

論文91-28B-11-3

MPE-LPC를 이용한 심전도 신호의 압축

(Compression of Electrocardiogram Using MPE-LPC)

李 泰 珍*, 金 源 麒**, 車 日 煥*, 尹 大 熙*

(Tae Jin Lee, Won Ky Kim, Il Whan Cha, and Dae Hee Youn)

要 約

본 논문에서는 상관 관계를 제거한 잔차 신호를 수개의 펄스로 모델링하는 MPE-LPC (multi pulse excited-linear predictive coding)가 심전도 신호의 압축에 적합함을 보이고, 심전도 신호를 충실히 재생하기 위한 보다 효율적인 방법을 제안하였다. 적응 펄스 할당(Adaptive Pulse Allocation)을 이용해 QRS 및 P, T파의 재생 특성을 향상시켰으며, 모델링하는 펄스 수를 조절함으로써 압축비를 가변할 수 있다.

정상과 비정상 심전도 각각 10개 씩에 대해 제안한 방법의 성능을 평가한 결과, 제안된 방법이 가변 문턱치 AZTEC이나 SAPA에 비해 동일 압축비에서 우수한 재생 특성을 보였으며, 8:1-14:1의 범위에서 큰 왜곡없이 심전도 신호를 압축할 수 있었다.

Abstract

In this paper, multi pulse excited-linear predictive coding (MPE-LPC), where the correlation eliminated residual signal is modeled by a few pulses, is shown to be effective for the compression of electrocardiogram (ECG) data, and a more efficient scheme for a faithful reconstruction of ECG is proposed. The reconstruction characteristic of QRS's and P.T waves is improved using the adaptive pulse allocation (APA), and the compression ratio (CR) can be changed by controlling the number of modeling pulses.

The performance of the proposed method was evaluated using 10 normal and 10 abnormal ECG data. The proposed method had a better performance than the variable threshold amplitude zone time epoch coding (AZTEC) algorithm and the scan-along polygonal approximation (SAPA) algorithm with the same CR. With the CR in the range of 8:1 to 14:1, we could compress ECG data efficiently.

I. 서 론

임상시 진단을 목적으로 저장되는 ECG (electro cardio gram) 신호는 그 양이 많고, 새로 기록된 ECG는 과거의 신호를 대체하는 것이 아니라 추가되어야 하므로 데이터량이 계속적으로 증가하게 된다. 따라서, 제한된 저장공간에 많은 데이터를 저장하기 위해서는 신호에서 중요한 정보의 손실이 없이 가능한 한 데이터량을 줄일 필요가 있다.

*正會員, 延世大學校 電子工學科
(Dept. of Elec. Eng., Yonsei Univ.)

**正會員, 延世大學校 醫用工學科
(Dept. of Biomedical Eng., College of Medicine,
Yonsei Univ.)

接受日字: 1991年 8月 8日

(※ 본 연구는 한국 과학재단의 연구비 지원으로 이루어졌음.)

또, 원격 진단용의 목적으로 ECG 신호를 다른 곳에 전송할 때, 대역폭의 효과적인 사용을 위하여 신호의 압축(compression)이 필요하며, 기존의 아날로그 FM(analog FM; frequency modulation) 방식으로는 왜곡이 심해지므로 디지털 부호화 방법이 보다 바람직하다.¹¹²⁾

지금까지 연구된 ECG 신호의 압축 방법에는 다음과 같은 것이 있다.

첫번째 방법은 직접 데이터 처리(direct data handling) 방법으로, 시간 영역에서 중복성을 제거함으로써 데이터를 압축한다. AZTCC(amplitude-zone-time-epoch-coding) 알고리즘¹³⁾은 plateau와 기울기만으로 신호를 나타내는 방법으로 압축비가 큰 반면, P, T파 등이 왜곡되는 단점이 있다. 가변 문턱치(variable threshold) AZTEC¹⁴⁾에서는 신호의 통계적 특성을 이용해 문턱치를 가변함으로써, AZTEC의 성능을 향상시킨다. TP(turning-point) 알고리즘¹⁵⁾은 신호의 경향에 따라 연속된 점들중 하나만을 저장하는데, 계산량은 적지만, 압축비가 2:1 정도로 작고, 저장된 샘플간의 시간 간격이 일정치 않다. CORTES(coordinate-reduction-time-encoding system)¹⁶⁾은 TP 알고리즘과 AZTEC 알고리즘의 단점을 보완하기 위해 두가지를 결합한 방법이다. Delta Encoding^{17,18)}은 인접 샘플간의 차이를 부호화하며, Prediction, Interpolation, and Entropy Encoding²¹⁾은 2차 예측기(predictor)나 interpolator로 중복성(redundancy)을 제거한 후 entropy 부호화 한다. entropy 부호화는 효율적이지만, 전송 에러에 민감하다. Fan⁹⁾이나 SAPA(scan-along polygonal approximation)¹⁰⁾는 ECG 신호를 선형 근사시킨다.

두번째 방법은 변환 압축 방법인데, 변환 영역에서 중요한 성분만을 취함으로써 데이터 압축을 행한다. 이산(discrete) cosine 변환 및 Karhunen Loeve 변환, Karhunen Loeve 확장, Walsh 변환, Fourier Descriptor 등이 여기에 속한다. 변환 압축 방법은 주로 VCG(vector cardiogram)이나 multilead ECG 등의 압축에 사용되는데 ECG 파형의 검출이 필요하고, 계산량이 많은 편이다.¹¹⁾

Parameter extraction 방법은 ECG 신호로부터 parameter를 추출해서, ECG 신호를 분류하는데 사용된다. 이 방법은 신호를 다시 재생할 수 없으므로 압축 부호화에는 적당하지 않다.¹²⁾

위의 방법중에는 신호처리에 필요한 문턱치 등을 조정해야 하거나,¹³⁾¹⁴⁾¹⁵⁾¹⁶⁾ 압축후의 데이터량을 미리 예측할 수 없는 경우가 있다.¹³⁾¹⁴⁾¹⁵⁾¹⁶⁾¹⁰⁾ 또, 상관관계를 이용한 압축 방법에서는 인접 샘플간의 상관 관계를

