

## 적응적 멀티 레벨 코드 기반의 심전도 신호 압축

### ECG Signal Compression based on Adaptive Multi-level Code

김정준\*

Jungjoon Kim\*

\*경북대학교 전자공학부

† School of Electronics Engineering, Kyungpook National University

#### 요 약

심전도 신호는 P, Q, R, S, T파를 한 주기로 하여 반복되는 특징을 가지고 있으며 일반적으로 높은 표본화 주파수로 샘플링 된다. 이러한 심전도 신호의 주기적인 특징을 이용하여 진단에 중요한 정보의 손실을 최소화하면서 압축 효율을 극대화시키는 방법이 필요하다. 그러나 이러한 주기적인 특징은 심검자와 측정 시기에 따라 진폭과 주기가 일정하지가 않다. 또한 환자의 경우, 같은 시기에 측정하더라도 주기적 특징이 다르게 나타나는 구간이 존재한다. 본 논문에서는 적응적 멀티 레벨 코드를 이용하여 주도적인 신호 구간과 비주도적인 신호 구간의 심전도 신호를 적응적으로 코드화하는 방법을 제안한다. 제안하는 방식은 주도적인 신호 구간과 비주도적인 신호 구간에 따른 손실 대비 압축률을 차등 적용함으로써 반복적인 신호를 멀티 레벨 코드를 이용하여 압축의 효율성을 극대화하는 것이다. 이는 심전도 신호의 주기성을 이용하지 않은 기존의 압축 방식에 비해 장시간 측정 데이터의 압축률을 극대화시키고 비주도적인 신호를 코드화하여 무손실 압축을 함으로써 진단에 중요한 정보를 손실 없이 보존할 수 있는 장점이 있다. MIT-BIH 부정맥 데이터베이스에 있는 심전도 신호에 대한 실험을 통하여 압축의 효율성을 검증하였다.

**키워드** : 심전도 신호, 적응적 멀티 레벨 코드, 압축, 특징 추출, 주기 성분

#### Abstract

ECG signal has the feature that is repeated in a cycle of P, Q, R, S, and T waves and is sampled at a high sampling frequency in general. By using the feature of periodic ECG signals, maximizing compression efficiency while minimizing the loss of important information for diagnosis is required. However, the periodic characteristics of such amplitude and period is not constant by measuring time and patients. Even though measured at the same time, the patient's characteristics display different periodic intervals. In this paper, an adaptive multi-level coding is provided by coding adaptively the dominant and non-dominant signal interval of the ECG signal. The proposed method can maximize the compression efficiency by using a multi-level code that applies different compression ratios considering information loss associated with the dominant signal intervals and non-dominant signal intervals. For the case of long time measurement, this method has a merit of maximizing compression ratio compared with existing compression methods that do not use the periodicity of the ECG signal and for the lossless compression coding of non-dominant signal intervals, the method has an advantage that can be stored without loss of information. The effectiveness of the ECG signal compression is proved throughout the experiment on ECG signal of MIT-BIH arrhythmia database.

**Key Words** : ECG Signal, Adaptive Code Model, Compression, Feature Extraction, Periodic Feature

## 1. 서 론

접수일자: 2013년 8월 27일

심사(수정)일자: 2013년 10월 6일

게재확정일자 : 2013년 11월 21일

† Corresponding author

이 논문은 2012학년도 경북대학교 신입교수정착연구비에 의하여 연구되었음

This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

심전도(ECG: Electrocardiogram)는 심장에 의해 생성된 전기적 활동을 그래프로 표현한 것으로 다양한 심장 질환의 사전 진단과 예후 관측에 널리 이용되고 있다. 심전도 신호는 일반적으로 높은 표본화 주파수로 샘플링 된다. 심전도 신호를 정확하게 디지털 데이터화하기 위해서는 고성능 프로세서와 대용량의 저장 장치가 필요하다. 이러한 장치는 휴대용 심전도 장치를 개발하는데 있어서 소형경량화를 시키는데 어려움이 있다. 또한 장기적으로 환자의 심장 상태를 관리하기 위해서는 심전도 파형에 대한 효율적인 데이터 관리가 필요하다[1,2]. 심전도 신호를 효율적으로 저장, 처리 및 전송하기 위해서는 진단에 중요한 정보의 손실을 최소화하면서 압축 효율을 극대화시키는 방법이 필요하다.

손실 데이터 압축은 원 신호에 대한 왜곡이 발생하는데, 심전도 신호에서의 왜곡은 심검자의 건강 관측에 오류를 유

발시킬 수 있다. 따라서 심전도 신호 압축에서는 진단에 중요한 P, Q, R, S, T파 구간을의 값을 허용 오차 범위 내에서 유지하여야 한다.

지금까지 연구되고 있는 심전도 신호 압축 방식은 직접 압축 방식, 변환 압축 방식 등이 있다[3-5]. 또한 심전도 파형의 정확한 기술(Delineation)을 위하여 수치 미분, 패턴 인식, 수학적 모델 등에 기반을 둔 다양한 접근 방법이 제안되었다. 직접 압축 방식은 심전도 신호 데이터의 값을 시간 영역에서 해석하여 압축을 한다. 이 방법에는 Turning-Point, AZTEC, CORTES, FAN, DCPM, 곡률기반 압축, B-spline 기반 압축 등이 있다[6-11]. 변환 압축 방식은 스펙트럼 분석이나, 에너지 분포해석을 사용한다. 이 방법에는 Fourier 변환, Walsh 변환, Karhunen-Loeve 변환 기법이 있다[12]. 이러한 압축 기법은 심전도 파형의 모든 정점을 대상으로 압축을 수행함으로써 한 주기에서 최소 정점 선택이 필요하기 때문에 압축의 효율성을 증가 시키는데 한계가 있다. 또한 기존의 방식 중 비정상 신호만을 이용하여 압축을 하는 방식이 있으나 이는 정상 신호의 판독을 100% 하여야 하며 비정상 신호가 장시간에 걸쳐 존재할 경우 압축의 효율성이 저하되는 문제가 있다.

