

안정된 同期時信號發生을 利用한 人體機能의 測定에 關한 研究

(A research on the synchronized clock pulse for the measurement of physical function.)

李 幸 世* · 李 相 赫* · 金 容 得*

(Lee, Haing Sei, Lee, Sang Hyuk and Kim, Yong Deak)

要 約

人體機能 測定裝置를 設計한 것으로 體溫計를 計數型 計器로 設計實驗하였고, 脈搏과 血壓測定裝置 設計를 위 한 基礎實驗을 하였다. 從來의 複雜한 아날로그值의 變換過程을 모두 除去하고, 溫度制御 周波數變換回路를 設計하여, 直接 溫度에서 周波數로 A/D 變換을 行하였다. 體溫範圍에서 $\pm 0.05^{\circ}\text{C}$ 의 誤差限界를 얻었다.

Abstract

This paper deals with a method of measuring the temperature, pulse, and pressure of a human body. The temperature controlled oscillator was designed with a thermister as a temperature measuring part. The error in temperature was less than $\pm 0.05^{\circ}\text{C}$ in the range of the temperature of a human body.

1. 緒 論

急速히 發展하는 電子工學技術의 應用이 醫學分野에 導入되어 先進國들은 多數의 便利한 機器들을 製作하고 있다. 이에 反해서 國內 醫學界에서는 거의 모든 機器를 수입에 依存하고 電子工學分野에서도 별다른 關心을 갖지 못한 것도 否認할 수 없다. 여기서는 主로 計數型 體溫計 設計에 關한 研究와 血壓 및 脈搏의 測定器設計를 爲한 基礎實驗을 하였다. 測定上의 問題點중 體溫의 境遇는 溫度範圍 $35\sim 43^{\circ}\text{C}$ 로서 表皮에 熱容量이 크고, 溫度差가 相當한 物體를 接觸시켰을 때 는 대략 時定數 5초 정도의 變化가 나타나고, 더우기 回復은 늦어서 적어도 5분 이상의 時間이 걸린다⁽¹⁾. 따라서 온도센사는 熱容量이 작고, 時定數가 작은 것이 要望된다. 精度는 $\pm 0.5\%$ 程度가 要求되나 經濟性을 考慮하여 可能하면 더 좋은 精度가 要望되며, 무엇보다도 測定時 人體의 安全問題는 先決되어야 한다. 血壓은 大氣壓에 對한 게이지 壓力으로 $-10\sim 300\text{mmHg}$

이고, 波形은 커다란 一定成分 즉 直流成分, 脈搏에 該當하는 基本波와 6차 내지 20차의 重要한 高調波分이 있다^(2,3). 血壓測定方法은 Riva-Rocci 方法, 血管안에 센사를 삽입하는 方法, 血管과 센사사이의 液體結合方法, 그리고 Catheterization 方法 등이 있다^(2,4). 흔히 病院에서 使用하는 血壓計는 Korotkow 音響을 利用한 Riva-Rocci 方法을 쓴 水銀式 血壓計(Sphygmomanometer)로서 動脈血壓의 上限值(Systolic Blood Pressure)와 下限值(Diastolic Blood Pressure)를 測定하며 第一 安全한 方法이다. 脈搏은 每分 40~160回 程度이다⁽⁵⁾.

2. 體溫計 設計 및 實驗

(1) 體溫計의 Block Diagram

從來의 有名 메이카의 製品은 거의 全部가 溫度 센사에서 溫度에 該當하는 抵抗值를 얻고, Bridge를 利用하여 電壓으로 바꾸고, 增幅器를 使用하여 數值的으로 溫度에 相應하는 値로 바꾸고, 다시 A/D 變換回路를 利用하여 周波數로 바꾸고, 이를 計數하고 表示하였다⁽⁶⁾. 여기서는 直接 溫度 센사를 發振回路에 삽입하여 溫度制御 周波數變換回路를 構成하여 複雜하고 雜音이 介入하기 쉬운 아날로그 變換回路部分을 全部 除去하

* 正會員 亞洲工科大学
Institut Supérieur de Technologie Franco-coreen
"AJOU"

接受日字: 1976年 8月 26日

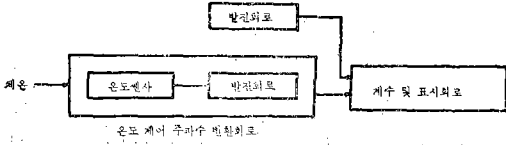


그림 1. 計數型 體溫計의 Block Diagram.

