

QRS 특징점 변화에 따른 바이너리 코딩 기반의 부정맥 분류

조익성¹ · 권혁승^{2*}

Arrhythmia Classification based on Binary Coding using QRS Feature Variability

Ik-sung Cho¹ · Hyeog-soong Kwon^{2*}

¹ Department of IT Engineering, Pusan National University, Miryang 627-706, Korea

² Department of IT Engineering, Pusan National University, Miryang 627-706, Korea

요 약

부정맥 검출을 위한 기존 연구들은 분류의 정확성을 높이기 위해 신경망, 퍼지 이론, SVM 등과 같은 비선형 방법이 주로 사용되어 왔다. 이러한 대부분의 방법들은 P-QRS-T 지점의 정확한 측정을 필요로 하며, 데이터의 가공 및 연산이 복잡하다. 또한 P파, T파의 개인차가 있어 파형을 구분할 수 없을 경우도 존재한다. 따라서 이러한 문제점을 극복하기 위해서는 최소한의 특징점을 추출함으로써 연산의 복잡도를 줄이고, 실시간으로 다양한 부정맥을 분류할 수 있는 적합한 알고리즘의 설계가 필요하다. 따라서 본 연구에서는 QRS 특징점 변화에 따른 바이너리 코딩 기반의 실시간 부정맥 분류 방법을 제안한다. 이를 위해 전처리를 통해 잡음이 제거된 심전도 신호에서 R파, RR 간격, QRS 폭을 추출하고, 각 특징점들의 문턱치(threshold) 만족 여부를 바이너리 코드화시킴으로써 실시간으로 부정맥을 분류하였다. 제안한 방법의 우수성을 입증하기 위해 39개의 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스 레코드를 대상으로 PVC, PAC, Normal, BBB, Paced beat의 검출률을 비교하였다. 실험결과 PVC, PAC, Normal, BBB, Paced beat는 각각 97.18%, 94.14%, 99.83%, 92.77%, 97.48%의 우수한 평균 검출률을 나타내었다.

ABSTRACT

Previous works for detecting arrhythmia have mostly used nonlinear method such as artificial neural network, fuzzy theory, support vector machine to increase classification accuracy. Most methods require accurate detection of P-QRS-T point, higher computational cost and larger processing time. But it is difficult to detect the P and T wave signal because of person's individual difference. Therefore it is necessary to design efficient algorithm that classifies different arrhythmia in realtime and decreases computational cost by extracting minimal feature. In this paper, we propose arrhythmia detection based on binary coding using QRS feature variability. For this purpose, we detected R wave, RR interval, QRS width from noise-free ECG signal through the preprocessing method. Also, we classified arrhythmia in realtime by converting threshold variability of feature to binary code. PVC, PAC, Normal, BBB, Paced beat classification is evaluated by using 39 record of MIT-BIH arrhythmia database. The achieved scores indicate the average of 97.18%, 94.14%, 99.83%, 92.77%, 97.48% in PVC, PAC, Normal, BBB, Paced beat classification.

키워드 : R파, RR 간격, QRS 폭, 바이너리 코딩, 심실조기수축, 심방조기수축, 각차단

Key word : R wave, RR interval, QRS width, Binary Coding, PVC, PAC, BBB

접수일자 : 2013. 05. 08 심사완료일자 : 2013. 06. 01 게재확정일자 : 2013. 06. 17

* **Corresponding Author** Hyeog-Soong Kwon(E-mail:hskwon@pnu.kr, Tel:+82-55-350-5411)

Department of Computer Engineering, Pusan National University, Miryang 627-702, Korea

Open Access <http://dx.doi.org/10.6109/jkiice.2013.17.8.1947>

print ISSN: 2234-4772 online ISSN: 2288-4165

©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.
Copyright © The Korea Institute of Information and Communication Engineering.

I. 서 론

심장질환 중에서 부정맥은 심장의 리듬이 불규칙하거나 심박동수가 비정상적인 상태를 의미한다. 부정맥의 형태는 정상인에게서 올수 있는 가벼운 리듬의 장애에서부터 생명을 위협하는 위험한 장애까지 다양하며 이는 심장세포의 자동성 장애나 전도장애로 인해 초래된다[1-2]. 특히 조기심실수축(PVC : Premature Ventricular Contraction)과 조기심방수축(PAC : Premature Atrial Contraction)은 임상에서 발견될 수 있는 가장 흔한 부정맥으로 과거에 심장질환이 있었던 환자에게서 PVC의 발생은 심실빈맥과 같은 위험한 심장질환을 유발할 수 있으며, PAC는 뇌경색이나 전신 색전증의 합병증을 일으켜 질병 이환율과 사망율을 증가시킬 수 있다. 각차단(BBB : Bundle Branch Block)이란 우각이나 좌각의 전기전달이 차단되는 경우 심전도에 나타나는 현상으로 심방중격결손증 등 선천성 심장질환이 있는 경우 나타날 수 있으며 후천성 심장병으로 고혈압, 허혈성 심장질환이나 심근증 등의 시초에 나타날 수 있다[3-4]. 따라서 PVC, PAC, BBB와 같은 부정맥의 조기 검출은 심장질환에 대한 예방과 추후 발생여부에 대한 기초조사로서 매우 중요하다.

