한국지능시스템학회 논문지 2010, Vol. 20, No. 5, pp. 624-630

곡률을 이용한 특징점 기반 심전도 신호 압축

ECG Signal Compression using Feature Points based on Curvature

김태훈* · 김성완** · 류춘하* · 윤병주* · 김정홍*** · 최병재**** · 박길흠*

Tae-Hun Kim, Sung-Wan Kim, Chun-Ha Ryu, Byoung-Ju Yun,
Jeong-Hong Kim, Byung-Jae Choi and Kil-Houm Park

* 경북대학교 IT대학 전자공학부

** 수원과학대학 컴퓨터정보과

*** 경북대학교 이공대학 컴퓨터정보학부

**** 대구대학교 전자공학부

요 약

심전도 신호는 일반적으로 200Hz 이상의 주파수로 표본화 되므로 효율적인 저장 및 전송을 위해서는 진단에 중요한 정보를 손실 없이 압축하는 방법이 필요하다. 본 논문에서는 곡률을 이용하여 진단에 중요한 정보인 특징점에 기반한 심전도 신호 압축 방법을 제안한다. 제안한 방식은 심전도 신호의 중요 구성요소인 P, Q, R, S, T파의 특징점이 다른 정점에 비해 곡률 값이 크므로 곡률의 국부적 극값을 이용하여 정점을 추출하였다. 또한 신호의 복원 오차를 최소화하기 위하여 순환적 정점 선택 방법에 따른 정점을 특징점으로 추가한다. MIT-BIH 부정맥 데이터베이스에 있는 심전도 신호에 대한 실험을 통하여 선택한 정점들이 심전도 신호의 특징점을 모두 포함하고 있으며, 압축의 효율성도 AZTEC 방식 보다 높다는 것을 확인하였다.

키워드 : 심전도 신호, 곡률 정보, 정점 선택, 특징점 추출

Abstract

As electrocardiogram(ECG) signals are generally sampled with a frequency of over 200Hz, a method to compress diagnostic information without losing data is required to store and transmit them efficiently. In this paper, an ECG signal compression method, which uses feature points based on curvature, is proposed. The feature points of P, Q, R, S, T waves, which are critical components of the ECG signal, have large curvature values compared to other vertexes. Thus, these vertexes are extracted with the proposed method, which uses local extremum of curvatures. Furthermore, in order to minimize reconstruction errors of the ECG signal, extra vertexes are added according to the iterative vertex selection method. Through the experimental results on the ECG signals from MIT-BIH Arrhythmia database, it is concluded that the vertexes selected by the proposed method preserve all feature points of the ECG signals. In addition, they are more efficient than the AZTEC(Amplitude Zone Time Epoch Coding) method.

Key Words : ECG Signal, Curvature Information, Vertex Selection, Dominant Points Extraction

1. 서 론

심전도는 심장에 의해 생성된 전기적 활동을 그래프로 표현한 것으로 다양한 심장 질환의 사전 진단과 예후 관측에 널리 이용되고 있다. 심전도 신호는 일반적으로 200Hz 이상의 높은 표본화 주파수로 기록되므로 짧은 측정 시간에도 매우 많은 양의 데이터를 생성하게 된다. 심전도 파형을 정확하게 디지털 데이터화 하기위해서는 고성능 프로세서와 대용량의 저장 장치가 필요하다. 이러한 장치는 휴대용 심전도 장치를 개발하는데 있어 소형경량화를 시키는데 어려움이 있다. 또한 장기적으로 환자의 심장 상태를 관리하기 위해서는 심전도 파형에 대한 효율적인 데이터 관리가 필요하다[1,2].

이러한 심전도 신호를 효율적으로 저장, 처리 및 전송하기 위해서는 진단에 중요한 정보를 손실 없이 압축할 필요성이 있다. 손실 데이터 압축은 원 신호에 대한 왜곡이 발생하는데, 심전도 신호에서의 왜곡은 심검자의 건강 판독에 오류를 유발시킬 수 있다. 따라서 심전도 신호 압축에서는 진단에 주요한 특징점의 값을 허용 오차 범위 내에서 유지하여야한다.

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 기반한 다양한 접근 방법이 제안되었

접수일자 : 2010년 7월 17일
완료일자 : 2010년 9월 27일
* 본 과제(결과물)는 교육과학기술부의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 광역경제권 선도산업 인재양성사업의 연구결과입니다.