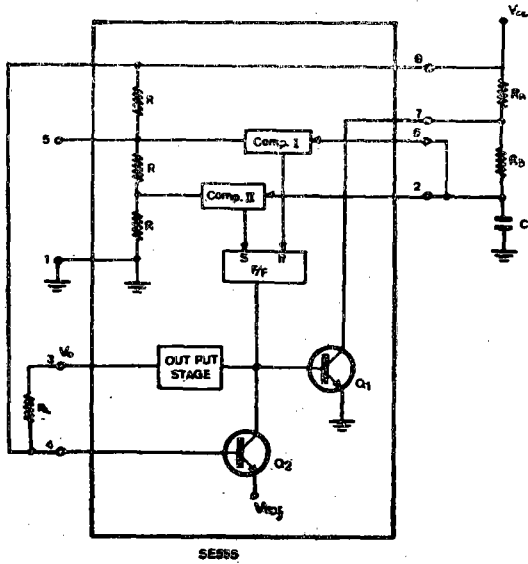


그림 2. 타이머 555의 機能圖와 發振回路

고, 直接 A/D變換을 行하였다. 그리고 같은 形態의 發振器를 使用하여 電源變化 및 周圍溫度의 變化에 따른 周波數變化를 보상하도록 하였다.

(2) 發振回路

크리스탈 發振器는 극히 安定된 發振을 하지만 周波數를 變化시키고자 할 때는 困雜하다. 美國 Signetics社에서 製作한 타이머SE555(이는 LM555, NE555와 대체 可能함)는 任意의 周波數를 安定하게 發振할 수 있다. 그림 2는 타이머 555를 使用한 發振回路로써 비교기(comparator, 그림에는 comp) I의 입력인 6번 단자에 $\frac{2}{3}V_{cc}$ 이상의 電壓이 들어오면 出力은 論理的으로 1이 되고, 그 외는 0이 된다. 또 比較기 II의 入力인 2번 단자에 $\frac{1}{3}V_{cc}$ 이하의 電壓이 들어오면 出力은 1이 되고, 그 외는 0이 된다. 캐파시타C에 걸리는 電壓이 $\frac{2}{3}V_{cc}$ 이상이 되면 比較기 I이 1이 되고, 比較기 II는 0이 되어 Flip-Flop(F/F)의 出力은 1이 되어 트랜지스타 Q_1 이 포화상태가 되며, C의 電壓은 R_B 를 통해서 Q_1 의 콜렉터로 放電한다. C의 電壓이 $\frac{1}{3}V_{cc} \sim \frac{2}{3}V_{cc}$ 일 때는 比較기 I, II가 모두 出力이 0이 되어 F/F의 출력은 1로 유지된다. C가 $\frac{1}{3}V_{cc}$ 이하가 되면

비교기 I의 出力은 0이고, 比較기 II는 出力이 1이 되어 F/F의 出力은 0이 되고, Q_1 은 Cutoff 상태가 되어, C는 V_{cc} 에서부터 R_A 와 R_B 를 통해서 充電하게 된다. 이 때에도 C의 電壓이 $\frac{1}{3}V_{cc} \sim \frac{2}{3}V_{cc}$ 동안에는 F/F의 出力은 그대로 유지된다. 그리고 계속해서 반복하게 된다. Q_1 의 ON 抵抗은 極히 작고, OFF 抵抗은 極히 크므로 充電時와 放電時 모두 무시된다. 충전시 電壓方程式은

$$(R_A + R_B)i + \frac{1}{C} \int_0^t i dt + \frac{1}{3}V_{cc} = V_{cc} \quad (1)$$

방전시 電壓方程式은

$$R_B i + \frac{1}{C} \int_0^t i dt + \frac{2}{3}V_{cc} = 0 \quad (2)$$

식 (1)에서 充電時間 t_1 , 식 (2)에서 放電時間 t_2 를 求하며

$$t_1 = (R_A + R_B) \cdot C \cdot \ln 2 \quad (3)$$

$$t_2 = R_B \cdot C \cdot \ln 2 \quad (4)$$

주기 t 는

$$t = t_1 + t_2 = (R_A + 2R_B) \cdot C \cdot \ln 2 \quad (5)$$

발진주파수 f 는

$$f = \frac{1}{(R_A + 2R_B) \cdot C \cdot \ln 2} \quad (6)$$

(3) 溫度制御 周波數變換回路 (Temperature Controlled Oscillator, TCO, 또는 Temperature Frequency Converter, TFC)의 設計

