

# EPROM 을 이용한 선형디지털 체온 모니터의 개발

고한우 · 이건기 · 김남현 · 박용재 · 김원기 · 이명호

— Abstract —

## The Development of Linearized Digital Temperature Monitor Based on EPROM

Han-Woo Ko, Gun-Ki Lee, Nam-Hyun Kim, Yong-Jae Park,  
Won-Ky Kim, Myoung-Ho Lee\*

The objective of this research is to develop the linearized digital temperature monitor based on EPROM. The advantages associated with this proposed monitor as compared with the conventional temperature monitor is very high accuracy in wide range. The accuracy of this monitor was evaluated by the experimental system which consisted of the water-bath controller, mercury thermometer, and YSI-400 series probes.

### 1. 서 론

환자의 체온은 의사에게 환자 개인의 생리적인 상태에 대한 중요한 정보를 준다. 이와같이 진단 및 치료의 기초가 되는 체온을 측정하는데는 수은 온도계가 오랫동안 쓰여져 왔으나, 연속적인 체온의 감시에는 부적당하다. 따라서 환자나 동물의 체온을 연속적으로 감시하는 경우 sensor로서 thermistor가 널리 사용된다. thermistor로 체온을 정확히 측정하기 위해, 지금까지는 thermistor의 저항-온도(R-T) 비선형특성을 선형화 시키는 여러가지 방법들이 Beakley, W. R.<sup>1)</sup> Cornwall, J.B.<sup>2)</sup> Byron, C.B.<sup>3)</sup> 등에 의해 연구되어 왔다. 이들은 주로 Wheatstone bridge를 이용하여 비선형특성을 선형화 시켰다. 본 연구에서는 thermistor에 정전류를 가하고 마이크로 컴퓨터와 EPROM Writer를 이용하여 온도변화에 따른 thermistor의 저항변화를 EPROM에 기억시켜, 비선형특성을 선형화 시켜서 체온을 20.0°C~45.5°C까지 전체 시스템오차 ±0.3°C (Probe 오차 ±0.2°C 포함) 이내로 연속적으로 측정감시할 수 있는 감시장치를 개발하였다.

### 2. Thermistor 특성의 선형화

#### 2-1. Data fitting 및 Sampling

본 연구에서 Sensor로서 사용한 YSI-400 series의 R-T 특성은 그림 2-1과 같다. 그림 2-1의 비선형 R-T 특성을 0.1°C 간격으로 선형화 시키기 위해 그림 2-1과 같이 19.0°C~48.0°C 까지의 데이터를 2차 방정식

$$Y = C_0 + C_1 T_i + C_2 T_i^2 \dots \dots \dots (2-1)$$

으로 Computer를 이용하여 curve fitting 하고 0.025°C의 등온도 각격으로 1°C마다 40개씩 sampling 한다. 이때 정확도를 높이기 위해 전곡선을 한번에 fitting 하지 않고 A<sub>0</sub>, A<sub>1</sub>, A<sub>2</sub> 점을 지나는 곡선을 식(2-2), (2-3), (2-4)로 나타낸다.

$$A_1 = C_0 + C_1 I_0 + C_2 (I_0)^2 \dots \dots \dots (2-2)$$

$$A_1 = C_0 + C_1 I_1 + C_2 (I_1)^2 \dots \dots \dots (2-3)$$

$$A_2 = C_0 + C_1 I_2 + C_2 (I_2)^2 \dots \dots \dots (2-4)$$

윗식에서 상수 C<sub>0</sub>, C<sub>1</sub>, C<sub>2</sub>를 구하여 식(2-1)에 대입하면 식(2-1)은 식(2-5)와 같이 된다.

$$Y(I, J) = C_0 + C_1 (I + 0.025J) + C_2 (I + 0.25J)^2 \dots \dots \dots (2-5)$$

이 식에서 A<sub>0</sub>A<sub>1</sub> 사이의 data만을 취하고, 다시 A<sub>1</sub>, A<sub>2</sub>, A<sub>3</sub> 점에서 위의 과정을 반복하여 A<sub>1</sub>A<sub>2</sub> 사이의 data만을 취한다. 이와같이 19°C~48°C까지 뇌풀이 하여