제거한 잔차 신호를 직접 양자화하였다.²¹⁾¹⁷⁾¹⁸⁾ 그리고, 재생된 신호 파형을 시각적 인지에 적당하도록 하는 후처리 과정이 필요하기도 하다.¹⁴⁾¹⁶⁾¹⁸⁾

ECG 신호에는 인접 샘플간의 상관성뿐만 아니라, 준주기적(quasiperiodic)인 상관성이 있는데, 이러한 상관성을 없애고 압축하는데는 선형 예측(Linear Prediction)이 효과적이다. 본 논문에서는 선형 예측 부호화 방법중에서 MPE-LPC(multi pulse excited-linear predictive coding)¹³⁾를 이용해 보다 효율적으로 ECG 신호를 압축하기 위한 방법을 제안하였다. 제안된 방법에서는 ECG 신호의 인접 샘플간의 상관 관계 및 QRS 펄스간의 장시간 상관 관계를 선형 예측기로 제거하고 난 잔차 신호를 수개의 펄스로 모델링한다. 모델링하는 펄스의 크기 및 위치는 합성된 신호와 원래 신호간의 오차가 최소가 되도록 찾아진다. 그리고, ECG 신호의 진단에 필요한 중요 정보는 QRS 및 P, T파에 있으므로, 불럭마다 펄스수를 가변하는 적응 펄스 할당(Adaptive Pulse Allocation)을 함으로써, 재생 특성을 향상시켰다.

II. ECG 신호의 특성

ECG 신호 전력의 대부분은 0.5-30Hz의 낮은 주파수 대역에 존재하고 있으나 적은 에너지를 갖는 고주파 성분의 정확한 보존을 위하여 250Hz-500Hz의 표본화율(sampling rate)로 표본화 한다.¹⁴⁾ 본 논문에서는 250Hz로 표본화한 ECG 신호를 대상으로 하였다. 실험 대상으로 사용한 ECG 신호는 세브란스 병원에서 수집한 정상인 10명, 환자 10명의 각 10초간의 1채널 데이터이다. 수집한 데이터를 표본화 주파수 250Hz로 12bit A/D한 후, 잡음과 기저선 변동(baseline drift)을 제거하기 위해 1-50Hz의 통과 대역을 갖는 선형 위상 디지털 대역 통과 필터(linear phase digital band pass filter)에 통과시켰다.

정상적인 ECG 신호는 그림1과 같이 거의 주기적으로 PQRST 파가 반복된다.

ECG 신호의 인접 샘플간에는 상관 관계가 있는데, 어떤 신호에 상관 관계가 있다는 것은 과거의 데이터로부터 현재의 데이터를 어느 정도 예측할 수 있다는 것을 의미한다. 현재의 데이터에서 예측한 데이터를 뺀으로써 신호가 가지고 있는 중복성을 제거할 수 있으며, 효율적인 압축을 할 수 있다.¹⁵⁾

III. 선형 예측 부호화(Linear Predictive Coding)

ECG 신호의 인접 샘플간의 상관 관계 및, QRS 주기간의 중복성은 예측기에 의해 제거할 수 있는데, 중복성이 제거된 신호는 dynamic range가 줄어들게

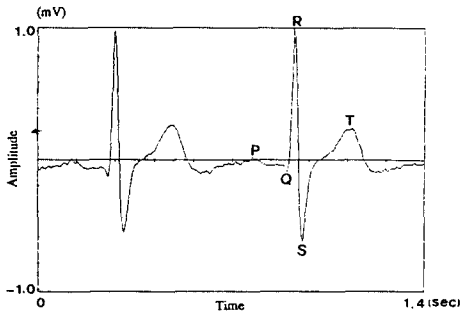


그림 1. 정상 ECG 신호
Fig. 1. Normal ECG signal.

되므로 원래의 신호를 직접 부호화하는 것보다 같은 수의 비트를 사용할 시에는 재생 특성이 더 우수하고, 같은 재생 특성을 얻기 위해 필요한 비트수는 더 적어도 된다.¹³⁾ 그림2는 단시간 예측기(STP: short term predictor)와 장시간 예측기(LTP; long term predictor)를 이용한 APC(adaptive predictive coding)의 블럭도이다.

$$\text{여기서, } 1 - A(z) = 1 - \sum_{k=1}^P a_k z^{-k},$$

$$1 - P(z) = 1 - \sum_{k=-Q}^R g_k z^{-D+k}$$

$\{a_k\}$ 는 단시간 예측기의 예측 계수이고, $\{g_k\}$ 는 장시간 예측기의 예측 계수, D는 장시간 예측기의 주기이다.

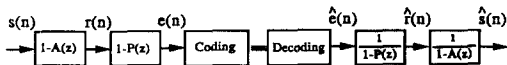


그림 2. APC의 블럭도
Fig. 2. Block diagram of APC

APC는 단시간 예측기와 장시간 예측기에 의해 신호의 상관 관계를 제거한 후 잔차 신호 $e(n)$ 을 양자화해서, 예측 계수 등의 parameter와 함께 전송하고, 복호화(decoding) 시에는 역 양자화(inverse quantization)한 잔차신호 $e(n)$ 을 역 예측기(inverse predictor)에 통해 신호를 재생한다. 잔차신호의 양자화에 사용되는 비트수가 충분할 경우에는 APC가 좋은 성능을 나타내지만, 비트수가 적어지게 되면 양자화된 잔차 신호에 비백색 잡음(non-white noise)이 섞이게 된다. 이때에는 잔차 신호와 양자화된 잔차

신호간의 오차를 최소화 한다고 해서, 원래 신호와 재생된 신호간의 오차가 최소가 된다고 할 수 없다.¹³⁾ 따라서, 높은 압축비가 요구되는 ECG 부호화 등에는 APC가 적절하지 못하다. 높은 압축비에서 재생 신호의 왜곡을 줄이기 위해서는 원래 신호와 재생 신호간의 오차가 최소가 되도록 그림2의 잔차 신호 $e(n)$ 을 모델링해서 부호화하는 분석-합성 부호화가 더욱 효과적이다. 그림3은 분석-합성 부호화기의 블럭도이다.

