

全 ト ラ ン ジ ス タ 心 電 計

All Transistorized Electrocardiograph

阿 部 善 右 ヱ 門* 児 玉 真 塩***
Zen'emon Abe Mashio Kodama
竹 内 清** 広 川 正 博***
Kiyoshi Takeuchi Masahiro Hirokawa

内 容 梗 概

最近、心電計の高信頼化、安全性の向上および取り扱いやすさ（小形化軽量化など）の必要から、増幅回路の全トランジスタ化が強く要望されているが、入力インピーダンス、雑音および、インスト対策などの点で実現が困難視されていた。
われわれは、半導体変調器を使用して現行 JIS 規格を十分満足する全トランジスタ心電計を完成することができた。
これは製品化されたものとしては世界最初のものであり、前記諸利点を有するほか、急患の場合など即時（電源投入後 10 秒）使用できるなど多くのすぐれた特色をもっている。

1. 緒 言

近年医学領域における電子装置の応用はめざましいものがあるが、その中でも心電計は X 線装置につぐ普及度を示しており、循環器系の診断には不可欠のものになっている。これは文明国における心臓病の死亡率が病名別死亡率中のほぼ 3 位以内の高位にあることから、医学界および一般の関心が増大したことと、それにもなつて、ここ十数年間に心電図学の理論および測定技術が著しい進歩をとげ、臨床上欠くべからざる地位を確保した結果である。
心電図は、心臓の収縮によって心筋が興奮するとき起こる発電現象を、電位差の変化として四肢および胸壁上に取り付けた電極を介して検出し、その電圧波形を描記したものである。これによって心室肥大、狭心症、心筋梗塞、不整脈および心臓ぜんそくなどの心臓疾患の診断が行なわれる。ゆえに、最近では成人病対策、健康管理などの面でも心電図検査は必須のものとなっているのは周知のことである。
このような重要性をもつ心電計は 1903 年 Einthoven の弦線電流計の利用に端を発し、数十年の長い改良を経て現在に至っているが、最近の臨床用心電計はほとんど熱ペン直記式心電計で占められているのは世界共通のことである。わが国でも 1959 年に真空管式心電計を対象として JIS 規格が制定され、性能的にも外国製品に劣らない優秀なものが得られている。

しかし、最近半導体工業の急激な進歩に伴って、トランジスタを用いた心電計の高信頼化、取り扱いの簡易化（小形化、軽量化）および安全性の向上などの改良が望まれている。心電計に要求される高入力インピーダンスと低雑音性をトランジスタ増幅器に兼備させることが技術的にきわめて困難なために、心電計増幅器は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。したがって現用トランジスタ心電計といわれるものは初段に真空管を用いたトランジスタとの混合形（半トランジスタ）回路であり、全トランジスタ心電計に比較すれば次の欠点をもっている。

- (1) 信頼度が劣る。
- (2) 電源投入後動作状態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数分、全トランジスタ式は 10 秒）。
- (3) 直流電源電圧として 100V 以上を要するために、安全対策

* 日立製作所中央研究所 工博
** 日立製作所中央研究所
*** 日立製作所亀戸工場

に十分の注意を要する。

- (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トランジスタ心電計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が、目下のところ実用形の全トランジスタ心電計は英米独においてもまだ完成されていないようである。

筆者らはこの宿題に対して、半導体変調器を用いた全トランジスタ心電計の基礎的な研究を終わり、ついで製品化の諸問題を解決した。これによって前記特長を兼備する全トランジスタ心電計を完成することができた。

本報はこの全トランジスタ心電計の全貌を、前記トランジスタ回路を中心として、さらに心電計の高信頼化と取り扱いやすさの向上を図るための各種工夫を含めて、使用者の方々に報告するものである。

2. 全トランジスタ心電計の問題点

心電計は生体を対象とし、その異状の有無を診断する装置であるから、測定誤差を許容値に押えるために、利得、周波数特性、入力インピーダンス、雑音などにきびしい条件が要求されており、このために増幅器初段をトランジスタ化することがきわめて困難になっている。

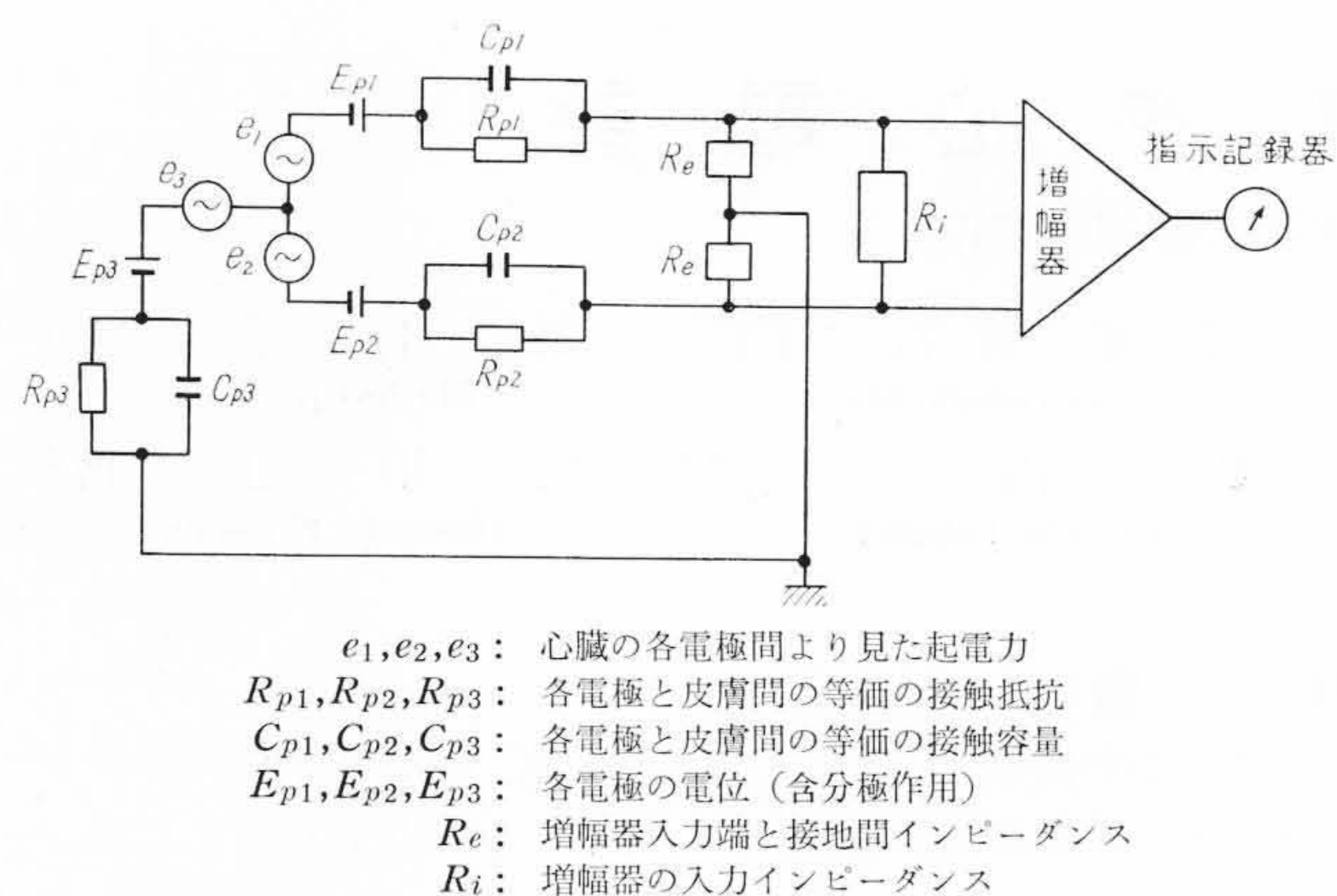
第 1 表に心電計に要求されるこれらの仕様をまとめて表示したが、以下おもな項目について簡単に説明する。

- (1) 感 度

四肢および胸壁上から測定した心電図の最大値はせいぜい 1~2 mV 程度であり、診断上重要な S 波、T 波などはこの数分の 1 にすぎない。したがって、心電計は 1 mV の入力で記録ペンが 10 mm 振れるのを標準感度とし、増幅回路の雑音は 0.1 mm 以下、入力電圧に換算して 10 μ Vp-p 以下でなければならない、とされている。しかし、その周波数範囲は (0.1~100) c/s の超低周

第 1 表 心電計に要求されるおもな仕様 (JIS)

項 目	要 求 さ れ る 仕 様
感 度	入力 1 mV に対して記録計の振れは 10 mm
入力インピーダンス	入力端子から見た入力インピーダンスの値は 1 M Ω 以上
内 部 雑 音	入力に換算して 10 μ Vp-p 以下
周 波 数 特 性	30 c/s まではほぼ平坦 60 c/s で 60% 以上、100 c/s で 30% 以上
安 定 性	ドリフトは 20 秒間にて $\pm 100 \mu$ V 以下
弁 別 比	-40 dB 以下



第1図 電極装着時の人体および心電計結合部の等価回路

波にわたるために、後述のように入力インピーダンスを高めたからこのような低雑音とすることは、全トランジスタ化の場合困難な問題である。

(2) 入力側等価回路と測定誤差

第1図に心電図測定電極を装着したときの人体および増幅器結合部の等価回路を示した。図で C_p , R_p は皮膚および心電図測定用の金属電極と人体皮膚との接触部分に生ずる等価容量および等価抵抗であり、金属と皮膚表面の水分 (食塩水) との分極作用により形成される起電力 E_p もあわせて示してある。

第1図の R_i がいわゆる増幅器の入力インピーダンスで入力端子と接地間のインピーダンスが R_e であるが、これらが電極間インピーダンスに比して十分大きくないと各種の誤差を生ずる。一つは弁別比に関係するものであり、他の一つは波形のひずみに関するものである。