그림 2의 回路에서 R_A 대신에 R_C 를 넣고, R_B 대신에 써미스타 R_T 를 넣으면 그림 3에 回路을 얻는다. 써미스타의 抵抗 R_T 는 溫度의 函數로 Taylor級數로 展開하면

$$R_T = R_0 + \alpha \cdot T + f(T) = R_0 + \alpha \cdot T + R' \quad (7)$$

식 (7)에서 R_0 는 溫度에 無關한 項이고, α 는 負의 溫度係數이며, $f(T)$ 는 T^2 이상의 항을 포함한 것으로 R' 라 하면 R_T 가 직선식 $R_0 + \alpha T$ 의 값으로부터의 편차를 나타낸다. 만일 周波數 f 가 溫度 T 에 10^3 을 곱한 값과

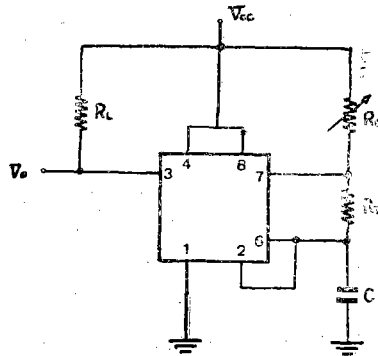


그림 3. 溫度制御 周波數變換回路

數值的으로 같은 값을 가지도록 設計하면

$$f = 10^n \cdot T \tag{8}$$

식 (6), 식 (7)과 식 (8)에서

$$f = 10^n \cdot T = \frac{1}{\{R_C + 2(R_0 + \alpha T + R')\} \cdot C \cdot \ln 2} \tag{9}$$

$$R_C = \frac{1}{T \cdot C \cdot 10^n \cdot \ln 2} - 2(R_0 + \alpha T + R') \tag{10}$$

써미스터가 溫度에 直線的인 變化를 하는 區間에서는 $R' = 0$ 가 되며, 식 (10)에서 R_C 와 T 의 關係를 그려 그림 4를 얻었다. 그림 4에서 R_C 를 T 로 微分한 값이 0이 되는 點($T = T_0$)부근에서는 R_C 는 微細한 變化를 하게 된다. R' 를 무시하고, 미분하여

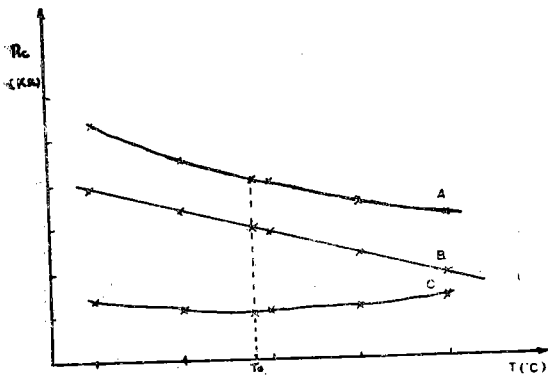


그림 4. 溫度 T 에 따라 變化시켜 주어야 할 R_C 의 값

$$\frac{dR_C}{dT} = -\frac{1}{T^2 \cdot C \cdot 10^n \cdot \ln 2} - 2\alpha = 0 \tag{11}$$

식 (11)에서 T 를 구하면 그림 4의 T_0 를 얻는다. 즉

$$T_0 = \left[\frac{1}{2 \cdot |\alpha| \cdot C \cdot 10^n \cdot \ln 2} \right]^{\frac{1}{2}} \tag{12}$$

식 (10)에서 T_0 때의 R_C 를 구하면

$$R_C = 4|\alpha|T_0 - 2R_0 \tag{13}$$

$$C = \frac{1}{\{R_C + 2(R_0 + \alpha T_0)\} \cdot T_0 \cdot 10^n \ln 2} \tag{14}$$

(4) 體溫計實驗

먼저 써미스터가 體溫의 範圍 35~43°C에서 식 (13)의 R_C 값의 陽數가 되도록 하고, 絕緣抵抗이 크며 動作 範圍에서 比較的 線形성이 좋은 것으로서 抵抗變化가 큰 것을 注文하여 日本 東芝製 NPT형과 NPM으로 25°C에서 5kΩ을 나타내며 1%의 許用誤差를 가지도록 하였고 10MΩ 以上の 絕緣抵抗을 要求하였다(7,8,9). 표 1은 製作者가 제시한 特性이다.