다[6-8]. 직접 압축 방식은 심전도 신호 데이터의 값을 직접 사용하여 중복성을 검출하여 제거한다. 이 방법에는 Turning-Point, AZTEC, CORTES, FAN, DCPM 등이 있다. 변환 압축 방식은 중복성을 검출하기 위해 스팩트럼 분석이나, 에너지 분포해석을 사용한다. 이 방법에는 Fourier 변환, Walsh 변환, Karhunen-Loeve 변환 기법이 있다. 이러한 압축 기법은 심전도 파형의 모든 정점을 대상으로 압축을 수행함으로 인해 심전도 신호의 중요 구성요소인 P, Q, R, S, T파의 특징점에 대한 왜곡이 발생할 수 있다[9].

본 논문에서는 심전도 신호의 구성요소인 P, Q, R, S, T파의 곡률 값이 다른 정점에 비해 큰 값을 가지므로 곡률의 국부적 극값을 이용하여 정점을 추출하였다. 복원 신호와 원신호의 오차를 줄이기 위해 순환적 정점 선택 기법을 적용하여 추가 정점을 추출하였다[10]. 제안한 방식의 성능을 검증하기 위하여 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스에 대한 실험을 수행하였다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서 제안한 방법인 곡률을 이용한 심전도 신호 압축 방법을 기술한다. 3장에서는 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스에 있는 심전도 신호에 대한 실험을 통하여 제안한 방법의 타당성을 검증하였다. 그리고 마지막 4장을 통해 본 논문의 결론을 맺는다.

2. 곡률을 이용한 심전도 신호 압축

심전도 신호는 등전위선 상에 P파, QRS군, T파의 주기적인 반복 곡선으로 생성된다. 실시간으로 입력되는 심전도 신호에는 60Hz 전력선 잡음, 호흡에 의한 기저선 변동 잡음, 주변장치들의 영향이나 환자의 움직임에 의해 발생되는 근잡음 등이 존재하므로 손실 심전도 정보를 정확히 검출하기 위해서는 전처리 과정이 필요하다. 일반적인 심전도 신호는 그림 1과 같이 P파, QRS군, T파의 연속적 형태로 구성되어 있으며 P, Q, R, S, T파 및 그 시작과 끝점은 심장질환 진단에 매우 중요한 요소가 된다.

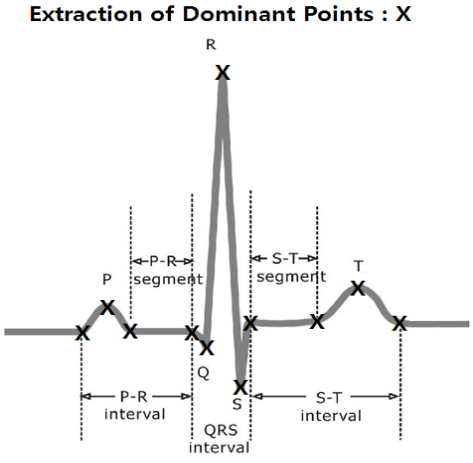


그림 1. 일반적인 심전도 신호
Fig. 1. Typical ECG signal.

이러한 심전도 신호의 특징점의 곡률 값은 그림 1과 같이 다른 정점에 비해 큰 값을 가진다. 심전도 신호 압축시 모든 정점의 곡률 값의 크기를 구하고, 임계값 비교를 통하여 큰 곡률 값을 갖는 정점을 선택한다면 진단 정보의 중요한 특징점에 대한 손실을 줄일 수 있게 될 것이다. 이러한 정점만으로 심전도 신호를 압축하면 원 신호와의 오차가 커지므로 이를 최소화 하기 위해 정점 사이 추가 정점의 선택이 필요하다. 그림 2는 본 연구에서 구현한 압축 알고리즘의 전반적인 흐름도를 나타내었다.