본 논문에서는 심전도 신호의 구성요소인 P, Q, R, S, T 파 구간을의 주기성을 활용하였다. 심전도 신호는 다양한 주기가 존재하므로 기준점을 이용한 구간정렬 방식을 제안하였다. 기준점은 한주기를 대표할 수 있는 신호인 전위가 높고 곡률의 절댓값이 큰 정점을 선택하였다. 선택한 정점을 기준으로 주기성을 고려하여 코드화한다. 이때 코드 레벨에 따라 압축 대비 손실 강도를 조절하여 주도적인 신호 구간과 비주도적인 신호 구간을 구분하여 압축하였다. 제안하는 방식은 신호의 정상, 비정상 판독 과정 없이 손실 대비 압축의 효율성을 증가시키는 장점이 있다. 이는 심전도 신호의 주기성을 이용하지 않은 기존의 압축 방식에 비해 장시간 측정 데이터의 압축률을 극대화 시키고 비주도적인 신호를 코드화하여 무손실 압축을 함으로써 진단에 중요한 정보를 손실 없이 보존할 수 있는 장점이 있다. 제안한 방식의 성능을 검증하기 위하여 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스에 대한 실험을 수행하였다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서 심전도 신호의 특징을 기술한다. 3장에서는 제안한 방법인 적응적 멀티 레벨 코드 기반 압축 방법을 기술하고 4장에서는 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스에 있는 심전도 신호에 대한 실험을 통하여 제안한 방법의 타당성을 검증하였다. 그리고 마지막 5장을 통해 본 논문의 결론을 맺는다.

## 2. 심전도 신호의 특징

### 2.1 심전도 신호

심전도란 심방과 심실의 탈분극과 재분극에 의해 발생된 전기적 활동을 그래프로 나타낸 기록이며, 이 전기적 활동은 피부에 전극을 부착함으로써 획득된다. 구체적으로는 심방과 심실의 탈분극과 재분극에 의해 발생한 전류가 전극에 의해 측정된 후에 증폭되고 표시됨으로써 심전도 기록지에 파형과 군으로 기록된다. 이 때 심방의 탈분극은 P파로 기록되고, 심실의 탈분극은 Q, R, S파, 즉 QRS군으로 기록된다. 또한 심방의 재분극은 심방 T파로 기록되고, 심실의 재분극은 심실 T파로 기록된다.

심방 재분극은 정상적으로 심실 탈분극 동안에 발생하기 때문에 심방 T파는 QRS군에 묻혀서 나타나지 않는다. 정상 심장주기 내에서 P파가 처음에 발생하고, 이어서 QRS군과 T파가 나타난다. 또한 각 파와 군 사이의 심전도 부분을 분절과 간격이라 부르며, 이는 TP분절, PR간격, ST분절, RR간격으로 구분되어 진다.

심장의 전기적 활동이 아닌 다른 근원에 의해 발생하여 심전도의 그래프를 교란시키거나 왜곡시키는 방해파를 전류방해라 부른다. 이러한 방해파의 종류는 60Hz 전력선 잡음, 호흡에 의한 기저선 변동 잡음, 주변장치들의 영향이나 환자의 움직임에 의해 발생하는 근잡음 등이 있다. 심전도 정보를 정확히 검출하기 위해서는 위와 같은 방해파를 제거하는 전처리 과정이 필요하다[13].

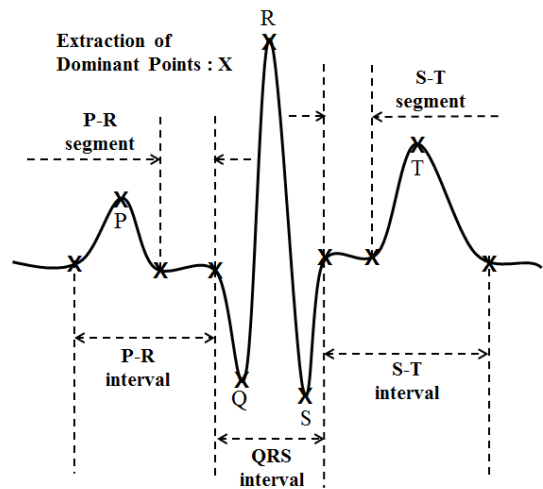


그림 1. 일반적인 심전도 신호의 간격 및 분절  
Fig. 1. Typical ECG signal interval and segment

### 2.2 심전도 신호의 주기성

그림 1과 같이 PQRST군을 이루는 심전도 신호를 심장의 주기가 하고 일반적으로 그림 2와 같이 주기적으로 반복된 신호의 형태를 가진다.

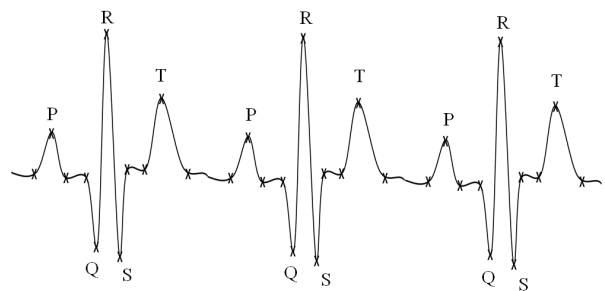


그림 2. 주기적인 심전도 신호  
Fig. 2. Periodic ECG signal

이러한 반복적인 특성을 가지는 신호에 대하여 코드화하면 압축 효율이 높아진다. 그러나 그림 3과 같이 심전도 신호가 비주기적 특성도 가지고 있으므로 이러한 비주기적 신호에 대하여 적응적으로 코드화하면 압축의 효율성을 높일 수 있다.

