

## 밴드형 심전도 생체신호 전극시스템의 구현

강성철, 김기련\*, 김광년\*, 정동근\*\*, 김민성\*†, 정도운, 전계록,  
부산대학교 의과대학 의공학교실, \*(주)피지오랩, \*\*동아대학교 의과대학 의공학교실  
\*†동명대학교 정보통신공학과

### Development of Bioelectric Signal Sensor System using Band Type ECG

Sung-Chul Kang, Gi-Ryon Kim\*, Kwang-nyeon Kim\*, Dong-Keun Jung\*\* ,

Min-Sung Kim\*†, Do-wun Jeong, Gye-Rok Jeon,

\*\*Dept. of Medical Engineering, College of Medicine, Dong-A University

E-mail : digitalup@korea.com 휴대폰 : 011-585-8580

발표분야 : 의료정보

### 요약

가정이나 병원 등 해상에서 위급한 환자를 모니터링 할 때 현재의 심전도 측정기의 전극센서가 불편할 경우가 많다.

구급차량 내에서나 선박에서 환자를 측정시 흔들림이 심하기 때문에 전극이 떨어져 측정이 쉽지가 않으며 또 환자의 몸에 지방분이나 습기가 많을 경우를 쉽게 붙어있지 않아 측정이 더욱 힘들어진다.

본 연구에서는 환자가 언제든지 전극을 붙이고 화장실이나 외출까지도 자유롭게 할 수가 있도록 하였으며 또 흉부에 쉽게 착용이 용이하도록 부드러운 벤드 형태로 설계되었다.

심전도의 전극소재로는 전기저항특성이 우수하고 피부 트러블이 거의 없는 금을 소재로 한 제품을 적용하였으며 광전용적맥파 및 말초체온 등을 추가로 설계하여 다중생체신호를 모니터링 할 수 있도록 구현 하였다.

본 실험에서는 가슴이나 늑골부위에서는 생체신호전달이 좋았으며, 환자의 복부부위에서는 생체신호가 아주 작게 검출되었다.

전극소재로 금 전극을 사용하여 일반적인 전극을 이용할 때 보다 신호 검출이 우수하다는 결과를 얻었으며, 일반적인 전극은 단순1회용으로 끝나지만 금 전극센서는 반영구적이면서도 환자가 이동 시 접촉력이 우수하여 보다 정확한 데이터를 얻을 수가 있었다.

### ABSTRACT

There are some cases in trouble with monitoring emergency patient by existing electrode sensor in measuring instrument in home and hospital etc.

And there are problem to measure because of coming down electrode in emergency car or vessel of shaking and fat, humidity of patient.

In this study, it has designed band-type for patient to put on the breast easily and go around anywhere freely putting band electrode on his body.

Gold has used as electrode material in this electrocardiogram because of its excellent electronic resistance peculiarity and no trouble with skin.

And it is able to monitor multi-body-signal by additional design of periphery temperature.

There are good results of body signal transmission in the breast or the rib, and get a little body signal in abdomen.

We get a result it is better case of gold than usual electrode on signal detection, and know usual electrode was disposable, but we have more correct result from gold electrode sensor, being semi-permanent and great contact ability even if movement.

### key word

Band type ECG sensor, PC monitering system, body signal electrode, bluetooth network

## I. 서 론

실버산업이 발전되면서 건강에 대한 관심이 고조되고 있지만 현대인들은 건강에 대한 관심은 아주 높으나 바쁜 생활 속에서 병원에 들러 주기 적으로 진찰받기란 쉽지가 않다. 사무실이나 가정에서 언제든지 쉽게 신체의 이상 유무를 측정하여 그 상태를 확인 할 수 있는 측정장비의 필요성이 부각 되고 있다. 생체신호의 진단자동화 기술은 검출된 신호로부터 특징이 되는 점 및 파, 주파수 등을 검출하는 신호 인식처리 과정을 통해 주요 파라미터를 추출하고, 분류 및 판정과정을 거쳐 진단 결과를 출력하는 기술이며, 여기에 신호 인식과정이 자동화의 핵심 기술이라 할 수 있다.[1,2] 생체신호를 인식하여 진단 및 제어에 이용하는 자동화 시스템의 대표적인 생체신호를 보면 심전도, 근전도, 뇌전도의 신호와 최근 진단적 유효성에 관심이 증대되고 있는 맥파 신호가 있다. 신체 표면에 전극을 붙여서 인체 내에서 발생사는 전위차를 측정하는 심전도

