

内臓体壁反射

—皮電計の電子工学的研究とその臨床的応用—

金沢大学大学院医学研究科第二病理学講座(主任 石川太刀雄教授)

竹 山 惣 一

(昭和38年1月17日受付)

内臓に病変があるとき、脊髄を介して皮膚に様々な反応が現われる。この反射群、即ち内臓体壁反射と称するものには、その示標として、筋肉強直、痙攣等をあらかず運動性反射、痛みや知覚異常を来たす知覚性反射が代表として取り上げられ、特殊な反射として、発汗に関する分泌性反射、石川教授並びにその学派により発見、研究されて来た血管運動性反射、所謂内臓体壁(血管)反射、それに栄養に関する栄養性反射等が挙げられる。

内臓体壁(血管)反射については、既に多くの論文、著者が出ているが、概略を述べると、内臓からの刺激が脊髄を介して所属脊髄断区を同じくする皮膚の皮下小動脈分岐部に投影され、その結果として神経性の血管運動障害が現われる。

この反射の結果は皮膚に微小な、直径約0.5mmの点状の変化、即ち皮電点として現われ、興味ある組織学的、生理学的、解剖学的、且つ臨床診断学的な特性を示すものである。

組織学的な変化としては、初めに皮下小動脈分岐部に水腫性変化が現われ、次第に変化の度を増して拡がり、若干の白血球、時に赤血球の浸潤を来たして遂には楔状の半壊死巣を形成する。

これらの顕微鏡学的所見と相俟つて、皮電点は、その電気生理学的な特徴を示す。皮電点の主な電気生理学的特性として、まずその分極性が挙げられる。直流を通じた場合、正常皮膚角化層では陽極の通電量が高いのに対し、皮電点では陰極の方が通電量が高い。即ち分極性の存在を意味するものである。次に皮電点の電気的特性として、著しい抵抗の減少と、容量の増加がみられる。従来、生理学的に精神電流反応といわれているのは、中枢性の交感神経反射であつて発汗をその示標としており、殆んど表面抵抗の変化についてのみ吟味されている。これに対し、内臓体壁反射による

皮電点は組織学的に或る深さをもつ変化であり、それに由来する体積抵抗と容量について吟味されなければならない。また組織学的に汗腺と皮電点は明らかに区別される。容量の増加については、皮電点の出現機序よりその発展過程を考えると基に興味あるものである。朴沢によると、主として皮膚角化層は静電容量により、発芽層は拡散容量により構成されている。このことは皮電点の組織像、即ち表皮顆粒層における滲出性機転と、それに対応する電気的容量の変化を理解するのに役立つ。

このような抵抗と容量の変化は、具体的には位相角で示される。邦人正常皮膚については、位相角は7~9°前後を示し、皮電点ではそれ以上の値を示し、その値も様々である。

以上に記したような特性を持つ皮電点を探索し、診断に応用する目的で作製されたのが皮電計である。これまでも、幾つかの計器が作製され、多くの臨床成績を挙げている。

本実験では、皮電点の電気生理学的特性に応じて皮電計回路を設定し、その電子工学的解析を行なつた。更に、皮電計を作製してその臨床診断学的応用への可能性を確かめるのを目的とした。

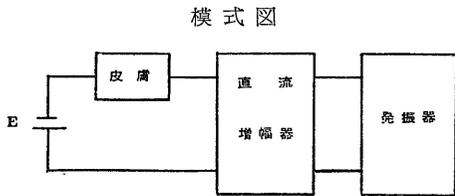
原 理

皮電点は、正常皮膚に比べて著しく低いインピーダンスを持つことを特徴とする。この点に着目して、インピーダンスの違いを鋭敏に弁別する電子回路として設計されたものが皮電計である。高抵抗計あるいはインピーダンス計によつてメーターの指針から判読する方法を用い得るが、実際操作上若干の不便をまぬがれない。メーターの指針の振れに代つて、可聴音の高さと音色によつて判読できれば、より便利である。インピーダンスの変化に対応して、音の高さと音色の変

Viscero-Cutaneous Reflex—A Design in Electrodermometer and its Clinical Application—
Soichi Takeyama, Department of Pathology (Director: Prof. T. Ishikawa), School of Medicine, University of Kanazawa.

化が鋭い程、検出感度は高まる。この目的のために、皮膚の抵抗変化に際して、その電流による擦過音を増幅して聴く方法と、皮膚インピーダンスを発振器の負帰還素子として利用し、皮膚の正常部では発振が阻止され、インピーダンスの低い部分で発振させる方法とが考えられるが、後者の方が検出感度がすぐれており、且つまた、私共の皮電点の特徴に即している。即ち、皮電点理論に、より忠実であるので、この方法について研究を行うことにした。この方法ではインピーダンスに対して発振遮断点を急峻にすること、発振音は可聴域の高さと周波数を選ぶことが必要である。何故となれば、正弦波発振音（限界の）は生理的に単調に聞こえ、検出感度がよくないのでこの意味から発振器としては多くの高周波を含むブロッキングオシレーターを選んだ。

ブロッキングオシレーターはトランジスタ（PNP型）のベース電圧が負のとき常に発振し、正のときは発振しない。即ち、ベース電圧の正負によって発振器を制御する。これは更に、抵抗の変化によってベース電圧を変えて発振を制御することができる。皮電点は、正常の皮膚に比し低インピーダンスであるから、皮膚に電流を通して皮電点における電圧変化を直流増幅器で増幅し、その出力電圧によって発振を制御する。即ち、皮膚の抵抗変化を利用して発振器及びスピーカーを駆動させるものである。これを模式的に示すと図の如くなる。



実 験

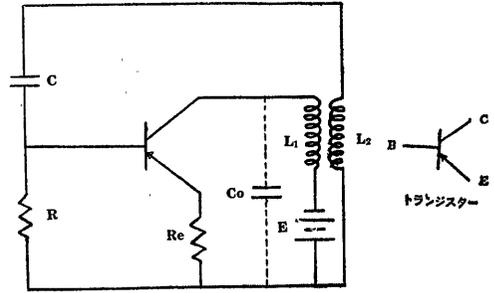
実験の順序として、初めにブロッキングオシレーターの特徴を吟味し、進んでその改良、実用化、臨床的応用を行った。

I. ブロッキングオシレーターの特徴

1. 発振の動作原理

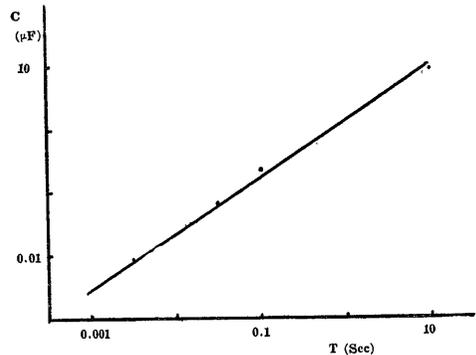
回路1はブロッキング発振器の基本回路を示す。電源を入れた瞬間に、発振トランスのインダクタンス L_1 と浮遊容量 C_0 及び帰還コイルのインダクタンス L_2 によって発振を開始する。発振電圧は、ベース側では発振波の(－)側のみダイオードとして整流され、この電流によって、コンデンサーCが充電される。整流

回路 1

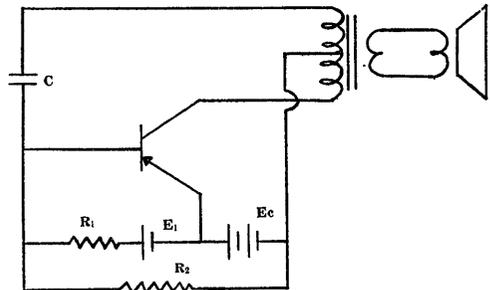


電流がCを充電しそのピークに達したときに、発振は停止する。次に、Cの放電によって充電電流が小さくなると、再び増幅作用によって発振を開始する。この発振器は、コンデンサーCのために跳躍的な非直線回路を形成する。これは普通の正弦波発振器と異なり、回路の数学的解析は困難である。発振の波形、繰り返し周期について、正確な理論は立て難い。大体の目安として、回路の時定数 $T (=CR)$ を実験的に決定するのがよい。基本回路について、 $R=100K\Omega$ とつてCを考えてゆくと、第1図の如く発振の繰り返し周期は時定数にほぼ比例する。

第 1 図



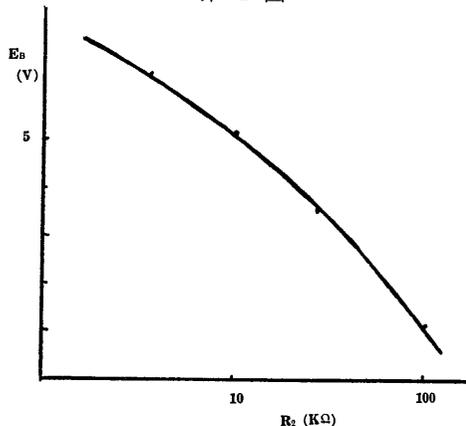
回路 2



2. ブロッキングオシレーターの一般的回路

回路2は、ベース電圧 E_B を電源 E_C により得るもので、これは従来発表されており、他の用途に用いられている回路である。この回路では、ベース電圧は、ベース電流を無視すると $E_B = \frac{E_1 R_2 - E_C R_1}{R_1 + R_2}$ で表わされる。 R_2 を可変にして発振条件を求めると、 $R_2 = \frac{E_C R_1}{E_1}$ の値によつて、発振は決まる。この回路は、第2図に示すように、 R_2 による発振遮断が急峻でなく、また発振阻止電圧 E_1 を余分に必要とする不便さがある。

