

弘前大学医学部神経精神医学教室

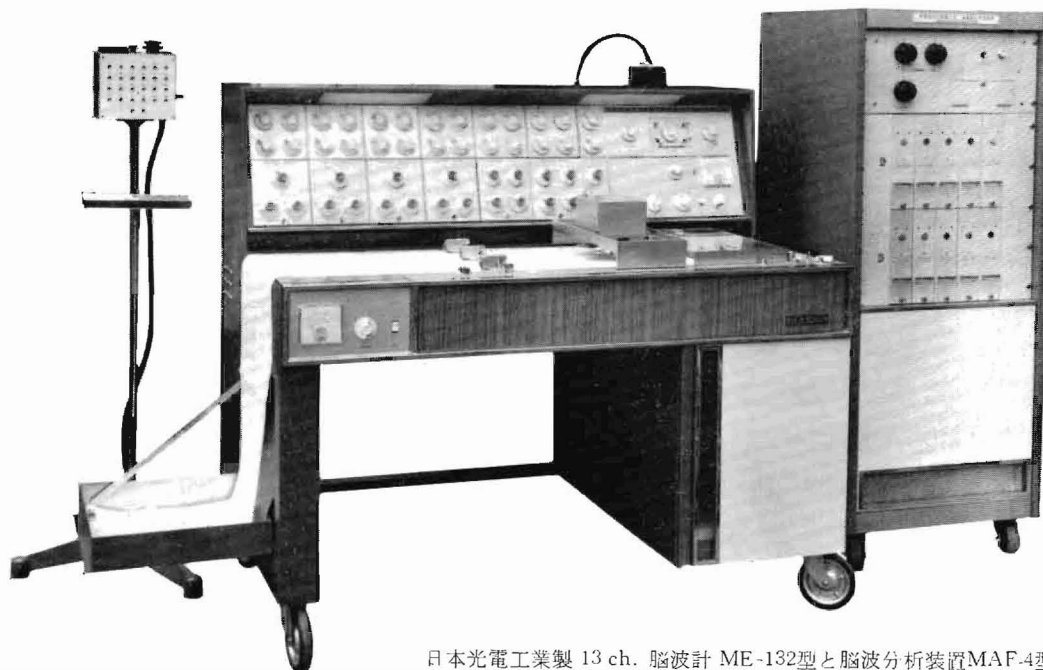
教授 和田 豊 治

助手 清水 隆 磨

### 1. いとぐち

脳波パターンを分析するという考えの発端は古い。それは脳波が連続した周波数成分を持つという考えが明らかになってきた1935年以来のことと思われる。そして当初はまず目測法で分析がなされ、次いで計測によりおこなわれる方向に進むようになった。事実脳波が純粹の正弦波と等値的にとり扱い得ないという考えのもとで、やがて高調波・低調波という概念が持ちこまれ、Fourier 分析への企ても極めて早くから行なわれた。更に進んで相関函数を利用する方法などと共に分析法は発展したが、いずれにしても計算による分析法は、その労力及び所用時間の点について極めて非能率的であるので、これら計算に期待しうる範囲は必然的に制約され、従って臨床応用への道も期待にそむいて遅々として進まなかった。また一方、その制限された結果を用いると、往々にしてその結果が一般化されるという不都合が生じやすい。従って数量的に数多く分析するには、物理的な方法による automatic operation が望ましいものとなったことは云うまでもない。

脳波の周波数と振幅との間の関係をつくという1938年の Grass と Gibbs による周波数自動分析装置<sup>1)</sup>の発明がそれである。この装置はいうまでもなく可聴周波数分析器を流用したもので、上述の目的を果たした点では画期的なものであったが、分析に長時間を要すること、分割的であって間をおかない連続的な分析が不可能なことなどの欠点も有していた。1943年に至り、これらの欠点を克服して連続的分析の可能な分析装置が Walter<sup>2)3)</sup>によって発表された。更にそれに色々の改良が加えられ、1946年に全電子管式自動周波数分析装置<sup>4)</sup>が完成され、現在の形式の基礎が確立された。



