

심전도 신호에서 QRS군의 단계적 검출

김정홍*, 이승민*, 박길흠^o

Stepwise Detection of the QRS Complex in the ECG Signal

Jeong-Hong Kim*, SeungMin Lee*, Kil-Houm Park^o

요약

ECG 신호에서 QRS군은 매우 중요한 심실의 탈분극 상태 정보를 제공한다. 자동으로 심전도 신호를 분석하기 위해서는 QRS_{onset} 과 QRS_{offset} 에 대한 정확한 정보가 중요하다. 본 연구에서는 먼저 QRS군의 전위값 변화량 및 R_{peak} 와의 거리를 이용하여 Q파와 R파의 접속 부분 그리고 R파와 S파의 접속 부분을 구하였다. 다음 단계에서는 이를 기준으로 적분연산을 이용하여 QRS_{onset} 과 QRS_{offset} 을 검출하였다. 알고리즘의 성능을 평가하기 위해 PhysioNet QT database를 사용하여 심장 전문가가 수작업으로 표시한 결과에 대한 평균과 표준편차를 계산하였다. 실험결과에서 제안한 알고리즘의 표준편차는 전문가가 수용할 수 있는 허용치 범위 안에 속하며, 다른 알고리즘보다 더 우수함을 나타낸다.

Key Words : ECG, QRS Complex, QRS Detection, QT Database

ABSTRACT

The QRS complex of ECG signal represents the depolarization and repolarization activities in the cells of ventricle. Accurate informations of QRS_{onset} and QRS_{offset} are needed for automatic analysis of ECG waves. In this study, using the amount of change in the QRS complex voltage values and the distance from the R_{peak} , we determined the junction point from Q-wave to R-wave and the junction point from R-wave to S-wave. In the next step, using the integral calculation based on the connection point, we detected QRS_{onset} and QRS_{offset} . We use the PhysioNet QT database to evaluate the performances of the algorithm, and calculate the mean and standard deviation of the differences between onsets or offsets manually marked by cardiologists and those detected by the proposed algorithm. The experiment results show that standard deviations are under the tolerances accepted by expert physicians, and outperform the results obtained by the other algorithms.

I. 서론

심전위 활동을 나타내는 ECG 신호는 심장 질환을 분석하고 진단하는데 중요한 정보를 제공한다^[1]. ECG 신호는 P파 QRS군, T파로 구성된 연속적인 파형으로

심실과 심방의 세포에서 분극과 재분극 활동을 나타낸다^[2,3]. ECG 신호에서 P파, QRS군, T파의 onset과 offset에 대한 정보는 자동으로 ECG 파형의 특징점을 검출하여 심장 질환을 분석하고 진단하는데 있어 매우 중요하며^[4,5], ECG 신호 압축 시에도 ECG 파형의

* 이 논문은 2012학년도 경북대학교 학술연구비에 의하여 연구되었음.

* 이 논문은 2015년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임 (No. NRF-2013R1A1A4 A01010737)

• First Author : Kyungpook National University, School of Computer Science and Engineering, jhk@knu.ac.kr, 종신회원

o Corresponding Author : Kyungpook National University Graduate School of Electronics Engineering, khpark@ee.knu.ac.kr, 종신회원

* Kyungpook National University Graduate School of Electronics Engineering, lsm1106@knu.ac.kr

논문번호 : KICS2015-08-254, Received August 17, 2015; Revised November 14, 2015; Accepted November 28, 2015

특징점을 기반으로 압축을 하게 된다⁶⁾. 그러나 개인마다 생리학적 변화로 인한 파형 형태 변화뿐만 아니라 ECG 신호에 있는 다양한 종류의 잡음으로 인해 심장 전문가가 신뢰할 수 있는 ECG 파형의 특징점 검출 알고리즘의 정확성은 아직도 미흡한 수준이다. 따라서 이러한 심전도 신호의 다양한 파형을 신뢰성 있고 각종 변화나 노이즈 하에서도 강건하게 검출하기 위해 다양한 연구가 진행되고 있다^{7,8)}.

ECG 신호의 구성 요소 중 QRS군은 심실의 탈분극 상태를 나타내며, 탈분극은 방실접합부 부근의 심실간 중격의 왼쪽 부분에서 시작되어 심실간 중격을 가로질러 왼쪽에서 오른쪽으로 진행된다. 이를 바탕으로 QRS군은 ECG 신호에서 심박을 나누는 기준이 되며 심박수를 측정하는데 사용되고 있다⁹⁾. QRS군은 형태가 다양하여 공통된 특징을 추출하기 어렵기 때문에 일반적으로 QRS군의 시작점과 끝점인 QRS_{onset} 과 QRS_{offset} 의 검출을 바탕으로 QRS군의 기간을 측정하고, 그 중 가장 전위값이 높은 점을 R_{peak} 점으로 통칭하며 이들의 검출을 통해 QRS군을 분석한다. R_{peak} 는 심박속도 및 심전도신호 분석을 위해 사용되는 가장 기본적인 특징점으로 오랫동안 부정맥을 분석하기 위한 주요 파라미터로 흔히 사용하였다. 이를 검출하기 위한 방법으로 이동윈도우 저분¹⁰⁾, 힐버트 변환(Hilbert Transform)¹¹⁾, 웨이블릿 변환(Wavelet Transform)¹²⁾ 등 다양한 방법이 존재한다. 다른 중요한 파라미터로써 QRS_{onset} 과 QRS_{offset} 이 있으며, 이들은 심실 활동의 시작과 끝을 각각 나타낸다. QRS_{onset} 과 QRS_{offset} 값을 통해 심실 내 전도장애, 심실전도변형, 심실조기흥분과 관련된 부정맥 진단에 중요한 정보를 알 수 있다. 또한 QRS_{onset} 과 QRS_{offset} 은 ST분절, PR분절 등 다양한 특징값을 사용하여 개인인증과 같이 많은 특징점을 필요로 하는 알고리즘에도 활용이 가능하다.

