醫工學會誌 : 第10卷, 第1號, 1989
J. of KOSOMBE : Vol. 10, No. 1

研 究 論 文
89 - 1 - 03

심방성 부정맥 진단 알고리즘에 관한 연구

황 선 철 · 정 희 교 · 김 용 만 · 이 명 호

A Study of the Atrial Arrhythmia Diagnosis Algorithm

Seon-Cheol Hwang, Hee-Kyo Jeong, Yong-Man Kim, Myoung-Ho Lee

– Abstract –

This papaer presents a new algorithm for the P-wave detection in the ECG signal. Digital differentiation method (7-point derivative) is used for detecting P-waves exactly. This algorithm can detect various parameters of PR, PP, RR interval, which are important to diagnosis AV blocks and WPW syndrome. Especially, this algorithm can detect P-waves very efficiently not only in well-preprocessed waves but in poor waves with noise and artifact. And it enables to develope more reliable automatic diagnosis algorithm.

1. 서 론

심장의 전기적 활동을 나타내는 심전도(electrocardiogram: ECG)는 심장의 상태나 심장질환을 알아보기 위한 중요한 척도로 쓰인다. 최근 컴퓨터를 이용하여 이러한 심장의 상태를 진단하는 심전도 자동진단 시스템에 관한 연구가 시도되고 있다. 심전도 자동진단 시스템의 변수로는 주로 심전도의 RR 간격(RR interval)과 QRS 폭(QRS width), Morphology가 이용되었다[1]. 이들 파라미터는 심실성 질환의 경우 매우 정확한 진단을 내릴 수 있으나 심방에 이상이 있는 경우에는 거의 진단을 내릴 수 없다. 이 경우 P파에 이상이 생기기 때문에 R파에 의존하는 RR 간격이나 QRS 폭 및 Morphology에는 커다란 영향을 미치지 못한다. 그러므로 기존의 알고리즘으로는 심방에 이상이 있는 경우 검출이 불가능하게 된다. 따라서 P파를 검출하려는 시도가 몇가지 방법에서 시도되어왔다. 그 중 하나로서 3-11 Hz 대역통과 필터링에 의한 P파 검출이 시도되었는데, 이 경우 QRS를 제거한 후 P파 검출을 하므로 실시간 처리 및 정확성에 문제가 있었다[2]. 그 후 검출구간을 설정하여 검출을 시도하였으나 이 경우 구간외의 파는 검출이 불가능하였다[3]. 이외에도 템플레이트와 crosscorrelation 방법이 있었지만 정확히 매칭이 안되면 실패할 수 있다[4]. 따라서 본 논문에서는 7-point derivative를 이용하여 심전도 파형을 미분하여 파의 기울기를 구하고 변곡점 및 극값을 검출하여 P파의 지속시간, 진폭, 기울기 등 파의 특성의 문턱값과 비교하여 P파를 결정하는 알고리즘을 제안하고자 한다. 또한 onset 점 및 offset 점과 첨두값을 검출한 후 이에 따른 PR 간격, PP 간격 및 RR 간격 등을 이용하여 심방성 부정맥을

<접수: 1989년 6월19일>
연세대학교 전기공학과
Dept. of Electrical Engineering, Yonsei University

진단하는 알고리즘도 제안하고자 한다.

