醫工學會誌 : 第10卷, 第 2 號, 1989
J. of KOSOMBE : Vol. 10, No. 2

研 究 論 文
89- 2 -09

심전도 부정맥 검출을 위한 변수의 분류 성능 평가

이 윤 선* · 이 경 중* · 윤 형 로* · 박 금 수**

Discriminant Analysis of Parameter for Cardiac Arrythmia Detection

Youn-Sun Lee*, Kyoung-Joung Lee*, Hyung-Ro Yoon*, Keum-Soo, Park**

—Abstract—

In this paper, the discriminant analysis was performed on parameter for detection of cardiac arrythmia. The parameters used for discriminant analysis was two group. One group consist of QS width and Heart rate, and the other Morphology and Heart Rate. For this study, we designed data acquisition system for EKG signals. The parameters pre-processed by this system was heart rate, QS width and Morphology. And then, we analyzed the discriminancy of two group and extracted the quantity of discriminancy. The analysis results showed first that the group with morphology and heart rate is better discriminant than with QS width and heart rate: next, that it can quantify the discriminany of each group of diseases.

1. 서 론

부정맥을 검출하기 위한 진단변수로서 초기에는 심박수(heart rate)를 모니터링 함으로써 부정맥을 검출 하였으나 이는 단지 리듬 분석에 한정되므로 파형의 형태(morphology) 변화를 관찰할 수 없었다. 그러므로 QRS의 크기, 면적, QS 폭, 오프셋, 최대 기울기 등을 이용하여 형태를 구하고, 심박수 및 형태 또는 심박수 및 QS폭을 파형 분류를 위한 변수로 사용한 부정맥 검출 시스템이 개발되었다[1, 2, 3].

<접수: 1989년 6월13일>

*연세대학교 보건과학대학 의용공학과
Dept. of Medical Eng. College of Health Science, Yonsei University
**연세대학교 원주의과대학
Wonju College of Medicine, Yonsei University

형태를 나타내는데 있어 많은 변수가 사용될 경우에는 변수들의 상관 관계를 디스플레이 시킬 때 어려운 점이 많아지므로 되도록이면 변수를 적게 이용하는 것이 효율적이므로 기준 템플리트(template)를 설정하고 검출된 파형을 템플리트와 비교하여, 두 파형의 상관 관계를 이용하여 형태를 구하는 연구가 이루어져 생명에 영향을 줄 수 있는 심실성 부정맥(ventricular arrhythmia)의 검출 성능을 향상시켜 왔다[4, 5, 6, 7]. 그러므로 본 연구에서는 부정맥 검출을 위한 진단변수로서 심박수와 형태 그리고 심박수와 QS 폭을 선정하여 이 두가지 방식에 의한 분류 성능을 평가하였다. 이를 위하여 데이타 아퀴지션 시스템을 구성, 입력되어진 심전도 파형을 분석하였으며, QS폭(QS width), 형태, 심박수 등을 구하여 컴퓨터에 입력시키고, 단일 비트(beat)에 대한 증상진단을 수행한후 각 증상별로 그룹을 만들어 각 그룹의 변별능력을 Mahalanobis 거리값으로 수치화 하였다.

2. 하드웨어의 구성

2-1 ECG 증폭기및 대역필터

환자로부터 얻는 심전도 데이타는 Fukuda Denshi의 3채널 paper ECG(model FD-31P)를 이용하였으며 대역필터의 주파수 특성은 0.5−100 Hz이다. 이들중 리드 Ⅰ, Ⅱ, Ⅲ의 데이타를 채널 1, 2, 3의 출력 포트(p-p. 1V)를 통하여 받아들인후 멀티플렉서에 의해 컴퓨터로 입력시킨다.

2-2 QRS 검출기

심전도 신호의 처리및 분석하는 데 있어서 가장 중요한 부분이 QRS 콤플렉스를 검출 하는 것이며, 검출의 정확도는 전체 시스템의 성능에 중요한 영향을 미친다. 본 연구에서는 하드웨어에 의한 방법을 이용하였다[8].

2-3 데이타 아퀴지션

심전도 데이타의 분석및 진단시 미국심장학회(A. H. A)에서 추천한 10비트 이상의 A/D변환기를 이용해야 한다는 조건을 만족시키기 위해 12비트 A/D 변환기 ADC80(최대 변환시간=40 us)을 이용하였다. 샘플링 비(sampling rate)는 디지탈 필터에서 요구하는 클럭주파수를 고려하여 240 샘플/초로 하여 컴퓨터로 입력시켰다.

