

자가인지 저작근 이완 장치의 센서 및 제어 시스템 개발

남 현도*, 안 동준**, 한 경호*, 김 기석***

*단국대학교 전기공학과, **대천전문대학, ***단국대학교 치과대학 구강내과학 교실

Development of Sensor and Control Systems for Self Detecting Masticatory Muscle Relaxation Appliances

Hyun-Do Nam*, Dong-Jun Ahn**, Kyongho Han*, Ki-Suk Kim***

Dept of *Elec Eng, and ***Oral Medicine, Dankook University, **Daechon Junior College

Abstract - In this research, the sensor and control system for self detecting masticatory muscle relaxation appliances. A strain gauge is used to measure a strength of tooth clenching force. A bridge circuit and voltage amplifier is designed to amplify measured signals and RF transmitter and receiver is also designed to communicate inner and outer mouth device. The experiments are performed to show the effectiveness of designed system.

1. 서 론

입이 잘 벌어지지 않는다면, 벌일 때 아프다면, 소리가 나는 턱 관절 장애의 주된 요인이 이 같이나 이 악물기 등과 같은 잘못된 구강 악 습관이며, 이를 장시간 할 시에는 저작근의 긴장을 발생함으로써 장애가 발생한다[1].

본 연구에서는 이 악물기 시 이를 감지하여 이 악물기를 중단시키고, 이 악물기의 회수, 시간, 압력의 크기, 빈도 등을 종합적으로 분석하여 이 악물기 등 기타 구강 악 습관을 종합적으로 진단하는 진단 시스템에 사용되는 센서 및 제어 시스템을 개발하였다.

치아가 맞물리는 것을 감지하기 위한 센서 시스템과 이에 반응하는 액츄에이터를 일체형으로 하면 장치가 지나치게 커지고 진동 및 경보음이 구강내에서 발생함으로써 사용자가 불편을 느낄 수 있다. 또, 진동 액츄에이터를 작동하기 위한 배터리 소모가 커서 자주 교환해야 하는 불편이 있으며 장치의 크기 제한으로 인한 기능의 제한으로 구강 악습관 진단을 위한 충분한 정보를 얻을 수 없다.

본 연구에서는 센서 및 제어 시스템과 반응 액츄에이터 시스템을 분리하여 센서 및 제어 시스템과 무선 송신기는 구강 내에 장치하고 무선 수신기와 반응 액츄에이터 시스템을 외부에 장치하여 두 시스템 사이에 무선으로 데이터를 주고 받게 하였다.

구강 내에 장치하는 센서 및 제어 시스템과 무선 송신기의 시제품을 개발하여 실제 실험한 결과 좋은 결과를 얻었다

2. 센서의 선정

2.1 하중의 표현

인체의 치아에 의하여 치근에 늘리는 힘을 측정하기 위해서는 치근에 작용하는 과도한 하중을 센서로 측정하여 이를 전기적인 신호로 변환(트랜스듀서)하여 계측하는 과정이 필요하다[2,3]. 그런데 치근에 늘리는 하중, 즉 힘의 국제 단위는 질량과 가속도로 이루어지는 조합 단위로서 $f = ma^2$ 라는 식에 따르며 1[kg] 물체에 1[m/s²]의 가속도가 작용하고 있을 때, 1[N](뉴턴)이라고 표현하고 그 단위는 [m·kg·s⁻²]로 정의된다.(SI 단위계) 또한 중량 단위계로 "1중량 킬로그램은" 1

[kg]질량의 물체에 일정한 중력 가속도 9.80665(m/s²)가 작용한 진공중의 힘을 말한다. 따라서 중량 단위계와 SI 단위계 사이의 관계는 식(1)과 같다.

$$1 \text{ kg} \cdot f = 9.80665 \text{ N} \quad (1)$$

단, 1중량 킬로그램은 1 kg·f 로 표현한다.

2.2 센서의 선정

힘의 측정은 기계식, 전기식을 불문하고 기지의 힘과 동일하게 하는 직접법과 탄성체의 탄성력과 균형을 이루게 해서 그 변형량으로부터 측정하는 간접법이 있다. 본 연구에서는 간접적인 방법으로 측정 대상인 물체의 물성이 힘에 의하여 변화하고, 그 변화량을 전기적으로 측정하고자 하는 시스템을 구현하고자 한다.

본 연구에서 개발하고자 하는 구강악습관 진단기기는 구강내에 삽입되므로 센서의 크기가 작아야 하며, 진단을 위해서는 이를 악무는 힘의 크기, 방향 등이 필요하므로 스트레인 게이지를 선정하였다. 스트레인 게이지는 이를 악무는 힘의 크기 뿐만 아니라 방향까지 측정할 수 있으나 브리지회로를 이용하여 저항의 변화를 전압의 변화로 바꾸어 주어야 함으로 매번 가변 저항의 크기를 setting 시켜야 하는 불편이 있다.

