

# 신호처리 알고리즘을 적용한 생체신호처리 시스템에 관한 연구

박 차훈, 김 태선  
경운대학교 컴퓨터전자정보공학부

## Abstract

The purpose of this study is to realize the real time monitoring ECG telemetry system applied by the telemetry unit, in which transmission is made through the electronic wave and reception is made through the light, and by the wavelet algorithm as well. A light receiver via existing telemetry unit which is based on baseband, the reception length was 50cm, but when the frequency modulation is used, the reception length is extended to 3m. In addition to this, we have found that the full-duplex method of transmission became available by using dual-mechanism.

## Study on the Biomedical Signal Processing System

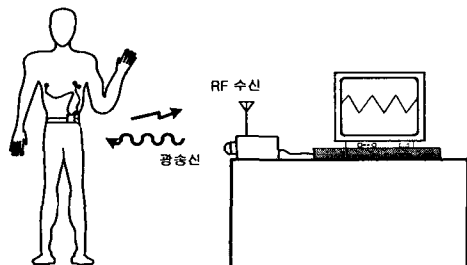
Chahun Park, Taesun Kim  
Kyungwoon University  
55, Induk-ri, Sandong-kyun, Kumi, Kyungbuk 730-852  
Email: chpark@kyungwoon.ac.kr

## II. 본론

### I. 서론

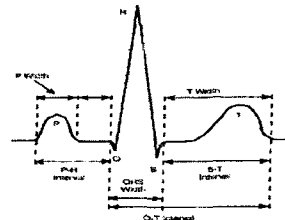
초창기 텔레메트리 시스템은 생명체에서 나타나는 여러 가지 생리적 현상을 검출하여 전송하는 전송기술연구에 집중되어 있었다. 그리고, 이 기술은 통신기술과 소자제조 기술이 충분히 발전되자 생명체에 대한 활동의 자유를 구속하지 않고 착용에 대한 부담을 줄이기 위해 소형화가 추진되었고, 이러한 노력은 갓술 정도의 크기를 가지는 텔레메트리 시스템을 구현할 수 있을 정도로 기술이 발전하였다. 하지만, 향후 텔레메트리는 소형화 뿐만 아니라 의료 혜택의 확대와 휴먼인터페이스를 위해 조기 진단, 특정파형 자동 검출 및 예측 기능을 가 능하도록 프로세서의 장치가 절실히 필요하다.

본 연구실에서는 그 동안 텔레메트리 시스템 구현을 위해 10여년 동안 기초 실험, RF 및 광에 의한 텔레메트리 스템을 구현하였으며, 그 결과 광바이오 텔레메트리 시스템을 소형화 및 저 소비 전력화 하기 위한 CMOS 칩을 설계 및 개발하였다. 본 연구에서는 지금까지 개발된 시스템에 신호처리 알고리즘을 적용하여 진단 및 압축 전송기능을 가지는 생체 신호처리 시스템을 구현한다.(그림 1)



### 1. 생체신호 해석

모든 생명체는 나름대로의 특별한 의미를 가지고 있는 생체 신호들을 계속 발생하고 있으며, 이들 신호를 분석하면 생명체의 이상 진단 또는 정보 교환의 수단으로 이용할 수 있다. 이러한 신호는 인체의 여러 부위에 분포하고 있는데, 심전도 신호는 심장의 전기적인 탈분극과 재분극의 전파되는 과정을 기록한 것이다. 심전도에서 QRS신호 파형의 대부분 에너지는 3Hz~40Hz 사이에 존재한다.(그림 2)

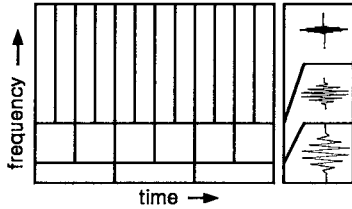


근전도 신호는 근육의 수축과 이완 시에 일어나는 이온의 이동으로 인하여 발생되는 전위로서 파형의 형태 및 크기는 전극이 부착된 피부표면의 아래에서 나타나는 탈 분극파의 크기, 피부 표면과의 거리, 그리고 근섬유에서 발생하는 근육활동 전위의 크기에 의해서 결정된다. 이러한 근전도는 근육의 기능, 신진 대사, 피로상태 및 신경근육계 질환의 진단에 사용되며, 생체 재활을 통한 치료 및 재활 보조기구의 동작에도 널리 이용되고 있다. 뇌전도(ElectroEncephaloGraph) 신호는 대뇌에서 발생하는 전위를 대뇌피질 또는 머리표면에서 기록하는 방법을 말한다. 이러한 뇌전도는 피험자의 상태에 따라 특정 주파수 범위를 갖는  $\delta$ ,  $\theta$ ,  $\alpha$ ,  $\beta$ 파형이 있다. 이들 생체 신호의 특징은 정상 파형이 아니며 이러한 신호를 분석하거나 특정형태의 파형이 나타남을 기록하여 전송하기 위해서는 단지 주파수 스펙트럼을 나타내는 FFT와 같은 변환이 아닌 시간-주파수에 대한 정보를 나타낼 수 있는 변환법인 Wavelet변환 방식 적용이 필

요하다.

