

## 高利得心電図について

岡山大学産医学部第一内科教室（主任：小坂淳夫教授）

講 師 原 岡 昭 一  
 副 手 佐 藤 迪 彦  
 大学院学生 椎 名 宏  
 副 手 井 谷 昭  
 大学院学生 橋 本 宏 之

〔昭和40年12月27日受稿〕

## 緒 言

心電計および心電図学の進歩には著しいものがあるが、現在なお未解決の問題が残されており、なかでも基線近傍における微小電位の変化であるP波、U波およびST部分に関してはその判定が困難な場合がある。すなわち現在普及している心電計の感度がORS棘波の記録に適当な1mVの電位を10mmに記録するように設計されているため、主として1mm以下に記録される微小な波形（ST部分、U波、P波等）については深く追求されていない。

しかし最近2, 3の研究者達<sup>1)2)</sup>によつて、高利得心電計を用いて普通感度心電図における微小棘波の拡大して観察する誠みがなされている。しかし上述の研究者により試作された高利得心電計は振幅制御の装置が設置されていないか、あるいは設置されていても筋電図の混入や呼吸性の基線動揺によつて十分な拡大率を得ていないものがある。

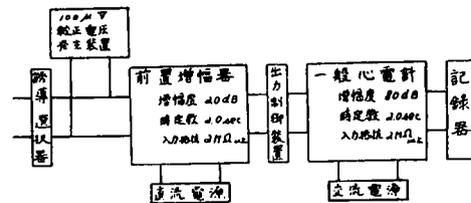
今回著者らの試作した高利得心電計は後述のような振幅制御装置を併置することによつて、きわめて安定な波形を得ることに成功したので、2, 3の症例とともにその特徴的所見について述べる。

## 検査対象および方法

前置増幅器を一般心電計と組合わせて高利得心電計を製作した。そのブロック・ダイアグラムは図1に示す如くである。入力選択器の周波数特性はJIS規格に準じて設計し、総合利得は100dBとした。

また一般心電計においては入力が2.5mV以上加わると、熱ペン、ガルバノメーター等の破損、あるいは波形の歪が生じることがある。これを防ぐために、心電計に振幅制御装置（クリッパー）として接

図 1



合型シリコンダイオード（RD-6A）2個を用い、これをグリット回路に入れることによつて入力電圧を2.5mV以内におさえた。これはシリコン・ダイオードの逆方向特性における降伏現象を定電圧素子として利用したもので、定電圧特性がきわめて良好であることが最大の特徴である。

対象は健康者30例の他、心疾患患者数例である。全例について、標準感度および高利得心電図をそれぞれ標準12誘導およびFrank法によるScalar誘導について記録した。

なお高利得心電図の記録紙送り速度は毎秒50mmで拡大率は10倍とした。

## 成 績

## I) P波の形態

健康者のP波の形態についてはすでに大宅<sup>1)</sup>、三戸<sup>2)</sup>が報告している如く、著者らの成績においても、標準感度心電図で通常みられるような単一なP波は高利得心電図ではほとんどの場合みられなかつた。すなわち多くの例に図2, 3に示す二峰性、二相性P波が認められた。これらのP波は各誘導ともそれぞれ5種類に大別された。胸部誘導V<sub>1</sub>においては二相性P波、II誘導においては二峰性P波、X, Y誘導では二峰性の陽性P波、Z誘導では二峰性の陰

図 2  
P 波の種々の型

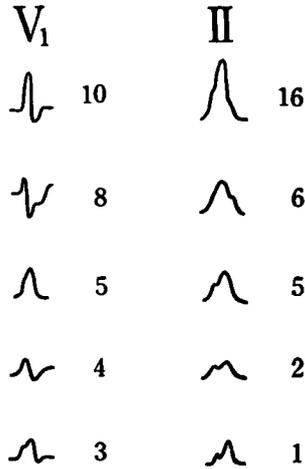
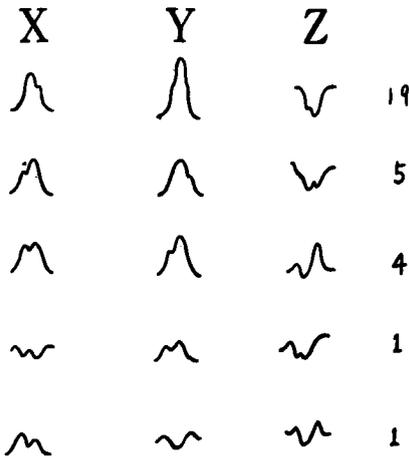