日本光電工業製 13 ch. 脳波計 ME-132型と脳波分析装置MAF-4型

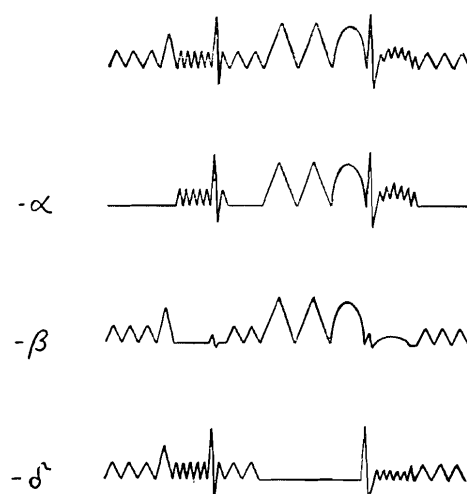
ところでここ数年来、著しい電子工学の発達、かかる分析器の発達に拍車をかけて急速な進歩をとげ、ただ単に改良にとどまらず種々の新しい分析装置を生みだした。トランジスタの発明は脳波計をはじめ、各種分析装置を非常に小型・軽量且つ消費電力を少なくすることに成功した。分析器の種類には多数の分析帯波数をもつ自動分析器の他に、相関計・Toposcope・磁気記録方式その他による分析法も確立し、electroencephalographyなどの臨床実用品もある位である。我々はここ2〜3年の間に主として臨床応用の可能性を目安として簡易且つ実用的な自動分析器の試作に務力してきた。即ち脳波波形の変形分析器<sup>5)6)</sup>  $\alpha$ 波を主とする tachanalyser<sup>7)8)</sup>・2素子同時自動周波数分析装置<sup>9)10)</sup>等である。以下、我々の試みた上記3分析法について、その概要を述べ、その上で現在広く普及しているWalter型を原型とした周波数自動分析器に関する諸問題についてふれてみることにする。

## 2 脳波（波形）変形分析器

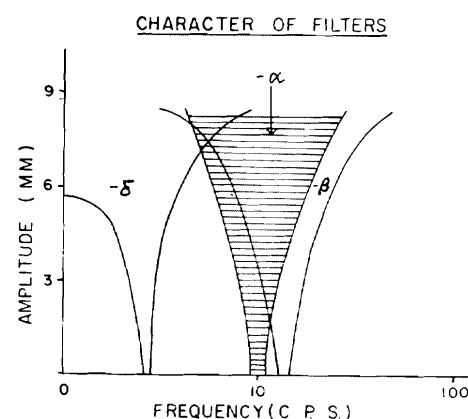
従来、自動周波数分析器は脳波を或るいくつかの周波数帯域成分に区分し、その各帯域成分の瞬時値及び積分値について操作した結果を記録するのが通例である。しかし我々は逆に、或る脳波から或るひとつの帯域成分を除去した脳波（即ち変形波）を瞬時値と同様の方法で記録させ、その上で脳波判読の補助とすることを試みた。つまり本分析法の狙いは、対象ないしは目的以外のいわば不必要な帯域成分を除去し、しかも目的とするものを強調させて把握しようという点にある。たとえば、正常波帯域の成分除去によって正常パターンが消去されれば異常周波数帯域成分だけが目立つわけである。また徐波成分の除去によって速波成分が強調されるであろうし、反対に速波成分の除去によっては徐波成分が強調されるであろう。その理論を模式的に示したのが第1図である。（実際、臨床脳波に日頃立会っているものにとっては、制約された時間内で1回に十数人分の脳波を判読するときに、上述の想定を自らの頭の中で行なっているとは云い得ないであろうか。即ち、正常パターンは無意識のうちに排除し、残りの異常波の様相を追究するのであって、これはまた或る意味では脳波判読の一基本でもあるからである。）

本装置に使用されているフィルタは第2図の如きもので、通常の瞬時値分析フィルタの特性とは逆で、目的とする特定の帯域を通させないように工夫されており、一種の wave trap 様の作用をしている。但しこのフィルタの外見構造は通常の自動周波数分析器に plug-in 方式によって組み入れることが出来るように設計されているため、或る脳波について同一の周波数帯域の相応する瞬時値と変形分析脳波の記録を一個の分析器によって同時に行なうことが出来る特徴を有している。

