

AI기법을 이용한 멀티채널 심전도신호의 패턴인식 알고리즘

신 건 수, 이 병 채, 황 선 철, 이 명 호

연세대학교 공과대학 전기공학과

An Algorithm for Pattern Recognition of Multichannel ECG Signals using AI

Kim Soo Shin, Eunjung Chaee Lee, Seon Cheel Hwang, Myoung Ho Lee

Dept. of Electrical Engineering, Yonsei University

Abstract

This paper describes an algorithm that can efficiently analyze the multichannel ECG signal using the frame.

The input is a set of significant features (points) which have been extracted from an original sampled signal by using the split and merge algorithm. A signal from each channel can be hierarchically decomposed to produce a hierarchical AND/OR graph on the basis of the priori knowledge for ECG signal. The search mechanism with some heuristics and the mixed paradigm of data driven hypothesis formation are used as the major control mechanisms. The mutual relations among features are also considered by evaluating a score based on the relational spectrum. For recognition of morphologies corresponding to OR nodes, an hypothesis modification strategy is used. Other techniques such as instance, priority update of prototypes, and template matching facility are also used.

This algorithm exactly recognized the primary points and supporting points from the multichannel ECG signals.

1. 서 론

심전도는 심근의 전기적활동에 의해 발생된 전위를 기록한 것으로서, 심장내 전기적 흥분이 발생되는 부분의 이상 및 흥분전도의 이상등을 알아내는 심장의 임상적인 진단수단으로 널리 사용되고 있다.

이와같은 심전도 신호를 분석하기위해 많은 방법이 개발되어 왔다. 이들방법은 크게

i) 신호처리방법(signal processing technique), ii) 디지털 신호처리 방법(digital filtering technique),

iii) 데이터 압축방법(data compression technique), iv) 신호변환 방법(signal transformation), v) 신택틱 분석방법, vi) 생성규칙시스템 (production rule system)등으로 분류할 수 있다.

그러나 i) - iv)방법은 정량적인 자료를 근거로하여 심전도 신호를 분석하기 때문에 신호분석에서 매우 중요한 구조적 정보를 고려하지 못하는 단점을 내포하고 있다. 그리고 v)방법은 생성규칙법(production grammar)에 근거를 둔 파싱(parsing)의 애매모호로 인해 시간이 많이 소비되는 단점이 있으나 특성점을 정확히 추출할 수 있는 장점을 갖고있다. 또한 vi)방법은 인공지능기법을 사용한방법이지만 심전도신호의 구조를 표현하기엔 부적합하고 지식베이스의 내용을 저장, 수정, 그리고 삭제하기에 불편한 단점을 갖고있다. 또한 이들 방법을 이용한 알고리즘은 하나의 채널을 통해 기록한 심전도 신호를 인식하고 분류하기 때문에, 심전도 신호가 노이즈에 심하게 오염되거나 신호의 일부분이 손실될 경우 심전도 신호를 정확히 분석할 수 없었다.

그리고 네과와는 심전도 신호 분석할때, 신호의 국부적인 특징을 고려하기에 앞서 신호의 구조와 전반적인 특성점(예를 들어, P파, Q파, R파, S파, T파)을 탐색한다. 그런후 전반적인 특성점을 토대로 가설을 설정

하고, 그것을 이용하여 신호의 국부적인 특징들을 조사한다. 그러니 종전의 알고리즘은 이와 같은 방법으로 신호를 분석할 수 없었다.

따라서 본 연구에서는 여러가지 인정기능기법을 도입하고 다중채널을 통해 기록한 심전도 신호를 분석함으로써 인간의 분석방법과 유사하고 한 채널에서 신호가 노이즈에 의해 심하게 오염되거나 일부만이 손실된 경우에도 심전도신호를 효율적으로 분석할 수 있는 알고리즘을 설계하고자 한다.

2. 선형근사화 알고리즘

기록한 심전도 신호로부터 구분점을 인식하기 위해 선형근사화 알고리즘을 채택하였다. 선형근사화 알고리즘은 피형이 갖는 특징들의 크기의 분포에 관계없이 인식확장 가능한하며, 간헐적으로 잡음성분내 의한 작은 피이크들을 제거할 수 있다. 또한 이 방법은 기울기, 극대점의 위치, 지속기간과 같은 피이크에 대한 유용한 정보를 제공한다. 본 연구에서는 선형근사화를 수행하기 위해 초기 세그먼트(segment)를 임의로 설정할 수 있고, 실행속도도 빠른 "split and merge" 알고리즘을 사용하였다.

