
조기심실수축(PVC) 분류를 위한 환자 적응형 패턴 매칭 기법

조익성* · 권혁승**

Patient Adaptive Pattern Matching Method for Premature Ventricular Contraction(PVC) Classification

Ik-Sung Cho* · Hyeog-Soong Kwon**

요 약

조기심실수축(PVC)은 가장 보편적인 부정맥으로 심실세동, 심실빈맥 등과 같은 위험한 상황을 유발할 수 있는 가능성을 가지고 있기 때문에 이의 조기 검출은 매우 중요하다. 특히 일반인들의 건강상태를 지속적으로 모니터링해야 하는 헬스케어 시스템에서는 이를 위한 심전도 신호의 실시간 처리가 필요하다. 즉, 최소한의 연산량으로 정확한 R파를 검출하고, 대상 환자의 특징을 파악하여 PVC를 분류할 수 있는 적합한 알고리즘의 설계가 필요하다. 따라서 본 연구에서는 PVC 실시간 분류를 위한 환자 적응형 패턴 매칭 기법을 제안한다. 이를 위해 전 처리 과정과 적응 가변형 문턱 값과 윈도우를 통해 R파를 검출하였으며, 검출 대상에 따른 정상신호 군을 선별하고 이를 벗어나는 신호를 이상신호로 분류하기 위해 해쉬 함수를 통한 패턴 매칭 기법을 적용하였다. 제안한 알고리즘의 R파 검출 및 정상신호 분류 성능을 평가하기 위해서 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스를 사용하였다. 성능평가 결과, R파는 평균 99.33%, 이상신호 분류에 대한 에러율은 0.32%로 나타났다.

ABSTRACT

Premature ventricular contraction(PVC) is the most common disease among arrhythmia and it may cause serious situations such as ventricular fibrillation and ventricular tachycardia. Particularly, in the healthcare system that must continuously monitor patient's situation, it is necessary to process ECG (Electrocardiography) signal in realtime. In other words, the design of algorithm that exactly detects R wave using minimal computation and classifies PVC by analyzing the persons's physical condition and/or environment is needed. Thus, the patient adaptive pattern matching algorithm for the classification of PVC is presented in this paper. For this purpose, we detected R wave through the preprocessing method, adaptive threshold and window. Also, we applied pattern matching method to classify each patient's normal cardiac behavior through the Hash function. The performance of R wave detection and abnormal beat classification is evaluated by using MIT-BIH arrhythmia database. The achieved scores indicate the average of 99.33% in R wave detection and the rate of 0.32% in abnormal beat classification error.

키워드

조기심실수축, RR간격, 적응형 문턱값, 윈도우, 패턴 매칭, MIT-BIH 데이터베이스

Key word

Premature Ventricular Contraction(PVC), RR interval, adaptive threshold, window, pattern matching, MIT-BIH database

* 정회원 : 부산대학교 IT응용공학과 (ischo@pusan.ac.kr)

접수일자 : 2012. 04. 17

** 중신회원 : 부산대학교 IT응용공학과 (교신저자)

심사완료일자 : 2012. 05. 10

Open Access <http://dx.doi.org/10.6109/jkiice.2012.16.9.2021>

©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.

I. 서 론

일반적으로 심전도(ECG : electrocardiography) 신호의 해석은 인체로부터의 생체신호 획득, 잡음 제거, QRS 파형의 검출 및 진단의 단계를 포함하며, 심전도 신호의 분석을 토대로 심장의 이상 유·무와 여러 가지 심장질환의 진단에 많이 활용되고 있다[1-2]. 한편 조기 심실수축(PVC : Premature Ventricular Contraction)은 심실의 조기수축에 의한 심장질환 중 가장 흔한 부정맥으로 정상인에게서도 발생할 수 있다[3-4]. 특히 과거에 심장질환이 있었던 환자에서 PVC의 발생은 심실세동, 심실빈맥과 같은 위험한 심장질환을 유발할 수 있기 때문에, 이의 조기 검출은 예방과 추후 발생여부에 대한 기초조사로서 매우 중요하다. 하지만 생체신호의 특성상 개인 간의 차이가 크기 때문에 안정적인 성능을 나타내는 알고리즘을 개발하는 일은 여전히 어려운 문제이다. 이는 대상 환자에 특성에 따른 신호 차이는 무시하고, 심전도 자체의 신호 차이를 통해 부정맥을 분류함으로써 성능하락이 나타나기 때문이다[5]. 이를 극복하기 위해서는 개인의 특성에 따른 정상신호 군을 선별하고 그 범위를 벗어나는 신호를 이상신호로 판단하여 대상의 차이로 인한 성능변화를 줄이는 알고리즘의 설계가 필요하다.

따라서 본 연구에서는 PVC 실시간 분류를 위한 환자 적응형 패턴 매칭 기법을 제안한다. 이를 위해 전 처리 과정과 적응 가변형 문턱 값을 통해 R파를 검출하였으며, 검출 대상에 따른 정상신호군 선별과 이상신호 분류를 위해 해쉬(Hash) 함수를 통한 패턴 매칭 기법을 적용하였다. 본 논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서는 R 파 검출 및 패턴 매칭 기법에 대하여 설명하고 3장에서는 실험결과에 대하여 논하고 4장에서 결론으로 마무리한다.

