

## 〔特別掲載〕

(東京女医大誌 第30巻 第10号)  
(頁2139—2149昭和35年10月)容量導体よりの活動電流の波形について  
(その電気二重層の位置)

東京女子医科大学第一生理学教室 (主任 養島高教授)

藤 田 紀 盛  
フジ タ タツ モリ

(受付 昭和 35 年 8 月 31 日)

## I 緒 言

筋神経が興奮にともない電氣的変動を示すことは du Bois-Reymond, E. によつて (1849) 発見され, Bernstein, Hermann らの研究によつて明確にされたが, この電氣的変動は方向の相互する二つの phase を示すことから Hermann によつて diphasischer Aktionsstrom と名付けられたが, これは時間的経過を示す曲線である。この動作流が1922年に Erlanger と Gasser とによつて始めてブラウン管を利用した観察記録が行われ, 以後エレクトロニックスの発達にともなつて, 微小な活動電流をも観察, 記録できるようになつたが, その活動電流の波形は単相性, 二相性, 多相性を示し, これらの波形から直ちに簡単に活動電流のオリジンや機序を解くことはむずかしい。

Bishop, Gilson<sup>1)</sup> はこの二相性活動電流から筋線維の本来の活動電流が分離できるとし, Hermann は単相性活動電流の加重から二相性活動電流の合成を考察し, 若林<sup>2)</sup> も二相性活動電流の波形を二つの単相性波形に分析する簡単な手段について報告し, さらにこのように分離可能な二相性波形を誘導するには特別な誘導位置を考慮しなくてはならないことを報告している。従来二相性活動電流の分離は1端を負傷させるか, または無興奮部位に一方の誘導電極を置いて活動電流を誘導したときのみ正常部だけの電氣的変化, すなわち単相性の波形を得ることによつてのみ行われる。このことから二相性活動電流はこの単相性活動電流の代数和であると考えられている。しかしこのような二相性活動電流を誘導するには, 神経のように伝導速度が速く, 誘導電極を離して置くことのできる場合であつて普通の筋や心筋では誘導がむづかしい。単相性活動電流を誘導するには, 杉<sup>3)</sup> の隔

絶法や微小電極法によらなければならない。筋から正しい二相性活動電流を誘導する場合には, 筋全体に対する誘導電極の位置によつて著しくその波形が変化することがわかつた。

以上のことから従来解釈されている筋神経の活動電流の波形でその活動電流のメカニズムを論ずることには, 真の単相性活動電流を得ることが先決問題であつて, 旧来なされてきた一方の導子を負傷部に置いたり, または遠くに置くいわゆる単極性誘導では決して真の単相性活動電流は得られない。小溝<sup>4)</sup> もいわゆる単相性誘導では, 二相性の因子が入りまじることを報告している。また, 神経の活動電流について興味あることは Erlanger and Gasser ら<sup>5)</sup> の誘導部位による波形の変化についての実験で刺激部位では一斉に活動電流が発生するが興奮の進行するにつれて伝導伝播速度が異なるため活動電流の重なり合いがずれてくることである。このようなことから, 筋や神経のような多数の被刺激性形態の集合からなるものは, その集合したものの全体が現はす性状から各個の被刺激性形態の性状を帰納することはできないと橋田<sup>6)</sup> も論じている。杉<sup>29)</sup> は筋の収縮に相当する長い時間的経過をとる単相性活動電流を誘導し, 活動電流のメカニズムを論じている。

生体活動電流として EMG, EKG, EEG, ERG, GSR など生体の筋や諸臓器の興奮状態を導出した多くの電氣的現象があるが, これらはどれ一つをとつても誘導法を変えれば, それに伴つて, 活動電流の波形も変化し, しかもこれらの興奮状態の変化によつても同時にその波形は変化するものである。現在多くの電氣的臨床診断が多分野において一定の誘導方法によつてなされているが, これらの誘導される活動電流の波形から興奮活動してい

る生体内臓器を知ることが可能であるかという基礎は、Craib<sup>7)</sup>の広い媒質の中で筋(心筋、縫工筋)を興奮させたときの波形から得られた理論や Hirschberg & Abranson<sup>8)</sup>ら<sup>30)</sup>によつてなされた同心電極誘導による筋電位の波形についての考察と Buchthal<sup>27)</sup>の多極誘導法による。電極間距離の変化に伴う波形の変形についての報告および Anderson<sup>9)</sup>の海馬核でのインパルス誘導において誘導間距離と臓器組織の部位の違いによる波形変化についての報告などである。ところで生体の活動電流として得られる、EKG, EEG, EMG などは二相性、三相性、多相性の波形を示している。

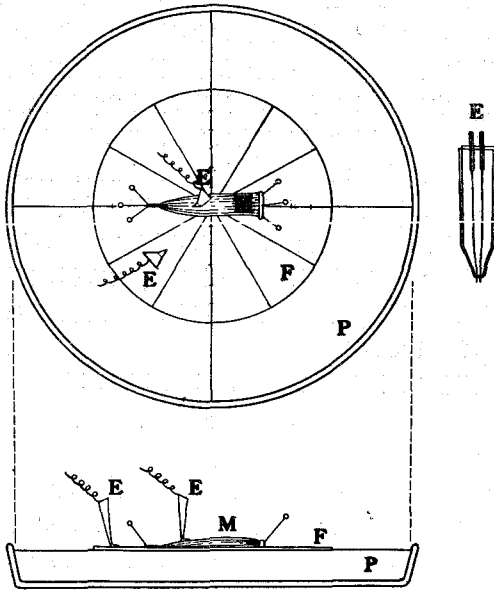
Craib<sup>7)</sup>, Lorente de No<sup>10)</sup>はそれぞれ筋および神経を用いてその全体を刺激し、これらの活動電流を容量導体(volume conductor)を介して誘導し、その波形から、電源の座を求めている。

著者は筋中の一部の線維を興奮させて同一筋組織または汙紙を容量導体としてその活動電流を誘導し、得られた波形から、生体興奮のメカニズムの一端である活動電流の正しい電源の坐とその伝導によつて生ずる波形の真の意味を解釈把握するために本実験を行った。

なお本研究の一部は第33回日本生理学会総会で杉<sup>11)</sup>によつて報告されているが、こゝではさらに詳細な資料とその後の研究結果に基づいて報告する。