(3) 入力インピーダンス

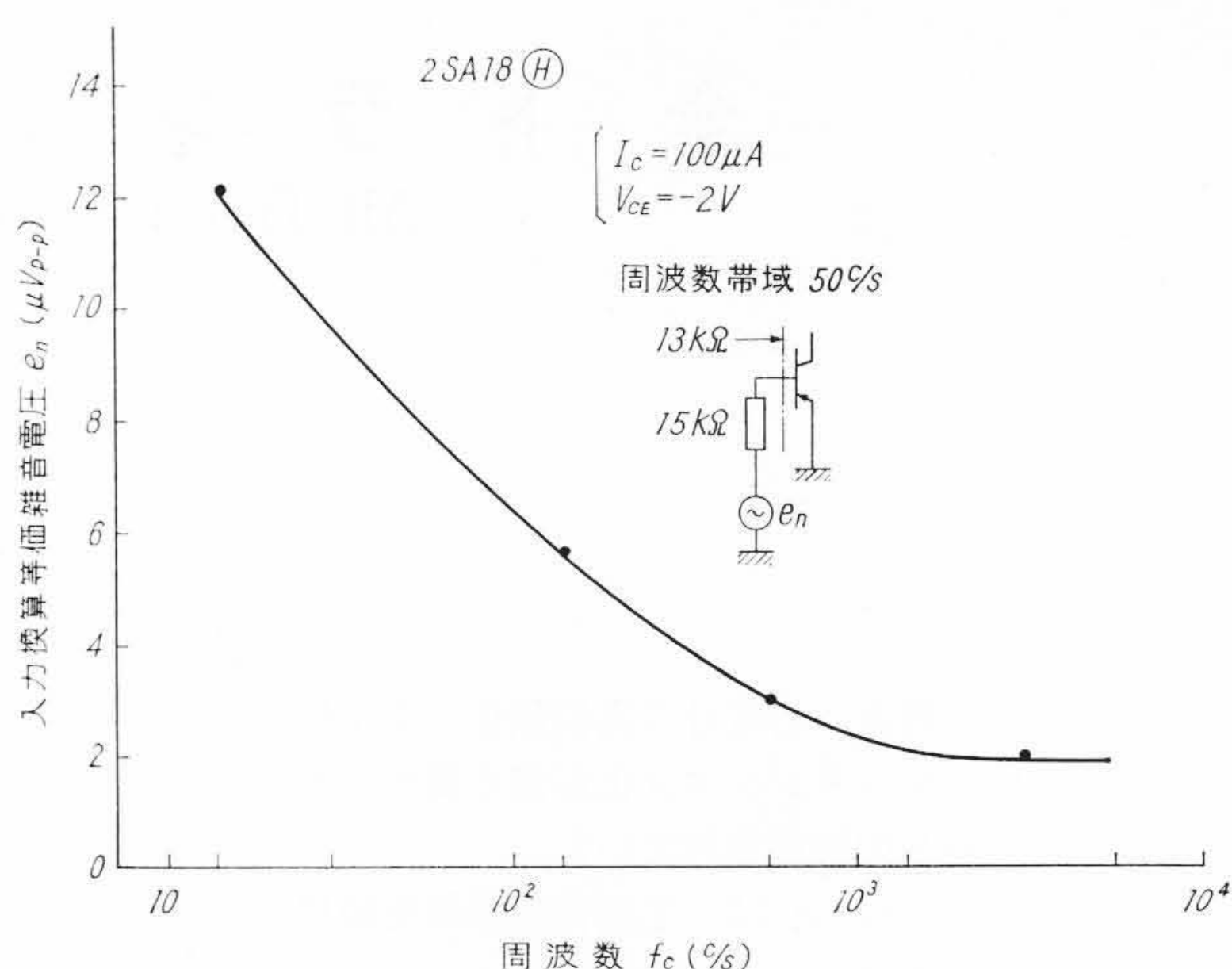
第1図から明らかなように e_1 などの被測定電圧は、 R_{p1} , R_i , R_e などの影響をうけて実際よりも小さな値となって増幅器に入力する。このような減衰による誤差は、被検者によっても、時と場所によっても許容値以上になってはならない。実際に R_{p1} , C_{p1} などは被検者によって大幅な変化をするので、この変化を見込んで許容誤差 (たとえば1%) 以内とするため、分極作用を考慮した場合の低周波特性に対する要求⁽¹⁾、および次項の弁別比の要求とから、 R_i と R_e を含めた等価入力インピーダンスは $1\text{M}\Omega$ 以上と規定されている。筆者らの増幅器の場合は R_e の直流抵抗はほとんど無限大であり、 100c/s 以下でも十分大きいので、 R_i を等価入力インピーダンスと考えてよい。

(4) 弁別比の問題

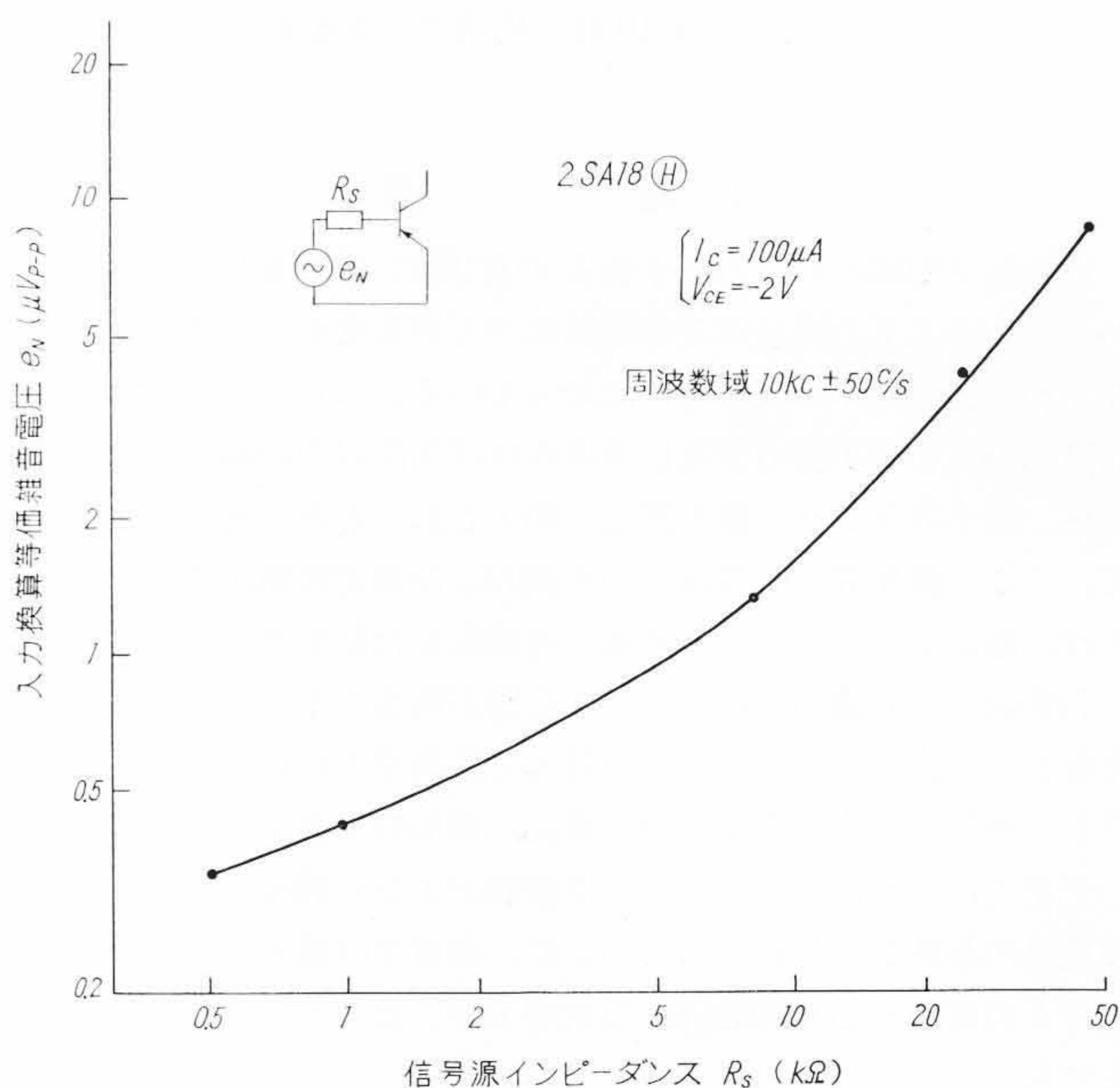
第1図の e_1 , e_2 , e_3 などの中には増幅器に対して同相の不用成分と逆相の有用信号成分とが混在する。前者を十分抑圧し後者だけを増幅するために、増幅器の弁別比は -40dB 以下とされている。このためには入力インピーダンスが高く、かつ、各入力端子と接地間増幅度が十分等しい必要がある。詳細は拙稿文献(2)を参照されたい。

(5) 安定性について

心電計は電子回路の不なれの取扱者が手軽に使用できるよう回路の安定性が強く要求されている。この場合、特に問題になるのは安全性と取り扱いの容易さおよび安定性の三者である。前二者については後述するとして後者については下記の規定がある。すなわち、記録基線の安定度を測定時間中は信号電圧 1mV の $1/10$ 以下に保つように、基線のずれが $100\mu\text{V}/20\text{秒}$ 以下になるように要求されている。このことは真空管などが電源をそう入してから安定動作するまでの時間 (数分) とか、電極間には第1図のよう



第2図 トランジスタ雑音電圧の周波数特性



第3図 トランジスタ雑音電圧の信号源インピーダンス特性

な E_{p1} などの電池作用による比較的不安定な電圧があり、その安定度へのめやすとなるものである。

さて、トランジスタ心電計の大きな問題点は、前記諸項のうちで雑音を $10\mu\text{Vp-p}$ 以下に押えながら、入力インピーダンスを $1\text{M}\Omega$ 以上とすることと、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である。後者の技術上の問題は別途学会誌上に報告したい。前二者に対する概念をつかむために、高信頼トランジスタとしてよく使用されている $2\text{SA}18$ について調べたものが第2図および第3図である。第2図は雑音と周波数の、第3図はその場合に与えられた信号源インピーダンス (第2図の増幅器より人体を見たインピーダンス) と実際の雑音電圧を示すものである。これが数十 $\text{k}\Omega$ 以下の場合には雑音はほぼ満足するが、第2図の入力インピーダンスは要求の $1\text{M}\Omega$ にはほど遠い十数 $\text{k}\Omega$ であるのは止むを得ない。なお、最近はシリコントランジスタによってこの特性は大分改善されたが、まだ不十分である。また、さらに電界効果形トランジスタの実用化によって、心電計の全トランジスタ化は技術的には可能になったが、信頼性、経済性を含めた電界効果形による全トランジスタ心電計は1~2年先のことであろう。

3. 全トランジスタ心電計の回路構成

前章で述べたとおり、従来の心電計回路の真空管を単にトランジ

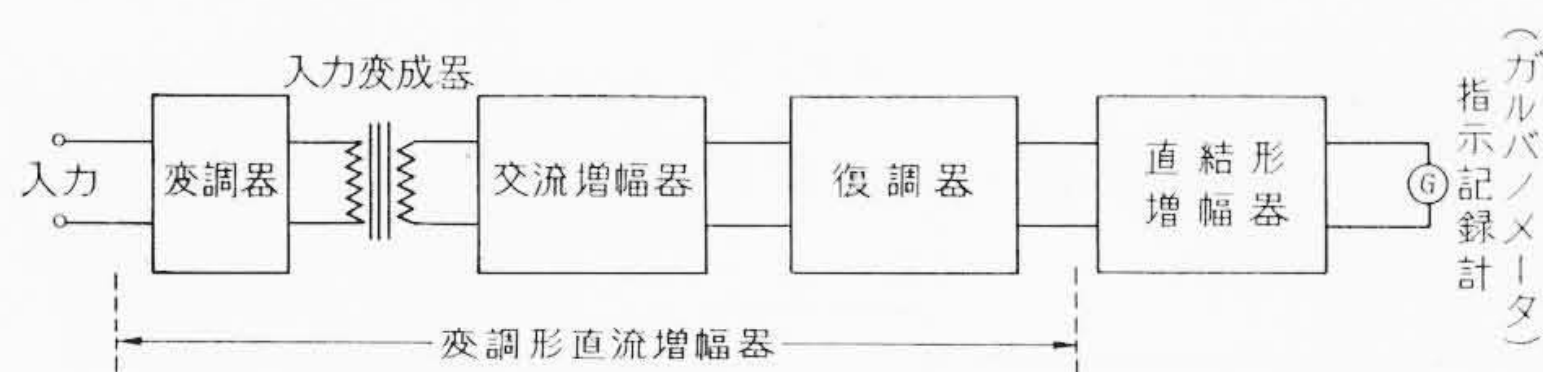
スタに置きかえるだけで、心電計に必要な仕様を満足させることはきわめて困難である。これを解決する方法として、われわれは変調形増幅器を採用したが、その理由は下記諸点である。

- (1) 昭和36年ないし38年の時点で、全トランジスタ化をねらうとすれば、普通のトランジスタは不可であり、変調形増幅器が有望であること。
- (2) 半導体変調器の実用上の難点を解決できる見通しを得たこと。
- (3) 半導体変調器の特長は従来の超低周波差動増幅器のもっていない入力変成器利用による高い安全性と差動増幅性を持ち、このほか低いドリフトや小形化など、医用電子装置にきわめて望ましい利点をもつこと。その他。