II. 제안한 기법

본 연구에서 제안한 환자 적응형 패턴 매칭 기법의 전체 구성도는 그림 1과 같은 단계로 나누어진다. 먼저 ECG 신호로부터 전 처리를 통해 잡음을 제거하고, 적응형 알고리즘을 적용하여 R파를 검출하는 단계, 검출된 R파를 기준으로 해쉬 값 추출과 패턴 매칭을 통해 정상

신호 군을 분류하고 이상신호를 추출하는 단계로 나누어진다.

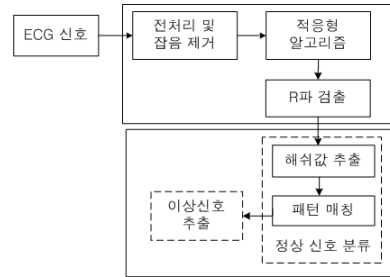


그림 1. 전체 시스템 구성
Fig. 1 System configuration

2.1. 전 처리 및 R파 검출

정확한 진단을 위해서는 심전도 신호에 포함되어 있는 다양한 잡음을 제거하여 R파를 정확히 검출하는 것이다. 특히 호흡에 의한 기저선의 변동이나 전력선 잡음을 제거하기 위한 전 처리 과정은 필수적이다. 따라서 본 연구에서는 잡음 제거를 위해 시간-주파수 영역에서 동시에 분석이 가능한 웨이블릿 변환을 이용하였다[6-8]. 잡음이 제거된 신호는 R파 검출을 위한 입력 값으로 사용된다. 적응형 문턱 값과 윈도우를 이용한 R파 검출 방법은 그림 2와 같다. 초기의 적응 가변형 문턱 값을 결정하기 위하여 정상 심전도 신호의 주기를 고려하였다[9]. 정상 주기는 일반적으로 800ms~1200ms이기 때문에 R파가 검출될 수 있는 범위는 최대 1200ms의 50%로 하였다. 따라서 입력되어 들어오는 심전도 신호의 샘플 값 중 600ms내의 최대값을 R파로 결정한다.

이후 검출된 R파 진폭 값의 30%를 문턱 값으로 사용하여 차례로 6개의 R파를 검출한다. 이는 다음 R파를 검출함에 있어 P파나 T파를 R파로 오인하지 않기 위한 최적의 문턱 값이다. 본 논문에서의 적응 가변형 문턱 값은 매 심전도 신호의 파형에 따라 이 과정을 반복하여 입력되어 들어오는 신호에 따라서 자동적으로 문턱전압도 변화하여 검출의 효율성을 증대시켰다. 윈도우(window)는 입력되어 들어오는 신호간격의 변화에 따라 자동적으로 간격이 변화되고 신호가 윈도우 내에서 적응형 가변 문턱 값을 초과할 때 최고점을 검출하여 R파를 결정한다. 윈도우 간격은 전 처리된 신호에서 검출된 초기 6개 R파를 이용하여 5개의 RR 간격을 구하

고, 이를 평균하여 그 값의 50%로 설정한다. 윈도우 구간 내에서 가변문턱전압보다 높은 파형이 발생된 경우 최고점을 검출하고, 윈도우 구간진행 중 문턱 값보다 낮은 진폭이 발생된 경우에는 높은 진폭 값이 나타날 때까지 윈도우 구간을 계속 확장하여 최고점을 검출한다. 여기서 고려해야 할 사항으로, 윈도우 간격이 너무 넓고 진폭크기가 서로 다른 두 개의 파형이 가변문턱전압을 초과할 경우, 윈도우는 큰 진폭을 가진 한 개의 파형만 검출한다.

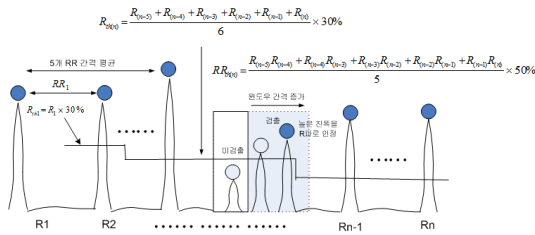


그림 2. 적응형 문턱 값과 윈도우를 통한 R파 검출
Fig. 2 R wave detection through adaptive threshold and window

2.2. 환자 적응형 패턴 매칭 기법

심전도 데이터의 경우, 정상신호에 대한 패턴이 일정하지 않다. 왜냐하면 생체신호는 대상에 따라 다양한 특징을 갖고 있으며, 특히 심전도의 경우 개인 간의 파형 차이가 뚜렷한 생체신호이기 때문이다. 따라서 본 연구에서는 개인마다 다양한 정상 심전도 신호를 분류하기 위해 패턴 매칭 기법을 사용한다[10]. 인터넷 패킷처리에 사용된 문자열 패턴 매칭 기법을 심전도 신호에 적용한 방법이다. 이는 심전도 신호를 패킷으로 간주하여 특정 문자열과 부합하는 데이터 패킷을 정상 심전도 영역으로 설정하고, 이를 벗어난 부분을 이상영역으로 확인하는 방법이다.

