

논문 2006-43SC-6-10

다단계 벡터 양자화를 이용한 웨이브렛 리프팅 기반 ECG 압축

(Wavelet Lifting based ECG Signal Compression Using Multi-Stage Vector Quantization)

박서영*, 정규혁*, 김영주**, 이인성**, 주기호***

(Seoyoung Park, Gyuhyeok Jeong, Youngju Kim, Insung Lee, and Giho Joo)

요 약

ECG와 같은 생체 신호를 장시간 저장하기 위해서는 많은 메모리를 필요로 한다. 따라서 본 논문에서는 다단계 벡터양자화 기법을 적용하여 ECG의 웨이브렛 리프팅 계수를 압축하는 방법을 제안한다. 첫 번째 단계의 코드북은 ECG의 웨이브렛 리프팅 계수를 양자화하고 두 번째 단계 코드북은 오차 신호의 웨이브렛 리프팅 계수에 대해 J 개의 후보 코드벡터를 구해 양자화하여 복원 오차를 최소화 하도록 한다. 두 코드북의 코드벡터는 웨이브렛 계수의 에너지 분포특성을 이용해서 고주파 성분의 계수를 제거함으로써 코드북의 검색 시간과 복잡성을 감소시켰다. 실험 결과 CDR이 276.62 bit/sec에서 3 % 이하의 PRD를 얻었다.

Abstract

In this paper, the biomedical signal compression method, which is combined with the multi-stage vector quantization and wavelet lifting scheme, is proposed. It utilizes the property of wavelet coefficients that give emphasis on approximation coefficients. The transmitted codebook index consists of the code vectors obtained by wavelet lifting coefficients of ECG and error signals from the 1024 block length, respectively. Each codebook is adaptively updated by the method comparing to the distance of input codevectors with candidate codevectors by using an pre-defined threshold value. The proposed compression method showed blow 3% in term of PRD and 276.62 bits/sec in term of CDR.

Keywords : ECG compression, multi-stage vector quantization, Wavelet Lifting

I. 서 론

만성 질환자의 24시간의 ECG(Electrocardiogram) 데이터를 원격진료하기 위해서는 수 Mbyte 용량의 저장 공간과 이를 전송할 큰 대역폭 레벨이 필요하다. 하지만 원격진료에 필요한 생체신호를 전송하거나 저장하기 위한 대역폭은 제한적이다. 이러한 필요성에 부합하여 특히 다채널 신호를 사용하여 진단의 정확도를 높이려는

상황에서의 ECG 신호를 압축하려는 연구가 진행 중에 있다. 현재까지의 연구 내용은 크게 직접 압축 방법과 변환 압축 방법의 두 부류로 나뉘어진다. 직접 압축 방법^[1]은 실제 신호를 시간 영역에서 연속되는 샘플값을 조사함으로써 중복성을 줄이는 압축 방법이다. 이 방법은 계산시간이 짧고 구현이 용이한 이점이 있다. 하지만 몇몇 알고리즘은 압축률을 높일 경우 ECG의 중요 특징점이 왜곡을 일으키는 문제가 발생한다. 직접 압축 방법으로는 TP(Turning Point)^[1], AZTEC(Amplitude Zone Time Epoch Coding)^[1], CORTES(Coordinate Reduction Time Encoding System)^[1] 등이 대표적이다. 변환 압축 방법^[1]은 시간영역의 신호를 주파수 영역으로 변환하여 계수들의 에너지 분포 등을 사용하여 데이터의 중복성을 줄이는 방법이다. 변환 압축 방법은 직접 압축 방법보다 많은 계산량을 요구하지만 다중 채널 ECG의 압축에 널리 사

* 학생회원, ** 정회원, 충북대학교 전파통신공학과
(Dept. of Radio and Communications Engineering,
Chungbuk National University)

*** 정회원, 배재대학교 정보통신공학과
(Dept. of Informations and Communications
Engineering, Paichai University)

※ 이 논문은 2006년도 교육인적자원부 지방연구중심 대학 육성사업의 지원에 의하여 연구되었음.

접수일자: 2006년9월11일, 수정완료일: 2006년11월6일

용되어 왔다. 변환 압축 방법으로는 푸리에 변환, KLT(Karhunen-Loeve transform)^[1], WT(Walsh transform)^[1] 등이 대표적이다.