第2図



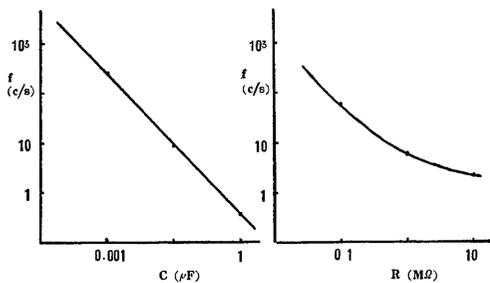
3. 発振の繰り返し周波数

繰り返し周波数を吟味するために、それぞれの回路素子を、基本回路について検討した。

a) コンデンサーと抵抗

C 及び R の値を、それぞれ単独に変えていった場合を第3図に示す。

第3図



容量の増加するに従い、周波数は直線的に小さくなる。抵抗の場合は増加するに従い、直線的ではないが周波数は小さくなる。時定数に関するものと考えられる。

b) ベース電流 I_B

第4図に示すように、 R_c ベース電流の増加するに従つて、周波数に増していく。

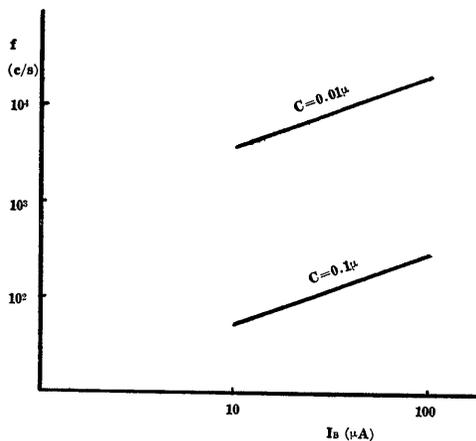
c) ベースの負電圧

第5図に示すように、ベースに負電圧を加えると、周期が短くなり、周波数は増加していく。

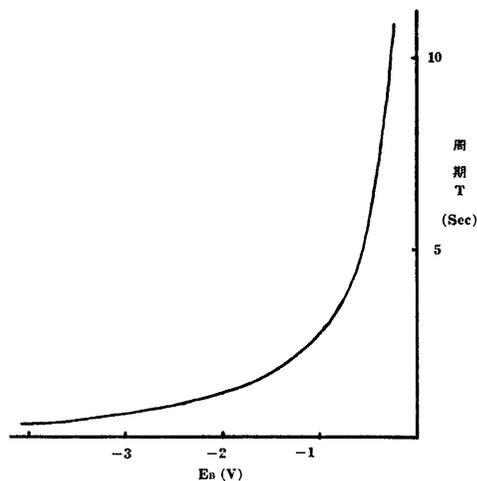
d) エミッター回路の負帰還抵抗

第6図に示すように、負帰還抵抗 R_c の変化に対し

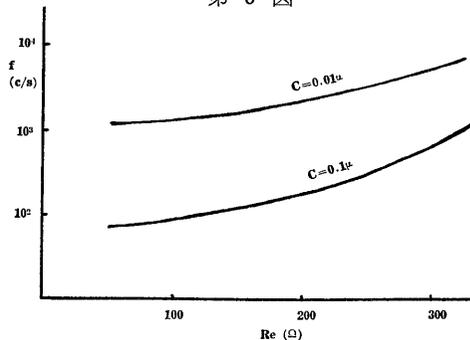
第4図



第5図



第6図



て、周波数の僅かな変化がみられる。本質的な影響はないが、トランジスタの動作点を安定化させるために必要である。

小 括

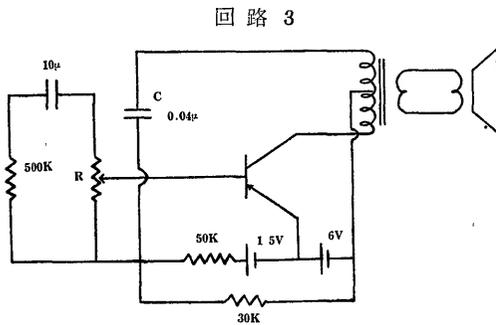
以上の実験によつて、次のことが知られた。

- i) ブロッキング周波数はベース電流に比例する。
- ii) ブロッキング周波数は容量に反比例する。
- iii) 従つて、ブロッキング周波数 f は $f = a \cdot \frac{I_b}{C}$ (a : 定数) で表わされる。

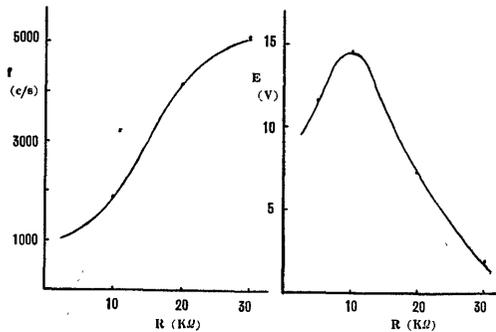
II. ブロッキングオシレーターの改良

第3図で示したように、従来のブロッキング発振器では、発振の遮断点が急峻でない。これは、ブロッキング発振の強さが負のベース電圧に関係し、ベース電圧が低い程弱まるためである。以下に示すように、発振回路を色々改良してみた。

1. エミッター回路のC



回路 3



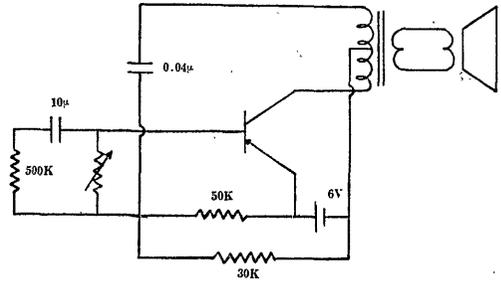
第 7 図

回路3のようにエミッター回路にCをつけると、第7図に示すように、発振は強くなり、Rの値によつて発振の強さが大きく変わる。発振の遮断性は比較的よく30数KΩで発振は停止する。これにより、実際的に皮電点をよく探知する。

2. バイアス電池 E_B

回路4に示すようにバイアス電池 E_B を除去した。前の場合と同様に、発振が強くなり、Rの値によつて

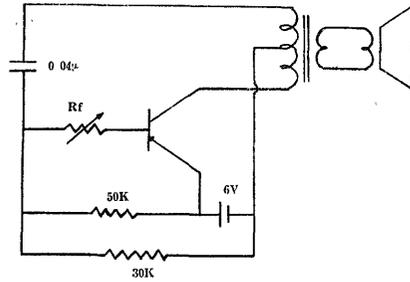
回路 4



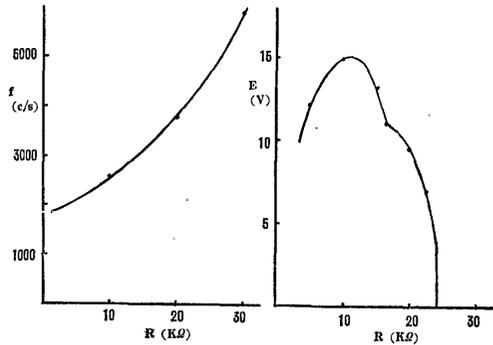
発振の強さが大きく変わる。発振遮断点は急峻で明確となる(第8図)。

3. ベース回路の負帰還抵抗 R_f

回路 5



第 8 図

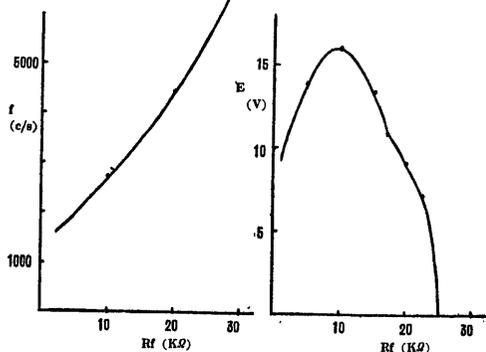


回路5に示すように、ベース回路に、発振遮断電圧 E₁ に代つて、新しく負帰還抵抗 R_f を挿入した。第9図に示すように発振状態は可成りよい。

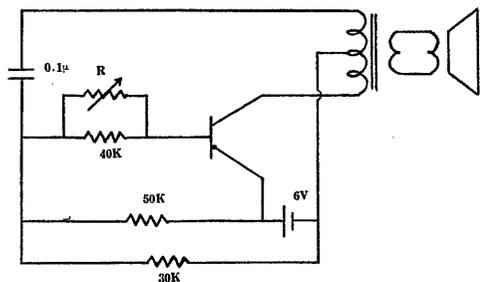
この回路を基本にして、更にベース回路を色々組み合わせることができる。

回路6及び回路7に示すように、ベース負帰還抵抗に並列に抵抗あるいはコンデンサーを挿入した場合、発振はそれぞれ並列抵抗R及び並列コンデンサーCによつて制禦され、第11図、第12図に示すような結果となる。回路7では、負帰還インピーダンス Z_f は