## II 実験方法

著者は筋線維の平行な構造をもつ蛙、蟻の縫工筋を材料に選び、グラールで処理したものを第1図に示すパラフ



第1図 実験方法(誘導法)

- M. 筋肉                      E. 銀板誘導電極  
P. パラフィン盆  
F. 汙紙  
E'. 刺激電極

イン盆上の汙紙中央に傷つけないようピンで固定した。誘導電極は 0.2mm の銀板を従来の方法で不分極とし、二等辺三角形(高さ 3 cm, 底辺 2 cm)状にして頂点部を 1 mm および 3 mm のところで直角に折り、この外側を誘導する筋媒質上に置き働作流を誘導した。増巾器は R-C型四段で時定数 300m sec のものを使用した。刺激電極は筋全体を刺激するのではなく、緒言にも述べたように筋中の一部分の興奮を同一組織や媒質を介したとき、どのような形で誘導されるかを知ることが目的であるため、0.1mm の銀針を 0.5mm の間隔でセルロイド板にはり先端を平にしてマニプレイターに固定し、筋の種々な部位へ移動し筋の表面に軽くあて、電子管式刺激装置で刺激波形間隔 1 m sec を加えて刺激した。蛙、蟻の縫工筋は両側の臍に糸をかけ筋を傷つけないよう筋膜だけを取り、Ringer 液に入れて負傷していないことをたしかめ、30分~1時間後の安定したものをを用いた。次に直径 20cm のパラフィン盆の中央に汙紙(東洋汙紙 3号径 12 cm)を置き、Ringer 液で浸しこの中央に筋の中央が位置するように置き、筋が均等に伸びる状態に両側の糸をピンで固定した。汙紙は中心より従横に 1 cm づゝの目盛を入れ、同時に中心より 22°5' ごとに放射状の線を入れ誘導電極の位置をわかり易くした。観察は Braun tube で行いこれを写真に記録した。

## III 実験成績

(A) 容量導体(volume conductor)としての、同一筋組織よりの誘導

### 1. 直角誘導法

(a) 媒質(汙紙)が筋全体を囲む場合

実験方法のところで示したごとく、Ringer 液に浸した汙紙中央に蛙、蟻の縫工筋を置き、誘導電極を筋線維に対して直角の方向に置き、電極間距離と刺激点からの距離を任意に変化させた。刺激部位は恥骨端より 5 mm のところで、筋線維に対して直角の方向に電極を移動して刺激し、筋の一端から活動電流が伝播してくるようになり、第 2 図に示す波形が得られた。次に誘導部位を固定し、刺激部位を筋上の種々のところに移して刺激し、第 3 図に示すような波形を得た。

(b) 媒質が筋の一部だけにある場合

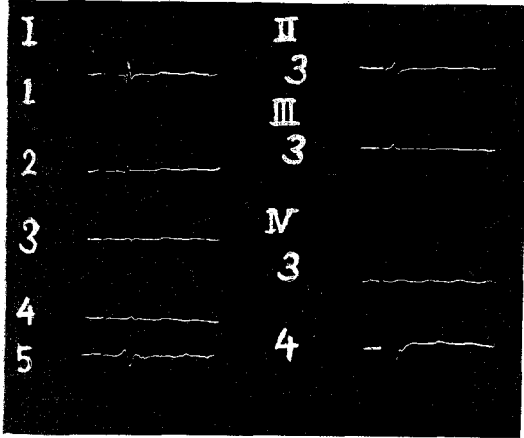
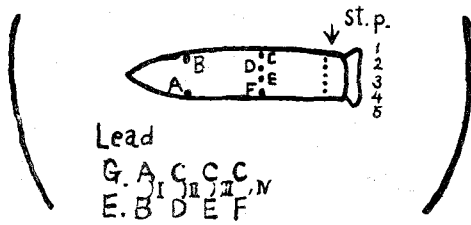
筋を乗せてある汙紙を刺激部位に近いところに局限して置き、第 2 図に示すものと同じ刺激を行い、得られたのが第 4, 5 図に示す波形のものである。

### 2. 平行誘導法

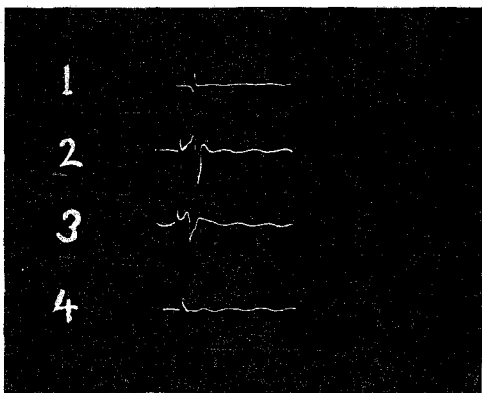
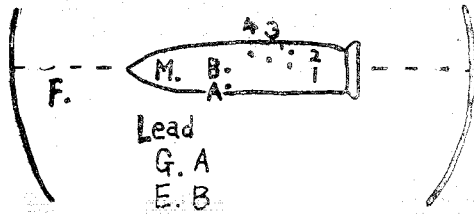
誘導電極を興奮伝導体の伝導方向に並べて置く誘導法(従来筋神経線維の表面からの誘導に用いられていた方法である)。

(a) 筋線維の一端からの刺激(汙紙が筋全体を囲む)

