

# 다항식 근사를 이용한 심전도 분석 및 원격 모니터링

유기호\* · 정구영\*\* · 정성남\* · 노태수\*

## Polynomial Approximation Approach to ECG Analysis and Tele-monitoring

Kee-Ho Yu, Gu Young Jeong, Sung Nam Jung and Tae Soo No

**Key Words:** ECG signal(심전도), QRS complex(QRS군), wavelet transform(웨이브렛 변환), polynomial approximation(다항식 근사), tele-monitoring(원격 측정)

### Abstract

Analyzing the ECG signal, we can find heart disease, for example, arrhythmia and myocardial infarction, etc. Particularly, detecting arrhythmia is more important, because serious arrhythmia can take away the life from patients within ten minutes. In this paper, we would like to introduce the signal processing for ECG analysis and the device made for wireless communication of ECG data. In the signal processing, the wavelet transform decomposes the ECG signal into high and low frequency components using wavelet function. Recomposing the high frequency bands including QRS complex, we can detect QRS complex and eliminate the noise from the original ECG signal. To recognize the ECG signal pattern, we adopted the polynomial approximation partially and statistical method. The ECG signal is divided into small parts based on QRS complex, and then, each part is approximated to the polynomials. Comparing the approximated ECG pattern with the database, we can detect and classify the heart disease. The ECG detection device consists of amplifier, filters, A/D converter and RF module. After amplification and filtering, the ECG signal is fed through the A/D converter to be digitalized. The digital ECG data is transmitted to the personal computer through the RF transceiver module and serial port.

### 1. 서 론

현대 의학의 발달과 생활 수준의 향상으로 과거의 치료 중심의 의료 활동이 예방 중심의 의료 활동으로 변화하고 개인 건강에 대한 관심이 높아지고 있다. 또한 전체 인구에서 65세 이상의 고령자가 차지하는 비율이 높아지면서 고령자의 건강 및 복지와 가정의학에 관련된 산업의 발전 전망이 밝아지고 있다. 이러한 사회적 변화에 맞

추어 건강 상태가 불안정한 고령자와 재택 환자가 병원에 가지 않고 집에서 수시로 건강상태를 체크하며 건강상에 문제가 발생했을 경우 조기에 응급치료를 받을 수 있도록 경고를 해주는 시스템의 개발이 진행되고 있다[1]. 건강상태를 확인하는 방법중의 하나로 심전도(Electrocardiogram; ECG) 진단[2]-[4]이 있는데, 이와 관련하여 심전도의 신호처리 및 분석에 관한 알고리즘의 제안 [5][6]이나 실시간 진단 시스템의 개발[7]-[9]에 관한 연구결과가 보고되어 있다. 한편, 심전도에는 60Hz 잡음 및 기저선 변동, 근 잡음 등 다양한 잡음이 포함되어 있으며, 이를 제거하기 위하여, 시간에 따라 주파수가 변화하는 시변(time-varying)신호들의 주파수 성분들을 관찰하는데 적합한 웨이브렛을 이용하는 연구가 최근 다양하게

\* 전북대학교 기계항공시스템공학부

\*\* 전북대학교 대학원 메카트로닉스 공학과

진행되고 있다[10][11]. 웨이브렛은 심전도를 고주파 부분과 저주파 부분으로 분할하게 되는데, 여기서 고주파 부분에는 잡음과 함께 QRS complex 부분도 포함되어 있으며, 이 고주파 부분은 잡음제거와 함께 QRS complex를 검출하는데 사용된다. 이는 심전도의 진폭을 이용하는 것보다 정확하게 QRS complex를 검출해 부정맥 진단에 좋은 성능을 보인다. P파나 T파, ST-segment 등은 저주파 부분에 잡음이 제거된 상태로 남게되며, 이 저주파 부분을 이용하여 심전도의 형태를 검출할 경우 진단성능을 높일 수 있다.