최근에는 웨이브렛 변환과 벡터 양자화를 생체신호에 적용하는 연구가 진행되고 있다. 파장이 다른 여러 성분이 중첩되어 형성된 신호의 경우 푸리에 변환등과 같은 기존의 변환은 신호의 모든 스케일 특성을 표현할 수 없지만 웨이브렛 변환은 하나의 “시간-스케일” 공간에 신호의 모든 스케일 특성을 표현할 수 있다. 벡터 양자화는 한 개의 입력신호를 개별적으로 부호화하는 스칼라 양자화보다 효율적인 신호원 부호화기법이다. 이와 같은 특성을 응용하여 생체 신호의 압축, 잡음제거, 특징점 검출 등의 분야에서 다양한 연구들이 발표되어 있다. Zitao는 입력 ECG를 웨이브렛 변환을 취하여 얻은 계수에 정지영상압축에 사용하는 SPIHT(Set Partitioning In Hierarchical Trees) 알고리즘으로 압축하는 방법^[2]을 발표하였고, Miaou는 입력 ECG의 웨이브렛 계수를 서브 밴드 코딩이 아닌 단일 코드북으로 벡터 양자화하여 압축하는 방법^[3]을 발표하였다.

위에서 언급한 방법들은 복원율과 압축률이 기존의 직접 압축 또는 변환 압축 방법보다 향상된 결과를 보인다. 하지만 ECG의 웨이브렛 계수를 양자화함에 있어 한 블록으로부터 얻은 모든 서브밴드의 계수를 양자화하였기 때문에 코드북의 크기와 차원이 커져 계산량과 저장 공간을 많이 차지하게 되는 단점이 있다. 따라서 본 논문에서는 심전도의 웨이브렛 계수를 양자화하기 위한 코드북의 크기와 차원을 줄이고, 입력의 특성에 따라 코드북을 적응적으로 변화시키는 압축 방법을 제안한다.

II. 벡터 양자화를 이용한 심전도 웨이브렛 계수의 압축

Miaou는 그림 1과 같이 입력 ECG의 웨이브렛 계수를 단일 코드북으로 양자화하여 압축하는 방법^[3]을 제안하였다. 웨이브렛 변환은 신호 $f(t)$ 를 웨이브렛이라 불리는 함수를 이용해서 “시간-스케일” 공간으로 나타내며 스케일의 뛰어난 분해능으로 인해 신호 해석의 여러 분야에 응용되고 있다. 식 (1)은 웨이브렛 변환을 표현한 수식이다.

$$W_{b,a}(t) = \frac{1}{a} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \Psi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) dt \quad (1)$$

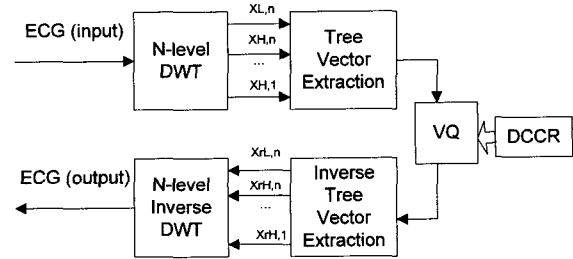


그림 1. 단일벡터양자화를 이용한 웨이브렛 기반 ECG 압축

Fig. 1. Wavelet based ECG compression using dynamic vector quantization.

여기서 $\psi(t)$ 는 웨이브렛 패밀리로 압축(contraction) 계수 'a'와 전이(translation) 계수 'b'에 의해 생성된 콘볼루션으로 이루어진다.

N블록 입력 ECG에 n 레벨의 웨이브렛 변환을 취하여 $X_{L,n}, X_{H,n}, X_{H,n-1}, \dots, X_{H,1}$ 의 서브밴드로 이뤄진 $n + 1$ 개의 계수를 얻는다. 각 서브밴드의 계수를 하나의 코드북으로 양자화하기 위해 그림 1과 같이 계수 간 계층관계를 이용하여 트리 형태의 입력 코드벡터를 구성한다. 예를 들어, 1024블록의 입력 신호를 5단계로 웨이브렛 변환하면 6개의 서브밴드로 이루어진 총 1024개의 계수가 발생한다. 이것을 트리 형태의 벡터로 구성하면 상위밴드와 하위밴드의 계수가 하나의 코드벡터 안에 포함되어 64차원의 입력 코드벡터가 생성된다. 코드북은 1024크기를 가지며 코드벡터를 입력에 적응적으로 변화시키기 위해 DCCR(Distortion Constrained Codevector Replenishment) 알고리즘^[3]을 사용한다. DCCR알고리즘은 임계값 이상의 입력 벡터를 디코더에 전송하며 코드벡터의 위치를 바꾸는 알고리즘이다.

