

부정맥 분류를 위한 ECG 신호의 파형검출 알고리즘

민철홍*, 김태선**

가톨릭대학교 컴퓨터공학과*

가톨릭대학교 정보통신전자공학부**

E-mail : *ventura@catholic.ac.kr, **tkim@catholic.ac.kr

Detection of ECG Signal Waveform for Arrhythmia Classification

Chul Hong Min*, Tae Seon Kim**

Dept. of Computer Science & Engineering*

Dept. of Information, Communications & Electronics Engineering

Catholic University of Korea**

Abstract

일반적으로 심전도는 심장계통의 질환을 판단할 때 사용된다. 이러한 심장질환의 이상 유무를 자동으로 진단하기 위해서는 QRS파형 검출을 필요로 하며, 이를 위하여 웨이블릿변환 방법이나 템플릿매칭, 룰 베이스 방법 등 여러 가지 방법들이 쓰이고 있으나, 심전도 신호가 표준화된 형태를 갖지 않는 경우는 검출 능력에 많은 한계를 갖고 있다. 본 논문은 파형의 베이스라인(baseline)을 기준으로 진폭 값에 절대치를 취하는 방법으로 파형의 R피크값을 검출하는 알고리즘을 제안한다. 결과를 검증하기 위해 MIT-BIH 데이터베이스에서 제공하는 데이터와 R피크값을 본 논문의 알고리즘으로 추출된 R피크값과 비교한 결과 96.7%의 검출률을 보였다.

I. 서론

심전도(Electrocardiogram : ECG) Limb LeadII 신호는 심장계통의 질환을 판단할 때 사용되는 중요한 신호로 심장의 활성단계에 따라 P, QRS, T파라고 불리는 작은 파형들로 분류할 수 있다. 만약 P, QRS, T파형들이 표준화된 형태를 갖추고 있지 않다면 심장의 전기적 활성이 비정상적임을 뜻한다. 이러한 심장질환

을 컴퓨터를 이용하여 자동진단을 하기 위해서는 QRS 파형 검출이 우선되어야 하는데, 현재 사용되고 있는 QRS파형 검출방법은 문턱값(threshold line)을 정의하여 심전도신호가 교차되는 시점을 기준으로 QRS파형을 정의하는 방법[1]과 웨이블릿을 이용하여 방법[2], 그리고 필터(filter)를 이용하는 방법[2], 신경회로망을 이용한 방법[3]등이 사용되고 있으나 이러한 방법들은 심실조기수축(premature ventricular contraction:PVC) 부정맥(arrhythmia)과 좌각차단(Left bundle-branch block:LBBB) 부정맥(arrhythmia)과 같이 불규칙적으로 R파형이 거꾸로 역전되거나 그 파형의 형태가 불규칙적으로 발생될 경우 파형검출이 불가능하였다. 또한 현재 널리 소개되고 있는 템플릿 매칭(template matching)을 이용하는 방법은 ECG신호의 R피크파형이 거꾸로 역전되었을 경우 파형을 검출할 수 있으나 정상파형과 R피크점이 역전된 부정맥 파형이 불규칙적으로 발생될 경우 검출이 불가능하였다. 본 논문은 베이스라인(base line)을 기준으로 QRS파형에 절대값을 취해 부정맥과 같이 역전된 파형을 검출할 수 있는 알고리즘을 제안한다. 이 알고리즘을 샘플링 주파수 360Hz의 MIT-BIH Arrhythmia 데이터베이스[4]에서 심실조기수축데이터와 좌각차단데이터를 포함한 6가지 복합질환과 정상파형 데이터를 820개를 뽑아 실험 하였다. 이 알고리즘은 자동심장질환진단 뿐만 아니라 유비쿼터스 환경에서의 e-Health care 시스템, 심전도

를 이용한 생체인식 시스템 등의 기술에도 활용할 수 있다.

II. QRS 추출방법

ECG신호는 기저선 잡음과 근잡음 등의 많은 잡음들이 포함되어 있기 때문에 QRS파형을 추출하기 전에는 ECG신호의 잡음을 제거를 하게 된다. 일단 파형이 입력되면 대역 통과 필터(bandpass filter)를 통과시켜 잡음을 제거하며 잡음이 제거된 파형은 베이스라인을 잡고 그 베이스라인을 기준으로 파형들의 AAV(absolute amplitude value)를 사용하여 피크(peak)점을 추출한다. 그리고 필터링을 거치지 않는 초기 ECG파형에서 추출된 피크점들의 위치를 찾아 ECG파형을 한개씩 분리시켜 분류하는 방법을 사용한다. 그림1. 은 QRS파형 추출 방법의 전체 순서도 이다.

