

레퍼런스 ST 셋과 다항식 근사를 이용한 ST 형상 분류 알고리즘

정구영¹, 유기호²

¹전북대학교 대학원 메카트로닉스공학과, ²전북대학교 기계항공시스템공학부

(Received April 13, 2007. Accepted July 23, 2007)

An Algorithm for Classification of ST Shape using Reference ST set and Polynomial Approximation

Gu-Young Jeong¹, Kee-Ho Yu²

¹Dept. of Mechatronics Eng., Graduate School, Chonbuk National University

²Dept. of Mechanical and Aerospace Systems Eng., Chonbuk National University

Abstract

The morphological change of ECG is the important diagnostic parameter to finding the malfunction of a heart. Generally ST segment deviation is concerned with myocardial abnormality. The aim of this study is to detect the change of ST in shape using a polynomial approximation method and the reference ST type. The developed algorithm consists of feature point detection, ST level detection and ST shape classification. The detection of QRS complex is accomplished using its morphological characteristics such as the steep slope and high amplitude. The developed algorithm detects the ST level change, and then classifies the ST shape type using the polynomial approximation. The algorithm finds the least squares curve for the data between S wave and T wave in ECG. This curve is used for the classification of the ST shapes. ST type is classified by comparing the slopes of the specified points between the reference ST set and the least square curve. Through the result from the developed algorithm, we can know when the ST level change occurs and what the ST shape type is.

Key words : ECG, ST segment, polynomial approximation, ST classification, reference ST set

1. 서론

심전도(ECG)는 심방과 심실의 탈분극과 재분극에 의해 발생하는 전기적인 활동을 나타낸 그래프로써, 심전도를 구성하는 각 파형의 존재 유무와 형태 등은 심장의 이상을 진단하는데 매우 중요하다. 심장은 규칙적으로 수축과 이완을 반복하는 근육의 일종으로, 정상적인 기능을 발휘하기 위해서는 심장 근육으로의 원활한 산소 공급이 이루어져 심장 근육에서 소비되는 산소와 공급되는 산소의 양이 균형을 이루어야 한다. 심근허혈이란 심근에 있어서 산소의 수요와 공급의 불균형 상태를 의미하며, 이러한 불균형은 심전도의 ST, T파 부분에 변화를 가져오며, 특히 ST 분절의 레벨 하강 및 형태의 변화를 가져온다. 그러나 심근허혈에 의한 심전도 패턴의 변화는 일시적인 경우가 많으며, 장시간에 걸친 심전도 측정을 통하여 발작시에 심전도를 기록하지 않으면 진단할 수 없는 경우도 있다. 따라서 심근허혈에 의한 심전도 변화를

자동으로 검출하는 알고리즘이 많이 개발되어 있으며[1~14], 현재에도 중요한 관심분야의 하나로 이에 대한 많은 연구가 진행되고 있다. 신경망이나 퍼지이론이 허혈성 ST 검출 알고리즘 연구에 많이 사용되고 있으며[15~20], 많은 연구개발의 성과로 대부분의 알고리즘의 허혈성 ST 검출 성능이 전문의 분석 대비 80~90% 이상을 보여주고 있다[21~23]. 그러나 현재까지 개발된 알고리즘의 높은 검출 성능에도 불구하고 실제 심전도 판독은 전문의에 의하여 이루어지고 있으며, 알고리즘이 사용된다 하여도 단순한 스크린이나 전문의에 의한 재분석을 전제로 사용되고 있다. 이에 저자들은 실제로 심전도를 판독하는 전문의의 관점에서 진단을 보조하며 진단 효율을 높일 수 있는 알고리즘을 개발할 필요가 있다고 판단하였다. 저자들은 심전도 전문의와의 상담을 통하여 전문의의 허혈성 ST 판독 과정과 전문의가 심근허혈 진단의 효율을 높이기 위해서 ST 자동 분석 알고리즘으로부터 얻고자 하는 정보 등에 대하여 검토하였으며, 의미 없는 ST변화로부터 허혈성 ST를 구분함에 있어 ST의 형상이 중요한 역할을 한다는 것을 알 수 있었다. 또한 전문의의 심근허혈 진단 과정이 그림 1과 같은 과정과 유사함을

Corresponding Author : 유기호
전북 전주시 덕진구 덕진동 1가 664-14 전북대학교 기계항공시스템공학부
Tel : 010-4880-6255, 063-270-2471 / Fax : 063-270-2472
E-mail : yu@chonbuk.ac.kr

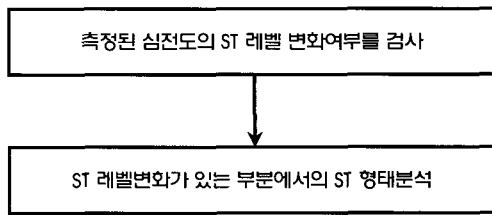


그림 1. 심근허혈 진단 과정

Fig. 1. Process for the diagnosis of myocardial ischemia

알 수 있었다. 기존의 허혈성 ST 자동검출 알고리즘들은 대부분 ST 레벨 변화의 검출에 초점이 맞추어져 있으며, 다양한 방법을 통하여 허혈성 ST 변화와 비허혈성 ST 변화를 분리하고 있다. 여기에 ST 형상 분류과정을 추가하여 ST 분석을 그림 1과 같은 과정으로 수행함으로써 전문의에 ST 분석 작업의 효율을 높일 수 있다.

본 논문에서는 의미 없는 ST변화로부터 허혈성 ST를 구분하는 ST의 형상 변화 검출에 초점을 맞추어, 기록된 전체 심전도에서 ST의 레벨 변화를 검출하고, 검출된 구간에 대하여 ST의 형상을 분류하는 방법을 제시하고자 한다. 본 연구에서 개발된 알고리즘은 QRS군, J-point, PR분절, T파 등을 검출하는 특징점 검출 과정과 S파와 T파사이의 최소제곱 곡선을 찾는 다항식 근사과정 [24~26], 최소제곱 곡선으로부터 특정한 4곳의 기울기 정보를 추출하여 레퍼런스 ST의 기울기 정보와 비교함으로써 검출된 ST를

7가지 형상으로 분류하는 ST 형상 분류과정으로 구성된다. 개발된 알고리즘은 심전도 데이터로부터 ST 레벨 변화 구간을 검출하고, 검출된 구간에 대해서 ST 형상 분류를 함으로써 심전도 전문의에게 ST의 레벨 변화뿐만 아니라 형상에 대한 정보도 제공한다. 저자들은 개발된 알고리즘을 European ST database의 심전도 데이터에 적용하여 ST의 전압레벨 및 형상에 대한 분석 결과표를 작성하였으며, 이를 2명의 심전도 전문의에게 ST 형상 분류의 유효성 평가를 의뢰하였다.

