

## 휴대용 Intelligent QT 분석기의 개발에 관한 연구

이 경 중 · 민 혜 정 · 이 윤 선 · 윤 형 로

### A Study on the Development of the Portable Intelligent QT Analyzer

Kyoung-Joung Lee, Hae-Jeong Min, Youn-Sun Lee, and Hyung-Ro Yoon

#### - Abstract -

This study describes the design of the portable intelligent QT analyzer which can record and analyze the ambulatory ECG data.

System hardware is consisted of the one chip microcomputer(80C31), A/D, ROM, RAM, LCD display and preamplifier. ECG data were processed by the differentiator and the digital filter. The detection of the parameters-QT, QTP and RR interval-was accomplished by the software algorithm using the slope and the amplitude of the processed data. Using this system, the trends of the parameters obtained during the long term could be observed.

#### 1. 서 론

본 연구는 심전도 신호중 QT 인터벌을 자동으로 측정 및 분석하기 위한 시스템을 개발하는 것이다. 일반적으로 심전도 신호로 부터 얻은 파라미터들을 이용하여 심장의 질환을 검출 및 진단할 수 있는데 그중 QT 인터벌에 관한 연구는 1920년 Bazett에 의해 비정상적인 QT 인터벌의 증가(prolongation)는

심실성 부정맥 및 급사와 관련을 갖을 수 있다는 연구보고 이후, QT 인터벌과 PMIP(Postmyocardial Infarction Patient)의 예후에 관하여 Schwartz & Wolf<sup>1)</sup>, Ahnve<sup>2)</sup>, Taylor<sup>3)</sup> 등에 의하여 집중적으로 연구되어 QT 인터벌과 PMIP와의 밀접한 상관관계가 있음을 보여주었는데 이들 연구의 대부분이 수동 검출 방식을 채택하고 있다. 특히 Padu & Bourassa<sup>4)</sup> 등은 QTc 인터벌의 측정은 급사의 위험에 처해 있는 환자를 모니터링하기 위한 손쉬운 방법이 될 수 있다는 보고를 하였고, Marti<sup>5)</sup> 등은 홀터테이프에서 QT 인터벌을 수동으로 측정하여 QT 인터벌의 급격한 변동은 심실성 부정맥 증상과 연관을 갖는다는 연구보고를 발표함에 따라 QT 인터벌은 진단심전도의 중요한 파라미터가 된다는 것을 인식하게 되었다. 그러므로 본 연구에서는 QT 인터벌의 trend를 얻기 위한 변수로서 QRS complex 발생 시간에 대한 정보를 내포한 RR 인터벌과, QT 인터벌 및 QTP 인

〈접수 : 1990년 4월 30일〉

연세대학교 보건과학대학 의용공학과  
Dept. of Medical Eng. College of Health Science,  
Yonsei Univ.

(본 논문은 1989년도 문교부 학술연구조성비와 연세대학교 보건과학대학교수 연구비에 의하여 이루어졌음.)

터벌을 측정할 수 있는 휴대용 intelligent QT 분석기를 설계하려고 한다.

## 2. 시스템 하드웨어 구성

시스템 하드웨어는 휴대에 간편하도록 배터리에 의해 동작되는 소형, 경량의 저전력을 소비하도록 설계하여야 한다. 하드웨어 시스템은 크게 데이터 아퀴지션(acquisition)부, 프로세서 제어부, 메모리부, 디스플레이부, 데이터 전송부로 구성되며 전체적인 하드웨어의 블럭선도가 그림 1에 나타나 있다.

