

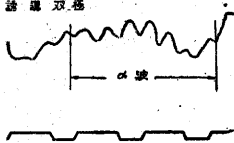
総 合 成 果

# 脳 波 の 記 録 に つ い て

——工學と醫學の境界にある問題——

糸 川 英 夫 (物工)

著者 糸 川  
 増訂 104 頁  
 月 日 25 年 7 月 14 日  
 誌 名 双 橋



脳へ聴診器をあてても何も聴えない。然しこの脳の診断器を脳へあてれば脳のところが悪いかが判る許りでなく、最近の米國の研究では犯罪者などの異常性格などが判ると云う。脳から出てくるあるかないかの微弱な電氣の波から醫學は何を語るか。技術家は醫家の要求に応じてどんな協力をしたか。

## 1 脳 波 と は

人間の身體の表面に二つの電極をあてるとこの間に電位差が表われる。この電位差は一般に時間的に變化する振動性の電位で場所によつて性質が異なるがおよそ身體の表面で電位の變化していない箇所はない。いわば人間は全身に小さな發電機を散らせているようなものでこれらの小發電機から體內または體表面で發生した電氣的な波はその場所で顯著に現われるのもあれば、體內または體表面を傳播してから相當離れたところで捕えられるものもある。例えば兩手の手首に電極をあてて、これを鋭敏な計器につなぐと mV の桁の振動電壓が容易にみられる。これを心臓電氣といい、この曲線を心電圖 (Electro-cardiograph) (E.C.G.) といつて、廣く臨床に利用されている。

このような身體の表面で捕えられる振動性の電氣の中で頭腦の表面から取り出されるものは中でも非常に微弱でだいたい  $\mu V$  の桁であるために心電圖 (E.C.G.) などに比べてはるかに後から發見され、現在でもなお研究の途上にあるといわねばならない。初めて系統的にこれを研究したのは 1929 年 Jena 大學の Berger<sup>(1)</sup> 教授でそのために Berger Rythm という名稱さえあるが、現在では同教授の命名に従つて Electro-encephalograph (E.E.G.) という名が用いられ、日本語では脳波という。

すぐ想像されることは脳波が腦の働きや状態に密接な關係があるかも知れないということで、腦は人間が他の動物に比較して拔んでいてとつておきの箇所ではありまた最も外部からしらべ難い箇所でもあることから、或いは脳波の研究によつて智能や意識の問題まで解明し、さらには生命の神祕にまでふれられはしないかということである。

事實 1929 年の Berger の論文以來、脳波は各國の研究者の深甚な興味を喚び起して、その後の 14 年ほどの間、1943 年頃までに脳波について發表された文献の數は 700 に及び<sup>(2)</sup> 1950 年現在では 1000 を超えているものと推定される。文明の急激な進歩に伴い精神病や心理的

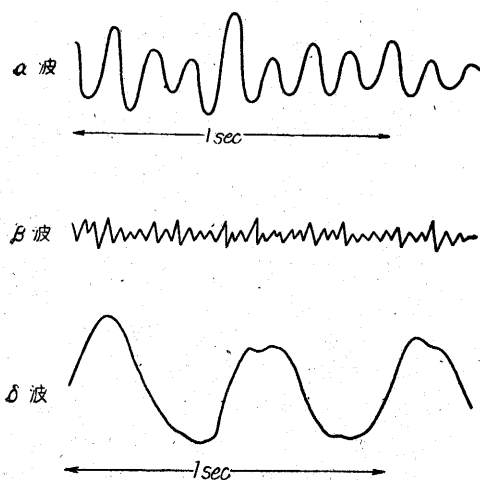
不健康などの腦疾患が増してくることがますます拍車をかけているのであろう。

今日ではテンカン、腦腫瘍、腦微毒、腦の外傷による疾患、精神病、心理病などの病氣ではすでに研究を出て脳波記録が臨床的に實用されており、遠からずレントゲン装置と並んで E.E.G. 記録装置が主な病院には備え付けられることになる。現在この發達の障害になつてゐるのは脳波そのものの測定技術の困難なことにあり、このために低廉で性能がよく、取扱いの簡単な測定装置が得難いことにある。筆者等の研究もまさにこの點の解決にある。

## 2 脳波で何が判るか

脳波の研究が進歩したら入學試験や就職試験がいらなくなつて、何でも脳波をとつてこれで腦の良否を判斷したらよい、というような話しが素人同志の笑い話しばかりでなく、醫學者の茶飲み話しにもよくでる。現在ではまだそれほどのことはなく、將來も智能の程度が判るほど脳波が有力なものかどうかは疑わしいが、筆者などは自分の子供達が結婚するときには是非双方の脳波を撮りたいと思つてゐる。最近米國では犯罪者に特有な脳波を發見したという話であるし、性格異常者の脳波研究は久しいものであるから、社會醫學的の應用は可能で、例えば「公約を守る義務觀念の缺如した性格」などは發見できるかも知れない。携帯用記録器が完成したら早速持ち込みたいところがあるようである。

