

심전도 신호의 처리 및 분석

李明鎬

延世大學校 電氣工學科

I. 서론

심전도(Electrocardiogram: ECG)는 심장에서 발생된 전위의 변화를 몸의 표면에서 기록하여 그래프로 나타낸 것이다. 이러한 변화는 그림1에서와 같이 P, Q, R, S, T, U로 나타내지는 일련의 파형과 이 파형들 사이에서 이루어지는 일련의 segment와 interval로 구성된다. ECG 파형의 진폭과 폭(duration), 그리고 segment와 interval의 폭은 심장의 생리학 및 임상학적인 상태와 관련되어 있다. 예를들어, 진폭이 매우 크거나 혹은 파형의 폭이 커지면 보통 심장근육의 부피(또는 질량)가 커지거나 임펄스전도장애와 관련된다. 결과적으로 ECG는 리듬 장애를 진단하거나, 심실 비대, 급성적이고 만성적인 심근경색, 전해질 장애, 그리고 디지털리스와 키니틴 등의 약물의 효과를 제어하는데 있어 임상학적으로 매우 중요한 변수로 작용한다.

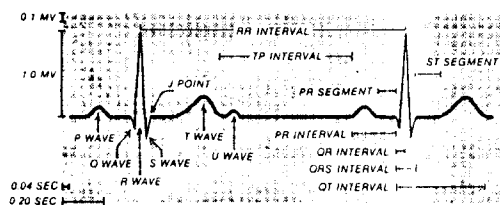


그림1. ECG 파형의 여러가지 성분

의사에 의한 ECG의 판독과 해석은 대개의 경우 10-20개의 ECG주기를 측정하여 정상적인 기준값과 비교해서 비정상적인 카테고리를 선택함으로써 진단이 수행된다. 많은 양의 ECG를 판독하고 해석해야

할 때에는 이러한 절차는 시간이 많이 걸리고 지루한 작업이 된다. 더욱이 ECG판독과 해석의 정확도는 의사의 경험, 피로, 감정의 상태, 일반적인 태도(낙천주의, 비관주의), 분석 능력 등의 많은 요소에 달려 있다.

많은 요소가 ECG 진단 과정에 영향을 미칠 수 있으므로 심장학자들의 분석사이에는 많은 변형이 있을 수 있다. 심지어 경험있는 심장학 자들도 ECG 분석의 상당한 부분에서 의견이 일치하지 않는다.^{1,2} 같은 판독자가 2개의 다른 상황^{3,4}에 대한 ECG를 해석할 때에도 상당한 차이가 있을 수 있다. 컴퓨터가 피로와 감정이 없고 무제한으로 데이터를 분석할 능력이 있기 때문에 1960년대 초반 이래로 ECG의 효율적이고 객관적인 해석을 위한 이상적인 수단으로 간주되 왔다.

II. ECG 신호의 전처리 기법

ECG 신호 처리 및 분석은 의사와 컴퓨터 어느 쪽에 의해 행해지든간에 그림2와 같은 6단계로 수행된다. 이들 각 단계의 기능은 다음과 같다.:

- 1) ECG신호가 환자로 부터 나와서 특별한 형태의 갈바노미터에 기록된다.
- 2) 스트립 차트가 의사에게 보내지거나 ECG신호의 디지털 형태가 컴퓨터로 보내진다. 컴퓨터를 이용한 시스템의 경우에는 아날로그 신호를 디지털 컴퓨터에 적응시키기 위한 전처리가 필요하며, 또한 패턴인식에 나쁜 영향을 미치게 될 잡음을 제거하기 위한 전처리가 필요하다.
- 3) 의사와 컴퓨터 둘다 특정 파형 성분을 전압과 시간으로 측정한다.

- 4) ECG신호로부터 추출된 데이터는 의학 지식에 근거하여 규정된 정상 및 비정상 프로파일과 비교 된다.
- 5) 보고서를 작성한다.
- 6) 기록과 보고서는 다음의 연구와 미래의 참고를 위해 보관된다.

컴퓨터를 이용한 ECG신호의 처리 및 분석을 위한 자동화의 정도는 아날로그 ECG 기록이 담긴 테이프를 A/D변환을 위해 컴퓨터로 전달하거나 컴퓨터의 출력을 의사에게 전달하는 정도의 부분적으로 자동화된 시스템과 완전히 자동화된 시스템으로 나눌 수 있다.

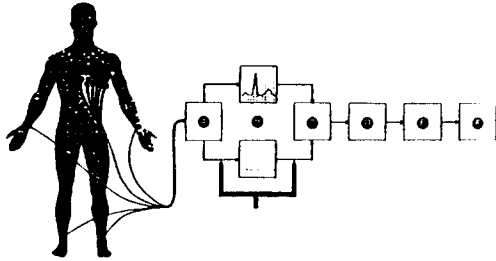


그림2. ECG 신호 해석 시스템에서 고려되는 6개의 기본 과정

- (a) ECG신호 획득 (b) 의사(위) 또는 컴퓨터(아래)에 대한 ECG신호의 제공
- (c) ECG패턴 인식 (d) ECG진단 평가
- (e) ECG결과보고서 (g) 보고서 및 ECG 데이터의 저장

완전히 자동화된 시스템은 인간의 간섭이 전혀 없거나 또는 인간의 감독을 최소화한다. 여기서 ECG 신호는 직접적으로 컴퓨터에 입력되고 거의 즉각적으로 처리될 수 있으며 이런 해석은 CRT Monitor나 전송장치에 의해 의사에게 즉시 제공될 수 있다. 더욱이 이런 시스템에서는 즉각적인 해석뿐 아니라 ECG데이터를 자기 디스크에 저장하여 같은 환자로부터 나온 차후의 ECG 신호 데이터와 비교하기 위하여 다시 불러올 수도 있다. [5] [6]

