

生体信号 處理用 마이크로컴퓨터에 関한 研究

(On the Microcomputerized Biomedical Signal Processing System)

金惠鎭*, 金洛斌**, 金永川**

(Duckjin Kim, Nak Bin Kim and Yung Chun Kim)

要 約

여러 가지 生体信号를 測定하여 마이크로컴퓨터 안에 기억시켜 두고 生体 内部 器管의 狀態를 把握할 수 있도록 적절한 프로그램을 선택하여 그 信号를 處理할 수 있는 信号 處理 시스템을 構成하였다.

이 시스템의 特徵은 EEG, ECG 등 여러 가지 生体 信号를 하나의 시스템으로 處理할 수 있게 한 點이다.

ECG 波形은 3個 채널로 同時 測定 記錄한 後 心電 벡터圖를 作成하여 心搏數, 心室興奮時間, 心電 벡터의 絶對値와 角等과 함께 CRT 画面上에 나타나게 하였다.

EEG 波形은 CRT上에 周波數 成分別로 頻度와 相對振幅을 나타나게 하였다.

Abstract

A microcomputerized biomedical signal processing system has been designed and fabricated.

Softwares for this system have also been developed to record and analyze ECG and EEG waveforms.

In this system, the vectorcardiogram of ECG waveforms is formed automatically and displayed on CRT with other usefull cardiac information.

The frequency components of EEG waveforms can also be analyzed in this system and the analyzed spectrum is displayed on CRT.

I. 序 論

生体 計測은 오래 前부터 研究되어 왔던 医用生体 工學의 基本이며 基礎 醫學分野에서 뿐만 아니라 臨床的 診斷을 위해서도 많은 資料를 提供하여 주는 重要한 分野가 되고 있다. 컴퓨터에 依한 디지털 信号 處理 技術이 발달됨에 따라 이 技術을 여러 가지 生体 信号 分析 및 處理에 利用하여 보려는 試圖가 最近에

많이 나타나고 있다.^[1~6]

生体 信号 處理에 中型 以上の 汎用 컴퓨터를 利用하는 경우^[7]에는 記憶 容量도 크고 處理 速度도 빨라서 좋기는 하지만 컴퓨터 自体가 高價이므로 이 目的을 위한 專用 處理 시스템으로 使用할 수도 없고 測定 系統과 on-line으로 構成하는데에도 곤란한 點이 많이 있다. 미니컴퓨터는 이보다는 價格도 저렴하고 專用 on-line 處理 시스템으로 쓰는 데에 適合하므로 미니컴퓨터를 利用하여 生体 信号 處理를 하는 경우도 많이 있다.^[1~4] 最近에 마이크로컴퓨터의 性能이 從來의 미니컴퓨터 수준에 이르고 있는 反面 그 價格은 현저하게 싸지고 있어 特殊目的을 위한 專用 處理 시스템으로 매우 適合하여 지고 있어 本論文에서는 마이크로컴퓨터를 利用한 生体 信号 處理

*正會員, **準會員, 高麗大學校 工科大學 電子工學科 (Korea Univ. Dept. of Elec. Eng.)

接受日字: 1982年 4月 15日

(※本 論文은 1981年度 文教部 學術研究助成費에 依하여 研究되었음.)

시스템 開發 結果를 記述하려고 한다. 이 信號 處理 시스템의 開發은 저렴한 價格으로 여러 가지 生体 信號를 分析 處理하여 生体 内部 器管의 異狀 有無를 迅速 正確히 판단되는데 도움이 되는 資料를 얻고자 하는데에 目的이 있다. 本 시스템 開發은 生体 信號別 測定系統 및 마이크로컴퓨터의 적절한 하드웨어 構成과 信號의 種類에 따른 最適 處理 프로그램 開發의 두 가지 側面에서 推進되었다.