이 방법의 압축률은 약 27:1로 기존의 방법들보다 상당히 우수한 편이다. 하지만 코드북의 크기가 1024이고 차원이 64이기 때문에 저장 공간과 계산량이 증가하게 된다. 그리고 비교적 큰 크기의 코드북과 차원을 사용하였지만 복원 ECG에서 진단에 중요한 특징점이 왜곡되는 경우가 발생한다.

III. 다단계 벡터 양자화를 이용한 심전도 웨이브렛 리프팅 계수의 압축

1. 웨이브렛 선형 리프팅 변환

선형 리프팅 변환(Linear Lifting Transform)은 콘볼루션을 이용하지 않아 단순한 연산 체계를 지니고 있

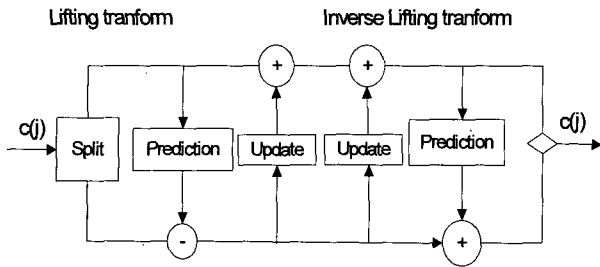


그림 2. 웨이블릿 리프팅 변환 구조
Fig. 2. Wavelet lifting scheme.

고, 입력 신호의 주파수 분해 특성이 우수하여 실제적인 응용에 사용되는 연산 방법^[4]이다. 선형 리프팅 변환은 입력 함수를 짝수 항과 홀수 항으로 재배열하는 분할 과정, 재배열된 짝수 항과 홀수 항을 이용한 갱신, 예측 과정의 3단계로 이루어진다. 그림 2는 선형 리프팅 연산과 완전 복원이 가능한 역변환을 표현한 그림이다.

가. 예측 과정

예측 과정은 입력함수의 분할 과정에서 추출된 짝수 항과 홀수항의 두 쌍 중 짝수 항을 이용해서 홀수 항에 대한 값을 구한다. 예측 과정을 통해 정의 되는 값 d_{j-1} 은 홀수 항으로 구성되며, 입력함수의 상세 계수(detail coefficient)이다. 필터의 개념으로 보면 입력함수의 고주파 필터에 해당한다. 일반적인 예측 연산은 예측 연산자 $P(\cdot)$ 를 이용하여 식 (2)와 같이 정의된다.

$$\begin{aligned} d_{j-1,k} &= odd_{j-1} - P(even_{j-1}) \\ &= odd_{j-1} - \frac{a_{2k} + a_{2k+2}}{2} \end{aligned} \quad (2)$$

$$\begin{cases} even_j = a_k & k = 0, \dots, j/2 - 1 \\ odd_j = c_{2k+1} & k = 0, \dots, j/2 - 1 \end{cases}$$

여기서 odd_j 는 홀수 항 $even_j$ 는 짝수 항을 나타내며 a_k 와 c_k 는 입력을 나타내고 d_{j-1} 은 상세 계수이다.

나. 갱신 과정

갱신 과정은 예측 과정에서 구한 d_{j-1} 과 입력 a_k 의 짝수항을 이용하여 입력 신호와 유사한 특성을 지닌 근사 계수(approximation coefficients)를 구하는 과정에 해당하며, 필터의 개념으로 볼 때 저주파 필터에 해당한다. 갱신 과정은 식 (3)과 같이 정의된다.

$$c_{j-1} = even_{j+1} - \frac{1}{4} (d_{j-1,k-1}, d_{j-1,k}) \quad (3)$$

여기서 odd_j 는 홀수 항 $even_j$ 는 짝수 항을 나타낸다. a_k 와 c_k 는 입력을 나타내고 c_{j-1} 은 근사 계수이다.