## 2. 웨이브렛(wavelet) 변환

웨이브렛 이론은 초기에 수학적 문제를 다루기 위해 연구된 분야이지만, 공학분야에서도 filter-bank의 형태로 신호처리에 이용되어 왔으며 Harr, Daubechies등과 같은 수학자들에 의해 웨이브렛 형태로 정리되었다. 웨이브렛 변환은 응용범위의 다양성과 함께 수학적으로 대단히 간단한 해석적인 도구를 제공함으로써 최근에 들어 공학분야에서 신호해석의 중요한 도구로서 이용되고 있다. 웨이브렛 변환은 신호의 해석에 있어 주파수에 따라 신호의 시간해상도를 달리하여 신호를 해석한다.(그림 3). 즉, 신호의 고주파 성분은 시간 해상도를 높이며 주파수 해상도를 낮추어 해석하고 저주파 성분의 신호는 시간 해상도를 낮추는 대신 주파수 해상도를 높여 해석한다. 따라서 비정상(non-stationary) 신호 분석에 유리하다. 웨이브렛은 모 웨이



브렛(mother wavelet)이라 불리는 함수의 천이(translation)와 스케일링(scaling)을 통해서 생성되는 함수의 재귀적 집합으로 구성된다. 스케일변수를  $a$ , 천이변수를  $\tau$ 라할 때 함수  $f(t) \in L^2(R)$  의 웨이브렛 변환은 식(1)과 같다.

$$a = 2^j \quad (j \in \mathbb{Z}, z \text{ 값의 범위})$$

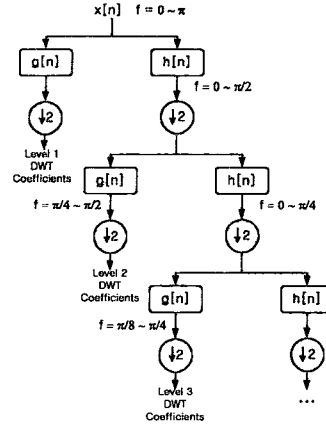
$$Wf(a, \tau) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \Psi^*\left(\frac{t-\tau}{a}\right) dt \quad (1)$$

$$Wf(2^j, \tau) = \frac{1}{\sqrt{2^j}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \Psi^*\left(\frac{t-\tau}{2^j}\right) dt \quad (2)$$

이 형태의 변환은 에너지 보존을 만족하므로 원래신호는 역 웨이브렛 변환으로 복원할 수 있다. 스케일 변수가 2의 승수집합, 즉 인 웨이브렛을 dyadic 웨이브렛이라 하고 식(2)와 같이 표현한다.

## 3. 웨이브렛 계수 축소에 의한 노이즈 제거

웨이브렛 계수의 축소는 본래 영상 신호의 압축 및 잡음제거를 위한 방법으로 전개되었다. 이 방법은 한정된 해상도 레벨에서 출발적이고 큰 변화를 갖는 성분은 웨이브렛 공간에서 상대적으로 척도 계수 보다는 웨이브렛 계수에 물리게 되므로 웨이브렛 계수를 축소시키고 축소된 계수만 복원함으로써 잡음제거 효과 및 압축효과를 얻는 것이다. 본 논문에서는 Donoho 의



해 전개된 soft shrinkage 웨이브렛 계수 축소함수를 이용하였다. 이 함수는 식 (3)과 같다

$$\text{soft shrinkage } S_f(f(t)) = \text{sign}(f(t))(|f(t)| - t_n) \quad (3)$$

여기서,  $t_n$ 은 임계값으로 웨이브렛 공간에서 일반적으로 상수 값을 사용한다. Soft shrinkage함수는 웨이브렛 공간에서 계수들을 임계값  $t_n$ 만큼 빼줌으로서  $t_n$ 보다 작은 레벨의 웨이브렛 계수를 제거하는 함수이다.

