

공중 전화회선용 다중 채널 ECG 데이터

원격 측정시스템 설계

계신웅 · 장원석 · 홍승홍

= Abstract =

A Design of Multi-Channel Biotelemetry for ECG Encoding and Transmission Over the Public Telephone Line

S.W. Kay, W.S. Chang, S.H. Hong

In this paper, we described the ECG telemetry system via the Public Telephone Line. The system consist of a signal acquisition and measurement section, a signal processing section, and a signal transmission section. It used 8 bits microprocessor. The transmission section is composed of 3 ch. analog modulators and 1 ch. digital modem.

Especially, using the digital modem, signal is transmitted with about 50% data reduction ratio by the TP(Turning Point) algorithm. The acoustic coupler or inductive coil for linking the public telephone line are used. The speed of the digital modem is 300 baud rate.

The MCBS(Multi Channel Biotelemetry System) is tested and evaluated through the experiment.

1. 서 론

최근의 INS, LAN, VAN 등을 통신의 문제, 기업의 문제로만 취급하지 않고 의료에도 응용하여 폭발적으로 증가하는 의료정보에 대처하려는 움직임이 있다. 또한 우리나라도 국민 생활수준의 향상과 고도 정보화 사회에 돌입하고 있어서 이에 수반되는 의료수요의 증대와 고령화사회, 복지화사회로 변천해 감에따라 양질의 의료혜택을 요구하게 되고 의료정보의 전송을 위해 시간과 거리의 단축, 혹은 시간과 거리의 소거를 요구하게 된다. 이와같은 시대적, 사회적 요구에 부응하는 것이 의용원격계측을 활용한 원격의료(Telemedicine)이다.

의용 원격계측(Biomedical Telemetry)이란 임상적으로 중요시되는 생체 신호(Electrophysiological Signal)를 원격계측하여 원하는 곳으로 왜곡없이 전송하는 것으로 정의할 수 있다.

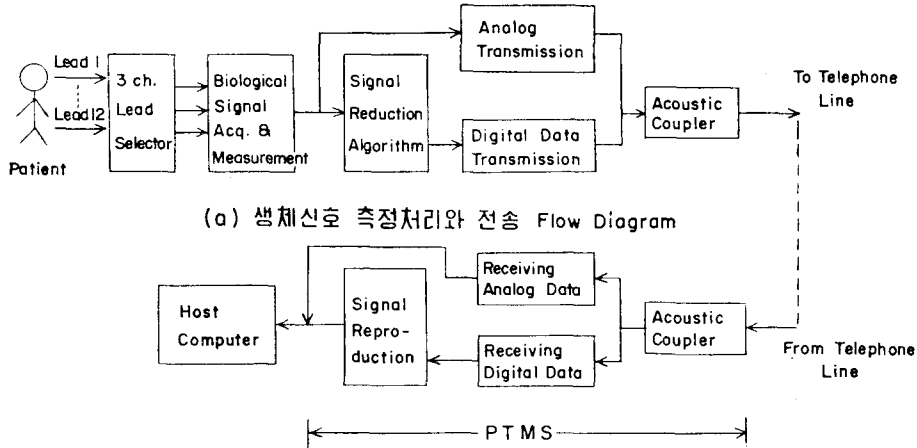
초기의 의용 원격계측은 1910년경 Einthoven 에 의해 직접 연결방식으로 행하여 졌는데 그 당시에는 전극에 의해 얻어진 생체신호를 전화회선에 연결, 원거리에서 있는 Galvanometer 에 접속하여 생체 신호를 1 마일 거리로 전송한 것이 처음이었다. 그 후 1952년 Rahm 은 근대적 전화회선을 사용하여 ECG 신호를 전송하였고 1963년 Berson 은 디지털 형태로 ECG 신호 전송을 하였다. 이 방식은 아나로그 전송보다 잡음에 강하였지만 그 당시에는 비싼 장비가 요구되고 전송도중에 신호 파형을 모니터링하기가 어려웠을 뿐만 아니라 수신단에서 원신호를 복조하는데 어려운 점이 많았다^{1,2,14)}.

의용 원격계측(Biomedical Telemetry)시스템은 생

(1986. 6. 12 접수)

인하대학교 공과대학 전자공학과

Dept. of Electronic Eng., INHA Univ.



(a) 생체신호 측정처리와 전송 Flow Diagram

(b) 생체신호 수신 시스템 (PTMS)

그림 1. 생체 신호 전송 시스템 운용 구성도
Fig. 1. Block diagram of biotelemetry system

체 에너지(Biological Energy)를 전기적 에너지(Electric Energy)로 변환하여 주는 변환 처리부분과 생체 신호를 전송신호를 통하여 왜곡없이 원하는 곳에 전송되도록 처리해 주는 전송 처리와 전송 과정중 불필요한 잡음에 대한 필터링, 저장, 데이터 압축등을 행하는 전처리 과정인 신호처리로 크게 나눌 수 있다. 본 연구에서는 여러가지 생체 신호중에서 ECG 신호를 대상으로 하여 ECG 신호 전송시스템의 자동화 및 컴퓨터화를 위한 다중 채널 ECG 원격 측정시스템의 설계(MCBS: Multi Channel Biotelemetry System for ECG Encoding and Transmission)를 실현화한다.

그림 1은 생체 신호 전송시스템 운용구성도이다. 그림 1(a)는 본 연구에서 설계된 생체 신호 측정처리 및 전송과 정의 개요도로 환자로부터 12-Lead중에서 3 채널 Lead만을 선택하여 신호를 획득, 측정한다. 아나로그 신호에서는 신호 재처리없이 아나로그 신호 전송을 수행하지만 디지털인 경우 많은 데이터량을 전송하기 위해 불필요한 신호제거 알고리즘을 적용하여 신호를 압축한 후 디지털 전송을 수행한다. 최종 전화회선과의 접속은 음향 결합기를 사용하였다. 그림 1(b)는 전송 데이터의 전송시스템으로 PTMS(Programmable Telephone MODEM System)¹⁾를 사용하여 신호를 모니터링하였으며, 전송신호 에러발생시 ARQ(Automatic repeat request 방식에 의해 점점된다. 수신 데이터 분석은 주컴퓨터에서 이루어지고 자동 진단, 해석등이 수행되며 두 시스템간의 요구에 따라 해석된 데이터를 역으로도 전송 가능하다.

공중 전화회선망을 사용하여 생체 신호를 전송하는

시스템에서 ECG 신호를 사용하는 이유는 1) 다른 생체 전기신호에 비해 신호 강도가 크며(약 1 mV), 2) ECG의 의학적인 의미가 커 다른 생체 전기신호보다도 활성화되어 있고, 3) 진단상 가장 중요한 신호이며, 4) 약 0.01~100 Hz의 주파수 응답을 가지므로 공중회선망(300~3,400 Hz)대역에 사용하는데 적합하기 때문이다.

2. 시스템 요구사항

2.1 전송 선로 특성

공중회선을 통하여 생체신호를 전송하고자 할 때 설계된 모뎀(Modem)의 요구사항에 따라 전화회선의 전송 신호 품질을 결정하는 여러가지 선로특성이나 외부 잡음등이 분석되어야 한다.

아나로그 신호 전송 랜덤 잡음이나 회선의 순간 잡음등은 연속적인 신호 흐름 분석에 의해 컴퓨터나 전문의가 구분하여 잡음성과 신호를 판별할 수 있겠지만 디지털 모뎀의 경우 한 기체와 기체간의 통신이므로 데이터 에러를 유발하는 전송 선로의 특성이 크게 문제가 되고 있다¹²⁾.

