

医用低雑音増幅器

Low-Noise Amplifier for Medical Use

阿部善右衛門* 青木信彦* 児玉真塩**
 Zenemon Abe Nobuhiko Aoki Mashio Kodama
 広川正博** 横川輝雄**
 Masahiro Hirokawa Teruo Yokogawa

内容梗概

最近は電子装置による、人体の計測、診断の分野が急速に開けつつある。それにともない、今後、装置の高信頼化、小形化の見地から、半導体化への要望が強められるものと考えられる。

筆者らは、数年前から、半導体の接合容量を利用した可変容量形変調器の高入力インピーダンス性、低雑音性に着目し、これの研究を行ってきた。その結果、心電計はもとより、脳波計、胎児心電計などに十分に使用でき、低雑音性、低ドリフト性など、従来の真空管式のものをしのぐ高性能の医用低雑音増幅器を開発できた。

1. 緒言

最近はエレクトロニクス技術を医療に利用した医用電子装置の開発がますます盛んになり、すでに開発されたものには、心電計、心音計、脳波計、筋電計、血圧計、体温計、健康管理装置、各種テレメータ、電子診断機などがある。また開発途上のものも多機種にわたっている。

これらの装置を動作原理、あるいは構成上から分類すると、直流増幅器を主体としたもの、化学分析の技術を主体としたもの、電子計算機を主体としたものなどに大別される。このうち直流増幅器を主体とした医用電子装置が相当広範囲の実用的な医用電子装置の基礎になっている。最近の傾向としては、小形化、高信頼化の見地から、真空管を使用しない全トランジスタ化が要望されているが、その入力インピーダンスが低く、雑音が大きいため心電計、脳波計、胎児心電計などの回路への応用が困難となっていた。

今後、医用電子装置の重点が、全トランジスタ化による高信頼化と軽量化にあるものと確信し、筆者らはこれらの問題を解決するために、可変容量形変調方式を採用し、その実用化を図った。

可変容量形変調器⁽¹⁾は原理的に低周波信号に対して無限大に近いインピーダンスを有しており、変調素子が容量性であり、内部雑音が高く、かつ変調器自身が電力増幅能を有しているため、特に低雑音性を期待することができる。このような考慮のもとに入力換算内部雑音 $1.5 \mu\text{V}_{\text{P-P}}$ (周波数帯 70 c/s)、入力換算ドリフト $30 \mu\text{V}/^\circ\text{C}$ 以下の低雑音増幅器を完成した。これは少なくとも現段階においてはごく特殊な例 (たとえば、細胞内電位測定など) を除いたあらゆる医用直流増幅器としてそのまま使用できる。

本報は、この低雑音増幅器の全貌を、前記可変容量形変調器を中心として、さらに胎児心電計などへの応用を含め、報告するものである。

2. 従来品および半導体化の問題点

2.1 従来品の問題点

胎児心電計、脳波計などのこの種の直流増幅器には入力インピーダンス $5 \text{M}\Omega$ 、入力換算内部雑音 $2\sim 3 \mu\text{V}_{\text{P-P}}$ が必要であり少なくとも初段に真空管を使用せざるを得ない状態であった。したがって現用の医用トランジスタ増幅器といわれるものは初段、ないし2段目までは真空管を用い、3段目以後にトランジスタを用いた混合形(半

トランジスタ)回路であり、全半導体化されたものと比較すれば、次の欠点をもっている。

- (1) 信頼度に乏しい。
- (2) 電源投入後安定動作にはいるまでの時間が長い (真空管式および半トランジスタ式は動作が安定するまでに心電計では数分間、脳波計においては $20\sim 30$ 分間も要するが、全半導体式ではわずか十数秒である)。
- (3) 直流電源電圧として、 100V 以上を要するため安全対策に十分注意を要する。
- (4) 小形化、軽量化が不十分である。

したがって、これらの欠点を解消した全半導体化は使用者側の要望であるとともに、製作者側の宿題ともなっている。

2.2 半導体化の問題点

生体を対象とし、その異状の有無を診断する医用増幅器においては、測定誤差を許容値内に押えるために、利得、周波数特性、入力インピーダンス、入力換算雑音などにきびしい条件が要求される。

