한국정밀공학회지 제 36 권 제 11 호 pp. 1009-1015 November 2019 / 1009
J. Korean Soc. Precis. Eng., Vol. 36, No. 11, pp. 1009-1015 https://doi.org/10.7736/KSPE.2019.36.11.1009
ISSN 1225-9071 (Print) / 2287-8769 (Online)

텐던구동방식 보행보조로봇의 종아리링크의 무릎관절 토크센서 설계 및 제작

Design and Manufacture of Calf-Link with Knee Joint Torque Sensor for a Tendon-Driven Walking Assistant Robot

안준환[1], 김갑순[1,#]
Jun-Hwan An[1] and Gab Soon Kim[1,#]

1 경상대학교 제어계측공학과 (Department of Control & Instrumentation Engineering, ERI, Gyeongsang National University)
Corresponding Author / E-mail: gskim@gnu.ac.kr, TEL: +82-55-772-1745
ORCID:

KEYWORDS: Walking-assist robot (보행보조로봇), Torque sensor (토크센서), Rated output (정격출력), Repeatability error (반복성 오류), Non-linearity error (비선형성 오류), Strain-gage (스트레인게이지)

In this paper, the design and fabrication of the calf-link with knee joint torque sensor of a tandem-driven walking-assist robot is described. Tendon-driven walking-assist robots should be designed and constructed with a wire wheel and a torque sensor, as one body to reduce the weight of the calf link. The torque sensor consists of four plate sensing parts crossed 90° around the wire wheel. Structural analysis was performed to determine the size of the torque sensor sensing part, and a torque sensor was built by attaching a strain gauge to the sensing part. As a result of the characteristics test, the reproducibility error and the nonlinearity error of the manufactured torque sensor were less than 0.03% and 0.04%, respectively. As a result of the calibration, the reproducibility error and the nonlinearity error were less than 0.08%, respectively. Thus, it is considered that the knee joint torque sensor of the calf link can be attached to the tandem-driven walking-assist robot.

Manuscript received: April 3, 2019 / Revised: May 29 2019 / Accepted: July 19, 2019

1. 서론

선천적 및 후천적으로 발생된 다리환자는 정상인과 비슷하게 보행하기 위해서는 보행보조로봇을 착용해야 한다. 다양한 종류의 보행보조로봇를 개발하고, 이것을 이용한 보행훈련 연구를 수행하였다. 보행보조로봇[1]은 자이로센서 등을 이용하여 을 제어할 수 있도록 개발하였고, 이것을 이용하여 노인 및 다리환자가 이 로봇을 착용하고 걷는 속도 등을 분석하여 환자의 건강상태를 나타내었다. 보행보조로봇[2]은 다리환자를 밸트로 상체를 매달고 발목을 줄로 당기는 형식으로 동작되도록 보행보조로봇을 설계하였고, 이 로봇은 다리환자가 착용한 후, 지정된 장소에서만 운동할 수 있고 외부를 보행할 수 없다. 보행보조로봇의 제어기술[3]은 다리환자들이 로봇을 착용한 후 운동을 할 때 정확한 제어에 대해 종합적으로 기술하였다. 보행보조로봇[4]는 다리환자를 정기적으로 훈련하는데 활용되도록 설계되었고, 훈련결과 보행능력이 향상됨을 보이고 있고, 보행보조로봇[5]는 무릎관절을 130°까지 구부려 운동할 수 있도록 설계하였으며, 보행보조로봇[7]은 환자의 무릎관절 훈련에 사용될 수 있도록 설계되었다. 개발된 보행보조로봇을 환자에게 착용시키고 훈련하는 연구도 진행되었고,[6-11] 그 결과 무릎관절과 고관절의 보행이 향상되었다. 다리환자가 착용할 수 있는 텐던방식의 보행보조로봇[12]을 설계 및 제작하였으나 종아리관절에 부착된 센서가 힘 Fx, 힘 Fy, 힘 Fz를 감지할 수 있고, 종아리링크와 연결된 무릎관절의 토크를 측정하지 못하므로 무릎관절 토크제어를 수행할 수 없는 단점을 가지고 있다. 현재까지 개발된 보행보조로봇은 무릎관절에 토크센서가 부착되지 않아 토크를 측정할 수 없으므로 보행시 무릎

Copyright © The Korean Society for Precision Engineering
This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

관절을 토크제어를 실시하지 못할 뿐만 아니라 무릎관절 모터에 과부하가 작용되어도 대체하지 못한다.