공중 전화회선의 여러가지 장애 요소로 전송 선로, 레벨 변화, 백색 잡음, 임펄스성 잡음, 유도 잡음, 감쇄의, 군지연의, 송수화자 에코, 주파수 오차, 단일 주파수 방해, 누화(Cross Talk), 비직선상의 위상 지터(Jitter), 위상 도약에 의한 신호 대 잡음비(S/N Ratio)감소로 전송 품질에 악영향을 준다. 이와 같은

악영향은 아나로그 모델보다 디지털 모델에 크게 영향을 주고 있다. 회선 잡음은 랜덤 잡음으로 임펄스성 잡음과 비슷한 연속성 잡음으로 가우스(Gauss) 잡음과 백색 잡음특성을 나타낸다.

이와같은 선로의 신호대 잡음비(S/N 비)를 향상시키기 위해 전송 손실이나 반사 손실을 작게 하고 선로 구성 방법이나 선로의 절연 저항등이 문제되고 있다. 특히, 모델 시스템과 전화 회선과의 음향결합 임피던스 매칭은 본 연구에서 다루어져야 할 것이다. 임펄스성 잡음은 교환기 접점의 전류 단속에 의해 발생하는 잡음으로 발생시간, 진폭등이 랜덤하여 가우스 잡음과 상이하며 아나로그 정보 전송에 미치는 영향보다 디지털 정보 전송시 크게 영향을 준다.

주파수에 따른 감쇄의는 케이블의 임피던스 매칭이 되어있지 않았거나 여파기(Filter)에 의한 필요주파수 대역 손실등으로 전송 품질에 영향을 주며 균지연의와 같이 데이터 에러를 증가시킨다. 그림 2는 일반적인 전화 전송선로의 주파수 대역에 대한 균지연 시간(Group Delay) 및 감쇄의(Attenuation distortion) 특성을 나타내고 있다. 2KHz를 중심으로 주파수 감소 또는 증가할 경우, 균지연 시간을 보이고 있으며 감쇄의도 증가하게 된다^{6,10,11}). 이와 같은 특성은 아나로그나 디지털 모델의 설계시 고려되어야 한다.

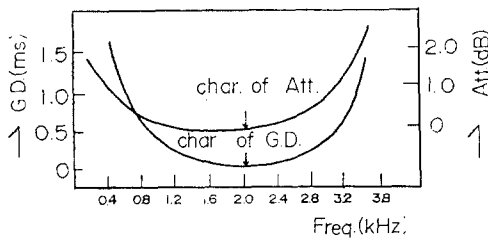


그림 2. 전송선로의 균지연의와 감쇄의의 특성곡선
Fig. 2. Group delay distortion & attenuation distortion of carrier circuit

2.2 주파수 분할 전송(Frequency Division Multiplexing)

주파수 분할 전송방식에서 사용되는 변조 대역폭은 좁을수록 유리하므로 비교적 낮은 주파수의 반송파를 사용하여 수 개의 전송파를 변조하여 스펙트럼이 중첩되지 않도록 배치한다. 그림 3은 주파수 분할방식 전송선로 구성도를 나타내고 있다. 각각의 채널 입력은 증폭기를 거쳐 전송 대역폭내에 주파수 변조(FM)를 한다. 각 변조된 신호들은 가산 증폭기(Summing Amplifier)를 통하여 각 신호가 혼합(Mixing)된 후 전송 선로를 통해 전송되며 수신단에서는 수신된 신호를 위상동기 루프주파수 복조기(Phase Locked Loop frequency modulator)로 신호를 검파한다. 검파된 신호는 저역 통과여파기(LPG: Low Pass Filter)를 거쳐 각 채널의 출력으로 나타난다. 또한 채널의 수는 입력 신호 대역에 의해 제한되는데 주파수 변조지수(M=주파수 편이/변조)는 공중 회선망을 이용한 신호 전송을 위한 수행과정에서는 적어도 3이상이어야 한다⁹). 그러나 M이 너무 클 경우 제한주파수 대역내에서 상호 채널에 간섭을 줄 경우가 있다. 이 방식은 시분할 전송방식(Time Division Multiplexing)보다 많은 정보량을 빨리 전송할 수 있다. 표 1은 본 연구에서 사용한 채널별 주파수 할당으로 아나로그 3채널과 디지털 1채널 그리고 Call Tone으로 분류하였다.

디지털 모델의 주파수 대역은 US STD 방식이며 아나로그 주파수 대역은 주파수 스펙트럼이 중첩되지 않도록 배치하였다. Call Tone은 음성 대역의 상한과 하한 대역 주파수로 설정하였으며 신호 검출시 송신측에서 발생한 3개의 Tone 펄스 갯수를 인지하여 식별하도록 하였다.

2.4 신호 압축 알고리즘

신호 압축 알고리즘은 Turning Point, AZTEC,

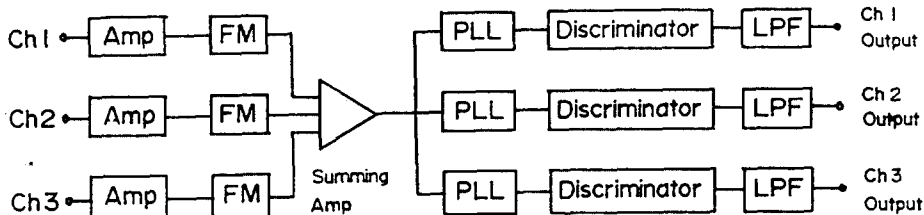


그림 3. 주파수 분할 방식 구성도
Fig. 3. Block diagram of frequency division multiplexing

표 1. 채널별 할당 주파수 대역

Table 1. Allotment Band width per channel

구분	할당 주파수 대역	용도	비고
Analog Channel	2.5 K±250 Hz	CH. 1	Wide Band
	1.7 K±100 Hz	CH. 2	Narrow Band
	1.0 K±100 Hz	CH. 3	Narrow Band
Digital Channel	US STD		
	Originate 1,270 Hz	Mark 1	
	1,070 Hz	Space 0	
	Answer 2,225 Hz	Mark 1	
	2,025 Hz	Space 0	
Call Tone	400 Hz	Remote Sys.	
	3 KHz	Main Sys.	

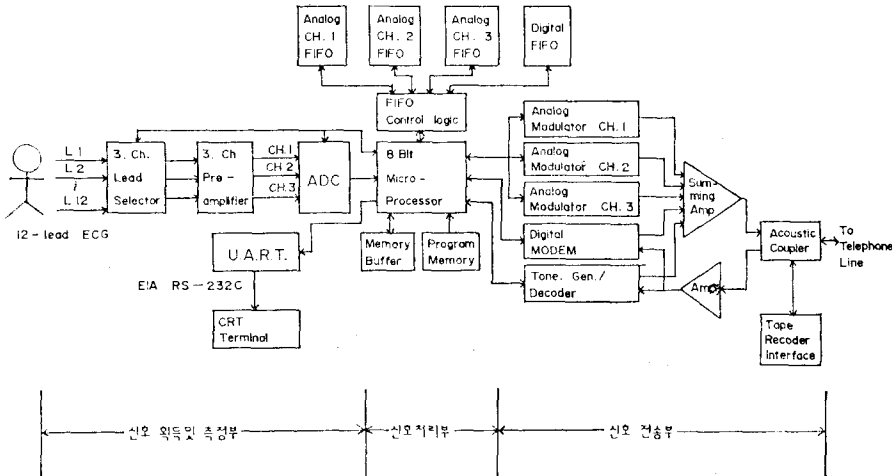


그림 4. 심전도 신호의 압축 및 전송 시스템의 구성도
Fig. 4. Block diagram of ECG encoding & transmission system.

