

웨이브렛 변환을 이용한 흉부음의 잡음 제거

*황 향 자, **최 규 훈, ***박 기 영, ****박 강 서, *김 중 교

*전북대학교 전자정보공학부, **전주공업대학 전자정보과,
전주공업대학 정보통신과, *전주예수병원 소아과
전화 : 063-272-1177

Noise Cancellation of Thoracic Sound Using Wavelet Transform

*Hyang-Ja Hwang, **Kyu-Hoon Choi, ***Ki-Young Park,
****Kang-Seo Park, *Chong-Kyo Kim

*Division of Electronics & Information Engineering, Chonbuk National University
**Dept. of Electronics & Information Engineering, Jeonju Technical College
***Dept. of Information & Communication Engineering, Jeonju Technical College
****Dept. Pediatrics, Jeonju Jesus Hospital
E-mail : hhjbluesky@hanmail.net

Abstract

In this paper, we present a method which can minimize distortion from desired signal in thoracic sound signal processing. We firstly chose the proper wavelet mother function to reduce noise components. Secondly, we chose a clean thoracic sound, then added Gaussian noise and 3 step(10, 15, 20db) uniform noise to it. Finally, the various wavelet functions are applied for noise cancellation. To evaluate the efficiency of this study, we computed SNR and RSE value. Then we found the optimal mother wavelet function for thoracic sound.

1. 서 론

현재까지 인간의 신체 내부에서 나오는 소리, 즉 생체음은 생체음 측정 장비인 청진기를 통해서 청각만을 이용하여 들을 수 있었다. 그러나 생체음은 같은 환자, 같은 환경이라도 다르게 들릴 수 있으며, 오랜 경험과 노하우를 가진 의사들의 진단으로 환자의 이상 유무를 판단할 수 있지만, 여기에도 오진이 자주 발생하기도 한다.

따라서 보다 정확한 진료 및 진단 보조를 위하여 청진기를 통해 나온 생체음과 이 생체음에 포함된 오진을 유발하는 잡음들을 분석하고 제거하기 위한 방법으로 웨이브렛 변환을 이용한다.

웨이브렛 변환은 입력 신호를 웨이브렛 함수와 스케일 함수에 각각 곱하여 고주파와 저주파로 주파수 대역을 나누어 원하는 주파수 대역에서의 변화된 신호를 분석할 수 있기 때문에 주파수 영역 분석에만 국한되어 있는 푸리에 변환에 비해 시간 주파수 localization이 우수한 특징을 갖는다. 웨이브렛 함수의 주파수 분할 특성은 웨이브렛 모함수의 종류에 따라 달라지기 때문에 흉부음 신호 처리에 적합한 웨이브렛 모함수를 선택하는 것이 매우 중요하다.

흉부음은 정상 폐에서 폐포에 공기가 이동하면서 나는 low pitch sound로써 주로 숨을 들이 마시는 경우에 들리게 되는 폐포 호흡음과 high pitch sound의 기관지 호흡음으로 분류할 수 있다. 이때 흉부 질환을 갖는 환자는 이 호흡음에 잡음이 더해진 경우가 된다[1].

따라서 본 논문에서는 흉부음 신호처리의 전처리 과정에서 원신호의 왜곡을 최소화하여 잡음을 제거할 수 있는 웨이브렛 모함수를 결정하고자 한다. 실험을 위하여 측정된 흉부음 신호를 기준으로 신호 평균법(signal averaging)을 사용하여 잡음이 없는 가상 흉부음 신호를

만들어 사용하였으며, 웨이브렛 변환 및 재생을 통한 필터 과정 후에 신호대 잡음비(SNR : signal to noise ratio)와 재생신호 자승오차 (RSE :reconstruction square error)를 계산하여 흉부음 신호에 적합한 웨이브렛 모함수를 선택하도록 한다.

