

Enhancement of ST-segment Features in ECG Signals by Warping Transformation

신승원* · 김경섭†
(Seung-Won Shin · Kyeong-Seop Kim)

Abstract - In this study, we propose a novel method to detect and enhance the feature of ST-segment which offers the crucial information for the diagnosis of myocardial infarction and ischemia. With this aim, PQRST features of Electrocardiogram initially are detected and subsequently ST-segment are estimated. And Dynamic Time Warping(DTW) transformation is applied recursively to minimize the difference in time between ST-segments and calculate the minimum cumulative distance that decides the degree of similarity among ST-segments. As of the results, the inherent characteristic of ST-segment can be emphasized in terms of time parameter and thus the diagnostic features of a ST-segment can be revealed further.

Key Words : ECG, ST-segment, Dynamic Time Warping(DTW)

1. 서론

심전도(ECG: Electrocardiogram)는 심장의 전기적인 활동을 표현한 신호로서 심장관련 질환을 진단하기 위하여 가장 널리 사용되는 임상자료이다. 최근에 고령사회에 접어들면서 심장병, 고혈압과 같은 만성 질환이 급증함에 따라 심전도는 심장병 질환 진단의 수단으로서 그 중요성이 더욱 증대되고 있다. 이에 따라서 심근경색이나 심낭염, 심근 허혈 등 생존에 치명적인 영향을 주는 질환의 진단에는 진단 파라미터 중의 하나인 ST 분절(ST-segment)이 중요한 지표가 되므로 ST 분절의 특징 값을 정확히 검출하는 것이 매우 중요한 사안이다[1].

심전도의 획득은 체표면에 일련의 전극들을 부착하고, 이들 전극 사이의 전위차를 측정함으로써 이루어진다. 심전도 신호는 QRS 파형, P파, T파 특징 값이 하나의 주기 신호에 포함되어 나타나는 특성을 가지고 있다. 따라서 심전도 신호의 특징을 분석하고 이를 효과적으로 표현하기 위하여 심전도 신호를 주기별로 분할하여 표현하는 방법이 활용되고 있다[2]. 그러나, 심장박동의 비율은 시간에 따라 변화되어 나타나는 변동성의 특징을 가지고 있기 때문에 심전도 신호의 한 주기가 가지는 시간의 길이는 측정할 때마다 다르므로 측정된 각각의 심전도 신호들 사이의 유사점을 비교하는데 활용될 수 없다.

오늘날 ST 분절에 대한 연구는 ST 분절의 형태학적 특징을 검출하고 각각의 특징들을 비교하거나, 주파수 분석을

수행하여 ST 분절에 포함되어 있는 주파수 성분의 변화를 검출하여 정상 또는 비정상을 구별하는 방법이 많이 연구되어 있다. 그러나 ST 분절의 형태학적 특성은 사람마다 다를 수 있으므로 기존의 형태학적 특징 검출 방법은 오류가 발생할 수 있다. 또한 ST 분절의 주파수 성분을 비교하는 방법은 많은 계산량을 필요로 하므로 실시간으로 ST 분절을 검사하거나 이동성을 갖춘 장비에서의 활용에는 알맞지 않은 방법이다.

본 연구에서는 심장병 진단의 중요한 파라미터를 도출하기 위해서 심전도 신호의 PQRST 특징 값들을 자동으로 검출하는 알고리즘을 구현하고, 또한 검출된 PQRST 특징 값에서 ST 분절을 검출하고자 하였다. 또한 검출된 ST 분절의 정확성을 비교 분석하기 위하여 워핑 변환(Warping Transformation)을 적용하여 두 ST 분절 사이의 시간 차이를 최소화하고 아울러서 최소 누적 거리를 계산하여 ST 분절 사이의 유사도를 비교하고 ST 분절의 변화를 관찰할 수 있는 방법을 제시하고자 하였다.

2. 본론

2.1 ST 분절

ST 분절은 탈분극(QRS 군) 이후에서부터 재분극(T 파) 이전까지의 주기를 표현한 것이다. ST 분절의 변화는 심장 근육에 공급되는 혈액량의 변화를 나타내므로 심장 질환을 진단하는 데 중요한 파라미터가 된다. 즉, ST 분절이 기저선보다 상승하는 형태로 나타난다면 심근경색, 심낭염, 심근저산소증 등의 질환을 의심할 수 있고, 기저선보다 하강하는 형태로 나타난다면 심근 허혈, 고칼륨혈증, 저칼륨혈증, 심장의 외상 등을 의심해볼 수 있다. 또한 ST 분절과 T파의 변화를 통하여 빈맥, 좌심실 비대증, 전해질 불균형 등의 질환

