

PVC 분류를 위한 적응형 문턱치와 윈도우 기반의 R파 검출 알고리즘

정회원 조익성*, 종신회원 권혁송**⁰

R Wave Detection Algorithm Based Adaptive Variable Threshold and Window for PVC Classification

Ik-Sung Cho* *Regular Member*, Hyeog-Soong Kwon**⁰ *Lifelong Member*

요 약

조기심실수축(premature ventricular contractions, 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 모니터링 해야하는 헬스케어 시스템에서는 이를 위한 ECG 신호의 실시간 처리가 필요하다. 즉, 최소한의 연산량으로 정확한 R파를 검출하고, 이를 이용하여 PVC를 분류할 수 있는 적합한 알고리즘의 설계가 필요하다. 따라서 본 연구에서는 PVC 실시간 분류를 위한 적응형 문턱치와 윈도우 기반의 R파 검출 알고리즘을 제안한다. 이를 위해 전처리 과정과 적응가변형 문턱치를 통해 R파를 검출하였으며, 검출의 효율성을 위하여 R-R 간격을 이용한 적응가변형 윈도우를 적용하였다. 제안한 알고리즘의 R파 검출 및 PVC 분류 성능을 평가하기 위해서 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스를 사용하였다. 성능평가 결과, R파는 평균 99.33%, PVC는 평균 88.86%의 검출결과가 나타났다.

Key Words : PVC, Health-Care, Adaptive Threshold, Window, R Wave Detection, R-R Interval

ABSTRACT

Premature ventricular contractions are the most common of all arrhythmias and may cause more serious situation like ventricular fibrillation and ventricular tachycardia in some patients. Therefore, the detection of this arrhythmia becomes crucial in the early diagnosis and prevention of possible life threatening cardiac diseases. Particularly, in the healthcare system that must continuously monitor people's situation, it is necessary to process ECG signal in realtime. In other words, design of algorithm that exactly detects R wave using minimal computation and classifies PVC is needed. So, R wave detection algorithm based adaptive threshold and window for the classification of PVC is presented in this paper. For this purpose, ECG signals are first processed by the usual preprocessing method and R wave was detected and adaptive window through R-R interval is used for efficiency of the detection. The performance of R wave detection and PVC classification is evaluated by using MIT-BIH arrhythmia database. The achieved scores indicate 99.33%, 88.86% accuracy respectively for R wave detection and PVC classification.

1. 서 론

일반적으로 ECG(심전도: electrocardiography) 신

호의 해석은 인체로부터의 생체신호 획득, 잡음 제거, QRS 파형의 검출 및 진단의 단계를 포함하며,

* 부산대학교 바이오정보전자공학과, ** 부산대학교 바이오메디컬공학과 (hskwon@pusan.ac.kr : 교신저자)
논문번호 : KICS2009-06-256, 접수일자 : 2009년 6월 25일, 최종 게재 논문통보일자 : 2009년 9월 17일

ECG 신호의 분석을 토대로 심장의 이상 유·무와 여러 가지 심장질환의 진단에 많이 활용되고 있다^{[1], [2]}. 한편 조기심실수축(PVC: Premature Ventricular Contraction)은 심실의 조기수축에 의한 심장질환 중 가장 흔한 부정맥으로 정상인에게서도 발생할 수 있다^{[3], [4]}. 특히 과거에 심장질환이 있었던 환자에게서 PVC의 발생은 심실세동, 심실빈맥과 같은 위험한 심장질환을 유발할 수 있기 때문에, 이의 조기 검출은 예방과 추후 발생여부에 대한 기초조사로서 매우 중요하다. 특히 일반인들의 건강상태를 지속적으로 모니터링 해야하는 헬스케어 시스템에서는 이를 위한 ECG 신호의 실시간 처리가 필요하다. ECG 신호처리는 알고리즘에 필요한 하드웨어 및 소프트웨어 자원에 대한 효율성을 고려해야 하며, 사용되는 단말기들은 소형화 및 저전력을 위해 신호처리에 가능한 적은 자원만을 사용해야 한다^{[5], [6]}. 즉, 최소한의 연산량으로 정확한 R파를 검출하고, 이를 이용하여 PVC를 실시간으로 분류할 수 있는 적합한 알고리즘의 설계가 필요하다. 따라서 본 연구에서는 PVC의 실시간 분류를 위한 적응형 문턱치와 윈도우 기반의 R파 검출 알고리즘을 제안한다. 이를 위해 전처리 과정과 적응가변형 문턱치를 통해 R파를 검출하였으며, 검출의 효율성을 위하여 R-R 간격을 사용한 적응가변형 윈도우를 적용하였다. 제안한 알고리즘의 R파 검출 및 PVC 분류 성능을 평가하기 위해서 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스를 사용하였다. 성능평가 결과, R파는 평균 99.33%, PVC는 평균 88.86%의 검출결과가 나타났다. 본 논문에서 제안된 알고리즘은 복잡한 신호처리 과정이 필요치 않으므로 헬스케어 시스템에서의 실시간 심전도 처리에 사용될수 있을 것이다. 본 논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서는 R파 검출 알고리즘에 대하여, 3장에서는 본 논문에서 제안한 PVC 분류 알고리즘에 대하여 설명하고 4장에서는 실험결과에 대하여 논하고 5장에서 결론으로 마무리한다.