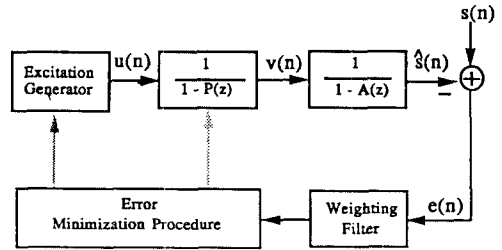


그림 3. 분석-합성 부호화기의 블럭도
Fig. 3. Block diagram of analysis-by-synthesis coder.

분석-합성 부호화기에서 원래의 신호에 가까운 재생 신호를 만들기 위해 잔차 신호를 모델링하는 여기 신호(excitation signal)의 발생 방법에는 RPE(regular pulse excitation), MPE(multi pulse excitation), CELP(code excited linear prediction)¹³⁾ 등이 있다.

신호를 재생할 때 여기 신호를 장시간 및 단시간 예측기의 역필터인 장시간 합성 필터 $1/[1-P(z)]$ 와 단시간 합성 필터 $1/[1-A(z)]$ 에 통과시킨다. 음성 신호를 코딩하는 경우에는 원래 신호와 재생 신호간의 오차 $e(n)$ 에 청각 특성을 반영한 가중 필터(weighting filter)를 가한 오차를 최소화시키는 여기 신호를 생성한다.¹³⁾ 분석-합성 부호화 방법인 RPE, MPE, CELP 중에서 RPE는 가장 간단하지만, 각 펄스군이 여기 신호가 될 수 있는 수많은 벡터들 가운데 극히 일부이므로 오차가 커질 수도 있고, 펄스수가 많으므로 펄스의 부호화에 많은 비트가 필요하게 된다. 또, CELP는 codebook의 많은 벡터들중에서 여기 신호를 찾아야 하므로 계산량이 많고, Gaussian random noise 등을 codebook으로 쓰기 때문에 실제로는 펄스가 필요없는 곳에도 펄스가 위치하게 되어 ECG 신호의 QRS 및 P, T파가 왜곡될 수 있다.

따라서, 본 논문에서는 파형 복원이 잘 되고, 계산량이 비교적 적은 MPE를 ECG 신호의 압축 부호화에 적용시켰다.

IV. ECG 신호의 효율적 압축을 위한 MPE

그림3에서 신호를 각 블록의 샘플수가 N인 M개의 블록으로 나누었을 때, 여기 신호 $u(n)$ 을 장시간 합성 필터의 입력으로 하면 출력 $v(n)$ 은 다음과 같이 된다.

$$v(n) = u(n) + \sum_{i=-Q}^R g_i v(n-D-i) \quad 0 \leq n \leq N-1 \quad (1)$$

여기서, $\{g_i\}$ 는 장시간 합성 필터의 예측 계수이고, D는 장시간 합성 필터의 주기이다. MPE에서 여기 신호 $u(n)$ 은 몇개의 펄스들로 이루어지는데, m개의 펄스로 이루어지는 $u(n)$ 은 다음으로 표현할 수 있다.

$$u(n) = \sum_{k=0}^{m-1} \beta_k \delta(n-n_k) \quad 0 \leq n \leq N-1 \quad (2)$$

여기서, $\beta_0, \beta_1, \dots, \beta_{m-1}$ 은 각 펄스의 크기이고, n_0, n_1, \dots, n_{m-1} 은 각 펄스의 위치이다. 장시간 합성 필터의 출력 $v(n)$ 을 단시간 합성 필터인 전극 필터(all pole filter) $1/[1-A(z)]$ 의 입력으로 하고, $h(n)$ 을 단시간 합성 필터의 임펄스 응답(impulse response)이라 하자.

$$h(n) = Z^{-1} \left[\frac{1}{1-A(z)} \right], \quad 0 \leq n \leq N-1 \quad (3)$$

(1)과 (2), (3)으로부터 현재 블록의 응답 $s_c(n)$ 은 다음과 같이 된다.

$$s_c(n) = \sum_{k=0}^{m-1} \beta_k h(n-n_k) + \sum_{i=-Q}^R g_i \sum_{k=0}^{N-1} h(k) v(n-D-i-k) \quad (4)$$

(4)에서 $\{\beta_k\}$ 와 $\{n_k\}$ 및 $\{g_i\}$ 와 D는 원래 신호와 합성 신호의 오차가 최소가 되도록 하는 값으로 결정된다. 오차 에너지 E는 다음과 같이 정의된다.

$$E = \sum_{n=0}^{N-1} [s(n) - s_c(n)]^2 \quad (5)$$

재생 신호 $s(n)$ 은 현재 블록의 parameter $\{\beta_k\}$, $\{n_k\}$ 와 무관한 이전 블록으로부터의 필터 출력 $s_0(n)$ 과 현재 블록의 필터 출력 $s_c(n)$ 의 합이므로, 입력 신호에서 미리 $s_0(n)$ 을 빼고 나서, 다음의 E를 최소화 하는 $\{\beta_k\}$, $\{n_k\}$ 를 구한다.

$$E = \sum_{n=0}^{N-1} [s(n) - s_c(n)]^2 \quad (6)$$

여기서,

$$s(n) = s(n) - s_0(n) \quad (7)$$

윗 식에서 $\{n_k\}$ 와 D의 모든 가능한 경우에 대해 $\{\beta_k\}$ 와 $\{g_i\}$ 를 구하는 것은 상당히 복잡하므로, 그 대신에 장시간 합성 필터의 parameter $\{g_i\}$, D와 MPE 여기 신호의 parameter $\{\beta_k\}$, $\{n_k\}$ 를 각각 분리해서 구한다.¹⁶⁾

먼저 excitation이 없는 영입력(zero input)에 대해 (6)의 E를 최소로 하는 D와 $\{g_i\}$ 를 구한 후 (closed loop 방법),¹³⁾ MPE 여기 신호의 parameter를 구한다. (4)의 두번째 항은 현재의 MPE 여기 신호 응답과 무관하므로 (6)대신에 다음의 E를 최소화하는 MPE parameter를 찾는다.

$$E = \sum_{n=0}^{N-1} [s'(n) - s'_c(n)]^2 \quad (8)$$

여기서, $s'(n) = s(n) - \sum_{i=-Q}^R g_i \sum_{k=0}^{N-1} h(k) v(n-D-i-k)$

$$s'_c(n) = \sum_{k=0}^{m-1} \beta_k h(n-n_k)$$

D와 $\{g_i\}$ 는 closed loop 방식으로 구해진 값이다.