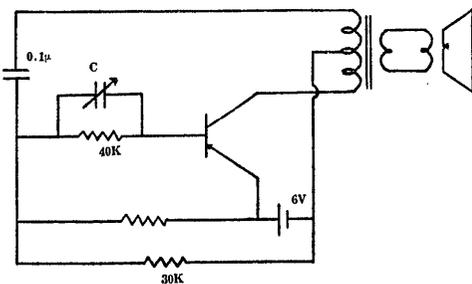
第 9 図



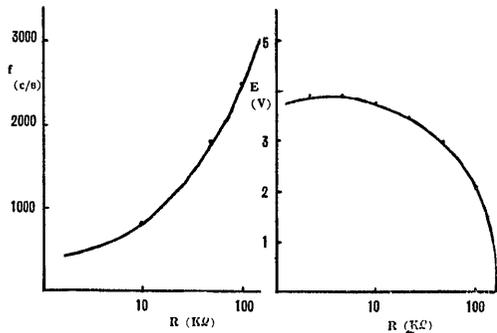
回路 6



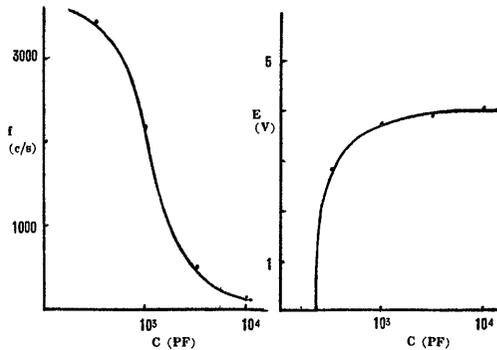
回路 7



第 10 図



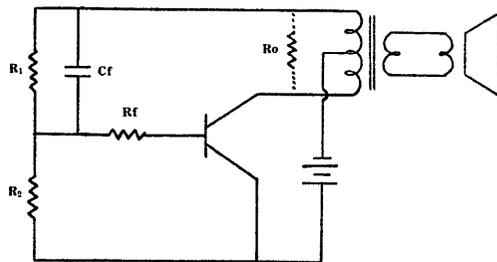
第 11 図



$\frac{1-j\omega CR_B}{R_B}$ で表わされるが、発振周波数 f ($\omega=2\pi f$) が図のように C によつて変化するので、インピーダンスは一義的には定まらない。

回路 8 は回路 5 を等価的に書きかえたもので、この回路をもつて、負帰還回路を挿入した基本回路とし、これについて特性を検討してみる。

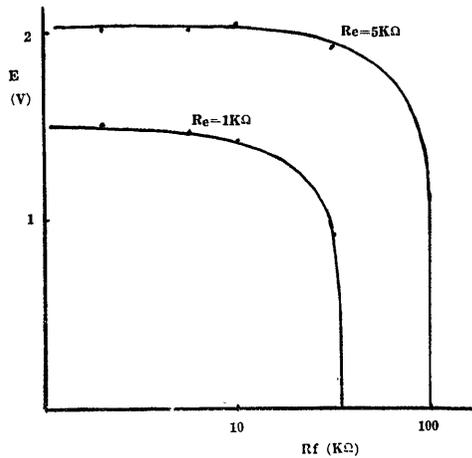
回路 8



1) 一次トランスの抵抗 R_o

回路 8 において、トランスに並列に R_o を設置する。 R_o の値を変えることによつて第 12 図に示すよう

第 12 図

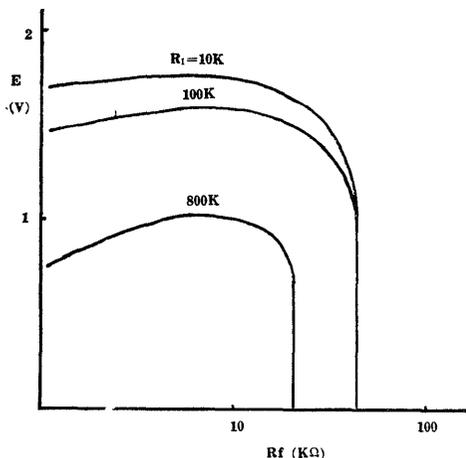


に発振遮断点は移動する。これで遮断点を任意に変えることができ、 R_o を $1K\Omega$ から $5K\Omega$ まで変えることによつて、遮断点は $20K\Omega$ から $100K\Omega$ 附近に移動する。

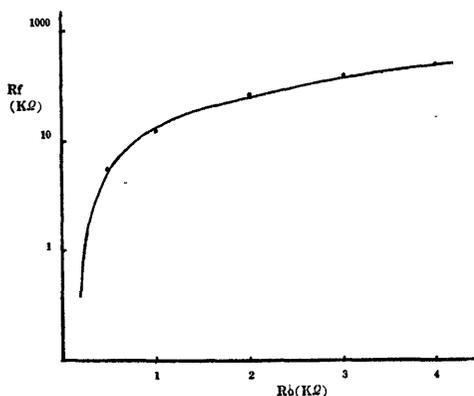
2) バイアス抵抗 R_1

R_1 が $100K\Omega$ 以下では、第13図に示すように、発振遮断点がほぼ一致する。また、 R_1 は R_f-R_o の関係(第14図)にも影響を及ぼすことなく、 R_1 を $50K\Omega$ から $100K\Omega$ まで変えた範囲では、すべて同一曲線上に重なる。

第 13 図



第 14 図

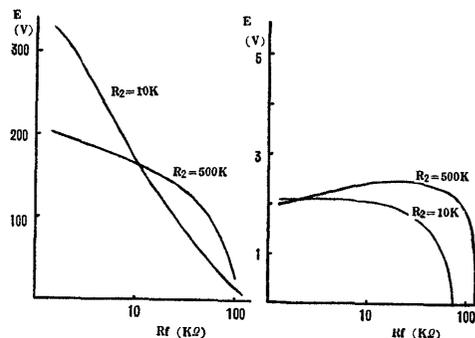


これは、 C_f のインピーダンスが小さいために R_1 は殆んど役をなさず、また、 C_f も発振の役割を演じていないことを意味する。

3) R_2

回路 8 において R_2 のみ変えた場合、第15図に示すように、ベース電流及び発振遮断断特性には余り変化

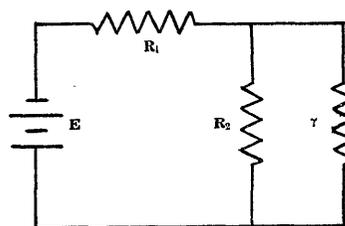
第 15 図



はみられない。

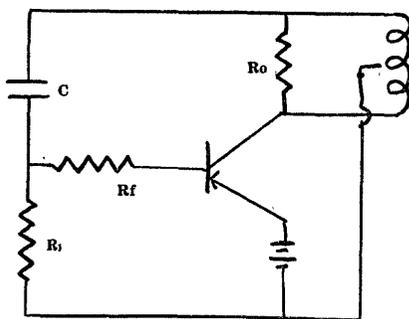
この場合、ベース電流は主として R_1 , R_f を通じて流れ、 R_2 には余り関与しない。いま、説明のため基本回路において R_o , R_f を無視すると第16図の等価回路で表わされる。

第 16 図

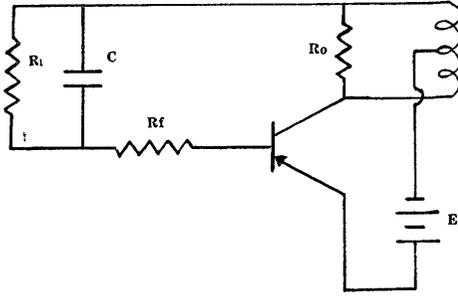


γ はベース、エミッター間の抵抗を表わす。等価回路において、ベース電圧 E_B は $\frac{E}{1+R_1\left(\frac{1}{R_2}+\frac{1}{\gamma}\right)}$ で表わされる如く、 R_2 が γ に比べて高い場合は R_2 は殆んど役をなさない。即ち、初め電圧 E がベースに加わり、この電圧によつて I_B が流れ、 R_1 で電圧降下が生じて R_1 と I_B によつてベース電圧が自動的に決まる。このように、 R_2 が γ に比べて高い場合は、 R_2 不要であるから、これを取り去ると、基本回路は回路 9 また

