
효율적인 QRS 검출과 프로파일링 기법을 통한 심실조기수축(PVC) 분류

조익성* · 권혁승**

Efficient QRS Detection and PVC(Premature Ventricular Contraction)
Classification based on Profiling Method

Ik-Sung Cho* · Hyeog-Soong Kwon**

요 약

심전도 신호의 QRS 영역은 심장의 질환을 판단하는 중요한 자료로 쓰이는데, 여러 종류의 잡음으로 인해 이를 분석하는데 어려움을 준다. 또한 일반인들의 건강상태를 지속적으로 모니터링 하는 헬스케어 시스템에서는 신호의 실시간 처리가 필요하다. 그리고 생체신호의 특성상 개인 간의 차이가 있음에도 불구하고, 일반적인 ECG 신호의 판단 규칙에 따라 진단을 수행함으로써 성능하락이 나타날 수밖에 없다. 이러한 문제점을 해결하기 위해서는 최소한의 연산량으로 QRS를 검출하고 환자의 특성에 맞게 부정맥을 분류할 수 있는 알고리즘의 설계가 필요하다. 따라서 본 연구에서는 형태연산을 통한 효율적인 QRS 검출과 개인별 정상신호 분류를 위해 해쉬 함수를 적용하여 프로파일링 하였으며, 검출된 QRS 폭과 RR 간격을 이용하여 심실조기수축(PVC)을 분류하는 알고리즘을 개발하였다. 제안한 방법의 우수성을 입증하기 위해 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스를 통해 기존 방법과 부정맥 분류 성능을 비교하였다. 성능평가 결과, R파는 평균 99.77%, 정상 신호 분류에 대한 에러율은 0.65%, PVC는 각각 93.29%로 기존 방법에 비해 약 5% 우수하게 나타났다.

ABSTRACT

QRS detection of ECG is the most popular and easy way to detect cardiac-disease. But it is difficult to analyze the ECG signal because of various noise types. Also in the healthcare system that must continuously monitor people's situation, it is necessary to process ECG signal in realtime. In other words, the design of algorithm that exactly detects QRS wave using minimal computation and classifies PVC by analyzing the persons's physical condition and/or environment is needed. Thus, efficient QRS detection and PVC classification based on profiling method is presented in this paper. For this purpose, we detected QRS through the preprocessing method using morphological filter, adaptive threshold, and window. Also, we applied profiling method to classify each patient's normal cardiac behavior through hash function. The performance of R wave detection, normal beat and PVC classification is evaluated by using MIT-BIH arrhythmia database. The achieved scores indicate the average of 99.77% in R wave detection and the rate of 0.65% in normal beat classification error and 93.29% in PVC classification.