1. Analog-to-digital 변환

ECG신호는 본질적으로 아날로그양이며 컴퓨터에 의해 처리되기 위해서는 디지털 형태로 변환되어야 한다. ECG신호의 시간적 연속성은 이산구간(discrete interval) 또는 sample의 연속에 의해 대체될 수 있으며, 마찬가지로 원칙에 의해 진폭의 연속

성은 양자화 과정에 의해 제거될 수 있다. [7], [8]

구간T에 대한 주어진 연속함수 $f(t)$ 에서 샘플링 과정은 구간내에서 같은 시간간격을 가진 t_0, t_1, \dots, t_N 을 선택하는 것으로 이루어진다. 그러면 함수 $f(t)$ 는 이산 데이터 $f(t_0), f(t_1), \dots, f(t_N)$ 에 의해 나타내진다. 일정한 샘플 구간 T 의 경우의 샘플사이의 시간은 t/N 이고, 샘플링 비율은 N/T 이다.

샘플링 비율은 디지털 데이터 처리 시스템에서 매우 중요한 특성이다. 낮은 샘플링 비율이 낮은 경우를 정보를 많이 잃어버릴 수 있고, 샘플링 비율이 높은 경우는 처리와 저장의 문제를 야기시키는 많은 양의 자료를 발생시키게 된다. 또한 디지털 계산의 비용은 샘플링 비율과 거의 비례한다. 정보 이론에 따라 최고 주파수의 두배보다 좀더 큰 값에서 샘플링 된다면 어떠한 연속적인 파형도 재생될 수 있다. ECG신호의 주파수 범위는 대략 0.4-80.0 Hz로 간주 될 수 있다. 그러므로 이론적인 관점에서 고주파수 성분을 제외하고는 약 1초당 200샘플의 샘플링 비율은 모든 ECG파형 성분에 충분하다. 몇몇 사람들 100Hz 정도의 성분들이 발견 됐지만 임상적인 중요성이 의심스럽다. ECG처리는 빠르고 값싸게 행해져야 하며 본 신호의 모든 중요한 요소들이 포함되어야 한다는 것을 고려한다면 ECG신호의 샘플링 비율은 1초당 250-300 샘플은 되어야 한다.

샘플은 양자화 되는데 즉 각 샘플의 진폭은 양자화 레벨이라 불리는 일정한 크기의 레벨에 의해 표현된다. 각 레벨은 이진 펄스 트레인으로 코드화 될 수 있는 이진 디지털로 나타내진다. 그림3은 어떻게 주파수 W [Hz]의 연속적인 신호가 $2W$ 의 비율로 또는 $1/2W$ 초당 1번씩의 비율로 샘플링 되고 8개의 레벨로 양자화되는가를 보여준다. 임의의 시간 t_i 에서 신호는 3개의 디지털 이진 코드에 의해 나타내질 수 있다. 이러한 변환은 1/8의 정확도 즉 3-비트 정확도를 가지고 있다.

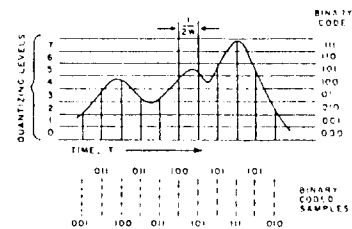


그림3. 연속 신호의 sampling 및 양자화의 예

ECG패턴인식 프로그램에 있어서 변환의 정확도는 최소한 7bit 또는 128중의 1(왜냐하면 $2^7=128$ 이므로)정도

는 되어야 하는데, 이는 127단위의 크기 척도에 대해 ECG를 그리는 데 증가적으로 필요한 정확도이다. 그림4는 8-bit의 정확도를 가지고 초당 250 및 500 sample의 샘플비율로 이산화된 ECG신호를 나타낸다.

2. ECG 신호의 평활(smoothing)

ECG신호가 컴퓨터에 의해 효과적으로 분석되기 위해서는 컴퓨터로 해석하기 이전에 먼저 안정된 기저선(baseline)과 ECG 파형성분의 안정된 평활윤곽(smooth contour)을 가지고 있어야 한다. 기저선이 흔들리는 상태 및 원하지 않는 신호가 존재하는 상태에서의 ECG의 분석은 사람이 하는 것보다 컴퓨터로 하는 것이 더 어려운데 이는 컴퓨터가 이런 장애들을 무시하는데 있어서 잘 훈련된 심장학자보다도 못하기 때문이다. 일반적으로 원하지 않는 신호를 잡음이라고 하는데, 이것은 신체의 움직임, 근육경련, 전원선의 교류성분, 또는 인공박동기나 장비의 오작동에 의해 유발되는 스파이크등을 포함하는 근전위등을 말한다. 이러한 잡음에 대한 대책으로서는 피검자의 적절한 접지, 차동증폭기의 사용, ECG기술자에 의한 적절한 조치는 대개 이런 잡음이 컴퓨터에 의한 패턴인식과정에 영향을 미치지 않을 정도로 감소시킬 수 있다. 그러나, 중환자실에 있는 환자의 계속되는 깊은 호흡과 어떤 검사를 받고 있는 환자에 있어서의 잡음은 컴퓨터에 의한 패턴인식을 심각하게 저해할 수 있는 수준에 해당한다.