여러 방향의 힘과 토크를 측정할 수 있는 다축 힘/토크센서[13,14]는 산업체의 지능시스템 및 연구소 등에서의 실험장치 등에 사용되고 있으나 크기, 무게, 용량이 보행보조로봇에 부착하여 사용하기에는 적합하지 않다. 그리고 종아리링크와 허벅지 링크에 x, y, z 방향으로 힘을 측정할 수 있는 3축 힘센서를 설계 및 제작하였고,[15,16] 이 센서를 이용하여 보행시 로봇 발에 접촉되는 장애물을 감지할 수 있다. 그러나 무릎관절의 정확한 토크를 측정하지 못해 무릎관절모터에 가해지는 과토크를 제어할 수 없어 모터에 문제가 발생하는 경우가 있다. 특히, 텐던구동방식 보행보조로봇의 무릎관절에 가해지는 토크센서는 무릎관절 토크를 측정하고, 로봇의 무게를 줄이기 위하여 종아리링크와 한 몸체로 설계 및 제작되어야 하나, 아직 개발되지 않았다.

본 논문에서는 편마비 다리환자가 사용하는 텐던구동방식의 보행보조로봇의 종아리링크의 무릎관절 토크를 제어하기 위해 종아리링크와 토크센서가 한 몸체에 설계된 무릎관절 토크센서를 개발하였다. 보행보조로봇의 몸체에 부착된 무릎관절모터로 풀리를 이용하여 종아리링크를 회전시킬 수 있는 종아리링크를 설계하고, 종아리링크 본체에 무릎관절 토크센서를 모델링하였으며, 유한요소법을 이용하여 토크 센서의 감지부를 설계하였다. 그리고 종아리링크 무릎관절 토크센서 감지부에 스트레인게이지를 부착하여 토크센서를 제작하였고, 6축 힘/토크 실험 및 교정기를 이용하여 특성실험을 실시하였으며, 토크센서와 로봇 제어장치를 연결하여 교정을 실시하였다.

2. 종아리링크의 무릎관절 토크센서 설계

2.1 텐던구동방식의 종아리링크 및 무릎관절 토크센서의 적용 원리

Fig. 1은 보행보조로봇의 텐던구동방식 종아리링크 및 무릎관절 토크센서의 적용원리를 나타내고 있고, 이것은 와이어 휠(Wire Wheel), 무릎관절 토크센서(Knee Joint Torque Sensor), 허벅지링크 연결블록(Connection Block with Thin Link), 종아리링크 본체(Calf Link), 발목링크 연결블록(Connection Block Ankle Link) 등의 부분으로 구성되며, 전체가 한 몸체이다.

종아리링크의 와이어휠은 정회전과 역회전 줄을 고정하고 감을 수 있도록 원통에 두 개의 홈이 있도록 설계되고, 무릎관절 토크센서의 중심과 연결된다. 이것은 텐던구동방식의 착용용 보행보조로봇에서 줄을 이용하여 정방향과 역방향으로 회전시킬 때 줄을 무릎관절모터와 연결하여 무릎관절토크를 발생시키는데 사용된다. 무릎관절 토크센서는 토크센서의 감지부가 십자형으로 구성되고, 이 감지부들의 한쪽 끝에는 와이어휠과 연결되며, 다른 쪽 끝에는 종아리링크 본체와 연결된다. 이것은 무릎관절에 가해지는 토크를 감지하는 역할을 한다. 허벅지링크 연결블록은 보행보조로봇을 구성할 때 허벅지링크와 연결할 때 사용된다.

