

심전도 자동 진단 알고리즘 및 장치 구현(V)

- 진단 파라미터 추출 및 진단기

권 혁제, 정 기삼, 이 정환, 신 건수, 이 명호

연세대학교 전기공학과

An implementation of automated ECG interpretation algorithm and system(IV)

- diagnosis parameter extractor and classifier

H.J. Kweon, K.S. Jeong, J.W. Lee, K.S. S. M.H. Lee

Dept. of Electrical Eng., Yonsei Univ.

Abstract

The representative beat with high SNR could be obtained by the signal averaging, correct and fast detection of significant points and waveform boundary could be obtained by adoption of search interval. All experimental results of waveform boundary were compared with CSE database which had the 5 referees results and 11 ECG measurement programs. All results were within tolerance made by referees, especially the end point of T wave were more close to the referee's results than other 11 measurement programs. The diagnosis parameters that might be used in the Minnesota code criteria were extracted from the representative beat. The diagnostic classification were fulfilled using Minnesota code criteria. Through the comparison on the diagnosis results from designed automated ECG analyzer(YECGA) and the results ECG analyzer manufactured by Fukuda denshi(FCG-2201) in Japan, reliance of the performance on designed system(YECGA) could be validated.

서 론

심전도 자동진단에 있어서 진폭 관련 진단 파라미터(P 진폭, Q 진폭, R 진폭 등)를 측정하기 위한 특성점(P 파, Q 파, R 파, S 파, 및 T 파의 위치) 검출 및 시간 관련 진단 파라미터(PR 간격, PQ 간격, QRS 간격등)를 측정하기 위한 각 파형에 대한 구분점(P, QRS, T 파의 시작점 및 끝점)결정은 매우 중요하다. 예로 Q 파의 간격은 심근 경색(myocardial infarction) 진단에 있어 매우 중요한 진단 파라미터

이다. 따라서 Q 파 간격에 대한 단 몇 ms의 측정 오류는 엉뚱한 진단 결과를 초래할 수 있다⁽¹⁾. 대부분은 결정된 특성점을 바탕으로 구분점을 결정한다. 구분점을 결정하기 위한 방법으로는 지역 변곡점을 이용하는 방법, 심전도 신호의 포락선을 이용하는 방법, 신경 회로망을 이용하는 방법, 문턱치를 이용하는 방법, 및 템플 레이트 정합방법⁽²⁻⁵⁾ 등이 연구되어왔다. 그러나 템플레이트 정합 방법을 제외한 다른 방법들은 개별적인 파형에 대하여 구분점을 인식하기 때문에 잡음이 유입된 파형에 대해서는 정확한 결과를 얻기 힘들다⁽⁶⁾. 또한 신호 정합 방법과 템플레이트 정합 방법은 미리 심장전문의가 판독한 결과를 바탕으로 하기 때문에 높은 신뢰도에도 불구하고 구현하기가 쉽지 않으며, 기존의 템플레이트와 다른 형태가 나오면 새로운 템플레이트를 만들어야 하는 어려움이 있다. 따라서 본 논문은 정확한 구분점을 결정하기 위하여 각 리드에 대한 대표 비트(representative beat)를 구하여 이를 이용한 각 파형의 특성점 및 구분점을 결정하고, 이를 바탕으로 같은 심장 메카니즘을 갖는 세 개의 리드로 구성된 리드 그룹에 대하여 진단에 사용될 최종적인 구분점을 결정하는 방법을 제안한다. 제안된 방법에 대한 성능 평가 방법으로 CSE 연구 그룹들의 프로그램에 대한 측정 결과 및 5명의 심장 전문가들이 판독한 결과를 사용하였다.

대표 비트 선택 및 평균화 과정

진단 과정에서는 각 파형의 간격과 진폭 등과같이 여러 가지의 심전도 신호 진단 파라미터들을

사용한다. 이와같은 진단 파라미터를 결정하는 방법은 2가지 방법이 있다. 첫번째 방법은 각각의 PQRST 컴플렉스에 대하여 개별적으로 진단 파라미터를 구하고, 이들 파라미터 값들에 대한 평균값이나 중앙값을 진단 파라미터로 사용하는 것이고, 두 번째 방법은 각 리드에 대하여 하나의 대표 비트(representative beat), 즉 대표 PQRST 컴플렉스 구하여, 이 대표 비트를 통하여 진단 파라미터를 구하는 방법이다. 아직까지 두 가지 방법 중 어떤 것이 최적의 방법인가에 대한 검증은 실험적인 증거의 부족으로 이루어지지 않고 있다. 그러나 대표 비트를 이용하여 진단 파라미터를 구하는 방법이 전자의 방법보다 우수하다는 실험적 주장이 최근 들어 많이 대두되고 있다⁷⁾.

