

醫用計測에서의 IC Op-Amp 應用

鄭 慶 逸

崇田大學校 電子工學科(工博)

1. 序 言

醫用計測은 보통 ME(medical engineering) 分野의 計測을 가리킨다. 따라서 ME에서 취급하는 分野는 매우 넓어 여기에서는 ME가 當初 Medical Electronics(醫用電子工學)이라 하여, 주로 生體電氣 測定用的 電子計測器를 취급하는 分野이어서 이 중 op-amp (operational amplifier)가 어떻게 應用되고 있는가를 解説하고자 한다.

醫用計測에서의 op-amp 應用은 數年 前부터 汎用 IC op-amp를 쉽게 入手하게 됨으로부터 급속히 널리 즉, 增幅器, 加算器, 積分器, 能動 filter, 整流器 等 널리 應用되고 있다.

이와 같이 op-amp가 널리 應用되게 된 것은 다 른 電子計測과 마찬가지로 op-amp를 應用함으로써 各種의 演算이나 波形處理를 高精度로 할 수 있는 한편, 어렵지 않게 信賴度를 向上 시킬 수 있다는 점이다. 勿論 眞空管이나 트랜지스터로 組立한 Op-amp를 一部에서 사용해 왔으나 그 複雜性和 經濟性的 面에서 그렇게 널리 사용되지 못하였다. 이런 實情에서의 IC op-amp의 出現은 이들 問題를 一舉적으로 解決하는데 充分한 要素를 지니게 되었다.

이와 같이 醫用計測 分野에서 IC op-amp의 利

用價値는 높으나, 醫用計測의 特殊性 面에서 볼 때 現在 製造, 市販되고 있는 IC op-amp는 아직도 性能的으로 不足한 점이 있다. 生體電氣 增幅器의 初段 또는 中段에 사용되는 op-amp는 高入力 imp, (impedance) 低 bias電流, 低雜音이 必要要求 條件이며 특히 初段用으로는 上記 條件 以外에 完全 差動 入力이 可能하도록, 즉 增幅度의 設定에서 2個의 入力 端子를 使用하지 않도록 하는 必要 條件이다.

이와 같은 理由에서 現在 生體電氣 增幅器로서는 FET, transistor를 組合한 것들이 한결 같이 사용되고 있는데, IC maker에서도 醫用計測 分野의 要望에 따라 適當한 IC를 試作하고 있어 生體電氣 增幅器의 完全 IC도 멀지 않아 나올 것으로 기대된다.

여기에서는 生體電氣 現象 測定裝置를 中心으로 한 醫用計測에서의 IC op-amp와 그 應用에 關하여 解説 하겠다.

2. 醫用計測에 應用되는 Op-Amp

앞에서 말한 바와 같이 醫用計測에 現在 흔히 쓰이고 있는 것은 보통 電子計測器와 같이 汎用 IC op-amp (709形, 741形, 301形, 308形 等, 표2 參考)이다. 그 以外 op-amp로서는 hybrid IC 또는 module化 op-amp(FET入力の hybrid

또는 chopper 安定化 op-amp)가 一部 사용되고 있다. 最近 FET 入力の monolithic IC op-amp 가 市販되어 價格面에서도 어느 IC보다 많이 쓰이는 實情에 있다. 또 FET 入力 IC op-amp가 一般的으로 보급되고 質的으로나, 價格面에서도 安定되고 있다. 또 生體電氣 增幅器의 初段用으로 FET, transistor를 사용한 1段 增幅器를 附加하여, 여기에 結合하는 汎用 IC op-amp가 低雜音이 되도록 하는 것이 바람직하다.

Chopper 安定式 op-amp(modular式)는 增幅器周波帶를 DC~50[Hz] 程度로 하면 利得은 매우 높아지며, 또 入力抵抗을 100[kΩ]以下로 사용하면 雜音도 적어져서 血壓 transducer의 出力(30~100[μV]보다 작은)을 增幅하는데 사용된다.

以上에서 말한 醫用計測에 現在 사용되고 있거나, 혹은 將來 사용될 op-amp의 種類와 그 用途를 要約하면 표 1과 같다.

표 1. 醫用計測器에 사용되는 op-amp의 種類와 用途

種 類	構 造	醫用計測器에서의 用途
(1) 汎用 IC op-amp	bipolar transistor, monolithic IC	增幅器(中間段 後段), 加減算器, 微・積分器, 能動필터, 整流器 等
(2) FET入力 IC op-amp	FET, bipolar transistor, monolithic IC	生體電氣增幅器(中間段 後段), 積分器, 能動필터 等
(3) FET入力 hybrid	FET, bipolar transistor, hybrid	生體電氣增幅器(初段, 中間段)
	Chopper 安定化形 module	血壓計 增幅器, 高安定積分器 等