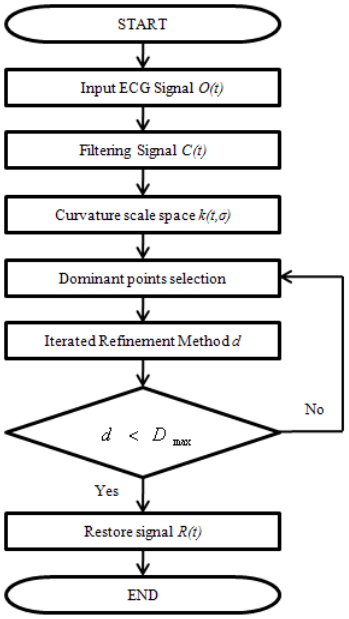


그림 2. 제안한 곡률 기반 정점 선택 기법의 알고리즘 흐름도
Fig. 2. The algorithm flowchart for the proposed curvature based vertex selection.

(1) 곡률 기반 정점 선택

심전도 신호의 중요 구성요소인 P, Q, R, S, T파의 특징점을 추출하기위해 각 정점에서의 곡률의 크기를 구하고 이들 중 큰 값을 선택한다. 곡률이란 곡선 위의 점이 일정한 속도로 움직일 때, 그 진행 방향은 이동한 거리에 따라 변화하는데 그 변화율을 의미한다. 곡선은 곡선의 시간을 나타내는 매개 변수 t에 의해 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$O(t) = (s(t), v(t)) \tag{1}$$

여기서 특정 매개변수 t에 위치한 점에서의 $s(t)$는 Sample index를 나타내며 $v(t)$는 신호의 전위 값을 나타낸다. 심전도 신호는 잡음 신호로 인하여 곡선의 초기 정점을 곡률 값으로 선택하기 어려운 점이 있으므로 잡음 제거를 위한 전처리 과정이 필요하다. 잡음이 제거된 신호($C(t)$)를 가우시안 함수($g(t,\sigma)$)를 사용하여 평활화(smoothed)한 곡선을 다음과 같이 표현 한다.

$$C(t,\sigma) = (S(t,\sigma), V(t,\sigma)) \tag{2}$$

여기에서, $S(t,\sigma)$와 $V(t,\sigma)$는 아래 식 (3), (4)로 표현할 수 있고 $\otimes$는 콘볼루션을 나타낸다.

$$S(t,\sigma) = s(t) \otimes g(t,\sigma)$$
$$= \int_{-\infty}^{\infty} s(\tau) \frac{1}{\sqrt{2\pi}\,\sigma} exp\left(\frac{-(t-\tau)^2}{2\sigma^2} \right) d\tau \tag{3}$$

$$V(t,\sigma) = v(t) \otimes g(t,\sigma)$$
$$= \int_{-\infty}^{\infty} v(\tau) \frac{1}{\sqrt{2\pi}\,\sigma} exp\left(\frac{-(t-\tau)^2}{2\sigma^2} \right) d\tau \quad (4)$$

$$g(t,\sigma) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\,\sigma} exp\left(\frac{-t^2}{2\sigma^2} \right) \quad (5)$$

식 (5)의 $g(t,\sigma)$는 σ의 폭을 가지는 가우시안 함수이다. 단순화된 곡선($C(t,\sigma)$)으로부터 곡률($k(t,\sigma)$)을 식 (6)과 같이 계산할 수 있다.

$$k(t,\sigma) = \frac{S''(t,\sigma)\,V'(t,\sigma) - S'(t,\sigma)\,V''(t,\sigma)}{\{S'(t,\sigma)^2 + V'(t,\sigma)^2\}^{3/2}} \quad (6)$$

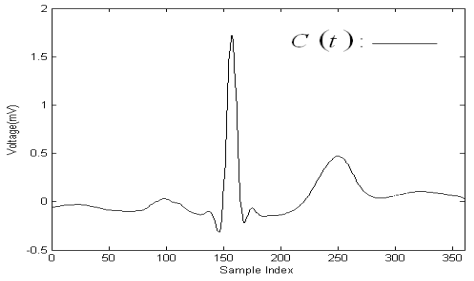
여기에서, $S'(t,\sigma)$, $S''(t,\sigma)$, $V'(t,\sigma)$, $V''(t,\sigma)$는 식 (7)과 같이 계산한다.