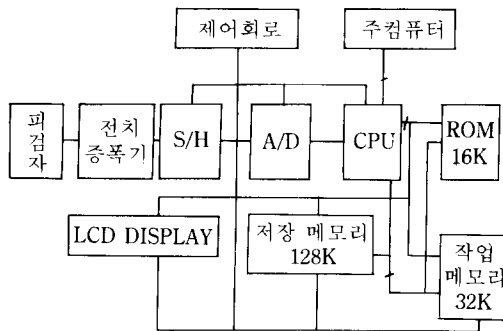


그림 1 시스템 하드웨어 블럭도

Fig. 1 System hardware blockdiagram

### 2.1 데이터 아퀴지션부

데이터 아퀴지션을 위해 먼저 피검자에게 전극을 부착시켜야 한다. 특히 장시간 동안 전극을 부착하여야 하므로 장시간 부착에 의한 muscle artifacts 등을 제거할 수 있도록 전극의 선정 및 전극의 부착 부위에 대한 전처리가 매우 중요하다. 심전도 신호를 얻기 위한 전극으로는 Ag-AgCl 재질의 일회용 전극을 이용하였다. 전극을 통해 얻어진 데이터는 전치증폭기로 입력되어 증폭되는데, 이 전치증폭기는 이득이 500이고 대역폭이 0.5 Hz-40 Hz인 차동증폭기로서 CMRR은 80dB이다. 이때 사용되는 OP-AMP는 저전력용 CMOS 4573 증폭기를 이용하였으며 증폭된 파형은 샘플/호울더를 통하여 A/D 변환기로 입력된다. 이때 샘플링 펄스는 250 Hz이며 샘플/호울더는

저전력형 CMOS bilateral 스위치를 이용하였으며 A/D 변환기로는 8 비트의 저전력 ADC0809를 이용하였다.

### 2.2 프로세서 제어부

프로세서는 시스템의 전반적인 제어를 수행하는 부분으로서 구조 및 제어가 간단한 80C31 one-chip microcomputer를 이용하였다. 이 프로세서는 4개의 포트와 128 바이트의 SPR(Special Function Register)과 128 바이트의 내부 메모리, serial 통신 및 timer/counter 기능 등을 갖고 있으며 필요에 따라 외부 메모리를 확장시킬 수 있다. 특히 포트 0는 어드레스 버스와 데이터 버스가 멀티플렉싱에 의해 공유되며, 포트 3은 입/출력 기능과 또한 각 핀마다 할당된 특수기능을 갖도록 되어있다. 프로세서의 4개의 포트중 포트 0와 포트 2는 외부 메모리(작업메모리 및 저장메모리) 액세스용으로 할당되고 포트3의 각 핀의 기능은 다음과 같다. P3.0는 샘플링 펄스를 발생시키며, P3.1은 serial 데이터 통신을 수행하도록 할당되었고, P3.2는 외부 인터럽트 처리를 수행하며, P3.3은 외부메모리 확장을 위해, P3.4는 A/D의 변환시작 펄스 공급용으로, P3.5는 저장메모리/작업 메모리 선택을 위한 기능을 수행하며, P3.6과 P3.7는 각각 외부메모리 write/read를 위해 할당되어 있다.

포트1은 외부 기능키 입력을 받아들이기 위해 사용되는데 외부키 입력으로는 동작모드, 시스템reset 기능등이 입력된다.

### 2.3 메모리

외부메모리로는 32 kbyte(62256 SRAM)의 작업메모리와 검출된 파라미터들을 저장하기 위한 128 kbyte의 저장메모리로 구성되어 있다. 저장메모리는 카드형태이며 배터리가 내장되어 있기 때문에 장시간 동안 데이터를 저장시킬 수 있다. 프로그램 메모리로는 16 kbyte 용량의 27C128을 이용한다.

### 2.4 디스플레이부

시스템의 상태를 디스플레이 하기 위해 저전력용의 액정 디스플레이를 이용한다. 이를 위해 CMOS

LCD drive controller와 분자 발생 ROM/RAM 및 디스플레이 데이터 RAM 등을 내장한 dot-matrix LCD를 이용하는데 이 LCD 디스플레이의 특징은 데이터 버스를 시스템의 데이터 버스와 연결한 후 필요한 데이터를 입력시키기만 하면 되므로 제어가 간단하다. 제어를 위한 메모리 맵은 COOOH와 EOOOH를 할당하였다. LCD에는 시스템이 작동하기 전 전극의 부착여부 및 동작조건등을 확인하기 위한 "READY"와 시스템의 정상동작을 나타내는 "NORMAL OPERATION" 및 low battery 혹은 memory full인 경우 데이터를 주 컴퓨터로 전송하는 "TRANSFER MODE"가 디스플레이 된다.