표 2. 醫用計測에 사용되는 op-amp의 種類, 製品名, maker 一覽表

種類 · 製品名	maker	種類 · 製品名	maker
汎用, 709形		LM741	N. S.
μPC55A	日 電	μA741	Fairchild
TA7502M	東 芝	Mc1741	Motorola
HA1303	日 立	RC741	Raytheon
M51709	三 菱	SN72741	T. I.
SN72709	T. I.	μPC151A	日 電
MC1709	Motorola	CA3741, 6741	R C A
LM709	N. S.	汎用, 301形	
μA709	Fairchild	LM301A	N. S.
RC709	Raytheon	UC4301A	Solitron/U.C.
UC709	Solitron/U.C.	1301	Tel/Phil
TOA2709	Transitron	MC1439	Motorola
汎用, 741形		MC1456	"
TA7504M	東 芝	RC101A	Raytheon
HA1304	日 立	TOA2741W	Transitron

醫用計測에서의 IC Op-Amp應用

種類 · 製品名	maker	種類 · 製品名	maker
TOA8741W	"	41J/K/L	"
TOA8809	"	43J	"
汎用, 308形		146J/K	"
LM/308A	N. S.	3241/12C	Burr-Brown
μ A725C	Fairchild	1006, 1021, 1023, 1026, 1029	Tel/Phil
μ A735C	"	RA2600	Radiation
μ A740C	"	302 (MOST)	Keythlay
RA2605	Radiation	FET入力, Chopper 安定化	
FET入力, monolithic IC		3164/25	Burr-Brown
TA7505M	東 芝	148	Zeltex
AD503J/K/S	Analog Dev.	233J/K/L	Analog Dev.
AD506J/K/S	"	1412, 1703/01	Tel/Phil
Q25AH	Phil. Nexus	(注) maker名 略號	
μ PC(MOST)	日 電	T.I.=Texas Instruments	
140801, 140810	Tel/Phil	N.S.=National Semiconductors	
FET入力, hybrid		U.C.=Union Carbide	
40J/K	Analog Dev.	Tel/Phil=Teledyne/Philbrick	
		Dev.=Devices	

또 現在 市販되고 있는 op-amp로서 醫用計測에 사용되는 op-amp의 製品의 形名과 maker를 표 2에 표시한다.

3. 醫用計測에서의 IC Op-Amp의 應用例

(1) 生體電氣 增幅器에서의 應用

生體電氣 增幅器에서의 應用에 앞서 代表的 生體電氣 現象인 心電圖(ECG, electrocardiogram)

ram) 腦波(EEG, electroencephalogram) 및 筋電圖(EMG, electromyogram)의 信號源으로서의 狀態와 이것을 받아 增幅하는 增幅器, 記錄 혹은 表示하는 裝置에 關하여 간단히 論하겠다. 그리고 이들을 要約하여 보면 표 3과 같다.

이 표에서 알 수 있는 바와 같이 生體電氣 增幅器를 設計할 때 注意 할 點을 列擧하면 다음과

표 3. 各種 生體電氣 現象과 增幅器의 概略

信號의 種類	發生電壓	周波數 帶 域	信號源 抵 抗	增 幅 器 入 力 抵 抗	許 容 入 力 電 流	許 容 雜 音	增 幅 器 的 全 電 壓 利 得	記 錄 器 또 는 表 示 器
心電圖	0.1~10mV	0.1~150Hz	2~30k Ω	>1M Ω	<10 ⁻⁸ A	<10 μ V _{p-p}	約 74dB	pen oscillograph
腦 波	20~100 μ V	0.5~60Hz	10~100k Ω	>5M Ω	<10 ⁻⁸ A	<3 μ V _{p-p}	約100dB	위의 같음 braun관
筋電圖	20 μ V~數mV	5Hz~1.5kHz	10~100k Ω	>5M Ω (20M Ω)	<10 ⁻⁸ A	<7 μ V _{p-p} (5Hz~1kHz)	約120dB	oscillograph(카메라로)

같다.

--(가) 發生電壓이 微弱하므로 增幅器의 利得은 높아야 한다. 단, 記錄器 혹은 表示器의 種類에 따라 main-amp의 電壓增幅度는 다르다. 즉 pen recording oscillograph는 電流驅動素子로서 main-amp의 電壓增幅度는 작으며, braun tube oscillograph는 電壓驅動素子로서 main-amp의 電壓增幅度는 커야 한다. 腦波와 筋電圖의 入力電壓은 대략 비슷하지만 增幅器의 全電壓 利得이 틀리는 것은 이 理由 때문이다.

