

ECG 파형 성분의 위치와 time interval 측정 알고리즘

이명호 · 윤형로* · 민혜정 · 정혁구 · 신호용

=Abstract=

A Simple Algorithm for Measuring the Position and Time Interval of the ECG Wave Components

Myoung-Ho Lee, Hyung-Ro Yun*, Hee-Jeang Min, Hyeok-Koo Jung, Ho-Yong Shin

The position and time interval of wave components of the electrocardiogram are used as important data for physician's diagnosis. In case of using the existing definition of the onset of the wave component of the electrocardiogram, they have some problems of defining the precise position of the isoelectric line, of defining the limit of the gradient accepted as the onset, and of the gradient being changed by noise.

Therefore, in this paper all time intervals and positions of wave components needed for data of diagnosis were obtained correctly by turning point data reduction algorithm and linear regression intersection algorithm, and the viability of the method of intersecting lines was established in comparison to the four methods of calculating the PR interval.

1. 서 론

심전도(electrocardiogram : ECG)는 심방근육의 연속적인 전기 분극 작용에 의한 결과로서, 인체표면에 부착시키는 전극을 통하여 검출되며, P, Q, R, S, T라는 이름으로 명명된다.

그림 1.1은 임상적으로 인정되고 있는 심전도의 기본 파형을 나타낸다.

심전도 파형 성분의 위치(position)와 time interval은 매우 중요한 진단의 자료로 이용된다. 여기서 위치라 함은 ECG 파형성분인 P, Q, R, S, T 파의 출발점(on-

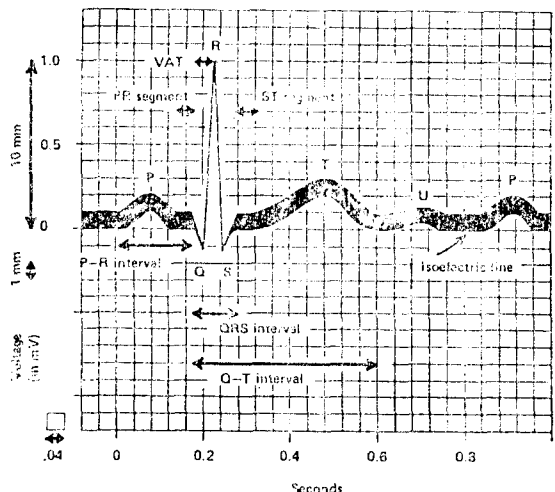


그림 1-1. 정상 ECG의 time interval 다이어그램
 Fig. 1-1. Diagram of ECG time interval.

<1985. 11. 26 접수>

연세대학교 공과대학 전기공학과

* 연세대학교 원주의과대학 의용공학과

Dept. of Electrical Eng. College of Eng. Yonsei University
 Dept. of Biomedical Eng. Collsege of Wonju Medicine
 Yonsei University

set), 피이크 및 끝점(termination)을 말하며, time interval 이라함은 심전도의 어떤 파형성분의 출발점에서 끝점까지의 interval을 말한다. 심전도 파형성분의 출발점에 관한 정의로는 측정전압이 등전위레벨을 초과하기 시작하는 시간축상의 한점으로 정의된다. 그러나 이방법은 등전위선의 정확한 위치를 정의해야만 하는 어려운 점이 있다.

파형 성분의 출발점에 대한 또 다른 정의는 파형의 증가면의 기울기에 의해 정의할 수 있는데, 이 방법 역시 출발점으로 인정되는 기울기의 한계값을 정의 하기가 힘들고 기울기가 잡음에 의해 변화되기 쉬운 단점이 있다. 한편 심전도 파형성분의 위치를 정의하는 방법으로는 파형의 첨두치에 대한 시간축상의 위치를 측정하여 심전도를 표현하는 방법이 있으나 이 경우 최대 진폭의 결정은 신호에 포함된 잡음에 매우 민감하여 첨두치 근처의 진폭에 잡음이 포함되면 그점이 새로운 첨두치로 잘못 규정될 수 있다.

이외에도 Van Bommel 등이 제안한 template method가 있는데 이 방법의 문제점으로는 P파와 T파의 형태(morphology)와 진폭이 심전도를 측정하는 도중에 급격한 변화를 일으키면 컴퓨터가 잘못 인식할 수 있는 점이다.

이러한 문제점들을 개선하기 위한 방법으로 본 연구에서는 심전도 파형성분을 정량적 평가를 하기 위하여 마이크로 컴퓨터를 이용하여 얻어진 데이터를 변환점 데이터 감소법(turning-point data reduction method)으로 데이터를 감소시킨후 선형 회귀선 교점법(linear regression line intersection method)에 의해 심전도 파형성분의 time interval과 파형성분의 정확한 위치를(position) 측정하여 보고자 한다.