탐색 구간 설정

본 논문은 대표 비트의 각파에 대한 특성점 검출 및 구분점 결정을 위하여 각각의 파형에 대한 탐색 구간을 설정하였다. 위와같은 탐색 구간의 설정은 각 파에 대한 정확하고 빠른 특성점 및 구분점을 결정하게 해준다. 즉, R 파의 위치를 결정하기 위하여 전체 대표 비트 모두를 탐색하는 것 보다는 QRS 컴플렉스 내에서 R 파의 위치를 검출하는 방법이 시간상뿐만 아니라 정확성도 기대할 수 있기 때문이다. 그러나 잘못된 탐색구간은 엉뚱한 특성점 및 구분점 결정을 초래할 수 있다. 예로 QRS 컴플렉스에서 각 파(Q 파, R 파, 및 S 파)의 위치를 결정하기 위한 탐색구간에 일부 T 파가 포함되면 T 파를 S 파 등으로 인식하게 되는 경우가 발생할 수 있다. 따라서 정확한 탐색구간 설정은 각 파형의 특성점 검출 및 구분점 인식의 성능에 큰 영향을 미친다고 할 수 있다⁸⁾.

특성점 검출

QRS 파의 위치 검출

본 논문에서는 심전도 신호를 9점의 필터 폭을 갖도록 미분하여 영점교차(zero-crossing)되는 점을 사용하여 각 파의 위치를 검출하였다. QRS 컴플렉스의 탐색 구간 내에서 미분 신호(Der_ECG)가 양의 부호(+)에서 음의 부호(-)로 교차되는 점을 찾아 찾는다. 첫 번째 교차되는 점의 위치를 Zero_R로 결정하고 두 번째 교차되는 점이 존재하면 이 점의 위치를 Zero_R'로 결정한다. 결정된 Zero_R을 기점으로 탐색 구간 끝까지, 음의 부호(-)에서 양의

부호(+)로 교차되는 점을 찾아 존재하면 Zero_S로 결정하고 없으면 S 파가 없는 것으로 판정한다. 마찬가지로 탐색 구간의 시작 점부터 Zero_R까지 음의 부호(-)에서 양의 부호(+)로 교차되는 점을 찾아 Zero_Q로 결정하고, 없으면 Q 파가 없는 것으로 판정한다. 또한 Zero_R 파를 검출하지 못하는 경우는 QS 형태로 결정한다. 그러나 탐색 구간 내에서 잡음 성분 중 일부도 영점교차 되는 경우가 발생된다. 이와 같은 잡음 성분은 매우 작은 진폭을 가지며, 진폭이 연속되어 계속 증가하거나 또는 감소하는 경우는 없다. 따라서 본 논문은 모든 영점교차되는 점을 중심으로 좌,우 연속 되는 3점의 크기에 대한 절대값의 평균을 이용하여 잡음 성분이 Q,R, 및 S 파로 인식되는 경우를 방지 하였다⁹⁾. 그림 1에 각각의 QRS 컴플렉스 그룹에 대한 Q,R 및 S 파 위치 결정 과정을 나타내었다.

P 파와 T 파 위치 검출

QRS 파 위치 검출과 마찬가지로 탐색 구간을 설정하여 탐색 구간 안에서 영점 교차되는 점을 T 파의 피크 점으로 인식한다. T 파의 형태는 4가지 형태를 갖는다. 양극성 T 파의 경우는 양-음성과 음-양성 2가지 형태로 나타나는데, 이런 경우는 양성,음성 T 파의 위치를 모두 검출해야 한다. 그러나 P 파는 QRS 파나 T 파와는 달리 진폭과 기울기가 작고, 완만한 경우가 많이 발생되므로 미분을 이용한 영점교차 방법은 적절치 않다. 따라서 본 논문은 전절에서 제시한 P 파 검출방법(결합성 P 파)을 통해 얻어진 최대 극값과 최소 극값를 탐색구간으로 하여 이 사이에서 최대 절대값을 갖는 위치를 P 파로 검출하는 방법을 사용하였다