(나) 周波數 帶域은 DC에 가까운 低周波로부터 기껏해야 音聲 周波帶이다. 그래서 增幅器를 直流增幅器로 하면 좋겠으나, 다음에서 말하는 理由로 不可能하다. pre-amp, 中間段 amp, main-amp로 分割하고 각 個個는 適當한 利得을 갖는 增幅器로 그 사이를 CR結合으로 한다. 이 경우 CR結合 時定數는 低域 周波數에 의하여 決定되며 audio-amp보다 당연히 길다. (0.03~1.5sec) 生體電氣 增幅器 全體를 直流增幅器로 할 수 없는 理由는 生體(皮膚, 혹은 筋肉)에 電極을 取付할 때 生體와 電極間에 分極電壓이라는 直流電位(電極을 움직이거나, 時間의 經過와 더불어 다소 변동한다.)를 발생하며 그 電壓이 生體 信號보다 몹시 큰 電壓(10~400mV)이어서 直流增幅器가 곧 飽和되어 버리기 때문이다. 이 分極電壓은 電極과 生體의 接觸을 좋게 하기 위해서 쓰이는 페이스트(paste)가 電解質이기 때문에 電極의 材質을 選定하면 틀림없이 작게 되는데 生體信號電壓과 같은 水準으로 하기에는 困難하다. 生體電氣 增幅器에서는 生體와 pre-amp는 보통 直結하는데, pre-amp에는 信號電壓에 分極電壓이 중첩되어 가하여진다. 따라서 pre-amp部의 電壓利得은 예상되는 分極電壓이 가하여져도 飽和되지 않을 정도로 줄이

지 않으면 안된다.

(다) 信號源 imp는 일반적으로 높고 실제로는 표 3의 信號源 抵抗에 靜電容量 成分이 並列로 들어가게 되어, 이와 같은 信號源 imp를 갖는 信號를 일그러짐이 없이 增幅하려면 pre-amp의 入力 imp는 1~5(MΩ) 以上이 되어야 한다. (筋電計에서는 20(MΩ) 以上이 바람직하다)

(라) pre-amp의 許容 入力電流는 이 電流가 生體에 흐를 生體에 자극을 주지 않을 限度is로서 10^{-8} [A] 以下 되어야 한다. 따라서 진공관 혹은 FET로 구성되어야 하며, bi-polar transistor를 사용할 수 없다.

(마) 雜音(內部雜音)은 信號의 크기에 비하여 無視 될 정도의 크기이어야 하며 되도록 적은 것이 좋다. 腦波計, 筋電計 등에서는 技術적으로 어느 限界에 가까운 값으로서 信號와 雜音을 고려한 어느 許容值가 정해지고 있다.

(바) 記錄器 또는 表示器는 生體 電氣信號의 data가 診斷에 쓰이기 때문에 어떤 方式일지라도 記錄으로 남겨야 한다. 筋電圖 등의 빠른 現象은 pen recording oscillograph로는 追從하기 困難하므로 braun tube oscillograph로 表示하고 이것을 카메라로 撮影하고 있다.

以上과 같은 注意點을 고려하여 心電計, 腦波計 및 筋電計의 增幅器를 op-amp를 써서 構成하는 方法에 대하여 논하여 보겠다.

그림 1 (a)~(c)는 心電計 및 腦波, 筋電計의 回路 構成圖와 이것에 쓰이는 pre-amp의 回路圖를 나타낸다.

그림 (a)는 心電計 回路로서 pre-amp로 約 40배, 中間段 DC amp로 約 15배, main-amp로 約 8배, 合計 約 5,000배(74dB) 增幅을 한다. pre-amp는 그림 (c)와 같이 FET와 transistor로 組合된 1段 增幅回路를 汎用 IC op-amp

