

## 워핑(Warping) 기법을 이용한 심전도 신호 자동 분할

신승원\*, 김경섭\*, 윤태호\*, 이정환\*, 김동준\*\*

\*건국대학교 의료생명대학 의학공학부, \*\*청주대학교 이공대학 전자정보공학부

### Automated ECG Signal Segmentation by Warping Method

S.W. Shin\*, K.S. Kim\*, T.H. Yoon\*, J.W. Lee\*, D.J. Kim\*\*

\*Dept. of Biomedical Engineering, Konkuk University.

\*\*College of Science & Engineering, Chongju University.

**Abstract** - In this study, dynamic time warping(DTW) is utilized especially for automatically segmenting ECG(Electrocardiogram) signal to extract a periodic time information. For the possible medical application for diagnosing the abnormalities of ECG, the relative metric distance of the warped ECG signals are computed to decide whether the abrupt variations of ECG signal occur or not.

#### 1. 서 론

심전도(ECG: Electrocardiogram) 신호는 심장의 전기적인 활동을 표현한 것이다. 심전도 신호의 측정은 환자의 체표면에 전극을 부착하고, 이들 전극 사이의 전위차를 측정하여 신호를 획득함으로써 이루어진다. 정상 상태의 심전도 신호는 하나의 주기에 QRS 파형, P파, T파와 같은 일정한 특징을 가진다. 일반적으로 심장박동의 비율은 시간에 따라 변화하므로, 심전도 신호는 주기성과 변동성을 가진다고 할 수 있다[1]. 심전도 신호 데이터를 효과적으로 표현하기 위해서 여러 가지 방법들이 사용되고 있다. 이 중에서, 심전도 신호를 주기별로 분할하여 표현하는 방법이 있으며, 심전도 신호의 분할 기법을 활용하여 측정된 신호의 특징을 분석하고, 부정맥 등의 문제를 효과적으로 검출하여 위험을 사전에 예방할 수 있다. 그러나, 심전도 신호의 분할에서 발생하는 문제점 중의 하나는 심전도 신호 주기의 변동성이다. 이것은 심전도 신호의 한 주기의 시간이 측정할 때마다 달라지는 것을 의미한다. 이 때문에 측정된 각각의 심전도 신호들 사이의 유사점을 비교하는데 이용할 수 없다. 본 논문에서는 이러한 문제점을 해결하기 위하여 워핑(DTW: Dynamic Time Warping) 기법을 사용하여 두 심전도 신호 사이의 시간 차이를 최소화하는 방법을 연구하였다. 워핑 기법은 비선형의 시간 정규화 효과를 가지는 패턴 정합 알고리즘으로서, 주로 음성 인식 분야에서 성공적으로 사용된 방법이다[2]. 이 워핑 기법을 사용하면 두 심전도 신호에서 어느 한 주기의 심전도 신호의 시간축을 워핑하여 다른 주기의 심전도 신호의 시간과의 차이를 효과적으로 비교할 수 있다.

#### 2. 본 론

##### 2.1 워핑 기법

워핑 기법은 산업공학 등에서 많이 연구되고 있는 동적 프로그래밍(Dynamic Programming)을 음성인식을 위한 알고리즘에 이용하기 위해 고안되었다[3]. 워핑 기법은 시간축에서 발생하는 차이를 보상하면서 기준이 되는 신호의 패턴과 입력된 신호의 패턴 간의 유사도(Distance)를 동적 프로그래밍을 이용해 구하는 방법이다. 기준이 되는 심전도 신호  $A$ 와, 입력되는 심전도 신호  $B$ 는 다음과 같이 표현될 수 있다.

$$\begin{aligned} A &= \{x_i(j), 1 \leq j \leq J\} \\ B &= \{x(i), 1 \leq i \leq I\} \end{aligned} \quad (1)$$

두 심전도 신호 사이의 시간 차이를 확인하기 위하여 심전도 신호  $A$ 와  $B$ 를 각각  $i$  축과  $j$  축으로 전개할 수 있다. 여기에서 우리는 두 신호의 시간 차이를 포인트  $c=(i,j)$ 의 연속으로 표현할 수 있다.

$$F = \{c(k), 1 \leq k \leq K\} \quad (2)$$

여기에서,  $c(k) = (i(k), j(k))$  이다.