<1983.12.1 접수>  
연세대학교 의공융학과  
Dept. of Biomedical Engineering, Yonsei University  
연세대학교 전기공학과  
Dept. of Electrical Engineering, Yonsei University

20.0°C~45.575°C까지 1024개의 data를 구한다. 위에서 fitting한 온도범위에서 평균저항변화율은 1.809989 Ω/0.025°C이므로 식 (2-6)과 같이 20.0°C~47.575°C 사이의 저항 20.0°C (2814.002Ω) 을 기준으로 하여 1.809989[Ω]의 등저항 간격으로 sampling하여 1024개의 data를 구하여, 그림2-2와 같이 저항축의 각각의 data에 3FFH~000H의 번지를 부여한다.

$$R = 2814.002 - 1.809989(1024 - I) \dots \dots (2-6)$$

$$I = 1023 \sim 0$$

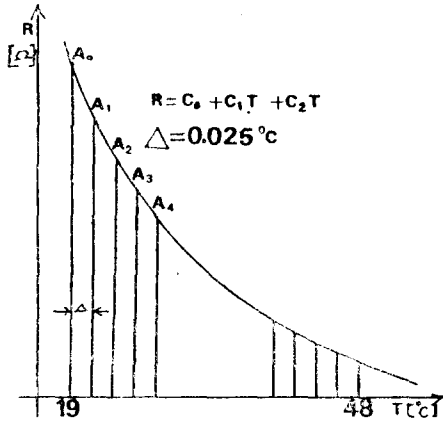


그림 2-1. 데이터 fitting 및 등온도 샘플링  
Fig. 2-1. Data fitting and equitemperature sampling

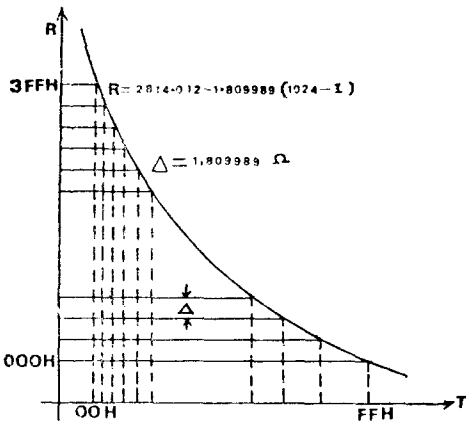


그림 2-2. R-T 특성의 등저항 샘플링  
Fig. 2-2 Equireistance sampling of R-T characteristics

### 2-2. Data mapping

그림2-2와 같이 등저항 간격으로 sampling한 data를 그림2-3과 같이 그림2-1의 등온도 간격으로 sampling한 값을 기준으로하여 0.1°C 간격으로 저항을 분

류하여 그 구간내에 포함되는 각각의 저항값의 번지에 대응하는 각각의 온도범위에 그림2-2의 온도축에 OOH~FFH의 16진수 data명을 지정한다. 또한 위의 각 구에 포함되는 저항의 번지 3FFH~OOH를 OOH~FFH 256개의 번지로 mapping시켜, 그림2-4와 같이 저항축에 지정하고 그림2-1의 온도축의 20.0°C~45.5°C를 F200H~F455H의 256개의 data로 바꾸면 그림2-4와 같이 thermistor의 R-T 비선형특성은 선형화 될 수 있다.

