

축산자동화를 위한 가축의 생체정보 무선 계측장치 개발(II)⁺ - 단일채널 무선 맥박 계측장치 개발 -

Development of Wireless Instrument for Measuring Cattle's Somatic Information for Stockbreeding Automatization(II) - Development of Single-Channel Wireless Instrument for Measuring Sphygmus -

이 승 규* 민 영 봉* 김 태 규**
S. K. Lee Y. B. Min T. K. Kim

Summary

It is important to measure the somatic informations for stockbreeding automatization. This study was carried out for the development of wireless measurement system of sphygmus in living animals.

In measuring sphygmus counting with the single-channel telemetry system, a LED-photo transistor sensor showed more sensitivity to the change of blood pressure than a piezo-electric sensor based pressure sensor. The LED-photo transistor sensor resulted $\pm 1.29\%$ of measurement error of sphygmus counting.

In the process of transmitting and receiving the blood pressure signal for counting sphygmus, noises were mixed with, and the noises made the counting almost impossible. Auto-correlation analysis technique was applied to the signal data to extract the sphygmus information, and the technique was proved to be very effective.

1. 서 언

가축(소)의 건강상태 진단시 기초가 되는 맥박의 측정부위는 턱 밑의 外頸動脈, 꼬리의 中尾動脈 및 大腿部의 伏在動脈 등이 바람직하지만, 가축은 피부가 두껍고 동맥이 가늘어서 일반적으로 가축의 맥박측정은 청진기를 이용하여 심장의 박동을 측정하여 대신하는 경우가 많다. 그러나 이와 같은 종래의 방법으로 맥박을 측정할

경우에는 가축이 행동의 제한을 받아 긴장하게 되고, 그 결과 맥박이 상승하기 때문에 정확하게 맥박을 계측하기가 곤란하다. 더구나 이와 같은 측정방법은 대단히 번거롭고 측정 소요시간이 길 뿐만 아니라 오차가 발생하기 쉬우며, 특히 가축에게 스트레스를 주게 되어 바람직하지 못하다. 이러한 점을 감안하여 본 실험에서는 맥박 신호를 전기적 신호로 바꿀 수 있는 압력센서와 광센서의 두 가지 센서를 이용하여 무선계측 시

+ 본 연구는 1990년도 교육부 지원 한국학술진흥재단의 자유공모과제 학술연구조성비에 의해 연구되었음

* 경상대학교 농과대학 농업기계공학과

** 진주농림전문대학 농업기계과

시스템을 구성하고, 실험에 의하여 두 맥박계측 센서를 비교하였으며, 그 구체적인 연구 목적은 다음과 같다.

1. 가축의 맥박측정에 적합한 센서의 선정
2. 센서회로와 무선 송수신을 위한 회로의 개발
3. 가축의 맥박계측용 단일채널 무선계측 시스템의 개발

2. 맥박계측용 무선계측 시스템의 설계와 제작

가. 맥박계측센서 회로와 신호 처리회로

1) 압력센서

동맥의 수축 이완시 나타나는 압력의 변화를 맥박수로 계측하기 위하여, 맥박센서로 최대 측정압력이 2×10^6 Pa인 차동압력센서(differential pressure sensor, Micro Co, 185FC 30DH)를 선정하였다. 이 압력센서는 압전소자를 이용하여 유체압력을 전압으로 변환하는 것이다.

