

공중회선망을 이용한 원격 심전도 진단 시스템

이명호 · 박상희 · 김용만 · 신건수 · 정희교 · 정기삼

= Abstract =

A Study on Remote ECG Diagnostic System Using Telephone Line

M. H. Lee, S.H. Park, Y.M. Kim, K.S. Shin, H. K. Jeong, and K.S. Jeong

This paper describes implementation of a remote ECG diagnostic system using telephone line. The overall system includes ECG data acquisition system, ECG terminal, system control software, automatic diagnosis system, and transmission system. The proposed system provides various functions, which are ECG data acquisition, transmission, receiving, diagnosis and dialogue between patients and medical doctors. This system is very simple and convenient to use. We evaluate the performance of modem and the accuracy of automatic diagnosis algorithm. The obtained results suggest the possibilities of a remote ECG diagnostic system using the only existed telephone line.

1. 서 론

최근 급증하고 있는 각종 성인병중 심장질환자의 조기발견을 위한 방법으로서 혈압, 체온, 맥박, 심전도 등의 의료데이터를 기존의 공중망회선을 이용한 원격 의료진단의 필요성이 대두되고 있다 [1-3]. 특히 국내의 의료수준은 날로 향상되어 가

고 있으나 대도시를 중심으로 집중되는 경향이 점점 심화되고 있다.

이러한 문제점을 해결하기 위하여 본 연구에서는 그동안 연구해 온 심전도 자동진단 알고리즘을 확장하여 전국 어디에서나 전화선이 설치되어 있으면 간단한 단말장치를 추가함으로써 전문의가 있는 곳까지 심전도 데이터를 전송하고 또한 전송된 심전도 데이터에 대한 이상 유무를 판정하여 이 진단결과를 다시 필요한 곳으로 보내줄 수 있는 시스템을 개발하고자 한다[4-6]. 특히 본 시스템은 기존의 공중망회선과 모뎀을 활용하고 여기에 간단한 하드웨어와 소프트웨어를 추가한 것으

〈접수: 1992년 1월 10일〉

연세대학교 공과대학 전기공학과

Dept. of Electrical Engineering, Yonsei University

〈본 연구는 체신부의 1990통신학술단체육성 지원으로 이루어졌음.〉

로써 활용가치가 매우 클 것으로 보인다.

2. 시스템의 구성

본 연구에서의 원격 심전도 진단 시스템은 심전도 데이터 아퀴지션, 심전도 단말장치, 시스템 제어 소프트웨어, 심전도 자동진단 알고리즘 및 처리 부분으로 구성하였다[7-9].

2.1 심전도 데이터 아퀴지션

심전도 데이터 아퀴지션 아날로그 회로는 윌슨 네트워크에 의한 표준 12리드 시스템을 채택하고 낮치 필터에 의한 60Hz 잡음제거, 30Hz의 근잡음 제거 필터 등으로 구성하였다.

2.2 심전도 단말장치

심전도 단말장치는 직접 심전도 데이터, 혹은 외부 심전계로 수집된 데이터를 디지털 신호로 변환한 후 컴퓨터와의 통신을 위한 변조회로를 거쳐 컴퓨터에 심전도 데이터를 수록시키는 장치이다.

2.3 시스템 제어 소프트웨어

시스템 제어 소프트웨어는 심전도 데이터의 아퀴지션, 송수신, 자동해석 및 처리 시스템을 통합 관리하는 소프트웨어로 초보 사용자도 쉽게 이용할 수 있도록 하였다.

2.4 자동해석 및 처리시스템

수신된 심전도 데이터의 이상 유무를 자동으로 판정하고 진단하며 전문의의 임상적 소견도 필요에 따라 첨가하는 부분이다.

그림 1은 공중망회선을 이용한 원격 심전도 진단 시스템의 구성도이다.

