

발목재활로봇을 위한 6축 힘/모멘트센서 설계

Design of Six-Axis Force/Moment Sensor for Ankle-Rehabilitation Robot

김용국, 김갑순*
(Yong-Gook Kim¹ and Gab-Soon Kim¹)

¹Gyeongsang National University

Abstract: Most serious patients who have the paralysis of their ankles can't use of their feet freely. But their ankles can be recovered by an ankle bending rehabilitation exercise and a ankle rotating rehabilitation exercise. Recently, the professional rehabilitation therapists are much less than stroke patients in number. Therefore, the ankle-rehabilitation robot should be developed. The developed robot can be dangerous because it can't measure the applied bending force and twisting moment of the patients' ankles. In this paper, the six-axis force/moment sensor for the ankle-rehabilitation robot was specially designed the weight of foot and the applied force to foot in rehabilitation exercise. As a test results, the interference error of the six-axis force/moment sensor was less than 2.51%. It is thought that the sensor can be used to measure the bending force and twisting moment of the patients' ankles in rehabilitation exercise.

Keywords: six-axis force/moment sensor, rated output, interference error, ankle rehabilitation

I. 서론

중증뇌졸중환자와 같이 발목의 재활이 필요한 발목환자의 수는 급속히 증가하고 있는 추세이다. 사람에게 뇌졸중이 오면 대부분 사지가 서서히 마비되어 가는 것이 일반적이다. 특히 중증뇌졸중환자는 거동할 수 없고 누워서 생활하는 것이 일반적이다. 병원에서는 중증뇌졸중환자 중 발목이 굳어 가는 것을 방지함과 동시에 발목 근육힘을 향상을 향상시키기 위해 1회당 30분 이상씩 하루에 2회 이상 발목회전재활운동과 굽힘재활운동을 시킨다. 이 재활운동은 전문재활치료사 혹은 재활의사가 담당하는데, 그 수는 증가하는 발목환자의 수에 비해 매우 부족한 실정이다. 따라서 누워서 생활하는 중증뇌졸중환자의 발목을 재활운동 시키기 위한 안전한 발목재활로봇이 필요하다.

이미 개발한 하지재활로봇(발목재활로봇)[1]은 환자가바다에 누운채로 발목을 앞뒤로 굽히고 펴는 재활운동을 시키는 로봇으로서 단축 힘센서를 이용하여 발목의 굽히는 힘을 측정하고, 이것을 이용하여 제어함으로써 안전한 발목굽힘재활운동을 할 수 있다. 이 로봇의 단점은 한 방향만 측정할 수 있는 단축 힘센서가 부착되어 발목에 가해지는 정확한 힘을 측정할 수 없고, 발목의 회전운동은 전혀 시킬 수 없는 것이다. 단점을 보완하기 위해서는 x축과 y축의 힘을 측정하는 2축 힘센서 혹은 z축까지 측정할 수 있는 3축 힘센서를 부착하여 각각의 힘을 측정 후 합력을 계산해야 하고, 그 결과로 로봇을 제어해야 한다. Monaco 등이 개발한 발목재활로봇[2]은 환자가 휠체어에 타고 30~45도로 누운 채로 발목을 굽히고 펴는 재활운동을 시키는 로봇인데, 다축 힘센서가 부착

되지 않아 발목을 굽히고 펴는 제어를 각도제어(위치제어)로 하므로 환자의 안전을 보장할 수 없을 뿐만 아니라 발목의 회전재활운동을 전혀 할 수 없다. 그의 재활로봇[3-8]은 환자의 하지에 힘증강시스템(로봇)을 부착하고 상체를 끈을 이용하여 고정한 후 걷는 재활훈련을 시키는 로봇이며, 이것은 하지가 중간정도 회복된 상태에서 하지의 힘을 증강시키는 운동과 걷는 운동을 동시에 시키는 로봇이다.

위에서 언급한 것과 같이 기 개발된 재활로봇은 다축 힘/모멘트센서가 부착되지 않아 재활로봇을 안전하게 힘제어를 할 수 없을 뿐만 아니라 환자의 발목을 안전하고 효율적으로 재활운동을 시킬 수 없다. 그러므로 발목재활로봇의 원활한 제어와 안전을 위해 발목재활로봇에 적합한 다축 힘/모멘트센서의 개발이 필요하다. 현재 개발된 다축 힘/모멘트센서[9,10]는 Fx힘센서와 Fy힘센서의 정격용량이 모두 같게 설계 되었으므로 발목재활로봇에 부착하여 사용하기 어렵다. 중증뇌졸중환자를 위한 발목재활로봇은 환자의 발과 다리의 무게가 중력방향으로 작용하기 때문에 다축 힘/모멘트센서의 Fy 힘센서는 발과 다리의 무게 이상의 정격용량을 가지고 있어야 하고, Fz 힘센서는 발바닥으로 미치는 방향의 힘을 감지하므로 그것에 적합한 정격용량을 가지고 있어야 하며, Fx 힘센서는 재활운동 중 안전을 위한 것이므로 작은 힘을 정확하게 감지하기 위해서 정격용량이 보다 작아야 한다. 그리고 발목을 회전운동을 시키기 위해서는 회전토크를 측정하는 Mz의 모멘트가 사람의 발목의 회전력을 정확하게 측정할 수 있는 정도의 정격용량을 가지고 있어야 하고, Mx 모멘트센서와 My 모멘트센서는 각각 발바닥의 전후로 누르는 모멘트와 발의 좌우로 누르는 모멘트를 감지할 수 있는 정격용량을 가져야 한다. 그러므로 중증뇌졸중환자의 발목재활운동을 위한 발목재활로봇에 부착되는 특수한 다축 힘/모멘트센서의 개발이 필요하다.