QRS_{onset} 과 QRS_{offset} 을 찾기 위한 방법 중 하나로 R_{peak} 주위 등전위 교차점을 찾는 방식이 제안되었다. 이는 ECG 신호에서 기저선을 떠나기 시작하는 점을 QRS_{onset} 으로 정의하고, 신호가 다시 기저선으로 돌아오는 점을 QRS_{offset} 으로 정하였다. 또 다른 방법으로 ECG 신호를 힐버트 변환을 이용하여 다양한 형태를 가지는 QRS군의 모양을 중형으로 블록하게 만든 후 기울기를 이용하여 QRS_{onset} 과 QRS_{offset} 의 위치를 탐색한다¹³⁾. 또한 다양한 기저함수를 사용한 Wavelet 변환을 이용한 QRS_{onset} 과 QRS_{offset} 의 위

치를 탐색하는 방법도 제안되었다¹⁴⁾.

본 논문에서는 QRS_{onset} 과 QRS_{offset} 을 검출을 위한 새로운 알고리즘을 제안한다. 제안한 알고리즘은 2 단계로 구성되어 있다. 첫 번째 단계에서는 Q파와 R파의 접합부 및 R파와 S파의 접합부를 의미하는 Q_j 와 S_j 점을 각각 검출한다. 이는 일반적으로 QRS군에서 R파는 가장 큰 전위값을 가지는 상향파이며, Q파와 S파는 R파를 중심으로 좌우로 하향파를 각각 형성하는 특징을 사용하여 Q_j 와 S_j 를 검출하게 된다. 두 번째 단계에서는 검출된 접합부들을 기준으로, QRS군의 너비를 바탕으로 정의된 이동 윈도우 구간 안의 면적을 계산하여 이를 최대화하는 QRS_{onset} 과 QRS_{offset} 을 검출한다. 알고리즘 성능을 평가하기 위해 PhysioNet에서 제공하는 QT database(QT-DB) 105개의 레코드¹⁵⁾들에 대해 심장 전문가가 수작업으로 표시한 결과와 제안한 알고리즘을 통해 검출된 결과와의 오차에 대한 평균과 표준편차를 구하였다. 획득된 오차의 표준편차는 QT-DB 구축에 참여한 심장 전문가가 수용할 수 있는 허용치 범위 안에 있으며, 다른 알고리즘보다 더 우수함을 확인하였다.

본 논문의 전개는 다음과 같다. 2장에서는 QRS군에 대한 설명 및 기존의 QRS_{onset} 과 QRS_{offset} 검출 알고리즘을 소개하고, 3장에서는 제안한 알고리즘을 설명한다. 4장에서는 실험 결과를 비교, 분석한 후 5장에서 결론을 맺는다.

II. QRS군 및 QRS군 검출 알고리즘

2.1 QRS군

심전도 신호는 동방결절에서 발생된 미세 전류에 의한 심장의 수축과 이완 운동을 신체의 표면상에서 전기적으로 기록한 것으로서, 심장 활동에 관련된 여러 정보를 제공하여 심장 질환 진단에 중요한 역할을 할 수 있다. 일반적으로 심전도 신호는 약 0.05~100Hz의 주파수 대역을 가지며 200Hz 이상의 높은 표본화 주파수로 기록되므로 짧은 측정 시간에도 매우 많은 양의 데이터를 생성하게 된다. 그림 1은 심전도에 나타나는 파형으로 심전도 신호는 P-QRS-T파의 순서대로 구성이 되며 다양한 특징점을 형성하게 된다. 이 중 P파는 심방의 탈분극에 의해 형성되며, QRS군은 심실의 탈분극에 의해 형성되며, T파는 심실의 재분극에 의해 형성된다.

QRS군의 짧은 시작부분, 즉 Q파는 심실간 중격의 탈분극을 나타내며, QRS군의 나머지 부분은 동시적

으로 일어나는 좌·우 심실의 탈분극을 나타낸다. 좌심실에는 우심실보다 크고 많은 근육이 있기 때문에 QRS군의 대부분이 좌심실의 탈분극을 나타낸다. QRS군의 시작은 갑자기 혹은 점진적으로 기저선에서 벗어나면서 시작되며, QRS군의 끝은 기저선 위 혹은 아래에서 QRS군의 마지막 부분이 평평하게 되는 지점이다. QRS군에서 Q파는 QRS군에서 처음으로 나타나는 하향파로, R과 이전에 나타난다. R파는 QRS군에서 처음으로 나타나는 상향파이다. S파는 R파에 이어 나타나며 기저선 아래로 나타나는 하향파이다. 정상 QRS군의 기간은 성인은 0.06~0.10초이며, 모양은 일반적으로 좁고 뾰족하게 나타난다. 비정상 QRS군은 심실의 비정상적 탈분극을 의미하며 그 원인은 심실내 전도장애(각 차단)(bundle branch block), 변형 심실전도(aberrant ventricular conduction), 심실조기 흥분(ventricular preexcitation), 심실내 이소성 혹은 보충 심박조율기에 기인한 전기자극, 인공 심박동기에 의한 심실 박동(pacing) 등이다^{[16][17]}.