본 연구에서는 ST-segment의 분류를 가능하게 하기 위하여 QRS complex를 기준으로 ST segment를 최소 계급법을 이용하여 다항식으로 근사화 하였다. 이 방법은 맥박의 빠르기에 따라 변하는 심전도의 주기와 상관없이 심전도의 일부 분기리 비교할 수 있게 함으로써, 장기간에 걸친 심전도 변화를 관찰할 수 있게 하여 질병의 진행이나 징후를 검출할 수 있게 하고, 각종 심장질환 심전도 데이터 베이스와의 비교를 용이하게 하여 질병에 따른 심전도의 분류를 가능하게 하는 특징을 가지고 있다. 한편, 심전도의 24시간 모니터링을 위해서는 구축을 최소화하는 계측시스템의 구성이 필요하게 되는데, 본 연구에서는 그 첫 번째 단계로 디지털 무선 송수신 모듈을 이용하여 PC에서 심전도를 원격 모니터링 할 수 있는 인터페이스 장치를 시험 제작하였다.

## 2. 신호처리 및 분석

심전도 분석 단계는 크게 웨이브렛 변환, 특징점 검출, 다항식 근사, 패턴 분석으로 구분 할 수 있으며, 그림 1은 심전도의 분석 과정을 나타내고 있다. 여기에서 가장 중요한 것은 QRS를 검출하는 알고리즘으로, 정확한 R, S 및 T파 검출이 선행 되어야 하며, 이후 ST-segment를 다항식에 근사하고 분류한 것을 화면에 나타내도록 프로그램이 구성되어야 한다. ST-segment의 변화는 심근경색 진단에 중요하지만 정상시에는 변화가 나타나지 않으므로 지속적인 관찰이 중요하다. 프로그램의 성능 평가를 위한 심저도 데이터는 MIT-BIH 데이터 베이스를 사용하였다.

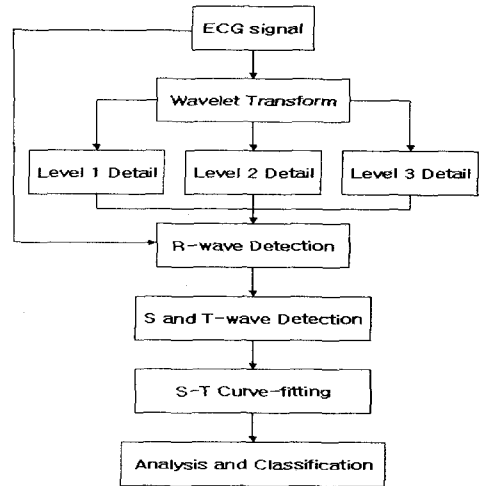


Fig. 1 Block diagram of ECG analysis

### 2.1 웨이브렛 변환

웨이브렛 변환은 신호를 주파수 성분으로 분할하는 푸리에 변환이나 STFT(Short Time Fourier Transform)등의 단점을 보완하기 위한 방법으로 시변화 신호의 분석에 사용되며, 식 (1) 및 (2)와 같은 스케일링 함수와 웨이브렛 함수를 사용하여 입력신호를 고주파와 저주파로 분할하게 된다.

$$\phi(t) = \sum_n h_0(n) \sqrt{2} \phi(2t - n) \quad (1)$$

$$\psi(t) = \sum_n h_1(n) \sqrt{2} \psi(2t - n) \quad (2)$$

여기에서,  $h_0(n)$ 와  $h_1(n)$ 은 각각 스케일링 계수와 웨이브렛 계수를 나타낸다. 이것이 정해지면 입력신호  $g(t)$ 는 식 (3)과 같이 스케일링 함수와 웨이브렛 함수들의 급수 전개로 되며, 스케일링 함수와 웨이브렛 함수가 직교한다면 식 (3)의 급수 전개에서 계수들은 식 (4), (5)와 같이 내적의 합으로 나타낼 수 있다.