따라서 본 논문에서는 중증뇌졸중환자의 발목재활로봇에 부착하기 위한 6축 힘/모멘트센서를 설계한다. 6축 힘/모멘트

* 책임저자(Corresponding Author)

논문접수: 2013. 1. 8., 수정: 2013. 2. 14., 채택확정: 2013. 2. 28.

김용국, 김갑순: 경상대학교 제어계측공학과, ERI

(pposab@nate.com/gskim@gsnu.ac.kr)

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

센서의 구조를 새롭게 모델링하였고, 유한요소법을 이용하여 설계하였으며, 스트레인게이지를 부착하여 제작하였다. 그리고 6축 힘/모멘트센서의 특성실험을 실시하였다.

II. 6축 힘/모멘트센서 설계 및 제작

1. 발목재활로봇의 힘측정원리

그림 1은 발목재활로봇의 굽힘력 및 회전력의 힘측정원리를 위한 발목재활로봇의 개략도를 나타내고 있고, (a)의 발목 굽힘재활운동을 위한 재활로봇은 발고정구(foot fixture), 당김장치(pulling system), 지지대(support), 몸체(body), 6축 힘/모멘트센서(six-axis force/moment sensor) 등으로 구성된다. 발목굽힘재활운동은 환자의 발을 발고정구에 올린 후 접착천(velcro)를 이용하여 고정하고, 당김장치를 이용하여 밀거나 끌어 발목을 전후로 회전시킨다. 6축 힘/모멘트센서는 발목에 가해지는 굽힘력을 측정하고 그것을 이용하여 발목에 손상이 되지 않도록 제어한다. 그리고 (b)의 발목회전재활운동을 위한 로봇은 발고정구(foot fixture), 모터와 회전장치(motor and rotational system), 지지대(support), 몸체(body), 6축 힘/모멘트센서(six-axis force/moment sensor) 등으로 구성된다.

발목회전재활운동은 환자의 발을 발고정구에 올린 후 접착천(velcro)를 이용하여 고정하고, 모터와 회전장치를 이용하여 발목을 좌우로 회전시킨다. 6축 힘/모멘트센서는 발목에 가해지는 회전력을 측정하고 그것을 이용하여 발목에 손상

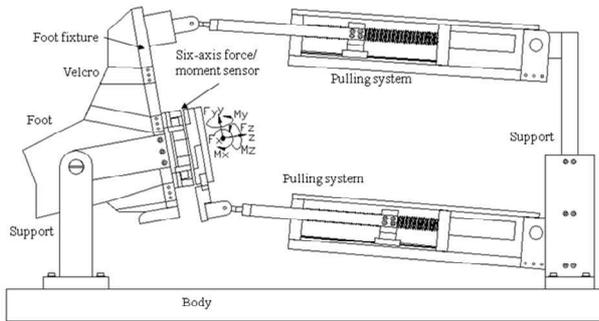
이 되지 않도록 제어한다.

6축 힘/모멘트센서는 x, y, z 방향의 각 힘 F_x, F_y, F_z 와 모멘트 M_x, M_y, M_z 를 동시에 측정하는 센서이고, 발을 안전하게 회전재활운동 및 굽힘재활운동을 시킬 수 있는 핵심부품으로 매우 중요하다. 6축 힘/모멘트센서로 각 방향의 힘과 모멘트를 정확하게 측정하기 위해서는 각 방향으로 가해지는 최대의 힘과 모멘트가 고려된 각 센서의 정격용량을 가진 센서를 사용하는 것이 중요하다. 발목재활로봇은 발을 고정하면 중력방향(y방향)으로는 발과 다리의 무게(힘 F_y)가 작용되고, 그와 직각방향(x방향)으로는 특별한 힘(F_x)이 작용하지 않으며, 다리축방향(z방향)으로는 발바닥으로 미는 힘(F_z)이 작용할 수 있다. 그리고 앞 발바닥부분과 뒤꿈치를 밀므로 발생하는 모멘트(M_x), 발바닥을 좌우로 밀 때 발생하는 모멘트(M_y), 발목을 회전시키는 회전력(M_z)을 받는다. 그러므로 발목재활로봇에 부착되는 6축 힘/모멘트센서는 위와 같이 가해지는 힘과 모멘트들을 고려하여 각 센서의 정격용량을 결정해야 한다.

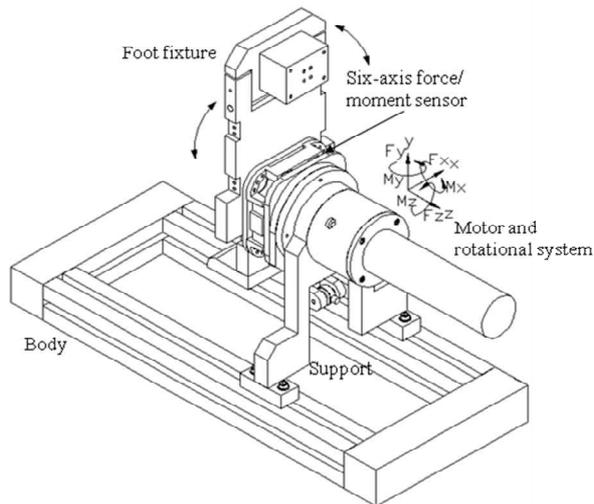
로봇의 본체는 추후에 설계 및 제작할 예정이고, 본 논문에서는 발목회전재활운동과 발목굽힘재활운동시 힘과 모멘트를 측정하는 6축 힘/모멘트센서를 설계 및 제작하고자 한다.