図 3

P 波の種々の型  
Frank の誘導

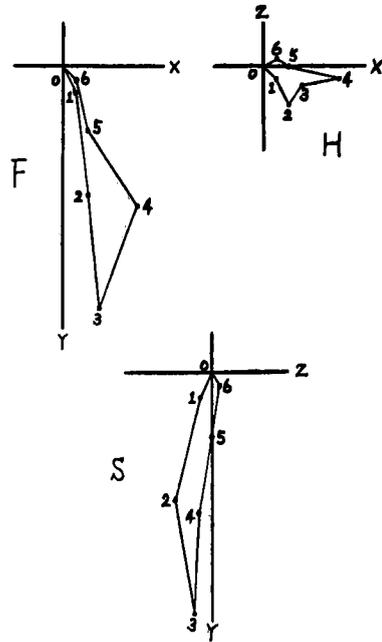


性 P 波が主として認められた。これは左右心房の P 波ベクトルの発生時間差に起因するものと考えられる。

II) P の瞬時ベクトル

図 4 は高利得 Scalar 心電図 (Frank 誘導) において 0.02 秒ごとの瞬時値より P 波の 3 平面投影を作図したものである。このようにして空間ベクトルを構成すると、P 波のベクトル環の回転方向、最大ベクトルの方向およびその大きさを詳細に知ることが

図 4



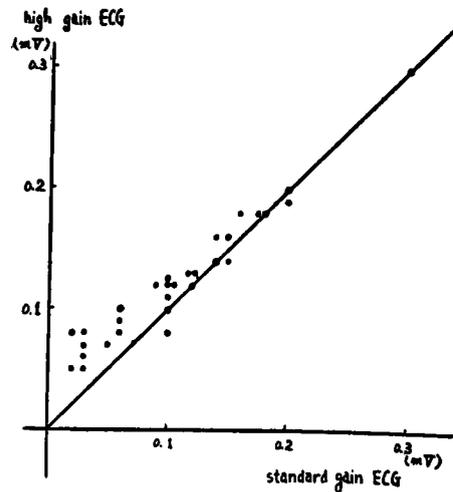
できる。

III) P 波高の計測値の比較

Scalar 誘導 X, Y, Z (Frank 誘導) および II 誘導における高利得心電図と標準感度心電図の P 波高の計測値を比較した。

標準感度心電図において 0.1mV 以下の波高は 1 mm 以下に記録されるため、微小な棘波を計測する場合かなりの誤差が生ずることが推量される。実際に標準感度と高利得心電図の P 波の電位を測定比較

図 5 標準感度と高利得心電図の P 波高の比較 (II 誘導)



して上述の推量を明らかにした。すなわち図5, 6, 7, 8, に示す如く, 0.1mV (1mm) 以上のP波については両心電図ともその計測値はほぼ一致するが, 0.1mV 以下の微小な波高になると両者の間には著しい誤差が生じた。これは 0.1mV 以下の測定においては, 高利得心電図の場合では充分波高の計測ができるにもかかわらず, 標準感度心電図では波高が低いため計測が困難となり, 実際よりも小さな値として測定される傾向が生じるためと考えられる。さらに標準感度に心電図では痕跡を認めるのみで0.01mV 内外としか推定できないようなP波でも高利得心電図では波高も正確に測定できる。したがって

図6 標準感度と高利得心電図のP波高の比較 (Frank X誘導)

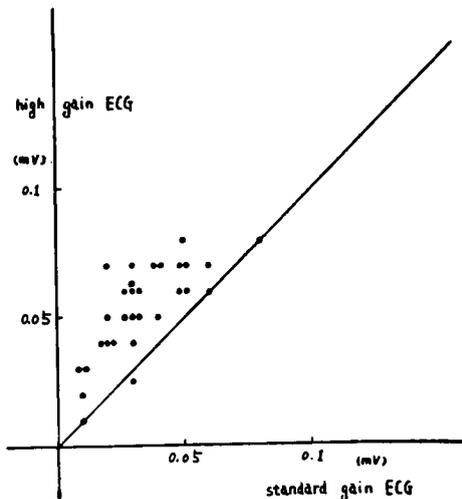


図7 標準感度と高利得心電図のP波高の比較 (Frank Y誘導)

