

Title	運動生体用簡易型EKGならびにEEG増幅器について：磁気記録器
Sub Title	Simplified amplifier for magnetic recording of EKG and EEG from body in motion
Author	辰沼, 広吉(Tatsunuma, Hirokichi) 三田, 義治(Mita, Yoshiharu)
Publisher	慶應義塾大学体育研究所
Publication year	1966
Jtitle	体育研究所紀要 (Bulletin of the institute of physical education, Keio university). Vol.6, No.1 (1966. 12) ,p.49- 52
JaLC DOI	
Abstract	
Notes	
Genre	Departmental Bulletin Paper
URL	https://koara.lib.keio.ac.jp/xoonips/modules/xoonips/detail.php?koara_id=AN00135710-00060001-0049

慶應義塾大学学術情報リポジトリ(KOARA)に掲載されているコンテンツの著作権は、それぞれの著作者、学会または出版社/発行者に帰属し、その権利は著作権法によって保護されています。引用にあたっては、著作権法を遵守してご利用ください。

The copyrights of content available on the Keio Associated Repository of Academic resources (KOARA) belong to the respective authors, academic societies, or publishers/issuers, and these rights are protected by the Japanese Copyright Act. When quoting the content, please follow the Japanese copyright act.

運動生体用簡易型 EKG ならびに EEG 増幅器について

—磁 気 記 録 器—

辰 沼 広 吉*
三 田 義 治

概 説

EKG ならびに EEG 用の増幅器には時定数要素を含まないことが一般的にも望ましいが、運動生体を対象とする測定に際しては noise によって増幅回路の安定性が乱されないよう特に時定数要素を無くするか或いは極少に留めることが要求されてくる。

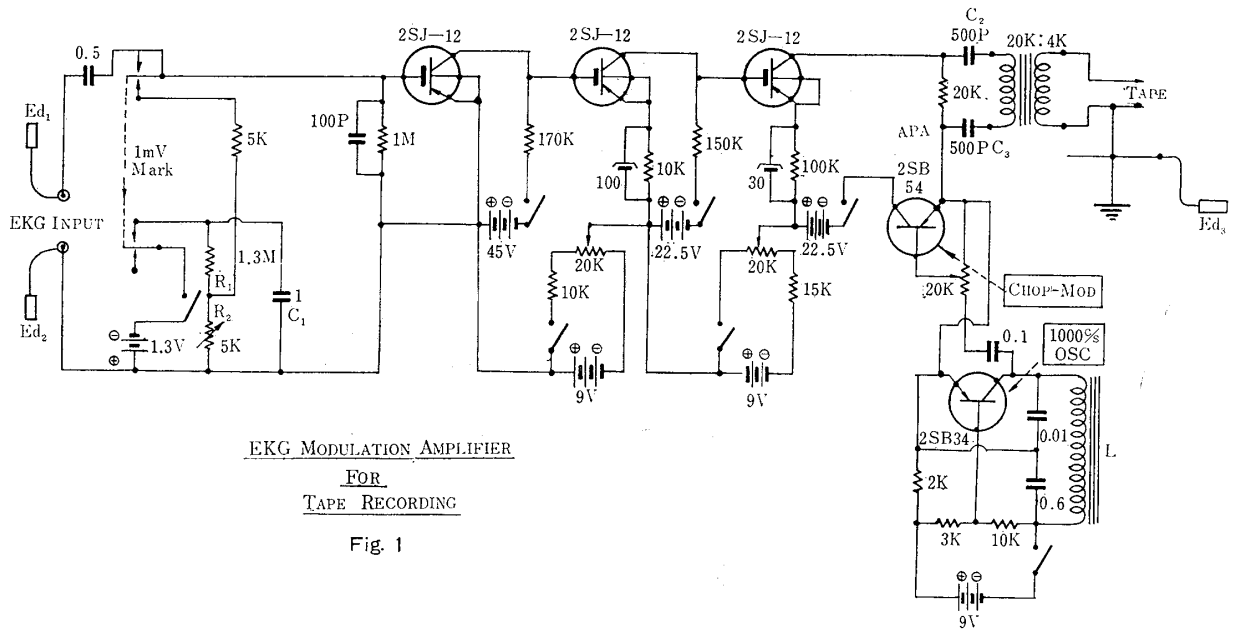
このために当研究所において行なってきた種々の試みの中の例をとりあげてその概略を述べる。