$$g(t) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} c(k) \phi_k(t) + \sum_{j=0}^{\infty} \sum_{k=-\infty}^{\infty} d(j, k) \psi_{j, k}(t) \quad (3)$$

$$c(k) = \langle g(t), \phi_k(t) \rangle = \int g(t) \phi_k(t) dt \quad (4)$$

$$d(j, k) = \langle g(t), \psi_{j,k}(t) \rangle \quad (5)$$

$$= \int g(t) \psi_{j,k}(t) dt$$

위 식 (4), (5)에서  $c(k)$ 는 입력신호의 저주파 부분을 나타내고,  $d(j, k)$ 는 고주파부분을 나타내며,  $j$ 와  $k$ 는 각각 스케일 파라미터와 시간천이 변수를 나타낸다. 심전도의 경우 여러 주파수 성분이 포함되어있는 시변화 신호이기 때문에 이를 이용하면 기존의 푸리에 변환보다 정확한 분석이 가능하다.

그림 2는 MIT-BIH 데이터 베이스의 심전도를 레벨 3으로 분해한 것으로 웨이블릿 함수는 다우비치(daubech) 웨이블릿을 사용하였다.  $d_1$ ,  $d_2$ ,  $d_3$ 는 입력신호  $s$ 의 고주파 부분을 나타내고  $a_3$ 는 입력신호  $s$ 에서  $d_1$ ,  $d_2$ ,  $d_3$ 를 제거한 저주파 부분을 나타낸다.

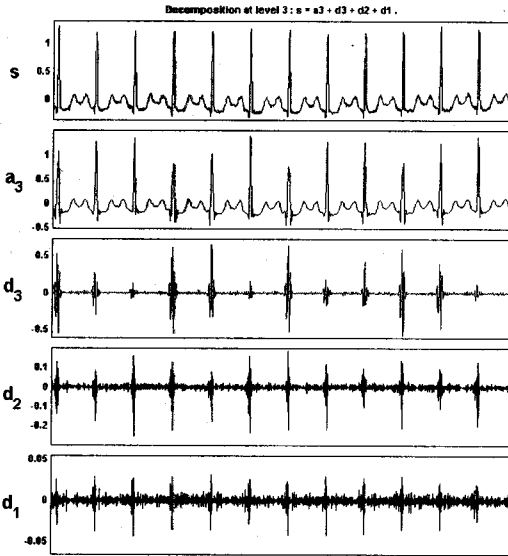


Fig. 2 Wavelet transformed ECG signal

## 2.2 특징점 검출

$d_1$ ,  $d_2$ ,  $d_3$ 에는 심전도의 QRS부분이 특징적으로 나타나 있고 또한 그 크기가 서로 보완적이기 때문에 R, S 및 T파 등의 특징점 검출을 위하여 이를 이용하였다. 이에 앞서  $d_1$ ,  $d_2$ ,  $d_3$ 에 절대값을 취하고 각각의 최대값이 동일하도록 조

정함으로써 특징점 검출의 정확도를 높였다. 또한  $d_1$ ,  $d_2$ ,  $d_3$ 로부터 검출된 값이 올바른지 판단하기 위하여 실제 심전도와 비교 후 최종적인 특징점을 검출하였다. QRS를 검출하기 위하여 신호를 순차적으로 검사함에 있어서 5개의 데이터씩 구간을 나누고, 이를 기본 단위로 하여 각 구간의 최대값을 비교함으로써 기타 잡음에 의한 영향을 최소화하였다. 이러한 계산은  $d_1$ ,  $d_2$ ,  $d_3$ 에 대하여 각각 수행되며, 각각에 의해서 검출된 QRS를 서로 비교하면 가능한 모든 QRS가 나오게 된다. 이를 이전에 검출된 실제 심전도의 QRS와 비교하여 그 크기가 70%이상인 것을 실제 QRS로 인정하였다.  $d_1$ ,  $d_2$ ,  $d_3$ 에서 R파의 정확한 위치가 검출되면, 이것과 실제 심전도 데이터를 이용하여 S 및 T파를 검출한다.