(ECG;Electrocardiography)가 있다. 기존의 심전도 및 맥파측정 장비는 고가이면서도 부피가 매우 커서 이동이 어려우며 검출된 생체신호 및 데이터를 별도로 보관이 어렵다.[3] 또한 실버타운 및 가정에서 간단한 자가 진단의 정보를 병원 까지 전송하는 과정이 용이하지가 않아 원격측정이 어려운 상황이다. 이러한 자가진단을 전송하여 원격측정이 가능한 소형으로 이동이 용이하면서 보관도 간편한 모델로 설계제품을 제작하여 생체신호를 인체의 체온이나 맥파 등을 동시에 측정이 가능하도록 한다. 또한 병원이나 가정에서도 환자의 심전도를 측정할 때마다 가슴을 드러내고 전극을 붙여서 측정하는 방식이 환자들은 매우 불편해하고 있다.

그래서 병원에 들어온 환자는 가슴에 가볍게 패드만 차게 되면 별도의 전극을 붙이는 불편 없이 그 환자의 생체 신호가 근거리에 있는 의사의 컴퓨터로 보내어져 이상 유무를 판단 할 수 있도록 하는 시스템 개발이 절실히 요구 되고 있다.

본 연구에서는 탈부착이 가능한 밴드형 심전도 생체신호를 인식으로 하는 센서를 개발하여 송신 단말기 및 원격측정이 가능하도록 개발하고자 한다.[4,5]

## II. 본 론

### 2-1 밴드형 심전도 센서 개발

환자의 신체에 직접 접촉되는 전극도 피부에 트러블이 없는 소재를 개발하고 생체신호 전송기는 전용 CPU를 사용하고 환자도 볼 수 있는 그래픽화면을 적용시켜 설계한다. 기존의 심전도측정기를 모델로 하여 지금까지 축적된 데이터를 분석하여 시스템을 개발하고 심전도 밴드는 환자가

휴대하는데 용이하게 착용 할 수 있도록 설계하였다. 검출전극은 기존의 Electrode 종류와 구조를 분석하고 신체에 전극 부착시 현재까지의 문제점을 토대로 새로운 형태의 제품으로 개선했다.

그림 1. 개발된 심전도, 맥파 시스템 계통도

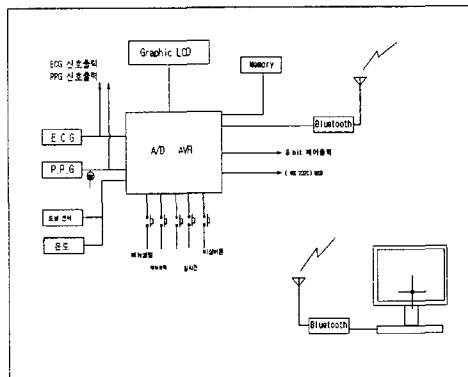


그림1은 개발된 심전도 센서의 네트워크 구성도로서 심전도, 맥파, 체온 등을 데이터를 블루투스를 통해 원격지로 데이터를 보내는 내용이다

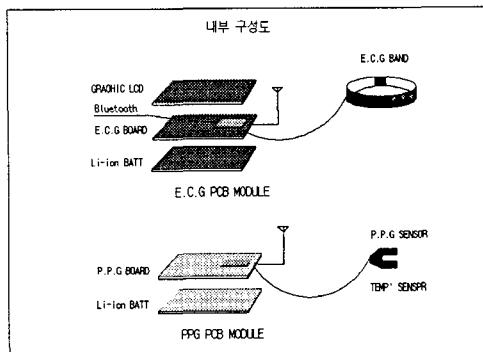


그림2. 밴드형 심전도, 맥파 측정 센서 구성도

그림2는 밴드형 심전도 측정기 제어회로를 소형으로 개발하여 초소형 bluetooth chip을 내장한 후 일체형으로 설계하여 벤드내에 삽입하여 ECG, PPG, 체온 등의 생체정보를 저장하고 필요시 원격 PC로 보내어 데이터를 분석하여 여러 환자관리를 보다 용이하게 할 수 있도록 함과 동시에, 기존 심전도 측정시 이동이 매우 힘들었던 것에 비해 외부에 노출되는 선이 없기에 행동이 자유로워진 생체 관리 시스템이다

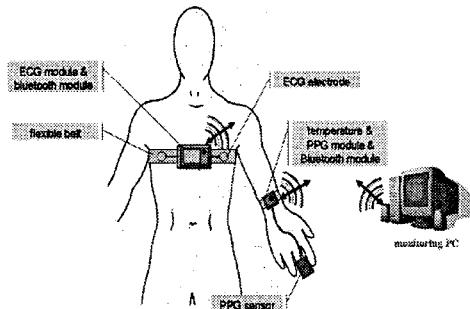


그림3. 심전도 벨트 착용 후 정보전송계통도

그림3은 환자가 심전도 생체 벨트를 착용 후 침대 위에서 정보를 전송하거나, 환자가 자유롭게 이동 시 24시간 접수된 생체정보를 관리컴퓨터 쪽으로 데이터를 보내는 형태의 개념도를 나타내고 있다.