II. 하드웨어 시스템의 構成

生体 信號 測定 및 處理를 위하여 그림 1과 같이 시스템을 構成하였다. 電極에서 얻어진 生体 信號는 增幅段을 거쳐 A/D 變換되어 마이크로컴퓨터에 入力된다. 마이크로컴퓨터에서 處理된 結果를 D/A 變換器를 거쳐 오실로스코프상에 表示하거나 또는 CRT 面 上에 表示할 수 있도록 構成하였다.

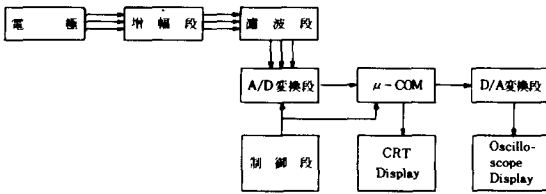


그림1. 시스템 블록 다이어그램
Fig. 1. Block diagram of the system.

1. 마이크로컴퓨터의 構成

마이크로컴퓨터는 Z-80 CPU를 使用하였고 클럭 周波數는 2 MHz, 메모리 용량은 53Kbytes (RAM 48K, ROM 4K, Video display용 RAM 1K) 이다. 또한 보조 기억장치로서는 카세트 테이프 녹음기를 使用하였으며 메모리 할당은 그림 2와 같고 마이크로컴퓨터의 構成圖는 그림 3에서와 같이 점선으로 표시된 메인보 오드와 주변기기들로 構成되었다.

PIO(Parallel input/output)는 Intel회사 제품인 8255를 使用하였으며 mode 0의 #12를 使用하여 port A와 port C의 上位 4 bits는 入力으로, port B와 port C의 下位 4bits는 出力으로 各各 使用하고 있다. 따라서 port A는 A/D變換器, port B는 D/A 變換器와 接續하였고 port C는 制御 port로 使用하였다. Port C의 bit 1,2,3의 出力이 아날로그 스위치를 完全히 단속할 수 있도록 比較回路(comparator)를 통해 ECG 電極인 lead I, II, III의 선택 回路에

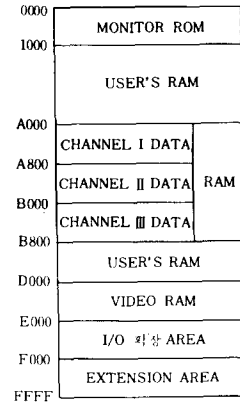


그림2. 메모리 할당
Fig. 2. Memory map.

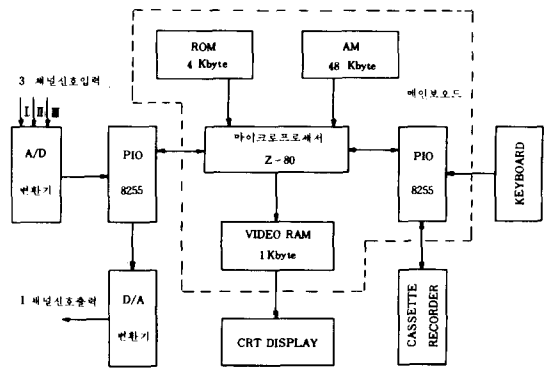


그림3. 마이크로컴퓨터 구성도
Fig. 3. Microcomputer structure.

連結되고 bit 6 은 HOLD 信號線, bit 7 은 A/D 變換器의 EOC(end of conversion)線, bit 0 은 SC(start conversion)線과 連結하였다. 接續狀態는 그림 4와 같다.