지금까지 부정맥 분류의 정확도를 높이기 위한 방법으로 신경망(ANN : Artificial Neural Network) 및 퍼지 이론, SVM(Support Vector Machine) 등과 같은 비선형 분석법이 주로 사용되어 왔다. Erik Zellmer는 QRS와 T 데이터셋을 사용하여 여러 가지의 특성을 만든 후 비선형 SVM으로 LBBB(Left Bundle Branch Block), RBBB(Right Bundle Branch Block), PAC, PVC등을 분류하였고, Liang-Yu Shyu은 웨이블릿 변환으로 QRS 특징점을 추출한 후 퍼지 신경망을 사용하여 NB, PVC, LBBB, RBBB, PAC등을 분류하였다. 이러한 대부분의 방법들은 P-QRS-T 지점의 정확한 측정을 필요로 하며, 데이터의 가공 및 연산이 복잡하다. 또한 P파, T파의 개입차이가 있어 파형을 구분할 수 없을 경우도 존재한다[5-10]. 따라서 이러한 문제점을 극복하기 위해서는 최소한의 특징점으로 연산의 복잡도를 줄이고, 실시간으로 다양한 부정맥을 분류할 수 있는 적합한 알고리즘의 설계가 필요하다. 본 연구에서는 이를 위해 전처리를 통해 잡음이 제거된 심전도 신호에서 R파를 검출한 후, RR 간격, R파의 진폭 및 그 변화율과 QRS 폭과 같은 특

징점들을 추출하였다.

이후 각 특징점들의 문턱치를 설정하고, 그 값의 변화에 따른 만족 여부를 바이너리 코드화함으로써 각 비트의 배치에 따라 부정맥을 실시간으로 분류하는 알고리즘을 개발하였다. 제안한 알고리즘은 각 특징점들의 변화를 6비트 바이너리 코딩값을 통하여 분류함으로써 기존에 사용되었던 알고리즘의 복잡도를 단순화시켰다. 제안한 방법의 우수성을 입증하기 위해 MIT-BIH 39개의 부정맥 데이터베이스를 대상으로 Normal, PAC, PVC, BBB, Paced beat의 검출률을 비교하였다. 본 논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서는 제안한 기법에 대하여 논하고, 3장에서는 실험결과에 대하여 논하고 4장에서 결론으로 마무리한다.

II. 제안한 기법

제안한 실시간 바이너리 코딩 방식을 통한 부정맥 분류 방법의 전체 구성도는 그림 1과 같은 단계로 나누어진다. 먼저 ECG 신호로부터 전처리 과정을 통해 잡음을 제거한 후 R파를 검출하는 단계, 검출된 R파를 기준으로 RR 간격, R파 진폭과 그 변화량, QRS 폭과 같은 분류에 필요한 특징점을 추출하는 단계, 각 특징점의 문턱값 변화에 따른 만족도 여부를 바이너리 코드화하는 단계, 6비트 바이너리 코딩값의 배치를 통해 Normal과 PVC, PAC, BBB, Paced beat와 같은 부정맥을 분류하는 단계로 나누어진다.

2.1. 특징점 추출

정확한 진단을 위해서는 심전도 신호에 포함되어 있는 다양한 잡음을 제거하여 R파를 정확히 검출하는 것이다. 본 연구에서는 원신호의 변형을 줄이고 계산의 복잡도를 최소화하면서, 효율적으로 QRS를 검출하기 위해 형태 연산 기반의 전처리 기법을 적용하였다[11]. R파는 우선, 형태 연산을 통해 전 처리된 신호의 경험적 문턱값(empirical threshold)과 차분 동작을 이용하여 검출하며, 이 값에 의해 검출되지 않을 경우 RR 간격을 이용한 역탐색 기법을 사용한다[12]. R파를 검출하면, 부정맥 분류를 위한 특징점을 검출해야 한다. 본 연구에서는 부정맥 분류를 위한 변수로써 RR 간격, R파 진폭, R파의 진폭을 이용하여 PVC와 PAC를 분류하고, QRS

폭을 이용하여 Normal, BBB, Paced beat를 분류한다.