키워드

형태 연산, QRS, 정상신호, 해쉬 함수, 프로파일링, 심실조기수축

Key word

morphological filter, QRS, normal signal, hash function, profiling, PVC

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

접수일자 : 2012. 11. 23

** 중신회원 : 부산대학교 IT응용공학과 (교신저자)

심사완료일자 : 2012. 12. 09

Open Access <http://dx.doi.org/10.6109/jkiice.2013.17.3.705>

©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. 서론

일반적으로 심전도(EGC : 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. 하지만 측정할 때 발생하는 여러 종류의 잡음성분들로 인하여 이를 분석하는데 어려움을 준다[1-2]. 또한 일반인들의 건강상태를 지속적으로 모니터링 해야 하는 헬스케어 시스템에서는 이를 위한 심전도 신호의 빠르고 효율적인 처리가 필요하다. 하지만 생체신호의 특성상 개인 간의 차이가 있음에도 불구하고, 일반적인 ECG 신호의 판단 규칙에 따라 진단을 수행함으로써 성능하락이 나타날 수밖에 없다 [3-5]. 이러한 문제점을 해결하기 위해서는 최소한의 연산량으로 잡음을 제거하여, 효율적으로 정확한 QRS를 검출하고 환자의 특성에 맞게 부정맥을 분류할 수 있는 알고리즘의 설계가 필요하다. 따라서 본 연구에서는 효율적인 QRS 검출과 프로파일링 기법을 통한 부정맥 분류 방법을 제안한다. 이를 위해 먼저 형태 연산을 통한 전 처리 과정과 적응형 윈도우를 통해 QRS를 검출하였으며, 검출 대상에 따른 개인별 정상 신호를 분류하기 위해 해쉬 함수를 통한 프로파일링 기법을 적용하였다. 그 후 QRS 폭과 RR 간격을 통해 적응적으로 심실조기수축(PVC: Premature Ventricular Contraction)을 분류하는 알고리즘을 개발하였다. 제안한 방법의 우수성을 입증하기 위해 기존 방법과 제안한 방법의 부정맥 분류 성능을 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스를 통해 비교하였다. 본 논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서는 제안한 기법에 대하여 논하고, 3장에서는 실험결과에 대하여 논하고 4장에서 결론으로 마무리한다.

II. 제안한 기법

본 연구에서 제안한 효율적인 QRS 검출과 프로파일링 기법을 통한 PVC 분류 방법의 전체 구성도는 그림 1과 같다. 먼저 ECG 신호로부터 형태 연산 필터를 통해 잡음을 제거하는 전처리 단계, 이후 적응 가변형 문턱값과 윈도우 변화에 따라 R파를 검출하는 단계, 프로파일링 기법을 통한 정상신호 군을 선별하는 단계, 정상신호

군을 벗어난 신호를 대상으로 부정맥을 분류하는 단계로 나누어진다.

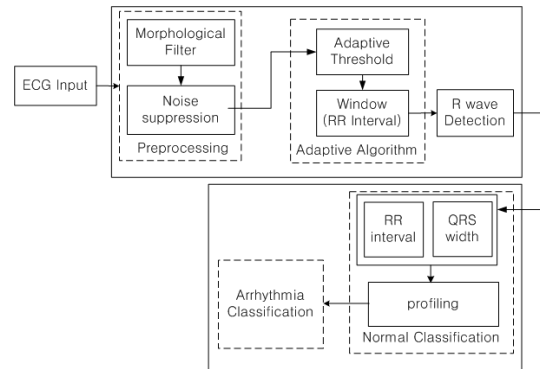


그림 1. 전체 시스템 구성
Fig. 1 System configuration

2.1. 형태 연산을 통한 전 처리

형태 연산은 적은 연산량과 신호 왜곡으로 영상처리 분야에서 사용되고 있는 방법이다. 본 연구에서는 원신호의 변형을 줄이고 계산량의 복잡도를 최소화함으로써 효율적으로 QRS를 검출하기 위해 형태 연산 기반의 전처리 기법을 적용하였다. 일반적으로 형태연산은 침식(erosion), 팽창(dilation) 연산의 적용 순서에 따라 제거(opening)와 채움(closing) 연산으로 나누어지는데, 제거 연산은 침식 후에 팽창을, 채움 연산은 팽창 후에 침식을 수행하여 양과 음의 피크값을 제거하는 방식으로 진행된다[6]. 본 연구에서 적용한 형태 연산을 이용한 ECG 잡음을 제거하는 과정은 그림 2와 같다. 먼저 첫 번째 구조요소(SE : Structing Element)를 이용하여 제거와 채움 연산을 순차적으로 적용하고 평균을 수행함으로써 ECG 신호에서 QRS 영역을 제거한다. 이후 첫 번째와 마찬가지로 두 번째 구조요소(SE)를 이용하여 PT 영역을 제거한다. 결과적으로 이 신호가 QRS와 PT 영역이 제거된 잡음이며, 원래의 ECG 신호와의 차이를 통하여 최종적으로 필터링 된 결과를 얻을 수 있다. 기존의 형태연산자를 이용한 잡음 제거 방법은 하나의 구조요소를 이용하여 P, QRS, T파를 모두 제거한다. 이때 PR과 QT 세그먼트 부분에 파형의 왜곡이 발생하게 된다. 따라서 사용되는 구조요소의 길이가 PR 또는 QT 세그먼트보다 클 경우 제거 연산의 결과가 원잡음 보다 높게 추정되며, T