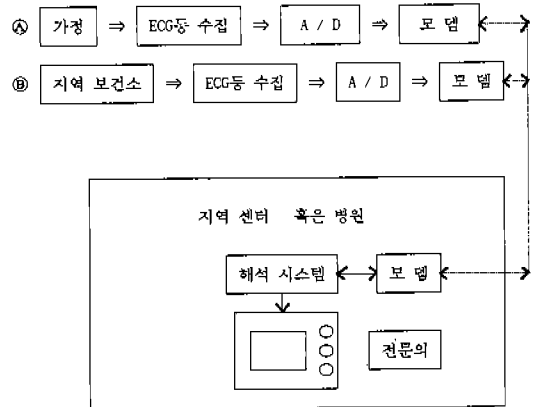


그림 1 공중망회선을 이용한 원격 심전도 진단 시스템의 구성도

Fig. 1 Block diagram of a remote ECG diagnosis system using telephone line

3. 진단시스템의 설계

3·1 심전도 단말장치

1) 심전도 데이터 아퀴지션

환자로부터 심전도를 기록하기 위해 구성된 시스템을 설계하였다. 본 시스템은 환자로부터 신호를 받아들이는 입력부, 인체의 안전을 위한 절연부, 신호를 증폭하고 여러 가지 잡음을 제거하기 위한 증폭 및 필터링부로 구성하였다.

(a) 입력부: 환자로부터 신호를 받아들이는 부분으로 AHA, JIS 등의 기준에 맞도록 설계하여 그림 2와 같이 구성하였다.

(b) 절연부: 절연부는 인출력간의 전압 및 접촉으로 발생할 수 있는 누설전류를 규격 이내로 보장하여 환자의 안전을 도모하는 부분으로 IEC, VDE 등은 대지전류를 100 μ A 이내, 환자누설 전류를 10 μ A 이내로 규정하고 있다. 따라서 본 연구에서는 환자로부터 얻은 신호와 필요한 전원을 각각 페라이트 코어를 사용하여 분리되도록 설계된 AG 3656 Amp를 사용하여 절연 증폭부를 구성하였다.

(c) 증폭 및 필터링부: 이 부분은 미세한 심전도 신호를 신호처리에 알맞도록 증폭하고 심전도 신호에 포함될 수 있는 여러가지 잡음을 제거하기

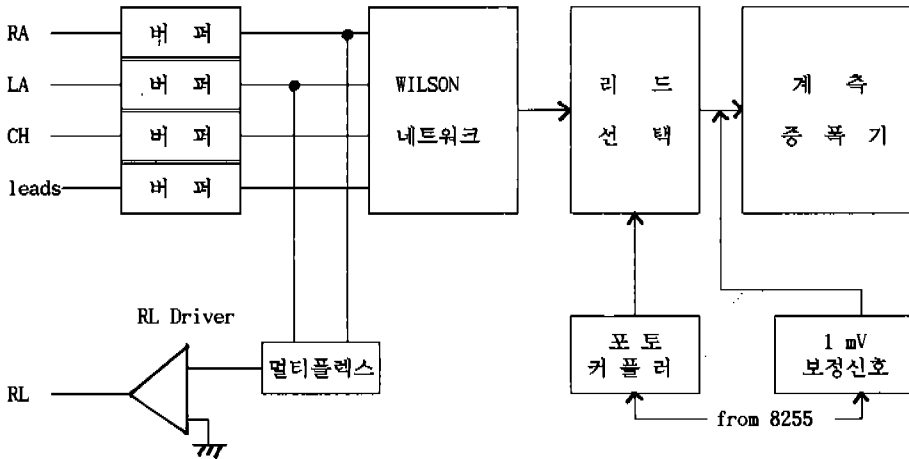


그림 2 입력부의 구성도

Fig. 2 Block diagram of input part

위한 부분으로

- i) 고역통과 필터 : 심전도의 기저선 동요를 제거
- ii) 대역저지 필터 : 60Hz 전원 잡음을 제거
- iii) 저역통과 필터 : 근잡음 및 고주파 잡음을 제거 동으로 구성되어 있다.

2) A/D 변환기

저장, 재생, 진단 등과 같은 신호처리를 위해 기록한 심전도를 주 컴퓨터로 전송하기 위해서는 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환해 주는 A/D 변환기를 설계하여야 한다. 본 연구에서는 심전도 신호를 디지털 신호로 변환할 때 주 신호성분인 0.05-100Hz의 신호성분을 감쇄시키지 않기 위해 12비트의 해상도를 갖는 ADC 1211(최대 변환속도 100 μ sec)을 사용하였으며 샘플링 레이트는 aliasing을 방지하기 위해서 최소 주파수인 200Hz로 하였다.