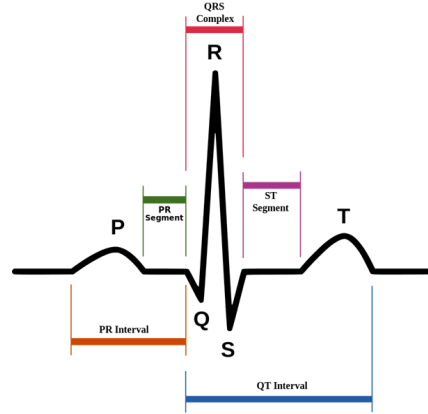


그림 1. 심전도 신호
Fig. 1. ECG Signal

2.2 QRS군 검출 알고리즘

2.2.1 Hilbert Transform(ENV)^[13]

QRS_{onset} 과 QRS_{offset} 을 찾기 위한 다양한 알고리즘들이 개발되었으며 이들 중 힐버트 변환을 이용한 QRS군의 검출^[13]은 QRS_{onset} 과 QRS_{offset} 을 전후로 기울기의 분포가 크게 변화함을 이용하여 이들을 검출한다. QRS군에서 Q파, R파, S파는 다양한 형태로 나타나기 때문에 QRS군의 형태는 개인별로 차이가 크며, 기울기의 그래프도 매우 복잡하게 나타난다. 이러한 문제를 해결하기 위해 QRS군에 대해 포괄신호(Envelope Signal)를 다양한 방법으로 정의하는데 그 중 한 방법으로 힐버트 변환을 사용하게 된다. 주어진 신호에 대해 힐버트 변환을 사용한 후, 식(1)과 같이 QRS군의 포괄신호를 정의하여 포괄신호가 종형의 신호가 되도록 개선한다.

$$A_E(k) = \sqrt{A^2(k) + A_H^2(k)} \quad (1)$$

여기서 $A(k)$ 와 $A(k)_H$ 는 각각 심전도 신호의 전위값과 그에 대한 힐버트 변환의 허수부에 해당하는 값을 나타내며 $A_E(k)$ 는 포괄신호를 의미한다. 식(1)로부터 획득된 포괄신호에 대해 식(2)와 같이 포괄신호의 변화량을 정의하고, 이를 바탕으로 식(3)과 같이 보조신호($AS(k)$)를 정의한다.

$$A'_E(k) \approx \frac{1}{10} (2(A_E(k+2) - A_E(k-2)) + A_E(k+1) - A_E(k-1)) \quad (2)$$

$$AS(k) = 2(A'_E(k))^2 \quad (3)$$

포괄신호와 포괄신호의 변화량을 나타내는 보조신호를 바탕으로 기울기가 작은 부분과 기울기가 큰 부분을 나누는 QRS_{onset} 과 QRS_{offset} 로 판단하고 해당 지점을 가설검증 방식을 사용하여 찾는다. 힐버트 변환을 이용한 알고리즘은 전처리로 사용되는 기저선 변동 및 잡음제거 전처리 알고리즘에 의해 신호가 왜곡됨에 따라 각 파형의 onset과 offset 검출에 영향을 받아 검출결과에 오차가 발생한다.

2.2.2 Wavelet Transform(WT)^[14]

심전도 신호분석에 널리 사용되는 또 다른 방법 중 하나로 웨이블릿 변환이 많이 이용되고 있는데, 이는 심전도 신호가 P파, QRS군, T파 등이 복합적으로 구성되어 주기적으로 나타나며, 심박속도에 따라 파형간의 주기가 달라지는 성질을 이용하기 때문이다. 일반적으로 주어진 심전도 신호 $A(t)$ 에 대해 웨이블릿 변환은 다음 식(4)과 같이 나타난다.

$$W_a A(b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} A(t) \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (4)$$

여기서 a 는 스케일 값으로 커질수록 넓은 기저함수를 사용한 것이며, 이 때의 결과는 신호의 저주파 성분에 대한 정보를 제공하게 되며 반대로 스케일 값이 작아질수록 기저함수의 폭은 좁아지며 고주파 성

분에 대한 정보를 제공하게 된다. 웨이블릿 변환을 이용한 QRS 검출은 다양한 기저함수를 사용한 방법이 있으며 그 중 WT^[14]에서 제안된 멀티스케일 접근 방식은 주어진 기저함수에 대해 스케일 별로 임계값을 결정하고, 이를 모두 만족시키면서 독립적이면서 첫 번째 스케일에서 영교차점(Zero Crossing Point)을 검출함으로써 QRS군을 검출한다.

웨이블릿 변환은 신뢰성 있는 기저함수를 사용할 경우 성능은 우수하나 개인별로 심전도 파형이 다르며 특히 QRS군의 형태는 매우 다양하기 때문에 이에 적합한 기저함수를 결정하고 그에 따른 임계값을 결정하는데 많은 문제점이 발생한다.

2.2.3 LPD(Laguna Pablo Detection)^[18]

LPD 알고리즘은 Pan and Tompkins 알고리즘을 기반으로 QRS군의 R-peak점을 검출한 후 미분신호(ECGDER)을 사용하여 QRS군의 onset과 offset을 검출하는 알고리즘으로 그림 2와 같이 진행된다. onset과 offset을 검출하기 위해 우선 미분신호(ECGDER)에 대해 R-peak점을 전후로 영교차점(Zero-crossing point; zero)를 찾는다. 영교차점을 중심으로 onset에 대해서는 이전, offset에 대해서는 이후에 나타나는 인접한 극점(pk)를 각각 검출한다. 이렇게 검출된 pk지점은 파형에서 기울기가 극대화 혹은 극소화되는 지점을 의미하게 된다. onset과 offset을 검출하기 위한 임계값(TH) 설정은 pk지점에서의 미분값과 해당 파형에서의 최대미분값(dermax)과의 비율 및 파형의 종류에 따라 결정된다. pk점을 전후로 하여서 임계값(TH)과 교차되는 지점이 onset과 offset으로 검출되게 된다.

