

## ECG 신호 계측 및 해석

尹 亨 老

(正 會 員)

延世大學校 原州醫大 醫用工學校室

## I. 서 론

심전도(electrocardiogram) 검사는 일반적으로 심근의 이상이나 심실비대, 심장내의 전기적 흥분 부위의 이동, 흥분전도의 이상등 임상적으로 심장의 기능을 검사하는 중요한 수단이다. 이러한 ECG는 심방근육의 연속적인 전기분극작용에 의한 결과로서 이는 인체표면에 부착시킨 두전극(electrode)간의 전위차, 또는 신체 표면상의 한점의 전위변화를 기록계 또는 모니터상에 그린 것이다. 이와 같이 검출된 ECG 신호는 P, Q, R, S T라는 이름으로 불리우며 이들의 크기, 간격, 형태, 주기 등이 ECG 신호 해석의 중요한 요소로 사용되어 진다. 이와 같은 심전도 검사는 심장질환 검사의 한계를 가지나 검사의 실시가 간편하고 전혀 고통을 주지 않는 안전한 방법(noninvasive)이라는 장점때문에 심장질환 진단 및 기능 평가에 대단히 중요한 검사법으로 이용되고 있다. 이러한 심전도 신호 해석을 위하여 지금까지는 심장 전문의에 의해 12 lead에 대한 정보를 이용하여 경험 또는 일정한 규칙에 의해 이루어져 왔으나 최근 들어서는 마이크로 컴퓨터의 기능향상 및 소프트웨어 개발로 인하여 심전도 신호의 자동 분석 및 진단 분야에 상당한 진전이 이루어지고 있는 현실이다.

본 글에서는 심전도 신호의 특성 및 그 변수, 심전도 신호처리를 위한 데이터 수집 및 압축, 신호처리의 기준이 되는 QRS 검출방법, 신호해석 방법 등에 대해 논하겠다.

## II. 심전도 신호의 특성 및 변수의 선정

어떠한 근육이 수축할 때에는 탈분극(depolarization)이라는 전기적 변화 현상이 체표면에서 검지되게 된다. 이러한 원리를 이용하여 심장의 수축, 이완 현상을 체표면에서 전극을 이용하여 검출한 것이 심전도(elec-

trocardiogram)이다.

정상적인 심장은 심실과 심방이 번갈아 가며 수축과 이완 작용을 하므로 외부에서는 P, Q, R, S, T라는 전기적 현상을 관찰할 수 있게 된다. P파는 심방의 수축에 기인하며 QRS complex는 심실의 수축을 나타내게 된다. 또한 T파는 심실이 전기적 안정기로 회복(재분극: repolarization)되는 데 기인한다. 이러한 심장의 전기적 현상은 일반적으로 동결절(SA: sinoatrial node)이라는 우심방의 한 특정 영역(pacemaker)에서 기인하며 이는 심방근 섬유(atrial muscle fiber)를 통하여 아래쪽으로 전도된다. 이 신호는 AV(atrio ventricular)node를 통하여 His 속(bundle of His)을 거쳐 오른쪽과 왼쪽 심근으로 급속히 전달되게 되며 이때 QRS complex를 만들게 된다. (그림1)

QRS 폭은 심실내의 전기적 전도시간을 의미하며 정상간격은 0.06~0.08초이다. 심실내의 전도는 심장의 위치에 따라 다르지만 좌측 하후방으로 향하는 전기적 벡터값을 가지며 전기적 강도는 좌우심실이 거의 동시에 활성화 되지만 우심실은 무시할만 하고 주로 좌심실의 분극현상이 표피 심전계에 기록된다.

