

운동중의 심전도 모니터링을 위한 원격조정 송신기의 설계

권창옥 · 최준영* · 김광진* · 이명호

=Abstract=

A Design of the Telemetry Transmitter for Monitoring Exercise Electrocardiogram

Chang-Ok Kwon, June-Young Choi, Kwang-Jin Kim, Myoung-Ho Lee

This paper presents a frequency modulated radio-telemetry transmitter for monitoring and transmitting an exercise electrocardiogram (ECG) and respiration activity simultaneously on single carrier frequency in the standard FM broadcast band of 88-108 MHz.

We have evaluated the performance of the FM telemetry transmitter which is proposed on the basis of an exercise ECG test in the treadmill.

1. 서 론

심장의 운동량은 그 박동수에 비례하므로 사람의 심전도(electrocardiogram)를 측정하여 보면 그 사람의 심장운동량을 추정할 수가 있다. 특히 운동중인 사람의 심전도를 측정하여 그 사람의 현재운동량을 산출하고 이것을 생리학적으로 허용되는 최대운동량과 비교하여 봄으로써 운동자로서의 적합성여부의 판단과 잔여운동량에 대한 추가 적응훈련을 통하여 운동자의 심장운동량을 극대화 시킬수 있기 때문에 운동중인 사람의 심전도를 측정할 수 있는 연구가 기구에 대한 연구가 임상의학, 의료용기기의 개발 및 기구향상을 지상과제로 하는 스포츠 과학화 과정에서 절실히 요구되고 있다.

그런데 현재 임상에서 이용하고 있는 심전도 측정장치는 교류전원형으로 설치장소가 제한을 받기 때문에

장소나 거리의 이동을 필요로 하는 운동자의 심전도 측정에는 적합하지 않다.

이런 문제를 해결하기 위해서 배터리를 전원으로 하는 심전도 모니터가 개발되어 사용하고 있으나 전력질주 시 과격한 작업으로 심장부위에 부착된 전극이 본래의 위치에서 이탈될 때 발생하는 잡음을 완전히 제거할 수가 없어서 거리의 급격한 이동이 없는 운동이외에는 큰 효과를 얻지 못하고 있는 실정이다. 더우기 완전한 QRS-Complex파형의 패턴을 얻을 수 없기 때문에 운동중에 심장에서 일어나는 임상적 변화특성을 고찰하기가 어려운 실정이다.

따라서 본 연구에서는 이런 문제점을 개선하기 위하여 원격조정에 의한 88~108[MHz]의 주파수 대역을 갖는 FM방송주파수 변조방식의 심전도 검출 및 송신용 FM송신장치를 개발하여 그 성능을 평가하고 아울러 거리나 위치이동을 요하는 운동중에서 완전한 QRS-complex 파형을 모니터링할 수 있는 ECG모니터 개발의 가능성을 검토해 보고자 한다.

2. 원격조정 FM송신기의 제작

2-1. FM송신기의 설계기준

<1982. 12. 30접수>

연세대학교 공과대학 전기공학과

*연세대학교 산업대학원

Dept. of Electrical Engineering, Yonsei University.

*The Graduate School of Engineering, Yonsei University.

심전도 검출 및 송신용 FM송신기는 그림 2-1과 같이 심전도전극(ECG electrode), 전치증폭기(pre-amplifier), ECG 증폭기(ECG amplifier), 정전류발진기(constant current oscillator), 정류기(rectifier), 저주파 통과필터(low-pass filter), 고주파 통과필터(high-pass filter), 가산증폭기(summing amplifier), 반송파 변조기(carrier modulator) 및 RF발진기(RF oscillator)등으로 구성하였으며 각 장치의 설계특성은 아래와 같다.

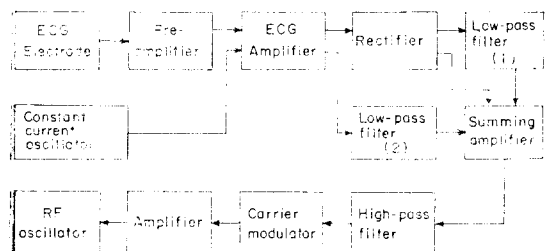


그림 2-1. 심전도 검출 및 송신용 FM송신기의 블록선도.