誘導電極は上述のごとく筋線維の方向に置き、刺激は直角誘導法における恥骨端刺激を行った。このとき得ら

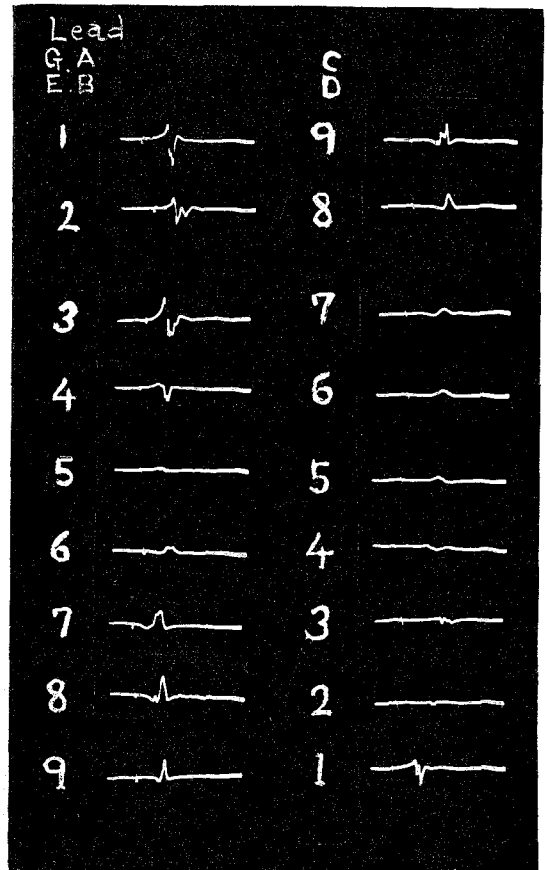
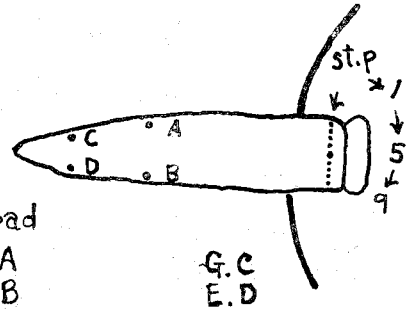


第2図 直角誘導法 1  
G. グリッド E. 接地 以下同様



第3図 直角誘導法 2

れた波形は第6, 7図であつて、この場合筋は汙紙の中央に位置せしめた。またこのとき筋全体(主として表面)が興奮するように刺激電極を第8図の上に示すよう銀針(0.1mm)を横にして刺激し、第8図に示すような波形が得られた。



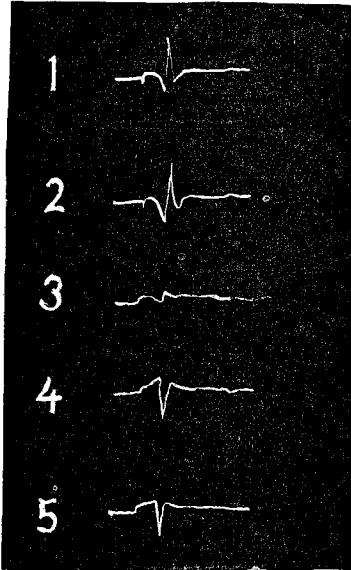
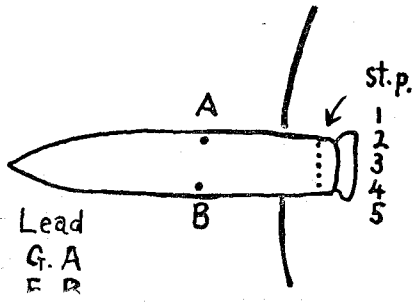
第4図 直角誘導法(汙紙外に一部分を出す) 3

(b) 筋線維中央よりの刺激

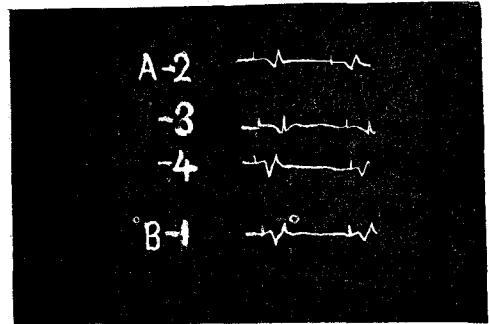
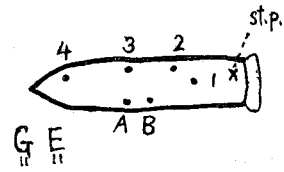
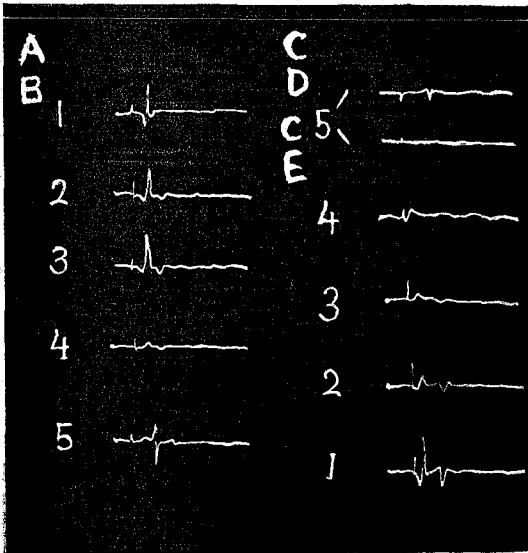
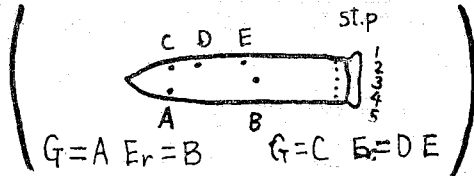
次に刺激部位を筋の中央として、これを取り囲むような部位から活動電流を誘導した。第9図に示したものがこれである。

3. 同一組織即ち筋を媒質容量導体としての誘導

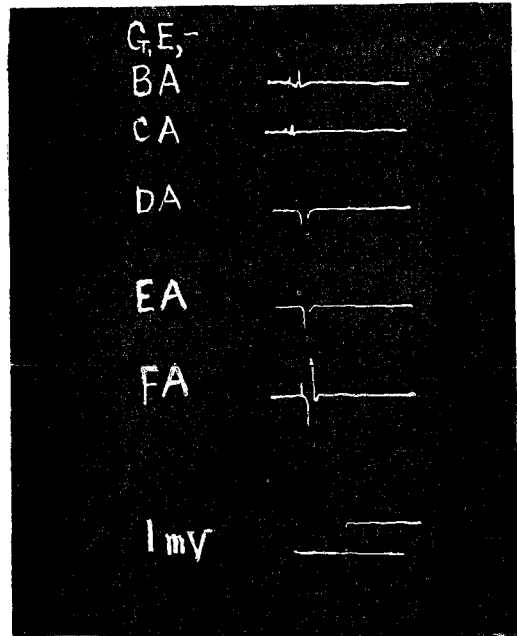
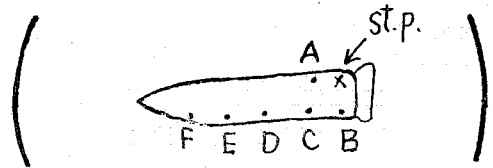
縫工筋を一對取りこれを汙紙の中央にわずかにずらして重ね(平行または直角)下側の筋の中央及びその一端を刺激して、下側の刺激された筋、媒質となった上の筋か