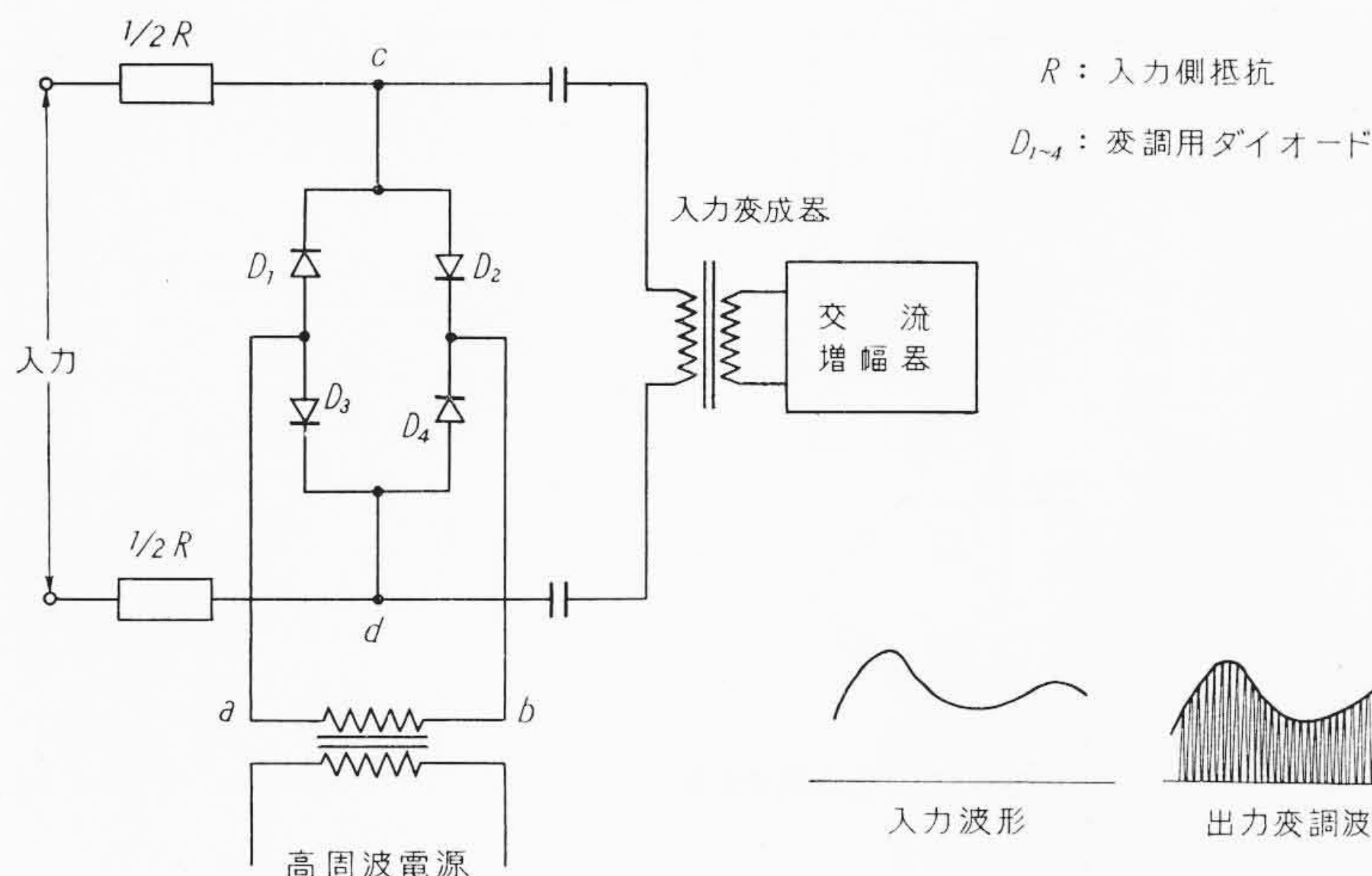
以上のような考慮のもとに構成した心電計用の全トランジスタ増幅器のブロック図を第4図に示した。その各部構成は、半導体による前記変調器と、その出力をインピーダンス整合し、そのうえ入力側を差動接続する入力変成器、その出力を増幅する交流増幅器およびその交流出力を原信号周波数にもどす復調器（同期整流回路）よりなる変調形直流増幅器、この超低周波信号出力を増幅する直結形増幅器およびその出力によって駆動される指示記録計の三部分からなっている。これら各部分については次項で説明する。

3.1 半導体変調回路

第5図に半導体変調回路のうちダイオード変調回路構成の例を示したが、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4個のダイオード($D_1 \sim D_4$)にはすべて順方向に電圧が加わり、c-d間の見かけ上の抵抗はほぼ零でc-d間は短絡となる。また、逆に高周波電源のb端子が正の極性の半周期においては4個のダイオードにはすべて逆方向の電圧が加わり、c-d間の抵抗は十分大きくほぼ開路状態となる。このようにc-d間の抵抗が変調用の高周波電源の極性に応じて、短絡と開路を繰り返し、短絡の場合には入力側抵抗 R によって入力(信号)電圧が阻止され、開路の場合はそのまま出力することとなる。ゆえに第5図中入力および出力変調波形に示すように高周波で振幅変調されるのである。



第4図 心電計用全トランジスタ増幅器ブロック図



第5図 変調回路の一例

なお、ブリッジに組まれた4個の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、交流増幅器に加わるので、変調器に使用する4個のダイオードには、温度特性を含めたすべての特性が十分にそろっているものを選定して用いなければならない。

つぎに第5図の回路構成における入力インピーダンス、弁別比について検討すべきであるが、これらの問題は新しい二、三の技術的問題を含んでいるので、その詳細は後日学会誌上に報告したい。本稿ではその概念を与えるための簡単な報告に止めておく。すなわち第5図のような開閉作用を含む入力インピーダンスの定義は幾つかあり必ずしも同一の結果を与えないが、ここでは説明の便宜上、簡単に真空管電圧計などの入力インピーダンスと同様直列抵抗のそう入による感度低下を基準にすれば次のようになる。変調回路の開閉作用中の開と閉の時間が等しいとすると、もし入力変圧器の入力側インピーダンスが大きければ、心電計の入力インピーダンスはほぼ $2R$ となる。ゆえに、 $R=500\text{ k}\Omega$ で $R_i=1\text{ M}\Omega$ となるわけである。実際には、前記の入力変圧器の入力側インピーダンスが十分大きいという仮定は許せないので $R_i \geq 1\text{ M}\Omega$ 以上とするには $R > 500\text{ k}\Omega$ を要する。

つぎに弁別比については、第5図構成が実現できるとすれば理想的な0という値となる。実際には入力回路がうくために変圧器などの静電容量が変調器回路と接地間にはいり、第1図の R_e に相当するインピーダンスを形成する。それゆえ、 0.1 c/s のような直流に近い周波数では弁別比は0(たとえば -100 dB 以下)と見なせるが、高い周波数では劣化する。筆者らの場合最悪の 100 c/s においてもJIS要求の -40 dB を十分確保した -50 dB 以下を得ており、方形波入力に対しても -60 dB 以下を確保するなどの設計上の注意を払っている。しかし、普通の差動形増幅器では、 0.1 c/s における弁別比として -80 dB を確保することは困難であり、このような特殊な用途に応じうる利点をもこの増幅器はもっているのである。

3.2 増幅回路

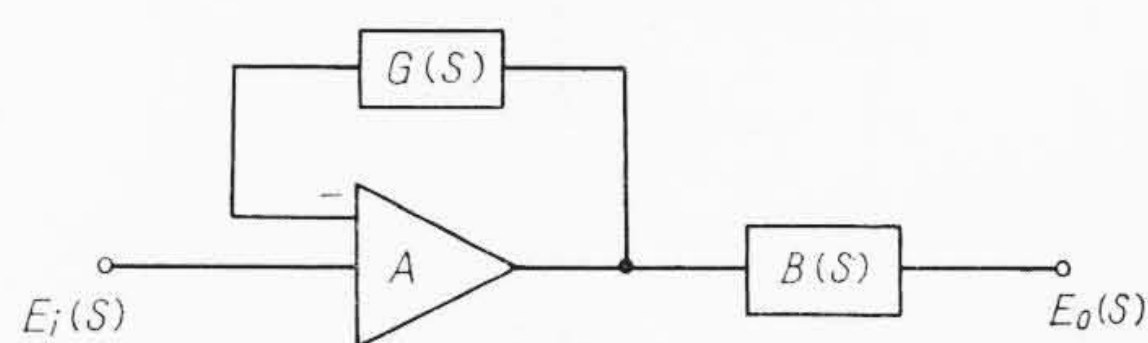
変調された信号は第4図に示すように、まず交流増幅器で増幅し、ついで復調回路で直流に変換したのち、直結形増幅器でガルバノメータを駆動するに足る電力にまで増幅して、入力側よりの総合電圧利得は約 90 dB 、最大出力は約 6 W になっている。

心電計としての周波数特性は、記録部に使用するガルバノメータの周波数特性でほとんど定まるが、形状、大きさ、駆動電力などの制約から一般に共振周波数が 30 c/s 程度のガルバノメータが使用されている。しかるに、共振周波数より高いほうでは周波数の二乗に反比例して感度が低下するので周波数特性を向上させるためには、

増幅回路の特性を数十 c/s 以上の高域で感度が上昇するように補償し、ガルバノメータと組み合わせた総合周波数特性の改善を図らなければならない。

第6図に周波数特性改善のための補償回路を示した。この周波数特性および方形波入力のような急変する入力信号に対する過渡応答特性は、心電計にとってきわめて重要であるから以下やや詳細に記述する。

補償回路は $CR=\tau$ の時定数をもった低減遅波回路で構成されるものとし、 K をある定数とすれば、この



第6図 周波数補償回路

補償回路の伝達関数 $G(S)$ は次式で与えられる。

$$G(S) = \frac{K}{(1+\tau S)}, \quad S = \frac{d}{dt} \dots\dots\dots (1)$$

またガルバノメータの伝達関数 $B(S)$ は

$$B(S) = \frac{1}{\left(\frac{S}{\omega_0}\right)^2 + 2 \cdot a \left(\frac{S}{\omega_0}\right) + 1} \dots\dots\dots (2)$$