Fig. 2-1. Block diagram of the telemetry transmitter for monitoring and transmitting Exercise ECG.

1. 심전도 전극

심전도 검출용 전극으로는 Spacelabs 제품의 Silver-silver chloride (Ag-AgCl)전극을 사용하였다.

2. 전치 증폭기

심전도 신호의 크기는 0.01~6[mV]이므로 단순히 심전도 전극만으로는 신호를 검출해낼 수가 없기 때문에 반드시 증폭기를 사용하여야 한다.

특히 심전도 신호가 발생하는 부위의 소스 임피던스는 $10^3 \sim 10^7[\Omega]$ 정도 이므로 임피던스 정합(matching)을 위하여 생체 전위용 증폭기(biopotential amplifier)의 입력 임피던스도 커야한다.

본 연구에서는 전치증폭기를 구성하는 3개의 연산 증폭기(operational amplifier)중 맨 앞단의 증폭기는 입력 임피던스가 $10^{12}[\Omega]$ 인 FET를 사용하였다.

전치증폭기의 중요성은 심전도 전극과 흉곽부위의 피부가 서로 접촉될때 전극에 의한 오프셋전위(offset potential)가 발생되어 심전도 신호와 상호 방해현상을 일으키기 때문에 전치증폭기에서 입력신호의 직류 오프셋전위가 차단될 수 있도록 하였다.

3. 정전류 발진기

호흡파형은 심전도와 같이 전기적인 신호로 발생되지 않기 때문에 심전도 검출용 전극으로는 호흡파형을 모니터링할 수가 없다. 특히 잡음이 없는 심전도 신호

를 검출하기 위해서는 잡음 원인중의 하나인 호흡파형을 따로 분리해야 한다. 그런데 호흡으로 인하여 흉곽 부위의 임피던스가 변화하게 된다. 따라서 정전류 발진기로부터 일정한 정현파 반송 전류를 전극을 통하여 피검자 흉부에 흘려주면 기저임피던스(basal impedance)의 변위에 따라 진폭변위를 갖는 전압파형으로 호흡파형을 유도해 낼 수 있다.

4. ECG증폭기와 정류기

ECG 증폭기는 호흡파형과 ECG파형을 증폭하며 정류기는 정전류 발진기로부터 발생된 진폭—가변 반송파신호를 통과시킨다. 이때 통과되는 신호는 2개의 다이오드를 통하여 부호가 반대인 두 직류 레벨을 발생한다.

5. 저주파 통과필터(1)

역방향 다이오드를 통하여 정류되는 마이너스(-) dc전압은 호흡으로 인하여 발생하는 변위를 제거하기 위하여 차단주파수가 0.08 [Hz]이고 이득이 -3 [dB]인 저주파 통과필터로 필터링 된다.

특히 이 저주파 통과필터는 호흡으로 인한 변위와 전극임피던스나 혹은 배터리 공급전압의 변화로 인한 변위등 마이너스(-) dc레벨에서 장시간 동안 상존하는 변위를 급격히 차단하는 역할을 한다. 반면에 순방향 다이오드를 통하여 정류되는 (+)dc 전압은 가산증폭기의 입력으로 인가된다.

6. 저주파 통과필터(2)

전극을 통하여 검출된 심전도 신호는 호흡으로 인한 반송파 신호와 함께 전치 증폭기와 ECG증폭기에 의하여 증폭된다.

그러나 저주파 통과필터(2)에서는 심전도 신호만 증폭시키고 호흡으로 인한 반송파 신호는 차단시키는 역할을 하는데 이 목적을 위하여 차단주파수는 110[Hz]로 이득은 -3 [dB]로 하였다.

