

## Characteristics of noise cancellation for MCG signals using wavelet packets

H. J. Park<sup>\*a</sup>, Y. J. Kim<sup>a</sup>, J. Y. Jung<sup>a</sup>, C. H. Won<sup>b</sup>, I. S. Kim<sup>c</sup>, J. H. Cho<sup>a</sup>

<sup>a</sup> *Kyungpook National University, Daegu, Korea*

<sup>b</sup> *Kyungil University, Kyungsan, Korea*

<sup>c</sup> *Korea Research Institute of Standards and Science, Daejeon, Korea*

### 웨이브렛 패킷을 이용한 심자도 신호의 잡음 제거 특성

박희준<sup>\*a</sup>, 김용주<sup>a</sup>, 정주영<sup>a</sup>, 원철호<sup>b</sup>, 김인선<sup>c</sup>, 조진호<sup>a</sup>

#### Abstract

Noise from electronic instrumentation is invariably present in biomedical signals, although the art of instrumentation design is such that this noise source may be negligible. And sometimes signals of interest are contaminated or degraded by signals of similar type from another source. Biomedical signals are omnipresently contaminated by these background noises that span nearly all frequency bandwidths.

In the magneto-cardiogram (MCG), several digital filters have been designed for the elimination of the powerline interference, broadband white noise, surrounding magnetic noise, and baseline wandering. In addition to the introduced FIR filter, notch, adaptive filter using the least mean square (LMS) algorithm, and recurrent neural network (RNN) filter, a new filtering method for effective noise canceling in MCG signals is proposed in this paper, which is realized by the wavelet packets.

The experimental results show that the proposed filter using wavelet packet performs efficiently with respect to noise rejection. To verify this, two characteristics were analyzed and compared with LMS adaptive filter, SNR of filtered signal and attractor pattern using the nonlinear dynamics.

*Keywords* : Magneto-cardiogram, Noise Cancellation, Wavelet Packets

#### I. SQUID를 이용한 심자도 신호의 획득

심장은 전기 전도계에서 발생하는 전기 자극

에 의해 수축하며 심장 벽을 형성하고 있는 체 세포가 수축할 때 발생하는 활동전위(action potential)에 의해서 혈액을 방출한다. 이 활동전위는 심장으로부터 온 몸으로 퍼지는 전류를 발생시키는데 심자도 측정기술은 이러한 심장 전류의 흐름으로 발생하는 수십 pT의 자장을 비접촉적인 방법으로 측정하는 기술이다. 정상

<sup>\*</sup>H. J. Park, Kyungpook National University

Fax : +82-53-959-5538

e-mail : [hjpark@palgong.knu.ac.kr](mailto:hjpark@palgong.knu.ac.kr)

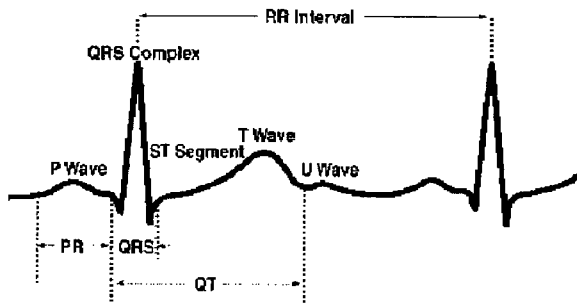


Fig. 1. Normal MCG signal.

인의 심자도 파형을 그림 1에 나타내었다.

최근 SQUID를 이용한 심자도 측정기술의 발달로 자기신호로부터 심장 활동전류의 위치, 시간 등을 정확히 측정하여 심장기능의 이상유무 및 부정맥의 발생위치까지 판별할 수 있다.

심자도 신호는  $35 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ 의 잡음 수준을 가진 고온초전도 SQUID로도 측정이 가능하기 때문에 최근 비차폐 환경에서 사용할 수 있는 고온초전도 심자도 측정 장치 개발에 관한 많은 연구가 이루어지고 있다[1-2].

이러한 비차폐 환경에서의 심자도 신호의 측정과 그 해석에 있어서는 약간의 전기적인 잡음신호에 대한 오차가 치명적으로 작용할 수 있다. 특히 P 파와 Q 파는 심장의 질환을 판단하는 데 중요한 자료로 쓰이는데, 이 파들의 진폭이나 시간간격은 일반적인 잡음들과 유사한 특성을 가지기 때문에 잡음에 의해서 이러한 신호들이 왜곡된 경우에는 부정확한 진단변수의 검출로 진단의 오류를 초래할 수 있다. 또한 심장질환의 진단에 중요한 파라미터인 QRS 콤플렉스와 ST 간격의 측정 등에 있어서도 잡음에 의해 심자도 신호가 왜곡되는 경우에는 정확한 진단이 어렵다.