Wilson은 심근의 전도시간은 심근의 두께와 관계가 있다고 하였으며 실제로 정상에서 좌심실의 두께는 우

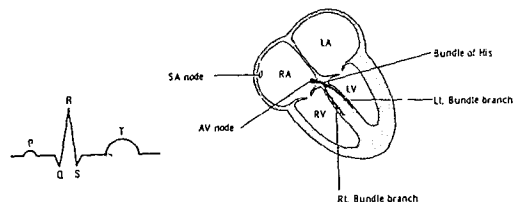


그림 1. 심장에서 심전도 파형 및 전기 전도계

심실보다 약 3 배 정도 두껍기 때문에 좌측전흉부 유도에서의 QRS complex는 주로 좌심실의 활동을 나타낸다. 따라서 정상적인 전도가 유지된다면 좌심실 비대가 있는 경우에 좌측전흉부 유도에서 QRS 폭이 커지게 된다. 이외에 좌각 차단 또는 우각 차단(left or right bundle branch block)이 있거나 동성맥(sinus rhythm)이 아닌 방실차단(AV block or atrioventricular block) 등의 전도 이상이 있는 경우 또는 이소성 박동(ectopic beat)에서도 전도시간이 지연되어 QRS 폭이 길어지며 QRS 크기 및 morphology가 기이한 형태(bizarre)가 된다.

또한 심전도에서 R-R 간격은 심박동수를 나타내는 기준으로 사용되며 정상에서는 동성맥으로서 규칙적인 심박동을 가지므로 거의 일정하다. 심장질환이 있는 환자에서도 동성맥을 보이는 경우가 많으나 RR간격이 불규칙하면(약 20% 이상) 부정맥이 있다고 할 수 있다. 부정맥이 있는 경우 일단 심장질환이 있다고 간주할 수 있으며 RR 간격의 차이는 규칙성 부정맥과 불규칙성 부정맥으로 나누어지고 QS 폭과 morphology와 함께 심장질환을 진단하는데 중요한 요소로 사용되

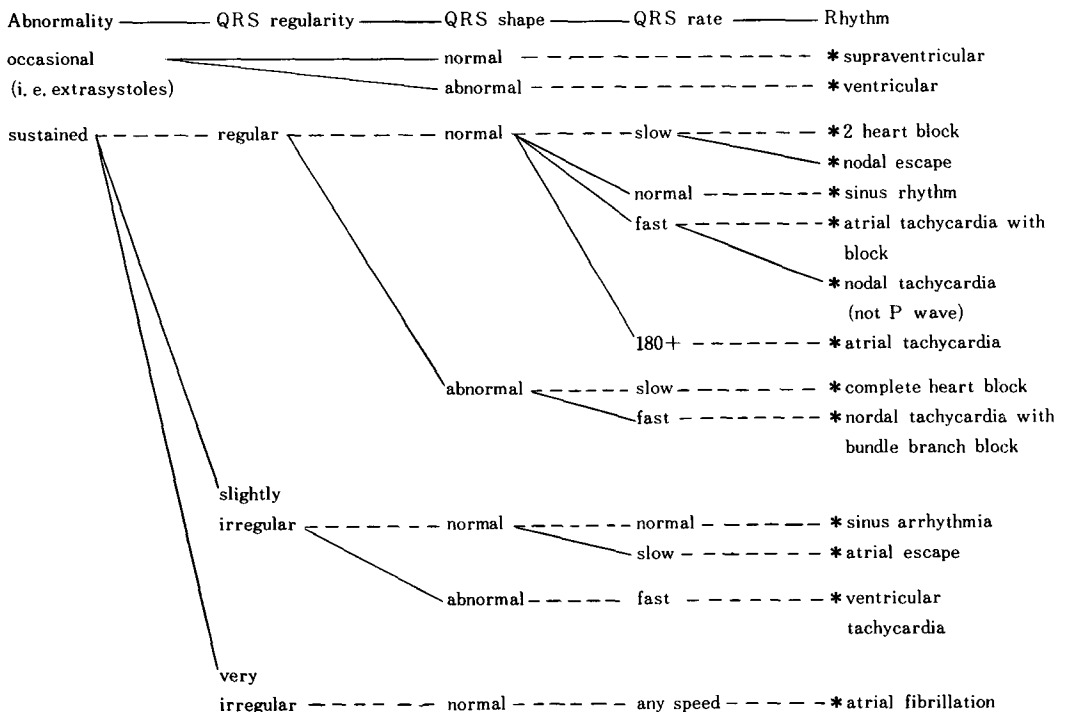
고 있다.