II. R파 검출 알고리즘

2.1 전처리 과정

본 연구에서는 정확한 QRS 검출을 위해 Pan & Tompkins의 알고리즘^[7]을 보완하였다. 기존 알고리즘이 필터링된 신호의 제곱합수를 이용한 것에 반해 절대치를 이용하여 이득을 감소시켰으며, 신호의 정확도를 위해 이동 평균 간격을 기존 150ms에서 80ms로 수정하였다. 이는 R파를 검출하는데 있어

최적의 성능을 만족하는 이동평균 간격이 80ms이기 때문이다^[8]. R파 검출을 위한 전처리 과정은 그림 1과 같다. 먼저 차단주파수가 20Hz인 저역통과필터와, 5Hz인 고역통과 필터를 통하여 잡음을 제거한 후 기저선 변화의 안정화와 R파를 강조하기 위한 5-points 미분 방법을 사용하였다. 또한 미분으로 인하여 발생된 음의 성분을 양의 성분으로 변화하여 고주파 성분을 부각시키고, T파로 인해 발생하는 R파의 오검출을 방지하기 위해 절대치(absolute)를 사용하였으며, 출력파형을 80ms 윈도우에서 평균을 수행함으로써 R파를 효율적으로 검출하도록 하였다.

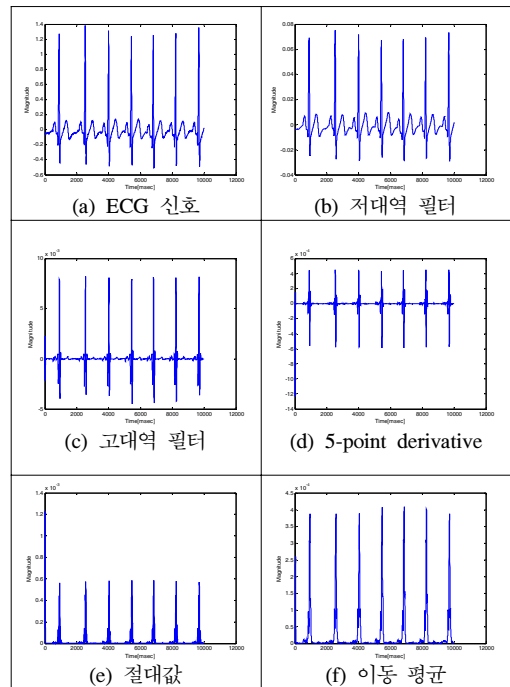


그림 1. 전처리 과정

2.2 적응가변형 문턱값

전처리 과정을 거친 신호는 신호대 잡음비의 증가로 R파 검출이 용이하다. 이러한 전처리된 신호의 진폭변화에 따른 문턱값의 변화를 적응가변형 문턱값으로 사용하였으며, 이에 대한 설명은 그림 2와 같다. 그림과 같이 초기의 적응가변형 문턱치를 결정하기 위하여 정상 심전도 신호의 주기를 고려하였다. 일반적으로 정상 심전도 신호의 주기는 0.8s~1.2s이기 때문에 R파가 검출될 수 있는 범위는 최대 정상 심전도 주기인 1.2s의 50%가 된다. 따라서 입력되어 들어오는 ECG 신호의 샘플값중