CORTES, SAPA 등^{7,8)}이 있지만 압축비도 뛰어나고 파형 재생시 원신호에 별로 왜곡이 없는 Turning Point 알고리즘을 본 논문에서 적용하였다. 이 알고리즘은 3개의 데이터를 취하여 단순증가인 경우 중간데이터를 삭제시켜도 데이터 재생에 무리가 없다는데서 나온 것이다. 개발된 시스템에서 TP 알고리즘에 의해 1 KBytes 데이터 처리 소요시간은 0.53초 걸렸다.

3. 시스템 설계

시스템 구성은 신호 획득 및 측정부, 신호처리부 및 전송부로 크게 나누어진다. 그림 4는 시스템 전체 구

성도로 환자에 부착된 센서(전극) 12-Lead ECG 채널 중 3-Lead 채널만 선택하여 A/D 변환기에 의해 ECG 신호 크기가 측정되며 프로세서 통제하에 관련채널 FIFO(First In First Out Memory)에 데이터가 저장된다. 저장된 데이터는 시스템 운용모드에 따라 아나로그 채널 또는 디지털 채널을 통하여 원격지로 전송된다. 디지털 방식은 전송속도에 제한성을 내포하고 있으므로 TP 알고리즘을 도입하여 코드 압축후 전송을 한다.

데이터 전송은 아나로그 3채널 모듈레이터와 디지털 모뎀 1채널을 사용하였고, 아나로그 채널은 실시간이므로 많은 정보량을 전송하여 디지털 채널의 결점을

보완하고 있으며, 디지털 채널은 각종 자료인 신호 데이터는 물론 환자의 ID나 일자등 데이터와 시스템 제어 명령을 송수신할 수 있는 채널로 아나로그의 문제점을 보완하였다. 또한 Call Tone 신호 발생기와 해독기는 원격지에 있는 PTMS 간의 ID를 위한 pilot 신호로 두 시스템간의 송수신을 위하여 사용되어지며 항상 이 Call Tone 신호 식별후 다음 단계 동작을 수행한다. Call Tone 신호를 검출하면 두 신호간의 제어 명령이 수반하며 그 명령에 따라 생체신호 데이터 전송이 이루어진다.

CRT 단말기와 접속은 EIA RS-232 C 방식으로 연결하여 운용모드 결정과 획득측정 데이터를 실시간으로 모니터 가능하며 그래픽 단말기의 경우 3ch의 ECG 신호를 그래픽화 할 수 있다. 또한 ECG 데이터 프린팅을 위해 외부 단말장치 접속이 가능하다. 테이프 기록기와의 접속은 음향 결합기 오디오단에서 가능하며 전송데이터 기록 및 기록된 데이터 전송이 가능하도록 되어 있다.

3.1 하드웨어 구성

그림 5는 시스템 하드웨어 구성도이다. 8개의 카드(114.3×165.1 mm)로 구성되며 프로세서는 Intel 8085 A(CLK 6.144 MHz)을 사용하였다. 내부 버스는 STD-BUS 56 pin으로 구성되며 Address, Data, Control Bus와 Power line으로 분류된다.

시스템 동작전압은 +5 V, ±12 V가 필요하며 전시스템의 소요전력은 20 W 이내이다.

1) CPU 카드

CPU는 8 Bits 프로세서인 Intel 8085 A를 사용하고 기억장치 ROM: 16 KBytes RAM: 16 Bytes로 구성되며 이는 다른 카드접속을 위한 버퍼로 구성된다. 또한 시스템 클럭 및 아나로그 채널 시분할을 위한 타이머(8253) 3채널이 내장되어 있다.

2) FIFO #1, #2 카드

FIFO 컨트롤 로직을 내장하여 CPU와 I/O Map되어 있으며 한 카드에 64 KBytes(HM 6264×8)씩 설계되어 있다. 아나로그 3채널과 디지털 1채널로 각각 32 Bytes씩 사용되며 1 KHz 샘플링 레이트로 동작할 경우 ADC에서 측정된 데이터를 30초이상 축적할 수 있는 기능을 갖는다.

3) 디지털 모뎀 카드

디지털 모뎀 전용 IC인 모토롤라의 MC 14412를 사용하여 300 Baud Rate의 전송비로 Full duplex 통신이 가능하다. 동작은 US STD 방식으로 originate

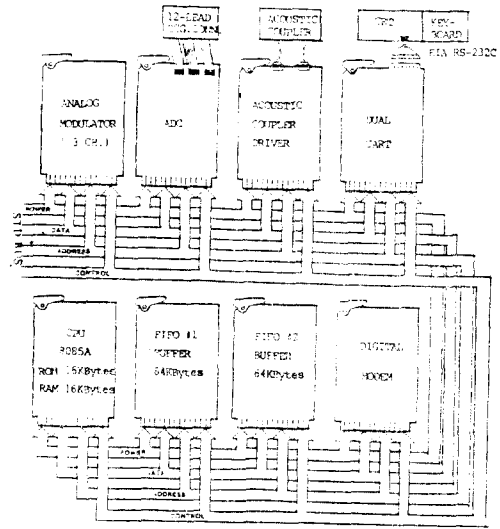


그림 5. MCBS 하드웨어 구성도

Fig. 5. Block diagram of MCBS Hard Ware

또는 Answer 모드를 선택 가능하며 주파수 할당은 표 1과 같다.

채널 1의 SCO(Sub-Carrier Oscillator)는 ±250 Hz Wide Band를 갖도록 설계하였으며 채널 2와 채널 3의 SCO는 ±100 Hz Narrow Band로 사용하여 요구사항에 따라 채널을 효과적으로 할당하여 ECG 신호(0.01~100 Hz)를 전송할 수 있도록 하였다.

5) ADC 카드

ADC는 8채널 Multiplexer가 내장된 8 Bits인 ADC 0809를 사용하였으며 최대 변환 시간은 1 mS이고, 분해능은 20 mV/Bit를 갖는다. 12-Lead ECG 신호검출 채널중 Lead 선택기에 의해 3채널이 선택되며, 전치 증폭기를 거쳐 ADC의 3채널을 이용하여 ECG 크기를 측정한다.

6) 음향 결합기 드라이버 카드

음향결합 접속을 위한 송수신 증폭기를 내장하였으며, AGC 신호와 필터 회로로 구성되며 신호 레벨 조정이 가능하다. 음향 결합기 기구부에 내장된 스피커와 마이크 및 Inductive 코일을 구동할 수 있도록 임피던스 매칭되어 있다.