3) 통신용 변조회로

진단과 응급처치 방법을 결정하기 위해 심전도 단말장치를 통해 기록된 심전도 신호를 중앙병원의 주 컴퓨터로 전송하고 진단결과를 기다려야 한다. 이를 위해 본 연구에서는 전화기로 할 수 있도록 디지털 신호를 음성주파수 대역의 아날로그 신호로 변조하기 위한 모뎀 회로를 구성하였다.

본 연구에서 구성한 모뎀의 사양은 다음과 같다.

- i) 전송속도 : 1200bps/2400bps 겸용선택
- ii) 변조방식 : FSK방식

3.2 시스템 제어 소프트웨어

시스템을 제어하기 위한 소프트웨어는 그림3과 같이 구성하였다.

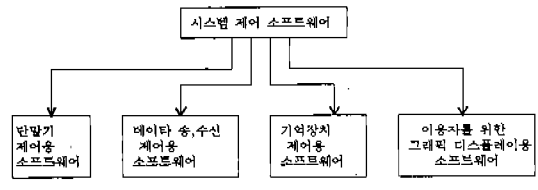


그림 3 시스템 제어 소프트웨어

Fig. 3 System control software

1) 단말기 제어용 소프트웨어

심전도 단말기의 각종 데이터 수집을 제어하는 프로그램으로 심전도의 리드 선택 및 크기조정, 데이터의 아퀴지션시 관계되는 일을 담당한다.

2) 데이터 송수신용 소프트웨어

수집된 데이터를 모뎀을 통해 송수신하기 위한 프로토콜과 파일관리를 목적으로 하는 프로그램.

3) 기억장치 제어용 소프트웨어

수집된 데이터의 ID 코드에 따른 분류 및 진단 결과가 수신되면 이 결과를 데이터와 함께 기억장치에 저장하고, 검색등을 제어한다.

4) 그래픽 디스플레이 프로그램

데이터를 직접 눈으로 확인하고 관리할 수 있는 그래픽 프로그램

3.3 자동진단 알고리즘

1) 심전도 자동진단 시스템

심전도 자동해석은 그림 4와 같은 방식으로 이루어진다.

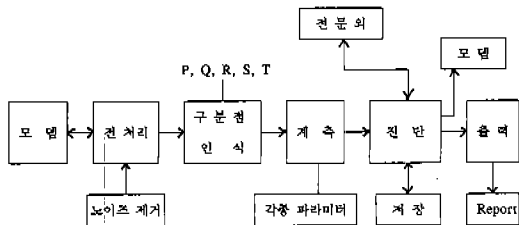


그림 4 심전도 자동진단 장치의 진단 흐름도
Fig. 4 Diagnostic flow of automatic ECG diagnosis system

(1) 전처리

A/D 변환되어 컴퓨터의 기억장소에 저장된 심전도는 자동적으로 파형을 인식할 수 있도록 계속하기 전에 저주파인 기저선 드리프트, 근전도등의 고주파 노이즈를 소거한다. 종래의 전계중에는 근전도 및 교류잡해 등에 대해 아날로그 필터가 많이 사용되어 왔지만 파형의 진폭 감쇠 및 위상 왜곡과 같은 문제가 있어 특별히 노이즈가 많아 진단이 불가능한 것들 이외는 사용치 않는 방법이 바람직하기 때문에 교류잡음, 근잡음, 기저선 드리프트 제거 필터를 진단장치의 선택 키를 이용해 사용한다.

(2) 구분점 인식

컴퓨터 진단의 30% 정도가 구분점 인식 및 계측에 관련된 것이다. 이 오차중에서 구분점 인식의 잘못이 계측의 잘못보다 압도적이다. 따라서 어떻게 좋은 구분점 인식의 논리를 가질 것인가가 그 시스템의 진단 정확도를 결정하는 중요한 척도가 된다.

(a) QRS부분의 인식: 전처리단계에서 드리프트 보정이나 노이즈를 소거한 데이터에 관해서 우선

QRS가 있는 위치를 확정한다. 이를 위해서는 주파수 성분이 높은 QRS와 그것보다 주파수 성분이 낮은 P, ST-T간에 큰 차를 나타내는 미분방식을 사용한다.

