

# 웨이브렛 변환과 평균예측검색 알고리즘의 벡터양자화를 이용한 심전도 데이터 압축기법

은중숙, 신재호  
동국대학교 공과대학 전자공학과

## ECG Data Compression Technique Using Wavelet Transform and Vector Quantization on PMS-B Algorithm

J. S. Eun, and J. Shin  
Department of Electronic Engineering, College of Engineering, Dongguk University  
E-mail: jhshin@cakra.dongguk.ac.kr

### ABSTRACT

ECG data are used for the diagnostic purposes with many clinical situations, especially heart disease. In this paper, an efficient ECG data compression technique by wavelet transform and high-speed vector quantization on PMS-B algorithm is proposed. In general, ECG data compression techniques are divided into two categories: direct and transform methods. The direct data compression techniques are AZTEC, TP, CORTES, FAN and SAPA algorithms, besides the transform methods include K-L, Fourier, Walsh, and wavelet transforms. In this paper, we applied wavelet analysis to the ECG data. In particular, vector quantization on PMS-B algorithm to the wavelet coefficients in the higher frequency regions, but scalar quantized in the lower frequency regions by PCM. Finally, the quantized indices were compressed by LZW lossless entropy encoder. As the result of simulation, it turns out to get sufficient compression ratio while keeping clinically acceptable PRD.

### 1. 서론

심전도는 심장계통 질환의 진단에 필수적으로 이용되고 있는 정보로써, 응급환자를 치료하는데 임상적으로 매우 중요한 자료가 한다<sup>10)</sup>. 하지만, 24시간 이상의 관찰이 필요한 심장병 환자의 경우에는 심전도 데이터가 하루에 천만 샘플 이상 되며, 한정된 저장매체의 용량과 공중전송선로를 통한 원격진단을 위해서는 심전도 데이터의 압축이 필수적이라고 말할 수 있다. 현재까지 발표된 심전도 압축기법에는 직접기법인 AZTEC, TP, CORTES, FAN, SAPA 등을 비롯해 변환기법으로 K-L, Fourier, Walsh, wavelet 변환 등이 있으며, 본 논문에서는 이들 중 변환기법인 웨이브렛 변환을 이용해 심전도를 압축하고자 한다<sup>1,2)</sup>.

최근 활발히 연구되고 있는 웨이브렛 변환은

시간 및 주파수 분해능이 뛰어나고, 상대적으로 낮은 비트율로 고품질의 신호를 얻을 수 있으며, 하드웨어 구현이 쉽고, 신호의 다해상도 해석(multiresolution analysis)에 적합하다<sup>3,4,5)</sup>. 따라서, 심전도를 웨이브렛 변환한 후 변환된 웨이브렛 계수에 평균예측검색을 이용한 고속 벡터양자화를 적용한 후, 최종적으로 무손실 엔트로피 부호화인 LZW 압축을 실행하여 높은 압축률과 임상적으로 허용할 수 있는 PRD를 유지한다.

압축성능을 평가하고 임상적인 판단이 가능하게 하기 위해서 압축비(compression ratio)와 PRD(percent root mean square difference)를 사용하며, 다음과 같이 정의된다.

$$CR = \frac{\text{원신호의 비트수}}{\text{압축된 신호의 비트수}} \quad (1)$$

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^M \{x(i) - \hat{x}(i)\}^2}{\sum_{i=1}^M x^2(i)}} \times 100(\%) \quad (2)$$

여기서  $x(i)$ 는 원신호,  $\hat{x}(i)$ 는 복원된 신호,  $M$ 은 데이터의 길이이다<sup>1,6)</sup>.

이하 2장에서는 웨이브렛 변환에 대해 간략히 소개하고, 3장에서는 평균예측검색(predictive mean search) 알고리즘을 이용한 고속 벡터양자화 기법에 대해 논하며, 마지막으로 4장에서는 시뮬레이션 결과 및 결론을 내리겠다.