2. 6축 힘/모멘트센서의 구조

그림 2는 6축 힘/모멘트센서의 구조를 나타내고 있고, 이것은 힘 F_x, F_y, F_z 와 모멘트 M_x, M_y, M_z 를 동시에 측정할 수 있으며, 6개의 센서 감지부가 한 몸체에 구성되었다. 6축 힘/모멘트센서는 중앙에 힘/모멘트전달블록(FMTB)이 위치해있고,



(a) Robot for the ankle bending exercise.



(b) Robot for the ankle rotating exercise.

그림 1. 발목재활로봇을 위한 힘측정의 원리.
Fig. 1. Force measuring principle for ankle-rehabilitation robot.

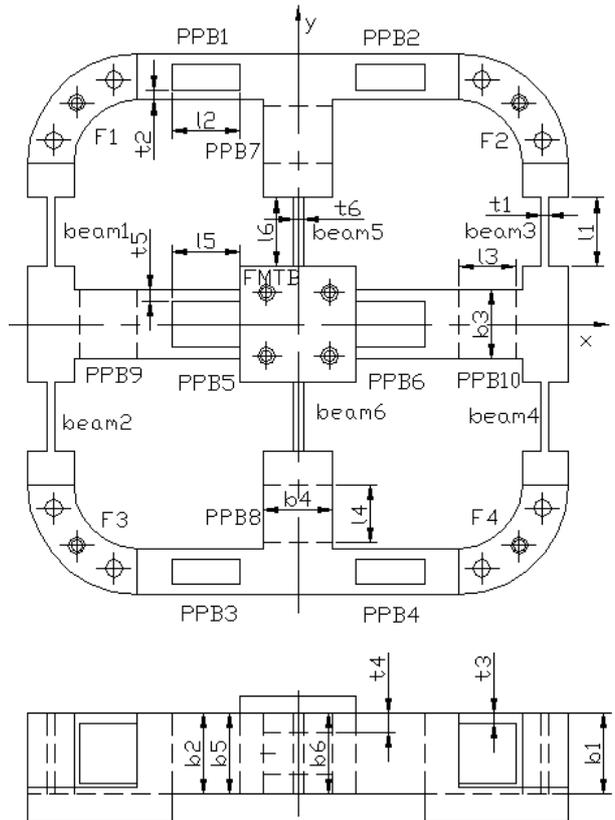


그림 2. 6축 힘/모멘트센서의 구조.
Fig. 2. Structure of six-axis force/moment sensor.

이것을 중심으로 십자형으로 안쪽의 x축으로는 2개의 평행 평판보 PPB5~6 (Parallel Plate Beam)와 y축으로는 2개의 평판보 plate beam5~6가 각각 수직으로 위치해 있고, 바깥쪽으로는 평행평판보 PPB7~10가 수평으로 위치 한다.

그리고 외곽으로는 4개의 평판보 beam1~4가 x축에 수직으로 위치해 있고, 4개의 평행평판보 PPB1~4가 y축에 수직으로 위치해 있다. 그리고 4개의 고정블록 F1~4가 센서의 네모퉁이에 위치해있고, 각각의 평판보 와 평행평판보의 끝부분에는 이동블록 혹은 고정블록 혹은 힘/모멘트전달블록에 연결 되어있다.

Fx 힘센서의 감지부는 평판보 beam1~4, Fy힘센서의 감지부는 평행평판보 PPB1~4, Fz힘센서의 감지부는 평행평판보 PPB9~10, Mx 모멘트센서의 감지부는 평행 평판보 PPB7~8, My 모멘트센서의 감지부는 평행평판보 PPB9~10, Mz 모멘트센서의 감지부는 평행평판보 PPB5~6이다. 평행평판보는 2개의 평판보의 양끝이 평행으로 양쪽의 블록에 부착되어있는 형태, 즉 사각 빔에 사각홀이 뚫려있는 형태이다.

평판보 beam1~4의 두께는 t1, 길이는 l1, 폭은 b1 이고, 평판보 beam5~6의 두께는 t6, 길이는 l6, 폭은 b6이고, 평행평판보 PPB1~4의 두께는 t2, 길이는 l2, 폭은 b2이고, 평행평판보 PPB5~6의 두께는 t5, 길이는 l5, 폭은 b5이고, 평행평판보 PPB7~8의 두께는 t4, 길이는 l4, 폭은 b4이고, 평행평판보 PPB9~10의 두께는 t3, 길이는 l3, 폭은 b3이다. 이들은 각 센서의 설계변수로 사용된다.

x축 방향으로 평판보 beam1~6으로 구성된 것은 Fx 힘센서의 정격용량을 가능한 한 작게 설계하기 위함이고, y축 방향으로 평행평판보 PPB1~6으로 구성된 것은 Fy 힘센서의 정격용량을 가능한 한 크게 설계하기 위함이다. 이것은 발목재활로봇에서 Fy 힘센서는 발과 다리의 무게를 지탱하고 있기 때문이다. Mx 모멘트센서의 감지부 평행평판보 PPB7~8과 My 모멘트센서의 감지부 평행평판보 PPB9~10의 크기를 다르게 한 것은 발의 길이방향으로 놓이는 모멘트 Mx와 좌우 방향으로 놓이는 모멘트 My의 정격용량이 다르기 때문이다.