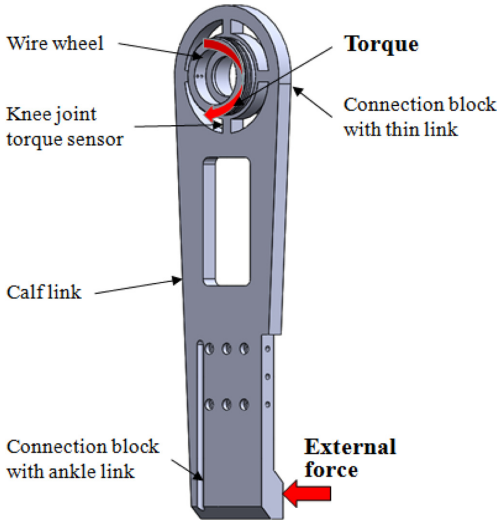


Fig. 1 Application principle of tendon-driven method calf-link knee joint torque sensor

종아리링크 본체는 상부에는 무릎관절 토크센서와 연결되고, 하부에는 발목링크 연결블록과 연결된다. 발목링크 연결블록은 보행보조로봇을 구성할 때 발목링크와 연결할 때 사용된다.

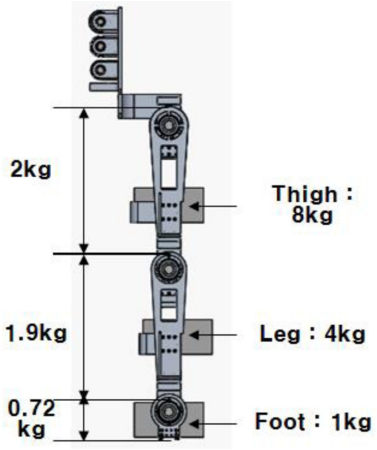
텐던구동방식 종아리링크 및 무릎관절 토크센서는 텐던구동방식의 보행보조로봇을 구성할 때 종아리링크로 사용되고, 무릎관절에 가해지는 토크를 감지하는데 사용되며, 감지된 토크는 무릎관절모터가 토크 제어하는데 사용된다.

2.2 종아리링크의 무릎관절토크 산출 시뮬레이션

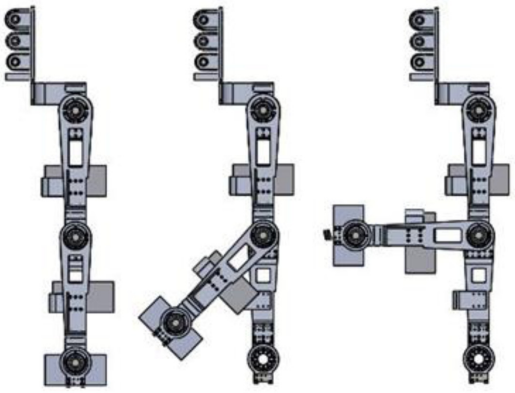
종아리링크의 무릎관절 토크센서의 용량을 결정하기 위해서는 사람 다리의 각 부위별 무게를 이용한 무릎관절 토크를 시뮬레이션해야 한다. Fig. 2(a)는 사람 하체의 각 부위의 질량을 나타내고 있고, 정상인의 평균 허벅지 질량은 약 8 kg, 종아리 질량은 약 4 kg, 발목이하의 질량은 약 1 kg이며, 보행보조로봇의 각 부위는 각각 약 2 kg, 약 1.9 kg, 약 0.72 kg이다. Figs. 2(b)는 2(a)에서 나타낸 사람과 보행보조로봇의 무릎관절에 가해지는 토크를 계산하기 위해 종아리링크를 0°부터 45°로 회전하고 다시 90°까지 회전하는 시뮬레이션을 소프트웨어(솔리드웍스)를 이용하여 수행한 움직이는 결과를 나타내고 있다. Fig. 2(c)는 무릎관절에 가해지는 토크를 나타낸 그래프이고, 최대토크는 약 16 Nm이었다. 그러므로 무릎관절 토크센서의 용량을 가해지는 최대토크의 약 2배인 30 Nm로 결정하였다.

