
웨이브렛 변환을 이용한 ECG신호의 잡음제거와 특징점 검출

장두봉*, 이상민*, 신태민**, 이건기**

Noise Reduction and Characteristic Points Detectoin of ECG Signal using Wavelet Transforms

D.B. Chang*, S.M. Lee*, T.M. Shin**, G.K. Lee**

요 약

ECG신호가 임상적으로 환자의 심장활동에 관련된 여러 정보를 의사에게 제공한다는 점에서 ECG 신호의 검출은 중요한 환자 진단방법의 하나이다. 특히 QRS복합파형, P파, T파 등의 위치와 각파 간의 간격에 의미 있는 정보가 담겨져 있어 의공학 분야에서 ECG신호의 특징점 검출에 관련된 여러 연구들이 있어 왔다. 기존의 ECG신호의 특징점 검출 방법은 정상파형의 경우에는 만족할 만한 성능을 보여 주는데 반해 잡음이 혼입된 ECG신호로부터 정상 ECG신호를 분리해 내는데 있어 성능의 한계를 가진다.

본 논문에서는 최근 공학분야에서 그 활용 영역이 확대되고 있는 웨이브렛 변환 기법을 ECG신호의 특징점 검출과 잡음제거에 적용하여, 잡음이 혼입된 ECG신호의 특징점 검출과 정상 파형 복원을 수행하였다.

Abstract

One of the main techniques for diagnosing heart disease is by examining the electrocardiogram(ECG). Many studies on detecting the QRS complex, P, and T waves have been performed because meaningful information is contained in these parameters. However, the earlier detecting techniques can not effectively extract those parameters from the ECG that is severely contaminated by noise source.

In this paper, we performed the extracting parameters from and recovering the ECG signal using wavelets transform that has recently been applying to various fields.

* 南海專門大學 電子通信科(Dept. of Electronic Communication, Namhae College)

** 慶尙大學校 生産技術研究所(Research Institute of Industrial Technology, Gyeongsang Nat. Univ.)

접수일자 : 1997년 12월 16일

1. 서 론

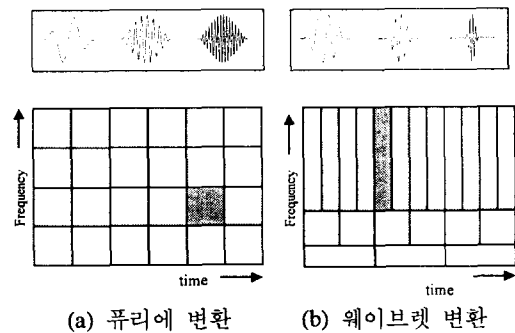
ECG신호는 생체의 심장박동에 기인하는 검출기(Electrode)간의 전위차에 의해 발생하는 전기적 신호로, 이 신호의 검출은 심장활동에 관련된 여러 정보를 의사에게 제공하여 환자진단의 보조수단으로 병원의 수술실, 중환자실 등에서 광범위하게 사용되고 있다. ECG신호로부터 QRS복합 파형의 검출을 위한 기존의 기법은 Thresholding을 이용한 비선형 filtering기법, hidden Markov모델을 이용한 AI기법, 시간반복 예측기법 등이 있다. 검출에 시간이 많이 절약되고 쉽게 실현할 수 있는 비선형 filtering기법이 많이 사용되고 있지만 이 알고리즘의 주 결점은 QRS복합체의 주파수 변이가 검출에 불리한 영향을 미친다. QRS의 주파수 대역은 일반적으로 (+)false 와 (-)false에 의한 잡음 주파수 대역과 겹치게 된다. AI기법은 문법과 규칙에 의한 시간소모가 많다. hidden Markov모델 기법은 효과적인 알고리즘을 사용하여도 검출에 상당한 긴 시간이 필요로 한다. 반면에 본 논문에서 ECG 신호의 특징점(R-point)검출의 도구로 사용한 웨이브렛 해석은 신호의 시간과 주파수영역에서의 지역화 특성을 가지는 훌륭한 수학적 도구이다.