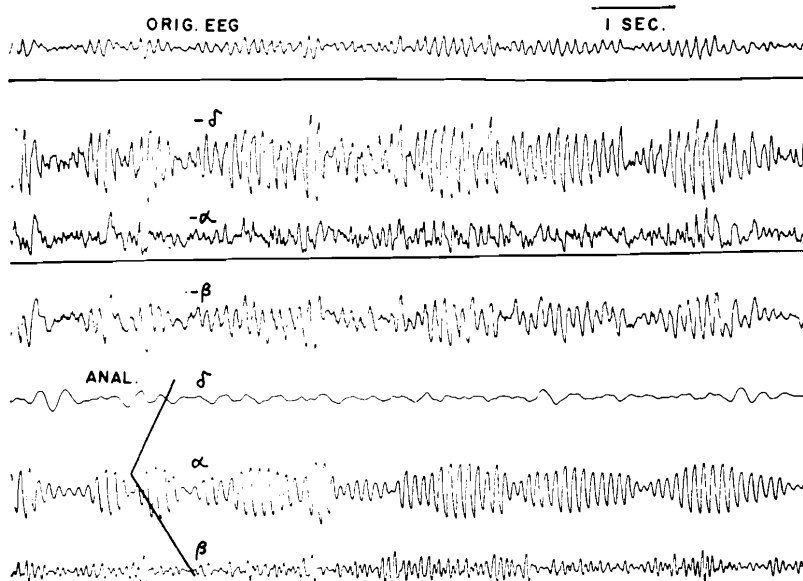
実際の記録例を第3図に示す。これらの脳波所見をみると、上述の想定が確かに或る程度実現されていることは明らかであるが、然しその反面では希望した理論のすべてが充されていないことも否めない。これは脳波は決して単純なものではなくて種々の要素が複雑に加味・統合されている為と云わざるを得ない。これらのことがらを考える時、挿入されるべきフィル



第1図：脳波変形分析記録の模式図。最上段は被分析原脳波で、下段3本が変形分析を行なったものである。上から  $\alpha$ ・ $\beta$ ・ $\delta$  波帯域のものを除去した脳波である。

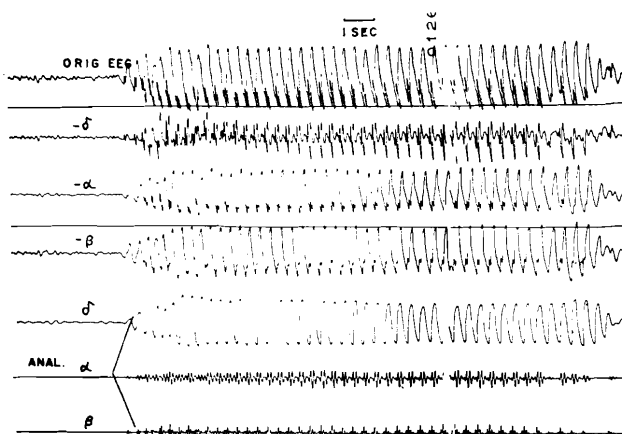


第2図：脳波変形分析器のフィルタ特性曲線。

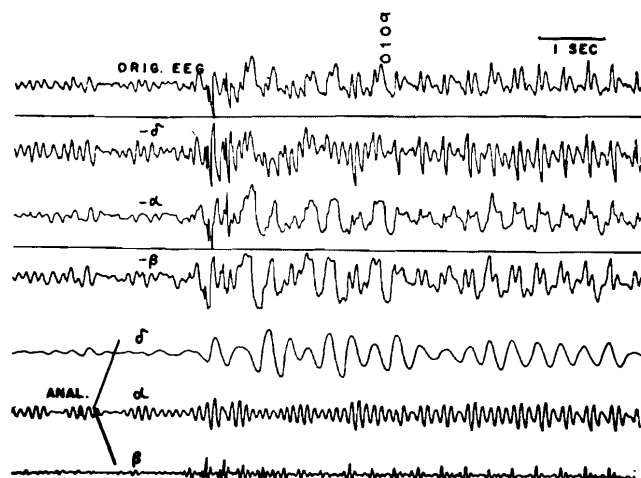


第3図A：脳波変形分析の記録例。

対象は正常人。最上段の記録が被分析原脳波で次の3本が変形分析を行なった脳波である。上から $\delta$ ・ $\alpha$ ・ $\beta$ 波帯域を除去したものである。下の3本は原脳波に対して同時に普通の周波数自動分析を行なったもので、 $\delta$ ・ $\alpha$ ・ $\beta$ 波帯域瞬時値の順である。