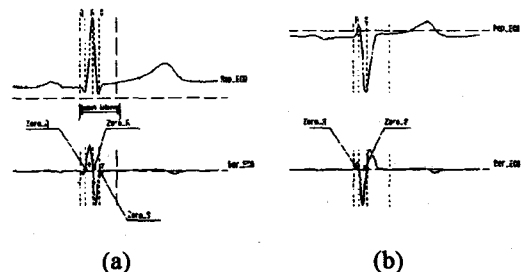


그림 1 각각의 QRS 컴플렉스 그룹에 대한 Q,R 및 S 파 위치 결정 과정 (a)QRS 그룹 (b)RS 그룹

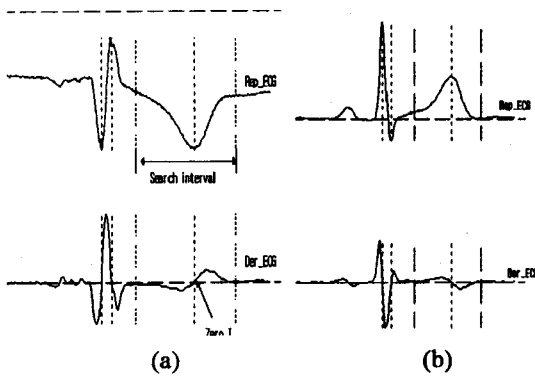


그림 22 가지 형태의 T 파 위치 검출 과정
(a)음성 T 파 (b)양성 T 파

구분점 인식

QRS 컴플렉스, T 파의 시작점 및 끝점 결정

본 논문은 파형의 경계 인식도 파형의 위치 검출과 마찬가지로 미분된 신호에 대한 문턱치를 사용하여 결정하였다. 그림 3에 QRS 그룹형태를 갖는 QRS 컴플렉스의 시작점과 끝점 결정과정을 나타내었다. 우선 대표 컴플렉스(Rep_ECG)를 미분한 신호(Der_ECG)에서 최대 기울기를 갖는 값(max_der)를 결정한다. 전절에서 결정된 S 파 위치(Zero_S)에서 오른쪽 방향으로 가장 큰 기울기를 갖는 값(pk_S)을 찾는다. 이점의 진폭(Der_ECG(pk_S))에 문턱치 즉, $TH = Der_ECG(pk_S)/k$ 값을 정의한다. 이를 이용하여 문턱치가 pk_S 점으로부터 오른쪽으로 교차되는 점을 QRS 컴플렉스의 끝점으로 인식한다. 끝점 결정과정과 마찬가지로 결정된 Q 파의 위치(Zero_Q)에서 왼쪽 방향으로 가장 큰 기울기를 갖는 값(pk_Q)을 찾는다. 문턱치 $TH = Der_ECG(pk_Q)/k$ 값을 정의한다. 이를 이용하여 문턱치가 pk_Q 점으로부터 왼쪽으로 교차되는 점을 QRS 컴플렉스의 시작점으로 인식한다. T 파는 끝점 위치만 진단에서 사용되므로 시작점은 구할 필요가 없다. 따라서 위의 방법과 마찬가지로 Zero_T 파를 기준으로 오른쪽으로 최대 기울기값(pk_T)를 찾아 문턱치 $TH = Der_ECG(pk_T)/k$ 값과 교차되는 점을 T 파의 끝점으로 인식한다. 이때 정확한 파형의 경계점은 k 값으로 결정되는데, 본 논문은 모든 경계값과 이에 따른 k 값은 실험적으로 결정하였다.