### 2. 웨이브렛 변환

개념적으로 보면, 웨이브렛 분해란 원신호를 서로다른 분해능에 연속적으로 투영(coarse-to-fine strategy)시키는 과정이다. 그런데, 분해능이  $2^{-j}$  일 때의 근사신호(approximate signal)공간을  $V_j$ 라 하고,  $V_j$ 에 원신호  $f(x)$ 를 투영시키는 coarse 성분을  $C_j$ 라 하면,  $\{\sqrt{2^j} \phi_{j,n}(x)\}$ 가  $V_j$ 의 정규직교 기저가 되는 스케일링 함수  $\phi(x)$ 가 존재한다<sup>4,5)</sup>.

$$\phi_{j,n}(x) = 2^{-j} \phi(2^{-j}x - n) \quad (3)$$

$$C_j f(x) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} \sqrt{2^j} c_j(n) \cdot \sqrt{2^j} \phi_{j,n}(x) \quad (4)$$

$$c_j(n) = \langle f(u), \phi_{j,n}(u) \rangle \quad (5)$$

이 때,  $\phi(x)$ 는 저역통과필터(LPF)의 역할을 하게 된다. 또한  $O_j$ 를  $V_j$ 의 직교성분이라 하면,  $O_j$ 에 대한 detail 성분은  $D_j$ 가 되고,  $\{\sqrt{2^j} \phi_{j,n}(x)\}$ 가  $O_j$ 의 정규직교 기저인 원형(mother) 웨이브렛  $\phi(x)$ 도 존재한다.

$$\phi_{j,n}(x) = 2^{-j} \phi(2^{-j}x - n) \quad (6)$$

$$D_j f(x) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} \sqrt{2^j} d_j(n) \cdot \sqrt{2^j} \psi_{j,n}(x) \quad (7)$$

$$d_j(n) = \langle f(u), \psi_{j,n}(u) \rangle \quad (8)$$

이 때,  $\psi(x)$ 는 고역통과필터(HPF)의 역할을 하게 되며,  $\{\sqrt{2^j} \phi_{j,n}(x)\}$ 와  $\{\sqrt{2^j} \psi_{j,n}(x)\}$ 가 정규직교하기 때문에,  $c_j$ 와  $d_j$ 는 다음과 같다.

$$c_j(n) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} \tilde{h}(2n-k) c_{j-1}(k) \quad (9)$$

$$d_j(n) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} \tilde{g}(2n-k) c_{j-1}(k) \quad (10)$$

$$h(n) = \langle \phi_{1,0}(u), \phi(u-n) \rangle, \tilde{h}(n) = h(-n) \quad (11)$$

$$g(n) = \langle \psi_{1,0}(u), \phi(u-n) \rangle, \tilde{g}(n) = g(-n) \quad (12)$$

역으로  $c_j$ 와  $d_j$ 를 이용해서,  $c_{j-1}$ 를 재구성하면,

$$c_{j-1}(n) = 2 \sum_{k=-\infty}^{\infty} h(n-2k) c_j(k) + 2 \sum_{k=-\infty}^{\infty} g(n-2k) d_j(k) \quad (13)$$

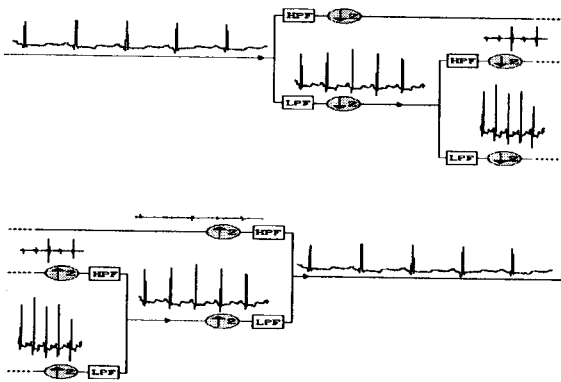


그림 1. 심전도 신호에 대한 웨이브렛 변환의 분해와 합성.