오차 E는 펄스의 크기 $\{\beta_k\}$ 에 대해서 뿐 아니라 위치 $\{n_k\}$ 에 대해서도 최소화되어야 한다. 우선 $\{\beta_k\}$ 에 대해 (8)을 미분하고, 이를 0으로 놓으면 다음의 선형 방정식을 얻게 된다.

$$\sum_{k=0}^{m-1} \beta_k \alpha_{nk,n_j} = c_{n_j} \quad 0 \leq j \leq m-1 \quad (9)$$

여기서, $\alpha_{nk,n_j} = \sum_{n=0}^{N-1} h(n-n_k) h(n-n_j)$

$$c_{n_j} = \sum_{n=0}^{N-1} s'(n) h(n-n_j)$$

이때의 오차 E_{min} 은 다음과 같다.

$$E_{min} = \sum_{n=0}^{N-1} s'^2(n) - \sum_{k=0}^{m-1} \beta_k c_{n_k} \quad (10)$$

$\{n_k\}$ 에 대해 (8)의 E를 최소화하면 비선형 방정식이 얻어지고, 이들은 closed form 해가 없게 된다. (9)의 $\{n_k\}$ 가 미지수이므로 모든 가능한 경우의 펄스 위치 $\{n_k\}$ 에 대해 최적해(optimal solution)를 찾는 것은 매우 복잡하다. 따라서 2m개의 해를 한번에 찾는 대신에 펄스의 위치와 크기를 한번에 한번씩 m번 찾음으로써 준최적해(sub-optimal solution)를 구한다.¹⁶⁾

1. ECG 신호의 효율적 압축을 위한 MPE
ECG 신호는 비교적 넓은 구간에서 거의 station-

ary하므로 단시간 예측 계수를 구하는 분석 프레임 (analysis frame)의 크기를 크게 할 수 있으나, 지나치게 큰 구간을 분석 프레임으로 할 경우, 펄스마다 조금씩 달라지는 부분의 특성을 추정 (estimation) 할 수 없으므로, 평균 60-100회/분의 심박수와 250 Hz의 표본화 주파수 (sampling frequency)를 사용시, 분석 프레임내에 평균 2-3개의 QRS 펄스가 들어갈 정도인 420샘플 정도가 적당하다. 분석 방법으로는 자기 상관법과 공분산법의 예측 이득이 비슷하므로^[13] 계산량이 적은 자기 상관법을 사용해, Hamming 윈도우를 씌워서 분석한다. 그리고, 프레임마다 스펙트럼의 특성이 급격히 변하는 것을 방지하기 위해 70샘플씩 중첩을 시키고, 350샘플마다 분석을 수행한다. 단시간 예측기의 차수를 4 이상으로 할 경우, 그림 4에서 보듯이 예측 오차의 rms값의 감소가 별로 없지만, 더 정확히 스펙트럼을 모델링하기 위해 차수를 8차로 하였다(P=8).

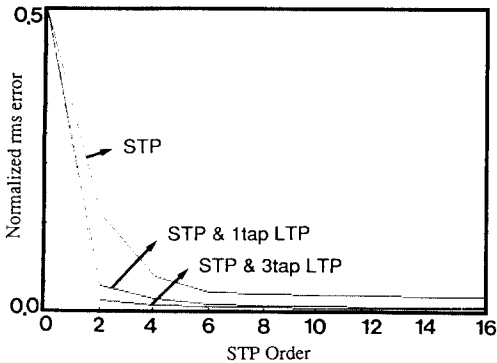


그림 4. 단시간 예측기의 차수 변화에 따른 예측 오차의 rms

Fig. 4. rms prediction error with the varying STP order.

장시간 예측 계수 및 주기는 전체 부호화기내에서 오차가 최소가 되도록 하는 closed loop 방식을 이용해서 구한다. 그림4에서 보듯이, 장시간 예측기의 탭 수를 1(Q=R=0)에서 3(Q=R=1)으로 증가시켰을 때, 예측 오차의 rms 값의 감소는 거의 없다. 따라서, 장시간 예측기의 탭수는 1로 한다(Q=R=0). 장시간 예측기의 주기D는 60-100회/분의 심박수(heart rate)를 기준으로, 150-250 샘플의 범위에서 구한다

일반적으로 펄스를 찾는데 쓰이는 블럭의 크기를

크게 할수록 재생 특성이 좋아지지만, 계산량을 고려해 70샘플을 한 블럭의 크기로 하였다.

ECG 신호에서는 QRS파가 다른 부분에 비해 중요하므로 상대적으로 QRS파를 강조시킨 후 펄스를 찾는 것이 좋다. 원래의 신호를 미분함으로써, 이러한 효과를 얻을 수 있다. 미분을 하면, 상대적으로 스펙트럼의 고주파영역이 강조되어 전체적인 dynamic range가 줄어들고, 단시간 합성 필터의 FIR(finite impulse response) 근사시에 임펄스 응답의 감쇄가 빨라 펄스를 찾는 과정에서 오차가 적어진다. 미분에 사용된 식은 다음과 같다.

$$s_a(n) = s(n) - \alpha s(n-1) \quad (11)$$

$s(n)$: 원 신호

$s_a(n)$: 미분 출력신호

위에서 α 를 지나치게 크게하면, P 및 T파의 재생 결과가 좋지 못하는데, 이것은 미분시에 QRS 펄스가 강조되고, P, T파가 거의 소멸되어 기저선(base line)과 같은 레벨이 됨으로써 MPE 펄스 모델링시에 P, T파 부분에 적당한 펄스가 할당되지 않기 때문이다.