## 2.5 데이터 전송부

프로세서에서 추출한 데이터를 저장메모리에 저장한 후 필요에 따라 데이터를 주 컴퓨터로 전송시켜야 하는데 80C31 프로세서는 포트 3의 두핀[P3.0(RXD), P3.1(TXD)]이 간단한 소프트웨어에 의해 직렬통신 기능을 갖을 수 있으므로 이 핀들을 주 컴퓨터의 직렬통신선에 연결하여 데이터를 전송한다.

## 3. 시스템 소프트웨어

QT 인터벌 분석을 위한 소프트웨어는 데이터 전처리, QRS complex 검출, R점과 Q점의 검출, QRS onset 정의, T파의 첨두치 및 T파의 끝짐 검출, QT 값 측정, 데이터 압축 알고리즘으로 구성되어 있다.

### 3.1 데이터 전처리

진단에 필요한 파라미터를 추출하기 위해 먼저 QRS complex를 정확히 검출해야 하는데 소프트웨어 방식을 이용하여 다음과 같이 필터의 전달함수가  $G1(z) = 1 - Z^{-6}$ 인 Low-pass differentiator와 전달함수가  $G2(z) = (1 - Z^{-8}) / (1 - Z^{-1})$ 인 Low-pass filter를 이용하여 신호를 전처리한다.<sup>6)</sup>  $G1(z)$ 는 이득이 6.T(T: 샘플링 주기)이며 필터처리 지연은 3 샘플이다. 또한  $G2(z)$ 는 이득이 8이고, 차단 주파수가 20 Hz이며 필터처리 지연은 4-1/2 샘플이다. 본 논문에서 미분된 신호는  $d(.)$ 로, 필터링된 신호는  $f(.)$

로 표기한다.

### 3.2 QRS complex 검출

QRS complex는 전처리된 신호[ $f(.)$ ]에 가변문턱치(adaptive threshold) 방식을 적용시켜 검출한다. 즉 n 번째 비트(beat)의 문턱치를  $Hn$ 으로 정의하고 데이터의 절대값이  $Hn$  보다 큰 값을 갖는 최대치 혹은 최소치를 QRS로 검출한다. 문턱치의 초기값  $H1$ 은 처음 2초동안 입력된 파형중 절대값의 최대치가 PK1일때  $H1 = 0.8 PK1$  (첨두치의 80%)에 의하여 구하며, 일반적으로 n 번째 비트의 절대치의 최대치가 PKn 일때  $n+1$  번째 비트의 문턱치  $Hn+1$ 은

$$Hn+1 = 0.8 Hn + 0.2(0.8 PKn) \quad (1)$$

에 의하여 결정된다. 또한 비트 검출의 유무를 판정하기 위한 변수로서 평균 RR간격(RR avg)을 다음의 수식을 이용하여 계산한다.

$$\begin{aligned} RR \text{ avg} &= 0.8 RR \text{ avg} + 0.2 RR \\ &= \begin{cases} 1.5 RR \text{ avg} & RR > 0.5 RR \text{ avg} \\ RR \text{ avg} & \text{otherwise} \end{cases} \quad (2) \end{aligned}$$

즉 다음 비트의 RR 간격이 현재의 RRavg의 1.8배보다 클 경우에는 QRS 비트가 missing 된 것으로 간주하고 QRS complex를 검출하기 위한 문턱치를 단계적으로 낮추면서 다시 탐색한다.<sup>7)</sup>

### 3.3 R 점과 Q 점의 검출

비트의 절대치의 최대값인 PKn을 검출한 후 PKn을 중심으로 앞, 뒤 방향으로 가장 가까이 위치한 첨두치를 검출한 후 절대값이 더 큰 첨두치의 위치와 PKn 사이의 영교차(zero crossing) 점을 R 점(Rp)으로 정한다. Q점(Qp)은 미분신호[ $d(.)$ ]에서 Rp보다 앞선 위치에 있는 영교차 점을 검출하여 정한다.