## 2.3 다항식 근사 및 패턴분석

환자로부터 지속적으로 측정된 심전도는 환자가 수면을 취하고 있거나 운동을 하고있는 상태, 편안히 쉬고있는 상태에 따라서 그 주기가 바뀌게 된다. 즉, 운동을 하거나 긴장을 할 때는 편안히 쉬고있을 때보다 심박수가 증가해 주기가 짧아지고, 수면상태에서는 상대적으로 주기가 길어지게 된다. 이처럼 환자의 상태에 따라서 심전도의 주기가 변하게 되어 각 상태의 심전도간의 단순한 데이터 비교가 어렵게 된다. 예를 들어 위에 언급된 MIT-BIH 데이터 베이스의 심전도는 0.003초 간격으로 데이터를 읽어 들인 것으로 정상인의 심전도의 한 주기를 0.8초로 보면 약 267개의 데이터가 이를 표현하고 있는 것이다. 그러나 운동을 하거나 긴장, 흥분 상태일 때 심전도의 한 주기가 0.5초라면 약 167개의 데이터가 이를 표현하게 된다. 이에 대한 해결방법으로 QRS complex를 기준으로 심전도를 부분적으로 다항식으로 근사하여 비교하는 방법을 사용하였다. 구체적인 방법은 다음과 같다.

다항식에 근사된 심전도의 비교방법을 안정상태의 ST segment와 운동상태의 ST segment를 예로 설명하자. 우선, 안정상태와 운동상태의 ST segment를 각각 식 (6), (7)과 같이 근사 한다.

$$y = a_3 t^3 + a_2 t^2 + a_1 t + a_0 \quad (6)$$

$$x = b_3t^3 + b_2t^2 + b_1t + b_0 \quad (7)$$

이처럼 다항식으로 근사된 각 상태의 심전도의 데이터 간격을 적절히 조정하여 안정상태와 운동상태의 심전도로부터 같은 수의 데이터를 취함으로써, 간단한 계산에 의하여 두 신호의 오차를 계산할 수 있다.

#### 2.4 실험 결과

그림 3부터 그림 5는 MIT-BIH 데이터 베이스의 심전도 데이터를 위에서 기술한 알고리즘을 이용한 분석을 통하여 얻은 것으로 그림에서 (a)는 각각 정상상태와 운동시, 운동후의 심전도를 나타낸 것이다. 각각의 그림에서 (a)에 표시된 '은 검출된 특징점(R, S 및 T파)을 나타낸 것으로, 모든 상태에서 특징점이 정확하게 검출되었음을 알 수 있다. 단, 입력되는 심전도에 잡음의 크기가 상대적으로 큰 구간의 경우 특징점을 검출해 내기 어렵고, 또한 심전도의 신뢰도가 떨어지기 때문에 다항식 근사의 의미가 없어진다. 따라서 위와 같이 정확하게 특징점을 검출하기 위하여 신호가 상대적으로 안정적인 구간에 대하여 실험을 하였다.