生体 信號의 데이터를 저장하기 위하여 우선 PIO의 C-port (bit 6)에 連結된 HOLD 信號가 '1' 狀態인지 連續적으로 스캐닝하여 '1' 狀態가 檢出되면 채널 I 波形的의 데이터를 받아 들이기 위해 아날로그 스위치 1을 動作시킨 後 A/D 變換器에 變換 開始 信號를 PIO의 C-port (bit 0)를 통해 내보낸다. 그 후 A/D 變換器의 EOC 信號가 '1' 狀態인지를 PIO의 C-port (bit 7)를 통해 連續적으로 스캐닝하여 '1' 狀態이면 지정된 기억 장소에 채널 I 波形的의 데이터를 저장한 後 아날로그 스위치 2를 動作시키고 같은 方法으로 지정된 기억 장소에 채널 II 波形的의 데이터를 저장한다. 그 後 아날로그 스위치 3을 통해 같은 方法으로 채널 III의 波형을 기억 장소에 저장한다. 따라서 같

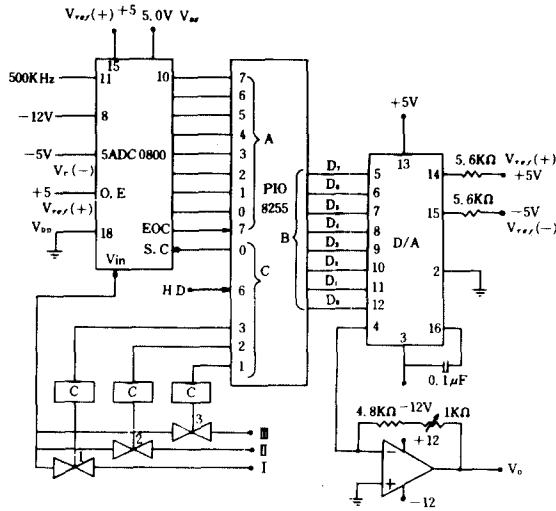


그림4. PIO와 주변장치의 接續
Fig.4. Interface of PIO and external devices.

은 샘플 時間 동안에 채널 I, II, III 波形的의 데이터가 모두 저장되고 다시 HOLD 信號가 '1' 狀態인지檢出하여 같은 方法으로 지정된 기억 장소에 데이터가 모두 채워질 때까지 계속된다. 데이터를 저장하기 위한 프로그램은 機械語를 使用하였다.

2. 信號 測定回路

1) 心電圖 測定 回路

心電圖의 測定은 그림 5에서와 같이 患者를 保護하기 위하여 患者에게 接地點을 直接 連結하는 대신에 右腳 增幅器의 電流 制限 抵抗을 통해서 右腳에 連結하였다. 나머지 3 電極으로 부터 얻어진 lead I, II, III의 信號는 그림 6과 같이 2段 差動 增幅器로 構成된 增幅回路에서 各各 60dB씩 增幅된다. 增幅된 信號는 60Hz 노치 필터를 통하므로서 電源 周波數에 의해 誘導된 60Hz 雜音이 40dB 減衰되고 遮斷 周波數가 100 Hz인 低域 濾波器를 통하므로서 높은 周波數 成分의 雜音이 除去된다. 雜音이 除去된 信號는 샘플 및 홀드回路에서 1秒에 500個씩 샘플링 되어 A/D 變換器(ADC 0800)에 入力된 後 8비트 데이터로 變換되어 마이크로컴퓨터 안의 RAM에 저장된다.

2) 腦波 測定回路

腦波의 測定은 그림 7에서와 같이 頭部에 부착된 電極으로 부터 얻어진 腦波는 그림 6과 같이 構成된 第一段 增幅器에서 60dB 增幅된 後 遮斷 周波數가 100Hz인 低域 濾波器와 60Hz에서 40dB 減衰 特性이 있

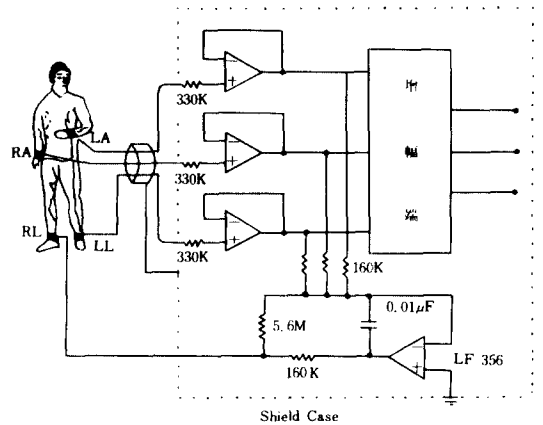


그림5. 電極의 接續
Fig.5. Connection of electrodes.