全半導体化の大きな問題点は、前記諸項のうち、入力換算内部雑音を脳波計 ($3 \mu\text{V}_{\text{P-P}}$)、胎児心電計 ($2 \mu\text{V}_{\text{P-P}}$) 以下に押えながら、入力インピーダンス $5 \text{M}\Omega$ 以上とするとともに、前項では省略したが、ドリフトに関連したインストの与え方⁽²⁾である。

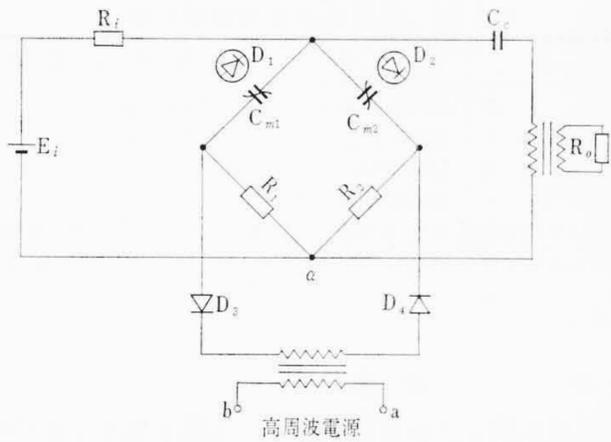
前二者の、入力インピーダンスと雑音電圧、周波数と雑音電圧に関する定性的概念についてはすでに本誌⁽³⁾で述べたので省略するが、上記特性を同時に満足するようなトランジスタは現在まだない。なお、最近シリコントランジスタによってこの特性は大幅改善され、心電計 (JIS規格、入力インピーダンス $1 \text{M}\Omega$ 、入力換算内部雑音 $10 \mu\text{V}_{\text{P-P}}$ 程度) においては、わが国でも製品化され発売されている。

また、電界効果形トランジスタを使用すれば、高入力インピーダンス性のものは得やすくなり、生体信号周波数領域において雑音電圧を $10 \mu\text{V}_{\text{P-P}}$ 程度に押えることは技術的には可能であろうが、信頼性 (ドリフト、経年変化など)、経済性 (一般トランジスタと比較して $1\sim 2$ けたコスト高、選別による歩留りの問題などあり) を含め、電界効果形による全トランジスタ心電計は数年先のことであろう。したがって、この種のトランジスタを使用した回路でさらに心電計以上に高性能を必要とする脳波計、胎児心電計などの製品化は非常に困難だと考えられる。

以上述べたとおり、従来の心電計、脳波計などの回路の真空管を単にトランジスタに置き換えるだけでは、これらの製品の仕様を満足させることは不可能である。そこで、筆者らは、直流ないし超低

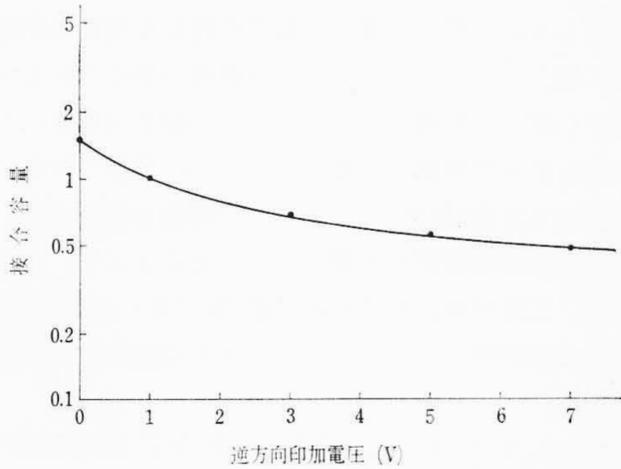
* 日立製作所中央研究所

** 日立製作所亀戸工場

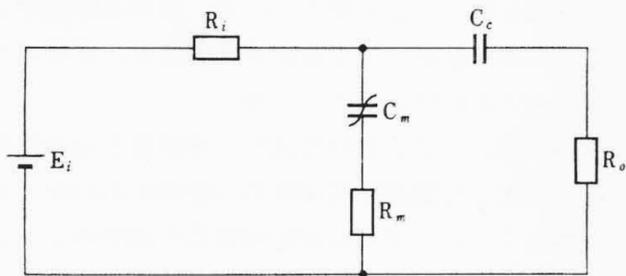


E_i : 直流信号電圧
 R_i : 入力そう入抵抗
 D_1, D_2 : 可変容量素子
 C_{m1}, C_{m2} : 可変容量
 R_1, R_2 : 励振用抵抗
 D_3, D_4 : 励振電圧供給素子
 C_c : 直流阻止コンデンサ
 R_0 : 負荷抵抗