힘측정 방법은 사각모동이 네곳을 고정하고 중앙의 힘/모멘트전달블록에 힘과 모멘트를 가하면 Fx 힘센서, Fy 힘센서, Fz 힘센서, Mx 모멘트센서, My 모멘트센서, Mz 모멘트센서에서 힘과 모멘트를 감지한다.

3. 6축 힘/모멘트센서의 설계 및 분석

6축 힘/모멘트센서의 설계변수는 몸체의 크기, 각 센서의 정격축력, 정격하중, 평행평판보 PPB1~10, 평판보 beam1~6을 구성하는 보들의 크기인 폭 b1, b2, b3, b4, b5, b6, 두께 t1, t2, t3, t4, t5, t6, 길이 l1, l2, l3, l4, l5, l6이다. 각 센서는 4개의 스트레인게이지로 휘스톤브리지를 구성한다. 정격변형률은 정격 하중이 가해질 때 휘스톤브리지에서 출력되는 총 변형률을 의미하고 이것의 값은 다음과 같은 식으로부터 계산된다[9].

$$\epsilon = \epsilon_{T1} - \epsilon_{C1} + \epsilon_{T2} - \epsilon_{C2} \tag{1}$$

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[9].

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

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

6축 힘/모멘트센서를 설계하기 위한 설계변수의 정격출력은 약 0.5 mV/V, 정격용량은 Fx 힘센서가 150 N, Fy 힘센서가 400 N, Fz 힘센서가 400 N, Mx 모멘트센서가 1.8Nm, My 모멘트센서와 Mz 모멘트센서가 각각 0.5Nm, 센서의 크기가 94 × 94 × 22mm, 스트레인게이지의 부착위치가 평행평판보와 평판보는 길이 방향으로는 각각 2.5 mm와 1.5 mm, 폭 방향으로는 1/2, 스트레인게이지 부착위치에서의 변형률은 약 250 um/m로 결정하였다.

Fx 힘센서의 정격용량은 본 6축 힘/모멘트센서의 가공 가능성과 구조를 고려하여 결정하였고, Fy 힘센서의 그것은 누웠을 때 발과 다리의 무게와 발을 누운채로 중력방향으로 누르는 힘을 고려하여 결정하였으며, Fz 힘센서의 그것은 누운채로 발다박으로 미치는 힘을 고려하여 결정하였다. 그리고

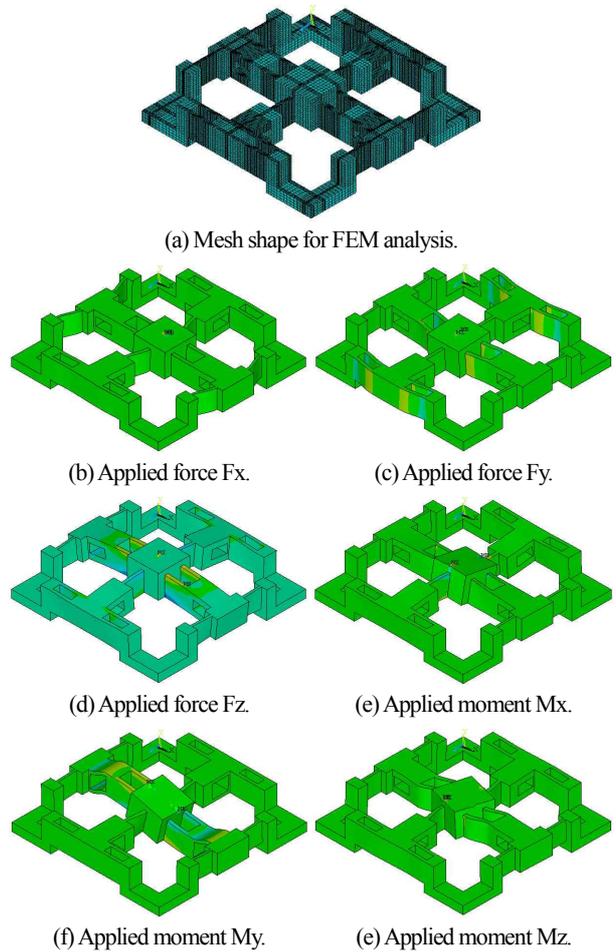


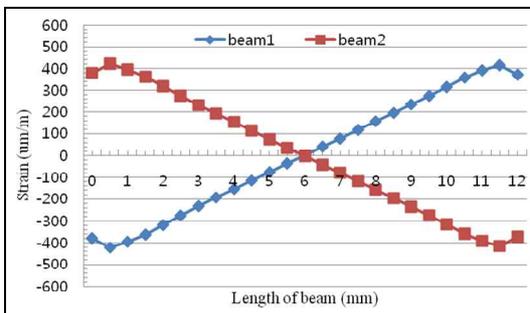
그림 3. 각 센서의 정격하중에서 감지부의 변형된 모습.
Fig. 3. Deformed shape of the sensing element of each sensor under each rated force.