P 파의 시작점, 끝점 결정

P 파의 시작점 끝점은 P 파 검출과정에 구한 최

대 극값과 최소 극값의 89%에 대한 좌,우 교점을 각각 시작점, 끝점으로 결정하였다. 이때 89%는 실험적으로 결정한 값이다. 자동 진단의 측면에서 보면 P 파는 QRS 컴플렉스와 T 파의 시작점, 끝점만큼 중요한 파라미터는 아니다. 왜냐하면 P 파의 위치와 관련된 심방 질환에 대한 정보를 알고있기 때문에 정확한 PQ 간격 등은 큰 의미가 없기 때문이다. 다음 과정으로 각 리드에 대하여 결정된 각 파의 시작점, 끝점에 대한 최소값, 최대값을 구한다. 두 값의 편차가 허용오차 내에 존재하면 최소값을 시작점으로, 최대값을 끝점으로 결정한다. 만약 잘못된 파형 경계 인식으로 인하여 두 값의 편차가 허용 오차를 벗어나면 시작점으로는 두 번째로 작은 값으로, 끝점으로는 두 번째로 큰 값을 결정한다. 이때 허용오차는 P_{on}, P_{off} 은 각각 $10ms$, QRS_{on} 은 $6ms$, QRS_{off} 은 $12ms$, T_{off} 은 $10ms$ 으로 결정하였다⁹⁾. 심장전문의는 일반적으로 심장의 전기적 활동이 시간적으로 가장 긴 리드의 경계점을 파형의 경계점으로 인식하므로, 이와같이 시작점은 세 리드중 가장 먼저 발생된 위치로 끝점은 가장 늦게 발생된 위치로 결정하였다.

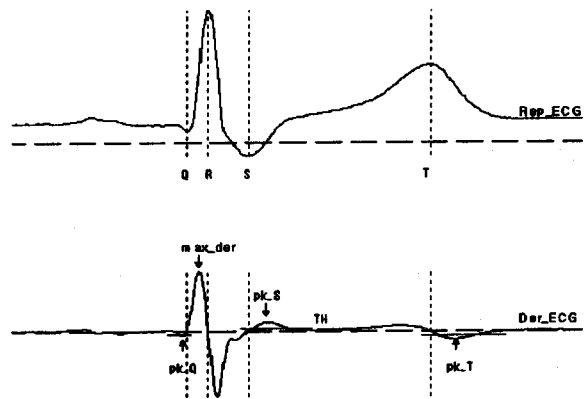


그림 3 QRS 컴플렉스, T 파에 대한 시작점, 끝점 결정과정

진단 파라미터 추출 및 진단

정확한 진단 파라미터의 선택은 진단에 있어 매우 중요한 요소이다. 전장에서 언급된 신호처리 과정은 바로 진단에 사용될 파라미터를 추출하기 위한 전처리 과정이라 할 수 있다. 그러나 진단 방법에 따라서 필요한 파라미터들이 서로 다르기 때문에 현재까지 표준화된 진단 파라미터는 마련되지 않고 있다. 즉, 진단을 위한 분류 방법에 따라 또

는 각 진단 프로그램을 개발국(또는 메이커)마다 서로 다른 진단 기준 및 진단 파라미터를 사용한다. 진단 프로그램 개발국에서 사용된 진단 방법 및 사용된 파라미터에 대한 연구 조사가 불가능하고, 현재까지 국내에는 마련된 진단 기준이 없기 때문에 본 논문은 미국 심장내과 전문의들이 마련한 미네소타 코드(Minnesota Code)를 기본으로 하여 이에 필요한 파라미터를 추출하였다. 미네소타 코드는 미네소타 대학의 Henry Blackburn 등에 의해 개발된 분류 기준표로서, 12 리드 심전도 신호에 대한 공통의 측정치를 사용 함으로서 객관적인 분류를 추구할 일종의 분류 기준표라 할 수 있다.

진단 파라미터

1 간격, 진폭 관련 파라미터

진단을 위한 간격(interval) 파라미터로는 심박수, RR 간격, PR 간격, QRS 간격, Q 간격, QT 간격등이 사용된다. 특히 심박수는 60/RR 간격을 이용하여 구하며, 빈맥(tachycardia), 서맥(bradycardia)등의 진단에 사용된다. RR 간격은 부정맥과 관련된 리듬분석에서 주로 사용된다. 즉, RR 간격의 불규칙성은 동성 부정맥(sinus arrhythmia)의 존재를 의미한다. 진단을 위한 진폭(amplitude)관련 파라미터는 P 파, Q 파, R 파, R' 파, S 파 S' 파 T 파(T1 또는 T2)가 있다(그림 4). 이와같은 진폭값을 결정하기 위해서는 상대적인 기준 레벨이 필요하다. 본 논문은 기저선 동요 레벨 평가 방법에서 사용하였던 방법을 약간 수정하여 사용하였다. 구분점 결정과정을 거쳐 정확한 QRS 컴플렉스 시작점의 위치 결정이 가능하므로, QRS 컴플렉스 시작점에서 전방향으로 10ms 간격으로 6 점의 레벨을 평균한 값을 진폭집합 결정을 위한 기준 레벨로 결정하였다⁹⁾.