第1図 可変容量形変調回路



第2図 シリコンダイオードの接合容量—電圧特性



$$C_m = C_{m1} + C_{m2}$$

$$R_m = \frac{R_1 R_2}{R_1 + R_2}$$

E_i : 直流信号電圧
 R_i : 入力そう入抵抗
 C_m : 可変容量
 R_m : 励振用抵抗
 C_c : 直流阻止コンデンサ
 R_0 : 負荷抵抗

第3図 可変容量形変調器等価回路

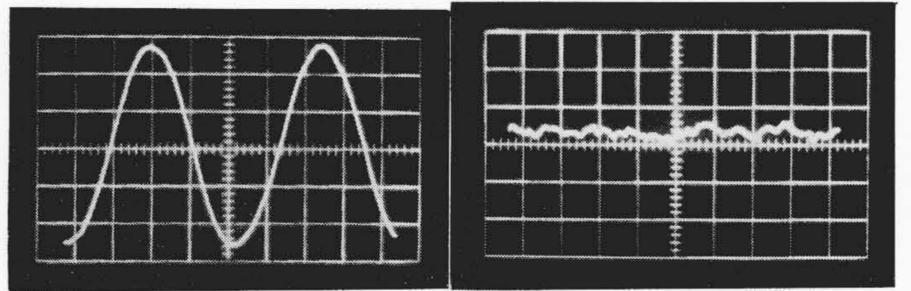
周波信号の増幅方式として、増幅素子自身のドリフト、あるいは、超低周波雑音の影響がない、すぐれた可変容量変調形増幅方式を採用して、医用低雑音増幅器を完成した。

3. 可変容量形変調器

第1図は可変容量形変調の回路構成の例であるが、以下動作原理を簡単に説明する。

同図中変調用の高周波電源のa端子が正の極性の半周期においては2個のシリコンダイオード(D_1, D_2)には、すべて逆方向に電圧が加わる。また、逆に高周波電のb端子が正の極性の半周期においてはダイオード(D_3, D_4)にすべて逆方向の電圧が加わり、 D_1, D_2 には印加されない。したがって、 D_1, D_2 は第2図に示すような容量—電圧特性を有し、c-d間の容量が高周波電源の極性転換に従って、増減する。その等価回路は第3図で与えられる。

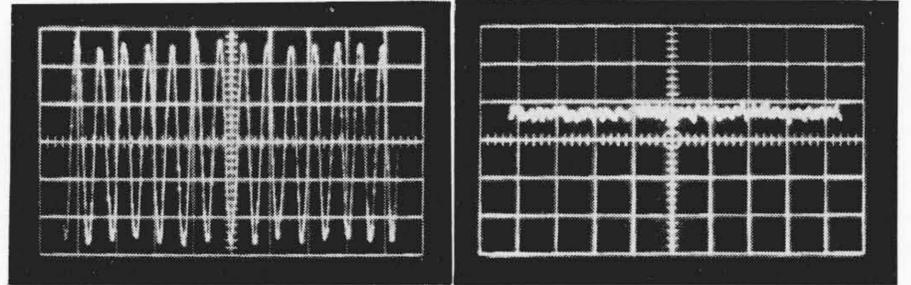
同図より、理解できるように、入力に直流電圧 E_i が印加されて



Cal ($10 \mu V_{p-p}, 20 \text{ c/s}$)

0.1~100 (c/s)

10 ms/div

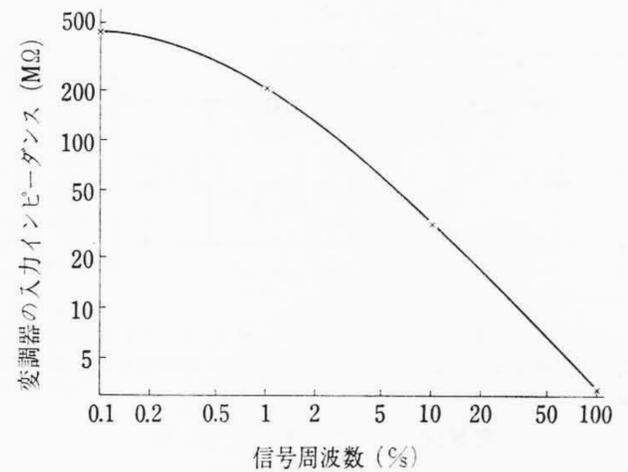


Cal ($10 \mu V_{p-p}, 20 \text{ c/s}$)