LPD 알고리즘은 실시간 검출이 가능한 Pan and Tompkins 알고리즘^[10]을 기반으로 QRS군을 찾은 후,

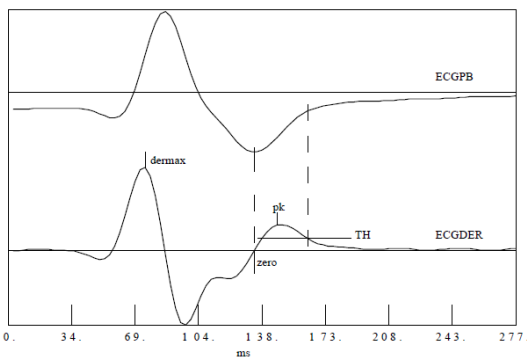


그림 2. LPD 알고리즘을 이용한 QRS_{onset} 검출
Fig. 2. QRS_{offset} detection by using LPD algorithm

미분신호로부터 영교차점 및 극점을 찾기 때문에 알고리즘이 간단하고 수행시간이 짧기 때문에 실시간으로 QRS군의 onset 및 offset을 함께 찾을 수 있다. 하지만 임계값 선택과정이 실험적으로 결정되며, 노이즈 제거 및 기저선 변동 제거가 명확히 되지 않을 경우 오검출이 되는 문제가 크다.

2.2.4 EA(Evolutionary Algorithm)^[19]

EA 알고리즘은 최적화 알고리즘 중 하나이며 비용 함수(cost function)을 바탕으로 어떤 솔루션의 생존 여부를 결정하는 과정을 반복함으로써 최적화된 개체군을 찾아내는 알고리즘이다. 일반적으로 앞에서 소개된 WT^[14]을 이용한 분석은 15개 이상의 성분들로부터 전위값 결정, 기울기 분석, 임계값 정의 등을 함으로 처리해야 하는 데이터가 많기 때문에 다소 어려움이 있다. 이에 대해 EA 알고리즘을 적용함으로써 최적화된 성분을 결정한 후, 이를 바탕으로 WT을 진행함으로써 연산 및 성분분석에 드는 비용의 최소화를 진행하게 된다.

이는 기존의 WT 알고리즘의 결과를 향상시키고 비용을 줄일 수 있지만 QT-DB를 기반으로 실험 및 최적화가 진행되었기 때문에 다른 데이터군에 대해서는 또 다른 최적화 과정을 거쳐야 하는 문제가 남아있다.

III. 제안한 QRS군 검출 알고리즘

일반적으로 심전도 신호에는 측정 시에 발생하는 전원간섭, 측정대상의 움직임에 따른 기저선 변동 및 근육에 흐르는 표면전위 등에 의한 노이즈 등 다양한 요소가 존재하고 있다. 이러한 요소들을 제거하고 신호의 특성을 향상시키기 위해 FIR 필터, EMD 방법, 형태학적 연산^[20] 등 다양한 필터들이 전처리로서 활용되고 있다. 또한 본 논문에서 제안하고자 하는 QRS군의 onset과 offset 검출을 위해 R-peak 검출이 선행되어야 한다. R-peak 검출은 심전도 신호 분석에 있어서 가장 중요한 단계로써 이를 기반으로 심박측정 및 다른 파형검출 및 분석의 참조값으로 활용되고 있다^[21]. R-peak의 검출은 미분기반의 검출^[10], 디지털 필터, 선형예측, 웨이블릿 변환^[22], 수학적 형태연산 등 다양한 방법이 존재한다.

이와 같이 기존의 알고리즘들을 사용하여 기저선 변동 및 노이즈를 제거한 후, R-peak들을 검출한 결과를 바탕으로 본 논문에서는 QRS군의 onset과 offset을 검출하고자 한다. 검출 알고리즘은 2단계로 구성되어 있다. 첫 번째 단계에서는 Q파와 R파의 접합부(Q_j)

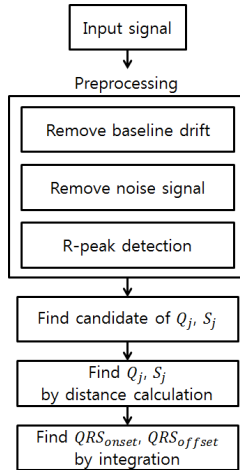


그림 3. 알고리즘 블록도
Fig. 3. Algorithm block diagram

검출 및 R파와 S파의 접합부(S_j)를 검출한다. 이를 위해 R-peak와의 전위차, 각 접합부와 R-peak간의 거리를 계산한다. 두 번째 단계에서는 각 접합부를 기준으로 이동 윈도우 구간 안의 면적을 계산하여 QRS_{onset} 과 QRS_{offset} 을 검출한다. 그림 3은 본 논문에서 제시하는 QRS군 검출과정을 나타낸다.

3.1 Q_j, S_j 검출

Q_j 는 Q파와 R파가 접속되는 지점을 나타내며 R-peak의 좌측에 존재하며, S_j 는 R파와 S파가 접속되는 지점을 나타내며 R-peak의 우측에 존재한다. Q_j 와 S_j 는 그림 4에 나타나 있으며, 이들은 각각 QRS_{onset} 과 QRS_{offset} 검출구간의 시작점으로 사용한다.

그림 4와 같이 일반적으로 Q_j 는 R-peak와의 전위차가 가장 큰 지점으로 검출이 가능하다. 하지만 Q파 혹은 S파가 소실되는 QRS군과 같이 다양한 형태의

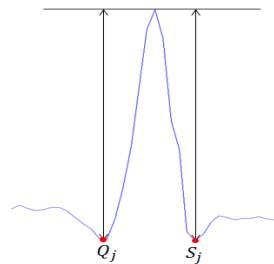


그림 4. QRS 군에서 Q_j 와 S_j
Fig. 4. Q_j and S_j of QRS complex

QRS군에 대해서도 동일하게 R-peak와의 전위차가 가장 큰 지점을 Q_j 로 정의하면 그림 5와 같이 Q'_j, S'_j 지점이 잘못 검출되게 된다.