파의 길이가 구조요소의 길이보다 클 경우 T파의 나머지 부분들이 잡음을 추정하는데 오차로 작용하게 된다. 따라서 이러한 문제점을 해결하기 위해 본 연구에서는 두 개의 구조요소를 이용하여 먼저 QRS 영역을 제거하고, 이후 P, T파를 제거하여 잡음 추정 시 발생하는 오차를 최소화 하였다. QRS 영역을 제거하기 한 첫 번째와 두 번째 구조요소로는 각각 QRS 영역과 T파의 넓이를 선택하였으며, 또 신호처리 시 연산량을 최소화하기 위해 구조요소 인자들의 값은 '0'으로 하였다.

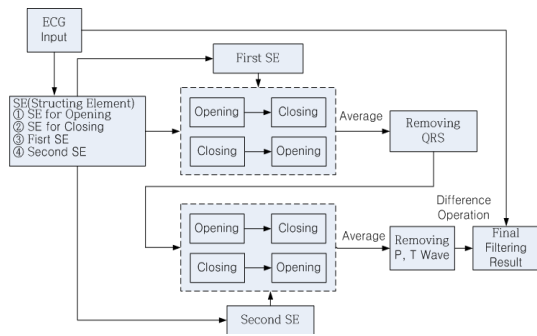


그림 2. 형태 연산을 이용한 잡음 제거
Fig. 2 Noise suppression through morphological filter

2.2. R파 검출

R파는 가변적으로 설정된 문턱값과 윈도우 간격을 이용하여 전 처리된 QRS 신호로부터 검출된다[7]. R파 문턱값과 윈도우 간격을 구하기 위한 방법은 수식 (1)과 같다. 먼저 처음 입력되는 ECG 신호에서 R파가 검출될 수 있는 범위인 600ms이내의 범위 중 최대 진폭값을 갖는 파를 첫 번째 R파(R_1)로 결정한다. 이후, R_1 의 최대 진폭값의 30%를 초기 R파 문턱값(R_{th1})으로 설정하고, R_{th1} 을 이용하여 6개의 R파를 더 검출한다. 그리고 검출된 6개의 R파에서 진폭의 평균값을 계산한 후, 그 값의 30%에 해당하는 값을 다음 R파 문턱값($R_{th(n)}$)으로 결정한다. 이때, 30%에 해당하는 값은 다음 R파를 검출함에 있어서 P파나 T파를 R파로 오인하지 않기 위한 최적의 문턱값이 된다. 윈도우 간격($RR_{th(n)}$)은 산출된 RR 간격을 입력받고, 이를 평균하여 계산된다. 먼저 검출된 6개의 R파를 이용하여 5개의 RR간격을 산출하고, 산출된 RR간격들을 평균한 후, 그 평균값의 50%를 윈도우 간격으로 설정한다. 만약 설정된 윈도우 간격에서 신

호의 진폭이 문턱값 보다 낮아 R파를 검출할 수 없을 경우, 그 문턱값 보다 높은 값을 검출할 수 있을 때까지 윈도우 간격을 계속 확장한다. 결과적으로 윈도우 간격은 RR 간격에 따라 자동적으로 변화되고, 윈도우 내에서 신호의 최대값을 검출하게 되는 것이다.

$$\begin{aligned}
 R_{th1} &= R_1 \times 30\% \\
 R_{(2,3,\dots,6)} &= R_{th1} \times 30\% \\
 R_{th(n)} &= \frac{R_{(n-5)} \dots + R_{(n-2)} + R_{(n-1)} + R_{(n)}}{6} \times 30\% \\
 RR_{th(n)} &= \frac{R_{(n-5)}R_{(n-4)} \dots + R_{(n-2)}R_{(n-1)} + R_{(n-1)}R_{(n)}}{5} \times 50\%
 \end{aligned}
 \tag{1}$$