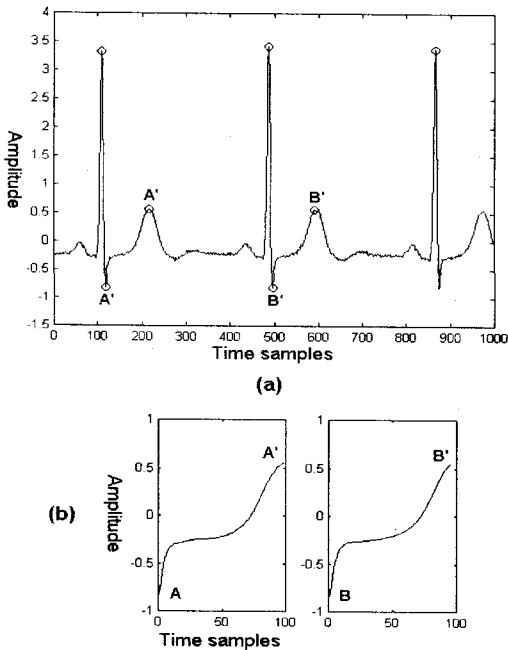


Fig. 3 ECG in steady state  
(a) characteristic points, (b) approximation

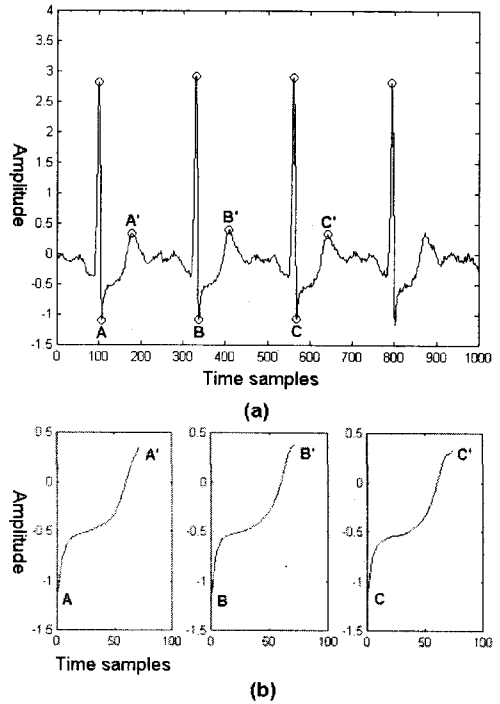


Fig. 4 ECG in exercise  
(a) characteristic points, (b) approximation

그림 3부터 그림 5의 (b)는 각각의 상태에서 검출된 특징점 사이(S파와 T파 구간)를 다항식에 근사한 것을 나타낸다. 안정상태 ST구간은 96개의 데이터로 이루어져 있으며, 운동시 74개, 운동후 83개이고 모두 9차의 다항식으로 근사되었다.

그림 6은 ST구간을 비교한 것으로 다항식에 의해 근사된 후 10개의 데이터를 비교함으로써 운동시, 운동후의 ST segment가 안정상태의 것보다 전체적으로 하강했음을 보여준다. 그림 7은 ST segment 형태의 유사성을 나타내는 것으로 ST segment의 중심점을 일치시킨 상태에서 25개의 데이터를 가지고 형태를 비교하였으며 오차계산에는 식 (8)을 이용하였다.

$$E = \sum_{n=1}^m |y_n - g_n| \quad (8)$$

식 (8)을 이용하여 오차를 계산하면 운동후 ST-segment의 변형이 운동시보다 더 크다는 것을 알 수 있다.

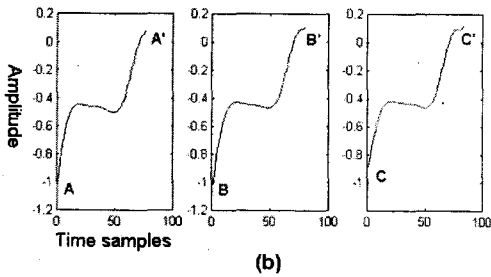
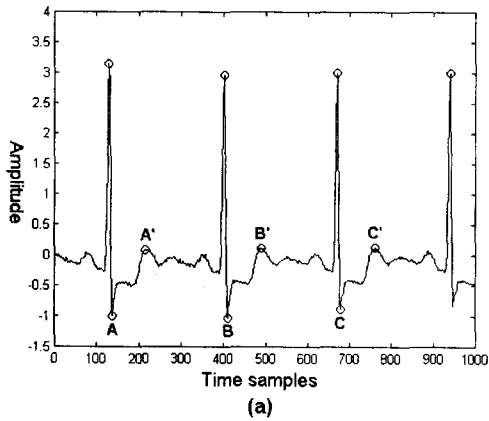