그림 5는 恒溫槽의 溫度를 變化시켜 가면서 測定한 써미스터의 抵抗值이고, A는 제일 큰쪽이고, C는 제일 작은 쪽이다. 그림 6은 써미스터 28번을 30°C의 恒溫槽에서 건져 35, 37, 39, 및 41°C의 恒溫槽에 바꾸어 넣고 抵抗值가 時間에 따라 變化하는 것을 레코더

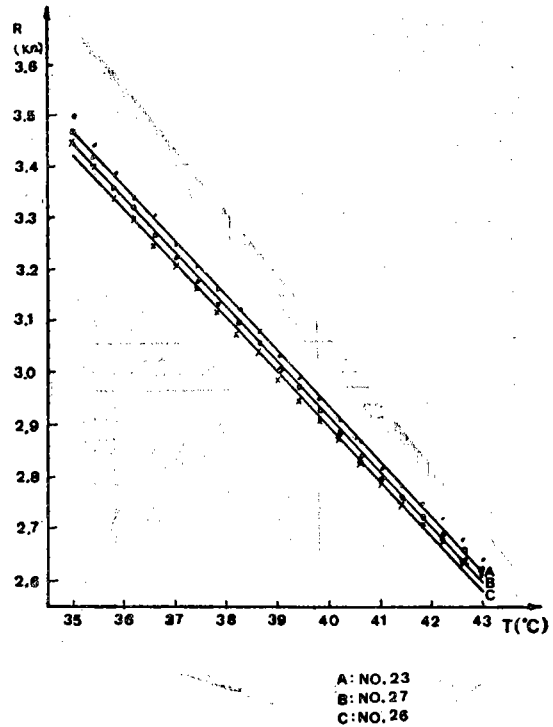


그림 5 써미스터의 溫度抵抗特性

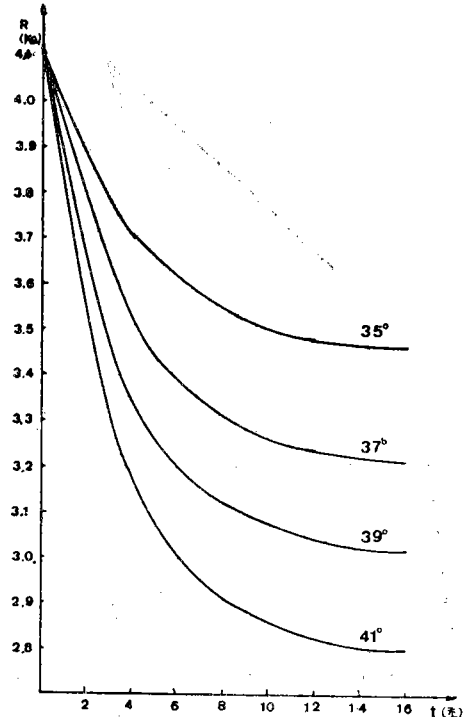


그림 6 써미스터의 溫度變化過度 特性

에 依해서 測定한 것으로 製作者가 提示한 時定數와는

표 1. 써미스타의 특성

A. 일반적 특성

형 명	크 기	열확산계수 k(mW/°C)		시 정 수 τ ₀ (sec)		최고사용온도 (°C)	
		공 중	수 중	공 중	수 중		
NPM	특수카테테르형	φ5×l2,000	0.6~1.2	2.4~4	10~15	0.6~0.8	80
NPT	카테테르형코드부	φ3×l1,000	0.8~1.5	2.3~4	50~60	10~20	60

B. 제작후 특성표시

써미스타		저항값 RT(kΩ)		
형	번호	측정온도 0°C	측정온도 25°C	측정온도 100°C
NPT	23	13.87	5.035	0.49
NPT	24	13.90	5.044	0.49
NPT	25	13.89	5.045	0.49
NPT	26	13.80	5.039	0.49
NPM	27	14.11	5.037	0.47
NPM	28	13.78	4.987	0.48