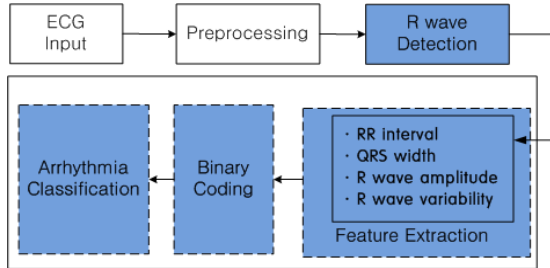


그림 1. 전체 시스템 구성
Fig. 1 System configuration

2.1.1. RR 간격

RR 시간 간격은 조기수축 즉 PVC와 PAC를 판단하는 유용한 정보가 된다. 이 두 부정맥의 경우 RR 간격이 급격히 짧아졌다가 길어지는 공통점이 있다. 정상신호의 RR 간격은 그 변화율이 일정한 것에 반해, PVC의 경우, 그 변화율이 규칙적으로 커진다.

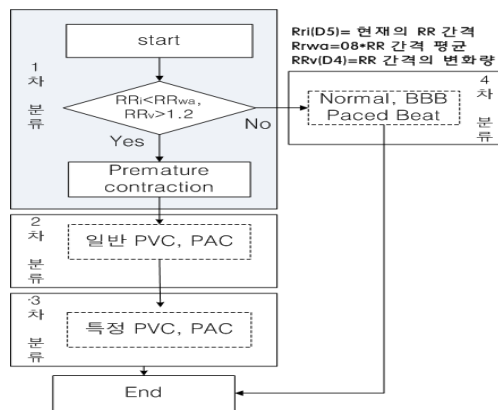


그림 2. RR 간격과 변화율에 따른 조기수축 판단기준
Fig. 2 Premature contraction classification rule using RR interval and variability

또한 PAC 경우, 전체적인 변화율은 불규칙하지만 정상 신호와 PAC가 연속하는 구간에서는 규칙적으로 그 변화율이 커진다. 따라서 PVC와 PAC는 정상신호에 비해 RR 간격이 급격히 좁아지며, 그 변화율이 일정하게 커지는 공통점을 가진다. 본 연구에서 제안한 부정맥 분류 과정은 그림 2과 같이 네 단계로 나누어지며, 조기

수축 부정맥을 판단하는 과정은 그 첫 번째 분류 단계에 해당한다. 조기수축 부정맥은 RR 간격이 전체 평균 가중치(RR_{wa})보다 작게 나타나며, 부정맥과 정상신호가 연속되는 신호의 RR간격 변화율이 1.2보다 클 경우에 해당하며, 그 범위에 속하지 않는 경우는 정상신호, BBB 또는 Paced beat라고 판단한다. RR 간격과 그 변화율에 대한 1차 판단기준은 이후 바이너리 코딩을 위한 6개의 비트중 각각 6번째(D5)와 5번째(D4) 비트에 할당된다.

2.1.2. R파의 진폭

RR 간격의 평균 가중치와 변화량을 이용하여 조기수축 비트를 검출하면 PVC와 PAC를 분리하는 2차 분류 과정을 거치게 된다. 일반적으로 조기수축파형의 패턴을 보면, PAC 파형에 비해 PVC 파형이 좀 더 낮은 음의 값을 나타내고 있다. 따라서 조기수축으로 분류된 비트를 대상으로 샘플링 내 진폭 값에 대한 범위를 지정하면, PVC와 PAC의 2차적인 구분이 가능하다. MIT-BIH 레코드에 대한 PVC와 PAC의 진폭 값에 대한 범위를 분석한 결과 샘플링 범위 내에서 -1.3mv보다 작은 진폭값이 존재할 경우 PVC로 판단되었다.

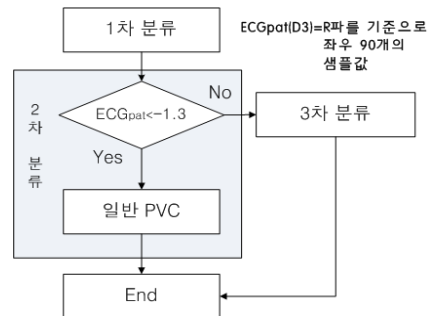


그림 3. R파 진폭에 따른 PVC 판단기준
Fig. 3 PVC classification rule using R wave amplitude

즉, 그림 3과 같이 분류된 R파를 기준으로 전, 후 90개의 ECG의 샘플값(ECG_{pat})들 중 -1.3mv보다 작은 값을 가진 파형이 나타날 경우 먼저 PVC로 판단한다. 하지만 특정 PVC의 경우 R파 음의 진폭, -1.3mv로 판단할 수 없는 경우도 발생하는데, 이는 R파의 진폭 변화율을 이용하여 분류한다. R파의 진폭에 대한 판단기준은 이후 바이너리 코딩을 위한 6개의 비트중 4번째 비트

(D3)에 할당된다.