回路 9



回路 10



は10のようになる。それぞれ交流回路及び直流回路が独立している場合と重なっている場合を示している。

III. 回路の決定

いま、回路を決定するために回路9について、更に吟味してみる。

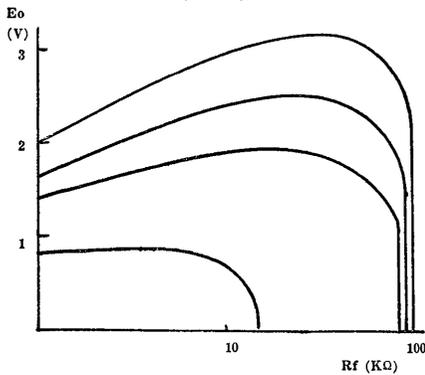
1) R_1, R_o

R_1 の値を変えることによつて、発振遮断点には大きな変化はみられない。トランスの並列抵抗 R_o の値を変えることによつて遮断点は移動する。

2) R_e

回路9について、エミッター回路に直列に抵抗 R_e を挿入する。 R_o の場合と同様に、 R_e の値によつて発振遮断点を任意に決めることができる(第17図)。しかし、動作の安定をはかるため、 R_e を余り大きくすると遮断が劣化する。

第 17 図

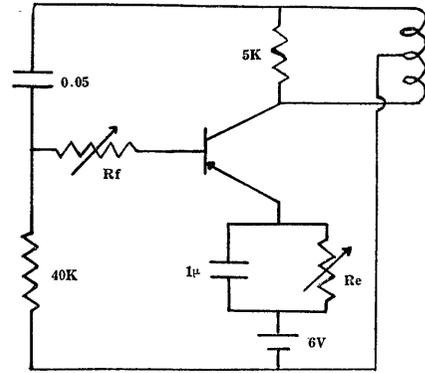


回路11のように、エミッター回路にコンデンサーと並列抵抗 R_e による負帰還を加えると、遮断点を一致させることができる(第18図)。

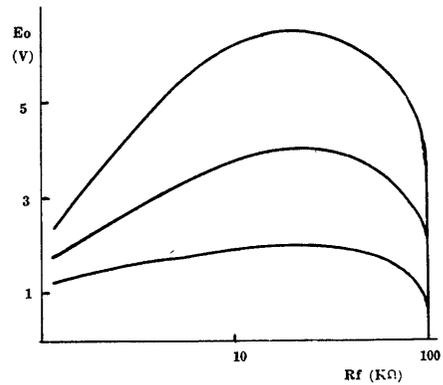
この回路は最も良い特性を示すが、電源がエミッター回路にあるため、増幅器を接続するのに難点がある。

これまでの回路を総合して、最も典型的と思われる回路12を設定した。

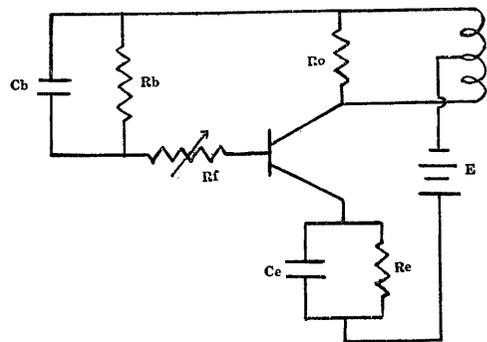
回路 11



第 18 図



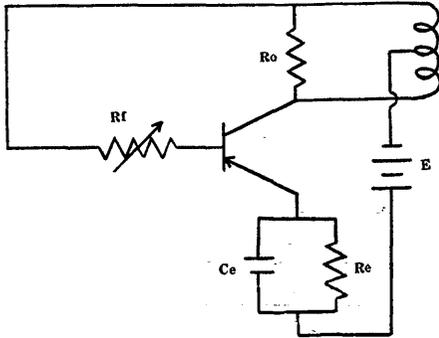
回路 12



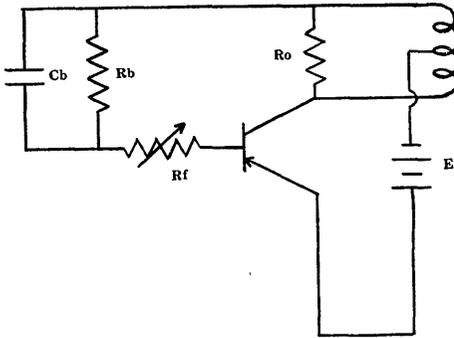
この回路では、 C_b 及び C_e のインピーダンスが小さい場合は、それぞれ R_b, R_e が大きくても交流的には短絡となる。従つて、 C_b, C_e の容量が大きい場合は、 R_b あるいは R_e による直流負帰還のみが加わることになる。この直流負帰還は R_b, R_e のいずれかのみを負担させてもよく、従つて、その場合は回路13 a あるいは b とよく等価である。

回路13 a では、ベース電流とコレクター電流の両方が

回路13 a



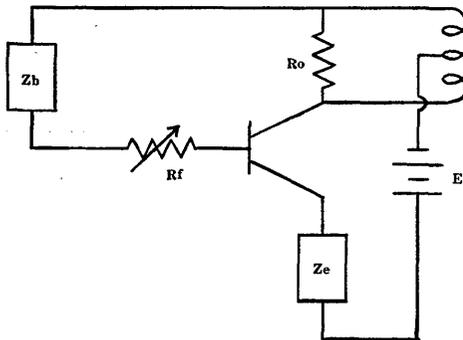
回路13 b



らなる負帰還が加わるが、回路13 bでは、ベース電流による直流負帰還が加わるのみである。従つて、安定性では a がまさる。

Cb, Ce の容量が小さい場合は Rb, Re ともに回路14の如く、インピーダンス Zb, Ze として作用する。

回路 14

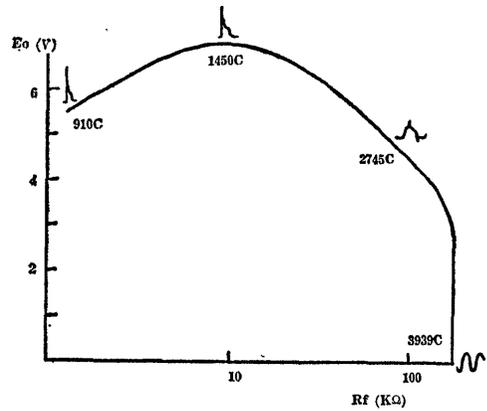


IV. 発振の条件, 周波数と波形

これまでにも発振を阻止する要素をいくつか述べてきた。発振を規制する諸条件を、発振周波数及び波形の観察と共に一括してみる。

1) Rf

第 19 図

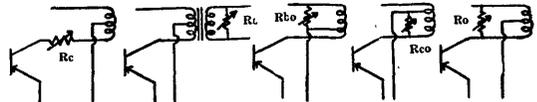


Rf を単独に変えたとき、第19図に示すように、周波数、波形ともに変化する。Rf の値が小さいところでは出力波形は鋭いスパイクを示し、遮断点附近では正弦波となる。発現遮断特性は比較的よい。

2) Rc, Rl, Rbo, Rco, Ro

発振トランスに抵抗をつなぐと、直列の場合でも並

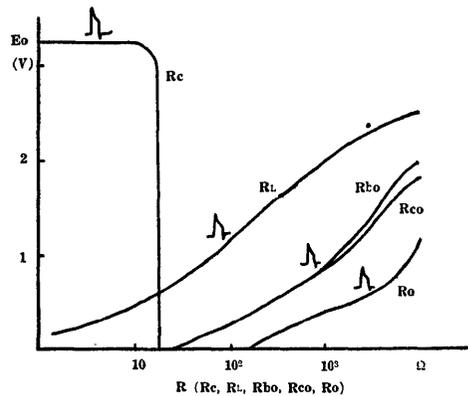
第 20 図



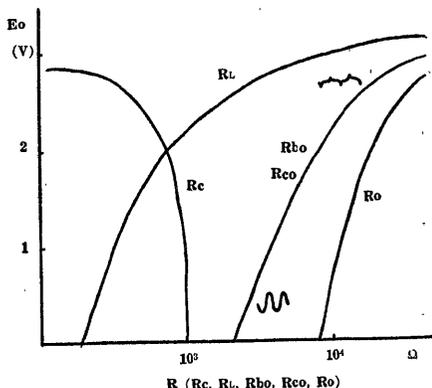
列の場合でも L の Q が低下する。第20図で Rc, Rl, Rbo, Rco, Ro をそれぞれ単独に換えた場合、いずれも、波形は鋭いスパイクを形成する。Rc の場合を除いて、いずれも遮断特性は余りよくないが、遮断点では急に発振が止まる(第21図)。

これらの抵抗とベースの負帰還抵抗 Rf (=100KΩ)