이와같이 인간이 심전도를 인식하는 것과 같은 방법으로 P, QRS, T파등의 시작과 끝점을 구한다. 원파형을 미분하여 절대치를 취하며 이것과 미리 결정된 역치를 비교하여 시작점(onset)과, 끝점(offset)을 찾아, 이들 점을 기초로 하여 PR, QRS, QT 시간을 구한다. 부정맥등의 연속데이터로부터는 위와 같은 구분점 인식을 행한후 리듬매칭을 위해 각 심박의 RR, PR, QRS, QT 시간을 구하고 다시 심박수(HR)를 계산한다.

(3) 파형 계측

구분점 인식의 단계에서 인식된 점을 참고하여 12유도 파형의 피크에 대해서 진폭 및 시간간격을 계측한다.

(4) 심전도 파형의 진단

진단논리에 원인이 있는 오진은 비교적 소수이다. 이 이유는 심전도 진단학은 이미 수십년의 역사가 있고 임상 진단기준이 확립되어 그것을 컴퓨터에 이용하면 상당히 높은 진단율을 얻을 수 있음을 의미한다[10].

(a) 진단방식: 분기법이나 논리테이블 등으로 이 방법은 컴퓨터 진단시스템의 대다수가 채용하고 있는 방법이다. 본 연구에서 사용한 분기법의 진단논리는 그림 6과 같다.

먼저 PR의 부정맥의 유무에 의해서 부정맥이 있는 경우는 기외수축, 심방세동, 방실블럭, 동방성 부정맥, 그외의 부정맥으로 나누어진다.

그 다음 QRS시간이 0.12초 이상 인지의 여부에 따라 이상이면 델타파의 유무와 V1(V2)의 RSR'형이나 WPW중후군, 좌각블럭, 우각블럭으로 나누어진다.

또 다시 QRS의 고전압(예를들면 $Rv6+Sv1 > 3.5mV$)이 존재하면 심실비대판정의 가지로 들어간다. 계속해서 이상 Q의 존재여부로 심근경색의 가지로 들어간다. 그런 후 ST-T 이상의 유무에 따라 급성 심근경색, 심근상해의 판별가지로 들어간다. 마지막으로 모든 계측치가 정상 범위에 있는지 여부로 정상과 경계역 인지를 구분한다.

(b) 미네소타 코드:미국 미네소타 대학의 Blackburn 등이 중심이 되어 12유도 심전도를 가능한 객관적으로 또 공통적으로 분류할 수 있도록 고려된 것이 미네소타 코드로서 세계보건기구(WHO)의 공인을 얻은 분류법이다. 얻어진 계측치를 기준으로 분류를 수행한다. 이 방법은 지분분류라고 하는 것으로 측정치가 일정한 기준을 넘는 지를 YES, NO방식으로 분류한 것으로 의사의 진단과정과 유사하게 처리하는 것이다.

(c) 소견명 분류:미네소타 코드는 역학적인 통계등에 사용하는 것으로, 임상적으로 미비한 면이 있다. 이것을 보완하기 위해 집단논리으로써 다른 조직을 추가하여 계측치와 미네소타 코드를 사용하여 추가로 소견명을 분류하여야 한다. 이는 각 나라마다 체질이나 신체구조 및 특성에 따른 차이점을 보완하는 것으로 아직 이에 대한 국내의 연구자료가 없는 실정이다. 본 연구에서는 자동진단의 정확도를 높이기 위해 미네소타 코드 이외에 추가 소견명을 위한 분류연구의 체계화 및 다시 이것을 기초로하여 NORMAL, BORDERLINE, ABNORMAL등으로 분류한다.

4. 실험 및 결과고찰

자동진단 장치와 모델의 성능을 실험하기 위해 본 연구에서는 부정맥 시뮬레이터와 실제 환자에 대한 성능 실험을 하였다. 부정맥 시뮬레이터로 출력되는 데이터는 Normal, PVC rate, Trigeminy, Bradycardia, Tachycardia, R on T, V. Tachycardia, Asystole, V. Fibrillation 등이며 환자 데이터는 연세대학교 원주 기독병원의 외래환자 중에서 심장에 이상이 있다고 가정되는 50명의 심전도 파형을 본 연구에서 개발한 심전도 입력회로를 통해 A/D 변환기를 거쳐 한 환자당 58초씩 IBM-PC메모리로 읽어 들인 후 디스켓에 화일을 만들어 사용하였다.