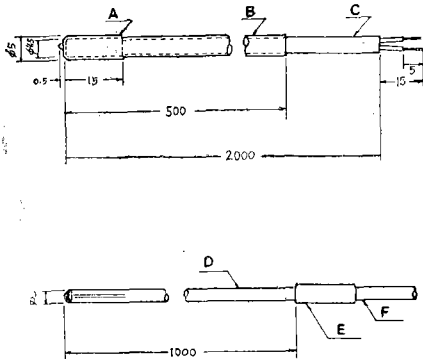


그림 7 써미스타의 構造圖

큰 差異를 보였다. NPT형은 提示한 값의 범위내에 있었고, 그림 6 보다 1/3쯤 짧은 時定數를 가졌다. 그림 5에서

$$R_T = R_0 + \alpha T = 7100 - 105T \quad (15)$$

抵抗은 ohm, 溫度는 °C 單位이고, R₀의 값은 7095~7145ohm이었다. 體溫範圍內에서 非直線性 誤差는 ± 0.5% 이내 에 있었다. 發振周波數 f(Hz)를 體溫(°C)의 100倍로 선택하고, 基準溫度 T₀를 39°C로 選擇하면 R_C=2180ohm, C=0.045μF를 얻는다. 實驗하여 誤差 ±0.03°C(±0.01%) 이내의 값을 얻었다. 計數 및 表示回路는 그림 8 과 같이 構成하였으며 發振回路는 그림 2의 回路를 使用하여, 2kHz를 發振시키고, 10⁻³으로 分周하여 ON時間이 1초, OFF時間이 1초가 되는 Clock을 만들었다. 타이머 555의 溫度特性은 50PP

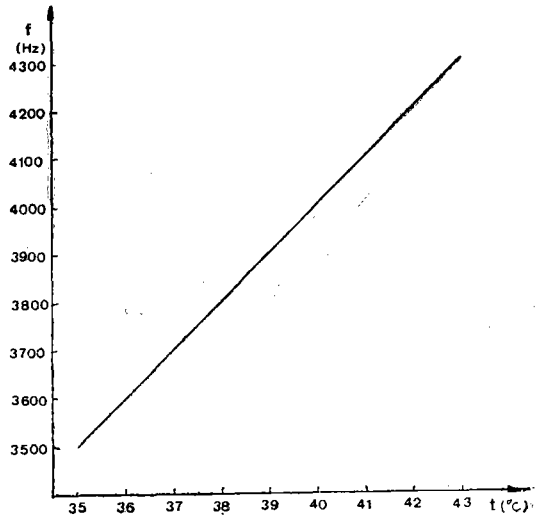


그림 9. 計數型 體溫計의 特性

M이고, 電源特性은 0.01%/V이므로 外部回路 즉 R과 C만 좋은 것을 쓰면 極히 安定하다. teflon, polyethylen, 또는 polycarbonate의 誘電體를 使用한 C가 좋다. 全回路를 monolithic IC로 쉽게 實現할 수도 있을 것이다.

全回路를 實驗하여 ±0.05°C 이내의 誤差범위를 얻었고, 體溫測定의 境遇 입안에 넣어서 20초 이내에 定常值에 이르렀고, 접촉이 달라지면 미세한 變化를 하였다.

全回路를 實驗하여 그림 9를 얻었다.

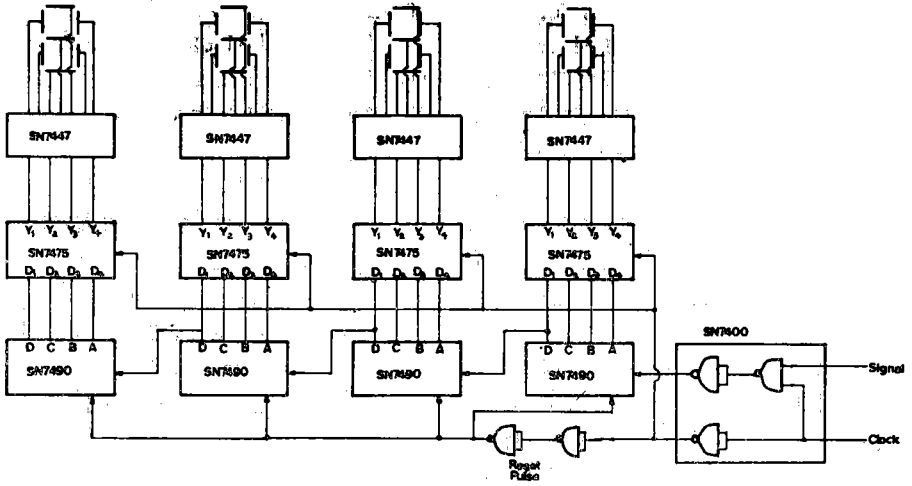


그림 8. 계수 및 표시회로

3. 脈搏抽出裝置

脈搏의 基本波는 $3Hz$ 이내에 存在하므로 低周波에서 잘 動作하는 마이크를 使用하였을 時에도 電源雜音과 주위의 音響에 依한 雜音이 더 크게 나타난다. 그림 10과 같이 積分型 低域通過 필터를 設計하였다. 通過地域의 利得이 $40dB$ 이고 차단주파수를 $3Hz$ 로 하면