2. 다단계 벡터 양자화

다단계 벡터 양자화에서는 입력 벡터를 여러 단계로 양자화하게 된다. 즉 n 번째 양자화의 입력은 이전 $n-1$ 번째 출력에서 얻은 복원 신호와 원본 신호의 차이 값인 오차신호가 된다. 각 단계에서 양자화된 인덱스는 디코더에 전송되며, 복원된 신호는 각 단계의 출력의 합과 같다. K 단계 벡터 양자화에서 각 단계의 코드북 크기를 L_k 이라 할 때, 저장되는 전체 코드벡터들의 수는 $L_1 + L_2 + \dots + L_K$ 가 된다.^[6]

가. 코드벡터 구성과 코드북 설계

블록의 입력 신호에 대해 n 레벨 선형 리프팅 변환을 취하면 총 $n+1$ 개의 서브밴드가 얻어진다. 일반적으로 1차원 신호에서 에너지의 대부분이 저주파 성분을 지닌다. 서브밴드에 집중되기 때문에 상위 서브밴드의 계수들의 크기가 더 크다. 따라서 다음 그림 3과 같이 각 서브밴드의 계수들을 하나의 계층적인 트리형태로 재구성할 수 있다. n 번째 밴드의 각각의 계수들은 이전의 $n-1$ 번째 밴드에서 두 개의 계수들과 연결된다. 가지(branch)는 부모-자식 관계(parent-offspring relation)를 나타낸다. 각각의 노드들은 자식노드가 없거나 두개의 자식노드를 가질 수 있다. 이와 같은 방법으로 트리형태의 코드벡터를 구성하면, 차원은 2^{n-1} 이 되고 총 코드벡터의 수 m 은 M 블록의 입력 신호에 대해 $M/2^{n-1}$ 이 된다.

나. 코드북 갱신과 후보 코드벡터 선택

ECG처럼 입력의 통계량이 시간에 따라 변하는 신호는 복원 신호의 왜곡을 줄이기 위해 코드북 내의 코드벡터들을 입력에 대해 적응적으로 변화시켜야 할 필요가 있다. DCCR(Distortion Constrained Codevector Replication)은 시간 t 에서 입력 코드벡터 x_t 와 코드북의 유사벡터 c_i 와의 최소 거리 값 $d(x_t, c_i)$ 를 구하여 미리 정의한 임계값 dth 과 비교하여 코드북을 갱신하는 알고리즘이다.^[3] 그림 4-(a)와 같이 $d(x_t, c_i) \leq dth$ 이면 입

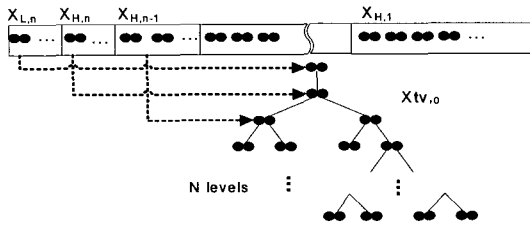
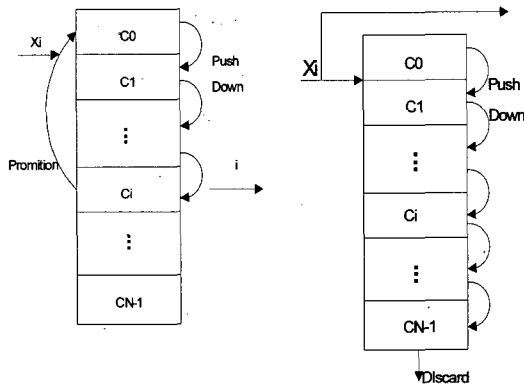


그림 3. 코드벡터의 계층적인 트리의 구조
Fig. 3. The hierarchical structure of treevectors.