이 시뮬레이터의 데이터와 실제 환자 데이터를 모델을 이용하여 장거리 전송(원주-서울)과 지역 전송(서울시내)을 통해 자동 진단장치에 입력하여 이상유무를 판정하는 실험을 하였다. 그림 6은 전체 실험 시스템의 개략도이다.

4.1 모델의 성능 실험

단말기를 통하여 심전도 신호기가 전화기로 병

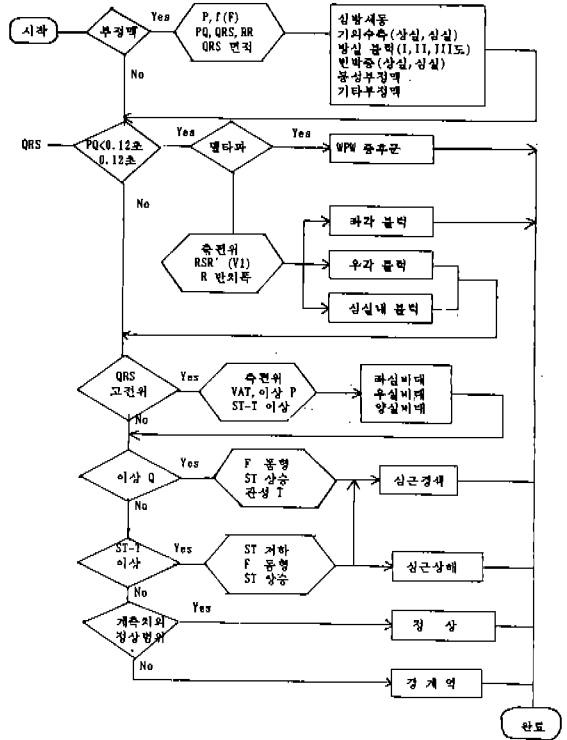


그림 5 제안된 진단논리의 흐름도

Fig. 5 The flow of the proposed diagnostic logic

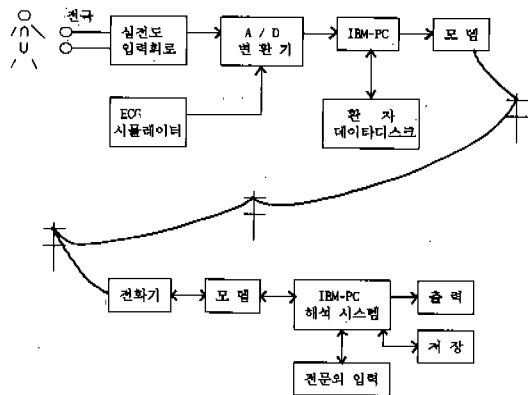


그림 6 전체 실험 시스템의 개략도

Fig. 6 Schematic diagram of overall experimental system

원 또는 진단 센터의 자동진단 시스템에 전송되면 병원에서는 자동진단 시스템이 자동적으로 진단하게 되고 필요하다면 임상전문들이 전송돼 온 심전도 신호를 이용하여 진단하게 된다. 모델을 통해 임상적으로 중요한 실제 환자데이터들을 전송하므로 전송의 정확도가 중요한 문제가 된다.

전송의 정확도를 평가하기 위하여 본 논문에서는 수신된 데이터를 화일로 만들어 전송한 데이터와 비트 대 비트를 비교하는 방법을 사용하였다.

그림 7은 환자의 원데이터와 수신된 데이터를 비교한 것이다. 그림에서 보는 바와 같이 모델간의 전송시에는 오차없이 완전하게 전송할 수 있음을 확인하였으며, 장거리 전화와, 시내전화 전송시에는 99.5%의 정확도를 보였다. 이 오차는 전화선상의 잡음이 모델의 송수신 주파수 이내에 들기 때문에 발생하는 오차로서 모델 전송의 허용오차인 $10/16^{\text{비트}}$ 이내이므로 모델 성능과 전화회선에는 이상이 없다고 볼 수 있다.