2.1.3. R파의 진폭 변화율

음의 진폭으로 분류되지 않은 특정 PVC (MIT-BIH 105번 레코드)패턴을 분류하기 위해 R파의 진폭변화율을 이용하였다. PVC의 진폭은 정상신호에 비해 약 2배 정도 일정하게 나타난 반면, PAC는 정상신호와 유사하거나 약 1.5배 정도의 범위의 진폭 변화율을 나타내었다. 이를 이용하여 R파 진폭에 대한 템플릿을 만들어 그 변화율을 찾아내었다. 템플릿은 현재 R파를 기준으로 이전 15개와 이후 9개로 25개의 R파의 그룹으로 형성된다. 그림 4의 3차 분류단계와 같이 템플릿과 현재 R파의 진폭의 차이를 계산하고 그 차이가 8% 이상일 경우에 PVC라고 판단하며, 그렇지 않을 경우 PAC라고 판단한다. R파 진폭 변화율에 대한 판단기준은 바이너리 코딩을 위한 6개의 비트 중 3번째 비트(D2)에 할당되며, 이는 PVC 판단기준인 4번째 비트(D3)를 만족하지 않을 경우에, D2비트의 만족여부를 검사하여 PVC와 PAC를 좀 더 정확하게 분류하기 위함이다.

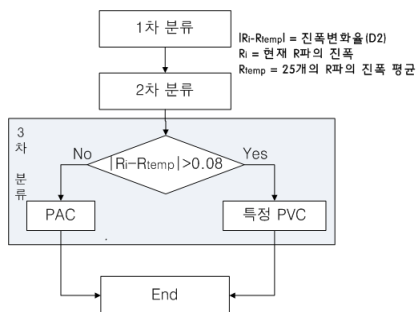


그림 4. R파 진폭 변화에 따른 PVC와 PAC 판단기준
Fig. 4 PVC & PAC classification rule using R wave variability

2.1.4. QRS 폭

RR 간격, R파의 진폭과 변화율을 통해 PVC와 PAC를 판단할 수 있지만 BBB와 Paced beat의 경우 Normal과 유사한 RR간격을 유지하기 때문에 정상 RR간격으로 판단된 신호 중 QRS폭을 이용하여 분류한다. 일반적으로 BBB는 심장내의 좌각, 또는 우각을 통한 전기자극이 차단되어 QRS폭이 80~120ms의 범위를 가지게 된다. 따라서 BBB의 QRS폭을 이용한다면 비교적 그 범위가 좁거나 넓은 Normal과 BBB와의 구분이 가능해진다.

다. 세 가지 신호의 QRS폭 차이를 정확히 구분하기 위해 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스 39개의 레코드를 대상으로 실험한 결과, QRS폭이 77ms보다 작을 경우 Normal, 77ms~114ms일 경우 BBB, 114ms보다 클 경우 Paced beat로 확인되었다. QRS폭을 찾는 과정은 그림 5와 같이 QRS 시작점(Q점) 및 종점(S점)을 찾는 과정으로 나누어진다. 먼저 검출된 R파의 위치에서 전후 190ms 내의 최소값을 검출하여 왼쪽에서 발생한 최소값을 Q점, 오른쪽에서 발생한 최소값을 S점이라고 판단하고, Q점에서 S점까지의 시간간격으로 QRS폭을 구하게 된다. 190ms를 QRS를 판단하기 위한 범위로 선택한 이유는 P파와 T파를 제외한 QRS파의 폭간격을 측정하기 위함이다. QRS폭에 대한 판단기준은 4차 분류 단계로써 이후 바이너리 코딩을 위한 6개의 비트중 각각 두번째(D1)와 첫번째 비트(D0)에 할당된다. 이는 Normal, BBB, Paced 비트를 분류하기 위해 77ms와 114ms의 두 조건에 대한 만족 여부를 판단하기 위함이다.