7) Dual UART 카드

1채널의 UART는 CRT 단말기와 접속을 위하여 EIA RS-232 C 방식으로 구성되었으며, 다른 채널은 디지털 모뎀과 접속되어 있다. UART 모드 선택은 동작 초기화 과정에서 수행되며 Baud Rate는 표 2의 UA-

표 2. UART Baud Rate 와 Timer 시간선택
Table 2. UART Baud Rate & Timer time choice

PORT		PRE-SET RANGE	용 도
Baud rate	E0H	75, 150, 300, 600	CRT Terminal 접속
		1200, 2400, 4800, 9600	
Timer	00H	75, 150, 300, 600	Digital MODEM 접속
		1200, 2400, 4800, 9600	
	00H	Counter No. 0 10 ms	System clock
	01H	Counter No. 1 2 us-131 ms	Analog CH. 1
	02H	Counter No. 2 2 us-131 ms	Analog CH. 2, CH. 3

표 3. MCBS 초기치
Table 3. MCBS Initial Value

항 목	초 기 치
디지털 모뎀	송신 US STD Answer Mode 수신 US STD Originate Mode 전송비 300 Baud. Tx Diable
아나로그 모듈레이터	CH 2. DAC Rate 1 mS Tx 가능 CH 3. DAC Rate 1 mS Tx 가능
Call Tone	400 Hz Tx/Rx 가능 3 KHz Rx 가능
ADC	3채널 1 mS Sampling Rate 동작
Control-x command	CRT 터미널에서 운용 모드 선택 가능

RT Baud Rate 선택 번지(E0H)에서 임의로 선택이 가능하다. CRT 의 접속은 9,600 Baud 와 디지털 모뎀은 300 Baud 로 초기과정에서 선택된다.

8장의 카드들과 외부 접속은 ECG 신호 검출을 위한 12-Lead ECG, 코넥터, 음향 결합기 접속, CRT 단말기와 데이터 보관을 위하여 음향 결합기 드라이버 카드에서 테이프 레코더 접속이 가능하도록 설계하였다.

3.2. 소프트웨어

MCBS 시스템 동작은 그림 6의 시스템 흐름도와 같다. 초기화 과정에서 표 3과 같이 초기치가 선택되고 디지털 모뎀, 아나로그 모듈레이터, Call Tone, ADC, "CONTROL-X" 및 시스템 버퍼 초기화 과정이 이루어지며 운용모드 2가 선정된다.

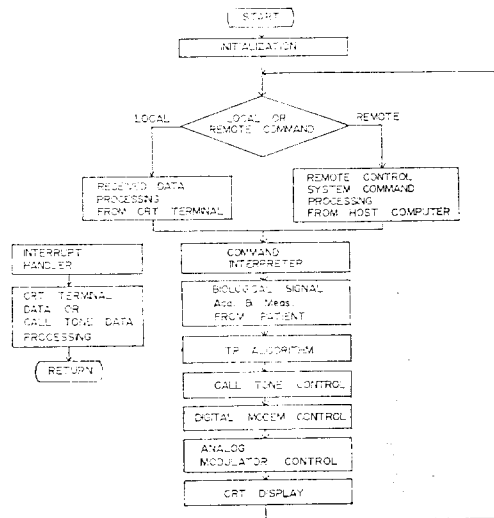


그림 6. 기능별 시스템 흐름도
Fig. 6. Functional system flowchart

시스템 운용모드는 3가지로 구성되며 표 4는 모드별로 선택된 채널을 나타낸다. 각 채널별 모드 분류는 전화 회선 대역을 주파수 분할하여 스펙트럼이 겹치지 않도록 정한 대역이다.

이와같은 운용모드는 시스템 동작시 상호 동작요구에 따라 자동으로 바뀌어질 수 있다. 외부 CRT 단말기에서 운용모드 변환시 "CONTROL-X"를 키보드에서 입력시키므로 가능하며, 표 5와 같이 6가지 Main Menu가 CRT 상에 표시된다. 이때 Main Menu 기능은 디지털모뎀, 아나로그 모듈레이터, 시스템 변수, 환자의 ID 번호와 자체 점검기능을 갖는다.

표 5의 (a) Main Menu에서 "1"을 입력하여 "CR" 했을 경우 (b)와 같이 동작모드의 메뉴가 나오며 다시 "1"을 입력하여 모드 1의 변수를 수정하고 싶은 경우

표 4. 운용 모드

Table 4. Operational Mode

Operating Mode	Digital MODEM US STD		Analog MODULATOR			Call Tone	
	Originate	Answer	CH·1	CH·2	CH·3	Main	Remote
1	0		0	0		0	0
2		0		0	0	0	0
3			0	0	0	0	0

표 5. 시스템 변수 변환 Menu

Table 5. System parameter conversion Menu

```

SET-UP MENU FOR MCBS
  CHOOSE FUNCTION BY TYPING THE
  APPROPRIATE FOLLOWED BY A "CR"
MAIN MENU
1. OPERATION MODE
2. DIGITAL MODEM
3. ANALOG MODULATOR
4. SYSTEM PARAMETER
5. PATIENT ID
6. BUILT-IN-TEST
=>PRESS "ESC" TO SYSTEM MONITOR
-----
OPERATION MODE
  CHOOSE FUNCTION BY TYPING THE
  APPROPRIATE FOLLOWED BY A "CR"
MENU
1. MODE 1
2. MODE 2
3. MODE 3
4. GO TO SYSTEM MONITOR
=>2
  PRESS "ESC" TO RESTART SET-UP MENU
-----
MODE 1
SELECTION MENU
1. DIGITAL MODEM
  TRANSMISSION RATE;300 BAUD
2. ANALOG MODULATOR
  CHANNEL 1; Y DAC TXD RATE; 2 mS
  CHANNEL 2; N DAC TXD RATE; 500 uS
3. CALL TONE
  TONE 1; Y      TONE 2; N
4. GO TO SYSTEM MONITOR
=>
  PRESS "ESC" TO RESART SET-UP MENU
    
```

모드 1 메뉴가 (c)와 같이 표시되며 CRT "cursor" 위치를 변경시켜 변수를 입력한다. 다른 변수 변환시 도 위의 예와 같은 방법으로 동일하다.

CRT 단말기 데이터나 Call Tone 처리는 인터럽트 처리에 의해 수행하며 위 두 데이터 입력방향에 따라 명령처리 변환과정이 다르게 처리되며 이 과정이 완료 되면, 들어온 명령을 분석하여 그 명령요구에 따라 환 자에 부착되어 있는 12 Lead 중 3 Lead ECG 채널을 선택하여 ADC 신호의 크기를 측정한다. 측정된 데이터는 관련채널 FIFO 버퍼에 저장된다.

아나로그 전송시는 채널 버퍼인 FIFO에서 먼저 입력된 데이터를 읽어 DAC(8 Bits: MC 1408) 포트로 출력한다. DAC의 아나로그 신호는 SCO 입력에 가해져 FM 변조된 후 음향결합기로 송출된다.

디지털 모뎀 전송 요구시에는 TP 알고리즘을 적용하여 신호 데이터를 압축하며 그 결과는 디지털 모뎀 FIFO 버퍼로 전송 저장된다. TP 알고리즘의 수행은 디지털 데이터 전송과 동시에 일어난다. TP 알고리즘 수행시간보다 디지털 모뎀 전송시간에 많은 소요시간이 필요하므로 TP 알고리즘 수행시간을 무시할 수 있다. CRT 단말기 데이터 송출과정은 시스템 동작에 영향을 주지 않는 범위내에서 수행되며 아나로그 전송시 모든 데이터 표시는 불가능할 것이다.

설계된 MCBS의 데이터 전송절차를 종합하면 다음과 같다.