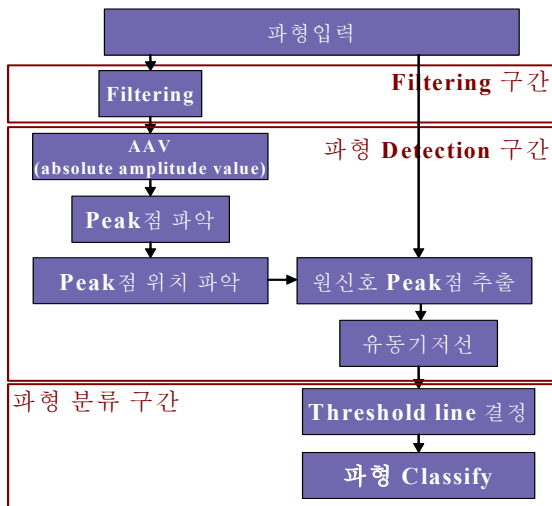


그림 1. 파형추출의 전체 순서도

2.1 파형의 잡음제거

ECG신호에서 QRS파형을 추출하기 위해서 잡음을 제거하게 된다. ECG신호는 저주파성분의 기저선 잡음과 고주파성분의 근잡음으로 분리할 수 있는데 일반적으로 1~50 Hz의 대역 통과 필터를 사용하게 된다. 그러나 본 논문에서는 필터링된 신호를 사용하는 것이 아니고 필터링된 신호에서는 피크점만을 뽑아내기 때문에 기저선 잡음이 최대한 제거되며 신호의 피크점이 왜곡되지 않는 4~30Hz의 주파수대역대를 사용했다. 예를 들어 필터링을 하지 않은 그림2.의 ECG신호를 그림3.과 같이 대역폭이 1~50Hz의 필터를 통과시키게 되면 기저선 잡음과 근잡음이 제거되는 것을 볼 수 있으나 기저선 잡음이 완전히 제거되지 않고 여전히 남

아있다. 여기서 기저선 잡음을 최대한 제거해야 한다. 기저선 잡음이 제거되지 않은 경우, 파형의 AAV 추출에 있어 기저선 잡음으로 인해서 베이스라인이 흔들리게 되면 파형의 AAV값이 왜곡되어 정확한 피크점을 찾을 수가 없게 된다. 또한 그림4.처럼 기저선 잡음을 완전히 제거했지만 S파형이 왜곡되어 그림5.와 같이 베이스라인을 기준으로 파형들을 AAV를 추출했을 경우 원신호에서 ECG파형의 S파를 R피크점으로 인식할 수도 있다.



그림 2. 필터링하지 않은 ECG신호



그림 3. 1~50Hz 대역통과 필터링 후 ECG신호



그림 4. 5~50Hz 대역통과 필터링 후 왜곡된 ECG신호

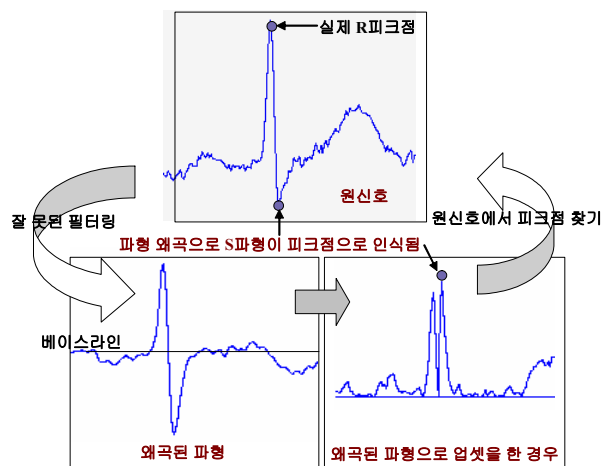


그림 5. 왜곡된 파형으로 S파를 R피크점으로 인식한 경우

2.2 초기 베이스라인(baseline) 설정

필터링 후 기저선 잡음이 완전히 제거되면 파형의

베이스라인을 설정해야 한다. 베이스라인은 파형의 R 피크점을 추출하기 위해서 파형들의 AAV를 추출할 때 기준선으로 사용되며 전체 파형들의 진폭(amplitude) 값에 평균으로 정의한다. 그림6.은 MIT-BIH Arrhythmia 데이터베이스 중에서 심실조기수축(200번) 데이터의 일부를 4~30Hz 대역통과필터를 통과시킨 후 베이스라인을 잡은 그림이다.