2.2.1. 문자열 매칭

일반적으로 문자열 매칭은 인터넷상의 의도하지 않은 침입이 발생하였을 경우에 이를 탐지하기 위한 기술로 사용된다. 가령 특정 패턴을 갖는 패킷을 고정된 패킷과 비교하여 이를 침입으로 판정하는 방법이다. 이는 패킷 헤더와 페이로드에 대한 분석을 수행하여 기 적용되어 있는 공격 시그니처에 기초하여 해당 패킷이 공격패

킷인지 아닌지의 유무를 판단하게 된다. 패킷 데이터에 대한 문자열 매칭 기법은 기본적으로 해쉬(Hash) 값에 기반한 매칭 기법이며, 일정단위의 서브 스트링 단위로 나누어 메모리에 적재되고, 메모리에 적재되는 위치는 해당 서브 스트링의 해쉬 값을 키로 사용한다. 이후 패킷이 유입되면 페이로드 부분을 해당 크기의 서브 스트링 단위로 이동해 가면서 해쉬 값을 구하고, 그 값을 키로 하여 저장되어 있는 서브 스트링 정보와 바로 매칭을 수행한다. 이 과정은 메모리 블록마다 동시에 수행되며, 이를 통해서 즉각적인 매칭 유무를 알아내게 된다.

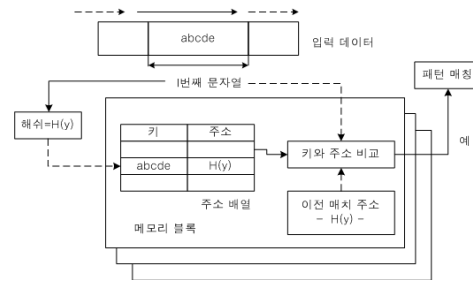


그림 3. 문자열 매칭 기법
Fig. 3 String matching method

2.2.2. 적응형 패턴 매칭 기법

본 연구에서 제안된 적응형 패턴 매칭 기법은 환자에 따라 상이한 정상신호 군을 분류하기 위한 것으로 앞서 언급된 문자열 매칭 기법을 적용하였다. 패턴 매칭을 위해 사용된 입력 데이터는 QRS 콤플렉스의 시간과 진폭 정보를 이용하였다[11]. 이 길이를 일관적으로 적용하기 위해 앞서 검출된 R파의 시간 정보를 기준으로 이전과 이후의 시간 간격을 계산하였으며, 그 결과 가장 큰 QRS 콤플렉스의 시간 간격인 150ms를 입력되는 고정 길이로 선택하였다. 긴 문자열이 반복될 때 문자열의 경계 구간이 선택되며, 문자열 내의 경계면은 거의 같은 위치에서 반복된다. 이 문자열의 경계는 특정 슬라이딩 윈도우의 해쉬 값으로 결정되며, 특정 길이($l = \log_2 L$)를 가진 소수로써 결정된다. 패턴 매칭 기법은 그림 4와 같이 크게 해쉬 값 추출과 패턴 매칭의 두 단계로 나누어진다. 첫 번째 단계에서는 입력된 심전도 신호에서 경계면 추출을 위해 QRS 영역에 해당하는 진폭과 시간정보, 현재의 RR 간격으로 구성된 입력 값을 받아 해쉬 값을 먼저 산출하고, 그 경계면 사이에 존재하는 QRS 영역의 주소 값 계

산을 위해 다음 해쉬 값을 추출한다. 두 번째 단계에서는 추출된 값을 초기에 생성된 정상 템플릿과 비교하여 이 범위를 만족하였을 경우 메모리에 저장된다. 저장된 값은 패턴 매칭을 수행하기 위한 기준 정보로써 이후에 유입되는 해쉬 값과 비교하여 그 범위가 현재 메모리에 저장된 주소 값과 그 값의 상위 12개, 하위 12개 전체 25개를 만족하였을 경우 정상신호 군으로 분류한다. 심전도 신호는 실제 인터넷 패킷과는 다르며, 정상신호로 정의한 일정 신호의 심장박동이 정확하게 이전 신호와 일치하지는 않기 때문에 본 연구에서는 정상 신호 구간을 현재 신호의 92~116%로 판단하여 그 주소를 기준으로 전체 25개의 주소를 지정하였다.

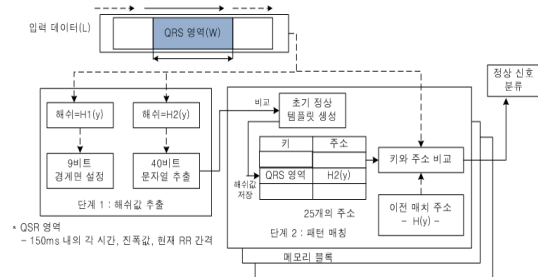


그림 4. 적응형 패턴 매칭 기법
Fig. 4 Adaptive pattern matching method

2.2.3. 정상 신호 템플릿

템플릿은 심전도 신호를 분석 및 진단할 때 중요하게 이용되는 파라미터로써 파형의 형태를 나타내는 변수이다. 초기 템플릿 생성루틴은 환자마다의 고유 패턴을 형성하여 기준 값을 생성하는 부분으로 150ms 범위의 QRS 영역과 현재의 RR 간격의 해쉬 값을 산출을 통하여 현재 값을 기준으로 상하 12개씩 총 25개의 값을 메모리에 저장한다. 정상 신호 분류를 위해 심전도 신호의 형태와 상관관계를 갖는 QRS 폭과 RR 간격의 정상 범위를 각각 80ms~110ms, 70ms~120ms로 설정하고, 그 간격이 범위 내에 존재할 경우에는 현재 QRS 영역을 정상으로 간주하였다[12]. 초기 템플릿 생성은 초기에 정상으로 판정된 8개의 패턴을 평균하였고, 템플릿 데이터는 수식 (1)과 같이 현재의 R점을 기준으로 좌, 우 3개씩 전체 6개의 데이터(150ms의 QRS 영역)를 이용하여 계산하였으며, 이 간격은 QRS 폭이 넓은 최대 부정맥 신호를 포함시키기 위함이다.