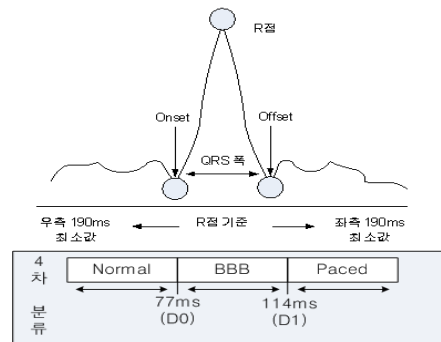


그림 5. QRS폭에 따른 Normal, BBB, Paced Beat 판단기준
Fig. 5 Normal, BBB, Paced Beat classification rule using QRS width

2.2. 바이너리 코딩을 통한 부정맥 분류

본 연구에서는 최소한의 특징점을 추출하고, 분류를 위한 연산의 복잡도를 줄이기 위해 바이너리 코딩 방식을 적용하였다. 이는 RR 간격(D5), RR 간격의 변화율(D4), R파의 진폭(D3), R파의 진폭 변화율(D2), 최소 QRS 폭(D1), 최대QRS 폭(D0)을 이용하여 그 범위를 만족하였을 경우와 그렇지 않을 경우를 1과 0의 바이너리 코드값으로 변환함으로써 부정맥을 분류하는 방법이다. 바이너리 코딩을 위한 각각의 변수는 그림 6과 같이 6개의 비트(D5, D4, D3, D2, D1, D0)로 이루어진다.

RR1은 RR 간격의 평균 가중치로 그 변화가 RR 간격의 평균보다 클 경우를 나타내며, RR2는 RR 간격의 변화량으로 그 값이 1.2보다 클 경우를 나타낸다. R1은 R파의 진폭을 나타내며, 그 값이 -1.3mv보다 작을 경우에 심실조기수축 비트를 판단하는 기준이 되며, R2는 R파의 진폭 변화량으로 R1값으로 분류되지 않은 PVC와 PAC를 분리하며, 그 값이 0.08값을 기준으로 설정된다. Q1과 Q2는 QRS폭을 나타내며, 정상일 경우 77ms 이하, BBB일 경우 77ms~114ms, Paced 비트일 경우 114ms 이상의 경우를 나타낸다. 그림과 같이 비트 배열이 11XXXX일 경우는 조기수축 비트, 111XXX 일 경우에는 PVC, 1101XX 일 경우에는 4번째 비트로도 판단되지 않은 PVC, 1100XX 일 경우에는 PAC, 00XX10 일 경우에는 Normal, 00XX00일 경우에는 BBB, 00XX01일 경우에는 Paced beat로 분류된다. 즉 6비트로 구성된 각각의 특징점에 대한 문턱치를 만족했을 경우 1, 그렇지 않을 경우에는 0값을 설정함으로써 나머지 비트의 값에 상관없이 특정 비트의 만족여부에 따라 간단하고 빠르게 부정맥을 분류할 수 있다.

RR1(D5)	RR2(D4)	R1(D3)	R2(D2)	Q1(D1)	Q2(D0)
<ul style="list-style-type: none"> · 현재의 RR 간격 (RR1) - RR_{wa} · RR 간격의 변화량 (RR2) - 1.2 · R파의 진폭 (R1) - -1.3 · R파의 진폭 변화량 (R2) - 0.08 · 최소 QRS폭 (Q1) - 0.077 · 최대 QRS폭 (Q2) - 0.114 			<ul style="list-style-type: none"> · 11XXXX : 조기수축 비트 · 111XXX : PVC · 1101XX : PVC · 1100XX : PAC · 00XX10 : Normal · 00XX00 : BBB · 00XX01 : Paced beat 		
분류 기준			비트 배치		

그림 6. 바이너리 코딩을 위한 분류 기준 및 비트배열
Fig. 6 Classification rule and beat array for binary coding

III. 실험결과 및 고찰

3.1. 부정맥유형에 따른 바이너리 코드값 비교

그림 7은 MIT-BIH 부정맥 레코드의 PVC, PAC, Normal, BBB, Paced beat의 파형과 그에 따른 바이너리 코드값을 나타내고 있다. 그림 7(a)는 Normal(N 비트) 이후에 PVC(V 비트)가 나타나는 MIT-BIH 233번 레코드로, RR 간격이 RR_{wa} 보다 작고, RR_v 가 1.2보다 크며, 진폭값이 -1.3mv보다 큰 경우에 해당한다. 이때의 바이너리 코드값은 111XXX가 할당되며, 하위 3비트에

상관없이 상위 3비트(D5, D4, D3)값으로써 PVC를 판단한다. 그림 7(b), (c)는 Normal(N 비트) 이후에 각각 PVC(V 비트)와 PAC(A 비트)가 나타나는 MIT-BIH 105번과 209번 레코드로, RR 간격(D5)과 그 변화율(D4)을 만족한다.