脳波には  $\alpha$  波、 $\beta$  波、 $\delta$  波の三種がある。(第 1 圖)  $\alpha$  波は振動數が毎秒 7~13 サイクル (以降 c.p.s. とかく) で、きわめて周期の規則正しいリズムミカルな波で正常な人間の正常な状態に出る。振幅は數  $\mu V$  から數十  $\mu V$  の範圍でほとんど完全な Random Distribution をやるが<sup>(3)</sup> 周期の變化は 10% に及ぶことはないのが特徴で、個人差はあるが一人の個人で一生變ることではない。 $\alpha$  波を取出すには眼を閉じて無念無想の境地になることが必要で、光りが眼に入ると直ちに消失する。また何か考えても出難くなる。あまり無念無想になりすぎて眠つ



第1圖 脳波の3種

てしまうとまた出なくなる。

β波というのは普通α波に重なって現われるが、αが刺激などのために消失したあとでは單獨で出る、20~30 c.p.s. の速波で脳の活動状態に関係があるが、振幅が小さいのと、周波数が電燈線の 50.c.p.s. の周波数に接近しているため測定が困難で三種の波の中、最も研究が遅れている。現在の所實用價值も乏しく、人によつては脳波の仲間に入れない學者さえある。

δ波は第1圖に示すような 1c.p.s. から 6c.p.s. くらいの緩慢な波で徐波といわれる。大抵は振幅が大きく数百μV に及ぶことが珍しくない。脳の疾患に特有な波でこれが出るようなら入院しなければいけないことレントゲン寫眞に「かげ」があつたときと同様である。「テンカン」で最も顯著で、1000μV に達したという記録もあるくらいで、テンカンは脳の電氣嵐だと思われる。

その他腦腫瘍、精神分裂病、外傷性の病氣などすべてこのδに関係がある。超低周波なので増幅器を設計する立場からいうと苦手の波であるが幸いに振幅が異常に高い場合が多いので助かる。

### 3 脳波の根源はどこか

一體脳波というのは脳のどこで、如何にして發生するのだらうという疑問がおきる。その答は現在のところ判らないというより他ない。發生する場所、つまり震源地に関しては後頭部の比較的狭い個所だと主張する Adriaan 山極の説<sup>(4)</sup> という有名な研究がある。しかし、この部分を削除してもなお脳波が出ることから脳は腦細胞の全部が發生に關與しているという説もある。後頭部だけという切ことは、反證が多くてできないようであるが、最近 Cohn<sup>(5)</sup> が屍體で Adrian 山極説の震源地に針金を差し込み外部から電氣振動を加

えておいて頭表面の各所でこの人工脳波の分布を測定したところ、生きている人間の實際の脳波の分布ときわめて類似した分布になるという面白い實驗をやつている。それから脳のインピーダンス分布が理論的に逆算できるかも知れぬし、波動論の面白い例題になりそうである。

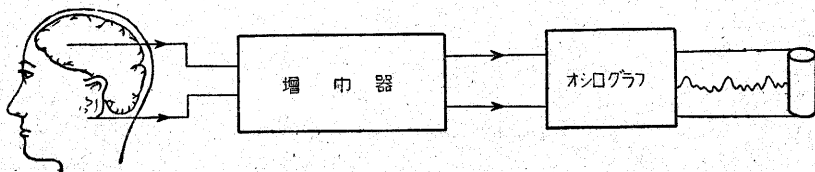
とにかく發生場所の分布と、傳播の問題を同時に取扱う必要があり、しかも媒質の常数が場所の函数になつてゐる波動の問題になる。電氣發生の機構に関しては全く不明であつて、諸説はあるが假説の範圍を出ない。このように Origin の問題はほとんど未解決であるが、測定された脳波と疾患の關係を現象論的に求めどしどし實用に供しているわけである。したがつて統計が主役になり推計學も<sup>10)</sup> 應用されている。

### 4 どうして測るか

脳波を測るには第2圖のように頭表面の二個所に電極をあて、これを増幅器に導いて、オシログラフで記録する。電極には直径 10mm. くらいの銀の圓板が多く用いられ、食鹽水その他の電解質物質を介して皮膚に接する。頭髮は必ずしも切らなくてよい。圖では一極が耳たぶに附けてある。耳たぶは體の表面中で最も電位變化の少いところなので零點として選ばれる。もう一つの方法は二極共に頭につけ且接近させておき、この間の Potential Gradient を測る方法で、もし多數の極を同時に用いれば Potential min. または max. の點がつきとめられ、これから疾患位がはつきりする。

被測定者は電燈線からくる 50c.p.s. の誘導をさけるために必ず遮蔽室に入れることが必要である。最近では金鋼製のものが用いられる。50c.p.s. に對して充分 sharp な切斷をやる濾波器が増幅器につけてある場合には遮蔽室を用いずに普通の状態で脳波を取出すこともできる。