† 교신저자, 정희원 : 건국대 의료생명대 의공학부 교수 건국대 의공학실용기술연구소 · 공박

E-mail : kyeong@kku.ac.kr

* 정희원 : 건국대 의료생명대 의공학부 박사과정
접수일자 : 2010년 4월 26일
최종완료 : 2010년 5월 13일

을 진단할 수 있다. 이와 같이 ST 분절을 통하여 다양한 심장 질환을 진단할 수 있으므로 ST 분절을 정확하게 검출해야 된다. 심전도 신호에서 ST 분절의 구간을 정의할 때, J-point와 T-point의 정의가 필요한데, J-point는 S파 이후에 발생하는 첫 번째 변곡점으로 정의하거나, 또는 변곡점이 없는 경우에 S파 자신이 J-point로 정의될 수도 있다[3]. T-point는 T파의 시작점으로 표현되는데, T파에서 R파 방향으로 35ms의 위치로 정의하거나, 또는 J-point에서 120ms 이후의 위치로 정의될 수도 있다. ST 분절은 위에서 검출된 J-point와 T-point 사이의 구간으로 정의한다. 이에 따라 정의된 ST 분절로부터 파라미터를 도출할 수 있다. 그림 1은 심전도 신호에서의 ST 분절의 구간을 표현하고 있다.

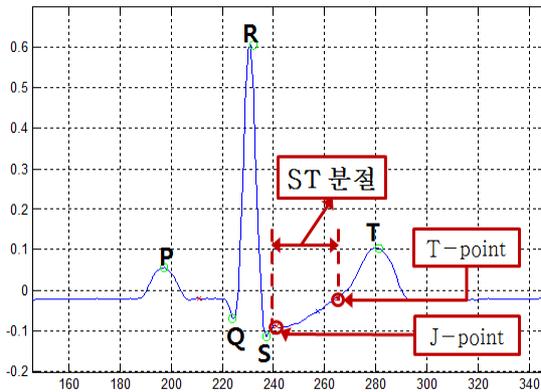


그림 1 ST 분절 구간의 표현
Fig. 1 Description of a ST-segment

2.2 워핑 변환

동적 시간 워핑(DTW: Dynamic Time Warping)은 산업 공학 등에서 많이 연구되고 있는 동적 프로그래밍(Dynamic Programming)을 음성인식을 위한 알고리즘에 활용하기 위해 고안된 방법이다[4][5]. 이 방법을 이용한 워핑 변환은 시간 축 상에서의 비선형 패턴 정합 알고리즘으로서 시간 축에서 발생하는 차이를 보상하면서 기준이 되는 신호의 패턴과 입력된 신호의 패턴 간의 유사도 거리를 동적 프로그래밍을 이용하여 도출하는 기법이다. 워핑 변환을 사용하면 두 심전도 신호에서 어느 한 주기의 심전도 신호의 시간축을 워핑 하여 다른 주기의 심전도 신호의 시간과의 차이를 효과적으로 비교할 수 있다. 워핑 기법을 심전도 신호에 적용할 때, 기준이 되는 심전도 신호 A와, 입력되는 심전도 신호 B는 다음과 같이 표현될 수 있다.

$$A = \{ x_i(j), 1 \leq j \leq J \} \quad (1)$$

$$B = \{ x(i), 1 \leq i \leq I \} \quad (2)$$

두 심전도 신호 사이의 시간 차이를 확인하기 위하여 심전도 신호 A와 B를 각각 i축과 j축으로 전개할 수 있다. 여기에서 우리는 두 신호의 시간 차이를 식 (3)과 같이 포인트 $c=(i, j)$ 의 연속 값으로 표현할 수 있다.

$$F = \{ c(k), 1 \leq k \leq K \} \quad (3)$$

여기서, $c(k)=(i(k), j(k))$ 이다.

이 연속성은 대략적으로 심전도 신호 A의 시간 축 위에 심전도 신호 B의 시간 축을 매핑(mapping)한 함수로 볼 수 있는데, 이것을 워핑 함수(warping function)라고 부른다. 워핑 함수의 특징 값은 심전도 신호 A와 B 사이의 각각의 데이터 간의 최소 거리를 측정 한 결과로 나타난다. 두 신호 A와 B 사이의 차이를 표현하는 거리함수 d는 다음과 같이 주어진다.

$$d(c(k)) = d(i(k), j(k)) = \| x(i(k)) - x_t(j(k)) \| \quad (4)$$

여기에서 $\| \cdot \|$ 은 두 신호의 유사도를 추정하는 놈(norm) 연산자이다. 유사도가 높을수록 d의 값은 작아지며, 유사한 두 프레임의 거리는 가깝게, 상이한 두 프레임은 멀게 판정된다. 거리함수 d가 주어지면, 최적 경로 m은 다음과 같은 누적 거리 D_T 의 최소값으로 정해진다.

$$D_T = \min_{\{F\}} \sum_{k=1}^K d(c(k)) \cdot w(k) \quad (5)$$

여기서 $w(k)$ 는 D_T 의 적응성을 고려한 가중치 상수이다. 최적의 경로를 효과적으로 결정하기 위해서 동적 프로그래밍을 반복적으로 활용하면 특정한 지점 (i, j)에 대한 누적 거리를 식 (6)과 같이 결정할 수 있다.

$$D(c(k)) = d(c(k) + \min(D(c(k-1))) \quad (6)$$

여기서 $D(c(k))$ 는 특정한 지점(i(k), j(k))에서의 최소 누적 거리를 의미하고, 다음과 같이 표현된다.

$$D(c(k)) = \sum_{p=1}^k d(c(p)) \cdot w(p) \quad (7)$$

즉, 도출된 최소 누적거리를 이용하여 입력되는 심전도 신호 B를 재구성하면 기준이 되는 심전도 신호 A와 시간축 상으로 일치되는 신호를 도출할 수 있다.