第5図 直角誘導法 (筋を汙紙外に一部分を出す) 4



第6図 平行誘導法 1

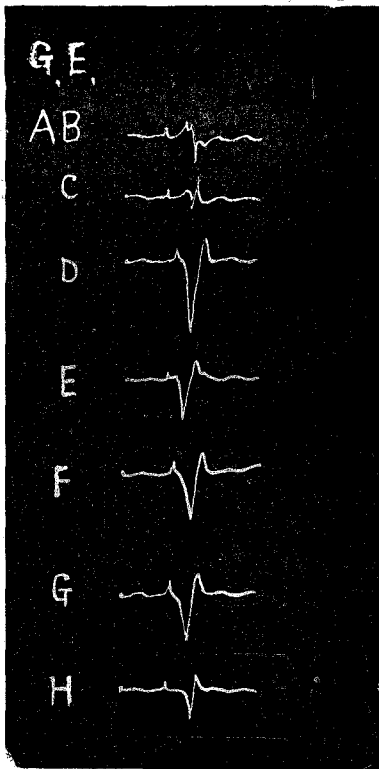
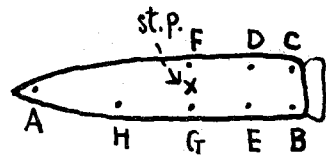
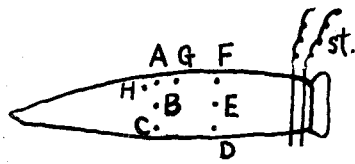


第7図 平行誘導法 2

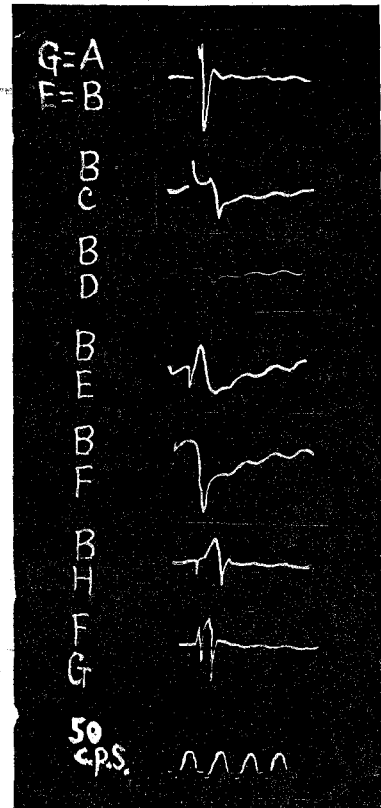
らその活動電流を誘導した。図10に示したのがその波形である。

(B) 容量導体として汙紙からの誘導筋線維の活動電流

縫工筋の一部を刺激し、誘導電極は一方は筋上に、他の一方は筋より汙紙につらし、筋線維の方向に対して、



第8図 平行誘導法 3



第9図 平行誘導法 (中央より刺激)

直角あるいわ平行に電極の位置を変え、これら電極の種々の組合せによる誘導を行い、第11図に示す波形が得られた。

#### IV 考 察

##### (1) 実験材料、実験方法について

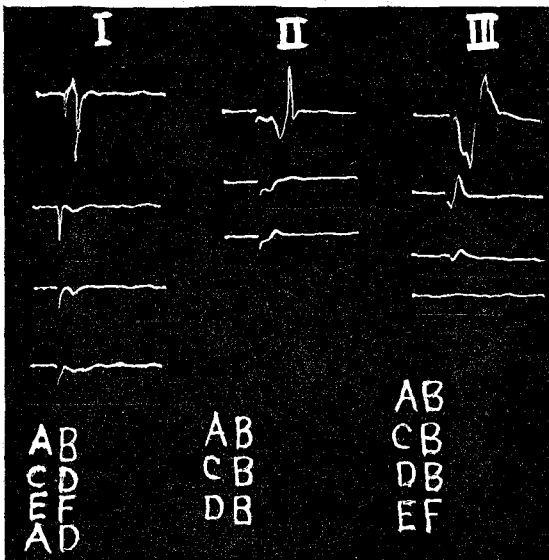
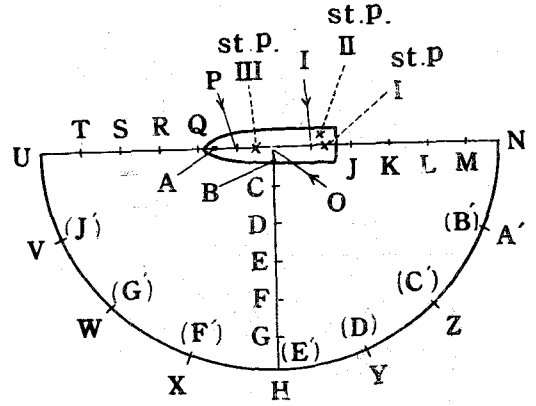
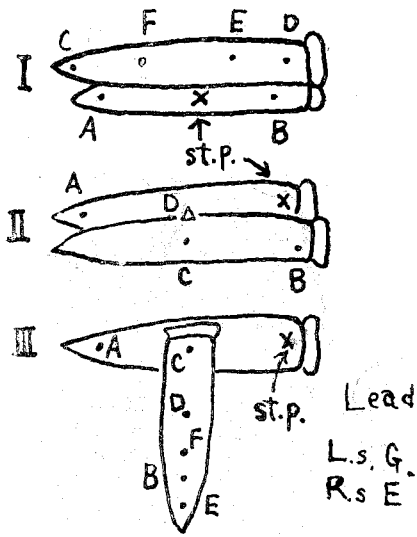
Craib<sup>7)</sup>は筋を、Lorente de Nó<sup>10)</sup>は神経を用いて、その媒質容量導体としてリンゲル液に浸した汙紙上に置き、これらが刺激されて興奮したとき、媒質から得られる活動電流を記録しているが、Craib は平行な筋線維として縫工筋を用い、筋線維全体の興奮を筋上または広い媒質を介して誘導している。Lorente de Nó は坐骨神経幹を用いて刺激端を油の中に入れており、汙紙は縦20 cm、横 30 cm のものを使用し、その中央に神経を横軸上に置き、神経および神経と汙の紙それぞれの点より誘導している。本実験では筋そのものを媒質容量導体となすべくクラールで処理し、筋表面の一部の線維に刺激を加え、これから直角および平行誘導と汙紙から誘導記録した。このことは Lorente de Nó の実験において示されているように三次元的現象を一次元的(平面)展開によ