II. 심전도 분석 방법

A. 레퍼런스 ST 구성

본 논문에서는 ST의 형상을 분류하기 위하여 레퍼런스 ST 셋을 구성하였다. 레퍼런스 ST 셋은 허혈성 심장질환이 발생할 때 나타나는 전형적인 ST 형상으로, 심전도 관련 문헌과 심전도 전문의와의 상담을 통하여 구성하였다. 일반적으로 심전도 관련 문헌에서는 ST의 형상을 convex, concave, upsloping, downsloping, horizontal 등의 다섯 종류로 분류하고 있으며, 주로 convex와 concave는 ST의 전압레벨이 상승하는 경우에 나타나고, 나머지 세 개는 ST의 전압레벨이 하강하는 경우에 나타난다[27~29]. 본 논문에서는 위에 열거한 다섯 종류의 형태와 심전도 전문의의 자문을 통해 임상적으로 의미를 갖는 ST의 형상 한 가지를 추가로 포함하였으며, 총 6개의 형상을 이용하여 ST의 형상을 분류하였다. 레퍼런스 ST 셋은

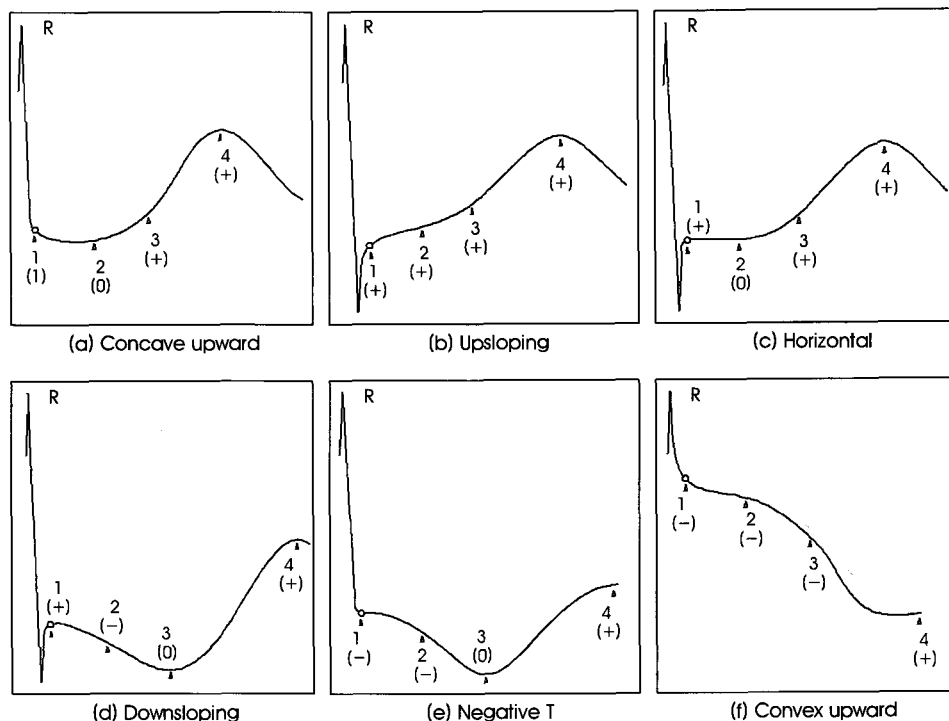


그림 2. 레퍼런스 ST 형상

Fig. 2. The shape of reference ST

표 1. 레퍼런스 기울기 셋
Table 1. Reference set of ST slope

	(a) Concave upward		(b) Upsloping	(c) Horizontal	(d) Downsloping	(e) Negative T		(f) Convex upward	X type
1	-	-	+	+	+	-	-	-	
2	0	-	+	0	-	-	0	-	other case
3	+	0	+	+	0	0	+	-	
4	+	+	+	+	+	+	+	+, 0, -	

그림 2와 같이 6개의 ST 형상으로 구성되어 있으며, 각각의 형상은 그림에 표시된 특정한 4곳의 기울기 정보로 구분된다. 그림 2에서 (+), (0), (-)는 각각의 ‘△’ 위치에서의 기울기 부호를 나타내며 실제 분류에 사용되는 레퍼런스 ST 셋은 표 1과 같다.

측정된 심전도의 ST가 레퍼런스 ST와 비교되기 위해서 측정된 ST로부터 4곳의 기울기 데이터가 추출되어야 하며, 이 과정에서 S파와 T파사이가 다항식에 근사된다. 본 논문에서 ST 구간은 S파 또는 J-point부터 T파의 최대점 사이로 한정되며, 이 구간에서의 특징 파라미터는 J-point로부터 일정시간 이후의 전압레벨, 기울기, T파의 모양 및 진폭 등이 있다. 5곳 이상의 위치에서 기울기 정보를 추출할 수도 있으나, 위에 열거한 4가지의 특징을 표현함에 있어서 각각의 특징을 나타내는 4곳의 기울기 정보로도 충분하였다. 특징점 검출과정에서 S파와 T파가 검출된 이후에 S파의 최소점과 T파의 최대점 사이를 구성하는 데이터들의 최소제곱 곡선으로부터 4곳의 위치에서의 기울기가 계산된다. 기울기가 추출되는 첫 번째와 네 번째 점은 각각 J-point와 T파의 최대점으로, 첫 번째 기울기의 부호는 S파의 존재 여부에 따라서 결정된다. S파가 존재하는 경우 첫 번째 기울기는 항상 (+)값이 되며, 그림 2의 (a), (e), (f) 형상처럼 S파가 존재하지 않는 경우 (-)값을 갖는다. 네 번째 기울기의 부호는 양성 T파인 경우 (+)이고 음성 T파인 경우 (-)이다. 즉, 네 번째 지점의 기울기는 T파의 최대점에서의 기울기가 아닌 T파의 형상에 따라서 기울기 부호가 결정되며, 특징점 검출 과정에서 T파가 검출되지 않는 경우 RR간격의 1/2 지점에서의 기울기 부호가 네 번째 기울기의 부호가 된다. 세 번째 지점은 기본적으로 첫 번째와 네 번째 점의 1/2 지점이 되지만, 그림 2에서 (d)와 (e)의 경우처럼 첫 번째와 네 번째 점의 중앙 부근에 기울기가 0이며, 국부적으로 최소값을 갖는 점이 존재하면, 그 지점이 세 번째 기울기를 추출하는 위치가 된다. 두 번째 기울기 추출 위치는 첫 번째 지점과 세 번째 지점의 1/2 지점이며, 그림에서 나타나듯이 기울기를 추출하는 네 개의 지점 중 3개의 위치가 S파와 T파사이의 앞부분에 분포하도록 설정한 이유는 허혈성 ST변화가 ST분절에 대표적으로 나타나기 때문이다. 알고리즘에 의한 ST 형상 분류과정에서 (a)와 (e)의 레퍼런스 ST 표의 경우 기울기 정보가 같음으로 이 경우 추가적으로 ST의 레벨 정보에 의하여 (a)와 (e)가 구별된다. (a)와 (e)의 기울기 정보가 같은 이유는 세 번째 기울기 추출 위치를 검출하는 단계에서 두개의 형상 모두 중앙 부분에 기울기가 0이며 국부적으로 최소값을 갖는 점이 존재하기 때문이다. (d)의 형상에

도 이러한 점이 존재하지만 이 형상에서는 S파가 존재하기 때문에 첫 번째 기울기의 부호가 (+)값을 갖는다. 본 논문에서 개발된 알고리즘은 위에서 설명된 네 지점에서의 기울기 부호를 기준으로 측정되는 ST의 형태를 6개의 레퍼런스 ST 형상으로 분류하며, 분류과정에서 어느 형상에도 분류되지 않는 ST의 경우 X-type으로 분류한다. 즉, 계측된 ST는 총 7개로 분류된다.