Q_j 를 구하기 위하여 먼저 검출구간 LQ 를 정의하는데 이는 R-peak 좌측에 존재하는 P파가 포함되지 않도록 PR분절 위의 한 점에서 시작되어 R-peak까지의 구간을 상정한다. 정상 QRS군이 0.06~0.1초이며 PR분절은 0.02초~0.1초인 것을 감안하여 LQ 구간은 R-peak에서 0.2초 이전지점부터 R-peak점 사이의 구간으로 정의한다. LQ 구간의 시작점과 끝점을 각각 $LQ_s = (x_s, A(x_s))$, $LQ_e = (x_e, A(x_e))$ 로 정의한 후, 이 두 점을 지나는 직선과 LQ 구간 내의 임의의 점 $p_k = (x_k, A(x_k))$ 의 거리함수 D 를 다음 식(5)와 같이 정의한다.

$$D(p_k; LQ_s, LQ_e) = \frac{|(A(x_e) - A(x_s))x_k - (x_e - x_s)A(x_k) + x_e A(x_s) - A(x_e)x_s|}{\sqrt{(A(x_e) - A(x_s))^2 + (x_e - x_s)^2}} \quad (5)$$

또한 일부 부정맥에서는 p_k 의 위치가 P파 혹은 T파의 영향을 받거나 잡음에 의해 부정확한 지점을 나타낼 수 있기 때문에, R-peak점인 LQ_e 에 가까울수록 Q_j 일 확률이 높다는 점을 바탕으로 가중치함수 W 를 식(6)과 같이 정의한다.

$$W(p_k; LQ_s, LQ_e) = 0.5 \times \left[\cos \left(\pi \frac{x_k - x_e}{x_e - x_s} \right) + 1 \right] \quad (6)$$

정의된 가중치함수를 거리함수에 곱하였을 때의 결과가 최대가 되도록 하는 p_k 지점을 식(7)과 같이 구하고 이 점을 Q_j 로 결정한다.

$$Q_j = \operatorname{argmax}_{p_k \in LQ} D(p_k; LQ_s, LQ_e) W(p_k; LQ_s, LQ_e) \quad (7)$$

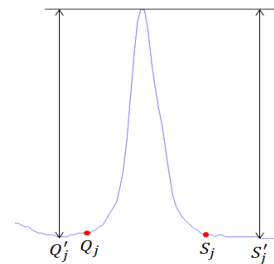


그림 5. Q_j 와 S_j 의 위치 오류
Fig. 5. Location error of Q_j and S_j

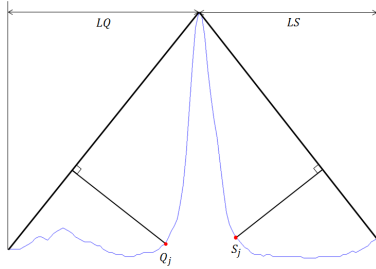


그림 6. LQ 및 LS 구간 내에서 Q_j 와 S_j 검출과정
Fig. 6. Q_j and S_j detection in LQ and LS interval

그림 6은 식(5)만을 이용하였을 때 거리가 최대가 되는 지점을 나타내고 있으며, 이와 같은 정상심박에서의 Q_j 의 거리함수 D 값은 주변 다른 위치에 보다 차가 크므로 가중치함수가 적용되더라도 Q_j 의 위치는 변하지 않는다. 동일한 방법으로 식(5)-식(7)을 사용하여 S_j 를 획득할 수 있다.

3.2 QRS_{onset} 과 QRS_{offset} 검출

QRS_{onset} 은 P파와 Q_j 사이에 존재하며, QRS군의 곡률변화가 시작되는 지점이 된다. 마찬가지로 QRS_{offset} 은 S_j 와 T파 사이에 존재하며 QRS군의 곡률변화가 종료되는 지점이 된다. 이를 검출하기 위하여 구간적분을 이용함으로써 파형의 곡률변화에 대한 적분값이 극대점이 되는 지점을 QRS_{onset} 과 QRS_{offset} 으로 검출하고자 한다. 하지만 R파의 경우 심전도 신호에서 곡률변화가 가장 큰 부분으로써 구간적분과정에 영향을 미치지 않도록 하기 위해 Q_j 와 S_j 사이의 구간을 그림 7과 같이 제거를 한다.

Q_j 와 S_j 사이의 구간을 제거하고 난 후, QRS_{onset} 과 QRS_{offset} 을 검출하기 위한 무빙윈도우를 결정한다. R파가 제거되었으므로 QRS_{onset} 에서 Q_j 까지의 구간에서의 전위값의 변화가 가장 크게 되므로 이에 해당하는 구간의 너비를 무빙윈도우의 크기로 설정하

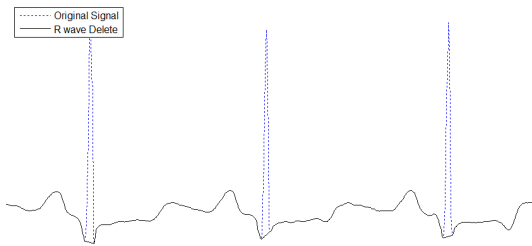


그림 7. Q_j 와 S_j 사이의 R파 제거
Fig. 7. Remove R-wave between Q_j and S_j

는 것이 가장 이상적이다. 그리고 ECG 파형의 심박마다 QRS군의 너비가 변화하므로 무빙윈도우의 크기도 변화하게 된다. 따라서 본 논문에서는 정상심박에서 R-peak와 Q_j 간의 거리가 Q_j 에서 QRS_{onset} 간의 거리와 유사함을 이용하여 무빙윈도우 크기를 식(8)과 같이 가변적으로 결정하였다.