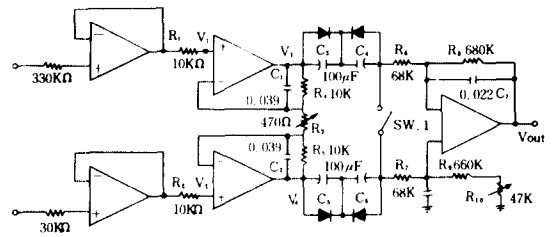


그림6. 增幅回路
Fig.6. Amplifier circuit.

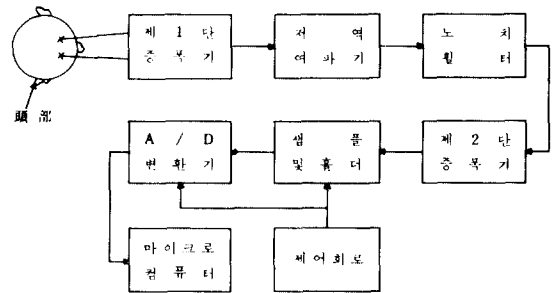


그림7. 腦波 測定回路의 블록 다이어그램
Fig.7. Block diagram of EEG measuring circuit.

는 노치필터를 통한다. 이렇게 얻어진 信號는 第二段 增幅器에서 增幅度의 調整에 따라 20dB~40dB 增幅되고 샘플 및 홀드回路에서 1秒에 600개씩 샘플링된 後 A/D 變換器(ADC 0809)에서 8비트 데이터로 變換되어 마이크로컴퓨터 안의 RAM에 저장된다.

3. 制御回路

發振回路는 4 MHz의 크리스탈 發振을 하여 分周回路에서 $\frac{1}{8000}$ 分周하여 500Hz 矩形波를 얻었다. 클럭 幅 調整回路에서는 샘플링 時間이 0.2ms, 홀딩 時間이 1.8ms 되도록 펄스幅을 調整하여 샘플 홀더 回路 및 홀드 信號 檢出 回路에 加한다. 마이크로컴퓨터는 홀드 信號를 檢出하여 채널 選擇 회로에 制御信號를 내보내 채널을 選擇하게 한 後 A/D變換器에 變換開始 信號를 내 보낸다. 또한 마이크로컴퓨터는 A/D變換器로부터 EOC信號를 檢出하여 8 비트 데이터를 받아 들인 後 다음 채널의 信號를 A/D 變換하게 한다. 制御回路의 블록 다이어그램은 그림 8 과 같고 制御信號의 順序圖는 그림 9 와 같다.

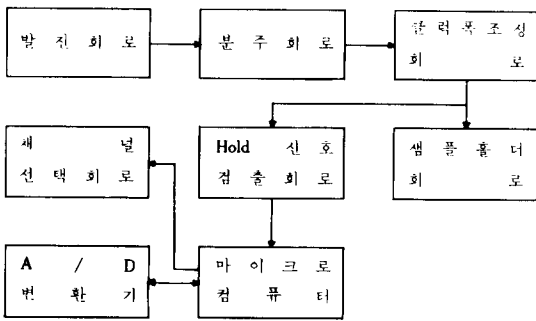


그림8. 制御回路의 블록 다이어그램
Fig. 8. Block diagram of control circuits.