醫用計測에서의 IC Op-Amp 應用

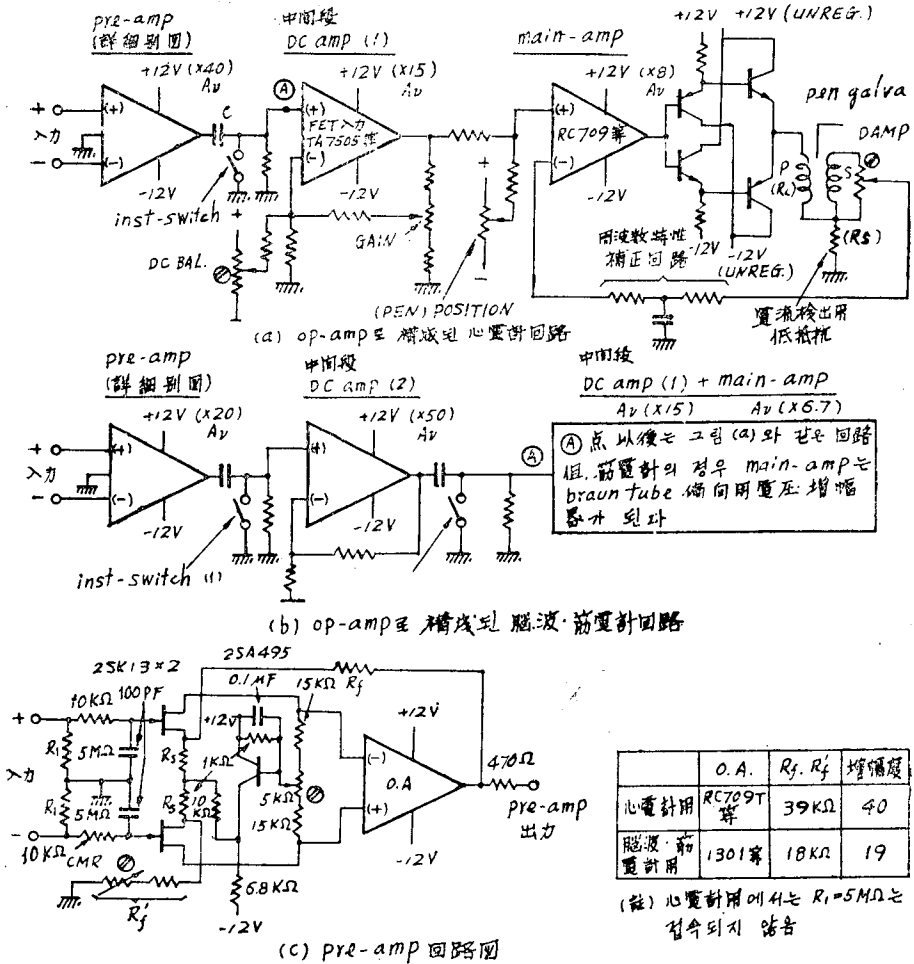


그림 1. Op-amp로 構成된 心電計, 腦波, 筋電計 回路圖

와 結合하여 完全 差動入力, 單一 出力을 얻는 回路이다. 心電計用 pre-amp에서는 다음에 설명하는 바와 같이 入力回路에 結合抵抗이 들어 있어 入力 imp는 비교적 높게 취하고 同相信號 除去此(CMRR)를 크게 하기 위하여 入力の shunt 抵抗 $R_1=5[M\Omega]$ 를 接續하지 않는다. pre-amp의 電壓 增幅度는 分極電壓의 관계로 心電計의 경우 約 40倍, 腦波計의 경우 約 20倍로 設定하는데, 이것은 饋還抵抗 R_f (또는 R_f')를 가변 시켜서 행한다. R_f' 는 半固定 VR(可變抵抗器)

를 포함하고 있는데 이것은 CMRR를 가장 좋게 調整하기 위한 것이다. 中間段 DC amp(1)는 main-amp에 適當한 增幅된 電壓을 공급하기 위해서, 즉 增幅度(感度)를 調整(그림 (a)의 회로의 gain VR에 의함)을 하기 위하여 삽입한다. 또 이 gain VR에 의한 出力 level이 變動되지 않도록 DC BAL VR도 삽입하고 있다.

여기에 쓰이는 op-amp는 CR 結合回路의 高抵抗을 받기 위해서는 FET入力の IC op-amp가 適當하다. 또 CR結合 時定數가 길어서 다소 큰

雜音이라든가, 또는 分極電壓의 變動이 가해지 는 경우에 記錄 pen이 후리치게 될 염려가 있어 inst-switch를 설치하여 즉시 安定시킬 必要가 있다. 다음의 main-amp의 結合點에서는 pen의 基線位置를 調整하기 위한 position VR에서 直 流 電位가 공급된다. main-amp는 記錄器인 pen-galva를 定電流로 驅動하기 위한 電流 增 幅器를 終段에 지니고 있는 非反轉形 增幅器이 다. 즉 入力段에서는 보통의 IC op-amp를 사용 하여, 電壓 增幅을 하며, 뒷단에서는 pen-galva 의 pen끝을 1[cm] 움직이게 하는데 100~150 [mA]의 電流를 必要로 하므로 그림과 같이 SEPP方式 電流增幅回路를 쓰고 있다. 그리고 pen-galva의 1차 코일(p) 및 電流 檢出用 抵 抗을 負荷로 한다. main-amp의 全體의 電壓 增 幅度는 pen-galva의 1차 imp(直流的으로는 1 차 코일의 抵抗 R_L)와 電流 檢出抵抗 R_S 에 의 하여 定하여지며 $1 + (R_L/R_S)$ 가 된다. 그래서 負 荷의 pen-galva에는 入力電壓에 比례하는 電流 가 흐르며 定電流 驅動回路로 되고 있다.