압력센서를 사용한 신호처리 회로는 그림 1과 같이 왼쪽으로 부터 발진기, 압력센서 및 증폭기로 구성하였다. 이때 발진기를 단일채널 체온 무선계측장치⁴⁾의 그림 1과 같이 체온측정 센서회로의 발진기와 동일하게 하면, 맥박만 측정하는 단일채널 장치에서는 계측이 문제가 되지 않으나 체온과 맥박을 동시에 계측하는 다중채널로 할 경우에는 두 계측신호가 혼합과형이 될 것이므로 계측시 서로 간섭을 줄 뿐만 아니라 계측 항목을 구별할 수 없게 될 것이기 때문에 이점을 고려하여 전송주파수를 서로 다르게 설계하였다. 발진회로에 사용한 부품의 용량은 그림 1에 나타난 바와 같이 $R=3k\Omega$, $R_1=2k\Omega$, $R_2=10k\Omega$, $C=0.1\mu F$ 로 결정하였다. 이것을 단일채널 체온 무선계측장치의 식 (1)에 대입하면 발진주파수는 4953Hz가 되므로, 이것을 전송주파수로 하여 압력센서 입력단에 걸도록 하였다. 또 압력센서의 출력전압은 증폭기로 반전증폭하여 FM 송신기에 연결하였다.

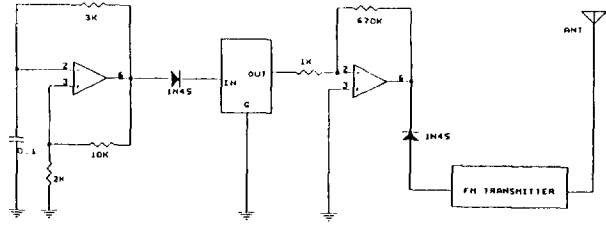


Fig. 1. Pulse transmitting circuit for the pressure sensor.

2) 광센서

맥박센서 회로에는 위의 압력센서 이외에 광센서를 이용한 회로도 설계 제작하였다. 선정된 광센서(LED-photo transistor)는 비교적 얇은 신체부위에 대하여 한쪽편에는 발광 다이오드를 부착하여 광원으로 하고, 반대편에는 광 트랜지스터를 부착하여 혈류 변화시의 수광량 변화를 전압으로 증폭시킬 수 있는 센서이다.

그림 2는 광센서를 사용하여 설계한 맥박신호 처리회로를 나타내고 있다. 발진 주파수는 압력센서의 경우와 마찬가지로 4953Hz가 되도록 하고, 이것을 트랜지스터 Q_2 의 컬렉터(collector)에 연결하여 반송파 전원으로 하였다.

혈류 변화에 따른 투과된 빛의 변화는 수광 트랜지스터 Q_1 에 의해 전류로 증폭되고, 이 전류를 Q_2 의 베이스(Base)에 입력시킴으로써 트랜지스터 Q_2 가 맥박신호를 반송파 전압으로 변환하여 FM 송신기로 보내도록 설계 제작하였다.

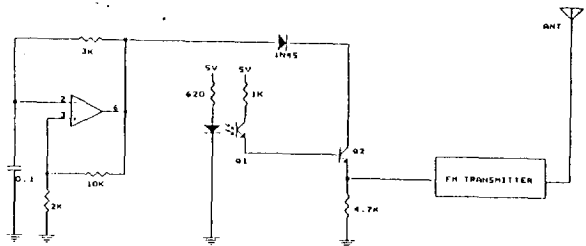


Fig. 2. Pulse transmitting circuit for the LED-photo transistor sensor.

나. 송수신장치

송수신장치는 단일채널 체온 무선계측장치 시스템과 동일한 것을 사용하였다.

다. 수신신호 처리회로 및 데이터 수집 처리 장치

FM 수신기로부터 출력된 전압파형은 맥박변환 신호 이외에 잡음도 부가되어 있으므로, 맥박변환 신호만을 취하기 위한 대역필터와 신호 처리회로는 그림 3과 같이 설계하였다. 따라서 대역필터의 중심주파수는 $R_1=R_2=R_3=450\Omega$ 및 $C=0.1\mu F$ 를 단일채널 체온 무선계측장치의 식 (2)에 대입하여 산출하면 5002Hz가 된다.