$$(X_t)_i = X_{ki} - (\sum_{i=1}^6 X_{ki} / 6) \tag{1}$$

$(X_t)_i$: 템플릿의 i 번째 데이터
 X_{ki} : 초기 정상 QRS complex의 i 번째 샘플 값

수식 (1)을 통하여 선택된 6개의 템플릿 데이터와 현재의 RR 간격은 수식 (2)를 통하여 해쉬 값을 산출하고 이 값은 정상 심전도 구간이 저장될 메모리 주소로 사용된다.

$$H(Y) = LFSR((X_t)_i \oplus RR_k) \tag{2}$$

$H(Y)$: 메모리 주소로 저장될 해쉬 값
 $LFSR$ (Linear Feedback Shift Register)
 $(X_t)_i$: i 번째 샘플 값, RR_k : k 번째 RR 간격

일반적으로 해쉬 함수는 메시지의 무결성을 보장하기 위한 인증에 사용되는 방법인데, 본 연구에서는 정상 신호 구간을 나타내는 유일한 주소 값을 산출하기 위해 선형회환 시프트 레지스터(LFSR)를 사용하였다. 현재 QRS 구간에서 입력되는 6개의 샘플 값과 RR 간격은 EX-OR연산을 통하여 해쉬 값을 산출하고 이전 값과 비교된다. 이 때 산출된 해쉬 값은 이전의 해쉬 값보다 증가 혹은 감소하고 현재 정상 값의 주소를 기준으로 상위 12개의 주소와 하위 12개의 주소에 차례로 저장되며 그 범위를 만족하지 못했을 경우 이상 영역으로 간주하여 제외된다.

2.2.4. 변수값 설정

입력 데이터 설정을 위해 각각의 심박동에서 데이터를 분석하고 개인에 대한 심전도 패턴을 추출하기 위해 반복 작업을 수행하였다. 패턴 매칭 기법을 심전도 신호에 적용하기 위하여 모든 변수들은 실제 측정값으로 나타내었다. 심전도 신호를 문자열 데이터와 같이 표현하기 위해서는 샘플링 주파수에 따른 데이터로 표현되어야 한다. 따라서 MIT-BIH 데이터베이스의 샘플링 주파수인 360samples/s를 적용하여 데이터 변환을 수행하였다. 표 1은 실험에 사용된 심전도 신호의 시간간격과 샘플링 주파수를 통해 변환된 실제 측정값을 나타낸다. 입력 문자열(L)은 패턴 매칭을 수행하기 위한 입력 값을 나타내며, 연속되는 두 개의 심박동사이의 시간 간격을 나타내는 현재의 RR간격 값으로 설정하였다. 일반적으로 정상심전도의 RR 간격은 800ms~1200ms의 시간간격을 가진다. 슬라이딩 윈도우는 QRS 영역을

나타내며, 최대 영역으로 설정하였다. 경계면의 길이는 하나의 심박동을 나타내는 값으로 RR 간격으로 설정하였다. 메모리 개수와 폭은 실시간 처리를 위해 1, 10으로 설정하였으며, 이는 반복된 실험을 통해 산출된 값이다. 본 연구에서 제안된 패턴 매칭 기법은 정상 신호군의 영역을 벗어난 영역을 이상신호, 즉 다양한 부정맥의 형태로 분류하는 기법이다. 따라서 이를 통해 정상신호로 분류되지 않는 신호를 통해 부정맥을 별도로 검출한다면 특정 부정맥을 효율적으로 검출할 수 있다.

표 1. 변수값 설정
Table. 1 Parameter setting

변수	시간값	실제 측정값
입력문자열(L)	800ms~1200ms	450 바이트
슬라이딩 윈도우(W)	150ms	108 바이트
경계면의 길이(l)	logL	9 비트
메모리 개수(m)	1	1
메모리 폭(n)	10	10

III. 실험결과 및 고찰

3.1. 정상 및 이상 신호 패턴

본 연구에서는 패턴 매칭을 통해 정상신호군 패턴을 찾고, 그 범위를 벗어난 신호를 이상신호로 판단하였다. 경계면 구분과 문자열 매칭을 위한 해쉬 값 추출은 QRS 영역의 시간과 진폭 정보를 이용하였다. 본 장에서는 이 해쉬 값 추출에 사용된 QRS 영역과 RR 간격이 정상 및 이상 신호 분류에 적합한지를 확인하기 위해 101, 103, 100, 105, 200, 232번 레코드를 통해 그 패턴을 확인하였다. 6개의 레코드를 대상으로 한 이유는 101, 103번 레코드는 모든 영역이 정상영역이고, 100, 105번 레코드는 소수의 영역이 이상영역이며, 200번과 232번은 다수의 영역이 이상영역으로 그 패턴을 비교하기가 적합하기 때문이다. QRS 영역과 RR 간격에 대한 패턴은 각각 그림 5, 6과 같다. 그림 5와 6의 (a) 101번, (b) 103번 레코드는 정상 QRS 간격을 유지하며, RR 간격 패턴 또한 정상 간격인 830ms~920ms의 간격을 나타내었다. (c) 100번과 (d) 105번 레코드의 경우도 대부분의 비트가 정