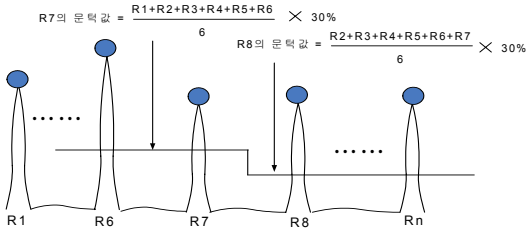


그림 2. 적응가변형 문턱값

600ms내의 최대값을 R파로 결정하였다⁹⁾. 이후 검출된 R파값의 30%를 문턱값으로 사용하여 각각 6개의 R파를 검출한다. P파나 T파의 경우 R파 진폭값의 최대 30%를 초과하지 않으며, 이는 다음 R파를 검출함에 있어 P파나 T파를 R파로 오인하지 않기 위한 최적의 문턱값이다¹⁰⁾. 검출된 6개의 R파에서 진폭의 평균값을 계산하고, 계산된 값의 30%를 다음 번 검출 문턱값으로 결정한다. 아래 그림은 7번째 신호의 R파 검출과 이전에 검출된 6개의 R파의 평균값의 30%로 새로운 적응가변형 문턱값이 결정됨을 보여주고 있다. 본 연구에서의 적응 가변형 문턱값은 매 ECG 신호의 파형에 따라 이 과정을 반복하여 입력되어 들어오는 신호에 따라서 자동적으로 문턱전압도 변화하여 검출의 효율성을 증대시키기 위해서 사용한다.

2.3 적응가변형 윈도우

윈도우(window)는 입력되어 들어오는 신호간격의 변화에 따라 자동적으로 간격이 변화되고 신호가 윈도우 내에서 적응형 가변 문턱치를 초과할 때 최고점을 검출하여 R파를 결정한다. 가변 윈도우 방식은 그림 3과 같다. 윈도우는 전처리된 신호에서 초기 6개의 R파를 이용하였다. 검출된 초기 6개의 R파를 이용하여 5개의 RR 간격을 구하고 이를 평균하여 그 평균값의 50%로 윈도우 간격을 설정하였다. 알고리즘은 윈도우 구간내에서 가변문턱전압보다 높은 파형이 발생된 경우 최고점을 검출한다. 윈도우 구간진행 중 문턱값보다 낮은 진폭이 발생된 경우에는 문턱값보다 높은 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. 따라서 윈도우 구간을 검출된 5개의 R파 간격에서 평균값의 50%로 설정하여 한 개의 최고점만을 검출하도록 하였다.

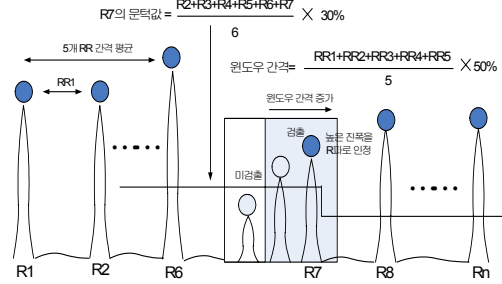


그림 3. 적응가변형 윈도우

2.4 R파 검출 알고리즘

적응가변형 문턱값과 윈도우를 통한 R파 검출 알고리즘의 순서도는 그림 4와 같다. 전처리된 신호에서 초기 R파를 검출한 후 검출된 R파 진폭의 30%를 문턱값으로 결정하고, 이후 검출된 6개의 R파의 평균값을 통하여 가변문턱전위를 설정한다. 또한 검출된 6개의 R파를 통하여 RR 간격을 계산하고 5개 RR간격 평균의 50%로 윈도우 간격으로 결정하였다. 일반적으로 조기심실 수축의 R 피크값은 높은 진폭을 가지므로 문턱값을 30%로 설정하였을 경우 그 후에 발생하는 낮은 진폭을 갖는 신호의 검출에 어려움이 있다. 따라서 이와 같은 문제점을 해결하기 위해 현재 검출된 신호의 진폭이 이전에 검출된 신호의 진폭보다 2배이상 크면, 현재의 문턱전위를 50%로 낮추어서 작은 진폭을 가진 신호를

