

휴대용 심전도 모니터링 계측 시스템 개발에 관한 연구

Development of an Ambulatory Wearable System for Continuous Patient Monitoring

박 찬 원*, 전 찬 민**

(Chan Min Jeon and Chan Won Park)

* 강원대학교 전기전자정보통신공학부(전화:(033)250-6294, 팩스:(033)241-3775, E-mail : cwpark@kangwon.ac.kr
** 강원대학교 전기공학과(전화:(033)250-6294, 팩스:(033)241-3775, E-mail : jechmin@hotmail.com)

Abstract : An wearable electrocardiogram (ECG) monitoring system is a widely used non-invasive diagnostic tool for ambulatory patient who may be at risk from latent life-threatening cardiac abnormalities. In this paper, we have a portable ECG monitoring system with conductive fiber which was characterized by the small-size and the low power consumption. The system consists of conductive fibers, one-chip microcontroller, ECG preprocessing circuit, and monitoring software to be able to record and analyze in PC. ECG preprocessing circuit is made of pre-amplifier with gain of 10, band-pass filter with bandwidth of 0.5-120Hz and 2.5V offset circuit for A/D conversion. ECG signals obtained by sensor are included with corrupted noises such as a baseline wandering, 60 Hz power noise and interference noise by body movement. For cancellation corrupted noises in signals obtained by conductive fiber, we used the wavelet decomposition of wavelet transforms in MATLAB toolbox.

Keywords : wearable, electrodiagram, conductive fiber, wavelet transforms, decomposition.

1. 서론

최근 급속한 기술의 발달로 인해 과거의 열악한 의학기술이 상당한 발전을 이루었고 사람들의 생활 수준이 윤택해짐에 따라 좀더 나은 의료혜택을 원하게 되었다. 더 나아가 병원에 국한되었던 고가의 의료기들이 저가의 소형 휴대용품들로 대체되고 있는 것이 현실이다. 근래 지하철 운전자가 많은 승객을 태운 채 지하철 운전 중 급사하는 사고에서 알 수 있듯이 대부분의 사람들은 자신이 병을 가진 것을 지각하지 못한 채 살아가는 경우가 빈번하다. 또한 사회의 발전에 따라 사람들의 수명이 과거에 비해 연장된 것은 사실이지만 이에 반해 노인문제가 심각하게 대두되고 있다. 과거의 경우 항시 신체의 변화를 관찰해야 하는 경우조차도 병원에 입원을 하여 병원 내에서 환자 침상 옆에 설치하여 환자의 상태를 감시하는 방식으로 대부분이 고정된 환자에게 적용하고 있다. 그러나 최근 응급 의학 분야에 대한 관심이 고조되면서 옥외에서 사고 발생시 사고현장 혹은 병원으로의 환자 이송 시 앰블런스 안에서뿐만 아니라 병원 내에서 환자 이동시에도 환자의 상태를 감시할 수 있는 휴대용 환자감시 장치에 대한 요구가 증대되기 시작하였다 [1].

환자 감시장치 분야에 대한 국내 연구동향은 80년대 초부터 연구, 개발을 시작하여 활발한 연구가 진행되고 있다. 하지만 대부분이 고정된 타입의 제품으로서 환자 이동 시에 연속적으로 환자상태를 감시할 수 없는 단점을 지니고 있다. 반면 미국과 일본을 중심으

로 한 외국에서는 제품의 고성능화, 소형집적화, 경량화를 추구하여 휴대용 제품에 대한 연구가 활발히 진행되어 홀터 심전계(Holter ECG)와 같은 휴대형 제품들이 출시되고 있다 [1-2].

이와 같은 필요성에 의해 본 연구에서는 환자의 이동 시 뿐만 아니라 항상 환자의 몸에 착용하여 의학적 가치가 높은 심전도 (ECG or EKG)와 혈압을 동시에 감시할 수 있는 착용 가능한 휴대용 연속 환자 감시 장치를 설계하고자 하였다.

II. 시스템 제작

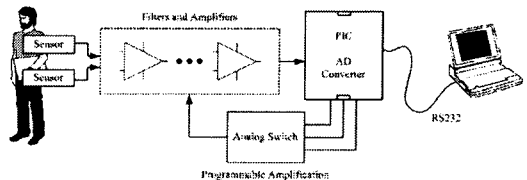


그림 1. 휴대용 심전도 모니터링 시스템의 블록도.

Fig 1. Block diagram of an ambulatory wearable system for continuous patient monitoring.

그림 1은 본 연구에서 개발한 시스템의 개괄적인 전체 블록도를 나타낸다. 본 시스템은 심전도 모니터링을 위하여 센서, 필터 회로, 마이크로프로세서로 이루어진 하드웨어 부분과 실시간 모니터링을 위한 PC 소프트웨어로 구성되어 있다.