3. 결 과

3.1 심전도 신호 데이터

ST 분절을 검출하고 워핑 변환을 적용하기 위하여 심전도 신호 데이터를 획득하였다. 워핑 변환에 사용되는 기준 신호 데이터는 실제 환자의 심전도 신호와 유사한 심전도 신호를 생성해주는 장치인 DYNATECH NEVADA 사의 'medSim 300' Patient Monitoring Simulator(PMS)와 생체 신호 측정 장치인 Biopac 사의 MP150 및 ECG100을 이용하여 200Hz의 샘플링 비율로 심전도 신호를 획득하였다. 이

때, ST 레벨의 전압을 $-0.6\text{mV} \sim 0.1\text{mV}$ 까지 변화를 주어 총 10개의 심전도 신호 데이터를 획득하였다. 또한 검사 데이터는 획득한 기준 신호 데이터와 함께 MIT/BIH Arrhythmia Database에서 160Hz의 샘플링 비율로 획득한 14명의 ECG 신호 데이터를 선택하였고, European ST-T Database에서 250Hz의 샘플링 비율로 표현된 15개의 ECG 신호 데이터를 선택하였다[6]. 각각의 데이터는 모두 임의적으로 1분 정도의 길이로 저장하여 사용하였다.

3.2 ST 분절 검출 과정

ST 분절의 검출을 위해서는 심전도 신호의 PQRST 특징점들의 검출이 선행되어야 하는데, 우선적으로 심전도 신호의 가장 큰 특징점인 R-peak를 검출하였다. 그림 2는 R-peak를 검출하기 위한 블록 다이어그램을 보여준다.

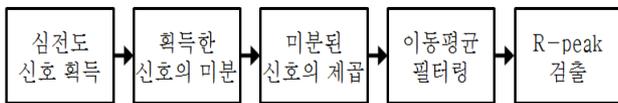


그림 2 심전도 신호의 R-peaks의 자동 검출 과정
Fig. 2 A protocol for detecting R-peaks in ECG

심전도 신호의 미분 결과로 R-peak의 특징인 기울기의 변화량이 큰 구간을 획득할 수 있고, DC 성분도 제거할 수 있다. 또한 R-peak의 성분을 더욱 강조하고 검출을 용이하게 하기 위해 제곱 과정과 이동 평균 필터링(moving average filtering)을 수행하고, 적절한 문턱값(threshold)을 결정하여 R-peak를 검출하였다. 그림 3은 R-peak의 검출 결과의 예를 보여준다.

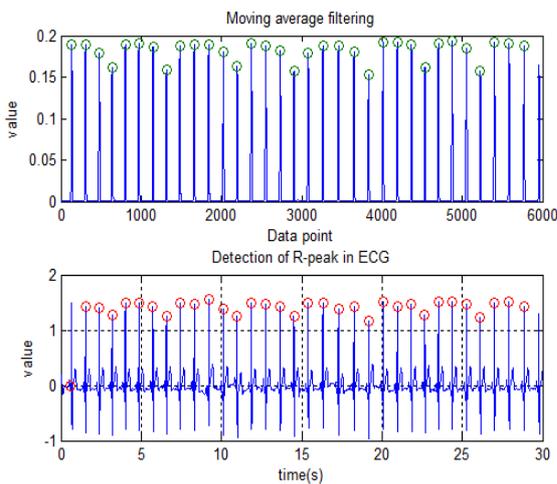


그림 3 심전도 신호의 R-peaks 검출의 예
Fig. 3 Detection of R-peaks in ECG

검출된 R-peak를 기준으로 다음의 과정에 따라 심전도 신호의 다른 특징점인 P-peak, Q-peak, S-peak, T-peak를 검출하였고, ST 분절의 검출에 사용되는 J-point와 Baseline-point, T-point를 다음과 같이 검출하였다[3][7]:

- 1) R-peak에서부터 이후 100ms 구간의 데이터를 미분하여 그 결과가 0보다 작은 첫 번째 지점을 S-peak로 검출.
- 2) R-peak 이전 100ms 지점에서부터 R-peak 사이 구간의 데이터를 미분하여 그 결과가 0보다 큰 마지막 지점을 Q-peak로 검출.
- 3) R-peak 이전 200ms 지점에서부터 R-peak 사이 구간의 데이터 중 가장 큰 값을 가지는 지점을 P-peak로 검출.
- 4) Q-peak 이전 100ms 지점에서부터 Q-peak 사이 구간의 데이터를 미분하여 그 결과의 절대값이 가장 작은 지점을 Baseline-point로 검출.
- 5) S-peak에서부터 이후 100ms 구간의 데이터를 미분하여 그 결과가 0보다 큰 첫 번째 지점을 J-point로 검출. 만약 결과가 도출되지 않으면 S-peak를 J-point로 검출.
- 6) J-point에서 80ms 이후의 지점으로부터 R-peak에서 400ms 이후의 지점 사이 구간의 데이터 중 가장 큰 값을 T-peak로 검출.
- 7) J-point에서부터 T-peak 사이 구간의 데이터 중 Baseline-point의 값과 같거나 가장 비슷한 값을 가지는 지점을 T-point로 검출. 만약 결과가 도출되지 않으면 J-point에서부터 120ms 이후의 지점을 T-point로 검출.

그림 4는 위에서 설명된 과정을 통하여 검출된 각각의 특징 점들을 보여주고 있다.

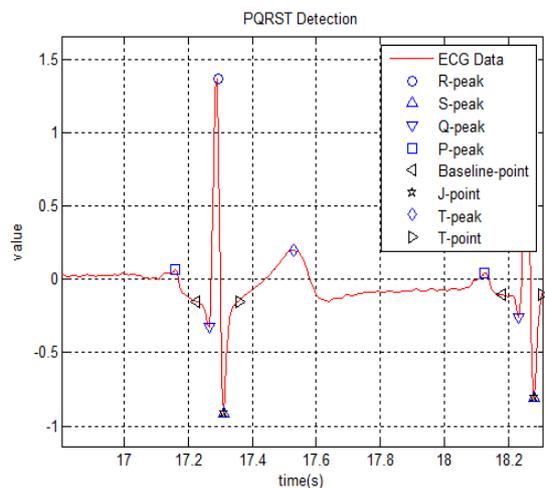


그림 4 심전도 신호의 ST 분절 특징점 검출의 예
Fig. 4 An example for detection of ST-segment feature in ECG

위에서 검출된 특징점을 활용하여 ST 분절을 도출하고자 하였는데, 일반적으로 ST 분절의 정의 구간은 J-point에서부터 T-point까지이나, 본 연구에서 사용된 ST 분절의 구간은 S-peak에서 T-peak 사이의 구간으로 설정하였다. 그 이유는 J-point의 경우 S-peak가 J-point로서 선택되는 경우

와, T-point의 경우 Baseline-point에 따라 선택되는 지점이 달라져서 정확한 ST 분절의 구간이 나오지 않는 경우가 발생할 수 있기 때문이다. 그림 5는 도출된 ST 분절의 예를 보여준다.

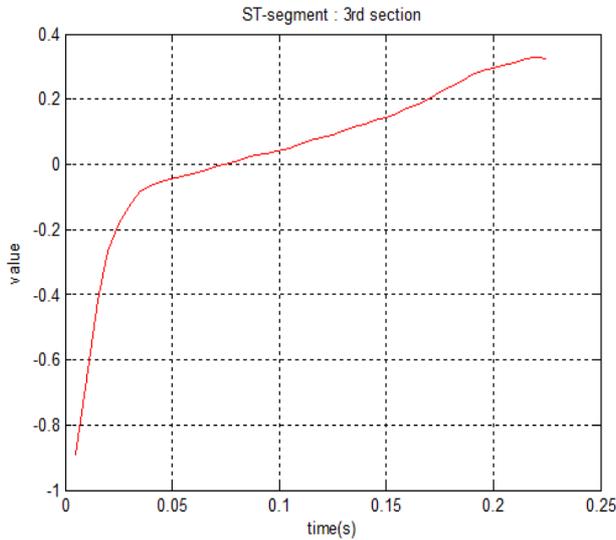


그림 5 도출된 ST 분절의 예
Fig. 5 An example for extracting a ST-segment

3.3 워핑 변환 적용 과정

워핑 변환은 두 신호 사이에 존재하는 시간의 차이를 보상하면서 유사도를 비교하는 방법이므로 2개의 신호가 필요하다. 따라서 ST 분절에 워핑 변환을 적용하기 위해서는 기준이 되는 ST 분절의 신호와 비교대상이 되는 ST 분절의 신호가 필요하다. 또한 각 데이터마다 신호의 크기가 일정하지 않기 때문에 두 신호의 크기를 정규화할 필요가 있다 [8]. 그림 6은 ST 분절에 워핑 변환을 적용하는 과정에 대한 블록 다이어그램을 보여준다.