잡음의 상당 부분은 주파수 선택형필터에 의해서 A/D 변환 이전에 미리 전기적으로 제거될 수 있다. 그러나, 대부분의 경우에 있어서 ECG신호의 필터링과 평활은 수학적 방법을 써서 이산화된 데이터에 대하여 행해진다. 소위말하는 "이동평균법(moving average method)"라고 불리는 한 방법은 40개 샘플의 평균값을 한 sampling point에서 ECG신호의 값으로 대체시키므로써 잡음의 영향을 줄인다. 그리하여, 첫 번째 sampling point는 1-40sample point의 평균값이 되고, 두 번째 sample point는 2-41 sample point의 평균값이 된다.¹⁰⁾

ECG신호를 평활하는 또 다른 방법은 "최소자승법(least square method)"을 써서 9개의 연속되는 sample에 포물곡선을 fit시키는 것이다. 이 연속된 데이터의 중간에서의 ECG신호의 값은 fit된 곡선에서 추출된 값으로 대체된다. 그리고나서, 이 데이터열의 첫번째 점은 삭제되고 마지막점의 다음점이 moving average처럼 추가된다. 새로운 포물곡선이 얻어지면, 중간점이 대체되고 이 과정은 계속된다.¹¹⁾

수학적 방법에 의한 ECG신호의 평활은 그 크기와 주파수 특성에 중대한 영향을 미칠 수도 있다. 이런 결과를 피하기 위해서, 샘플비율은 적어도 초당 250개 이상이 되어야 하며, 평활구간의 길이는 20msec 이상이 되어서는 안된다.

III. ECG 해석의 방법

ECG신호 파형성분의 특성을 식별하고, 그 임상적 중요성을 평가하기 위해 의사에게 채택된 일련의 사고과정은 순차적으로 정리된 논리적이고 수리적인 처리집합인 하나의 알고리즘으로 대표될 수 있다. 하나의 알고리즘이 기계어로 번역되었을 때 이는 컴퓨터에 의한 수행이 가능케 되어 인간에게 도움을 줄 수 있거나 인간을 대체할 수 있게 된다.

기본적으로 모든 알고리즘은 판정트리(decision tree)나 판정테이블(decision table)의 도움을 받아서 공식화될 수 있다. 판정트리는 질문, 대답, 판정의 선형적 배열을 대표한다. 질문은 한 개의 절점(node)에 의해 대표되는데 여기서 '예', '아니오'의 가치가 다른 질문이나 절점(node)으로 확장된다. 판정은 종료점(endpoint)으로 대표되는데 여기서 는 더

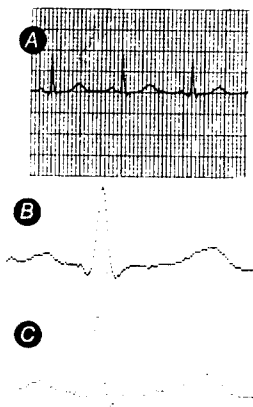


그림4. ECG신호.
 (A) 아날로그 형태
 (B) 초당 500의 샘플링 비율에서의 디지털 형태
 (C) 초당 250의 샘플링 비율에서의 디지털 형태

이상의 가치가 뻗어나가지 않는다(그림5a). 패턴인식이나 진단에 입력되는 판정과정은 판정트리에서 밑으로 내려가는 경로를 구성하는 것으로 간주된다. 일례로, 한 사람은 두 개의 질문에 대한 응답으로 구성되는 적절한 경로를 따름으로써 카드게임을 할 수 있다. 즉 첫 번째 질문은 "그 카드는 검은색인가?"일 수 있다. 만약 그 대답이 '예' 라면 두 번째 질문은 "그것은 club인가?"가 될 수 있다. 반면에 첫 번째 질문에 대한 답이 '아니오' 라면, 두번째 질문은 "그것은 diamond인가?"가 될 수 있다(그림5b)

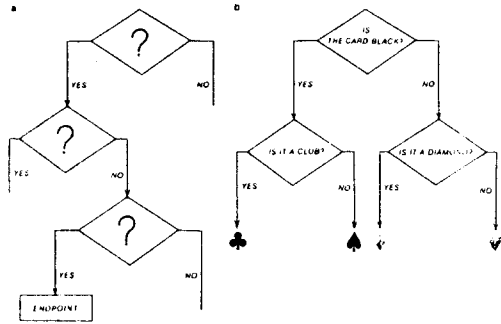


그림5. 판정트리. (a) 구조 (b) 응용

판정테이블은 질문, 대답, 판정들의 도표화된 정렬을 나타낸다. 이것들은 두개의 2선에 의해 구획된 4개의 영역으로 나누어진다(그림6a). 수직 2중선은 왼쪽의 항목(stub)과 오른쪽의 기재란(entry)으로 나누어진다. 수평 2중선은 윗쪽의 질문(question) 혹은 조건(condition)과 아래쪽의 판정(decision)을 나눈다. 질문에 대한 기재사항은 y(yes), n(no), 혹은 빈칸의 형태를 가질 수 있으며, 빈칸은 대답이 yes, no양쪽 모두일 수 있음을 나타낸다. 판정에 대한 기재는 이 판정이 실행됨을 나타내는 X나, 이 판정이 이루어지지 않았음을 나타내는 빈칸의 형태를 가질 수 있다. 기재란에 있는 각각의 열은 소위 판정규칙(decision rule)이라 불리는 것을 구성하는데 이는 주어진 판정과 관련된 (항목란에 있는)질문에 대한 답변의 특별한 결합으로 구성되어 있다. 규칙(rule)은 대개 편의를 위해 순차적인 번호가 매겨져 있다. 테이블에 나오지 않는 모든 질문의 결합은 E로 표시되는 소위 부수규칙(else-rule)의 일부로 간주된다. 부수규칙은 조건에 대한 어떤 기재사항도 가지고 있지 않으며 단지 어떤 규칙(rule)도 충족되지 않는 상