1. 센서 제작

본 연구의 목적은 휴대용 소형 환자 감시 장치의 개발이므로 기존의 복잡한 심전도 장치가 아닌 간단히 신호를 얻는 것이 가능하도록 손가락으로부터 심전도 신호를 얻을 수 있게 센서를 제작하였다. 또한 대부분의 의료장비는 도전성이 좋은 전극, 즉 내부 임피던스가 낮은 재질을 사용함으로써 심장박동에 의한 임피던스의 변화를 극대화 한다. 따라서 본 연구에서는 도전성이 있는 도전성 섬유(carbon compound fiber)를 사용하였다.

Specific Resistance (Ω/cm)	Conductive	Plastic	Insulative
Plastic	10 ¹⁰ ~ 10 ¹⁴	10 ¹⁰ ~ 10 ¹⁴	10 ¹⁰ ~ 10 ¹⁴
Metal Fiber	10 ¹ ~ 10 ²	10 ¹⁰ ~ 10 ¹⁴	10 ¹⁰ ~ 10 ¹⁴
Metal Plated Fiber	10 ¹ ~ 10 ²	10 ¹⁰ ~ 10 ¹⁴	10 ¹⁰ ~ 10 ¹⁴
Thimbered	10 ¹ ~ 10 ²	10 ¹⁰ ~ 10 ¹⁴	10 ¹⁰ ~ 10 ¹⁴
Carbon Compound Fiber	10 ¹ ~ 10 ²	10 ¹⁰ ~ 10 ¹⁴	10 ¹⁰ ~ 10 ¹⁴
Anti-Static Conductive Fibbers	10 ¹ ~ 10 ²	10 ¹⁰ ~ 10 ¹⁴	10 ¹⁰ ~ 10 ¹⁴
Wool	10 ¹ ~ 10 ²	10 ¹⁰ ~ 10 ¹⁴	10 ¹⁰ ~ 10 ¹⁴
Acrylic Polymer	10 ¹ ~ 10 ²	10 ¹⁰ ~ 10 ¹⁴	10 ¹⁰ ~ 10 ¹⁴
Rubber	10 ¹ ~ 10 ²	10 ¹⁰ ~ 10 ¹⁴	10 ¹⁰ ~ 10 ¹⁴

그림 2. 피막된 매질에 따른 임피던스 특성표.

Fig 2. Impedance characteristics of membrane medium.

그림 2는 현재 다양한 분야에서 사용되고 있는 도전성 매질의 피막된 금속의 종류에 따른 임피던스의 특성을 보여준다.

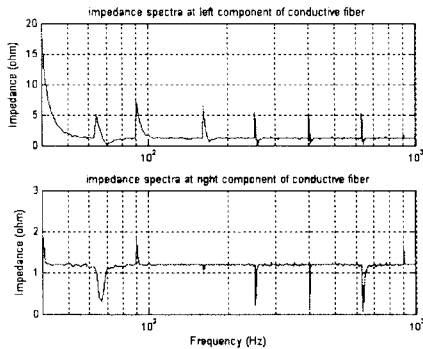


그림 3. 제작된 센서 임피던스 스펙트럼.

Fig 3. Impedance spectra of constructed sensor.

그림 3은 제작된 센서의 두 접점을 임피던스 어널라이저(impedance analyzer)를 이용하여 주파수에 따른 임피던스의 분포를 측정 한 것이다. 그림으로부터 두 접점의 평균 임피던스의 값은 좌측과 우측이 각각 1.3157Ω과 1.1797Ω으로 측정 시 오차를 고려하면 1Ω 정도의 값을 갖게 된다.

2. 필터와 증폭기

심전도 증폭기에 입력되는 신호는 도전성 섬유로부터 나오는 신호와 함께 측정전극(도전성 섬유)으로부터 얻는 전압은 ground에 대하여 floating되어 있으며, 이 신호는 신호원 전압보다 매우 크다. 또한 기기 주변의 60Hz 전원 노이즈 및 정전 결합에 의한 노이즈는 common-mode 형태로 입력전압으로 인가된다. 따라서, 이러한 노이즈를 제거하고 미소한 심전도 신호를 증폭하기 위하여 높은 정확도의 증폭에 필수적인 동상신호

제거비(CMRR)가 우수한 계장형 증폭기 (instrumentation amplifier)를 사용하였다 [3]. 본 연구에서 사용된 필터용 증폭기로는 INA114(미국, Burr-Brown사)가 사용되었으며, CMRR은 106dB이고 이득은 약 10배로 설정하였다.

