

# 착용용 보행보조로봇의 일체형 족관절 토크센서 및 기구 설계

## Design of Integrated Ankle Torque Sensor and Mechanism for Wearable Walking Aid Robot

김한솔<sup>1</sup>, 김갑순<sup>1,#</sup>  
Han-Sol Kim<sup>1</sup> and Gab-Soon Kim<sup>1,#</sup>

<sup>1</sup> 경상대학교 제어계측공학과 (Department of Control & Instrumentation Engineering, Gyeongsang National University, ERI)  
ORCID: 0000-0002-1753-3319

KEYWORDS: Wearable walking aid robot (착용용 보행보조로봇), Torque sensor (토크센서), Ankle joint (족관절), Ankle joint sensor (족관절 센서), Strain gage (스트레인 게이지)

*In this paper, an integrated ankle torque sensor and mechanism (Foot Link) of a Tendon driven-type wearing walking aid robot were designed. The foot link consists of an ankle torque sensor and a mechanism connected to the footrest. The size of the sensing part of the ankle torque sensor was designed through structural analysis and assembled by attaching a strain gauge. As a result, the reproducibility error and the nonlinearity error were within 0.04%, respectively. And the calibration result of the ankle torque sensor, reproducibility error, and non-linearity error were identified to be within 1%, respectively. Therefore, it is proposed that the ankle torque sensor presented in this paper can be used to measure the torque acting on the tendon-driven walking aid robot.*

Manuscript received: March 20, 2020 / Revised: May 7, 2020 / Accepted: June 12, 2020

### 1. 서론

뇌졸중 환자 등은 다리가 불편한 경우에는 정상인과 같이 걷지 못하고, 중증 환자인 경우에는 재활을 위해 재활전문치료가 재활 운동을 시킨다. 재활 치료가 수행되어 경증 환자로 구분되면 스스로 걷기 위한 재활 운동 도구로 보행보조재활로봇을 활용하는 경우가 종종 있다. 이를 위한 다리 재활로봇에 관한 연구는 로봇선진국을 중심으로 활발히 진행 중에 있다.

Martins<sup>1</sup>은 개발된 보행보조로봇을 이용하여 다리 환자가 착용한 후 정밀하게 보행될 수 있는 제어 방법에 대해 기술하였고, Wanga<sup>2</sup>는 다리 환자가 로봇을 착용하고 걸을 때 걷는 속도 등을 분석하기 위해 자이로센서 등을 부착하여 보행보조로봇을 설계하였으며, Wu<sup>3</sup>는 다리 환자가 착용한 후 보행 운동을 수행할 수 있도록 발목을 줄로 매달고 줄을 당김으로서 동작되는 보행보조로봇을 설계 및 제작하였다. Karavas<sup>4</sup>는 다리 환자가 착용한 상태로 슬관절을 재활 운동할 수 있도록 재활로봇을 설계 및 제작하였고, Aach<sup>5</sup>는 다리 환자가 보행 재활 훈련을 수행하면

보행 능력을 분석할 수 있는 보행보조로봇을 설계 및 제작하였으며, Terada<sup>6</sup>는 슬관절만 재활 운동을 수행할 수 있도록 설계 및 제작하였다. 그리고 이미 상품화된 슬관절과 고관절을 재활할 수 있는 보행보조로봇을 다리환자에게 착용시킨 후 재활 및 분석에 관한 연구도 진행하였다.<sup>7-10</sup> Choi<sup>11</sup>는 텐던구동방식의 보행보조로봇의 설계하였고, 이것은 족링크에 가해지는 힘을 측정하기 위해 족링크에 직접 x와 y 방향의 각 힘센서를 설계 및 제작하였다. 그러나 이 힘센서들은 족관절에 가해지는 토크를 측정할 수 없는 단점을 가지고 있다.

지금까지 설계된 보행보조로봇은 다리 환자가 착용한 후 보행 시 족관절에 가해지는 토크를 측정하지 못해 자유로운 보폭으로 족관절을 제어할 수 없다. 보행보조로봇을 착용한 환자가 자유로운 보폭으로 보행하기 위해서는 족관절의 토크를 측정해야 한다. 여러 산업의 시스템에서 여러 방향에서 가해지는 힘과 토크를 측정할 수 있는 힘센서들은 개발되었고 상품화되어 판매되고 있다.<sup>12,13</sup> 그러나 이 센서들은 크기, 용량, 무게 등이 보행보조로봇에 부착하기에는 적합하지 않다. 다리 환자가 보행보조