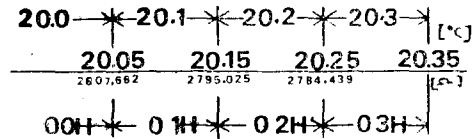


그림 2-3. 데이터 분류  
Fig. 2-3. Data sorting

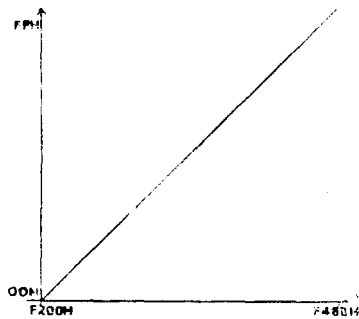


그림 2-4. 선형화된 더미스터의 R-T특성  
Fig. 2-4. Linearized R-T Characteristic of thermistor

### 2-3 선형화 ROM과 dataROM

앞에서 sampling하여 mapping한 data와 번지수를 Z-80 마이크로 컴퓨터와 EPROM writer를 이용하여 EPROM에 기억시킨다. 그림2-2의 저항축의 3FFH~000H를 번지수로하고 온도축의 OOH~FFH를 각 번지의 data로하여 선형화 ROM을 만들고 그림2-4의 OOH~FFH를 번지수로, F200H~F455H를 각 자리수 별로 각 번지의 data로 한다. 이때 온도표시의 백단위를 0~255 번지에 F2H~F4H로, 십단위는 256~511번지에 F0H~F9H로, 일단위는 512~767 번지에 F0H~F9H의 16진수로 기억시켜 data ROM을 만든다.

### 3. 감시장치의 구성

#### 3-1. 감시장치의 구성

그림 3-1. 은 감시장치 block diagram이다.

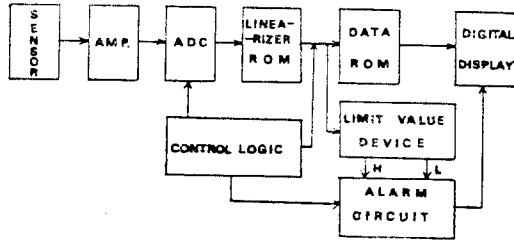


그림 3-1. 측정장치의 블럭선도

Fig. 3-1. Block diagram of measurement system

감시장치는 체온변화를 검출하는 감지부, 감지된 체온을 전압으로 변환시켜 증폭하는 증폭부, 증폭된 전압을 선형화시켜서 기억하는 선형체온 기억부, 여기서 나온 전압을 A/D 변환시켜서 체온을 숫자로 표시하는 디지털표사부, 환자체온의 상하한 값을 설정하고 설정된 상하한 값을 벗어났을 때 경보음을 울리는 경보장치, 그리고 감지부와 증폭부를 제외한 세부분을 제어하는 제어논리 회로부로 구성되어 있다.

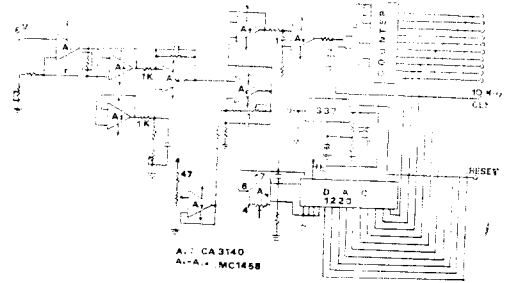


그림 3-2. 측정장치의 아날로그 회로

Fig. 3-2. Analog circuit

#### 3-1 아날로그 회로

그림 3-2는 감시장치의 아날로그 회로이다.

##### (1). 감지부

체온변화 검출용 thermistor probe로는 의료용 thermistor probe에 대한 여러가지 사항<sup>4)</sup>을 고려하여 병원 연구소 등에서 널리 쓰이고 있는 YSI Series-400 probe<sup>5)</sup>를 택했다. 이 probe의 최대오차는  $\pm 0.2^\circ\text{C}$ 이다.