3. 심전도 신호의 묘사

3.1 AND-OR계층도의 구성

심전도 신호는 유한 지속기를 갖는 세그먼트로 구성되어 있다. 또한 한 세그먼트는 여러개의 사이클(cycle)로 이루어져 있으며, 각 사이클은 P파, QRS complex, T파로 구성되어 있다. 그리고 QRS complex: 파(Q wave, R wave, S wave)로 구성되며, 라는 점들의 집합으로 구성되어 있다.

그러므로 심전도신호는 분석에 용이한 신호묘사를 위해 신호를 구성하는 요소의 실질적인 구조를 고려한 분해가 가능하다. 이와같이 분해된 신호의 구성요소를 이용하여 AND/OR계층도를 구성한다.

3.2 심전도에 관한 프레이밍사

프레임을 더큰 프레임과의 관계의 프레임의 정렬을 이용하여, 심의대상에 관한 지식을 묘사하는 지식표현 방법이다. 프레임구조는 프레임구조내 계층적정렬을 갖기때문에 AND/OR계층도로 구성된 심전도 신호를 묘사하는데 있어 매우 편리하고 간단하다. 또한 탐색과정에 각 프레임의 슬롯(slot)에 부착된 프로시저(procedure)denote라고도 함에 의해 지식을 지향(if-needed), 지식상제(if-deleted), 지식추가(if-added)와 같은 지식조작이 편리한 정렬을 갖는다.

따라서 본 연구에서는 AND/OR계층도를 구성하는 각 노드의 직간접적(intirect) 지식의 구조구조를 포함한 신호정보를 프레임구조로 묘사했다. 이를 위한 프레임 proto-type frame 의와 하위 프레임의 대입규칙에 이스에 지향된다.

또한 입력데이터가 어떠한 모습인가 기본프레임과 부분적으로 또는 완전히 일치할 때 그 기본프레임이 활성화되어, 세그먼트인 (segment)가 형성된다. 이 세그먼트는 세그먼트의 특징의 세그먼트에 지향된다.

4. 제어 구조

제어 구조(control mechanism)는 AND/OR 계층도의 루트 노드(root node)에서 가지 노드(leaf node)에 이르는 경로를 따라 입력 데이터와 일치하는 일련의 기본 프레임을 활성화하는 과정을 제어하는 구조로서 감성적인 주요 포인트(primary points:R 피이크, T 피이크, P 피이크)를 탐색하는 단계와 이들 주요 포인트를 확장하기 위해 서포터(supporter)를 찾는 단계로 구성되어 있다.

4.1 단계도(stage graph)의 구성

심전도를 분석함에 있어 R 피이크, R 피이크, T 피이크는 중요한 역할을 차지한다. 이들을 주요 포인트

라 한다. 이들 주요 포인트에 대한 후보 포인트(candidate point)를 선택하기 위해서는 각 특성점의 국부적 성질을 조사해야 한다. 전형적인 심전도에서 이들 주요포인트는 다른 특성점에 의해 크기의 크기때문에 후보 포인트로서 크리(amplitude)와 같은 양의 피이크(positive peak)를 선택하였다. 그러나 이들의 상호관계를 고려하지 않고 모든 특성점을 시험하는 것은 많은 불확실성을 초래한다. 이를 방지하기 위해 단계별로 다음과 같이 구성한다.

(1) 신호의 특성점들 양의 피이크로 구성되는 MAXP 그룹과 음의 피이크로 구성되는 MINP 그룹으로 나눈다. 이들 입력 데이터로부터 이들을 제공하는 과정이 된다.

(2) MAXP 그룹에 속하는 모든 점은 모두 주요포인트에 대한 후보포인트가 될 수 있다. 따라서 이들을 P 피이크층, R 피이크층, T 피이크층에 일렬로 배열한다.

(3) R 피이크 층에 있는 각 노드에 대해, T 피이크층에 놓여 있는 노드중 R 피이크와 T 피이크 간에 설정된 시간간격제한(time interval constraint)을 만족하는 노드를 선택하여 그들을 서로 연결한다.