増幅器は日本では從來専ら電池式のものが用いられており、増幅率は 100,000 倍、つまり 100db 程度である。米國では最近エリミネーター式で A.C. 100V. を電源とする増幅器になつてゐるようであるが、前段の真空管のヒーター電流にはやはり蓄電池を用いている。B 電源と電力増幅部の電源が A.C. 100V を整流して得る直流を使用してあるので、交直折衷式というべきであろう。純粹に A.C. のみを電源とする増幅器は昭和 22 年に筆者の研究室で電磁オシログラフ用のものが試作され、昭和 24 年にインクライター用のものが完成された。(後述)



第2圖

記録は米國ではインクライター型オシログラフ<sup>(6)(7)</sup>が用いられているが、日本ではまだ電磁オシログラフが使用されている。最近筆者のところでインクライターが完成し、\* 國立京京第一病院で使用中等である。紙に書いた曲線を目で見るかわりに可聴音を脳波で變調してスピーカーから出し(脳波そのものは超低周波で耳には聴えない)耳で聴く試みが昭和 23 年北大今堀研究室で行われている。同じ研究室ではまた 50c.p.s. を脳波で變調してこれを振動片型商用周波數計 (Hartmann 式又は Siemeris 式) に入れてスペクトル分布を直視するという巧みな實驗が行われている。電磁オシログラフを使用せずに陰極線オシログラフを用いて脳波の記録をとるとは昭和 22 年筆者の研究室で行い、引きつづき電氣ペンによる記録。インクライター型オシログラフの研究が行われ、現在は紙に針で孔をあける新しい記録法を研究中である。

しかし當分の間はインクライター型オシログラフが専ら實用に供されることになるう。

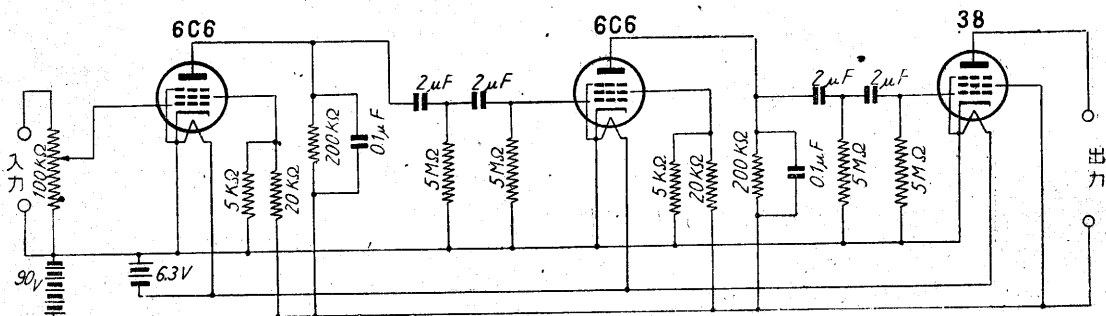
### 5 増幅器

増幅すべき波は 1 サイクル乃至 30 サイクルでいわゆる 50~ 以下の超低周波に属し、電壓は數  $\mu\text{V}$  乃至數十  $\mu\text{V}$  であるから、横河製電磁オシログラフで H 級の振動子を使用するとして 10<sup>5</sup> 即ち 100d.b. 程度の増幅は是非必要である。増幅器としては最も有難くない對手であつて、たいいていの人はこのままストレートで増幅せずに高周波又は可聴波を搬送波としてこれを變調した方がよいと考えるが實際にこの方式で作られた増幅器を聞かない筆者も以前から計畫しながらまだ手がついていない。實用されているのは専ら C-R 結合のストレート増幅器で

ンデンサーには  $2\mu\text{F}$  が直列に 2 個。グリッド抵抗には  $5\text{M}\Omega$  が用いられて時定數がきわめて長く、とくに  $\delta$  波等の低周波を對象としているようである。プレートの負荷抵抗  $200\text{k}\Omega$  に並列に  $0.1\mu\text{F}$  のコンデンサーが入つて高周波部分で負荷インピーダンスを低下させて、増幅を落してある。東北大本川研究室で使用されているの<sup>(3)</sup>は結合コンデンサーが  $0.5\mu\text{F}$  及び  $0.2\mu\text{F}$  でグリッド抵抗  $500\text{k}\Omega$  程度でこれに比較すると、第 3 圖のものは、かなり時定數を大きくとつた設計になつている。 $2\mu\text{F}$  程度で漏洩の少ない良質のコンデンサーを得ることはなかなか困難で梅雨期を通過すると概ね絶縁が低下して、前段プレートの高壓が次段のグリッドに漏洩し、増幅器不安定の原因になるので、2 サイクル程度の増幅率を多少犠牲にしても、 $0.2\sim 0.5\mu\text{F}$  の結合コンデンサーを使用する方が安全であろう。米國製の新しい E.E.G. 記録装置を最近見學する機会があつたが、\*\* かなり時定數を小さくとつてある。終段の電力増幅管とオシログラフの結合に問題があり、電磁オシログラフ振動子の内部抵抗は數オームで非常に小さく、これを真空管に直結するとインピーダンス不整合からはなはだしく能率が悪くなる。しかし數サイクルと云う超低周波を通す變壓器の製作は相當厄介なものになるので能率を犠牲にしてオシログラフに直結する方法が専ら用いられている。