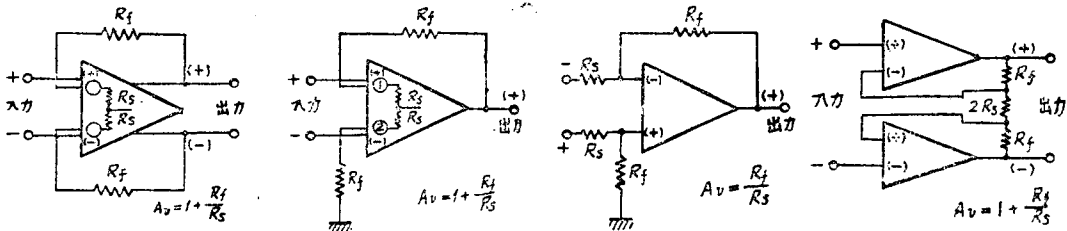
饋還回路에는 pen-galva의 可動部分의 慣性 에 의한 上昇特性의 일그러짐을 補正하는 回路 를 付加하고 있다. 즉 pen-galva의 2차 코일 (S)와 이것에 並列로 된 damping 調整 VR (damp) 및 RC 積分回路이다. 이 2차 코일은 pen-galva의 可動部分이 움직이는 速度에 比례

하는 電壓을 誘起하므로 이 速度 饋還電壓과 積分 回路에 의한 step 入力에 대한 pen의 上昇特性 을 damp VR에 의하여 最適으로 調整된다.

다음 그림 (b)의 腦波, 筋電計의 回路는 心電 計보다도 電壓 增幅度가 約 20倍 必要로 하는 데 pre-amp의 增幅度를 分極電壓의 관계로 約 20倍로 억압하기 때문에 中間段 DC amp를 追 加되는 點이 다르다. 이 中間段 DC amp에서 約 50倍 增幅한 뒤, 다시 CR結合을 한다. 이것은 이 段에서 直結增幅器로 하면 drift가 問題가 되 므로 이것을 피하기 위함이다. CR結合하면 心 電計의 경우와 마찬가지로 inst-switch가 여기에 도 필요하다. 筋電計의 경우에는 表示器가 靜電 偏何形 braum tube이므로 main-amp를 心電計 腦波計의 경우와 달리 큰 出力電壓을 얻을 수 있 는 電壓 增幅回路로 하지 않으면 안된다.

다음에는 pre-amp에 사용되는 IC op-amp의 必要條件에 대해서 논하겠다.

그림 2에서는 差動入力を 얻은 여러가지 增幅 回路를 나타내고 있다. (여기에 쓰이는 op-amp 아무래도 표 3에 표시한 入力 imp, 許容入力 (bias)電流, 許容雜音 等の 規格에 滿足한 것으 로 함) 이들의 回路 중에서 pre-amp에 적합한 것은 完全 差動入力이 가능한 (a) 및 (b)의 回路 이다. 이들은 差動入力端子를 쓰지 않고 增幅度 를 設定할 수 있도록 饋還點이 따로 이루어져



(a) 完全差動入力, 差動出力

(b) 完全差動入力, 單-出力

(c) 差動入力, 單-出力

(d) op-amp 2개를 사용한 完全差動入力, 差動出力

그림 2. 差動入力を 갖는 各種 增幅回路

있다. 그림 (c)의 회로는 入力 imp가 R_s 에 의해 決定되며 R_s 를 $5[M\Omega]$ 로 하지 않으면 안되나, 이 抵抗器의 熱擾亂 雜音만으로도 雜音規格을 초과하게 되어 非實用的이다. 그림 (d)의 회로는 完全한 差動入·出力을 갖는 회로로서 CMRR도 매우 높게 취할 수 있는 좋은 회로이나 op-amp를 2個 必要로 하는 것이 非經濟的이다.

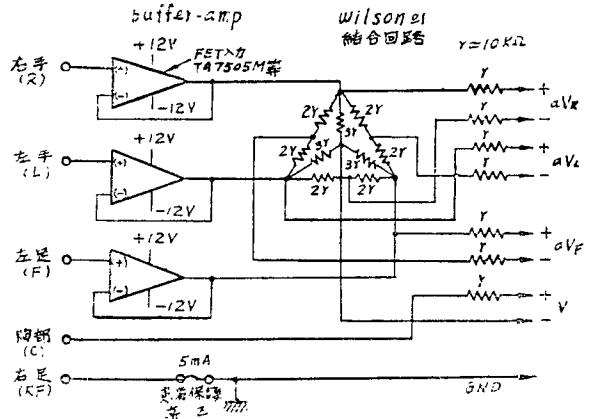
(2) Buffer Amp에의 應用

心電計에서는 四肢 및 胸部에 電極을 接觸하여 國際的으로 定해진 誘導法에 따라 誘導·記錄한다. 이 誘導法 중의 單極 誘導法으로 말하면 그림 3(a)에 표시한 바와 같이 右手, 左手, 左足 중의 2個所 또는 3個所를 抵抗 (1個의

접속하여야 하므로 檢出·記錄하는데 時間이 오래 걸린다. 그래서 記錄時間을 단축할 目的으로 사용되는 多素子 心電計(2~6素子가 있으며 이중 3素子가 흔히 부용됨)에서는 單極誘導를 同時에 記錄할 수 있도록 右手, 左手, 右足の 各 電極에는 恒시 結合抵抗을 接續하여 그 중의 各 電極이 同時에 誘導電極(電位變化를 檢出하는 電極)이 되도록 한다. 各 電極에 接續하는 結合抵抗은 매우 높지 않아 記錄하는 心電圖에 일그러짐을 생기게 한다. 그러므로 적어도 結合抵抗의 合成値가 各 電極에 $200(k\Omega)$ 以上이 되도록 하면 心電計의 內部에 交流障害 等の 雜音을 控라내기 쉽다.