0.1~100 (c/s)

100 ms/div

第4図 各周波数帯域における雑音特性



第5図 信号周波数と入力インピーダンスの関係

も、これによる電流は C_c および C_m で阻止されて回路には流れない。しかし、c-d間には、高周波電源によって C_m が変化して E_i に比例したかなり大きな高周波信号に変換された信号電流が流れる。このときの電力利得は、負荷抵抗 R_0 の出力を最大となる値に調整すると(1)式で表わされる。

$$\eta_w = \frac{W}{E_i} \doteq A \cdot \frac{K^2}{i - \frac{K^2}{2}} \cdot \omega \cdot C_m \dots \dots \dots (1)$$

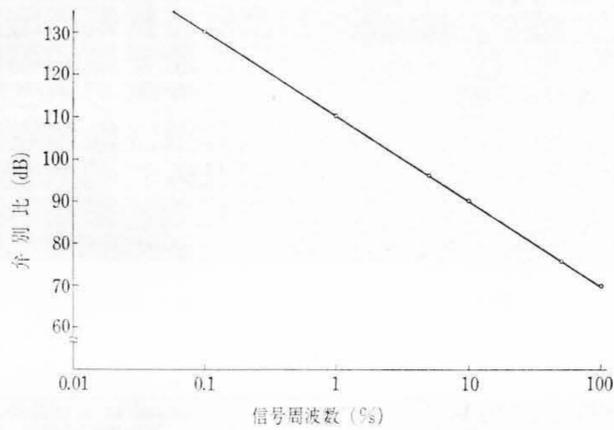
ここで、 W : 変調器の出力 (W)

K : 励振率

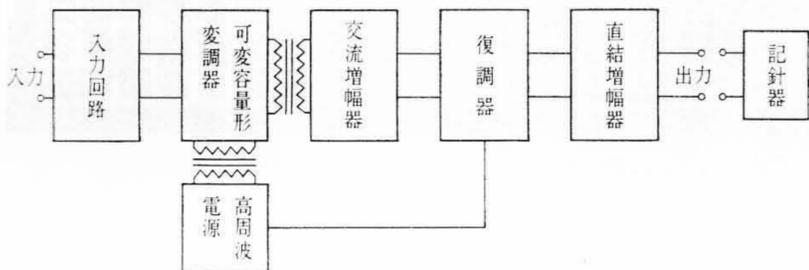
同式からわかるように、励振周波数が低い場合は可変容量の大きなものを使用しなければ十分な出力が得られないことがわかる。

なお、ブリッジに組み込まれたダイオードの特性に差がある場合には、これに基づく不平衡電圧がブリッジの両端に現われ、信号成分と同じように、出力に現われるので、変調器に使用されるダイオードには、温度特性を含めた、すべての特性が十分そろっているものを選定して用いなければならない。おもな性能を第4,5図に示す。入力換算内部雑音としては $1.5 \mu V_{P-P}$ 以下 (周波数帯 70 c/s) が得られており、入力インピーダンスも超低周波域の 3 c/s 以下では数百 $M\Omega$ と非常に高い入力インピーダンスを示している。

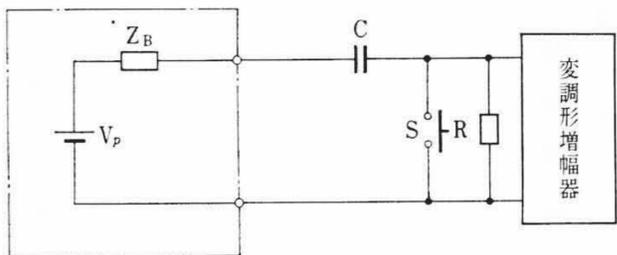
また弁別比については、その詳細をすでに報告⁽²⁾したので、本報では、その概念を与えるための簡単な報告に止めておく。第1図の回路構成が実現できるとすれば、その弁別比は理想的な ∞ という値