### 3.4 QRS onset의 정의

QRS onset (QRS1)은 Q 파의 시작점으로 정의한다. (Q 파가 존재하지 않을 경우에는 R파의 시작점으로 정의한다). QRS1은 [ $f(.)$ ]의 Qp(Rp) 점으로

부터 역방향으로 미분된 신호값을 탐색하여 최대기울기를 갖는 점(Qi)을 구한 후 이 점으로 부터 역방향으로 이동하면서 문턱치(QRS1을 검출하기 위한 문턱치) 값과의 교차점으로 정한다. 이때의 문턱치는  $Hq = d(Qi)/Kq$ (Q파가 존재시) 혹은  $Hr = d(Qi)/Ki$ (Q 파가 존재하지 않을 경우)를 이용하며 Kq와 Ki는 실험상수로서 Kq는 2로 Ki는 5로 하였다.<sup>8)</sup>

### 3.5 T 파의 peak 및 T 파의 끝점 검출

T 파를 검출하기 위해 신호 [f(.)]의 R 점으로부터 앞방향으로 윈도우를 설정한 후 T파의 형태를 근거로 하여 T파를 검출한다. 윈도우의 설정 기준은 식 3과 같이 RR avg에 의해 결정한다.

$$\begin{aligned} \text{윈도우 구간} = \\ (140, 500) \text{ ms.} \quad \text{RR avg} > 700 \text{ ms.} \\ (100, 0.7 \text{ RR avg}) \text{ ms} \quad \text{RR avg} < 700 \text{ ms.} \end{aligned} \quad (3)$$

T파의 형태는 a) 상향-하향 b) 하향-상향 c) 상향 d) 하향 등 4가지로 분류할 수 있는데 탐색윈도우 구간내에서 최대값 max와 최소값 min을 검출하여 max의 위치가 min의 위치보다 앞에 있을 경우에 T파는 a) 혹은 c)의 형태를 갖으며 특히  $| \max | > | \min |$ 인 경우는 c)의 형태를 갖는다. 만약 min의 위치가 max 위치보다 앞에 위치할 경우 max 위치와 윈도우 끝점사이에서 최소값 minx를 검출하여 minx의 절대값의 크기가 max의 절대값의 크기와 비슷할 때는 a)형태이며, 그렇지 못할 경우 min 값과 max 값을 비교하여 이 두 값의 크기가 비슷하면 b)의 형태를 갖으며 그렇지 않을 경우에는 d)의 형태를 갖는다. T끝점을 검출하기 위해서는 T파의 첨두치로 부터 앞방향으로 탐색을 하며 데이터 값이 T 끝점을 정의하는 문턱치에 도달할 때 그 점을 T 끝점으로 정하고 이때의 문턱치도 QRS1을 정의할 때와 동일한 방법으로 정한다. 또한 T파의 최대점을 검출하는 방법은 R 점을 검출하는 방법과 동일하다. 9,10~12)

### 3.6 QT 값 측정

QT 값은 QRS1과 T파의 끝점과의 시간이며, 또

다른 변수는 QTP로서 QRS1과 T파의 첨두치와의 시간이다. 이 두 변수 값을 측정한 후 Bazett's의 공식을 이용하여 RR 인터벌의 변화에 대한 정보를 함유한 QTc와 QTPc를 식 4에 의해 구한다.

$$\begin{aligned} QTc &= QT / \sqrt{RR} \\ QTPc &= QTP / \sqrt{RR} \end{aligned}$$