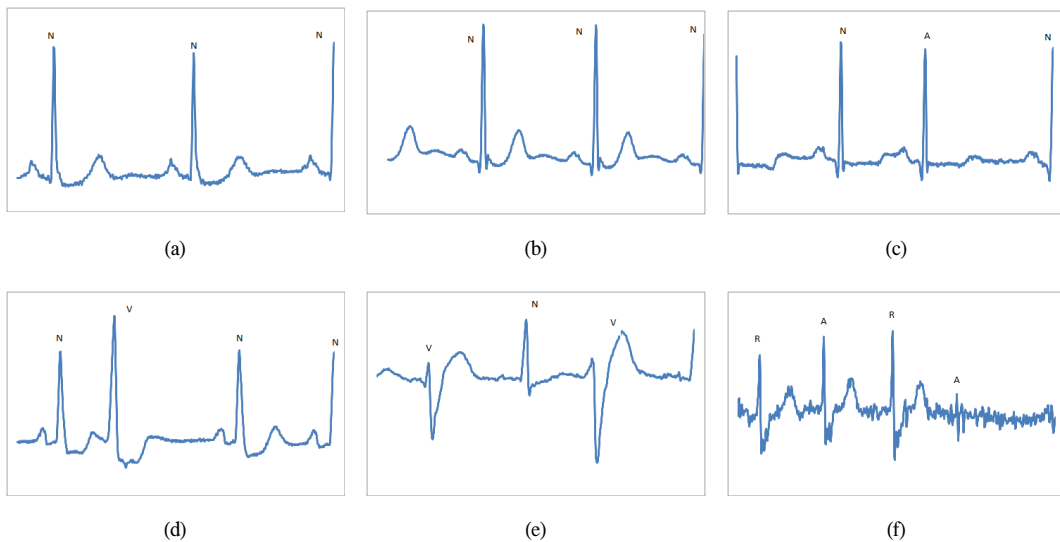


그림 5. QRS 영역 패턴. (a) 101번 레코드 (b) 103번 레코드 (c) 100번 레코드 (d) 105번 레코드 (e) 200번 레코드 (f) 232번 레코드

Fig. 5 Pattern for QRS region. (a) No. 100 record (b) No. 103 record (c) No. 100 record (d) No. 105 record (e) No. 200 record (f) No. 232 record

N : 정상(Normal beat), A : 심방수축(Atrial premature beat),
V : 심실수축(Premature ventricular contraction), R : 우각 차단(Right bundle branch block beat)

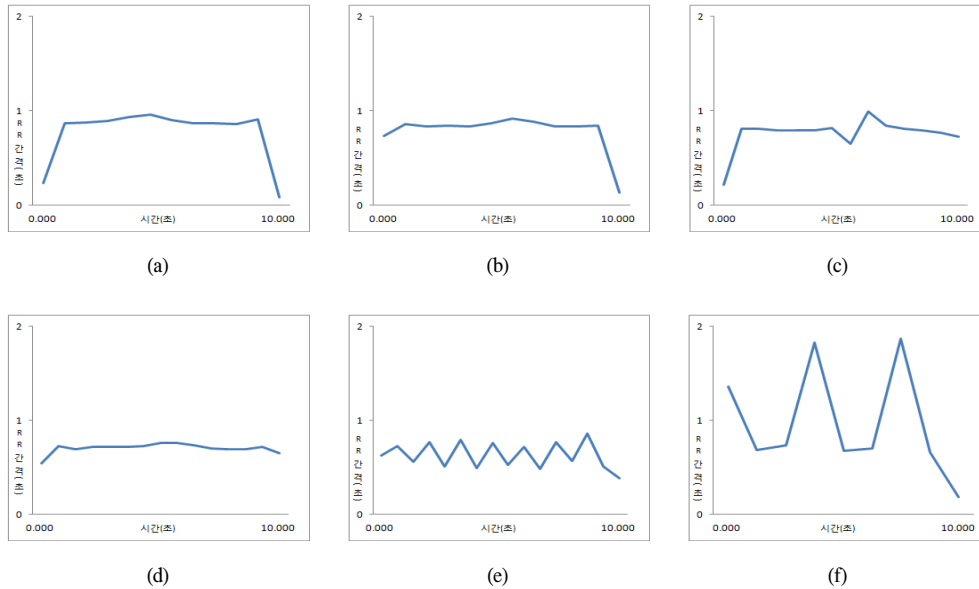


그림 6. RR 간격 패턴. (a) 101번 레코드 (b) 103번 레코드 (c) 100번 레코드
(d) 105번 레코드 (e) 200번 레코드 (f) 232번 레코드

Fig. 6 Pattern for RR interval. (a) No. 101 record (b) No. 103 record (c) No. 100 record
(d) No. 105 record (e) No. 200 record (f) No. 232 record

상 QRS 간격인 90ms~110ms를 벗어나지 않았으며, RR 간격 패턴은 800ms~1000ms의 간격을 유지하는 것으로 나타났다. 하지만 100번 레코드의 경우 심방수축 구간에서는 RR 간격이 크게 변화하는 부분이 생겼으며, 105번 레코드의 경우 RR 간격은 정상이나 넓은 QRS 간격을 나타내는 심실수축 구간이 나타난 것을 확인할 수 있다. (e) 200번 레코드의 경우 RR 간격 패턴은 정상범 위 안에 속하나 아주 넓은 QRS 영역이 반복적으로 나타나는 심실수축구간을 확인할 수 있으며, (f) 232번 레코드의 경우 넓은 QRS 영역의 패턴과 RR 간격의 패턴이 500ms~1730ms의 급격한 변화를 나타내는 패턴을 가지는 것으로 나타났다.