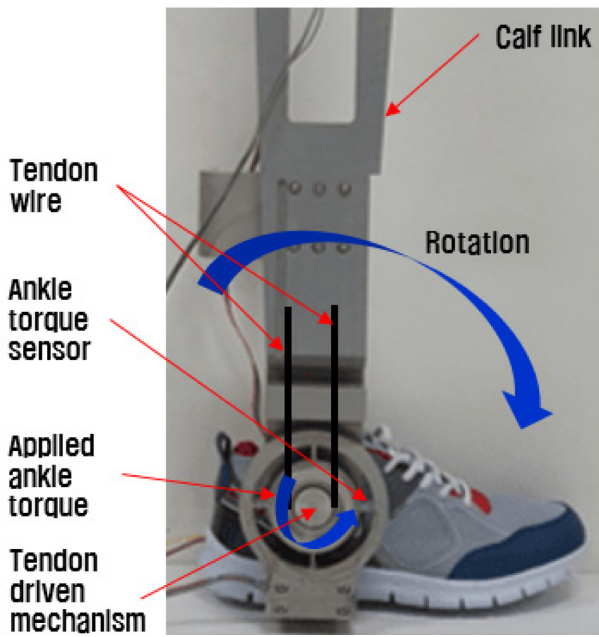
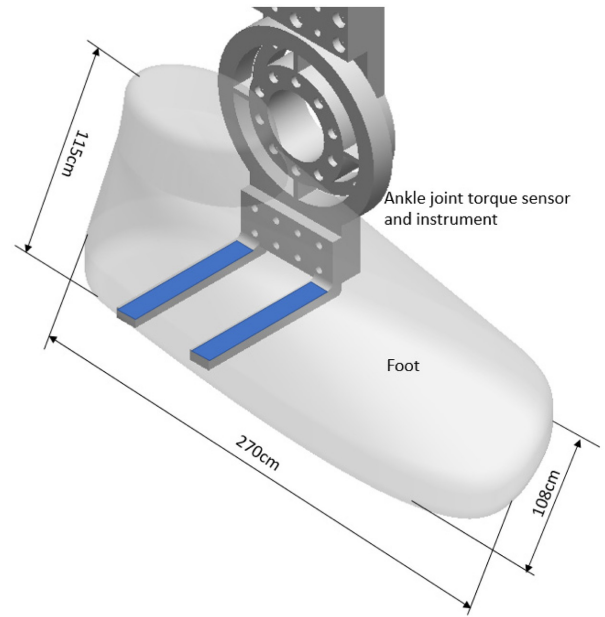
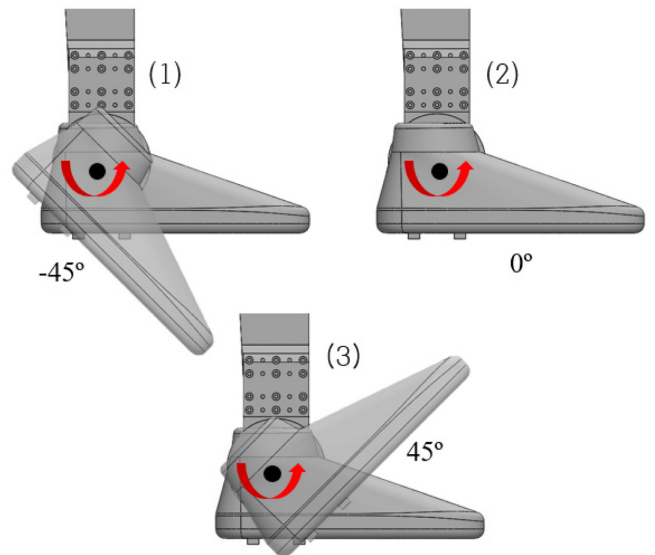


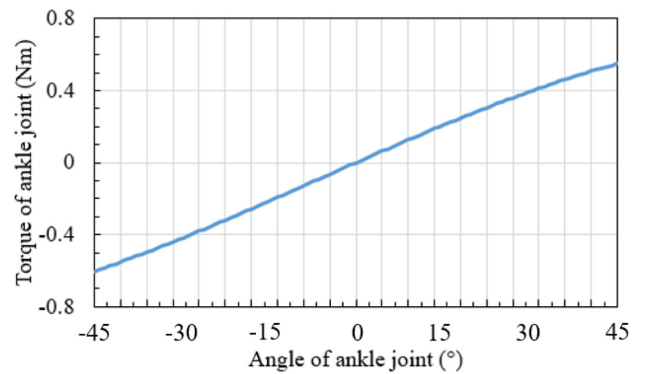
Fig. 1 Principle of integrated robot's ankle joint torque sensor and mechanism



(a) Model of foot and ankle torque sensor and instrument



(b) Motion



(c) Graph of ankle joint torque

Fig. 2 Simulation result of ankle torque

로봇을 착용하고 보행 시 다리에 걸리는 장애물을 감지하기 위해 종아리링크와 허벅지링크에 x, y, z 방향의 힘들을 측정할 수 있는 3축 힘센서<sup>14,15</sup>를 제작하였으나 족관절의 토크를 측정할 수 없는 단점을 가지고 있다. 다리환자가 텐던구동방식의 보행보조 로봇을 착용하고 보행 시 족관절에 가해지는 토크를 측정하기 위해서는 족링크에 직접 토크센서가 설계되어야 하고, 텐던구동을 위한 줄을 당기는 기구가 설계되고 제작되어야 한다.