이 연속은 대략적으로 심전도 신호  $A$ 의 시간축 위의 심전도 신호  $B$ 의 시간축에서의 매핑을 수행한 함수로 볼 수 있다. 이것을 워핑 함수(Warping Function)라고 부른다. 워핑 함수의 특징은 심전도 신호  $A$ 와  $B$  사이의 포인트 간의 최소 거리를 측정된 결과이다. 두 신호  $A$ 와  $B$  사이의 차이를 측정하는 거리함수  $d$ 는 다음과 같다.

$$d(c(k)) = d(i(k), j(k)) = \|x(i(k)) - x_j(j(k))\| \quad (3)$$

여기에서  $\| \cdot \|$ 은 두 신호의 유사도의 계산에 사용되는 기하학적 거리(Euclidean Distance)이다. 즉 유사도가 높을수록  $d$ 의 값은 작아진다. 유사한 두 프레임의 거리는 가깝게, 상이한 두 프레임은 멀게 판정해야 하며 수학적으로 다루기에 무리가 없어야 하며 계산량이 적당한 성질을 가져야 한다. 거리함수  $d$ 가 주어지면, 최적 경로  $m$ 은 다음과 같은 누적 거리  $D_T$ 의 최소값으로 정해진다.

$$D_T = \min_{\{F\}} \sum_{k=1}^K d(c(k)) \cdot w(k) \quad (4)$$

여기에서  $w(k)$ 는  $D_T$ 의 적응성을 위한 가중치 상수이다.

최적의 경로를 결정하기 위한 효과적인 기법은 동적 프로그래밍이다. 이 기법을 반복적으로 사용하여 어떤 포인트( $i,j$ )의 누적 거리를 결정할 수 있다.

$$D(c(k)) = d(c(k) + \min(D(c(k-1))) \quad (5)$$

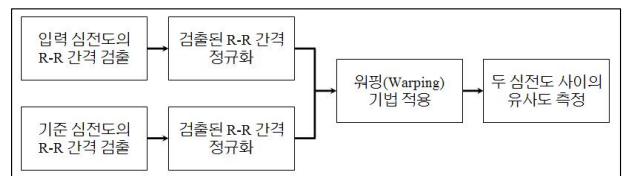
여기에서  $D(c(k))$ 는 포인트( $i(k), j(k)$ )에서의 최소 누적 거리를 의미하고, 다음과 같이 표현된다.

$$D(c(k)) = \sum_{p=1}^k d(c(p)) \cdot w(p) \quad (6)$$

##### 2.2 심전도 신호의 분할

지금까지 워핑 기법은 음성인식 분야에서 많이 활용되어 왔다. 본 논문에서는 이 기법을 심전도 신호의 분할에 사용하고자 한다. 심전도 신호와 음성 신호는 1) 유동적이고, 2) 신호를 프레임으로 나눌 수 있는, 비슷한 특징을 보유하고 있다.

심전도 신호의 분할에서 워핑 기법은 기준 심전도 신호와 입력 심전도 신호 사이의 최적 거리를 계산하는 데 사용된다. 계산된 최적 거리는 최소 누적 거리를 도출하고, 이 거리는 두 심전도 사이의 유사도를 표현한다. 심전도 신호의 분할은 일련의 과정을 거쳐 이루어진다. 그림 1은 심전도 신호의 분할 과정을 보여준다.