ECG 신호에서 진단에 중요한 부분은 QRS 및 P, T파로 나머지 기선은 그리 중요치 않다. 따라서, MPE에서 QRS 및 P, T파, 그리고, 기선에 같은 비중으로 펄스를 할당하는 고정 펄스 할당(Fixed Pulse Allocation)보다 QRS 및 P, T파가 있는 곳에 많은 펄스를 할당하고, 그 외의 부분에는 적은 수의 펄스를 할당하는 것이 효율적이다. 이와 같은 적응 펄스 할당(Adaptive Pulse Allocation)을 하기 위해서 블럭내의 최대값, 최소값 및 에너지 등을 계산하고, 이에 따라 가변적으로 펄스를 할당한다. 그리고, 블럭마다 펄스수는 가변하지만, 프레임내에서의 총 펄스수는 일정하게 함으로써 고정된 압축비를 유지할 수 있다.

ECG 신호를 효율적으로 압축하기 위한 APA-MPE(adaptive pulse allocation-MPE) 압축 부호화 방법의 블럭도를 그림5에 나타내었으며, 각 과정의 파형을 그림6에 보았다.

그림6에서 보듯이 원래의 신호 $s(n)$ 을 미분한 후, 단시간 및 장시간 예측한 신호 (d)를 블럭마다 펄스 수를 달리해 (e)와 같이 모델링한다. 이를 장시간 합성해서 (f)를 생성하고 단시간 합성기에 통한 후, 적분해 $s(n)$ 을 재생한다.

2. Parameter의 양자화

단시간 예측 계수 $\{a_k\}$ 는 PARCOR계수 (PARTIAL CORrelation coefficients)를 LAR (log area ratio)로

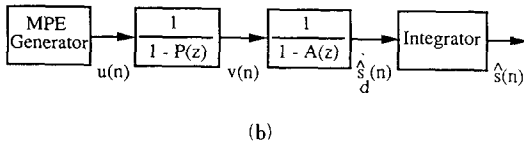
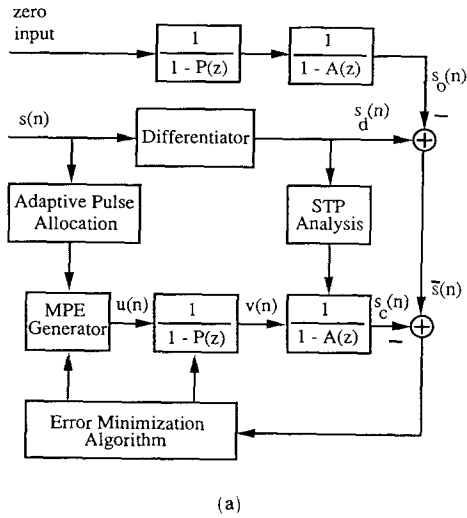


그림 5. APA-MPE 압축 부호화 방법의 블록도
(a) 부호화기 (b) 복호화기
Fig. 5. Block diagram of APA-MPE method.
(a) Coder, (b) decoder.

변환해서 양자화한다.¹⁷⁾

장시간 예측 계수 $\{g_i\}$ 는 탭 수 $1(Q=R=0)$ 에 대해 3비트 VQ(vector quantization)으로 양자화한다.¹⁸⁾ 장시간 예측 계수는 그 값의 분포 범위가 작으므로, 양자화에 큰 영향을 받지 않는다. 주기 D는 150-250 샘플의 범위에서 찾으므로 7비트로 균일 양자화한다.

펄스의 크기는 블럭내에서 첫번째 펄스의 절대값(F)으로 정규화한 각각의 펄스를 3비트로 불균일 양자화(non-uniform quantization)하고, F를 6비트로 균일 양자화한다.

블럭 크기 N에 m개의 펄스를 위치시키는 모든 경우의 수는 다음과 같다.

$${}^N C_m = \frac{N!}{(N-m)! m!} \quad (12)$$

윗 식으로부터 블럭내의 펄스들의 위치는 다음의 수로 나타내고 이를 양자화 한다.¹⁹⁾

$$I = \sum_{i=1}^m n_i \beta_i C_{m-i+1} \quad (13)$$

여기서, β_i 는 i번째 펄스의 위치이다.

ECG 신호의 압축 부호화에 사용된 parameter는 다음 표1과 같다.

표1에서 적응 펄스 할당 방식에 사용되는 비트수는 350 샘플의 한 프레임당 STP에서 35비트, LTP에서 50비트 ((3+7)bit*5block), APA에서 349비트 ((3+6)bit*5block+38*8bit)로서 총 434 비트이다. 따라서 적응 펄스 방식의 압축비는 ECG 신호를 12비트로 샘플링할 때 9.68 : 1(350sample * 12bit : 434 bit)이다.

Table 1. Coding parameters.

Parameter	값, 할당 비트수	
프레임 크기	420 samples	
프레임 rate	350 samples	
블럭 크기	70 samples	
α (1차미분계수)	0.4	
STP	분석방법	autocorrelation method
	차 수	8 차 (35bit/frame)
LTP	분석방법	closed loop configuration
	탭 수	1 tap (3 bit/block)
	주 기	150-250sample (7bit/block)
펄스 (APA)	블럭당펄스수 표시	3 bit/block
	처음 펄스 크기	6 bit/block
	프레임당 펄스수	38pulse/frame (8bit/pulse)

(표본화 주파수=250Hz)

(압축비=9.68 : 1, APA : 적응 펄스할당)

V. 실험 및 결과고찰

본 실험에서는 정상과 비정상 ECG 신호 각각 10개씩을 사용하여 제안한 성능의 성능 평가를 하였다.

성능 평가를 위한 객관적 방법으로는 다음 식으로 정의되는 PRD(percent root-mean-square difference)를 사용하였으며,⁽¹¹⁾ 전체적인 성능을 비교하기 위해 각 PRD를 평균한 APRD(average prd)를 구하였다.

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n [s(i) - \hat{s}(i)]^2}{\sum_{i=1}^n s^2(i)}} \times 100 \quad (14)$$

$s(i)$: 원 신호

$\hat{s}(i)$: 재생 신호

PRD는 상대적인 평가 기준으로 사용될 수 있으나, QRS 및 P, T파의 형태, 시작점, 끝점, 최대값 등 진단에 중요한 정보를 그대로 나타내지는 못하므로, 파형 비교도 병행하였다.