황에서 내려지는 판정만을 나타낸다. 부수규칙은 종종 몇개의 판정테이블을 연결하거나, 또는 그런상황에서 항목란에 있는 적절한 명령어(예를 들어 다음 테이블로의 이동)등을 나타내는데 쓰인다.^[11]

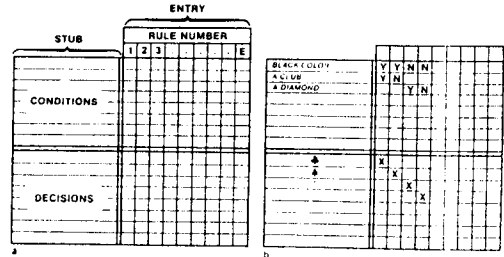


그림6. 판정테이블 (a)구조 (b)응용

패턴인식이나 진단과 같은 판정과정은 판정테이블의 항목란(stub)에 있는 임의의 조건들을 검사하는 과정으로 간주되며 그 결과는 판정규칙과 일치한다.

판정트리 및 테이블은 승인된 전제조건(premises)에서 추론(inference)들을 추출하는데 목적이 있다. 만약에 전제가 항상 참(true)이면, 예를 들어 club은 검은색, diamond는 빨간색, 그 추론은 항상 옳은 것이 된다. 그러나, 만약 그 전제가 항상 참이 아니면, 예를 들어 진짜 영국인은 개를 좋아한다. 정상(normal)의 R의 진폭크기는 10mV보다 작다. 그러면, 그 추론은 항상 옳은 것이 아니다. 결과적으로 판정트리와 테이블은, 항상 존재하거나 항상 결여된 질과 양에 관련된 판정과정을 공식화하는데 있어서 훌륭한 수단이 된다. 그러나, 대부분의 질적인 것(예를 들어 개에 대한 태도)과 양적인 것(R와의 크기)은 각기 다른 사람의 카태고리 사이에서의 상당한 중복성과 다양성을 보인다. 이런 경우 판정과정은 통계적 분석에 의해 수행되어야 한다.

통계적 용어로, ECG진단은 새로운 ECG데이터의 집합을 여러 개의 주어진 범주로 분류하여 인식하는 처리과정으로 볼 수 있다.

한 범주의 각각의 구성원은 N-차원 벡터로 생각될 수 있으며 여기서 한 차원은 한 개의 주어진 심전도 요소를 나타낸다. 각 범주에 있어서 구성요건을 인식하기 위해서는 그 sample의 한 집합을 통해서 알게된 그 범주의 일반적인 특성을 학습하는 것이 필요하다. 이런 학습은 그 N차원 벡터공간내에 있는 집합의 확률밀도의 측정으로 계량화 될 수 있다. 중심이

되는 문제는, 같은 범주에 속한 구성원 사이의 평균 자승거리를 최소화해서 nontrivial solution을 보장하는 선형변환(linear transformation)이다.

선형 변환이 이루어진 후, 이들 범주의 확률밀도는 같은 확률의 hyper-타원체의 윤곽을 찾음으로써 추측할 수 있다. 각 종류에 대한 인식은 환자의 데이터 벡터를 나타내는 벡터 공간에서의 먼저 배운 각 범주에 대한 조건적 확률 밀도의 평가를 근거로 한다.^[12]

1) ECG 패턴 인식

인간은 각각의 ECG 파형의 성분들을 윤곽선, 기저선에 대한 관계 그리고 심박주기(cardiac cycle)안에서의 발생시간을 기본으로하여 인식한다. 이 과정은 컴퓨터로 시뮬레이션이 가능하다. 왜냐하면 ECG 파형은 전압의 변화율로 숫자적으로 근사화될 수 있기 때문이다. 이 변화율은 연속되는 ECG 샘플사이의 일계 편차로 표시 될 수 있는데, 다음 공식으로 표현된다.

$$\Delta y_i = y_{i+1} - y_i$$

여기서 y_{i+1} 은 (i+1)번째 ECG 샘플의 전압을 나타낸다. 그리고 y_i 는 i번째 ECG 샘플을 나타낸다.

인간관독자에 의해서나 또는 컴퓨터에 의해서든, 패턴인식은 QRS complex의 인식을 하는데서 시작된다. 인간 관독자는 완만한 P파와 T파를 비교함으로써 QRS complex를 인식한다. 일반적으로 QRS complex의 진폭은 ECG파형의 다른 부분에 비해 큰 값이다. 이와 비슷하게 컴퓨터는 실험적으로 설정된 어떤 문턱치를 초과하는 진폭을 발견하였을때 QRS complex를 인식한다. 예를 들어, ECG파형 검출이 초당 250개의 샘플링 주기와 8비트의 정확도로 이루어 질때, 1변환 단위와 같거나 작은 절대치를 갖는 일계 편차는 기저선이나 P파, T파 그리고 가끔 QRS의 시작점(onset point)이나 끝점(offset point)에서 발견된다. 결과적으로 1변환 단위의 문턱치를 넘는 일계 편차는 QRS complex에 속함을 알 수 있다. 일단 QRS complex의 위치가 확인되면, 다음시도는 이것의 시작점과 끝점을 찾는 일이다. 이러한 일은 소위 '구석(corner)' 즉 한쪽으로는 기울기를 갖고 다른쪽으로는 평평한 부분을 갖게 되는 점을 찾음으로써 얻을 수 있다. QRS complex의 추정시작점에 일치되는 구석(proximal corner)에 대한 검색은 최초인 것은 어느 것이나 마지막 음수 또는 최초의 양