심자도 신호에 있어서 중요하게 다루고 있는 잡음 신호로는 전원 라인에서 발생하는 60Hz 주파수 성분을 가지는 전원잡음과 광대역 백색잡음, 환경자장, 환자의 운동 및 주위 환경에 따른 기저선의 변동 등이다. 이 중에서 전원잡음은 전원장치의 변환기에 의해서 생기는 것으로 높은 고조파 성분을 갖는다. 현재 널리 사용되고 있는 임상 진단용 심자도 기록장치에서는 아날로그 증폭기에서 큰 공통모드 제거비(CMRR)를 갖는 차동 증폭기를 사용하여 전원

잡음을 줄이고 있다. 그러나, 심자도 신호 측정 시 전원 라인에 의한 유도자장 등에 따른 전원잡음 성분은 계속 남아 있게 되는데, 이러한 잡음 성분을 줄이기 위하여 디지털 필터가 널리 사용된다.

이러한 잡음을 제거하기 위하여 지금까지 연구된 디지털 필터에는 저역통과 필터, 협대역 제거필터, 적응 필터, 증가평가 필터 등이 있다. 저역통과 필터링 방법은 차단 주파수를 60Hz 이하로 하여 그 이상의 주파수 성분을 제거하기 때문에 60Hz 근처와 그 이상의 주파수를 가진 심자도 성분도 함께 제거된다. 또한 증가평가 필터에서는 샘플링 주파수의 설정에 따라 60Hz 고조파 성분의 제거 특성이 좋지 않다.

이에 반하여, 적응필터는 시변(time-varying) 시스템에서 신호 조건의 변화에 따라 적응적으로 대처할 수 있는 장점 때문에 심자도 신호 처리를 비롯한 여러 분야에서 널리 응용되어 사용되고 있다[3]. 그러나, 이는 적응 과정에서 MMSE (minimum mean square error) 해를 추정하기 위해 필터의 계수를 조정하는 과정에서 많은 연산이 소요되고, 오차를 최소화하기 위해서는 정확한 수렴 파라미터가 정의되어야 한다. 이때, 예기치 못한 잡음신호가 입력되거나 주입력의 잡음신호와 참조입력의 잡음신호의 특성이 다를 경우 적응 잡음 제거기는 만족스러운 결과를 얻을 수 없다.

본 논문에서는 웨이브렛 패킷을 이용한 심자도 신호용 잡음 제거기를 구현하였다. 또한, 여러 가지 가상잡음에 대한 잡음 제거 특성을 기존의 적응필터와 비교하고, 2차원 어트랙터 패턴을 구성하여 성능을 비교하였다.

## II. 웨이브렛 변환

심자도 신호와 같이 생체 정보를 나타내는 신호에 있어서 정확한 해석을 위해서는 시간에 따라 신호가 빠르게 변화하는 부분에 있어서는 시간적 해상도를 높이고 느리게 변화하는 부분에 있어서는 주파수 해상도를 높여서 해석할 필요가 있다. 지금까지 신호를 해석하는 데 있어서 푸리에 변환이 가장 많이 사용되어져 왔으나, 이는 신호의 주파수 성분은 잘 나타내지

만, 시간의 변화에 따른 신호의 변화추이를 해석하기는 불가능하다. 또한, STFT(short time Fourier transform)과 같은 방법도 이러한 요구를 만족하지는 못한다.

웨이브렛 (wavelet)은 모 웨이브렛 (mother wavelet) 즉, 함수의 천이성분(translation)과 스케일링(scaling) 함수를 통한 함수의 재귀적 집합으로 구성된다.

스케일 변수를  $s$ , 천이변수를  $\tau$ 라 할 때 함수  $f(t)$ 의 웨이브렛 변환은

$$F(s, \tau) = \frac{1}{\sqrt{s}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) w\left(\frac{t-\tau}{s}\right) dt \quad (1)$$

과 같이 정의할 수 있으며, 이 때  $w(t)$ 는 기본 웨이브렛이다. 이 형태의 변환은 에너지 변환을 만족하므로 원 신호는 역 웨이브렛 변환으로 복원할 수 있다. 연속 웨이브렛 변환의 개념도를 그림 2에 나타내었다.