### 3.7 데이터 압축

검출된 QT 값과 QTP 값 및 그 때의 시간정보인 RR 인터벌 값을 메모리에 저장시켜 임상 의사가 분석할 수 있도록 하여야 한다. 그러나 24 시간 동안 검출된 데이터를 한정된 메모리에 저장시킬때 제한을 받으므로 검출된 데이터를 압축을 시킨후 저장하는 것이 바람직하다. 특히 정상 심전도인 경우에는 QT, QTP, RR 값의 변동은 극히 적으므로 크기가 유사한 데이터를 압축을 시키는 것이 효율적이다. 데이터 압축을 위한 알고리즘은 데이터의 변동율이 작을때 효과적인 CORTES 알고리즘을 이용한다.<sup>13)</sup>

## 4. 실험 및 결과 고찰

본 연구에서 제작한 QT 분석시스템이 그림 2에 나타나 있으며 하드웨어 시스템 및 알고리즘의 성능을 실험하기 위해 심전도 시뮬레이터 (KONTRON 모델 994)에서 출력되는 부정맥 파형중 심실빈맥 및 심실세동을 제외한 파형을 이용하였고, 임상실험을 위해 3명의 피검자로 부터 장시간 동안 데이터를 받아 각 파라미터의 trend를 디스플레이 시켰다. 또한 검출된 파라미터를 주컴퓨터로 전송시 전송속도는

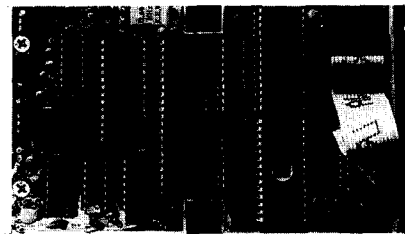


그림 2 제작한 QT 분석 시스템  
Fig. 2 The picture of the QT analyzer

2400 baud로 하였다.

그림 3은 대표적인 부정맥 파형에 대한 파라미터 검출 결과들인데 그림의  $g(k)$ 는 원파형이며,  $d(k)$ 는 미분파형,  $f(k)$ 는 필터링된 파형이다.  $f(k)$ 의 상단에 표시된 점들의 위치가 컴퓨터에 의해 검출된 파라미터의 위치이며 좌측으로부터 Q 시작점, R 점의 위치, T 파의 첨두치, T 파의 끝점의 위치를 나타내고 있다. 검출된 각 파라미터의 위치는 원파형의 대응되는 위치와 일치하지 않음을 볼 수 있는데 이것은 미분과 필터링에 의한 데이터의 지연으로 기인된 것이므로 데이터에 대한 보상을 한다면 일치시킬 수 있다. 그림 3의 검출결과로부터 부정맥 파형이 기이한 형태이거나, 전력선 잡음이 섞여 있을 경우에도 필터링된 파형으로 부터 정확한 파라미터의 검출이 가능함을 보였다.

본 연구에서 제시한 가변분턱치 방식에 의한 QRS complex 및 R 점의 검출은 간단하면서도 정확하며 이 방식은 Algra 등<sup>14)</sup>이 제시한 cross correlation 방식보다 간편하다.