##### (2). 정전류 전원

Thermistor의 저항변화를 전압으로 변환시키 시위

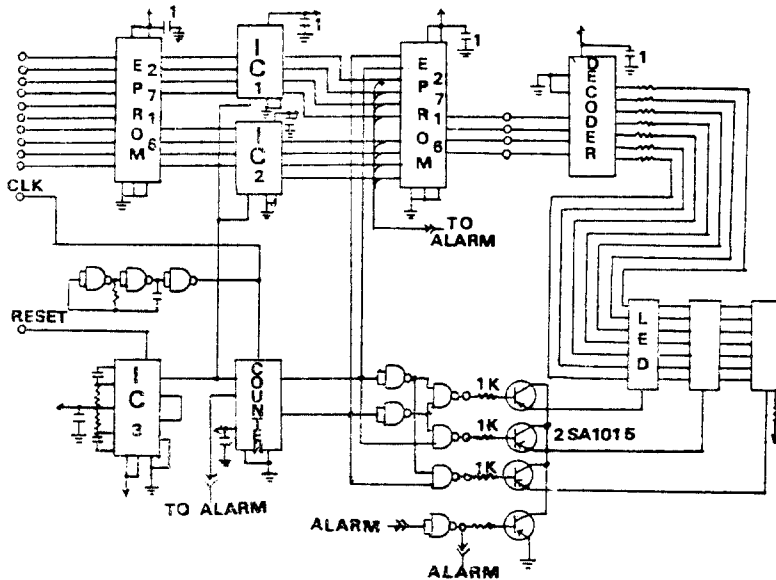


그림 3-3. 측정장치의 디지털 회로

Fig. 3-3. Digital circuit

BIMOS op-amp인 CA-3104을 사용하여 0.1[mA]의 정전류원은 구성한다. Thermistor를 흐르는 전류로 인한 자기발열(self-heating)은 측정에 오차를 일으키므로 최소로 줄여야 한다. 일반적으로 mw 수준이면 0.1°C의 온도차를 측정할 수 있다.<sup>6)</sup> 본 연구에서 사용한 YSI 401 probe의 측정범위에서 저항은 20.0°C에서 2814[Ω] 46.0°C에서 946.6[Ω]이므로 자기발열로 인한 소비전력은 20.0°C에서  $2.814 \times 10^{-2}$ [mW], 46.0°C에서 9.466[μW]이다. 따라서 0.1[mA]의 정전류를 흘리면 자기발열은 무시될 수 있다.

(3) 증폭회로

측정회로로 인한 환자의 전기적쇼크를 방지하기 위해 증폭회로를 floating 시켰으며, 정전류원과 차동증폭기 사이에는 버퍼(buffer)를 넣어 두 회로 사이에서 서로 영향이 없도록 하였다. 전단증폭기에서 10배 증폭하고, CMRR이 90[dB] 이상이 되도록 조정한다. 후단증폭기에서는 오프셋(off-set) 보상회로와 증폭회로가 상호영향을 미치지 않도록 버퍼회로를 삽입시켰으며, 20.0°C에서 3.74[V], 46.0°C에서 0[V]의 출력전압이 나오도록 오프셋을 조정하여 다시 2배 증폭시킨다.

3-2 디지털회로

그림 3-3은 감시장치의 디지털 회로이다.

(1) A/D 변환기

A/D 변환기는 10비트 2진 카운터, 10비트 D/A변환기와 비교기로 서어보 A/D변환기 회로를 구성했으며, D/A 변환기의 변환시간은 10KHz CLK에서 측정온도에 따라 0.102초~0.001/초이며 최대 0.0002%의 선형오차 온도계수를 갖는다.