푸리에 변환이 단일의 정현 함수만을 기저함수로 사용하는데 비해 웨이브렛은 직교성과 정규화의 조건만 만족한다면 어떤 형태든 변환의 기저로 사용할 수 있다. 또한, 웨이브렛 변환은 웨이브렛과 스케일 함수라는 두 개의 기저를 쌍으로 가지며 변환과정에서 이 기저쌍은 각각 저역통과 필터와 고역통과 필터로 구성되어 신호의 저주파 성분과 고주파 성분으로의 분해를 담당하는 대칭적 필터(mirror filter)가 된다. 즉, 신호 집합의 웨이브렛 변환과정은 이러한 필터를 통한 저주파 대역으로의 부대역 (sub-band) 분해과정으로서, 웨이브렛의 계수(high pass filter)와 스케일함수의 계수(low pass filter)는

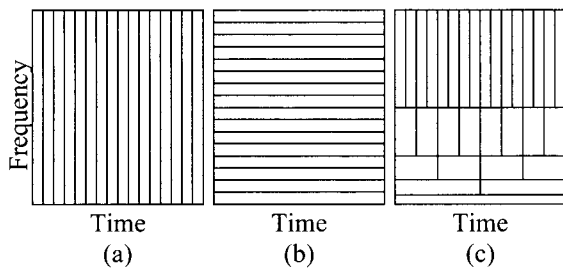


Fig. 2. Time-Frequency characteristics for (a) sampled data, (b) fast Fourier transform (FFT), and (c) fast wavelet transform (FWT) basis functions.

$$h_1(n) = (-1)^n h(1-n) \quad (2)$$

와 같은 관계를 가진다. 여기서,  $h_1$ 은 웨이브렛 계수이고,  $h$ 는 스케일링 계수이다.

원 신호는 필터를 통하여 저주파와 고주파 성분의 두 주파수 성분으로 분해되며, 이러한 과정들을 저주파 영역 및 고주파 영역에서 계속 반복해서 수행하여 웨이브렛 패킷(wavelet packet)을 형성한다. 저주파 영역에서의 주파수 분해과정은

$$f(t) = \sum_k c_j(k) 2^j \varphi(2^j t - k) + \sum_k d_j(k) 2^j \psi(2^j t - k) \quad (3)$$

과 같으며, 여기서  $\varphi$ 는 스케일링 함수이고  $\psi$ 는 웨이브렛 함수이다.

이 때, 스케일 계수와 웨이브렛 계수는

$$c_j(k) = \sum_n h(n-2k) c_{j-1}(n), \quad (4)$$

$$d_j(k) = \sum_n h_1(n-2k) c_{j-1}(n) \quad (5)$$

와 같이 계산된다. 본 논문에서는 실험을 통하여 모 웨이브렛 함수로서 Coiflets-4 함수를 사용하였는데, 이를 그림 3에 나타내었다.

잡음이 섞인 신호로부터 잡음을 제거하고 원 신호를 복원하는 과정은 각 분해 부대역의 저주파 영역, 즉 스케일 함수에 의해 분해된 신

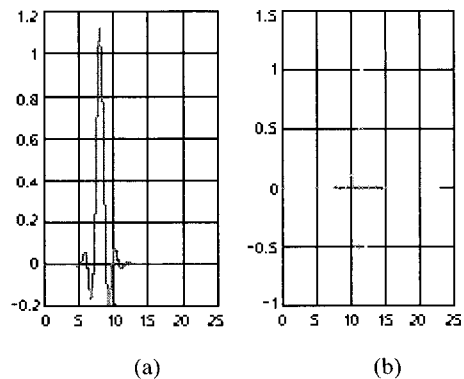


Fig. 3. One-Dimensional Coiflets-4 wavelet; (a) scaling function and (b) wavelet function.

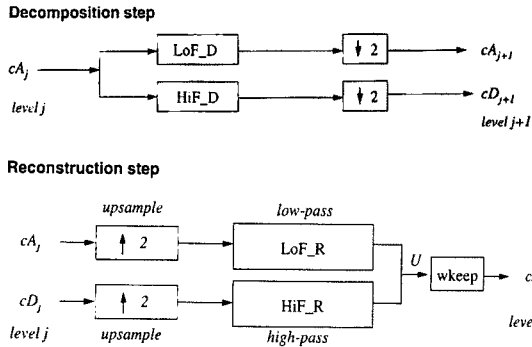


Fig. 4. One-Dimensional Discrete wavelet transform (DWT) and inverse discrete wavelet transform(IDWT).

