

재활 및 교정을 위한 견인운동치료기의 견인측정센서 개발에 관한 실험적 연구

이상식*, 박원엽**, 이충호***

Experimental Research for Traction force Sensor Development on Drawing Exercise Medical Instrument

Sang-sik Lee*, Won-yeop Park**, Choong-ho Lee***

요 약

척추 및 보행질환 등에서 재활과 교정을 위하여 정형외과 및 가정 등에서는 견인운동치료기를 주로 사용하고 있다. 하지만 견인운동치료기를 사용함에 있어 간혹 무리하게 사용함에 따라 인체에 문제점이 발생하고 있다. 지속적인 견인력 작용을 이용한 치료방법에 견인운동치료기를 이용하는데, 이 때 작용하는 견인력을 측정하여 운동 시간을 조절할 필요가 있다. 그러나 현재 출시되고 있는 제품에는 견인력을 측정하는 센서가 대부분이 장착되어 있지 않고 있다. 그래서 스트레인 게이지를 이용한 견인측정센서, 출력신호로서의 변환을 위한 증폭기 및 성능 검증을 위하여 측정용 실험 장치를 설계 제작하고, 이를 이용하여 견인측정센서를 실험하였다. 견인 부하에 따른 견인측정센서의 전기적 반응치를 측정하고 분석 결과, 캘리브레이션을 통하여 센서는 선형적인 출력을 보였고 환자의 움직임 여부에 관계없이 일정하게 견인측정센서의 반응이 나타남을 알 수가 있었다. 정적인 상태에서의 실험에서 최대 에러율이 약 1%이내이고, 동적인 실험에서 평균 에러율이 약 0.7%로 나타났다. 온도 변화에 따른 견인측정센서의 최대 출력치 변화량(output variation)이 약 0.3%이므로 견인 측정용 센서로 사용 가능하다고 판단된다.

ABSTRACT

The traction system has been mainly used for rehabilitation and correction of patients with spine or gait diseases in orthopedics or at home. Some problems could occur in human body when patients forced their training using the traction system. So it needs to measure a traction force and control the training time. However, most of products on market have no sensor measuring traction force. Thus we designed and made a sensor detecting traction force using strain gauge, amplifier for transition to output signal and experiment devices for performance test. We carried out experiment of a sensor detecting a traction force and measured electric responses of it with respect to traction loads. Maximum error was within about 1% for experiments in static condition and the average error was about 0.7% for experiments in dynamic condition. We concluded that it is possible to use the developed sensor for measurement of traction force since the maximum output variation of a sensor detecting a traction force was about 0.3% in 0°C - 60°C temperature condition.

Key Word

Draft detecting sensor, Strain gage, Rehabilitation, Correction, Training equipment

I. 서 론

정형외과 및 가정 등에서는 척추 및 보행질환 등에서 재활과 교정을 위하여 견인운동치료기를 주로 사용하고 있다. 그러나 견인운동치료

기를 사용함에 있어 간혹 무리하게 사용함에 따라 인체에 문제점이 발생하고 있다. 지속적인 견인력 작용을 이용한 치료방법에 견인운동치료기를 이용하는데, 이 때 작용하는 견인력을 측정하여 운동 시간을 조절할 필요가 있다. 그

* 경기도 수원시 장안구 천천동 300 성균관대학교 바이오메카트로닉스센터(E-mail: lsskyj@skku.edu)

** 경기도 안성시 석정동 167 한경대학교 기계공학과(E-mail: pwypark@hanmail.net)

*** 교신저자, 전주시 완산구 효자동3가 1200 전주대학교 생산디자인공학과(E-mail: leech@jj.ac.kr)

#논문번호 : KIIECT2009-02-01

#접수일자 : 2009.04.06

최종논문접수일자 : 2009.04.29

러나 현재 출시되고 있는 제품의 대부분에는 견인력을 측정하는 센서가 장착되어 있지 않고 있다.

견인력을 측정할 수 있는 방법에는 광학 방식 [1], 정전용량 방식[2], 스트레인 게이지 방식[3, 4], 로드셀 방식 및 전자기 방식[5] 등이 있다.

가장 많이 사용되는 방법은 스트레인 게이지를 이용한 방식이다. 그 외 방법에는 고가 등의 단점을 가지고 있고, 가격에서도 스트레인 게이지에 비하여 고가이기 때문에 본 연구에서는 스트레인 게이지를 이용한 방식을 적용하였다.