따라서 각 레코드의 신호 패턴을 통해 살펴본 것과 같이 각 레코드의 QRS 간격과 RR 간격은 정상과 이상 신호에 대한 패턴이 확연히 차이가 나는 것으로 문자열 매칭을 위한 분류 정보로 적합하다는 것을 확인할 수 있다.

3.2. 정상 및 이상 신호 분류

환자 적응형 패턴 매칭 기법의 성능 평가를 위해 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스를 이용하였다. 본 연구에서는 실제 적용된 기법의 정상 및 이상 신호 분류의 성능 평가를 위해 종형곡선(bell shaped curve)를 이용하였다. 종형곡선은 정규분포(正規分布: 가우스 분포)를 나타내는 방법으로 수집된 자료의 분포를 근사하는 데에 자주 사용되는 방법이다. 가우스 분포는 독립적인 확률변수들의 평균이 정규분포에 가까워지는 성질을 가지고 있어, 그 곡선이 평균값을 중앙으로 하여 좌우 대칭인 종 모양을 이루게 된다. 따라서 문자열 패턴 매칭을 통해 분류된 정상신호군은 정규 분포에 가까워지는 성질을 가지며, 이상 비트를 포함하는 신호는 종형 곡선이 분포가 일정하지 않게 된다. 일반적으로 이상 심전도 비트는 종형 곡선의 꼬리부분에 초과 왜곡 현상이 나타난다. 특히 이러한 초과 왜곡이 많이 발생한 종형곡선은 매우 많은 이상비트가 나타났다는 것을 의미한다. 그림 7은 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스의 101,

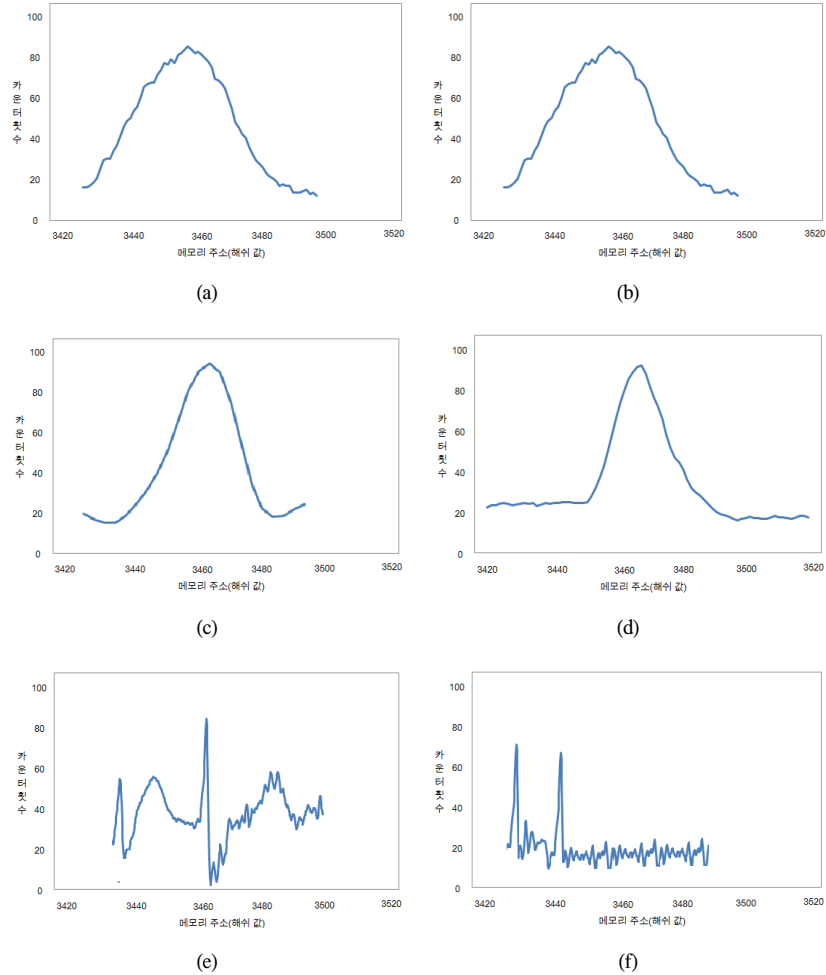


그림 7. 종형곡선을 통한 비트 비교. (a) 101번 레코드 (b) 103번 레코드
 (c) 100번 레코드 (d) 105번 레코드 (e) 200번 레코드 (f) 232번 레코드
 Fig. 7 Beat comparison through bell shaped curve. (a) No. 101 record (b) No. 103 record
 (c) No. 100 record (d) No. 105 record (e) No. 200 record (f) No. 232 record

103, 100, 105, 200, 232번 레코드에 대한 메모리 카운터 값의 분산을 나타낸다. 즉 x축은 QRS 영역을 기준으로 각 샘플 값과 RR 간격을 통해 산출된 해쉬 결과 값을 의미하며 메모리 주소로써 사용된다. y축은 해쉬 결과 값에 대한 카운터 횟수를 나타내며 그 메모리 주소의 내용을 의미한다. 예를 들어 레코드 103번에서 x가 3440 그 y 값이 60일 경우 해쉬 값이 3440인 메모리 주소는 60의 값을 가지고 있다는 것을 의미한다.