수와의 차로 부터 80msec 뒤로 후진한 영역에서 이루어진다. 반면에 QRS complex의 추정끝점에 일치되는 구석(distal corner)에 대한 검색은 마지막인것은 어느것이냐 마지막 음수 또는 최초의 양수와의 차로부터 80msec 앞으로 전진한 영역에서 이루어진다. QRS complex의 시작점은 보통 전기적으로 ECG 신호의 0(또는 기저선)으로 계산된다. 만약 두연속적 사이클에서 등전위(iso-electrical)레벨에 대한 평가 차에 대한 추정이 같은 크기에 해당된다면, 그것들의 진폭은 기저선으로 쓰인다. 따라서 이 지역안에 있는 모든 샘플점들은 정규화된다. 주어진 샘플점들의 정규화 되면, 실제 정확한 값은 기저선으로부터 수직 거리로 표현된다.

일단 QRS의 위치가 결정되고 그것의 시작점과 끝점을 찾았다면, 그 다음은 QRS의 배열(configuration)을 구하는 것이다. 이것은 다음에 오는 것들을 찾음으로써 얻을 수 있다.

- ① 올라가는 기울기를 나타내는 일계 양의 편차
- ② 내려가는 기울기를 나타내는 일계 음의 편차
- ③ 양의 피크를 나타내는 부분 최대값
- ④ 음의 피크를 나타내는 부분 최소값
- ⑤ 같은 기울기를 공유하는 두파형(Q파와 R파, R파와 S파)을 나누는 영점교차점

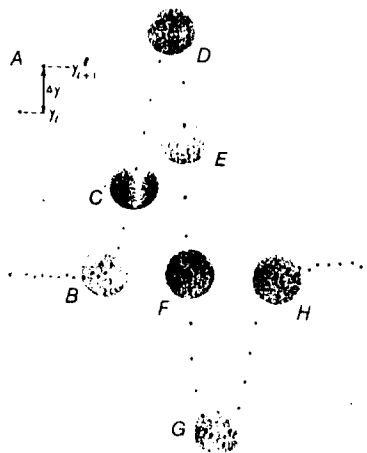


그림 7. 심전도 신호패턴인식을 위한 개념의 예
 A) 일계 편차 B) 근접 구석
 C) 올라가는 기울기 D) 부분 최대값
 E) 내려가는 기울기 F) 영점 교차점
 G) 부분 최소값 H) 말단 구석

부분 최대값은 올라가는 기울기에서 내려가는 기울기로 바뀌는 점, 즉 양에서 음으로 바뀌는 점으로 정의 된다.

영점 교차점은 상승 또는 하강하는 기울기가 기저선을 교차할 때의 교차점으로 정의 된다. 그림 7을 조사하면 위의 정의가 확실해질 것이다.

증가하고 감소하는 기울기, 부분 최대값, 부분 최소값, 영점교차점을 결정하면, 컴퓨터 프로그램은 판정테이블과 판정 규칙을 갖는 결과를 비교하고 테스트함으로써 QRS complex의 배열(configuration)을 인식할 수 있다.

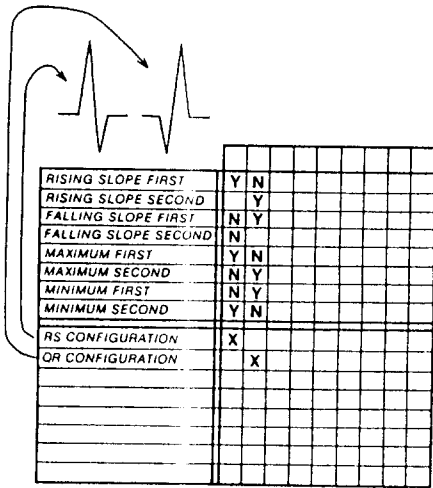


그림 8. QRS complex의 RS와 QR 조합을 인식하기 위한 조건과 규칙

비록 ECG 신호가 P파, QRS파, T파등으로 구성되어 있다 하더라도, 단지 QRS complex만이 필수적으로 나타나고, 쉽사리 검출할 수 있다. P파와 T파는 어떤 경우에는 아주 작거나 나타나지 않을 수 있다. 결과적으로 P파와 T파의 찾기는 QRS complex로부터 어떤 제한된 범위에서 이루어져야 한다. T파에 대한 검색은 QRS의 끝점을 지난지 40 msec 후에서 시작되고, QRS가 끝난지 TX msec 후에서 끝난다. 여기서 TX는 심박율과 다음과 같은 공식으로 부터 결정된다.

TX = 380 - 1.2 X (분당 심장 박동수)

T파의 시작을 결정하는 시도는 하지 않았는데, 그 이유는 T파가 일반적으로 ST segment로 부터 구분할 수 없게 발생하기 때문이다. ST segment의 폭(duration)dms 자의적으로 QRS 끝난 위치에서

120msec로 확장된 것으로 정의되기도 한다. P파의 폭을 찾는 것은 직전파형인 T파의 끝점과 QRS complex의 시작점 사이로 정하고 여기서 20msec 빼는 것으로 결정된다.

P파와 T파를 찾고, 배열을 판정하는 과정은 QRS complex를 찾는 것과 유사하다.