2. 심전도 파형의 형성 과정

심장의 전기적 주기의 시작은 P세포(pacemaker-cell)로 이루어진 동방결절(sinus arterial node : SA node)에서 발생한 활동전위가 심방전체로 퍼져 심전도의 P파를 형성하는데서 비롯된다. 이활동 전위는 심방에서 중격(septum)의 상단에 있는 방실결절(atrial ventricular node : AV node)을 통해 심실로 전달되는데 이를 방실결절 지연이라 하며, R interval에 해당한다. 이 활동전위가 Purkinje 섬유를 따라 심실의 내부벽으로 전달되어 심실전체로 퍼지는 동안 심방은 전기적으로 초기의 상태로 다시 재분극(repolarization)되는데 이 과정이 심전도의 QRS complex로 나타나며, 이때

심실이 수축하게 된다. 이후 ST segment에 해당하는 약 0.2초의 지연후에 심실은 다시 재분극되며, 이 과정이 심전도에서 T 파로 나타나며 이때 수축된 심실근이 이완된다.

일반적으로 PR interval은 심장블록(heart block)현상에서 중요하며, QRS width는 부정맥(arrhythmia) 등 심장질환을 진단하는데 중요한 요소가된다. 또한 ST segment는 허혈(ischemia)의 진단 자료로 쓰인다. 표. 21은 심전도 파형성분의 time interval을 나타낸다.

3. 알고리즘의 구성

심전도 파형성분의 정확한 위치와 time intervals을 측정하기 위하여 먼저 8 bit A/D 변환기에서 500Hz로

2-1. 정상ECG time interval

Table 2-1. The standard values of the normal ECG time interval

Time intervals(ms)	
RR interval	750~857
PR interval	120~200
QRS interval	80~110
QT interval	420~430
ST interval	320~350
PRsegment	30~40
ST segment	35~45

심전도 데이터를 받는다. 심전도 신호의 샘플비를 500 Hz로 하여 원래의 신호와 재생된 신호와의 평균오차를 1%로 미만으로 줄였으며 이 데이터를 변환점 데이터감소법에 의해 데이터를 감소시킨 후 선형 회귀선 교점법(linear regression line intersection method)에 의해 심전도 파형성분의 정확한 위치와 time interval을 측정한다.

3.1 변환점 데이터 감소법

데이터 감소법은 임상정보의 내용을 상실하지 않는 범위 내에서 입력되는 데이터의 양을 감소시켜서 마이크로 컴퓨터의 기억용량을 효율적으로 사용할 수 있는 것으로 이러한 데이터 감소 알고리즘에는 여러가지 방법이 있으나 원래 파형의 재생능력이 뛰어나며 데이터를 50%까지 감소시킬 수 있는 변환점 데이터 감소 알고리즘을 사용하였다.

즉 그림 3.1과 같이 한 데이터점과 그 다음 연속된 두개의 데이터점까지 단순 증가할 경우, 가운데 데이

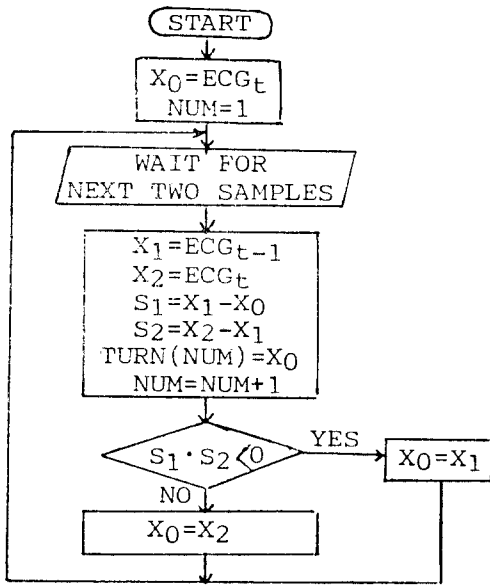


그림 3-1. 변환점 데이터 감소 알고리즘의 흐름도
Fig. 3-1. Flowchart of turning-point data reduction algorithm

타는 고려하지 않아도 데이터 재생에 무리가 없다는 점에서 이 알고리즘은 성립된다. 그러나 X_0, X_1, X_2 의 3개의 데이터중 X_1 에서 증가 및 감소 현상이 일어날 경우에는 예의로써 X_1 을 변환점에 유효한 데이터로 선택하게 된다.

이것을 수식으로 표현하면,

$$(X_2 - X_1)(X_1 - X_0) < 0 \quad \text{이면 } X_0 = X_1 \text{ 이고}$$

$$(X_2 - X_1)(X_1 - X_0) \geq 0 \quad \text{이면 } X_0 = X_2 \text{ 가된다.}$$

이 방법은 최초의 샘플링이 수행되는 짧은 구간에서는 저장되는 기준점이 항상 일정한 time interval을 유지하기 때문에 파형의 왜곡을 가져올 수 있으나, 샘플링이 거듭 반복되어 time interval이 길어질 때에는 파형의 왜곡이 일어나지 않는다. 또 이 알고리즘은 P파와 같은 진폭이 작은 데이터는 정확하게 전송할 수 없고 QRS complex와 같이 진폭이 큰 데이터는 정확히 파형을 재현시킬 수 있으므로 QRS 파형을 정확히 검출할 수 있고, 원하지 않는 진폭이 작은 잡음을 제거할 수 있는 장점이 있다.