하지만 7(b)와 같이 진폭값이 -1.3mv를 만족하지 못하는 PVC의 경우로서 이는 3차 분류과정에서 R파의 진폭변화율을 이용함으로써 정확하게 분류할 수 있었다. 따라서 상위 3비트로써 판단되지 않은 PVC와 PAC는 D2비트와 함께 하위 2비트에 상관없이 각각 1101XX, 1100XX의 상위 4비트의 값으로써 판단된다. 그림 7(d), (e), (f)는 각각 Normal(N 비트) 이후에 Normal(N 비트)가 나타나는 MIT-BIH 100번, RBBB(R 비트) 이후에 LBBB(L 비트)가 나타나는 207번, PVC(V 비트) 이후에 Paced beat(/ 비트)가 나타나는 102번 레코드를 표현한 것이다. QRS폭이 77ms보다 적은 경우 Normal로써 바이너리 코드 값은 00XX10으로, QRS폭이 77ms보다 크고 114ms보다 작은 경우BBB이며 코드 값은 00XX00, QRS폭이 114ms보다 큰 경우Paced beat로써 코드 값은 00XX01이다. 즉 중간 2비트에 상관없이 상위 2비트와 하위 2비트의 값으로써 Normal, BBB, Paced beat가 판단되는 것을 확인할 수 있다. 즉 본 연구에서 제안하는 알고리즘은 RR 간격, RR 간격의 변화량, R파의 진폭, R파의 진폭 변화량, QRS폭의 5가지 특징 변화에 따른 바이너리 코드값을 통하여 정상을 포함한 5가지의 부정맥을 판단할 수 있다는 것을 확인할 수 있다.

3.2. 부정맥 검출 성능 비교

제안된 특징점 변화에 따른 바이너리 코딩 기반의 부정맥 분류 알고리즘의 성능을 평가하기 위하여 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스를 대상으로 그 효용성을 실험하였다. 검출율의 계산은 식 (1)과 같으며, 성능 평가에 사용된 레코드는 표 1과 같이 총 39개의 레코드를 대상으로 실험하였다.

$$\text{검출율} = \frac{\text{전체비트수} - (FP + FN)}{\text{전체비트수}} \quad (1)$$

(FP: False Positive, FN: False Negative)

제안한 방법으로 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스 39개의 레코드를 대상으로 부정맥을 분류한 결과를 표 2