2.3. 프로파일링 기법

본 연구에서 제안된 프로파일링 기법은 환자에 따라 상이한 정상신호 군을 분류하기 위한 것으로 앞서 언급된 문자열 매칭 기법을 적용하였다[9-10]. 패턴 매칭을 위해 사용된 입력 데이터는 QRS 폭과 RR 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. 프로파일링 기법은 그림 3과 같은 단계로 나누어진다. 먼저 입력된 심전도 신호에서 경계면 추출을 위해 QRS 영역에 해당하는 진폭과 시간정보, 현재의 RR 간격으로 구성된 값을 입력받아 해쉬 값을 먼저 산출하고, 그 경계면 사이에 존재하는 QRS 영역의 주소 값 계산을 위해 다음 해쉬 값을 추출한다. 이후 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 정상신호 구간을 현재 신호의 92~116%로 판단하여 그 주소를 기준으로 전체 25개의 주소를 지정하였다. 일반적으로 해쉬 함수는 메시지의 무결성을 보장하기 위한 인증에 사용되는 방법인데, 본 연구에서는 정상신호 구간을 나타내는 유일한 주소 값을 산출하기 위해 선

형귀환 시프트 레지스터를 사용하였다. 현재 QRS 구간에서 입력되는 6개의 샘플 값과 RR 간격은 EX-OR 연산을 통하여 해쉬 값을 산출하고 이전 값과 비교된다. 이때 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 이후 부정맥 분류를 위한 입력 데이터로 사용된다.

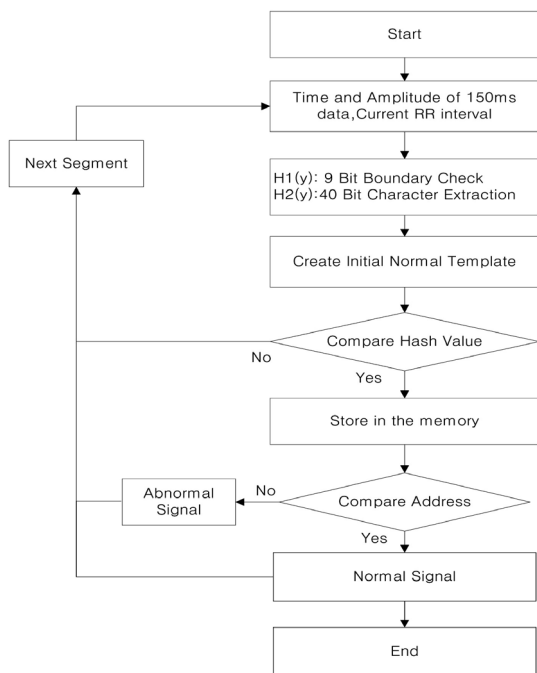


그림 3. 프로파일링 기법
Fig. 3 Profiling method

2.4. 형태연산과 프로파일링을 통한 PVC 분류

PVC는 임상에서 발견될 수 있는 가장 흔한 부정맥으로 과거 심장질환이 있었던 환자에서 PVC 발생은 심실빈맥(Ventricular Tachycardia)과 같은 위험한 심장질환을 유발할 수 있다. 따라서 PVC의 조기 검출은 심장질환에 대한 예방과 추후 발생여부에 대한 기초조사로서 매우 중요하다. 기존 부정맥 분류 알고리즘의 경우 심박동수와 관련한 PP 간격, P 모양의 다양성, QRS 주기 안에 여러 개의 P 파가 존재한다는 조건을 이용하는데, 이 방법은 P파의 검출이 정확하다는 전제 조건이 있어야 정