2. 파라미터의 설정 및 시스템의 설계

2-1 파라미터 설정

P파의 이상 현상은 대개 전도 장애이다. 이것은 동방결절에서 전기 펄스가 발생하여 방실결절로 전달될 때 이상 지연되는 현상이다. 이때는 PR interval 이 길어지고 P파의 갯수도 달라지게 된다. 전도 장애에는 완전 방실전도 장애와 불완전 방실전도장애가 있으며 불완전 방실전도 장애는 1도 방실전도 장애와 2도 방실 전도 장애로 나누며 2도 방실 전도 장애는 다시 Mobitz Ⅰ형과 Mobitz Ⅱ형이 있다. 이 밖에도 심방 세동과 WPW 증후군 등이 있는데 심방세동은 심방의 수축과 심실의 수축이 연관성을 전혀 갖지 못하고 심방이 떨듯 움직이는 현상이며 WPW 증후군은 R파 앞부분에 델타파가 끼어들어 PR 간격이 짧아지는 증상이다. 본 논문에서는 이들을 검출하기 위하여 PP 간격 및 RR 간격, PR 간격, RR 간의 P파의 갯수 등 네가지의 파라미터를 설정하였다. 본 논문에서 P파의 존재 및 위치 등을 검출한 후 심방 이상을 진단하기 위해 사용한 파라미터의 기준은 다음과 같다.

(1) 정상 PR: 120−200ms
(2) 방실전도장애: 200ms 이상
(3) WPW 증후군: 120ms 이하
(4) PP 간격과 RR 간격의 상관관계:
  ㄱ) PP=RR…… 단일 P파의 경우
  ㄴ) PP<RR…… 다중 P파의 경우
  ㄷ) PP>RR…… P파가 없어지는 경우

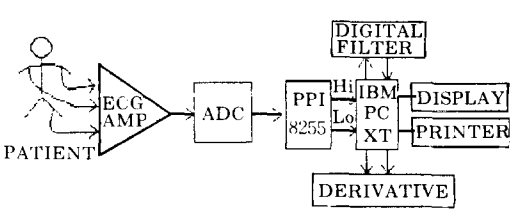

그림 1. 시스템 개괄도

2-2 하드웨어

본 논문에서 사용된 시스템의 개괄적인 구성은 그림 2-1과 같다. 환자로부터 얻은 데이타는 ECG 증폭기와 샘플비가 240Hz인 12-Bit A/D 변환기를 통과하여 IBM PC-XT로 입력된다. 이것은 다시 60Hz 디지탈 대역통과 필터를 거친 후 7-Point Derivative를 이용하여 도함수를 구함으로써 전처리과정을 수행하게 된다.

(1) A/D 변환기

심전기 증폭기는 고입력 임피이던스와 높은 CMRR(common mode rejection ratio)을 갖고 선형 동작 특성을 갖도록 설계되었다. 증폭된 심전도 신호는 Sample and Holder를 거쳐 A/D 변환이 되며 여기에 사용된 A/D 변환기는 12-Bit의 ADC 1210을 사용하였다. 데이타는 Aliasing 현상이 일어나는 것을 방지하기 위하여 240 samples/sec로 샘플링하였다.

(2) 디지탈 필터

심전도의 전처리과정으로 가장 중요한 것은 심전도 신호에 섞여 들어오는 잡음을 제거하는 것이다. 이를 위하여 DC 및 기저선 변동과 60Hz 및 그 고조파를 제거하기 위한 디지탈 대역통과 필터를 구성하였다. 필터의 전달함수는 식(1), 식(2)와 같다[3].

$$H(Z)=Z^{-252}-64\left(\frac{1-Z^{-258}}{1-Z^{-4}}\right)^2 \quad (1)$$

$$H(Z)=\exp(-j252\omega t)\left[1-64^{-2}\left(\frac{\sin 128\omega t}{\sin^2\omega t}\right)^2\right] \quad (2)$$

(3) Digital differentiation

사람이 시각으로 파형을 감지할 때 그 파형의 기울기를 가장 먼저 판별하듯이 컴퓨터의 파형 인식도 그 파의 기울기 즉, 미분값에 우선 의존한다. 그러므로 입력 심전도 데이타도 각 점에서의 미분값을 구하는 작업이 우선되어야 한다. 이 경우에 사용되는 일반적인 미분의 차동 방정식은 2-, 3-, 5-, 7-, 9-point derivative 식이 사용된다[1]. 과거 마이크로 컴퓨터의 연산속도가 느렸을때 실시간 처리 문제로 차동방정식의 차수가 제한되었지만 최근 컴퓨터의 발달과 Numeric Data Processor