B. 특징점 검출

R파는 다른 특징점을 검출하는 기준이 되기 때문에 정확히 검출되어야 한다. 심장에서 가장 두터운 근육으로 이루어진 심실의 수축시 발생하는 QRS군은 일반적으로 짧은 지속시간 동안 큰 진폭을 보이기 때문에 심전도 신호 중에서 가장 기울기 변화가 큰 부분이라 할 수 있다. 따라서 이러한 QRS의 외형적 특징을 활용하면, 단순한 방법으로 비교적 정확히 R파를 검출할 수 있다. 본 논문에서는 R파를 검출함에 있어서 심전도 신호의 기울기 변화를 모니터링 하는 방법을 사용하며, 심전도 신호의 단순한 미분의 경우 노이즈에 의한 영향이 발생하기 때문에, 노이즈의 영향을 줄이기 위하여 심전도 신호를 구성하는 데이터 사이의 기울기를 모니터링 한다. 기울기를 계산하는 두 데이터 사이의 간격을 20msec로 설정하였는데, 이는 일반적으로 QRS군의 지속시간은 80msec이며 상승부와 하강부의 지속시간을 각각 40msec로 가정할 경우 각 부분의 중심 기울기를 포함할 수 있는 시간간격이 20msec이기 때문이다. 데이터 간의 기울기 모니터링을 통해서 나온 신호는 (+)와 (-)영역에 비슷한 진폭으로 분포되어 있는데, 이는 QRS군이 R파를 기준으로 전후에 (+)와 (-) 기울기를 갖기 때문이다. 여기서 (-)영역에 존재하는 신호를 (+)영역에 가중시키면 전체적으로 다른 파형의 진폭에 비하여 R파의 진폭이 크게 향상되므로, R파의 검출 성능을 높일 수 있다. 그림 3은 (-)영역의 신호를 (+)영역에 가중시키는 과정이 나타나 있다.

그림에서 나타나듯이 심전도 신호의 데이터는 40msec 간격으로 박스 형태로 묶여지는데, 위에 설명했듯이 QRS군의 지속시간이 일반적으로 80msec 정도이므로, 40msec는 R파를 기준으로 전반부와 후반부를 나눌 수 있는 정도의 시간 간격이 되기 때문이다. 그림 3의 (a)처럼 묶여진 신호는 각각의 블록 단위로 그림 4와 같은 네 가지 경우의 연산방법을 거쳐 그림 3의 (b)와 같은 새로운 신호로 만들어진다. 그림 3의 (b)는 (-)영역을 (+)영역으로 반영하기 이전의 신호인 (a)보다 QRS부분의 크기가 더욱 두드러지게 나

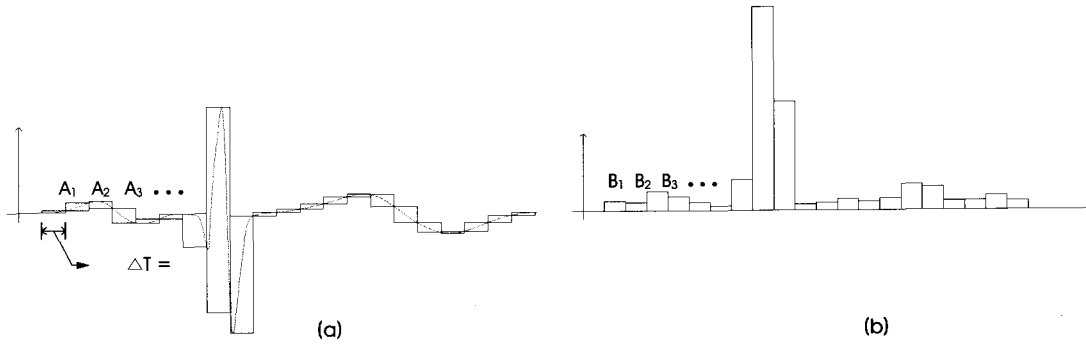


그림 3. (-)부분을 (+)부분으로 반영하는 과정
 Fig. 3. Process for making (-) parts be reflected in (+) parts

타나 있음을 알 수 있다.

그림 5는 그림 3의 (b)신호를 이용하여 R파를 검출하는 과정으로 PR과 L1, L2, L3를 잇는 세 개의 선분이 R파를 검출하는 threshold 역할을 한다. 여기서, NR은 현재 검출하고자 하는 점이고 PR은 이전 심박에서 검출된 NR이다. 현재의 NR을 검출하기 위하여 가장먼저 PR과 L1을 잇는 선분이 생성되는데, 이 선분을 threshold 값으로 하여 초과하는 신호가 검출될 경우 초과되는 부분 중 최대 지점이 NR로 선택된다. 이 과정에서 NR이 검출되지 않는 경우 PR과 L2를 잇는 선분으로 threshold 값을 낮춰 다시 NR을 검출하고, PR과 L3를 잇는 선분으로도 NR이 검출되지 않으면, PR을 PR1, PR2로 대체하여 위의 과정을 반복한다. 여기서, $H1=H2=H3=1/3H$, $R=1.5 \times (\text{이전 심박의 RR간격})$ 이며 PR1, PR2는 H를 3등분 하는 점이다. NR이 검출되면 그림 5의 (b)처럼 R파 검출 구간이 설정되고, 이 구간에서 최대값을 검출함으로써 R파를 검출하게 된다.

그림 6은 R파 이외의 J-point, S파, T파, PR분절의 레벨을 검출하는 과정으로 (a)와 같이 R파를 전후로 Q파와 S파 검출 구간이

설정되며, (b)와 같이 R파 이후 $2/3 \times (\text{이전 심박에서의 RR간격})$ 구간이 T파 검출 구간으로 설정된다. 각각의 검출 구간은 심전도에서 P파, QRS군, T파의 시간적인 관계를 나타내는 PR간격, QT간격, RR간격을 기준으로 설정하였다. 그림 (c)와 (d)는 Q파, J-point, S파의 구체적인 검출 방법을 나타낸 것으로 Q파는 R파를 기준으로 Q0에서 Q4로 단계적으로 영역을 넓혀 가면서 Q파의 최소점을 찾는다. Q파 검출 이후 Q파의 최소점부터 Q4까지의 영역으로 기울기를 모니터링하여 기울기가 threshold 값 이상으로 변화하는 지점의 레벨을 PR분절 레벨로 설정한다. Q파가 존재하지 않는 경우, (c)의 A처럼 threshold 값 이상으로 기울기가 변하는 지점의 신호 레벨을 PR분절 레벨로 설정한다. S파와 J-point도 그림 (d)와 같은 영역을 설정하고 위와 유사한 threshold 방법을 적용하여 검출한다. 본 연구에서는 특징점 검출에 있어서 비교적 간단한 방법을 사용하였다. 따라서 높은 수준의 특징점 검출 성능을 얻을 수는 없으나, 본 논문의 초점이 ST의 형상 분류에 있는 점을 고려할 때 논문의 목적을 달성하기에 충분한 특징점 검출 성능을 보여 주었다.