つて実験説明し得るものである。材料は蛙の縫工筋を用いたが、これは Craib も指摘したように、線維が平行であり筋全長にわたって線維が存在しているからであり、かつ表面でごく僅かの筋線維に対してのみ刺激を加え同時にその表面の各部から誘導できる利点があるからである。

##### (2) 実験成績について

###### A 容量導体としての同一筋組織よりの誘導

1. 直角誘導法について。実験成績のところで述べた I の(a)の誘導よりえられた波形は二相性、多相性の波形であつて、(b)の場合(a)とは同じ直角誘導であるが、さらにその媒質が筋に対して占める関係位置を変化させて誘導したわけであるが、その結果は第2図および第4図にみられるごとく前と同じような波形を示し、結局筋を囲む媒質の影響は筋を媒質として誘導した場合その波形に殆んど変化はみられなかつた。このことから刺激興奮された同一組織から誘導する場合にはそれらを取りまく外圍の媒質(こゝでは汙紙)の存在はその誘導に対して影



第10図 筋を媒質として筋上よりの誘導

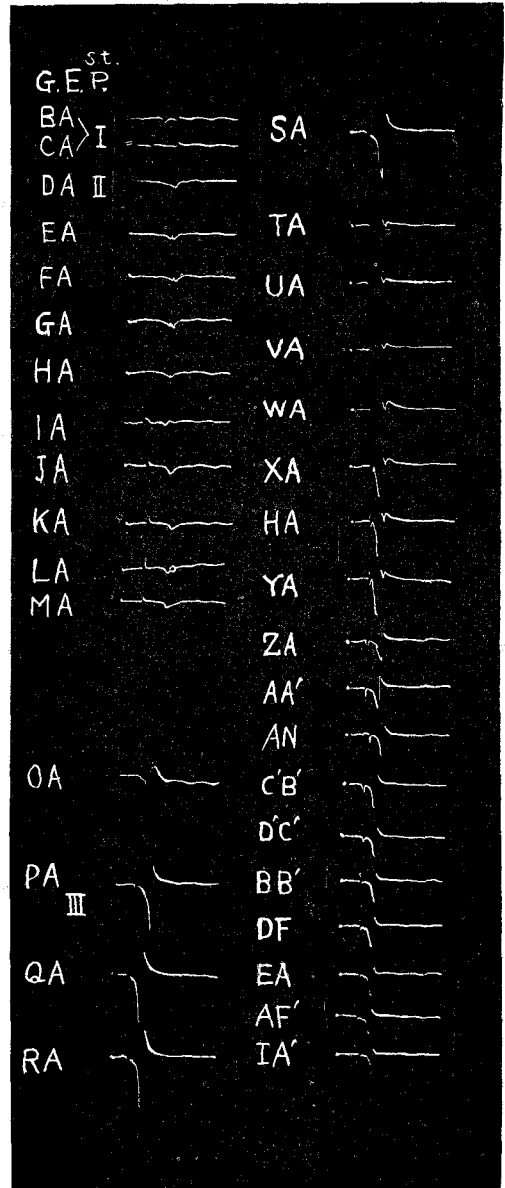
影響しないということがいえる。

2. 平行誘導法について

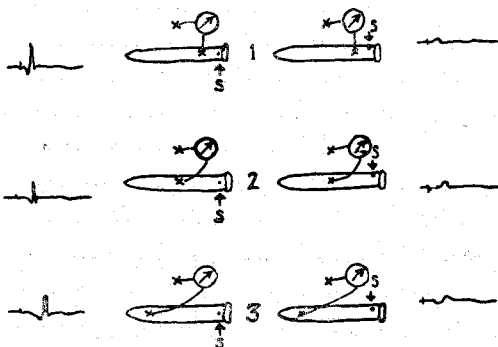
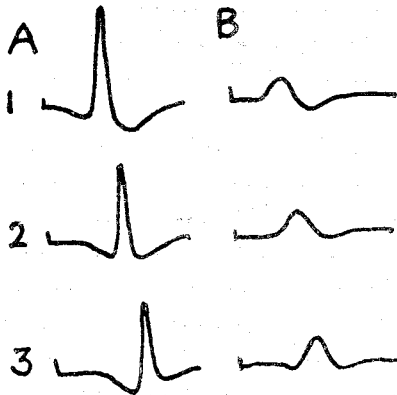
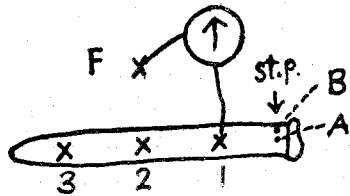
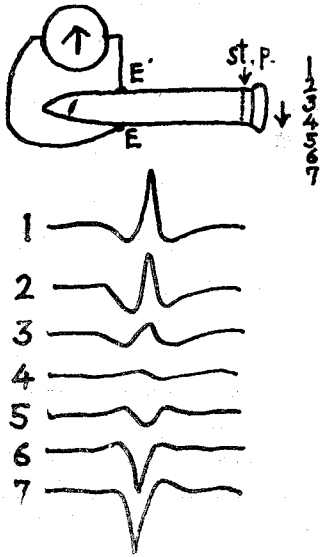
実験2の(a)での誘導法において得られた波形は二相性および多相性のもので、これは Craib が媒質を用いた実験でまた O'Leary<sup>12)</sup> が導体誘導の実験で報告しているものと同様の結果である。筋表面全体を刺激して得られた第8図の波形はたゞ全体にその電位が増大しているだけであり、その波形の上には大きい変化はみられない。つぎの実験2の(b)において得られた波形は複雑で、単相性、二相性、多相性などいろいろの形を示した。

3. 同一組織すなわち筋を容量導体としての誘導

これは反対側の筋を容量導体として刺激する筋の上に平行またわ直角方向に乗せて、下側の筋の中央や一端を刺激して直角、平行誘導を行ったものであつて、得られ



第11図 筋上一沓紙よりの組合せ誘導



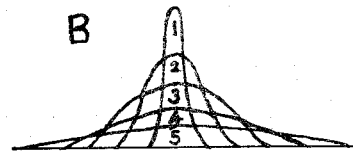
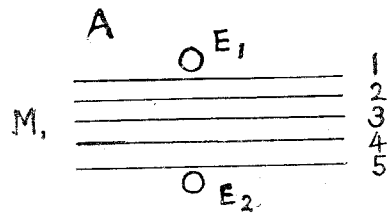
第12図 総括説明