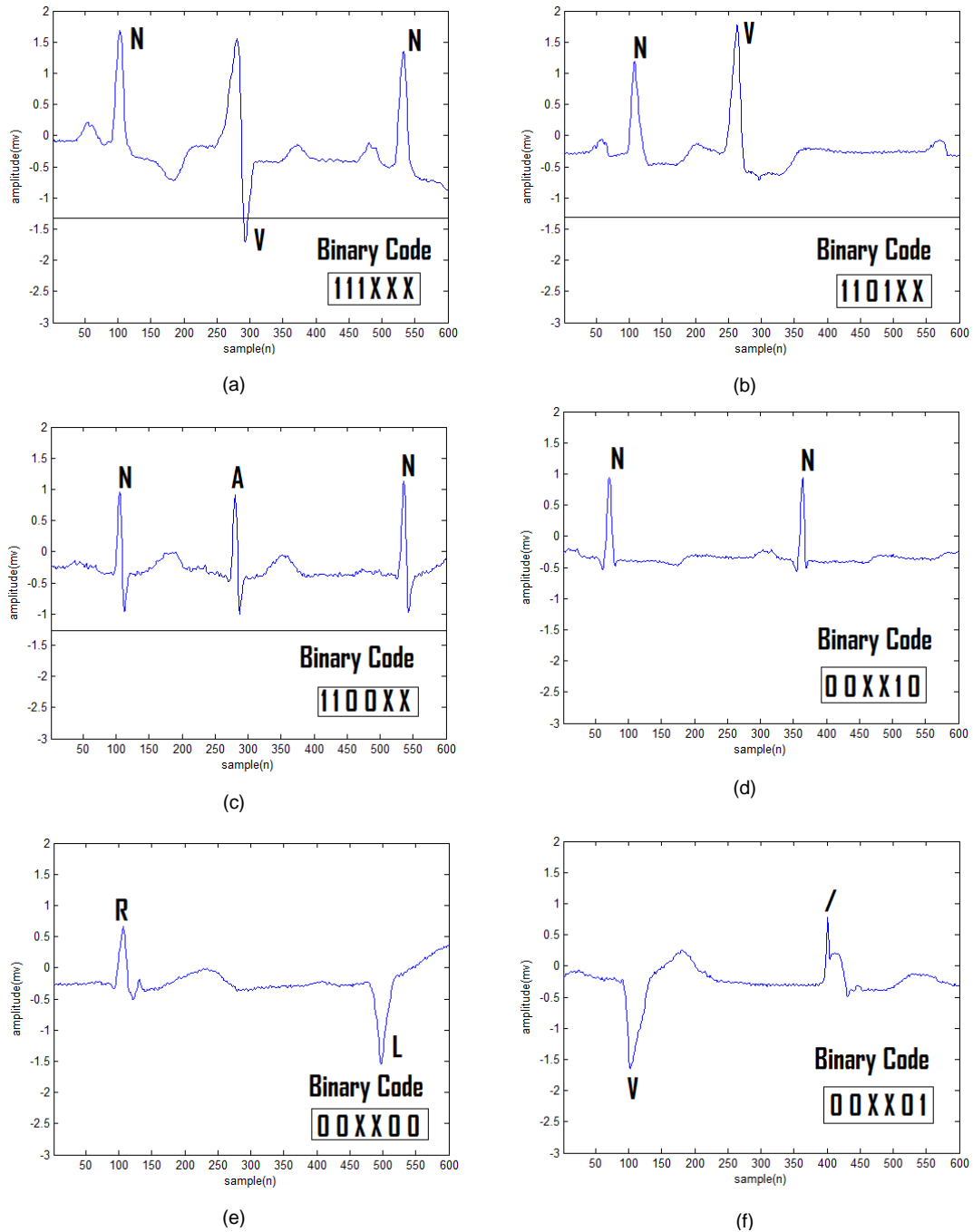


그림 7. 부정맥 유형에 따른 바이너리 코드값 비교 (a) 233번 레코드(PVC) (b) 105번 레코드(PVC) (c) 209번 레코드(PAC) (d) 100번 레코드(Normal) (e) 207번 레코드(BBB) (f) 102번 레코드(Paced beat)
Fig. 7 Binary code value by arrhythmia type (a) 233 record(PVC) (b) 105 record(PVC) (c) 209 record(PAC) (d) 100 record(Normal) (e) 207 record(BBB) (f) 102 record(Paced beat)

에 나타내었다. PVC, PAC, Normal, BBB, Paced beta의 검출율은 각각 97.18, 94.14, 99.83, 92.77, 97.48%의 우수한 특징을 나타내었다.

표 1. 성능 평가를 위한 MIT-BIH 부정맥 레코드

Table. 1 MIT-BIH arrhythmia record for performance test

100, 101, 102, 103, 104, 105, 106, 107, 109, 111, 113, 115, 116, 117, 118, 121, 122, 123, 124, 200, 201, 203, 205, 207, 208, 209, 210, 212, 214, 217, 215, 220, 221, 223, 228, 231, 232, 233, 234

표 2. 부정맥 분류율

Table. 2 Arrhythmia classification rate

Beat type	No. of beats	FN	FP	Avg(%)
PVC	992	16	12	97.18
PAC	444	14	12	94.14
Normal	9596	7	9	99.83
BBB	2488	121	59	92.77
Paced Beat	992	7	18	97.48

표 3. PVC 분류율

Table. 3 PVC classification rate

분류 방법	Method	Avg(%)
SVM	Erik Zellmer[6]	-
ANN	Shyu et al.[8]	97.04
Gaussian	Melgani and Basi[9]	97.10
Bayesian	Sayadi[10]	99.10
Binary coding	proposed	97.18

특히 분류한 심장질환 중 가장 큰 위험도를 가지고 있는 PVC에 대한 분류율을 기존 알고리즘과 비교하여 표 3에 나타내었다. 여기서 SVM 방식은 평가 부정맥 MIT-BIH레코드가 일치하지 않음으로 인해 구하지 않았고, Bayesian filtering 방법보다는 조금 낮은 검출율을 나타내었지만, 분류의 단순성 부분에서는 훨씬 우수하며, 나머지 2가지 분류방법보다는 우수한 결과를 얻을 수 있었다. 따라서 제안된 특징점 변화에 따른 바이너리 코딩 기반의 부정맥 분류 방법은 복잡도를 줄임과 동시에 우수한 분류율을 나타내었다.