(4) T 피이크 층에 있는 노드와 연결된 R 피이크 층에 있는 노드에 대해 P R 시간간격제한을 만족하는 P 피이크 층에 놓여있는 노드를 발견하여, 그들을 서로 연결한다.

이와 같은 방법으로 각 층에서 서로 연결된 노드들 각 주요 포인트에 대한 후보 포인트로 선택한다.

4.2 탐색 순서

AND/OR 계층도의 탐색을 효율적으로 수행하기위해 각 노드에 순서(oder)를 할당하여야 한다. 본 연구에서는 좀 더 유망한 노드에 좀 더 높은 우선순위(priority)를 부여하는 형태로 각 노드에 탐색 순서를 할당했다.

또한 노드간의 탐색순서를 평가하기 어려운 노드에는 높은 탐색순서를 할당했다. 심전도 신호를 좀더 세밀하게 관찰함으로써, 신호를 구성하는 특성점중 R 피이크, T 피이크, P 피이크의 순서로 이들 피이크를 인식하는 것이 편리함을 알 수 있다. 따라서 본 연구에서는 R 피이크, T 피이크, 그리고 P 피이크에 각각 1, 2, 3의 순서를 할당하였다.

4.3 예시화 과정(Instantiation Process)

(1) 단계도의 탐색(Searching the layered graph)

단계도를 구성하고 주요점에 대한 후보 포인트를 선택한 후, 단계도를 탐색함으로써 후보 포인트로부터 주요점을 추출할 수 있다. 단계도의 탐색순서는 먼저, R 피이크 층이 탐색되고, 그 다음에 T 피이크, P 피이크 층 순으로 수행된다. 즉, R 피이크 층에 있는 임의 노드가 R 피이크라 판정되면, 그 노드가 연결된 T 피이크 층의 노드를 탐색하여 그 노드가 예시화되면 다시 P 피이크 층의 노드를 탐색한다. 이들 주요점이 탐색됨으로써 분석중인 신호를 여러개의 서브인덱스(subindex)로 분할할 수 있다.

따라서 우리는 subindex 1 내에서 P beg, subindex 2 에서 P end, Q beg, R beg, subindex 3 내에서 R end, S peak, S end, T beg, subindex 4 에서 T end를 예시화할 수 있다. 결과적으로 이와 같은 신호분할에 의해 후보 포인트가 주요점임을 확인하기 위해 지포팅 포인트(supporting point)를 예시화하는 탐색 공간을 축소시킬 수 있다.

(2) 가설수정회로

심전도 신호에는 여러 형태의 QRS complex가 존재한다. 초기에는 가능한 가설(Hypotheses)중 가장높은 우선순위를 갖는 가설이 설정된다. 예시화를 수행하는 동안, 현재 설정된 가설에 의하여 이루어진 모든 예견(Prediction)이 예시화 되면, 그가설이 성취된다. 그러나 몇몇 예견이 예시화되지 않으면, 현재 설정된 가설이 수정되어야 한다. 이와 동시에 초기에

각 형태에 할당된 우선 순위도 수정되어야 한다. 이것은 가설수정네트워크(Hypotheses Modification Network)에 의해 이루어진다. 일반적으로, 가설수정네트워크는 노드와 링크(link)로 구성되며, 기존형태의 형태적 차이를 고려하여 설계하였다.

가설을 수정하는 과정은 양방향(Bidirectional)이며, 예시화 과정이 실패한 현가설에 연결된 노드와 관계 이상일 때는 각 노드에 할당된 우선순위의 가설들은 가설로 현가설을 수정한다.

(2) 예시 프레임의 생성

하나의 가설의 가설수정네트워크에 의해 대체가설로 수정되었을 때, 부모노드(parents node)와 현가설과 수정된 가설을 동시에 포함하는 자노드(children node)가 존재하는 경우에는 현가설에 의해 예시화된 예시프레임을 모두 제거하는 것보다 특정한 예시프레임을 대체가설로 생성함으로써 탐색과정에서 현가설을 걸러낼 수 있다. 예시프레임의 생성은 프레임간의 생성지관계를 나타내는 포인터(pointer), 즉 상향포인터(AKO: upward pointer, a kind-of)와 하향포인터(APO: down and pointer, a part of)를 새롭게 수정함으로써 이루어진다.