2. 웨이브렛 변환

그림 1(a)는 푸리에 변환으로서 신호를 여러 종류의 주파수를 가지는 정현파로 분해하는 것이라면 웨이브렛 변환은 그림 1(b)와 같이 신호를 다양한 천이(translation)와 스케일링(scaling)을 갖는 모 웨이브렛(mother wavelet)으로 분석하는 것이다[2]. 따라서 푸리에 변환은 원신호의 주파수에 관한 정보를 잃어버리는 반면에 웨이브렛 변환은 주파수 대역에 따라 주파수와 시간영역의 해상도를 다르게 할 수 있는 장점이 있으므로 흉부음과 같은 비정상적인 신호 분석에 우수하다. 웨이브렛 변환 식은 식(1)과 같이 주어진다.

$$W_g[f(x)](a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int f(x) \Psi \left(\frac{t-b}{a} \right) dt \quad (1)$$

여기에 a 는 스케일링 변수, b 는 천이 변수, $f(x)$ 는 시평면 신호, $\Psi(x)$ 는 모웨이브렛, $*$ 는 conjugation이다.

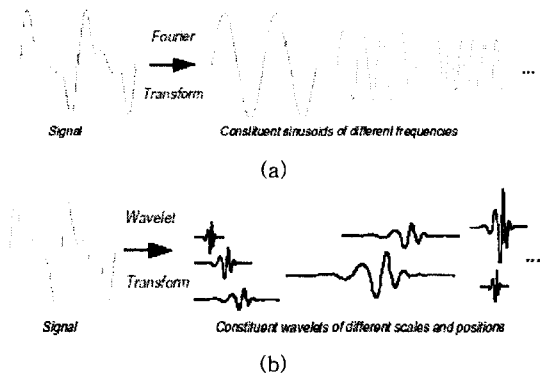


그림 1. (a) 푸리에 분석의 개념 (b) 웨이브렛 분석의 개념

웨이브렛 변환을 통한 주파수 분해의 결과는 그림 2와 같이 신호 S가 저주파 성분인 저주파 계수와 고주파 성분인 고주파 계수로 분해되고 분해된 저주파 계수는 다시 웨이브렛 필터에 의해 저주파 성분과 고주파 성분으로 분해된다. 그림에서 cD는 고주파 성분을, cA는 저주파 성분을 의미한다[2][3].

샘플링 되어진 신호는 이산 웨이브렛 (discrete wavelet) 변환을 통하여 다해상도 분석(MRA : multi resolution analysis)을 하게 된다. 이는 Nyquist 샘플링 이론에 따

라 스케일이 2배씩 커지면, 즉 주파수가 반으로 줄어들면 샘플링 비율을 반씩 줄일 수 있게 된다. 따라서 2분주(dyadic)를 사용한 이산 웨이브렛 변환은 저주파 영역을 계속 분할하는 대역 분할 부호화(subband coding)와 같은 의미를 지니게 된다. 대역 분할 부호화에서는 신호를 고주파 통과 필터(HPF : high pass filter)와 저주파 통과 필터(LPF : low pass filter)를 통과시키고, 그 각각을 다운 샘플링(down sampling) 하게 된다[2][3].

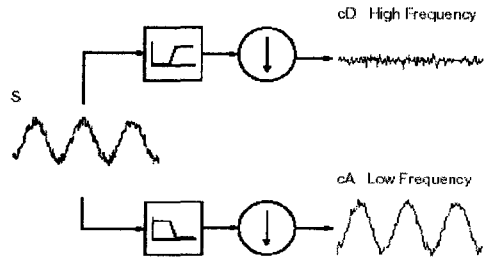


그림 2. 웨이브렛 변환을 통한 주파수 분해

3. 실험 방법

3.1 흉부음 및 잡음 구성

본 논문에서는 현재 흉부음에 대한 표준 신호가 없으므로 전문의사가 청진기를 통해 측정된 데이터를 기준으로 2번의 신호 평균법(signal averaging)을 거치면서 비주기적, 간헐적인 잡음이 제거된 가상 흉부음 신호를 만들었다[4][5][6].