Mx 모멘트센서의 그것은 센서의 중앙에서 18 mm 떨어진 곳에 발바닥의 전후쪽으로 100 N이 가해진다고 가정하여 결정하였고, My 모멘트센서의 그것은 센서의 중앙에서 10 mm 떨어진 곳에 발바닥의 좌우쪽으로 50 N이 가해진다고 가정하여 결정하였으며, Mz 모멘트센서의 그것은 발목을 좌우로 비틀었을 때의 비틀림 모멘트를 고려하여 결정하였다. 6축 힘/모멘트센서의 각 감지부의 크기를 결정하기 위해 ANSYS 소프트웨어를 이용하여 설계하였다.

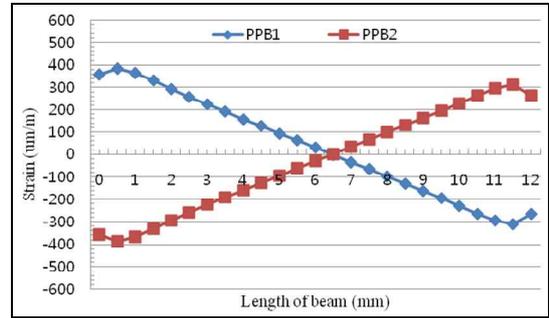
유한요소해석을 위해 소프트웨어에 입력한 재료상수는 제작할 센서의 재질이 알루미늄이므로 종탄성 계수가 70 GPa, 프와송의비가 0.3이며, 8절점 6면체 블록을 선택하였다. 격자 크기는 해석하고자 하는 평행 평판보를 길이방향으로는 0.5 mm, 두께방향으로는 3 등분하였다. 그림 3(a)는 유한요소해석을 위한 격자(mesh) 모습, (b)-(d)는 힘 Fx, Fy, Fz가 각각 가해졌을 때 변형된 모습, (e)-(g)는 모멘트 Mx-Mz가 각각 가해졌을 때 변형된 모습을 나타내고 있으며, 모두 센서의 구조를 모델링할 때 예상했던 모습으로 변형 되었다. 유한요소법을 이용하여 6축 힘/모멘트센서를 설계한 결과, 센서의 크기인 보의 길이 11과 16는 각각 12 mm, 12, 13, 13, 15는 각각 10 mm, 폭인 b1~b6는 각각 14 mm, 두께인 t1~t6은 각각 1.3 mm, 1.8 mm, 1.7 mm, 3.3 mm, 2.0 mm, 1.8 mm이었다.

그림 4(a)-(c)는 각각 Fx 힘센서, Fy 힘센서, Fz 힘센서 감지부의 변형률분포의 그래프를 나타내고 있으며, (d)-(f)는 Mx 모멘트센서, My 모멘트센서, Mz 모멘트센서 감지부의 변형률분포의 그래프를 각각 나타내고 있다. 각 그래프에서 변형률분포가 2개인 것은 평판보 1~4는 스트레인게이지 부착면 위가 서로 양과 음의 값으로 대칭으로 출력되기 때문이고, 평행 평판보도 평판보와 마찬가지로이다. 각 변형률분포에서 변형률이 0 um/m인 지점은 Fx 힘센서, Fy 힘센서, Fz 힘센서의 감지부가 각각 보길이의 약 6.0 mm, 6.5 mm, 5.5 mm 지점이었고, Mx 모멘트센서, My 모멘트센서, Mz 모멘트센서의 그것이 각각 약 6.0 mm, 5.5 mm, 8.5 mm 지점이었다. 그리고 각 변형률분포에서 좌측과 우측의 끝의 변형률이 감소한 것은 유한요소 프로그램의 끝 효과 오차 때문이다.

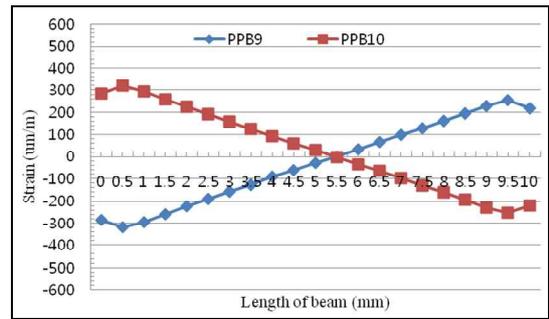
유한요소해석 결과를 토대로 6축 힘/모멘트센서의 각 센서의 스트레인게이지 부착위치를 결정하였으며, 그것을 그림 5에 나타내고 있다. Fx 힘센서의 스트레인게이지 부착위치는 S1~S4, Fy 힘센서의 그것은 S5~S8, Fz 힘센서의 그것은 S9~S12, Mx 모멘트센서의 스트레인게이지 부착위치는 S13~S16, My 모멘트센서의 그것은 S17~S20, Mz 모멘트센서의 그것은 S21~S24이다. 스트레인게이지의 정확한 부착위치는 길이방



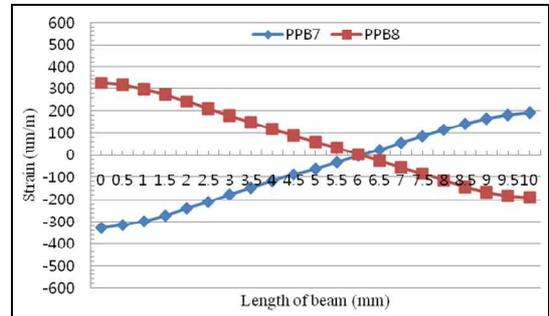
(a) Two beams under rated force Fx.