호집합을 이용하여 수행된다. 이러한 과정을 그림 4에 나타내었다.

### III. 실험 및 결과

한국표준과학연구원에서 다채널 SQUID 센서 를 이용하여 측정된 심자도 데이터를 기준으로 신호평균법(signal averaging)을 이용하여 심장박동 한 주기 내의 심자도 신호를 잡음이 없는 신호(noiseless signal)라 가정하였다. 심자도 신호 측정 환경과 유사한 가상잡음은 광대역 백색잡음, 기저선 변동 및 60Hz 전원잡음으로 구성하였는데, 광대역 백색잡음은 난수발생을 이용하여 인위적으로 발생시켜 사용하였다. 이를 그림 5에 나타내었는데, 샘플링 주파수는 500Hz이다.

제안한 웨이브렛 필터의 성능을 평가하기 위해서 LMS 알고리즘을 이용한 적응필터를 함께 설계하고 이를 비교하였다. 적응 잡음 제거기의 구조는 그림 6에서와 같으며, 반복된 실험을 통하여 수렴계수는 0.71로 하였을 때 가장 좋은 결과를 얻을 수 있었다.

본 논문에서는 Coiflets-4 웨이브렛 함수를 이용하여 6차 웨이브렛 패킷으로 분해하였다. 먼저 저주파 기저선 변동 잡음을 제거하기 위하여 최저 부대역의 스케일 계수(약 0.98Hz)를 빼주었다. 이 대역은 정상 심자도 신호의 주파수 영역과 겹치지 않기 때문에 파형의 복원 시 신호의 왜곡에 미치는 영향을 무시할 수 있다.

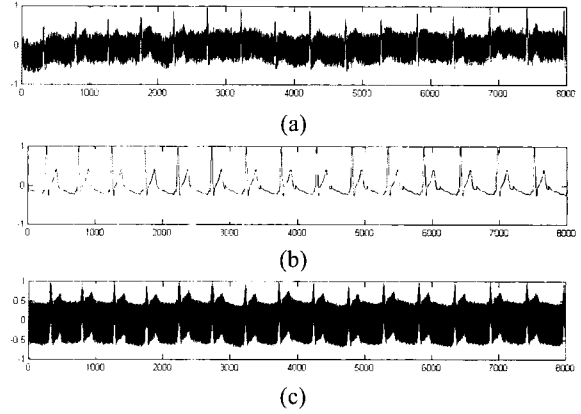


Fig. 5. MCG signals.

(a) Original signal from SQUID.

(b) Noiseless signal after signal averaging.

(c) Noisy signal with artificial noises.

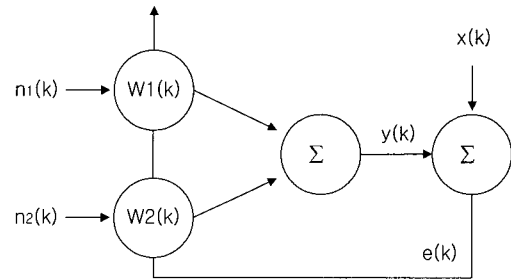


Fig. 6. Structure of adaptive filter.

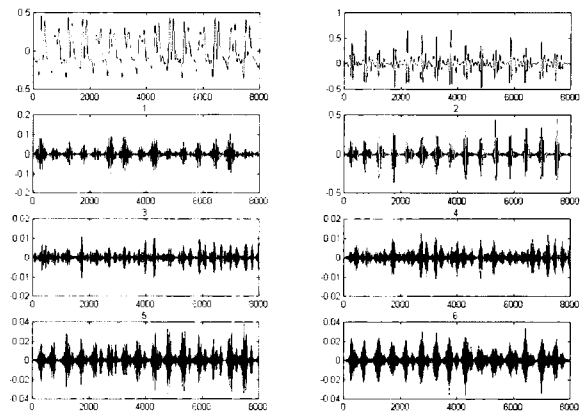


Fig. 7. Reconstruction coefficients from wavelet packet.

6차 웨이브렛 패킷으로 분해된 스케일 계수들 중 최저 부대역 8개의 스케일 함수를 원 신호 복원에 이용하였는데, 이를 그림 7에 나타

내었다.

실험에서 사용된 잡음이 없다고 가정한 심자도 신호 및 가상 잡음신호는 모두 8000 샘플로 구성하였으며, 적응필터와 웨이브렛 필터를 객관적으로 비교하기 위하여 심자도 신호의 최대 진폭을 1로 정규화 하였다.