3.2 선형 회귀선 모델과 소프트웨어 알고리즘

가정된 모델은 그림 3.2에 나타난 심전도 파형성분의 증가면(rising edge)과 감소면(falling edge)을 나타내는 두 직선의 교차점을 계산함으로써 주어진 파형성분의 시간위치를 결정할 수 있다. 그림 3.2는 심전도의 형태(morphology)를 정의하기 위한 선형 모델이다. 표 3.1은 그림 3.2의 직선 교차에 의하여 정해진 점이다. 각 파형성분을 지나는 파형성분의 증가면과 감소면 전압을 구성하는 데이터 점중에서 직선의 최소 제곱적용점(least square fits)들을 얻기 위해 선형회귀선 교점법으로 계산된다. 각 파형성분의 선형회귀선 방정식은 식(3.1)과 같다.

판단의 기준으로써 일련의 선들에 대해서 계산되어 진후 절대치로 최대 기울기를 갖는 선을 파형성분을 나

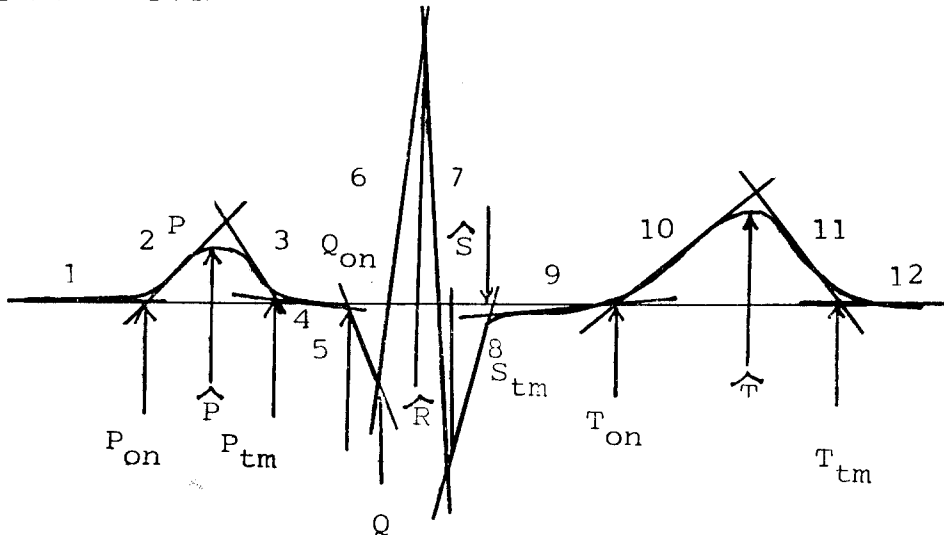


그림 3-2. 심전도의 형태를 정의하기 위한 선형 모델
Fig. 3-2. The linear model used for defining the morphology of the ECG.

타내는 선으로 선택한다. 심전도의 각 파형성분에 대해 찾을 범위를 정하는데 그 범위는 심전도에 대하여 알고 있는 기준지식에 따른다. 그러한 정의는 잡음이나 가짜 파형이 나타날 때는 정확하지 않지만 다음 데이터의 선형 회귀선 범을 위한 출발점으로 잡는다.

표 3-1. 선형회귀선 교차에 의하여 정의되는 교점
Table 3-1. Points are defined by line intersections

Point	Intersction of	With
P ouset	1	2
P peak	2	3
P term	3	4
Q onset	4	5
Q peak	5	6
R peak	6	7
S peak	7	8
S term	8	9
T ouset	9	10
T peak	10	11
T term	11	12

$$Y = (B_1 \times T) + B \quad (3.1)$$

한편 선형 회귀선의 기울기 B_1 는

$$B_1 = \frac{N \sum_{i=1}^N (Y_i T_i) - \sum_{i=1}^N (Y_i) \times \sum_{i=1}^N (T_i)}{N \sum_{i=1}^N (T_i^2) - (\sum_{i=1}^N T_i)^2} \quad (3.2)$$

여기서 N =회귀선을 계산하기 위해 사용된 점의 수

Y_i = i 번째점의 진폭

T_i = i 번째점의 시간 위치

회귀선의 교차(B)는

$$B = \bar{Y} - B_1 \cdot \bar{X} \text{로 주어진다.}$$

$$\bar{Y} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N Y_i : \text{진폭의 평균치}$$

$$\bar{X} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N T_i : \text{시간의 평균치}$$

그림 3.3은 선형회귀선 분석을 위한 알고리즘의 흐름도이다. 각 파형성분의 예상되는 크기와 형태에 관한 데이터를 나타낸 표에서 찾을 범위를 정한다. 이렇게 찾은 범위로부터 점차적으로 데이터 점들을 확장하면서 직선의 연속 방정식을 구하는데 그중 가장 큰 기울기를 가진 선형 방정식을 선택한다. 이 과정을 증가면과 감소면에 대해 반복 수행하여 얻어지는 직선들의 교점으로부터 주어진 파형성분의 출발점, 최대점, 끝점을 계산하게 된다. 이러한 수행 과정이 심전도 전체에 대하여 적용된다. 이렇게 하여 모든 기준점들이 구해