또한 axis는 심장에서 발생하는 전기적 벡터를 나타내며 보통 전액면(frontal plane)의 axis를 많이 이용한다. 대개의 우측편위는 우심실비대(right ventricular hypertrophy)가 있는 경우가 많고 갑작스러운 우측편위는 폐경색(pulmonary infarction) 또는 폐전색(pulmonary embolism)을 의미하기도 한다. 반대로 좌측편위의 50%에서는 좌심실비대(left ventricular hypertrophy)를 관찰할 수 있다.

또한 PR 간격은 제 1 차 방실블럭(first degree AV block) 또는 방실접합부 조기수축 및 조율(AV junctional premature beat 및 rhythm) 등을 나타내며 P파의 이상 및 소실은 좌우심방부하나 심방세동, 조동을 나타낸다.

이상의 여러가지 변수 이외에도 ST segment 이상은 심근(myocardium)의 이상을 암시하고, QT간격, T파의 형태 등도 심장질환을 진단하는 중요한 변수가 된다. 이상의 여러가지 변수중 abnormality, QRS 규칙성, 형태, 빈도, 리듬에 따른 병별 분류를 표1에 보였다.

표 1. 부정맥 분류를 위한 기본 방법



### III. ECG 신호처리 방법

#### 1. ECG 데이터 입력

환자로부터 심전도 신호를 받아 들이기 위해서는 환자에 대한 전기적 안전도를 만족시키고 P, QRS, T 파형의 정보를 상실치 않는 주파수 특성을 갖는 증폭기의 구성이 필요하다. 이에 대한 기준은 일반적으로 AHA (American Heart Association)에서 정한 진단용 ECG의 추천 규격이나 FDA에서 제시한 진단용 또는 감시용 심전도기기의 특성을 따르고 있다. (그림2)

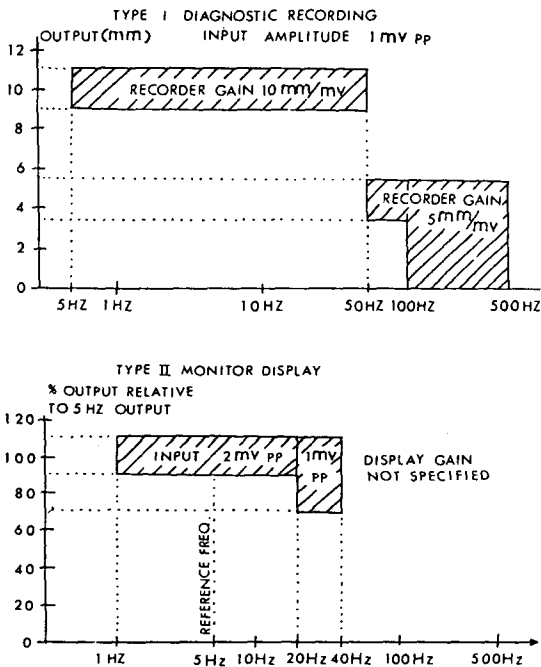


그림 2. 진단 및 감시용 심전도의 주파수 특성

위의 표에서 보면 진단용 기기는 0.5~100Hz, 감시용 기기는 1~40Hz 정도의 주파수 특성을 만족시켜야 한다. 또한 입력신호를 위한 필터를 설계하는데 이들의 특성이 신호 왜곡의 한 원인이 될 수 있다. 그러므로 차단주파수 부근에서 비선형 위상 왜곡을 갖는 Chebyshev 필터 보다는 비교적 덜 예리한 차단주파수 특성을 가지나 선형 위상특성을 갖는 Bessel 필터가 효과적이다.

이와 같이 검출되어진 심전도 신호를 컴퓨터에 입력시키기 위해서는 양자화 잡음이 중요한 에러의 원인이

된다. 따라서 AHA에서는 진단용 심전도 기기에 대해 10UV의 digitization precision을 갖고 sampling rate는 500/s 이상을 요구한다. 그러므로 AHA에서 제시한 최대 pp electrode 신호 10mv에 대해 10UV의 정확도를 갖기 위해서는 1,000개 이상의 양자화 레벨, 즉 10 bits 인상을 요구하게 된다. 이 이외에도 aperture time, sampling jitter 등도 신호 왜곡에 영향을 줄 수 있다.