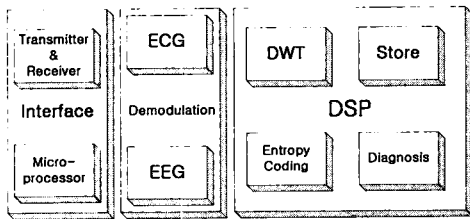
## 4. S-T 세그먼트 검출 및 진단

최근 급사(sudden death)의 발생율이 증가하면서 급사를 유발하는 심근허혈(ischemia)의 진단에 대한 요구가 증가하고 있다. 급사의 원인이 되는 심근허혈은 정상상태에서는 발견되지 않을 때가 많기 때문에 일반적인 진단 심전도보다 운동부하상태에서 측정하는 스트레스 심전도가 유용하다고 할 수 있다. 특히, 심근허혈의 진단을 위해서는 심전도 파라미터중 ST 세그먼트를 측정하는데, 이 부분은 심전도 신호중에서 크기가 작고, 저주파 대역이기 때문에 잡음의 영향을 많이 받으며, 특히 스트레스 심전도의 경우는 운동부하상태에서 기록되기 때문에 기저선 변동, 근잡음 및 60Hz 전력선 잡음이 신호에 많이 포함되므로 이러한 잡음을 제거하기 위한 전처리 과정이 필요하다. 전처리를 위한 방법은 FIR필터, IIR필터, 적응필터 및 interpolation을 이용한 방법 등이 주로 사용되어 왔다. 필터링 되어진 심전도로부터 정확한 ST세그먼트의 검출을 위해서는 ST세그먼트 측정의 기준점이 되는 QRS복합체 검출 성능을 높이는 것이 매우 중요하다. 기존에 연구되어 온 QRS 복합체 검출 알고리즘은 크게 신호의 크기를 이용하는 방법, 1차 혹은 2차 미분을 이용한 방법 그리고 크기와 미분을 함께 사용한 방법으로 나눌 수 있으며, 심박수에 따라 문턱치를 조정함으로써 검출성능을 향상시킨 연구가 진행되어 왔다. 최근에는 시변 불안정 신호를 주파수 대역별로 분할하여 분석하는 웨이브렛 변환을 이용하여 압축, 잡음제거 그리고 QRS 복합체 및 특징점 검출 등에 대한 많은 연구가 진행되고 있다. QRS 복합체의 주파수 대역은 대부분 5~30Hz이기 때문에 웨이브렛 변환을 이용하면 QRS복합체가 포함된 주파수 대역만을 추출하여 검출성능을 높일 수 있다. 지금까지 웨이브렛을 이용하여 QRS 복합체를 검출한 연구는 5~30Hz 대역에서 얻은 미분형태의 신호로부터 영교차

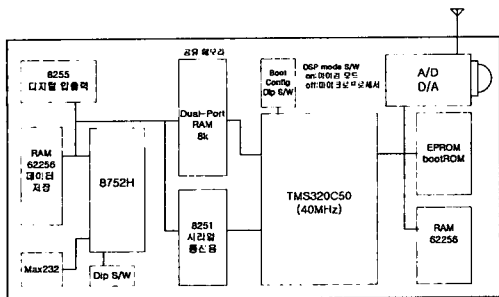
점(zero-crossing)을 찾는 방법이 주로 사용되었다. 그러나 웨이브렛 변환은 시간-주파수 localization이 우수한 반면 명확히 주파수를 분할할 수 없기 때문에 추출된 주파수 대역에서의 신호 크기가 일정하지 않은 단점이 있으며, 신호크기를 이용하는 검출방법을 사용할 경우 오차의 원인이 된다. 본 연구에서는 스트레스 심전도 신호 분석시 심하게 변하는 기저 변동을 효율적으로 제거함과 동시에 ST세그먼트의 왜곡을 최소화 하면서 실시간 처리가 가능한 ST검출 알고리즘을 적용하여 돌연사의 가능성을 진단할 수 있도록 하였다.

### 5. 하드웨어구현

제안된 신호처리 시스템은 생체신호 처리용 ASIC와 통신과 컴퓨터통신을 위한 인터페이스부, 수신된 생체신호 복조부, 신호처리를 위한 프로세서와 주변 IC로 구성되어 있다.(그림 5)



각 부분은 그림 6과 같은 부품으로 구성되어 있으며 소프트웨어 디버깅을 위해 DSP에는 bootloader 프로그램과 원칩 마이크로프로세서는 모니터 프로그램을 탑재하여 설계하였다.



### III. 실험 및 결과

생체신호를 집적 입력되어 송신 가능한 신호로 변환되어 신호 처리부로 전송되기 전까지의 동작을 검증하기 위해 단극 심전도를 입력하여 출력 파형을 관측한 파형은 그림 7과 같다. 입력과 출력 신호가 일치함을 나타내고 있다.