第 3 圖では電源は common であるが本川研究室のものも東大神經科使用のもの<sup>(2)</sup>も各段別に分離してあり、蓄電池が長時間の使用で劣性化したときの低周波發振をさせている。

蓄電池は購入費が高價であるのみならず、維持に手がかかり、また運搬にも不便なので、交流電源のものが早くから望まれていたが、不便さを我慢すれば増幅器の設



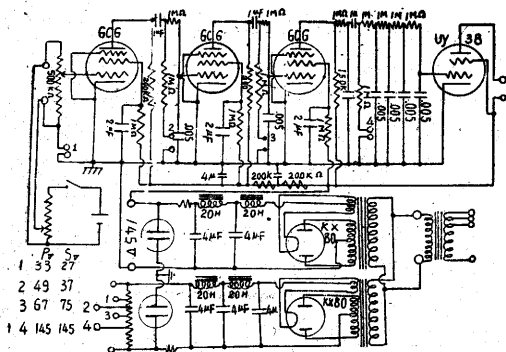
第 3 圖 電池式電磁オシログラフ用脳波増幅器の例 (松平一日電電波)

6C6 の二段又は三段の電壓増幅の後に 38 または 47B 等の電力管をつけたものが多い。第 3 圖は電池式増幅器の一例で<sup>(8)</sup>電磁オシログラフ H 級振動子に直結される。東北大松平研究室の設計で日電電波工業製、東大大概外科で使用されたもの。6C6 二段に 38 の電力増幅で結合コ

計は樂であり、日本における多數の研究は専らこれらの電池式増幅器によつて行われたのである。脳波用増幅器の研究は前記今堀研究室、松平研究室の他に、東北大渡邊研究室、東大脳研、第一工學部阪本研究室、それに筆者等の研究室等で行われている。

\* 米國製のインクライターの内容を述べた文獻はなく、構造は全く不明である。従つてこのインクライターは全く獨自に設計された。

\*\* 341 Station Hospital Capt. Silvermen の好意による。Grass Instr. Co 製 8-channel のもの。



第4圖 交流電源式電磁オシログラフ用脳波増幅器  
(昭和22年試作東大槻外科にて實用試験)

第4圖は脳波増幅器交流化の要望にこたえて筆者の研究室で試作したもので、東大槻外科桑原助教授の依頼により作られ、同所で實用試験を昭和22年9月に行つた。これは日本で實用された最初の純交流電源式で歴史的な意味はあつたが現在のものに比すれば性能は劣るし安定度も悪い。6C6の三段に終段38を用い、50c.p.s.を除くために各段のグリッド入力側にRC濾波器を挿入し、とくに38の前には5段のFilterを入れた。結合コンデンサーは1 $\mu$ Fで時定数1秒で長がめにとつてある。電源は二つで一方をB電圧用、他方をバイアス用とし、いずれも20Hのチョークの二段Filterの後に定電圧放電管をつけて電圧の變動を防いだ。交流電源式では50c.p.s.のハムの混入がもちろん第一義的に問題になるが、それ以上に困るのが電源電圧の變動で定電圧装置の使用が望ましい。第4圖増幅器は電磁オシログラフ用で増幅率は95 d.b.  $\alpha$ 波に50c.p.s.ハムがわずかに混入して記録された。脳波はとれるが、電源電圧の變動に弱く、電圧が高くなると不安定になるので多少改良を試みたが現在では使用していない。

第5圖は筆者が最近試作した交流電源のインクライター用増幅器で増幅率130d.b.で高性能であるがきわめて安定で、ハムの混入も絶無である。一見したところ放電管まで含めると使用真空管は16本に及びなかなか贅澤な設計のようであるがすべての部品に特別な考慮と撰擇が行われているので製作費は案外廉い。増幅回路は差動型<sup>(9)</sup>で一段及び二段目の真空管の制御グリ