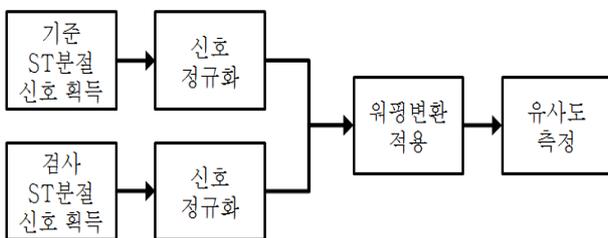


그림 6 워핑 변환의 적용 과정
Fig. 6 A protocol for applying warping transformation

획득된 ST 분절의 기준 신호와 검사 신호는 정규화 과정에서 0~1 사이의 크기로 정규화된다. 또한 워핑 변환 적용 과정에서는 두 신호 사이의 최적 거리를 계산하여 최소 누

적 거리 D 를 도출한다. 도출된 최소 누적 거리 D 는 두 신호 사이의 유사도를 판별하는 기준이 된다. D 가 작을수록 두 신호는 매우 유사한 것으로 판별된다. 예를 들어, 최소 누적 거리가 0일 경우에는 두 신호는 완전히 일치하는 것으로 판별한다. 그림 7은 워핑 변환을 통하여 기준 ST 분절과 입력 ST 분절의 시간 간격을 동일하게 조정한 결과의 예를 보여주고, 그림 8은 두 ST 분절 사이의 기하학적 거리를 계산하여 최소 누적 거리 D 를 계산한 결과의 예를 보여준다.

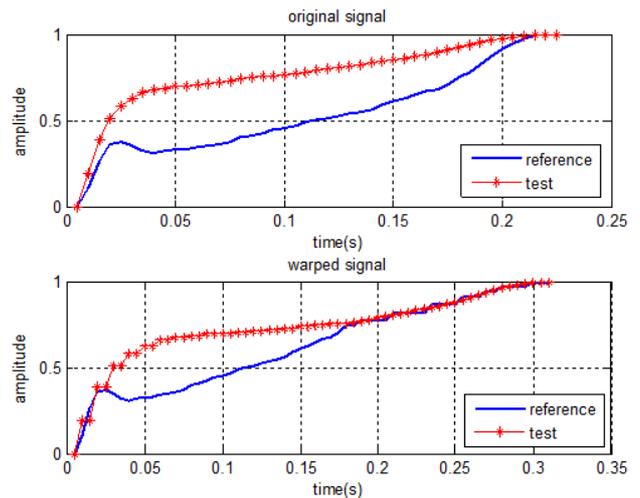


그림 7 워핑 변환의 적용 결과
Fig. 7 The results of applying warping transformation

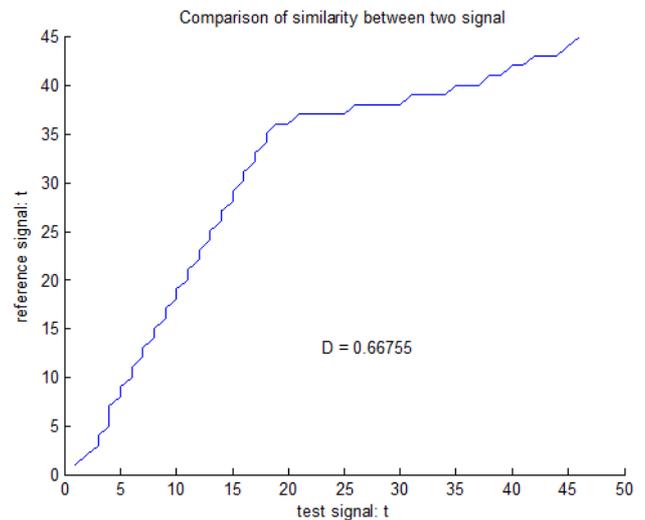


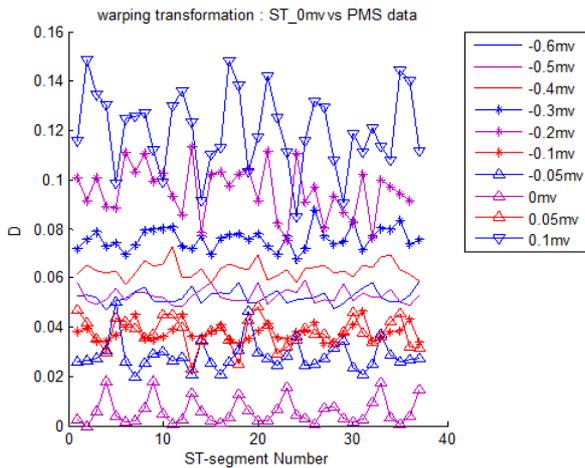
그림 8 최소 누적 거리 D 의 계산
Fig. 8 The calculation of minimum cumulative distance, D

그림 7에서 위쪽 그림은 워핑 변환을 적용하기 전의 두 ST 분절을 나타내고, 아래쪽 그림은 워핑 변환을 적용한 후의 두 ST 분절을 나타내는데, 시간축의 길이가 약간 확장되면서 두 신호의 시간 간격이 동일하게 조정됨을 확인할 수