스트레인 게이지는 로드 셀과는 달리 하중 측정 목적에 따라 형상을 자유롭게 제작할 수 있다는 점에서 많이 사용되고 있다. 그림 1은 스트레인 게이지의 한 예를 보인 것이다[4].

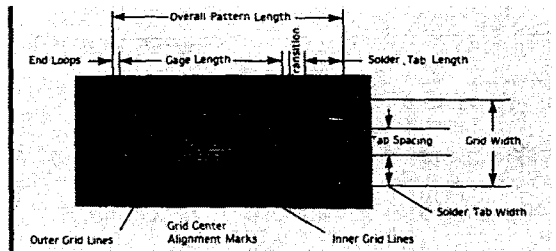


그림 1 스트레인 게이지

그림 1의 스트레인 게이지는 박막형 필름 구조로 제작된 것인데, 다른 변형 게이지보다 뛰어난 품질, 생산성, 신뢰성이 있어 일반적으로 많이 쓰이고 있다. 하중 측정 원리는 박막 필름의 표면이 하중에 의해 변형되면, 필름 내부의 도선이 변형되게 되고 이에 따라 도선의 길이가 미소하게 달라지게 됨에 따라 식(2)의 도체 저항식에 따라 저항값이 달라지게 된다.

$$R = \rho \frac{l}{s} \quad (2)$$

단, R은 도체의 전기저항, ρ는 도체의 저항률, l은 도체의 길이, s는 도체의 단면적이다.

변형으로 변하는 저항 변화율을 ΔR/R, 변형율을 Δl/l, 포와송비를 ν, 저항률의 변화율을 Δρ/ρ 이라고 하면, 식(3)을 얻을 수 있다.

$$\frac{\Delta R}{R} = \frac{\Delta l}{l} (1+2\nu) + \frac{\Delta \rho}{\rho} \quad (3)$$

식(3)에서 양변을 Δl/l로 나누면,

$$K = \frac{\Delta R/R}{\Delta l/l} = (1+2\nu) + \frac{\Delta \rho/\rho}{\Delta l/l} \quad (4)$$

박막형 변형 게이지인 경우는 저항체의 변환부가 있어 변형 방향에 대해 음의 변형이 되어 식(4)의 K보다 약간 작은 값을 나타내며, Ks(계이지율)로 표현된다.

3. 전압 증폭 및 RF 회로 설계

3.1 브리지 회로의 설계

전압 변환회로를 그림 2와 같이 설계하였다. 그림 2에서 보면, 본 연구에서 사용될 전원 전압은 소형 건전지에 의해 공급(12[V])되기 때문에, 건전지의 전압 변동에 관계없이 일정한 전압을 유지하도록 제너 다이오드를 통해 5[V]로 전압을 안정화시키고, 브리지에서 소비되는 전류를 최소로 유지시키면서 출력 전압을 유지하도록 설계하였다. 그림 2에서 사용된 스트레인 게이지는 저항값이 349±0.4[Ω]이고, 게이지율이 2.15±1[%]인 것을 사용하였다.(형명 : SKF-3624) 평형 브리지에 사용된 저항은 허용오차가 1[%]이내의 정밀저항을 사용하였으며, 가변저항을 조정하여 IN+, IN- 단자의 전압이 0[mV]가 되도록 평형을 맞추도록 설계하였다.

평형 상태인 경우의 브리지 회로에서 소비되는 전류는 식(5)와 같다.

$$I_T = 2 \frac{V_{CC}}{R_1 + R_2} \quad [\text{mA}] \quad (5)$$

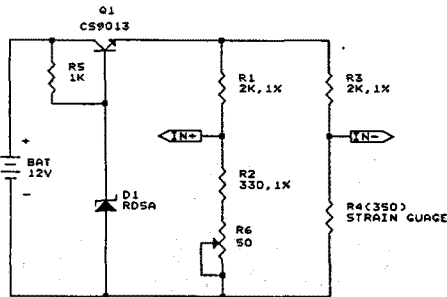


그림 2 설계된 평형 브리지 회로

3.2 전압 증폭회로의 구현

그림 2에서의 출력 전압은 스트레인 게이지의 변형 정도에 따라 0~1.5[mV]의 범위가 되어 충분한 크기의 전압증폭이 필요하므로 별도의 전압 증폭회로를 설계하였다(5). 설계시 주 고려사항은 전체 회로가 완성된 후에 이를 인체의 구강안에 집어 넣어야 하기 때문에 경박 단소하게 만들어야 하는 전제가 따른다.