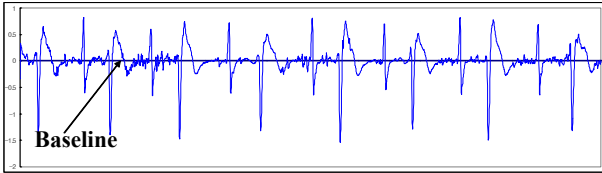


그림 6. 잡음제거 후 베이스라인을 잡은 파형

2.3 파형 AAV(absolute amplitude value)

베이스라인을 설정하게 되면 파형의 R 피크점을 찾기 위해 베이스라인을 기준으로 베이스라인보다 하단에 위치한 신호들은 모두 절대값을 취하여 그 진폭을 양수화 한다. 식(1)은 파형의 진폭값이 베이스라인보다 작을 경우의 AAV의 계산식을 나타내며, 그림7.은 파형들의 AAV값을 적용한 후의 파형그림이다.

$$\text{Absolute amplitude value} = | \text{Amplitude value} | - | \text{Baseline} | \quad (1)$$

여기서 Amplitude value는 원신호의 진폭값이고, Baseline은 2.2절에서 설정된 기준선값이다.

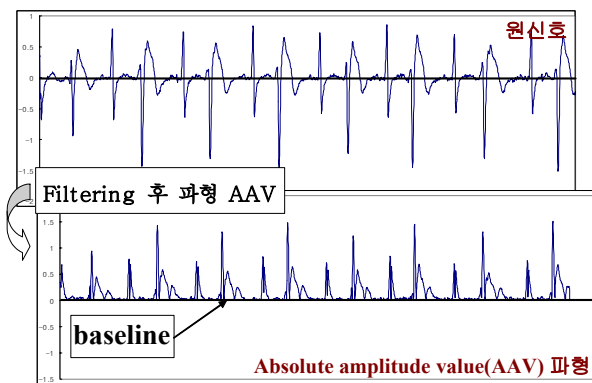


그림 7. 필터링 후 파형을 AAV한 파형모양

2.4 R 피크점 추출

AAV를 이용한 파형에서 R 피크점을 추출하기 위해서는 다음의 과정을 따른다. 우선 필터링한 파형의 초기 몇 샘플은 안정되지 않은 값이므로 고려하지 않아야 한다. 그 다음 250샘플 안에서 최대값을 찾으며 여기서 찾은 최대값이 초기 R 피크점이 된다. 초기 R 피크

점에서 T 파형을 건너뛴 130샘플 뒤부터 580샘플까지 최대값을 찾아 문턱값(threshold line)을 정의하고 그 문턱값을 처음으로 교차하는 점에서부터 100샘플 안에서 다시 최대값을 찾게 된다. 식(2)는 문턱값을 정의한 식이다.

$$\text{Threshold line} = \text{BL} + \text{TC} * (\text{Peak} + \text{BL}) \quad (2)$$

여기서, BL(baseline)은 베이스라인 값이며 Peak값은 최대값이고 TC(threshold coefficient)는 0.4 이다. 이렇게 문턱값을 정의하여 다시 최대값을 찾는 이유는 동빈맥(sinus tachycardia)과 동서맥(sinus bradycardia)을 고려해서 이다. 360Hz의 샘플링 주파수를 기준으로 동빈맥은 130~220샘플링에 한번씩 R 피크가 형성되는 반면에 동서맥의 경우 360~440샘플링에 한번씩 R 피크점이 생기기 때문에 정확한 파형을 검출하기 위해서는 동서맥을 기준으로 R 피크점을 찾는 것이 효과적이기 때문이다. 위의 내용을 정리하면 다음과 같은 규칙을 얻을 수 있다.

1. 필터링 후 얻어진 초기 안정되지 않은 30샘플을 버린다.
2. 초기 250샘플을 스캔하여 최대 피크점을 잡는다. (초기 R 피크값)
3. 초기 R 피크값을 기준으로 130샘플 앞에서부터 580샘플을 스캔한다.(서맥의 경우를 고려)
4. 최대 피크점과 베이스라인을 기준으로 문턱값(Threshold line)을 정의한다.
5. 580샘플 안에서 최초로 문턱값과 교차되는 지점으로부터 100샘플안의 최대값을 찾는다.
6. 5.번의 최대값을 찾은 후 3번으로 돌아가 반복한다.