(NDP: XT-8087, AT-80287) 의 등장으로 실시간처리에는 제한이 없어졌다. 그러나 다른 연산의 속도까지를 고려하여 5-나 7-point derivative가 적합하다. 7-point derivative의 식은 다음과 같다.

$$y[nT]=[-3x(nT-3T)-2x(nT-2T)-x(nT-T)+x(nT+T)+2x(nT+2T)+3x(nT+3T)]/28 \quad (3)$$

이 식의 전달 함수는

$$H(z)=(3+2z^{-1}+z^{-2}-z^{-4}-2z^{-5}-3z^{-6})/28 \quad (4)$$

이때 $z=e^{j\omega T}$를 대입하면 주파수응답은

$$H[\omega T]=2/28\times(j\,3\sin 3\omega T+j\,2\sin 2\omega T+j\sin\omega T)e^{-j2\omega T} \quad (5)$$

이 된다. 또한 이식의 절대값과 페이스식은 다음과 같다.

$$|H(wT)|=2/28\times(3\sin 3wT+2\sin 2wT+\sin wT) \quad (6)$$
$$\angle H(wT)=\pi/2-3wT$$

derivative 알고리즘은 일반적으로 파형에 섞인 고주파 잡음에 대해서 smoothing 특성을 갖고 있기 때문에 고루파 잡음을 효과적 제거할 수 있는 장점을 갖고 있다. 그러므로 전처리과정이 완전치 못한 환자데이타에 대해서도 탁월한 검출을 할 수 있게 되었다.

2-3 소프트웨어 알고리즘

본 논문에서 사용한 소프트웨어 알고리즘은 P파를 검출한 후 PR interval을 구하고 평균 PR interval과 PP 및 RR interval을 계산하는 알고리즘과 환자의 ECG파와 검출된 P파의 위치를 동시에 그래픽하고 파라미터들을 테이블화하여 진단을 표기, 도식화하는 알고리즘 등으로 구성하였다.

(1) P파 검출 알고리즘

전처리 과정에서 구한 Y(n)을 문턱치를 두어 Y(n)의 증감구간의 길이를 검색하여 T-END(n-1) 점과 R(n)점을 확정한 후 두 점 사이의 전 구간을 backward searching 방식으로 검색한다. 이 방법에 의하면 P파 검색 구간을 RR interval에 의해 설정하는 경우[3] 놓칠 수 있는 다중 P파를 검출할 수 있게 된다.

R파가 인식되면 PR segment의 평평한 구간을 기저선으로 간주하여 기저선 값을 구하고 검색 구간 내의 Y(n)값과 비교하여 P파와 잡음을 선별하여 P파로 확정하게 된다. 이때 기저선값은 R파 앞의 구간중 Y(n)이 0에 가까운 값을 택하여 그 값의 평균을 취하였다. 이 과정에서 P파의 폭과 첨두값을 기준치와 비교하여 잡음과 구별한다. 이때 P-ONSET 점과 P파의 첨두치를 구하여 PR interval 을 계산한 후 T-END(n-1)까지 다시 탐색과정을 계속한다. 탐색 구간 검색이 끝나면 그 구간 내의 P파의 위치 및 갯수와 PR interval을 표시한 후 평균값을 구하기 위해 메모리에 저장한다.

(2) 테이블 및 그래픽 알고리즘

의료진이나 관계자가 인식하기 용이하도록 ECG를 상단에, P파 검출파를 하단에 동시에 그래픽하였으며 그래픽한 상단에는 환자 번호와 PR interval 및 PP interval, RR interval 그리고 진단결과를 표기하였다. 그래픽 후 테이블을 만들어서 위의 결과로 얻어진 PR, PP 및 RR interval과 P-miss 또는 multi-P의 결과를 기록하여 진단에 이용할 수 있게 하였다.