ここで ω_0 は、ガルバノメータの共振角速度であり、 a は制動係数である。ゆえに、ガルバノメータの出力電圧 $E_0(S)$ は(3)式のようなになる。

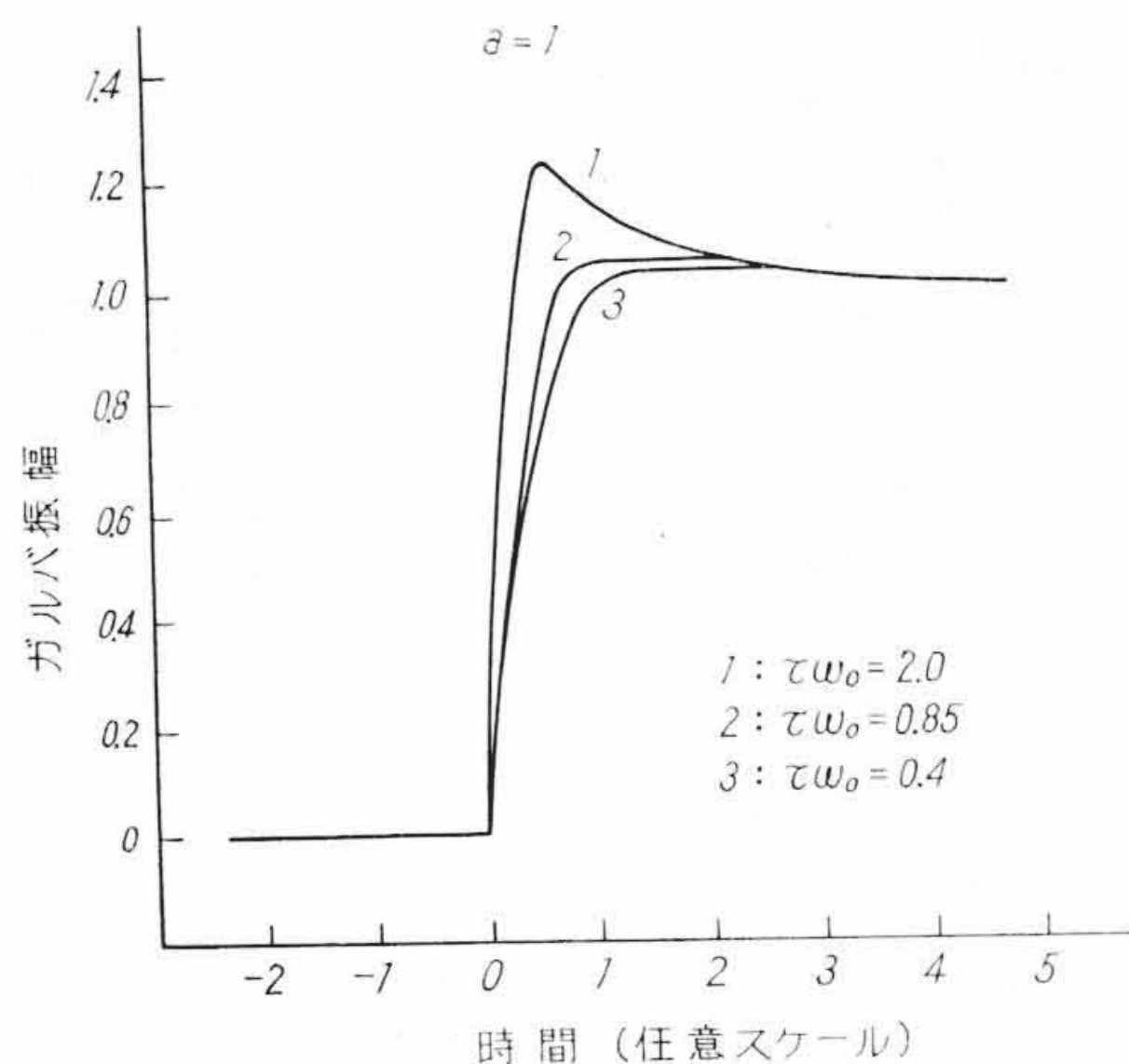
$$E_0(S) = \frac{A}{1+A \cdot G(S)} \cdot B(S) \cdot E_i(S) \dots\dots\dots (3)$$

これに(1)、(2)式を代入すると、

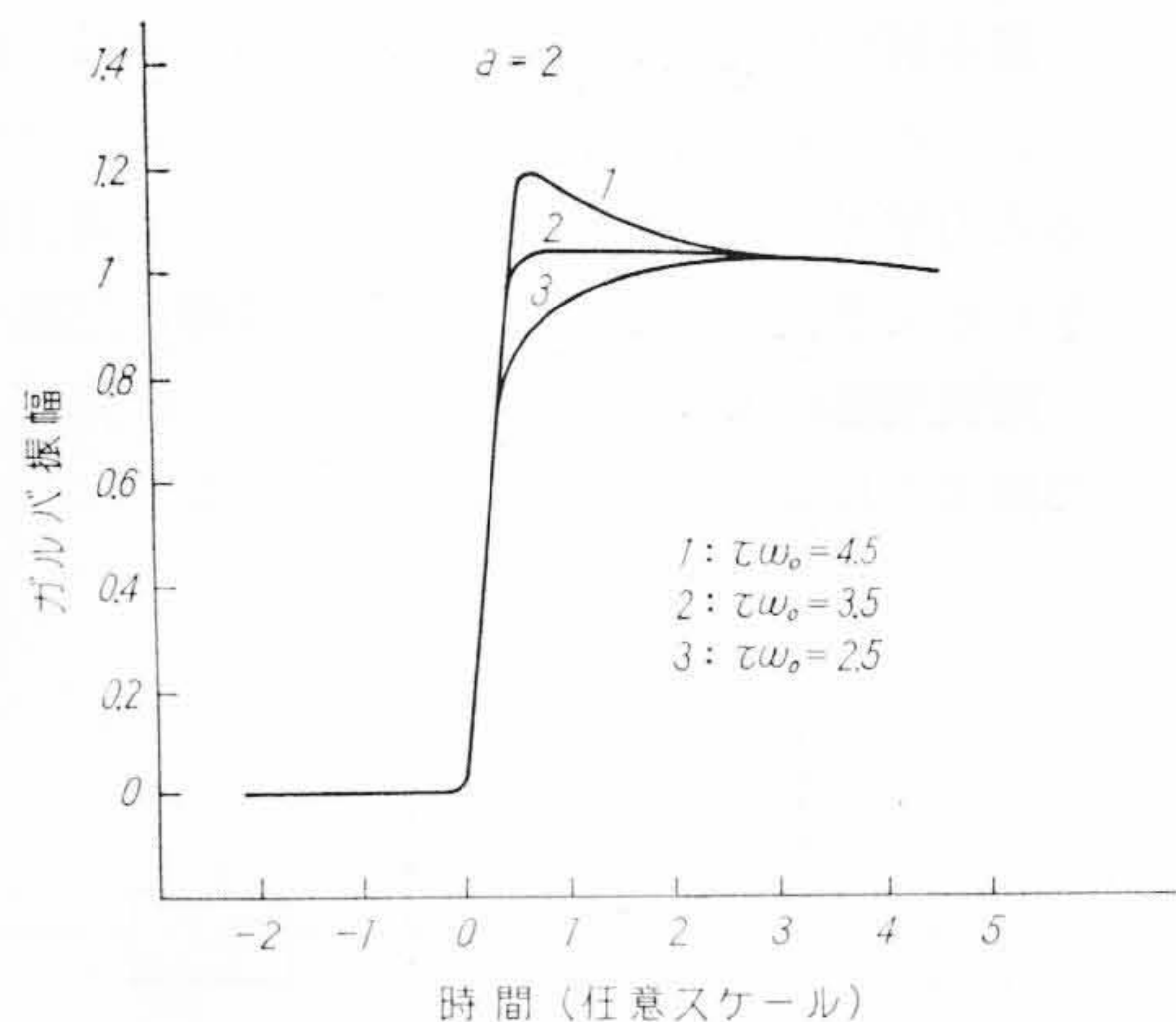
$$E_0(S) = A \frac{\left(\frac{S}{\omega_0}\right) + \frac{1}{\omega_0 \tau}}{\left(\frac{S}{\omega_0}\right) + \frac{1}{\omega_0 \tau} (1+A \cdot K)} \cdot \frac{1}{\left(\frac{S}{\omega_0}\right)^2 + 2a \left(\frac{S}{\omega_0}\right) + 1} E_i(S) \dots\dots\dots (4)$$

補償回路の時定数 τ およびガルバノメータの制動係数 a をパラメータにして、入力に単位関数の電圧を入れた場合の出力波形について、(4)式を計算した結果は第7～9図に示すとおりである。

心電計は使用上の要求からガルバノメータを臨界制動状態に保つ必要があり、周波数補償の大きさは制動状態から制限されるのが普通である。ゆえに、上記計算結果からは、ガルバノメータ単体の制動係数の大きいものほど、補償回路の時定数を大きくできることがわかる。



第7図 過渡特性計算値(その1)



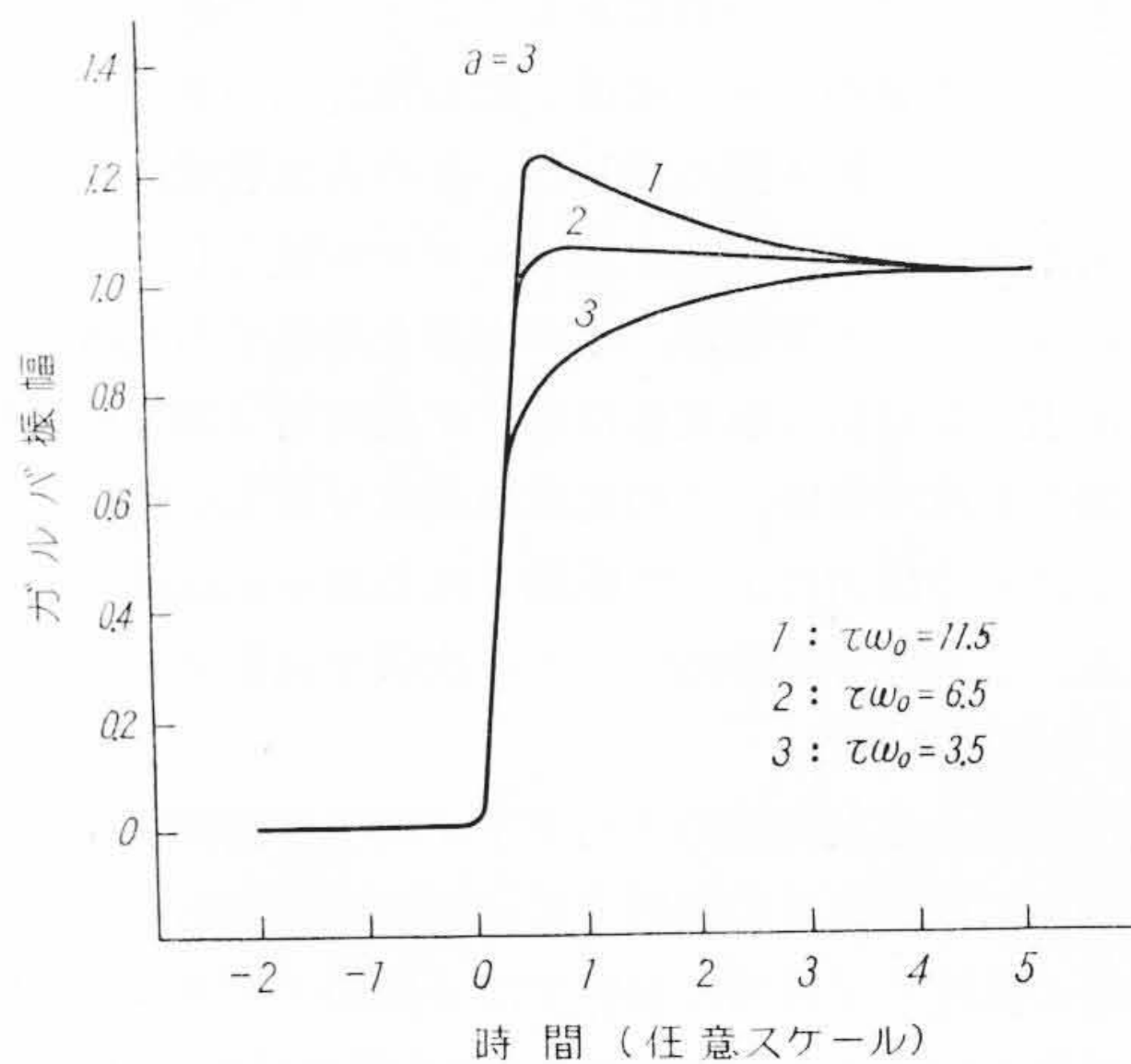
第8図 過渡特性計算値(その2)

第10図は同じく(4)式から臨界制動時における周波数特性を計算した結果を示したもので、制動係数を大きくとったものは、周波数特性がいちじるしく改善されていることがわかる。