심전도 데이터 전송 이외에 임상의 또는 자동진단 출력 전송시에는 전화선의 혼선 등으로 혼입되

는 경우도 있었으나 1 비트는 QRS에 비하여 상당히 큰 주파수이므로 진단에는 아무런 영향을 미치지 않는다.

장거리 전송은 원주 전화(0371)47-410과 서울(02)393-7874 사이를, 시내전송은 (02)543-3904와 (02)393-7874 사이를 시뮬레이터 데이터와 환자 데이터에 대하여 각각 전송 실험을 하였다.

장거리 전화전송과 시내 전화전송의 경우 그림 6에서와 같이 모두 정확한 전송결과를 보였다. 따라서 본 시스템의 목적인 무의촌 지역, 각 가정 및 지역보건소 등 거리가 먼 곳에서도 전문의가 상주하는 도시의 병원에 환자가 직접 찾아가지 않아도 간단한 단말장치를 추가함으로써 손쉽게 의료진단이 가능함을 확인하였다.

4.2 자동진단 장치의 성능 실험

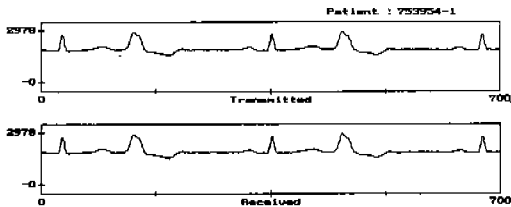
모델을 통하여 수신된 심전도 파형은 자동진단 시스템에 입력되어 자동적으로 진단결과가 출력된다. 자동진단은 크게 두 가지 단계로 나누어 지는데 첫째, 계측의 단계로 입력된 신호의 특성점을 검출하여 진단 파라미터를 계산해 내는 과정이다. 진단의 정확도는 신호계측이 크게 좌우하므로 올바른 계측이 무엇보다 중요하다.

본 연구에서 개발한 특성점 검출알고리즘을 이용하여 환자번호 758343-2일때 검출된 특성점을 그림 9에 나타내었다.

그림 9은 그림 8와 같이 검출된 특성점을 이용하여 진단용 파라미터를 추출한 예를 나타내었다.

추출된 진단 파라미터를 이용하여 최종적으로 심전도 파형을 분류하고 진단을 하게 된다. 본 연구에서 진단 실험에 이용한 환자의 QRS complex는 12,123개이며 이들 심전도 파형의 진단 정확성을 평가하기 위하여서는 공인된 데이터베이스인 MIT/BIH 데이터 베이스 등을 이용해야 하나 50명의 실제 환자 데이터를 이용하였으므로 자동진단 시스템의 진단결과와 임상전문의의 임상소견을 비교하는 방법을 이용하여 진단 시스템의 결과를 평가하였다.

그림 10은 본 연구에서 개발한 알고리즘에 의한 자동진단 시스템의 진단 결과의 출력을 나타내었



Data bit	Transmitted	Received
1	1934	1934
2	1908	1908
3	1921	1921
4	1972	1972
5	1930	1930
6	1901	1901
7	1898	1898
8	1914	1914
9	1882	1882
10	1850	1850
11	1865	1866
12	1870	1870
13	1871	1871
14	1850	1850
15	1898	1898
16	1859	1859
17	1866	1866
18	1842	1842
19	1851	1851
20	1877	1877
21	1849	1849
22	1843	1843
23	1850	1850
24	1842	1842
25	1860	1860
26	1845	1845