第3図B てんかん発作波 (petit mal absence) の脳波変形分析の記録例。



第3図C：てんかん発作波 (spike, sharp-wave complex) の脳波変形分析の記録例。

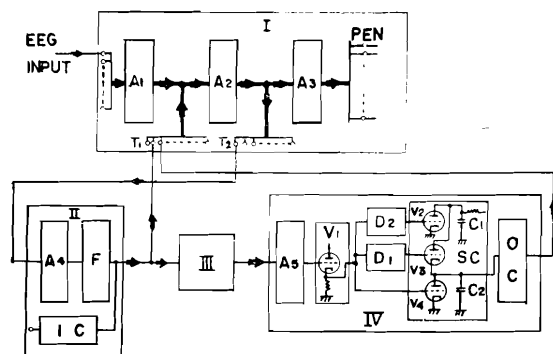
タの特性、その製作に更に一層の考慮を必要とすることは自明である。我々の研究は現在、この問題に当面して低迷しているのであるが、何れにしても或る可能性を求めて更に一段の展開を望んでいる次第である。もしそれが可能となれば、少なくとも臨床脳波の面では判定上で直接必要な所見を提供してくれる装置という点で価値あるものと思われる。

### 3 脳波タコ自動分析装置 (EEG-Tachanalyser)

Kozevnikov<sup>11)</sup>は脳波分析において、瞬時的な周波数の変動を Periodmeter によって連続的に記録することを報告しているが、我々も脳波、特に $\alpha$ 波についてその瞬時的な周波数の変化とその経過を自動的に連続分析する EEG-Tachanalyser を最近試作した<sup>12)</sup>。本装置の原理は第4図に示す如く、まず原脳波を $\alpha$ 波フィルタによって $\alpha$ 波成分のみを選別し、更に波形変換装置により pulse 状の波形に変え、次いでこれら pulse の間隔を pulse 間隔測定器 (Tachometer) により測定し、その値が矩形波状の高さによって表現されるよう記録する。実際には増幅器・記録装置には普通の脳波計を、フィルタは既製

の周波数自動分析装置を使用するので、全ダイアグラムは第5図の如くなる。

いま図について Tachanalyser の動作を簡単に説明すると、波形変換器Ⅲにより $\alpha$ 波成分は pulse 状となり、増幅器Aを経てサイラトロン $V_1$ に入る。 $V_1$  はそのため放電して pulse を生ずるが、この pulse は3つに分かれる。ひとつは直接 $V_4$  へ、他のふたつは遅延回路 $D_1 \cdot D_2$ によりそれぞれ遅れて $V_3 \cdot V_4$ に入り、これらサイラトロンを起動させてスイッチング作用を行なう。この作用により蓄電器 $C_1 \cdot C_2$ を充放電させる



第5図・ $\alpha$ 波タコグラム装置ブロックダイアグラム。  
I：脳波計、II：周波数分析器、III：波形変換器、IV：タコメーター、A1~5 増幅器、F：濾波器、IC：積分器、 $V_1$ ~4：サイラトロン、 $C_1$ ~2：蓄電器、SC：スイッチング回路、 $D_1$ ~2：遅延回路、OC：出力回路、 $T_1$ ：DC増幅器入力端子、 $T_2$ ：extra out put 端子。

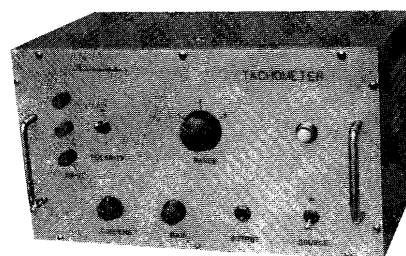
が、この場合  $C_2$  の端子電圧が pulse 間隔の時間に比例するように工夫されている。この端子電圧が出力回路 OC によって取り出されるわけである。