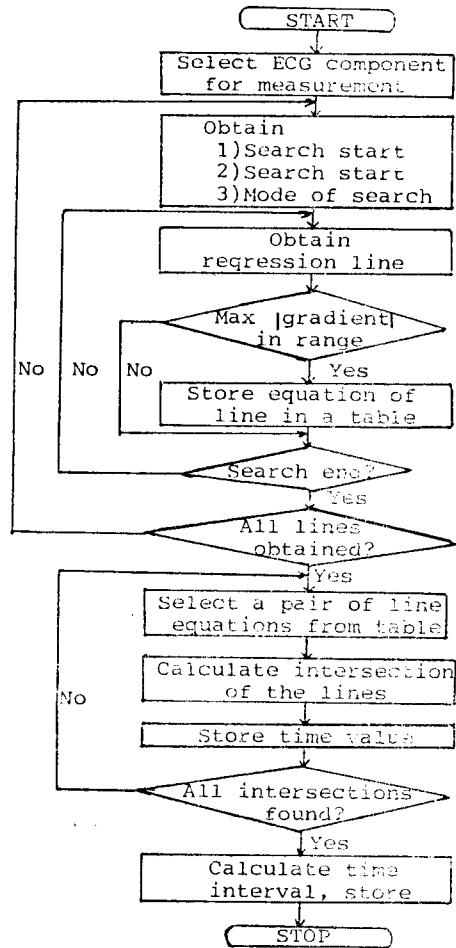


그림 3-3. 선형회귀선분석을 위한 알고리즘의 흐름도
Fig. 3-3. Flowchart of the linear regression line analysis algorithm.

지면 심전도 파형성분의 time interval이 정의된다.

4. 실험

그림 4.1은 마이크로 컴퓨터를 이용한 심전도 성분 파형의 정확한 위치와 time interval계산을 위한 시스템의 블록선도이다.

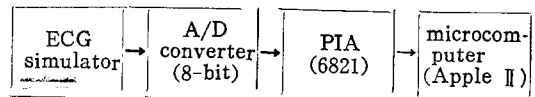


그림 4-1. 실험 시스템의 블록선도
Fig. 4-1. Block diagram of the experimental system.

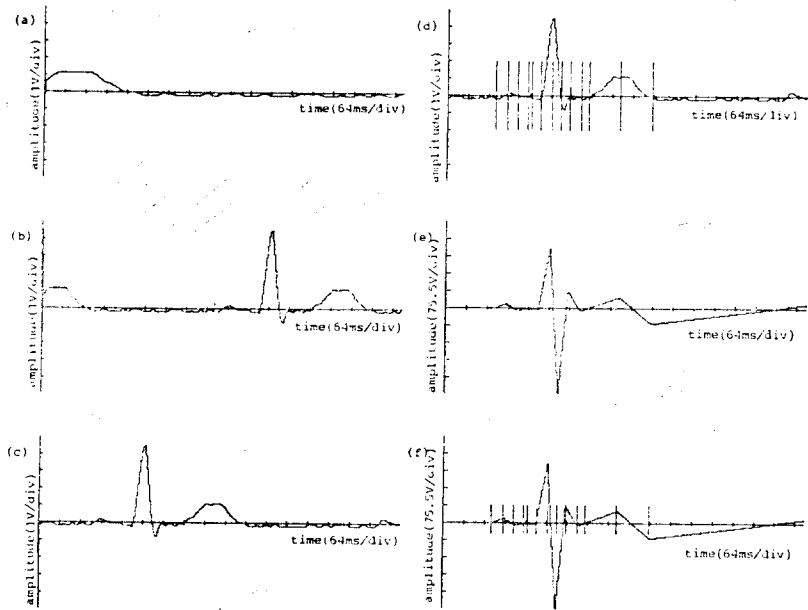


그림 5-1. 정상 ECG 신호에 선형회귀선 알고리즘을 적용한 결과
 Fig. 5-1. The results obtained from the normal ECG applied with the linear regression line algorithm.

ECG시뮬레이터에서 데이터가 A/D 변환기 및 PIA를 거쳐 마이크로 컴퓨터에 의해 처리된다. 마이크로 컴퓨터에서 처리되는 과정은 변환점 데이터 감소 알고리즘을 거친 후 선형회귀선 분석에 의해 심전도 성분파형 위치 및 time interval을 측정하여 프린터에 의해 출력된다.

4.1 마이크로 컴퓨터

Apple II 컴퓨터를 사용하여 6502 어셈블리어로 프로그램 하였다. ECG 시뮬레이터로부터 얻어지는 ECG 신호를 정량적으로 디지털화 하기위해서 Apple II 마이크로 컴퓨터를 이용하였으며 6502 어셈블러 언어로 알고리즘을 구성하였다.

4.2 ECG 시뮬레이터

ECG의 부정맥파형을 얻기 위하여 Kontron Medical Inc. 제품의 ECG 부정맥시뮬레이터 994를 사용하였는데, 입력 기준신호로는 정상 ECG신호, 기저선이 드리프트된 ECG신호, 60Hz 잡음이 섞인 ECG 신호를 사용하였다.

4.3 PIA

A/D 변환기에 의해 디지털화된 신호를 마이크로 컴퓨터내의 기억장소에 기억시키기 위한 인터페이스로 6821 PIA를 사용하였다.