본 논문에서는 텐던구동방식의 착용용 보행보조로봇의 일체형 족관절 토크센서 및 기구(족링크)를 설계하였다. 족링크의 구조는 모터에 연결된 줄을 감을 수 있도록 설계되었고, 족링크의 중앙에 토크센서의 감지부를 모델링되었으며, 변형률 해석을 통해 감지부 크기를 결정하였다. 그리고 스트레인 게이지를 부착하여 족관절 토크 센서를 제작하였고, 제작한 토크센서의 특성 실험을 실시하였다.

## 2. 일체형 족관절 토크센서 및 기구의 설계

### 2.1 일체형 족관절 토크센서 및 기구의 적용원리

Fig. 1은 일체형 족관절 토크센서와 기구(족링크)를 나타내고 있고, 이것은 종아리링크(Calf Link), 족링크(Foot Link), 기구(Mechanism), 텐던구동줄(Tendon Wire) 등으로 구성된다. 종아리링크는 상부에는 허벅지링크와 연결되고 하부에는 족링크와 연결된다. 족링크는 조관절 토크센서와 텐던구동을 위한 기구부가 일체형으로 설계된다. 그리고 기구는 텐던구동줄을 감아서 회전시킬 수 있도록 구형 홈으로 제작되고, 텐던구동줄은 텐던

구동 방식으로 족관절을 구동시킬 때 사용된다. 다리환자가 텐던구동방식의 보행보조로봇을 착용하고 보행할 때 종아리링크가 회전하면 족관절에 족관절 토크가 발생되고 토크가 0이 되도록 토크제어하여 텐던줄을 당겨 족관절을 회전시켜야 한다. 족관절 토크센서는 보행 시 지면에 접촉되어 있는 발바닥은 발목을 기준으로 회전하게 될 때 족에 가해지는 토크를 측정하는데 사용되고, 이 측정되는 토크값은 토크값이 0 Nm가 되도록 제어하기 위해 이용된다. 토크센서는 본 논문에서 설계 및 제작한다.

2.2 족관절 토크 시뮬레이션

보행보조로봇의 족관절 토크센서를 설계하기 위해서는 족관절에 작용되는 토크를 알아야 한다. Fig. 2는 족관절 토크를 알아보기 위한 시뮬레이션을 나타내고 있다. Fig. 2(a)는 시뮬레이션 시 사용된 사람의 3D 발모양과 족관절 토크센서 및 기구를 나타내고 있고, 발의 크기는 성인 발의 크기로 폭이 108, 길이가 270, 높이가 115 cm이다. 발 크기로 계산한 발 모양의 부피는 대략 1,527,475 mm<sup>3</sup>, 발의 밀도는 대략 0.0006547 g/mm<sup>3</sup>을 대입하여 발의 질량을 계산하면 약 1 kg이다. 시뮬레이션 시 구속 조건은 파란색 부분으로 발 모양의 밑면과 고정 기구를 고정시켰다.

Fig. 2(b)는 시뮬레이션 시 족관절의 움직임을 나타내고 있고, 이것은 족관절이 뒤쪽으로 Fig. 2(b)의 (1) 45° 위치부터 (2) 0°를 통과하여 앞으로 (3) 45°까지 회전하는 모습을 나타낸 것이다. 족관절의 토크 시뮬레이션은 9.8 m/s<sup>2</sup>의 중력을 적용하여 발과 족관절 토크센서 및 기구가 결합되어 회전할 때, 자중에 의해 걸리는 토크를 구하였다. 족관절의 움직이는 각도를 앞뒤로 각각 45°로 결정한 것은 사람의 보행이 45° 이내이기 때문이다. 시뮬레이션할 때 보행보조로봇의 족링크(족관절 토크센서 및 기구)의 질량을 약 0.5 kg, 성인 발목 이하의 질량을 측정값을 기준으로 추정한 결과 약 1 kg을 프로그램에 입력하였다.<sup>17</sup>

Figs. 2(c)는 2(b)와 같이 족관절이 운동하였을 때 족관절에 가해지는 토크를 나타내고 있고, 족관절이 -45°와 +45°일 때 약 0.6 Nm이었다. 즉, 족관절이 0°의 위치에 있을 때는 족관절 토크가 0 Nm이고, 45°와 +45° 위치에 있을 때는 0.6 Nm으로 나타났다. 그래프가 미소하게 곡선으로 나타난 것은 다리축을 중심으로 뒤꿈치 쪽과 앞쪽의 무게가 미소하게 다르기 때문이다. 족관절 토크센서의 용량은 보행 시 사람의 무게에 의해 작용되는 토크 등을 고려하여 시뮬레이션에서 계산된 족관절 토크 0.6 Nm의 20배인 12 Nm로 결정하였다.