(2) 제어논리회로

제어논리회로의 CLK 주파수는 10KHz이며 NAND

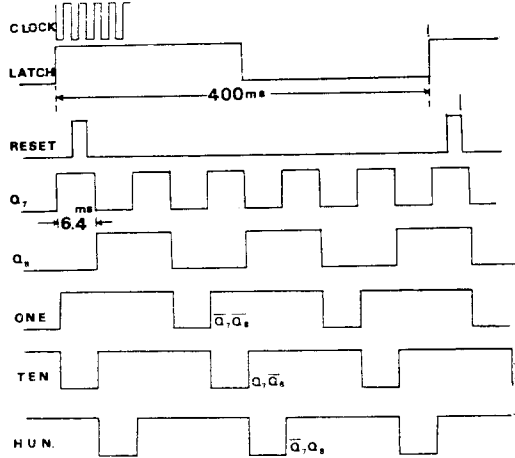


그림 3-4. 제어논리 회로의 타이밍 다이어그램  
Fig. 3-4. Timing diagram of control logic

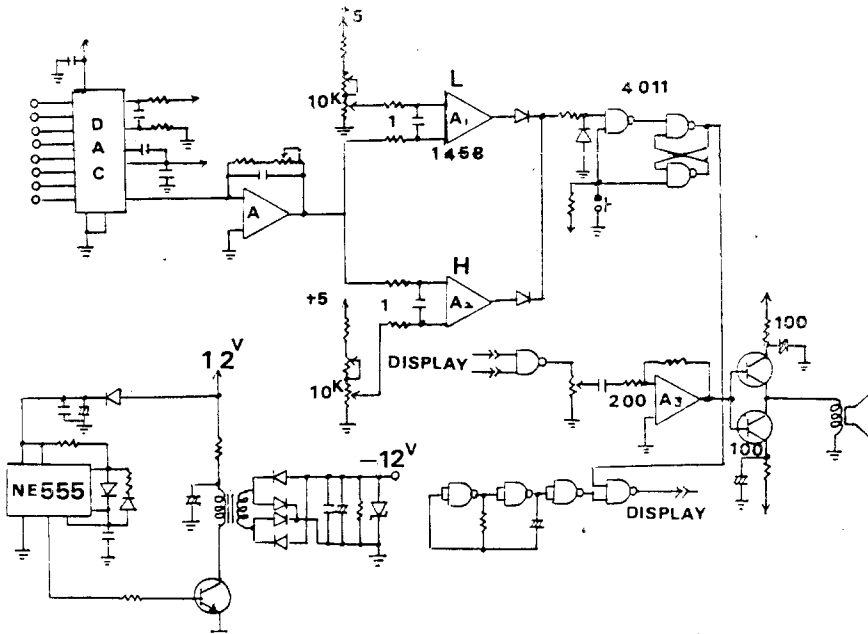


그림 3-5. 측정장치의 경보회로  
Fig. 3-5. Alarm Circuit

게이트를 이용하여 발생시키고, 이것을 2진 카운터에 가하여 78.125Hz와 39.625Hz의 디지털 디스플레이 멀티플렉싱 CLK을 얻고 또한 경보회로 제어용 CLK 312.5Hz를 얻는다. 모노스테이블 멀티바이브레이터를 이용하여 리셋클럭을 얻는다.

(3). 표시장치부

데이터기억 ROM에서 나온 16진수는 디코더에서 디코딩되고 멀티플렉서에서 멀티플렉싱되어 LED에 온도값을 표시한다. LED에 의한 소비전력을 줄이기 위해 멀티플렉싱 회로를 채택하여 어느 한순간에는 항상 한자리 숫자만이 나타나게 하여 체온 모니터만을 단독으로 사용하는 경우 전원을 건전지으로도 사용할 수 있도록 한다. 이때 1회의 래치사이클 동안 약 10회씩 세 자리수를 반복적으로 디스플레이시킨다. 그림 3-4는 각제 어논리회로의 timing diagram을 나타낸다.

3-3. 경보회로

그림 3-5는 감시장치의 경보회로이다.

(1). 상하한값 설정회로

래치에서 나온 8 bit data는 8bit D/A변환기에서 아날로그신호로 변환되어 윈도우 컴페어터(window Comparator)로 들어가서 비교기의 상하한값 설정범위를 초과하면 출력이 High 상태로 되어 플립플롭을 거쳐서 오실레이터에서 나온 1.4Hz클럭과 함께 게이트를 도통시킨다. 상하 한값 설정범위는 각각 20.0°C~46.0°C로 한다.

(2). 경보회로

체온이 미리 설정된 범위를 초과하면 비교기의 출력이 High 상태로 되어 경보를 울린다. 이때 디지털 디스플레이도 동시에 깜박이게 된다.

4. 실험 및 결과고찰

4-1. 실험

본 연구에서 개발한 체온 감시장치와 실험장치는 사진 4-1, 사진 4-2와 같다. 장치의 성능을 평가하기 위해 표준저항기 1815[Ω](30.0°C)와 1200[Ω](40.0°C)를 제작하여 Thermistor 대신 이 저항기를 연결하여 30.0°C 및 40.0°C가 되도록 회로를 조정하였다. 가변저항을 이용하여 저항기의 저항값을 curve fitting한 여러가지 값으로 변화시켰을 때 정확히 그 저항값에 대응하는 온도값을 지시하는지 확인하였다. 또한 경보회로의 온도의 상하한 온도를 설정하고 설정된 온도를 넘는 온도에 대응하는 저항을 연결하였을 때 경보장치는 정확히 동작했으며, 감시장치에 38.8°C의 표준저항을 연결