이것은 전송주파수 4953Hz와는 49Hz의 차이가 있으나, 이 차이는 대역필터의 대역폭에 비하면 매우 작으므로 문제시 되지 않을 것으로 판단된다. 대역필터 출력단의 출력전압은 아주 미세하기 때문에 이것을 오실로스코프에 나타낼 수 있도록 출력전압을 증폭기를 통하여 반전증폭을 하도록 회로를 구성하였다. 그림 3의 우단부의 다이오드는 교류신호를 직류신호로 변환시키기 위하여 설치한 것이고, 용량필터는 평활출력을 얻기 위하여 연결한 것이다.

데이터의 수집과 처리는 체온계측 시스템에서와 마찬가지로 AD 변환기와 마이크로컴퓨터를 이용하도록 구성하였다.

가측의 맥박을 측정하기 위하여는, 맥박 변화에 따른 출력전압의 주파수를 계측하여야 하는데, 출력전압 파형이 잡음을 수반하는 경우에는 파형의 자기상관함수(auto-correlation function)를 구한 다음, 이 함수의 주기를 알아 내어 맥박수로 환산하는 방법이 오차를 작게 발생시킨다.

X를 파형전압이라 할 때 자기상관함수는 다음 식으로 나타낼 수 있다.

$$C_x(k) = \frac{1}{N-K} \sum_{i=1}^{N-K} X(i) \cdot X(i+k) \quad \dots\dots(1)$$

단, $i=0, 1, 2, \dots\dots N, k=0, 1, 2, \dots\dots h$ 이다.

표본오차를 줄이기 위하여 $N>10h$ 로 하는 것이 일반적이나, 예비 실험을 통하여 조사한 결과,

측정주기가 0.034초일 때 측정범위 40~100 bpm (beat/min)의 맥박수를 정확하게 측정할 수 있는 N과 h의 최소값은 각각 200과 60으로 나타났다. 이것은 $N>10h$ 를 만족하지는 않지만, 맥박의 주기는 거의 일정하고 단조로운 진동파이기 때문에 N과 h를 작은 값으로 설정하더라도 비교적 정확한 맥박계측이 가능할 것으로 추정되며, 또한 컴퓨터의 측정시간 단축을 위해서도 N과 h를 너무 크게 하지 않는 것이 좋을 것으로 생각된다.

식 (1)의 자기상관함수는 파형의 진폭 변화에 따라서 상당한 값의 차이가 나타나므로 컴퓨터로 그래픽할 때 문제가 많다. 따라서 본 연구에서는 다음 식과 같은 자기상관계수를 맥박계수로 채택 하였다.

$$C(k) = \frac{C_x(k)}{C_p} \quad \dots\dots\dots(2)$$

여기서, C_p =자기상관함수의 최대값이다.

이와 같은 맥박계수는 맥압파형의 피크값에 관계없이 $C(k)<1$ 이 되고, 맥박계수 $C(k)$ 의 진동주기를 $T_p(s)$ 라 하면 맥박수 $B_p(bpm)$ 는 다음 식과 같이 계산할 수 있다.

$$B_p = \frac{60}{T_p} \quad (bpm) \quad \dots\dots\dots(3)$$

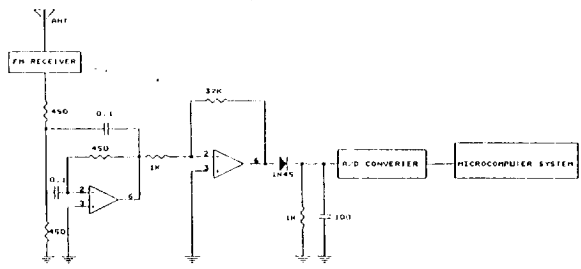


Fig. 3. Pulse signal acquisition and processing circuit.