Fig. 1. Decomposition and reconstruction of the wavelet transform of an ECG signal.

그림 1에서 신호를 반복적으로 웨이브렛 분해하면, 각각의 웨이브렛 계수는 대역별 특성을 갖게 되며, 이런 웨이브렛 계수의 성질을 이용하면, 심전

도 웨이브렛 계수의 대역별 분할처리가 가능하다. 한편 이를 다채널주파수 관점에서 보면, 각각의 주파수채널은 서로 독립이며, 이들을 물리적인 성질에 따라서 독립적으로 다룰 수 있다. 웨이브렛 변환에는 Daubechies 20탭 필터를 사용했다.

### 3. 평균예측검색 알고리즘을 이용한 고속 벡터양자화 및 엔트로피 부호화

벡터양자화는 1bpp 이하의 정보원 부호화에 매우 효율적이고, 스칼라보다 벡터를 양자화함으로써 더 좋은 성능을 얻을 수 있다<sup>7,8)</sup>. 벡터양자화는 일종의 블록 부호화 혹은 패턴 matching 방식이며,  $k$ 개의 연속된 입력벡터를 이미 저장된 대표벡터 중에서 가장 잘 일치하는 벡터로 mapping시켜주는 것이다. 입력신호를  $x = [x_1, x_2, \dots, x_N]^T$ , 코드북을  $Y = y_i (1 \leq i \leq L, y_i = [y_{i1}, y_{i2}, \dots, y_{iN}]^T)$ 라 하면 다음과 같은 관계가 성립한다.

$$q(x) = y_i, \quad x \in C_i \quad (14)$$

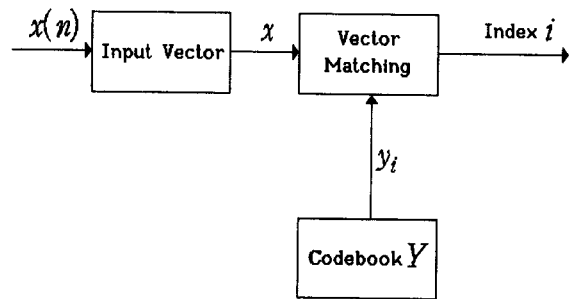


그림 2. 간단한 벡터 양자화기에 대한 블록도.  
Fig. 2. Block diagram of a simple vector quantizer.

일반적으로 벡터양자화를 사용하면, 동적영역(dynamic range)이 적은 장시간의 신호를 압축 및 복원하는데 최고의 성능을 보인다. 하지만 심전도 신호를 웨이브렛 변환하면, 저주파 대역은 동적영역이 커지면서 단기간의 신호가 되어 벡터양자화의 응용분야와는 거리가 멀어지기 때문에 이 부분은 PCM을 수행하고, 나머지 대역은 코드북의 크기와 벡터의 차원이 각기 다른 벡터양자화를 수행한다.

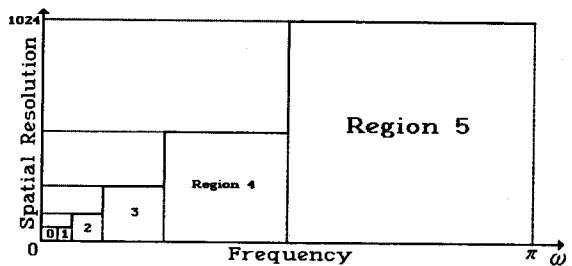


그림 3. 5레벨로 웨이브렛 분해된 심전도의 공간 및 주파수 분해능.

Fig. 3. Spatial and frequency resolutions for ECG decomposed by a five layer wavelet transform.