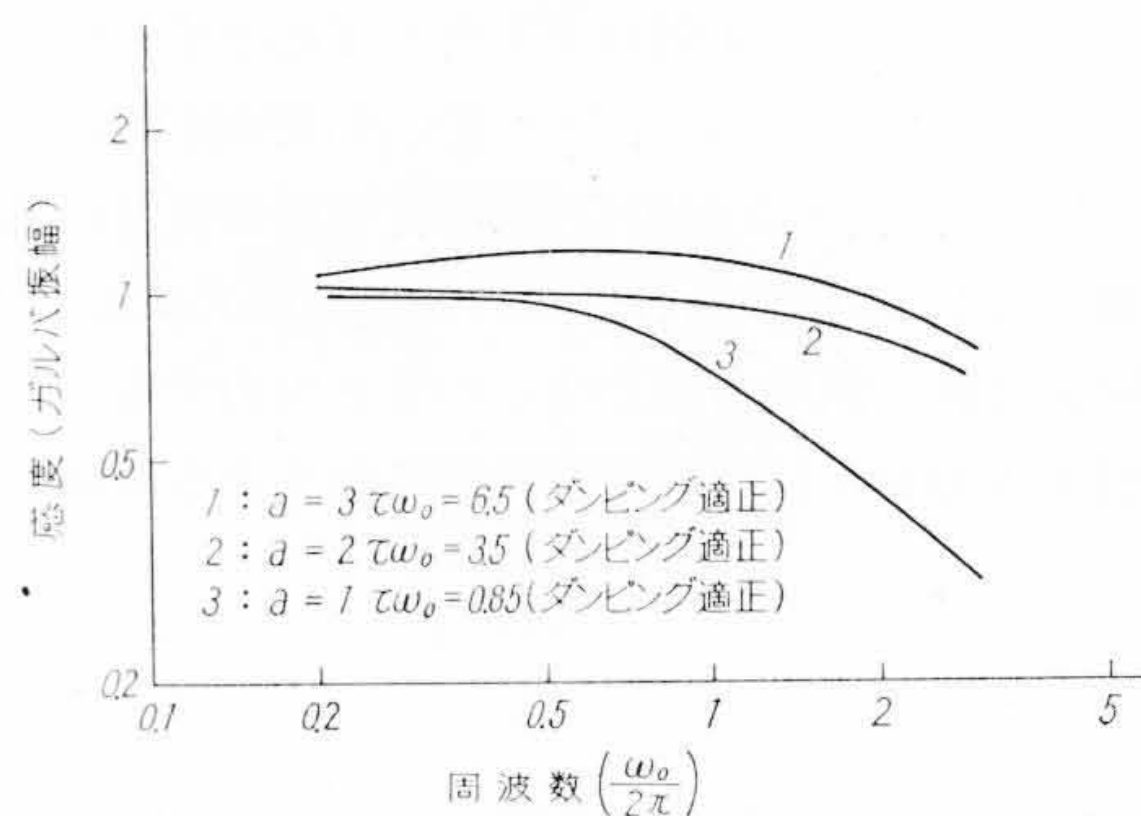
3.3 1mV校正用電圧回路

一般に心電計には1mV校正電圧用として水銀電池が使用されているが、寿命による電圧の低下、あるいは電池取付板の接触不良などの問題があるため、この電圧を半永久的なものとして心電計の取り扱いを容易ならしめたい要求が強い。ゆえに、本装置では水銀電池を使用せず、変調用の高周波電源を利用した安定化整流電源を使用し、この問題を解決した。

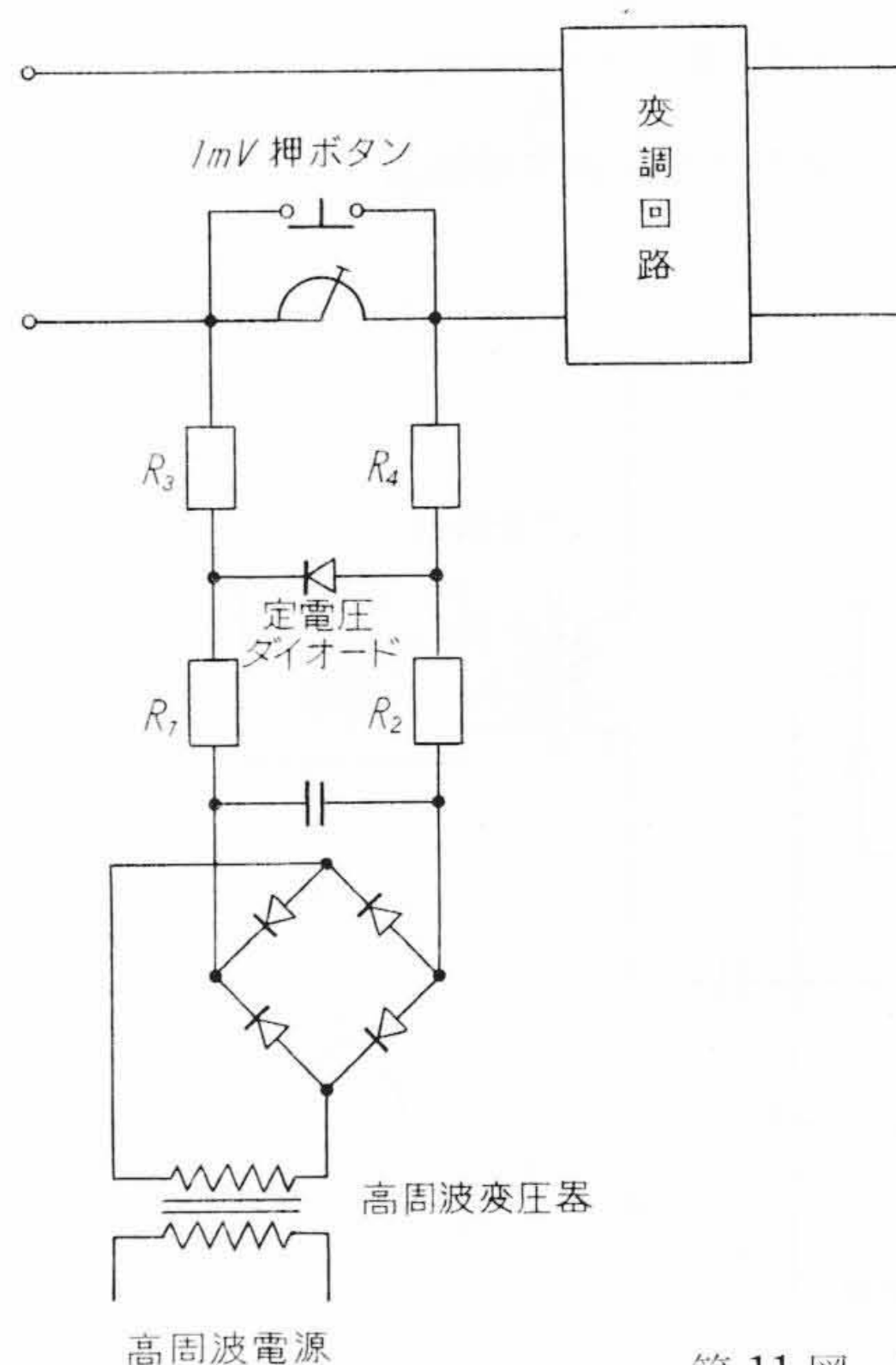
第11図に校正用電圧回路図例を示す。電源に高周波電源を使用



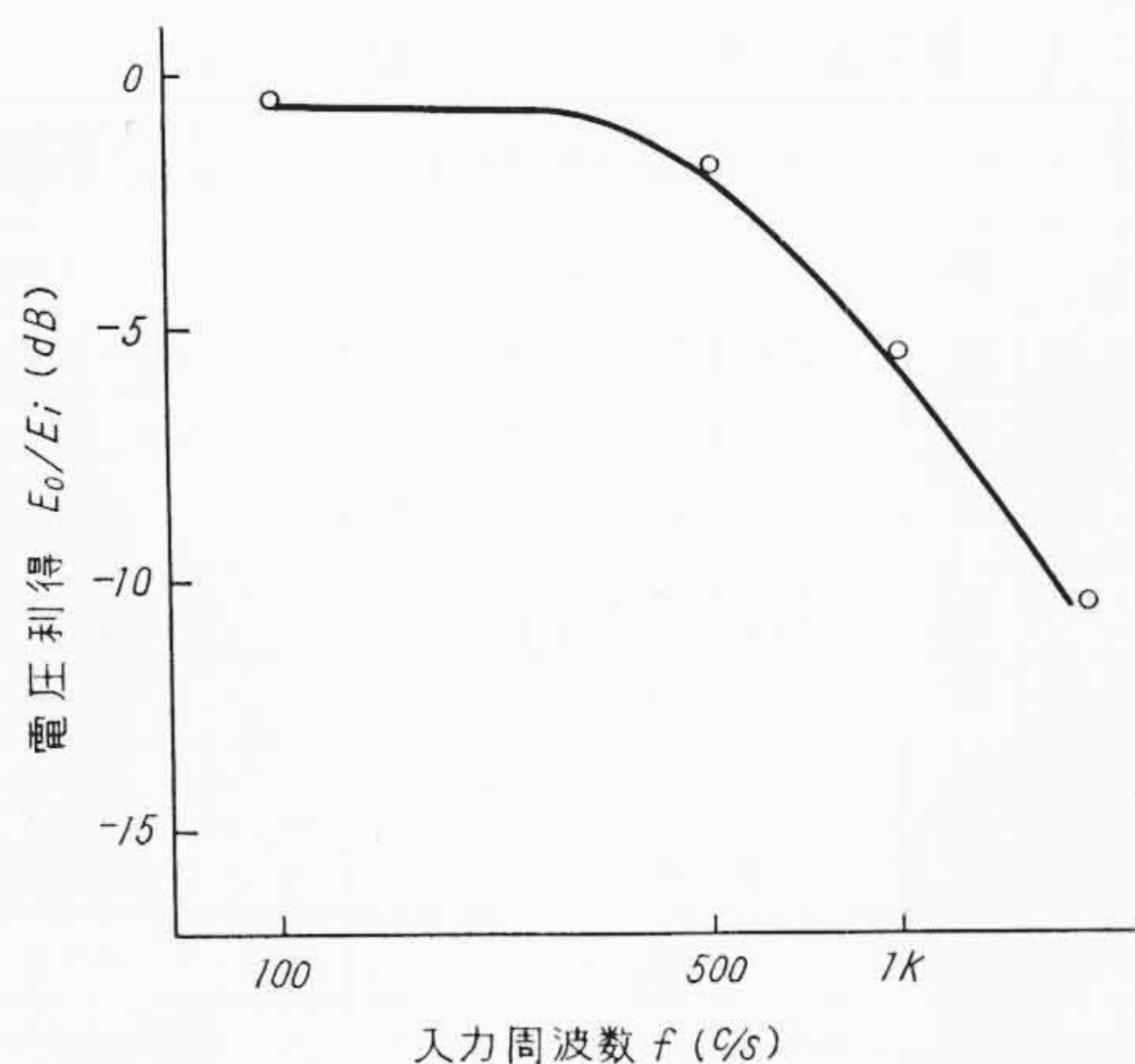
第9図 過渡特性計算値(その3)