2.3 종아리링크의 무릎관절 토크센서의 설계

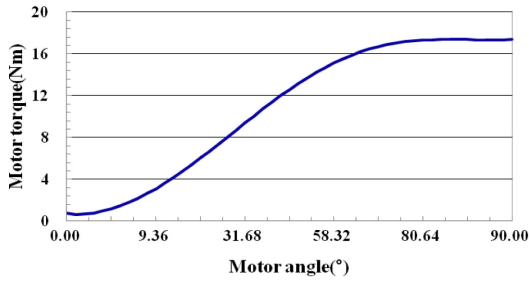
Fig. 3은 종아리링크의 무릎관절 토크센서의 감지부와 스트레인게이지 부착위치를 나타내고 있고, 센서의 감지부는 종아리링크 중심의 와이어휠을 중심으로 90° 간격으로 구성되어 있다. 토크센서를 제작하기 위한 감지부로는 수평감지부 혹은 수직감지부를 사용할 수 있으나 본 논문에서는 수직감지부를 사용하였다. 스트레인게이지 부착위치는 센서를 제작할 때 총 4개의



(a) Mass of each part



(b) Motion of knee joint



(c) Graph of motor torque

Fig. 2 Simulation for measurement of torque of the knee joint

스트레인게이지가 필요하므로 S1-S4로 결정하였고, 이것들 중 인장스트레인게이지는 S2와 S3이고 압축스트레인게이지는 S1과 S4로 결정하였다. 종아리링크의 무릎관절 토크센서의 크기를 결정하기 위한 설계변수로 감지부의 두께 t, 길이 l, 폭 b로 결정하였다. 이것들은 구조해석시 설계변수로 사용된다.

종아리링크의 무릎관절 토크센서를 제작하기 위해서는 구조해석을 통해 스트레인게이지 부착위치에서의 변형률을 구해야 하고, Fig. 4와 같이 휘스톤브리지 회로도를 구성한다. Fig. 4의 휘스톤브리지에서 T_1과 T_2는 각각 인장스트레인 게이지이고, C_1과 C_2는 각각 압축스트레인게이지이며, E_i과 E_o는 각각 입력

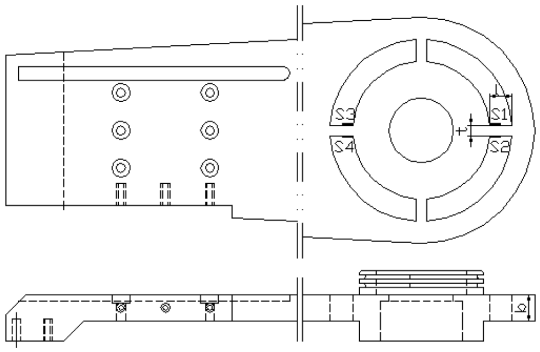


Fig. 3 Structure of knee joint torque sensor of calf link and location of strain gage

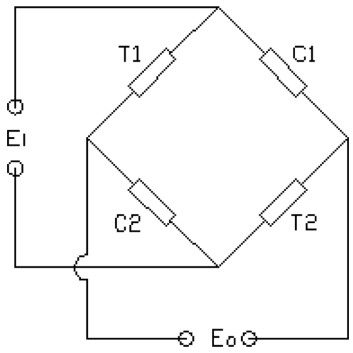


Fig. 4 Wheatstone bridge circuit

전압과 출력전압이다.

그리고 정격변형률식을 이용하여 정격변형률을 계산해야 한다. 이 정격변형률은 토크센서의 정격출력을 계산하는데 사용된다. 4개의 스트레인게이지를 부착하여 제작되는 토크센서의 정격변형률식은 다음과 같이 쓸 수 있다.[15,16]

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

여기서, ε은 무릎관절 토크센서의 정격변형률, ε_{C1}은 압축 스트레인게이지 부착위치의 변형률(C_1, S1), ε_{T1}은 인장 스트레인게이지 부착위치의 변형률(T_1, S2), ε_{T2}은 인장 스트레인게이지 부착위치의 변형(T_2, S3), ε_{C2}은 압축 스트레인게이지 부착위치의 변형률(C_2, S4)이다.