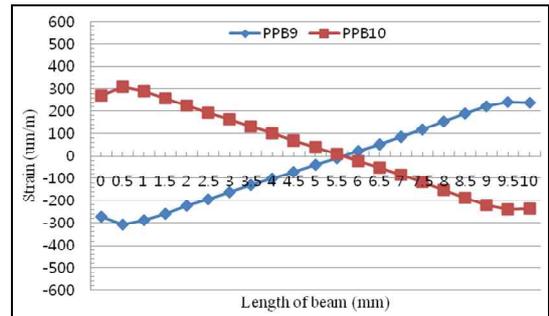
(b) Two beams under rated force Fy.



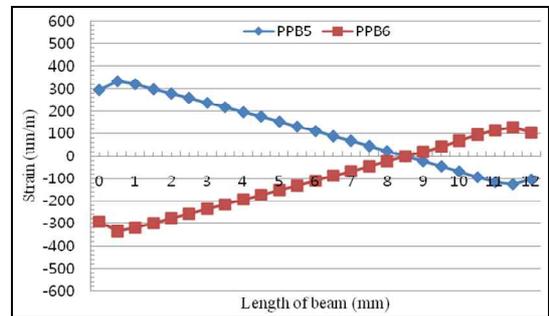
(c) Two beams under rated force Fz.



(d) Two beams under rated moment Mx.



(e) Two beams under rated moment My.



(f) Two beams under rated moment Mz.

그림 4. 각 센서의 정격하중에서 센서 감지부의 변형률분포. Fig. 4. Strain distribution on each beam under each rated force.

향으로가 평균보인 경우에는 2.5 mm, 평행평균보인 경우에는 1.5 mm이고, 폭방향으로는 중심선상이다. 이 위치는 각 센서의 정격하중에서 상호간섭오차가 0 %이고, 최대의 정격출력이 발생하는 지점으로 결정되었다. 표 1은 유한요소법을 이용하여 6축 힘/모멘트센서의 각 스트레인게이지 부착위치에서의 변형률들과 식 (1)에 의해 계산된 정격변형률들을 나타내고 있다. 모든 센서의 정격변형률은 설계변수로 결정한 정격변형률 1000 $\mu\text{m}/\text{m}$ 이상이었고, 최대오차는 8.8%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 6축 힘/모멘트센서 구조의 복잡성 때문에 0.01 mm 단위로 가공하기 어렵기 때문이다.

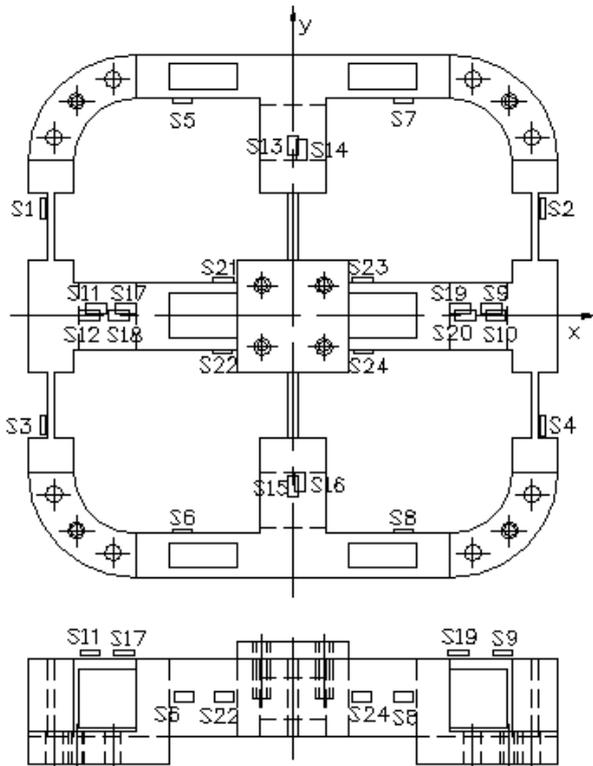


그림 5. 6축 힘/모멘트센서의 각 센서 스트레인게이지 부착위치.

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

표 1. 6축 힘/모멘트센서의 스트레인게이지부착위치에서의 유한요소해석 결과.

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

Sensor	Strain ($\mu\text{m}/\text{m}$)					Error (%)
	T_1	C_1	T_2	C_2	E	
Fx	271	-271	271	-271	1084	8.4
Fy	265	-265	265	-265	1060	6.0
Fz	257	-257	257	-257	1028	2.8
Mx	272	-272	272	-272	1088	8.8
My	258	-258	258	-258	1032	3.2
Mz	259	-259	259	-259	1036	3.6

4. 6축 힘/모멘트센서의 제작 및 특성평가

6축 힘/모멘트센서는 그림 5에 나타낸 각 센서의 게이지부착위치에 스트레인게이지(N2A-13-S1452-350, 게이지 상수 2.03, 크기 3 × 5.2 mm)를 부착하고 휘스톤 브리지[9,10]를 구성하여 제작하였으며, 그림 6은 제작된 6축 힘/모멘트센서의 사진을 보이고 있다.