7. 가산증폭기

가산증폭기는 정류기에서 발생하는 호흡에 의한 반송파 신호의 순방향 dc레벨과 역방향 dc레벨을 상쇄시키고 저주파 통과필터(2)에서 증폭된 심전도 신호와 호흡으로 인한 (+)전압신호의 진폭변위만을 가산기의 출력으로 통과시키는 역할을 한다.

8. 고주파 통과필터

고주파 통과필터는 심전도 신호와 호흡에 의한 전압신호의 진폭변위 성분중에서 심전도 신호만을 통과시키기 위한 필터회로로서 차단주파수는 5.0[Hz], 이득은 3 [dB]로 하였다.

9. 반송파 변조기

고주파 통과필터에서 통과된 심전도 신호는 비안정

마지막으로 RF 발진기에서 98[MHz]±5%로 송신되는 심전도 신호는 일반 상용으로 쓰이는 FM 카세트 라디오를 이용하여 카세트테이프에 녹음되도록 한다.

3. 실험 및 결과고찰

본 연구에서 제작한 심전도 검출 및 송신용 원격조정 FM송신기의 성능을 평가하기 위해 그림 3-1과 같이 운동자의 심전도 측정시스템을 구성하였다.

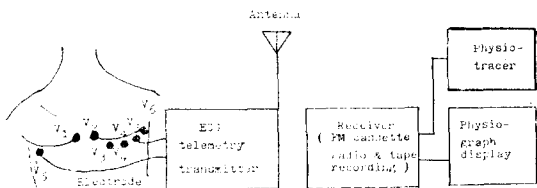


그림 3-1. 운동중의 심전도 측정시스템
Fig. 3-1. Complete monitoring system of the exercise ECG.

3-1 피검자의 선정

피검자로는 체중 64 [kg], 신장 171 [cm], 연령이 25세인 [K]와 체중 57 [kg], 신장 180 [cm], 연령이 21세인 남자 [O] 두 사람을 선택하였다.

3-2 정지상태의 심전도

각 피검자에게 충분한 휴식을 취하게한 후 한쌍의 표면전극을 흉곽부위 좌측세골 중앙선에서 제 5 늑간 (그림 3-1의 V₅)과 이와 대칭이 되는 위치 (그림 3-1의 V_{5'})에 부착시키고 정상상태에서의 심전도를 기준 모

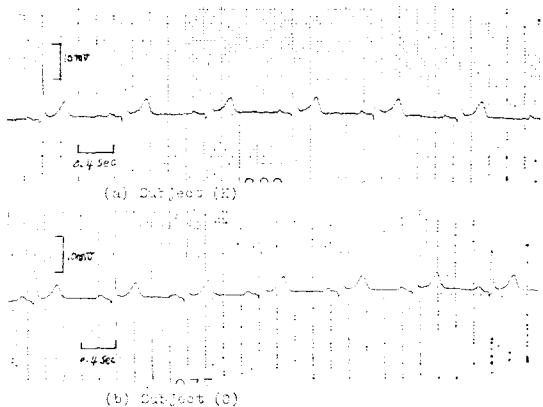


그림 3-2. 정상상태에서 기준모델을 이용하여 측정 한 피검자의 심전도
Fig. 3-2. ECG Waves of subjects [K] and [O] in the standing state by recording cardiopan CR-300 ECG recorder system.

델을 이용하여 검출하였는데 그림 3-2와 같이 피검자 [K]는 60(회/분), 피검자 [O]는 75(회/분)로 나타났다

3-3 운동중의 심전도

운동 상태변화에 따른 피검자들의 심전도 변화는 treadmill를 이용하여 측정하였다.

treadmill에서 수행하는 피검자들의 운동량은 i) 정지상태, ii) 5°의 경사를 9.6 [km/시간] iii) 10°의 경사를 14.4 [km/시간] 및 15°의 경사를 19.2 [km/시간]의 속도로 구분하여 각 피검자들에게 3분동안씩 실시하였는데 그림 3-3은 피검자 [K]에 대한 운동량 변화에 따른 심장 박동수의 변화이고 그림 3-4는 피검자 [O]에 대한 심장 박동수의 변화이다.