第 21 図



第 22 図

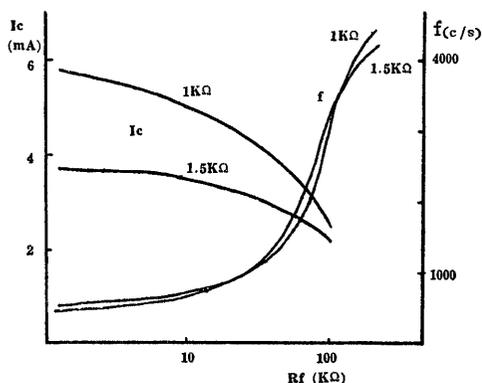


とを組み合わせると、第22図に示すように、発振遮断特性及び波形は負帰還抵抗 R_f によつて改善され、波形は R_f の値が高い程すぐれている。

3) R_e 及び電源電圧

R_e の変化はコレクター電流を変化させるが、周波数に対しては殆んど影響しない(第23図)。

第 23 図



電源電圧に対しては、乾電池 6V と 9V について調べた結果では、周波数、発振遮断点ともに殆んど影響をうけない。

上の結果から、発振周波数は主として負帰還抵抗 R_f の函数として表わされるということが出来る。

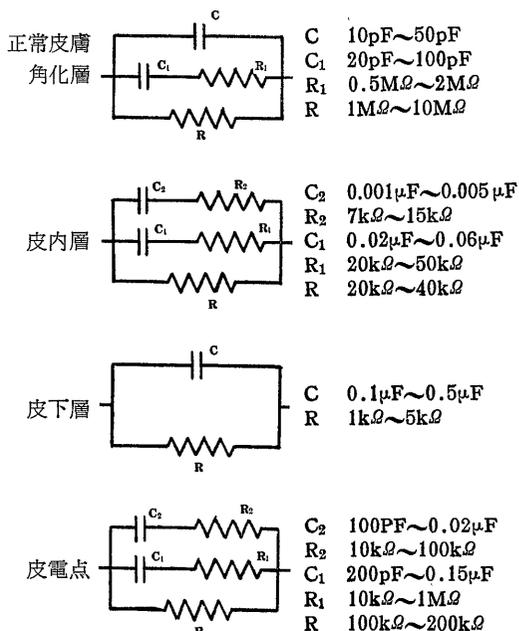
V. 正常皮膚及び皮電点の電気生理学的性質

内臓-皮膚反射として皮膚に投影される部位、即ち皮電点は、その組織学的な変化に対して電気的性質も変化する。皮電点は表皮顆粒層における滲出性変化に始まり、それは電解質性容量の変化として現われ、電気的には強い分極性と強い抵抗減弱性として示される。この電気的な性質は皮電点における組織学的な特徴とよく一致する。

皮電点反射は交感神経緊張の結果として現われ、電気的抵抗の減弱及び電気的容量の変化として表わされる。この点で精神電流反射と類似するように見えるが、この反射と異なつて皮電点反射は面積として示されるのではなく、微小な(直径約 0.5mm)点反射として示される。精神電流反射、即ち発汗反射と皮電点反射は組織学的にも区別される。

正常皮膚及び皮電点の電気生理学的な性質については教室同人によつて研究されている。精密な測定はインピーダンス Bridge 法、脈波法によつてもなされるが、正常皮膚及び皮電点は電気的に次の等価回路で表わされる。

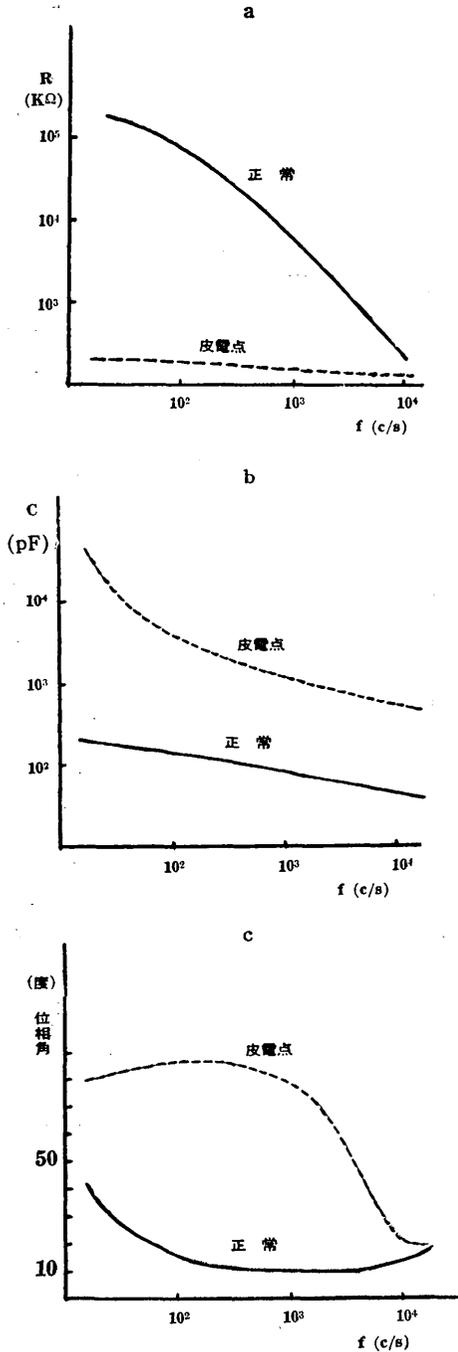
第 24 図



従来、皮膚の電気生理学的性質は皮膚に直流を与えて測定される見掛け上の抵抗で示されている。例えば抵抗減弱部位とか良導点といわれるものなのである。しかし、等価回路で示されるように、皮膚の電気生理学的性質は抵抗値のみで示すことは当を得ていない。抵抗の変化に従つて容量成分の変化を記すことが重要である。具体的にはそれらの抵抗及び容量の変化は位相角をもつて表わされる。これは特別に考案された位相計で測定することができる。抵抗、容量及び位相角の周波数特性は次のように表わされる。

周波数特性より、正常皮膚と皮電点を最もよく弁別するのは比較的低周波領域である。本計器による遮断遮断点における発振周波数は数 k Ω であるので皮電点

第 25 図

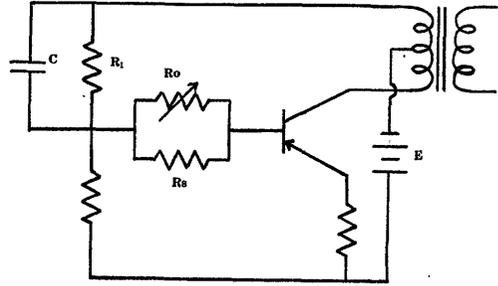


の探知には適している。

VI. Ranging

発振遮断点、周波数及び波形を規制するのは負帰還抵抗 R_f であることが実験的に確かめられた。 R_f の組み合わせを工夫し、挿入された抵抗の測定範囲を更に

回路 15

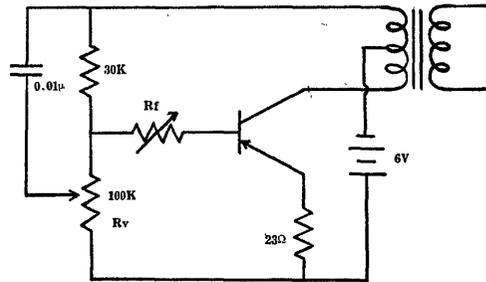


広めなければならない。これが Ranging である。

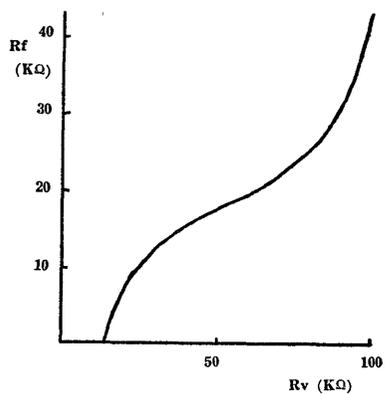
回路15において R_o , R_s の並列合成抵抗を負帰還抵抗 R_f とする。そして R_f の一定の値で発振が阻止されるように R_f を定めておく。 R_s は皮膚インピーダンスを表わし、 R_o は基準抵抗とする。 R_s の測定法として、 R_s に応じて R_o を変えて発振遮断を求め、 R_o の変化から R_s を測定する方法と、 R_o を予め発振遮断点の値に選んでおいて R_s の値の変化分だけを負帰還抵抗として加える方法が考えられるが、前者の場合は実際上不便であるので後者の方がよい。

回路16では抵抗 R_v によつて第26図の如く R_f を range することができる。理想的にはなるべく直線的

回路 16



第 26 図



に変化もるのが望ましく、また Ranging の範囲も更に広いことが望ましい。

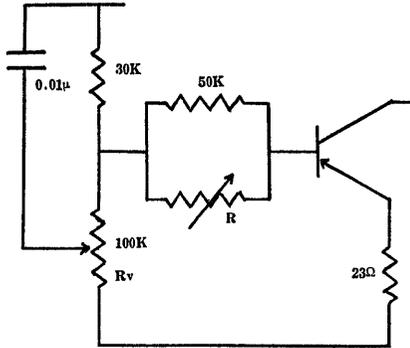
負帰還回路を回路17及び18のように組み合わせると、第27図に示すように軌跡は重なり合う。共に、発振開始点と停止点のヒステリシスが大きい。