3. 실 험

3-1 시뮬레이터 데이타

본 알고리즘의 정확도와 타당성을 판정하기 위하여 심전도 시뮬레이터를 이용하여 시뮬레이터 데이타를 얻은 후 이들 데이터로 실험을 하였다. 시뮬레이터에서 얻어진 여러 경우의 파형을 240Hz로 샘플링하는 12-Bit A/D 변환기를 이용하여 디지탈 데이타로 변환하였다. 본 논문은 P파 검출을 위한 것이므로 주로 심방 이상인 경우의 데이타만을 이용하였다. 본 논문에서 이용된 파형은 다음과 같다.

(1) Normal

(2) First Degree AV Block(PR 간격이 길어지는 경우)

(3) Mobitz II AV Block(PR 간격이 일정하다가 심실로의 자극전달이 차단되는 경우)

(4) 3:1 AV Block(3개의 이상 P파 후에 QRS군이 나타나는 경우)

(5) PVC(His bundle 이하 부위에서 발생하는 조기박동으로 P파가 없음)

(6) Ventricular Hypertrophy

(7) Atrial Flutter

3-2 환자 데이타

본 알고리즘을 임상적으로 실험하기 위하여 원주 기독병원에서 외래환자중 이상이 있는 환자 50명의 심전도 데이타를 본 논문에서 사용한 A/D 변환기를 이용하여 데이타 파일로 저장한 후 사용하였다. 심전도실에서 받은 환자데이타는 매우 다양하였지만 크게 다음과 같이 분류하였다.

(1) First Degree AV Block

(2) Bigeminy (정상파에 이어지는 비정상파가 계속됨)

(3) Trigeminy (정상파 2개에 비정상파가 1개 계속됨)

(4) Atrial Flutter

(5) 동빈맥(Sinus tachycardia)

(6) 동서맥(Sinus bradycardia)

이 중 그림에는 동서맥은 나타내지 않았다. 그 이유는 맥박이 천천히 뛰는 서맥일 뿐 파형이 완전히 정상파형이기 때문이다. 그러나 파형은 정상파형이지만 맥박이 정상보다 빨리 뛰는 동빈맥은 나타내었다. 모비츠 II나 3:1블럭과 같은 파형은 환자의 경우 드문 경우여서 환자데이타 구성을 못하였기 때문에 실험할 수 없었다.

3-3 파라미터 검출

본 논문의 알고리즘을 사용하여 실험한 결과 P파의 위치가 정확히 검출되었다. 특히 P가 없거나 다중 P인 경우 및 PVC에서 P의 존재 및 P의 수를 정확히 검출하였다. 이들 P파의 검출로 P파간의 간격인 PP 간격과 R파간의 간격인 RR 간격이 계산되고 PR 간격이 계산되었으며 이들 파라미터들을 기초로 P-miss, multi-P, 정상 PR 등이 자동검출되었다.

표 1. 판정표와 환자 및 시뮬레이터의 실험결과

Arrhythmia	Criterion(unit:sec)	Experimental results of patient or simulator waves
Tachycardia	0.12<PR<0.2 ∣ (PR=RR)<0.5	PR=0.162 PP=RR=0.496 (patient)
First degree AV block	PR>0.2 ∣ 0.5<(PP=RR)<1.5	PR=0.318 PP=RR=0.861 (patient)
Mobitz type II	aPR>>0.2 ∣ No. of P>2, QRS miss	aPR=0.484 PP=0.722 RR=1.264 MULTI-P (simulator)
3:1 AV block	aPR>> 0.2 ∣ No. of P=3	aPR=0.742 PP=0.365 RR=1.726 MULTI-P (simulator)
PVC	PR<0.2 ∣ P miss	PR=0.163 PP=1.064 RR=0.718 MULTI-P (patient)
Atrial flutter	PR- ∣ P miss & multi P	PR=- PR=- RR=0.546 MULTI-P, P-MISS (patient)
Ventricular hypertrophy	0.12<PR<0.2 ∣ST segment>baseline	PR=0.166, PP=0.861 RR=0.861 (simulator)

(aPR=average PR in one RR)

4. 결과 고찰

4-1 시뮬레이터 실험결과

시뮬레이터에서 얻은 데이타로 실험한 결과를 그림 2에서 그림 5에 각각 나타내었다.