확한 부정맥을 진단할 수 있다[[11-12]. 하지만 P파의 검출은 쉬운 일이 아니기 때문에 이에 의존적인 알고리즘은 정확도가 떨어질 수밖에 없다. 따라서 본 연구에서는 여러 가지 특징점을 이용한 방법이 아닌, 단지 검출된 현재 R파를 기준으로 이전과 이후 시간 간격인 RR 간격 변화량과 QRS 폭을 통해 부정맥을 분류하였다. 표 1은 본 연구에서 제안한 형태연산과 프로파일링을 통한 PVC 분류 방법을 나타낸 것이다. 정상박동과 부정맥 박동의 RR 간격은 많은 차이를 나타내기 때문에 RR 간격의 차이점을 이용하여 PVC를 검출할 수 있다. PVC의 검출은 QRS 폭과, 가장 최근까지 수집된 총 3개의 RR 간격 정보를 추출하여 부정맥 여부를 판단한다. 여기서 RR_{i-1}, RR_i, RR_{i+1} 은 각각 이전시점, 현재 시점, 이후 시점의 RR 간격을 의미하여 $RR_{i-2}, RR_{i-3}, RR_{i-4}$ 는 현재 RR 간격으로부터 2, 3, 4번째 이전의 RR 간격이다. 또한 AR_{i-1} 이라는 것은 RR_{i-1} 에서 RR_{i-8} 까지의 8개의 평균 RR 간격을 말한다. 부정맥을 판단할 때 평균값을 이용하게 되면 관심 있는 RR 간격이외에 이전과 이후의 RR 간격까지 고려할 수 있다는 이점이 있다. QRS 폭이 110을 기준으로 판단하는 이유는 그 간격이 90~110사이일 경우 정상, 110 이상일 경우 PVC라고 의학적으로 판단하기 때문이다.

III. 실험결과 및 고찰

3.1. R파 검출 성능 비교

본 논문에서는 구현된 알고리즘의 실용성을 검증하기 위하여 샘플링 주파수가 360Hz인 MIT-BIH 데이터베이스에 형태 연산을 통한 전처리 기법을 적용하여 R파 검출의 효용성과 타당성을 확인하였다. 검출률의 계산은 식 (2)와 같다.

$$\text{검출률} = \frac{\text{전체비트수} - (FP + FN)}{\text{전체비트수}} \quad (2)$$

(FP: False Positive, FN: False Negative)

위의 식에서 FP는 검출알고리즘이 R파를 검출하였으나, MIT-BIH 부정맥 데이터베이스에는 존재하지 않은 경우이고, FN은 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스에는 있으나 알고리즘이 이를 검출하지 못한 경우이다.

표 1. PVC 분류 알고리즘 RR_{t-1}, RR_t, RR_{t+1} (이전, 현재, 이후의 RR 간격)
Table. 1 PVC Classification Algorithm

분류	데이터베이스	판별 기준
PVC (심실조기수축)	MIT-BIH 12개 record : 106, 119, 200, 201, 203, 207, 208, 210, 213, 214, 215, 217	$RR_{t-1} < AR_{t-1}$ and $RR_{t-1} + RR_t = 2AR_{t-1}$ $QRS\ width \geq 110$ or $RR_{t-3} < AR_{t-4}$ and $RR_{t-1} < AR_{t-4}$ and $RR_{t-3} + RR_{t-2} = 2AR_{t-4}$ and $RR_{t-1} + RR_t = 2AR_{t-4}$ or $RR_{t-2} < AR_{t-3}$ and $RR_{t-1} < AR_{t-3}$ and $RR_{t-2} + RR_{t-1} + RR_t = 2AR_{t-3}$

전체 비트는 MIT-BIH에 존재하는 R파의 총 개수이다. 표 2와 같이 총 12개 레코드를 대상으로 한 평균 R파 검출율은 99.77%의 우수한 성능을 나타내었다. 또한 표 3과 같이 기존의 필터들과 비교하였을 때 좀 더 우수한 검출율을 나타내었다.