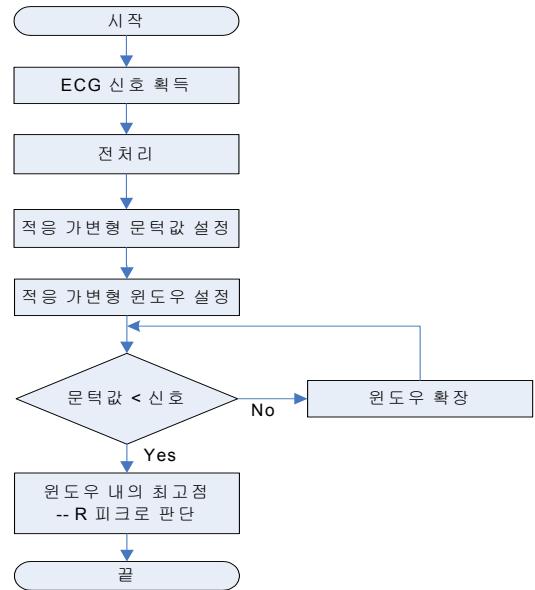


그림 4. R파 검출 알고리즘

R파로 선정하도록 하였다. 따라서 신호의 진폭변화에 따라 문턱값도 변화되며, 진폭의 변화가 큰 PVC가 발생하여도 효과적으로 R파를 검출하도록 하였다.

III. PVC 분류

3.1 분류변수 추출

앞서 2장에서 설명되었던 전처리 과정과 알고리즘을 통해 R파가 검출되면, PVC 분류를 위한 변수를 추출한다. 본 연구에서는 PVC 분류를 위한 변수로써 QRS 폭, R-R 간격, QRS 형태변수를 이용하였다.

3.1.1 QRS 폭

QRS 폭은 검출된 R파를 기준으로 Q 점을 QRS 시작점, S 점을 QRS 종점으로 판단함으로써 계산되며, 그 과정은 문턱값을 찾는 과정과 QRS 시작점 및 종점을 찾는 과정으로 나누어진다. 먼저 문턱값을 찾는 과정은 다음과 같다. 검출된 R파를 기준으로 좌우측 50개씩을 포함하는 100개의 샘플 집합을 선택한다. 샘플들중의 최대 기울기 계산한 다음, 두 기울기 중에서 작은 값을 선택하고 그 값의 25%를 최종 문턱값으로 설정한다. 두 번째로 QRS의 시작점과 종점을 찾기 위한 과정은 그림 5-(a)와 같이 정상 QRS 폭일 경우에는 R파를 기준으로 기울기의 크기가 문턱치보다 작거나 같은 지점이 적어도 세 개가 연속적으로 발생되면 그 위치를 좌측에서는 QRS의 시작점, 우측에서는 QRS의 종점으로 판단한다. 만약 그림 5-(b)와 같이 QRS 폭이 비정상일 경우에는, QRS 종점과 샘플 마지막 지점 사이의 최대 기울기의 크기를 구한 다음 이 기울기 크기의 50%되는 지점을 다시 QRS 종점으로 지정한다.

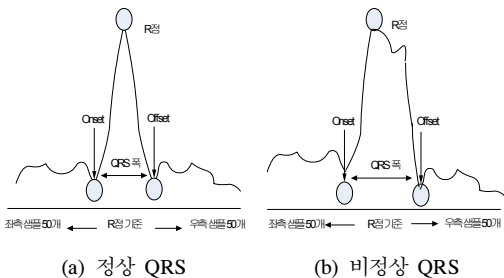


그림 5. QRS 폭 계산

3.1.2 R-R 간격

조기심실수축은 비정상적으로 활성화된 심실에서

정상 심장주기보다 빠르게 조기에 심실수축을 유발시켜 나타내는 부정맥이다. 일반적으로 정상 심장주기 이후에 발생하는 조기심실수축은 반복적으로 고정적인 패턴을 가지는 경향이 있다. 따라서 심실수축간격이 정상 심장주기보다 빠르다면, 정상수축이 먼저 발생한 경우에 해당되기 때문에 조기심실수축은 거의 발생하지 않으며, 그 반대의 경우에는 조기심실수축은 정상수축보다 먼저 발생한다^[11]. 본 연구에서는 이러한 특징을 토대로 RR 간격의 리듬이 정상일 경우 NORMAL, 조기심실수축일 경우 PVC, 정상인지 조기심실수축일지 명확하지 않은 불규칙성을 가질 때 이를 UNKNOWN으로 명명하였다. 분류는 표 1과 같이 5 등급으로 나누어진다.