$$S'(t,\sigma) = \left\{ s(t) \otimes \frac{\partial}{\partial t} g(t,\sigma) \right\}$$
$$S''(t,\sigma) = \left\{ s(t) \otimes \frac{\partial^2}{\partial t^2} g(t,\sigma) \right\}$$
$$V'(t,\sigma) = \left\{ v(t) \otimes \frac{\partial}{\partial t} g(t,\sigma) \right\} \quad (7)$$
$$V''(t,\sigma) = \left\{ v(t) \otimes \frac{\partial^2}{\partial t^2} g(t,\sigma) \right\}$$

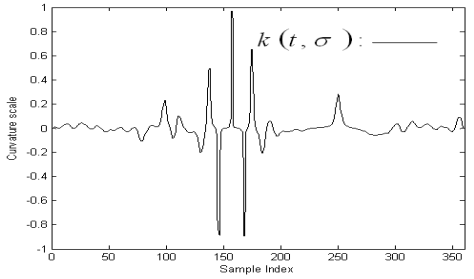
곡선의 특징점을 선택하는 과정은 아래와 같이 5단계로 볼 수 있다.

1단계 : 원 신호의 잡음 제거를 위한 전처리 과정으로써 1Hz ~ 25Hz의 BPF를 한다.
2단계 : 필터링된 신호를 가우시안 함수를 사용하여 평활화를 시킨다. 여기서 가우시안 함수의 변수인 σ는 평활화 단계를 나타낸다. 낮은 평활화 단계 즉, σ값이 매우 작을 경우 고주파 신호들로 인하여 극점(local extrema; k_{loe}) 들이 많이 존재하게 된다. σ값이 점점 커질수록 평활화 단계가 높게 되고 실제 곡선상의 특징점에 해당되는 점들만 남게 된다.
3단계 : 극점(local extrema; k_{loe})값의 최대점을 찾는다. 이 점은 심전도 신호에서의 R파에 해당 된다.
4단계 : 식 (6)을 적용하여 심전도 파형의 각 정점에 대하여 곡률 값을 구한다.
5단계 : 각 곡률 값 중에서 문턱치 값 보다 큰 값을 정점으로 선택한다.

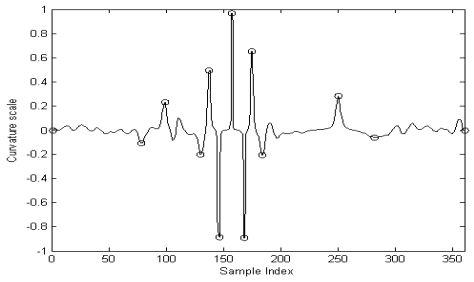
그림 3(a)는 원신호의 노이즈를 제거한 신호($C(t)$)이다. 그림 3(b)는 그림 3(a)의 신호에서 각 정점의 곡률 값을 나타내고 그림 3(c)는 추출된 정점을 보여준다. 그림 3(d)는 선택된 정점들을 이용하여 복원한 신호를 나타내는데 이러한 정점만으로 심전도 파형을 복원하면 원신호의 외곡이 많이 발생함으로 오차를 줄이기 위해 추가 정점 선택 과정이 필요하다.



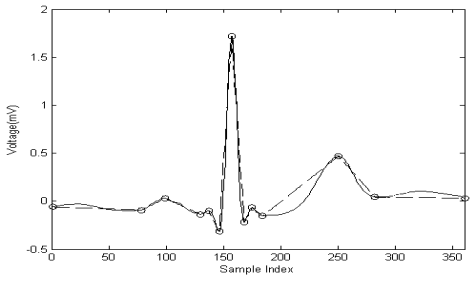
(a)



(b)



(c)



(d)

그림 3. 곡률 기반 정점 선택
Fig. 3. CSS Examples for $C(t)$.

(2) 추가 정점 선택

추가 정점 선택 과정은 심전도 파형에서 선택된 이웃한 두 정점을 초기 정점으로 정한다. 두 정점 사이를 잇는 직선에서 수직거리가 가장 먼 정점까지의 거리가 주어진 범위 D_{MAX}보다 크면 이 정점을 추가 정점으로 선택한다. 선택된 모든 정정에 대해서도 같은 방법으로 추가 정점을 구한다.

그림 3(d)에서 T파의 원 심전도 신호와 복원된 심전도 신호를 확대하여 그림 4에 나타나 있다.