- (1) Call Tone Generation
- (2) Echo Call Tone 식별
- (3) 원격지 시스템 제어명령 송출
- (4) 전송될 식별자료 메세지 송출
- (5) 생체 신호 블록 데이터 전송
- (6) 데이터 전송 종료 메세지 송출
- (7) 필요시 전송 데이터 CRT 화면에 디스플레이

원격지와 통신을 하기 위해서는 Call Tone Generation과 메세지 전송으로 크게 나눌 수 있다. Call Tone 발생은 그림 7과 같이 T1~T5의 5단계의 Tone

표 6. Call tone ID 시간 창
Table 6. Call tone ID time window

구 분	Program 수행에 의한 Sampling Rate	$T_n \text{ Min/SR} < \text{TW} < T_n \text{ Max/SR}$
T_1, T_3, T_5	$13.2 \mu\text{S}$	$1,455 < 1,515 < 1,575$
T_2, T_4	$13.2 \mu\text{S}$	$2,181 < 2,272 < 2,363$

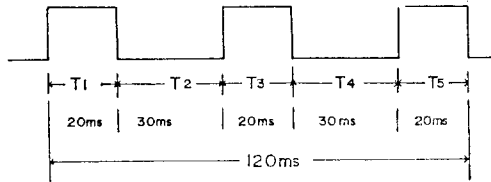


그림 7. Call tone 시간표
Fig. 7. Call tone time chart

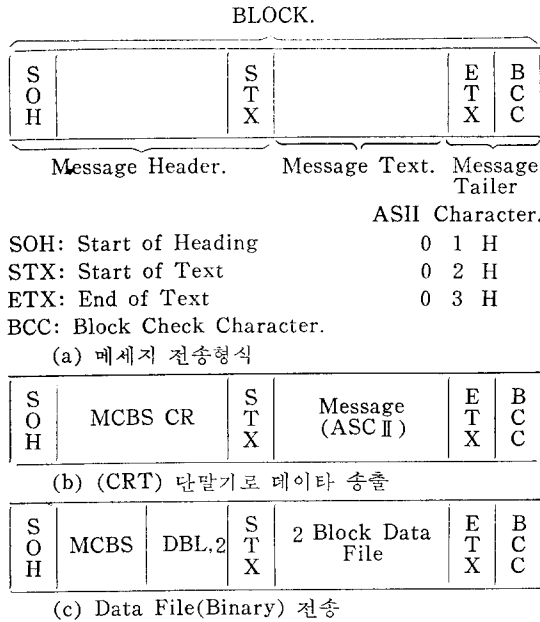


그림 8. 문장전송 형식예
Fig. 8. Word transmission format

Burst를 송출한다. 3 KHz(또는 400 Hz)의 Tone이 T_1, T_3, T_5 동안 20 mS 동안 발생하며, T_2, T_4 는 30 mS 동안 휴지 시간이다.

표 6은 Call Tone ID Time Window로 디지털 모델 IC 특성에 맞추어 $\text{Duty} \pm 4\%$ 내에 들도록 정하였다. Call Tone 측정 샘플 Rate를 위한 프로그램 수행시간은 $13.2 \mu\text{S}$ 로 T_1, T_3, T_5 와 T_2, T_4 의 상한과 하한의 Window를 정하였다. 이와같은 방법으로 Call

표 7. 제어 문자
Table 7. Control character

ASC II Character	사용 대역
$D_1(1111)$	Digital Modem 선택
$D_2(1211)$	Analog Modulator Ch 1
$D_3(1311)$	Analog Modulator Ch 2
$D_4(1411)$	Analog Modulator Ch 3
PTMS	설계된 Modem System.
MCBS	Multi Channel Biotelemetry System
MODE, n	동작모드선정 ($n=1\sim 3$ 까지)
DBL, n	Data Block Length(n 은 Block 수. 한 Block은 128 Bytes).

Tone을 식별한다. 선로 불량이거나 원격 시스템 FAULT에 의한 동작이 불이행 상태인 경우에 200 mS 간격으로 3번 반복하여 Call Tone을 발생한다. FAULT의 결과는 CRT 단말기상에 메세지로 표시된다.

시스템 동작이 정상인 경우 원격 시스템 제어명령이 송출되고 이어 생체신호 데이터를 전송하게 된다.

그림 8은 문장전송의 예이며 (a)는 MCBS에서 원격지 시스템으로 메시지 전달방식으로 메세지는 ASCII Code로 전송하게 되며, (c)는 생체신호 데이터 파일 전송으로 바이너리 전송을 하게된다. (b)는 MCBS에서 CRT 단말기로 메세지로 전송 형식으로 모든 데이터가 ASCII 코드로 전송하게 된다.

표 7은 그림 8(a)의 제어문자로 MCBS의 제원에 한정시키고 있다.

그림 9는 point-to-point 회선에 연속 데이터 전송형식으로 그림 8의(a) Frame이 전송된 후 원격 시스템에서 ACK 신호를 송출하여 두 시스템간 정상작동 상황을 모니터하였다.

4. 실험 및 고찰

4.1 설계된 MCBS 시험

설계 제작된 8개의 카드를 각각 정상동작을 실험한 후 하드웨어와 소프트웨어를 결합시키는 시스템 Integration을 한다.

그림 10은 Integration 후 MCBS 실험 장치 구성도이다.

4-1-1 제어부

제어부는 CPU, FIFO #1, #2와 UART 카드 4장

Modem I	BLOCK #1		BLOCK #2		...	BLOCK #n
Modem II		ACK 1		ACK 2	...	ACK n

그림 9. Point-to-point 회선에 대한 연속 데이터 전송.

Fig. 9. Continuous data frame transmission about point-to-point line

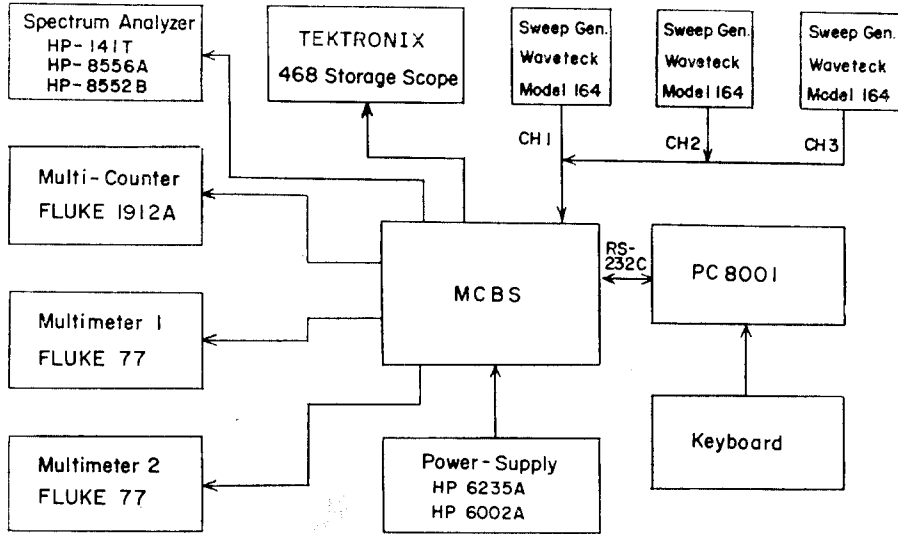


그림 10. MCBS 실험장치 구성도 (I).

Fig. 10. Block diagram of MCBS experimental apparatus (I)

으로 제한한다. PC-8001 시스템을 UART Ch 1에 연결하여 9,600 Baud full Duplex 통신을 확인한다. 소프트웨어 점검을 위해 동작중에 있는 MCBS에 "CONTROL-X" 데이터를 PC-8001에서 입력시킨다. 이때 표 5와 같은 Main Menu가 표시되면 기능별 동작에 들어간다.

하드웨어 점검을 위하여 1976년도 Version인 "IMSAI" 4 KBytes Monitor Program을 MCBS에 내장시켰으며 이 프로그램내에 Intel 8080 어셈블러가 포함되어 있어 간단한 프로그램을 작성하여 포트 시험하기에 적합하였다.