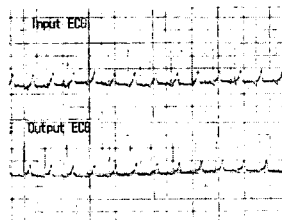
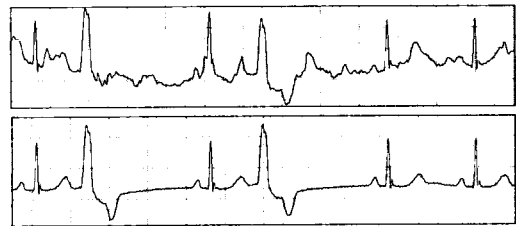
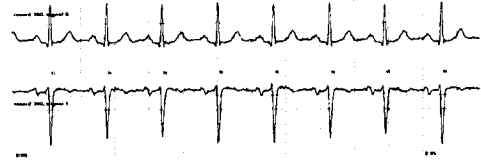


fig.7 Record of ECG by telemetry IC

신호처리부의 동작을 검증하기 위한 실험은 샘플링 주파

수가 360Hz이고 12bit신호인 MIT DB의 ECG 데이터를 입력하고 처리한 후, 결과를 시리얼 포트로 PC전송하여 모니터 화면에 디스플레이 하였다. 그림8은 R파 검출을 위한 실험으로 노이즈 성분이 거의 없는 신호를 이용하여 검출 알고리즘의 동작 여부를 확인한 것이다. 그림 9는 노이즈 제거 실험결과이다.



### IV. 결론

본 연구에서는 자유로운 상태에서 생체신호 계측 및 원격리 전송시스템인 텔레메트리 시스템을 질병의 조기 진단과 신호의 특징 추출 뛰어난 시스템 개발을 목표로 신호처리 알고리즘을 적용하였다. 또한 실시간 처리를 위해 신호처리 칩 (TMS320C50)을 메인프로세서로 하는 시스템을 설계 및 제작하였으며,

ECG record name	Beats Analysed for Detection	Detection Falsed	Accuracy of QRS Detection(%)
100	300	0	100
101	300	0	100
102	300	0	100
103	300	0	100
104	299	1	99.7
105	278	22	92.7
106	298	2	99.3
107	297	3	99
Total	2,372	28	98.8

Table 1. Results of QRS detection of the system using the standard MIT/BIH ECG database

제안된 진단 알고리즘과 노이즈 제거 실험은 노이즈가 포함된 300개의 샘플파형을 제작된 시스템의 입력으로 사용하여 98.8%의 검출 성능을 보임으로서 향후 다른 생체신호의 특성을 추출하여 질병의 진단과 휴먼인터페이스에 적용할 수 있는 토대를 마련했다고 할 수 있다.

향후 뇌파에 대한 실험과 진단 기능의 고급화를 위해 학습능력을 부여할 필요가 있으므로 신경회로망 이론을 접목할 필요가 있을 것 같다.

### REFERENCE

1.H.D.Seo, M. Esashi and T. Matsuo, "Manufacture of custom CMOS LSI for an implantable multipurpose biotelemetry system",Fron. Med. Biol. Eng., 1, pp.319- 329,1989

- 2.T.B.Fryer et al., "Multichannel Implantable Telemetry System for Flow,Pressure,ECG Measurements", *Physio*, 39-2, pp.318-329,1975
- 3.Mackay, R.S., "Bio-medical telemetry",IEEE Press, pp.1-20,1993
- 4.J.D.Meindl and A.J.Ford,"Implantable telemetry in bio-medical research" *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, BME- 31, pp.817-823,1984
- 5.Hee Don Seo,Se Gon Choi,JongDae Park,T. Nakamura, fabrication of CMOS IC for telemetering biological signals form multiple subjects",*Sensors and Actuators A*,43,pp. 289-295,1994.
- 6.H.D. Seo, M Esashi and T. Matsuo, "Developement of pulse powered command receiver for biotelemetry", *Digest, Annual Conf. IEICE, Toyohashi, Japan*,pp.186, Nov. 1985
- 7.이천희, 아날로그 집적회로 설계 홍릉과학출판사 1990.
- 8.青木英彦 アナログICの機能回路設計입문 CQ出版社 1992.
- 10.J.W.knutt: H.V.Allen & J.D.Mein<sup>o</sup>l :An Integrated Circuit Approach to Totally Implantable Telemetry System, *Biotelemetry, Tatient Monitoring Vol 6* pp.95-106(1979)
- 11.J.D Sweeney, A Leung and W.H.Ko : An Implantable Micropower Command Receiver for Telemetry Batery Power Switching, *IEEE, Biotelemetry Patient Monitoring Vol; 8*, pp.173-179
- 12.清水孝日: 光バイオテレメトリ醫用電子と生體工學 Vol 18-7 pp.492-498 (1980)
- 13.J.Park,S,Choi, H.Seo and T.nakamura: Fabrication of CMOS IC for telemetering biological Signal from multiple Subject Sensor and Actrator A43 pp.289-295 (1994)