종아리링크의 무릎관절 토크센서의 정격출력을 계산하는 식은 다음과 같다.[17]

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

여기서 E_i는 종아리링크 토크센서의 입력전압, E_o는 종아리링크 토크센서의 출력전압, K는 스트레인게이지의 상수(2.03), ε는 정격변형률이다.

종아리링크 무릎관절 토크센서를 구조해석을 통해 설계하기 위해서는 설계변수를 결정해야 한다. 설계변수로는 센서의 정격

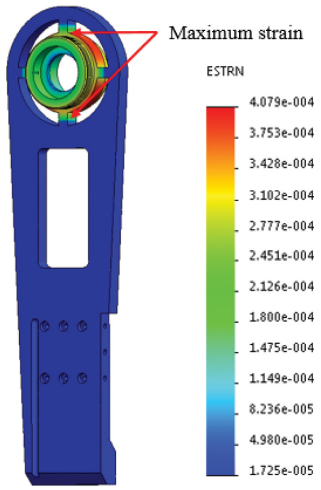


Fig. 5 Structural analysis of the knee joint torque sensor of calf link

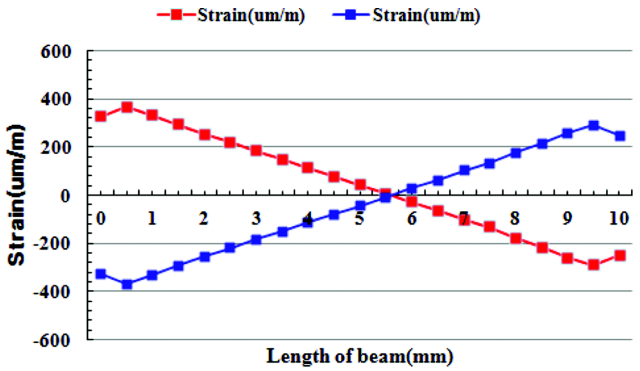


Fig. 6 Strain of sensing element of knee joint torque sensor

출력을 0.5 mV/V, 정격변형률을 1000 μm/m, 정격용량을 30 Nm, 토크센서 감지부의 길이 l을 10 mm, 폭을 12 mm, 토크센서 감지부의 재질을 알루미늄(Al7075), 스트레인게이지 부착위치를 감지부 폭의 1/2선, 길이방향으로 와이어휠의 중심쪽으로부터 2 mm 지점으로 결정하였다. 토크센서 감지부의 두께 t를 결정하기 위해 소프트웨어(솔리드웍스)를 사용하여 구조해석을 실시하였고, 이 때 종탄성계수로 70 GPa, 프와송의 비로 0.3을 입력하였고, 8절점 6면체를 선택하였다. 무릎관절 토크센서의 정격출력을 일반 로드셀의 정격출력 2.0 mV/V보다 4배 적은 0.5 mV/V로 결정한 것은 감지부의 두께가 작으면 보행보조로봇의 동작시 흘들림이 크게 발생하여 무릎관절 토크제어 때 제어가 어려워질 수 있기 때문이다. 스트레인게이지의 부착위치를 위와 같이 결정한 것은 스트레인게이지의 크기(3 × 5.2 mm)를 고려한 것이다.

Fig. 5는 종아리링크 토크센서의 구조해석 결과를 나타내고 있고, 토크센서 감지부의 격자크기는 폭방향으로는 3등분 하였고 길이방향으로는 0.5 mm 간격이다. 구조해석결과는 설계시 예측했던 것과 같이 변형되었고, 스트레인게이지 부착위치에서 크게 변형된 것을 알 수 있다. Fig. 6는 종아리링크 무릎관절 토크센서의 감지부 변형률을 나타내고 있고, 변형률이 (+)와 (−)로

Table 1 Strain at strain-gage attachment location of knee joint torque sensor

Strain-gage	ε_{T1}	ε_{C1}	ε_{T2}	ε_{C2}	ε	Error (%)
Strain	254	-254	254	-254	1016	1.6

나타난 것은 토크가 가해지면 감지부의 스트레인게이지 부착 양쪽면이 각각 인장과 압축이 발생되기 때문이다. 변형률이 0 μm/m인 지점은 감지부 길이의 5.5 mm인 지점이고, 양쪽 끝부분에서 크게 감소한 것은 소프트웨어의 끝효과 때문이다.