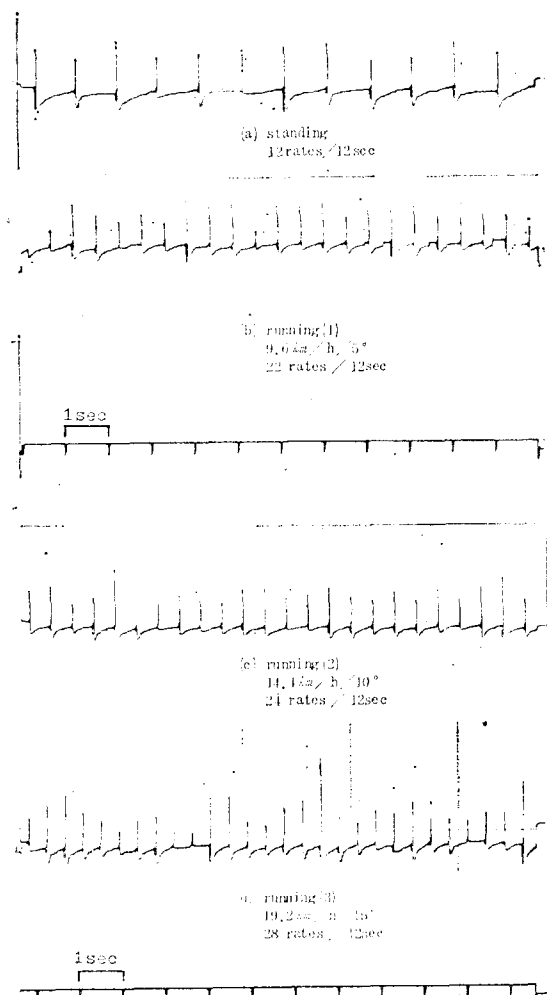


그림 3-3. 운동상태변화에 따른 피검자 [K]의 심장 박동수
Fig. 3-3. ECG rates of subject, [K], with different exercising conditions.

표 3-1. 운동상태변화에 따른 피검자 [K]와 [O]의 심장박동수 비교

Table 3-1. Comparison of ECG rates with different exercising conditions between subject [K] and subject [O].

Subject condition Exercise	K (171cm/64kg/25 years)	O (180cm/57kg/21 years)
	Standing	60
9.6km/hour/ angle 5°	110	115
14.4km/hour/ angle 10°	120	135
19.2km/hour/ angle 15°	140	150

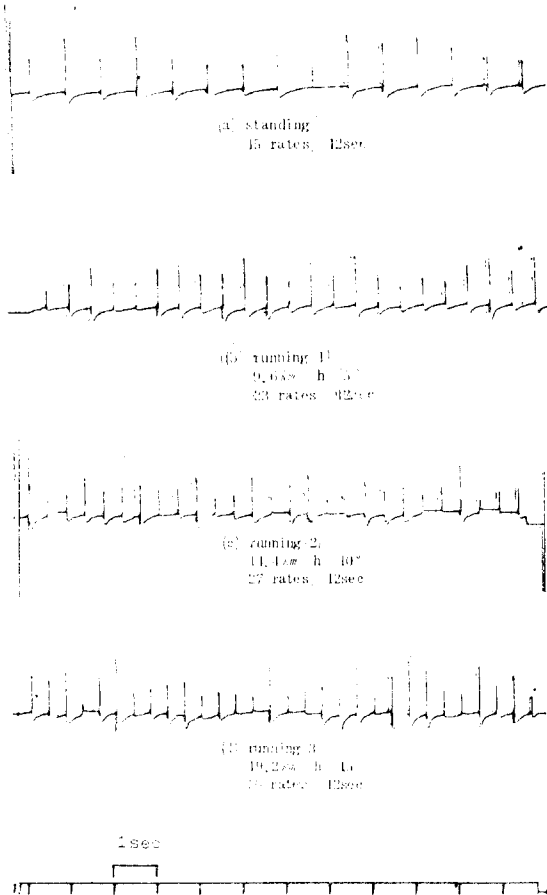


그림 3-4. 운동상태변화에 따른 피검자 [O]의 심장박동수

Fig. 3-4. ECG rates of subject, [O], with different exercising conditions.