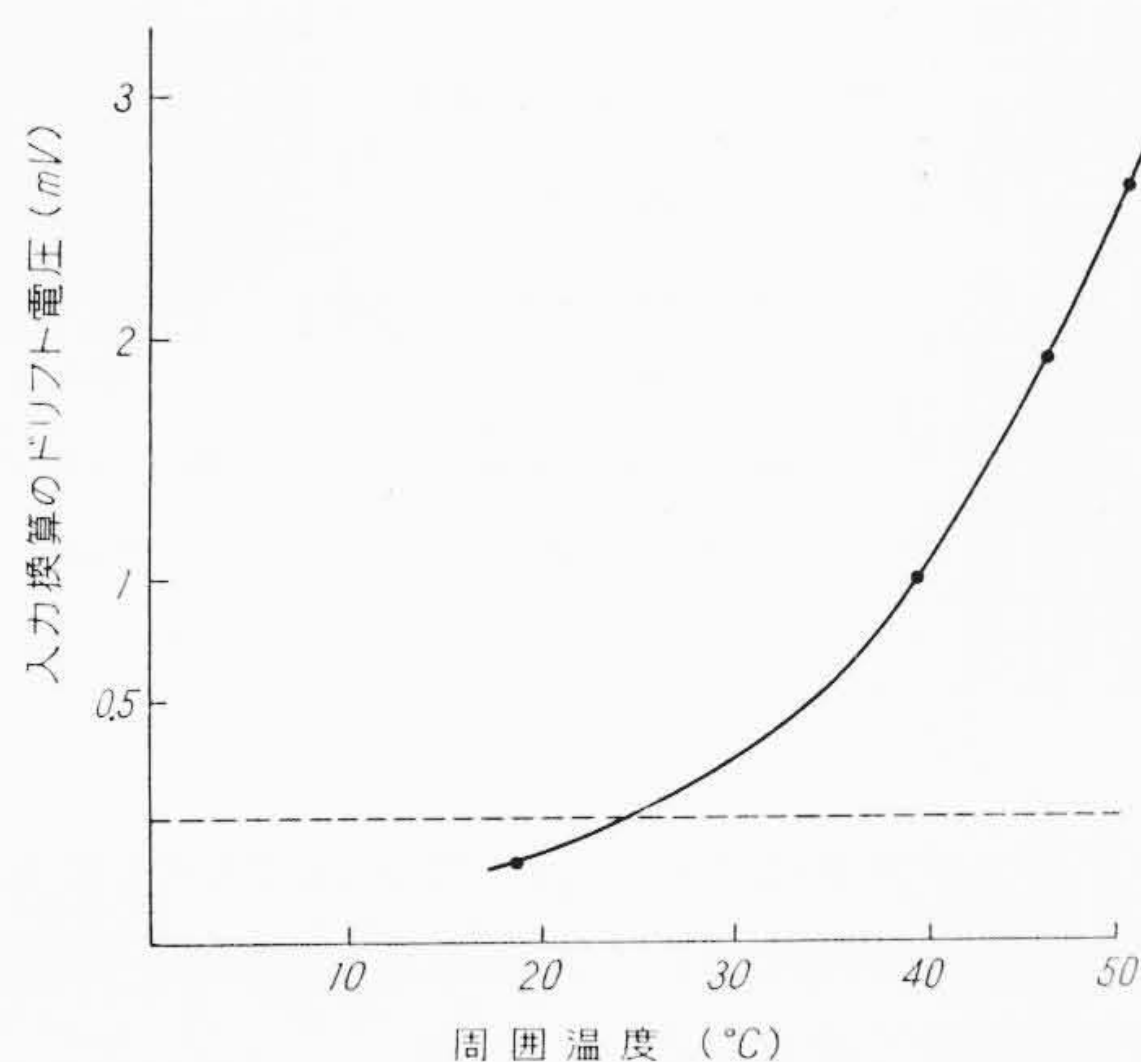
第10図 周波数特性計算値



第11図 1mV校正用電源回路



第12図 変調形直流増幅器の周波数特性



第13図 全トランジスタ心電計の総合温度ドリフト

しているため、商用周波電源をそのまま使用する場合に比べて、変成器が小形になり、商用電源からの誘導障害の問題もない。また定電圧ダイオードで安定化しているため、電源電圧の変動その他により校正電圧が変動することもない。それゆえ、長期間安定に動作するので、本心電計の場合には従来のように乾電池の故障に悩まされることがない。これは変調形回路においてこそ容易に実施しうる利点の一つといつてよい。

4. 全トランジスタ心電計の実験的検討

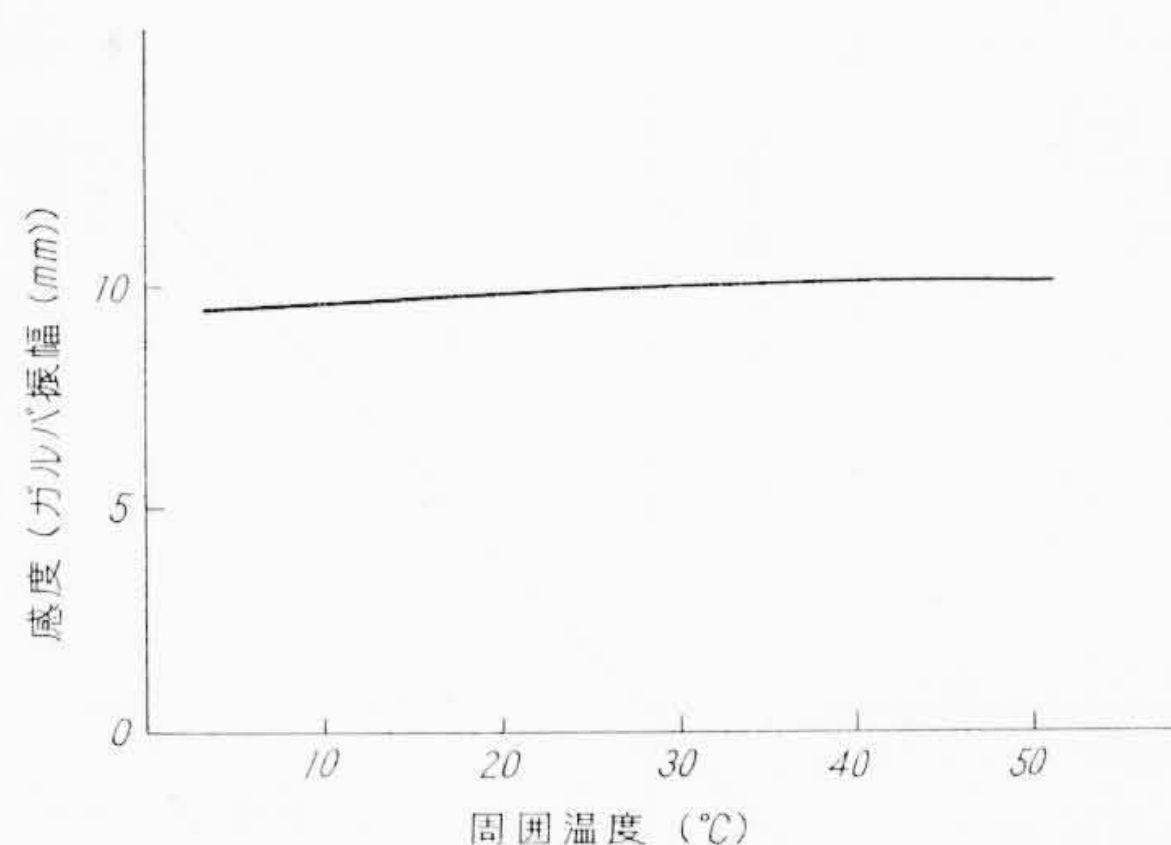
前記の考察の結果設計した心電計について、各種の実験的検討を加えた。その結果を第12～16図に示す。

第12図は第4図入力側から直結形増幅器入力側までの変調形直流増幅器の周波数特性で、300 c/s までほぼ平坦な特性をもっている。心電図の周波数帯域は最高 200 c/s 程度であるから、この程度の周波数特性があれば十分である。

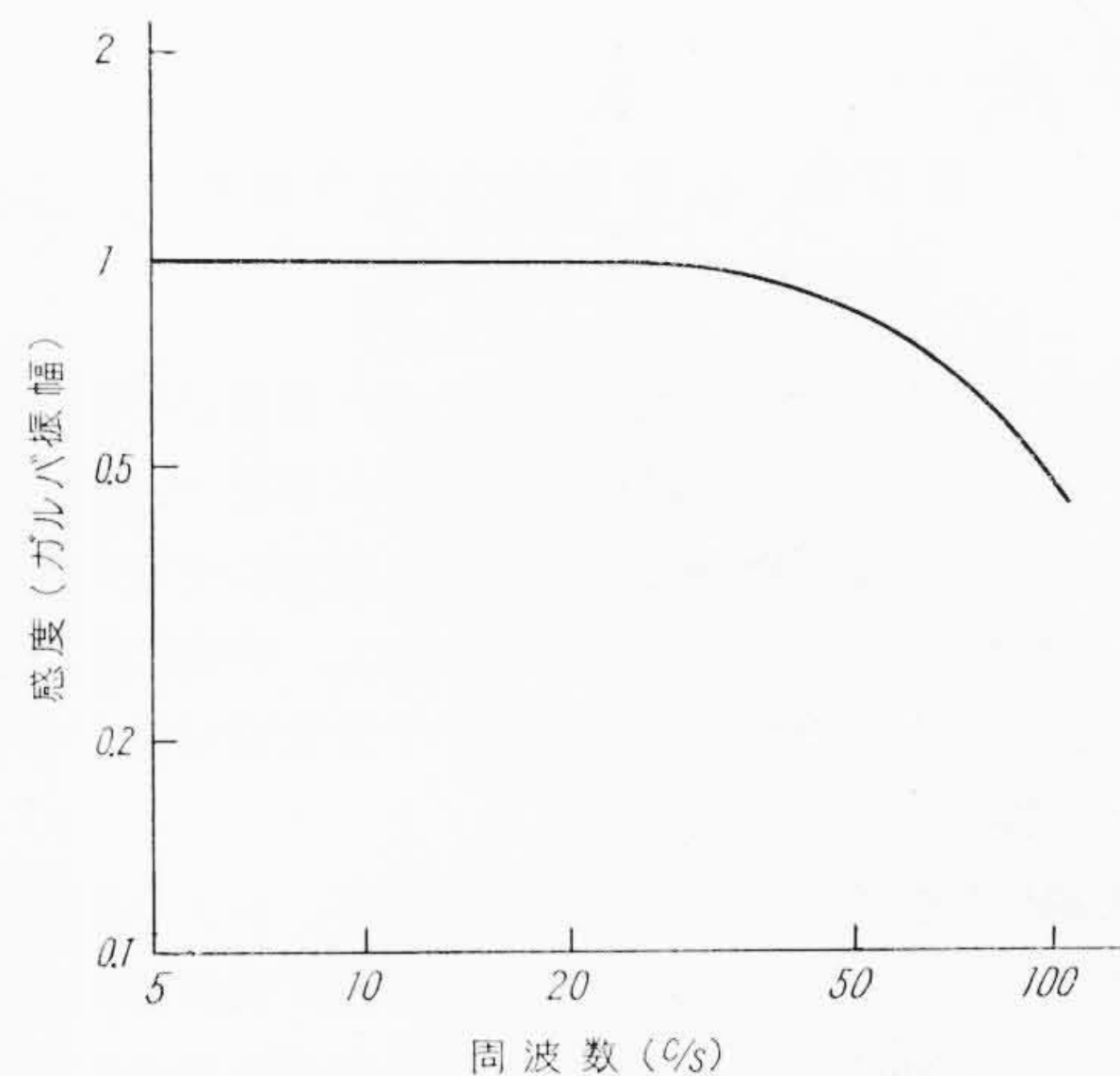
第13図は変調形および直結形増幅器まで含めた、全トランジスタ心電計の総合温度ドリフト特性である。トランジスタ直流増幅器は特に温度変化に弱い欠点があるが、本心電計の場合 (0～30)°C の室温変化において、その温度ドリフトは $\pm 200 \mu\text{V}$ 程度であり、実際使用中の増幅回路部の温度上昇は連続使用してせいぜい 10°C であるから、夏季の最悪の場合でも JIS 規定による $\pm 100 \mu\text{V}/20$ 秒の許容ドリフトよりはるかに小さい値であることがわかる。

第14図は心電計の温度と感度との関係を示す特性曲線である。周囲温度 10～40°C の範囲での感度の偏差は $\pm 0.5 \text{ dB}$ 以下であり、病室内の室温では全範囲無調整で利用できる安定度である。