Table 1은 종아리링크의 무릎관절 토크센서의 스트레인게이지 부착위치에서의 변형률을 나타내고 있고, 변형률은 스트레인게이지의 부착위치인 2 mm지점에서 254 μm/m이었다. 정격변형률은 이들 변형률을 식(1)에 대입하여 계산한 결과 1016 μm/m이었고, 오차는 정격변형률 1000 μm/m를 기준으로 계산한 결과 1.6%이었고, 이 오차는 가공오차를 고려하여 설계시 두께를 0.1 mm 단위로 결정하였기 때문이다. 구조해석으로 무릎관절 토크센서의 두께를 구한 결과 4.7 mm이었다. 따라서 토크센서 감지부의 크기는 길이 l이 10 mm, 두께 t가 4.7 mm, 폭 b가 12 mm이다.

3. 종아리링크 무릎관절 토크센서 제작 및 특성실험

Fig. 7은 제작된 종아리링크의 무릎관절 토크센서를 나타내고 있고, 이것은 Fig. 3에 나타낸 토크센서의 스트레인게이지 부착위치에 게이지 상수가 2.03, 크기가 3 × 5.2 mm인 스트레인게이지(모델: N2A-13-S1452-350)을 순간 접착제(M-Bond 200)을 부착하여 휘스톤브리지를 구성하여 제작하였다.

종아리링크에 직접 설계하여 제작한 무릎관절 토크센서를 사용하기 위해서는 특성실험을 실시하여 정격출력, 재현도오차, 비직선성오차를 계산하는 등 특성을 분석해야 한다. Fig. 8은 무릎관절 토크센서의 특성실험 및 교정을 위한 실험장치를 나타내고 있고, 이것은 6축 특성실험 및 교정장치,[17] 정밀측정장치(DMP40), 보행보조 로봇의 측정 및 제어장치로 구성되었다. 6축 특성실험 및 교정장치는 토크센서를 고정하고 정확한 토크를 가하는 장치이고, 정밀측정장치는 토크센서의 출력값을 정밀하게 측정한다. 무릎관절 토크센서의 특성실험은 Fig. 8(b)에 나타낸 것과 같이 6축 특성실험 및 교정장치에 고정하고, 정격하중 30 Nm가 되도록 0 Nm에서 30 Nm까지 3 Nm단계로 증가순과 감소순으로 3회 실시하였다. Table 2에 무릎관절 토크센서의 특성실험 결과를 나타내고 있고, Fig. 9는 토크센서의 특성실험 결과를 나타내고 있으며, 편차가 0.0004 mV/V 이하이었으므로 일직선으로 나타난다. 구조해석으로 얻은 정격출력은 0.5156 mV/V이었고, 이것은 구조해석으로 얻은 정격변형률 1016 μm/m와 스트레인게이지의 게이지 상수 2.03을 식(2)에 대입하여 계산한 결과이다. 특성실험에 의한 정격출력은 0.5215 mV/V이었고, 이

Table 2 Characteristic result of knee joint torque sensor

Rated output (FEM, mV/V)	Rated output (test, mV/V)	Rated output error (%)	Reproducibility error (%)	Nonlinearity error (%)
0.5156	0.5215	1.14	0.04	0.03