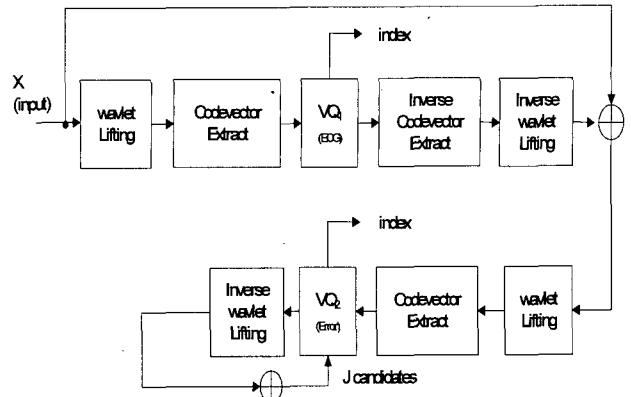
(a) $d(x_i, c_i) \leq dth$ (b) $d(x_i, c_i) > dth$

그림 4. 코드북 갱신을 위한 DCCR 알고리즘
Fig. 4. The DCCR algorithm for codebooks.

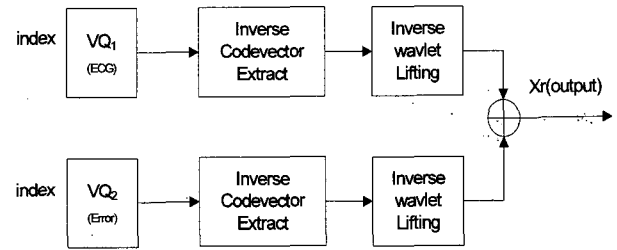
력 벡터와 코드벡터의 차이값 $x_i - c_i$ 와 인덱스 i 를 전송하고, 코드벡터의 첫 제 인덱스 위치에 인덱스 i 를 이동시킨 뒤 코드벡터들을 인덱스 i 의 위치까지 단위 인덱스 1만큼 쉬프트한다. 그림 4-(b)의 $d(x_i, c_i) > dth$ 의 경우에도 입력 벡터와 코드벡터의 차이값 $x_i - c_i$ 와 인덱스 i 를 디코더에 전송하며, 코드북 내의 코드벡터들을 단위 인덱스 1만큼 쉬프트하며 마지막 코드벡터는 버린다. 단 전송되는 차이값 $x_i - c_i$ 는 EZW(Embedded Zero-tree Wavelet)^[8]알고리즘을 사용하여 '1' 과 '0' 의 비트 스트림 형태로 전송된다.

IV. 실험 및 결과

그림 5는 제안하는 심전도 압축 방법의 전체 블록도이다. 먼저 각 코드북의 입력 코드벡터는 고주파 성분을 지닌 서브밴드들 중에서 에너지 분포가 작은 서브밴드의 일부 계수를 제거하여 트리형태 코드벡터로 구성된다. 첫 번째 단계의 코드북은 심전도의 웨이블릿 리프팅 계수를 양자화하고 두 번째 단계의 코드북은 복원 심전도와 원래 심전도의 오차 신호를 양자화한다. 이



(a) Encoder



(b) Decoder

그림 5. 제안하는 ECG 압축 방법의 블록도
Fig. 5. Proposed ECG compression block diagram.

때 두 번째 단계의 코드북에서는 j 개의 후보 코드벡터들을 내림차순으로 구하고 이들 중에서 가장 좋은(작은 크기의) 복원 오차를 갖는 후보 코드벡터의 인덱스를 구한다. 복원 심전도는 그림 5-(b)에서처럼 위의 과정과 반대과정이 된다.

1. 실험 환경

ECG 압축 방법의 압축 정도와 복원 오차를 표현하기 위해 CDR(Compressed Data Rate)과 PRD(Percent of Root-mean-square Difference)가 사용된다.^[3] CDR은 1초간의 ECG 데이터를 표현하기 위해 필요한 비트수로 압축정도를 표현하는 것으로 신호의 정보량을 직접 표현하는 이점이 있기 때문에 ECG 압축의 성능 평가 기준으로 쓰인다. CDR은 식 (4)와 같이 정의된다.

$$CDR = \frac{R_{samples} \times B_{samples}}{M} \text{ (bit/sec)} \quad (4)$$

식 (4)에서 R_{sample} 은 샘플링 주파수, B_{sample} 은 전송 혹은 저장에 사용된 전체 압축 비트 수, M 은 입력 신호의 블록 크기를 의미한다. 복원 오차를 표현하는 방법으로는 육안으로 직접 비교하는 방법과 임상적으로 중요한 부분에 가중치를 부여하여 복원 오차를 비교하