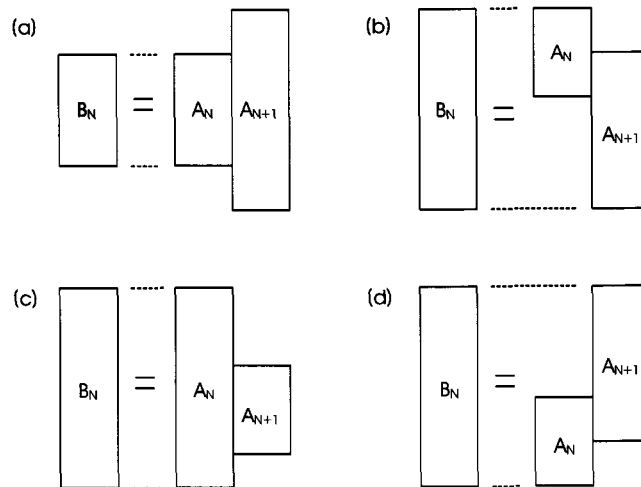


그림 4. 블록 연산 방법
 Fig. 4. Method for the operation between blocks

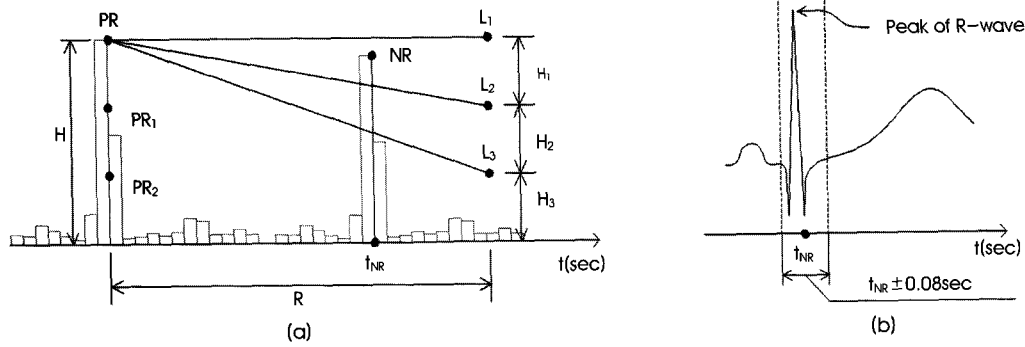


그림 5. R파 검출 과정
Fig. 5. Process for the detection of R wave

C. 다항식 근사

본 연구에서 실제 심전도 데이터는 ST 형태 변화 검출과정에 사용되지 않는다. 개발된 알고리즘은 ST를 근사한 최소제곱곡선으로부터 특정한 네 곳의 기울기 정보를 추출하고, 이 데이터를 레퍼런스 ST와 비교함으로써 측정된 ST를 7 종류로 분류한다. ST는 하나의 9차 최소제곱곡선으로 근사될 수도 있고, 5차 이하의 3개의 최소제곱곡선으로 근사될 수 있다. 최소제곱곡선의 차수를 9차로 제한한 이유는 신체 움직임 및 기타 간섭에 의한 노이즈를 포함한 다양한 형태의 ST를 대상으로 최소제곱곡선의 차수를 변경하며 적용해본 결과 9차를 초과하는 경우, ST에 작은 노이즈가 포함되더라도 이러한 노이즈 형태가 근사된 곡선에 포함되는 경우가 많았으며, 9차 미만의 경우 실제 적용하는 과정에서 ST분절의 변

화를 정확히 표현하지 못하는 경우가 많이 발생하였다. 그림 7은 실제 ST와 최소 제곱법에 의하여 하나의 9차 다항식으로 근사된 ST를 나타낸 것으로 (a)는 실제 ST이고 (b)는 (a)의 ST를 근사한 곡선이다. 그림에서 나타나듯이 실제 ST의 형상이 근사된 곡선에 매우 정확하게 표현되어 있음을 알 수 있다. 네 번째 ST의 경우 일부 부분에 큰 노이즈가 포함된 경우로 이러한 경우 ST를 분할하여 낮은 차수의 최소제곱 곡선으로 근사하면, 최소제곱곡선이 노이즈의 형태를 추종하는 것에 대한 영향을 낮출 수 있다.

그림 8은 ST를 세부분으로 분할하는 방법을 나타낸다. 본 논문에서 개발된 알고리즘은 기본적으로 ST를 같은 간격의 세 부분으로 분할한다. P_1 과 P_2 가 ST를 3등분 하는 분할점이며, 초기값으로 P_1 은 $t_1 = t_0 + (t_3 - t_0)/3$, P_2 는 $t_2 = t_0 + 2(t_3 - t_0)/3$

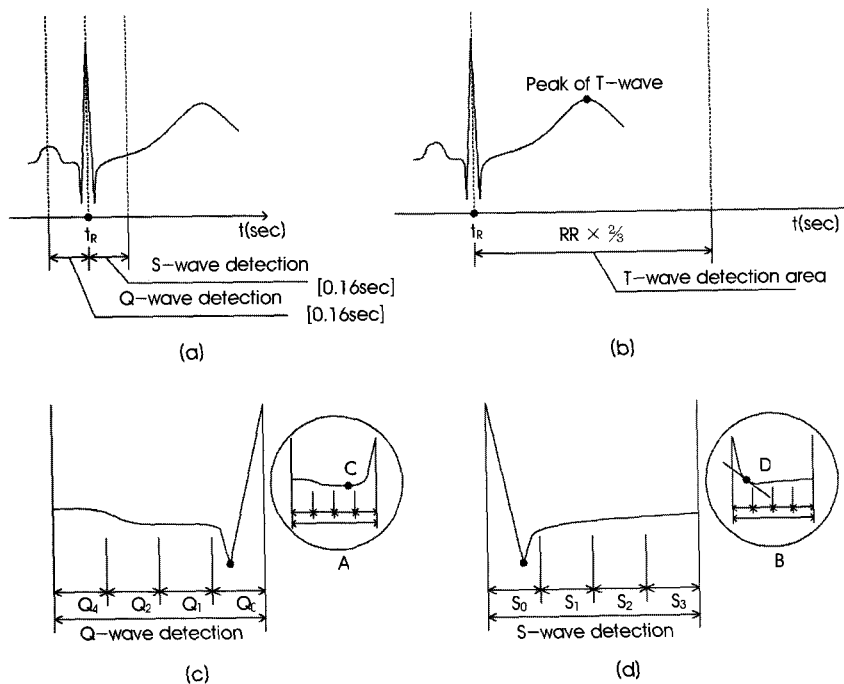


그림 6. J-point, S파 및 T파 검출 과정
Fig. 6. Process for the detection of J-point, S and T wave

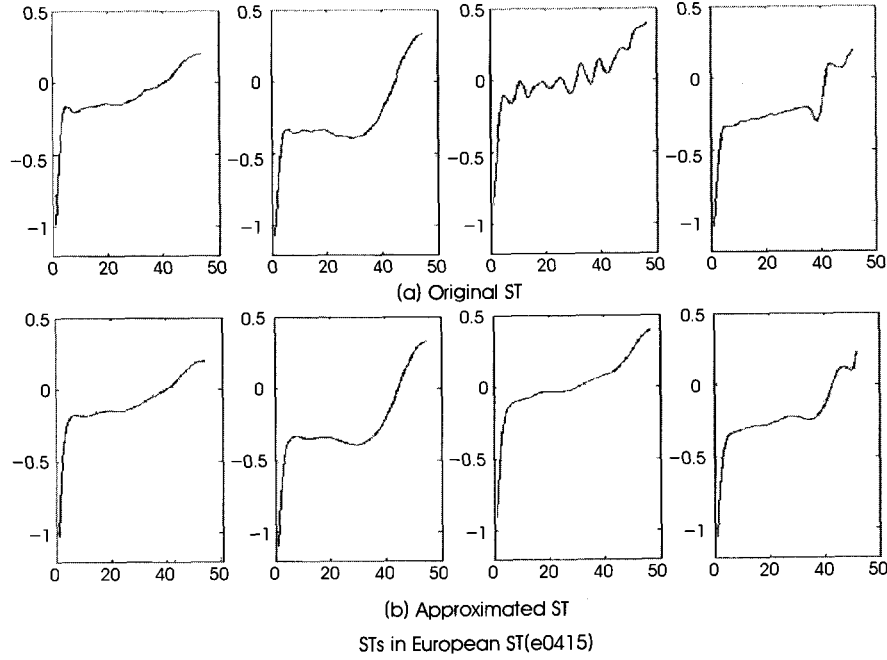


그림 7. 실제 ST와 최소제곱곡선
 Fig. 7. Shape of the original STs and the least square curves