(1) 그림 2는 정상파형을 실험한 것으로서 PR은 116ms로 검출되어 정상범위에 들었고 PP와 RR은 861ms로 정상범위이며 서로 동일하다.

(2) 그림 3은 1도 방실전도장애의 실험결과로서 길어진 PR을 나타내고 있다. PR은 318ms로 나타났으며 PP와 RR은 861 ms로 서로 같고 정상범위이다.

(3) 그림 4는 3:1 방실전도장애의 실험결과로서 P파 3개가 연속적으로 나타났다. 이 경우 PR은 742ms로 매우 길어지며 PP와 RR이 각각 365ms와 1,726ms로 크게 달라지고 PP《RR 이므로 다중 P라는 결과가 나왔다.

(4) 그림 5는 PVC의 실험결과로서 정상파 뒤에 바로 커다란 R파가 뒤따르며 P파가 없어졌다. 이 경우 PR은 163ms로 정상범위이며 PP와 RR은 970ms와 810ms로 PP《RR이므로 P-miss라는 결과가 나오게 되었다.

PATIENT NUMBER	b:00
PR_INTERVAL	1.6620E-001 (sec)
PP_INTERVAL	8.6100E-001 (sec)
RR_INTERVAL	8.6100E-001 (sec)
DIAGNOSIS	NORMAL PR

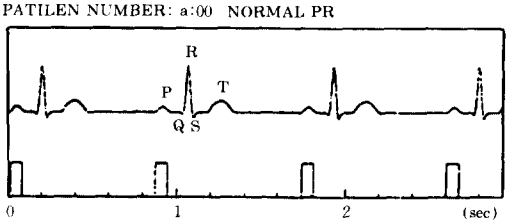

그림 2. 시뮬레이터의 결과: 정상

PATIENT NUMBER	b:19
PR_INTERVAL	3.1800E-001 (sec)
PP_INTERVAL	8.6100E-001 (sec)
RR_INTERVAL	8.6100E-001 (sec)
DIAGNOSIS	LONG PR , AV_BLOCK

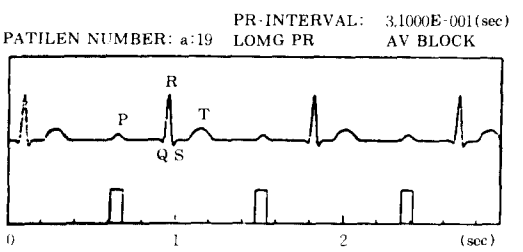

그림 3. 시뮬레이터의 결과:1도 방실전도장애

PATIENT NUMBER	b:07
PR_INTERVAL	7.4200E-001 (sec)
PP_INTERVAL	3.6540E-001 (sec)
RR_INTERVAL	1.7262E+000 (sec)
DIAGNOSIS	MULTI-P , AV_BLOCK

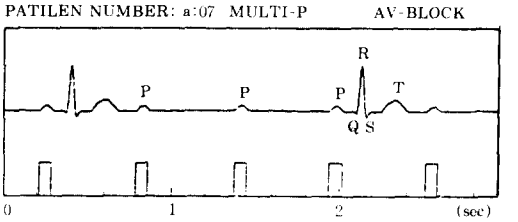

그림 4. 시뮬레이터의 결과: 3:1 방실전도장애

PATIENT NUMBER	b:29
PR_INTERVAL	1.6310E-001 (sec)
PP_INTERVAL	9.7020E-001 (sec)
RR_INTERVAL	8.1060E-001 (sec)
DIAGNOSIS	NORMAL PR , P-MISS