た波形から乗せた筋が容量導体としての役目をしていることが解つた。

B 容量導体としての汙紙からの誘導

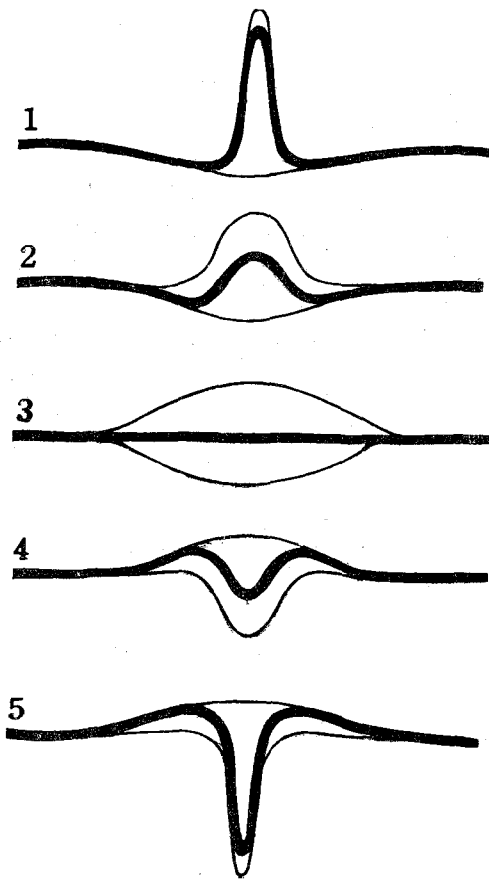
筋線維の活動電流を筋上汙紙間の誘導で得られた波形は二相性、多相性の波形であつて、その電位はA 3における誘導よりも低い電位を示している。

以上行つた種々の誘導法とその結果得られた波形を整理すると第12図のようになる。これら得られた各種の波形について著者は次のように解釈した。すなわち第13図Aにしめす  $E_1$  なる誘導電極に対して1, 2, 3, 4, 5の位置の順に刺激を加えた時、電極  $E_1$  に及ぼす電位変化は同図Bのようになるが、このとき一方の電極がどこにあるかによつて両誘導電極の電位差は異なつてく

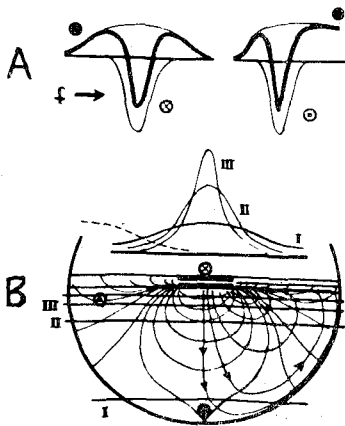


第13図 誘導電極の位置とえられる波形

る。今直角誘導で両電極が対称の場合を模式的に示すと第14図のような波形がえられる。これは直角誘導における同一媒質（容量導体）上での誘導波形を示すものである。次に同様にして平行誘導の場合の波形、とその電位配布の関係を模式的に示すと第15図のようになる。この両者から活動電流の波形の立ち上りと下りは誘導電極の位置におよぼす活動電流の電場がいずれの極に先にひびくかによつて決定されることを知ることができる。また電位の大きさについては第13図Bの模式図からも解かるように媒質影響が遠くなればなる程電位勾配は少くなる、ところで Anderson<sup>9)</sup>も海馬核中でのインパルスの伝導を誘導し誘導電極の位置が遠くなればその電変化が少なくなることを記録しているが、これについても同様に二つの因子すなわち電場と誘導部位との組合せがそれぞれの波形を決定していると解釈することができる。この実験は平面的に行なつたものであるが、杉<sup>18)</sup>、Lloyd<sup>14)</sup>、Lorente de Nó<sup>10)</sup>らの電場誘導実験の理論的解釈と同様三次元的意義を含むものであることは当然である。



1, 2, 3, 4, 5は第13図でしめす刺激部位  
第14図 E<sub>1</sub> E<sub>2</sub> 両電極の電位差模式図

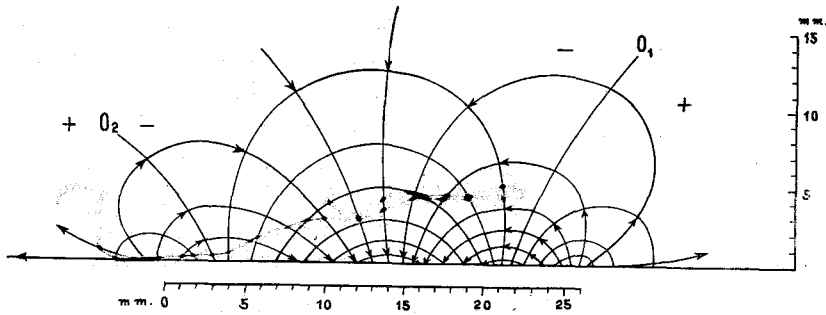


A. 波形と誘導電極との関係を示す  
B. 電気二重層による電場形成  
● ⊙ ⊗ は誘導電極  
第15図 波形形成の条件

生活活動活電流の波形についての考察としてなされている脳波の分析は Berger<sup>15)</sup>, Adrian<sup>16)</sup>, Gibbs and Gibbs<sup>17)</sup>そして Hill & Parr<sup>18)</sup>や本川<sup>19)</sup>ら多くの研究者によつ