본 논문에서는 ECG신호를 특징점 검출을 위해 Harr, Daubechies, Johnston 등 여러 형태의 웨이브렛 계수를 이용하여 정상 ECG신호, AC잡음이 부가된 신호, 근육 경련 등의 영향에 의한 잡음신호, 호흡 등의 영향에 기인한 기저선 변동이 부가된 신호를 처리하고 결과를 비교 분석하여 ECG 신호검출의 도구로서 웨이브렛변환의 유용성을 확인한다.

II. 웨이브렛 변환

웨이브렛 이론은 초기에 수학적인 문제를 다루기 위해 연구된 분야이지만 최근에는 공학분야에서 웨이브렛이론의 적용에 관한 많은 연구들을 수행하고 있다. 웨이브렛 변환은 응용범위의 다양성과 함께 수학적으로 대단히 간단한 해석적 도구를 제공한다. 기능상 웨이브렛(이산웨이브렛변환(DWT)의 관점에서)은 변환함수(kernel function)의 직교성, 변환을 통한 신호의 가역성, 입력신호를 이산시간샘플

의 집합으로 가정한다는 점에서 이산푸리에변환(DFT)과 유사하다. 두 변환의 차이점은 푸리에변환의 기저함수가 주파수영역에서만 지역화(localize)되어 있고 시간영역에서는 지역화되어 있지 않기 때문에 주파수영역내의 작은 변화는 시간영역의 모든 시점에서 나타난다. 반면, 웨이브렛변환은 신호에 대하여 신호의 고주파 성분은 시간 해상도를 높이며 주파수 해상도를 낮추어 해석하고 저주파 성분의 신호는 시간 해상도를 낮추는 대신 주파수 해상도를 높여 해석하기 때문에 비정상(non-stationary) 신호 분석에 유리하다. 또한 푸리에 변환은 전 해석주파수 영역에 대하여 동일한 필터뱅크(filter bank)를 사용하는데 반하여 웨이브렛 변환은 주파수 대역에 따라 주파수와 시간영역의 해상도를 달리하여 신호의 해석을 수행한다(그림 1).



(a) 푸리에 변환 (b) 웨이브렛 변환
(a) Fourier transform (b) Wavelets transform
그림 1. 기저함수의 시간-주파수 해상도
Fig. 1. Time-frequency resolution of Basis function.

스케일 변수를 a , 천이변수를 τ 라 할 때 함수 $f(t) \in L^2(R)$ 의 웨이브렛 변환은 다음과 같다.

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

이 형태의 변환은 에너지 보존을 만족하므로 원래신호는 역 웨이브렛 변환으로 복원할 수 있다. 웨이브렛 변환은 2개의 변수, 즉 스케일 변수 a 와 천이변수 τ 에 의존하고 이것은 실수 영역에서 끊임없이 변한다. 스케일 변수 a 가 작아지면 웨이브렛은 시간영역에서 축소되고 웨이브렛 변환은 신호의 더 상세한 정보를 제공한다. a 가 커지면 웨이

브렛은 확장되고 웨이브렛 변환은 신호의 전체적인 면을 보여준다. 스케일변수가 2의 승수집합, 즉 $a=2^j$ ($j \in \mathbb{Z}$, \mathbb{Z} : 실수 집합)인 웨이브렛을 dyadic 웨이브렛이라 하고 식(2)로 표현한다.

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

III. ECG 신호 검출

1. QRS Complex

실험에 이용된 ECG신호 데이터는 표준 ECG Signal 생성장치인 Kontron사의 Arrhythmia Simulator 994에서 생성된 신호를 12bits 해상도를 갖는 A/D 컨버터에서 300Hz의 샘플링 속도로 획득한 데이터이다.