$$M = \text{Dist}(R_{peak}, Q_j) \tag{8}$$

식(8)에서부터 얻어진 무빙윈도우 M 을 사용하여 식(9)와 같이 QRS_{onset} 을 검출한다.

$$QRS_{onset} = \underset{k \in LQ}{\operatorname{argmax}} \left| \sum_{l=k}^{k+M} (A'(k) - A'(l)) \right| \tag{9}$$

식(9)에서 A' 은 Q_j 와 S_j 사이의 R파를 제거하고 난 뒤의 심전도 신호의 전위값을 의미한다. 식(9)에서 처럼 k 번째 샘플에서의 전위값을 기준으로 무빙윈도우의 사이즈인 M 만큼의 샘플들에 대해 차이를 적분한다. 이와 같이 계산된 적분값이 가장 크게 되는 k 점을 QRS_{onset} 으로 검출하게 된다. 그림 8은 그림 7에 대해 식(9)를 적용하여 QRS_{onset} 을 검출하는 과정을 나타낸 그림으로 제안한 적분방법은 k 점이 QRS_{onset} 일 때가 빗금친 적분한 넓이가 최대가 되도록 하는 알고리즘임을 보여준다. 동일한 방법을 사용하여 QRS_{offset} 을 검출한다.

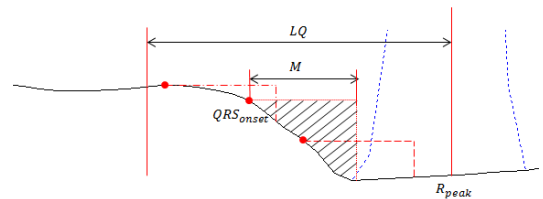


그림 8. LQ 구간 내에서의 QRS_{onset} 검출
Fig. 8. QRS_{onset} detection in LQ interval

IV. 실험 및 고찰

제안한 알고리즘의 성능 실험을 위하여, 본 논문에서는 ECG에서 파형의 특징점을 찾기 위한 알고리즘의 평가를 위해 구축한 QT-DB^[15]를 이용하였다. QT-DB는 다양한 QRS와 ST-T 형태를 포함하여, 105개의 서로 다른 환자들의 심전도 신호가 저장되어 있다. 각 신호마다 2명의 심전도 전문의가 직접 작성한

P파, QRS군, T파 등의 onset, peak, offset 등에 대한 정보가 약 30초 가량씩 기술되어 있다.

그림 9는 QT-DB에 있는 2개 채널의 sel100m 레코드에 대한 심전도 전문가가 표시한 위치와 제안 알고리즘이 찾은 위치를 나타낸다. 점선은 QT-DB에서 심장 전문가가 직접 기술한 R-peak 및 QRS_{onset} 과 QRS_{offset} 을 의미한다. 사각형은 적응적 불응기 알고리즘에 의해 검출된 R-peak이며, 원은 제안 알고리즘에서 1단계로 검출된 Q_j 와 S_j 이며, 삼각형은 이를 바탕으로 검출된 QRS_{onset} 과 QRS_{offset} 이다.

QT-DB는 2개의 채널 데이터로 이루어져있으나 본문에서 제안하는 알고리즘은 하나의 채널 데이터만을 사용하는 단일리드 기반 알고리즘이므로 그림 9와 같이 심전도 신호의 채널 각각에 대해 알고리즘을 적용하여 결과를 검출해낸 후, 심전도 전문가가 기술한 샘플위치와의 오차 평균이 적은 채널을 실험결과로 사용한다. 그 후 해당 데이터의 오차에 대해 평균과 표준편차를 계산하여 알고리즘의 성능을 확인하였다.

그림 10은 그림 9와 QT-DB의 다양한 파형에 대해 제안 알고리즘을 사용한 실험결과를 나타낸 것이다. 그림 10에서 나타난 바와 같이 제안 알고리즘에 의해 QRS_{onset} 과 QRS_{offset} 은 비교적 잘 찾아졌음을 확인할 수 있다. 하지만 그림 10(c)와 같이 QRS군의 모양이 정상적이지 않을 경우 알고리즘의 특성에 의해 탐색한 위치가 다소 오차가 발생할 수 있음을 알 수 있다. 또한 오차는 그림 10(d)와 같이 정상적으로 검출을 하였으나 심전도 전문가가 해석을 달리 함으로 인