## 웨이브렛 변환과 평균예측검색 알고리즘의 벡터양자화를 이용한 심전도 데이터 압축기법

벡터양자화 과정을 하기 전에 우선, 표준심전도 신호를 1024샘플씩 나누는 후, 각각을 5레벨로 웨이브렛 변환한다. 따라서, 신호는 6개의 대역(0,1,2,3,4,5)으로 나뉘며, 웨이브렛 변환된 계수를 각 대역별로 분리해 training 벡터로 만든 후 LBG 알고리즘으로 각 대역에 맞는 적절한 코드북을 설계한다. 이렇게 만들어진 코드북을 이용해 부호화 과정을 수행하는데는, 부호화 과정은 조건표(lookup table) 방식으로 이루어지며, 실제로 부호의 전송은 코드북과 일치하는 색인(index)의 전송으로 이루어진다<sup>6,7,8)</sup>. 하지만, 부호화 과정에서 계산량이 많기 때문에 벡터양자화를 실시간 신호 압축 시스템에 적용하기에는 상당한 문제점이 있다. 이런 문제점을 해결하고자 본 논문에서는 평균예측검색 알고리즘<sup>9)</sup>을 이용해 부호화를 하고자 한다. PMS 알고리즘은 입력벡터의 평균값이 대표벡터의 평균값과 유사하다는 사실을 기반으로 둔다. 다시 말하면, 최소왜곡 벡터는 입력벡터에 가장 가까운 평균값을 가진 벡터와 비슷한 평균값을 가질 것이다. PMS 기법에서는 우선 코드북을 대표벡터의 평균값에 대한 오름차순으로 정렬한다. 또한 내부블록들간의 상관성을 높이기 위해 부호화된 블록들의 주변값을 가지고 입력벡터의 평균값을 예측한다. 평균예측값에 가장 가까운 대표벡터를 검색시점으로 하고, 코드북의 일부에서 최소왜곡 조건을 유지하도록 검색조건에 제한을 둔다. 일단 부호어를 발견하면 절대번지 대신 상대번지를 복호기에 전달한다.

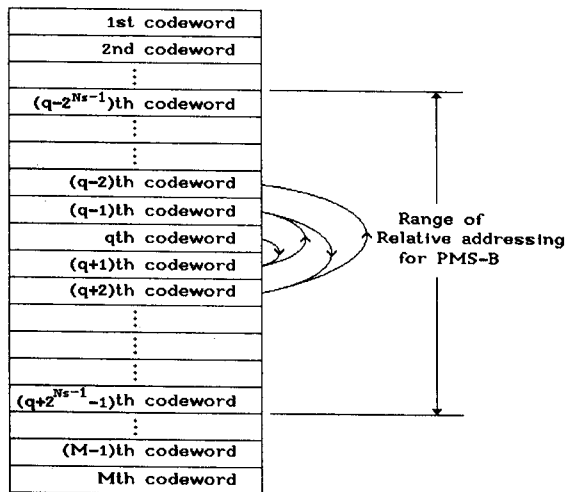


그림 4. 평균예측검색 알고리즘(PMS-B).  
Fig. 4. Predictive mean search algorithm.

$q$ 는 검색시점,  $N_s$ 는 상대번지를 부호화하는데 필요한 비트수이며,  $\log_2 M$ 보다 작다고 할 때, 상대번지의 영역을  $[q-2^{N_s-1}, q+2^{N_s-1}-1]$ 로 제한하자. 그리고, 최소왜곡 벡터가 상대번지 영역 내에 있는지 여부를 복호기에 알리는 비트를 하나 더 둔다. 즉, 한 비트는 절대번지인지 상대번지인지 여부를 나타내며, 최소왜곡 벡터가 영역 밖에 있으면 절대번지를, 안에 있으면 상대번지를 복호기에 전달한다. 결국 이렇게 벡터양자화 과정을 거친 데이터는 중복성을 많이 내포하고 있기 때문에, LZW 무손실 엔트로피 부호화를 통해서 압축을

한다. 복호화 과정은 이의 역순으로 진행된다.