3. 진단 변수의 추출

효율적인 진단변수를 추출하기 위하여 입력된 신호를 전처리 해야한다. 심전도 신호에는 전력선에 의한 잡음, 호흡등에 의한 기저선의 이동, 전극의 설치 불량등 많은 잡음 성분이 포함되어 있을 수 있으며 이들은 심전도 신호 분석시 절대적인 영향을 미친다[9, 10]. 이와 같은 문제를 해결하기 위해 대역폭은 1.79 Hz미만이고 0, 60Hz 및 그 고조파 성분을 제거할 수 있는 정수배의 곱셈을 이용한 가역필터를 설계하였다[11].

3-1 R점 검출

심박수, QS 폭 검출 심전도 신호 분석시 가장 중요한 변수는 정확한 R점을 검출하는 것이다. 본 논문에서는 하드웨어와 소프트웨어를 병행하여 정확한 R점을 구하였다. 먼저 디지탈 필터링된 리드Ⅱ의 데이타로 부터 QRS검출 플래그(비트 12)를 검사하고, QRS콤플렉스의 검출시 그 위치로부터 20점을 역방향으로 이동하면서 파형의 일시적인 최대값과 최소값을 구한다. 정확한 R점을 구하기 위해서는 QRS 가 처음 검출된 부분부터 앞방향(forward)으로 설정한 윈도우 구간(40점:167ms)내에서 일련되는 데이타값과 역방향탐색시 구한 일시적인 최대, 최소값을 비교하여 최종적인 최대, 최소값을 구하여 이중 절대값이 큰 것을 R점으로 정한다.

3-2 QS 폭 계산

QS 폭을 계산하기 위해서는 먼저 Q점과 J점을 검출하여야 한다. J점은 R점을 구하려고 설정한 동일한 윈도우 구간에서 각 점에 대한 미분값을 계산하여 구하며 이 미분값이 35H 이하의 값을 5번 연속하여 지속될 때 그 시작 첫 점으로 설정하였다. 만약 이 조건을 만족시키지 못할 경우에는 R점으로부터 100ms 위치의 점을 J점으로 설정 하였는데 이것은 일반적인 부정맥 파형인 경우 J 점의 위치는 R점으로 부터 100ms 이내에 위치하는 사실을 이용하였다. 이때 미분의 수식은 식(1)과 같이 5점 이동평균에 의한 얻어지는데 이 식은 데이타 손실(casuality) 을 만족시키지 못하기 때문에 식(2)와 같이 변형시켜 계산하며, 2점 지연에 의한 영향은 J점의 포인터에 2를 더하여 보상하였다.

$$y(n)=(1/8)[-x(n-2)-2x(n-1)+2x(n+1)+x(n+2)] \quad (1)$$

$$y(n-2)=(1/8)[-x(n-4)-2x(n-3)+2x(n-1)+x(n)] \quad (2)$$

Q점은 J점을 구할 때와 동일한 방법으로 R점으로 부터 역방향으로 미분하여 구하며 QS 폭은 Q점과 J점과의 거리로부터 계산된다.

3-3 심박수 계산

심박수는 현재의 R점으로부터 다음 QRS 콤플렉스의 R점까지의 거리를 측정하여 식(3)에 의해 구할 수 있다.

$$\text{심박수}=60/(RR/2/240) \tag{3}$$

단 RR은 R파형 사이의 데이타 수이다. 이 식은 나눗셈을 포함하고 있기 때문에 8비트 CPU로 처리시 수행속도를 향상시키기 위하여 심박수가 32에서 252사이의 값을 테이블로 작성한 look-up table 방식에 의하여 심박수를 계산하였다. 또한 심박수가 32이하 이거나 252이상인 경우에는 심박수를 32, 252로 만들어 주어 계산 수행을 향상시켰다.