第6図は記録例で、左より安静閉眼・音刺激・暗算・光刺激時のものである。

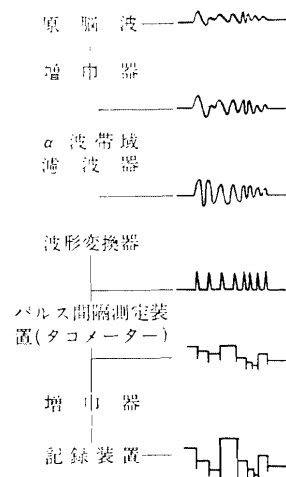
本分析法の特色は瞬時的な周波数変動が的確に一波毎にとられ、また非常にその変動が見易い形式で記録され、且つ使用帯域内では連続した分析値が得られることである。従来の分析

器では0.5%或いは1%毎のフィルタを使用したとしても、その分析値は階段状に区分されてしまうが、本法では使用帯域内で上述した如く連続した分析値が円滑に得れる。

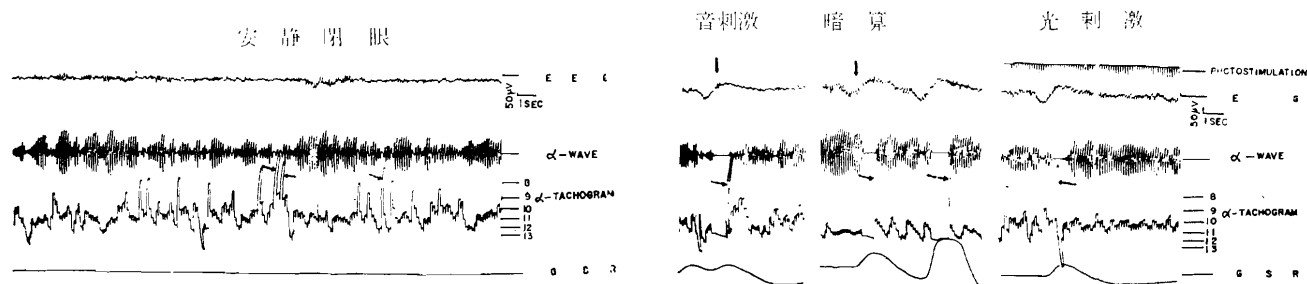
本法の欠点は、脳波の入力が全くないか、極めて小さい時は波形変換器で pulse が生じなくなるため、第6図点線矢印の如き artifact の生ずることである。しかしながら、本法は周波数変動を非常に見易い形で記録出来る点においては、従来の分析器に比べ、すぐれた一分析法と云えよう。



日本光電工業製タコメーター



第4図： $\alpha$ 波タコグラム装置の動作原理を説明したもので、右側に書かれた波形は脳波より「タコグラム」に至る迄の波形変化を示したものである。

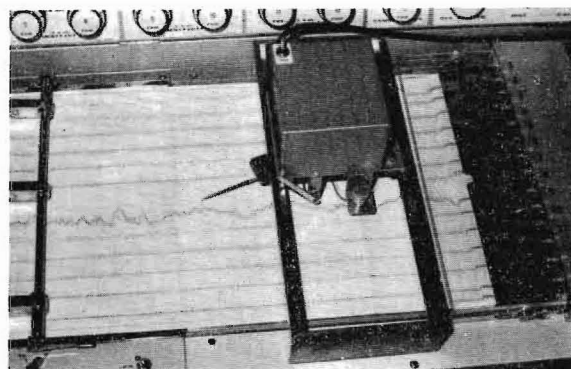


第6図： $\alpha$ 波タコグラム ( $\alpha$ -Tachogram) 記録例。EEGは原脳波、 $\alpha$ -waveは $\alpha$ 波帯域瞬時値、GSRは精神電流反応。 $\alpha$ -Tachogramの数字は周波数%を表わす。実線矢印は刺激個所で、点線矢印は artifact である。