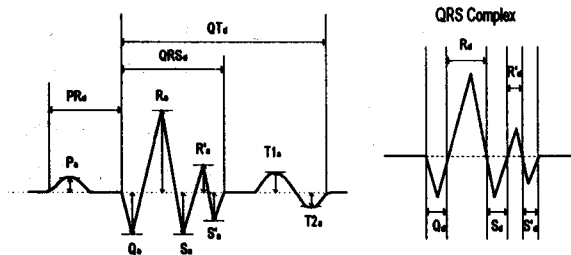


그림 4 심전도 자동진단을 위한 간격,진폭 파라미터

2. QRS 축(axis)

QRS 축은 심근을 자극하기 위해 심장을 통해 확산되는 탈분극 벡터를 합성한 평균 QRS 벡터의 방향을 나타낸 것으로, 심실 자극 전도계에 전도장애가 발생하는 반차단(hemiblock)의 진단에 사용된다.

3. ST 세그먼트

ST 세그먼트는 S 파 끝점에서 T 파의 시작점까지를 말하는 것으로 심근 허혈등의 진단에 중요한 파라미터이다. 이와같은 ST 세그먼트를 구하기 위해서는 T 파의 시작점에 대한 정보를 필요로 한다. 그러나 T 파의 시작점은 정확한 위치 검출이 매우 어렵다. 따라서 본 논문은 T 파의 끝점을 이용한 QT 간격과 S 파의 끝점을 이용하여 ST 세그먼트의 편이 정도를 측정하였다.

4. QRS 컴플렉스 형태

QRS 컴플렉스에 대한 형태(morphology)는 정상 파형과 부정맥을 진단하는데 매우 중요한 요소중의 하나이다. 그러나 진단에 사용되는 QRS 컴플렉스 형태는 QS 형태를 제외하고는 정확한 QRS 형태를 사용하지는 않는다. 즉 QRS 컴플렉스 형태가 같은가 다른가에 대한 분류만 사용된다. 본 논문은 전절에서 언급한 QRS 컴플렉스 특성표시 과정과 특성점 인식 과정을 통하여 QRS 컴플렉스에 대한 형태 분류를 수행하였다.

진단 과정

본 논문에서 진단 과정은 미네소타 코드 분류 기준(classification criteria)를 바탕으로 구현하였다. 미네소타 코드에 의한 분류는 첫번째 번호가 같은 코드 안에서는 작은 숫자의 코드(High grade)부터 조사된다. 그러나 코드 8 번과 코드 3 번을 제외하고는, 해당되는 낮은 순서의 코드가 존재하는 경우 낮은 등급을 갖는 코드(low grade)는 수행하지 않는다. 즉, 만약 코드 5-1-0에 해당되면 나머지 다른 5 번 코드는 분류하지 않는다. 또한 코드 1 번, 4 번, 5 번은 전각(anterior), 측각(lateral), 후각(Inferior)로 나누어 구성된다. 이는 심근 관련 질병을 좀더 자세히 분류하기 위하여 가상적인 직각리드(orthogonal lead) 시스템을 구현하기 위한 것이다.

진단의 효율성을 기하기 위하여 우선 리드의 정확한 부착 여부를 조사하고, P 파 검출 과정에서 이미 검출된 심실 조동(atrial flutter)여부를 조사한후

부정맥(arrhythmia) 진단과 부정맥이 아닌 파형(waveform) 진단 과정으로 나누어 먼저 부정맥 진단을 수행하고, 해당 사항이 없으면 일반 파형 진단 과정을 수행하는 흐름으로 이루어졌다. 만약 위의 과정에서 첫번째, 두번째 및 세번째 과정중에 하나라도 해당 사항이 발생되면 다음 과정은 수행되지 않고, 바로 진단 결과를 출력하게 된다. 또한 일반 파형 진단 과정도 우선 순위를 두어 진단 과정을 수행하였다. 그림 5는 전체적인 진단 흐름도를 나타낸 그림이고 그림 6은 부정맥 진단 흐름도, 그림 7은 기타 다른 파형에 대한 진단 흐름도를 나타낸 그림이다.