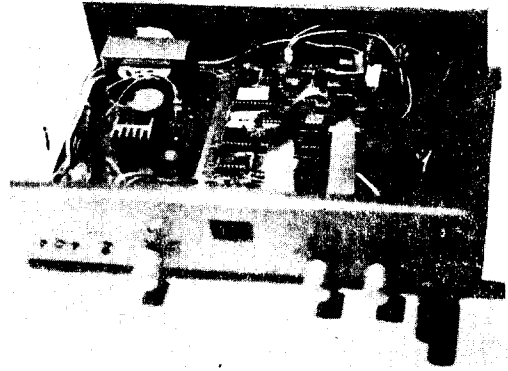


사진 4-1. 제작된 체온 감시장치  
Photo 4-1. Constructed temperature monitor

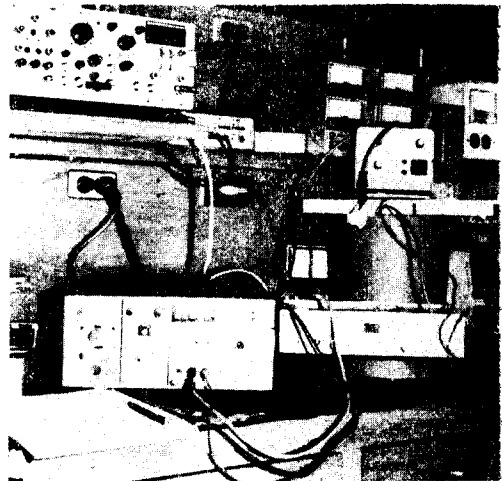


사진 4-2. 측정장치와 실험장치  
Photo 4-2. Experimental system

하고 항온조를 이용하여 주위온도를 10°C에서 40°C로 변화시켰을 때 주위온도 변화로 인한 감시장치의 지시값의 변화는 0.1°C이었다. 표준온도계, 항온조(상대오차 ±0.025°C)를 의용하여 측정장치에 YSI 401 probe를 연결하여 온도를 변화시키면서 수은 온도계, TEKTRONIX사의 DM501A 디지털 멀티메터와 p6601 온도 probe 및 본 연구에서 개발한 온도감시장치로 측정된 결과를 표 4-1에 나타낸다. 0.1[mA]의 정전류를 1주일간 흘렸을 때 자기발열로 인한 측정장치의 지시값 변화는 없었다. 또한 본 연구에서 Curve fitting한 결과의 정확성을 비교하기 위해, 본 연구에서 사용한 YSI Series-400 thermistor probe에 대해 Byron, C.B.가<sup>3)</sup> 사용한 특성식 (4-1)을 컴퓨터 시뮬레이션하여 비교하였다.

표4-1. 온도변화에 따른 측정값

Table 4-1. Measured value vs. temperature

TEK <sub>c</sub>	Hg 온도계 <sub>c</sub>	Monitor <sub>c</sub>	Sensor의 저항값Ω	Table의 저항값Ω
25.0	25.15	25.0	2258	2253
26.0	26.1	25.8	2173	2156
27.0	27.1	26.9	2074	2065
28.0	28.2	27.9	1974.8	1977
29.0	29.15	28.9	1889.5	1894
30.0	30.15	30.0	1809.9	1815
31.0	31.15	30.9	1740.5	1740
32.0	33.15	32.0	1693.7	1668
33.0	33.2	33.0	1593.1	1599
34.0	34.3	34.1	1522.8	1534
35.0	35.2	35.0	1467.9	1471
36.0	36.2	36.0	1410.1	1412
37.0	37.25	37.0	1352.3	1355
38.0	38.3	38.2	1293.7	1301
39.0	39.2	39.1	1247.3	1249
40.0	40.15	40.0	1158.8	1200
41.0	41.25	41.1	1151.0	1153
42.0	42.25	42.1	1107.0	1108
43.0	43.3	43.1	1064.2	1065
44.0	44.2	44.1	1021.2	1024
45.0	45.25	45.1	983.2	984

$$T = [1.459 \times 10^{-3} - 2,39905 \times 10^{-4}(I_n R_T) + 9.30 \times 10^{-6} \times (I_n R_T)^3] \dots \dots \dots (4-1)$$