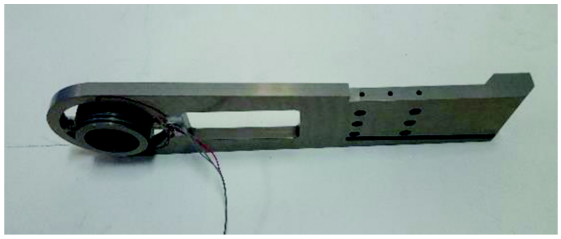
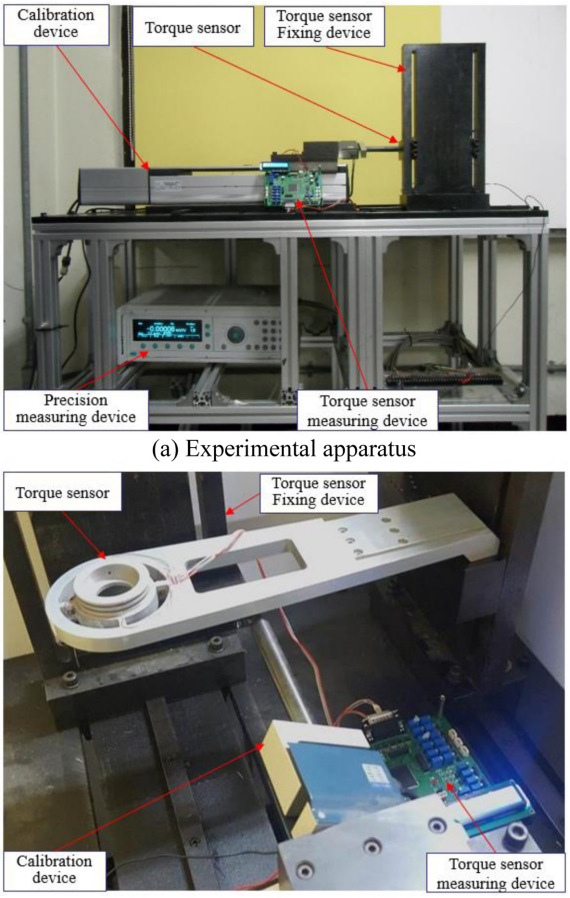


Fig. 7 Manufactured knee joint torque sensor of calf link



(a) Experimental apparatus

(b) Experiment view

Fig. 8 Experimental device for characteristic test and calibration of knee joint torque sensor

것은 실험장치로 정격하중 30 Nm를 가했을 때 정밀측정장치로 측정한 값을 3회 평균한 값이다. 정격출력오차는 구조해석값을 기준으로 실험값을 계산한 오차이고 1.14%이었다. 재현도오차는 0.04%이었고, 이것은 0 Nm부터 30 Nm까지 3 Nm 단계로 증가순 실험한 각 단계 지점의 측정오차 중 가장 큰값과 실토크를 이용하여 계산하였다. 비직진성오차는 0.03%이었고, 이것은

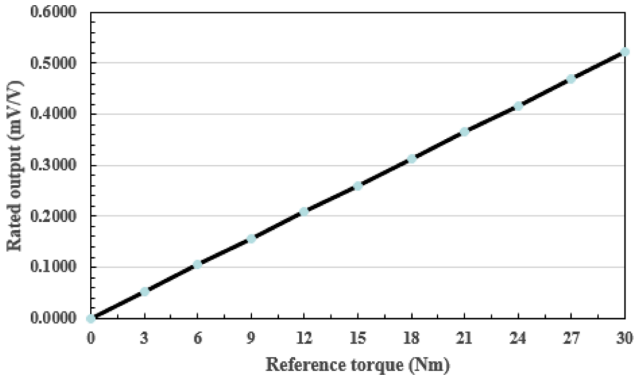


Fig. 9 Characteristic test result of knee joint torque sensor

증가순 측정오차와 감소순 측정오차의 가장 큰 것을 이용하여 계산되었다. 이 오차들은 기존에 개발된 토크센서들의 그것들과 유사하므로 본 논문에서 개발한 무릎관절 토크센서는 보행보조로봇의 종아리링크에 가해지는 토크를 감지하는데 사용될 수 있을 것으로 판단된다.[12-15]