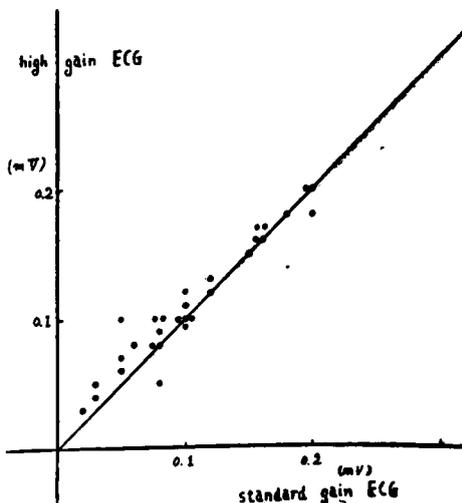
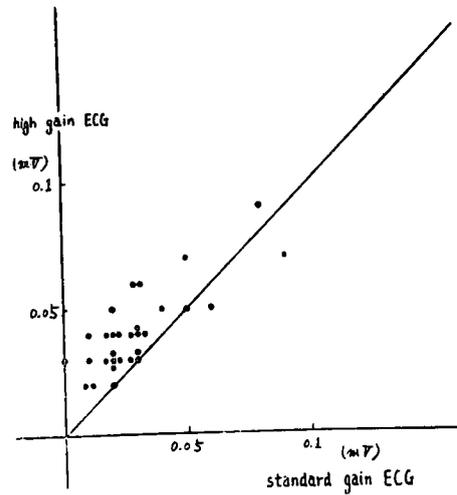


図8 標準感度と高利得心電図のP波高の比較 (Frank Z誘導)



0.05mV 以下の波高では両心電図の間の計測値の誤差が一層顕著となった。

IV) PQ および QT 時間の計測値の比較

PQ および QT 時間ともに, Scalar 誘導 X, Y, Z および II 誘導について両心電図の計測値を比較した。

PQ 時間については図9, 10, 11, 12 に示す如く, 両心電図の計測値はほぼ一致する。他方 QT 時間の場合では図13, 14, 15, 16 が示す如く, どの誘導においても著しい差が認められた。これは PQ 時間の場合にはP波の立ち上りQ波の始まりまで, すなわち計測の開始と終末点が明確であるが, 他方 QT 時間

図9 標準感度と高利得心電図のPQ時間の比較 (II誘導)

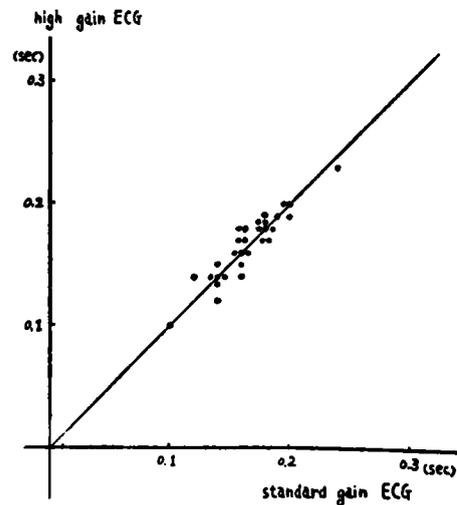


図10 標準感度と高利得心電図の PQ 時間の比較 (Frank X 誘導)

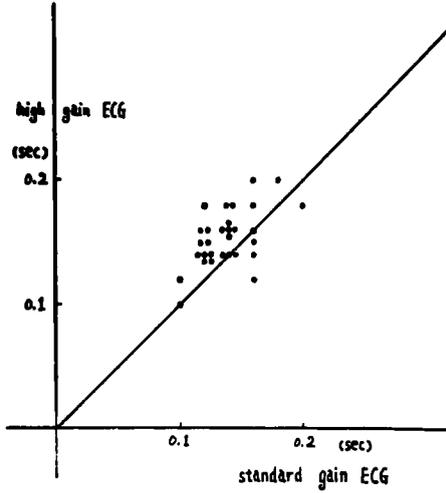


図11 標準感度と高利得心電図の PQ 時間の比較 (Frank Y 誘導)