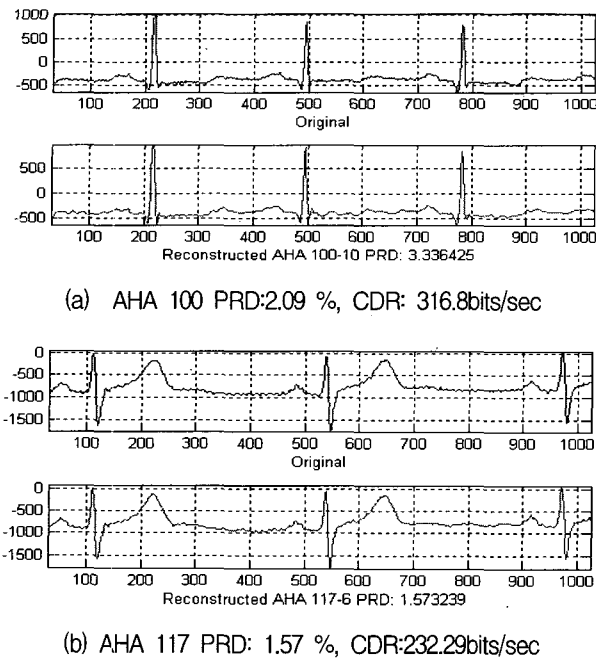


그림 6. AHA 100 과 117 의 원본 신호와 복원 신호
Fig. 6. Original and reconstructed signal for AHA 100 and 117.

는 방법 등이 있지만 실제로 적용하기 어렵기 때문에 압축 오차평가를 위해 PRD를 사용한다. PRD는 식 (5)와 같이 정의된다.

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^L (x_i - \hat{x}_i)^2}{\sum_{i=1}^L x_i^2}} \times 100 (\%) \quad (5)$$

식 (5)에서 x_i 는 원래 ECG, \hat{x}_i 는 복원 ECG를 의미한다. 일반적으로 PRD값의 분포 정도에 따라 복원 신호의 충실도를 다음과 같이 나타낸다. PRD값이 0~2%에 분포하면 'very good', 2 ~ 9%에 분포하면 'good', 9~19 % 에 분포하면 'not good'으로 표현한다.^[7] 그러나 진단에 필요한 중요한 정보를 유지하기 위해서는 5%이하의 PRD를 가져야 한다. 웨이브렛 리프팅 변환을 위한 변환 단계와 웨이브렛 필터의 종류, 벡터 양자화를 위한 입력 신호의 블록크기, 코드북의 크기와 차원은 표 1과 같다. 첫 번째 단계에서 사용한 웨이브렛 필터는 ECG 신호의 분석과 압축에 가장 좋은 성능을 보이는 biorthogonal 9/7 필터를 사용했고, 두 번째 단계에서 사용한 필터는 오차 신호를 복원했을 때 원래 오차 신호와 가장 유사한 특성을 보이는 daubechies 4 필터로 선택했다. Miaou의 단일 벡터 양자화를 이용한 ECG 압축에서 실험을 통해 임계치가 클수록 PRD는

표 1. 웨이브렛 리프팅 변환과 다단계 벡터 양자화를 위한 값들의 설정

Table 1. Values setting for wavelet lifting and MSVQ.

양자화 단계	첫 번째 양자화	두 번째 양자화
웨이브렛 레벨	5	3
웨이브렛 필터	biorthogonal 9/7	daubechies 4
서브밴드 구성	-고주파 성분의 서브밴드 $X_{H,2}$ 와 $X_{H,1}$ 의 계수 버림 -총 256개의 계수	-고주파 성분의 서브밴드 $X_{H,1}$ 의 계수 버림 -총 512개의 계수
코드북 크기	256	64
코드북 차원	16	16
입력 신호의 블록 크기	1024	1024
임계값	340	80

표 2. 11개 AHA DB의 두 번째 단계 양자화기의 후보 코드벡터 개수에 따른 PRD

Table 2. PRD Permutation, results of 2nd stage VQ candidate codevectors for all AHA DB signal.