사용될 op amp의 소비전류가 매우 적어야 하므로 instrumentation amplifier용 op amp로 본 연구에서는 MAXIM사의 MAX479를 이용하였다. 이 op amp는 소비 전류가 최대 17[μA]로 극소량이고 건전

지에서도 사용이 가능한 단일전원에서 동작하며, DC offset, drift가 거의 없는 반도체 소자이다. 그림 3은 식(6)에 의해 증폭 이득이 4000배 정도가 되도록 설계한 instrumentation amplifier를 보인 것이다.

$$G = \left(1 + \frac{2R_1}{R_C}\right) \left(\frac{R_3}{R_2}\right) \quad (6)$$

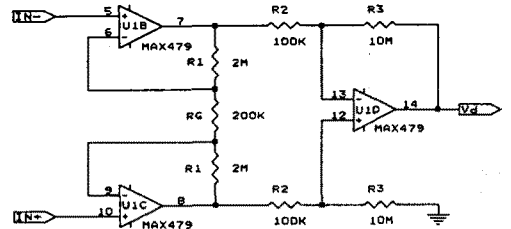


그림 3 설계된 instrumentation amplifier

3.3 전압 발진 회로의 설계

본 회로는 인체의 구강내에서 발생한 전압을 저주파로 발진시켜서 무선으로 송신하여 수신단에서 다시 전압으로 바꾼다음 원하는 정보를 얻을 수 있도록 신호 처리하는 것이 궁극적인 목표이기 때문에 전압 제어 발진(voltage controlled oscillator : VCO)회로가 필요하게 된다. 회로 설계시 고려되어야 할 사항은 RF의 carrier 주파수가 4[kHz]로 저주파이기 때문에 VCO의 출력 주파수는 200~800[Hz]의 범위에 있는 것이 효과적이다. 이러한 설계 목적에 맞는 VCO를 그림 4와 같이 설계하였다.

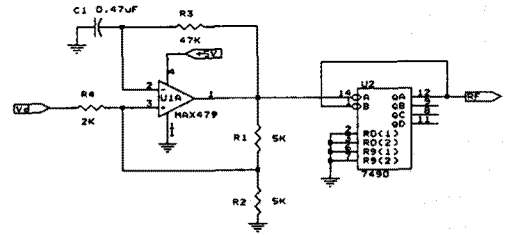


그림 4 설계된 VCO

그림 4의 VCO 회로는 비안정 멀티 바이브레이터의 비반전 단자에 저항 R4를 통하여 제어 전압 Vd를 인가하는 것이다. 그림에서 Vd = 0[V]인 경우 자주 주파수 f0는 식(7)과 같다.

$$f_0 = \frac{1}{2CR_3 \ln \frac{R_1 R_2 + 2R_2 R_4 + R_4 R_1}{R_1 R_3 + R_4 R_1}} \quad (7)$$

Vd를 가할 때 주파수 f는 식(8)과 같이 된다.

$$f = \frac{1}{2CR_3 \ln \frac{(R_1 R_2 + 2R_2 R_4 + R_4 R_1)^2 V_{osat}^2 - (R_1 R_2)^2 V_d^2}{(R_1 R_3 + R_4 R_1)^2 V_{osat}^2 - (R_1 R_2)^2 V_d^2}} \quad (8)$$

여기서, V_{osat} : V_{cc} - (1~2[V]) → op amp내의 흡수 전압이며, 10진 카운터 74LS90을 사용한 것은 VCO의 출력 파형의 Duty가 30[%]정도로 좁기 때문에 10진 카운터를 통과시켜 Duty를 50[%]정도로 만들기 위한 것이다.

3.4 RF 회로의 설계

RF의 변조 방식은 on-off keying 방식을 사용하였는데, 반송 주파수는 (9)식에 의하여 4[kHz] 정도로 발진시킨다. VCO의 주파수가 2[kHz] 이하일 때 전송과가 왜곡 없이 송신된다.

그림 5의 트랜지스터는 VCO의 출력을 스위칭시켜 발진 주파수와 변조시키는 역할을 하며, 안테나1은 고주파 성분을 보내는데 사용되고, 안테나2는 저주파 성분을 보내는데 사용된다.