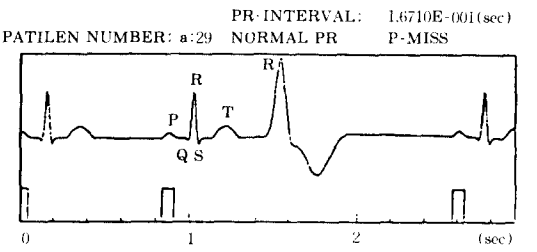

그림 5. 시뮬레이터의 결과: PVC

PATIENT NUMBER	6:761058
PR_INTERVAL	2.1560E-001 (sec)
PP_INTERVAL	6.4260E-001 (sec)
RR_INTERVAL	6.4260E-001 (sec)
DIAGNOSIS	LONG PR , AV_BLOCK

PR-INTERVAL: 2.1560E-001(sec)
PATILEN NUMBER: 761058 LOMC PR AV-BLOCK

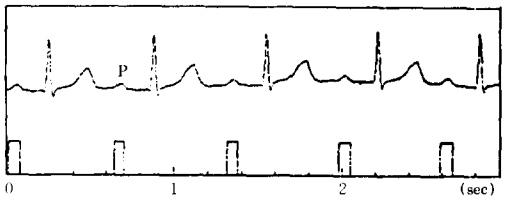

그림 6. 환자 데이타의 결과: 1도 방실전도장애

PATIENT NUMBER	6:753954-1
PR_INTERVAL	1.6730E-001 (sec)
PP_INTERVAL	1.3603E+000 (sec)
RR_INTERVAL	7.0140E-001 (sec)
DIAGNOSIS	NORMAL PR , P-MISS

PR-INTERVAL: 1.6730E-001(sec)
PATILEN NUMBER: 753954-1 NORMAL PR P-MISS

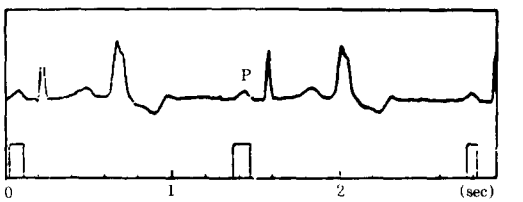

그림 7. 환자 데이타의 결과: PVC, Bigeminy

위의 결과를 종합해보면 1도 방실블럭은 PP와 RR은 정상과 같으나 단지 PR만이 길어지는 경우이다. 1도 방실블럭외의 방실블럭은 주로 다중 P의 발생으로 PP가 RR보다 짧아지는 현상이 나타난다는 사실을 알수 있다. 또한 PVC 등은 정상파 바로 뒤에 P파가 없는 매우 커다란 QRS가 발생하며 그로인해 PP가 RR보다 길어지는 현상이 나타난다는 사실을 알 수 있다.

4-2 환자데이타 실험결과

위의 실험결과를 토대로 환자데이타를 실험해 본 결과 정확한 P파 검출과 함께 여러 파라미터들이 검출되었다. 그 결과는 다음과 같다.

(1) 그림 6에 나타나 있는 결과는 환자번호 761058인 5세의 남자아이의 실험결과로서 이 경우 의사의 진단은 1도 방실전도장애였다. 본 논문에서 제시한 알고리즘으로 분석한 결과 PR이 216ms로 길어진 PR이 검출되었으며, AV BLOCK이라는 결과가 나왔다. 이때 RR과 PP는 643ms로 같으며 정상범위에 속하게 되었다. P파가 1개 존재하며 PP=RR을 만족하고 정상인 반면 PR만 길어졌기 때문에 1도 방실전도장애라는 결과가 나왔다.

(2) 그림 7은 환자번호 753954−1인 51세의 여자의 심전도 실험결과인데 의사의 진단은 2단맥이었다. 본 알고리즘으로 분석한 결과 이 환자의 데이타는 P-miss라는 결과가 나왔으며, PP와 RR 간격은 각각 1.36sec와 701ms로 PP《RR이라는 결과가 나왔다. 이때도 PVC이외의 다른 파의 PR은 167ms로 정상이었다.