I. E K G 用 増 幅 器

Fig. 1 に示されるような電界効果 Transistor (FET) を使用した非平衡直結型増幅器を考慮してみた。

平衡型とする方が回路自体としては好ましいことは論を俟たないが、安定度の高い平衡性を得るための FET の選定、温度補償等の複数複雑の調整機能を簡略化するために非平衡型とした。しかし平衡型の場合には高度の平衡性が保てる限りその中点を簡単に接地点となし得るが非平衡型の場合は cold end (FET の Emitter 側) といえどもこれが EKG の一電極 Ed_2 となっているために、直接これを接地点と考えることは許されない。即ち被検者に機器を装備した場合、検者が機器の cold 側に手を触れたり被検者に接しても入力電圧に変動を生ぜしめ、また被検者の背に機器を装備した場合を一例に挙げると、EKG の cold 側電極を接続した胸部の電位と背の電位は不安定かつ不確実に短絡された形となり、被検者が運動すると noise を発生

* 慶應義塾大学体育研究所教授



し測定を不可能ならしめる。

そこで、本回路においては Fig.1 に示されるように出力回路と増幅部とを C_2, C_3 なる High-Pass Condenser により低周域の電圧変化を遮断し 1000c/s の搬送波のみを通過せしむるようにしたうえで出力回路を接地点 (Ed_3) として前述の noise 発生を防止し、好結果を得ている。

増幅回路は F E T 直結三段とし、終段の Collector 電源を 1000c/s の搬送周波数で chopping して EKG により変調された磁気記録用の搬送信号波を得ている。回路に及ぼす湿度および温度の変化に基づく動作点の変動は無視できないので、第 2 段目および終段の Emitter に緩慢なる動作点変動に対処する C R 負帰還回路を設け安定を保持させてある。湿度変化のもたらす影響は特に強いので、増幅器部は密閉型とし湿気の混入を防いでいる。