誘導名	(+) 入力 (誘導電極)	(-) 入力(不關電極)
aV_R	右手 \circ \xrightarrow{r} +	左手 \circ $\xrightarrow{2r}$ - 左足 \circ $\xrightarrow{2r}$ -
aV_L	左手 \circ \xrightarrow{r} +	右手 \circ $\xrightarrow{2r}$ - 左足 \circ $\xrightarrow{2r}$ -
aV_P	左足 \circ \xrightarrow{r} +	右手 \circ $\xrightarrow{2r}$ - 左手 \circ $\xrightarrow{2r}$ -
V	胸部 \circ \xrightarrow{r} +	右手 \circ $\xrightarrow{3r}$ - 左手 \circ $\xrightarrow{3r}$ - 左足 \circ $\xrightarrow{3r}$ -

(a) 心電計에 있어서의 單極誘導의 組合, $2r > 30[k\Omega]$



(b) 單極同時誘導로 buffer amp와 結合 회로를 설치한 例

그림 3. 心電圖 單極誘導와 多素子 同時 誘導回路

電極에 $30[k\Omega]$ 以上으로 한다)으로 接讀하고 이 接讀點을 不關電極 또는 參照電極이라 하여 이 電極에 대한 右手, 左手, 左足 및 胸部(右定은 接地함)의 電位變化를 檢出·記錄하는 方法이다.

이 單極 誘導法에서도 1素子 心電計의 경우에는 그림(a)에 표시한 접속을 1回마다 바꾸어

여기서 考慮하여야 할 것은 buffer-amp로 그림 3(b)에 표시한 바와 같이 不關電極의 結合抵抗과 접속할 右手, 左手, 左足の 各 電極에 대해서 高入力 imp, 低出力 imp로, 한편 電壓 增幅度는 正確히 1이 되는 buffer로 하여야 한다. 그리고 그 後段에는 그림 (b)에 표시한 바와 같이 Wilson 結合回路라 불리는 抵抗回路網을 接

속하고 各 單極 誘導의 組合을 이루게 한다. 이 buffer는 FET入力の IC op-amp가 그대로 사용되는 電壓 follower일 따름이다. 여기에 쓰이는 op-amp로 問題되는 것은 入力電流(10^{-8} [A]), 雜音電壓($5[\mu V_{p-p}]$)로 하는 것이다. (* 心電計의 雜音은 入力換算 $10\mu V_{p-p}$ 以內이나, buffer-amp로 增幅되고 다음에 pre-amp가 있으므로 둘 다 1/2씩으로 취한 $5\mu V_{p-p}$ 로 하였음)

이 buffer-amp는 多素子 心電計와 마찬가지로 몇 개의 電極에 結合回路을 접속하는 vector 心電計에도 사용된다. 또 腦波, 筋電圖 등을 誘導하는 경우에, 電極 바로 가까이 buffer를 裝着하면 電極抵抗이 그렇게 問題되지 않으므로 큰 利點이 있다. 이 경우에는 水銀電池로 動作할 수 있는 超小形, 微小電力의 IC op-amp가

는 心電圖 波形이라든가 脈波 波形에서 trigger pulse를 取出하는 때에는 약간 연구가 필요하다. 여기에서는 心電圖 波形으로부터 trigger pulse를 만들어 내고 波形整形한 뒤 單安定 multivibrator를 trigger하고 pulse積分回路를 통한 다음 心拍數 表示回路를 驅動하는 一連의 心拍數 計測回路에 관해서 논하겠다.

먼저 心電圖는 一定한 誘導方法下에 增幅되고 할 때, 그 波形은 보통의 경우 그림 4 (a)와 같다고 한다. 그런데 앞에서 말한 바와 같이 患者에 따라서는 그림 (b) 및 그림 (c)와 같은 波形도 된다.