2.3 일체형 족관절 토크센서 및 기구의 구조 및 감지부 설계

Fig. 3은 일체형 족관절 토크센서와 기구의 구조를 나타내고 있고, 이것은 고정 기구, 족관절 토크센서, 텐던 기구 등으로 구성된다. 고정 기구는 상부쪽으로는 종아리링크와 연결되고 하부쪽으로는 신발 고정 장치와 연결되도록 설계된다. 족관절 토크센서는 고정 기구의 외부 원형 링 안에 중공심자형으로 4개의

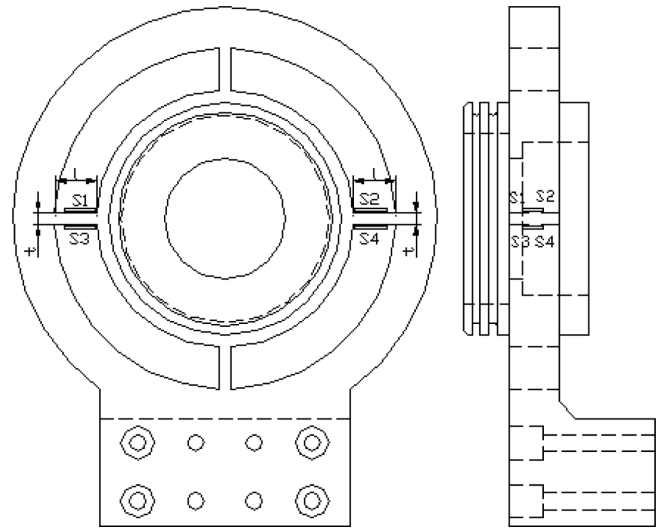


Fig. 3 Structure of integrated ankle joint torque sensor/mechanism and position of strain gages

감지부로 구성되고 감지부들의 내부쪽으로는 원형인 텐던 기구와 연결되며, 감지부는 수평 감지부 2개와 수직 감지부 2개로 구성된다. 텐던 기구는 시계 방향과 반시계 방향의 2개의 텐던 줄이 고정되고 원형으로 감아 회전할 수 있도록 구형 홈이 형성되도록 설계된다.

토크센서를 제작하기 위해서는 휘스톤브리지를 구성해야 하고, 이 휘스톤브리지는 2개의 인장 변형률을 감지하는 인장 스트레인 게이지와 2개의 압축 변형률을 감지하는 압축 스트레인 게이지가 필요하다. Fig. 3에 나타난 스크레인 게이지 부착 위치는 S1-S4이고, S1과 S4는 인장 스트레인 게이지 부착 위치이고 S2와 S3은 압축 스트레인 게이지 부착 위치이다.

4개의 스트레인 게이지를 부착하여 구성한 휘스톤 브리지의 정격변형률(μm/m)은 다음 식(1)과 같이 쓸 수 있다.<sup>14,15</sup>

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

여기서 ε는 정격변형률, ε<sub>T1</sub>과 ε<sub>T2</sub>는 각 인장 스트레인 게이지(S1과 S4)의 변형률, ε<sub>C1</sub>과 ε<sub>C2</sub>는 각 압축 스트레인 게이지(S2와 S3)의 변형률이다.

정격출력은 휘스톤브리지의 출력전압을 입력전압으로 나누는 것을 의미하고, 이것을 계산하는 식은 다음 식(2)와 같이 나타낼 수 있다.<sup>14,15</sup>

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

여기서, E<sub>o</sub>는 휘스톤브리지의 출력전압, E<sub>i</sub>는 휘스톤브리지의 입력전압, K는 스트레인 게이지의 게이지 상수이다.

족관절 토크센서를 제작하기 위해서는 4개의 스트레인 게이지를 부착할 감지부 크기를 설계해야 하고, 이것을 위해서는 변형률 해석을 실시해야 한다. 감지부 크기를 설계하기 위해서는