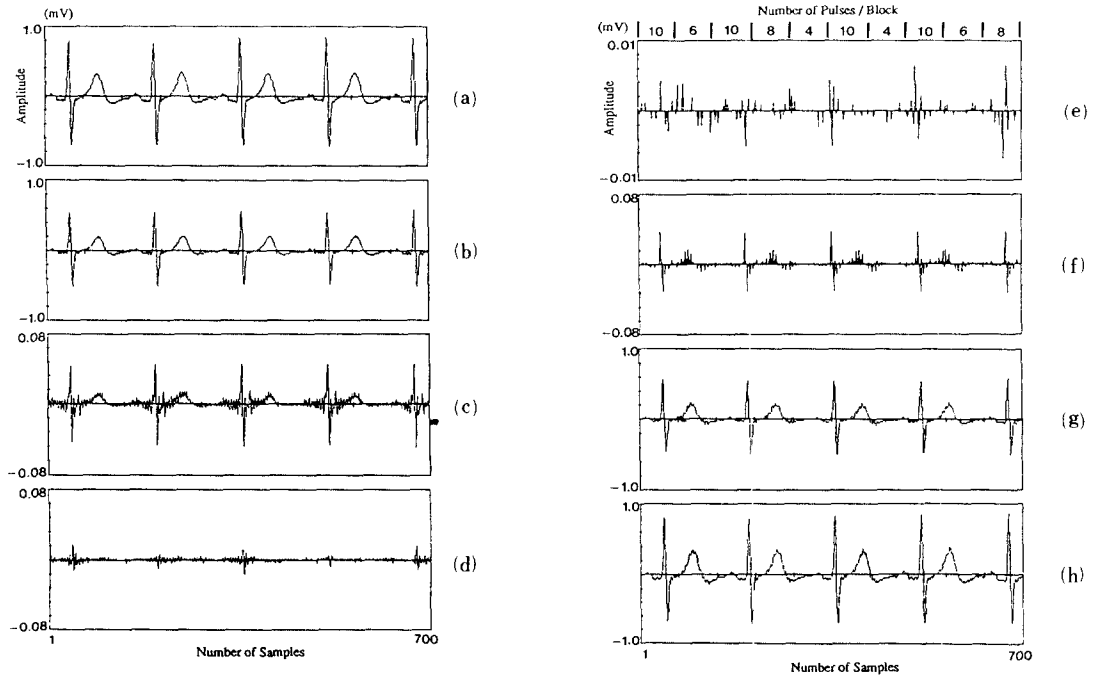


그림 6. 부호화 과정의 파형

- (a) 원 신호, $s(n)$
- (b) 미분 신호 ($\alpha=0.4$), $s_d(n)$
- (c) 단시간 예측신호 ($P=8$)
- (d) 단시간 및 장시간 예측신호 ($P=8, Q=R=0$)
- (e) MPE 여기 신호, $u(n)$
- (f) 장시간 합성 신호, $v(n)$
- (g) 재생신호, $s(n)$

Fig. 6. Waveforms of coding process.

- (a) original signal, $s(n)$
- (b) Differentiated signal ($\alpha=0.4$), $s_d(n)$,
- (c) STP output signal ($P=8$),
- (d) STP & LTP signal ($P=8, Q=R=0$)
- (e) excitation signal of MPE, $u(n)$,
- (f) long term synthesized signal, $v(n)$,
- (g) reconstructed signal, $s_d(n)$,
- (h) reconstructed signal, $s(n)$.

제한한 방법의 성능을 다른 방법과 상대적으로 비교하기 위해 기존의 압축 방법인 가변 문턱치 AZTEC^[4]과 SAPA^[10]에 대해서도 압축 실험을 하였다. AZTEC 알고리즘^[3]은 10 : 1 정도의 비교적 높은 압축비를 갖는 압축 방법으로 널리 알려진 방법이나,^[1] P, T와의 재생 특성이 좋지 않으므로, 신호의 통계적 특성에 따라 문턱치를 가변함으로써, 재생 특성을 향상시킨 방법이 가변 문턱치 AZTEC이다. SAPA는 ZOI(zero-order interpolator)를 사용하는 AZTEC

알고리즘의 문제점을 보완하기 위해 FOI(first-order interpolator)를 써서 선형 근사시키는 방법이다.^{[10][11]} 가변 문턱치 AZTEC과 SAPA는 직접 데이터 처리 방법중 비교적 높은 압축비를 갖는 방법으로, 제한한 방법과의 성능 비교를 위해 상대적 비교 대상으로 택했다. SAPA의 세가지 방법중에서는 가장 성능이 좋은 것으로 알려진^[11] SAPA2 알고리즘을 사용하였다. 9.68 : 1의 비교적 높은 압축비로 압축한 것은 각 방법의 특성을 보다 명확히 보기 위해서이다.

그림7과 그림8에 정상과 비정상 ECG 신호에 대해 압축비 9.68 : 1에서 가변 문턱치 AZTEC, SAPA 2, APA-MPE의 재생 과형을 나타내었다. 가변 문턱치 AZTEC은 P파가 없어지거나, T파가 계단과 형태로 나타나는 등 P, T파의 재생 특성이 좋지 않고, SAPA2는 선형 근사법이므로 가변 문턱치 AZTEC 보다는 재생 특성이 좋지만, 자연스럽게 못하다. 제안된 APA-MPE 방법은 QRS 및 P, T파가 비교적 충실히 재생됨을 볼 수 있다. 또한, 동일 압축비에서 가변 문턱치 AZTEC이나 SAPA2는 정상과 비정상의 경우에 재생 특성의 차이가 큰 것을 볼 수 있다. 이것은 그림8의 비정상 ECG 신호에서 이중 S 파를 나타내기 위해 사용된 codeword로 인해 P, T파 등을 적은 수의 codeword로 나타내야 하기 때문이다.