3-4 형태(morphology) 계산

형태는 심전도 신호를 분석및 진단할 때 가장 중요하게 이용되는 파라미터로써 파형의 형태를 나타내는 변수이다. 형태를 계산하기 위해 일반적으로 생성된 템플리트와의 상관관계(cross correlation) 방법을 이용하는 데 이 방식은 계속적으로 평균치를 빼주어야 하므로 이와 같은 문제를 보완하여 Janice 등은 기저선의 변화에 따른 영향을 감소시키기 위해 현재의 데이타 값에서 dc오프셋 값을 빼주어 상관계수를 구하는 가중관계(weighted correlation) 공식을 제시하였다[12]. 이와 같은 방식들은 시간을 소비하는 곱셈, 나눗셈, 제곱근 등을 처리해야 하므로 Wigertz 등[13] 이 제안한 템플리트와 대응되는 입력신호와의 차의 절대값을 취하는 방식을 변형하여 식(4)와 같이 계산하였다.

$$\text{morphology}=(1/Mp)\sum_{i=1}^{i=32}|V(i)-T(i)| \tag{4}$$

단 V(i)는 새로 입력된 파형의 데이타이고, T(i)는 템플리트의 데이타이며, Mp는 템플리트내의 최대치이다.

3-5 증상판정 기준

QS 폭의 정상 범위는 60−110ms로 설정하였으며, 심박수의 정상범위는 60−100 회/분로 설정하였다. 그리고 형태를 판정하기 위한 문턱치는 8로 설정하여 증상 진단 구분을 위한 표를 표(1)과 같이 작성하였다.

4. 분류분석

분류 분석은 원래 다차원의 샘플 그룹들을 분석하기 위하여 제시된 이론으로 일반적으로 n차원에서 모두 적용될 수 있는 분석 방식이다. i를 행의 번호, k를 그룹 번호, Ni를 i번째 그룹의 샘플개수라 할때 전체그룹의 샘플계수 S는

$$S=\sum_{i=1}^{k}Ni \tag{5}$$

으로 정의하며 p차로 통일되어 각 그룹별로 묶여진 모델계수들은 식(6)과 같은 행열을 이루며

표 1. 단일 파형 분류를 위한 판정기준

Table 1. Criteria for single beat classification.

Code	Diagnosis	Criteria Ⅰ	Criteria Ⅱ
1	Normal	(m〈=th) and (HRc=N)	(thl〈QS〈thh) and(HRc=N)
2	Premature Atrial Beat(PAB)	(m〈=th) and (HRc=L)	(thh〈QS) and(HRc=L)
3	Premature Ventricular Beat(PVB)	(m〉th) and (HRc=L)	(thl〈QS〈thh) and(HRc=L)
4	Sinus Bradycardia(S.B)	(m〈=th) and (HRc=S)	(thl〈QS〈thh) and(HRc=S)

단 m: 형태값
N: 정상 심박수 범위
L: 심박수가 정상범위보다 큼
QS: QS 폭
thh: QS 폭의 상한 분턱치
HRc: 현 비트의 심박수
S: 심박수가 정상범위보다 작음
th: 형태의 문턱치
thl: QS폭의 하한 분턱치

$$\begin{bmatrix} A(1,1,1) & A(1,2,1) & A(1,3,1)\cdots\cdots & A(1,p,1) \\ A(2,1,1) & A(2,2,1) & A(2,3,1)\cdots\cdots & A(2,p,1) \\ A(3,1,1) & A(3,2,1) & A(3,3,1)\cdots\cdots & A(3,p,1) \\ & & A(i,3,k)\cdots\cdots\cdot & \\ & & & \\ & & & \\ A(s,1,q) & A(s,2,q) & A(s,3,q)\cdots\cdots & A(s,p,q) \end{bmatrix} \quad (6)$$

각그룹의 j차 계수의 평균치 A(j,k)는

$$\bar{A}(j,k)=\frac{\sum_{i=1}^{n_k} A(i,j,k)}{n_k} \quad (7)$$

로 주어지고 그룹전체에서 j차 계수의 평균치 A(j)는

$$\bar{A}(j)=\frac{\sum_{k=1}^{g} n_k \bar{A}(j,k)}{\sum_{k=1}^{g} n_k} \quad (8)$$

로 주어지면 covariance 행열 D는 정규화(normalize) 되기전의 행열의 요소 Sk를 식 (9)로 정의할때 식(10)으로 주어진다.

$$S_k=\{S_j^k{}_1\}=\sum_{i=1}^{Nk} (\bar{A}(i,j,k)-\bar{A}(j,k))(\bar{A}(j,l,k) -\bar{A}(l,k)) \quad (9)$$

$$D=\frac{\sum_{k=1}^{g} S_k}{\sum_{k=1}^{g} n_k-g} \quad (10)$$

행열 D의 역행열을 dij라 정의하면

$$dij=D^{-1} \quad (11)$$

일반화된 Mahalanobis 거리의 제곱값 V는 식(12)와 같다.

$$V=\sum_{i=1}^{m}\sum_{j=1}^{m} dij \sum_{k=1}^{g} n_k(\bar{A}(i,k)-\bar{A}(i))(\bar{A}(j,k) -\bar{A}(j)) \quad (12)$$

이 Mahalanobis 거리의 제곱값은 그룹의 분류성능을 잘 나타내주며 거리값이 225이상일때 오차확율은 그림(1)과 같이 5% 이내로 줄어든다.