제작된 종아리링크 무릎관절 토크센서가 보행보조로봇에 부착되어 사용될 때 감지되는 토크가 Nm 단위로 사용하기 위해서는 토크센서와 보행보조로봇의 측정 및 제어장치와 연결한 후 교정을 실시해야 한다. 사용되는 보행보조로봇의 측정 및 제어장치는 0-3000 mV까지 측정할 수 있으므로 토크센서의 출력이 0 Nm일 때 0 mV, 30 Nm일 때 3000 mV가 출력되도록 교정해야 한다. 그러므로 본 논문에서는 6축 특성실험 및 교정장치를 이용하여 토크센서에 30 Nm를 가한 후 보행보조로봇의 측정 및 제어장치에 3000 mV가 지시되도록 증폭기의 가변저항을 조절하여 교정을 실시하였다. 그리고 토크센서와 보행보조로봇의 측정 및 제어장치를 연결한 상태의 재현도오차와 비직선성오차를 계산하기 위해 특성실험과 마찬가지로 0-30 Nm까지 3 Nm 단계로 증가순과 감소순으로 3회 실시하였다. 재현도오차와 비직선성오차를 계산한 결과 각각 0.08% 이하이었다. 따라서 본 논문에서 제작한 종아리링크 무릎관절 토크센서는 일반 측정장치(토크센서 포함)의 법정 지정오차 10%보다 매우 적으므로 보행보조로봇의 무릎관절 토크를 측정하는데 유용하게 사용될 수 있을 것으로 생각된다.

4. 결론

본 논문에서는 텐던구동방식 보행보조로봇에 사용될 수 있는 종아리링크 무릎관절 토크센서를 설계 및 제작하였다. 이 종아리링크는 줄로 무릎관절을 정화전 역회전할 수 있도록 와이어

휠이 있고, 이 와이어휠을 중심으로 십자형으로 토크센서 감지부를 모델링하였다. 무릎관절 토크센서를 구조해석을 통해 설계 및 제작하였고, 이것을 특성실험한 결과 재현도오차와 비직선성오차가 각각 0.03%와 0.04% 이내이었고, 토크센서를 보행보조로봇의 측정 및 제어장치와 연결하여 실시한 교정결과는 재현도오차와 비직선성오차가 각각 0.08% 이내이었다. 이것들은 기존의 토크센서와 유사하므로 텐던구동방식 보행보조로봇의 종아리링크 무릎관절 토크센서로 사용될 수 있을 것으로 판단된다. 추후 연구로는 본 논문에서 개발한 종아리링크 무릎관절 토크센서를 텐던방식 보행보조로봇에 부착하여 무릎관절에 가해지는 토크를 측정하고 이것을 토대로 무릎관절을 토크제어 하는 것이다.

ACKNOWLEDGEMENT

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

REFERENCES

1. 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.
2. 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.
3. Martins, M. M., Santos, C. P., Frizera-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.
4. 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.
5. 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, pp. 69-76, 2012.
6. 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.
7. Kubota, S., Nakata, Y., Eguchi, K., Kawamoto, H., Kamibayashi, K., et al., “Feasibility of Rehabilitation Training with a Newly Developed Wearable Robot for Patients with Limited Mobility,” Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Vol. 94, No. 6, pp. 1080-1087, 2013.
8. 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.
9. 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.
10. 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.
11. 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.
12. 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.
13. 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.
14. ATI Industrial Automation, “Multi-Axis Force / Torque Sensor,” https://www.ati-ia.com/products/ft/sensors.aspx (Accessed 20 SEP 2019)
15. Joung, 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. 705-711, 2017.
16. Kim, H. S. and Kim, G. S., “Development of Calf Link Force Sensors of Walking Assist Robot for Leg Patients,” Journal of the Korean Society for Precision Engineering, Vol. 26, No. 2, pp. 114-121, 2017.
17. 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.

Jun-Hwan An
B.Sc. candidate in the Department of Control & Instrumentation Engineering, Gyeongsang National University. His research interest is Intelligent Robot and Walking Assist Robot.
E-mail: jun92022@naver.com

Gab Soon Kim
Professor in the Department of Control & Instrumentation Engineering, Gyeongsang National University. His research interest is Intelligent Robot and Walking Assist Robot.
E-mail: gskim@gnu.ac.kr