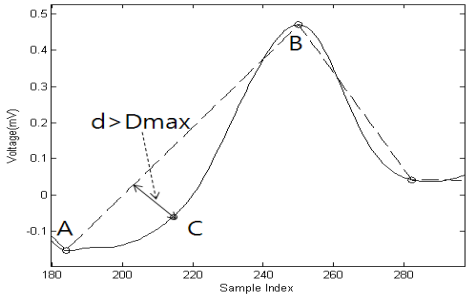


그림 4. 전처리 신호와 복원 신호의 비교
Fig. 4. Comparison of pre-signals and restored signal.

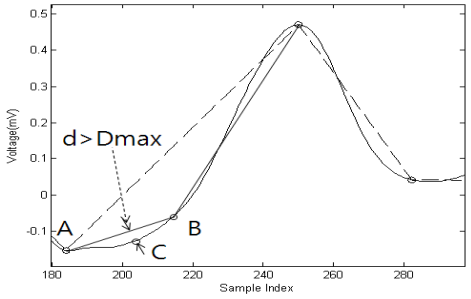


그림 5. 추가 정점 선택
Fig. 5. Selection of an additional vertex.

그림 4에서 정점 A와 B는 곡률이 큰 정점을 나타내며, d는 정점 신호와 복원된 신호간의 오차를 줄이기 위해 사용된 정점 A,B를 잇는 직선과 정점 C까지의 거리이다. 그림 4에서 곡률 기반으로 선택된 두 정점(A, B) 사이의 가로 축은 다음과 같이 표현될 수 있다.

$$T = \{t_1, t_2, \ldots, t_c, \ldots, t_N\} \tag{8}$$

여기에서 t_x는 시간 축을 나타내고, 정점 A, B 사이의 정점 수는 N개 이다. 시간에 따른 특징점의 전위 값은 다음과 같이 표현된다.

$$V = \{v_1, v_2, \ldots, v_c, \ldots, v_N\} \tag{9}$$

여기에서 v_y는 y번째 특징점의 전위 값을 나타낸다. 두 정점 $A(t_a, v_a)$, $B(t_b, v_b)$사이의 특징점 $C(t_c, v_c)$로부터 근사 직선 $\overline{AB}$까지의 거리 d는 식 (10)과 같다.

$$d = \frac{|(t_a v_c + t_c v_b + t_b v_a) - (t_c v_a + t_b v_c + t_a v_b)|}{\sqrt{(t_b - t_a)^2 + (v_b - v_a)^2}} \tag{10}$$

추가 정점 선택 과정은 다음과 같다.

1단계 : 곡률이 큰 이웃한 두 정점을 선택한다.
2단계 : 두 정점을 초기 정점으로 정하고 두 점 사이에 직선을 긋는다.
3단계 : 이 직선으로 부터 선택된 정점 사이의 거리를 식 (10)을 사용하여 구한다.
4단계 : 최대 거리($d_{\max}$)가 주어진 범위(D_{MAX})보다 크면 정점을 추가로 선택한다.
5단계 : 이 정점과 미리 선택된 양 옆의 정점을 사이에 직선을 긋는다.
6단계 : 심전도 파형의 모든 정점과 근사 직선 사이의 최대 거리가 주어진 범위(D_{MAX})보다 작아질 때까지 3단계에서 5단계까지의 작업을 반복한다.

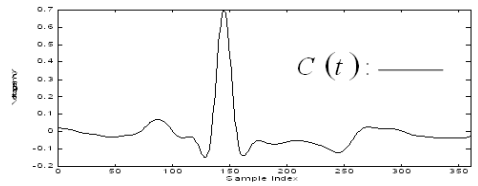
그림 5는 그림 4의 신호에 대하여 선택된 정점과 근사 직선 사이의 최대 거리가 주어진 범위(D_{MAX})보다 작아질 때까지 추가 정점을 선택 하는 과정을 나타낸다.