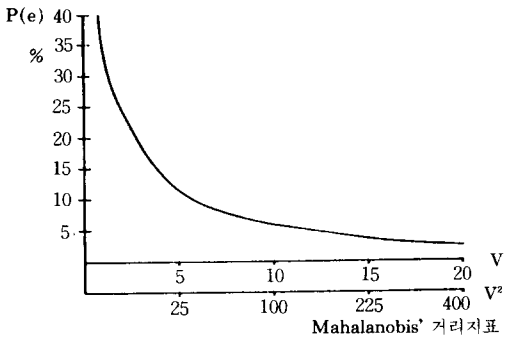

그림 1. Mahalanobis 거리값과 확율오차간의 관계

Fig. 1. Plot of Probability Error by Mahalanobis' Distance.

변별함수(discriminant function) Fk는 C(0,k) C(i, k)를 각각

$$C(i,k)=\sum_{i=1}^{m} dji\ \bar{A}(i,k) \quad (13)$$

$$C(O,k)=-\frac{1}{2}\sum_{j=1}^{m}\sum_{i=1}^{m} dji\ \bar{A}(j,k)\ \bar{A}(l,k) \quad (14)$$

라 정의할때

$$Fk=\sum_{j=1}^{m} C(j,k)\ A(i,j,k)+C(O,k) \quad (15)$$

로 구할 수 있고 확율은

$$P_L=\frac{1}{\sum_{k=1}^{m} \exp(Fk^*-F_L)} \quad (16)$$

로 구한다. 이는 어떤 데이타에서 특정그룹에 대한 결정함수가 타그룹에 대한 함수값보다 현저히 클 경우 확율은 1에 접근하게 되며 따라서 변별능력이 커진다.

5. 실험 및 고찰

데이타 아퀴지션 시스템을 통하여 입력된 데이타는 단일 비트마다 전문의의 진단 과정을 거쳤으며, 그때의 심박수와 QS 폭, 또 심박수와 형태로 각각 1대1대응시켜 데이타를 만들었다. 분석된 비트수는 모두 200개였고 진단된 증상은 Normal beat 82개, PAB beat 69개, PVB 17개, Sinus Bradycardia 32개 였다. 이들을 4개 그룹으로 정리하여 분류 분석을 행한 결과 얻어진 거리값은 QS 폭과 심박수를 이용할 경우 1592이었으며, 형태와 심박수를 이용하였을때 2079의 결과를 얻었다. 그러므로 형태와 심박수를 진단 변수로 하여 분류하는 것이 더욱 유리함을 알수 있다. 이들 그룹을 그림으로 표시한것이 그림(2)이다. 분류 분석의 결과는 표(2)에 나타나

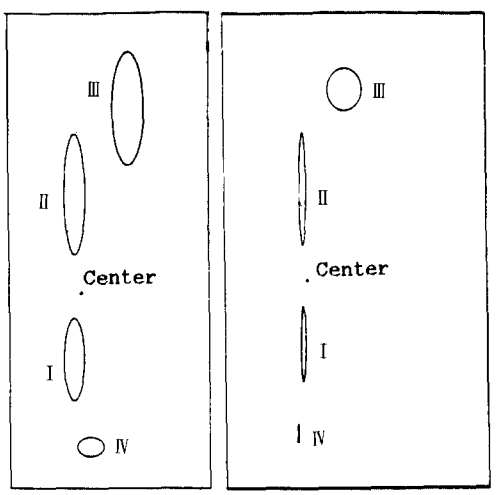

그림 2. 파라메터들의 분포
Fig. 2 Distribution of Parameter group.

있다. 그림(2)에 나타나 그룹 간의 분리도는 추상적인데 반해 표(2)에서는 구체적인 수치로 표현됨을 알 수 있다. 결과를 볼때 3 그룹과 4그룹의 분리도가 가장 크며, 1 그룹과 4그룹의 분리도가 가장 낮

표 2. 분류 분석 결과
Table. 2 Result of Discriminant Amalysis.