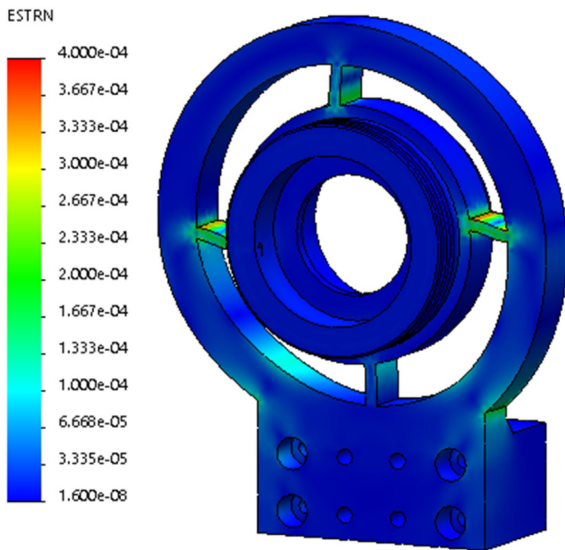


Fig. 4 Structural analysis of ankle joint torque sensor

설계변수를 결정하고 이것을 해석 프로그램에 입력해야 한다. 설계변수는 족관절 토크센서의 정격변형률과 정격출력을 각각 1000  $\mu\text{m/m}$ 와 0.5 mV/V, 족관절 토크센서의 정격토크를 12 Nm, 길이 방향 스트레인 게이지의 부착 위치를 스트레인 게이지 크기(3 × 5.2 mm)를 고려하여 고정 기구의 중앙링으로부터 2 mm, 폭 방향 스트레인 게이지 부착 위치를 감지부 폭(12 mm)의 중심선 라인(6 mm)로 결정하였다. 그리고 변형률 해석 시 감지부의 크기인 길이, 폭, 두께의 3개의 변수를 결정하는 것이 어려우므로 길이와 폭을 각각 10과 12 mm로 결정하였다. 솔리드웍스 소프트웨어를 이용하여 족관절 토크센서의 감지부 두께를 구하는 변형률 해석은 실시되었다. 변형률 해석 시 재료 입력 상수는 토크센서의 재질이 알루미늄(70계열)이므로 종탄성 계수는 210 GPa, 프와송의 비는 0.3이고, 8절점 6면체를 선택한다.

Fig. 4는 족관절 토크센서의 변형률 해석 결과의 모습을 나타내고있고, 족관절 토크센서 감지부가 변형된 모습을 볼 수 있으며, 이것은 예상한 것과 같다. 변형률 해석 시 두께 변화는 스트레인 게이지 부착 위치에서 변형률이 250±5 mm/m 이내가 되도록 0.1 mm씩 증가 혹은 감소시켰다. Fig. 5는 족관절 토크센서 감지부의 윗면과 아랫면의 변형률을 나타낸 것이고, 그래프의 x축은 감지부의 길이를 나타내고 있으며, 0 mm 지점이 고정 기구의 외부 원형 링과 연결된 감지부 시작 지점이다. 감지부의 상부면과 하부면의 변형률은 4.7 mm 지점에서 0 mm/m이었고, 이 지점을 기준으로 양과 음의 값들을 나타내고 있으며, 감지부의 양쪽 끝 지점에는 소프트웨어의 끝 효과로 인해 다소 감소하는 경향을 보였다.

Table 1은 족관절 토크센서의 스트레인 게이지 부착 위치에서의 변형률과 정격출력을 나타내고 있다. 인장 스트레인 게이지(S1, S4)과 압축 스트레인 게이지(S2, S3)의 변형률은 각각 +255와 -255 m/m이었고, 정격변형률(Rated Strain)은 식(1)에 대입하여 계산한 결과 1020 mm/m이었다. 정격변형률 오차는

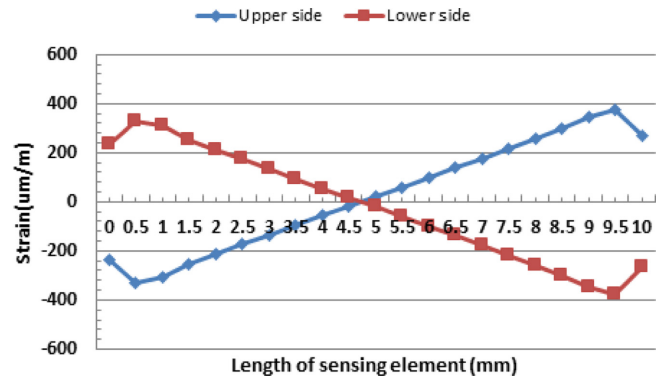
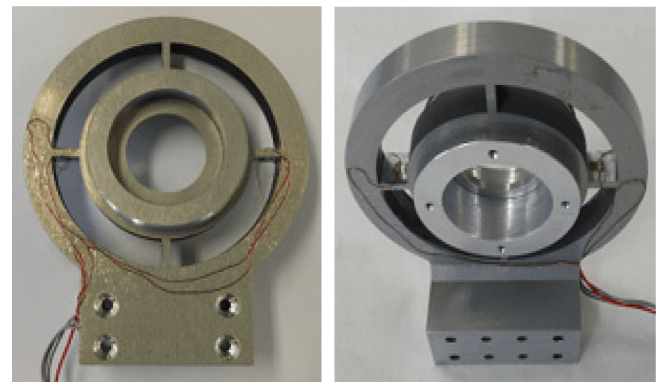


Fig. 5 Structural analysis result of sensing element of ankle joint torque sensor

Table 1 Strain and rated output of designed ankle joint torque sensor

$\epsilon_{T1}$ (S1)	$\epsilon_{C1}$ (S2)	$\epsilon_{T2}$ (S4)	$\epsilon_{C2}$ (S3)	R.S [mm/m]	Error [%]	R.O [mV/V]
255	-255	255	-255	1020	2.0	0.5176