계장형 증폭기를 통과한 심전도 신호에는 외부로부터 들어오는 고주파 잡음을 포함하고 있다. 고주파 잡음은 센서부와 계측 증폭기 사이에 150Hz 저역 통과 필터(low pass filter)를 통해 잡음의 유입을 어느 정도 막을 수 있다. 하지만 이런 물리적인 방법만으로 증폭기로 유입되는 잡음을 완전하게 차단하지는 못한다. 따라서 계측 증폭기를 통해 증폭된 심전도 신호에 포함된 불필요한 고주파 잡음을 제거와 초단증폭에서 발생하는 DC 옴셋과 신체의 움직임에 의해 발생하는 저주파 노이즈를 제거하기 위해, 본 연구에서는 주파수 대역폭이 0.5- 120Hz인 대역통과 필터를 사용하였다. 대역통과필터는 증폭기의 성능에 큰 영향을 미치므로 능동 필터로 구성하였으며, 통과 대역이 최대한 평탄해야 하고, 감쇠 특성이 좋아야 하는 점을 고려하여 4차 Butterworth 필터로 설계하였다. 필터의 이득은 27.8배이다.

3. A/D 변환과 데이터 로거

CPU는 10비트 분해능 및 5개의 A/D 변환이 가능한 단일칩 마이크로컨트롤러 PIC16F873를 사용하였다. A/D 컨버터의 최소 샘플링 주파수는 ECG 신호의 특징적인 QRS wave와 ST segment 등이 0.01 Hz에서 120 Hz의 주파수 대역에 위치하기 때문에 나이퀴스트 샘플링 주파수를 고려하여 약 240 Hz이다. 신호의 왜곡을 최소화하기 위해 280 Hz로 샘플링하도록 하였다. A/D 변환된 데이터는 시리얼 통신을 통하여 PC로 전송되고 PC에 전송된 데이터는 실시간으로 화면에 디스플레이되고 데이터 분석이 가능하도록 하였다. PC부에서는 실시간으로 ASCII 형식으로 저장하도록 하였다. 데이터의 폭주를 막기 위해 지정된 시간마다 새로운 파일을 생성하도록 하였다. 그림 4는 제작된 센서로부터 얻은 데이터를 보여준다. 그림에서는 베이스 잡음이 포함되어 있지만 QRS wave 혹은 R-R wave의 검출과 ST segment의 peak치를 정확히 얻을 수 있었다.

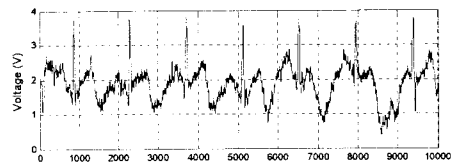


그림 4. 제작된 센서로부터 얻은 심전도 데이터.

Fig 4. ECG waveform obtained by sensor.

III. 웨이브렛 변환과 데이터 분석

심전도의 특징점을 검출하기 위해서는 신호에 포함되어 있는 60Hz 전력선 잡음, 기저선 변동, 근잡음 등

의 잡음을 제거하는 전처리 과정과 특징점의 기준점인 심전도 파형의 QRS 검출이 선행되어야 한다. 기존의 QRS 검출 알고리즘은 AT, AF, FD, FS, 및 FD등이 있으며[4], 최근 시변(time-varying) 불안정 신호를 주파수 대역별로 분할하여 분석할 수 있는 장점을 가지고 있는 웨이브렛 변환이 심전도 신호분석에 응용되어 잡음제거 및 QRS 검출에 좋은 성능을 나타내고 있다[5].

푸리에 변환의 바이어스 함수가 사인함수인데 비하여 웨이브렛 바이어스는 회귀 차분 방정식(recursive difference equation)으로 정의된 함수 집합으로 식 1,2 와 같다.

$$\phi(x) = \sum_{k=0}^{M-1} c_k \phi(2x - k) \quad (1)$$

$$\psi(x) = \sum_{k=0}^{M-1} (-1)^k c_{1-k} \psi(2x - k), \quad (2)$$

단, c_k 는 계수이고 M ($\neq 0$)은 계수의 길이이다. 즉, 웨이브렛은 식 2와 같이 모 웨이브렛으로부터 함수의 천이와 스케일링을 통해 생성되는 함수(적교, 식 3,4)의 재귀식 집합으로 구성되고 푸리에 변환은 신호를 주파수 특성에 따라 해석함으로써 변환된 신호 집합이 원 신호의 주파수에 관한 정보만을 유지하고 신호의 시간 정보를 잃어버리는 것과 달리 웨이브렛은 주파수 대역에 따라 주파수와 시간 영역의 성분을 선별할 수 있는 이점이 있다.

$$\int \phi(x) \phi(x - i) dx = 0 \quad (3)$$

$$\int \psi(x) \psi(2x - j) dx = 0 \quad (4)$$

함수 $f(t)$ 의 웨이브렛 변환은 식 5와 같다.

$$W[f(t)](a, b) = a^{-\frac{1}{2}} \int f(t) \Psi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) dt \quad (5)$$

단, $\Psi(t)$ 와 모 웨이브렛, a 와 b 는 각각 스케일링 (scaling or dilation)과 천이(translation) 성분이다.