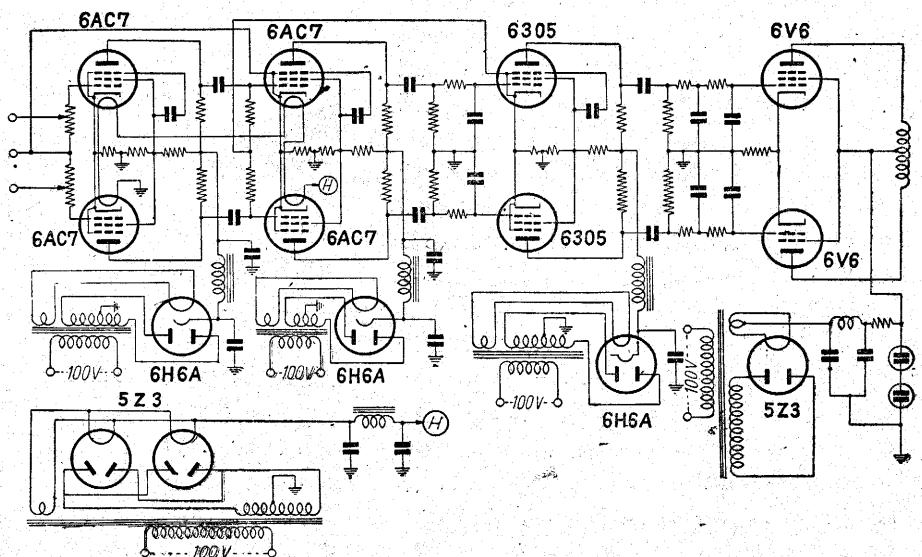
ッドの中性點は接地されずにそれぞれ次段の真空管のカソードに接續されているのが變つたところで、こうすることによつて電源電圧の變動やハムには不感にして、しかも左右の入力の差に對しては少しも増幅度を落さずにする。スクリーン・グリッドのバイパスコンデンサーはカソードに直接返した。

電源は思いきつて最初から各段別々につけることにしFilterのチョークには100H程度、コンデンサーに40 $\mu$ F真空管は傍熱管である。前二段の4個の真空管のヒーターは整流して直流を流した。ヒーター電流の整流にはセレン整流器と真空管整流と比較試験の結果、圖のように真空管整流を用いた。ヒーターを整流しないでも120d.b.くらいまでは増幅可能であるが、整流によつて140d.b.まで可能になった。ヒーター整流回路のFilterはチョーク20H、コンデンサー容量は入力側40 $\mu$ F、出力側、2000 $\mu$ Fである。

第6圖はこの増幅器の全體寫眞である。結合コンデンサーは4 $\mu$ Fから0.2 $\mu$ Fまでの間かえて試験をした。最終段電力管の負荷はインクライターの可動線輪で片側で約60 $\Omega$ 程度。最初は各段の電源の出力側にそれぞれ定電圧放電管をつけてみたが、その後實用試験の結果取り去つて終段の電力管の電源のみにFilterコンデンサーの保護のために入れるに止めた。A.C.電源にも定電圧装置は使用せず、スライダックで100Vに保つただけで使われている。このように電源電圧の變動に對して抵抗力が強いのは差動回路が有効に働いているためと思われる。國立東京第一病院森安氏の依頼による後述のインクライター用として作られたもので、同所で目下働いている。

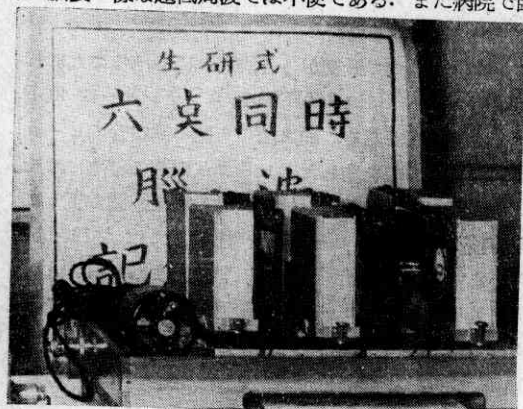
## 6 記録装置

前述のようにわが國で從來用いられている記録装置は



第5圖 交流電源式インクライター用脳波増幅器(昭和24年國立第一病院のため試作)

専ら電磁オシログラフで振動子には H 型か D 型が用いられている。電磁オシログラフは 100c.p.s. 以下の周波数で周波数特性の良いのが利点であるが、内部抵抗が小さいために増幅回路とのインピーダンス整合が困難でとくに脳波の様な超低周波では不便である。また病院で臨



第6図 6-Channel 全體寫眞

床的に使用するには取扱いが複雑で特殊な訓練を必要とし、撮影してから現像を終つて始めて記録がよめるので診断中とか手術中に脳波を見たい目的には副わない。印畫紙やフィルムが近ごろのように高價であると脳波のように多量の測定を必要とする場合には非常に費用がかかる。そこでこれらの缺點のないものと脳波向きの記録装置が當然要求される。

單に内部抵抗の問題を解決するには陰極線オシログラフと連続撮影機の組合せを用いるのが一番簡単な方法で第7圖はこの目的のために筆者等の研究室で昭和22年に試作したブラウン管撮影装置である。

陰極線オシログラフで水平軸は零にし、上下にだけスポットを振らせて、これに脳波をとり、レンズを介してこの像を横に一樣な速度で移行するフィルム上に結ばせれば脳波が記録される。第8圖は第4圖の交流型増幅器の電壓増幅部のみを使用して撮つた  $\alpha$  波で細かく斷續したように見えるのは電燈線の 50c.p.s. でこのため時間印はいらない。