Q AMP : 25% R AMP IN TWO OF L2, L3, AVF	Y	Y	Y																	
Q DUR : 0.04 SEC IN TWO OF L2, L3, AVF																				
ST AMP : 0.10 MV IN TWO OF L2, L3, AVF	Y	N	N																	
T AMP : 0.10 MV IN TWO OF L2, L3, AVF		Y	N																	
ACUTE INFERIOR INFARCTION		X																		
RECENT INFERIOR INFARCTION			X																	
OLD INFERIOR INFARCTION				X																

그림 9. 내부 검색을 진단하기 위한 조건과 규칙

현재는 ECG 패턴에 대하여 숙련된 의사의 눈으로 인식하는 것이 컴퓨터 분석보다 우세하다. 컴퓨터 분석은 실제 데이터와 잡음을 자주 구별할 수 없는 경우도 있고, 작은 P파는 찾지 못하며, 파형들의 시작점과 끝점을 정확히 찾지 못하기도 한다. 이러한 몇 가지 어려움은 P파와 같은 작은 파형을 애매하게 만들고 시작점과 끝점을 왜곡시키는 노이즈에 의해 발생한다. 그러므로 노이즈의 제거는 믿음만한 심전도 패턴인식의 필수조건이 된다.

2) ECG 진단의 평가

의학의 다른 진단 과정에서와 마찬가지로 ECG 진단에 대한 평가는 환자를 정상과 비정상 개인으로 분류하는데 목적이 있다. 이러한 것을 하기위해, 의사들은 다음에 친숙해 져야 한다.

- ① 병리학적 범주 또는 의학적 지식에 의해 인식되는 병의 집합
 - ② 병을 특정화 시키는 비정상적 판정의 집합
 - ③ 병과 비정상적 판정간에 존재하는 관계
- 병과 비정상적 판정사이의 관계는 기계가 쉽게 읽을 수 있는 언어로 바꿀 수 있는 판정트리와 테이블을 이용하여 공식화 할 수 있다. 결과적으로 컴퓨터는 의료 진단에 쓰이는 추론을 시뮬레이션하는데 이루어진다.

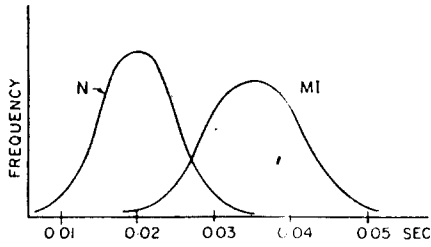


그림 10. 리드 aVF에서 Q지연 동안에 주파수 분포 곡선: N은 정규 요소를 나타내고 MI는 내부 심근 경색을 나타낸다.

ECG 데이터의 정확한 진단평가는 그림 9에서와 비슷한 판정 테이블을 기초로 완성할 수 있다. 패턴 인식 프로그램의 완성으로부터 얻어진 ECG 데이터는 판정테이블에 적혀있는 조건에 대하여, 체크된후 환자의 데이터에 의해 만족되는 조건일 경우 '1'로, 만족안될 경우 '0'으로 나타나는 2진수 벡터로 코드화 된다. 이러한 벡터는 매칭되는 것을 찾을 때까지 판정규칙과 비교하게 된다. 예를 들어 그림9의 첫번째의 규칙, 즉 심각한 하층의 심근경색을 진단하게하는 판정 규칙은 다음과 같은 ECG데이터에 의해서만 결정되게 한다.

- ① L2, L3, aVF 리드중 2곳에서의 Q의 진폭이 R 진폭의 25%보다 클경우, 또한
- ② L2, L3, aVF 리드중 2곳에서의 Q의 지연이 R 진폭의 25%보다 클경우, 또한 0.04초 또는 그 이상일때, 그리고
- ③ ST segment가 올라갈때

컴퓨터에 의해 ECG를 진단평가하는 또 다른 방법은 통계적인 방법과 확률계산에 의한 방법이 있다. 이러한 접근방식은 앞의 실험을 근거로 주어진 사건이 일어날 확률을 계산할 수 있도록 한다.

예를들어 1000번 던지기에서 5개의 점이 160번 나왔다면 주사위 게임에서 5가 나올확률은 160/1000 또는 16%이다. 이와 마찬가지로 통계를 근거로 aVF리드에서 Q파의 폭은 정상피검자의 약 5%에게서 0.03초 혹은 그 이상 측정되고 그리고 피검자의 약 80%는 열성심근경색으로 나타난다는 것을 계산할 수 있다.(그림10)

정상 또는 비정상일 확률이 가정의 다중차원 공간에서 벡터로 표현되어지는 ECG측정에 대해 계산될 수 있다. 이것은 P(S/D_i)로 표현되어질 수 있는데 이

것의 의미는 주어진 ECG측정 S가 진단범주 D_i안에서 일어날 결합확률을 말한다. 더욱이 주어진 진단범주에서 환자가 속해 있는 인구속에서 일어나는 빈도도 계산할 수 있다. 이것은 병원인구, 도시 농촌과 같은 다른인구도 될 수 있다.주어진 진단범주에서 특정한 인구에 일어날 주된 확률은 P(D_i)로 표현될 수 있다. P(D_i)와 P(S/D_i)의 결정으로 주어진 진단범주에서 환자의 ECG측정이 나타날 확률은 계산되어질 수 있다. 이것은 Bayes정리에 따라 완성될 수 있다. 즉

$$P(D_i/S) = C \times P(S/D_i)P(D_i)$$

여기서 P(D_i/S)는 특정한 ECG측정이 관찰되었을때 환자가 진단범주 D_i에 속해 있을 확률이다. C는 다음공식으로 표현되는 표준화요소이다.

$$C = \frac{1}{\sum_{i=1}^n P(S/D_i)P(D_i)}$$

표준화요소 C는 지고려되어지는 모든 진단범주에서의 확률의 합이 1이 되어지게 된다.