표 1. R-R 간격 분류

카테고리	분류	특징
1	NN	두 개의 연속되는 정상 비트
2	VN	이전 V와 현재 N (긴 간격)
3	NV	이전 N과 현재 V (짧은 간격)
4	VV	Ventricular 한 쌍
5	QQ	Normal과 PVC가 아닌 경우

3.1.3 QRS 형태 변수

형태변수는 심전도 신호를 분석 및 진단할 때 중요하게 이용되는 파라미터로써 파형의 형태를 나타내는 변수이다^[12]. 초기 템플릿 생성루틴은 환자마다의 고유 패턴을 형성하여 기준패턴을 생성하는 부분으로 QRS 폭의 정상범위를 90-110ms로 정하고, 이 범위를 만족하지 못할 경우에는 현재의 R-R 간격과 이전에 입력된 5개의 R-R 간격의 평균값과의 변화율을 비교하여 그 변화율이 규칙적인 경우에는 정상으로 판정하여 템플릿 생성에 이용하였다. 초기 템플릿 생성은 초기에 정상으로 판정된 8개의 패턴을 평균하였고, 템플릿 데이터는 QRS 폭의 넓은 PVC를 포함시키기 위해 R점을 기준으로 좌, 우 30개씩 전체 60개의 데이터(300ms)를 이용하여 계산하였다. 정상으로 판단된 60개의 템플릿 데이터는 입력된 60개의 샘플값과 1:1로 대응시켜 계산된다.

IV. 실험결과 및 고찰

본 논문에서는 알고리즘 평가에 앞서 검출 및 분류성능에 영향을 끼치지 않는 최적의 샘플률을 선

정하는 작업을 수행하였다. 알고리즘 성능의 최적화를 위해서는 그에 맞는 샘플률의 선정이 매우 중요하기 때문이다. 이를 위해 기준 샘플률 200, 250, 300과 분류샘플률 100, 125, 150에 대해 알고리즘을 적용해본 결과 최적 샘플률은 200 samples/s라는 것을 확인할 수 있었다. 최적 샘플률을 적용하여 구현된 알고리즘은 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스를 통하여 R과 검출 및 PVC 분류에 대한 성능 평가가 수행되었다. 검출률의 계산은 식 (1)을 통하여 이루어진다.

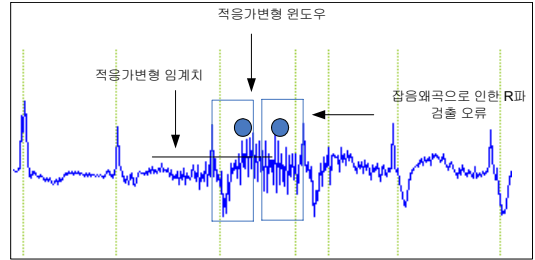
$$\text{검출률} = \frac{\text{전체비트수} - (FP + FN)}{\text{전체비트수}} \quad (1)$$

(FP: False Positive, FN: False Negative)

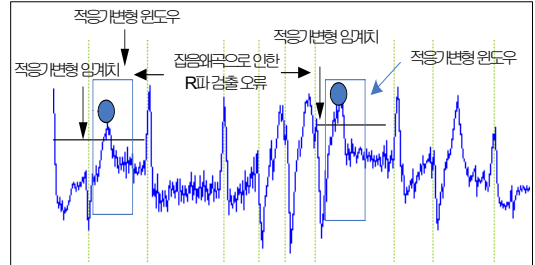
식 (1)에서 FP는 검출알고리즘이 R파를 검출하였으나, MIT-BIH annotation 파일에는 존재하지 않을 경우이고, FN은 MIT-BIH의 annotation에는 있으나 알고리즘이 이를 검출하지 못한 경우이다. Total beat는 MIT-BIH에 존재하는 R파의 총 개수이다. 총 38개 레코드를 대상으로 한 R파 검출률은 약 99.33%가 나왔다. 100% 검출률은 3개, 97% ~ 99.99% 검출률은 33개, 그 이하 검출률은 2개로 나타났다. 108번, 105번 데이터는 검출률이 약 93.05%와 92.48%로 차례로 가장 낮은 검출결과를 보였는데, 그 이유는 잡음성분이 다른 데이터에 비해서 비교적 많이 포함되어 있어 신호의 왜곡을 가져왔으며, 적응가변형 임계치와 윈도우는 이러한 잡음의 왜곡을 QRS 파형의 최대값으로 인식하기 때문에 어려움이 발생한 것이다. 그림 6은 105번과 108번 레코드의 잡음성분을 제안한 알고리즘의 적응가변형 임계치와 윈도우로 인해 R파로 잘못 인식한 경우를 나타내고 있다.