의 값을 각각 갖는다. 여기서, t_0, t_1, t_2, t_3 은 그림처럼 ST를 3등분 하는 점이다. 만약 P_1 과 P_2 가 비교적 큰 노이즈가 포함된 영역에 위치할 경우, P_1 과 P_2 의 위치는 옮겨지게 된다. P_2 의 경우 노이즈 레벨(NL)은 다음과 같이 정의된다.

$$NL = \sum_1^l [y_i - f_1(t_i)]^2 + \sum_1^m [y_j - f_2(t_j)]^2 + \sum_1^n [y_k - f_3(t_k)]^2 \quad (1)$$

여기서 y_i, y_j, y_k 는 구간 $(t_2 - h, t_2), (t_2, t_2 + h), (t_2 - h, t_2 + h)$ 을 구성하는 데이터들이고, l, m, n 은 각 구간을 구성하는 데이터 개수이며, 직선 f_1, f_2, f_3 는 그림처럼 P_a, P_b, P_2 을 꼭지점으로 삼각형을 이루는 선분이다. P_2 가 노이즈를 포함하는 영역에 위치할 경우 실제 ST를 구성하는 데이터 y_i, y_j, y_k 와 직선 f_1, f_2, f_3 의 차이가 커지기 때문에 수식(1)에 의하여 NL 값이 커지게 되고, P_2 가 노이즈를 포함하지 않는 곡선 부분에 위치할 경우 NL 값은 작은 값을 갖게 된다. P_2 가 노이즈가 포함

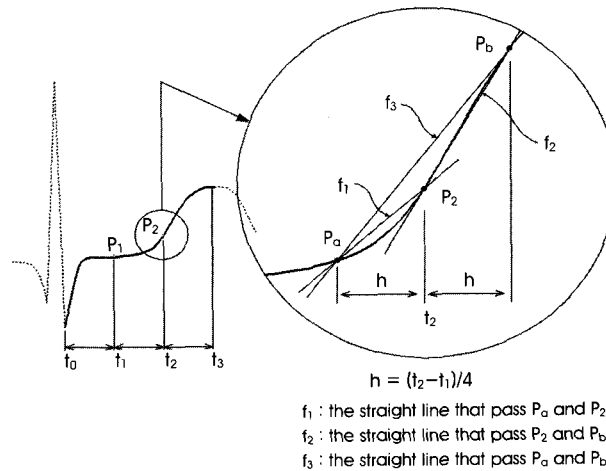


그림 8. ST 분할 과정
 Fig. 8. Process for dividing the ST

된 부분에 위치하는 것을 방지하기 위하여, 개발된 알고리즘은 P_2 의 위치를 $h = (t_2 - t_1)/4$ 만큼 이동시키면서 NL 값이 작은 위치를 찾는다. NL 값이 작은 P_1 과 P_2 의 위치를 결정한 이후 $(S, P_1), (P_1, P_2), (P_2, T)$ 구간을 5차 이하의 다항식으로 근사한다. 노이즈가 전체적으로 포함되어 적절한 P_1 과 P_2 를 설정할 수 없는 경우에는 하나의 9차 다항식으로 ST를 근사하게 된다.

D. ST레벨 검출 및 형상분류

ST 레벨은 기저선과 J-point의 레벨 차로 측정되며, PR 분절의 레벨이 기저선의 레벨이 된다. J-point는 S파에서 T파로 진행되는 지점을 의미하며, 그림 2의 각각의 ST 형태에서 첫 번째 포인트가 J-point에 해당한다. PR분절의 레벨과 J-point는 각각 Q파와 S파 주변의 기울기 변화, 전후 특징점 간의 시간간격 및 순서를 토대로 특징점 검출 과정에서 검출된다. ST 레벨 측정 기준은 European ST database에서 사용되는 방법을 사용하였다. 심박동수가

120bpm 이하인 경우에는 J-point로부터 80ms 이후 지점의 레벨을 ST 레벨로 측정하였으며, 심박동수가 120bpm을 초과할 경우에는 J-point로부터 60ms 이후 지점을 ST 레벨로 측정하였다. 앞서 설명한 것처럼 ST 형태 분석에 그림 2의 6개 레퍼런스 ST 형상을 사용하였다. (a)는 concave 형태이며 이러한 형태를 갖는 어느 정도의 ST 레벨 상승은 정상적인 경우로 판단되어진다. (b)는 junctional 형태이며 이러한 형태 또한 어느 정도의 ST 레벨 하락은 정상적인 경우로 판단되어진다. 그러나 그 이외의 것들은 비정상적인 ST 형태로서 중요한 ST 변화에 해당되며, 특히 (d), (e), (f)는 심근허혈을 의심할 수 있는 중요한 ST 형태라 할 수 있다.

III. 결과 및 고찰

본 논문에서는 European ST database의 심전도 데이터 중 24개 심전도 데이터를 대상으로 알고리즘을 적용하였으며, 그림 9에서 13은 7개의 데이터 분석 결과를 보여준다. 각각의 테스트 심전