回路19では抵抗 R_o を発振遮断点にえらんでおき

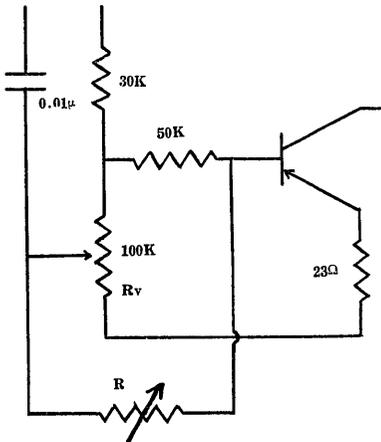
R_o' をこれと等しくおく。この場合、発振点は $R_s = \infty$ のときは $R_v = 0$ であり、 $R_s = 0$ のときは $R_v = \infty$ となる。つまり R_s の変化分だけを R_v によって調整するのであるが、 R_s の範囲は数 100Ω から数 $M\Omega$ まで拡がっているので R_v はこの際小値、少なくとも $1M\Omega$ もの可変抵抗を必要とするので設定上困難である。

回路20 a では R_s による抵抗変化を R_v によって補

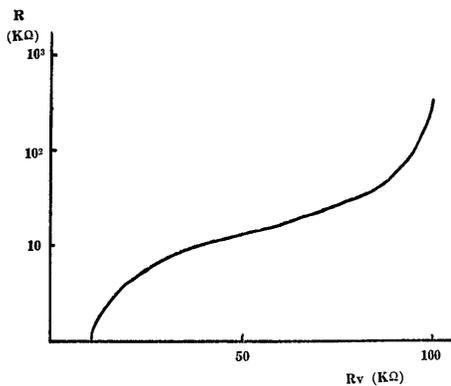
回路 17



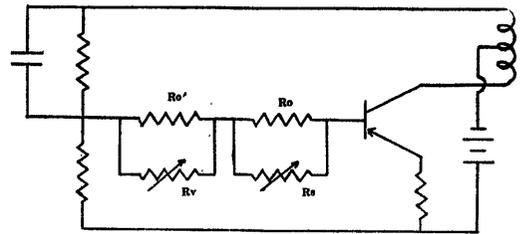
回路 18



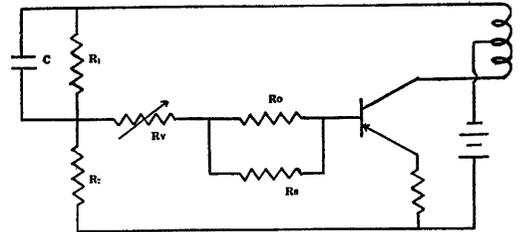
第 27 図



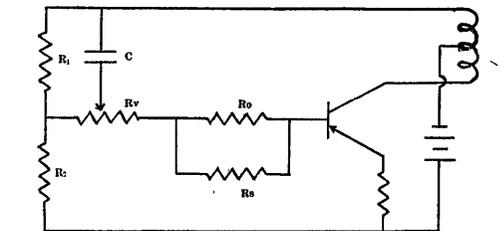
回路 19



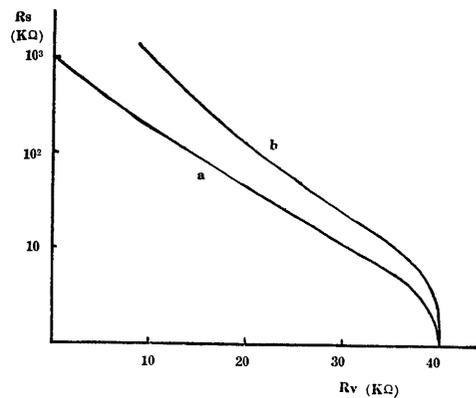
回路20 a



回路20 b

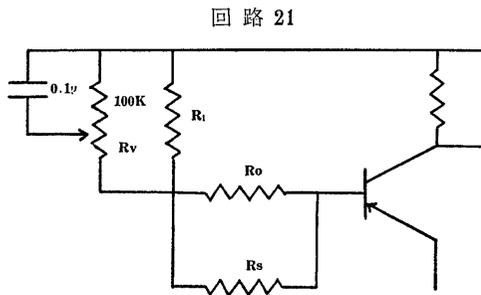


第 28 図

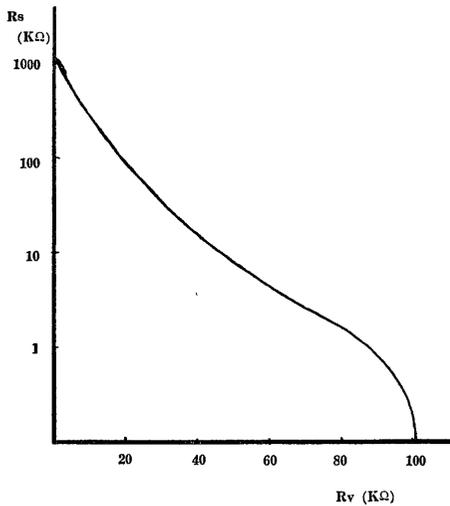


償して R_f を一定に保つ方法である。この方法では比較的、全抵抗の低い可変抵抗によつて広範囲にわたつて R_s の値を決めることができる (第28図 a)。回路 20 b では直流負帰還と交流負帰還を組み合わせた形で、更に range を広げることができる (第28図 b)。a では R_v の変化と共にベース回路の直流抵抗が変化するが、負帰還抵抗は変らない。b では R_v の変化に対して直流抵抗は常に一定であるが、全負帰還抵抗 R_f は変化する。

回路21では負帰還回路補償抵抗を考慮にいれたもので、 R_s の変化に対して R_v は比較的によく応ずる (第29図)。この回路を以て皮電計回路の基礎と決定した。



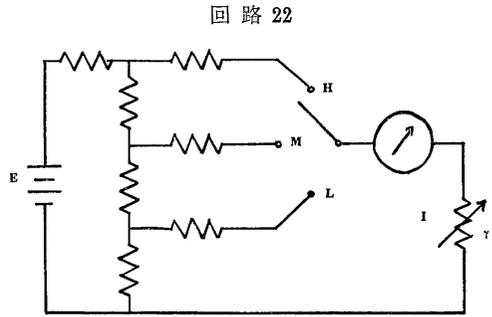
第 29 図



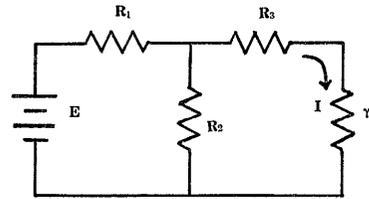
Ⅶ. 回路の設計

1. 刺戟電圧回路

皮膚刺戟電圧回路を回路22の如く定めた。皮膚抵抗 γ と電流 I の関係によつて電流計を抵抗で目盛る。第30図は回路22を書きかえたものであるが、この回路において、それぞれの抵抗値は



第 30 図



$$R_1 = \frac{R_2 \{E - I(R_3 + \gamma)\}}{I(R_2 + R_3 + \gamma)} \quad R_2 = \frac{I R_1 (R_3 + \gamma)}{E - I(R_1 + R_3 + \gamma)}$$

$$R_3 = \frac{R_2 (E - I R_1)}{I(R_1 + R_2)} - \gamma$$

で表わされる。

皮膚に対する負荷電圧を3段切替とし、その range をそれぞれ H, M, L とする。電圧を決定する条件として

- i) $\gamma = \infty$ のとき、 γ 端子に現われる電圧をそれぞれ E_H, E_M, E_L とする。
- ii) $\gamma = 0$ のとき $I = 100 \mu A$ とする。
- iii) 電流計の内部抵抗は $1 K\Omega$ で、電源は $17 \sim 20V$ 乾電池とする。

以上の条件によつて出力電圧はそれぞれ

$$E_H = \frac{(R_2 + R_3 + R_4) E}{R_1 + R_2 + R_3 + R_4} \quad E_M = \frac{(R_3 + R_4) E}{R_1 + R_2 + R_3 + R_4}$$

$$E_L = \frac{R_4 E}{R_1 + R_2 + R_3 + R_4}$$

で決定される。

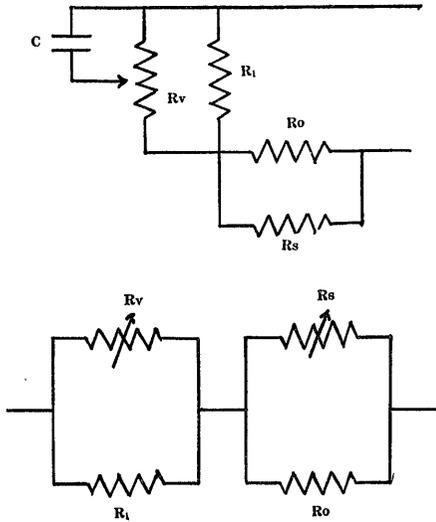
2) インピーダンス目盛

皮膚インピーダンス R_s の範囲は数 100Ω より数 $M\Omega$ にわたるから、 R_v, R_1, R_0 によつて R_s の広い範囲を range しなければならない。

第31図で回路の直列合成抵抗を R とすると、 $R_v = \frac{R_1 R R_0 + R_1 (R - R_0) R_s}{(R_1 - R) R_0 + (R_v + R_1 - R) R_s}$ で表わされ、発振阻止の条件として