### 2.3 심전도 신호의 비주기적 특성

심전도 신호는 각 주기별로 유사한 형태를 지니고 있다. 그러나 그림 3과 같이 진폭이 다른 경우, 신호의 간격이 다른 경우 또는 이 두 형태가 복합적으로 이루어진 경우 등이 대부분의 심전도 신호 형태이다.

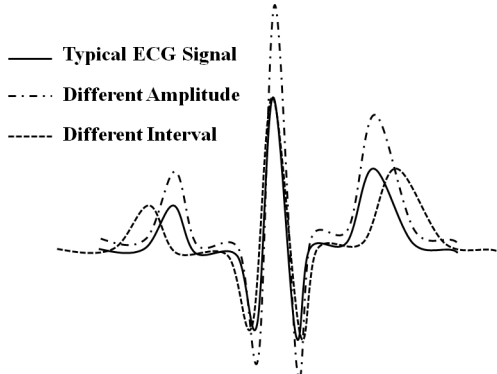


그림 3. 다른 진폭과 간격의 심전도 신호  
Fig. 3. ECG signals of different amplitude and interval

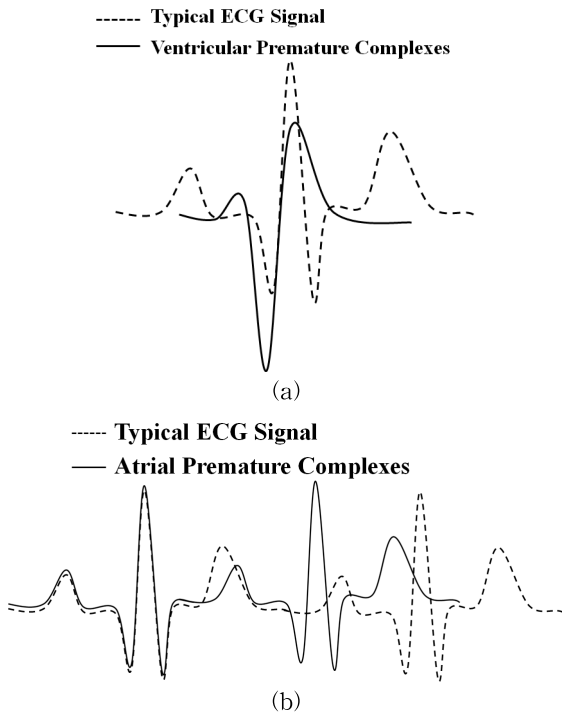


그림 4. 환자의 심전도 신호: (a) 심실 조기 수축 (b) 심방 조기 수축  
Fig. 4. ECG signal of patient: (a) Ventricular premature complexes (b) Atrial premature complexes

또한 환자의 심전도 신호는 그림 3과 같이 정상적인 신호와 다른 형태이므로 정상적인 신호로는 표현이 불가능하다. 그림 4는 부정맥 증상이 있는 환자의 신호이며 그림 4(a)는 심실 조기 수축(Ventricular premature complexes), 그림 4(b)는 심방 조기 수축(Atrial premature complexes) 신호이다.

### 3. 적응적 멀티 레벨 코드 기반 압축

심전도 신호는 주기적인 특징은 있지만 정확히 일치하지는 않는다. 심전도 신호의 주기적인 특징을 이용하기 위해서는 신호의 구간을 명확히 구분하는 것이 가장 중요하다. 따라서 본 연구에서는 심전도 신호에서의 진위가 높고 곡률의 절댓값이 큰 정점을 선택하여 그 점을 기준으로 신호를 코드화하였다. 이때 코드 레벨에 따라 압축 대비 손실 강도를 조절하여 주도적인 신호 구간과 비주도적인 신호 구간을 구분하여 압축한다.

그림 5는 본 논문에서 제안하는 적응적 멀티 레벨 코드 기반 압축의 흐름을 나타낸 것이다.

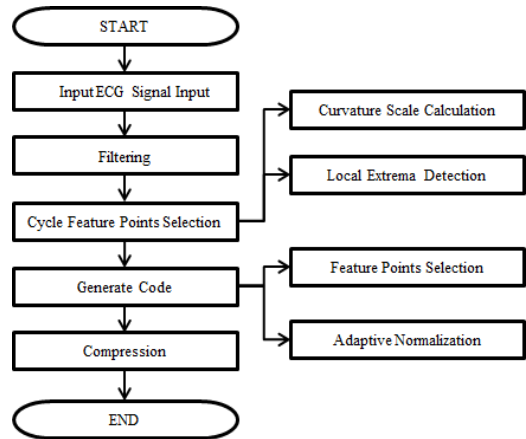


그림 5. 적응적 멀티 레벨 코드 기반 압축  
Fig. 5. Compression based on adaptive multi-level code

#### 3.1 심전도 신호의 전처리

입력 신호는 시간을 나타내는 매개 변수  $x$ 와 진위를 나타내는  $y$ 에 의해  $f(x,y)$ 와 같이 표현할 수 있다. 여기서 특정 위치에서의  $x$ 는 샘플링 인덱스를 나타내며  $y$ 는 그 위치에서의 진위 값을 나타낸다. 심전도 신호는 잡음 신호로 인하여 원 신호의 왜곡이 있으므로 잡음 제거를 위한 전처리 과정이 필요하다. 전처리 과정으로는 심전도 신호가 분포하는 주파수 대역의 버터워스 대역통과 필터를 사용한다[9]. 버터워스 필터 함수를  $h(x,y)$ 라 하면 잡음이 제거된 신호( $g(x,y)$ )는 식 (1)과 같이 표현할 수 있다.

$$g(x,y) = f(x,y) \otimes h(x,y) \quad (1)$$

여기에서  $\otimes$ 는 컨볼루션 연산을 나타내며 입력 신호  $f(x,y)$ , 필터 신호  $h(x,y)$ , 잡음이 제거된 신호( $g(x,y)$ )를 각각 주파수 영역에서  $F(u,v)$ ,  $H(u,v)$ ,  $G(u,v)$ 라 하면 식 (2)와 같은 특성을 가진다.