한편 표3-1은 운동상태 변화에 따른 피검자들의 심장 박동수를 그림 3-3, 그림 3-4를 판독하여 정량적으로 나타낸 것이다.

3-4 결과 고찰

본 연구에서 제작한 심전도 검출 및 송신용 FM송신기의 특성과 피검자들의 운동상태를 변화시켰을 때 검출된 심장의 박동수로부터 얻어진 결과를 고찰하여 보면 다음과 같다.

1. 본 연구에서 제작한 심전도 FM송신기는 배터리 전원의 교환없이 약 5주동안 송신되었으며
2. 송신거리는 약 30 [m]이며 조절이 가능하였다.
3. 심전도 신호는 98[MHz]에서 가장 안정된 패턴

을 보였다.

4. 제작한 심전도 FM송신장치를 피검자에게 사용하기 전에 먼저 현재 임상병원에서 이용되고 있는 Philips 회사의 Cardiopan CR-300 모델을 통하여 정상상태일 때 심장박동수를 측정 한 결과 그림3-2에 보인 바와같이 피검자[K]의 경우에는 60[회/분], 피검자 [O]의 경우에는 75[회/분]의 심장 박동수를 보였다.

5. 결과 고찰 (4)에서 얻어진 결과를 각 피검자들의 정상상태일때의 심장 박동수로 하고 본 연구에서 제작한 심전도 측정용 모니터를 사용하여 정상 상태에서 측정 한 심장의 박동수는 그림3-3(a)와 같이 피검자[K]의 경우에는 60 [회/분]의 심장 박동수를, 그리고 피검자 [O]의 경우에는 그림3-4(a)와 같이, 75[회/분]의 심장 박동수를 보여 제작한 심전도 모니터의 신뢰도를 확인한 후 운동량을 변화시켜 본 결과.

6. 5°의 경사를 9.6 [km/시간]의 속력으로 3분동안 달렸을 때 피검자 [K]는 그림. 3-3(b)와 같이 110[회/분]의 심장 박동수를 보인 반면에 피검자 [O]는 그림 3-4(b)와 같이 115[회/분]의 심장 박동수를 보여 같은 운동량을 수행하는데 피검자 [O]의 심장 박동수가 1분동안 5회정도 빠른 것으로 나타났다.

7. 10°의 경사를 시속 14.4[km/시간]의 속력으로 3분동안 달렸을 때 피검자[k]는 그림3-3(c)와 같이 120 [회/분]의 심장 박동수를 보인 반면 피검자[O]는 그림 3-4(c)에 나타난 것같이 135[회/분]의 심장 박동수를 보여 같은 운동량을 수행하는데 있어서 피검자 [O]가 1분당 심장 박동수가 15회 더 많은 것으로 나타났다.

8. 15°의 경사를 시속 19.2[km/시간]으로 달렸을 때 피검자 [K]는 그림 3-3(d)와 같이 140[회/분]의

심장 박동수를 보인 반면 피검자 [O]는 그림3—4 (d)와 같이 150[회/분]의 심장 박동수로 같은 운동량을 수행하는데 피검자 [O]의 심장 박동수가 10회 정도 빠른 것으로 나타났다.

결 론

본 연구에서 제작한 원격조정에 의한 심전도 검출 및 송신용 FM송신기를 이용하여 운동상태 변화에 따른 심장 박동수를 측정하여 본 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 검출된 신호는 배터리 전원의 교환없이 약 5주 동안 송신할 수 있다.

2. 심전도의 송신주파수는 98[MHz]에서 가장 안정되었고 송신거리는 약 30[m]이었으며 조절이 가능하였다.

3. 생체 잡음을 제거하기 위해 사용한 필터의 차단주파수 범위가 0.08~110[Hz]일때 이득은 ± 3 [dB]로 안정되었다.