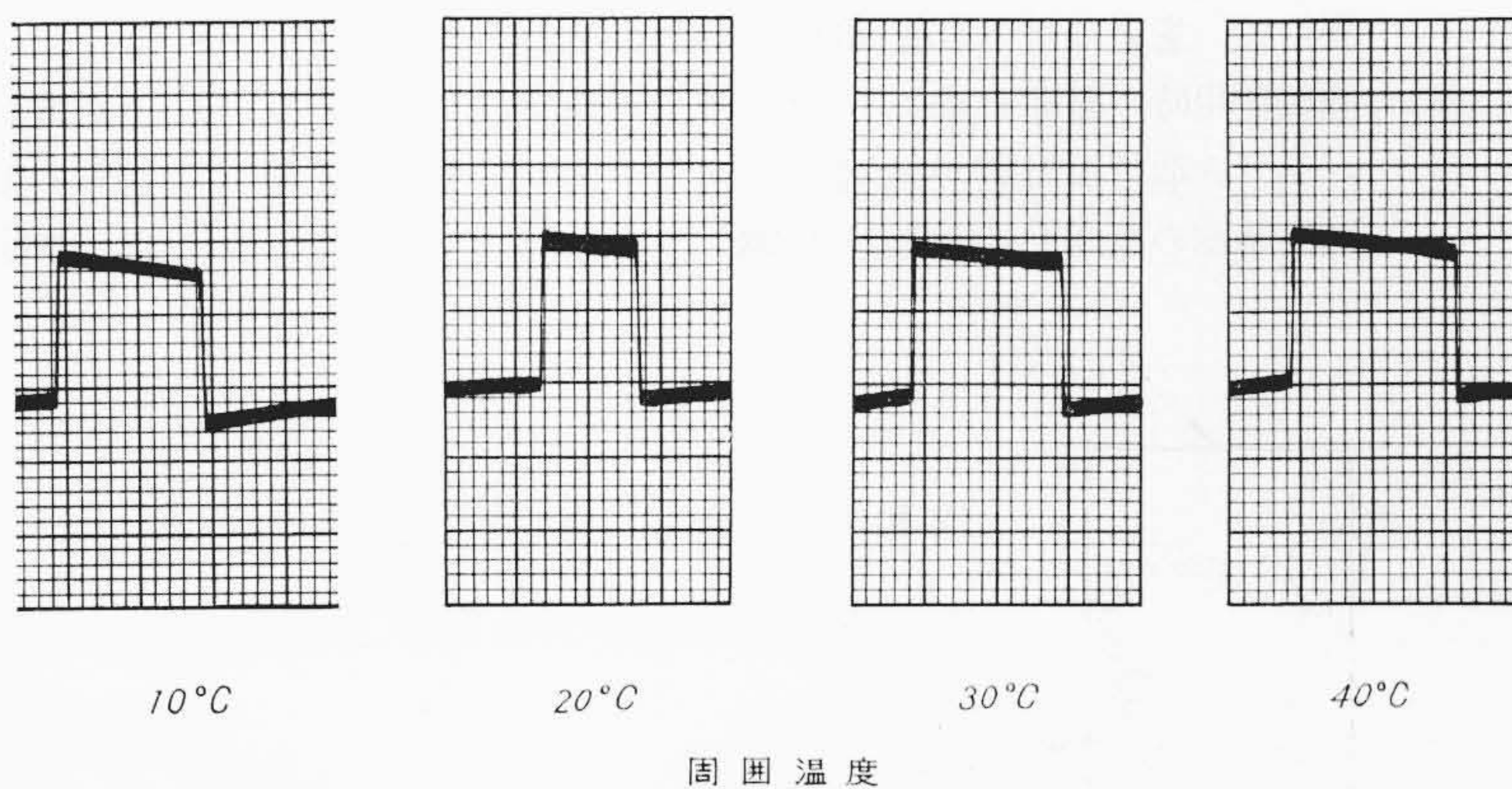
第15図は前記補償を施した心電計の総合周波数特性であり、第



第14図 心電計の温度による感度の変化



第15図 心電計の総合周波数特性

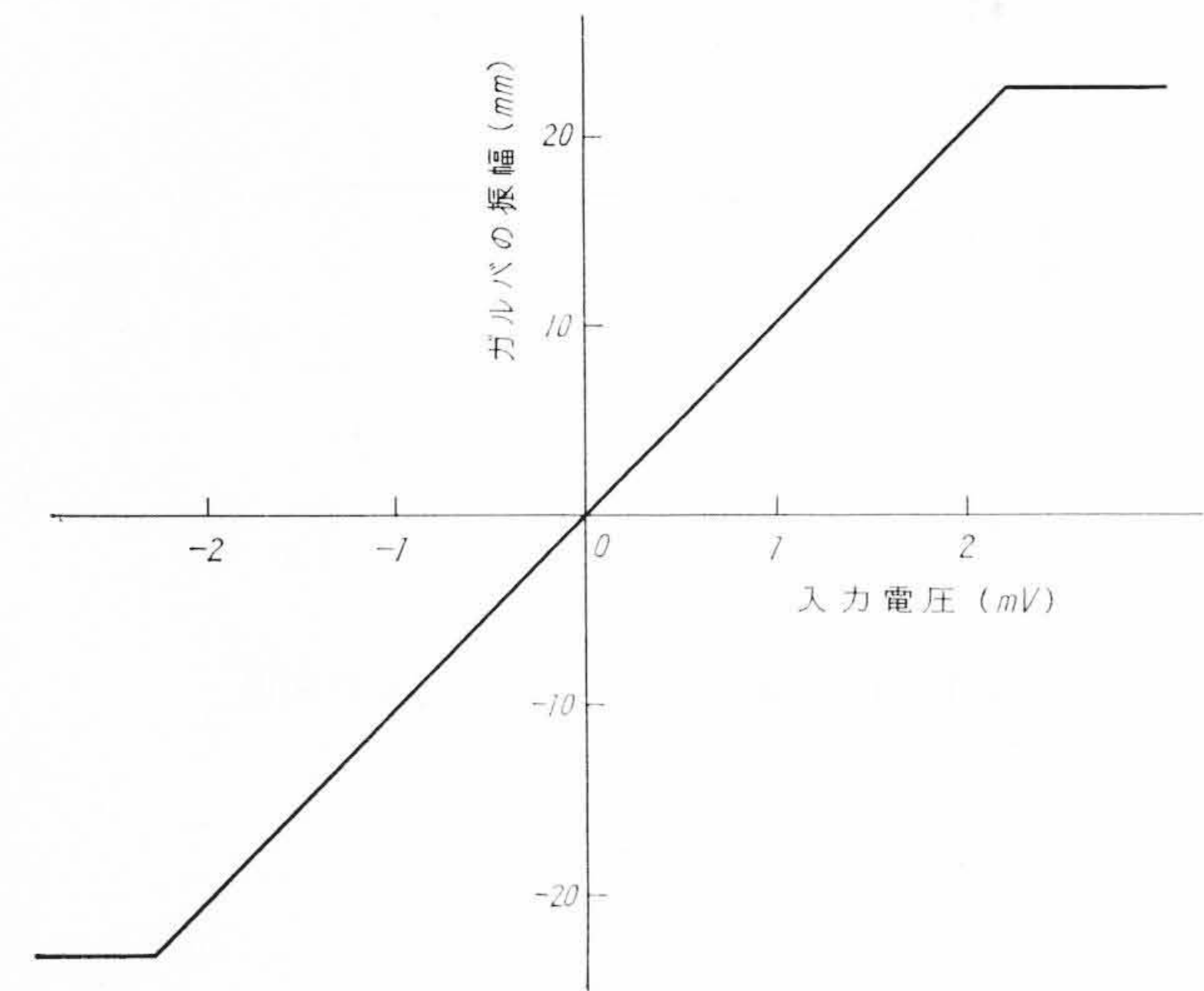


第16図 過渡特性実測例

16図は心電計で特に問題となる方形波入力に対する過渡応答の実測例である。この場合周囲温度 10°C から 40°C の範囲で過渡特性の変化は $\pm 1\%$ 以下になっていて、実用上まったく差しつかえない値である。

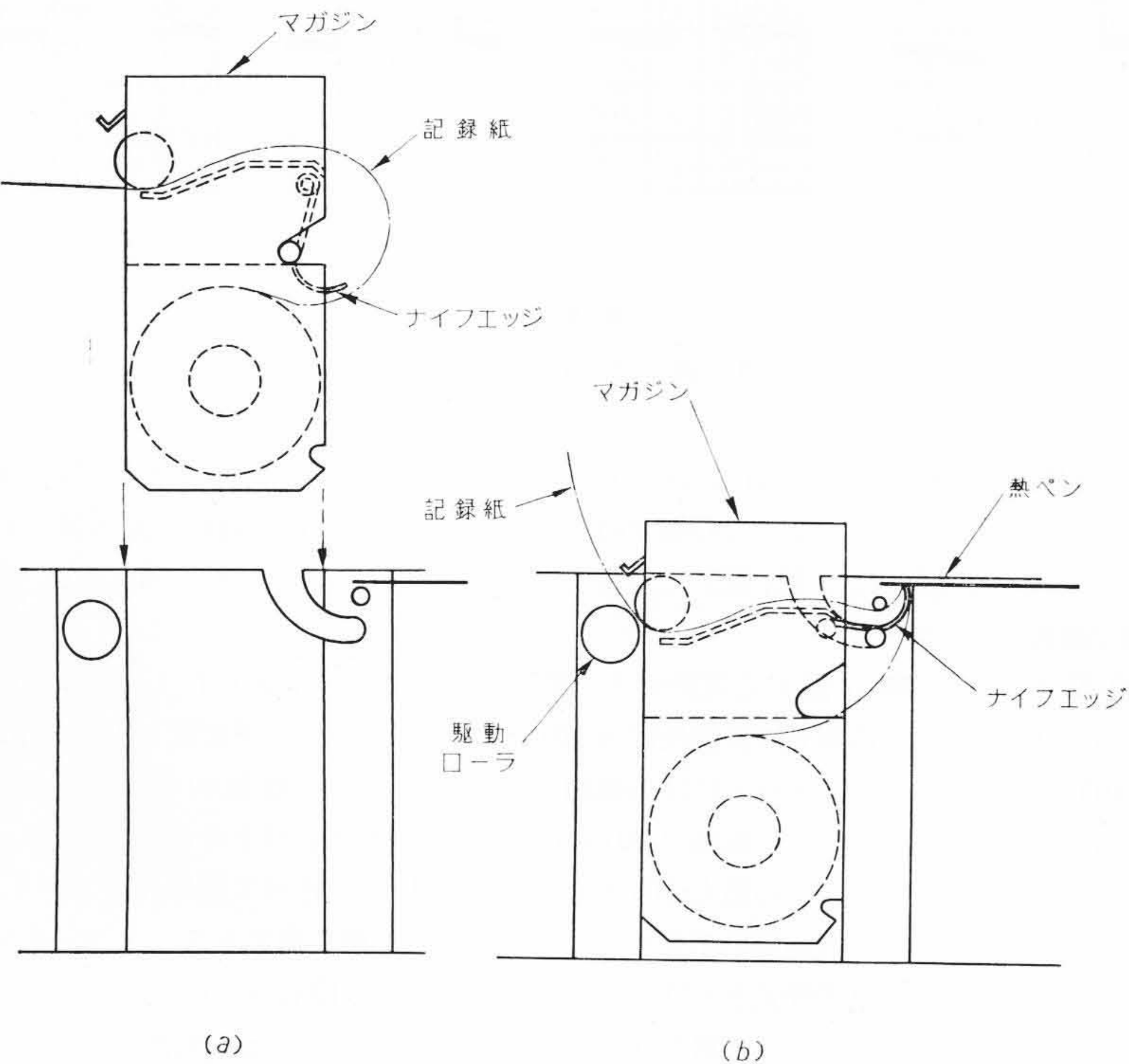
第17図に心電計の入力電圧対出力振幅特性を示す。心電計の電気回路部分の直線性は $\pm 30 \text{ mm}$ の範囲で 2% 以下になっているが、ガルバノメータには振幅約 $\pm 23 \text{ mm}$ の位置で機械的なストップを設けてあり、振幅 $\pm 20 \text{ mm}$ の範囲で偏差 2% 以下の直線性を持っている。この値も JIS 規定 (+10% 以内) に比べて満足な値である。

以上の測定結果をまとめて示したのが第2表である。海外一流会社の真空管式または半トランジスタ (前3段真空管他はトランジスタ) 式心電計の諸特性に比べてまったく遜色のない性能である。すなわち