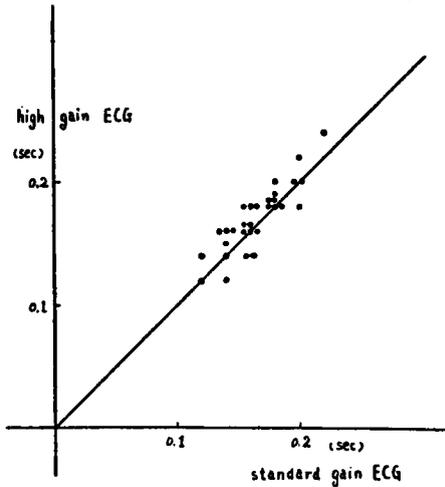


図12 標準感度と高利得心電図の PQ 時間の比較 (Frank Z 誘導)

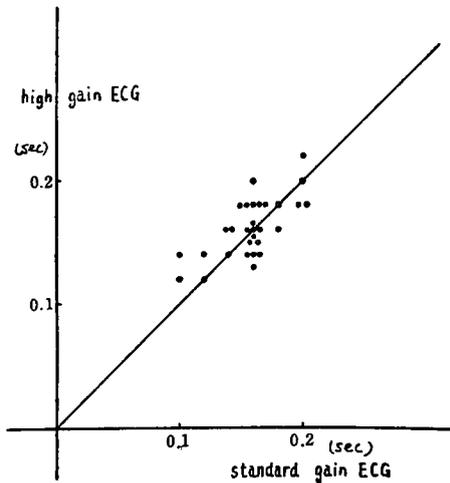


図13 標準感度と高利得心電図の QT 時間の比較 (II 誘導)

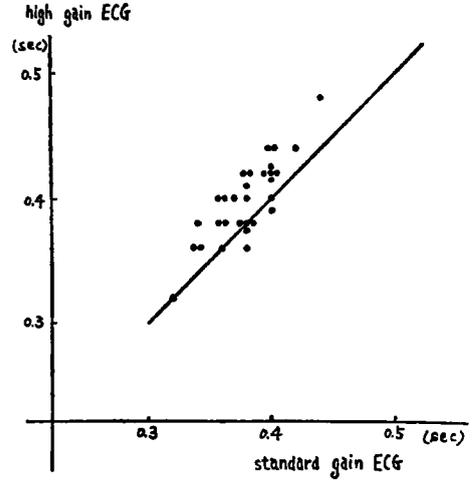


図14 標準感度と高利得心電図の QT 時間の比較 (Frank X 誘導)

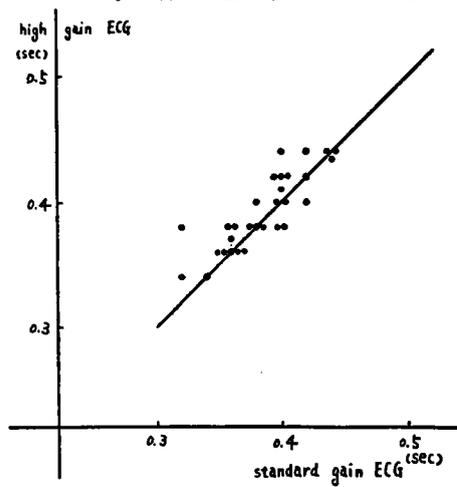


図15 標準感度と高利得心電図の QT 時間の比較 (Frank Y 誘導)

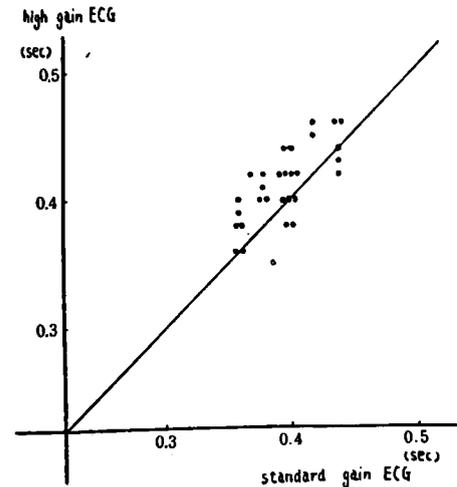
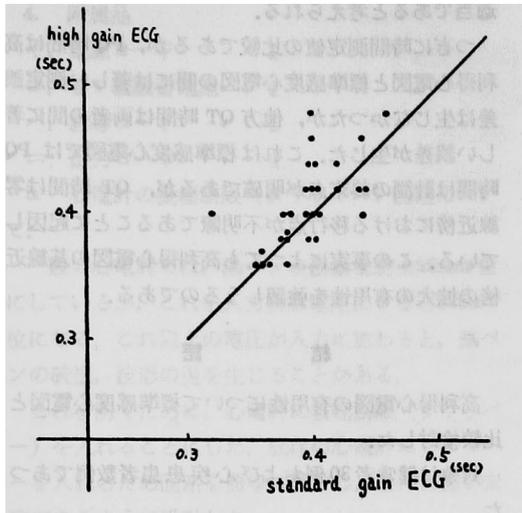