T파의 끝점을 검출하기 위한 대부분의 알고리즘은 탐색구간을 설정하는데 환자실험을 통해 얻은 결과

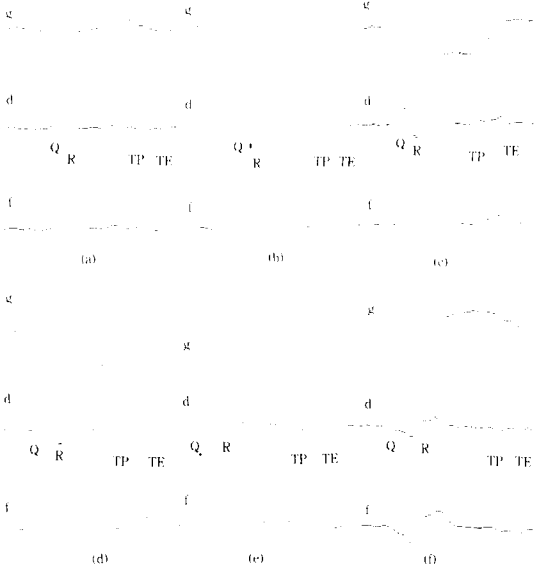


그림 3 부정맥 파형에 대한 파라미터 검출결과

Fig. 3 The result of the parameter detection for the various arrhythmia

에 의하면 대부분의 QT 인터벌은 500ms 이내의 값을 갖으므로 본 연구에서는 이 구간내에서 T파의 끝점을 찾기 위해 100ms씩 단계적으로 구간을 변화시켜서 정확한 T 끝점을 검출하였다. Algra 등은 T파를 검출하기 위해 이전 비트의 RR 간격을 이용하였는데, RR 간격이 일정값의 범위를 벗어나면 이전 비트의 RR 값을 이용하지 않고 RR 인터벌에 대한 평균값을 이용하여 계산하였다. 그리고 T파의 끝점을 검출할 때 T파의 끝부분 위치 부근에서 40 ms의 평편한 부분을 검출하여 이 부분의 시작부분을 T파의 끝점으로 검출한 반면 평편한 부분을 검출할 수 없을 경우에는 T파가 없는 것으로 간주하였다. 반면 본 연구에서는 T파를 검출하기 위한 탐색구간을 정할때 RR 평균인터벌을 이용함으로써 부정맥 파형 발생시에도 T파를 검출할 수 있도록 하여 전체적인 trend를 이용하여 부정맥과의 상관관계를 유추할 수 있는 자료를 제시할 수 있도록 하였다. 또한 제시한 T파 끝점 검출 알고리즘의 검출결과는 Pisani<sup>15)</sup> 등에 의해 제시된 방법과 유사한 결과를 얻음으로써 검출 알고리즘의 타당성을 입증할 수 있었다.

또한 각 파라미터에 대한 컴퓨터 측정 결과와 심장전문의의 진단결과를 비교하여 검출 알고리즘의 타당성을 입증하였다.

그림 4는 파라미터 검출 알고리즘을 이용하여 피검자 A로부터 검출된 QT, QTP, RR의 trend를 디스플레이 시킨 것이다. 실제 임상에서는 QT 및 QTc