판정테이블 혹은 어떤 수학적 방법에 근거한 진단의 정확도는 입력데이터 즉, 패턴인식 프로그램에 의해 ECG신호에서 얻어진 파라미터를 얼마나 신뢰할 수 있는가에 달려있다. ECG파형점분의 일부가 검출되지 않는다는지 또는 이들의 측정치가 정확하지 않다면 최종진단은 부정확하거나 불완전한 것이다. 특히 이것은 P파의 경우에 더욱 그러하다.P파는 쉽게 잡음에 묻히고 심장박동수가 빠를경우 T파의 끝점을 쫓아 시작될 수도 있다. 결과적으로 컴퓨터로 P파의 검출이 어렵거나 불가능할 수도 있다.대부분의 부정맥이 P파의 배열과 갯수 그리고 QRS complex와의 관계에 의해 진단되어지므로 컴퓨터 부정맥진단이 매우 어렵고 믿을만 하지 못하다는 것이 분명하다.컴퓨터는 심장박동수,RR간격,QRS폭에 의해 특징지어지는 부정맥만을 진단할 수 있다. 이들은 심실기시점의 QRS complex고립,심실기시점의 QRS complex파열,위상 불규칙 리듬,불규칙리듬,비정상적인 심박수 등을 포함한다. 또한 P파가 검출되고 QRS complex에 대한 시간적 상관관계가 해석될 정도로 낮은 잡음 레벨이 충분히 낮은 경우에는 컴퓨터에 의해 몇 가지의 전도결손은 쉽게 검출될 수 있다.

판정테이블이나 다른 수학적 방법을 진단에 사용할

때의 장애는 정상값이 얼마가 한계인가에 대한 심장학자들의 공통된 동의가 없기 때문에 보편적으로 받아들여지는 기준의 부족에 있다. 대부분의 신호가 증첩, 모호함, 과잉등이 뒤섞여 있기 때문이다. 그러나 부분적 개별적 요구에 부합하거나 새로운 생리학적 또는 임상적 탐구를 수행하기 위해 판정테이블이 구성되어질 수 있다는 것은 분명하다. ECG 컴퓨터진단을 위한 판정테이블의 사용은 여러가지 접근 중의 하나임에 틀림없다. 판정테이블 사용의 이점은 의사가 매우 적은 훈련으로 테이블을 구성할 수 있고 컴퓨터와 프로그램에 관한 지식이 없어도 의사가 ECG 해석을 위한 컴퓨터 시스템의 설계, 제어, 수행을 할 수 있다.

IV. 현재와 미래

심전도 신호를 해석하기 위한 가장 효과적인 컴퓨터 시스템에 대한 요구는 당분간 계속될 것이 분명하다. 지난 15년 동안, 몇 개의 다른 프로그램과 하드웨어 장치가 미국 등 그밖의 여러 국가에서 시도되어 왔다. 비록 어떤 유용한 프로그램이나 하드웨어 장치도 루틴한 사용을 만족시키는 실행수준을 제공하지 못했지만 의사들을 보조하기 위해 컴퓨터를 사용하는 것의 유용함은 명확해지고 있다.

컴퓨터를 이용한 해석의 정확성과 유효성은 여러 연구자들에 의해서 개선되어오고 있다. 분석적 방법(analytic methods)과 하드웨어 장치상의 차별성에도 불구하고 심전도 해석을 위한 다양한 컴퓨터 시스템은 공통된 장점과 결점들을 가지고 있는 것으로 확인되고 있다.

심전도신호를 컴퓨터로 분석하는데 있어서의 주요한 장점은 다음과 같다.

- ① 많은 양의 데이터를 처리할 수 있기 때문에 의사들이 연속적인 기록들을 주의 깊게 향상시킬 수 있을 뿐만 아니라, 대규모의 유행병을 차단할 수 있다.
- ② 아주 짙 비용으로 보다 많은 사람들에게 임상 심전도를 제공할 수 있다.
- ③ 시각적으로 분별할 수 없는 곳에 있는, 즉 고주파 수성분과 같은 파라미터들을 분석할 수 있다.
- ④ FM 레코딩과 A/D 변환과 관련된 보다 좋은 해상도 때문에, ST 세그먼트의 진폭과 같은 측정의 정밀성을 향상시킬 수 있다.
- ⑤ 정상적이거나 비정상적인 심전도 측정의 조합에

대한 확률을 계산하기 위해 보다 진보된 통계적 방법을 사용할 수 있다.

- ⑥ 평균 벡터, half-area 벡터, gradient와 같은, 의사들이 진단평가를 함에 있어서 좀처럼 사용하지 않는 많은 수학적 계산을 필요로 하는 파라미터를 계산할 수 있다.
- ⑦ 많은 양의 데이터를 분석하고 그 데이터를 나이, 인종, 성별, 가슴위치, 그리고 몸무게 등과 같은 본질적인 변수들과의 상호관련시킴으로서 정상성과 비정상성의 판단기준을 표준화할 수 있다.
- ⑧ 의사들이 경험의 부족, 피로, 시간적인 압박, 정서적인 불안, 동기부족, 일시적인 부주의 등 때문에 범할지도 모르는 실수들을 제거할 수 있다.
- ⑨ 분석이 모든 경우에서 엄격하고 명확한 원리에 기초하기 때문에, 객관적이고 일관성있는 해석을 제공할 수 있다.
- ⑩ 전통적인 진단 기준에다가 ORS complex의 8분의 1에 해당하는 진폭과 같은 새로운 진단기준들을 보충함으로써 심전도의 임상적 가치를 확장할 수 있다.
- ⑪ 의학적 추론에 있어서 적절한 논리와 명확성을 제공하기에 분석은 단계를 구분하고 명확하게 정의할 수 있다.
- ⑫ 심전도패턴인식과 진단에 대한 새로운 접근법을 제공한다.