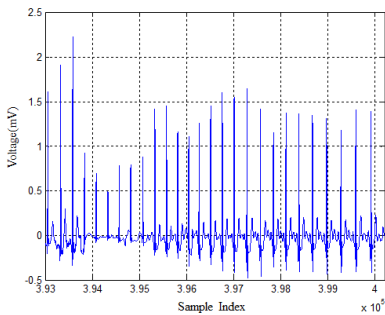
$$\begin{aligned} f(x,y) \otimes h(x,y) &< = > F(u,v)H(u,v) \\ F(u,v) \otimes H(u,v) &< = > f(x,y)h(x,y) \end{aligned} \quad (2)$$

#### 3.2 주기분할

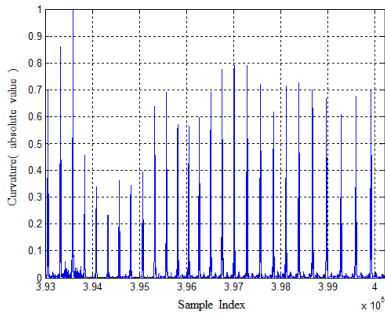
잡음이 제거된 신호를 이용하여 주기 분할을 위한 정점을 선택한다. 이 정점은 곡률의 절댓값이 크며 진위가 높은

값을 가지며 정점을 선택하는 과정은 아래와 같이 5단계로 나누어 볼 수 있다.

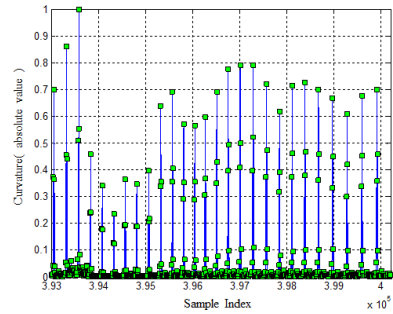
- 단계1 : 잡음이 제거된 신호에서의 곡선의 휨 정도를 나타내는 곡률 값을 구한다.
- 단계2 : 곡률의 극값(Local maximum)을 선택한다.
- 단계3 : 심전도 신호에서의 한주기를 대표할 수 있는 신호인 곡률의 최댓값에서 30%에 해당되는 곡률의 극값을 찾는다.
- 단계4 : 단계3에서 선택된 정점의 간격이 코드길이 보다 긴 경우, 정점 사이의 극값 중 전위가 최대인 정점을 추가 선택한다. 극값이 없을 경우는 구간의 중점을 선택한다. 이때 코드길이는 한주기를 나타내는 신호의 샘플링 인덱스의 크기를 나타내며, 심전도 신호의 샘플링 주파수에 따라 정해진다. 예를 들어 360Hz로 샘플링된 심전도 신호가 있다면 선택된 정점에서 좌측으로 샘플링 주파수의 45%인 162개의 샘플을 선택하고 우측으로는 샘플링 주파수의 55%인 198개의 샘플을 선택한다. 이는 좌측으로는 P파, 우측으로는 T파를 포함할 수 있는 구간에 해당된다. 따라서 예시의 코드길이는 선택된 정점 1개, 좌측 샘플 162개, 우측 샘플 198개로 총 361개가 된다.
- 단계5 : 단계4를 반복하여 선택된 정점의 간격이 코드길이 보다 작을 때까지 추가 정점을 선택한다. 정점 사이의 간격이 코드길이 보다 길 경우 데이터의 손실되는 구간이 형성되기 때문이다.



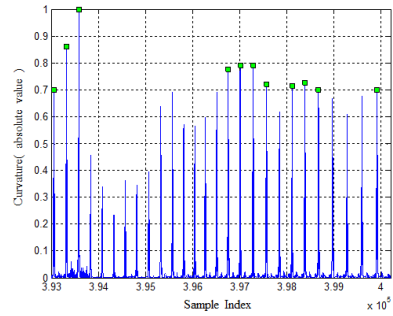
(a)



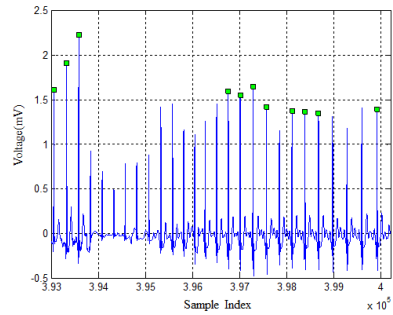
(b)



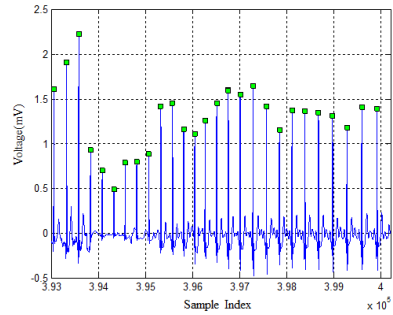
(c)



(d)



(e)



(f)