図16 標準感度と高利得心電図の  
QT 時間の比較 (Frank Z 誘導)



の場合はT波の終末部の零線へ移行する点が区別しにくいと考えられる。すなわち高利得心電図では標準感度心電図よりも微細なところまで追求できるため、零線への復帰点すなわち終末部をより一層明確に識別できるからである。

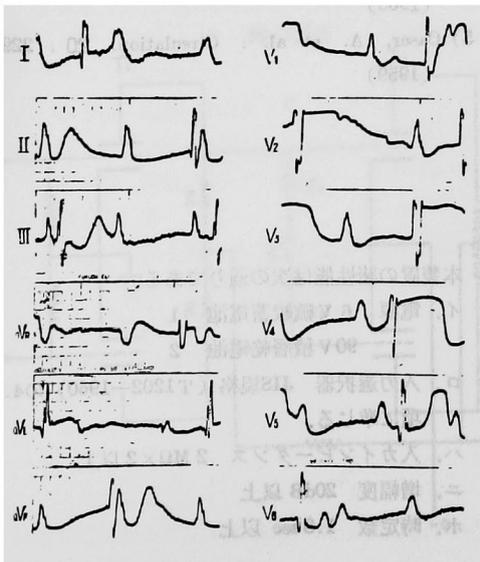
V) 症例

つぎに2, 3の症例について述べる。

1) 完全房室ブロック (心房性T波)

標準感度心電図の場合は心房性T波の識別は困難であるが、高利得心電図を用いると健常者の場合でもP波の陰性相と心房性T波の識別はほとんどの場合可能である。図17に示す如く、房室ブロックの場

図 17

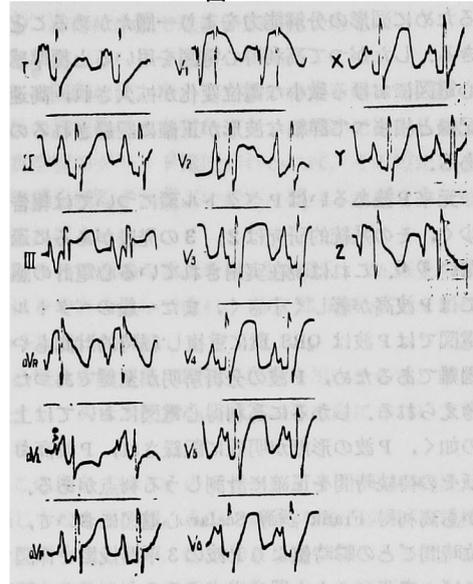


合は心房性T波がより一層識別され、その形態もよく観察できた。

2) 僧帽閉鎖不全症 (左房肥大型P)

図18に示す如く、左房肥大型PはI誘導において標準感度心電図の場合でも高利得心電図の場合でも識別することができるが、後者の場合ではさらに左右心房の興奮極期のずれが一層明確である。

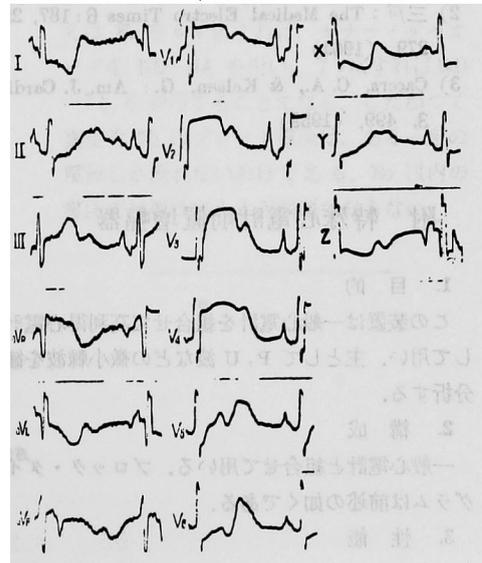
図 18



3) 低カリウム血症 (U波)