### III. 실험 및 결과

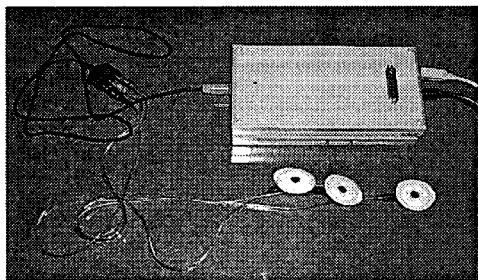


그림4. 이전제품의 심전도 측정기

그림4는 현재 최근에 개발된 심전도 측정기중 가장 작으면서도 기능이 우수한 제품이다. 신체에 착용은 힘들지만 부피가 작아 이동하면서 생체 신호 측정이 용이한 제품이다.

그러나 그림에서 나타나있는 3개의 전극은 일반적으로 병원에서 가장 흔하게 심전도측정에 사용되고 있는 전극으로서 환자에게 적용 후 폐기처분이 되는 제품이다.

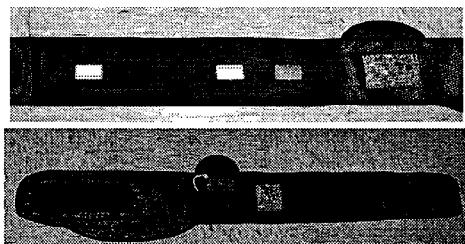


그림5. 구현된 심전도 측정기의 외형

그림5는 본 연구에서 개발된 탈부착이 가능한 밴드형 심전도 측정시스템이다.

밴드 내부에 연구적으로 사용가능한 전극은 금을 소재로 하여 피부트러블을 가정 적게 하였으며 제어 콘트롤도 소형으로 설계하여 환자가 심전도 벨트 착용시 불편함이 없도록 제작되었다.

벨트 소재는 신축성이 부드러운 나이론과 기타 복합소재를 사용하였으며, 탈부착이용이하도록 벨트 양끝에는 일명 찍찍이를 적용하였고, 전전지 소모시 교체가 수월하도록 소형 주머니를 만들었으며, 전전지는 충전지를 사용하여 1회 충전시 대략 24시간 이상 작동이 될 수 있도록 설계하였다.

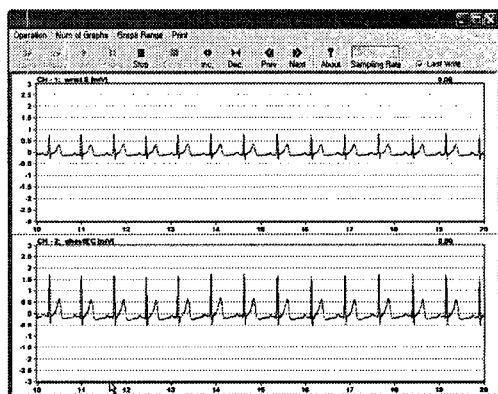


그림6. 밴드형 심전도 측정기로 측정된 심전도 측정 과정

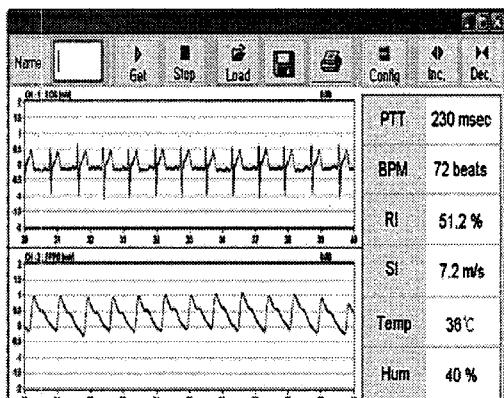


그림7. 밴드형 심전도측정기로 측정된 신체체온 및 심전도와 맥박 과정

그림7은 환자가 밴드형 심전도계를 착용하여 무선으로 전송된 데이터를 모니터링 한 내용이다. 밴드내부에 심전도전극 이외에 맥박을 측정할 수 있는 맥파 센서와 체온을 측정 할 수 있는 온도 센서를 내장시켜 동시에 여러 가지의 생체신호를 용이하게 관리 할 수 있도록 한 것이다.