PVC 분류를 위해 PVC가 100개 이상 포함된 총 12개의 레코드를 대상으로 알고리즘을 수행시킨 결과 평균 88.86%의 검출결과가 나타났다. 100% 분류율은 1개, 90~99.99%는 7개, 80~89.99%는 1개, 그 이하는 3개로 나타났다. 특히 203번 레코드의 경우 62.66%로 가장 저조한 검출률을 보였는데, 이는 PVC의 형태학적인 특징이 정상 QRS 파형과 유사하여 이를 정상으로 분류하였기 때문이다.

결과적으로 R파의 평균 검출률은 Pan & Tompkins 방법에 비해 조금 낮은 검출결과를 보였다. 하지만 Pan & Tompkins 방법은 ECG 신호의 차미분과 제곱을 통해 QRS파만을 검출하기 때문에 PVC



(a) 105번 레코드



(b) 108번 레코드

그림 6. R파 검출 결과

분류가 어려운 단점이 있으며, 신호의 형태학적인 변형을 가져오기 때문에 P, T파의 검출또한 불가능하다. 이에 반해 본 연구에서 제안한 방식은 적응형 문턱치와 윈도우를 통해 적은 연산량으로 PVC를 분류할 수 있고 R파와 PVC 검출률 또한 각각 99.33%, 88.86%의 우수한 성능을 나타내었다. 특히 소형화 및 저전력을 위한 자원의 효율성을 고려하고 이상상태를 감지후 경고해야 하는 헬스케어 시스템에서는 더욱 효율적인 것으로 판단된다. 사용된 MIT-BIH 전체 심전도 데이터에 대한 알고리즘의 R파 검출 및 PVC 분류 결과를 표 2와 3에 나타내었다.

표 2. MIT-BIH에 대한 R파 검출

MIT-BIH	R peak detection	
	비트수	검출률
100	1902	99.95%
101	1524	99.94%
102	1821	99.95%
103	1729	99.94%
104	1860	99.73%
105	2202	93.05%
106	1697	99.88%
107	1784	100%
108	1503	92.48%
109	2099	99.95%
111	1776	99.94%
112	2111	99.95%
113	1506	99.93%

표 2. 의 계속

MIT-BIH	R peak detection	
	비트수	검출률
114	1606	99.56%
115	1637	99.94%
116	2018	98.96%
117	1284	99.92%
118	1917	99.95%
119	1661	99.94%
121	1560	99.87%
122	2054	99.95%
123	1269	100%
124	1367	99.93%
200	2170	99.77%
201	1521	98.22%
202	1871	99.73%
203	2495	98.20%
205	2201	99.91%
207	1592	99.94%
208	2443	99.18%
209	2521	99.88%
210	2207	97.78%
212	2285	99.96%
213	2700	99.93%
214	1879	99.89%
215	2795	99.96%
217	1845	99.84%
219	1773	100%
total	72185	99.33%

표 3. MIT-BIH에 대한 PVC 분류

MIT-BIH	PVC Classification	
	비트수	분류율
106	461	99.13%
119	364	100%
200	702	94.73%
201	257	76.65%
203	399	62.66%
207	112	92.07%
208	827	98.67%
210	170	71.18%
213	198	93.43%
214	212	94.34%
215	132	96.97%
217	140	86.43%
total	3,974	88.86%