3. 재료 및 방법

가. 실험장치

혈류의 맥동과 유사한 압력변화를 발생시키기

위한 장치로는 일반 실험용 진동기(vibrator)를 사용하였으며, 이 진동기의 압력변화와 진동수를 측정하기 위하여 U자관과 회전계(tachometer)를 사용하였다. 또 개발한 맥박계측 시스템의 성능을 비교 분석하기 위하여 스톱워치(stopwatch)로 대상물의 맥박수를 측정하였다. 개발한 회로의 각 지점에서의 파형을 분석하는 데는 단일채널 체온 무선계측장치에 나타낸 바와 동일한 멀티미터, 카메라 및 오실로스코프를 사용하였다.

나. 실험방법

1) 압력센서에 의한 맥박수 측정

그림 1의 압력센서를 이용한 맥박신호 계측 및 송신장치와 그림 3의 수신 및 신호 처리장치로 구성된 맥박의 무선계측 시스템의 성능은 다음과 같은 방법으로 검토하였다. 우선 무선계측 장치의 중단부 출력단의 전압변화를 조사하기 위하여, 압력센서의 압력부에 U자관의 한쪽 끝을 비닐 호스로 연결하고, U자관 속에 물을 넣어 수두차를 주어 압력을 가하였다. 이 수두차를 압력으로 환산하고, 각 수두차에 따른 무선 계측장치 출력단의 전압을 전압계로 계측하여, 압력변화에 따른 출력전압의 변화를 비교 분석하였다.

실험용 진동기의 회전부 선단이 압력센서에 연결한 고무벌브(bulb)에 주기적으로 가압되도록 설치하고, 회전계를 이용하여 일정 진동수로 맞춘 후 진동기의 진동수와 압력센서로 계측한 진동수를 비교하여 정확한 맥박측정이 가능한가를 검토하였다.

맥압의 측정으로 맥박수를 정확히 측정할 수 있는지의 여부를 조사하기 위하여 사람 손목의 동맥부에 압력센서를 부착하고, 개발한 맥박 무선 측정 시스템으로 맥박수를 계측하여 그 성능을 분석하였다.

2) 광센서에 의한 맥박수 측정

그림 2의 신호계측 및 송신장치와 그림 3의 수신 및 신호처리 장치로 구성된 광센서를 이용한 맥박 무선계측 시스템의 성능실험은 다음과 같은 방법으로 수행하였다. 정확한 맥박수를 측

정할 수 있는지를 검토하기 위하여, 진동기의 회전 선단부가 수광 트랜지스터를 가로지르도록 광센서의 수광부를 진동기 측면에 부착하였다. 또 수광부 상단에는 백열등을 켜놓고 진동기의 회전 선단부가 수광부를 지날 때 빛의 차단이 주기적으로 일어나도록 장치하였다. 진동기의 회전에 따른 맥박 무선계측 시스템의 최종 출력단의 전압파형의 진동수를 프로그램을 통하여 계측하고, 회전계로 측정된 진동기의 진동수와 비교 검토하였다.

가축임 맥박수를 계측하기에 앞서 빛의 투과성이 좋고 심장 박동에 따른 혈류 변화를 쉽게 포착할 수 있는 사람 손의 검지와 중지사이의 얇은 부분에 광센서를 부착하고, 광센서를 이용한 계측 시스템으로 맥박수를 계측한 다음, 스톱워치를 보면서 손목 동맥부에서 동시에 측정된 맥박수와 비교 분석하였다.

4. 결과 및 고찰

가. 압력센서를 이용한 맥박수 측정

U자관에 수압을 주어서 무선 맥박계측 회로의 최종단에서 측정된 전압과 비교해 본 결과, 수주가 10cm(980Pa)씩 높아짐에 따라 출력전압은 0.25V씩 비례적으로 낮아지는 것으로 나타났다. 따라서 본 압력센서를 이용하면 어느 정도의 압력변화는 전압파형으로 변환시켜 측정이 가능할

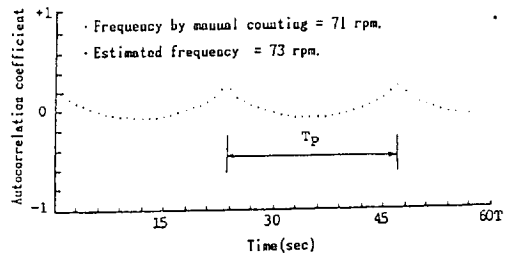


Fig. 4. An example of the autocorrelation coefficient of pressure sensor signal and estimation of the frequency.