(a) Front

(b) Rear

Fig. 6 Photograph of manufactured ankle joint torque sensor and mechanism

기준값 1000 m/m을 기준으로 설계값 1020 mm/m을 계산하면 2.0%이었다. 이와 같은 오차가 발생한 것은 실제 감지부를 가공할 때의 오차를 ±0.1 mm로 가정하고 감지부 두께를 0.1 mm 단위로 설계하였기 때문이다. 정격출력은 족관절 토크센서를 제작할 때 부착하는 스트레인 게이지 모델 N2A-13-S1452-350의 게이지 상수 2.03과 정격변형률 1020 mm/m을 식(2)에 대입하여 계산한 결과 0.51765 mV/V이었다. 변형률 해석을 수행하여 얻은 족관절 토크센서 감지부 크기는 길이가 10, 폭이 12, 두께가 2.2 mm이었다.

### 3. 일체형 족관절 토크센서/기구의 제작 및 실험

#### 3.1 일체형 족관절 토크센서 및 기구 제작

Fig. 6은 제작한 일체형 족관절 토크센서와 기구를 나타내고

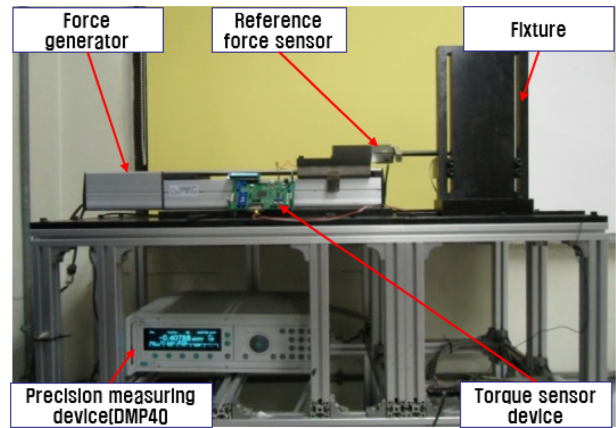
있고, Fig. 6(a)는 앞면 사진, Fig. 6(b)는 후면 사진을 나타내고 있다. 족관절 토크센서는 Fig. 3에서 나타낸 스트레인 게이지 부착 위치에 4개의 스트레인 게이지(모델: N2A-13-S1452-350, 게이지 상수: 2.03, 크기: 3 × 5.2 mm)를 Mbond200으로 부착하여 제작하였다.

3.2 족관절 토크센서의 실험 및 고찰

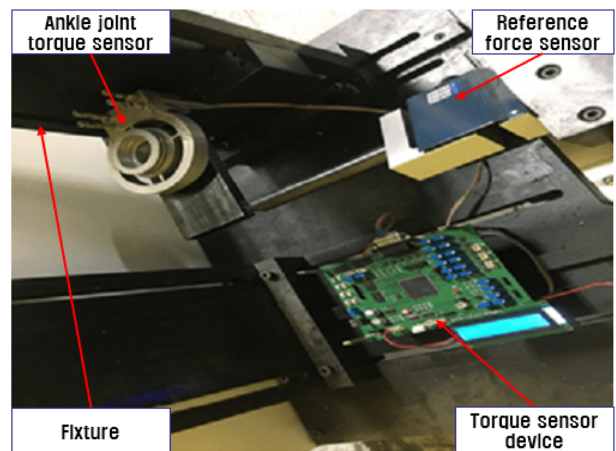
제작된 족관절 토크센서는 토크센서로 활용이 가능한지를 평가하는 특성 실험을 실시해야 하고, 보행보조로봇에 부착하여 정확한 토크를 측정하기 위해서는 보행보조로봇의 측정 및 제어장치와 연결하여 교정을 실시해야 한다. Fig. 7은 족관절 토크센서의 특성 실험 장치를 나타내고 있고, Fig. 7(a)는 전체 실험 장치 그림, Fig. 7(b)는 상세 실험 장치 그림을 나타내고 있다. 실험 장치는 다축 힘센서 교정 장치,<sup>16</sup> 고정밀 측정 장치(DMP40), 기준 로드셀, 보행보조로봇의 측정 및 제어장치 등으로 구성된다. 특성 실험은 제작한 족관절 토크센서의 재현도 오차, 비직선성 오차를 계산하기 위해 실시되었고, 이것은 족관절 토크센서를 교정 장치의 고정구 고정한 후, 고정밀 측정 장치(DMP40)에 연결하고 교정 장치의 힘발생 장치를 이용하여 토크를 가한다.