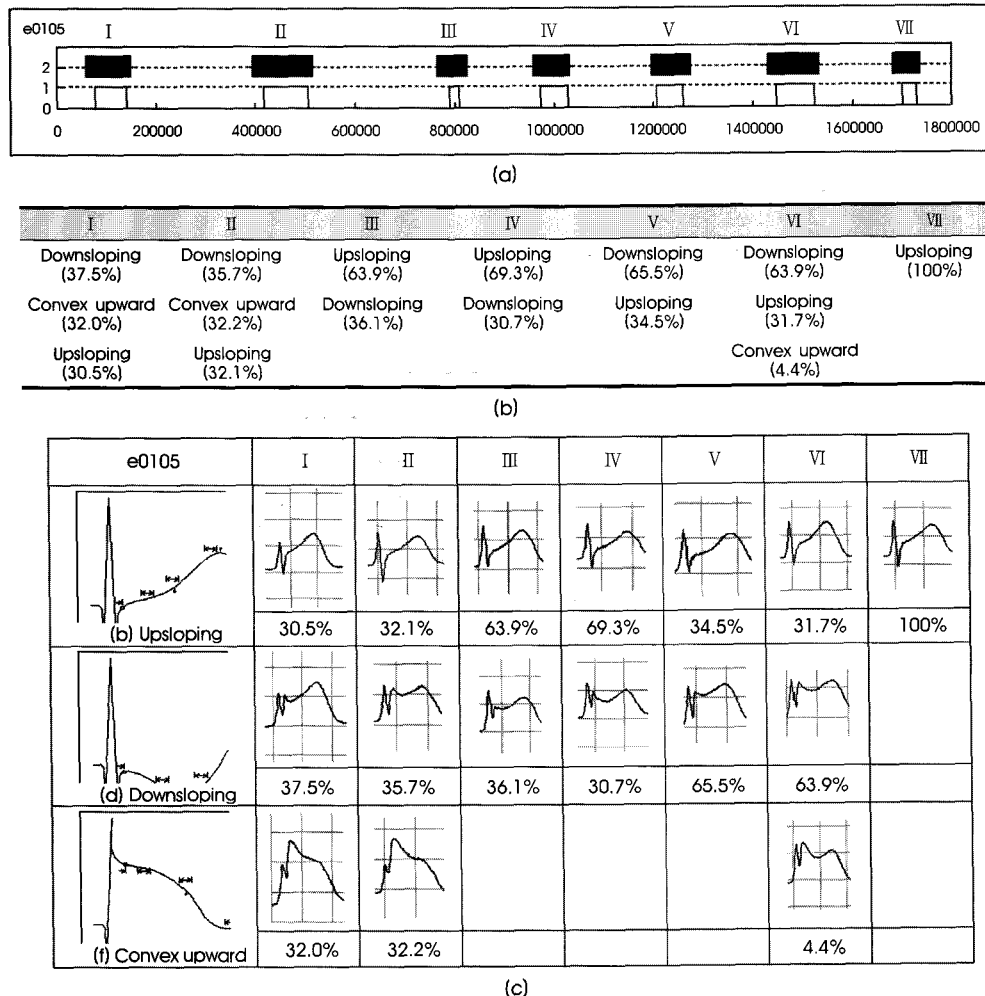


그림 9. e0105에 대한 분석 결과
Fig. 9. Results of the analysis for e0105 data

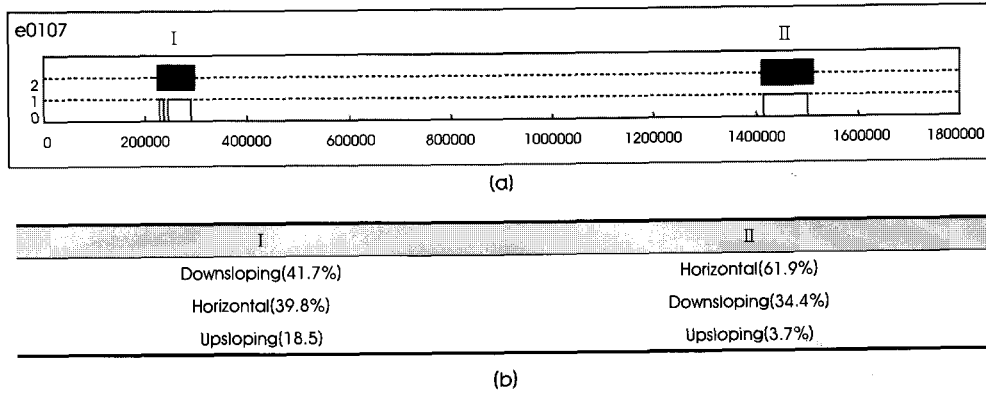


그림 10. e0107에 대한 분석 결과
Fig. 10. Results of the analysis for e0107 data

도는 2시간 분량이며 1,800,000개의 데이터로 이루어져 있고 전문의의 ST 레벨 검출 결과가 표시되어 있다. ST의 형상 분류에 앞서 이루어지는 ST 레벨 검출 성능은 기존의 ST레벨 검출 알고리즘의 평가 방법 중 하나인 TP(true positive ; ST 레벨 변화를 올바르게 검출한 비트), FN(false negative ; ST 레벨 변화를 검출해 내

지 못한 비트)를 이용하여 나타낼 때 최고 99.67%, 최저 65.57%의 정답률을 보였으며 전체적으로 80.12%의 정답률을 보였다. 이는 기존의 알고리즘과 비슷하거나 약간 낮은 성능을 보이는 것으로, 본 논문의 초점이 ST의 형상 분류에 있는 만큼, ST 형상 분류를 위한 ST 레벨 검출단계로서 허용할 수 있는 수준의 성능이라 할

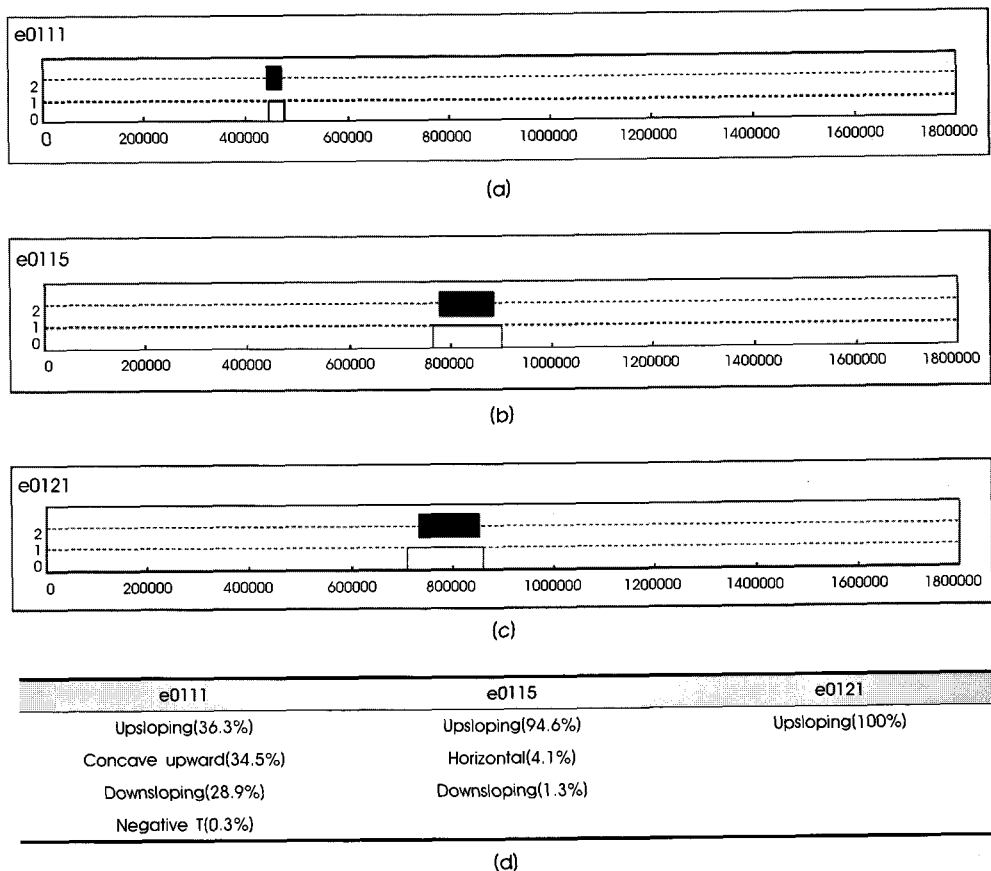


그림 11. e0111, e0115, e0121에 대한 분석 결과
Fig. 11. Results of the analysis for e0111, e0115 and e0121 data