3. 실험 및 고찰

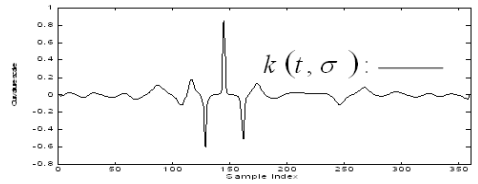
본 논문에서는 제안한 방법의 효용성을 검증하기 위하여 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스 레코드 100 MLⅡ신호와 103번 MLⅡ신호의 360 샘플링 데이터를 사용하여 실험하였다. MIT-BIH 부정맥 데이터베이스는 심전도 신호처리에 있어서 널리 이용되고 있는 임상데이터로서, 샘플링 주파수는 360Hz이며, 각 심검자로부터 약 30분(약 1800초) 동안 측정한 것이다. 실험용 PC는 3.00GHz Core2 Duo CPU와 3GByte memory의 사양이며, MATLAB R2010a를 사용하였다. 또한 시간은 0.0028초를 주기로 표본화하여 나타내었으며, 그래프는 Sampling Index값으로 표현 하였다.

심전도 신호의 잡음 제거를 위한 전처리는 심장 질환 진단에 있어서 중요한 요소를 가지고 있는 주파수 대역인 1Hz ~ 25Hz의 BPF(Band-pass Filter)를 사용 하였다. 그림 6은 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스 레코드 100 MLⅡ신호의 360 샘플링 데이터에 대한 압축 과정을 나타낸다.

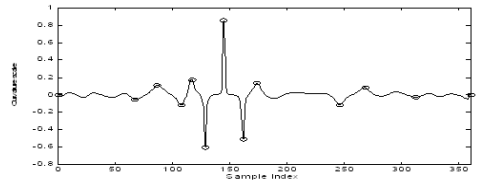
그림 6(a)는 전처리된 심전도 신호를 나타내며 그림 6(b)는 그림 6(a)의 각 정점에서의 곡률 값을 나타낸다. 그림 6(c)는 그림 6(b)에서 나타낸 각 정점에서 곡률 값이 큰 정점을 표시하였다. 그림 6(d)는 그림 6(c)에 표시한 정점을 이용하여 복원한 신호와 전처리된 심전도 신호를 비교하여 나타내었다. 그림 6(d)는 선택된 점점이 심전도 신호의 중요 구성요소인 P, Q, R, S, T, P start, P end, QRS start, QRS end, T start, T end 특징점을 포함하고 있음을 나타낸다. 그림 6(e)는 추가 정점 선택된 복원 신호와 전처리된 심전도 신호를 비교하여 나타내었다. 그림 6(d)에 나타낸 바와 같이 곡률이 큰 정점은 심전도 신호의 특징점을 포함한다. 그림 6(d)에 표시된 심전도 파형의 특징점 위치 비교는 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스 정보를 참조하였다.



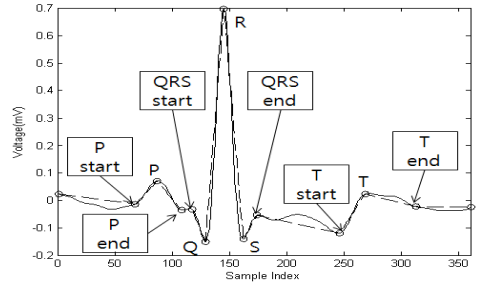
(a)



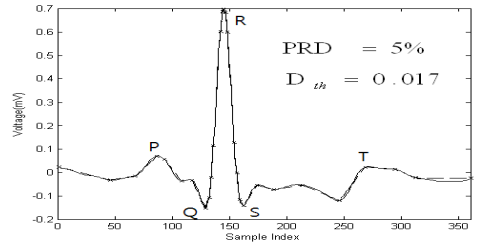
(b)



(c)



(d)



(e)

그림 6. 레코드 100(MLⅡ) 신호 압축과정

Fig. 6. Record 100(MLⅡ) signal compression process.

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. 본 논문에서는 정점 수 기반인 CPR(Compressed Points Rate)를 식 (11)과 같이 정의한다. 여기서 $L_{C(t)}$는 전처리 신호의 정점 수 이며 $L_{R(t)}$은 압축 신호의 정점 수를 나타낸다.

$$CPR = \frac{L_{C(t)}}{L_{R(t)}} \tag{11}$$

PRD는 전처리 신호($C(t)$)와 압축한 데이터를 이용하여 복원한 신호($R(t)$)에 의해 식 (12)과 같이 표현 할 수 있다.

$$PRD(\%) = \sqrt{\frac{\sum_{t_1}^{t_{max}} \{C(v(t)) - R(v(t))\}^2}{\sum_{t_1}^{t_{max}} \{C(v(t))\}^2}} * 100 \tag{12}$$