제안된 웨이브렛 패킷을 이용하여 반복된 실험을 통하여 원 신호 복원을 위한 웨이브렛 합성계수(reconstruction coefficient)들을 추출하고, 이로부터 심자도 신호를 필터링한 결과를 그림 8에 나타내었다. 그림에서 보듯이 제안된 웨이브렛 필터가 우수한 잡음 제거 특성을 보임을 알 수 있었다.

본 논문에서는 제안된 필터의 특성을 평가하기 위해서 두 가지 방법을 사용하였다. 첫번째는 정량적인 비교 방법으로 일반적으로 디지털 필터에서 많이 사용하는 신호 대 잡음비(signal-to-noise ratio, SNR)를 계산하여 비교하였고, 두 번째로는 정성적인 비교방법으로 잡음 제거 특성을 시각적으로 용이하게 확인하기 위하여 2차원으로 재구성된 어트랙터 패턴(attractor pattern)을 이용하였다.

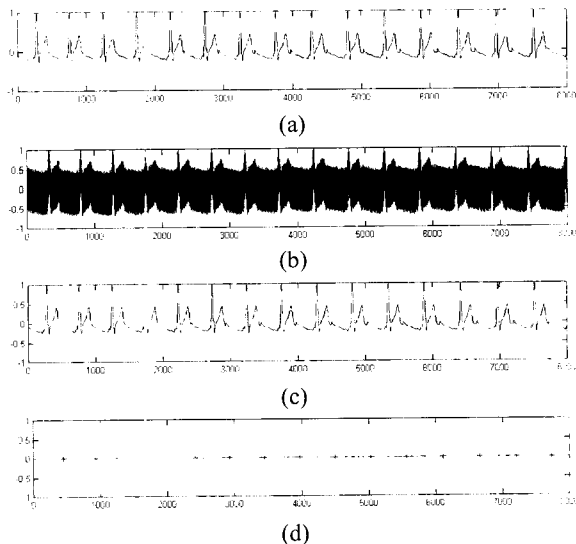


Fig. 8. Characteristics of noise cancellation of the proposed filter using wavelet packet.

- (a) Noiseless signal after signal averaging.
- (b) Noisy signal with artificial noises.
- (c) Reconstructed signal using wavelet packets.
- (d) Error resulted from wavelet filter.

필터의 특성을 판별하는 좋은 방법 중 하나는 SNR을 계산하는 것이다. 본 논문에서는 시간 영역에서 잡음 제거 특성의 비교를 위해 다음과 같이 정의된 평균자승오차(mean square error)를 사용하였다.

$$MSE = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N \{s(k) - e(k)\}^2 \quad (6)$$

여기서, N 은 데이터의 길이를 나타낸다.

실험에서 LMS 알고리즘을 이용한 적응필터의 경우 MSE는  $2.0569 \times 10^{-5}$  을 얻었으며, 제안된 웨이브렛 필터의 경우 MSE는  $1.5682 \times 10^{-5}$  의 결과를 얻을 수 있었다. 따라서, 가상잡음에 대한 심자도 신호의 필터링 결과 LMS 알고리즘을 이용한 적응필터보다 성능이 약 1.3배 우수한 것으로 나타났다.

두 번째로, 제안된 웨이브렛 필터의 잡음 제거 성능을 정량적으로 확인하기 위한 방법으로 2차원 어트랙터 패턴을 구성하여 원 신호와 비교하였다.

심장과 같은 비선형 시스템의 동태는 위상공간, 즉 상태공간으로 사상하여 보면 관찰하기 용이할 때가 많다. 어트랙터는 이러한 위상공간의 개념을 도입하여 어떠한 시스템의 초기조건이 주어질 때 시간에 따른 시스템의 전이 상태가 위상공간의 점으로 표시되어 일정한 형태를 가지게 한 것이다. 안정된 시스템은 시스템 방정식의 고정점(fixed point)을 향해 궤적을 그리게 되며 고정점에서 안정하게 된다. 특히, 심자도 신호와 같이 주기성이 있는 신호는 일정한 형태의 폐곡선을 그리게 되는데, 이는 한정된 공간에서 특정한 모양을 가지게 되어 일반 잡음과는 구별하기가 용이하다.