그러나 그렇지 않은 미래에 심전도패턴인식과 분석은 알려져 있거나 혹은 의심스러운 임상적 의미를 갖는 심전도성분들을 사전에 구별하려는 실행 없이도 순수하게 수학적 근거로 획득될 수 있을 것이다. 이러한 접근법은 이미 수행되어 왔지만 임상적 타당성이 자료화되어 공인되기에는 수년이 걸릴 것이다.

반면에 컴퓨터 실행에 있어서의 주된 결함은 다음과 같다.

- ① 많은 경우에서 대부분의 부정맥 분석에 필수적인 P파의 존재와 종류를 검사할 수 없다.
- ② 심근경색과 전도장애의 진단에 본질적인 Q파의 정확한 시작(onset)과 종결(offset)을 결정할 수 없다.
- ③ 근육전위와 잡음과 같은 인공물(artifacts)을 인식할 수 없다.
- ④ 간헐적으로 지표식별의 적절한 디코딩을 막는 기술적인 어려움 때문에 명확하게 유효한 입력 데이터를 받을 수 없다.

⑤ 동시적으로 임상적 관련성에 기초한 모든 정보들을 상호연관시킬 수 없다.

컴퓨터는 모든 데이터를 동등하게 취급하며, 한번에 한 가지 항목만을 분석할 수 있다. 결과적으로, 진단에 도달하기 위해서 컴퓨터는 정상적인 추론, 사소한 비정상성 혹은 복잡한 비정상성을 위해 똑같은 수의 동작을 수행해야만 한다. 만약 노이즈나 기술적인 착오에 의해서 실수가 계산 초기에 발생한다면, 이것은 진단에 위해한 영향을 미치게 될 것이다. 이것은 컴퓨터가 빈번하게 유능한 의사에게는 흔하지 않은 상식밖의 진단을 내린다는 사실을 말해준다. 그러나 의사는 PR간격 및 QR간격과 같은 심전도 신호의 성분을 측정하지 못하기 때문에 더 많은 누락 착오를 저지룰 수 있다.

심장전문의에 의한 심전도진단과 컴퓨터에 의한 진단 사이의 일치 수준은 대략 70 - 95%사이에서 오간한다. 대략 불일치의 반은 가음성(false-negative)으로, 나머지 반은 가양성(false-positive)으로 분류될 수 있다. 정상(normal), 심실전도결함(ventricular conduction defects), 심근 경색(myocardial infarction), 그리고 심실비대(ventricular hypertrophy) 그룹에서 매우 높은 일치도를 보여주고 있다. 부정맥, P파비정상, 그리고 ST-T비정상의 그룹들속에서는 매우 낮은 일치율을 보여 준다. 컴퓨터에 의한 대부분의 잘못된 해석은 인공물, 근육전위, 그리고 잡음에 기인하며, 향상된 레코딩기법으로

제거되거나 적어도 최소화할 수 있다.

대체적으로 심전도신호해석에 관해 전체적인 컴퓨터 실행은 의사의 치료만큼 좋지못하다. 컴퓨터에 의한 심전도 신호 해석은 마지막 논문에서 적은 실례들로 소개될 것이나, 대부분의 경우 의사들이 읽어야만 하고 확인해야만 한다. 현재, 유용한 컴퓨터 프로그램과 하드웨어 구성은 최종적인 해석을 공식화하기 위해 연속적인 심전도신호와 임상데이터들을 이용할 수 없다. 이 문제를 해결하려는 시도가 몇 번 있었으나, 만족할 만한 해답을 위해서는 분명하게 확장된 연구가 진척되어야 할 것이다.

불가피하게 미래에는 심전도신호만을 조작하도록 고안된 모듈과 프로그램을 갖춘 특별한 ECG 컴퓨터의 역할이 점점증하게 될 것이다. 몇몇의 중앙기관과 기업들이 이미 그러한 양상을 제안하는 방안들을 모색하고 있다. 의심의 여지없이 현재의 의사와 진정으로 미래의 의사들이 판정해야만하는 ECG데이터의 급속한 증가와 함께, 육안으로 데이터들을 분석하려는 전통적인 방법과 데이터의 저장및 처리 방법은 점점 비효율적인 것이 되어가고 있다. 그러므로 곧 의사와 컴퓨터 사이에서, 특별히 컴퓨터만이 할 수 있는 작업(가령, 자료를 추출하고 확률을 계산하고 저장하고 처리, 비교하는 것등)들을 컴퓨터가 떠맡는 동반자 관계로 발전해 나갈 것으로 전망된다. 반면에 의사들은 현재 어떤 기계로도 대체될 수 없는 기술과 소질(가령 P파 검색, 부정맥 분석, 임상적 상관관계)을 사용할 것이다.

筆者紹介



李明鎬

1946年 6月 11日生
 1972年 2月 연세대학교 전기공학과 졸업
 1974年 2月 연세대학교 대학원 졸업(공학석사)
 1978年 2月 연세대학교 대학원 졸업(공학박사)

1980年 3月 ~ 1994年 10月 (현)연세대학교 전기공학과 조교수, 부교수, 교수
 1984年 1月 ~ 1985年 2月 University of Wisconsin-Madison 교환교수
 1992年 3月 ~ 1994年 10月 (현)연세대학교 의료기기기술연구소 부소장
 1993年 3月 ~ 1994年 10月 (현)연세대학교 중앙도서관 부관장

주관심 분야 : 의용전자공학 및 생체공학분야 중 생체신호처리, 의용계측제어기술, 의료진단자동화기술 및 생체제어공학