그림 7 모델에 의한 전송파형
Fig. 7 Transmitted waveform by modem

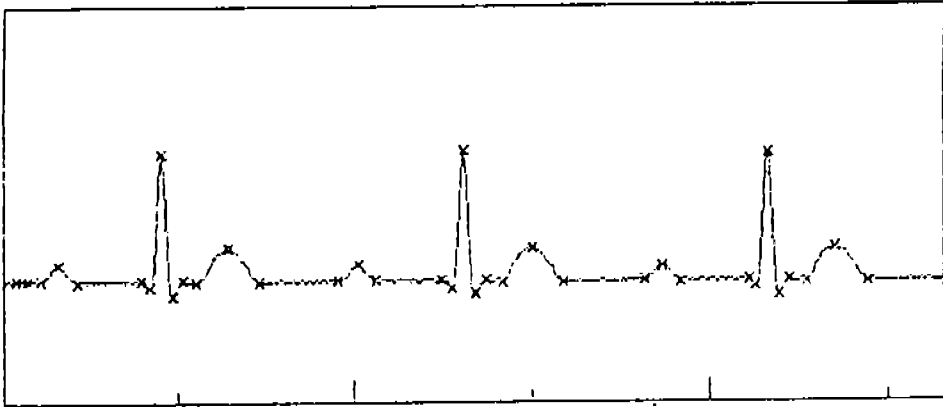


그림 8 제안된 알고리즘에 의해 검출된 심전도 파형의 특성점

Fig. 8 Detected significant points by the proposed algorithm

ANALYZING PARAMETER

HR (heart rate)	69 (beats/min)
R-R (RR-interval)	0.8573 (sce)
P-R (PR-interval)	0.3542 (sec)
QRS (QRS-width)	0.0500 (sec)
Q T (QT-interval)	0.2188 (sec)
QTC	0.2363

그림 9 제안된 알고리즘에 의하여 계산된 진단 파라미터

Fig. 9 Diagnostic parameter Calculated by the proposed algorithm

으며, 표 1은 환자데이터의 자동진단 시스템의 진단결과와 임상치의 임상소견을 비교하였다. 표 1에서 보는 바와 같이 실험에 사용된 데이터로는 모두 임상치의 소견과 일치하는 정확성을 나타내었다. 정확하게 판정할 수 있었던 것은 데이터가 판정 기준 범위에 잘 들어 맞는 것이었고 비교적 노이즈가 적은 깨끗한 파형이었기 때문이다.

본 연구는 공중망 회선을 이용한 원격 심전도 진단 시스템에 관한 연구로서 얻어진 결론은 다음과 같다.

(1) 모뎀을 이용한 서울시내지역에서의 시물레이터 데이터와 환자데이터의 전송과 서울 원주 지역 사이의 장거리 전송을 통해 얻어진 데이터는

원 데이터와 100% 일치하여 진단에 무리가 없음을 확인하였다.

(2) 본 연구에서 개발한 자동진단 알고리즘의 성능이 우수함을 확인하였다.

(3) (1),(2)의 결과를 토대로 본 연구의 목적인 전국 어디에서나 간단한 단말장치의 추가로 데이터를 주고 받는 진단이 가능하게 되었다.

(4) 앞으로의 과제는 자동진단 기능이 내장된 one-chip 마이크로프로세서에 의한 원격자동진단 시스템으로의 확장과 자동진단 프로그램과 임상전문치의 진단을 일치시켜 나가는 연구가 계속되어야 할 것이다.

PATIENT NUMBER	754600-3
BEAT CLASSIFICATION	CONTEXTUAL DIAGNOSIS
PAB	TRIGEMINY
NONCONDUCTED BEAT	
COMPENSATORY PAUSE	
ST-SEGMENT :	NORMAL
AXIS :	NORMAL