フィルムには 35mm の映畫用を用いた。ブラウン管に靜電型の使用すれば電壓増幅のみで足り、電力増幅回路やこれに附隨するインピーダンス整合の問題から切離される便利があるが現像やフィルムの高價なことから生ずる面倒は電磁オシログラフと變らない。

アメリカでは電磁的にペンを動かして普通の紙の上にインクで畫かせるいわゆるインクライター型オシログラフが發達してをり、脳波は専らこれで撮られている。インクライターでもインピーダンス整合の問題は幾分残るがずつと楽になり、現像の手間がないばかりでなく、普通の紙ですむからはるかに經濟的である。

これは元來心電圖 (E.C.G.) の記録用に發達して來たものであつて、わが國でも横河製の E.C.G. 記録用イン

クライターがある。これは大きな電磁石で作られる強い磁場の中に可動線輪が彈性的に吊され、この先きにリンクを介してペンがついているもので、東大神経科で脳波用に用いている。磁場がいわゆる Exciter 型なので大きく且重くなり、また Exciter 用に別の電源を必要とする不便がある。

第6圖は筆者が試作した生研式インクライターであるこの寫眞は六回路用であり、第5圖の増幅回路と組合せて、國立東京第一病院よりの依託で製作されたもので、すでに同病院で使用中的のものである。磁場に O.P. 永久磁石を使用してマグネット部の重量を節約し、可動線輪はアルミニウム製の枠に4層に捲いて内部抵抗を大きくした。可動線輪は八本の三味線の絃で張り、張力を調整することによって自己振動数がかえられる。通常の使用状態での自己振動数は 100c.p.s. 附近で 0~30c.p.s. の脳波を対象にしてある。セット全體が移動可能であり、また回路の数は容易に増減できる様に設計されてある。ただし實用上は六回路以上はあまり必要がないようである。インクは毛細管現象を利用して細管の先きから記録紙へ流れ出る。最大振幅 25mm. で前記増幅器との組合せでは 15 $\mu$ V の入力でペンはほとんど一抔にふれる。永久磁石による磁場の強さは、磁束密度 7,500 Gauss である。

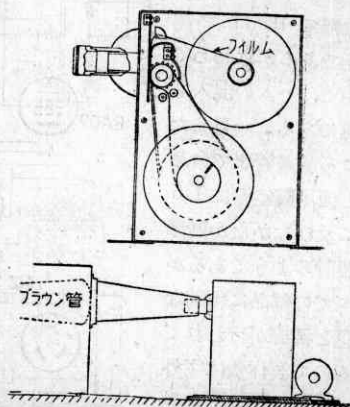
その後 N.K.S. を用いて磁束密度を 10,000 Gauss 以上とし、可動線輪の直径を小さくして、輕重小型のインクライターを計畫中である。

記録にインクを用いること自體にも問題があり、將來携帯用にする場合にはとくにインク壺の設計が面倒になるし、時にインクを補充するのも厄介である。(なお米國製のは特殊なインクを使用しているが、本器では目下通常の市販赤インクを使用している。)

そこでインクを使用することから生ずる諸々の厄介をさけるためにインクによらない記録法として電氣ペンの實驗をやつてみた。

記録紙の下の臺を銅、針に鐵を用いて下のような溶液を\*\*\* 紙に塗布して針に電流を流すと青色が表われて丁度青インクのペンで書いたように記録が出る。

針と銅板の臺の間にかける電壓は 6V 乃至 12V で相當よく書ける。問題は濕状態で紙を送ることにありその點に研究の必要がある。乾燥状態



第7圖 陰極線オシログラフによる脳波記録装置





第8圖 ブラウン管オシログラフで撮った  $\alpha$  波で使用できる電気ペンに通信方面で使用されている電気破壊記録紙があり\*\*\*\*, この試を驗も行つたが高電圧を必要とするのが厄介なと、特殊な紙を使うこと自體がインクライター型オシログラフとしては逆行になるので勿論採用はできない。

目下のところイ

ンク式に歸らざるを得ないので一應前述のような形に落着いた。

黄 血 鹽	5gr
赤 血 鹽	5gr
鹽化アンモン	10gr
水	100c.c.