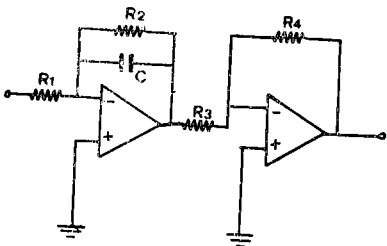


그림 10. 맥박추출회로

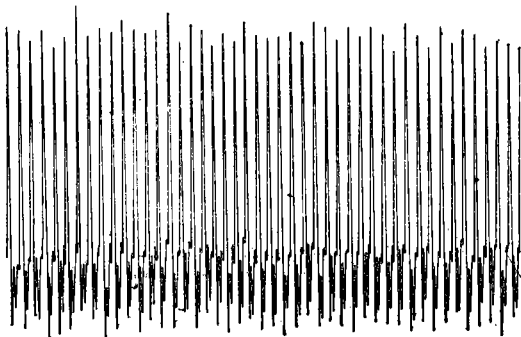


그림 11. 맥박의 파형

$60Hz$ 에서 $76dB$ 이 떨어지고, 音聲周波數 중 $600Hz$ 에서 $46dB$ 이 떨어져 信號를 抽出할 수 있다. 實驗에는 크리스탈 마이크를 使用하였고, $R_1=10k\Omega$ $R_2=1M\Omega$ $C=0.053\mu F$ 를 使用할때 雜音이 적게 나타났다. 레코더를 使用하여 그림 11을 얻었다. 電壓의 크기는 대략 $50mV$ (침두치)이다.

4. 血壓測定回路

(1) Block Diagram

그림 12는 Korotkow의 音響을 利用한 Riva-Rocci方

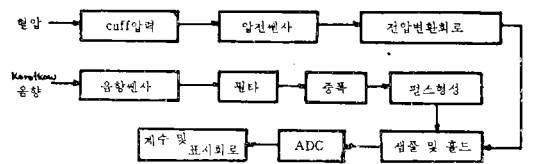


그림 12. Block Diagram

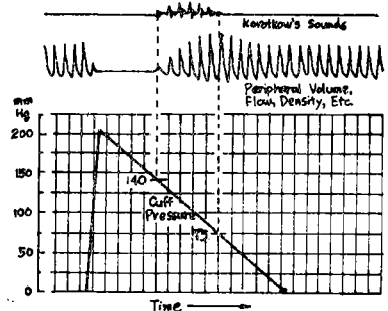


그림 13. Riva-Rocci方法에 의한 血壓測定 原理

법을 쓴 計數型 血壓計의 Block Diagram이다. 그림 13에서 動脈에 커프가 감고 壓力을 가하여, 血壓의 上限值(Systolic Pressure)보다 커지면 動脈은 止血狀態가 된다. 서서히 커프의 壓力을 降下시키면 動脈에 亂流가 흐르며 Korotkow音響이 脈과 같이 나타난다. 이 音響을 펄스로 變換하여 샘플및홀드回路的 制御信號로 使用하여 Systolic Pressure를 얻는다. 계속해서 커프의 壓力을 줄여 血壓의 下限值(Diastolic Pressure)보다 작은 값에서 Korotkow音響이 사라지기 때문에 같은 方法으로 Diastolic Pressure를 얻을 수 있다.

(2) 壓電變換回路

壓電센사로는 壓電 다이오드, 壓電 트랜지스터, 壓電用差動變壓器, 壓電用 IC가 있으나 美國 National Semiconductor社가 開發한 LX형 센사가 第一 優秀하다^(10,11,12). 그림 14, 15는 製作會社가 제시한 것이다.