第6図 信号周波数と弁別比の関係



第7図 可変容量変調形増幅器の回路構成



V_p : 分極電圧
 Z_B : 人体等価インピーダンス
 C : 分極阻止コンデンサ
 S : インストスイッチ
 R : 増幅器入力インピーダンス

第8図 インスト回路

となる。しかし、実際には回路配線、変圧器などによる浮遊容量が変調器回路と接地間にはいるため、第6図に示すように信号周波数が高くなると弁別比が若干低下する。試験の結果では100 c/sで約70 dBが得られ、特に1 c/s以下の超低周波信号に対しては、弁別比 ∞ と見なせる。

以上述べたように可変容量形変調器は、生体電気のような超低周波信号に対して理想的な増幅器となっている。すなわち、本器には次のような大きな特長がある。

- (1) 変調素子自身が容量性であるため、理想的な無雑音増幅器となり、しかも、変調素子自身が電力増幅能を有しているため、入力換算内部雑音 $1.5 \mu V_{p-p}$ (周波数帯域70 c/s)と非常にすぐれた低雑音増幅器となっている。
- (2) 変調器の入力インピーダンスが容量性で構成されているため、超低周波信号に対して、入力インピーダンス数百M Ω の理想的な高入力インピーダンス増幅器となっている。
- (3) 超低周波信号に対して弁別比 ∞ と見なせる理想的な差動増幅器である。
- (4) 変調形直流増幅方式の利点である低ドリフト形の増幅器である。

4. 本増幅器の回路構成

変調された信号は、第7図のブロック図に示すように、まず、交流増幅器で増幅し、ついで復調器で直流に変換したのち、直結形増幅器で増幅するため、低ドリフト形の増幅器になっている。これは第8図に示すように、人体が発生している直流分極電圧が増幅器に

第1表 医用低雑音増幅器仕様

項 目	脳波計	胎児心電計
雑音	$3 \mu V_{p-p}$ 以下	$2 \mu V_{p-p}$ 以下
入力インピーダンス	5 M Ω 以上	5 M Ω 以上
入力漏えい電流	$1 \times 10^{-8} A$ 以下	$1 \times 10^{-11} A$ 以下
弁別比	60 dB以上	60 dB以上
低域遮断フィルタ時定数	0.1, 0.3秒	2, 0.7, 0.2, 0.07, 0.02, 0.007, 0.002秒
高域遮断フィルタ周波数	15 c/s, 25 c/s	30 c/s, 100 c/s, 300 c/s, 1 kc/s
利得	—	1,000倍

入力しないように入力回路に直列にコンデンサCをそう入して、インストスイッチを閉じて分極電圧をCに充電させることが可能となったために、従来品では、初段増幅器の分極電圧100~200 mV (心電計の測定においては数Vになることがある)で飽和現象を生じたが、本器では、数Vまで異状なく動作する。

5. 胎児心電計への応用

以上述べたように、可変容量形増幅器の特長を有効に利用する用途としては、高入力インピーダンス、低雑音の特性を応用するものとして、胎児心電計、脳波計、心電計などの超低周波域において、きわめて微小な信号の増幅を必要とするものに使用される。

以下、胎児心電計(脳波計)についてその概要を報告する。

胎児心電計は胎児心電図を早期にとることによって、(1) 妊娠の確認、(2) 正常妊娠、異常妊娠の鑑別、(3) 双生児の判別、(4) 胎児死亡の診断、および、(5) 胎児の胎位など臨床上きわめて有効である。

おもな仕様としては $10 \mu V_{p-p}$ の入力波形を正確に増幅するため入力換算内部雑音は $2 \sim 3 \mu V_{p-p}$ 以下(周波数帯70 c/s)で入力インピーダンス1 M Ω 以上、弁別比-60 dB以下、数時間連続して使用しても特性が変化しないことが要求される。波形は心電計と同じように熱ペン、またはインクペンで直記されるほか、常時ブラウン管オシロによりモニタされていることが多い。