그림 7에서와 같이 종형곡선은 메모리 카운터에 저장된 정상신호의 분산을 나타낸다. 또한 이러한 정상 영역을 벗어난 메모리 카운터 값은 이상 비트가 내포되어 있다는 것을 나타낸다. 그림 7의 (a) 101번과(b) 103번 레코드는 순수한 정상비트를 담고 있으며, 이는 실제 실험에서 전체적인 해쉬 값이 가우스분포를 나타내었다. (c) 100번 레코드는 꼬리 부분에 해당하는 해쉬 값 3430과 3490 근처에서 종형곡선이 왜곡된 것으로 보

아 약간의 이상 비트를 담고 있으며, (d) 105번 레코드 역시 꼬리부분에서 정상분포를 가지지 않고 일정한 헤쉬 값으로 나타남을 확인할 수 있다. (e) 200번과 (f) 232번 레코드의 경우 정상 종형 곡선을 많이 벗어난 것으로 보아 매우 많은 이상 비트를 담고 있는 것으로 확인되었다.

3.3. R파 검출 및 이상신호 분류 에러율

MIT-BIH 부정맥 데이터베이스를 통하여 R파 검출 및 이상신호 분류에 대한 성능 평가가 수행되었다. 검출율의 계산은 식 (3)을 통하여 이루어진다.

$$\text{검출률} = \frac{\text{전체비트수} - (FP + FN)}{\text{전체비트수}} \quad (3)$$

(FP: False Positive, FN: False Negative)

표 2. R파 검출률
Table. 2 R wave detection rate

MIT-BIH	R peak detection	
	비트수	검출률
100	1902	99.95%
101	1524	99.94%
103	1729	99.94%
104	1860	99.73%
105	2202	93.05%
109	2099	99.95%
112	2111	99.95%
113	1506	99.93%
115	1637	99.94%
119	1661	99.94%
121	1560	99.87%
123	1269	100%
124	1367	99.93%
200	2170	99.77%
203	2495	98.20%
205	2201	99.91%
212	2285	99.96%
215	2795	99.96%
217	1845	99.84%
232	1780	99.94%
total	72185	99.33%

식 (3)에서 FP는 검출알고리즘이 R파를 검출하였으나, MIT-BIH 부정맥 데이터베이스에는 존재하지 않을 경우이고, FN은 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스에는 있으나 알고리즘이 이를 검출하지 못한 경우이다. 전체 비트는 MIT-BIH에 존재하는 R파의 총개수이다. 표 2와 같이 총 19개 레코드를 대상으로 한 R파 검출율은 약 99.33%가 나왔다. 108번, 105번 데이터는 검출율이 약 93.05%와 92.48%로 차례로 가장 낮은 검출결과를 보였는데, 그 이유는 잡음성분이 다른 데이터에 비해서 비교적 많이 포함되어 있어 신호의 왜곡을 가져왔으며, 적응 가변형 임계 값과 윈도우는 이러한 잡음의 왜곡을 QRS 파형의 최대값으로 인식하기 때문에 발생한 것이다. 결과적으로 R파의 평균 검출율은 99.33%의 우수한 성능을 나타내었다. 특히 소형화 및 저 전력을 위한 자원의 효율성을 고려하고 이상상태를 감지 후 경고해야 하는 헬스케어 시스템에서는 더욱 효율적일 것으로 판단된다.

표 3. 이상신호 분류에 대한 에러율
Table. 3 Error rate for abnormal beat classification

MIT-BIH	실제 이상 비트(%)	검출된 이상비트(%)	에러율(%)
100	1.35	1.35	0
101	0	0	0
103	0	0	0
104	100	96.8	3.2
105	4.18	5.42	1.24
109	100	96.99	3.01
112	0	0.8	0.8
115	0	0	0
119	29.23	30.01	0.77
121	0	0	0
123	100	99.92	0.08
124	0	0	0
200	39.08	39.45	0.37
203	9.8	8.9	0.9
205	0	0	0
212	100	99.89	0.11
215	7.9	7.5	0.4
217	100	98.7	1.3
232	31.58	30.21	1.37
평균	32.86	32.54	0.32

또한 MIT-BIH 각 레코드에 대한 실제 이상 비트와 사용된 방법으로 검출된 이상비트와의 검출율을 표 3에 나타내었다. 결과적으로 검출된 이상비트는 평균적으로 32.54%로 실제 이상비트가 32.86인 것을 감안할 때 오차는 0.32%로 이상비트 검출에 대한 정확도가 뛰어난 것으로 확인되었다.