일반적으로 인체에서 발생하는 QRS신호 파형의 대부분 에너지는 3Hz~40Hz 사이에 존재한다(그림 2). 이는 QRS파형의 에너지의 대부분이 웨이브렛 변환 영역의 스케일 $2^2 \sim 2^5$ (4.5Hz~37.5Hz) 사이에 있고 2^3 (18.5Hz~37.5Hz)에서 가장 크다는 것을 말해준다.

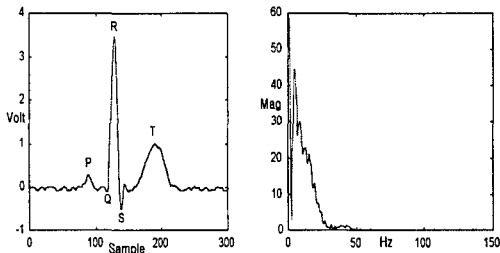


그림 2. 정상 심전도 신호파형과 주파수 특성
Fig. 2. Power spectrum and PQRST complex of Normal ECG Signal .

2. Mirror Filter Bank

신호집합의 웨이브렛 변환과정은 Quadrature Mirror Filter(QMF)를 이용하여 저주파 대역으로의 부대역 분해과정이 된다(그림 3). 실험에서는 Daubechies8,

Johnston스케일함수의 계수(lowpass filter)로부터 식 (3)을 이용하여 웨이브렛의 계수(highpass filter)를 생성하여 mirror filter를 구성하였다(그림 4).

$$\phi = \sum_{k=0}^M (-1)^k \Psi[M-k] \dots\dots\dots (3)$$

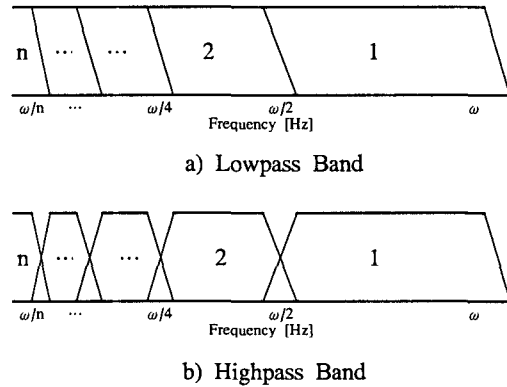


그림 3. 부대역 분해의 주파수 응답 특성
Fig. 3. Frequency response of subband decomposition

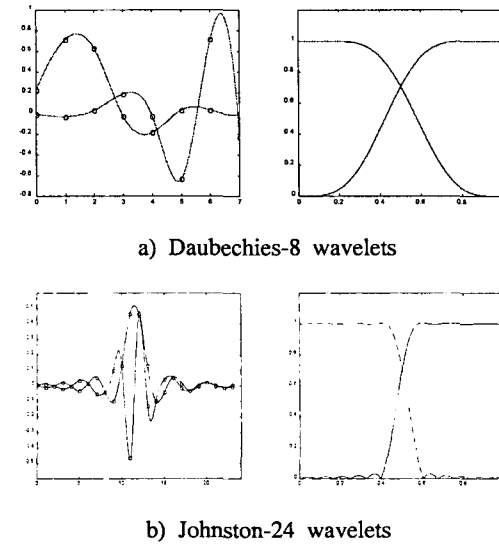


그림 4. 웨이브렛/스케일함수의 파형과 주파수응답
Fig. 4. Waveform of wavelet/scaling function and its frequency response

표 1. 웨이블릿과 스케일링함수의 분해차수 $2^1 \sim 2^7$ 에서의 주파수 응답대역

Table 1. Frequency response of wavelet & scaling function at decomposition order $2^1 \sim 2^7$