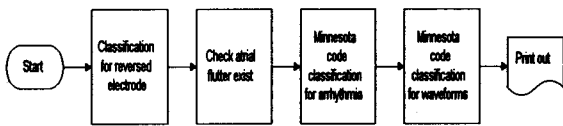


그림 5 전체적인 심전도 진단 흐름도

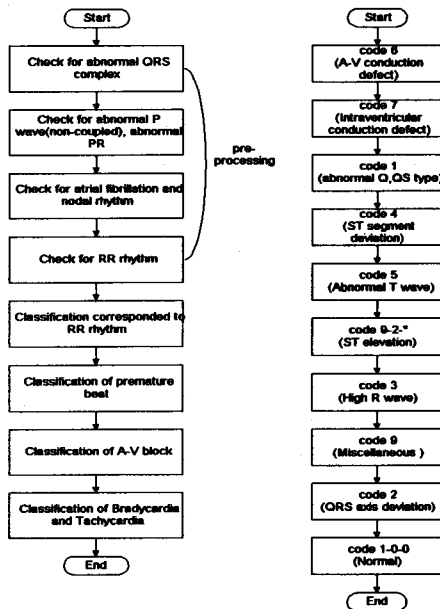


그림 6 부정맥 진단 흐름도 그림 7 다른 파형 진단 흐름도

결론

신호의 평균화 과정을 거쳐 대표 비트의 SNR을 높일 수 있었으며, 탐색구간 설정 방법을 이용하여 정확한 빠른 특성점 검출 및 형태 분류가 가능하였다. 문턱치 결정 방법을 이용한 구분점 인식 결과는 CSE 데이터 베이스에서 마련된 5명의 심장 전문의의 판독 결과와 11개의 심전도 측정 프로그램 인식 결과와의 비교를 통하여 모든 구분점 인식 결과가 심장 전문의들이 설정한 허용 범위 안

에 있었으며, 특히 T파의 끝점에 대한 구분점 인식은 11개의 다른 프로그램들 보다 심장 전문의의 판독 결과에 더 가까운 결과를 얻을 수 있었다. 위의 과정을 거쳐 구한 대표 비트로부터 필요한 진단 파라미터를 추출하였으며, 미네소타 코드 분류기준을 바탕으로 진단을 수행하였다. 본 논문에서 구현된 자동 진단 하드웨어 시스템(YECGA)과 일본 Fukuda denshi사 제품인 FCP2201과의 비교를 통하여 진단 결과에 대한 신뢰성을 확인 할 수 있었다.

참고문헌

[1]J.L.Willems,et al., "Assessment of the performance of electrocardiographic computer program with the use of a reference database", Circulation, vol 71, pp523-528,1985
 [2]V.Thakor, Q.L.Chen, H.S.Lee,"ECG waveform analysis by significant point extraction", Comp. Biomed.Res,vol.20, pp410-427, 1987
 [3]M.D.Nygards and L. Sornmo,"Delineation of the QRS complex using the envelope of the ECG", Med. Biolo. Eng. Comput. vol. 21, pp538-542,1983
 [4]Q.Z. Xue, Y.H.Hu, and W.J. Tompkins,"A weight pattern study of neural networks with ECG signal pattern recognition",Proc. of 11th International Conference on EMBS, IEEE,pp2023-2024,1989
 [5]H.V Pipberger, D. McCaughan, D. Litmann," Clinical application of a second generation electrocardiographic computer program" Ameican Jour. of cardiology, vol.35, 597-608,1975
 [6]J.H. Bommel, J.A. Kors, G. van Herpen",Methodology of the modular ECG analysis program", Meth. Info. Med. Vol.29, pp330-336,1990
 [7]J.L.Willems,et al.,"Influence of noise on wave boundary recognition by ECG measurement programs", Comp. Biomed. Res, vol. 20, pp543-551,1987
 [8]이 정환, "심전도 자동진단을 위한 파라미터 추출 알고리즘에 관한 연구",연세대학교 석사학위논문
 [9]CSE working party,"Recomendations for measurement standards in quantitative electrocardiography",Europe Heart Journal, vol. 6, pp815-825, 1985
 [10]권 혁제 "심전도 자동 진단 장치의 하드웨어 및 운영 프로그램에 관한 연구",연세대학교 석사학위 논문,1990.2