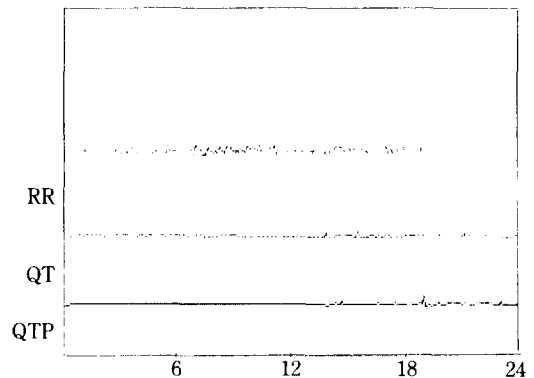


그림 4 QT, QTP, RR 인터벌의 trend

Fig. 4 The trend of QT, QTP and RR interval

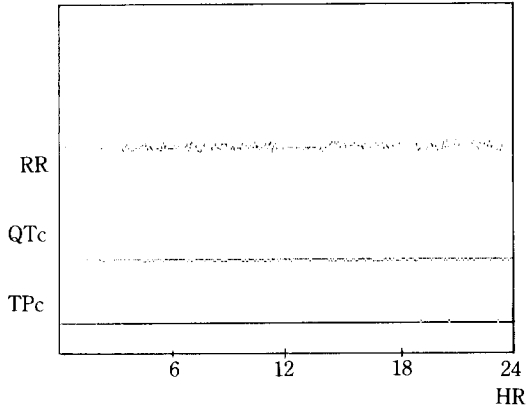


그림 5 QTc, QTPc, RR 인터벌의 trend  
Fig. 5 The trend of QTc, QTPc and RR interval

등을 이용하므로 본 연구에서 상관변수로 첨가한 QTP 및 QTPc를 고려하여 QTc, QTPc, RR 인터벌을 디스플레이시킨 것이 그림 5인데 Bazette의 공식에 의해 계산된 값이 본래의 측정된 값보다 smooth한 것을 관측할 수 있다. 또한 검출알고리즘의 일시적인 오동작으로 파라미터가 잘못 검출될 경우도 있는데 이 때의 화면에 나타난 결과는 spike 형태를 갖게 된다. 그러나 이와같은 spike형태의 trend 변화는 진단시 큰 의미를 부여하지 못하므로 smoothing 필터를 이용하여 제거하였다. 장시간 동안 받은 데이터를 한 화면에 디스플레이시키기 위해 3분간 데이터의 평균치를 계산하여 한 개의 점으로 디스플레이 시켰다. 이와같이 하므로써 각 파라미터의 trend를 한눈에 볼 수 있고 또한 QT 인터벌이 증가하는 trend를 나타낼 경우 임상적인 예방조치를 취함으로써 생명을 보호할 수 있다. 일반적으로 부정맥 파형 발생시 파형의 QS 폭이 증가하므로 QT 인터벌은 증가하게 되며 이와같은 관계로 부터 QT 인터벌의 증, 감과 부정맥과의 상관관계에 대한 연구를 할 수 있다.<sup>16)</sup> 또한 각 파라미터에 대한 통계처리를 수행한다면 장시간 동안 얻은 trend로 부터 질병의 분류 분석을 수행할 수 있는 가능성을 제시해 준다. 특히 이 시스템을 prior myocardial infarction 환자,<sup>17)</sup> ventricular fibrillation으로부터 회복된 환자<sup>18)</sup> 또는 생명에 위협을 주는 부정맥인 ventricular fi-

brillation을 갖는 환자에 적용시킨다면 환자의 생명을 구하는데 도움을 줄뿐만 아니라 임상 의료진들에게 학문적, 임상적인 도움을 줄 수 있으며, 본 시스템을 개조하면 현재 고가 장비인 Holter monitor 시스템을 저렴한 가격으로 제작할 수 있어 수입 대체 효과도 얻을 수 있기 때문에 국민 보건향상 및 의료 기기의 국산화에 기여할 수 있다.

## 5. 결 론

본 연구는 휴대용 intelligent QT 분석기의 설계 및 제작에 관한 것으로서 실험을 통해 얻은 결론은 다음과 같다.

1. 단순한 미분과 디지털 필터링을 이용하여 얻은 파형으로 부터 적응 문턱치방식에 의해 정확한 QRS complex와 R점을 계산할 수 있었다.
2. T파의 끝점을 검출하기 위해 RR 평균인터벌을 근거로 탐색구간을 결정하였고 탐색구간을 적응적으로 변화시켜 가면서 T파의 끝점을 검출 할 수 있었다.
3. 장시간 동안 얻은 파라미터의 trend를 한눈에 볼 수 있음으로써 생명에 위협을 주는 prolonged QT 인터벌을 관측할 수 있으며, 또한 이와같은 결과들을 Holter 모니터에 이용하면 부정맥과 QT 인터벌의 상관관계에 관한 연구를 할 수 있을 것이다.
4. QT, QTP, RR 인터벌에 대한 통계처리를 이용하면 심장질환에 대한 분류분석도 가능할 것으로 사료된다.

## 참 고 문 헌

- 1) Schwartz, P. J. and Wolf, S. "QT interval prolongation as predictor of sudden death in patients with myocardial infarction." *Circulation* Vol. 57, pp. 1074-1077, 1989.
- 2) Ahnve, S., Lundman T. and Shoaleh-Var, M., "The relationship between QT interval and ventricular fibrillation in acute myocardial infarction", *Acta Med. Scand* Vol. 204, pp. 17-19, 1978.