각각 4장의 카드에 대해서 CPU 카드내의 메모리 버퍼, ROM, 타이머 및 STD-BUS 버퍼들을 점검하였으며, FIFO #1, 2 메모리 카드의 동작상태를 어드레스 데이터를 쓰고 읽음으로서 확인하였다. URAT 카드는 PC-8001과 정상동작 확인과 디지털모뎀 신호 Self-Test에 의해 수행하였다.

4-1-3 ECG 신호 INPUT

ADC 카드에는 ECG 12-Lead 중 3채널 선택기, 전치 증폭기, 필터와 8채널 ADC를 포함하며, 제어부와는 8 Bits 데이터 버스 및 제어신호 버스로 연결된다. 아

나로그 채널 1에 가변 DC 전원을 연결하여 전압을 변화시키면서 ADC의 분해능을 20 mV/Bit 되도록 조정하여 전체적인 이득은 전치 증폭기에서 한정한다. (ADC 입력 레벨 ± 2.5 V) 전치 증폭기 및 필터의 대역폭은 200 Hz로 조정하였다. ADC는 3 KHz의 Sampling Rate(SR)로 3채널에 가해지며 한 채널의 SR은 1 mS이다. 이 클럭은 CPU의 3.072 MHz 주파수를 분주하여 사용하였다. 각 장치별 조정과정이 끝나면, 3개의 Sweep Generator를 12-Lead 중 3채널에 입력하여 측정된 데이터를 CRT 단말기를 통해 모니터하여 ADC 측정 상태를 점검하였다.

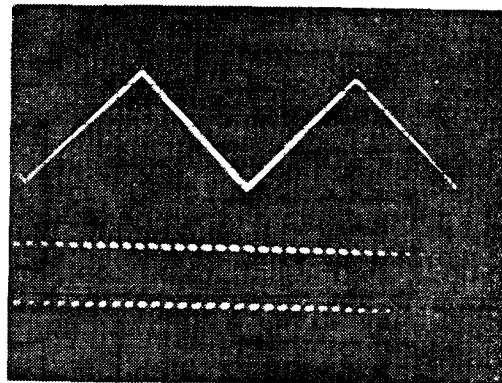
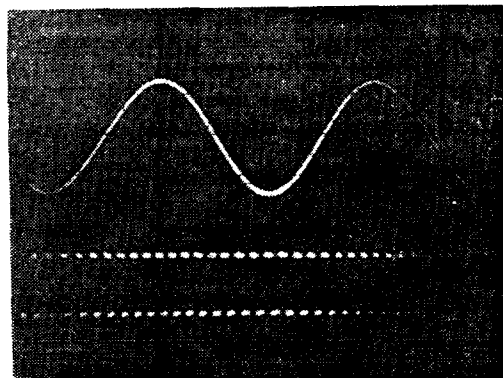
4-1-3 아나로그 모듈레이터

3채널의 아나로그 채널의 특성시험을 위해 SG(Sweep Generator)를 사용하여 아나로그 모듈레이터로 시험한다. SCO(Sub-Carrier Oscillator)는 VCO(NE 566 H)를 사용하여 구성하였다. 특정된 VCO 특성은 그림 11과 같으며 VCO에 대한 제어전압과 발진 주파수 관계를 나타낸다. VCO의 전원전압을 12 V로 사용하여 변조 입력전압범위는 11.97~7.49 V이었으며 이때 발진 주파수 범위는 20 Hz~8 KHz까지 광대역이었다. 전압에 대한 발진 주파수비는 1781.25 Hz/V이

표 8. SCO 특성표

Table 8. SCO characteristic table

구분 \ 채널	CH 1	CH 2	CH 3	TON 1	TON 2
주파수 범위	2.5 KHz ± 250 Hz	1.7 KHz ± 100 Hz	1.0 KHz ± 100 Hz	400 Hz	3.0 KHz
변조입력 전압범위	10.57 ± 0.14 V	11.02 ± 0.056 V	11.41 ± 0.056 V	11.76 V	10.29 V



(a) 사인파의 FM 변조
 CH 1. 사인파 입력 주파수 : 50 Hz
 입력전압 : ±0.24 V
 CH 2. FM 변조출력 캐리어 주파수 : 2.5 KHz
 출력레벨 : +7 V

(b) 삼각파의 FM 변조
 CH 1. 삼각파 입력 주파수 : 50 Hz
 입력전압 : ±0.24 V
 CH 2. FM 변조출력 캐리어 주파수 : 2.5 KHz
 출력레벨 : +7 V

사진 1. 사인파 및 삼각파 변조

Pic 1. Sine wave and triangular wave FM

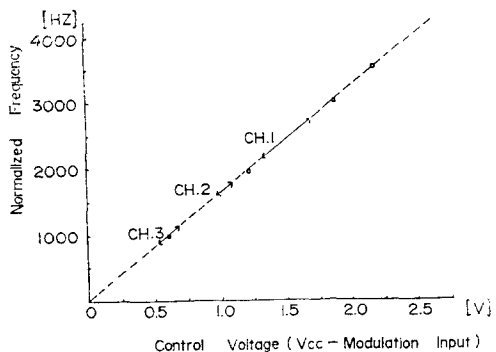


그림 11. 발진 주파수와 제어 전압과의 관계

Fig. 11. Normalized frequency as a function of control voltage

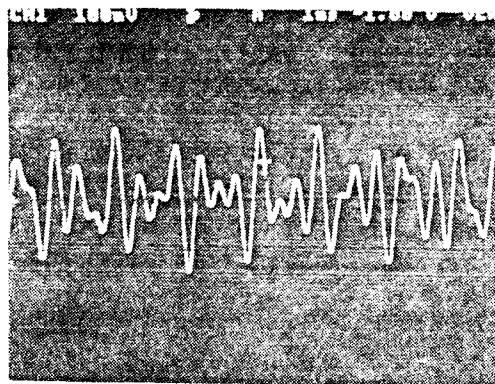


사진 2. 가산 증폭기의 출력파형

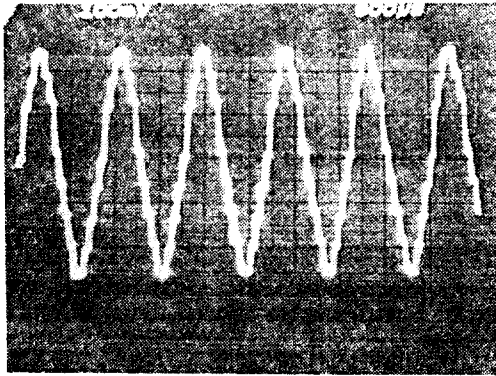
Pic. 2. Summing amplifier output wave

다. 표 8은 아날로그 3채널 변조입력 전압범위 및 Ton 1, Ton 2의 Call Tone 발진 전압을 보이고 있다.

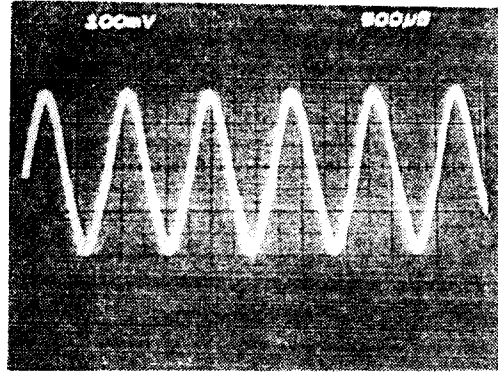
사진 1은 Sweep Generator를 사용하여 ch. 1의 FM 변조 특성이며 (a)는 사인파 50 Hz를 가했을 때 (b)와 같이 2.5 KHz의 f_c 에 대한 주파수 편이를 보이고

있으며 출력 레벨은 +7 V의 구형파를 얻었다. (b)는 (a)와 같은 방법으로 삼각파에 대한 변조 특성을 보였다.