J	1	2	3	4	5
PRD(%)	2.0054	1.9730	1.9568	1.9516	1.9509

표 3. SPIHT와 제안하는 방법의 성능 비교

Table 3. Performance comparison between SPIHT and proposed method.

SPIHT ^[2]	PRD(%)	2.46	2.96	3.57	4.85
	CDR(bits/sec)	792	396	330	247.5
Proposed	PRD(%)	2.02	2.29	2.83	4.03
	CDR(bits/sec)	308.41	276.54	244.90	228.38

커지고 CDR은 작아짐을 보였다^[3]. 따라서 제안하는 방법에서 최적의 PRD와 CDR을 얻기 위해 실험을 통해 첫 번째 단계의 임계값은 340, 두 번째 단계의 임계값은 80으로 설정하였다. 첫 번째 단계의 코드북은 11개 DB를 트레이닝(training) 데이터로 하고 두 번째 단계의 코드북은 11개 DB의 오차신호를 트레이닝 데이터로 하였다. 두 단계의 코드북은 모두 LBG알고리즘으로 설계하였다.

성능의 객관화를 위해 11개의 MIT-BIH AHA (arrhy -thmia)에서 제공하는 DB(DataBase)- 100, 101, 102, 103, 107, 109, 111, 115, 117, 118, 119 -의 ECG 신호^[8]를 취득하였다. 이들 DB의 샘플링 주파수는 360Hz, 샘플 당 비트 수는 11bit, 총 기록시간은 30 분, 두 채널의 기록 신호를 지니고 있다. 실험에서는 가슴에서 측

정하여 기록한 두 번째 채널의 신호를 사용하였다.

2. 실험 결과

표 2 는 11개의 AHA DB 신호에 두 번째 단계의 코드북에 후보 코드벡터 수에 따른 평균 PRD를 변화를 나타낸 것이다. 후보 코드벡터의 수가 증가하면 계산량이 증가하지만 PRD는 감소되는 것을 볼 수 있다. ECG와 같은 생체 신호는 중요한 정보를 손실하면 오진의 원인이 될 수 있기 때문에 중요한 특징점들의 왜곡 정도를 고려하는 것이 바람직하다. 따라서 약간의 계산량의 증가는 허용할 수 있다. 또한 웨이브렛 계수 중에서 에너지 분포가 큰 밴드, 즉 저주파 성분의 계수들로도 원본 신호와 거의 유사한 복원 신호를 얻을 수 있음을 알 수 있다.

그림 6은 AHA 100 신호의 10번째 블록과 AHA 117 신호의 6번째 블록의 원본 신호를 제안한 방법으로 복원했을 때의 파형을 나타낸 것이다. AHA 100 신호는 PRD와 CDR 이 각각 2.09 %, 316.8bits/sec이고, AHA 117 신호는 PRD와 CDR이 각각 1.57 %, 232.29bits/sec의 이다. 표 3은 Zitao의 SPIHT와 제안하는 압축 방법을 PRD와 CDR로 비교한 것으로 11개 DB에 대한 평균값이다.(11개 AHA 신호에 대한 기록 시간은 각각 1분씩) 진단에 필요한 정보를 유지하기 위해서는 최대 5% 이하의 PRD를 얻어야 하므로 PRD를 5% 이하로 제한하였다. SPIHT는 2 ~3% 범위의 PRD를 얻기 위해 약 400 ~ 800bits/sec의 CDR이 필요하고 제안한 방법은 250 ~ 310bits/sec/의 CDR이 필요하다. 따라서 제안한 방법이 더 낮은 비트로 개선된 PRD를 얻을 수 있음을 알 수 있다.

