robot," *Journal of Institute of Control, Robotics and Systems (in Korean)*, vol. 19, no. 4, pp. 357-363, 2013.
- [5] G. S. Kim, "Development of cylindrical-type finger force measuring system using two-axis force/moment sensor and its characteristic evaluation," *Journal of Institute of Control, Robotics and Systems (in Korean)*, vol. 17, no. 5, pp. 484-489, 2011.
- [6] G. S. Kim and J. J. Park, "Development of the 6-axis force/moment sensor for an intelligent robot's gripper," *Sensors and Actuators A*, vol. 118, pp. 127-134, 2005.
- [7] ATI Industrial Automation, "Multi-axis force/torque sensor," *Ati Industrial Automation*, pp. 4-45, 2005.
- [8] 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.

홍 태 경

2013년 경상대학교 제어계측공학과(공학사), 2013년 동 대학 석사과정 중, 관심분야는 자동화시스템, 로봇틱스, 지능 제어, 퍼지제어.

김 갑 순

제어 · 로봇 · 시스템학회 논문지 제16권 제9호 참조