표 1. 크기별 금속전극과 상용 은/염화은 전극의 주파수 영역에 따른 전극-피부 접촉 임피던스의 변화 특성

Frequency	Metal electrode		Ag/AgCl	
	12 * 12 mm <sup>2</sup>	18 * 18 mm <sup>2</sup>	24 * 23 mm <sup>2</sup>	16 * 16 mm <sup>2</sup>
0.1 Hz	937 kΩ	635 kΩ	447 kΩ	1,030 MΩ
1 Hz	793 kΩ	514 kΩ	380 kΩ	862 kΩ
3 Hz	655 kΩ	406 kΩ	297 kΩ	636 kΩ
10 Hz	454 kΩ	263 kΩ	186 kΩ	358 kΩ
20 Hz	323 kΩ	182 kΩ	127 kΩ	232 kΩ
30 Hz	236 kΩ	133 kΩ	96.4 kΩ	172 kΩ
40 Hz	213 kΩ	117 kΩ	80.7 Ω	148 kΩ
50 Hz	190 kΩ	98.8 kΩ	70.3 Ω	131 kΩ

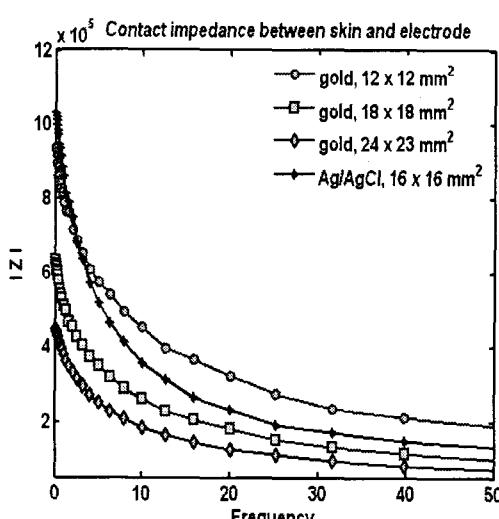


그림 8. 크기별 금속전극과 상용 은/염화은 전극의 주파수 영역에 따른 전극-피부 접촉 임피던스의 변화 특성

## V. 결 론

본 연구에서는 환자가 언제든지 전극을 붙이고 화장

실이나 의출까지도 자유롭게 할 수가 있도록 하였으며 또 흉부에 쉽게 착용이 용이하도록 부드러운 벤드 형태로 설계되었다. 심전도의 전극소재로는 전기저항특성이 우수하고 피부 트러블이 거의 없는 금을 소재로 한 제품을 적용하였으며 광전용적맥파 및 말초체온 등을 추가로 설계하여 다중생체신호를 모니터링 할 수 있도록 구현하였다. 본 실험에서는 가슴이나 늑골부위에서는 생체신호전달이 좋았으며 환자의 복부부위에서는 생체신호가 아주 작게 검출되었다. 전극소재로 금 전극을 사용하여 일반적인 전극을 이용할 때 보다 신호검출이 우수하다는 결과를 얻었으며, 일반적인 전극은 단순1회용으로 끝나지만 금 전극센서는 반영구적이면서도 환자가 이동시 접촉력이 우수하여 보다 정확한 데이터를 얻을 수가 있었다. 그리고 심전도 측정이 대형장비나 인체에 붙이는 전극 등은 환자에게 또 다른 부담을 주는 경우를 없애고 병원의 새로운 환자관리시스템이 용이한 시스템으로 활용이 가능할 것으로 사료된다.

## 참고문헌

- [1] G. E. Bergey, R. D. Squires, and W. C. Sipple, "Electrocardiogram recording with pastless electrodes", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. BME-18, pp.206-211, 1971.
- [2] W. H. Ko, M. R. Neuman, R. N. Wolfson, and E. T. Yon, "Insulated active electrodes", IEEE Trans. Ind. Elect. Contr. Instrum., Vol. IECI-17, pp. 195-198, 1970.
- [3] C. Gondron, E. Siebert, P. Fabry, E. Novakov, and P. Y. Gumery, "Non-polarisable dry electrode based on NASICON ceramic", Med. Biol. Eng. Comput., Vol. 33, pp. 452-457, 1995.
- [4] M. J. Burke and D. T. Gleeson, "A micropower dry-electrode ECG preamplifier", IEEE Trans. BioMed. Eng., Vol. 47, No. 2, pp. 155-162, 2000.
- [5] N. V. Thakor, J. G. Webster and W. J. Tompkins, "Optimal QRS detector", Medical and Biological Engineering, Vol. 21, No. 3, pp.343-50, 1983.