Fig. 5 ECG after exercise

(a) characteristic points, (b) approximation

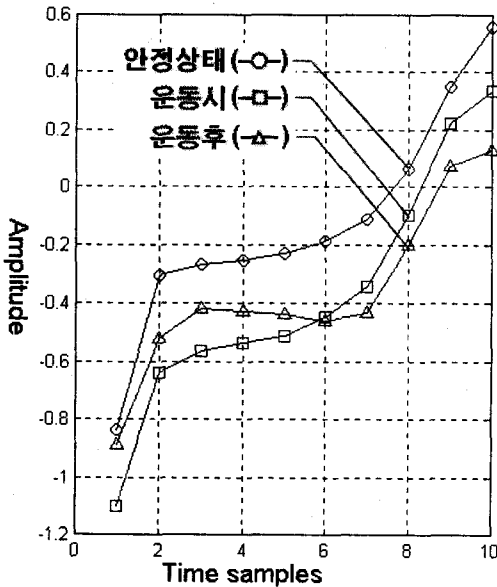


Fig. 6 Comparison of ST(I)

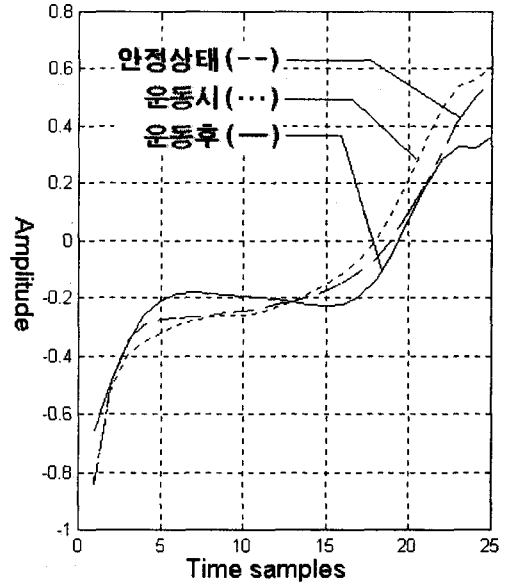


Fig. 7 Comparison of ST(II)

### 3. 심전도 무구속 계측 장치

심전도의 상시 모니터링을 위해서는 검사 대상자의 활동을 구속하지 않으면서 심전도를 측정할 수 있는 장치가 필요하다.

그림 8은 시험 제작된 심전도 계측 장치로, 심전도 검출 및 디지털 무선 송수신을 위한 전송 모듈(Transmission module)과 수신 모듈(Receiver module)을 나타낸다. 전송 모듈은 증폭기, 필터, A/D 컨버터, 송신 모듈로 작동하는 BIM-418F 모듈 등으로 구성되어 있고, 수신 모듈에는 수신 모듈로 작동되는 BIM-418F 모듈과 PC의 직렬포트를 이용하기 위한 MAX232 등으로 구성되어 있다. 환자로부터 측정된 심전도는 증폭기(instrumentation amplifier; MAX 4194, Maxim)로부터 200배 증폭되고 A/D 컨버터(ADC 7821, Analog Devices) 및 멀티플렉서에 의해 8bit 직렬 데이터(600 samples/sec)로 변환된 상태로 BIM-418F(Radio matrix) 모듈에 보내져 수신 모듈로 무선 전송된다. BIM-418F 모듈은 핀조작에 의해 디지털 무선 송신 및 수신 가능한 장치로, 제작된 계측장치의 송신 및 수신장치에 각각 장착되어 심전도의 무선 송수신을 담당한다. 수신부의 BIM-418F 모듈에 수신된 심전도는 MAX232

에 의해 RS232C 형식으로 변환되며 직렬포트를 통하여 9600bps의 속도로 PC에 전송된다. 시험 제작된 심전도 측정장치는 9V 배터리에 의해 구동되며, 실내에서 30m, 실외에서 120m까지 무선 통신이 가능하다.