5. 결과 고찰

5.1 정상 ECG 신호인 경우

그림 5.1은 ECG 시뮬레이터에서 얻은 정상 ECG 신호에 선형회귀선 분석알고리즘을 적용한 결과를 순서대로 나타낸 것이다.

(a)는 ECG 시뮬레이터에서 얻은 파형을 A/D 변환기를 거친 후, 처음부터 279개의 데이터를 HGR로 프린터에서 그린 것이다. 여기서 데이터점을 279개만 그린 것은 X좌표를 280, Y좌표를 159로 나타내는 HGR로 프린터에서 그리기 위해서이며 280개 중 나머지 한 점은 Y좌표축을 그리는 점으로 사용하였다.

(b)는 A/D 변환기에서 나온 데이터를 변환점에 데이터 감소 알고리즘에 의하여 데이터가 50% 감소처리된 후 다시 처음부터 279개의 데이터를 나타내게 한 것으로서 파형의 더 많은 부분이 나타나고 있음을 알 수 있다.

(c)는 선형회귀선 알고리즘을 P파형부터 적용시키기 위해 파형을 이동시킨 것이며, (e)는 선형회귀선 분석으로 얻은 최대 기울기를 갖는 회귀선을 순차적으로 표시한 것이며, (f)는 최대기울기를 갖는 선형회귀선의 교점부분을 나타낸 것이며, (d)는 정상 ECG 파형성분의 위치와 time interval을 나타낸 것이다. 표 5.1은 이때의 ECG 파형성분의 위치와 time interval을 정량적인 값으로 나타낸 것이다.

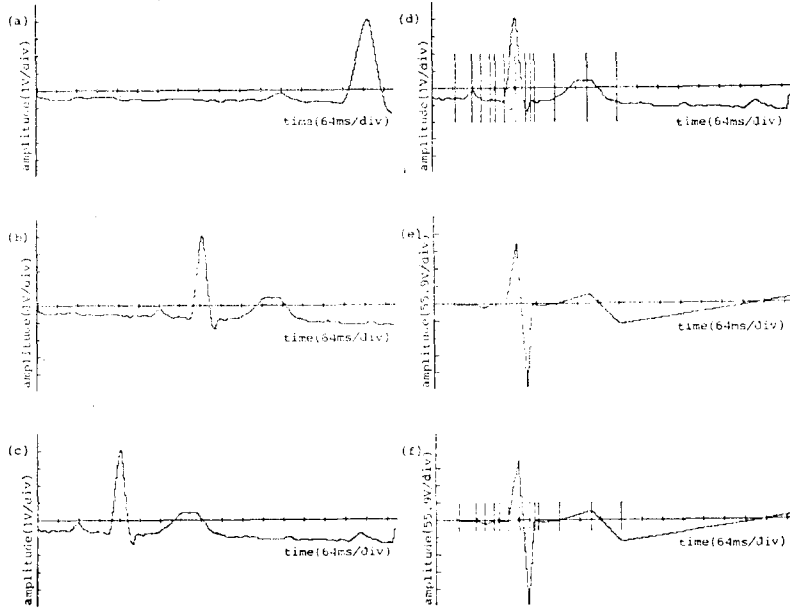


그림 5-2. 기저선이 드리프트된 ECG 경우에 선형회귀선 알고리즘을 적용한 결과
 Fig. 5-3. The results obtained from the baseline drifted ECG applied with the linear regression line algorithm.

표 5-1. 선형회귀선 알고리즘에 의한 정상 ECG 신호에서까지인 time interval

Table 5-1. Position and time interval in the normal ECG signal applied with the linear regression line algorithm.

Position(ms)		Time interval(ms)	
P Onset	148	PQ interval	44
P Peak	184	PR interval	140
P Term	216	QRS interval	120
Q Onset	260	ST segment	184
Q Peak	288	T wave	196
R Peak	324		
S Peak	352		
S Term	380		
T onset	416		
T Peak	536		
T Term	636		

5.2 기저선이 드리프트된 ECG 신호의 경우

그림 5.2는 ECG 신호의 기저선이 드리프트된 경우에 선형회귀선 분석 알고리즘을 적용할 결과로서 (a)~(f)까지 얻어지는 과정은 5.1절의 경우와 마찬가지로 설명된다.

표 5.2는 이때의 ECG 파형 성분의 위치와 time interval을 정량적인 값으로 나타낸 것이다.

표 5.3 선형회귀선 알고리즘에 의한 기저선이 드리프트된 신호의 위치와 time interval

Table 5-2. Position and time interval in the normal ECG applied with the linear regression line algorithm.