4-1. 결과고찰

본 연구에서 사용한 YSI 401 probe의 감도는 0.1[mA]의 정전류를 흘렸을 때 최대 12.4mv/°c최소 3.76mv/°c이며, 평균 7.3mv/°c이하. 또한 10bit A/D변환기를 사용하였으므로 1.81[Ω] 즉 0.181[mv] 이상 입력이 변하면 온도변화는 검출될 수 있다. 그림4-1은 식(4-1)을 주어진 data 표값을 컴퓨터 시뮬레이션한 결과이며, data 표값과의 오차는 0.143°6c~0.166°c 이

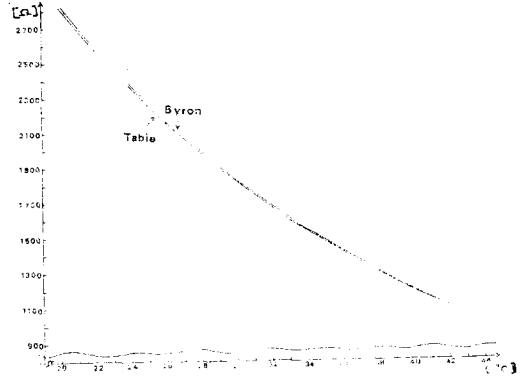


그림 4-1. 컴퓨터 시뮬레이션 결과  
Fig. 4-1. Result of Computer simulation

표 4-2. 데이터 샘플링 결과

Table 4-2. Result of data sampling

Data °C	Table Ω	$R_T - R_{T+1}$ Ω	$\Omega / 0.025^\circ C$	rate/°C
20.0	2814	124	3.1	68.509
21.0	2690	118	2.95	65.1938
22.0	2572	112	2.8	61.897
23.0	2460	106	2.65	58.564
24.0	2354	101	2.525	55.802
25.0	2253	97	2.425	53.592
26.0	2156	91	2.275	50.277
27.0	2065	88	2.2	48.619
28.0	1977	83	2.075	45.86
29.0	1894	79	1.975	43.647
30.0	1815	75	1.875	41.437
31.0	1740	72	1.8	39.779

Data	Table	$R_T - R_{T+1}$	$\Omega/0.025^\circ\text{C}$	rate/ $^\circ\text{C}$
$^\circ\text{C}$	$\Omega$	$\alpha$		
32.0	1668	69	1.725	38.125
33.0	1590	65	1.625	35.912
34.0	1534	63	1.575	34.807
35.0	1471	59	1.475	32.597
36.0	1412	57	1.425	31.492
37.0	1355	54	1.35	29.834
38.0	1301	52	1.3	28.729
39.0	1249	49	1.225	27.072
40.0	1200	47	1.175	25.967
41.0	1153	45	1.125	24.862
42.0	1108	43	1.075	23.757
43.0	1065	41	1.025	22.652
44.0	1024	39.8	0.995	21.989
45.0	984.2	37.6	0.94	20.774
46.0	946.6			

었으며, 본 연구의 시뮬레이션 결과 data 표값과의 오차는 0.0019[ $\Omega$ ]이었다. 따라서 본 연구의 시뮬레이션 방법이 더 정확함을 알수 있었다. 표4-2는 YSI Series 400 probe의 각 온도에 대한 저항값과 1 $^\circ\text{C}$  차이 마다의 저항값 및 등온도 샘플링시의 저항값과 등저항 샘플링시의 각 온도차 1 $^\circ\text{C}$ 마다의 간격수를 나타낸다.

그림4-2는 표4-1의 측정 결과를 TEKTRONIX사의 p6601 probe의 저항값을 기준으로 하여 세가지 측정기의 측정 결과를 나타낸다.