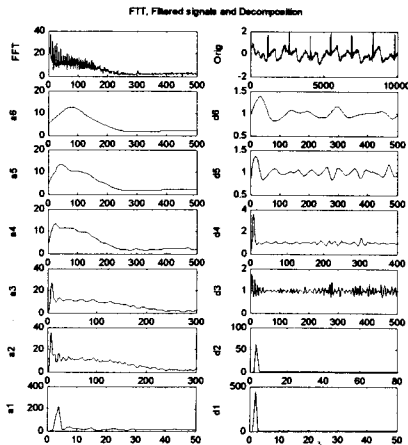


그림 5. 센서로부터 얻은 심전도 신호의 웨이브렛계수.
Fig 5. Wavelet coefficient waveforms of ECG signal.

웨이브렛의 decomposition을 수행한 결과가 그림 5에 나타나 있다. 그림 5의 상단 우측의 원신호로부터 FFT를 수행한 후 FFT 결과에 대하여 decomposition을 수행한 후 각 level의 계수를 도시한 것이다.

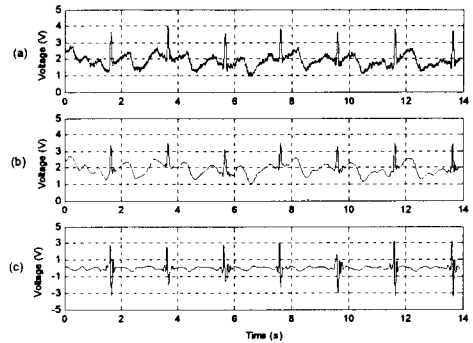


그림 6. R-R wave 검출과정.

Fig 6. R-R wave detection process.

그림 6 (a)의 센서로부터 얻은 신호를 wavelet을 이용하여 레벨 6의 wavelet decomposition의 rigrsure과 최소-최대차이를 이용한 1-D denoising 과정을 처리한 결과가 그림 2이다. 또한 그림 6 (c)는 denoising 처리를 한 후의 각 peak치를 얻기 위하여 1차 미분을 처리한 결과로 심전도의 QRS wave를 얻을 수 있었다.

IV. 결론

본 연구에서는 휴대형 심전도 모니터링을 위한 하드웨어/소프트웨어를 개발하였다. 제작된 시스템은 목적에 따라, 즉 필터링 주파수를 적절히 변경하므로써 심전도는 물론 안전도(electrooculogram, EOG) 혹은 뇌전도 (electroencephalogram, EEG) 등 최근 활발한 연구 대상이 되고 있는 생체신호까지 얻을 수 있다. 또한, 심전도 신호의 노이즈 제거와 특징점 추출(QRS wave, ST segment)을 위하여 웨이브렛 변환을 이용하였다. 웨이브렛과 1차 미분을 이용하여 R-R wave를 정확히 검출할 수가 있었고 실시간적인 분석을 위해 C언어에서 MATLAB으로 작성된 코드를 호출하기 위하여 MEX 파일 처리를 하였다. 본 연구에서 개발한 시스템은 실용적 사용이 가능할 것으로 기대된다.

참고문헌

- [1] 이경중, "생체 계측기의 기반기술 및 시스템화에 관한 연구," 보건 복지부, 보건의료기술 연구개발 결과 보고서, 1995.
- [2] P. Laguna, N.V. Thacker, P. Caminal, R. Jane, H. R.Yoon, "New algorithm for QT interval

analysis in 24-hour Holter ECG: perform and applicat," *Med & Biol. Enf. & Comput.* vol. 28, pp. 67-731, 1990.

- [3] J. J. Carr and J. M. Brown, "Introduction to Biomedical Equipment Technology," Prentice Hall, 1981.
- [4] Gary M. Friesen, et el., "A comparison of the Noise Sensitivity of nine QRS Detection Algorithm", 37, No. 1, Jan., 1990.
- [5] Merits J, and Mortara D, "A new algorithm for QRS averaging", *Computers in Cardiology*, pp. 367-369, 1984.
- [6] S. Rhee, B. H. Yang, K. Chang and H. H. Asada, "The Ring Sensor: a New Ambulatory Wearable Sensor for Twenty-Four Hour Patient Monitoring," *IEEE*, 1998.