### 4. 시뮬레이션 결과 및 결론

시뮬레이션에 사용한 시스템은 Pentium-75이고, 데이터는 12비트 resolution, 250Hz 샘플링된 MIT-BIH 100, 105, 114, 200, 202, 207, 208 표준심전도이다. 하나의 심전도 신호를 각각 1024 블록씩 나누어 Daubechies 20탭 필터를 사용해 5레벨로 웨이브렛 분해하였고, 결국 하나의 블록은 6개의 대역으로 나뉜다. 웨이브렛 변환된 계수는 각 대역별로 평균예측검색 알고리즘을 이용한 벡터양자화를 적절히 수행한다. 따라서, 각 대역은 원하는 만큼의 압축률과 PRD를 유지하면서 양자화가 되며, 이렇게 양자화된 값에 무손실 엔트로피 부호화인 LZW 압축을 적용하면, 더욱 더 높은 압축률을 달성할 수 있다.

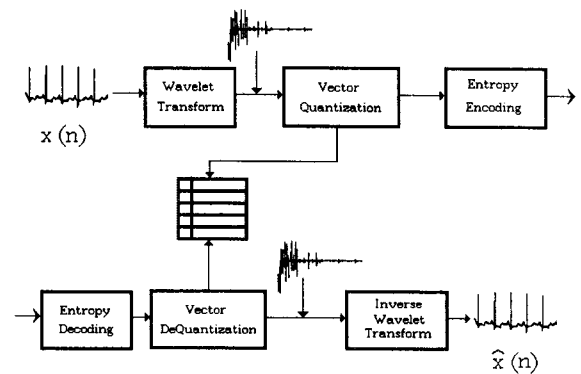


그림 5. 제안된 심전도 압축기법의 블록도.  
Fig. 5. Block diagram of the ECG data compression technique proposed.

표 1은 MIT/BIH 100, 105, 200 데이터를 이용해 시뮬레이션한 결과 얻은 CR과 PRD를 나타낸다. 표 1에 의하면, 심전도 데이터의 변동에도 불구하고 CR과 PRD가 거의 일정함을 알 수 있다.

표 1. MIT/BIH 100, 105, 200 심전도 데이터를 사용했을 때의 압축비(CR)와 PRD.  
Table 1. CR and PRD taken from MIT/BIH ECG data 100, 105 and 200.

100		105		200		average	
CR	PRD (%)	CR	PRD (%)	CR	PRD (%)	CR	PRD (%)
20.5	15.8	18.0	13.6	16.3	17.1	18.08	15.51
17.0	14.3	14.6	8.4	13.8	12.3	14.99	11.64
13.9	10.1	11.6	7.6	10.8	10.4	11.96	9.37
6.58	5.6	5.8	4.1	5.5	5.3	5.92	5.03

표 2는 표 1의 결과를 얻었을 때의 코드북의 크기와 차원을 나타낸 것이다. 시뮬레이션 결과에 입각해서 결론을 내리면, 코드북의 크기를 줄여주는 것 보다는 대표벡터의 차원을 늘려주는 것이 CR과 PRD 면에서 훨씬 효과적이라는 것을 알 수 있다.

마지막으로, 표 3은 기존의 압축기법과 제안된 방법을 비교한 것이다. 표 3을 보면 알 수 있듯이, 제안된 기법이 다른 압축기법과 비슷한 PRD를 유지하면서 효과적으로 압축이 된다는 것을 알 수 있다. 특히 논문 [6]보다 더욱 성능이 우수한데, 그 이유는 각 대역별로 코드북의 크기와 차원을 적절하게 선택했기 때문이다.

표 2. MIT/BIH 100, 105, 200 심전도 데이터를 사용해서 얻은 CR과 PRD에 대한 벡터양자화기의 코드북 크기 및 차원.

Table 2. Codebook sizes and dimensions of the vector quantizers of each CR and PRD taken from MIT/BIH ECG data 100, 105 and 200.