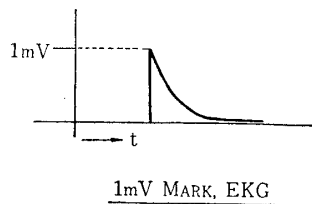


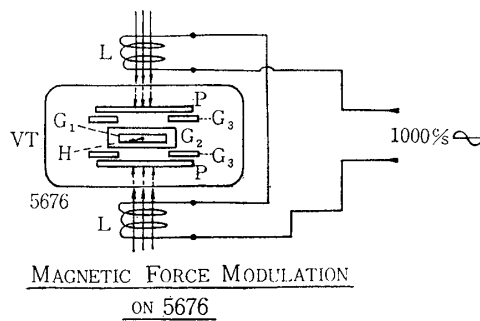
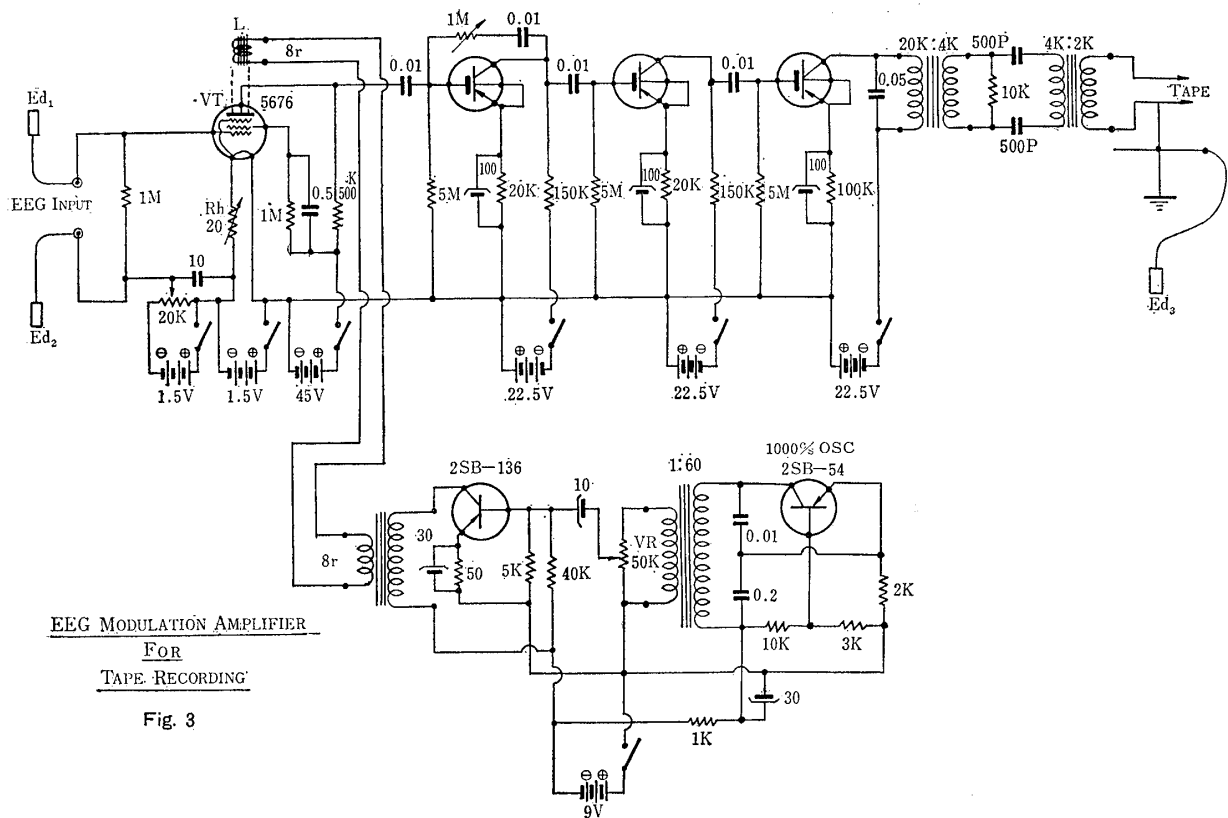
Fig. 2

1mV の標準電圧 marker として Fig.2 に示すような c/r 放電曲線を記録せしめるようにしてある。この目的とするところは、①増幅器の直線性の check にこれを利用すること、ならびに②磁気記録に際し記録時と再生時の間にテープ速度に差異が生じてても、この曲線を照合させることにより time base を正確に一致せしめることの 2 点である。

II. EEG 用 増 幅 器

EEG 用増幅器としては少なくとも 4 段の構成を必要とするが、FET の場合回路内部の S/N 比はすこぶる悪い上、直結型とすると安定性も低く実用にならない。安定性を良くするためには、やはり大きな時定数を含む CR 結合回路とならざるを得ない。

そこで、初段において当初から変調を行ない、後段は搬送周波数 1000c/s を増幅すれば良いだけの小さな時定数の増幅回路とする Fig. 3 に示す回路を考慮してみた。



変調方式は種々存するけれども、 $10\sim 50\mu V$ 程度の電圧をもって搬送波を変調することはなかなか困難なことである。ここに取り上げたような真空管の陽極を搬送周波数をもって機械的に振動せしめ、他極との距離を変化させ、これによって相互電導率 G_m を変化させ EEG 変調電圧を制御格子に加える変調方式は、実用性があるようである。

実験では Sub-Miniature 5 極管 5676 の陽極を、Fig. 4 に示すがごとく L なる電磁 coil に搬送波出力を加え管外より drive する方法を用いた。この drive 電力は $10mW$ 程度の搬送波出力で、真空管の heater 電流を抵抗 R_h により、また搬送波出力を抵抗 V_r により、それぞれ適当に調整して変調の最良点を求めている。この方式では初段が真空管であるため S/N 比も良く、実用の可能性は高いと考え得る。