5. 결 론

본 논문은 P파를 검출하여 심전도의 QRS폭과 형태(morphology) 만을 진단 파라미터로 이용한 기존의 알고리즘으로는 진단이 불가능한 심방성부정맥의 진단 알고리즘의 개발에 관한 연구이다. 본 논문에서는 미분 차동방정식을 사용하여 기울기를 얻었으며 차수를 높여 7-point derivative를 이용하여 P파에 관련된 각종 파라미터를 정확히 검출함으로써 보다 정밀한 자동진단 알고리즘을 개발하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 7-point derivative로 고주파가 효과적으로 제거된 미분파형을 얻을 수 있었다.

2. 본 알고리즘으로 RR 간격, PP 간격, PR 세그먼트 및 P파의 폭 등, 각종 파라미터를 정량적으로 정확하게 검출할 수 있었다.

3. PR 세그먼트의 검출로 방실블럭과 WPW 증후군 등 PR 세그먼트의 길이의 변화에 따른 각종 질환을 검출할 수 있었다.

4. P파의 폭과 P파의 존재유무 및 한 주기내에 P파의 갯수 등을 검출함으로써 진단의 정확성을 기할 수 있었다.

5. 환자데이타로 부터 얻은 진단 파라미터를 이미 입력된 파형 및 P 파의 위치와 함께 그래프로 나타내었다.

참 고 문 헌

1) Willis J. Tompkins & John G. Webster, "Design of Microcomputer-Based Medical Instrumentation", Prentice-Hall, 1981.
2) S. J. Hengeveld & J. H. Van Bemmel, "Computer Detection of P-Waves", Computers and Biomedical Research 9, pp.125-132, 1976.
3) Josef Wartak, M.D.,B.Sc., "Computers in Electro cardiography", Charles C Thomas. Publisher, U.S.A., 1970.
4) S. Shibata, "A P-Wave Detector", Opimization of Computer ECG Processing, pp. 165-16, 1980.
5) Peng-wie Hsia, Janice M. Jenkins, Yair Shimoni, Kevin p. Gage, John T. Santinga, Bertram Pitt, "An Automated System for ST Segment and Arrhythmia Analysis in Exercise Radionuclide Ventriculography", IEEE Trans. Vol. BME-33, No.6, pp 585-593, 1986.
6) O. Govrin, D. Sadeh, S. Akselrod, S. Abboud, "Cross-Correlation Technique for Arrhythmia Detection Using PR and PP Intervals", Computers and Biomedical Research 18, pp. 37-45, 1985.
7) Jiapu Pan and Willis J. Tompkins, "A Real-Time QRS Detection Algorithm", IEEE Trans. Vol.BME-32, pp. 230-236, 1985.
8) Alvan V. Opplenheim / Ronald W. Schafter, "Digital Signal Processing", Prentice-Hall, 1975.
9) Hamming, "Digital Filters", Prentice-Hall, 1983.
10) 신 호용, "실시간 부정맥 자동진단에 관한 연구", 연세대학교 대학원, 1987.
11) 송 향봉, "심전도 신호 분산처리를 위한 Preprocess Module의 설계에 관한 연구", 연세대학교 대학원, 1987.
12) 신 건수, 이 명호, "마이크로 컴퓨터를 이용한 QRS 파형 검출용 디지탈 필터", 대한 의공학회지, Vol.5, No. 2, pp. 173-181, 1984.
13) 이 명호, 안 재봉, 윤 형로, "ECG의 자동진단을 위한 컴퓨터 알고리즘", 대한 의공학회지, Vol.3, No. 2, pp. 83-93, 1982.
14) 황 선철, 이 명호, "FIR 필터를 이용한 생체신호처리", 연세대학교 산업기술연구소 논문지, Vol. 19, No.2(27), pp 93-100, 1987.
15) 이 종영, "심전도 자동진단을 위한 디지탈 신호처리 시스템의 설계," 연세대학교 대학원, 1988.