그림 6. 주기 분할을 위한 특징 추출  
Fig. 6. Feature extraction for cycle division

잡음이 제거된 신호( $g(t) = (x(t), y(t))$ )의 곡률( $c(t)$ )은 식 (3)과 같다. 여기서  $x(t)'$ ,  $x(t)''$ 는 각각  $x$ 축을 1차, 2차 미분한 것이며,  $y(t)'$ ,  $y(t)''$ 는 각각  $y$ 축을 1차, 2차 미분한 것이다.

$$c(t) = \frac{((x(t)')(y(t)'')) - (x(t)''(y(t)'))}{((x(t)')^2 + (y(t)')^2)^{\frac{3}{2}}} \quad (3)$$

그림 6(a)는 원신호의 노이즈를 제거한 신호( $g(t)$ )이다. 그림 6(b)는 그림 6(a)의 신호에서 각 정점의 곡률 값의 절댓값을 나타내고, 그림 6(c)는 곡값을 이용하여 추출된 정점을 보여준다. 그림 6(d)는 선택된 정점들 중 심전도 신호에서의 한주기를 대표할 수 있는 신호를 선택한 것이다. 이러한 정점만으로 심전도 파형의 주기를 분할하면 동일한 길이의 코드를 생성하기가 어려우므로 정점사이의 간격이 코드 길이 보다 긴 구간은 추가 정점 선택을 한다. 그림 6(e)는 선택한 정점을 입력신호의 노이즈를 제거한 신호에 표기한 것이다. 그림 6(f)는 단계4, 5를 이용하여 추가 선택한 정점을 나타낸다.

### 3.3 특징추출 및 코드화

3.2절에서 선택된 정점을 기반으로 주기를 분할하고 분할된 신호를 이용하여 압축을 위한 코드를 생성한다.

코드생성 단계는 아래와 같이 6단계로 나누어진다.

- 단계1 : 곡률 기반으로 선택된 정점을 기준으로 좌우 데이터를 생성하여 분할한다.
- 단계2 : 생성된 데이터를 이용하여 코드 구간의 2차 분할을 위한 특징 점을 선택한다.
- 단계3 : 선택된 특징 점을 기준으로 각 신호를 정규화한다.
- 단계4 : 정규화된 신호들의 중간 값을 선택하여 PRD가 가장 작은 신호를 코드로 생성한다.
- 단계5 : 생성된 코드를 이용하여 복원 오차가 허용치 이내의 신호를 제외한다.
- 단계6 : 단계5를 통해 남은 신호를 이용하여 단계3~5를 반복하여 코드를 생성한다.

그림 7(a)는 곡률 기반으로 선택된 정점을 기준으로 좌우 데이터를 생성하여 분할한 신호이며 그림 7(b)는 그림 7(a)의 신호에서 2차 분할을 위한 특징 점을 선택한 것이다. 2차 분할을 하지 않고 코드를 생성할 경우 코드와 유사한 신호라 하더라도 복원오차가 허용치를 초과하는 데이터가 많이 발생하므로 복원오차 대비 압축률을 극대화하기 위하여 필수적이라 할 수 있다. 그림 7(c)는 2차 분할된 특징 점을 기준으로 첫 번째 구간을 정규화한 것이다.

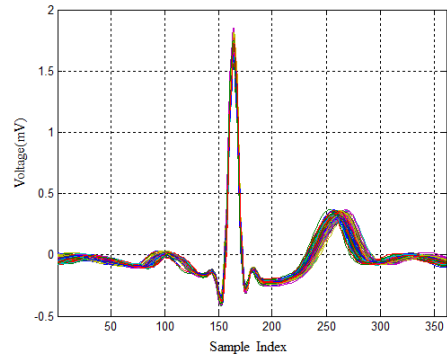
신호의 압축 정도와 복원 오차를 표현하기 위해 CR (Compressed Rate)과 PRD(%) (Percent of Root mean square Difference)가 사용된다. CR은 잡음을 제거한 신호의 데이터 비트를 압축 신호의 데이터 비트로 나눈 값을 나타낸다. 여기서  $L_g(t)$ 는 전처리 신호의 데이터 비트이며  $L_o(t)$ 은 압축 신호의 데이터 비트를 나타낸다.

$$CR = \frac{L_g(t)}{L_o(t)} \quad (4)$$

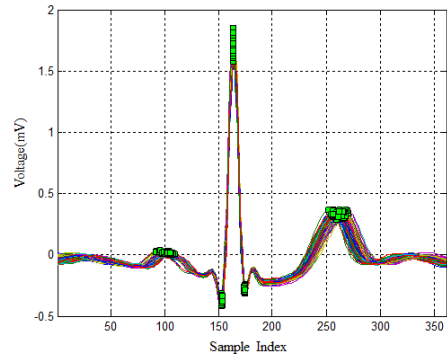
PRD는 전처리 신호( $g(t)$ )와 압축한 데이터를 이용하여 복원한 신호( $o(t)$ )의 차에 대한 평균 평방근 값으로 나타낸 복원 오차로서 식 (5)와 같이 표현 할 수 있다.

$$PRD(\%) = \sqrt{\frac{\sum_{t_1}^{t_{max}} \{g(v(t)) - o(v(t))\}^2}{\sum_{t_1}^{t_{max}} \{g(v(t))\}^2}} * 100 \quad (5)$$

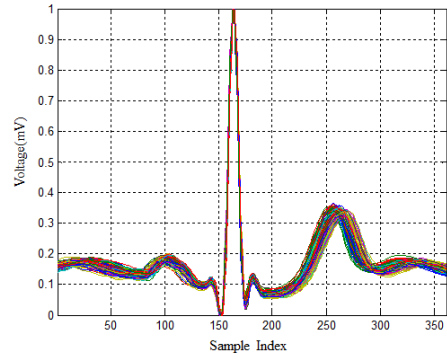
그림 7은 적응적 코드 레벨 생성을 나타낸 것이다. 그림 7과 같이 유사 파형이 다수일 경우 주도적인 파형이라고 하고 그 이외의 경우를 비주도적 파형이라고 한다. 이때 주도적인 파형의 생성 코드에 해당되는 특징 점들을 이용하여 정규화 함으로써 적응적으로 압축률 대비 복원오차를 조정 할 수가 있다.