<그림 1> 심전도 신호의 분할 과정

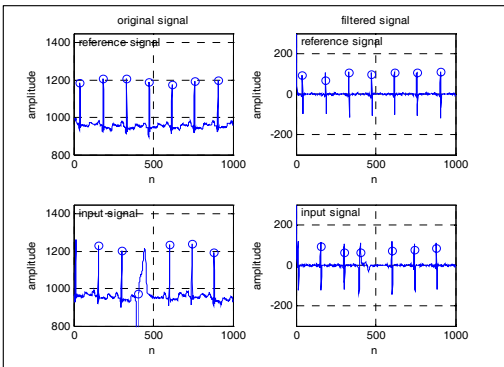
입력 심전도와 기준 심전도의 검출된 R-R 간격은 심전도의

한 주기로 고려된다. 또한, 정규화 과정에서 획득한 심전도의 크기는 0~1 사이의 크기로 정규화된다. 그리고 워핑 기법의 적용에서는 두 심전도 사이의 최적 거리를 계산하여 최소 누적 거리를 도출한다. 도출된 최소 누적 거리는 두 심전도 사이의 유사도를 판별하는 기준이 된다. 최소 누적 거리가 작을수록 두 심전도는 매우 유사한 것으로 판별한다. 예를 들어, 최소 누적 거리가 0일 경우에는 두 심전도는 완전히 일치하는 것으로 판별한다.

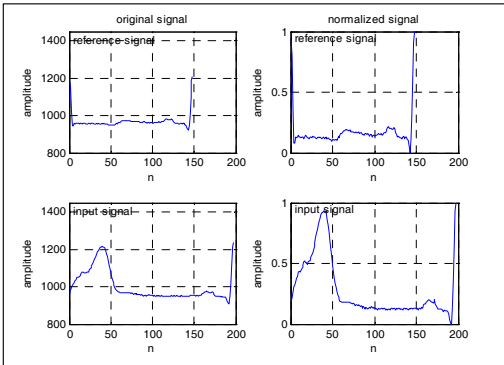
### 2.3 실험 결과

실험에 사용된 데이터는 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스[4]에서 환자 2명의 심전도 데이터를 선택하여 사용하였다. 사용된 데이터는 초당 160개의 샘플링 비율을 가지고 있고, 총 33분 길이의 ECG 신호를 저장하고 있다. 워핑 기법은 MATLAB을 이용하여 알고리즘을 구현하였다. 알고리즘에서 사용된 기준 심전도는 각각의 환자 데이터의 첫 번째 R-R 간격을 기준 심전도 주기로 사용하였고, 입력 심전도는 첫 번째 R-R 간격 이후의 심전도 주기를 사용하였다.

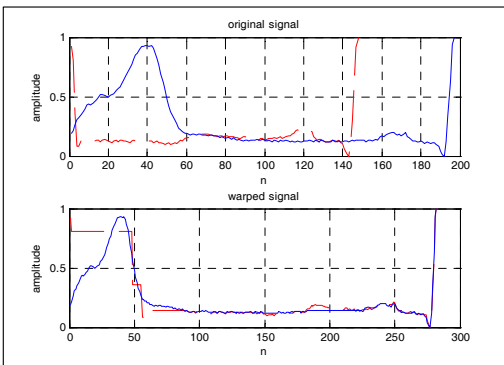
R-R 간격을 검출하기 위하여 high-pass butterworth 필터를 사용하여 R 피크를 검출하였다. 그림 2는 R 피크를 검출한 결과를 보여주고, 그림 3은 획득한 심전도 주기를 정규화한 결과를 보여준다. 또한 그림 4는 워핑 기법을 적용한 결과를 보여준다.