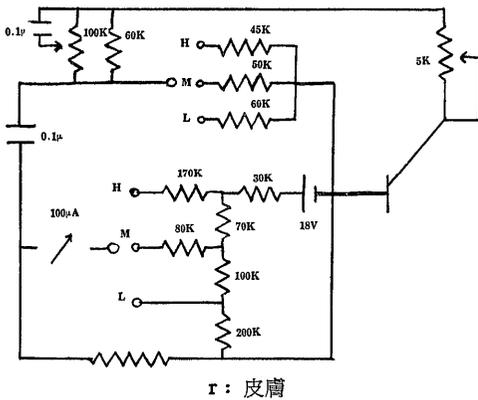
- i) $R_v = 100 K\Omega$ のとき $R_s = 0$ とする。
- ii) $R_v = 0$ のとき $R_s = 1 M\Omega$ とする。
- iii) R_v のつまみの中央に $R_s = 100 K\Omega$ を設置する

第 31 図



ため、 $R_v=50K\Omega$ のとき $R_s=10K\Omega$ とする。
 以上の条件によつて R_i , R_o , R を決定し、測定したものが第29図である。100KΩ の可変抵抗によつて $R_s=0.1K\Omega$ より 1MΩ に至る範囲を測定し得る。
 刺戟電圧回路を綜合すると次のようになる。

回路 23



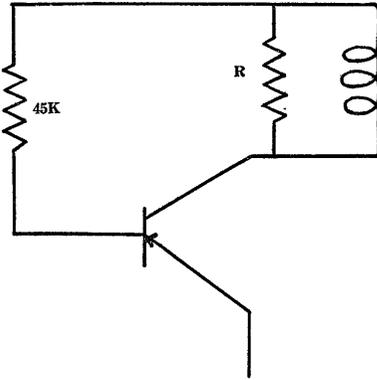
VIII. 発振遮断点のドリフト

接合トランジスタは温度に敏感な半導体であるから、温度によつてその特性はかなり複雑に影響される。例えば、温度が上がると電流増幅率は無限大に近づき発振状態になることもある。また、コレクター抵抗は温度の上昇に伴つて減少し、コレクター電圧の動作点が移動することもある。

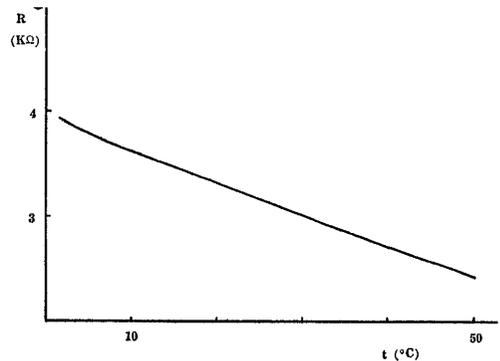
1. 温度による発振遮断点の変化

トランジスタをビニールで包み、低温は水で冷やし、高温は熱湯で求める温度を得た。回路24で温度の

回路 24



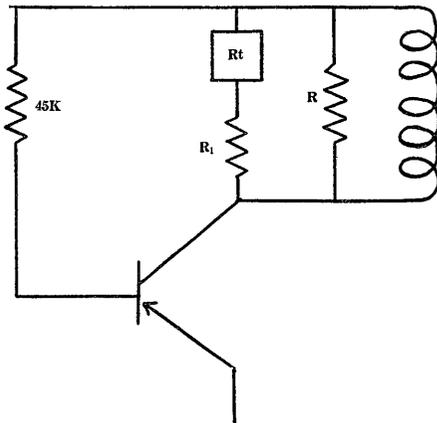
第 32 図



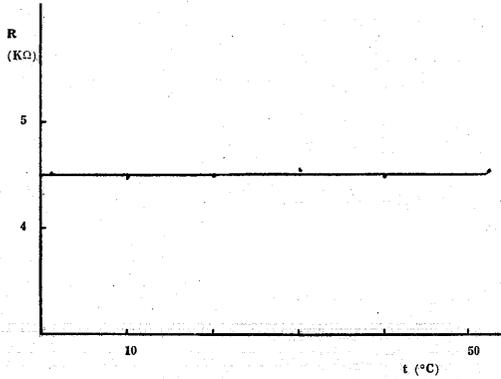
変化に対して、発振を阻止する抵抗 R は第32図にみられるようになりに変動する。

これに対し、温度補償を行うためにサーミスター R_t (BT-14) 及びサーミスター自体の抵抗に対する補償として、これに直列に固定抵抗 R_1 (2KΩ) をつないだ。結果は第33図に示すようになりに補償されて

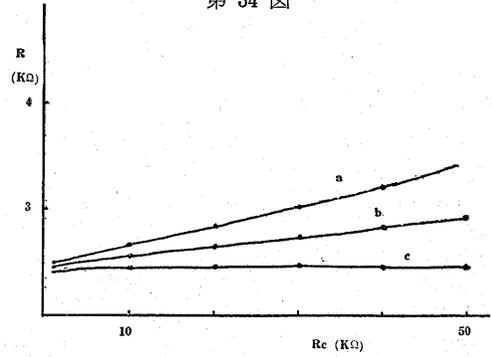
回路 52



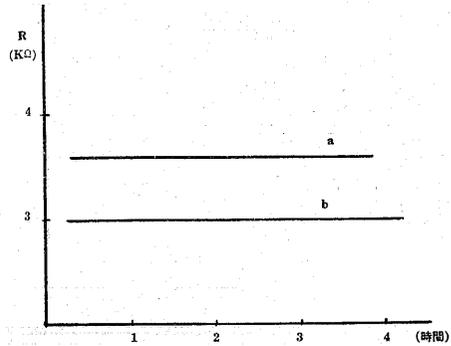
第 33 図



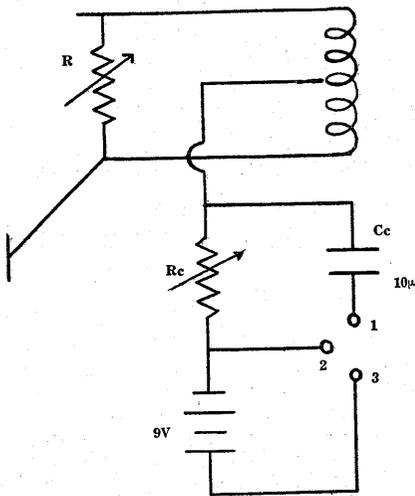
第 34 図



第35図



回路 26



いる。

2. コレクター負荷抵抗による発振遮断点の変化

コレクター負荷抵抗は負帰還作用に大きく作用するので、これによつて発振遮断点が大きく変動する。コレクター負荷抵抗は乾電池の内部抵抗、配線不良や電源スイッチの接点不良によるコレクターの回路抵抗及び温度によつても変化する。この変動を防ぐために、容量の大きいコンデンサーで交流負帰還がかからないようにコレクターの負荷抵抗を短絡する。回路26において、コンデンサーを短絡させない場合と接点 1, 2 を短絡させた場合及び 1, 2, 3 を短絡させた場合を、それぞれ第34図 a, b, c に示す。かなりの補償効果を得た。

3. 時間経過に対する発振遮断点の変化

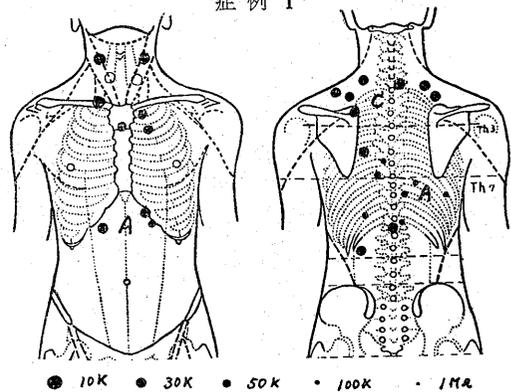
発振させずに電流を通じた場合 a を発振を続けさせた場合 b を調べたが共に時間経過による変化はみられない (第35図)。

IX. 臨床成績

以上のような方法で作製した皮電計を診断学的に利用し得るかどうか実験を行つた。症例は臨床的に診断の確定しているものについて行つた。皮電点のインピーダンスの定量的な測定は、抵抗のつまみを 10KΩ, 30KΩ, 50KΩ, 100KΩ, 1MΩ の5段階に分けて行つた。例えば 30KΩ という記載は 10KΩ と 30KΩ の間の値を示す。正常皮膚インピーダンスは、大体数 MΩ より数 10MΩ の値を示す。

症例 1 43歳, ♂, 胃潰瘍

症例 1



症状 いつも胃のぐあいが悪く、時々胃部疼痛、下痢がある。時に肩凝り、頭痛を訴える。

所見 レ線検査で小彎部に潰瘍存在す。胃潰瘍点、小野寺氏点、肩胛点に圧痛あり。皮電図所見としては、A群は胃障害を、C群は連関反射を示している。

症例 2 36歳、♂、肝機能障碍

症状 常に悪心を訴え、時に嘔吐する。倦怠感、疲労感、肩凝りを時々訴える。

所見 尿ウロビリノーゲン(+) 皮電図所見としてはA群に典型的な肝障碍を見いだす。

症例 3 12歳、♂、急性腎炎

全身倦怠を訴え、所見としては入院時血圧120-80、

尿蛋白(±)、ウロビリノーゲン(±)、沈渣扁平上皮(+), 尿回数やや減ず。退院時蛋白(-), 皮電図では、それぞれA群に腎炎の存在を示しているが、入院後数日間の最盛期を示している。