(a)



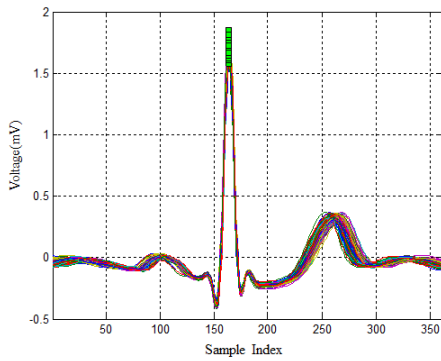
(b)



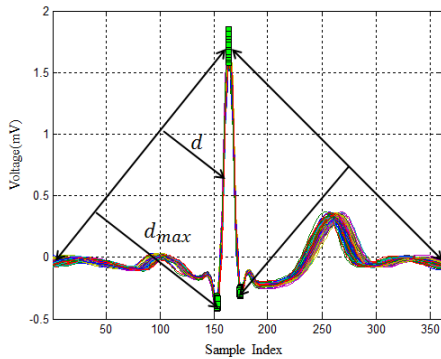
(c)

그림 7. 적응적 코드 레벨의 생성  
Fig. 7. Generation of adaptive code level

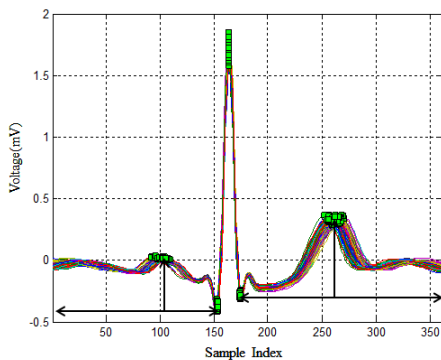
그림 8은 코드생성 단계 중 2단계인 2차 분할을 위한 특징 점 추출을 나타낸 것이다. 그림 8(a)는 1차 분할된 신호의 기준점이며 그림 8(b)는 1차 분할에서 선택된 정점을 기준으로 신호의 시작과 끝점에서 연결하는 직선과의 거리가 가장 먼( $d_{max}$ ) 정점을 선택한다. 이는 Q파와 S파에 해당될 가능성이 높으며 구간을 나누어 적응적으로 정규화하는 중요한 정점이 된다.



(a)



(b)



(c)

그림 8. 2차 분할을 위한 특징 점 추출  
Fig. 8. Feature extraction for the second split

1차 분할에서 선택된 정점의 좌측에 선택되는 정점까지의 구간을 첫 번째 구간이라고 하고 1차 분할에서 선택된 정점의 우측에 선택되는 정점까지의 구간을 두 번째 구간이

라고 한다.

그림 8(b)에서 1차 분할에서 선택된 정점  $g(t_a)$ 와 신호의 시작점  $g(t_s)$ 을 잇는 직선과 정점  $g(t_c)$ 까지의 거리를  $d$ 라고 하면 두 정점  $g(t_a), g(t_s)$  사이의 가로 축은 다음과 같이 표현될 수 있다.

$$T = \{t_1, t_2, \dots, t_c, \dots, t_N\} \quad (6)$$

여기에서  $t_x$ 는 시간 축을 나타내고, 정점  $g(t_a), g(t_s)$  사이의 정점 수는  $N$ 개 이다. 시간에 따른 특징 점의 전위 값은 다음과 같이 표현된다.

$$V = \{g(t_1), g(t_2), \dots, g(t_c), \dots, g(t_N)\} \quad (7)$$

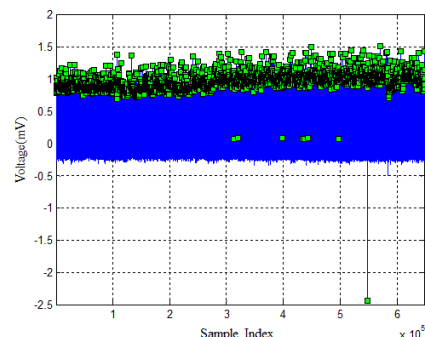
여기에서  $g(t_y)$ 는  $y$ 번째 특징 점의 전위 값을 나타낸다. 두 정점  $g(t_a), g(t_s)$  사이의 특징 점  $g(t_c)$ 로부터 근사 직선까지의 거리  $d$ 는 식 (8)과 같다.

$$d = \frac{|(t_a g(t_c) + t_c g(t_s) + t_s g(t_a)) - (t_c g(t_a) + t_s g(t_c) + t_a g(t_s))|}{\sqrt{(t_s - t_a)^2 + (g(t_s) - g(t_a))^2}} \quad (8)$$

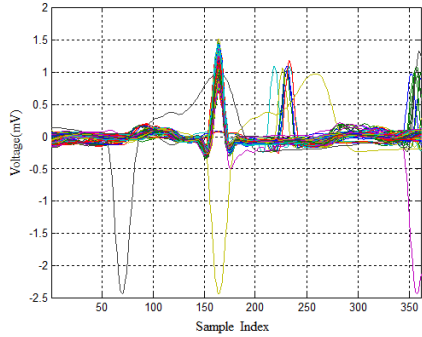
그림 8(c)는 첫 번째 구간의 선택된 정점과 시작점 사이에서 가장 높은 전위 값에 해당되는 정점을 선택한다. 같은 방법으로 두 번째 구간의 선택된 정점과 끝점 사이에서 가장 높은 전위 값에 해당되는 정점을 선택한다.