스트레인 게이지는 여러 가닥의 저항선을 이용하여 견인력을 측정할 수가 있고, 축의 두 지점의 변화로 인하여 저항 변화가 발생하고 이 저항 변화를 히스톤 브리지와 증폭기를 이용하여 신호를 측정한다[6].

스트레인 게이지는 신호에 잡음이 적고, 출력이 선형적이므로 사용하기가 편리하고 가격에서도 매우 우수하다. 그러나 고성능의 증폭기를 사용해야 하는 약점도 있다[2].

따라서 스트레인 게이지를 이용한 견인측정 센서, 출력신호로서의 변환을 위한 증폭기 등의 성능 검증을 위하여 측정용 실험 장치를 설계 제작하였다. 이를 이용하여 견인측정센서를 실험하였고, 실험적 연구를 통하여 제시된 출력 특성 관계식을 유도하고 타당성을 검증하고자 한다.

본 연구에서는 견인운동치료기의 견인 측정용으로 사용할 수 있는 견인측정센서에 대한 성능을 실험적으로 수행하여 견인운동치료치의 견인력을 측정할 수 있는 제품으로서의 가능성을 검증하고자 한다.

II. 재료 및 방법

가. 실험장치 및 방법

개발된 견인측정센서의 캘리브레이션을 위하여 정방향과 역방향으로 각각 150 N 간격으로 최대 900 N까지 부하를 증가시켜 가며 견인력을 3회 반복 측정하였고, 각도별 견인측정센서의 측정치의 검증을 위하여 0°에서 30°까지 10° 간격으로 각도의 변화를 주어 3회 측정하였다. 동적인 상태에서의 실험을 위해서는 부하를 입

의적으로 입력하였고, 10회 실시하여 로드셀 데이터와 비교 분석하였다. 그리고 개발된 견인측정센서의 온도 드리프트의 영향을 살펴보기 위해 국내 D사의 항온조(모델:DS-11BP)에서 실험을 실시하여 온도에 따른 변화를 비교 분석하였다. 한편, 견인운동치료기를 위한 견인측정센서는 사용위치가 주로 실내이므로 견인력측정센서의 항온조 실험은 항온조 내의 온도를 10℃ 간격으로 변화시키면서 0℃에서 60℃까지 10분 간격으로 무부하로 3회 실시하였다.

견인운동치료기의 견인 운동은 재할 및 교정에 있어서 매우 중요한 운동으로서 환자에게 부하에 대한 부담감을 주지 않고 효율적으로 치료가 되도록 하여야 한다. 그러기 위해서는 부하에 대한 실제 측정이 이루어져야 하므로 본 연구에서는 개발되는 견인측정센서의 특성을 정확히 측정하기 위한 실험 장치를 제작하였다.

견인측정센서의 특성을 측정하기 위한 실험은 견인운동치료기의 견인력을 측정하기 위한 실험 장치를 이용하여 견인측정센서에 견인 부하를 가하여 수행하였다. 그림 1은 개발된 견인측정센서를 실험하기 위한 실험 장치의 개략도로서 견인측정센서와의 비교 검증을 위한 로드셀, 부하를 주기 위한 유압실린더, 부하를 조절하기 위한 유압밸브 조립체, 기구장치, 각도 측정을 위하여 포텐쇼미터 및 데이터 수집 장치 등으로 구성하였다.

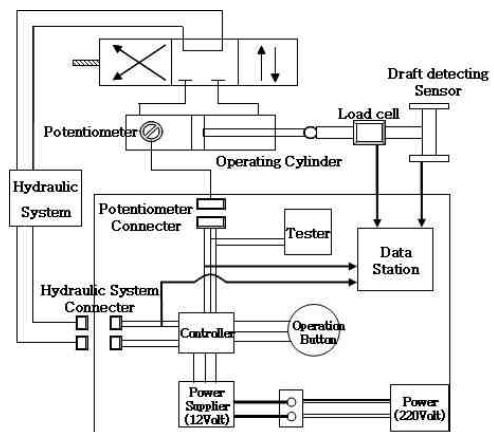


Fig 1. Schematic diagram of tester for sensor detecting a traction force.

실험 장치에서 사용한 국내 C사의 로드셀 사양은 표 1과 같으며, 제작된 실험 장치를 이용한 캘리브레이션 결과는 그림 2와 같고, 회귀방정식의 결과는 $Y(\text{센서 출력값}) = 0.0009 * X(\text{부하}) + 0.0117(R^2=0.9999)$ 이다.