- 3) Taylor, G. J., Crampton, R. S., Gibson, R. S., Stebbins, P. T., Waldman, M. T. G. and Beller, G. A., "Prolonged QT interval at onset of acute myocardial infarction in prediction early phase ventricular tachycardia." Am. Heart J. Vol. 102, pp. 16-24, 1981.
- 4) Puddu, P. E., and Bourassa, M. G. "Prediction of Sudden death from QT Interval Prolongation in patients with Chronic Ischemic Disease", J. Electrocardiology Vol. 19(3), pp. 203-212, 1986.
- 5) Marti, V., Bays de Luna, A., Arriola, J., Songa, V., Guindo, J., Dominquez de las Rozas, J., Sanz, F., Thakor, N., Min, Y., Caminal, P., Laguna, P "Value of dynamic QTc in arrhythmology", in proceedings 8th. Inter. Congr. "The New Frontiers of Arrhythmias" Marilleva, Italy., pp. 683-691, 1988.
- 6) Lynn, P. A. "Online digital filters for biological signals : some fast design for a small computer." Med. & Biol. Eng. & comput. Vol. 15, pp. 534-540, 1977.
- 7) Pan, J. and Tompkins, W. J. "A real time QRS detection algorithm." IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-32, pp. 230-236, 1985.
- 8) Nygard, M. E. and Sornmo, L. "Delineation of the QRS complex using the envelope of the e.c.g." Med. & Biol. Eng. & Comput. Vol. 21, pp. 538-547, 1983.
- 9) Ahnve, S., "Errors in visual determination of Corrected QT(QTc) interval during acute myocardial infarction. J. Am Coll Cadiol. Vol. 5, pp. 699-702, 1985.
- 10) 이 경중 "파이프라인 프로세서에 의한 심전도 자동진단 시스템에 관한 연구" 연세대학교, 대학원 박사학위논문 1988.
- 11) 이 경중, 윤 형로, 박 남수, 이 명호 "ECG 특징 추출을 위한 파이프라인 프로세서의 설계" 의공학회지, 제9권 제1호, pp.79-86, 1988.
- 12) 윤 형로, 이 윤선, 이 경중, Nitish V. Thakor., "24시간 Holter ECG에서 QT interval 분석을 위한 새로운 알고리즘에 관한 연구" 의용생체공학춘계학술대회 논문집, pp.13-14, 1989.
- 13) 이 명호, 이 경중, 황 선철, 정 희구 "마이크로 컴퓨터에 의한 심전도 데이터 압축 알고리즘의 개선" 연세논문, 제24집, pp. 261-271, 1988.
- 14) Algra, A., Lee Brun. H and Zeelenberg. C "An algorithm for computer measurement of QT intervals in the 24 hour ECG" In Computer in Cadiology. IEEE Computer Society Press. pp. 117-119, 1987.
- 15) Pisani, E., Pellegrini, E., Ansuini, G., Di Noto, G., Rimatori C., and Russo, P. "Performance evaluation of algorithms for QT interval measurement in ambulatory ECG recording." In Computer in Cardiology. IEEE Computer Society Press. pp. 459-462, 1985.
- 16) Sadeh, D., Shannon, D. C., Abboud, S., Akselrod, S. and Cohen, R. J. "A new technique to determine the correlation between the QT interval and heart rate for control and sides babies." In Computers in Cardiology. IEEE Computer Society Press. pp. 125-127, 1987.
- 17) Puddu, P. E. and Jouve, R., Torresani, J., and Jouve, A. "QT interval and primary vetricular fibrillation in acute myocarial infarction." Am. Heart J. Vol. 101, pp. 118-119, 1981.
- 18) Critelli, G., Marciano, F., Mazzarella, M., and Migaux, M. L." QT interval measurement of long term ECG recordings. Application to an automatic Holter analysis system" In Computers in Cadiology, IEEE Computer Society Press. pp. 480-481, 1982.