#### 4. 실험 및 고찰

본 논문에서는 제안한 방법의 효용성을 검증하기 위하여 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스를 사용하여 실험하였다. MIT-BIH 부정맥 데이터베이스는 심전도 신호처리에 있어서 널리 이용되고 있는 임상데이터로서, 샘플링 주파수는 360Hz이며, 각 심검자로부터 약 30분(약 1800초) 동안 측정된 것이다. 실험용 PC는 Intel Xeon CPU와 12GByte RAM을 사용하였으며 MATLAB R2010a를 사용하였다. 또한 시간은 0.0028초를 주기로 표본화하여 나타내었으며, 그래프는 샘플링 인덱스 값으로 표현하였다. 심전도 신호의 잡음 제거를 위한 전처리는 심장 질환 진단에 있어서 중요한 요소를 가지고 있는 주파수 대역인 1Hz ~ 25Hz의 버틀러스 필터를 사용하였다.



(a)

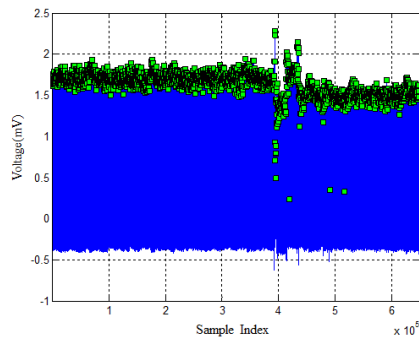


(b)

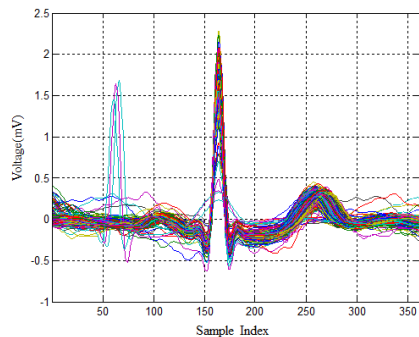
그림 9. MIT-BIH 부정맥 데이터베이스 레코드 100 MLII 신호의 주기 분할

Fig. 9. Cycle division of MIT-BIH arrhythmia database record 100 MLII signal

그림 9는 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스 레코드 100 MLII 신호의 360 샘플링 데이터를 사용하여 실험한 것이다. 그림 9(a)는 레코드 100 MLII 첫 번째 샘플링 인덱스부터 30분(총 648001 샘플링 인덱스) 신호의 주기분할을 위한 정점을 추출한 그래프이다. 그림 9(b)는 총 648001 샘플링 인덱스를 코드길이인 361 샘플링 인덱스를 가지는 2275개의 주기 신호로 분할한 것을 나타낸다.



(a)



(b)

그림 10. MIT-BIH 부정맥 데이터베이스 레코드 103 MLII 신호의 주기 분할

Fig. 10. Cycle division of MIT-BIH arrhythmia database record 103 MLII signal

그림 10은 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스 레코드 103 MLII 신호의 360 샘플링 데이터를 사용하여 실험한 것이다. 그림 10(a)는 레코드 103 MLII 첫 번째 샘플링 인덱스부터 30분(총 648001 샘플링 인덱스) 신호의 주기분할을 위한 정점을 추출한 그래프이다. 그림 10(b)는 총 648001 샘플링 인덱스를 코드길이인 361 샘플링 인덱스를 가지는 2084개의 주기 신호로 분할한 것을 나타낸다.

표 1. 데이터 측정시간에 따른 압축 효율 비교  
Table 1. Comparison of compression efficiency according to data measuring time

MIT-BIH 부정맥 데이터베이스 레코드 100 MLII		
측정시간(초)	총 코드 수	압축효율 (측정시간/총 코드 수)
600	181	3.3149
900	238	3.7815
1200	273	4.3956
1800	319	5.6426
MIT-BIH 부정맥 데이터베이스 레코드 103 MLII		
측정시간(초)	총 코드 수	(측정시간/총 코드 수)
600	34	17.6471
900	39	23.0769
1200	83	14.4578
1800	142	12.6751

표 1은 데이터 측정시간에 따른 압축 효율을 나타낸 것이다. 위에 생성된 코드는 코드에 따른 복원오차 즉 PRD가 9% 이내일 때 형성된 것이다. 식 (5)와 같이 신호 전체구간의 복원오차를 구하면 특정구간이 오차가 클 경우 전체구간에서는 PRD가 작게 나오는 오류를 줄일 수 있으며, 특히 비주도적인 코드는 PRD가 0% 임으로 진단에 중요한 정보를 손실 없이 보존할 수가 있다. 심전도 신호의 측정시간은 10분, 15분, 20분, 30분 간격으로 실험하였으며 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스 레코드 100 MLII 신호의 경우 측정시간이 길어질수록 압축의 효율이 증가되는 것을 확인할 수 있다. 그러나 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스 레코드 103 MLII 신호는 15분에서 30분 사이에 압축 효율이 하락되는 것을 볼 수 있는데 그림 10(a)의 360000~648000 샘플 데이터에서와 같이 비주도적인 신호가 증가함으로써 압축의 효율은 저하되지만 비주도적인 신호를 코드화하여 무손실 압축을 함으로써 진단에 중요한 정보를 손실 없이 보존할 수가 있다. 여기서 일반적인 압축 방법의 압축률은 식 (4)와 같이 표현 할 수 있고, 이는 신호의 측정시간에 상관없이 유사하게 압축률이 나오는 반면 제안한 알고리즘은 측정시간이 길수록 압축률이 증가 된다. 따라서 표 1에서는 측정시간에 따른 압축률을 표현하기 위하여 압축 효율로 계산하였다. 압축 효율은 측정시간 대비 코드생성 숫자를 나타낸 것이며 주도적인 신호가 많고 측정 신호가 길수록 압축률이 증가함을 알 수 있다.