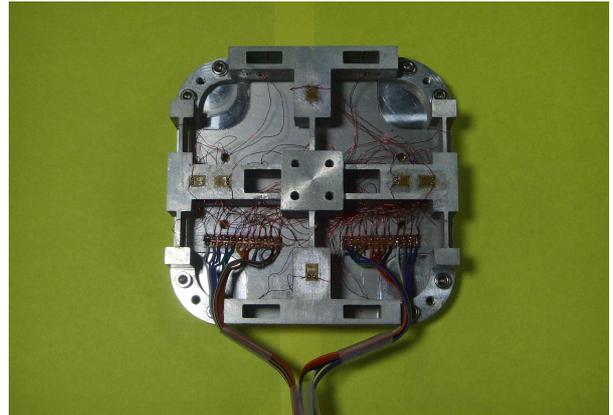
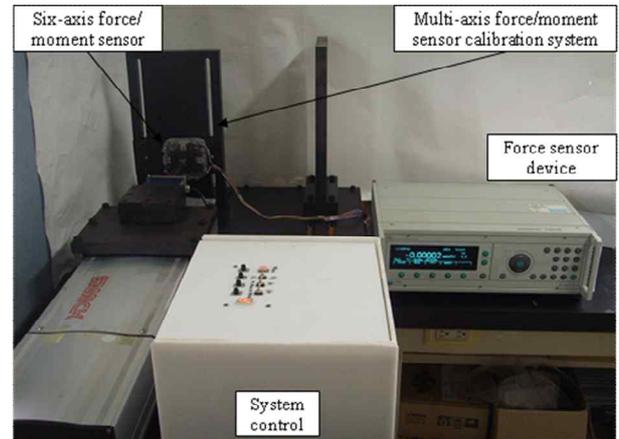
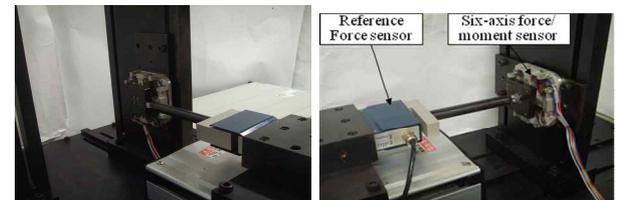


그림 6. 제작된 6축 힘/모멘트센서.

Fig. 6. Manufactured six-axis force/moment sensor.

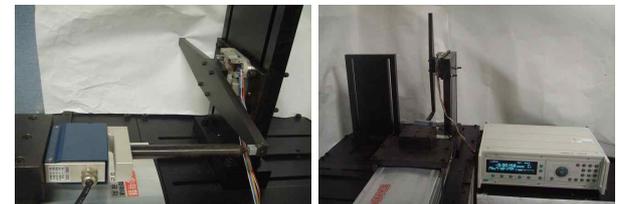


(a) Experimental setup.



(b) Applied force Fx or Fy.

(c) Applied force Fz.



(d) Applied moment Mx or My.

(e) Applied moment Mz.

그림 7. 6축 힘/모멘트센서의 특성실험을 위한 실험장치.

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

그림 7은 제작한 6축 힘/모멘트센서를 특성실험을 위한 실험장치 및 실험장면을 나타내고 있다. 그림 7(a)는 다축 힘/모멘트센서 교정기[11]에 6축 힘/모멘트센서를 고정한 실험장치를 나타내고 있고, 이 다축 힘/모멘트센서 교정기는 힘 F_x , F_y , F_z 를 모두 2000 N, 모멘트 M_x , M_y , M_z 를 모두 500 Nm를 연속 적으로 발생시킬 수 있으며, 1×10^{-4} 의 상대확장 불확도를 가지고 있으며, 측정은 고성능측정장치(DMP40)이다. 그리고 그림 7(b)는 x방향 혹은 y방향의 힘을 가하는 모습, (c)는 z 방향의 힘을 가하는 모습, (d)는 x방향 혹은 y방향의 모멘트, (e)는 z방향의 모멘트를 가하는 모습을 각각 나타내고 있다. 6축 힘/모멘트센서는 정격하중인 $F_x=150$ N, $F_y=F_z=400$ N, $M_x=1.8$ Nm, $M_y=M_z=0.5$ Nm를 가하고 정격출력을 측정 하였고, 총 세 번을 실시하여 평균값을 각 센서의 정격출력으로 결정 하였다.

표 2는 6축 힘/모멘트센서의 유한요소해석과 실험결과의 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 3.48%이었다. 이들 오차는 스트레인게이지의 부착오차, 감지부의 가공오차, 유한 요소 소프트웨어의 고유오차 등으로 생각된다. 표 3은 6축 힘/모멘트센서의 각 센서의 상호간섭오차를 나타내고 있다. 6축 힘/모멘트센서의 최대 상호간섭 오차는 2.51%이다. 표 4는 6축 힘/모멘트센서의 재현도오차와 비직선성오차를 나타낸 것이고, 각 센서의 최대 재현도오차와 최대 비직선성오차는 0.04% 이내 이었다. 제작한 6축 힘/모멘트센서의 특성실험 결과 상호간섭오차, 재현성오차, 비직선성오차가 이미 판매하고 있는 다축 힘센서[9,10]의 그것과 비슷한 수준이었다. 그리고 각 센서의 정격용량, 센서 전체의 크기가 발목재활로봇에 적합하다.