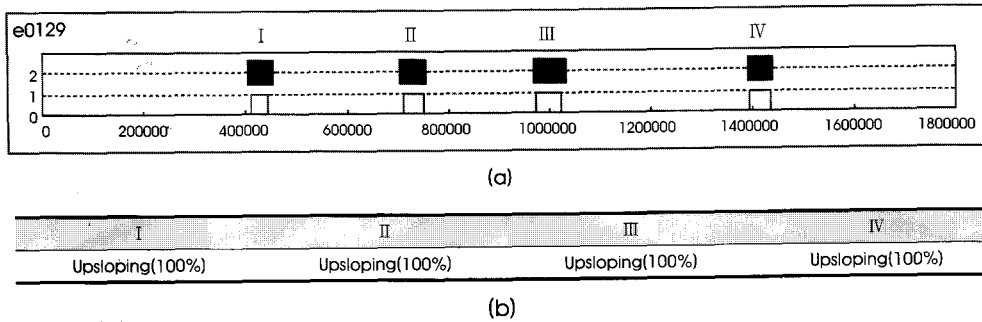


그림 12. e0129에 대한 분석 결과
 Fig. 12. Results of the analysis for e0129 data

수 있다. 그림 9, 10, 12, 13의 (a)와 그림 11의 (a), (b), (c)는 전문의에 의한 ST레벨 검출 결과와 본 논문에서 개발된 알고리즘에 의한 ST레벨 검출 결과가 나타나 있다. 그래프의 가로축은 시간을 나타내며, 세로축은 ST 레벨 변화의 발생 유무로 ‘2’는 전문의에 의한 ST 레벨 검출로 검은색으로 되어 있는 박스 구간이 ST 레벨 변화가 발생하는 부분이다. ‘0’과 ‘1’은 개발된 알고리즘에 의한 결과로 ‘0’은 레벨 변화가 없다는 뜻이고 ‘1’은 레벨 변화가 발생했다는 의미이다. 특징점 검출 및 ST 레벨 검출에 있어서 간단한 threshold 방법을 이용하여 ST 레벨을 검출했음에도 불구하고, 테스트 심전도에 대한 개발 알고리즘의 ST 레벨 분석 결과와 전문의의 분석결과를 비교해 보면, 알고리즘에 의한 ST 레벨 변화 검출이 비교적 적절하게 이루어졌음을 알 수 있다.

ST를 분류함에 있어서 신체의 움직임이나 다른 요인에 의하여 일시적으로 ST가 변화하는 현상으로부터 분류의 정확도를 높이기 위하여, 최소한 동일한 ST의 형태가 3회 이상 연속으로 분류되어야 형태의 변화가 있는 것으로 간주하였다. 각각의 그림에 포함되어 있는 테이블은 테스트 심전도에 대한 ST 형상 분류 결과로서 그림 9의 (b)는 e0105 데이터에 대하여 ST 레벨 변화가 발생한 7개의 구간에 대한 ST 형상 분류 결과이며, 그림 10의 (b)는 e0107에 대하여 ST 레벨 변화가 발생하는 2개 구간에 대한 ST 형상 분류 결과이다. 그림 11의 (d)는 e0111, e0115, e0121에 대하여 ST

레벨 변화 구간에 대한 ST 형상 분류 결과이며, 그림 12, 13의 (b)는 각각 e0129, e0147에 대한 ST 형상 분류 결과이다.

예를 들어 e0105데이터의 경우 ST 레벨 변화가 발생하는 첫 번째 구간에서는 downsloping 형태가 37.5%로 가장 많이 분류되었으며, 그 다음으로 convex upward 형태가 32.0%로 많이 분류됨을 알 수 있다. 또한 ST 레벨 변화가 발생하는 일곱 번째 구간에서는 ST형상의 변화 없이 레벨만 변화되었다는 것을 결과로부터 알 수 있다. 그림 9의 (c)는 ST 레벨 변화 구간에 포함되어 있는 실제 심전도 데이터로서 레퍼런스 ST에 따라서 적절하게 분류되었음을 알 수 있다. e0107 데이터의 경우에도 결과로부터 첫 번째 ST 검출 구간에서는 downsloping 형상이 주로 분류되고, 두 번째 구간에서는 horizontal 형상이 주로 분류되어 각 구간에서 레벨 변화와 함께 ST의 형상이 변한다는 것을 쉽게 알 수 있다. 이에 비하여 e0121, e0129의 데이터는 ST의 레벨 변화만 있을 뿐 형상의 변화는 없다는 것을 알 수 있다.

기존의 ST 변화 검출 알고리즘의 분석 결과는 대부분 ST의 전압레벨 경향을 분석하는 것으로, 전문의가 표시한 ST의 전압레벨 변화 구간을 보다 정확하게 검출해 내는 것을 목적으로 한다. 따라서 일반적으로 기존 알고리즘의 ST 분석결과 형태는 ST 레벨 변화가 시작되는 위치와 끝나는 위치이며, 이를 통계적 수치로 나타낸 정답률, 오답률 등으로 나타낼 수 있다. 이와 달리 본 논문의 알

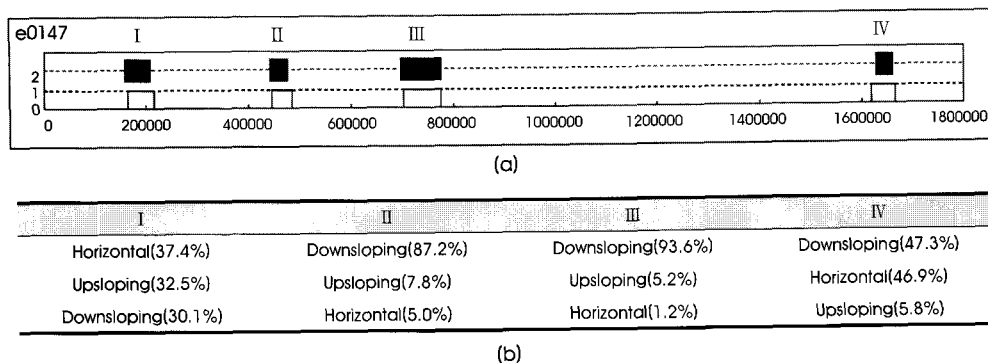


그림 13. e0147에 대한 분석 결과
 Fig. 13. Results of the analysis for e0147 data

고리즘은 ST 레벨 변화가 발생하는 부분에서의 ST형태를 7 종류로 분류한 것이므로, 그 결과는 ST의 전압레벨뿐만 아니라 ST의 형상에 대한 정보가 포함되어 있다. 따라서, 분석 결과 중 일부를 예로 들어 설명한 것처럼 본 연구에서 개발된 알고리즘은 ST의 형상 분석 결과와 ST의 레벨 분석 결과를 동시에 제공함으로써 전문의의 심전도 판독을 보조하며, 진단 효율을 높일 수 있음을 알 수 있다. 또한, 본 논문에서 개발한 알고리즘의 심전도 분석 과정 및 결과에 대해서 심전도 전문의의 평가의견으로부터 개발 알고리즘의 유효성을 확인하였다.

IV. 결론

본 연구에서는 ST를 분석함에 있어서 레벨 변화와 함께 형태를 분류하였다. 이를 위하여 6개의 대표적인 ST 형상을 레퍼런스 ST로 활용하였다. 각각의 레퍼런스 ST는 심전도 관련 문헌 및 전문의와의 상담을 통하여 결정하였다. 특히 ST의 형상분류에 있어서 심전도의 전 구간을 분석하지 않고, ST 레벨 검출을 선행하여 ST 레벨이 변하는 구간을 검출하고 검출된 부분에 ST 형상 분류 알고리즘을 적용함으로써 작업의 효율성을 증가시켰다. 또한 ST 레벨과 ST 형상 분석을 동시에 수행함으로써, 분석 결과로부터 ST의 레벨 변화가 발생하는 부분과 이 부분에서 어떠한 형상으로 ST가 변화하는지를 모두 보여 준다. 또한 분석 결과에 대한 심전도 전문의의 평가의견을 통하여, 본 연구에서 개발된 알고리즘이 전문의에 의한 심전도 판독작업을 적절하게 보조할 수 있으며, 효율성도 높일 수 있음을 확인하였다.