심박 분석을 위해 실시간 심전도 전처리용으로 개발된 AZTEC 알고리즘과 제안한 알고리즘의 CPR에 따른 PRD 값의 변화를 살펴보면 그림 7, 그림 8과 같이 나타난다. 그림 7은 MIT-BIH 레코드 100(MLⅡ) 신호, 그림 8은 MIT-BIH 레코드 103(MLⅡ) 신호의 AZTEC 알고리즘과 제안한 알고리즘을 비교한 것이며 제안한 방식이 AZTEC 알고리즘에 비해 신호의 압축 정도(CPR)에 따른 복원 오차(PRD(%))가 더 작게 나오는 것을 알 수 있다. 이는 제안한 방식이 압축률이 높음에도 불구하고 우수한 PRD 값을 가지는 것을 보여준다.

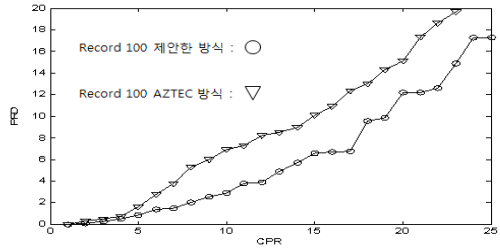


그림 7. 레코드 100(MLⅡ) 신호의 AZTEC 알고리즘과 제안한 알고리즘 성능 비교

Fig. 7. Performance comparison of AZTEC algorithm and the proposed algorithm on Record 100(MLⅡ) signal.

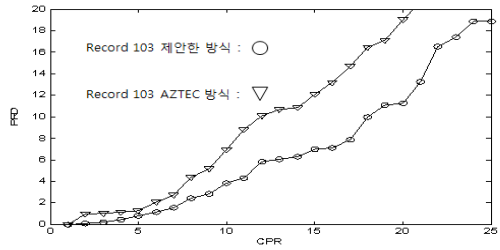


그림 8. 레코드 103(MLⅡ) 신호의 AZTEC 알고리즘과 제안한 알고리즘 성능 비교

Fig. 8. Performance comparison of AZTEC algorithm and the proposed algorithm on Record 103(MLⅡ) Signal.

표 1은 그림 7, 그림 8에서 CPR이 24인 경우 AZTEC 알고리즘과 제안한 알고리즘의 특징점 포함 관계를 나타낸 것이다. 표 1에 나타난 것처럼 제안한 방식은 심전도 신호의 특징점을 모두 포함하고 있으나 AZTEC 알고리즘은 일부 특징점을 미포함하고 있음을 볼 수 있다. 이는 AZTEC

알고리즘에서는 심전도 신호 값이 허용오차 범위에 속한 정점에 대해서는 그 곡률 값을 고려하지 않기 때문에 P, T파의 시작점과 끝점과 같이 기울기가 완만한 신호를 검출하지 못하는 경우가 있다. 따라서 제안한 알고리즘이 복원된 신호에서 심장 질환 진단에 필요한 정보를 포함하는 특징점을 모두 찾을 수 있고, 장기적으로 환자의 건강 상태를 관리하기 위한 심전도 데이터 압축 방법으로 적합하다는 것을 알 수 있다.

표 1. 특징점 검출의 성능 비교 (CPR=24)
Table 1. Performance comparison of feature points detection. (CPR=24)

CPR (24)	레코드 100		레코드 103	
	AZTEC	제안방법	AZTEC	제안방법
P	O	O	O	O
Q	O	O	O	O
R	O	O	O	O
S	O	O	O	O
T	O	O	O	O
P start	O	O	O	O
P end	O	O	O	O
QRS start	O	O	O	O
QRS end	O	O	O	O
T start	O	O	X	O
T end	X	O	O	O

4. 결 론

심전도 신호는 P파, QRS군, T파의 연속적 형태로 구성되어 있으며 P, Q, R, S, T파 및 그 시작과 끝점은 심장 질환 진단에 매우 중요한 요소가 된다. 본 논문에서는 심전도 신호를 효과적으로 저장, 분석 및 전송하기 위해 곡률 값을 이용하여 진단에 중요한 정보를 손실 없이 압축하는 방법을 제안하였다.