Table 1. Specifications of load cell

Item	Specifications
Rated load	500 kg
Rated Output	2.9988mV/V
Zero Balance	0.0036mV/V
Compensated Temp. Range	-10°C - 40°C
Operating Temp. Range	-30°C - 80°C
Thermal Zero Shift	<0.028 %R.O./10°C
Input Resistance	401.4 Ω
Output Resistance	350.6 Ω
Insulation Resistance	2000 MΩ@50Vdc
Max Excitation	15V DC or AC

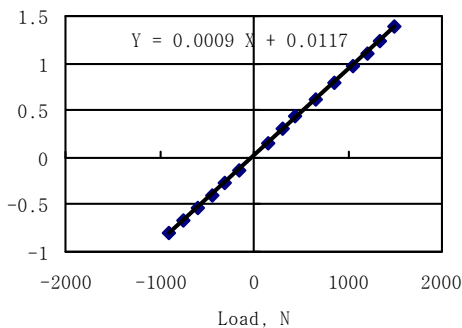


Fig 2. The calibration of load cell at each loads.

유압실린더 및 유압밸브 조립체는 국내 M사에서 판매하는 제품을 사용하였고 0 - 5,000 N까지 견인 부하를 줄 수 있도록 제작되었다.

데이터 수집 장치는 일본의 U사(모델: UAD-ATEE) 보드를 사용하여 7개의 데이터를

2 ms의 시간간격으로 3,000개의 데이터를 실시간으로 측정 수집하였다. 또한 실험조건에 따라 데이터 수집 시간을 조절할 수 있도록 프로그램하였다.

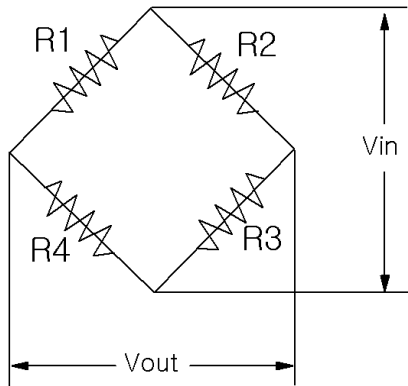
나. 견인측정센서

견인운동치료기에 장착된 견인측정센서에는 표 2에 나타난 일본 K사의 스트레인 게이지를 사용하였으며 스트레인 게이지는 4-게이지법으로 히스톤 브리지 회로를 구성하여 자체 온도보상이 되도록 하였다.

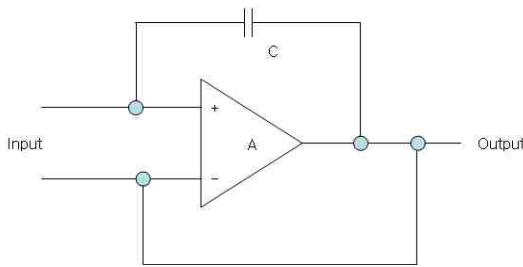
Table 2. Specifications of strain gauge

Item	specifications
Type	KFG-5-120-C1-11
Temperature compensation	Steel
Gage Length	5 mm
Gage resistance	119.8± 0.2 Ω
Gage Factor	2.11 ± 1.0 %
Adoptable Thermal Expansion	11.7 ppm/°C
Transverse Sensitivity	0.40 %
Company	Kyowa

본 연구에서 개발된 견인측정센서 구조 및 전자회로의 개략도는 그림 3과 같으며 견인운동치료기에 장착이 용이하도록 핀 타입의 굽힘빔 형태로 설계 제작되었다. 견인측정센서의 최대 사용 범위는 3,000 N까지 가능한 구조로 설계하였다.



(a) Simplified schematic of the sensor detecting a traction force.



(b) Simplified schematic of the electronic circuit.

Fig 3. Sensor detecting a traction force & electronic circuit.

III. 결과 및 고찰

견인측정센서의 캘리브레이션을 위하여 개발된 실험 장치를 이용하여 견인운동치료기의 견인력을 측정하기 위한 측정 센서에 정방향과 역방향으로 각각 150 N 간격으로 최대 900 N까지 견인부하를 가하여 견인부하에 따른 출력 전압을 3반복 측정하여 측정된 결과를 평균하였다. 그림 4는 실험 결과로서 측정 결과에 대한 회귀방정식은 $Y(\text{센서 출력값}) = 0.0011 * X(\text{부하}) + 3.0024(R=0.9956)$ 로서 견인운동치료기의 견인력을 측정할 수 있는 센서로 사용할 수 있는 범위 내에 있다는 것을 알 수가 있다.