필터 스케일	Highpass Filter (웨이블릿)	Lowpass Filter (스케일 함수)
2^1	75 ~ 150 Hz	0 ~ 75 Hz
2^2	37.5 ~ 75 Hz	0 ~ 37.5 Hz
2^3	18.5 ~ 37.5 Hz	0 ~ 18.5 Hz
2^4	9.5 ~ 18.5 Hz	0 ~ 9.5 Hz
2^5	4.5 ~ 9.5 Hz	0 ~ 4.5 Hz
2^6	2.5 ~ 4.5 Hz	0 ~ 2.5Hz
2^7	1.25 ~ 2.5 Hz	0 ~ 1.25Hz

3. R-Wave 검출

실험에서 사용된 웨이블릿과 스케일링함수의 주파수 분해 특성은 표 1에서와 같다. 웨이블릿 부대역에서 스케일이 2^5 보다 크면 에너지는 감소한다. 인위적인 행동이나 기저선 이동은 2^5 이상에서 증가한다. 그래서 신호의 R파 검출을 위한 웨이블릿의 특성 스케일을 $2^2 \sim 2^5$ 까지 선택하였다.

QRS 신호는 웨이블릿 변환의 서로 다른 반대부호의, 즉 2상의 2개의 최대계수를 가진다. R파에 대응되는 최대계수는 다음 단계로 결정된다.

- 1단계 : 가장 큰 스케일(2^5)에서 Th_j 를 교차하는 최대 계수를 선택하고 그 위치를 n_k^5 로 결정한다. (Th_j 는 2^j 에서의 웨이블릿 변환의 Threshold)
- 2단계 : n_k^5 근처의 스케일 2^4 에서 최대계수가 결정되고 그 위치를 n_k^4 으로 표시한다. 여러 개의 최대계수가 존재하면 가장 큰 것이 선택되고 최대계수가 없으면 n_k^4 , n_k^3 , n_k^2 이 "0" 으로 결정한다.
- 3단계 : 같은 방법으로 나머지 스케일에서 최대 계수의 위치를 결정한다.

AC-잡음이 혼입된 ECG 신호의 6차까지의 웨이

브릿 부대역 분해 파형이 그림 5와 같다.

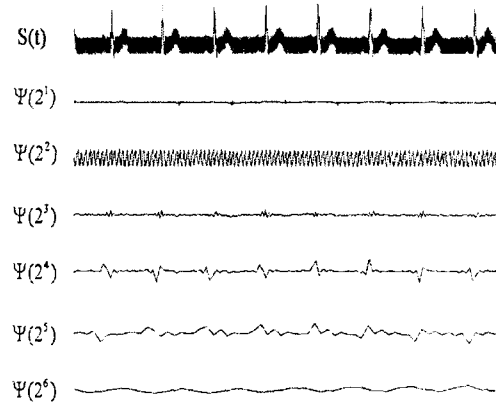


그림 5. AC-잡음이 부가된 심전도신호의 웨이블릿 분해 (scale $2^1 \sim 2^6$.)

Fig. 5. ECG signal with AC-noise and its Wavelets transform at scale $2^1 \sim 2^6$.

4. ECG 신호의 잡음제거와 파형 복원

잡음이 혼입된 ECG 신호로부터 잡음을 제거하고 원 파형을 복원하는 과정은 각 분해 부대역의 저주파 영역에서 수행된다. 일반적인 ECG 신호의 점유주파수 대역인 3~40Hz 대역은 저주파영역의 2차 분해 부대역에 존재한다. 따라서 일반적인 잡음(AC noise, Muscle artifact 등과 같은)이 혼입된 신호는 2차 분해에서 직접적으로 획득할 수 있지만 호흡 또는 인체의 가벼운 움직임 등의 영향에 기인하는 기저선 변동(Baseline drift) 잡음의 경우는 그 주파수대역이 2Hz 미만의 특성을 가지기 때문에 이러한 성분의 잡음제거도 고려하여야 한다. 따라서 2차 변환된 스케일 계수(<37.5Hz)로부터 7차의 스케일 계수(<1.2Hz)를 빼주어서 2차의 변환 계수에 존재하는 1.2Hz미만의 저주파 성분을 제거하였다. 이주파수 대역은 정상 ECG의 주파수영역과 겹치지 않기 때문에 파형의 복원시 신호의 왜곡에 미치는 영향은 미미하다. 그림 6에 AC잡음과 기저선 변동 잡음이 함께 혼입된 ECG 신호의 저주파대역 부대역 분해의 7차까지를 나타내었다.