V. 결 론

본 연구에서는 일반인들의 건강상태를 실시간으로 모니터링 해야하는 응용에서 최소한의 연산량으로 정확한 R파를 검출하고, 이를 이용하여 PVC를

분류할수 있는 알고리즘을 제안하였다. 이를 위해 전처리 과정과 적응가변형 문턱치를 통해 R파를 검출하였으며, 검출의 효율성을 위하여 R-R 간격을 사용한 적응가변형 윈도우를 적용하였다. 제안한 알고리즘의 R파 검출 및 PVC 분류 성능을 평가하기 위해서 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스를 적용한 결과 R파는 평균 99.33%, PVC는 평균 88.86%의 검출결과를 나타내었다. 결과적으로 평균 검출률은 Pan & Tompkins 방법에 비해 조금 낮은 검출결과를 보였지만 소형화 및 저전력을 위한 자원의 효율성을 고려해야 하는 헬스케어 시스템에서는 본 연구에서 제안한 실시간 검출 알고리즘이 더 효율적일 것으로 판단된다. 특히 헬스케어 시스템에서 사용되는 단말기는 자원에 대한 효율성을 고려해야 하며, 사용되는 단말기들은 소형화 및 저전력을 위해 신호처리에 가능한 적은 자원만을 사용해야 한다. 따라서 특정인에 대한 정상적인 생체신호의 속성을 이미 알고 있는 상태에서 최소한의 연산량으로 정확한 R점을 검출하고, 실시간으로 심장질환을 판단하는 기능을 내장하는 알고리즘에 대한 연구가 필요하다. 실제로 이동 환경에서의 측정은 표준유도중 한가지 유도법 만을 쓰는 방법으로는 정확한 심전도의 검출을 기대하기는 힘들다. 또한 이동중에 발생하는 잡음의 영향도 심전도로부터 추출하려는 파라미터의 종류에 따라 그 정확도가 달라진다. 따라서 향후 연구로는 소형화 및 저전력에 따른 낮은 검출률을 개선하기 위해 다중 채널(Channel) 합성을 통한 벡터심전도(VCG : VectorCardioGram)의 적용과 환경에 따른 전원잡음, 근잡음, 기저선 변동 등의 활동잡음의 영향을 줄이는 방향으로 확장할 것이다.

참 고 문 헌

[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, 2003, 446:154-160.

[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), 2002, pp.400-402.

[5] P. Zhou, B. Lock, and T. A. Kuiken, “Real time ECG artifact removal for myoelectric prosthesis control,” Physiological Measurement, Vol.28, pp.397-413, 2007.

[6] D. Cypher, N. Chevrollier, N. Montavont, and N. Golmie, “Prevailing over wires in healthcare environments: benefits and challenges,” IEEE Commun. Mag., Vol.44, No.4, pp.56-63, 2006.

[7] Pan J. and J. Tompkins, “A Real-Time QRS Detection Algorithm”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 32, 230-236, 1985

[8] Urrusti JL, Tompkins WJ. “Performance evaluation of an ECG QRS complex detection algorithm,” Proc. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 1993:800-801.

[9] Peretz A, Kaufman J, Trenga C, Allen. J, Carlsten C., Aulet M., Adar S, Sullivan J, “Effects of diesel exhaust inhalation on heart rate variability in human volunteers,” Environmental Research, Vol.107, issue 2, pp. 178-184.

[10] Brignole M, Bellardine Black CL, Thomsen PE, Sutton R, Moya A, Stadler RW, Cao J, “Messier M, Huikuri HV, Improved arrhythmia detection in implantable loop recorders,” J Cardiovasc Electrophysiol. 2008 Sep;19(9):928-34.

[11] S. Gaitanidou, S. Rokas, C. Pamboucas, D. Actipis, S. Chatzidou, J. Darsinos, S. Stamatiolopoulos, and S. Mouloupoulos, “The RR interval

distribution pattern as a predictive factor of the outcome of atrioventricular conduction modification in patients with atrial fibrillation,” J. Amer. Coll. Cardiol., Vol.31, No.2, pp. 333A-334A, Feb. 1998.

[12] P. de Chazal and R. Reilly. A patient-adapting heartbeat classifier using ecg morphology and heartbeat interval features. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 53(12): 2535-2543, 2006.

조익성 (Ik-Sung Cho)

정회원



2003년 2월 한국해양대학교
공학박사
2001년 2월~2007년 2월 동명
대학교 정보디자인학부 전임
강사
2007년 3월~현재 부산대학교
바이오정보전자공학과 박사
과정

<관심분야> 헬스케어, 의료표준(HL7, DICOM), 부정맥 검출 알고리즘, 생체신호 프로세싱

권혁승 (Hyeog-Soong Kwon)
한국통신학회 제 33권 5호 참조

중신회원