Table 2는 족관절 토크센서의 정격출력과 오차를 나타내고 있다. 정격출력은 정격하중 12 Nm를 가했을 때 출력되는 값을 평균하여 계산하였다. 족관절 토크센서의 정격출력은 0.5092 mV/V이었다. 정격출력 오차는 변형률 해석으로 산출된 결과인 0.5176 mV/V를 기준으로 특성 실험으로 검출된 0.5092 mV/V으로 계산하고, 그 결과는 -1.63%이었다. 족관절 토크센서의 오차를 구하기 위한 특성 실험 방법은 정격용량 12 Nm를 6등분하여 2 Nm 간격으로 증가순과 감소순으로 3회 실시하였다. Fig. 8은 족관절 토크센서의 특성 실험 결과를 나타내고 있다. 이 특성 실험 결과로 계산한 재현도 오차와 비직선성 오차는 각각 0.04%이었다. 이 결과는 기존에 개발된 토크센서<sup>12-15</sup>의 오차들과 유사하므로 보행보조로봇에서 족관절에 가해지는 토크를 측정하는데 사용될 수 있는 것으로 판단된다.

족관절 토크센서의 교정은 토크센서와 보행보조로봇의 측정 및 제어장치와 연결하고 교정장치를 이용하여 토크를 발생시켜 실시하였다. 보행보조로봇의 측정 및 제어장치가 0-3000 mV를 출력하는 것이므로 0 Nm일 때 1500 mV, -12 Nm(-1200 Nmm)일 때 300 mV, +12 Nm(+1200 Nmm)일 때 2700 mV가 출력되도록 조정해야 한다. 정격출력은 측정 및 제어장치의 출력을 1500 mV가 되도록 조정 한 후 교정장치를 이용하여 토크센서에 12 Nm를 가하고 측정 및 제어장치에 2700 mV가 되도록 조정하였다. 그리고 재현도 오차와 비직선성 오차를 계산하기 위해 12 Nm를 2 Nm 간격으로 증가순 및 감소순으로 토크를 가하면서 측정하였다. 이것을 3회 실시한 결과로 재현도 오차와 비직선성 오차를 계산한 결과, 각각 1% 이내의 오차로 나타났다. 족관절 토크센서는 일반계기로 분류되고 국가가 지정한 일반계기의 오차 10%를 감안하면 매우 우수한 결과로 판단된다. 그러므로 본 논문에서 개발한 족관절 토크센서는 텐던구동방식의



(a) Full picture



(b) Detail picture

Fig. 7 Experiment apparatus of ankle joint torque sensor

Table 2 Rated output of errors of designed ankle joint torque sensor

Rated output [mV/V]		Error [%]	Rep. error [%]	Non-lin. Error [%]
FEM	Test			
0.5092	0.5173	1.63	0.04	0.04

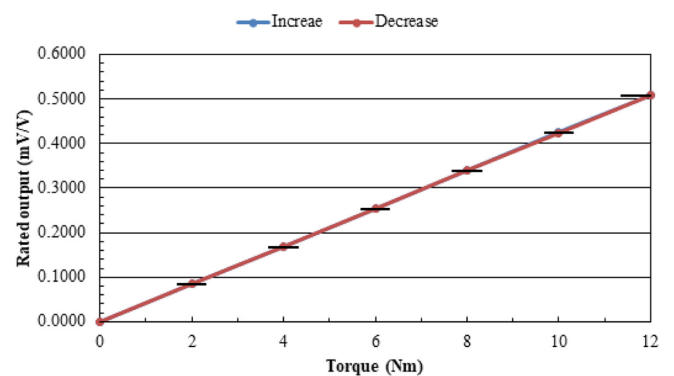


Fig. 8 Graph of test result of ankle joint torque sensor

보행보조로봇의 족관절에 가해지는 토크를 측정할 수 있는 것으로 판단된다.

#### 4. 결론

본 논문에서는 텐던구동방식의 보행보조로봇에서 족관절에 가해지는 토크를 측정하기 위한 일체형 족관절 토크센서 및 기구를 설계하였다. 텐던구동방식 보행보조 로봇에 사용될 수 있도록 일체형으로 족관절 토크센서 및 기구(족링크)를 모델링하고 토크센서 감지부를 변형률 해석을 적용하여 설계하였고, 족관절 토크센서를 제작하였다. 제작된 족관절 토크센서를 특성 실험한 결과, 재현도 오차와 비직선성 오차가 각각 0.04% 이내 이었고, 교정한 결과 1% 이내이었다. 따라서 본 논문에서 제작한 족관절 토크센서는 텐던구동방식의 족관절에 발생하는 토크를 측정하는데 사용될 수 있고, 일체형 족관절 토크센서 및 기구는 텐던구동방식 보행보조로봇의 족링크로 활용될 수 있을 것으로 판단된다.

추후 연구는 텐던구동방식 보행보조로봇에 제작한 일체형 족관절 토크센서 및 기구를 부착하고, 이 로봇을 다리환자가 착용하고 보행하는 특성 실험을 실시하는 것이다.

#### ACKNOWLEDGEMENT

이 논문은 2017년도 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단의 기초연구사업 지원을 받아 수행된 연구임(No. NRF-2015R1A2A2A01002952).