사진 2는 입력신호가 없을 때 아날로그 3채널의 2.5 KHz, 1.7 KHz, 1 KHz 사인파의 합성 가산증폭기의 출

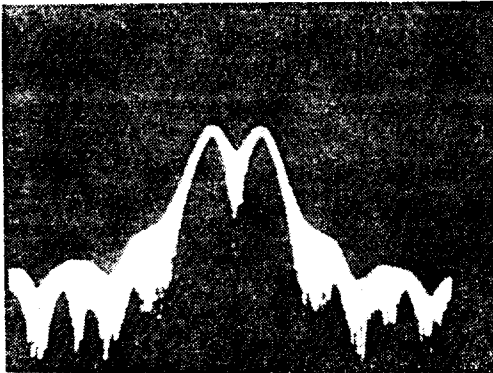


(a) Digital MODEM D/A 출력파형
주파수 : 1,073 Hz
출력전압 : ± 255 mV



(b) LPF 를 통과한 Digital MODEM 출력파형
주파수 : 1,073 Hz
출력전압 : ± 190 mV

사진 3. MODEM IC 의 FSK D/A 출력
Pic. 3. FSK D/A output of MODEM IC



출력레벨 : +14 dBm BW: 1 KHz, SW: 2 KHz

사진 4. LPF 를 통과한 파워 스펙트럼
Pic. 4. Power Spectrum passed LPF

력이다.

SCO 의 구형파 출력에서 사인파로 변환하기 위해서 밀러 적분 사인변환기를 사용하였으며 출력 레벨은 1.2 Vpp 로 조정되었으며 Ch. 1 의 500 Hz 변환시 출력 변화는 1.5 dB 이내였다.

4-1-4 디지털모뎀

디지털모뎀은 모토로라사의 모뎀전용 IC 인 MC 14412 에 의해 Full Duplex 로 UART 2와 연결하였다. 수신부에서는 Group Delay 특성을 보강한 저항 분할 입력형으로 브리지 T Active BPF 를 사용하였다. BPF 의 입력 레벨은 50~100 mV 내에서 조정되었다. ORG. Mode 시 BPF 는 850~1,400 Hz 대역을 가지면 ANS

의 BPF 는 1,550~2,350 Hz 대역을 갖도록 설계하였다. 사진 3은 FSK 의 전송 캐리어 US STD Originate Space 주파수 1,070 Hz(측정주파수 : 1,073 Hz) 출력 레벨 510 mVpp 인 사인파 변환기 출력이다. 이 신호는 LPF 를 통과후 사진 4와 같이 2.5 dB 감쇄한 완전한 사인파 출력 레벨 380 mVpp 를 보이고 있다. 이때 전력 스펙트럼은 +14 dBm(사진 4)이었다. 이와같은 디지털 모뎀 전용 IC 사용시, Bias 왜곡, 출력 지터 등이 고려되어야 하며 선로상의 균지연의는 일반적으로 50~300 μ S 가 발생된다. 디지털 IC 특성으로 사용되는 클럭은 1 MHz \pm 0.1% 이내의 것이어야 하며, 수신된 캐리어의 duty 싸이클은 50% \pm 4% 이내가 되도록 설계해야 한다.

4-1-5 음향 결합기

음향 결합기는 전자회로 카드와 기구부로 구성된다. 송신 증폭장치는 이득이 93 dB 이며, 수신 증폭기는 93 dB 로 설계하였다. 수신시 AGC 이득 제어는 40 dB 까지 가능하도록 하였다. 송수신부 출력은 가변 저항기에 의해 조절될 수 있으며 송신 출력은 최대 0.8 W 이었다. 기구부는 전화기의 부착이 쉽도록 사진 5와 같이 구성되었다.

내부에 0.2 W 8 Ω 스피커 크리스탈(또는 코일 : 50 A, 3.5 Ω AWG 25)와 마이크로폰(또는 코일 : 2500 T-1 K Ω AWG 38)을 전자회로 카드와 접속하였다. 사진 6은 전체 시스템 사진이다. PC-8001과 모듈화된 카드는 카드 케이지에 내장시켰으며 전용 전원을 제작하여 사용하였다.

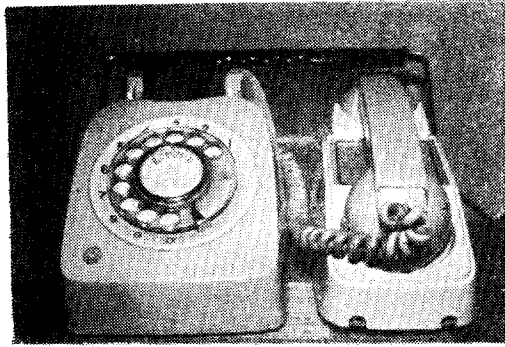


사진 5. 음향 결합기
Pic. 5. Acoustic coupler

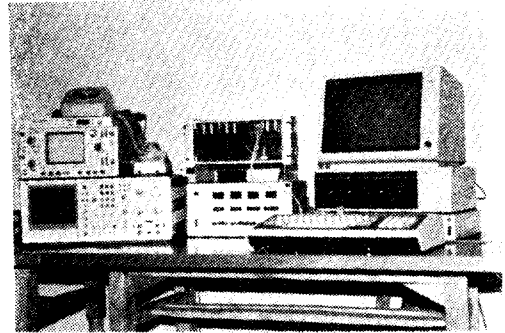


사진 6. MCBS 실험장치 구성도 사진
Pic. 6. Picture of MCBS experimental apparatus

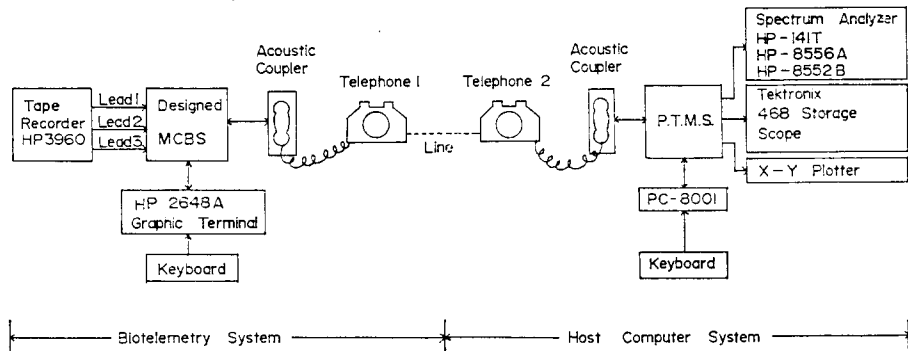
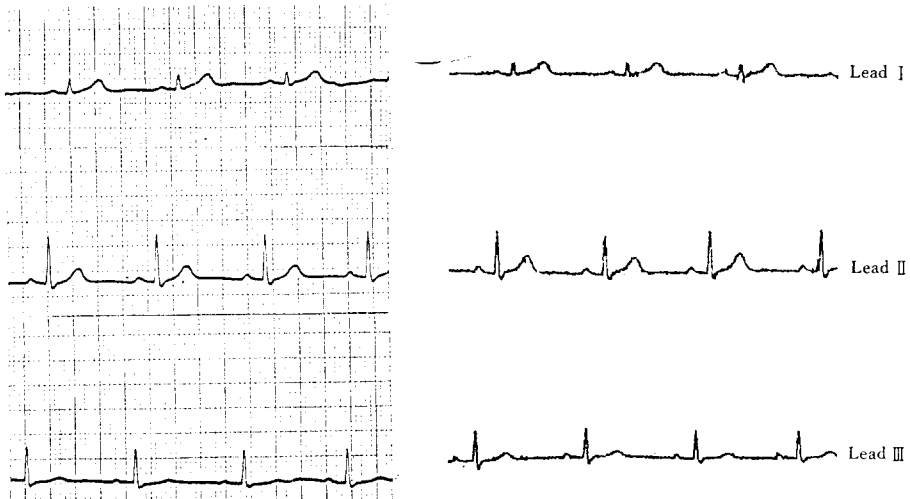