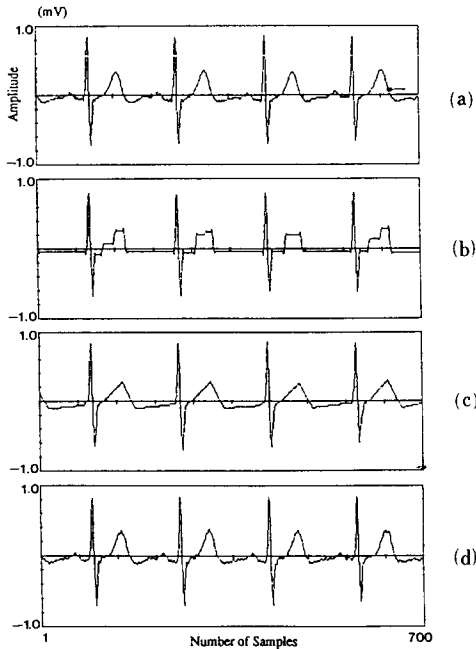


그림 7. 정상 ECG 신호의 재생 신호(압축비 =9.68 : 1)
 (a) 원 신호
 (b) 가변 문턱치 AZTEC의 재생 신호
 (c) SAPA2의 재생 신호
 (d) APA-MPE의 재생 신호

Fig. 7. Reconstructed signal of normal ECG (CR=9.68 : 1)
 (a) original signal,
 (b) reconstructed signal of variable threshold AZTEC,
 (c) reconstructed signal of SAPA2,
 (d) reconstructed signal of APA-MPE.

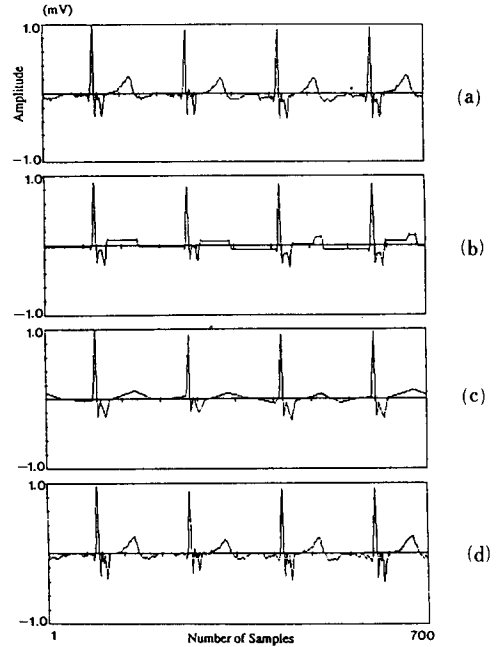


그림 8. 비정상 ECG 신호의 재생신호 (압축비=9.68 : 1)
 (a) 원 신호
 (b) 가변 문턱치 AZTEC의 재생 신호
 (c) SAPA2의 재생 신호
 (d) APA-MPE의 재생 신호

Fig. 8. Reconstructed signal of normal ECG (CR=9.68 : 1).
 (a) original signal,
 (b) reconstructed signal of variable threshold AZTEC,
 (c) reconstructed signal of SAPA2,
 (d) reconstructed signal of APA-MPE.

이에 비해 제안된 방법은 정상과 비정상 ECG 신호의 재생 특성의 차이가 그리 크지 않음을 확인할 수 있었다.

그리고, 제안된 방법을 이용해 압축비 6 : 1-20 : 1의 범위에서 압축을 한 후 재생 신호의 APRD를 구해보면 압축비가 작아질수록 APRD가 거의 선형적으로 감소함을 알 수 있고, 20 : 1의 높은 압축비에서는 프레임당 펄스수가 10개의 정상과 비정상 신호의 재생 특성의 차이가 거의 없음을 알 수 있다.

그림9는 압축비에 따른 재생 신호이다. 8 : 1-14 : 1의 범위에서 큰 왜곡없이 신호가 재생됨을 알 수 있고, 압축비가 16 : 1 이상에서도 장시간 합성에 의해 QRS파는 비교적 잘 재생됨을 볼 수 있다.

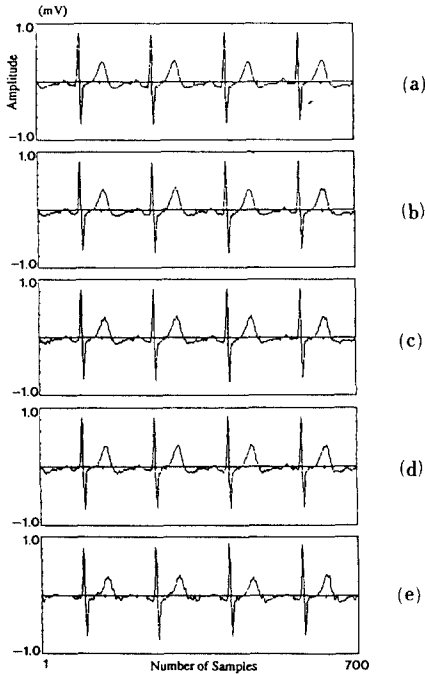


그림 9. 제안된 APA-MPE를 이용한 재생 신호 (정상 ECG신호 no. 5).
 (a) 원 신호
 (b) 재생 신호 (압축비=8.43 : 1),
 (c) 재생 신호 (압축비=10.45 : 1),
 (d) 재생 신호 (압축비=12.43 : 1)
 (e) 재생 신호 (압축비=16.28 : 1)

Fig. 9. Reconstructed signal using the proposed APA-MPE scheme (normal ECG signal no. 5).
 (a) original signal,
 (b) reconstructed signal (CR=8.43 : 1),
 (c) reconstructed signal (CR=10.45 : 1),
 (d) reconstructed signal (CR=12.43 : 1)
 (e) reconstructed signal (CR=16.28 : 1)

VI. 결 론

ECG 신호의 인접 샘플간의 상관 관계와 QRS 펄스간의 장시간 상관관계를 선형 예측 방법에 의해 효율적으로 제거할 수 있으며 상관 관계가 제거된 잔차 신호를 몇개의 펄스로 모델링해서 부호화 하는 MPE-LPC가 ECG 신호를 압축하는데 효과적이었다.