그림 10 제안된 자동진단시스템의 결과 출력

Fig. 10 Output of the proposed automatic diagnosis system

표 1 제안된 자동해석시스템의 결과와 임상 의 진단 소견의 비교

Table 1 Comparison of diagnosis between the proposed system and medical doctor

환자번호	임상의의 진단 소견	컴퓨터 진단
743756	s. tachycardia, LVH by voltage	s. tachycardia
748041	W.N.L	W.N.L
550337	LAD s. bradycardia	s. bradycardia
186162	s. tachycardia, CWR	s. tachycardia
752945	W.N.L	W.N.L
746616-9	W.N.L	W.N.L
757402	s. tachycardia	s. tachycardia
754566	s. tachycardia, LAE, CCR	s. tachycardia
754561-0	s. bradycardia	s. bradycardia
752755-0	W.N.L	W.N.L
757468-5	W.N.L	W.N.L
752755	W.N.L	W.N.L
752763-0	LVH by boltage, s. bradycardia	s. bradycardia
756773	s. tachycardia	s. tachycardia
754600-9	PVC, Trigeminy	PVC
757779-4	Acute Anterocepal MI, s. tachycardia	S. tachycardia
754768-8	W.N.L	W.N.L
757779-4	Frequent PAC'S	PAC
752792-5	Frequent PAC'S	PAC
752792-5	Frequent PAC'S	PAC
632260-0	Frequent PAC'S & aberrancy	PAC
753954-1	Frequent PAC'S, Bigeminy	PAC
756656-7	Rare PVC'S. Frequent PAC'S(bradycardia)	PAC
757899-8	s. Arrhythmia → W.N.L	s. Arrhythmia
742189-1	s. tachycardia, RAD, RAE, RVH, c/w cor pulmonale	s. tachycardia
158106	s. bradycardia	s. bradycardia
751862-1	s. tachycardia. CCr.	s. tachycardia
760140-5	W.N.L	W.N.L
758343-2	s. arrhythmia	s. arrhythmia
758759	s. arrhythmia	s. arrhythmia
756676	s. arrhythmia	s. arrhythmia
753194	W.N.L	W.N.L
759410-4	s. arrhythmia	s. arrhythmia
744117-9	s. arrhythmia	s. arrhythmia
170609-9	s. tachy cardia	s. tachycardia
380126	Rare PVC'S	PVC
759477-7	Rare PAC'S & aberrancy Occ. PVC'S	PAC
760420-4	W.N.L	W.N.L
759542	CCR, RAD, RVH, Occ. PAC's, s. tachycardia	s. tachycardia
759812	CCR, Rare PAC's, RAE, LAE, s. bradycardia	s. bradycardia
760420-0	s. arrhythmia, Incomplete RBBB	s. arrhythmia
759234-2	s. tachycardia	s. tachycardia
314480-0	s. tachycardia. CR	s. tachycardia
123099-1	LAHB, Occ. PAC's	PAC
759478-6	LAD	LAD
759284	s. arrhythmia	s. arrhythmia
689925-6	LAD	LAD
760996-9	s. arrhythmia, LPHB	s. arrhythmia
761044-1	RAD	RAD
307566-9	s. bradycardia. LVH & strain	s. bradycardia
516567	A. flutter, CVR, frequent PVC'S	A. flutter

참 고 문 헌

- 1) Bertrand, M., et al., "Microprocessor application for numerical ECG encoding and transmission," Proceedings, IEEE, Vol. 65, No. 5., pp. 714-722, May 1977.
- 2) Bracele, M. and Searpetta, G. : Telecommunications in health-care system. P. A. Neukomm, Ed., Biotelemetry II, 1974.
- 3) Cooper, J. D., et al., "Telephone transmission of cardiac and pulmonary data," Arch. Environ. Health, Vol. 0, 712-718, Nov. 1969.
- 4) Gardner, R. M. et al., "Eight-Channel data set for clinical EEG transmission over dial-up telephone network," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, pp. 246-249, May. 1974.
- 5) Hill, D. W. : "Some possibilities for telephone data links to and from a digital computer for patient monitoring," Medical Computing, edited by M.E. Abrams, American Elsevier Publishing Company, inc., New York, pp. 245-254, 1970.
- 6) Holsinger, W. P., et al., "Portable EKG telephone transmitter", IEEE Trans. Biomed. Eng., pp. 321-323, July 1972.
- 7) Scheidt, S., "Telephone transmission of electrocardiogram", Primary Cardiology, pp. 40-43, Sept. 1975.
- 8) Rothfield. A. L., Bernstein. A., Crews. A., Parsonnet. V. and Zecker. R., "Telemetric monitoring of arrhythmias in acute myocardial infarction", Am. J. Cardiol., 15, pp. 38-44, 1965.
- 9) Nitsh V. Thakor, J. G. Webster, "A battery-powered digital modem for telephone transmission of ECG data," IEEE Trans. Biomed., Enfl., BME-29, pp. 355-359, 1982.
- 10) Alans, Berson, "Sampling rate and precision for electrocardiographic data processing," Journal of Clinical Eng., vol. 2, pp. 308-311, 1977.