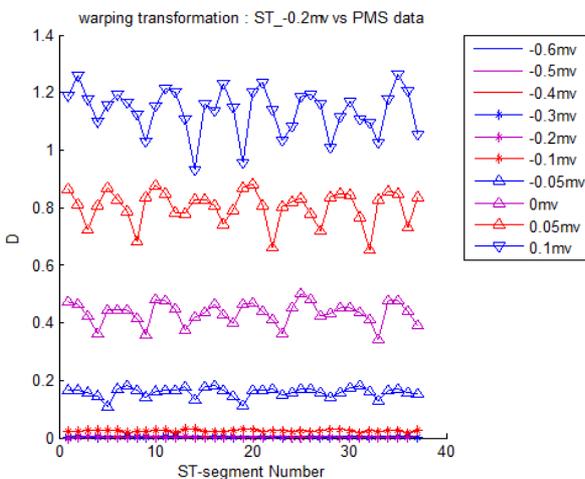
있다. 또한 그림 8에서 계산된 최소 누적 거리 D 는 두 ST 분절의 유사도를 평가하는 특징 값이 된다.

3.4 워핑 변환 적용 결과

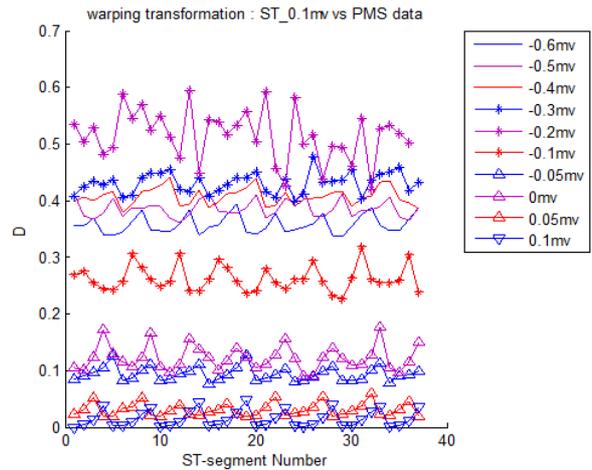
기준 ST 분절 데이터와 검사 ST 분절 데이터를 각각 1:1로 대응시키고, 워핑 변환을 적용하여 최소 누적 거리 D 를 도출하였다. 검사 ST 분절 데이터는 하나의 데이터 세트마다 여러 개의 ST 분절이 존재하므로, 워핑 변환을 반복적으로 적용하여 여러 개의 최소 누적 거리를 계산하여 비교하였다. 그림 9의 (a)는 ST 레벨 전압이 0mV인 기준 ST 분절 데이터와 PMS에서 획득한 10개의 검사 ST 분절 데이터 사이의 최소 누적 거리 D 를, (b)는 ST 레벨의 전압이 -0.2mV인 기준 ST 분절 데이터와 동일한 검사 ST 분절 데이터 사이의 최소 누적 거리 D 를 나타내고, (c)는 ST 레벨의 전압이 0.1mV인 기준 ST 분절 데이터와 동일한 검사 ST 분절 데이터 사이의 최소 누적 거리 D 를 보여주고 있다.



(a)



(b)



(c)

그림 9 획득한 PMS 데이터에 대한 D 값의 계산 결과

Fig. 9 The result of calculation of D in PMS data

- (a) ST 레벨이 0mV인 기준 ST 분절 데이터
- (b) ST 레벨이 -0.2mV인 기준 ST 분절 데이터
- (c) ST 레벨이 0.1mV인 기준 ST 분절 데이터

표 1은 그림 9에서 보여준 데이터들에 대한 표준 편차를 보여주고 있다.

표 1 획득한 PMS 데이터에 대한 D 값의 표준편차

Table 1 Standard Deviation of D in PMS data

표준편차(SD)	0mV	-0.2mV	0.1mV
-0.6mV	0.0028	0.0017	0.0162
-0.5mV	0.0030	0.0013	0.0154
-0.4mV	0.0034	0.0013	0.0157
-0.3mV	0.0043	0.0016	0.0182
-0.2mV	0.0103	0.0021	0.0449
-0.1mV	0.0035	0.0034	0.0228
-0.05mV	0.0062	0.0174	0.0127
0mV	0.0053	0.0389	0.0220
0.05mV	0.0060	0.0594	0.0118
0.1mV	0.0162	0.0792	0.0144

그림 9에서와 같이 기준 ST 분절 데이터와 같은 ST 레벨을 가지는 데이터는 최소 누적 거리 D 의 값이 가장 작게 산출되고, 다른 ST 레벨의 데이터에서는 상대적으로 D 의 값이 높은 것을 알 수 있다. 또한 표 1에서와 같이 최소 누적 거리 D 의 값이 작게 산출된 데이터들의 표준편차가 D 의 값이 크게 산출된 데이터들의 표준편차보다 상대적으로 작은 것을 알 수 있다. 이는 산출되는 최소 누적 거리 D 의 값의 변화가 크지 않다는 것을 의미한다. 따라서 검사 ST 분절 데이터가 취하는 형태를 쉽게 인지할 수 있다.