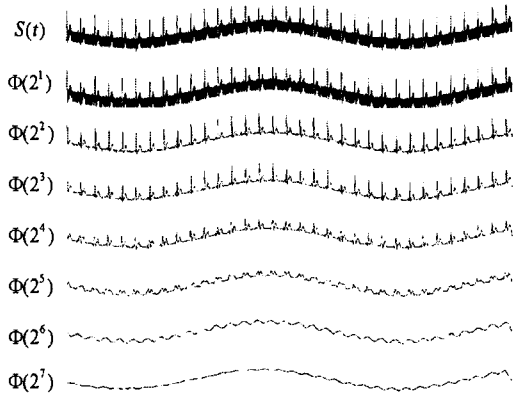


그림 6. 기저선 변동 잡음이 혼입된 심전도 신호의 저주파 부대역 분해 (scale $2^1 \sim 2^7$).

Fig. 6. Low frequency subband decomposition at scale $2^1 \sim 2^7$ of baseline drift noised ECG.

IV. 알고리즘 구현

웨이브렛 변환 및 R-점 검출을 위한 알고리즘 구현은 C로 coding 하여 Pentium PC에서 Borland C++ V3.1을 이용하여 컴파일 하였고, 기타 주파수응답 특성 및 그래프출력은 MATLAB-5로 수행하였다. 사용한 웨이브렛 필터계수는 17종류의 Wavelet계수를 실험한 후 특성을 비교하여 그 중에서 가장 특성이 좋은 Johnston filter를 사용하였다. Jhonston- 24Tap lowpass filter로부터 식(3)을 이용하여 highpass filter를 생성시켜 mirror filter를 구성하였다. 사용한 필터의 파형과 주파수 응답 특성은 그림 4의 b)와 같으며, 이용된 필터계수는 표 2와 같다.

표 2. Johnston 필터의 계수

Table 2. Filter Coefficient of Johnston Filter

$\psi(0), \psi(23)$	4.698426e-3	$\psi(6), \psi(17)$	1.547393e-2
$\psi(1), \psi(22)$	-1.0614e-2	$\psi(7), \psi(16)$	5.402985e-2
$\psi(2), \psi(21)$	-1.571418e-3	$\psi(8), \psi(15)$	-4.089222e-2
$\psi(3), \psi(20)$	1.97638e-2	$\psi(9), \psi(14)$	-9.984422e-2
$\psi(4), \psi(19)$	-4.013781e-3	$\psi(10), \psi(13)$	1.301121e-1
$\psi(5), \psi(18)$	-3.295839e-2	$\psi(11), \psi(12)$	4.654288e-1

V. 실험결과 및 고찰

실험의 결과로부터 기저선 변동이나 AC 잡음 또는 이의 복합 잡음의 경우에는 R-점 검출과 정상신호복원이 우수하게 이루어졌음을 확인할 수 있다. 그러나 muscle artifact 잡음의 경우는 정상신호로의 완전한 복원이 이루어지지 못하고 잡음의 영향이 복원된 신호에 존재하고 있음을 확인할 수 있다. 이는 기저선 변동이나 AC잡음의 경우 점유 주파수대역이 정상 심전도 신호의 점유대역과 다른 영역을 차지-기저선 변동의 경우 1Hz 미만, AC잡음의 경우 60Hz-하는데 반하여, muscle artifact 잡음의 경우는 잡음의 점유 주파수 대역의 일부가 정상 심전도 신호의 점유 대역과 겹쳐 ECG 신호로부터 완전하게 분리해낼 수 없는 것이 그 원인으로 판단된다(그림 7).