실험결과 제안한 방식은 심전도 신호의 주기성을 이용하지 않은 기존의 압축 방식에 비해 장시간 측정 데이터의 압축률을 극대화 시키고 진단에 중요한 정보를 보존할 수 있는 장점이 있다. 따라서 제안한 알고리즘이 장기적으로 환자의 건강 상태를 관리하기 위한 심전도 데이터 압축 방

법으로 적합하다는 것을 알 수 있다.

### 5. 결론

심전도 신호는 P, Q, R, S, T파를 한 주기로 하여 반복되는 특징을 가지고 있으며 일반적으로 높은 표본화 주파수로 샘플링 된다. 본 논문에서는 이러한 심전도 신호의 주기적인 특징을 기반으로 적응적 멀티 레벨 코드를 이용하여 주도적인 신호 구간과 비주도적인 신호 구간의 심전도 신호를 적응적으로 코드화하여 진단에 중요한 정보의 손실을 최소화하면서 압축 효율을 극대화 시키는 방법을 제안하였다. 제안한 방식은 심전도 신호의 P, Q, R, S, T파를 한 주기로 하여 반복되는 특징을 이용하여 주기를 분할하였다. 분할된 신호를 기반으로 복원오차 대비 압축의 효율성을 증대시키기 위하여 2차분할 및 정규화를 통한 코드를 생성하여 압축하였다. MIT-BIH 부정맥 데이터베이스에 있는 심전도 신호에 대한 실험을 통하여 제안한 방식의 복원오차 대비 압축 효율성이 우수함을 확인하였다. 또한 장시간 측정된 데이터 일수록 압축의 효율성이 극대화됨으로써 심전도 신호의 장시간 측정데이터 저장 시스템 개발에 유용하게 활용될 것으로 기대된다.

### References

[1] F. Enseleit and F. Duru, "Long-term continuous external electrocardiographic recording: A review," *Europace*, vol. 8, no. 4, pp. 255-266, 2006.

[2] B. J. Schijvennaars, G. Van Herpen, and J. A. Kors, "Intraindividual variability in electrocardiograms," *Journal of Electrocardiology*, vol. 41, no. 3, pp. 190-196, 2008.

[3] H. J. Kim, R. F. Yazicioglu, P. Merken, C. Van Hoof, and H. J. Yoo, "ECG signal compression and classification algorithm with quad level vector for ECG holter system," *IEEE Trans. Information Technology in Biomedicine*, vol. 14, no. 1, pp. 93-100, 2010.

[4] F. Jager, I. Koren, and L. Gyergyek, "Multiresolutional representation and analysis of ECG waveforms," *Proceedings of Computers in Cardiology*, pp. 547-550, 1990.

[5] J. Abenstein and W. Tompkins, "A new data-reduction algorithm for real-time ECG analysis," *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, vol. BME-29, no. 1, pp. 43-48, 1982.

[6] M. Benmalek and A. Charef, "Digital fractional order operators for R-wave detection in electrocardiogram signal," *IET Signal Processing*, vol. 3, no. 5, pp. 381-391, 2009.

[7] Q. Zhang, A. I. Manriquez, C. Medigue, Y. Papelier, and M. Sorine, "An algorithm for robust and efficient location of T-wave ends in electrocardiogram," *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, vol. 53, no. 12, pp. 2544-2552, 2006.

[8] J. P. Martinez, R. Almeida, S. Olmos, A. P. Rocha, and P. Laguna, "A wavelet-based ECG delineator: Evaluation on standard databases," *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, vol. 51, no. 4, pp. 570-581, 2004.

[9] T. H. Kim, S. W. Kim, C. Ryu, B. J. Yun, J. H. Kim, B. J. Choi, K. H. Park, "ECG signal compression using feature points based on curvature," *Journal of The Korean Institute of Intelligent Systems*, vol. 20, no. 5, pp. 624-630, 2010.

[10] C. Ryu, T. H. Kim, B. G. Lee, B. J. Choi, K. H. Park, "ECG signal compression based on B-spline approximation," *Journal of The Korean Institute of Intelligent Systems*, vol. 21, no. 5, pp. 653-659, 2011.

[11] C. Ryu, T. H. Kim, J. Kim, B. J. Choi, K. H. Park, "Electrocardiogram signal compression with reconstruction via radial basis function interpolation based on the vertex," *International Journal of Fuzzy Logic and Intelligent Systems*, vol. 13, no. 1, pp. 31-38, March 2013.

[12] S. Jalaeddine, C. Hutchens R., Stattan. and W. Coberly, "ECG data compression techniques-A unified approach," *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, vol. 37, pp. 329-343, 1990.

[13] S. W. Kim, S. Y. Kim, T. H. Kim, B. J. Choi, K. H. Park, "Minimizing algorithm of baseline wander for ECG signal using Morphology-pair," *Journal of The Korean Institute of Intelligent Systems*, vol. 20, no. 4, pp. 574-579, 2010.

### 저 자 소 개



#### 김정준(Jungjoon Kim)

1981년 : 경북대학교 전자공학과 공학사  
 1983년 : 한국과학기술원 전자공학 공학석사  
 1997년 : 루이지애나주립대, 미국 공학박사  
 1984년~2011년 : (주)케이티  
 2012년~현재: 경북대학교 전자공학부 교수

관심분야 : 신호처리, 임베디드 디바이스, IT Convergence  
 Phone : +82-053-950-5524  
 E-mail : jungkim7@ee.knu.ac.kr