T波とU波の鑑別は標準感度心電図の場合には困難なことが多いが、高利得心電図ではU波の認知は容易であつた (図19)。

図 19



## 考 按

従来心電図棘波の微小な電位変化の追求にはブラウン管上の拡大、拡大レンズの使用、写真拡大等が行われてきた。しかしこれらの方法では心電図を本質的に分析することは困難である。

一方高利得心電計はあらかじめ電氣的増幅を行ない、振幅制御装置によつて必要な部分のみを記録するために図形の分解能力をより一層たかめることができる。したがつて高利得心電図を用いると標準感度心電図における微小な電位変化が拡大され、高速度記録と相まつて詳細な波形が正確に記録されるのである。

元来P波あるいはPベクトル環については報告が少く、その系統的研究は2、3の発表があるに過ぎない<sup>3) 4)</sup>。これは現在実用されている心電計の感度ではP波高が著しく小さく、また一般のベクトル心電図ではP波はQRS環に重複し経時的計測もやや困難であるため、P波の分析解明が至難であつたと考えられる。しかるに高利得心電図においては上述の如く、P波の形態が明確に記録され、P波高およびその持続時間を正確に計測しうる利点がある。しかも高利得 Frank 誘導 Scalar 心電図において、単位時間ごとの瞬時値よりP波の3平面投影を作図すれば、空間ベクトル環を構成することができ、瞬時ベクトルによる経時的な追求が可能である。したが

## 文

- 1) 大宅ほか：内科 13：551, (1964)
- 2) 三戸：The Medical Electro Times 6：187, 251, 279, (1964)
- 3) Cacers, C. A., & Kelsen, G.: Am. J. Cardiol. 3, 499, (1959)

## 附 特殊心電計前置増幅器

## 1. 目 的

この装置は一般心電計を組合せて高利得心電計として用い、主としてP、U波などの微小棘波を観察、分析する。

## 2. 構 成

一般心電計と組合せて用いる。ブロック・ダイヤグラムは前述の如くである。

## 3. 性 能

つてP波の分析解明には高利得心電図 Scalar 誘導からの計測およびベクトル環構成による方法がより適当であると考えられる。

つぎに時間測定値の比較であるが、PQ時間は高利得心電図と標準感度心電図の間には著しい測定誤差は生じなかつたが、他方QT時間は両者の間に著しい誤差が生じた。これは標準感度心電図ではPQ時間は計測の終末点が明確であるが、QT時間は零線近傍における移行点が不明瞭であることに起因している。この事実によつても高利得心電図の基線近傍の拡大の有用性を強調しうるのである。

## 結 語

高利得心電図の有用性について標準感度心電図と比較検討した。

対象は健康者30例および心疾患患者数例であつた。

拡大率は標準感度心電図の10倍にした。

正常P波について高利得心電図を用い形態を分類し、また瞬時ベクトル環を構成した。

PQ、QT時間の計測値を高利得および標準感度心電図で比較し、両者間の測定値の誤差について検討を加えた。

さらに2、3の症例につき呈示した。

(小坂教授の御校閲を深謝する)

## 献

- 4) Scheuer, J. et al. : Am. Heart J. 60 : 33, (1960)
- 5) Caser, A. et al. : Circulation. 20 : 229, (1959)

本装置の諸性能は次の通りである。

- イ. 電源 6V硫酸蓄電池 1  
90V積層乾電池 2
- ロ. 入力選択器 JIS規格(T1202-1960)の4.4項に準じる。
- ハ. 入力インピーダンス 2MΩ×2以上
- ニ. 増幅度 20dB以上
- ホ. 時定数 1.8sec以上

ヘ. 感度調整器 連続可変式

ト. 校正電圧  $100\mu\text{V}$  直角波

4. 附属品

イ. 電源コード 1

ロ. 6V 硫酸蓄電池 1

ハ. 誘導コード 1

ニ. 出力コード 1

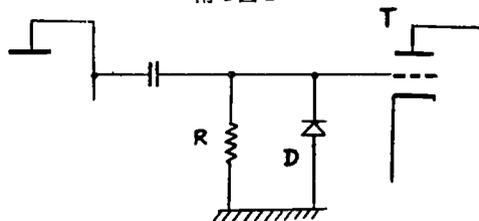
5. 心電計の振幅制限(クリッパー)回路について.