Q−H(1592)

	Ⅰ	Ⅱ	Ⅲ	Ⅳ
Ⅰ		486.3	854.0	269.3
Ⅱ	486.3		335.8	556.2
Ⅲ	854.0	335.8		1252
Ⅳ	269.3	556.2	1252	

M−H(2079)

	Ⅰ	Ⅱ	Ⅲ	Ⅳ
Ⅰ		456.5	1102	188.5
Ⅱ	456.3		388.9	683.3
Ⅲ	1102	388.9		5745
Ⅳ	188.5	683.3	5745	

음을 알 수 있다. 1, 4그룹간의 분리도가 낮은 것은 실제 데이타가 판단 기준치 근방에 많이 근접해 있는 이유를 들수 있다. 이 결과는 더욱 정확한 증상 진단을 위하여 새로운 변수를 추가하고자 할때, 1그룹과 4그룹 즉 정상과 서맥의 구분에 효과적인 변수를 고려하는 것이 전체 증상 구분에 효과적임을 나타낸다.

6. 결 과

본 연구를 통하여 얻어진 분류 분석치로서 각 그룹의 분리도를 수치화 하였다. 고찰되어진 결과로 얻은 결론은,

첫째 형태와 심박수로서 분리한 그룹이 대조군보다 좋은 분리도를 보였다.

둘째 추상적으로만 판단 할수 있었던 각 그룹간의 분리도를 수치화 할수 있었다. 부가적으로 새로운 변수를 추가 하고자 할때에 정상적인 파형과 서맥의 분리를 더욱 명확히 할수 있는 변수를 선정하는 것이 좋음을 알수 있다.

사의: 이 연구는 1988년도 연세대학교 보건과학대학 교수 연구비로 이루어졌음

참 고 문 헌

1) Cox J.R, Nolle F.M, Fozzard H.A, et al, "Aztec, a preprocessing program for real time ECG rhythm analysis," IEEE Trans. BME-15, pp. 128-129, 1968.
2) Feldman C.L, Amazeen P.G, Klein M.D, et al, "Computer detection of ventricular ectopic beats," Comput. Biomed. Res. 3, pp. 666-674, 1971.
3) Nygards M.E and Hulting J, "An automated system for ECG monitoring," Comput. Biomed. Res. 12, pp. 181-202, 1979.
4) Fancott. T. and Wong. D.H, "A minicomputer system for direct high-speed analysis of cardiac arrhythmia in 24h ambulatory ECG tape recording," IEEE Trans. BME-27, pp.685-693, 1980.
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) Ahlstrom, M.L.and Tompkins, W.J, "Automated high-speed analysis of Holter tapes with microcomputers," IEEE Trans. BME-30, pp.651-657, Oct. 1983.
7) Ruiz. R, Hernandez. C, Mira,J, "Method for mapping cardiac arrhythmia in real time using microprocessor-based systems," Med. & Biol. Eng. & Comput. 22, pp. 160-167, 1984.
8) Thakor, N.V., Webster, J.G. and Tompkins, W.J, "Optimal QRS filter," IEEE Front. Eng. Health Care. pp. 190-195.
9) Arnlod J.M, Shah P.M, Clarke W.B, "Artifact rejection in a computer system for the monitoring of arrhythmias," In. Computers in Cardiology, Institute of Electrical and Electronics Engineers, pp. 163-167, 1975.
10) Marshall & J.M.Neilson "Mains interference in ECG recording", Journal of Med-Eng. & Technology, vol-8. No. 4, pp. 177-180, 1987.
11) 윤 형로 "실시간 부정맥 검출을 위한 컴퓨터 시스템에 관한 연구," 연세대학교 박사학위 논문 1986.
12) Peng-wie Hsid, Janice M, Jenikins, Yair Shimoni, et al., "An automated system for ST segment and arrhythmia analysis in exercise radionuclide ventriculography," IEEE Trans. BME-33, No.3, Mar. 1985.
13) Wigertz, O., Blomqvist, P., Hulting, J., Matell, G., Nygards, M. and Tornkvist, G, "A computer based system for continous ECG monitoring," In proceeding of the Medinfo 74, North Holland Publishing company. Amsterdam. pp. 761-766, 1974.
14) 이윤선 "심전도해석을 위한 심박율변화의 AR 모델 파라메터 패턴분류," 연세대학교 박사학위 논문 1987