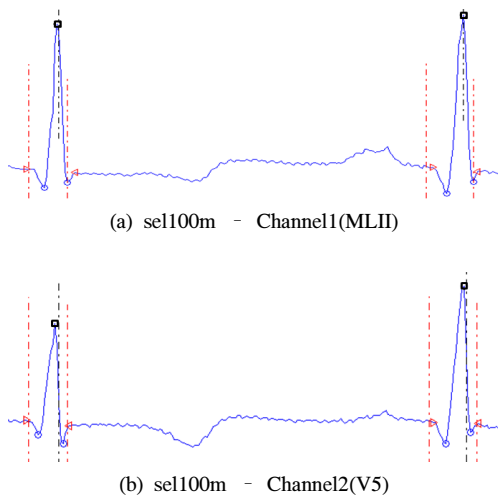


그림 9. 채널별 검출결과
Fig. 9. Detection result for each channel

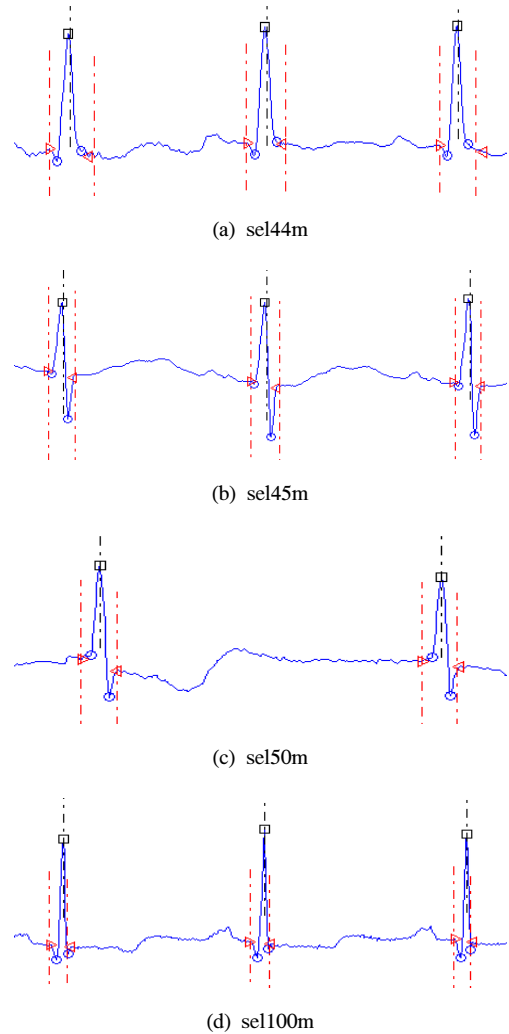


그림 10. 제안 알고리즘 실험 결과
Fig. 10. Results of proposed algorithm

해 발생할 수도 있다. 따라서 심전도 전문가가 기술한 지점을 사용하여 자동화 검출 알고리즘의 검출성능을 평가함에 있어서는 오차의 평균보다 오차의 표준편차를 분석함이 더욱 바람직하다.

제안한 검출 알고리즘의 성능을 비교하기 위해 ENV 알고리즘^[13], WT 알고리즘^[14], LPD 알고리즘^[18], EA 알고리즘^[19]에 의해 검출된 결과를 비교하였다. 표 1은 각 알고리즘들과 제안한 알고리즘의 성능을 나타낸 것이다. 여기서 전체 데이터의 평균과 표준편차는 각 데이터로부터 획득된 오차의 평균과 표준편차를 각각 평균을 취하여 획득하였다.

QRS_{onset} 과 QRS_{offset} 검출 알고리즘 성능은 오차의 평균보다 표준편차에 더 큰 가중치를 두어 평가

표 1. QT-DB에서 알고리즘 평가
Table 1. Evaluation of the algorithms on the QT-DB.

Method	QRS_{onset} mean \pm std	QRS_{offset} mean \pm std
# of annotation	2429	2429
Proposed Algorithm	-1.3 \pm 3.0	5.1 \pm 3.9
ENV[13]	0.6 \pm 7.2	1.2 \pm 8.3
WT[14]	4.6 \pm 7.7	0.8 \pm 8.7
LPD[18]	-3.6 \pm 8.6	-1.1 \pm 8.3
EA[19]	0.3 \pm 6.6	-1.9 \pm 8.3
Tolerances (STD)	6.5	11.6

한다. QRS_{onset} 과 QRS_{offset} 은 R-peak와 같은 특징점에 비해 그 기준이 명확하지 않아 심장 전문의들 사이에서도 다소 오차가 발생하기 때문에 다른 알고리즘을 적용하더라도 오차는 발생하기 때문에 오차의 평균보다 알고리즘의 안정성과 직결되는 오차의 표준편차를 바탕으로 알고리즘의 성능을 평가하게 된다. 이러한 결과는 Q_j 와 S_j 의 분절의 위치를 찾음으로 인해 QRS_{onset} 과 QRS_{offset} 을 검출하기 위한 무빙윈도우의 범위를 가변적으로 조절하였고, QRS_{onset} 과 QRS_{offset} 주변의 미세한 파형 변화를 구하기 위해 Q_j 와 S_j 사이의 구간을 제거하였기 때문이다.

V. 결론

QRS군은 기계적인 수축 전에 심실의 탈분극을 나타내며, 심장 수축에 관한 중요한 정보를 제공한다. QRS 군의 생리학적인 큰 형태 변화뿐만 아니라 ECG 신호에 있는 다양한 형태의 잡음 때문에 QRS_{onset} 과 QRS_{offset} 검출은 여전히 어려운 과제로 남아 있다. 본 논문에서는 QRS_{onset} 과 QRS_{offset} 검출을 위해 적분연산을 제안하였으며 알고리즘의 정확성을 높이기 위해 두 개의 구간으로 나누어 검출하는 방안을 제시하였다. 먼저 전위값 변화량 계산 및 R_{peak} 와의 거리를 이용하여 R파와 Q파의 접속 부분인 Q_j , S파와 접속 부분인 S_j 를 각각 찾아내었다. 이를 이용하여 Q_j 와 S_j 사이의 구간인 R파를 제거하였다. 그리고 QRS_{onset} 과 QRS_{offset} 을 검출하기 위한 무빙윈도우의 크기를 Q_j 와 S_j 를 사용하여 가변적으로 조절하였고, 이를 바탕으로 적분결과가 극대화된 지점인 QRS_{onset} 과 QRS_{offset} 를 각각 검출하였다.

실험 결과 QRS_{onset} 과 QRS_{offset} 의 정확도가 높아짐으로써 기존의 알고리즘과 비해 오차의 편차치가 크게 줄어들었음을 확인할 수 있었다. QRS_{onset} 과 QRS_{offset} 의 정확한 위치 판단은 부정맥 분류에 있어 중요한 정보를 제공하므로 앞으로 심장 질환 자동 분류시스템을 개발함에 있어 제안 알고리즘의 활용이 기대된다.