것으로 판단되었다.

진동기로 주기적으로 가압하면서 압력센서를 이용한 맥박 무선계측 시스템으로 계측한 자기상관계수의 한 예는 그림 4와 같다. 그림에서 알 수 있는 바와 같이, 계측되는 자기상관계수의 파형은 진동기의 가진과 동일한 주기로 변화하고 있다. 여러 차례의 반복실험 결과 진동기를 진동수 47, 63, 71, 82 및 99rpm으로 진동시켰을 때, 계측 시스템으로 측정된 진동수는 각각 49, 65, 73, 84 및 98rpm으로 나타나 편차가 2rpm 정도였다.

이상의 결과에서 맥박수 측정시 자기상관함수법을 적용시키면 신속하고 정확한 계측이 가능할 것으로 사료된다.

그러나 사람의 팔목 동맥부위에 압력센서를 부착하고 개발한 계측 시스템으로 맥박을 계측해 본 결과, 맥압변화에 따른 출력파형의 변화가 미세하게 나타났고, 컴퓨터에 의한 데이터의 수집처리 결과 잡음성분의 진동수만 계측되어 정확한 맥박수를 찾아내지 못하였다. 따라서 본 실험에 사용된 무선계측 시스템의 압력센서로는 미세한 맥압 변화를 감지할 수 없어 가측의 맥박측정에 직접 적용하기는 어려울 것으로 사료되므로, 앞으로 미압계를 센서로 채택하여 실험할 필요가 있다.

나. 광센서에 의한 맥박수 측정

그림 5는 광센서를 이용한 맥박 무선계측 시스템으로 측정된 진동기의 가진에 대한 자기상관계수의 한 가지 예를 나타낸 것이다. 그림에서 알 수 있는 바와 같이 자기상관계수의 파형이 주기적으로 일정하게 진동하고 있으며, 계측주기를 0.034초로 하였기 때문에 자기상관계수의 진동주기 T_p 는 그래프의 눈금 34에 0.034를 곱한 1.156S가 된다. 이것을 식 (3)에 대입하면 진동수가 52rpm이 되어 진동기의 진동수와 일치하고 있다.

진동기를 진동수 79, 67, 52, 57, 73, 73, 74rpm으로 진동시켰을때 이 계측 시스템으로 계측된 진동수는 각각 80, 67, 52, 58, 73, 73, 76rpm으로

서 그 편차는 $\pm 0.6\text{rpm}$ 이하로 나타났다.

그림 6은 사람의 맥박수를 계측한 하나의 예를 나타낸 것으로서 사람의 맥박과 같은 주기로 자기상관계수의 값이 변화하고 있음을 알 수 있다. 광센서를 이용한 계측 시스템은 압력센서의 경우 보다 감도가 더 좋았고 50회에 걸쳐 반복실험한 결과는 최대오차가 $\pm 2.67\%$, 평균오차는 $\pm 1.29\%$ 로 나타났다.

그러나 이 오차는 스톱워치를 보고 사람의 손으로 감지한 맥박수와 대비한 실제 오차는 극히 미소할 것으로 추정되며, t-검정의 결과로는 차이가 없었다($p>50$).

이상에서와 같이 광센서에 의한 맥박의 무선계측 결과 자기상관 함수법이 매우 유효하며 가측의 맥박 측정에도 적용 가능한 것으로 판단되었다.