또한 sampling rate는 aliasing effect를 없애기 위해서 최대 3db 차단주파수의 3~5배를 추천하나 감시용 기기에서는 2.5배 정도면 정확도에 영향을 주지 않는다.

#### 2. Data 압축 및 재생

심전도신호에 대한 효율적인 데이터 저장과 신호처리시 정보량의 축소를 위하여 정보압축 알고리즘이 개발되어 왔다. 이 중 심전도 신호처리에 특히 많이 이용되는 것으로서는 1) turning point process 2) AZTEC algorithm 3) CORTES algorithm 등이 발표되어 왔다.

Turning point algorithm은 한 data point와 그 다음다음의 data point까지가 단순증가인 경우 가운데 데이터는 삭제시켜도 데이터 재생에 무리가 없다는 점에서 알고리즘이 성립된다. 또 X1, X2, X3의 세개의 데이터중 X2의 데이터에서 증가, 또는 감소형태가 발생할 때는 X2의 데이터를 Turning point의 유효데이터로 채택한다. 이 알고리즘의 장점은 원파형 재생이 뛰어나다는 점이나 압축율에 있어서는 50% 이상이 될 수 없다는 단점을 가진다. 이러한 알고리즘은 ECG 파형의 QRS 부분에서는 효과적이거나 T파에서 P까지의 평탄한 부분에서는 비효율적이다. AZTEC(amplitude zone time epoch coding) 알고리즘은 크게 AZTEC plateau와 AZTEC slope로 나누어 압축을 시킨다. 이 알고리즘은 압축율이 뛰어난 것이 장점이며 부정맥(arrhythmia) 검출을 위한 시스템 등에 활용되고 있다. 그러나 원파형 재생율은 현저히 떨어져 정확한 진단등에는 문제점을 가지고 있다. CORTES(coordinate-reduction time encoding system)는 T. P. process와 AZTEC의 장단점을 상호 보완시킨 압축율도 좋고 원파형 재생도 뛰어난 알고리즘이다. 이는 AZTEC plateau만을 데이터로 취급하고 AZTEC slope에 대해서는 T. P.로서 보완하여 알고리즘을 이룬다.

#### 3. QRS 검출

심전도 신호로부터 QRS의 검출은 ECG 신호처리를

위한 기준이 되며 이의 정확도가 전체 시스템의 신뢰도에 큰 영향을 미치게 된다. 환자의 심전도 신호에는 근잡음, P파와 T파, 60 Hz잡음, 전극이 움직이는데 따른 잡음, 환자의 운동에 따른 잡음, RF잡음, 호흡에 의한 잡음등 수 많은 잡음이 포함되어 있어 QRS를 정확히 검출하는데는 상당한 어려움이 있다. 이러한 QRS를 검출하는데는 소프트웨어 또는 하드웨어에 의한 방법이 연구되어져 왔다. 하드웨어에 의한 방법으로 1) 고정 문턱전압 비교기 2) A. G. C 회로를 이용하는 방법 3) 가변 문턱전압 비교기를 이용한 방법 등이 보고되어 졌다.

이들중 고정 문턱전압 비교 방법은 입력신호중 T파나 기저선 변동 등의 잡음에 민감하며 A. G. C 방법은 다른 형태(크기의 급작스러운 변화등)의 리듬에 대한 응답특성이 불량하다. 반면에 가변 문턱전압 비교기 방법은 QRS 크기의 급작스러운 변화에 빠른 응답특성을 나타내며 T파에 의한 영향을 최대한 피할 수 있다는 장점을 갖는다. 그러나 이는 바로 앞의 최대점으로서만 문턱값을 결정하기 때문에 착오의 원인이 될 수 있다.

반면에 소프트웨어에 의한 방법으로는 contour limiting에 의한 소프트웨어 QRS 검출이 발표(Henk G. Goovaerts 등)된 이래 J. D. Coleman과 M. P. Bolton은 gradient와 시간을 측정함에 의해 약 1% 이하의 error rate를 갖는 QRS 검지기를 설계하였다. 또한 Jiapu pan과 Tompkins는 입력신호를 디지털 필터링하고 slope, 크기와 폭을 측정하여 99.3%의 정확도를 갖는 QRS 검출기를 발표하였다. 이상과 같이 실시간 부정맥 검출시스템에서는 하드웨어에 의존하는 것이 유리하나 자동진단을 위한 offline 시스템에서는 소프트웨어에 의한 방법이 많이 이용되어 지고 있다.