Position(ms)		time interval(ms)	
P Onset	72	PQ interval	44
P Peak	124	PR interval	136
P Term	152	QRS interval	11Q
Onset	196	ST segment	192
Q Peak	224	T wave	192
R Peak	260		
S Peak	292		
S Term	308		
T Onset	320		
T Peak	484		
T Term	576		

5-2. 60Hz 잡음이 섞인 ECG신호의 경우

그림 5.3은 60Hz의 잡음이 ECG 신호에 혼합된 경

—이영호 외 : ECG 파형 성분의 위치와 time interval 측정 알고리즘—

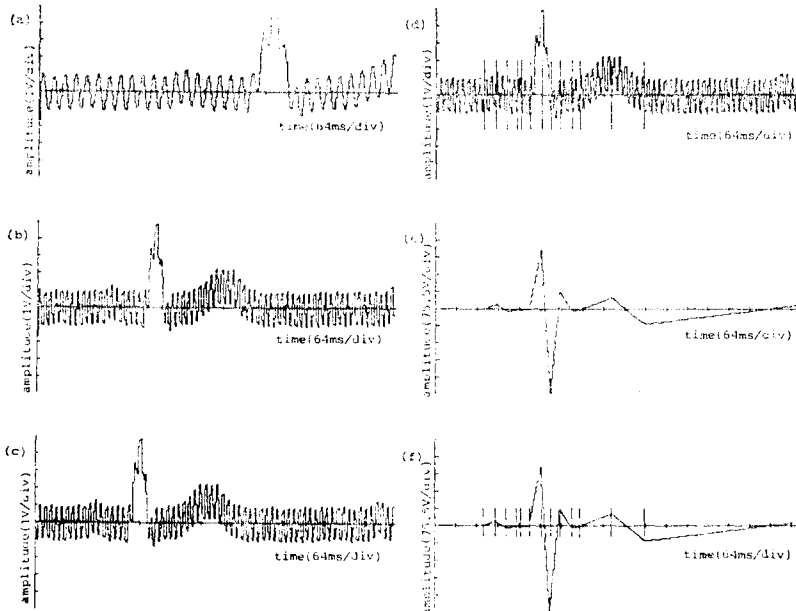


그림 5-3 Hz잡음이 섞인 ECG 신호에 선형회귀선 알고리즘을 적용한 결과
Fig. 5-3. The results obtained from the 60Hz contaminated ECG applied with the linear regression line algorithm.

우에 대하여 선형회귀선 분석 알고리즘을 적용한 결과로서 (a)~(f)까지의 얻어지는 과정은 5.1절의 경우와 동일하다.

표 5.3은 이때의 ECG 파형 성분의 위치와 time interval을 정량적인 값으로 나타낸 것이다.

표 5-3. 60Hz잡음이 섞인 ECG 신호의 위치와 time intervals

Table 5-3. Positions and time intervals in the contaminated 60Hz noise applied with the linear regression line algorithm.

Position(ms)		time interval(ms)	
P Onset	148	PQ interval	44
P Peak	184	PR interval	140
P Term	216	QRS interval	120
Q Onset	260	ST segment	184
Q Peak	288	T wave	196
RPeak	324		
S Peak	352		
S Term	380		
T Onset	416		
TP eak	536		
T Term	636		

5.4 알고리즘의 성능평가

선형회귀선 분석알고리즘의 타당성을 검증하기 위하여 ECG 성분 파형의 대표적인 파라미터인 PR interval의 측정예를 예로

(1) 최대진폭에 의해 P파의 첨두치에서 R파의 첨두치까지 측정하는 방법.

(2) P파의 출발점에서 R파의 첨두치까지 측정하는 방법

(3) 선형회귀선 분석 알고리즘에 의하여 P파의 첨두치에서 R파의 첨두치까지 측정하는 방법

(4) P파의 중앙에서 R파의 첨두치까지 측정하는 방법 등의 4가지 방법으로 PR interval의 변화를 측정하여 검증하였다.

그림 5.4는 PR interval을 측정하는 4가지 방법을 온라인 처리시 측정치들의 변이를 나타낸다. 즉 ECG 데이터를 ECG 시뮬레이터로 계속받으면서 4가지 방법에 의해 PR interval을 구한것으로 인터럽트에 의해 1분마다 4가지 방법에 따라 각기 하나씩 PR interval의 데이터를 279번 그린 것이다.

여기서 최대진폭 방법에 의해 P파의 첨두치에서 R파의 첨두치까지 측정한(a)는 잡음에 민감한 반응을 보이고 있으며 P파의 출발점에서 R파의 첨두치까지 측정한(b)는 매우 불안정한 궤적을 보이고 있다.