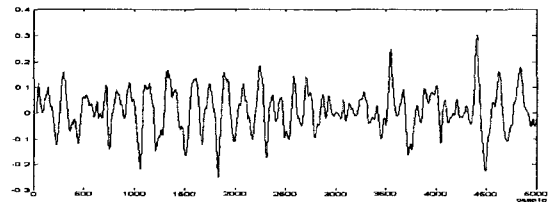


그림 3. 가상 무잡음 흉부음 신호

이 가상 신호에 그림 4의 gaussian noise와 uniform noise를 생성, 첨가하여 웨이브렛 변환 및 재생을 통하여 잡음에 강인한 웨이브렛 모함수를 찾는다. Gaussian noise는 gaussian 함수로 확률밀도가 표현되는 잡음이고, uniform noise는 모든 주파수 대역에서 균일한 잡음이다. 이를 가상 흉부음 신호에 첨가 및 제거함으로써 필터의 성능을 검사할 수 있다. 이러한 두 가지의 잡음을 각각 흉부음 신호에 혼합하여 필터링함으로써 잡음 제거 성능을 평가하여 잡음에 강인한 웨이브렛 모함수를 찾을 수 있다.

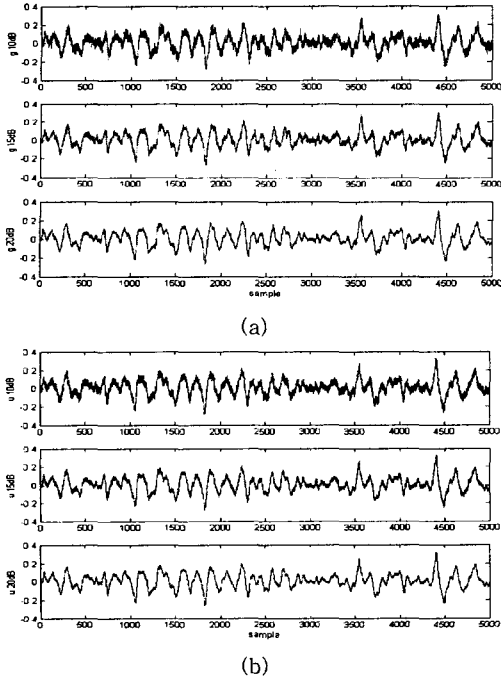


그림 4. (a) Gaussian noise (b) Uniform noise

3.2 웨이브렛 변환을 통한 다해상도 분석

본 논문에서는 이산 웨이브렛 변환의 다해상도 분석 방법을 이용하여 잡음의 주파수 대역을 제거하는 방법으로 필터를 구현하였다. 샘플링 주파수가 2000Hz로 구성된 신호를 다해상도 웨이브렛 변환을 하면 그림 4와 같은 주파수 분할 관계를 나타낸다

S는 흥부음+잡음 으로서, 식 (2)와 같이 정의한다.

$$S = D1 + D2 + D3 + D4 + D5 + D6 + D7 + D8 + D9 + D10 + D11 + A11 \quad (2)$$

보통 생체 신호 처리에서 기저선이라고 말하는 호흡 신호의 주파수는 1Hz 미만이지만 신체를 통과하면서 통과하는 기관에 따라 생성되는 음은 수백 Hz의 대역에 존재하게 된다[1][5]. 본 논문에서는 이러한 호흡음을 0~500Hz로 가정하였으며, 웨이브렛 다해상도 분석에서는 그림 5에서 A2에 해당한다. 따라서 A2에서 신호평균법에 의해 제거되지 않은 실제 호흡에 의한 기저선인 1Hz 미만의 A11 신호를 제거하는 간단한 필터를 구성하여 흥부음에 적합한 웨이브렛 모함수를 선택하는데 사용하였다.

4. 실험 결과

본 논문에서는 다양한 모함수의 웨이브렛으로 설계한 필터들의 성능 평가를 위하여 신호대 잡음비(SNR)과 재생신호 자승오차(RSE)를 계산하여 비교함으로써 흥부음에 적합한 모함수를 선택하도록 하였다.