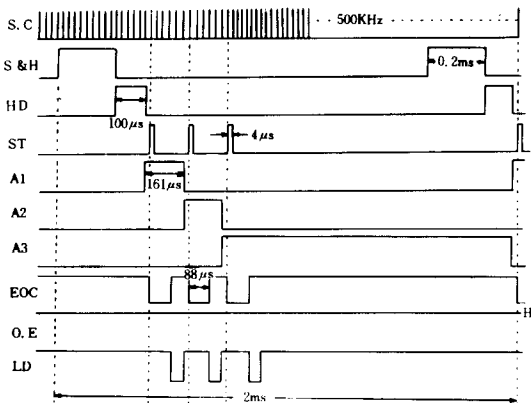


그림9. 制御信號의 順序圖
Fig. 9. Timing diagrams of control signals.

Ⅲ. 시스템의 信號 處理 應用

1. 心電圖 分析

1) 데이터의 저장과 分析

그림 4 에서 알 수 있듯이 같은 샘플 주기동안에 電極을 통해 얻어진 心電圖波形的 bipolar standard lead I, II, III의 信號는 各各 채널 I, II, III를 통해 순차적으로 컴퓨터에 入力된다.

心電圖의 分析을 하기 위하여 우선 QRS 群을 檢出하여야 하는 데 그 方法은 ECG 波形을 區分하여 QR S 群의 falling edge를 檢出한다. 이 부분의 區分값은 1,500倍로 增幅했을 경우 약 $-40 \sim -300 \text{ mV/T}$ 의 값을 갖고 있다. 여기서 T는 샘플 時間이다. 따라서 threshold값은 -40 mV/T 로 定하였다. Threshold값 以下의 區分값의 連續性을 比較하여 threshold값 以下의 連續된 數를 決定하여서 QRS群의 falling edge를 檢出하고 있다. 그리고 좀 더 正確性을 期하기 위하여 처음 檢出된 QRS 群을 分析하여 R-R間隔, 心搏數, 心室 興奮 時間과 벡터圖^[6]에 必要한 R의 높이와 S의 길이를 測定하도록 하였다. 心搏數의 單位는 BPM(beats per minute)이다.

$$\text{心搏數} = \frac{60}{(R-R\text{間隔}) \times \text{sampling time}} \text{ [BPM]} \quad (1)$$

$$\text{心室興奮時間} = (Q-R\text{間隔}) \times \text{sampling time [sec]} \quad (2)$$

$$R\text{의 높이} = (R-128) \times 40 \text{ [mV]} \quad (3)$$

$$S\text{의 길이} = (128-S) \times 40 \text{ [mV]} \quad (4)$$

이다.

心電圖 分析은 心電圖 데이터가 RAM에 저장된 後 心電圖 分析을 한 結果를 CRT上에 나타내고 RAM에 기억된 心電圖 데이터를 D/A變換器를 통해 오실로스코프上에 心電圖 波形을 나타내게 하였다. 프로그램은 BASIC 言語를 使用하였다.

2) ECG벡터圖의 直交座標化

벡터圖는 그림 10과 같이 lead I, lead II, lead III 축을 原點을 中心으로 平行하게 이동하여 直交座標化하여도 數學的으로 本래의 벡터圖를 변경시키지 않는다. 벡터圖에서 a, b, c는 bipolar standard lead I, II, III 波形에서 R의 높이와 S의 길이의 差이다.

Bipolar standard lead I, II, III의 方程式을 各各 Y_I, Y_{II}, Y_{III} 이라 하면

$$Y_I = 0 \quad (5)$$

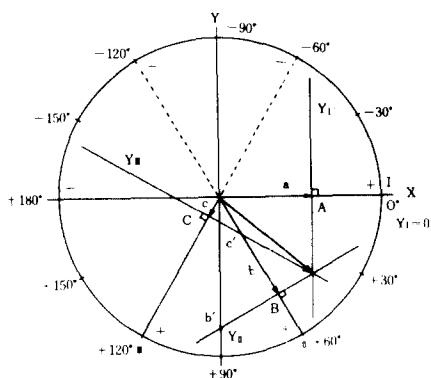


그림 10. 直交 座標化한 벡터圖
Fig. 10. Construction of ECG vector diagram.

$$Y_{II} = -\sqrt{3} x \quad (6)$$

$$Y_{III} = \sqrt{3} x \quad (7)$$

이다.