〈그림 2〉 심전도 신호의 R 피크 검출



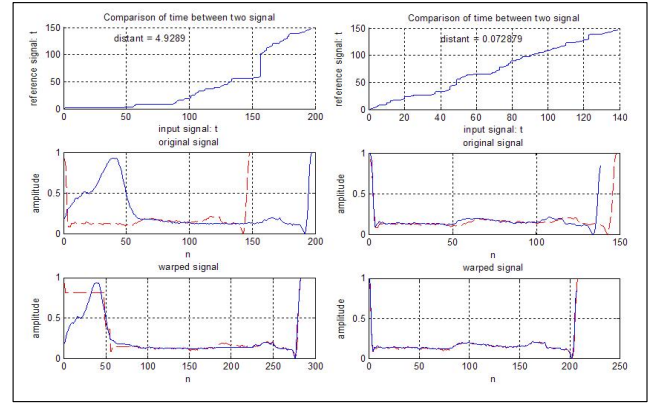
〈그림 3〉 심전도 신호의 정규화



〈그림 4〉 두 심전도 신호에 워핑 기법을 적용한 결과

그림 2에서 위 부분은 기준 심전도 신호를 보여주고, 아래 부분은 입력 심전도 신호를 보여준다. 기준 심전도 신호는 데이터

의 첫 R-R 간격을 사용하였고, 입력 심전도는 부정맥의 형태를 보이고 있는 심전도 신호를 사용하였다. 그림 3의 결과에서는 기준 심전도와 입력 심전도 사이의 시간 간격이 맞지 않는 것을 확인할 수 있다. 이를 워핑 기법을 적용한 결과가 그림 4에 보여진다. 또한, 그림 4의 결과에서 기준 심전도 신호가 심하게 왜곡된 것을 확인할 수 있다. 이는 워핑 기법이 기준 심전도와 입력 심전도의 시간축을 모두 왜곡하는데, 기준 심전도의 신호가 입력 심전도보다 상대적으로 적은 시간 간격을 가지고 있기 때문에 더욱 많은 시간축 왜곡이 발생했기 때문이다. 그림 5는 같은 환자의 정상 심전도와 부정맥 심전도를 워핑 기법을 이용하여 기준 심전도와 입력 심전도를 도출한 결과를 보여준다.



〈그림 5〉 부정맥 심전도와 정상 심전도의 워핑 결과

그림 5에서 왼쪽은 부정맥 심전도를, 오른쪽은 정상 심전도를 보여준다. 도출된 최소 누적 거리는 부정맥 심전도는 4.9289, 정상 심전도는 0.0729로 정상 심전도가 기준 심전도와 더욱 유사하다는 것을 보여준다.

### 3. 결 론

워핑 기법을 통한 생체 신호 분석은, 시간적 특징 값을 비선형적인 방법으로 정규화시켜, 주로 패턴 정합에 활용될 수 있다. 지금까지 워핑 기법은 주로 음성인식 분야에서 많이 사용되어 왔다. 본 연구에서는 심전도 신호에 워핑 기법을 적용하여 시간 정보가 서로 다른 심전도 신호들의 주기 정보를 분할하고 심전도 특징의 유사도를 비교하였다. 그 결과 심전도 신호에 문제가 있는 위치에서의 유사도가 확인한 차이를 보였다. 이를 이용하여 심장 박동의 속도에 관계없이 심전도 신호의 분석을 수행하면, 부정맥 질환과 같은 심장 박동의 이상 여부를 판단하는 자동진단 알고리즘으로 발전시킬 수 있을 것으로 기대된다. 또한 각각 환자들의 심전도 데이터베이스를 축적하여 정상 상태의 심전도를 기준으로 현재의 심전도와의 유사도를 측정하여 건강 모니터링을 수행하는 시스템에도 적용될 수 있을 것으로 사료된다.

### Acknowledgement

본 연구는 산업자원부, “지역산업중점 기술개발사업”의 지원으로 이루어졌습니다.

### [참고 문헌]

- [1] B. Huang, W. Kinsner, “ECG Frame Classification Using Dynamic Time Warping,” Proceeding of the 2002 IEEE Canadian conference on Electrical & Computer Engineering, pp. 1105-1110, 2002.
- [2] H. Sakoe, S. Chiba, “Dynamic Programming Algorithm Optimization for Spoken Word Recognition,” IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing, Vol. ASSP-26, No. 1, pp. 43-49, 1978.
- [3] 한학용, “패턴인식 개론,” 한빛미디어, 2006.
- [4] G.B. Moody, “MIT-BIH Database Distribution,” <http://ecg.mit.edu/>, July, 2005.
- [5] H.J.L.M. Vullings, M.H.G. Verhaegen, H.B. Verbruggen, “Automated ECG segmentation with Dynamic Time Warping,” Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE EMBS, Vol. 20, No. 1, pp. 163-166, 1998.