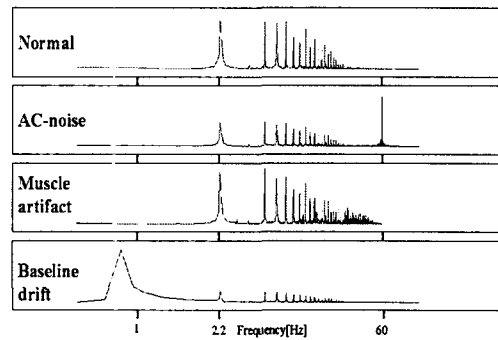
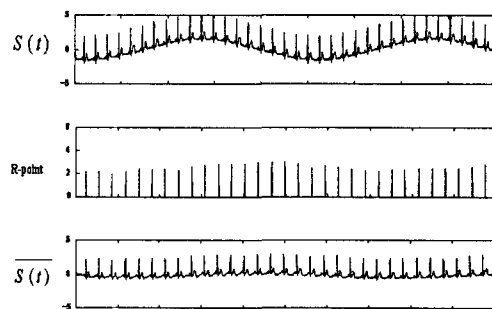


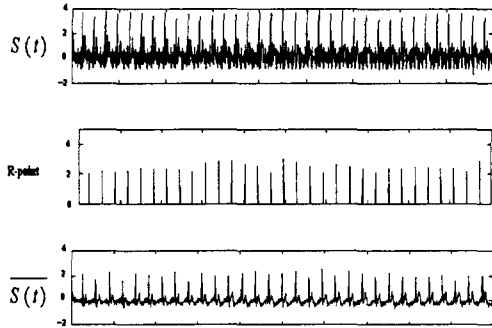
그림 7. 사용된 ECG 데이터의 주파수특성

Fig. 7. Frequency response of using ECG data

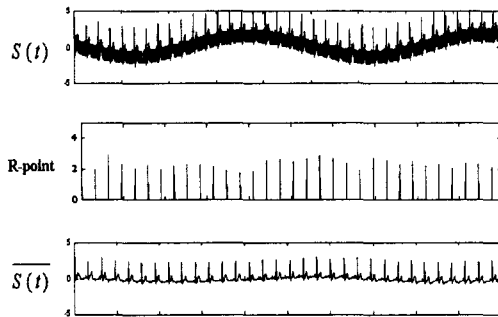
1. 기저선 변동잡음이 부가된 심전도신호의 R-점 검출과 정상파형 복원.



2. Muscle artifact 잡음이 혼입된 심전도 신호의 R-점 검출과 정상 파형 복원.



3. AC 잡음과 기저선 변동 잡음이 함께 혼입된 심전도신호의 R-점 검출과 정상신호 복원.



VI. 결 론

본 논문에서는 잡음이 혼입된 ECG 신호로부터 잡음을 분리 제거하여 원 신호 파형을 복구하며, ECG신호의 R-Wave의 위치를 검출하기 위한 방법으로 웨이블릿변환의 유용성을 실험 분석하였다. 실험 및 분석의 결과로 기존의 ECG신호처리 기법과 비교하여 웨이블릿 변환의 다중레벨의 주파수 분리 특성이 ECG 신호처리에 유용하게 이용될 수 있음을 확인하였다. 이러한 웨이블릿의 특징은 치료 환경에서 발생될 수 있는 여러 형태의 잡음을 효과적으로 제거해준다.