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

MIT-BIH	R peak detection	
	비트수	검출률
106	2021	100%
119	1981	100%
200	2595	99.93%
201	1961	99.97%
203	2967	99.8%
207	2285	99.96%
208	2998	99.84%
210	2641	99.74%
213	3215	99.20%
214	2252	99.47%
215	3352	99.44%
217	1845	99.84%
total	30,113	99.77%

표 3. R파 검출결과 비교
Table. 3 Comparison of legacy algorithms for R wave detection result

종류	선형 필터	메디안 필터	보간법	wavelet	제안한 방법
평균 검출률 (%)	96.54	97.59	97.82	98.84	99.77

3.2. 프로파일링을 통한 정상 신호 분류율

본 연구에서 제안된 프로파일링 기법은 정상신호군의 영역을 벗어난 영역을 이상신호, 즉 다양한 부정맥의 형태로 분류하는 기법이다. 따라서 부정맥 분류 성능을 높이기 위해서는 정상신호 분류에 대한 검출 성능이 우수해야 한다. 이를 위해 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스를 통하여 프로파일링 기법의 성능 평가가 수행되었다. 변수값 설정을 위해 각각의 심박동 데이터를 분석하고 반복 작업을 수행하였으며, 심전도 신호의 시간간격과 360samples/s 샘플링 주파수를 통해 변환된 실제 측정값을 사용하였다. 성능 평가 결과 표 4와 같이 정상 비트 검출율은 실제 정상 비트와의 차이가 0.65%로 정상 비트 검출에 대한 정확도가 뛰어난 것으로 확인되었다.

표 4. 정상 신호 분류에 대한 에러율
Table. 4 Error rate for normal beat classification rate

MIT-BIH	MIT normal Beats (%)	Our normal area (%)	Error (%)
106	74.35	75.47	1.12
119	77.65	77.05	0.6
200	61.92	61.55	0.37
201	81.25	81.01	0.24
203	91.20	91.19	0.1
207	0	2.38	2.38
208	53.67	54.00	0.33
210	91.43	91.39	0.04
213	81.24	80.87	0.37
214	0	0	0
215	7.9	6.5	0.9
217	100	98.7	1.3
Average Error Rate			0.65

표 5. PVC 분류율
Table. 5 PVC classification rate

MIT-BIH Database	PVC Classification	
	기존 알고리즘	제안한 알고리즘 (프로파일링 추가)
106	99.13%	99.15%
119	100%	100%
200	94.73%	95.12%
201	76.65%	89.96%
203	62.66%	87.43%
207	92.07%	93.29%
208	98.67%	98.62%
210	71.18%	85.24%
213	93.43%	93.44%
214	94.34%	95.28%
215	96.97%	96.78%
217	86.43%	85.11%
평균	88.86%	93.29%

3.3. PVC 분류 성능

제안한 방법의 우수성을 입증하기 위해 기존 방법[7]과 제안한 방법의 PVC를 분류 성능을 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스를 통해 비교하였다. PVC가 100개 이상 포함된 총 12개의 레코드를 대상으로 실험한 결과 평균 93.29%의 검출률로 형태 연산과 프로파일링 단계를 거치지 않고 부정맥을 분류했던 88.89%보다 약 5%의 향상

률을 나타내었다. 특히 201, 203, 210번 레코드에서 높은 향상률을 보였는데 이는 PVC의 형태학적인 특징이 정상 QRS 파형과 유사하게 분포되어 있는 레코드로서 기존 방법이 이를 정확하게 분류하지 못한 반면, 본 연구에서 제안한 기법은 프로파일링 기법을 통해 정상신호 군을 먼저 판단하고, 이상신호로 판별된 신호를 통해 PVC를 별도로 분류하기 때문에 좀 더 나은 향상률을 나타낸 것으로 판단된다. 표 5는 기존 알고리즘과 제안한 알고리즘의 PVC 분류 성능을 나타내고 있다.