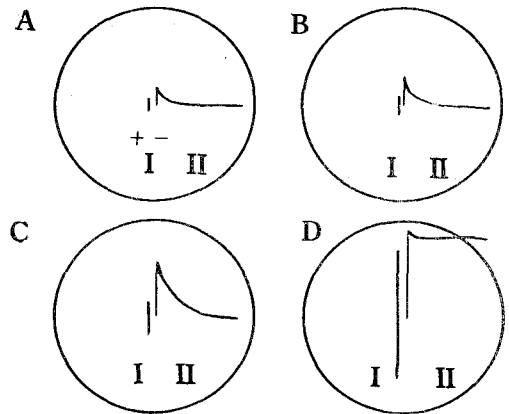
てなされており、その波形の周期性について、Toman<sup>20)</sup>は蛙の坐骨神経を用いて多相性活動電流を記録し、神経線維の活動電流がその周期性の本質をなしているものであろうと説明している。しかしこの周期性、多相性活動電流の波形だけについて考えるならば、脊髄電位、後根電位、又金魚や蛙の摘出された脳組織からでもえられているので、その組織の興奮性というものによつてのみ波形が変化するだけでなく、その誘導条件をも併せて考えなくてはならないのではなからうか、このことは本研究における容量導体よりの誘導（浜紙からの誘導も含む）活動電流の波形の吟味から当然考えられることである。また Walter<sup>21)</sup>らは人間の頭を電場と考え頭皮上を容量導体としてその電位発生の坐は双極子荷電であるとしこれによつて等電位線を書いている。Bishop<sup>22)</sup>や Craib<sup>23)</sup>もこれと同じ考えであるが、Craib はその電源の坐を Point-charge と考えて正常側+負傷側の荷電を持つていることをその一端負傷筋が媒質に対して示めす電場の電位差分布から臨論し、興奮部位は一負荷電であり、その電源は doublet であつて活動電流を電場から誘導すると、+又は+、-、+とその doublet が進行することにつれて、誘導電極から二相性、多相性の波形が得られるとした。また Libert and Gerard<sup>24)</sup>はこれらの双極子荷電の電位が細胞を横切つて容量導体としての頭皮上から脳波が誘導されるのであると考えている。これらの基礎となる実験を神経線維で行つたのが Lorente de N6<sup>25)</sup>であるが、Craib と同じようにその波形の発生を考えている。媒質上での活動電流によつてしめされる電場は第16に示すものであり、field において不関電極との間に O<sub>1</sub> O<sub>2</sub> の等電位線があつて、この外側は正で内側は負でこのような電位差分布が容量導体に形成されインパルスが進行していくと、その波形が誘導電極の位置により二相性、多相性を示し（+、-、+の進行）また後電位（after pontial）が生ずることをのべている。また、O'leary<sup>12)</sup>は神経の活動電源を non conducting medium より誘導した場合と conducting medium から誘導した場合とはその波形が異なり、前者では二相性に近い波相、後者では多相性を示めすといふことを報告している。しかしこれは明らかに Craib の考えと矛盾している。すなわち Craib は媒質の上で筋を移動させ、筋の端が十分媒質中にあるときには多相性の波形を示すことを報告しているが、これらの波形そのものについてはとにかく、そのよつてきたところの電位発生の考察については一考を要する。というのは彼の示した波形そのものについては著者の行つた直角誘導、平行誘導、何れの場合とも同じ波形であるが、これらの波形を生ずる電位の発生機序については問題がある。すなわち活動電流の発生には筋線維そのものの膜面に電位（分極）があるとする説（Bernstein）と興奮部に或る化学的变化が起つてそれ



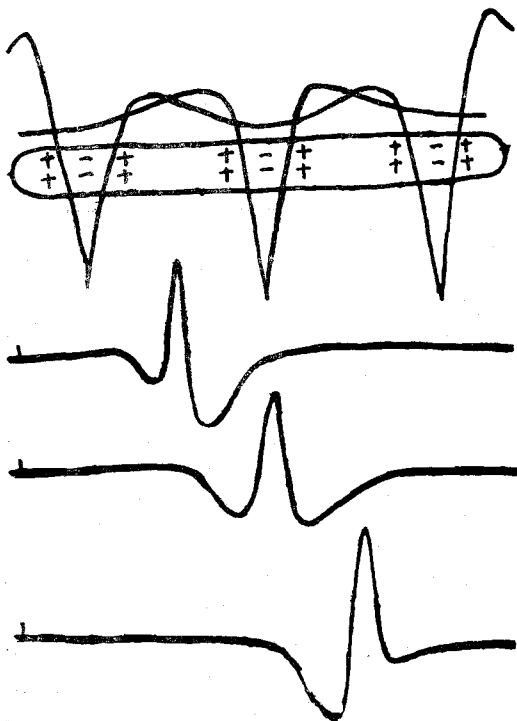


第16図 神経の活動電流の電場形成 (Lorente de Nó より)

が活動電流の起電力となる説 (Hermann) とがあるが, Craib は点状または doublet charge を Walter<sup>21)</sup> は Conducting medium における興奮による dipole 形成 (活動電流の波形形成) などであつて, 従来の説には誤りを含んでいるのではないだろうか. Doublet charge+ - による活動電流波形でも必ずしも同様な波形が常に得られるわけではない (第17図に示す), 彼らの考え方は Lloyd<sup>14)</sup> と同様に神経上の局所的な電流発生を活動電流として考え, これが媒質におよぼす真の意味の影響を考慮することなく, そのまゝ単純にあてはめて, 興奮部位の陰性と共に点荷電や双極子荷電を想定するに至つたと考えられる. ところでこのような考え方が無理であることは, この考えをもとにしてつぎのように活動電流のしめす大きさと媒質における荷電の状態との関係を模式的