第1表に本器仕様、および真空管式医用増幅器との比較のため、その代表的なものとして脳波計用増幅器の仕様をあわせて示した。

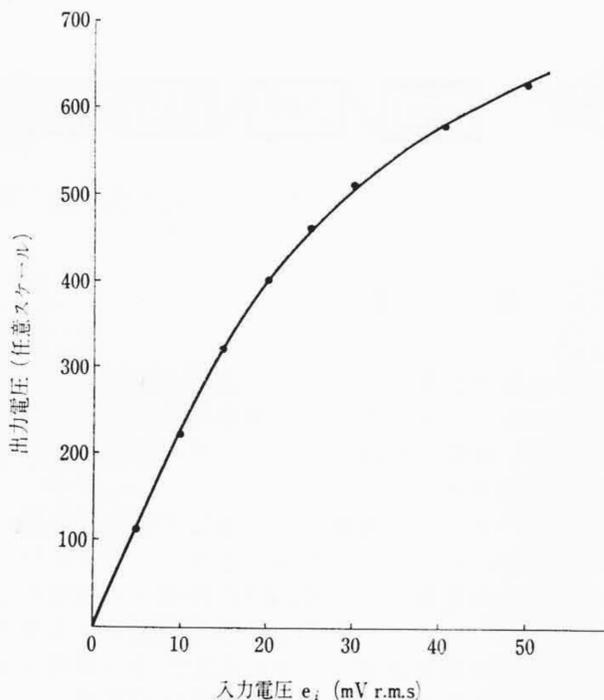
同表からわかるように、本器は細胞内電位の測定のような特殊な例をのぞくと、脳波計などにそのまま使用できる。これは、逆に医用直流増幅器として脳波計などが現段階における技術的な上限を意味するものと考えられることができる。したがって、さらに高感度、高安定な増幅器が完成されれば、今までになかった応用分野が今後開拓されていくものと思われる。

なお、第1表における利得、フィルタなどは次のような考慮のもとに決定されたものである。

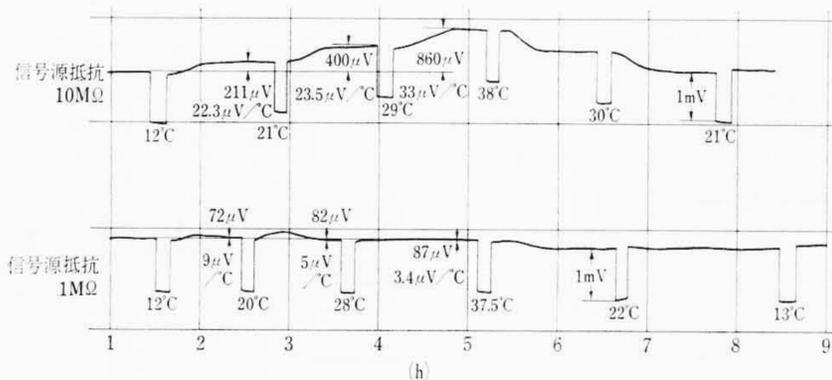
- (1) 利得については、腹壁上から誘導した場合には胎児心電図の大きさが $10 \sim 50 \mu V_{p-p}$ 程度であること、および記録計として1 cm/mVの感度の一般用心電計を使用することを考えれば、利得は100倍が必要である。しかし、胎児心電図のモニタ用としてブラウン管オシロが使用されることが多く、1 cm/10 mVの感度のオシロでも波形の観測ができるように利得を1,000倍とした。
- (2) 低域フィルタの時定数は胎児の心搏数が成人の約2倍あるため0.7秒を選んだ。しかし、胎児心電圧の大きさが低いこと、妊娠時の体の動きが大きいことなどから記録基線の動揺が大きいため、診断に支障のない範囲で時定数をできるだけ短くして測定することが多い。したがって本器においても0.7~0.002秒までその間に5段階の時定数を設けた。また成人を対象とした増高心電図の測定も可能なように2秒の時定数も設けた。
- (3) 高域フィルタは胎児心電計としては100 c/s以上は不要であるが、筋電図その他の測定もできるように1 kcのフィルタを設けた。半導体化にともない増幅器が小形でポータブルになったた

第2表 試験結果

No.	項目	性能
1	重量	1.2 kg
2	外形寸法	250×172×46 (mm)
3	入力インピーダンス	5 MΩ 以上
4	入力換算内部雑音	1.5 μVp-p (0.1~70 c/s)
5	弁別比	65 dB 以上
6	電源投入後の安定時間	2 秒
7	周波数特性	低域遮断フィルタ 2, 0.7, 0.2, 0.07, 0.02, 0.007, 0.002 秒
		高域遮断フィルタ 30, 100, 300, 1,000 (c/s)
8	直線性	入力換算値 12 mV (r. m. s)
9	利得	10, 20, 50, 100, 1,000 倍
10	感度変化	温度 ±4% (10~45°C)
		電源変動 ±1.6% (定格の ±10%)
11	ドリフト	入力換算 30 μV/°C 以下