V. 결 론

본 논문에서는 다단계 벡터양자화를 이용하여 ECG의 웨이브렛 리프팅 계수를 압축하는 방법을 제안하였다. 첫 번째 단계의 코드북은 ECG의 웨이브렛 리프팅 계수를 양자화하고, 두 번째 단계의 코드북은 오차 신호의 웨이브렛 계수를 양자화하였다. 단 두 번째 단계의 코드북에서는 최소의 복원 오차를 얻기 위해 내림차순으로 J 개의 최소 거리값을 갖는 후보 코드벡터를 구한 뒤, 최소의 PRD를 갖는 코드벡터의 인덱스를 구한다. 제안방법은 콘볼루션 방법에 의한 웨이브렛 변환보다 선형 리프팅 방법에 의한 변환을 적용하여 간단한 연산이 가능하다. 또한 코드벡터의 차원과 코드북의 크

기가 줄어 저장 공간과 계산상의 복잡성이 감소되었다. 따라서 다채널의 ECG 신호 혹은 다수의 생체 신호의 저장과 전송에 응용될 수 있을 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

- [1] S. J alaedine, C. Hutchens R., Stattan. and W. Coberly, "ECG data compression techniques-A Unified approach," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 37, pp. 329-343, Apr.1990.
- [2] Zhitao Lu, Dong Youn Kim, and William A. Pearlman, "Wavelet Compression of ECG Signals by the Set Partitioning in Hierarchical Trees Algorithm," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, VOL. 47, NO. 7, pp. 849-856, July. 2000.
- [3] Miaou SG, Yen HL, Lin CL, "Wavelet-Based ECG Compression Using Dynamic Vector Quantization With Tree Codevectors in Single Codebook," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol 47, NO 7, July 2002.
- [4] 이승훈, 윤동한, "웨이브렛 변환 이론 및 적용," 보성각, pp. 474-520, 2. 2004.
- [5] B. A. Rajoub, "An Efficient Coding Algorithm for the Compression of ECG Signals Using the Wavelet Transform," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 49, pp. 355-362, Apr. 2002.
- [6] Khalid Sayood, "Introduction to Data Compression", Second Edition, Morgan Kauffmann 2000.
- [7] Yaniv Zigel, Atrnon Cohen, Amos Katz, "The Weighted Diagnostic Distortion Measure for the ECG Signal Compression", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol 47, NO. 11, Nov. 2000.
- [8] Homepage of the MIT-BIH AHA database in the Harvard-MIT Division of Health Sciences and Technology: :
<http://physionet.icu.ac.kr/physiobank/database>

저 자 소 개



박 서 영(학생회원)
 2005년 충북대학교 전기전자
 공학부 졸업 (공학사)
 2005년~2006년 충북대학교
 전파공학과 석사과정.
 <주관심분야 : 디지털신호처리/압
 축, VoIP>

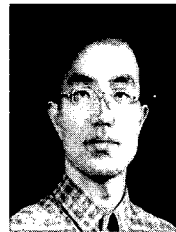


이 인 성(정회원)
 1983년 연세대학교 전자공학과
 졸업(공학사)
 1985년 연세대학교 전자공학과
 졸업(공학석사)
 1992년 Texas A&M University
 졸업 전기공학과
 (공학박사)

1993년~1995년 한국전자통신연구원 이동통신
 기술연구단 선임연구원
 1995년~현재 충북대학교 전기전자공학부 정교수
 <주관심분야 : 음성/영상 신호 압축, 이동통신, 적
 응필터>



정 규 혁(학생회원)
 2004년 충북대학교 전기전자
 공학과 졸업(공학사)
 2006년 충북대학교 전파공학과
 졸업(공학석사)
 2006년~현재 충북대학교
 전파공학과 (박사과정)
 <주관심분야 : 음성/오디오 부호화, 디지털신호처
 리>



김 영 주(정회원)
 1988년 고려대학교 전자 전산
 공학과 졸업(공학사)
 1996년 한국과학기술원 정보통신
 공학과 졸업(공학석사)
 2001년 한국과학기술원 전기 및
 전자공학과 졸업(박사)

1987년~1993년 (주)금성사 평택연구소
 1996년~1997년 동경공업대학교 연구원
 2000년~2000년 한국전자통신연구원 위촉연구원
 2001년~2003년 (주)엘지전자 UMTS 시스템
 연구소
 2003년~현재 충북대학교 정보통신공학과 교수
 <주관심분야 이동통신 시스템, MIMO, 유비쿼터
 스 네트워크>



주 기 호(정회원)
 1984년 고려대학교 전기공학과
 졸업(공학사)
 1986년 고려대학교 전기공학과
 졸업(공학석사)
 1994년 Texas A&M University
 졸업 전기공학과
 (공학박사)

<주관심분야 : 임베디드통신시스템, 멀티미디어통신>