#### 4. 신호처리 방법

일반적인 심전도 분석 방법에는 처리시간 측면에서 볼 때 real time에 의한 방법과 off line 분석 방법의 두가지로 구분할 수 있다.

Real time에 의한 분석방법은 ICU 또는 CCU에서 부정맥 자동감시장치나 장시간 기록된 심전도 신호의 고속 검색(holter monitor) 등에 이용되어지나 이는 처리시간의 제한으로 인하여 적절한 변수 선정 및 처리 알고리즘에 상당한 어려움을 갖는다. 이중 실시간 부정맥 감시장치는 의료진에게 생명을 위협을 주는 부정맥의 예고 또는 부정맥 변화 경향을 기억하고 이를 보고하는 두가지 목적으로 사용되어 진다. 즉 이는 ICU,

CCU에서 의료진이 환자의 지속적 감시가 불가능함으로 일정한 시간 간격으로 정보를 제공하고 경보하여 응급환자 발생시 약간의 숙련된 간호원에 의해서도 응급조치가 가능하도록 할 수 있다. 이러한 실시간 분석방법은 일반적으로 컴퓨터의 처리하여야 할 정보량 및 속도등으로 인하여 시간평면에서 이루어지며 한개의 lead 또는 두개 정도의 lead 정보를 이용하여 심박수, QS 폭, morphology, PR 간격, axis 편위 등에 따른 분류작업을 수행한다.

반면에 off line 분석방법은 외래환자에 대한 일차 검색이나 집단 검진시 데이터 screening을 위한 것으로서 일반적으로 시간 평면 분석방법과 주파수 평면분석 방법을 병행한다. 또한 이는 컴퓨터 처리속도에 예민하지 않으므로 일반적으로 12 lead 정보 모두를 이용한다.

시간평면에서의 분석방법은 심장 전문의로부터 배운 skill의 이점을 취할 수 있으나 추출된 feature는 QRS complex의 적절한 기점에 예민하다. 또한 이 방법은 정보의 중첩을 초래함으로 분석공간의 차원수를 증가시킨다. 그러나 이러한 방법은 적절한 하드웨어의 보조에 의해 실시간으로 처리할 수 있다는 장점을 갖는다. 또한 주파수 평면에서의 분석방법은 orthogonal 분석 평면에서 신호를 분석한다는 장점을 가지나 각 beat가 서로 독립적이고 시간에 대해 독립적이라는 가정을 배제할 수 없다.

이 방법은 비교적 정보량에 비해 더 적은 dimension을 갖게 되나 frequency component set를 설정하는 어려움이 있다. 그 이유는 optimum set는 시각과 환자에 따라 변하기 때문이다. 또한 심전도 신호는 심박수, QS 폭, PR간격, RT간격, axis 편위 등과 같이 시간평면 분석이 용이한 변수들을 가지고 있으므로 주파수 평면에서만 분석은 큰 의의가 없다.

#### IV. 결 론

경제 수준의 향상과 함께 증가하는 성인 심장병 환자 및 유아기부터 발견되는 선천성 심장질환의 조기검출이 과거에는 심장 전문의에 의해서만 가능하였으나 ECG 자동분석 하드웨어 및 알고리즘의 개발로 인하여 일차진료기관 수준에서도 이들의 조기 검진이 가능하게 되었다. 또한 실시간 부정맥 검출시스템의 개발도 간헐적 부정맥 환자에 대한 연속적 감시가 가능하게 하였고 이에 의해 급작스러운 심장마비에 의한 사망을 미리 예견할 수 있게 되었다. 그러나 진단 목적의 심전도 분석 시스템에서 Minnesota 코드에 의한 분류방법,