IV. 결 론

본 연구에서는 개인 간의 신호의 특징 차이를 줄이고 부정맥을 검출하기 위한 목적으로 환자 적응형 패턴 매칭 기법을 제안하였다. 이를 위해 전 처리 과정과 적응 가변형 문턱 값과 윈도우를 통해 R파를 검출하였다. 특히, 검출 대상에 따른 개인 간에 발생하는 정상신호의 차이를 정확히 분류하기 위해 해쉬 함수를 통한 패턴 매칭 기법을 적용하였다. 그 후 QRS 폭과 RR 간격 추출을 통해 이상 비트를 분류하였다. 제안한 알고리즘의 타당성 검토를 위해 먼저 중형곡선을 통해 정상 비트와 이상 비트의 왜곡 여부를 판단하였다. 그 결과 심전도의 정상영역을 나타내는 중형곡선은完만한 형태를 나타냈으며, 이상 비트가 내포되어 있는 중형곡선은 흑과 왜곡 현상이 나타난다는 것을 확인할 수 있었다. 또한 실제 이상비트 검출율에 대한 어려움을 확인한 결과 제안한 알고리즘의 정상 신호 분류에 대한 검출율이 뛰어난 것을 확인할 수 있었다. R파 검출 및 이상 비트 분류 성능 평가 결과, 19개의 MIT-BIH 레코드를 대상으로 한 R파의 평균 검출율은 99.33%의 성능을 나타내었으며, 이상 비트 검출율은 실제 이상비트와의 차이가 0.32%로 이상비트 검출에 대한 정확도가 뛰어난 것으로 확인되었다. 대상자의 증상 유무 및 종류에 따라 정확한 진단을 해야 하는 헬스케어 시스템의 경우 본 연구에서 제안한 환자 적응형 패턴 매칭 알고리즘이 효율적인 것으로 판단된다. 따라서 특징인에 대한 정상적인 생체신호의 속성을 이미 알고 있는 상태에서 최소한의 연산량으로 정확한 R점을 검출하고, 실시간으로 심장질환을 판단하는 기능을 내장하는 알고리즘에 대한 연구가 지속적으로 이루어질 것으로 판단된다.

참고문헌

- [1] S. Sangwatanaroj, S. Prechawat, B. Sunsaneewitayakul, S. Sitthisook, P. Tosukhowong, and K. Tungsanga, "New electrocardiographic leads and the procainamide test for the detection of the Brugada sign in sudden unexplained death syndrome survivors and their relatives," *Eur. Heart J.*, vol. 22, no. 24, pp. 2290-2296, 2001.
- [2] S. F. Wung and B. Drew, "Comparison of 18-lead ECG and selected body surface potential mapping leads in determining maximally deviated ST lead and efficacy in detecting acute myocardial ischemia during coronary occlusion," *J. Electrocardiol.*, vol. 32, pp. 30-37, 1999.
- [3] Beuchee A, Pladys P, Senhadji L, Betremieux P, Carre F. "Beat-to-beat blood pressure variability and patent ductus arteriosus in ventilated, premature infants", *Pflugers Arch*, 446:154-160. 2003.
- [4] Awdah Al-Hazimi, Nabil Al-Ama, Ahmad Syiamic, Reem Qosti, and Khidir Abdel-Galil, "Time domain analysis of heart rate variability in diabetic patients with and without autonomic neuropathy," *Annals of Saudi Medicine*, 22 (5-6), pp. 400-402. 2002.
- [5] 김진권, 이상준, 이명호, "Dedicated Wavelet 기반 대상 적응형 심박분류 알고리즘," *대한전기학회, ICS 2010 정보 및 제어 심포지엄 논문집*, pp. 67-68, 2010.04
- [6] Mallat S.: A theory for multiresolution signal decomposition: the wavelet representation. *IEEE Pattern Anal. and Machine Intel.*, vol. 11, no. 7, pp. 674-693, 1989.
- [7] Donoho D., Johnstone I.: Adapting to unknown smoothness via wavelet shrinkage. *J. ASA*, vol. 90, pp. 1200.1223. 1995.
- [8] Donoho D. L.: De-Noising by soft-thresholding. *IEEE Trans. on Inf. Theory*, vol.41, 3, pp. 613-627.1995.
- [9] 조익성, 권혁승, "PVC 분류를 위한 적응형 문턱치와 윈도우 기반의 R파 검출 알고리즘," *한국통신학회 논문지 제 34권 11호*, pp. 1289-1295. 2009. 11.

- [10] 김병구 외 3인, “하드웨어 기반의 고성능 침입탐지 기술,” 전자통신동향분석 제 22권 제 1호 2007. 02.
- [11] Faezipour. M. Saeed. A, Nourani. M, “Automated ECG profiling and beat classification,” Acoustics Speech and Signal Processing (ICASSP), 2010 IEEE International Conference on, pp. 2198 - 2201, 2010.
- [12] J. Pan and W. J. Tompkins, “A real-time QRS detection algorithm,” IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-32, no. 3, pp. 230 - 236, Mar. 1985.

저자소개



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)

1995. 08: 영남대학교 전자공학과
박사
1996. 04 - 2006. 02 : 밀양대학교
정보통신공학과 교수

2002. 02 - 2003. 02: Oregon State University Visiting
Scholar

2011. 07 - 2012. 07 : Georgia Institute of Technology
Visiting Scholar

2006. 03 - 현재 : 부산대학교 IT 응용공학과 정교수

※ 관심분야 : 생체신호, 의료정보, 바이오텔레메디팅,
CDMA, 유성버스트통신