그림 10은 기준 ST 분절 데이터와 선택된 European

ST-T Database의 데이터에서 최소 누적 거리 D 를 연속적으로 계산한 예를 보여주고, 그림 11은 기준 ST 분절 데이터와 선택된 MIT/BIH Arrhythmia Database의 데이터 사이의 최소 누적 거리 D 를 연속적으로 계산한 예를 보여준다.

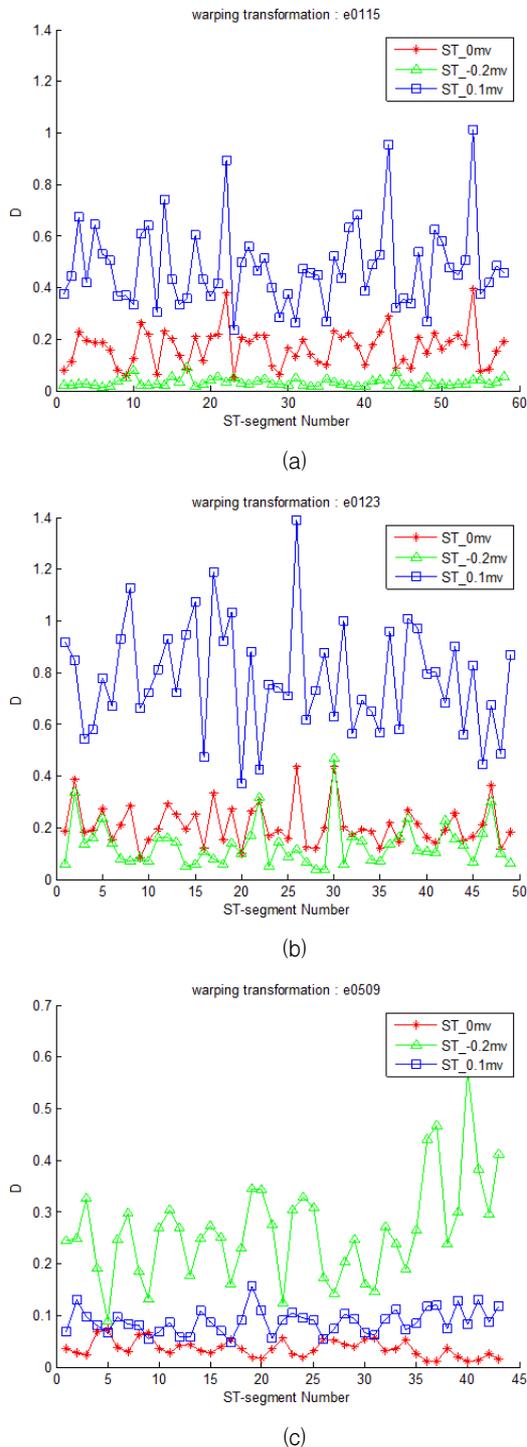


그림 10 European ST-T DB 데이터에 대한 D 값의 계산의 예

Fig. 10 Examples of calculation of D in European ST-T database, (a) 'e0115', (b) 'e0123', (c) 'e0509'