IV. 결 론

본 연구에서는 효율적인 QRS 검출과 프로파일링 기법을 통한 PVC 분류 방법을 제안하였다. 이를 위해 먼저 형태 연산을 통한 전처리 과정과 적응형 윈도우를 통해 QRS를 검출하였으며, 검출 대상에 따른 개인별 정상 신호를 분류하기 위해 해쉬 함수를 통한 프로파일링 기법을 적용하였다. 그 후 QRS 폭과 RR 간격을 통해 적응적으로 PVC를 분류하는 알고리즘을 개발하였다. 제안한 방법의 우수성을 입증하기 위해 기존 방법과의 부정맥 분류 성능을 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스를 통해 비교하였다. 먼저 형태연산 필터와 다른 필터와의 R과 검출률과 정상비트 검출율에 대한 에러율을 확인하였다. R과 검출 및 정상 비트 분류 성능 평가 결과, 12개의 MIT-BIH 레코드를 대상으로 한 R과의 평균 검출율은 99.77%, 정상 비트 검출율은 실제 정상 비트와의 차이가 0.65%로 정상 비트 검출에 대한 정확도가 뛰어난 것으로 확인되었다. PVC 분류의 경우 평균 93.29%의 검출률로 형태 연산과 프로파일링 단계를 거치지 않고 부정맥을 분류했던 88.86%보다 약 5%의 향상률을 나타내었다. 특히 201, 203, 210번 레코드에서 높은 향상률을 보였는데 이는 PVC의 형태학적인 특징이 정상 QRS 파형과 유사하게 분포되어 있는 레코드로서 기존 알고리즘이 이를 정확하게 분류하지 못한 반면, 본 연구에서 제안한 기법은 프로파일링 기법을 통해 정상신호 군을 먼저 판단하고, 이상신호로 판별된 신호를 통해 PVC를 별도로 분류하기 때문에 좀 더 나은 향상률을 나타낸 것으로 판단된다. 대상자의 증상 유무 및 종류에 따라 정확한 진단을 해야 하는 헬스케어 시스템의 경우 본 연구에서 제안한 프로파일링 기법을 통한 부정맥 분류 방법이 효율적인

것으로 판단된다. 따라서 특징인에 대한 정상적인 생체 신호의 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. Sithisook, 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 대 상적응형 심박분류 알고리즘," 대한전기학회, ICS 2010 정보 및 제어 심포지엄 논문집, pp. 67-68, 2010.04

[6] Rodrigues, J., Olsson, L., Sörnmo, T., & Öwall, V., "Digital implementation of a wavelet-based event detector for cardiac pacemakers". IEEE TCAS-I, 52(12), 2686 - 2698. 2005.

[7] 조익성, 권혁승, "PVC 분류를 위한 적응형 문턱치 와 윈도우 기반의 R과 검출 알고리즘," 한국통신학 회 논문지 제 34권 11호, pp. 1289-1295. 2009. 11.

[8] 김병구 외 3인, "하드웨어 기반의 고성능 침입탐지 기술," 전자통신동향분석 제 22권 제 1호 2007. 02.

[9] 조익성; 권혁승, "조기심실수축(PVC) 분류를 위한 환자 적응형 패턴 매칭 기법," 한국정보통신학회 논문지, 제 16권 9호, pp.2021-2030, 2012년 9월

[10] 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.

[11] 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, 2003, 446:154-160.

[12] 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), 2002, pp. 400-402.

저자소개

조익성(Ik-SungCho)



2003년 2월 : 한국해양대학교 대학원 공학박사
2007년 3월 ~ 현재 : 부산대학교 IT 응용공학과 박사과정

※ 관심분야 : 헬스케어, 의료표준(HL7, DICOM), 부정맥 검출 알고리즘, 생체신호 프로세싱

권혁승(Hyeog-Soong Kwon)



2002.03~2006.02 : 밀양대학교 정보통신학과 부교수
2002.02~2003.02: Oregon State University 방문교수

2011.07~2012.07: Georgia Institute of Technology 방문교수

2006.03 ~ 현재 : 부산대학교 IT 응용공학과 정교수
※ 관심분야 : 생체신호, 의료정보, 바이오텔레메디팅, CDMA, 유성버스트통신