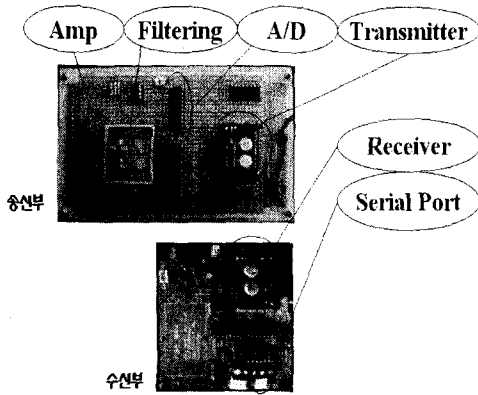


Fig. 8 Transmission and Receiver Module

#### 4. 결론

심전도(ECG)는 심장의 이상을 관찰할 수 있는 간단하면서도 효과적인 방법이기 때문에 심전도를 분석함으로써 질병의 진행경과와 발병의 예측 등 많은 정보를 얻을 수 있다.

QRS complex를 기준으로 심전도를 부분적으로 다항식에 근사함으로써, 심전도의 주기나 샘플링 시간이 변하더라도 정상상태의 심전도를 운동상태나 긴장, 흥분상태의 것과 쉽게 비교할 수 있는 알고리즘을 개발하였다. 이는 P파, T파 및 ST-segment가 시간에 따라 어떻게 변화하는지, 얼마나 변화했는지 알 수 있게 한다. 또한 질병의 경과나 발병을 알 수 있게 하고, 유사한 질병의 심전도 패턴과 비교함으로써 심전도의 분류도 가능하게 한다.

한편, 환자의 활동상의 제약을 극소화하면서 심전도의 상시 모니터링을 위하여 디지털 무선 송수신 모듈인 BIM-418F를 이용한 심전도 측정 및 직렬 데이터 통신 장치를 시험 제작하였다.

#### 후기

본 연구는 한국과학재단지정 전북대학교 메카

트로닉스연구센터의 지원에 의하여 연구되었습니다.

#### 참고문헌

- (1) J. C. Lin, 1999, "Applying Telecommunication Technology to Health-Care Delivery," IEEE Engineering in Medicine and Biology, vol. 18, no. 4, pp. 28~31.
- (2) 박상희, 1999, "생체신호처리 및 응용", 에드텍.
- (3) 홍순표, 1992, "심전도 판독법", 서광의학서림.
- (4) 김조자, 왕명자, 이영자, 전시자, 1999, "심전도", 현문사.
- (5) F. Jager, G. B. Moody, R. G. Mark, 1998, "Detection of transient ST segment episodes during ambulatory ECG monitoring," Computers and Biomedical Research, vol. 31, pp. 305~322.
- (6) L. Gang, Y. Wenyu, L. Ling, Y. Qilian and Y. Xuemin, 2000, "Artificial-intelligence approach to ECG analysis," IEEE Engineering in Medicine and Biology, vol. 19, no. 2, pp. 95~100.
- (7) Ying Sun, Seth Suppappola and Thomas A. Wrublewski, 1992, "Microcontroller based real time QRS detection," BIOMED INSTRUM TECHNOL, vol. 26, no. 6, pp. 477~484.
- (8) Seth Suppappola and Ying Sun, 1992, "Automated performance evaluation of real-time QRS-detection devices," BIOMED INSTRUM TECHNOL, vol 29, no.1, pp. 41~49.
- (9) Antti Ruha, Sami Salinen and Seppo Nissila, 2000, "Real-time microprocessor QRS detector system with a 1-ms timing accuracy for the measurement of ambulatory HRV," IEEE TRANS BIOMED ENG, vol. 44, no. 3, pp. 360~368.
- (10) C. K. Chui, 1992, "Wavelet : A Tutorial in theory and applications," Academic Press Inc..
- (11) 박광리, 이경중, 1998, "웨이브렛 변환을 이용한 스트레스 심전도 신호의 분석 알고리즘 개발", 의공학회지, 제3권, 3호, pp. 269~278.