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{L_1 C_1}} [Hz] \quad (9)$$

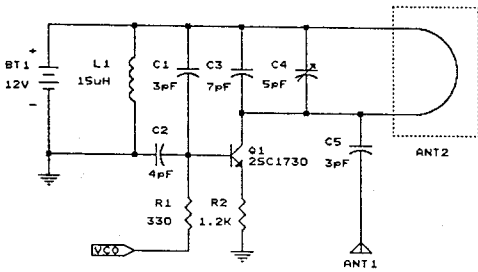


그림 5 RF 회로

4. 시제품 제작 및 실험

4.1 시제품 제작

전절에서 설계한 브리지 평형회로, instrumentation amplifier, 전압 제어 발진기의 특성을 확인하기 위하여 실제로 회로를 구현하여 시제품을 제작하였다. 전체 시스템의 블록 선도는 그림 6과 같으며 실제 제작된 시제품의 사진은 그림 7과 같다.

전체회로는 인체의 구강내에 회로가 들어갈 것을 고려하여 가급적이면 기관의 크기를 최소화(가로 3[cm], 세로 4[cm])하여 제작하였다.

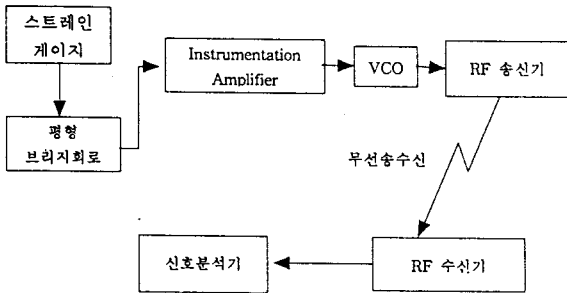


그림 6 전체 시스템의 블록 선도

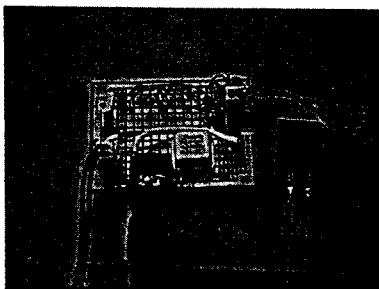
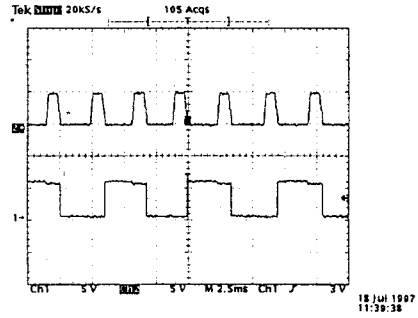


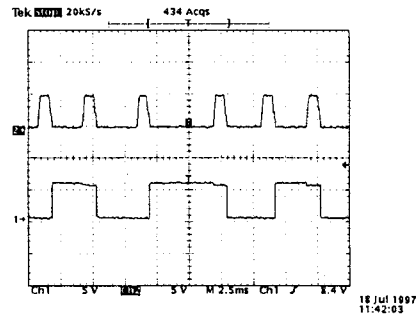
그림 7 제작된 전체 회로의 실물 사진

4.2 실험

그림 8은 VCO의 출력을 오실로스코프로 나타낸 것으로 스트레인 게이지가 변형이 없는 경우와 있는 경우(약 1[mm] 정도의 변형)로 실험한 것이다. 변형의 크기가 주파수의 차이로 나타남을 알 수 있다.



(a) 변형이 없는 경우



(b) 변형이 있는 경우

그림 8 스트레인 게이지인 경우

4. 결 론

구강내 이악물기 등 악습관에 의한 치아 파손, 저작근의 손상 등을 방지하기 위하여 사용되는 구강내 장치물은 장착시 불편감을 최소화하기 위하여 충분히 작게 설계되어야 한다.

본 연구에서는 구강내 장치의 크기를 줄이기 위하여 신호 감지 장치와 처리 장치를 분리하여 무선으로 송수신하는 자가인식 저작근 이완 장치의 센서 및 제어 시스템을 개발하였다. 이악물기 힘을 감지하기 위한 센서로는 strain gauge를 사용하였으며 감지된 신호를 증폭하기 위하여 평형 브리지 회로와 전압 증폭 회로를 설계하였으며, 구강 외부 장치와의 통신을 위하여 RF 송수신기를 설계하였으며 시제품을 제작하여 실험한 결과 좋은 성능을 보였다.

(참 고 문 헌)

- [1] G.T. Clark, "A critical evaluation of orthopedic interocclusal appliance therapy: design, theory, and overall effectiveness," JADA 108, pp.359-364, 1984.
- [2] 백 수현 편역, 센서 핸드북, 도서출판 세화, 1990.
- [3] 이 승래 저, 자동화 계측을 위한 센서 응용 기술, 도서출판 세화.
- [4] Omega, The Pressure Strain and Force Handbook, 1992.
- [5] S. Weber, Ed., Electronic Circuits Notebook Proven Designs for Systems Applications, McGrawhill, 1980.

본 논문은 1996년도 보건복지부의 G7 연구개발 사업의 지원을 받아 연구되었음