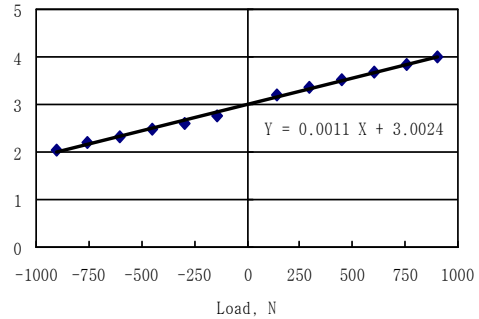


Fig 4. Calibration of sensor detecting a traction force at each loads.

재활 및 교정을 위하여 환자는 중력 방향으로 아래로 위치한다. 그러나 환자는 일정하게 방향을 유지하고 있지는 않으며, 약간의 흔들림이 발생된다. 따라서 환자의 좌우 이동에 따른 각도변화를 고려하여 0°에서 30°까지 10° 간격으로 각도의 변화를 주어 견인력을 측정하였다. 각도 변화에 따른 이론식은 $FP = F \cos\theta$ [FP: 부하, F: 중력방향의 부하, θ : 중력방향의 부하와 부하 사이의 각도]로 나타낼 수 있고, 이론치와 실측치를 비교 검증하였다.

그림 5는 견인측정센서의 센서 각도별 수직 방향으로 측정된 견인력 결과의 평균치를 보여주고 있다. 이론치와 실측치의 차이는 표준편차가 ± 20 N이므로 매우 적은 차이를 보였다. 각도별 비교분석에서도 최대 50 N이하로 나타났다. 견인측정센서의 최대 사용 범위인 3,000 N 이고 최대 오차율은 약 1.7%, 평균 오차율은 약 0.4%이므로 견인운동치료기의 견인측정센서로서 사용 가능하다고 판단된다.

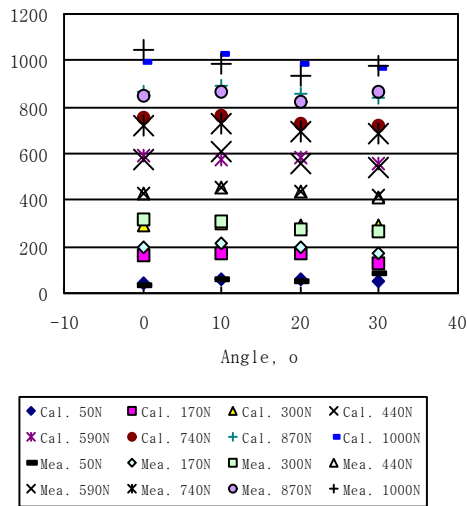


Fig 5. Results of output for each angle(Cal.: calculated, Mea.: measured).

임의의 하중에 대한 움직임을 실시간으로 측정하여, 로드셀 데이터와의 비교를 통하여 견인 측정센서로서의 가능성을 비교 검증하였다. 그림 6은 임의의 하중에 대한 대표적인 실험 결과이다. 초기 0 N을 시작으로 최대 2,500 N까지의 변화를 보여주고 있다. 10회에 대한 표준편차는 ± 20 N으로 나타났고, 평균 오차율은 약 0.7%로 나타났다. 그러므로 개발된 센서는 견인 운동치료기의 견인측정센서로서의 가능성이 매우 높다는 것을 알 수가 있다.

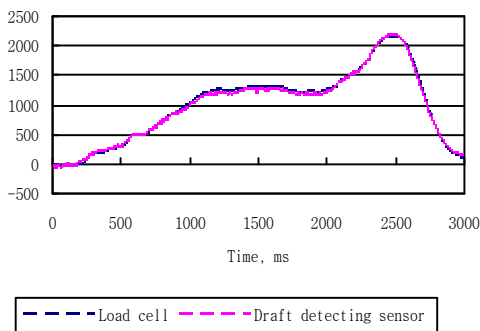


Fig 6. Results of output for each arbitrary loads.