제안한 방식은 심전도 신호의 중요 구성요소인 P, Q, R, S, T파의 특징점이 다른 정점에 비해 곡률 값이 크므로 곡률의 국부적 극값을 이용하여 정점을 추출하였다. 또한 신호의 복원 오차를 최소화하기 위하여 순환적 정점 선택 방법에 따른 정점을 특징점으로 추가하였다. MIT-BIH 부정맥 데이터베이스에 있는 심전도 신호에 대한 실험을 통하여, 심전도 신호 데이터의 값을 직접 사용하여 중복성을 검출하는 AZTEC 방식 보다 제안한 방식이 압축 효율성에 있어 더 우수함을 확인 하였다. 또한 복원된 신호로부터 쉽게 심전도 신호의 특징점을 찾을 수 있어 U-헬스 시스템 개발에 유용하게 활용될 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

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

[10] 윤병주, "윤곽선 정보 감축을 위한 곡률 기반 정점 선택," *한국과학기술원, 박사 학위 논문,* 2002.

저 자 소 개

김태훈(Tae-Hun Kim)

2004년 : 부산외국어대학교 컴퓨터전자공학과 학사
2009년 : 경북대학교 산업공학과 회로 및 시스템공학 석사
2010년～현재 : 경북대학교 전자전기컴퓨터공학부 박사과정

관심분야 : 영상처리, 패턴인식, 생체신호처리
Phone : 053-940-8849
Fax : 053-950-5508
E-mail : thkim@ee.knu.ac.kr

김성완(Sung-Wan Kim)
1989년 : 경북대학교 전자공학과 학사
1993년 : 경북대학교 전자공학과 석사
1995년 : 경북대학교 전자공학과 박사수료
1995년～현재 : 수원과학대학 컴퓨터정보과 부교수

관심분야 : 영상처리, 신경망, 병렬처리 등
Phone : 053-940-8849
Fax : 053-950-5508
E-mail : sungkim@ssc.ac.kr

류춘하(Chun-Ha Ryu)
1988년 : 경북대학교 전자공학과 학사
2002년 : 경북대학교 산업공학과 제어 및 계측공학 석사
2010년～현재 : 경북대학교 전자전기컴퓨터공학부 박사과정

관심분야 : 영상처리, 패턴인식, 생체신호처리
Phone : 053-940-8849
Fax : 053-950-5508
E-mail : chryu@ee.knu.ac.kr

윤병주(Byoung-Ju Yun)
1993년 : 경북대학교 전자공학과 학사
1996년 : 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 석사
2002년 : 한국과학기술원 전자전산학과 박사
2003년～현재 : 경북대학교 IT대학 전자공학부 부교수

관심분야 : 영상신호처리, 영상압축, 객체기반 영상 부호화, 객체 추적 컴퓨터 비전 등
Phone : 053-950-7329
Fax : 053-950-5508
E-mail : bjisyun@ee.knu.ac.kr

김정홍(Jeong-Hong Kim)
1986 : 경북대학교 공학사.
1988 : 경북대학교 공학석사.
1988～1996 : 한국전자통신연구원
2001 : 충남대학교 공학박사.
1996～현재 : 경북대학교 컴퓨터정보학부 교수

관심분야 : 유비쿼터스, 임베디드 시스템
Phone : 054-530-1292
Fax : 054-530-1299
E-mail : jhk@knu.ac.kr

최병재(Byung-Jae Choi)
1987년 : 경북대학교 전자공학과 학사
1989년 : 한국과학기술 원자력공학과 공학석사
1998년 : 한국과학기술원 전기전자공학과 공학박사
1999년～현재 : 대구대학교 전자공학부 교수

관심분야 : 지능시스템, 인공지능 이론 및 응용, 마이크로프로세서 응용
Phone : 053-850-6635
Fax : 053-850-6619
E-mail : bjchoi@daegu.ac.kr

박길흠(Kil-Houm Park)
1982년 : 경북대학교 전자공학과 학사
1984년 : 한국과학기술원 전기전자공학과 석사
1990년 : 한국과학기술원 전기전자공학과 박사
1990년～현재 : 경북대학교 IT대학 전자공학부 교수

관심분야 : 영상신호처리, 패턴인식, 영상압축
Phone : 053-940-8849
Fax : 053-950-5508
E-mail : khpark@ee.knu.ac.kr