이와 같은 여러 종류의 波形 중 trigger pulse로서 가장 取出하기 좋은 것은 R波이다. 그림 (a)의 경우에는 問題가 되지 않으나 그림 (b) 및

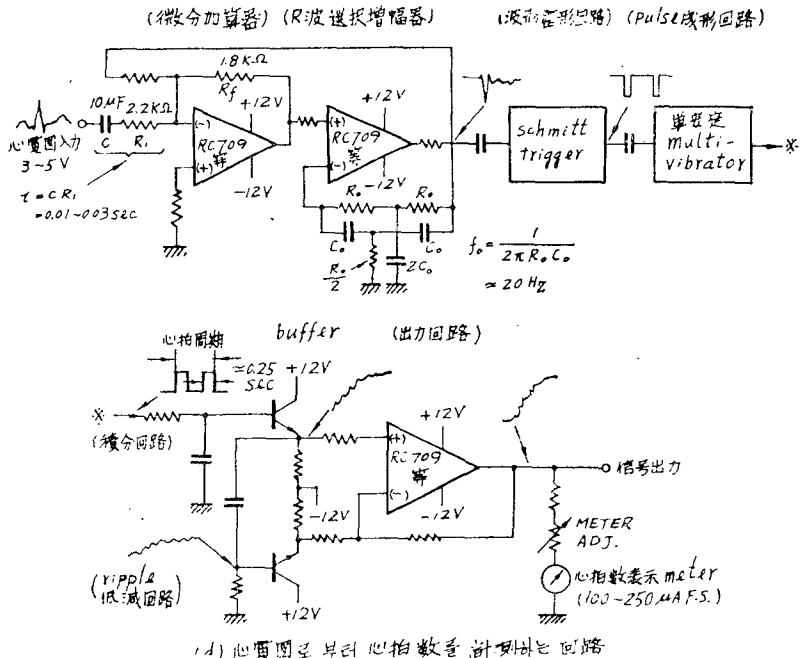
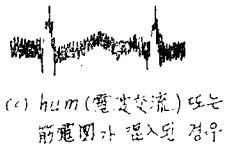
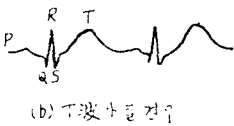
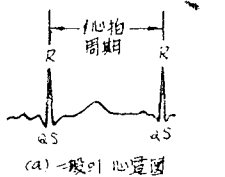


그림 4. 몇 가지 心電圖 波形과 心拍數計測 回路

必要하다.

(3) 心拍數 計測回路에 應用

心拍數(每分間の 心臟 拍動數)를 計測할 때에

그림 (c)의 경우에는 R波와 T波, hum 및 筋電圖를 判別하지 않으면 안된다. 이 判別方法에는 여러 가지 방법이 있는데, 그 예로서는 R波와

다른 波形의 周波數 成分이 (특히 변해 버린 心電圖의 경우는 除外) 다른 점을 이용하여 R波를 選擇하는 방법이다. 즉 이들의 波形의 周波數 帶域을 대략 近似值로 표시하면 다음과 같다.

心電圖 { R波 : 10~25[Hz]
 T波 : 1~3[Hz]
 hum : 60[Hz]
 筋電圖 : 100~1500[Hz]

따라서 이들 중에서 R波를 選擇하려면,

(가) 微分 時定數를 0.01~0.03[sec]로 하고, 心電圖를 微分하여 R波의 세기를 T波보다 크게 한다.

(나) 다시금 R波 成分을 選出하기 위하여 並列T形 filter를 사용한 選擇增幅器에 通過시킨다. 이것은 위 (1)의 조작에서 R波와 함께 남는 hum이나 筋電圖를 減衰시키는데 有效하다.

以上的 (1)과 (2)項의 方法을 併用하면 T波, hum 및 筋電圖 등을 抑壓하고 R波를 選擇·取出할 수 있다.

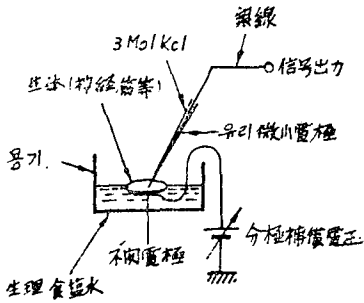
그림(d)에 心拍數 計測回路를 나타낸다. 그림 중에서는 標準 心電圖가 들어 있을 때 各部의 波形을 圖示하고 있다. 이 回路에 관해서 간단히 설명하여 보겠다. 먼저 3~5[V]로 증폭된 心電圖 波形이 微分·加算器에 들어가면 微分되나 R波, hum, 筋電圖 등은 그렇게 減衰되지 않으나 T波는 크게 減衰한다. 다음 op-amp를 使用한 非轉增幅回路에 들어가면, 이 回路는 饋還回路에 並列T形 帶域 filter가 있어서, 그 中心 周波數(여기에서는 約 20Hz) 成分만이 選擇의으로 增幅된다. 그리고 出力의 一部를 前段의 微分加算器에 饋還시키고 있다. 그 理由는 R波 選擇 增幅器의 Q가 그대로는 커서 出力의 R波에 계속 減衰抵動을 일으키고 또 이것 때문에 後段의 回路에 mis-counter(1心拍 중에 몇번 counter