5. 실험

본 연구에서는 심전도 신호를 분석하기 위해, 입력파형을 240Hz로 샘플링하여 디지털 신호로 변환하였다. 이와같이 변환된 신호를 더욱 효율적으로 처리하기 위해 선형근사화하여, 구분점을 인식한다. 이들 구분점을 MAXP그룹과 MINP그룹으로 나눈 후, 주요 포인트에 대한 후보노드를 선택하기 위해 단계도를 구성하였다. 후보노드중 주요점을 인식하기 위해 리브프레임을 토대로 AND/OR 계층도를 따라 예시화과정을 수행하였다. 그림 1은 심전도 신호를 분석하기 위해 본 논문에서 제안한 알고리즘을 적용한 흐름도이다.

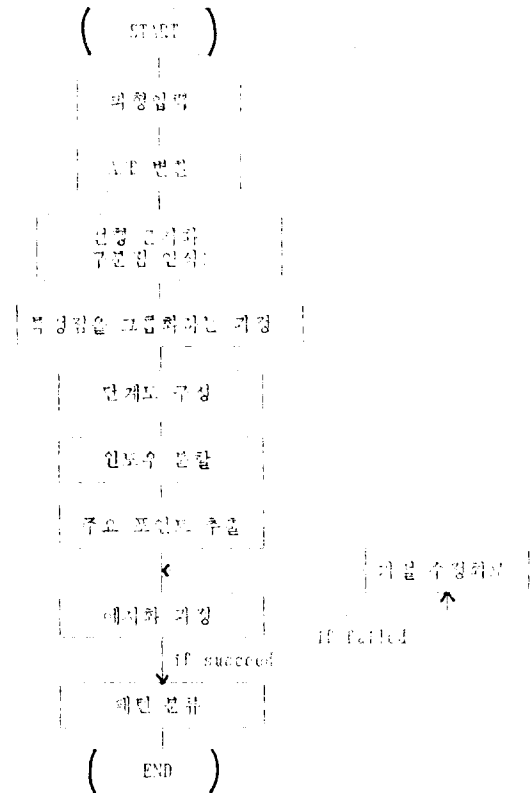


그림 1 심전도 분석을 위한 알고리즘의 흐름도.

6. 결과 고찰

위에서 소개한 방법으로 환자에서 검출한 신호에 대해 본 연구에서 제안한 심전도 신호분석 알고리즘의 일부인 선형근사화 알고리즘을 적용한 결과는 그림 1과 같다. 그림 2는 정상인의 심전도를 나타낸 것으로 그림상에 표시된 'x'표시는 split and merge 알고리즘에 의해 분리된 세그먼트의 시작점과 끝점을 나타낸다. 그림 3은 선형근사화 알고리즘에 의해 얻어진 세그먼트의 수, 양끝점의 좌표, 선형근사치의 기울기와 절편을 나타낸 것이다. 최종적으로 본 알고리즘을 그림 2의 신호에 적용하여 얻은 결과는 그림 4와 같다.

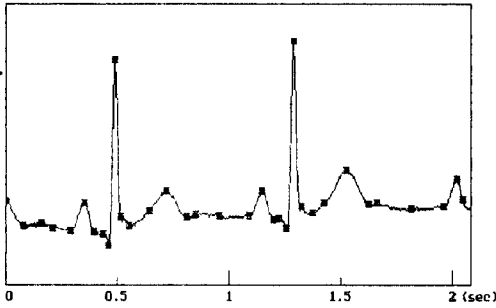


그림 2 Original 심전도 파형과 split and merge 알고리즘의 결과 (X) 표시는 재교편트의 분리점

```

: data format: (significant-point id., sample no., amplitude,
              slope, point-type)
( 1 19 -21 -2.5000 df)
( 2 39 -15 -0.3000 ff)
( 3 51 -25 -0.8333 ff)
( 4 70 -29 -0.2105 fu)
( 5 85 19 3.2000 ud)
( 6 95 -31 -5.0000 df)
( 7 105 -37 -0.6000 fd)
( 8 111 -55 -3.0000 du)
( 9 118 277 47.4286 ud)
(10 124 -6 -47.1667 dd)
(11 133 -21 -1.6667 du)
(12 155 4 1.1364 uu)
(13 173 42 2.1111 ud)
(14 195 -6 -2.1818 df)
(15 205 0 0.6000 ff)
(16 230 -4 -0.1400 ff)
(17 262 -4 0.0000 fu)
(18 276 42 3.2857 ud)
(19 288 -10 -4.3333 df)
(20 294 -9 0.1667 fd)
(21 302 -25 -2.0000 du)
(22 310 308 41.6250 ud)
(23 318 13 -36.8750 dd)
(24 330 1 -1.0000 du)
(25 342 18 1.4167 uu)
(26 366 76 2.4167 ud)
(27 390 17 -2.4583 df)
(28 399 20 0.3333 ff)
(29 436 10 -0.2703 ff)
(30 471 13 0.0857 fu)
(31 485 61 3.4286 ud)