본 논문에서의 실험 데이터를 이용하여 2차원 어트랙터 패턴을 구성하고 이를 그림 9에 나타내었다. 그림에서 보듯이 (a)의 잡음이 없는 심자도 신호는 그 주기성에 따라 특정한 패턴을 보여준다. (b)는 광대역 백색잡음을 나타낸 것인데, 어떠한 규칙이나 유사성을 찾아보기 힘들다. (c)는 가상 잡음이 포함된 심자도 신호의 어트랙터 패턴이고, (d)는 제안된 웨이브렛 필터를 이용하여 필터링한 결과를 어트랙터 패턴으로 재구성한 것이다. 그림에서 웨이

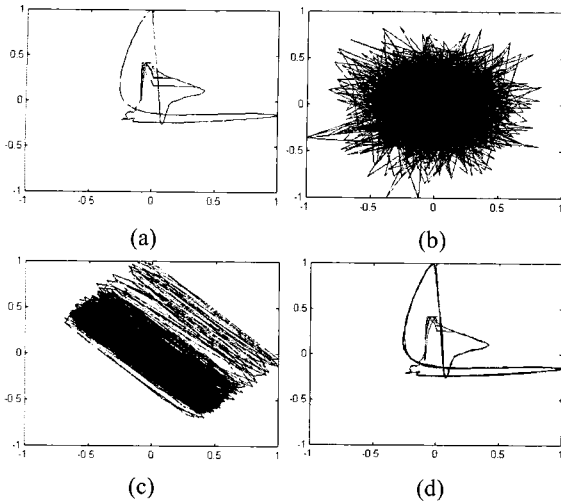


Fig. 9. Two-Dimensional attractor patterns.

- (a) Noiseless signal
- (b) Wideband white noise
- (c) Artificial noise used in this paper
- (d) Reconstructed signal using wavelet packets

브렛 필터가 원 신호를 충실히 복원하고 있음을 알 수 있다.

#### IV. 고찰

본 논문에서는 SQUID 센서를 이용하여 측정된 심자도 신호에 있어서 중요하게 다루고 있는 여러 가지 잡음을 제거하기 위하여 웨이브렛 패킷을 이용한 필터를 제안하였다. 또한 기존의 적응필터와 제안된 웨이브렛 필터의 잡음제거 특성을 비교하고, 2차원 어트랙터 패턴을 구성하여 제안된 웨이브렛 필터의 성능을 시각적으로 검증하였다.

가상잡음에 대한 심자도 신호의 필터링 실험 결과, LMS 알고리즘을 이용한 적응필터보다 제안된 웨이브렛 필터가 성능이 약 1.3배 우수한 것으로 나타났다. 또한, 2차원 어트랙터 패턴을

관찰한 결과 제안된 웨이브렛 필터가 잡음 제거 특성 및 수렴특성이 우수함을 보였다. 따라서, 본 논문에서 제안된 웨이브렛 패킷을 이용한 필터링 방법은 MCG, MEG 등의 잡음 제거에 효과적으로 응용할 수 있으리라 사료된다.

#### Acknowledgments

This work was supported by the Korea Research Institute of Standards and Science (KRISS). We express our sincere thanks to the researchers in superconductivity group of KRISS.

#### References

- [1] B. Baek, Hochul Kim, Z. G. Kim, S. M. Lee, S. H. Moon, and B. Oh, "Construction and Operation of High- $T_c$  Scanning SQUID Microscope," *Progress in Superconductivity*, vol. 1, No. 1, pp. 20-25, 1999.
- [2] Y. G. Park, H. Y. Lim, J. M. Kim, H. C. Kwon, and Y. H. Lee, "High- $T_c$  SQUID magnetometers for the multi-channel MCG system," *East Asia Symposium on Superconductive Electronics*, vol. SS-2, 2001.
- [3] J. H. Nam and D. H. Yoon, "Development of Adaptive Noise Canceling Algorithm for Post Processing of Biomedical Signals," *Proceedings of ITC-CSCC 2002*, vol. 1, pp. 500-503, 2002.
- [4] Eugene N. Bruce, *Biomedical signal Processing and Signal Modeling*, John Wiley & sons, Inc., NY, pp. 373-382, 2001.
- [5] M. Misiti, Y. Misiti, G. Oppenheim, and J-M. Poggi, *MATLAB: Wavelet Toolbox*, ver. 1, The Math works, Inc., Natick, 1997.
- [6] Willis J. Tompkins, *Biomedical Digital Signal Processing*, Prentice-Hall, NJ, 1993.
- [7] Paul M. Embree and Damon Danieli, *C++ Algorithms for Digital Signal Processing*, 2<sup>nd</sup> Ed., Prentice-Hall, NJ, 1999.