第 17 図 心電計の入出力特性

- (1) 真空管を全然使用していないため、従来品のような真空管フィラメントの予熱時間（数分）が不要で、電源投入後約 10 秒で回路は JIS 規定を満足する程度に安定する。
- (2) 1 mV 校正用電源回路の温度特性は、周囲温度 10～40℃ の範囲で誤差 ±2% 以下であり、十分な安定性をもち、乾電池交換の手数が不用である。
- (3) 変調増幅器は入力側と交流増幅器、および変調用高周波電源のいずれとも絶縁モールドされた変成器で結合されており、人体に接する部分に増幅器電源からの電流が漏えいする恐れが全然ない。さらに、トランジスタ増幅器の電源電圧が真空管増幅器の電源電圧より著しく低いこととあいまって、患者に対する電気的な安全性はきわめて高い。
- (4) 連続使用時の温度上昇は、電源トランスおよびパワートランジスタ取付板周辺が最高で約 20℃ であり、その他の増幅回路部の温度上昇は最高約 10℃ である。したがって、



第 18 図 記 録 機 構

第 2 表 測 定 結 果

No.	項 目	日立心電計 EK-1A 型	アリメカ一流半トランジスタ心電計の性能例
1	重 量	5.5 kg	8.2 kg
2	外 形 寸 法	320×170×110 (mm)	280×240×130
3	周 波 数 特 性	100 c/s で 40%	100 c/s で 25%
4	入力インピーダンス	1MΩ 以上	2.5 MΩ
5	弁 別 比	5 c/s→-76 dB 50 c/s→-56 dB 以下	50 c/s→-53 dB
6	時 定 数	2 秒	2.5 秒
7	電源投入後の安定時間	10 秒	約 4 分
8	校正電圧電源	電 池 不 用	水 銀 電 池
9	許容分極電圧	数 V	0.2 V
10	振 幅 特 性	振幅 20 mm で 5% 以下	±15 mm で 10%
11	過 渡 特 性	オーバシュート 3% 以下	オーバシュート約 5%
12	入力回路電流	10 ⁻⁹ A	5×10 ⁻⁹ (A)
13	筐体リーク	5～30 μA 以下	25 μA (電源極性を誤ると 300 μA)
14	基線の安定性	90～110V で基線のふれ 5 mm 以下	90～110V で基線のふれ 5 mm 以下
15	雑 音	10 μV 以下	10 μV (50 c/s)
16	感 度	10 mm/1 mV	10 mm/1 mV
17	消 費 電 力	30 VA	50 VA
18	記 録 紙	50 mm 幅×20 m	45 mm 幅×30 m
19	紙 送 り 速 度	25 mm/秒	25 mm/秒
20	記 録 方 式	熱ペン直記式	熱ペン直記式

全トランジスタ化され、小形化されているにもかかわらず、連続長時間使用して何ら異常を生ぜず、集団検診用にも十分使用可能である。

- (5) 小形、軽量 (5.5 kg) である。

5. 指示記録部、その他

心電計の取り扱いやすさを対象とすれば、記録機構あるいは各種調整器類の配置、構造はきわめて重要である。本心電計においては、増幅回路の全トランジスタ化につとめたほか、取り扱いやすくするために幾つかの点について改良を施した。

5.1 記 録 機 構

第 18 図に記録機構の断面図を示す。この機構は記録紙の装置をできるだけ簡便にすること、および堅ろうさを主眼にして考案された独自のものである。第 18 図 (a) のようにマガジンに記録紙をセットし、上面からそう入すれば、第 18 図 (b) のように記録紙がセットされ、ナイフエッジの尖端部で、ガルバノメータに取り付けられた熱ペンにより、容易に記録が行なえるようになっている。

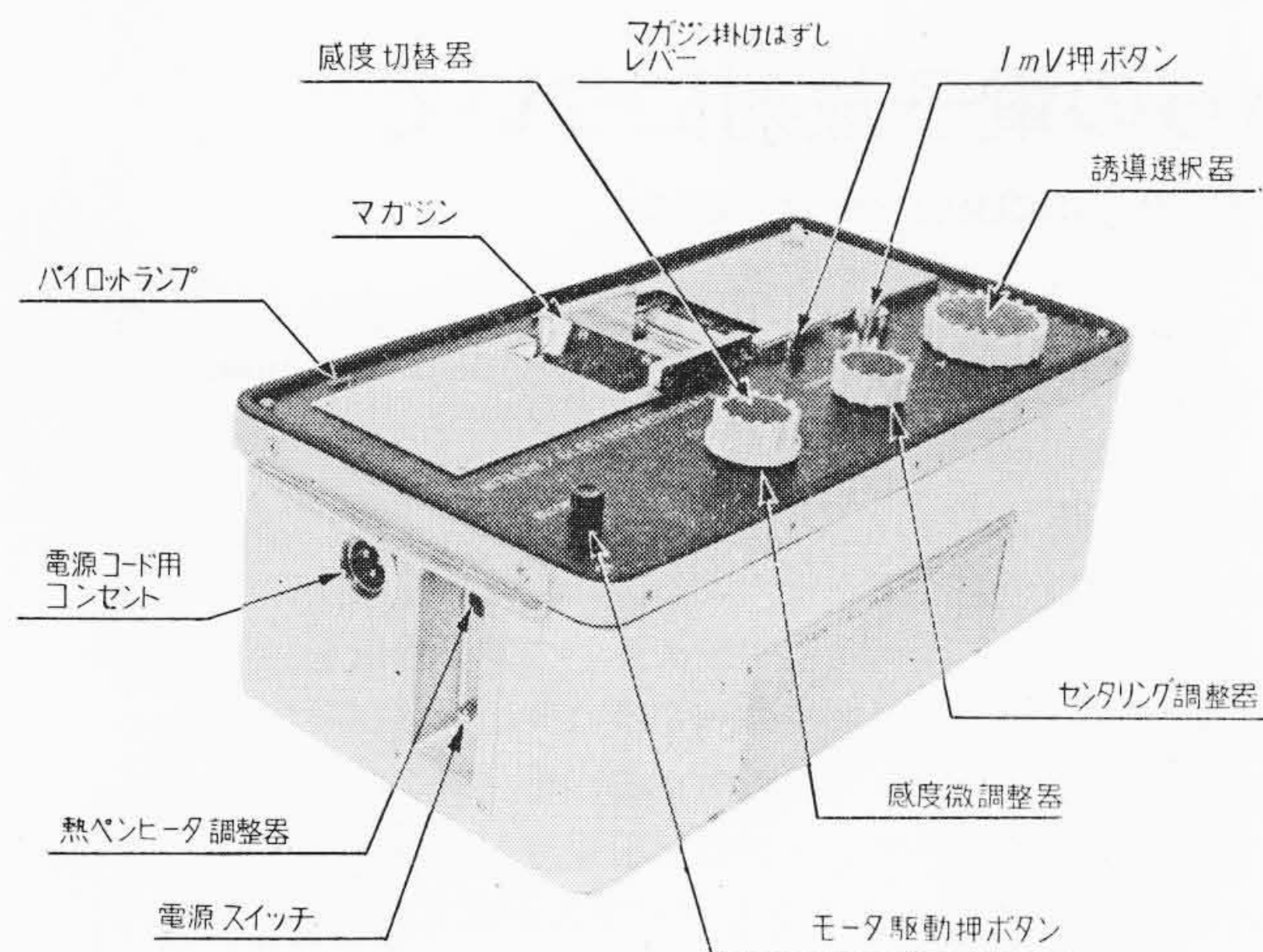
ガルバノメータの共振周波数にはほぼ 35 c/s のものを使用しており、周波数特性、過渡特性、直線性など増幅回路と組み合わせた特性は、すでに第 15～17 図に示したとおりである。

5.2 各種調整器の配置

調整器の配置を決定するに当たっては、取扱者の便宜を考えて第 19 図 外観写真に示すように使用ひん度の高いモータ駆動押ボタン、誘導選択器などは表面に配置し、使用ひん度の低い電源スイッチ、熱ペンヒータ調整器は側面に配置しており、ごく自然な姿勢で気軽に測定ができ、誤操作の恐れがないように留意した。

5.3 心 電 図 例

第 20 図に実際に測定した心電図例を示す。



第19図 全トランジスタ心電計外観写真



第20図 心電図例 (第Ⅱ誘導)

6. 結 言

増幅回路を半導体変調方式にし、現在の真空管式心電計のJIS規格を十分に満足する全トランジスタ化心電計を完成することができた。これは製品化されたものとして世界最初のものと思われるが、全トランジスタ化にともない、下記のような数々のすぐれた特長をもたせることができた。

- (1) 信頼度が高い。真空管の寿命は普通数千時間であるが、トランジスタはその数十倍の寿命をもっている。そのほか耐震性などの点でもはるかにすぐれている。
- (2) 取り扱いが容易である。小形、軽量(5.5kg)となったほか、1mV校正電圧用の乾電池不用でその消耗および接触不良による故障がない。記録紙の取り替えも容易である。
- (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。従来品は数分要したが、本装置は約10秒でよく、急患などの場合に非常に便利である。
- (4) 全トランジスタ化にともない真空管式のような高圧電源がないこと、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結合になっているので、従来のものに比較して患者に対する安全性が特になくなっている。
- (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、ポータブル式にもかかわらず連続使用にも十分耐え、集団検診にも何ら支障なく使用することができる。

心電計用として完成された全トランジスタ化直流増幅器は、今後の各種医用電子装置の基礎になるものであり、その応用分野はますます拡大するものと期待される。

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病院榎田良精助教授、社会保険中央総合病院院長尾透博士、東北大学桜井隆先生に深く感謝する。またご批判をいただいた東京日立病院黒沢院長、日立病院青木院長をはじめ、塩谷、茂村、坂口、大谷の諸先生、およびご激励をいただいた日立製作所本社後藤事業部長、日立製作所中央研究所星合所長、只野副所長、およびご討議いただいた亀戸工場石原部長、小林、山根両課長、および久世氏、中研鈴木氏に厚くお礼を申し上げる。

参 考 文 献

- (1) 榎田：日本循環器学会，13巻6号，1（昭24-9）
- (2) 阿部，松尾：電学誌，74巻787号，380（昭29-4）

Vol. 45

日 立 評 論

No. 12

目 次

- ・タービン補機制御に使用する空気作動式調節弁の問題点
- ・火力発電用水質管理装置
- ・軟鋼圧延用高速センジマミルの特異性
- ・シリコントランジスタ論理要素の研究
- ・強磁場発生装置用直流大電流の精密制御装置
- ・日立マスターレーブ・マニプレータ
- ・高級客車用エンジン駆動発電機セット
- ・国鉄納S形車内警報装置用トランジスタ定電圧装置
- ・フライホイールマグネットの電気特性計算
- ・慣性しゅう動式始動電動機の噛合機構の研究
- ・ALS-1000形高精度アナコンについて
- ・HITAC 3010のテーブル演算
- ・レゾナント・トランスファによる時分割伝送回路の伝送損失

- ・カラーブラウン管のランデング誤差補正
- ・多条布設ケーブルの許容電流
- ・空気焼入鋼HMDについて
- ・名神高速道路天王山トンネル材料強度特集
- ・JPDR(動力試験炉)圧力容器の応力解析
- ・高張力ボルト摩擦継手の力の伝達について
- ・平滑試験片の疲労強度に及ぼす表面の影響について
- ・直交溶接接手の疲労試験
- ・軸の疲れ強さについて
- ・高速蒸気流中におけるタービン翼の振動応力
- ・散乱光弾性によるスプライン軸のねじり応力の解析
- ・機関車の車体強度に関する研究
- ・アルミ合金製ボンクスガードの強さ

発行所 日立評論社

取次店 株式会社 オーム社書店

東京都千代田区丸の内1丁目4番地
振替口座 東京 71824 番
東京都千代田区神田錦町3丁目1番地
振替口座 東京 20018 番