Lead I, II, III의 直交 方程式을 各各 Y_I, Y_{II}, Y_{III} 라 하면

$$x = a \quad (8)$$

$$Y_{II}' = \frac{1}{\sqrt{3}} x - b' \quad (9)$$

$$Y_{III}' = -\frac{1}{\sqrt{3}} x - c' \quad (10)$$

式(9)에 點B를 代入하여 整理하면

$$Y_{II}' = \frac{1}{\sqrt{3}} x - \frac{2\sqrt{3}}{3} b \quad (9')$$

式(10)에 點C를 代入하여 整理하면

$$Y_{III}' = -\frac{1}{\sqrt{3}} x - \frac{2\sqrt{3}}{3} c \quad (10')$$

式(8) = 式(9)'에서

$$\text{接點}(x_1, y_1) = \left(a, \frac{1}{\sqrt{3}} a - \frac{2\sqrt{3}}{3} b \right) \quad (11)$$

式(8) = 式(10)'에서

$$\text{接點}(x_2, y_2) = \left(a, -\frac{1}{\sqrt{3}} a - \frac{2\sqrt{3}}{3} c \right) \quad (12)$$

式(9)' = 式(10)'에서

$$\text{接點}(x_3, y_3) = \left(b - c, \frac{\sqrt{3}}{3} b - \frac{\sqrt{3}}{3} c \right) \quad (13)$$

式(11), (12), (13)의 中點을 구하면

$$\text{中點}(x_c, y_c) = \left(\frac{x_1 + x_2 + x_3}{3}, \frac{y_1 + y_2 + y_3}{3} \right) \quad (14)$$

따라서 벡터의 크기는

$$M = \sqrt{x_c^2 + y_c^2} \quad (15)$$

벡터의 각도는

$$\begin{aligned} x \geq 0 \text{ 일 경우 } \theta &= -\tan^{-1} \frac{y_c}{x_c} \\ x < 0 \text{ 일 경우 } \theta &= 180^\circ - \tan^{-1} \frac{y_c}{x_c} \end{aligned} \quad (16)$$

이다.

3) 디스플레이

數式化한 心電 벡터圖를 CRT上에 그래프로 나타내 고 벡터의 크기와 角度, 心搏數, 心室興奮時間등을 사 진 2 (b)와 같이 CRT上에 數字로 表示하였다. 또한 느린 心電圖 波形을 약 40배의 周波數가 되도록 단프 로그램을 作成하여 D/A變換器를 거쳐 범용 오실 로스코프로 波形을 볼 수 있도록 하였다.

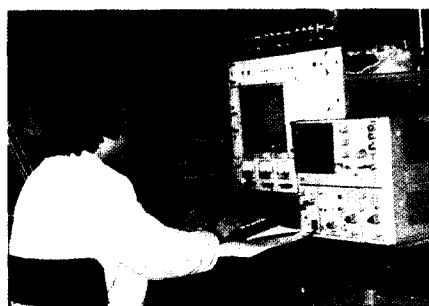
2. 腦波分析

腦波의 周波數 測定은 腦波信號의 符號變化(zero crossing)를 檢出하여 定하였고 1秒間의 腦波의 데이터를 周波數 帶別로 分類하여 그 周波數帶의 類 度數와 같은 周波數帶의 最大 값을 測定하여 CRT上에 左側面은 周波數 最大값의 相對 레벨을, 右側面은 같은 周波數의 反復回數를 나타냄으로써 正常腦波와 異狀腦波를 迅速하게 分類할 수 있게 하였다.