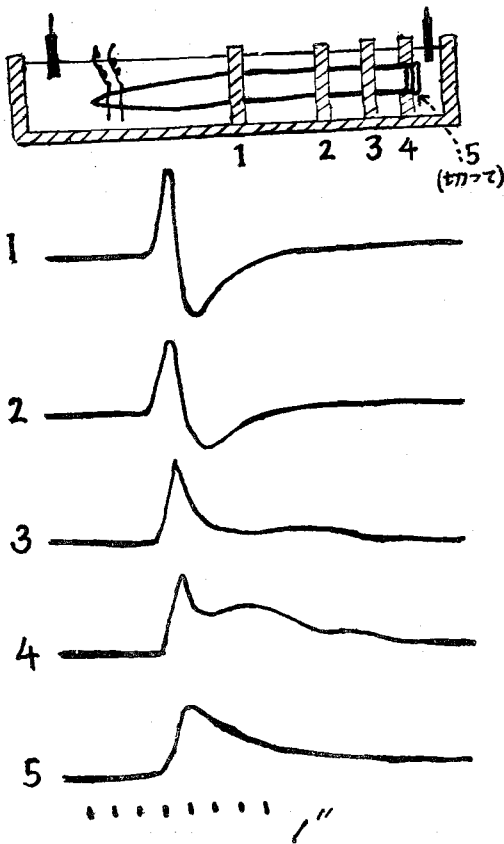


第18図 双極子で II なる電位が形成される電場における電位形成に必要な双極子荷電



第17図 doublet-charge(双極子)による活動電流の波形模式図

に描いてみても明らかである. すなわち第18図に示すように A, B, C, D それぞれの容量導体における電場波形 (II) を示すためにはそれぞれ (I) のごとき大きさの双極子荷電を考え置かねばならないわけであるが, このようなことは杉<sup>23)</sup> のいふ筋正常面一, 内部が+の荷電の存在, また筋表面荷電の実験における表面荷電一でありしかも double-layer であることから致底考えられないところである. 小溝<sup>25)</sup> も同じ電気的二重層を想定し活動電流の導電性媒質にしめす電位分布の理論的考察をおこなつている. このことは活動電流の媒質にしめす電場は Walter のいうごとく dipole-charge や Craib の doublet charge によつて形成されるものではなく第15図 B に示すような電場効果を示すものでなくてはならないし, double-layer だけがこのような電場効果を示すものであることを示している. 興奮体を電場媒質とし, しかも double-layer と考えてもその誘導のいかんによつては第19図のごとくその波形は変化するものであるから, もし Lloyd や Walter, Bishop のいうごとき電位形成や発生を考えるならば興奮部位は陰性であるから, このとき正常部 (+) 側から興奮部 (-) 側に流れる電流だけを考えず (これは Unipolar indirect lead の考えでは Unipolar electrode は興奮がひびかないと考えてい



第19図 隔絶誘導法による活動電流 (杉より)

る。) 陰性波が誘導電極のどちらに先きにひびくかを考えねばならないし (すなわちえられた波形はあくまでも両誘導電極の電位差というべき形で表現されているわけである。) このような意味から真の単相性波形を (第19図の5) を誘導しなければ発生の機序を解くことはできない。

### (3) 考案

電位発生の電源座を doublet-lafer におき、容量導体よりえられた波形をもとにして次のように考案する。すなわち同一筋組織から得られる。直角、平行、誘導法波形はその興奮波がどちらの電極に先にひびくかまた電位の大ききで、それが格子側 (G) であれば陰性 (波形としては上向き)、接地側 (E) であれば陽性 (波形としては下向き) がまず得られ、次で誘導電極間の距離によって第15図の模式図に示したような組合せによつて変化した種々の波形がえられる。また後方に存在する電極が格子側であれば after Negative Potential を、接地側であれば after Positive Potential をしめす、このことは後方の電極よりさらに後に媒質筋線維や神経または容量導体があれば after Potential を出現し易くすることを意味し、従来考えられているように活動電流は数 m sec で終つてしまうのではないことが明らかで時間経

過の長いものであると考えねばならない。また興奮波が両誘導電極のどこを通るかで (一極に近く他極に遠く) その波形は第9図にしめすごとく二相から多相に変化移行していくのであつて、Craib や前川のいう、+、-の波が進行してくると簡単に考えてはならないし、また、Lorente de Nó のいう媒質電場の電位差からその波形が多相性を示すものではないことがわかる。要するに二相性の活動電流は種々の条件により変化するものであつてこれからは直接その興奮機序を論ずることは無理であり、真の単相性活動電流についてのみ、機序について論ぜらるべきである。

本稿を終るに臨み、本研究の御指導と御校閲を頂いた養島高教授、直接実験の御指導を頂いた東京教育大学杉教授に厚く御礼申し上げます。また実験に当つて終始御協力頂いた千葉大学教育学部助教授深山幹夫氏に深謝いたします。

### 文 献

- 1) Bishop, G.H. & Gilson, Jr. A.S.: Amer. J. Physiol, 13 223 (1929)
- 2) 若林勲, 岩崎静子: 日本生理誌 16 312 (1953)
- 3) 杉靖三郎: Biophysics VI 371 (1940)
- 4) 小溝協三: 日本生理誌 6 92 (1941)
- 5) Erlanger, J. and Gasser, S.: Amer. J. of Gen. Physiol. 13 445 (1930)
- 6) 橋田邦彦: 生物の電気発生, 岩波書店 (1931)
- 7) Craib, W.H.: J. Physiol. 66 49 (1928)
- 8) " : Heart. 14 71 (1927)
- 9) P. Anderson: Acta. physiol. Scand, 47 63 (1959) 48 178 209 (1960)
- 10) Lorente de No: Rockefeller Inst. med. Res. 1 131 (1947)
- 11) 杉靖三郎: 日本生理学会総会演説要旨 (岡山) 日本生理誌 17 (1956)
- 12) O'Leary, J.: The electrical activity of the Nervous system by Mory A.B. Brazier. London, 110
- 13) 杉靖三郎: Biophysics VI (1940)
- 14) Llyod: Howell's textbook of Physiology. Saunder (1949)
- 15) Berger, H.: Arch. Psychiat. Nervenkr. 106 165 (1947)
- 16) Adrian, E.: The physical Background of Perception Oxford (1947)
- 17) Gibbs, F. and Gibbs, E.: Atlas of Electroencephalography Cambridge Man (1941)
- 18) Hill, D. & Parr, G.: Electroencephalography London (1950)
- 19) 本川引一: 脳波, 南条書店 (1948)

- 20) **Toman, J.:** E.E.G. din Neuro physiol. **1** 33 (1949)
- 21) **Walter, W. Grey. InHill, D. and Parr, G.:** Electroencephalography, London **63** (1950)
- 22) **Bishop, G.:** E.E.G. clin. Neurophysiol. **1** 421 (1949)
- 23) 杉靖三郎: Biophysics VI (1940)
- 24) // : // IV (1936)
- 25) 小溝協三: 日本生理誌 **14** 452 (1952)
- 26) 前川孫三郎: 生物電気の理論 医学 **2** 552 (1947)
- 7) 日本生理誌 **13** 24 (1950)
- 27) **Buchtal, F. Guld, Ch. and Rosenfalek, P.:** Acta. Physiol. Scand. **38** 331 (1957) **39** 83 (1958)
- 28) **Libet, B. and Gerard, R.:** Sshueiz. med. wschn. **12** 555 (1941)
- 29) 杉靖三郎: 第18回日本生理学会演説要旨(1943)
- 30) **Hirschberg, D.D. & Abranson, A.S.:** 神経研究の進歩 1 医学書院 (1956) 筋電図の臨床 **50** 協同医書 (1952)