그림 12. MCBS의 실험장치 구성도(II)

Fig. 12. Block diagram of MCBS experimental apparatus(II)



(a) 송신 data

(b) 수신 data (plotted by computer)

그림 13. ECG 전송 결과(정상인의 ECG)

Fig. 13. Transmission result of ECG data

4.2 MCBS 신호 전송

그림 12는 MCBS 신호전송을 하기 위한 장치 구성도이다. 정상적인 사람의 ECG 신호는 테이프 기록기에 의해 출력되어 MCBS 전극 입력 포트와 연결된다. 데이터 표시는 HP 2648A를 사용하였으며, Auto Plot Menu가 있어 MCBS에서 전송되는 데이터로써 ECG 그래픽 표시가 가능하도록 하였다. 수신측에서는 PT-MS로 수신하며 계측기 및 PC-8001에 의한 데이터 결과는 그림 13과 같으며 이것은 정상인의 ECG 파형을 전송한 예이다.

그림 13(a) 그림은 Fukuda Denshi사 제품인 FD 31 P 3 ch. ECG 증폭기를 사용하여 기록한 결과이고 그림 13(b)은 전화 회선을 통하여 수신된 신호를 PT-MS에 의해 플로터로 그린 결과이다. 송신 거리는 약 30 Km 이내로 인친 전화국 선로를 이용하여 전송하였다.

전화기의 송수화는 음향 결합기의 접속 과정에서 20 dB~30 dB의 손실이 발생하였으며 마이크로폰이나 Inductive 코일에서 3 mV 정도의 기전력이 발생하도록 Set Up하였다. 수신측의 입력은 -15 dBm에서 -45 dBm의 동작 특성을 가지며 이 범위내에서 신호 검출이 가능하였다.

5. 결 론

본 연구에서는 ECG 원격 측정시스템 설계를 하였으며 특히, 신호전송을 위하여 아나로그 3채널을 전화회선 전송대역(300 Hz~3.4 KHz)내에서 주파수 분할(FDM)하여 실현하였고 디지털 모델을 병행하여 사용함으로써 양자의 문제점을 해결하였다. 시스템의 성능평가는 사인파를 입력으로 사용하여 아나로그 모듈레이터와 디지털 모델의 양호한 결과를 얻었으며 실제 정상인의 ECG 신호를 공중회선망을 통하여 전송한 결과는 그림 13의 (b)와 같이 양호한 파형을 얻었다.

의료산업에 있어서 생체 신호 처리시스템의 자동화 및 시스템화를 위하여 컴퓨터의 도입은 필수 불가결하게 되었다. 이와같은 시스템의 핵심은 소프트웨어에 다양한 기능을 부여하는 것이다. ECG 신호의 디지털 전송속도를 높이기 위하여 신호의 원형이 크게 손상되지 않는 범위내에서 신호 압축은 바람직하며 본 연구에서는 압축비가 50%인 TP 알고리즘을 도입하여 실시간 처리하였다. TP 알고리즘에 의해 1 KBytes의 data 처리시간은 0.53초정도 걸렸다. 또한 시스템의

모듈화(카드화)를 기능별로 추가 또는 제거하므로써 시스템 구성을 요구되는 기능별로 쉽게 재구성 할 수 있으며, 현재 적용된 음향 결합기 사용상의 제한때문에 디지털 모뎀 전송속도는 300 Baud로 제한하였지만, 모듈교환으로 전화회선에 직접 연결(Direct Connection)방법에 의해 하드웨어 모듈 교체로 현 전화회선에 보편화 되어있는 1,200 Baud 이상 통신이 가능할 것이다.

본 연구에서 설계한 MCBS에 의해 전국 곳곳에 연결되어 있는 공중회선망을 통해 전문의가 없는 지역에서도 ECG 신호를 종합병원등지로 신호 전송이 가능할 것이며 의용 원격 시스템에 부정맥(Arrhythmia) 검출 알고리즘, 자동 진단 알고리즘을 첨가하여 보다 신속하고 정확하게 ECG 신호를 전송하고 또한 그 신호를 해석해서 가입자에게 통보해 주는 원격의료(Telemedicine)시스템이 형성되어야 할 것이다.

참 고 문 헌

- 1) 제신웅, 전승철, 이은실, 장원석, 홍승홍, "원격 의료시스템용 프로그래머블 전화회선 모뎀의 설계", 대한전자공학회 하계 종합학술대회 논문집, Vol. 9, No. 1, 1986 pp. 454~456.
- 2) Cesar A. CACERES, "Biomedical Telemetry", Academic Press, 1965, pp. 15~83.
- 3) M.P. WATTS & P.W. MacFARLANE, "3-lead electrocardiogram transmission over post office telephone lines", Med. & Biol. Eng. & Comput., Vol. 15, 1977, pp. 311~318.
- 4) Y. NOSE etc., "Evaluation of telephone transmission for Computer electrocardiographic interpretation in Japan", Med. & Biol. & Eng. & Comput., Vol 18, 1980, pp. 727~730.
- 5) Nitish V. THAKOR etc., "A Battery-Powered Digital MODEM for Telephone Transmission of EKG data", IEEE Trans. on BME, Vol. 29, 1982 pp. 355~359.
- 6) Robert N. WATTS, "Some Design Considerations for Narrow-Band Medical Telemetry over the Switched-Message Network", IEEE Trans. on Com. Tech., Vol. 19, 1971, pp. 246~255.
- 7) Michel BERTRAND etc., "Microprocessor Application for Numerical ECG Encoding and

- Transmission*", *Proc. of IEEE*, Vol. 65, 1977, pp.714~722.
- 8) Willis J. TOMPKINS & Jong G. WEBSTER, "Design of Microcomputer Based Medical Instrumentation", *Prelice-Hall. Inc.*, 1982, pp. 404~433.
- 9) C.C. Good YEAR, "Signals & Informations", *London Butter worths*, 1971, pp.251~268.
- 10) CCITT Yellow Book, *Recommendation V. Series Vol. 8, Data Transmission over the Telephone Network*, ITU, 1981.
- 11) CCITT Red Book, *Recommendation G. 211~G.652, Vol.8-Fascicle 3.2, International Analogue Carrier System Transmission Media-Characteristics*, ITU, 1985.
- 12) Elizabeth A. NICHOLS etc., "Data Communications for Microcomputers with Practical Applications & Experiments", *McGraw-Hill Book Company*, 1982, pp.225~243.
- 13) 服部淳, "循環器系のテレメトリ", 日本 ME 學會論文集, 第18卷 第7號, 1980, pp.43~52.
- 14) 開原成允, "テレメデーション" 同文書院, 1983, pp. 97~107.
- 11) CCITT Red Book, *Recommendation G. 211~*