IV. 實驗 結果 및 檢討

當 研究室에서 製作된 生体 信號 處理 컴퓨터 시스 템의 寫眞은 사진 1과 같다.

이것을 使用하여 本 大學校 學生을 對象으로 心電



사 진 1. 當 研究室에서 製作된 生体信號 處理用 컴퓨터 시스템

Photo. 1. Fabricated biomedical signal processing computer system.

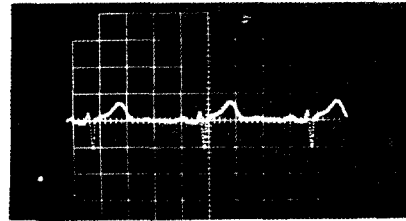
표 1. 分析된 벡터의 크기와 角度

Table.1. Magnitudes and angles of ECG vector cardiograms.

학생 번호	I & II		I & III		II & III		최종치	
	M	θ	M	θ	M	θ	M	θ
1	11.6	50.0	11.9	51.9	11.6	53.1	11.8	51.7
2	13.4	62.9	13.9	64.0	13.4	65.3	13.6	63.9
3	16.6	71.2	16.6	71.2	16.6	71.2	16.6	71.2
4	21.6	66.1	21.4	67.7	21.7	65.2	21.6	65.7
5	7.9	107.6	7.0	110.0	7.3	102.7	7.4	106.4
6	10.4	106.3	9.6	107.8	9.8	102.6	9.9	105.8
7	14.0	112.2	14.9	110.9	14.7	113.6	14.7	112.0
8	16.6	70.3	17.1	71.0	16.7	72.2	16.8	71.1

圖를 測定 分析하여 그 중 7명의 測定結果를 표.1에 나타내었다.

표.1에서 알 수 있듯이 lead I과 lead II, lead I과 lead III, lead II와 lead III에서 各各의 벡터의 크기와 角度가 이들을 平均하여 구한 最終値와 매우 類



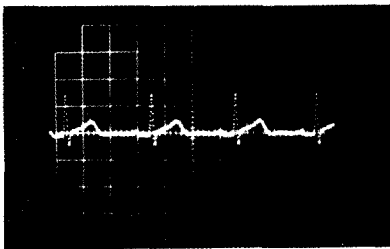
(a) Lead I 波型



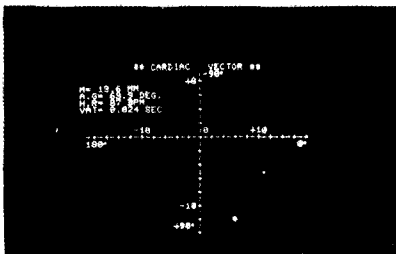
(b) CRT display

사 진3. 非正常 心臟의 波形과 벡터 다이어그램

Photo.3. Waveforms and ECG vector cardiogram of abnormal heart.



(a) Lead I 波型



(b) CRT display

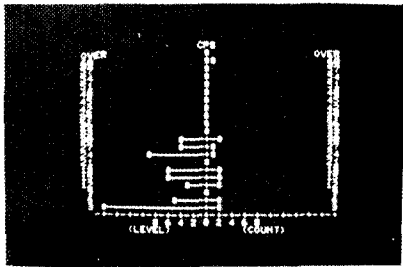
사 진2. 正常 心臟 波形과 벡터 다이어그램

Photo.2. Waveforms and ECG vector cardiogram of normal heart.

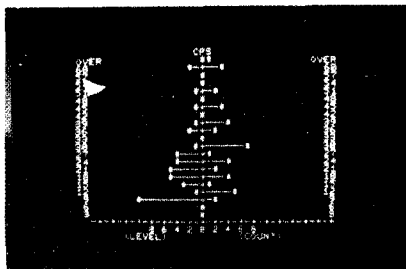
似하다. 따라서 正確하게 分析되고 있음을 알 수 있다. 이중 正常心臟의 波形 및 벡터 表示는 사진2와 같이 나타났고 非正常心臟의 波形 및 벡터 表示는 사진3과 같이 다르게 나타났다.