口繪①は單回路（一點測定用）用の携帯用インクライターで矢張り筆者のところで昭和24年8月に試作されたもの。重量約6kgでこのままで増幅器につなげば直ちに記録がとれる。

見出しカットは筆者自身の前頭部からとつた脳波をこの携帯用インクライターでとつたものでこのときの増幅器の増幅度は約110d.b.である。 $\alpha$ 波がよく出ており、まず脳にあまり異常はないらしい。

## 7 今後の研究

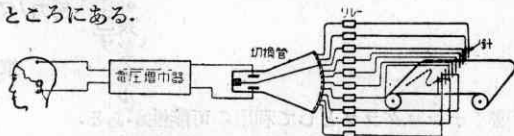
（携帯用記録装置と切換管式オシログラフ）

借本年度の研究目標としてとりあげ、既に着手しているのは小型携帯用記録装置と切換管式オシログラフの試作である。前者は文字通りで殆ど説明の要はないが、小型軽量のインクライターと同じく携帯用増幅器を作ることと原理的にはほとんど問題がない。研究費さなどこれから出れば實現するもので醫學方面と連絡して犯罪者の脳波の調査などの社會醫學方面への進出である。この方面では米國あたりに比べてデータが大分不足でおくれているように思われるので是非本年度には實現させたい。

\*\*\* 牧島教授の處方による。

\*\*\*\* 帝國通信工業會社高橋技師の好意による。

次の切換管式オシログラフというのは名を聞いただけでは判らないので一應説明がある。一口でいえば従来の脳波記録装置固有の缺點を全部除いた新型記録法なので特許申請中のもの。そのねらいは第一にインクライター型ではなはだ解決が不徹底であつたインピーダンス整合の問題を根本的に解決して、増幅器は電壓増幅のみで足りるようにし、記録装置としてはインクを用いずにしかも通常の紙そのままで記録がとれるように考案されたところにある。



第9圖 切換管式オシログラフ説明圖

その原理は第9圖のように誘導された脳波を電壓増幅にかけて増幅しこれを切換管の偏向板にかける。切換管というのはブラウン管のようなもので一端から電子流が出てこれが縦に一列に並んでいる多數のターゲット（アノード）のどれかに當るように製作したもので、電子ビームの偏向には靜電的に行われる。こうすると脳波の電壓變動に應じて電子ビームは上下に振れ、アノードは次々にビームにうたれることになる。ビームの當つたアノードからは二次電子が出て外部回路を作動させ、リレーを通して記録紙の上にアノードの數だけ並べられた針に衝撃をあたえる。これが紙を punch して紙にピンホールがあく。かくとくして次々に針が紙をうつつピンホールの連續が脳波を示す。

この方法では穴の斷續で脳波をとるので穴の間隔が充分狭くないと小さな波の記録を見逃すおそれがあるのが缺點である。電子ビームは靜電的に偏向させるので真空管回路とのインピーダンス整合は解決する。記録は針の穴であるから永久的に使用でき紙質は問題にならない。また複寫したいときは印畫紙を下にをけば針穴によつて容易に複寫ができる。可動部分がないから自己振動はなく、周波數特性は唯針穴をあける時間で制限されるだけで、もし punch を火花放電で行えばこの時間もいくらかでも短縮できる等の利點がある。この方法は脳波用のみ

## 速報13

### 地上寫眞測量による ダム地點の測量

丸安隆和・大島太市（土木）

ダムを建設するのに好適な地點として選ばれるのは一般に兩岸の屹立した場所が多い。このような峻しい場所を普通の測量方法で測量するには、非常に危険と時日と勢力をかけなければならない。これに對して地上寫眞を應用すれば非常に有利であろうことはだいたいに想像できる。

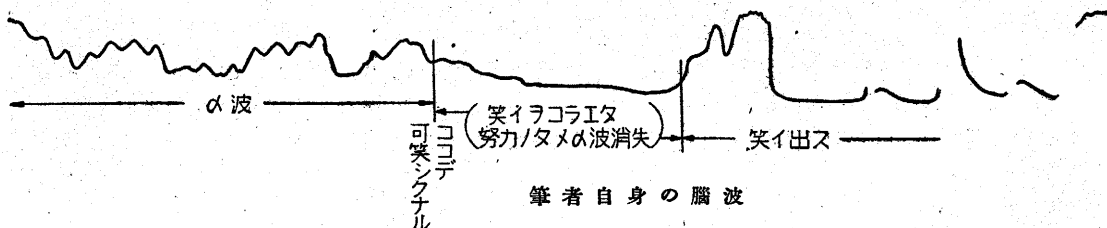
土木科では、建設省中部地方建設局の依頼により、

地理調査所と協力して、天龍川佐久間のダム豫定地點の地上寫眞測量を行つた。地上寫眞測量によつて、このような廣範圍を 1/1000 の大縮尺の測量を行うことはわが國では始めての計畫であつて、測量のための準備、作業行程、作業方法等についての基礎的な問題の解明についても研究を行つた。

地上寫眞測量によつて得られる縮尺 1/1,000 の圖面の精度は、縦、横、高さ共 0cm を出ないから、圖面上ではほとんど誤差として表われない程度のものである。現在 stereoplanigraph を用いて圖化作業中である。（1949.11.16）

被験者 糸川  
誘導 前頭部  
月日 25年1月14日

増巾率 103db



らず廣くオシログラフとして利用の可能性ある。

口繪②③は試作した 24 極の切換管で\* 現在リレーが作動して紙に針穴をあけるところまでは實驗が終了し、成功した。これを實用化するのが今後の問題であるが、實用化には少くとも極数を 50 以上にすることが必要であり、技術的な困難はないが費用がどれだけこの製作にかかるかが大きな問題になる。ここでも再び研究費の問題にぶつかるが、これも本年は何とか實用化したいと思う。