ECG 신호처리에 있어 웨이블릿변환의 적용이 실용적인 기법으로 사용되기 위하여 웨이블릿변환에

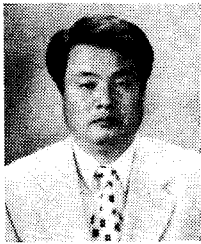
소요되는 시간적인 문제를 해결하여야 한다. 실험에서 PC-base에서 9000개의 ECG 데이터 집합 (sampling rate 300Hz에서 30초 동안 획득)의 경우 연산시간이 약 2초 정도 소요되었다. 이는 LAB에서 연구의 목적으로는 인내할만한 시간이지만 임상에서 실용적으로 이용하기에는 무리가 있다. 이러한 문제를 해결하기 위하여 수치연산 전용 Processor (DSP)를 이용하는 것이 한 방안이 될 수 있다. 계속적인 연구로 본 논문에서 제안한 ECG 검출기법의 알고리즘을 DSP에 Porting 시켜 좀더 실용적인 시스템을 구현하고자 한다.

참고문헌

- [1] Tompkin WJ, Pan J: "A real time QRS detection algorithm", *IEEE Transaction on Biomedical Eng.* BME-32, No.3:230-235, March 1985.
- [2] Cuiwei L, Chongxum Z, Changfeng T: "Detection of ECG Characteristic Point Using Wavelets Transforms", *IEEE Transactions on Biomedical Eng.* 42, No 1: 22-28, January 1995.
- [3] C. K. Chui, *Wavelet Analysis and its Application* New York: Academic Press, 1992
- [4] Oliver Rioul and Martin Vetterli, "Wavelet and Signal Processing", *IEEE SP MAGAZINE*, pp.14- 38, October, 1991
- [5] Coast DA Stern RM, Cano GG, Briller SA: "An approach to cardiac arrhythmia analysis using hidden Markov models", *IEEE Transaction on Biomedical Eng.* Vol.37, No.9: 826-836, September 1990
- [6] Kyrkos A, Giakoumakis EA, Carayannis G: "QRS Dection through time recursive prediction techniques", *Signal Processing* 15 : 429-436, 1988.
- [7] Daubechies I: *The wavelet transform: A method of time frequency localization*, *Advences in Spectral Analysis*. S Haykin, Ed. New York, Prentice Hall, 1990
- [8] Chui K: *An introduction to Wavelets*, Academic

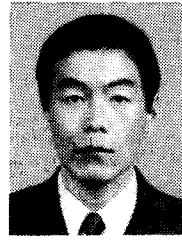
Press, Inc. 1992

- [9] Mallat S: "Zero crossings of wavelet transform", *IEEE Trans. Information Theory*, 37, No.4, 1019-1033, July 1991
- [10] Thakor NV, Webster JG, Tompkins WJ: "Estimation of QRS Complex Power Spectra for Design of a QRS Filter", *IEEE Trans. Biomedical Eng.* Vol. BME-33, No 12, Dec 1986
- [11] Daubechies I: *Ten Lectures on Wavelets*, Rutgers Univ and AT&T Lab. 1992



장 두 봉(Doo-Bong Chang)
1955년 6월 1일 생
1982년 2월 : 동아대학교
전자공학과 졸업(공학사)
1986년 2월 : 동아대학교 대학원
전자공학과 졸업
(공학석사)

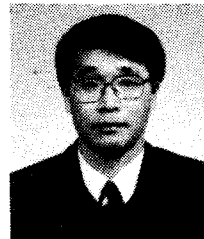
1996년 2월 : 경상대학교 대학원 박사과정 수료
1996년 3월~현재 : 도립남해전문대학 조교수
주요관심분야 : 의용신호처리, 무선통신



이 상 민(Sang-Min Lee)
소속 : 도립남해전문대학 전자
통신과 전임강사
주요관심분야 : 의용/영상 신호
처리, 방전가공(EDM)



신태민(Tae-Min Shin)
소속 : 경상대학교 전자공학과
부교수, 경상대학교 생
산기술연구소 연구원
주요관심분야 : 방전가공(EDM),
의용/영상 신호처리



이건기(Gun-Ki Lee)
소속 : 경상대학교 전자공학과
교수, 경상대학교 생산
기술연구소 연구원
주요관심분야 : 의용신호처리,
감성공학