IV. 결 론

본 연구에서는 최소한의 특징점을 추출함으로써 연산의 복잡도를 줄이고, 실시간으로 다양한 부정맥을 분류하기 위해 QRS 특징점 변화에 따른 바이너리 코딩 기법을 제안하였다. 이를 위해 전처리를 통해 잡음이 제거된 심전도 신호에서 R파, RR간격 QRS폭을 추출하고, 각 특징점들의 문턱값 만족 여부를 바이너리 코드 화시킴으로써 실시간으로 부정맥을 분류하는 알고리즘을 개발하였다. 제안한 방법의 우수성을 입증하기 위해 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스 39개의 레코드를 대상으로 분류하였을 때 우수한 결과를 얻을 수 있었고, 심장질환 중 큰 위험도를 가진 PVC분류 비교 평가에서도 우수한 결과를 얻었다. 그러나 SVM방식을 이용한 비교는 평가 부정맥 MIT-BIH 레코드가 상이함으로 인해 구하지 않았고, Bayesian filtering 방법보다는 조금 낮은 검출율을 나타내었지만 분류의 단순성 부분에서는 우수함을 확인하였다. 따라서 제안한 QRS 특징점 변화에 따른 바이너리 코딩 기반의 실시간 부정맥 분류 알고리즘은 연산의 복잡도를 줄임과 동시에 실시간으로 정확한 부정맥을 진단하는 헬스케어 시스템에 적용될 수 있을 것으로 판단된다.

REFERENCES

- [1] A. D. C. Chan, M. M. Hamdy, A. Badre, and V. Badee, "Wavelet distance measure for person identification using electrocardiograms," *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 57, no. 2, pp. 248 - 253, Feb. 2008.
- [2] S. Chauhan, A. S. Arora, and A. Kaul, "A survey of emerging biometric modalities," *Procedia Comput. Sci.*, vol. 2, pp. 213 - 218, 2010.
- [3] G. Wubbele, M. Stavridis, D. Kreiseler, R.-D. Boussejot, and C. Elster, "Verification of humans using the electrocardiogram," *Pattern Recognit.Lett.*, vol. 28, pp. 1172 - 1175, 2007.
- [4] S. A. Israel, J. M. Irvine, A. Cheng, M. D. Wiederhold, and B. K. Wiederhold, "ECG to identify individuals," *Pattern Recognit.*, vol. 38, no. 1, pp. 133 - 142, 2005.
- [5] S. Osowski and T. H. Linh, "ECG beatrecognition using fuzzy hybrid neural network," *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, Vol. 48, No. 4, pp. 1265-1271, 2001.

- [6] Erik Zellmer, Fei Shang, Hao Zhang “Highly Accurate ECG Beat Classification based on Continuous Wavelet Transformation and Multiple Support Vector Machine Classifiers,” Biomedical Engineering and Informatics Conference MMEI, 2009, pp. 1-5, 2009.
- [7] Ince, T., Kiranyaz, S., Gabbouj, M, “Automated patient-specific classification of premature ventricular contractions,” Proc. 30th Int. Conf. IEEE EMBS, 2008, pp. 5474 - 5477.
- [8] Shyu, L.Y., Wu, Y.H., Hu, W, “Using wavelet transform and fuzzy neural network for VPC detection from the holter ECG,” IEEE Trans. Biomed. Eng., 2004, 51, (7), pp. 1269 - 1273.
- [9] Melgani, F., Bazi, Y, “Detecting premature ventricular contractions in ECG signals with Gaussian processes,” Comput. Cardiol., 2008, 35, pp. 237 - 240.
- [10] Sayadi, O., Mohammad, B., Shamsollahi, G., Clifford, D, “Robust detection of premature ventricular contractions using a wave-based Bayesian framework,” IEEE Trans. Biomed. Eng., 2010, 57, (2), pp. 353 - 362.
- [11] Ik-sung Cho et al., “Baseline Wander Removing Method Based on Morphological Filter for Efficient QRS Detection,” Journal of KIICE, vol. 17, no. 1, 2013, pp.166-174.
- [12] Ik-Sung Cho, Hyeog-Soong Kwon, “Efficient QRS Detection and PVC Classification based on Profiling Method,” Journal of KIICE, vol. 17, no. 4, 2013, pp.705-711.



조익성(Ik-Sung Cho)

2003년 2월 : 한국해양대학교 대학원 공학박사
2007년 3월 ~ 현재 : 부산대학교 IT 응용공학과 박사과정
※관심분야 : 헬스케어, 의료표준(HL7, DICOM), 부정맥 검출 알고리즘, 생체신호 프로세싱



권혁송(Hyeog-Soong Kwon)

2002. 03 ~ 2006. 02 : 밀양대학교 정보통신학과 부교수
2006. 03 ~ 현재 : 부산대학교 IT 응용공학과 정교수
※관심분야 : 생체신호, 의료정보, 바이오텔레메터링, CDMA, 유성버스트통신