```

그림 3 선형근사화 알고리즘에 의해 추출된 신호정보

```

*(result)
(cycle1)
(P-beg-> ( 4 70 -29 -0.2105 fu)
(P-pek-> ( 5 85 19 3.2000 ud)
(P-end-> ( 6 95 -31 -5.0000 df)
(Q-beg-> ( 7 105 -37 -0.6000 fd)
(Q-pek-> ( 8 111 -55 -3.0000 du)
(R-pek-> ( 9 118 277 47.4286 ud)
(S-pek-> (11 133 -21 -1.6667 du)
(S-end-> (12 155 4 1.1364 uu)
(T-beg-> (12 155 4 1.1364 uu)
(T-pek-> (13 173 42 2.1111 ud)
(T-end-> (14 195 -6 -2.1818 df)

(PR-interval 150(ms))
(QRS-interval 212.5(ms))

(cycle2)
(P-beg-> (17 262 -4 0.0000 fu)
(P-pek-> (18 276 42 3.2857 ud)
(P-end-> (19 288 -10 -4.3333 df)
(Q-beg-> (20 294 -9 0.1667 fd)
(Q-pek-> (21 302 -25 -2.0000 du)
(R-pek-> (22 310 308 41.6250 ud)
(S-pek-> (24 330 1 -1.0000 du)
(S-end-> (25 342 18 1.4167 uu)
(T-beg-> (25 342 18 1.4167 uu)
(T-pek-> (26 366 76 2.4167 ud)
(T-end-> (27 390 17 -2.4583 df)

(PR-interval 137.5(ms))
(QRS-interval 204.2(ms))

```

그림 4 본 연구에서 제안한 알고리즘을 적용하여 얻은 결과

7. 결론

본 알고리즘을 적용하여 얻어진 결론은 다음과 같다.
 (1) 기설을 설정할 때 레이다 구동방법과 모델 구동방법을 사용함으로써 네개의 심전도 신호를 인식하는 방법과 유사하게 심전도 신호를 분석할 수 있었으며, 탐색시간을 줄일 수 있었다.

(2) 피할수경위로, 에시프레이션이 가능, 식별인수 분할과 같은 인공지능방법을 적용함으로써 평균분류속도 메모리 탐색공간을 줄일 수 있었다.

(3) 심전도 신호의 구조적 정보를 묘사하기 위해, 에시프 지시표현방법을 적용함으로써 지시지장, 지시지해, 지시결과와 같은 지시구조가 편리하다.

(4) 본 알고리즘은 피동제어를 통해 기록된 심전도 신호를 분석함으로써 전체적인 신호를 인식하여 정확히 요영되거나 신호의 일부만이 손실된 경우에도 심전도 신호를 정확히 인식할 수 있었다.

8. 참고문헌

- [1] Josef Warkul, M.D. Sc., "computers in Electrocardiography", Charles C. Thomas, Publisher, 1970.
- [2] E. Svedalika, "Statistical ECG processing: A review", Pattern Recognition, Vol. 10, No. 4, pp. 395-419, 1979.
- [3] T. P. Duda, "Structural Pattern Recognition", Springer-Verlag, pp. 147-215, 1977.
- [4] Winston, P.H., Horn, B.R., "Lisp", Addison-Wesley, 1981.
- [5] Nilsson, N.J., "Principles of Artificial Intelligence", Tioga Publishing Co., 1980.
- [6] Kenneth P. Birman, "Rule based Learning for More Accurate ECG Analysis", IEEE Trans. PAMI 4, , 1982.
- [7] Lee, H.S., Thakor, N.V., "Frame based understanding of ECG signals", Proc. of First Conference on Artificial Intelligence Application, pp. 624-629, 1984.