CRT上의 벡터圖에서 原點으로부터 다이아몬드 表示까지가 벡터의 크기가 되며 그 값과 角度(A. G.), 心搏數(H. R.), 心室興奮時間(VAT)등을 나타내 주고 있다. 사진中에서 lead I 波形이 正常人과 完연히 다르다. 分析한 결과 벡터角이 106.4°로 나타나 右心室異常肥大의 可能性이 있거나 右軸 偏位の 可能性이 있다고 볼 수 있는 경우라고 생각된다. 또 同一人을 심한 運動을 하게한 後에도 測定해 보았으나 그 結果 벡터의 크기와 角度는 運動前과 거의 같고 心搏數만 상당히 增加됨을 알 수 있었다. 따라서 心電 벡터는 一時的인 조건 변화에 의해서는 변하지 않음을 알 수 있다.

마이크로컴퓨터로 1秒間의 腦波信號를 分析하여 CRT上에 사진4와 같이 左側面은 周波數 帶別 最大値의 相對레벨을, 右側面은 같은 周波數의 反復回數를 나타내었다. 分析 結果는 사진4와 같다.



(a) 腦波 周波數 7.5Hz 일때



(b) 腦波 周波數 20.5Hz 일때

사 진 4. 腦波 分析結果의 CRT 表示
Photo. 4. CRT display of EEG analysis.

V. 結 論

從來에는 生体 信號 處理에 미니컴퓨터를 使用하므로써 시스템 構成 費用이 高價이므로 實驗室에서 簡便하게 使用할 수 없는 欠點이 있었다. 本 研究에서는 價格이 低廉한 8 bit 마이크로컴퓨터를 使用하여 어디에서나 簡便하게 腦波 및 心電圖 波形을 測定하여 디지털 形態로 記憶 裝置에 記憶시켜 놓고 腦波를 分析하는 소프트웨어와 心電圖 解析 및 벡터를 作成하는 소프트웨어를 開發하여 그의 實用性을 實際로

試驗하여 本 結果 從來의 cardiac vectorscope가 갖고 있지 않았던 記憶 및 處理 기능을 갖게 하였으며 같은 시스템으로 EEG 分析도 可能하게 하였다.

參 考 文 獻

- [1] B. C. Wheeler, *The Evaluation of Neutral Multi-unit Separation Techniques*. Ph. D. dissertation, Cornell Univ., 1981.
- [2] A. J. Lim and W. D. Winters, "A practical method for automatic real-time EEG sleep state analysis," *IEEE Trans., Biomed. Eng.*, vol. BME-27, no. 4, pp.212-220, 4月 1980.
- [3] 朴光錫, 閔丙九, 李忠雄, "컴퓨터를 利用한 癩疾患者 腦波의 極波自動檢出 方法에 關한 研究," 電子工學會誌, 第17卷, 第6號, pp.28-32, 2月 1980.
- [4] Anders Lsaksor, Arne Wennberg, and L. H. Zetterbeg, "Computer analysis of EEG signals with parametric models," *Proc. IEEE*, vol.69, no. 4, pp.451-461, 4月 1981.
- [5] Alans. Gevins, et al., "Automated analysis of the electrical activity of the human brain (EEG) : a progress report," *Proc. IEEE*, vol. 63, no.10, pp.1382-1399, 10月 1975.
- [6] M. J. Goldman, *Principles of Clinical Electrocardiography*. pp.29-35, Lange Medical Publications, 1976.
- [7] T. Sakamoto, M. Saito, K. Hikiko, S. Shibata, *Automatic ECG Analysis*. in Dig. 6th Int. Conf. Medical and Biological Engineering (Tokyo, Japan), pp.172-173, 1965.