References

- [1] R. J. Huszar, "Basic dysrhythmias: interpretation & management," Mosby, 2007.
- [2] H. L. Chan, W. S. Chou, S. W. Chen, S. C. Fang, C. S. Liou, and Y. S. Hwang, "Continuous and online analysis of heart rate variability," *J. Med. Eng. and Technol.*, vol. 29, no. 5, pp. 227-234, 2005.
- [3] G. D. Clifford, F. Azuaje, and P. McSharry, *Advanced methods and tools for ECG data analysis*, Artech House, 2006.
- [4] B. M. Oussama, B. M. Saadi, and H. S. Zine-Eddine, "Extracting features from ECG and respiratory signals for automatic supervised classification of heartbeat using neural networks," *Asian J. Inf. Technol.*, vol. 15, no. 1, pp. 5-11, 2016.
- [5] S. M. Lee, J. S. Kim, and K. H. Park, "PVC detection based on the distortion of QRS complex on ECG signal," *J. KICS*, vol. 40, no. 4, pp. 731-739, 2015.
- [6] J. J. Koo and G. S. Choi, "Performance evaluation of ECG compression algorithms using classification of signals based PQSRT wave features," *J. KICS*, vol. 37, no. 4, pp. 313-320, 2012.
- [7] S. Banerjee and M. Mitra, "Application of cross wavelet transform for ECG pattern analysis and classification," *IEEE Trans. Instrumentation and Measurement*, vol. 63, no. 2, pp. 326-333, 2014.
- [8] Q. Zhang, A. I. Manriquez, C. Medigue, Y. Papelier, and M. Sorine, "An algorithm for robust and efficient location of T-wave ends in electrocardiograms," *IEEE Trans.*

- Biomedical Eng.*, vol. 53, no. 12, pp. 2544-2552, 2006.
- [9] M. J. Mollakazemi, S. A. Atyabi, and A. Ghaffari, "Heart beat detection using a multimodal data coupling method," *Physiological Measurement*, vol. 36, pp. 1729-1742, 2015.
- [10] J. Pan, and W. Tompkins, "A real-time QRS detection algorithm," *IEEE Trans. Biomedical Eng.*, vol. 32, no. 3, pp. 230-236, 1985.
- [11] M. E. Nygard and L. Sornmo, "Delineation of the QRS complex using the envelope of the ECG," *Medical and Biological Eng. Comput.*, vol. 21, pp. 538-547, 1983.
- [12] J. P. Martinez, R. Almeida, S. Olmos, A. P. Rocha, and P. Laguna, "A wavelet-based ECG delineator: Evaluation on standard databases," *IEEE Trans. Biomedical Eng.*, vol. 51, no. 4, pp. 570-581, 2004.
- [13] A. I. Manriquez and Q. Zhang, "An algorithm for QRS onset and offset detection in single lead electrocardiogram records," in *Proc. 29th Annu. Int. Conf. IEEE Eng. in Medicine and Biology Soc.*, pp. 541-544, Lyon, France, Aug. 2007.
- [14] J. P. Martinez, R. Almeida, S. Olmos, A. P. Rocha, and P. Laguna, "A wavelet-based ECG delineator: Evaluation on standard database," *IEEE Trans. Biomedical Eng.*, vol. 51, no. 4, pp. 570-581, 2004.
- [15] P. Laguna, R. G. Mark, A. Goldberg, and G. B. Moody, "A database for evaluation of algorithms for measurement of QT and other waveform intervals in the ECG," *Computers in Cardiology*, pp. 673-676, Lund, Sweden, Sept. 1997.
- [16] M. Llamedo and J. P. Martinez, "Heartbeat classification using feature selection driven by database generalization criteria," *IEEE Trans. Biomedical Eng.*, vol. 58, no. 3, pp. 616-625, 2011.
- [17] S. O. Kim, "Arrhythmia detection using rhythm features of ECG signal," *J. The Korea Soc. of Comput. and Inf.*, vol. 18, no. 8, pp. 131-139, 2013.
- [18] P. Laguna, R. Jane, and P. Caminal, "Automatic detection of wave boundaries in multilead ECG signals: Validation with the CSE database," *Comput. Biomedical Res.*, vol. 27, no. 1, pp. 45-60, 1994.
- [19] J. Dumont, A. I. Hernandez, and G. Carrault, "Parameter optimization of a wavelet-based electrocardiogram delineator with an evolutionary algorithm," *IEEE Computers in Cardiology*, pp. 707-710, Lyon, France, Sept. 2005.
- [20] C. H. H. Chu and E. J. Delp, "Impulsive noise suppression and background normalization of electrocardiogram signals using morphological operators," *IEEE Trans. Biomedical Eng.*, vol. 36, no. 2, pp. 262-273, 1989.
- [21] Y. C. Yeh and W. J. Wang, "QRS complexes detection for ECG signal: the difference operation method," *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 91, no. 3, pp. 245-254, 2008.
- [22] I. S. Cho and H. S. Kwon, "Advanced R wave detection algorithm using wavelet and adaptive threshold," *J. KICS*, vol. 35, no. 10, pp. 840-846, 2010.

김정홍 (Jeong-Hong Kim)



1986년 : 경북대학교 전자공학과 학사 졸업.

1988년 : 경북대학교 전자공학과 석사 졸업.

1988년~1996년 : 한국전자통신연구원

2001년 : 충남대학교 컴퓨터공학과 박사 졸업.

현재 : 경북대학교 IT대학 컴퓨터학부 교수

<관심분야> 신호처리, 유비쿼터스

이 승 민 (SeungMin Lee)



2010년: 경북대학교 수학과 학사 졸업
2012년: 경북대학교 수학과 석사 졸업
2013년 3월~현재: 경북대학교 전자공학부 박사과정
<관심분야> 패턴인식, 신호처리

박 길 흠 (Kil-Houm Park)



1982년: 경북대학교 전자공학과 학사
1984년: 한국과학기술원 전기전자공학과 석사 졸업
1990년: 한국과학기술원 전기전자공학과 박사 졸업
현재: 경북대학교 IT대학 전자공학부 교수

<관심분야> 영상신호처리, 패턴인식, 영상압축