4. 제작된 심전도 모니터의 성능을 평가하기 위하여 경지 상태일때 두사람의 피검자를 통하여 측정된 심장의 박동수는 각각 회분 60[회/분], 75[회/분], 으로 기준의 모니터를 이용하여 같은 상태에서 측정된 60[회/분], 75[회/분]과 일치하였다.

5. 5°, 10°, 15°의 경사를 9.6[km], 14.4[km] 및 19.2[km]의 시속으로 3분동안 달렸을 때 두 피검자의 심장 박동수는 선형적으로 증가하였으며 이 결과를 이용하여 피검자들의 심장의 운동 능력을 간접적으로 평가할 수 있었다.

따라서 이상에서 얻어진 결론으로 미루어 보아 제작한 심전도 검출 및 송신용 FM송신기를 더욱 연구 개선하여 휴대하기에 간편하고 신뢰도를 높일 수 있다면 그리고 격렬한 운동을 하거나 또는 장시간동안 달릴지라도 흉곽부위에 부착된 전극이 떨어지지 않게 할 수 있다면 운동중인 사람의 심전도를 측정하므로써 운동중에 일어날 수 있는 심장 질환에 대한 임상적 평가를 내릴 수 있을 뿐만 아니라, 운동자의 적합성 여부를 판정할 수 있을 것이다. 나아가서는 생리학적으로 허용하는 심장의 최대박동수(18[회/분]~200[회/분])와 비교하여 잔여 운동량을 산출할 수 있고 이의 추가 실시로 작업의 효율화 및 일정한 운동량을 수행하는데 소요되는 시간을 최소화할 수 있을 것이므로 기록 단축을 목표로 하고 있는 장거리 운동선수들의 기록 향상을 위한 자료가 될 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

- 1) L.N. Ziecheck, "The general design consideration for a wireless telemetry system in the medical diagnosis of humans." *IEEE Trans. Aerospace Electronic System (USA), Vol. A ES-5, No. 4A, p.682, 1969.*
- 2) F.O. Foghludha, "Medical application of telemetry system," *National Telemetry Conference Record, Conference paper, Washington, D. C., pp.342~343, 1971.*
- 3) T.B. Rill, "A radiotelemetry system for transmitting physiologic data from animals," *Amer. J. Vet. Res., Vol. 32, No. 1, pp.155~161, 1971.*
- 4) R. Zerzawy, "A programmable 4 channel system for long-time radio telemetry of biomedical parameters," *International Symposium on biotelemetry, Meander, N.V., Leiden, Netherlands, pp.49~56, 1972.*
- 5) W.P. Holsinger and K.M. Kempfer, "Potable EKG telephone transmitter," *IEEE Trans. Biomedical Engineering, Vol. BME-19, pp. 321~323, 1972.*
- 6) R.P. Betts and B.H. Brown, "Method for recording electrocardiograms with dry electrodes applied to unprepared skin," *Med. Biol. Eng., Vol. 13, pp.313~315, 1976.*
- 7) J.G. Webster, "Minimizing electrode motion artifact by skin abrasion," *IEEE Trans. Biomedical Engineering, Vol. BME-24, March, pp.134~139, 1977.*
- 8) J.G. Webster, "Inteference and motion artifact in biopotentials," *IEEE Trans. Region 6 Conference Record, pp.53~64, 1977.*
- 9) M.R. Neuman, "Biopotential amplifiers," in *Medical Instrumentation: Application and Design, J.G. Webster, Ed. Boston, pp.273~335, 1978.*
- 10) E.K. Chung: *Exercise Electrocardiography: Practical Approach, The Williams & Wilkins Company, Baltimore, 1979.*
- 11) W.M. de Souza and R.B. Panerai, "Variability of thoracic impedance cardiograms in man" *Medical & Biological Engineering & Computing, Vol. 19, pp.411~415, 1981.*
- 12) 강두희 : 생리학, 신광출판사, 1980.