신호대 잡음비(SNR)는 원신호와 잡음의 비로써 그 값이 클수록 필터가 우수한 특성을 가지게 됨을 나타내며, 단위는 [dB]이다.

$$SNR = 10 \times \log_{10} \frac{\sigma_s}{\sigma_n} [dB] \quad (3)$$

여기에서, σ_s 는 흥부음 신호의 분산, σ_n 은 잡음신호의 분산이다[3][6].

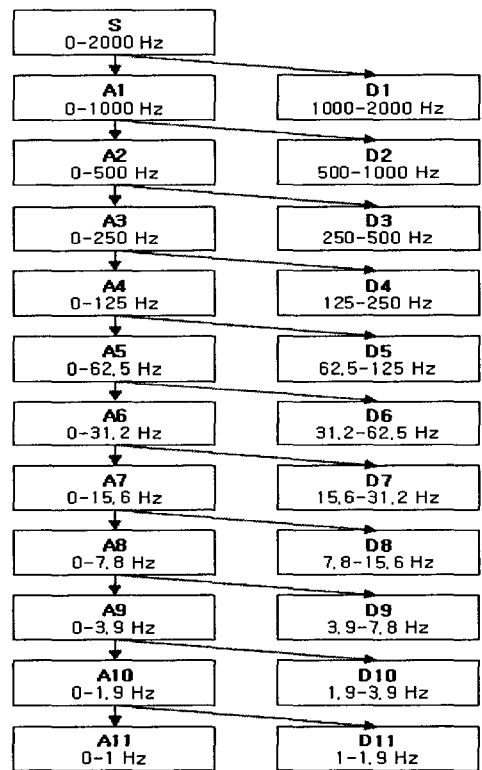


그림 5. 11단계 웨이브렛 다해상도 분석

재생신호 자승오차(RSE)는 필터의 목적인 잡음이 섞인 신호를 잡음에 영향을 받지 않고 원하는 신호로 왜곡 없이 재생시키는 것에 대한 척도로서 사용하였다. 재생신호 자승오차는 그 크기가 작으면 작을수록 필터가 잡음을 깨끗하게 제거하여 원신호와 거의 동일하게 복원시키는 것을 의미하며, 식(4)와 같다.

$$RSE = \sum_{l=0}^{L-1} (X_r(l) - X_0(l))^2 \quad (4)$$

여기서 X_r 은 L개의 샘플수를 갖는 재생된 신호이고

X_0 는 L 개의 샘플수를 갖는 잡음이 없는 원신호이다 [3][6].

그림 6은 20dB gaussian noise 첨가 신호에 db8 웨이브렛 모함수 필터를 통과한 후의 결과로서 만족할만한 신호 재생능력을 보여주었으며, 이때의 SNR값과 RSE 값은 각각 24.556과 2.506이었다.