## 8 結 び

以上脳波の記録について述べたが、国内外の研究で紹介のもれたものが多數あると思われ、それらの紹介を行えなかつたことを研究者各位に詫びたい。またこの研究を行う途上夫々大事な部門でお手傳をいただいた、桑原融、木下實、和田裕、藤森聰雄、村田讓弘の諸兄、コ

\* 二階堂増矩氏の好意で試作された。

ムビア會社の志賀技師、三菱電氣の市村技師、研究室の吉山助手に謝意を表し、また醫學方面から御指導頂いた東大清水外科桑原助教授、國立第一病院森安信雄氏をはじめ同病院坂口院長、大槻博士および生研瀧藤所長の御援助に厚く御禮申上げる次第である。(1950.1.8)

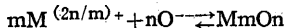
## 文 献

- (1) Berger, Arch. f. Psychiat. 87. 527, 1929.
- (2) 桑原融、脳波と臨床 (昭 23 年 12 月) 5 頁。
- (3) 本川弘一、脳波 (昭 22 年 12 月) 40 頁。
- (4) Adrian and Yamiagwa. "The Origin of the Berger Rhythm" Journal of Neurology. 3. 58, (Sept. 1935) p. 323.
- (5) R. Cohn: Proc of the Soc. for Exp. Biology and Medicine 1944. 9. 240.
- (6) Garcean and Davis: "An Ink-writing Electro encephalograph." Arch. Nenro and Psychiatry. 1935. 34. 1292.
- (7) Rahm. "A New Bio-Electric Appliation" Electronics. 1939. Oct. p. 11.
- (8) 桑原融、脳電氣圖。
- (9) Ofner: "Push pull Resistance Coupled Amplifiers" Rev. Sci Instr. 1937. 8. 20.
- (10) 増山元三郎、脳波の推計學的取扱ひ方、科學 14. 266 (1944).

## 速報 14 スラッグの鹽基度

松下幸雄 (冶金)

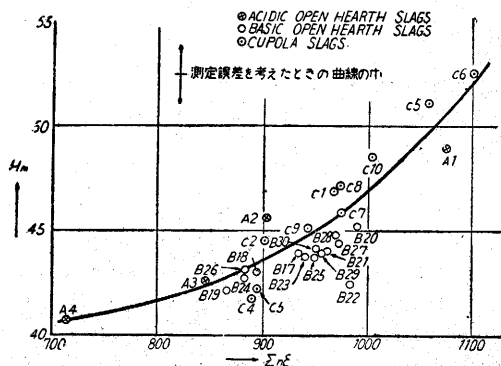
本誌昭和 24 年 11 月號の速報 8 で、キューボラ滓につき鹽基度を従来より定量的に扱ったが、さらに、酸性並びに鹽基性平爐滓についても全く同様の計算、實驗を行つて同一の圖上に表わしてみた。ただし前報では鹽基度  $\sum m \cdot n \cdot e$  に係数  $m$  を考え、 $Al_2O_3$ 、 $P_2O_5$  等に對して  $m=2$  としたが、本編ではそれをやめて  $\sum n \cdot e$  を計算した。即ち  $MmOn$  という酸化物が金屬イオン及び  $O^{2-}$  からできる反應式は



で、このモル生成エネルギーを  $\epsilon$  と考えたからである。いま一つ注意すべき點は、キューボラ滓は  $Al_2O_3$  が 10~15% でやや多いが、今回のスラッグはいずれも 3% 前後で比較的少ない。

このように少いときは、四面體構造で Al の周囲には 4 個の O が隣接し、Al の配位數=4 である。この場合には Al は固く O を捕えていて  $O^{2-}$  を他の酸性成分  $SiO_2$ 、 $P_2O_5$  に與えることはない。反對にキューボラ滓ならば、 $Al_2O_3$  は八面體構造で Al の配位數=6 となり、 $O^{2-}$  を放ち易くなる。この  $O^{2-}$  授受の

難易を考慮に入れて  $SiO_2$  が 4 種のイオン型  $SiO_4^{4-}$ 、 $Si_2O_7^{6-}$ 、 $SiO_3^{2-}$ 、 $Si_2O_5^{2-}$  の中いずれの相隣る 2 種型で存在するかを計算し、一方  $P_2O_5$  は常に  $PO_4^{3-}$  の形と假定して  $\sum n \cdot e$  を計算した。その結果を圖にまとめて示したが、各スラッグがほぼ集團を作つていてその特徴をよく表わしているようである。さらに熔鑄爐滓、電弧爐滓についても研究續行の豫定。(1949.11.30)



スラッグの結合エネルギー  $\sum n \cdot e$   
と表面引張硬度  $H_A$  の關係