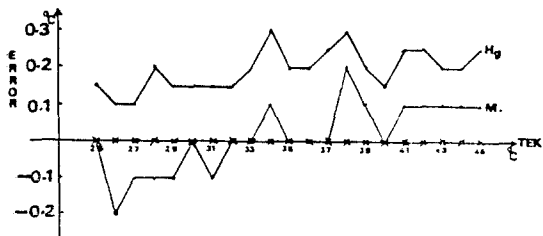


그림 4-2. 측정장치의 온도측정 결과 비교

Fig. 4-2. Results of temperature measurement

\*\* Hg : 수은온도계, M:monitor, TFK: TEKTRONIX

따라서 본 연구에서 개발한 체온 감시 장치의 전체

오차는 최대 -0.3 $^\circ\text{C}$ 이며, probe의 최대오차( $\pm 0.2^\circ\text{C}$ )를 제외한 측정장치만의 최대오차는  $\pm 0.1^\circ\text{C}$ 이다. 따라서 종래의 감시장치보다 정확도를 더욱 높이면서 선형화 범위를 확장할 수 있다.

## 5. 결 론

본 연구에서 thermistor의 비선형특성을 EPROM을 이용하여 선형화 시켜, 체온을 연속적으로 감시할 수 있는 장치를 개발함에 따라 얻어진 결과는 다음과 같다.

1. Thermistor의 비선형특성은 EPROM을 이용하여 선형화될 수 있으며, 선형화 범위를 확장시킬 수 있었다.
2. EPROM을 이용함으로써 측정회로는 단순화될 수 있었으며, 정확도를 높일수 있었다.
3. 체온감시장치만의 최대오차는  $\pm 0.1^\circ\text{C}$ 이며, 20.0 $^\circ\text{C}$ ~45.5 $^\circ\text{C}$ 까지 0.1 $^\circ\text{C}$ 간격으로 체온을 측정하여 디지털로 나타낼 수 있다.
4. 용도에 따라 여러가지 형태의 probe를 사용할 수 있으므로 측정부위에 제한없이 신속하게 체온을 측정할 수 있다.

5. 체온의 상하한을 임의로 설정할 수 있으며, 연속적으로 측정 감시할 수 있으므로 외과 수술시나 소아과에서 인큐베이터의 온도를 감시 하고자할 때 특히 도움이 될 것으로 기대된다.

본 연구팀에서는 지난 2월의 2CH. EKA-BP monitor 개발에 이어 이번에 체온감시장치를 개발하였으며 앞으로 호흡감시장치 까지 개발하여 환자 감시용 4CH. monitor를 개발 국산화할수 있도록 할 것이다.

### 참 고 문 헌

- 1) Beakley, W.R. "The design of thermistor thermometers with linear calibration," *J. of Sci Instruments*, Vol. 28. pp.176~179, 1951.
- 2) Cornwall, J. B. "The matching and linearizing of thermistor probes," *World Medical Electronics*, pp.233-235. 1965.
- 3) Byron, C.B. "Linearizing the thermistor: a remainder that the thermistor can be tamed," *J. of Clinical Eng. Vol 7 No.4*, 1982.
- 4) Leslie Cromvall, "Biomedical instrumentation and

measurements," pp.250-251, *Prentice-Hall, Inc.* 1980.

- 5) Yellow Springs Instrument Co. *Yellow Springs, Ohio* 45397.
- 6) L. A. Geddes, L.E. Baker, "Principles of applied bromedical instrumentation, p.18 *John wiley & Sons* 1975
- 7) Darold Wobschall, "Circuit design for electrum-entyation," *McGraw-Hill*, 1979.
- 8) Joseph J.Carr, "Microcomputer interfacing handbook: A/D & D/A," *Tab Book*, 1980.
- 9) David F. Stout & Milton Kaufaman, "Handbook of operational amplifier circuit design," *McGraw-Hill Co.* 1976.
- 10) Adam Osborne, "Z-80 programming for logic design," *Osborne & Assoroiated Inc.* 1978.
- 11) Willis J. Tompkins and John G. Webster, "Design of microcomputerbased medical instrumentation," *Printice-Hall*, 1981.
- 12) John G. Webster, "Medical instrumentation: Application and design," *Houghton Mifflin Co.* 1978.