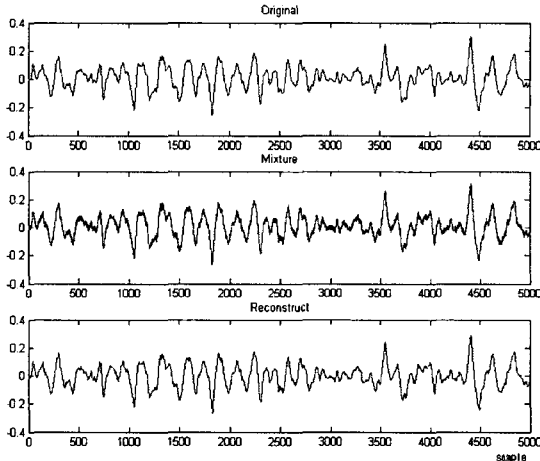


그림 6. (a) 가상 무잡음 흉부음 신호 (b) 20dB gaussian noise 첨가신호 (c) 필터 통과후 재구성된 신호

표 1. Gaussian noise(10, 15, 20dB)를 첨가한 신호의 필터링 후의 SNR과 RSE

Gaussian noise					
wavelet	mean SNR	mean RSE	wavelet	mean SNR	mean RSE
haar	12.973	4.173	sym4	14.727	3.717
db3	14.656	3.710	sym6	14.726	3.700
db7	14.727	3.760	sym8	14.705	3.713
db8	14.751	3.753	bior2.8	14.648	3.724
coif3	14.748	3.727	bior3.9	14.555	3.775
coif5	14.734	3.730	bior5.5	14.718	3.729
			bior6.8	14.710	3.716

여기서 mean SNR과 mean RSE는 각 10, 15, 20, dB의 gaussian과 uniform noise의 SNR과 RSE의 평균값이다.

표 1에서 gaussian noise를 첨가한 실험 결과는 db8, coif3이 비교적 좋은 신호대 잡음비를 보여주었으며, sym6이 재생신호 자승오차에서 우수한 성능을 보여주었다. 표 2에서 uniform noise를 첨가한 실험 결과는 db8, coif5, 이 우수한 신호대 잡음비를 보여주었고, db3이 우수한 재생신호 자승오차를 가졌다.

5. 결론

표 2. Uniform noise(10, 15, 20dB)를 첨가한 신호의 필터링 후의 SNR과 RSE

Uniform noise					
wavelet	mean SNR	mean RSE	wavelet	mean SNR	mean RSE
haar	13.264	3.969	sym4	15.050	3.531
db3	15.004	3.503	sym6	15.039	3.516
db7	15.071	3.553	sym8	15.044	3.541
db8	15.121	3.553	bior2.8	14.993	3.528
coif3	15.062	3.534	bior3.9	14.963	3.611
coif5	15.076	3.539	bior5.5	15.008	3.557
			bior6.8	15.071	3.521

본 논문에서는 흉부음 신호에 포함되어 있는 여러 가지 잡음들을 제거하기 위한 기초 연구로서 여러 가지 웨이브렛 모함수의 웨이브렛 다해상도 분석 방법을 이용한 잡음 제거 성능을 평가하였다. 평가척도로서 신호대 잡음비와 재생신호 자승오차를 계산하여 잡음 제거의 성능과 특성을 비교하였다. 실험결과 db8은 gaussian noise와 uniform noise 모두에서 신호대 잡음비가 우수한 성능을 보였고 재생신호 자승오차는 gaussian noise에서는 sym6이 uniform noise에서는 db3이 우수한 성능을 나타냄을 확인할 수 있었다. 앞으로의 연구방향은 흉부음 신호에 대한 정확한 이해 및 본 연구를 통해 선택되어진 모함수를 이용하여 흉부음에 적합한 필터를 설계하는 것이다.

본 연구는 산업기술지원부의 공통핵심기술개발사업의 일부 지원으로 이루어졌다.

참고문헌

- [1] M. Beers, R. Berkow, *The Merck Manual of diagnosis and therapy*, Merck Research Laboratories, 2000.
- [2] Michel Misiti, Yves Misiti, Georges Oppenheim, Jean-Michel Poggi, *Wavelet Toolbox for Use with MATLAB®*, The Math Work Inc, 2001.
- [3] 박광리, "스트레스 심전도 잡음 제거를 위한 WAF와 WIF의 설계", 연세대학교 의용전자공학과 박사논문, 2000.
- [4] W. J. Tompkins, *Biomedical Digital Signal Processing*, Prentice-hall, NJ, 1993.
- [5] 안창범, 우용제, 윤영로, 이경중, "생체신호처리 연구의 현황과 전망", 의공학회지, 20권, 제2호, 1999.
- [6] 김용주, 박희준, 정주영, 원철호, 김인선, 조진호, "최적화된 모 웨이브렛을 이용한 심자도 신호의 잡음 제거", 대한의용생체공학회 추계학술대회, 2002.