一般の心電計では、熱ペンの振幅を約 $\pm 25\text{mm}$ 位にしているが、これを入力換算電圧にすると $2.5\text{mV}$ 位になる。これ以上の電圧が入力に加わると、熱ペンの破損、波形の歪を生じることがある。

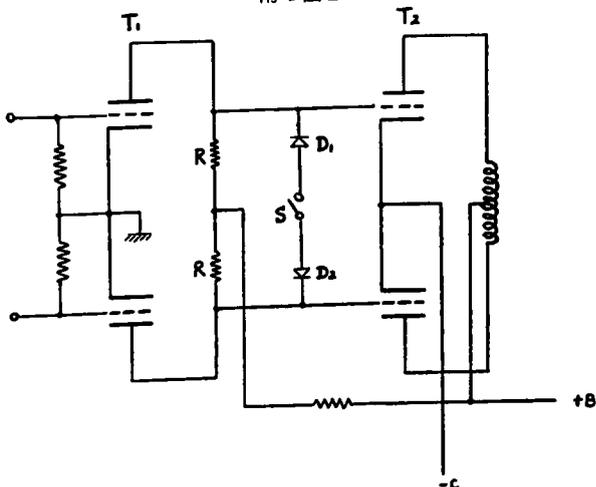
これを防ぐために、心電計に振幅制限(クリッパー)を入れることにした。既存の心電計にクリッパーを入れるため回路を簡単に設計し、動作状態が安定であるように設計した。

入力電圧を約  $2\text{mV}$  に抑えて、これ以上の電圧を制限した。そのため接合型シリコン・ダイオード(ゼナー・ダイオード)を使用した。これはシリコン・ダイオードの逆方向特性における降伏現象を定電圧素子として利用したもので、次のような特徴がある。

附の図1



附の図2



る。

① 定電圧特性が極めて良好である。

② 約  $4\text{V}$  の低電圧から  $40\text{V}$  までの任意の電圧が得られる。

③ 動作電流が数  $10\mu\text{A}$  から数  $10\text{mA}$  までの広範囲にとれる。

④ 飽和電流が非常に小さい。

⑤ 極めて安定性がよく、長寿命である。

⑥ 非常に小形で取扱いが容易である。

この回路には、主として①の特徴を用いて一般心電計の増幅器の真空管のグリッド回路に挿入した。

真空管のグリッド電圧がわかれば、その電圧以上の電圧を制限すればよいので、図 1, 2 のように結線すればよい。

即ち R の両端の電圧を  $E_0$  とすると、 $E_0$  以上の電圧は D の方を通して流れ、真空管 T のグリッドは  $E_0$  以上にならない。

心電計の増幅器に平衡差動型を用いるので、このゼナー・ダイオードを 2 個互に逆方向につないで用いる。

この場合  $D_1$ ,  $D_2$  のゼナー・ダイオードの特性が同じものを選べば、点①、点②の電圧は  $E_0$  の電圧より高くなることはない。①が②より高くなるときは、 $D_1$  の逆方向行特性を利用し、②が①より高くなるときは、 $D_2$  の逆方向行特性が利用される。

この制限回路を使用しないときは、スイッチ S で操作できるようにしてある。

図の場合①と②の電圧(制限電圧)を測定しておけば、ゼナー・ダイオードを選ぶことができる。例

えば  $E_0$  を  $6\text{V}$  にすれば、ゼナー・ダイオードを RD-6A を使い、 $7\text{V}$  にすれば RD-7A を利用することになる。したがって真空管  $T_2$  のプレート電流は、ある一定の電流しか流れないわけである。 $E_0$  以内の電圧では歪はほとんど問題にならない。

## On the augmented Electrocardiogram

Syoichi Haraoka

Michihiko Sato

Hiroshi Shiina

Akira Itani

Hiroyuki Hashimoto

The First Department of Internal Medicine Okayama University Medical School  
(Chief : Prof. K. Kosaka)

A newly developed augmented electrocardiogram was tested. (x10)  
Using this electrocardiogram. the P wave, PR interval and QT duration were studied.  
Utilization of the augmented electrocardiogram was reported.

---