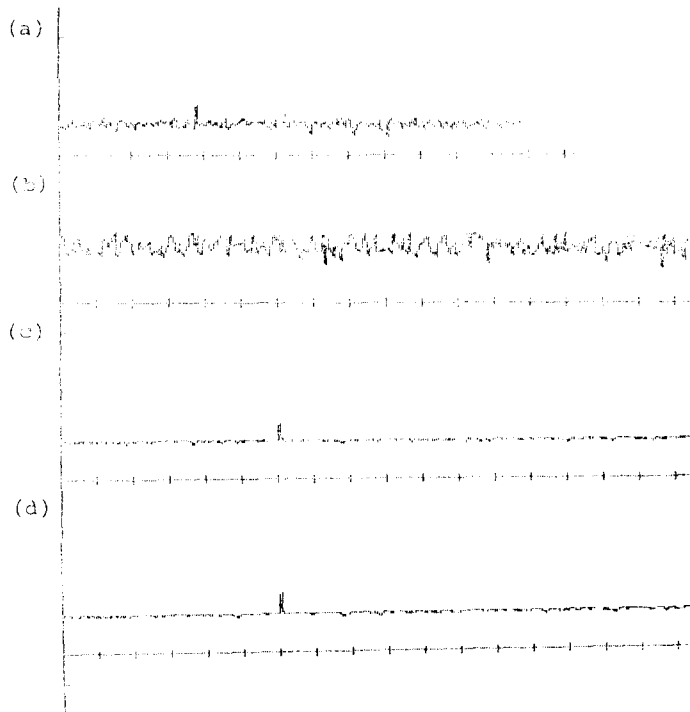


그림 5-4. PR interval의 변이

Fig. 5-4. The variation of the PR interval as assessed by 4 different methods.
Vertical axis: time(64ms/div) Horizontal axis: time(16minute/div)

선형 회귀선 분석알고리즘에 의해 P 파의 첨두치에서 R 파의 첨두치까지 측정된(c)와 P 파의 증양에서 R 파의 첨두치까지 측정된 (d)는 안정되고 서로 비슷한 변이를 보이고 있다.

한편 각 방법에 의한 측정치들이 PR interval을 측정함에 있어 얼마나 똑같은 결과를 얻을 수 있는가를 평가하기 위해(1)~(4)의 방법중의 한 방법으로 얻은 측정치와 다른 방법으로 얻은 측정치 사이의 상관계수를 구하였다. x, y 사이의 상관계수는 아래와 같이 구한다 같은 샘플 공간내에서 정의된 두 임의의 변수 x, y 에 대한 상관계수 r 는 다음과 같이 정의된다.

$$r = \frac{E\{x y\} - E\{x\} E\{y\}}{\sigma_x \sigma_y} \quad (-1 \leq r \leq 1)$$

여기서 $r=0$ 인 경우에 x 와 y 는 서로 상관관계가 성립하지 않으며 각각 독립적인 관계를 갖는다.

$r \pm 1$ 인 경우에 y 는 x 의 선형함수가 되어 결합확률 분포(joint probability distribution)는 xy 평면내의 한선에 집중되어 있으므로 일반적으로 r 이 0에 접근하면 x 와 y 가 서로 약한관계에 있다는 것을 의미하며 $r=$

± 1 에 접근하면 서로 밀접한 관계에 있다는 것을 의미한다.

표 5.4에 나타낸 결과는 4가지 방법에 의해 구한 자기 상관계수(autocorrelation coefficient)와 상호상관계수(cross-correlation coefficient)를 구해본 것으로 그값들이 1에 가까운 값으로 구해지므로 서로 상관관계가 있음을 알 수 있다.

표 5-4. 4 가지 방법에 의한 PR interval 측정사이의 상관관계

Table 5-4. The correlation existed between PR interval measurements made in the four different ways.

(1) Matrix of correlation coefficients

	1	2	3	4
1	1	.804784	.885202	.827842
2	.804784	1	.850653	.814825
3	.885202	.850653	1	.985856
4	.827842	.814825	.985856	1

(2) Mean and S.D. of values(MS)

	1	2	3	4
MEAN	112.272401	196.946237	135.111111	135.842294
S.D.	13.9588874	24.9218274	4.73057525	5.41108035

특히 P파의 출발점에서 R파의 첨두치까지 측정된 방법(2)와 상관계수를 구한 것은 다른 방법에 비하여 상관계수가 가장 적음을 알수 있다.

예를 들어 방법(1)과 (2)사이의 상관계수를 구한 것은 방법(1)과 (3), (1)과(4), (1)과(1) 사이의 상관계수를 구한 것보다 상관계수가 가장 적음을 알수 있다.

반면 선형회귀선 교점법에 의해 P파의 첨두치에서 R파의 첨두치까지 측정된 방법(3)과의 상관계수를 구한 것은 다른 방법에 비하여 1에 가장 접근되어 있음을 알 수 있다. 그러므로 선형회귀선 교점법에 의한 방법은 다른 3가지 방법에 얻어진 결과의 유형을 포괄할

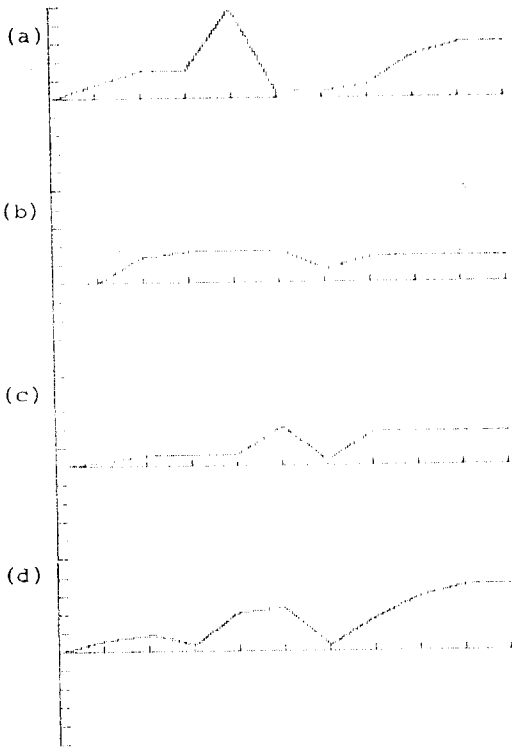


그림 5-5. 잡음 레벨증가에 따른 상대오차
Fig. 5-5. Relative error % with the increasing noise level. Vertical axis: Measurement error(10%/div) Horizontal axis: Noise unit (10%/div)

수 있다.