第9図 増幅部の入出力特性

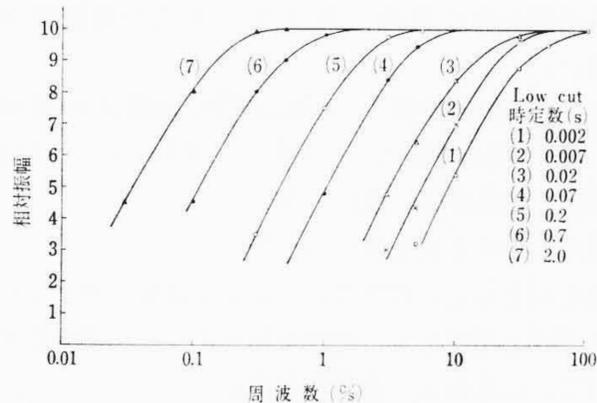


第10図 温度ドリフト実測例

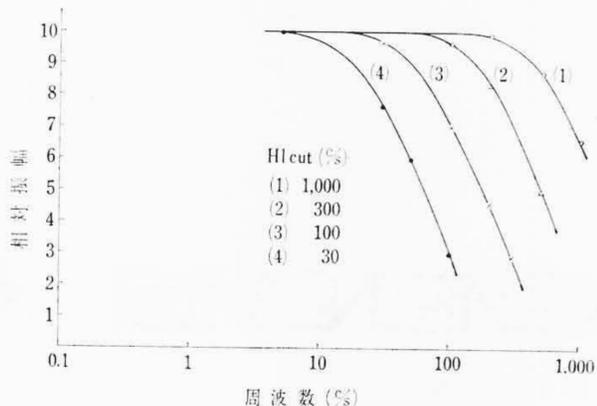
め、電源としてA・C電源が使用できるほか、器内に充電可能な電池を内蔵し、電池により駆動することもできるようにした。直流電源容量は18V、30mAとし、単体で300mAHの電池容量を9個直列に接続したので約7時間連続使用できる。また、電池の充電回数は100回以上可能とした。

胎児心電圧の大きさが10~50 μVp-pで小さいため実際の測定においては商用周波のハムの混入が問題となることがあり、このような場合には、電池駆動がきわめて有用であるが、使用ひん度の点から、やはりA・C電源による使用がはるかに多いと考えられるので上記の電池寿命があれば、実用上十分だと考えられる。

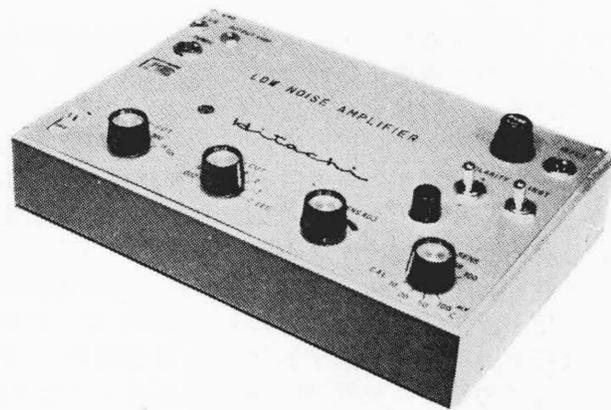
第2表は試験結果をまとめて示したものである。同表からわか



第11図(a) 周波数特性 (低域特性)



第11図(b) 周波数特性 (高域特性)



第12図 胎児心電計用低雑音増幅器

るように入力インピーダンス、電源変動に対する安定性、温度特性など諸特性がすぐれており、特に入力換算内部雑音は1.5 μVp-p (70 c/s 周波数帯) とすることができた。

これら結果の詳細を第9, 10図, および第11図(a)(b)に示す。以上の結果、入力インピーダンス5 MΩ, 入力換算内部雑音1.5 μVp-p (0.1~70 c/s 周波数帯), 入力換算ドリフト30 μV/°C, とすぐれており、また、長時間の使用に対しても、電源電圧の変動に対しても安定した動作と性能を示している。

第12図は胎児心電計用低雑音増幅器の外観写真である。

6. 結 言

増幅器を可変容量変調形増幅方式にし、医用低雑音増幅器の半導体化に成功した。

医用低雑音増幅器は下記のような数々のすぐれた特長を備えている。

(1) 入力インピーダンス5 MΩ, 入力換算内部雑音1.5 μVp-p (周波数帯70 c/s), 入力換算ドリフト30 μV/°C とすぐれた特性をもっている。