CR	PRD	Region	size/dimension
18.08 : 1	15.5063 %	0	8 bits PCM
		1	256 / 2
		2	128 / 4
		3	64 / 8
		4	32 / 16
		5	16 / 32
14.99 : 1	11.6441 %	0	8 bits PCM
		1	8 bits PCM
		2	256 / 2
		3	256 / 4
		4	discard
		5	discard
11.96 : 1	9.3684 %	0	8 bits PCM
		1	8 bits PCM
		2	256 / 2
		3	128 / 4
		4	64 / 8
		5	discard
5.92 : 1	5.0267 %	0	8 bits PCM
		1	7 bits PCM
		2	6 bits PCM
		3	256 / 2
		4	256 / 4
		5	256 / 8

표 3. 압축기법에 따른 각각의 CR과 PRD.

Table 3. CR and PRD of each compression method.

Method	CR	PRD
TP	2.0 : 1	5.30 %
AZTEC	10.0 : 1	28.00 %
Fan / SAPA	3.0 : 1	4.00 %
wavelet Transform	13.0 : 1	12.5 %
paper [6]	10.9 : 1	9.44 %
Proposed	12.0 : 1	9.37 %

결론적으로 말하면, 웨이블릿 변환 후 평균에 측점색을 이용한 벡터양자화를 수행함으로써, 최소 왜곡 벡터를 찾을 경우, 동일한 PRD를 유지하면서 도 full search 기법에 비해 약 11% 정도의 계산시

간밖에 들지 않기 때문에, 실시간 처리에 조금 더 가까운 시스템이 되었다. 그리고, 절대변지 대신 상대변지를 전송함으로써 비트율을 약 10~30% 정도까지 줄일 수 있었다. 앞으로의 연구 과제는, 이 알고리즘 보다 훨씬 빠르고 효율적인 부호화 알고리즘을 개발함으로써, 실시간처리가 완벽히 이루어 지도록 하는 것이고, 성능평가 기준이 미흡한데서 오는 혼동을 막기 위해, 전문의사의 자문을 받아 좀 더 과학적으로 심전도 신호의 압축에 대한 성능평가 기준을 마련하는 것이다.

참고 문헌

1. S. Jalaeddine, C. Hutchens, R. Strattan, and W. Coberly, "ECG data compression techniques - A unified approach," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-37, pp. 329-343, Apr. 1990.
2. B. Reddy, and I. Murthy, "ECG data compression using Fourier descriptors," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-33, pp. 428-434, Apr. 1986.
3. Y. Huh, J. Hwang, and K. Rao, "Block Wavelet transform coding of images using classified Vector quantization," *IEEE Trans. CAS-VT*, vol. 5, no. 1, pp. 63-67, Feb. 1995.
4. J. Chen, S. Itoh, and T. Hashimoto, "ECG data compression by using Wavelet transform," *IEICE Trans. Inform. Syst.*, vol. E76-D, no. 12, pp. 1454-1461, Dec. 1993.
5. N. Thakor, Y. Sun, H. Rix, and P. Caminal, "Multiwave: A Wavelet-based ECG data compression algorithm," *IEICE Trans. Inform. Syst.*, vol. E76-D, no. 12, pp. 1462-1469, Dec. 1993.
6. K. Anant, F. Dowla, and G. Rodrigue, "Vector quantization of ECG Wavelet coefficients," *IEEE Trans. Signal Process. Lett.*, vol. 2, no. 7, pp. 129-131, July 1995.
7. A. Gersho, and R. Gray, "Vector quantization and signal compression," Kluwer Academic Publishers, 1992.
8. Y. Linde, A. Buzo, and R. Gray, "An algorithm for vector quantizer design," *IEEE Trans. Commun.*, vol. COM-28, pp. 84-95, Jan. 1980.
9. K. Lo, and J. Feng, "Predictive mean search algorithms for fast VQ encoding of images," *IEEE Trans. Consumer Electronics*, vol. 41, no. 2, pp. 327-331, May 1995.
10. 김형복 역, "심전도 해설", 고려의학, 1993.