수집한 정상 및 비정상 ECG 신호를 사용하여 적절한 parameter를 결정하였으며, 실험을 통해 원래의 신호를 미분한 후 처리하는 것이 좋은 재생 특성을

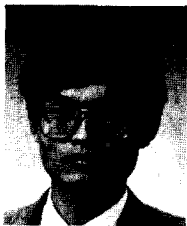
나타냄을 알 수 있었다. 그리고 각 블럭의 신호 특성의 변화에 따라 블럭당 펄스수를 가변하는 적응 펄스 할당을 함으로써 QRS 및 P, T와의 재생 특성을 향상시킬 수 있었다. 동일한 압축비에서 가변 문턱치 AZTEC이나 SAPA2에 비해 제안된 방법이 보다 우수한 특성을 나타내었으며, 같은 압축비에서 압축했을 때 정상과 비정상 ECG 신호의 재생 특성의 변화가 적었다. 제안된 방법은 8 : 1-14 : 1의 범위에서 ECG 신호를 효과적으로 압축할 수 있었다. 계산량이 다른 알고리즘에 비해 많은 편이나, DSP 칩 (digital signal processing chip)을 사용하면 실시간 처리가 가능하며,¹¹⁾ 분석 과정에서 나오는 예측 계수가 정상과 비정상인 경우 상이하므로 예측 계수를 정상과 비정상의 구분에 이용할 수 있을 것이다. 그리고, 잔차 신호를 더욱 더 효율적으로 모델링하는 방법에 대해 연구가 수행되어야 할 것이다.

參 考 文 獻

- [1] T.J. Lynch, *Data Compression: Techniques and Applications*, Lifetime Learning Publications, 1985.
- [2] U.E. Ruttiman, H.V. Pipberger, "Compression of the ECG by Prediction or Interpolation and Entropy Encoding," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-26, no. 11, pp. 613-623, Nov. 1979.
- [3] J.R. Cox, F.M. Nolle, H.A. Fozzard, and G.C. Oliver, "AZTEC, a Preprocessing Program for Real-Time ECG Rhythm Analysis," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-15, pp. 128-129, Apr. 1968.
- [4] B. Furht, A. Perez, "An Adaptive Real-Time ECG Compression Algorithm with Variable Threshold," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-35, no. 6, June 1988.
- [5] W.C. Mueller, "Arrhythmia Detection Software for an Ambulatory ECG Monitor," *Biomed. Sci. Instrument*, vol. 14, pp. 81-85, 1978.
- [6] J.P. Abenstein, W.J. Tompkins, "A New Data-Reduction Algorithm for Real Time ECG Analysis," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-29, pp. 43-48, Jan. 1982.
- [7] H.K. Wolf, J. Sherwood, and P.M. Rantaharju, "Digital Transmission of Electrocardiograms-A New Approach," in *Proc. 4th Can. Med. Biol. Conf.*, pp. 39a-39b, 1972.

- [8] D. Stewart, G. E. Dower, and O. Suranyi, "An ECG Compression Code," *J. Electrocard.*, vol. 6, pp. 175-176, 1973.
- [9] L.W. Gardenhire, "Redundancy Reduction the key to adaptive telemetry," in *Proc. Nat. Telemetry Conf.*, pp. 1-16, 1964.
- [10] M. Ishijima, S.B. Shin, G.H. Hostetter, and J. Skansky, "Scan Along Polygonal Approximation for Data Compression of Electrocardiograms," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-30, pp. 723-729, Nov. 1983.
- [11] S.M. S. Jalaeddine, C.G. Hutchens, R.D. Strattan, and W.A. Coberly, "ECG Data Compression Techniques-A Unified Approach," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-37, no. 4, Apr. 1990.
- [12] B.R. Shankara Reddy, I.S. N. Murthy, "ECG Data Compression Using Fourier Descriptors," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-33, no. 4, Apr. 1986.
- [13] P. Kroon, E.F. Deprettere, "A Class of Analysis-by-Synthesis Predictive Coders for High Quality Speech Coding at Rates between 4.8 and 16 Kbits/s," *IEEE Journal on Selected Areas in Communications*, vol. 6, no. 2, pp. 353-363, Feb. 1988.
- [14] M. Merri, D.C. Farden, J.G. Mottley, and E.L. Titlebaum, "Sampling Frequency of Electrocardiogram for Spectral Analysis of the Heart Rate Variability," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-37, no. 1, Jan. 1990.
- [15] J. Markhoul, "Linear Prediction: A Tutorial Review," *Proc. IEEE*, vol. 63, pp. 561-580, Apr. 1975.
- [16] S. Singhal, B.S. Atal, "Amplitude Optimization and Pitch Prediction in Multipulse Coders," *IEEE Trans. Acoust., Speech, Signal Processing*, vol. ASSP-37, no. 3, pp. 317-327, Mar. 1989.
- [17] R. Viswanthan, J. Makhoul, "Quantization Properties of Transmission Parameters in Linear Predictive Systems," *IEEE Trans. Acoust., Speech, Signal Processing*, vol. ASSP-23, pp. 124-321, June 1975.
- [18] R.M. Gray, "Vector Quantization," *IEEE Acoust., Speech, Signal Processing Magazine*, vol. 1, no. 2, pp. 4-29, Apr. 1984.
- [19] H. Alrutz, "Implementation of a Multi-Pulse Coder on a Single Chip Floating Point Signal Processor," *Proc. IEEE Int. Conf. Acoust., Speech, Signal Processing*, pp. 2367-2370, Apr. 1986.

 著 者 紹 介



李 泰 珍 (正會員)
 1966年 7月 4日生. 1989年 2月
 연세대학교 전자공학과 졸업.
 1991年 2月 연세대학교 대학원
 전자공학과 석사학위 취득. 주관
 심분야는 디지털 신호처리 및 음
 성 코딩 등임.

車 日 煥 (正會員) 第26卷 第3號 參照
 현재 연세대학교 전자공학과
 교수

尹 大 熙 (正會員) 第26卷 第3號 參照
 현재 연세대학교 전자공학과
 부교수

金 源 麒 (正會員) 第27卷 第3號 參照
 현재 연세대학교 의과대학
 의용공학과 부교수