(2) 信頼度が高い。

半導体化により長寿命となり、衝撃その他の耐振性などにも非常にすぐれている。

(3) 電源投入後の使用可能になるまでの安定時間が非常に短い。

従来は心電計で数分要し、胎児心電計、脳波計で20~30分を要したが、本器は半導体化したために、いずれも約2~10秒でよく、急患などの診断に非常に便利となった。

(4) 患者に対する安全性が高くなっている。

半導体化にともない真空管式のような高電圧源がないこと、および入力端子と増幅器側が絶縁モールドされた変成器で結合されているので、従来品より安全性が高い。

(5) 周囲温度変化に対する安定性が非常によい。そのうえ消費電力が小さく、小形にもかかわらず連続使用にも十分耐える。

胎児心電計用として完成された低雑音増幅器は、医用増幅器とし

ては最高級に属する脳波計などに使用されている真空管式増幅器の特性をしのぐものであり、本器の低雑音性、低ドリフト性などのすぐれた特性は脳波計、筋電計などのほか、今までになかった新たな分野の開拓も可能になり、今後の応用分野の拡大が期待できる。

最後に本装置の完成にあたり使用者の立場から適切なご批評とご指導をいただいた東大医学部小林隆先生、榎田良精先生、福島医大塚原先生はじめ関係各位に深甚の謝意を表す。

参考文献

- (1) 青木ほか：通学全大会（昭39-11）
- (2) 竹内ほか：電四学会（昭39-4）
- (3) 阿部ほか：日立評論 45, 1841（昭38-11）



特許の紹介



特許第440086号

星野弘之・大島和夫
鈴木実

定圧力給油装置

この発明は、油入電力ケーブルに対し、絶縁油を常時一定の圧力に供給できる、新規な構想の給油装置に関するもので、その目的は、油の漏れいや、外気との接触による油の汚損がなく、しかも屋外にも設置可能な給油装置を、安価に提供しようとするものである。

この発明の要旨を、図面により説明すると、ケーブル1内の絶縁油2に連通するセル3と、セル3に加圧するための外油4および定圧力ガス5とを内蔵した油槽本体10と、高压ガス室7より定圧力ガス室6にガスを補給するための電気接点つき減圧弁8と、定圧力ガス室6のガス圧が設定値以上の圧力に上昇したとき、定圧力ガス室6のガスを高压ガス室7に返送するための、電動機91つきガス圧縮機9を有する定圧力給ガス装置20の組み合わせよりなり、定圧力給ガス装置20の定圧力ガス室6は、油槽本体10の定圧力ガス5に連通させたことを特長とする。

この装置の動作を説明すると、ガス5の圧力は、ケーブル1内の絶縁油2に加えようとする圧力に設定してあるから、外油4およびセル3を経て、絶縁油2の圧力は所定圧力に維持される。絶縁油2の圧力が、冬期の温度低下による収縮、あるいはその他の原因により設定値より低下した場合は、減圧弁8が開いてガス室6の圧力が設定圧力に達するまでガスが補給される。逆に絶縁油2が温度上昇その他の理由により膨張したときは、セル3は拡大し、これに伴い外油4、定圧力ガス5および室6を経て弁8内の電気接点を接触させ、電動機91を起動させる。これにより圧縮機9は、ガス室6内の余剰ガスを高压ガス室7側に返送する。

この発明による利点を列挙するとつぎのとおりである。

(1) 密閉した油槽本体内のガスおよび外油は、常に一定の圧力に維持されるので、ケーブルに接続されるセル内の油圧を一定値に保つことができる。

- (2) 定圧力給油装置であるから、重力油槽のように塔上設置の必要がなく、任意の圧油を簡単に設定できるとともに、起伏の多い地盤に布設されたケーブル線路に対しても、十分実用に供することができる。
- (3) 電動機つきガス圧縮機は、共通した密閉容器内に収納してあるので、ポンプの回転軸のグランドパッキング部分からの油漏れの危険性はなく、また、外気との接触によるガスの汚染もないからこの装置を屋外に設置しても使用できる。
- (4) 従来公知の重力油槽ならびに圧力油槽の問題点をまったく一掃し油入電力ケーブルの油圧保守が正確になり、ケーブルの電気的特性の長期安定維持に寄与できる。（斎藤）