그림 5.5는 잡음 레벨이 증가함에 따른 상대오차를 구한 것으로서 ECG시틀 레이터에서 얻은 파형에 5.3 Hz~250Hz의 통과대역을 갖는 잡음과 혼합하였는데 이 잡음은 Golden, Thompson, Water와 Trenholm등이 규정했던 것처럼 임상실험에서 발견된 noise spectrum과 유사한 것이다. 잡음의 레벨을 전체신호에 대해 상대적으로 증가시키고, PR interval을 측정된 후 PR interval의 측정에 대한 상대오차를 구했다. 그림 5.5에서 볼 수 있듯이 P파의 출발점에서 R파의 첨두치까지 측정된 (a)는 잡음 레벨에 따라 오차의 변이를 갖는다. 40%의 잡음 레벨에서 50%의 상대오차를 갖는다.

반면에 선형회귀선 교점법에 의해 P파의 첨두치에서 R파의 첨두치까지 측정된(c)는 100%의 잡음 레벨에서 20%의 상대오차로 나타나 전체적으로 오차가 적음을 알 수 있다.

또한 최대진폭에 의해 P파의 첨두치에서 R파의 첨두치까지 측정된(b)는 100%의 잡음레벨에서는 20%내인 (c)보다 큰 오차를 나타내고 있음을 알 수 있다.

6. 결 론

본 연구는 심전도 진단의 중요한 자료로 쓰이고 있는 심전도 파형 성분의 위치와 time interval을 마이크로 컴퓨터를 이용한 선형회귀선 분석 기법에 의하여 측정할 수 있는 알고리즘 개발에 관한 연구로서 얻어진 결론은 아래와 같다.

1. PR interval을 예로 선형회귀선 분석 알고리즘의 타당성을 검증한 결과 다른 기존의 3가지 방법에 비하여 안정된 특성을 보였다.
2. PR interval을 측정함에 있어 자기상관계수와 상호 상관계수는 다른 방법에 비하여 1에 가장접근 되어 1.4%의 오차를 나타냈다.
3. 잡음레벨 증가에 따른 상대 오차는 선형회귀선 교점법에 의한 방법이 20% 이내로 다른 3방법에 비하여 낮게 나타났다.

사 의

본 연구는 1985년도 과학재단 IBRD 차관연구비와 연세대학교 원주의과대학 교내 연구비의 지원으로 이루어진 연구의 일부로 상기 기관에 깊은 감사를 드린다,

참 고 문 헌

- 1) Tompkins, "Design of Microcomputer-Based Medical Instrumentation," PRENTICE-HALL INC., Englewood Cliffs. New Jergey, 1981.
- 2) Yoon-Sun Lee, Hyung-Ro Yun, "A Study on the Patient Data Back-Up System," *Journal of Korea Society & Biological Engineering* Vol. 5, No. 2, pp.155~159, 1984.
- 3) Papoulis, "Probability, Random Variables, and Stochastic Processes," McGraw-Hill Inc., koga-kusha, 1982.
- 4) Cacares C.A., Hohberg H.M., "Performance of the Computer and Physician in the Analysis of the Electrocardiogram," *Am. Heart J.* Vol. 79, p.439, 1970.
- 5) C.J. Marvell and D.L. Kirk; "A Simple Software Routine for the Reproducible Processing of the Electrocardiogram"
- 6) Van Bommel J.H., Talman J.L., Duisterhart J.S., and Hengeveld S.J., "Template waveform recognition applied to ECG/VCG analysis," *Comput. Biomed. Res.* Vol. 6, p.430, 1973.
- 7) Robert F. Schmidt; "Fundamentals of Neurophysiology," Vol. 2, pp.38~41, 1978.
- 8) John G. Webster; "Medical Instrumentation: Application and Design," Houghton Mifflin Company Boston pp.170~175, 1978.
- 9) A.S. Berson & H.V. Pipberger; "Sampling Rate and Precision for Electrocardiographic Data Processing," *Journal of Clinical Eng.* Vol. 2, No. 4, pp.308~311, 1977.
- 10) Stanton A. Glantz; "Mathematics for Biomedical Applications," University of California Press. pp.322~326, 1979.
- 11) Kun-Soo Shin, Myoung-Ho Lee, "A digital Filter for the QRS Complex Detection Based-on Microcomputer,"; *Journal of the Korea Society of Medical & Biological Engineering*, Vol. 5, No. 2, pp.173~181, 1984.
- 12) Hyung-Ro Yun, Kyngg-Hoon Choe, Myoung-Ho Lee, Kyu-Tae Park; "A Real Time Automated Diagnosis Algorithn of Electrocardiogram Based-on Mocreocomputer."; *Journal of the Korea Society of Medical & Biological Engineering*, Vol. 6, No. 1, pp.55~64, 1985.