#### REFERENCES

- Martins, M. M., Santos, C. P., Frizzera-Neto, A., and Ceres, R., "Assistive Mobility Devices Focusing on Smart Walkers: Classification and Review," *Robotics and Autonomous Systems*, Vol. 60, No. 4, pp. 548-562, 2012.
- Wang, T., Merlet, J. P., Sacco, G., Robert, P., Turpin, J. M., et al., "Walking Analysis of Young and Elderly People by Using an Intelligent Walker ANG," *Robotics and Autonomous Systems*, Vol. 75, pp. 96-106, 2016.
- Wu, M., Hornby, T. G., Landry, J. M., Roth, H., and Schmit, B. D., "A Cable-Driven Locomotor Training System for Restoration of Gait in Human SCI," *Gait & Posture*, Vol. 33, No. 2, pp. 256-260, 2011.
- Karavas, N., Ajoudani, A., Tsagarakis, N., Saglia, J., Bicchi, A., et al., "Tele-Impedance Based Assistive Control for a Compliant Knee Exoskeleton," *Robotics and Autonomous Systems*, Vol. 73, pp. 78-90, 2015.
- Aach, M., Cruciger, O., Sczesny-Kaiser, M., Höffken, O., Meindl, R. C., et al., "Voluntary Driven Exoskeleton as a New Tool for Rehabilitation in Chronic Spinal Cord Injury: A Pilot Study," *The Spine Journal*, Vol. 14, No. 12, pp. 2847-2853, 2014.
- Terada, H., Zhu, Y., Suzuki, M., Cheng, C., and Takahashi, R., "Developments of a Knee Motion Assist Mechanism for Wearable Robot with a Non-Circular Gear and Grooved Cams," *Mechanisms, Transmissions and Applications*, Vol. 3, pp. 69-76, 2012.
- Zhang, J. F., Dong, Y. M., Yang, C. J., Geng, Y., Chen, Y., et al., "5-Link Model Based Gait Trajectory Adaption Control Strategies of the Gait Rehabilitation Exoskeleton for Post-Stroke Patients," *Mechatronics*, Vol. 20, No. 3, pp. 368-376, 2010.
- Rajasekaran, V., Aranda, J., Casals, A., and Pons, J. L., "An Adaptive Control Strategy for Postural Stability Using a Wearable Robot," *Robotics and Autonomous Systems*, Vol. 73, pp. 16-23, 2015.
- Pennycott, A., Hunt, K., Jack, L., Perret, C., and Kakebeeke, T., "Estimation and Volitional Feedback Control of Active Work Rate during Robot-Assisted Gait," *Control Engineering Practice*, Vol. 17, No. 2, pp. 322-328, 2009.
- Watanabe, H., Tanaka, N., Inuta, T., Saitou, H., and Yanagi, H., "Locomotion Improvement Using a Hybrid Assistive Limb in Recovery Phase Stroke Patients: A Randomized Controlled Pilot Study," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 95, No. 11, pp. 2006-2012, 2014.
- Choi, C. H. and Kim, G. S., "Design and Fabrication of Wearable Walking Assist Robot Using Tendon-Driven Method," *Journal of the Korean Society for Precision Engineering*, Vol. 35, No. 9, pp. 861-866, 2018.
- ATI Industrial Automation, "Multi-Axis Force/Torque Sensor," [http://www.ati-ia.com/library/documents/ATI\\_FT\\_Sensor\\_Catalog\\_2005.pdf](http://www.ati-ia.com/library/documents/ATI_FT_Sensor_Catalog_2005.pdf) (Accessed 10 August 2020)
- Song, A., Wu, J., Qin, G., and Huang, W., "A Novel Self-Decoupled Four Degree-of-Freedom Wrist Force/Torque Sensor," *Measurement*, Vol. 40, Nos. 9-10, pp. 883-891, 2007.
- Kim, H. S. and Kim, G. S., "Development of Calf Link Force Sensors of Walking Assist Robot for Leg Patients," *Journal of Sensor Science and Technology*, Vol. 26, No. 2, pp. 114-121, 2017.
- Jung, J. H. and Kim, G. S., "Design of a Force Sensor for Thigh Force Measurement of a Wearable Walking Robot," *Journal of the Korean Society for Precision Engineering*, Vol. 34, No. 10, pp. 707-713, 2017.
- Kim, G. S. and Yoon, J. W., "Development of Calibration System for Multi-Axis Force/Moment Sensor and its Uncertainty Evaluation," *Journal of the Korean Society for Precision Engineering*, Vol. 24, No. 10, pp. 91-98, 2007.
- De Leva, P., "Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's Segment Inertia Parameters," *Journal of Biomechanics*, Vol. 29, No. 9, pp. 1223-1230, 1996.



**Han-Sol Kim**

M.Sc. candidate in the Department of Control & Instrumentation Engineering, Gyeongsang National University. His research interest is Walking aid robot and Intelligent robot.

E-mail: geck@naver.com



**Gab-Soon Kim**

Professor in the Department of Control & Instrumentation Engineering, Gyeongsang National University. His research interest is Walking aid robot and Intelligent robot.

E-mail: gskim@gnu.ac.kr