표 2. 유한요소해석과 특성실험결과의 6축 힘/모멘트센서 각 센서의 정격출력.

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

Sensor	Rated output (mV/V)		
	FEM	Exp.	Error
F_x	0.55013	0.53294	-3.12
F_y	0.53795	0.53082	-1.33
F_z	0.52171	0.51096	-2.06
M_x	0.55216	0.56482	2.29
M_y	0.52374	0.54196	3.48
M_z	0.52577	0.54008	2.72

표 3. 6축 힘/모멘트센서의 상호간섭오차.

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

Sensor	Interference error (%)					
	F_x	F_y	F_z	M_x	M_y	M_z
$F_x=150$ N	-	0.93	0.23	0.27	1.87	0.28
$F_y=400$ N	0.27	-	0.39	0.48	0.28	1.97
$F_z=400$ N	0.35	0.41	-	0.29	0.55	0.37
$M_x=1.8$ Nm	1.31	1.52	0.82	-	0.48	0.44
$M_y=0.5$ Nm	2.18	1.97	2.51	0.62	-	0.67
$M_z=0.5$ Nm	0.65	0.47	0.33	0.39	0.62	-

표 4. 6축 힘/모멘트센서의 재현성오차와 비직선성오차.

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

Error (%)	Six-axis force/moment sensor					
	F_x	F_y	F_z	M_x	M_y	M_z
Repeatability	0.03	0.03	0.02	0.03	0.04	0.03
Non-linearity	0.02	0.03	0.03	0.04	0.03	0.03

III. 결론

따라서 본 논문에서는 중증뇌졸중환자의 발목재활 로봇에 부착되어 발목의 굽힘력과 회전력을 측정할 수 있는 6축 힘/모멘트센서를 설계하였다. 설계한 6축 힘 /모멘트센서의 구조를 F_x 힘센서 감지부를 평행판으로 구성하고 F_y 힘센서 감지부를 평행판보로 구성한 결과, F_y 힘센서의 정격용량을 F_x 힘센서의 정격용량을 2.6배 이상 크게 설계할 수 있었으며, M_x 모멘트 센서와 M_y 모멘트센서의 감지부를 평행판보로 구성 하여 평판보보다 큰 정격용량으로 설계할 수 있었다. 제작한 6축 힘/모멘트센서의 최대 상호간섭오차가 특성실험결과 2.51%이었고, 이 결과는 이미 판매하고 있는 다축 힘센서[9,10]의 그것과 비슷한 수준이므로 중증뇌졸중환자의 발목재활로봇에 부착하여 사용하기 에 적합할 것으로 판단된다. 추후연구로는 제작한 6축 힘/모멘트센서가 부착된 중증뇌졸중환자의 발목재활 로봇을 개발하여 환자에 적용하는 것이다.

참고문헌

- [1] L. Zhang, H. Sun, and C. Li, "Experiment study of impedance control on horizontal lower limbs rehabilitation robot," *Information and Automation (ICIA), IEEE International Conference on*, pp. 1421-1425, 2010.
- [2] V. Monaco, G. Galardi, M. Coscia, D. Martelli, and S. Micera, "Design and evaluation of NEUROBike: A neurorehabilitative platform for bedridden post-stroke patients," *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 20, no. 6, pp. 845-852, 2012.
- [3] X. Zhang, X. Kong, G. Liu, and Y. Wang, "Research on the walking gait coordinations of the lower limb rehabilitation robot," *Robotics and Biomimetics (ROBIO), IEEE International Conference on*, pp. 1233-1237, 2010.
- [4] T. P. Luu, H. B. Lim, X. Qu, and K. H. Low, "Subject tailored gait pattern planning for robotic gait rehabilitation," *Robotics and Biomimetics (ROBIO), IEEE International Conference on*, pp. 259-264, 2010.
- [5] D. W. Alexander, J. V. Zitzewitz, A. Caprez, L. Lünenburger, and R. Riener, "Path control: A method for patient-cooperative robot-aided gait rehabilitation," *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 18, no. 1, pp. 38-48, 2010.
- [6] S. K. Banala, S. H. Kim, S. K. Agrawal, and J. P. Scholz, "Robot assisted gait training with active leg exoskeleton (ALEX)," *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 17, no. 1, pp. 2-8, 2009.
- [7] N. Koceska, S. Koceski, P. B. Zobel, and F. Durante, "Control architecture for a lower limbs rehabilitation robot system," *Robotics and Biomimetics, ROBIO, IEEE International Conference on*, pp. 971-976, 2009.

- [8] A. Koenig, C. Binder, J. V. Zitzewitz, X. Omlin, M. Bolliger, and R. Riener, "Voluntary gait speed adaptation for robot-assisted treadmill training," *Rehabilitation Robotics, ICORR, IEEE International Conference on*, pp. 419-424, 2009.
- [9] 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*, vol. 17, no. 5, pp. 484-489, 2011.
- [10] ATI Industrial Automation, "Multi-Axis Force/Torque Sensor," *ATI Industrial Automation*, pp. 4-45, 2005.
- [11] 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 용 국

2010년 경상대학교 제어계측공학과(공학사). 2010년~현재 경상대학교 제어계측공학과 자동화시스템전공(공학석사). 관심분야는 재활 로봇, 로봇 제어, 제어이론, 영상처리.

김 갑 순

제어 · 로봇 · 시스템학회 논문지 제17권 제5호 참조.