제작된 견인측정센서와 전자회로의 온도 드리프트를 알아보기 위하여, 항온조에서 온도의 변화에 따른 결과를 측정 분석하였다. 그림 7은 10℃ 간격으로 최대 60℃까지 실험한 결과의 온도 변화에 따른 출력치 변화량의 평균치를 보여주고 있다. 출력 편차는 최대 0.011 V(부하 10 N)이고 평균은 0.009 V(부하 8 N)의 결과를 보였다. 개발된 견인운동치료기용 견인측정센서는 온도 변화에 따른 최대 출력치 변화량이 전체 사용 범위 3,000 N의 약 0.3%의 변화가 나타났으므로 견인 측정용 센서로 사용 가능하다고 판단된다.

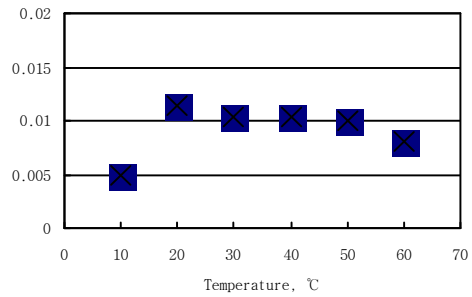


Fig 7. Results of output variation at the thermostat.

IV. 결론

본 연구에서는 견인운동치료기의 견인 측정을 위한 센서를 개발하여 실험적으로 사용 가능성을 검증하고자 하였다. 견인운동치료기의 상단에 견인력을 주도록 하는 구조가 되어야 하므로 핀 타입 형태로 설계 제작하였다. 검증을 위하여 제작된 실험 장치를 이용하여 견인 부하에 따른 견인측정센서의 전기적 반응치를 측정하였고, 그 분석 결과는 다음과 같다.

1. 견인측정센서는 선형적인 출력을 보였고, 환자의 움직임 여부에 관계없이 일정하게 견인 측정센서의 반응이 나타남을 알 수가 있었다.
2. 정적인 상태에서의 실험에서 최대 오차율

은 약 1%이내이고, 동적인 실험에서 평균 오차율은 약 0.7%로 나타났다.

3. 온도 변화에 따른 견인측정센서의 최대 출력치 변화량이 약 0.3%이므로 견인 측정용 센서로 사용 가능하다고 판단된다.

ACKNOWLEDGMENT

This study was supported by a grant from the MIFAFF, Republic of Korea(No.30800-3)

참고문헌

[1] Kim, Ji woong, Peak Seung ho, Kim Ho sik, Lim Seuk bon, 2007, Development of optical disk for optical sensor using electroforming process, Proceedings of the KSAE Conference 4:2145-2150. (In Korean)

[2] Lee, Shinpyo and Kim Jongbo, 2002, Output characteristics and sensitivity analysis of capacitive type torque sensor, Transactions of the KSME A 26(12):2590-2597. (In Korean)

[3] Joo, J. W. and Kang D. L., 1999, Strain analysis and calibration test of small capacity torque sensor, Transactions of the KSME A 23(3):382-391. (In Korean)

[4] Kim, J. Y. and Kang C G., 1999, Strain Analysis of a Six Axis Force-Torque Sencor Using Cross-Shaped Elastic Structure with Circular Holes, Journal of the KSPE 16(2):5-14. (In Korean)

[5] Salacha, J., Adam Bieńkowski and Roman Szewczyk, 2007, The ring-shaped magnetoelastic torque sensors utilizing soft amorphous magnetic materials, Journal of magnetism and magnetic materials 316:607-609.

[6] Lee, S. C., 1985, Precision measurement Engineering, Dongmyungsa, 117-128. (In Korean)

저자약력

이상식(Sangsik, Lee)



1994년 성균관대학교 학사학위 취득
 1996년 성균관대학교 석사학위 취득
 2000년 성균관대학교 박사학위 취득
 현 재 성균관대학교
 바이오메카트로닉스
 센터 근무

<관심분야> 의용기계, 의용전기전자,
 생체역학, 바이오메카트로닉스

박원엽(Wonyup, Park)



1988년 성균관대학교 학사학위 취득
 1991년 성균관대학교 석사학위 취득
 1998년 성균관대학교 박사학위 취득
 현 재 국립한경대학교 기계공학과
 근무

<관심분야> 제어시스템, 생물생산시스템
 바이오메카트로닉스

이충호(Choongho, Lee)



1990년 성균관대학교 학사학위 취득
 1992년 성균관대학교 석사학위 취득
 1996년 성균관대학교 박사학위 취득
 현 재 전주대학교 생산디자인학과
 근무

<관심분야> 생산디자인, 생물생산시스템
 바이오메카트로닉스