되는 경우)하게 되므로, Q를 適當히 抵抗시키기 위한 것이다. (實驗的으로는 $Q \approx 3$ 이 適當함) Schmitt trigger 回路는 波形整形 作用이 있으며 R波가 들어 올 때마다 trigger pulse를 만든다. 이 trigger pulse로 單安定 multi-vibrator를 trigger하여 電壓과 幅이 一定하고 間隔은 R波의 間隔과 같은 pulse를 만든다. 이 pulse가 積分回路에 들어 가면 그림과 같이 pulse가 들어 갈 때마다 電壓이 上昇하여 心拍數에 此列하는 最終 電壓에 到達한다. buffer emitter follower를 통한 뒤, 出力回路에서 약간 增幅된 信號出力을 얻게 되나 積分함에 따라 出力波形은 pulse가 break되는 사이에 波電하기 때문에 일어나는 ripple이 남게 된다. 이 ripple을 감소시키기 위하여 積分出力電壓을 CR結合하여 取出하며 出力回路를 op-amp의 反轉入力에 가한다. 이렇게 하면 ripple분만이 빠지고 出力에는 거의 ripple이 없는 波形이 얻어진다.

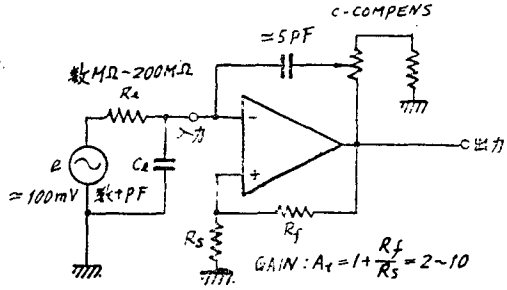
(4) 微小電極用 增幅器

電氣生理學의 基礎研究의 한 가지로 細胞活動 電位를 計測하는 경우가 있다. 이것은 그림5(a)와 같이 生體(實驗動物)의 神經, 筋肉 등의 細胞에 先端의 0.5~2 μ 정도인 유를 毛細管 微小電極(外經 2mm정도의 中空 유리관을 가열한 뒤에 잡아 당겨 0.5 μ 정도로 가늘게 만듦)을 꽂아 細胞內의 刺激에 대한 活動電位를 測定하는 것이다. 유리電極에는 그 內部 3Mol의 KCl용액을 충전하고, 引出線으로는 銀線을 넣고 있다. 이 電極을 통하여 얻어진 細胞의 活動電位를 增幅하여 oscilloscope로 觀測하게 되는데 微小電極의 內部抵抗은 數[M Ω]~200[M Ω] 정도로 높아 특수한 增幅器가 아니면 增幅되지 않는다.

한편 細胞의 活動電位는 生體의 電氣現象 중에서는 上昇速度가 빠르며, 이것을 충실하게 增



(a) 微小電極法の説明圖



(b) 入力容量補償形増幅器と測定回路

그림 5. 微小電極法과 그 測定 回路

幅하려면 電極을 꽂은 상태에서 DC~10[MHz] 정도의 周波數 特性이 必要하다.

이와 같은 困難한 條件을 해결하기 위해서 연구된 것이 그림 5(b)와 같은 正饋還을 쓴 入力容量 補償形 増幅器이다. 이 増幅器는 出力에서 入力에 容量 C_N 를 통하여 正饋還 하는데 이것에 의하여 電極과 나란히 된 配線에서 생기는 接地에 대한 靜電容量 C_e 를 상쇄하며, 높은 電極抵抗 R_e 가 있어도 周波數 特性이 떨어지지 않게 되어 있다.

이 増幅器에서도 op-amp가 사용되는데 前述한 바와 같이 엄격한 성능이 要求된다. op-amp의 중요한 要求 性能은 다음과 같다.

入力 imp : $10^{10}[\Omega]$ 以上(増幅動作狀態에서)

入力電流 : $10^{-11}[A]$ 以下

雜音電壓 : 入力換算 $20\mu V_{p-p}$ 以內 ($R_s=10k\Omega$, DC~30kHz)

off-set 電壓 drift : $50[\mu V/^{\circ}C]$ 以下

現在 위 性能에 알맞는 op-amp는 얼마 안되지만 FET入力 op-amp 중에서 위 性能에 해당 하는 것을 選擇하여 쓰면 좋다. 그리고 雜音面에서 볼때 MOST-FET보다 J-FET側이 우수하다.

4. 結 言

以上 “醫用計測에서의 op-amp의 應用”이란 題目下에 주로 心電圖, 腦波 및 筋電圖의 信號源을 對象으로 하는 IC op-amp에 關하여 해설하였으나 其他 皮膚電氣反射, 網膜電圖, 脈波, 細胞活動電位 등에 關한 生體電氣 信號源에 대해서도 大同小異 할 것으로 생각된다.

앞으로 IC op-amp가 더욱 개발 증진되고 또 多樣한 製品이 市販되면 醫用計測面에서도 大部分을 IC化 하는 것이 可能하리라 생각된다.