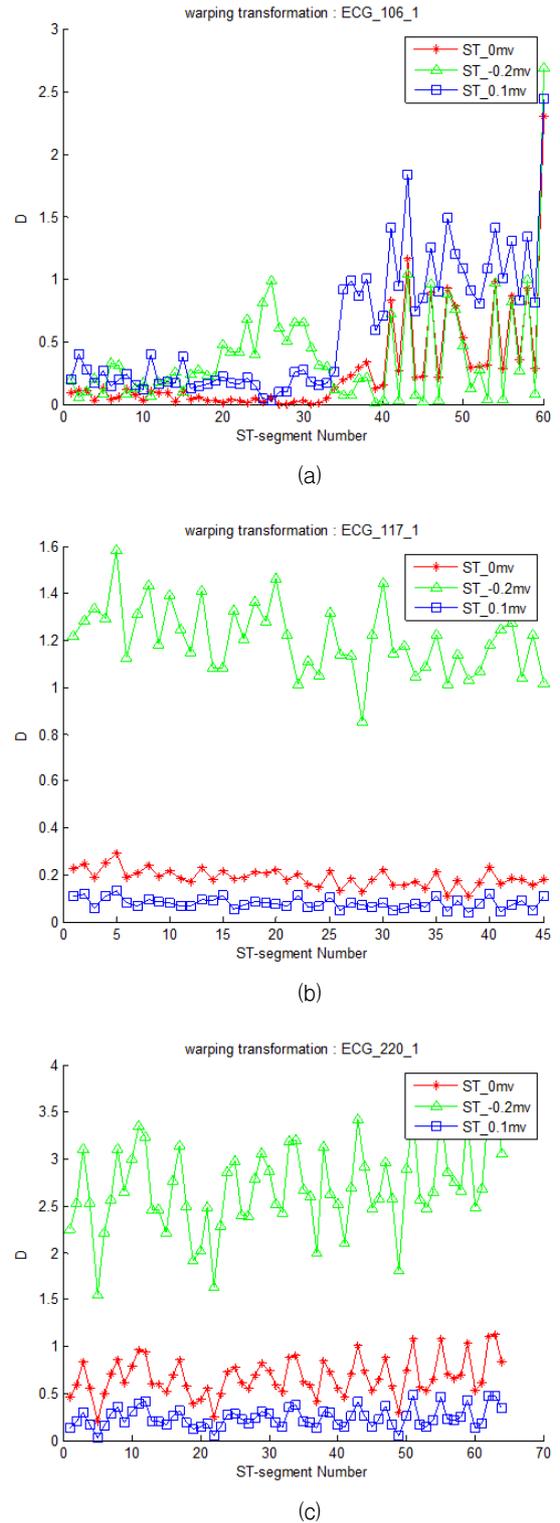


그림 11 MIT/BIH DB 데이터에 대한 D 값의 계산의 예
Fig. 11 Examples of calculation of D in MIT/BIH database
(a) 'ECG_106_1', (b) 'ECG_117_1', (c) 'ECG_220_1'

그림 10과 그림 11에서 보는 바와 같이 최소 누적 거리 D 를 연속적으로 계산하면 시간에 따른 ST 분절의 형태의 변화를 연속적으로 유추할 수 있다.

4. 결 론

본 연구에서는 심전도 신호의 특징점인 PQRST를 검출하고 이를 통하여 정확한 ST 분절을 검출하였고, 연속된 심전도 신호에 위핑 변환을 반복적으로 적용하여 기준 ST 분절과 검사 ST 분절 사이의 시간 차이를 최소화하고 최소 누적 거리 D 를 연속적으로 계산하여 시간에 따른 ST 분절의 변화를 관찰 하였다. 이 방법은 복잡한 기준 데이터 셋이 필요치 않고, 계산과정이 간단하며, 최소 누적 거리 D 의 값만으로 ST 분절의 변화를 유추할 수 있기 때문에 기존의 방법들보다 더욱 효과적으로 ST 분절을 관찰할 수 있는 방법이다. 이를 이용하여 심장 박동의 속도와 관계없이 ST 분절의 변화를 연속적으로 관찰하여 이상 여부를 판단하는 자동진단 알고리즘으로 발전시킬 수 있을 것으로 기대된다. 또한 각각의 환자들에 대한 데이터베이스를 축적하여 환자 맞춤형 건강 모니터링 시스템에 적용될 수 있을 것으로 사료된다.

감사의 글

“이 논문은 2010년 교육과학기술부로부터 지원받아 수행된 연구임”(지역거점연구단육성사업 / 충북BIT연구중심대학육성사업단)

참 고 문 헌

[1] J. S. Sahambi, S. N. Tandon, and R. K. P. Bhatt, "Wavelet based ST-segment analysis," *Medical & Biological Engineering & Computing*, 36, pp. 568-572, 1998.

[2] B. Hunag, W. Kinsner, "ECG Frame Classification Using Dynamic Time Warping," *Proceeding of the 2002 IEEE Canadian conference on Electrical & Computer Engineering*, pp. 1105-1110, 2002.

[3] D. C. Reddy, "Biomedical Signal Processing: Principles and Techniques," McGraw-Hill, 2005.

[4] H. Sakoe, S Chiba, "Dynamic Programming Algorithm Optimization for Spoken Ward Recognition," *IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing*, vol. ASSP-26, no. 1, pp. 43-49, 1978.

[5] 한학용, "패턴인식 개론," 한빛미디어, 2006.

[6] G. B. Moddy, "MIT/BIH Database Distribution," <http://ecg.mit.edu>, July, 2005.

[7] R. M. Rangayyan, "Biomedical Signal Processing: A Case-Study Approach," Wiley-Interscience, 2002.

[8] 신승원, 김경섭, 이정환, 이강휘, 김동준, "이동형 심전도 신호의 잡음 제거 및 유사도 평가," *대한전기학회논문지D*, 제57권, 3호, pp.507-513, 2008. 3.

저 자 소 개



신 승 원 (辛 承 元)

2005년 건국대학교 의학공학부 졸업. 동대학원 석사(2007). 2007년~현재 동대학원 박사과정 재학 중.



김 경 섭 (金 敬 燮)

1979년 연세대학교 전기공학과 졸업. 동대학원 석사(1981). The University of Alabama in Huntsville, USA, Ph.D. (1994). 2001년~현재 건국대학교 의학공학부 교수.