LX 1702G와 $\mu A741$ 을 使用하여 壓電變換回路를 設計하여 그림 16을 얻었다. 出力電壓 V_0 를 求하면

$$V_0 = \frac{1 + \frac{R_1}{R_3} + \frac{R_1}{R_0}}{1 + \frac{R_4}{R_2}} V_T - \frac{R_1}{R_0} E_1 \quad (16)$$

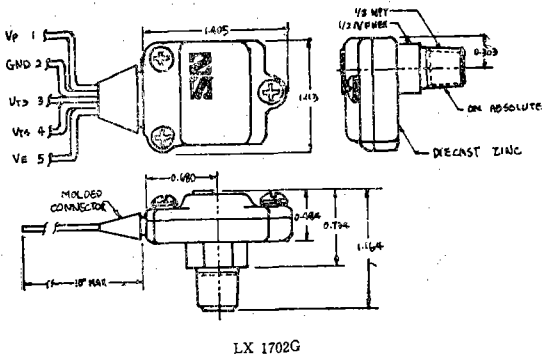


그림 14. LX1702G의 외형

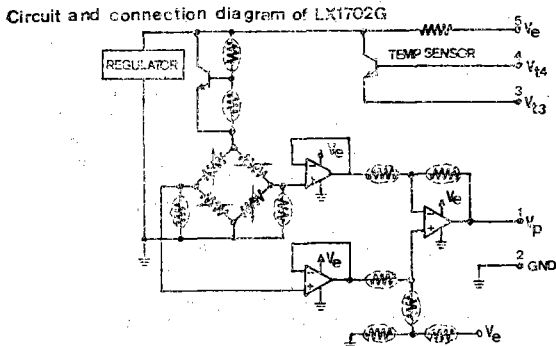


그림 15. LX1702G의 내부회로

LX 1702의 壓電變換特性을 測定하여 그림 17을 얻었다. 直線近似式은

$$V_T = a \cdot P + b = 1.3 \times 10^{-2} P + 2.59 \quad (17)$$

단, V_T (V)이고, P (mmHg)임.

식 (16)에 식 (17)을 代入하여

$$V_0 = 10^2 P \quad (18)$$

이때 適當한 抵抗值를 求할 수 있다.

(3) 同期時信號를 使用한 A/D變換回路

표 2. LX1702G의 특성

사용가능한 게이지압력 (Psi)	출력전압 (V)	최대사용가능한 게이지압력 (Psi)
0~15	2.5 ± 0.15 ~ 12.5 ± 0.15	40
온도계수 (%span/°C) -25°C~75°C	직선성 (%span)	출력회전원의존도 (%) $\Delta V_P / \Delta V_E$
±0.04	±0.2	±0.3