考 按

1. Ranging の方法については本文でも検討を重ねたが、その組合せを綜合すると次のようになる。

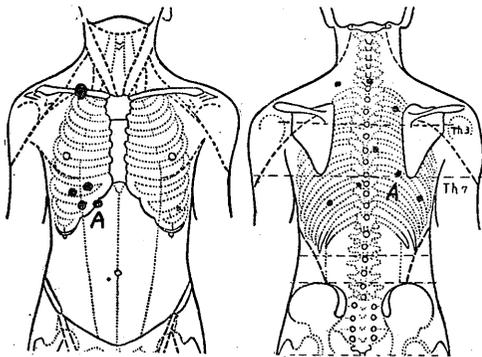
第36図のうち、主なものについて検討したが、本文に記したようにgについての吟味を行った。

2. 増幅器についてはトランジスターを2個使用し、発振器と増幅器は別になつていて、回路27に示すように発振器は発振器としてのみ作用し、スピーカーは緩衝器としての増幅器を介して動作させる。従つて、増幅器は緩衝作用を充分果すように、発振器に対して大きな負荷とならなければならない。そのため、増幅器の入力インピーダンスは高くなるように設計してある。

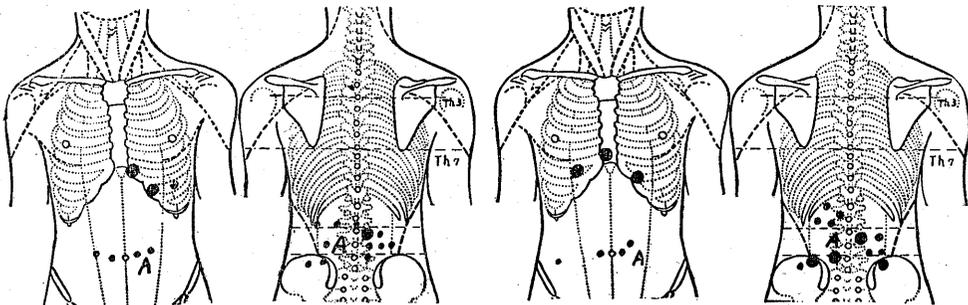
3. 発振変圧器については種々の drivertrans, outputtrans を用いてみた。ブロッキング発振器において、トランスは極性の反転、発振の振幅変換等に用いられるが、一般に一次インピーダンスの低いもの程遮断特性はよく、遮断周波数も高まる(第37図)。

4. トランジスターは製品によつて特性にかなりの

症例 2

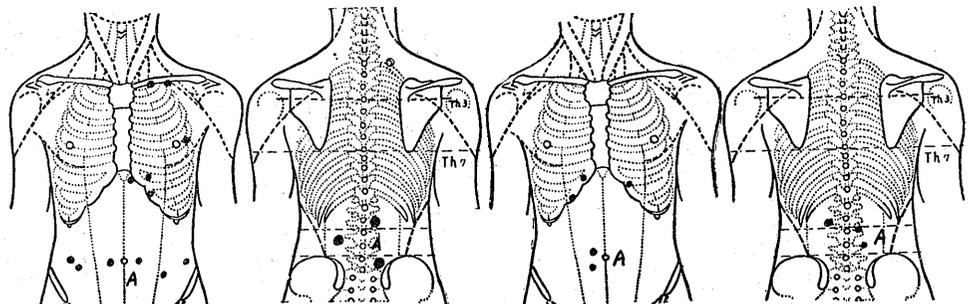


症例 3



第 1 日

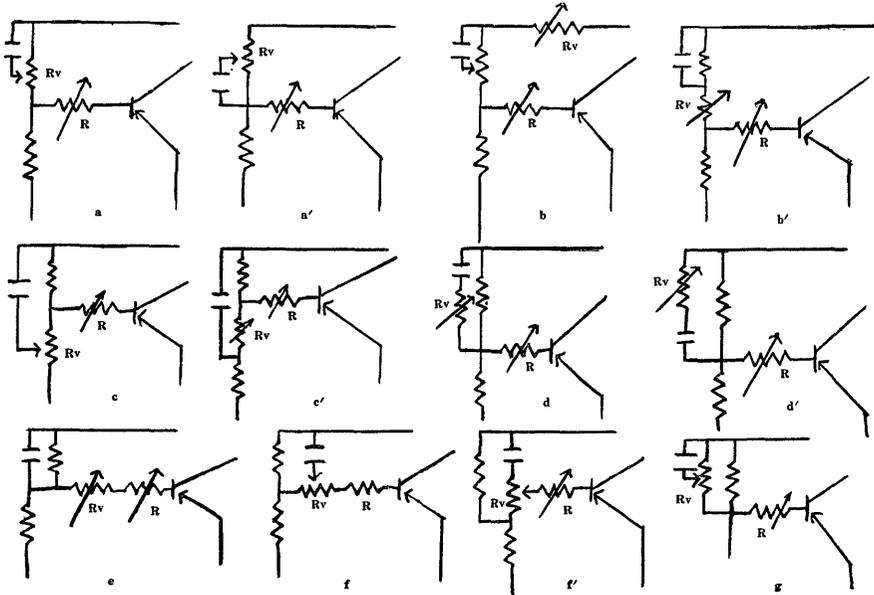
第 2 日



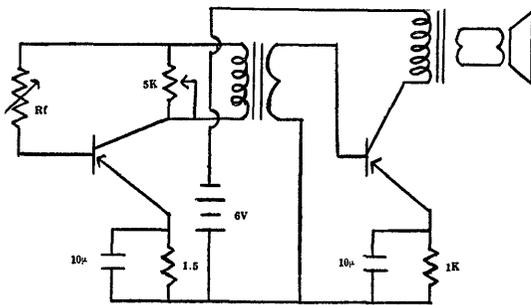
第 4 日

退院時 (第8日)

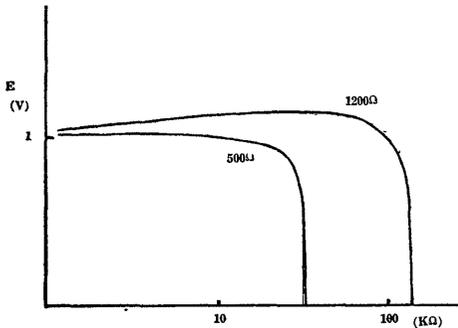
第 36 図



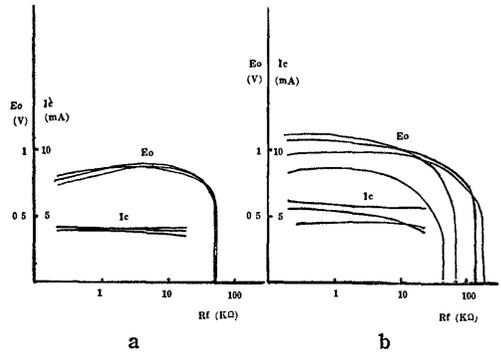
回路 27



第 37 図



第 38 図



もので、これは抵抗変化を増幅して検出する方法である。この増幅法と本法（発振制御法）を比較して次のような相違を認めた。

- i) 皮電点の検出感度は同程度である。
- ii) 増幅法では皮電点以外の場所でも雑音がよく出て判定がまぎらわしいが、発振制御法ではこのような雑音はない。
- iii) 従来の増幅法に対し、本法ではインピーダンスを定量的に記すことができる。

6) 臨床実験について

内臓体壁反射の結果として現われる皮電点は、組織学的には、初めは顕微鏡学的な潜在性水腫から始まって楔状壊死に陥る、更には肉眼的に可視的な紅疹、丘疹として、更には治癒後異常色素沈着として残るもの

差がある。同一規格の製品についても第38図 a のように比較的むらのないものと b のようにバラツキの多いものがある。

5. 従来用いられている皮電計は 回路28に示される

a pulse generator, was examined and an attempt was made to improve the blocking oscillator. Thus, a newly designed circuit was developed by connecting a negative feed back resistance with the base circuit of the transistor and an attempt was made to investigate the oscillation waveform, the oscillation frequency, and the oscillation cutoff of the negative feed back resistance.

3) For the practical use of the newly designed circuit, an output voltage, an impedance scale and the method of ranging were devised.

4) Furthermore, as a result of the investigation as to the temperature characteristic of the transistor, it was found that the elevating temperature resulted in a decrease of its abilities, and also that some individual differences of the transistors were seen even in those of the same make.

5) It was found that the newly designed Electrodermometer was more useful in its clinical application because of its ability to measure the impedance of an Electro-Dermal Point quantitatively.