2.5 원신호에서 R 피크점 추출

필터링된 신호에서 피크점을 추출한 후 그에 해당되는 시간을 저장하여 원신호에서 R 피크점의 위치를 찾는다. 그러나 필터링된 파형의 피크점과 원신호의 실제 피크점과 2~4샘플 정도의 오차가 있으므로 원신호에서 R 피크점이 베이스라인보다 아래쪽에 위치할 경우 2~4샘플값을 스캔하여 최소점을 찾고 그렇지 않을 경우 최대점을 찾는다.

III. 실험 및 결과

3.1 실험 방법

위의 알고리즘을 검증하기 위해 MIT-BIH

Arrhythmia 데이터베이스의 부정맥 파형 중 R피크점이 거꾸로 떨어지는 파형을 중심으로 파형을 정확히 추출하였는지 실험하였다. 검증방법으로는 위 알고리즘으로 추출된 피크점과 MIT-BIH Arrhythmia 데이터베이스에서 제공하는 피크점의 위치가 정확한지를 비교하였다. 그림8.을 보면 위쪽의 파형이 MIT 데이터베이스이며 아래쪽 파형이 본 논문의 알고리즘으로 R 피크점을 검출하여 비교한 그림이다.



그림 8. 검출된 파형의 정확도 비교

그림8.과 같은 방법으로 심실조기수축과 좌각차단을 포함한 복합질환파형 820개를 MIT 데이터베이스에 뽑아 정확도를 검증하였다.

3.2 실험 결과

표1.은 실험에 사용한 질환의 종류와 개수를 정리한 것이다. 표의 결과를 보면 MIT-BIH 데이터베이스 116번의 결과가 71.4%로 가장 안좋은 결과가 나왔다. 그 이유는 파형의 진폭값을 AAV했을 당시 파형의 R 피크점보다 S파의 진폭값이 더 커 최대 피크점을 R 피크가 아닌 S파로 인식했기 때문이다. 이러한 문제의 해결은 일단 S파를 기준으로 각각의 파형들을 뽑아낸 다음 다시 그 파형의 최대점과 최소점을 분석해가면서 R피크점을 찾는 방법이 있다.

IV. 결론

심장질환이 있을 경우 ECG신호는 불규칙하며 표준화된 형태를 갖고 있지 않기 때문에 파형검출이 어려운 현실이다. 본 논문은 ECG신호의 기저선잡음을 제거한 후 베이스라인을 설정하여 베이스라인의 밑에 있는 파형들의 진폭값들을 AAV하는 방식으로 R피크점이 거꾸로 역전된 ECG파형들의 R 피크점을 추출하였다. 검증방법으로는 MIT-BIH 데이터베이스에서 제공한 R피크점과 본 논문의 알고리즘으로 추출된 R 피크점을 비교하여 R피크가 거꾸로 역전된 파형을 포함한 복합질환파형 820개를 MIT-BIH 데이터베이스에서 선택하여 비교, 분석한 결과 820개의 파형 중에서 96.7%

D.B NO.	정상	PVC	LBB B	RBB B	A	a	F	f	합 계	결 과
100	15								15	15
105	13	1							15	14
106	30	17							47	47
108	20	20							40	39
109	3	5	25						33	32
116	40	30							70	50
118	3			25					28	27
119	32	8							40	40
123	24	1							25	25
124				32					32	32
208		31							31	31
201						28			28	28
202	25								25	25
205	28	16					2		46	46
207		20		21					41	41
208	10	18					4		32	32
209	28								28	28
210		6				22			28	26
214		4	20						24	24
217		33						3	36	36
219	30				7				37	37
220	22								22	22
221	30	12							42	42
223	22	2			1				25	25
233	22	8							30	29
합 계	397	233	45	78	8	50	6	3	820	793

표 1. MIT-BIH 데이터베이스 파형추출 결과 (단위:개)

- A: Atrial premature beat,
- a: Aberrated atrial premature beat,
- F: Fusion of ventricular and normal beat,
- f: Fusion of paced and normal beat

에 해당하는 793개의 R 피크 파형을 추출할 수 있었다. 이 파형검출알고리즘은 자동 심장질환진단 뿐만 아니라 유비쿼터스환경의 e-Health care 시스템, 심전도 생체인식등의 기술에 활용할 수 있다.

참고문헌

- [1] Hamilton, P, "Open source ECG analysis", Computers in Cardiology, pp:101 - 104, 2002
- [2] Kohler, "The principles of software QRS detection", Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE, pp:42 - 57, 2002
- [3] Z. Dokur, T. Olmez, E. Yazgan, and O.K.Ersoy, "Detection of ECG waveforms by neural networks", Med..Eng.Phys., pp:738-741, 1997
- [4] <http://ecg.mit.edu/>