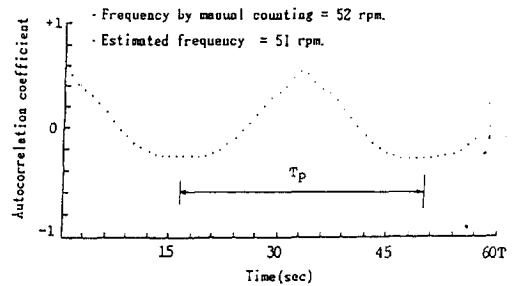


Fig. 5. An example of the autocorrelation coefficient of LED-photo transistor sensor signal and estimation of the frequency.

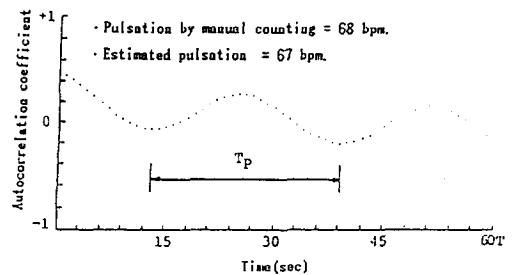


Fig. 6. An example of the autocorrelation coefficient of LED-photo transistor sensor signal and estimation of the human pulsation.

5. 결론

가축의 건강 상태를 확인하기 위한 기초자료인 맥박을 무선으로 계측하기 위하여 압력센서와 광센서를 이용한 단일채널 무선계측 시스템을 고안 제작하였다.

단일채널 맥박 무선계측장치를 이용하여 맥박을 계측한 결과 압력센서 보다 광 센서에서 감도가 좋았고, 맥박수 계측오차는 $\pm 1.29\%$ 로 나타났다.

맥박 신호는 상당히 미약한 맥압이나 혈류변화를 전압으로 변환하여 송신하므로 수신단에서 상당한 증폭이 필요하게 되므로 미약한 잡음파형이 혼입되어 맥박신호 계수기를 사용할 수 없었다. 따라서 본 연구에서는 자기상관 함수법에 의한 맥박파형의 자기상관계수의 진동주기를 구하여 분당 맥박수를 산출하였고, 맥박계측 실험을 통하여 아주 정확한 맥박수가 계측되었다.

參考文獻

1. Di Pietro, D.M. and J. D. Meindl. 1978. Optimal system design for an implantable CW Doppler ultrasonic flowmeter. IEEE Trans. Biomed. Eng. 25(3) : 255~264.
2. 伊藤 勝美. 1988. 라디오 컨트롤 차량. 昭

和 62年度農業機械のロボット化に関する調査研究事業報告書. 日農機工業會 : 2.66~2.76.

3. 김 남현 외 5인. 1988. 디지털 신호처리에 의한 실시간 태아 심전도 감시 시스템에 관한 연구 (1). '88 한국 자동제어학술회의 논문집 : 722~725.
4. 이승규, 민 영봉, 김 태규. 1991. 축산 자동화를 위한 가축의 생체정보 무선 계측 장치의 개발 (1)-단일채널 체온 무선 계측 장치의 개발. 한국 농업기계학회지 16(4) : 263~271.
5. Meindl, J. D. 1980. Biomedical implantable microelectronics. Science 210 : 263~267.
6. Paul, W., et. al. 1985. berwachung der Herzschlagrate bei Milch-k hen-Sensorentwurf und erste Ergebnisse. Grundl. Landtechnik 35(6) : 182~189.
7. Reece, F. N. and J. W. Deaton. 1969. Low-cost radio transmitters for telemetering chicken body temperature. Trans. ASAE 12(3) : 326~328.
8. Schl nsen, D., H. Roth and H. Sch n. 1987. Automatic health and oestrus control in dairy husbandry through computer aided systems. J. agric. Engng Res. 38(4) : 263~279.
9. 戶川 達男. 1988. 生體物理計測. 計測・制御 27(3) : 212~217.