주파수 또는 시간 평면에서의 패턴 분류방법 등이 도입되고 있으나 아직도 처리속도나 정확도 면에서 상당한 문제점을 가지고 있어 이들에 의한 단독적 진단은 어려운 실정이다. 또한 실시간에 의한 부정맥 조기 검출시스템도 컴퓨터 연산속도 및 심전도 신호의 특성으로 인하여 변수 선정, 적절한 알고리즘 개발 등에 어려움이 있다. 저자는 이러한 문제점들을 해결하기 위해 심박수, QS 폭, QRS morphology, axis 편위 등의 네가지 변수를 동시에 실시간으로 분류하고 매핑할 수 있는 시스템을 개발하고 이를 임상실험을 통하여 알고리즘을 수정하여 왔다. 이를 외래환자에게 장시간에 걸쳐 측정한 결과 일반적인 심전도 검사에서 발견될 수 없는 간헐적 부정맥 검출에 상당한 효과를 가져왔다. 그러나 이는 모든 환자에 대한 동일변수 적용으로 효율성 및 원하는 정보추출이 어렵다는 문제점을 가지고 있다. 그러므로 이는 증상 분류를 위한 적절한 변수의 추가, 이를 추출하기 위한 알고리즘의 개발, 환자에 따른 적절한 변수를 가변 설정할 수 있도록 연구함에 의해 부정맥의 정확한 검출 및 그 진단이 가능하게 되고 있는 심장질환 조기 검출에 기여할 수 있으리라 생각된다.

#### 參 考 文 獻

- [1] Holter. N.J., "New method for heart studies," *Science*. vol. 134, pp. 1214-1220, 1961.
- [2] Romhilt DW, Bloomfield SS, Chou T, et al, "Unreliability of conventional electrocardiographic monitoring of arrhythmia detection in coronary care units," *Am. J. Cardiol.* 31, pp. 457-461, 1973.
- [3] Fancott. T. and Wong. D.H., "A minicomputer system for direct high-speed analysis of cardiac arrhythmia in 24th ambulatory ECG tape recording," *IEEE Trans. Bme-27*, pp. 685-693, 1980.
- [4] Cox JR., Nolle FM, Fozzard HA, et al., "Aztec, A preprocessing program of real time ECG rhythm analysis," *IEEE Trans. BME-15*, pp. 128-129, 1968.
- [5] Yanawitz F., Kinias P., Rawling D., et al., "Accuracy of a continuous real time ECG dysrhythmic monitoring system," *Circulation* 50, pp. 65-72, 1974.
- [6] Feldman CL, Amazeen PG, Klein MD, et al., "Computer detection of ventricular ectopic beats," *Comput. Biomed. Res.* 3, pp. 666-674, 1971.
- [7] Shah, P.M., Arnold, J.M., Habernern, N.A., Bliss, D.T., Mcllelland, K.M. and Clarke, B., "Automatic real time arrhythmia monitoring in the intensive coronary care unit," *Am. J. Cardiol.* 39, pp. 701-708, 1977.
- [8] Hampton. J.R., *The E.C.G. made easy* Churchill Livingston N.Y., 1977.
- [9] Lewis J. Thomas, Jr., Kenneth W. Clark, Charles N. Mead, Kenneth L. Ripley, et al., "Automated cardiac dysrhythmia analysis," *Proc. of the IEEE* vol. 67, no. 9, pp. 1322-1337, Sep., 1979.
- [10] Jiapu Pan and Tompkins, W.J., "A real time QRS detection algorithm," *IEEE Trans. BME-32*, no. 3, Mar., 1985.
- [11] Pipberger, H.V., Mcaughan. D. and Littman. D. et al., "Clinical application of a second generation electrocardiographic computer program," *Am J. of Cardiol.* vol. 135, pp. 597-608, May, 1975.
- [12] Berson, A.S., Wojick, J.M. and Pipberger, H.V., "Precision requirements for electrocardiographic measurements computed automatically," *IEEE Trans. BME-24*, no. 4, July, 1977. \*

#### ♣ 통신연구회 단기강좌 안내 ♣

본 학회 통신연구회에서는 오는 8월 하순경 이틀간에 걸쳐 주파수 대역 확산 통신방식이란 주제로 단기강좌를 개최코져 하오니 이에 관심 있으신 회원 여러분의 많은 참여를 바라며 자세한 문의는 학회 사무국(568-7800, 568-7489)으로 연락 바랍니다.