향후 과제로서, 본 연구에서 개발된 알고리즘을 이용한 심전도 계측시스템을 구성하여 허혈성 심장질환자에 대한 임상적용 및 평가가 있으며, 추후 관련연구를 수행할 예정이다.

감사의 글

본 연구의 알고리즘 개발에 있어서 결과의 고찰 및 유효성 평가에 이경석 교수(전북대학교 의학전문대학원)의 도움과 분석 방법 및 레퍼런스 ST 구성에 Inooka Eiji 박사(Kohjinkai Central Hospital, Sendai, Japan)의 유익한 조언이 있었으며, 이에 감사드린다.

참고문헌

[1] M. W. Zimmerman and R. J. Povinelli, "On improving the classification of myocardial ischemia using holter ECG data," *Computers in Cardiology*, pp.377-380, 2004.
 [2] C. Papaloukas, Y. Goletsis, D. I. Fotiadis, A. Likas and L. K. Michalis, "HySMID: an ischemia diagnosis system using genetic algorithms and multicriteria decision analysis," *Computers in Cardiology*, pp. 343-346, Sept., 2003.
 [3] A. Taddei, G. Costantino, R. Silipo, M. Emdin and C. Marchesi,

"A system for the detection of ischemic episodes in ambulatory ECG," *Computers in Cardiology*, pp. 705-708, Sept., 1995.
 [4] T. Stamkopoulos, M. Strintzis, C. Pappas and N. Maglaveras, "One-lead ischemia detection using a new backpropagation algorithm and the European ST-T database," *Computers in Cardiology*, pp. 663-666, Oct., 1992.
 [5] F. Jager, G. B. Moody and R. G. Mark, "Characterization of transient ischemic and non-ischemic ST segment changes," *Computers in Cardiology*, pp. 721-724, Sept., 1995.
 [6] R. Silipo, A. Taddei, and C. Marchesi, "Continuous monitoring and detection of ST-T changes in ischemic patients," *Computers in Cardiology*, pp. 225-228, Sept., 1994.
 [7] A. Smrdel and F. Jager, "Advanced detection of ST segment episodes in 24-Hour ambulatory ECG data by automated tracking of transient ST segment reference level," *Computers in Cardiology*, vol. 29, pp.325-328, 2002.
 [8] P. Langley, E. J. Bowers, J. Wild, M. J. Drinnan, J. Allen and N. Brown, "An algorithm to distinguish ischaemic and non-ischaemic ST changes in the holter ECG," *Computers in Cardiology*, vol. 30, pp.239-242, 2003.
 [9] J. Garcia, L. Sornmo, S. Olmos and P. Laguna, "Automatic detection of ST-T complex changes on the ECG using filtered RMS difference series: application to ambulatory ischemia monitoring," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 47, no. 9, pp. 1195-1201, 2000.
 [10] D. Lemire, C. Pharand, J. Rajaonah, B. Dube and A. R. LeBlanc, "Wavelet time entropy, T wave morphology and myocardial ischemia," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 47, no. 7, pp. 967-970, 2000.
 [11] R. V. Andreao, B. Dorizzi, J. Boudy and J. C. M. Mota, "ST-segment analysis using hidden Markov Model beat segmentation: application to ischemia detection," *Computers in Cardiology*, pp.381-384, 2004.
 [12] L. Dranca, A. Goni, and A. Illarramendi, "Using decision trees for real-time ischemia detection," *19th IEEE International Symposium on Computer-Based Medical Systems 2006*, pp. 719-726, June, 2006.
 [13] M. W. Zimmerman, R. J. Povinelli, M. T. Johnson and K. M. Ropella, "A reconstructed phase space approach for distinguishing ischemic from non-ischemic ST changes using Holter ECG data," *Computers in Cardiology*, pp. 243-246, Sept., 2003.
 [14] J. S. Sahambi, S. N. Tandon and R. K. P. Bhatt, "DSP based ST-segment analysis: the wavelet approach," in *Proc. sixteenth Biomedical Engineering Conference, 1997*, pp.455-457.
 [15] N. Maglaveras, T. Stamkopoulos, C. Pappas, M. Strintzis, "An adaptive backpropagation neural network for real-time ischemia episodes detection: development and performance analysis using the European ST-T database," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 45, no. 7, pp. 805-813, 1998.
 [16] N. Maglaveras, T. Stamkopoulos, C. Pappas, and M. Strintzis, "Use of neural networks in detection of ischemic episodes from ECG leads," in *Proc. the 1994 IEEE Workshop Neural Networks for Signal Processing, Sept., 1994*, pp. 518-524.
 [17] C. Papaloukas, D. I. Fotiadis, A. Likas, A. P. Liavas and L. K.

- Michalis, "A robust knowledge-based technique for ischemia detection in noisy ECGs," in *Proc. Fourth International Conference on Knowledge-Based Intelligent Engineering System & Allied Technologies, Brighton, UK, 2000*, pp.768-771.
- [18] T. Stamkopoulos, N. Maglaveras, K. Diamantaras and M. Strintzis, "Ischemic classification techniques using an advanced neural network algorithm," *Computers in Cardiology*, pp. 351-354, Sept. 1997.
- [19] T. Stamkopoulos, K. Diamantaras, N. Maglaveras and M. Strintzis, "ECG analysis using nonlinear PCA neural networks for ischemia detection," *IEEE Transactions on Signal Processing*, vol. 46, no. 11, pp. 3058-3067, 1998.
- [20] D. Frenkel and J. Nadal, "Ischemic episode detection using an artificial neural network trained with isolated ST-T segments," in *Proc. Computers in Cardiology, Hannover, Germany, 1999*, pp.53-56.
- [21] F. Jager, G. B. Moody, A. Taddei and R. G. Mark, "Performance measures for algorithms to detect transient ischemic ST segment changes," in *Proc. Computers in Cardiology, Sept., 1991*, pp.369-372.
- [22] J. Garcia, S. Olmos and P. Laguna, "Performance of RLS and LMS algorithms in KL estimation of ischemia ECG Records," in *Proc. 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Amsterdam, 1996*, pp.1357-1358.
- [23] W. R. Frisbie, "A trend detecting algorithm for ST-segment and rate abnormalities," in *Proc. Computers in Cardiology, Washington, USA, 1988*, pp.579-582.
- [24] G. Y. Jeong, K. H. Yu, T. G. Kwon and S. C. Lee, "ST-segment analysis of ECG using polynomial approximation," *Journal of Control, Automation and Systems Engineering*, vol.8, no.8, pp.691-697, 2002.
- [25] G. Y. Jeong, K. H. Yu and N. G. Kim, "A polynomial approximation approach for analyzing ST shape change," in *Proc. 27th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, CD-ROM, 2005*.
- [26] G. Y. Jeong and K. H. Yu, "Design of ambulatory ECG monitoring to detect ST pattern change," in *Proc. SICE-ICASE International Joint Conference 2006*, pp. 5873-5877.
- [27] Hein J. J. Wellens, Anton P. M. Gorgels and Pieter A. Doevendans, *The ECG in Acute Myocardial Infarction and Unstable Angina*, Kluwer Academic Publishers, 2004.
- [28] James H. O'Keefe, Jr., Stephen C. Hammill, Mark S. Freed and Steven M. Pogwizd, *The Complete Guide to ECGs*, Physicians' Press, 2002.
- [29] Brendan P. Phibbs, *Advanced ECG : Boards and Beyond*, Saunders Elsevier, 2006.