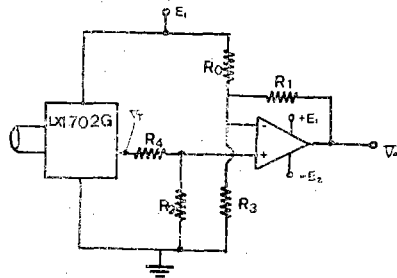


그림 16. 壓電變換回路

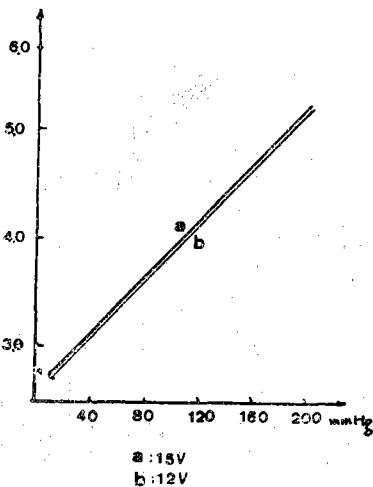


그림 17. LX1702G의 壓電特性

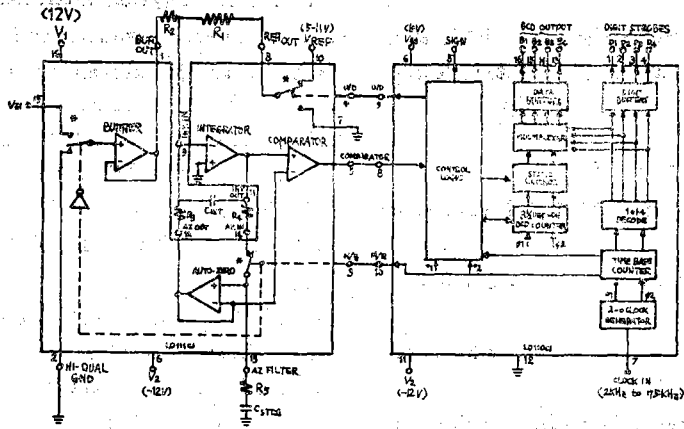


그림 18. LD110/LD111의 Block Diagram

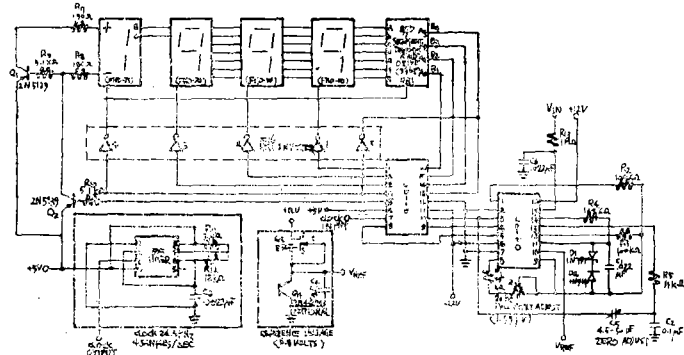


그림 19. LD110/LD111을 採用한 計數型電壓計

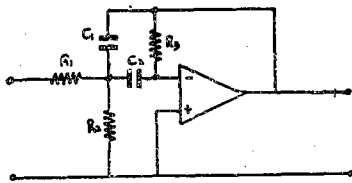


그림 20. 帶域通過 Active Filter回路

美國 Siliconix社의 $3\frac{1}{2}$ digit用 A/D變換回路는 同期時信號發生을 利用한 A/D變換回路를 I.C.化한 것으로 그 特性이 優秀하여 이를 使用하였고, 計數型電壓計(Digital Voltmeter, DVM)으로 實用化되고 있어 이를 利用하였다. 그림 19가 그 回路이다.

(4) Korokow音響抽出用 Active Filter

Korotkow音響은 넓은 周波數成分이 있으나 外部雜音 및 人體內的 雜音과 分離하는 것은 힘이 드는 것이고, 脈搏抽出用 크리스탈 마이크를 使用하고, Band Pass Filter를 使用하여 抽出할 수 있었다. 그림 20을 使用하여 實驗하였다⁽¹³⁾.

(5) 血壓測定實驗

靜壓力을 測定하여 壓力範圍 0~250mmHg에서 ±0.1%의 誤差限界를 얻었으나, 人體에 水銀式 血壓計用 커프(Cuff)를 使用하여 血壓測定시 ±1% 이내의 誤差限界를 얻었다. 커프에 脈搏時 壓力이 傳達되어 壓力이 變하고, 空氣排出時 壓力分布도 작지만 問題가 되어 앞으로 커프의 개발이 要請되며, 여기서는 基礎實驗에 그쳤으며 추후 계속되는 研究에 기대한다.

5. 結 論

溫度制御 周波數換回路를 設計하여 複雜한 아날로그 量의 變換過程을 省略할 수 있었고, 타이머 555를 使用한 發振은 安定하여 극히 簡單한 計數型 體溫計를 設計하였다. 이때 誤差限界는 體溫의 範圍內에서 ±0.05°C를 나타냈다. 크리스탈 마이크를 使用한 脈搏 辟업 裝置는 低周波通過 필터를 設計하여 雜音을 크게 줄일 수 있었고, 安定한 同期時信號를 利用한 A/D變換器과 電壓變換回路 LD110/LD111를 使用하여 血壓測定하는 基礎實驗을 行하였다.

附記

本 研究는 財團法人 產學協同財團의 1975年度 研究
費에 依하여 實施된 것으로 同財團에 深深한 謝意를
表하는 바입니다.

參 考 文 獻

1. 한다, 檢溫時間이 짧은 電子式體溫計 Nikkei Elec-
tronics Jan. 1972.
2. T.F. Morrison at el; Human Physiosogy, Holt,
1963.
3. H.W.Shirer, "Blood Pressure Measuring Methods"
IRE Trans-BME Apr. 1962.
4. S.N. Levine, Advances in Biomedical Engineering
and Medical Physics. Interscience, 1968.
5. H.E. Thomas, Handbook of Biomedical Instrum-
entation and Measurement. Reston, 1974.
6. HP, Model 78204 A/B.
7. HP, Patient Safety, AN-718 1971.
8. 二木久夫, 感溫半導體의 實際, 產報, 1973.
9. 芝浦電子, 썬미스타.
10. 山下暉夫, "MPS다이오드의 特性과 그 應用" 電子
材料, 1968.7.
11. 大川元一 外 "感壓트랜지스터", 電子材料, 1969.11.
12. NS. Transducers 1974.8.
13. E.R. Hnatek, Applications of Linear Integrated
Circuits, Wiley, 1975.