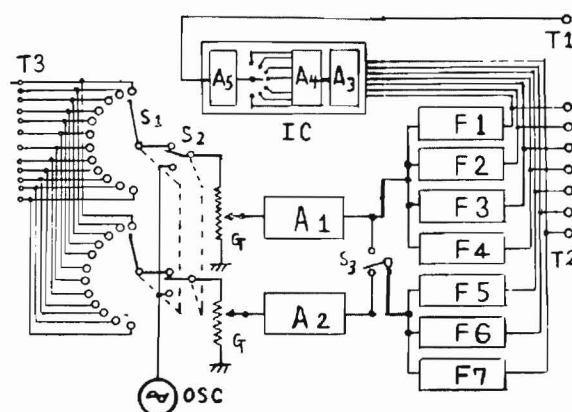
#### 4. 2素子同時自動周波数分析器

現在わが国で広く用いられている自動周波数分析器は Walter 型を原型としたものが殆んどである。即ち一般には 1~60% 程度の範囲を数個の周波数帯域に区分し、その使用目的に適合したフィルタを選び、各帯域成分周波数に弁別して瞬時値として記録する一方、その各々の出力を或る一定時間（通常 10 秒間）積分し、各帯域成分の積分値を棘波状に記録し、その振幅によって値が示されるのが普通である。また分析の対象となる脳波は 1 素子のそれにのみ限られている。しかし臨床脳波においてはしばしば 2 つの領野の脳波の比較分析の必要が生ずるし、それはそれでも臨床的に有効である筈である。かかる目的のもとに、特に脳波分析器の臨床的实际応用を主眼として、我々は 2 素子同時周波数分析器の試作をとりあげてみた。その結果は或る程度までかかる目的に適合することを知ったばかりでなく、試作を引きうけた日本光電工業株式会社がやがてその製品化にのり出し、初期のものを改良した MAF-4 型の市販をみるに至った。次に本装置の作動原理を主として述べるが、それはあくまでも初期試作のそれであることを記しておく。本装置のブロックダイアグラムは第 8 図の如くで、7 個のフィルタを備えており、もし 1 素子のみの分析を行ないたい時は切換スイッチ  $S_3$  によりフィルタ  $F_{1-2}$  の 7 個全部を使用出来るようになっている。2 素子として使用する時は 1 素子は  $F_{1-4}$  の 4 個のフィルタ、他の 1 素子は  $F_{5-7}$  の 3 個のフィルタで、それぞれ分析を行なうわけである（然し現在の改良型 MAF-4 型で 1 素子  $\delta_1 \cdot \theta \cdot \alpha \cdot \beta_1 \cdot \beta_2$  の 5 帯域づつ計 10 個の同時分析が可能になっている）フィルタはいつでも plug-in 方式で、容易に着脱交換出来る回路はスタガー方式によっており band-pass filter になっている。標準的な周波数帯域区分は第 1 表の如くであり、その周波数特性曲線は第 9 図に示すようである。実際の記録例を第 10 図 A・B に示したが、同図の如き非対称の二つの脳波  $E_a \cdot E_b$  の比較はとくに積分値で一目瞭然であろう。本装置は上述の如く、2 脳波を同時に分析しうるところが特色であり、従って本装置は特に臨床の實際にあたって特色が発揮されることを我々は現に確認している。

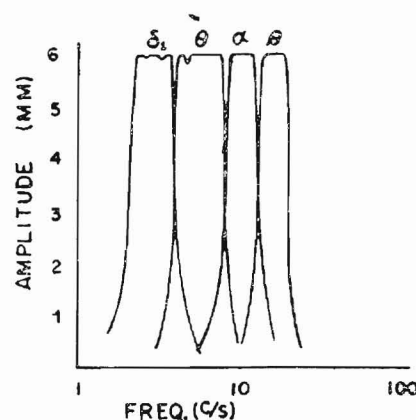
ところで周波数分析装置の安定性についてみると、外国製品では Ediswan や Offner 等は、いつでも Walter の方式を用いているが、本邦でのその完全な運用には困難があるものの如くである。これは resonator の不安定性、積分器の非直線性、湿度による誤差の増加等の問題が原因で、阪本



第7図：積分値記録用に作った特殊ペン装置



第8図: 2素子同時周波数分析器ブロックダイアグラム。  
T<sub>1</sub>・積分出力端子, T<sub>2</sub>・瞬時値出力端子, T<sub>3</sub>・入力端子, S<sub>1</sub>・チャネルセレクト, S<sub>2</sub>・校正用スイッチ, osc・校正用中心周波数発振器, S<sub>3</sub>・切換スイッチ, A<sub>1</sub>・A<sub>2</sub>・A<sub>3</sub>・A<sub>5</sub>・増幅器, A<sub>4</sub>・積分器, IC・積分回路, F<sub>1</sub>~F<sub>7</sub>・フィルタ, G・利得調整器。

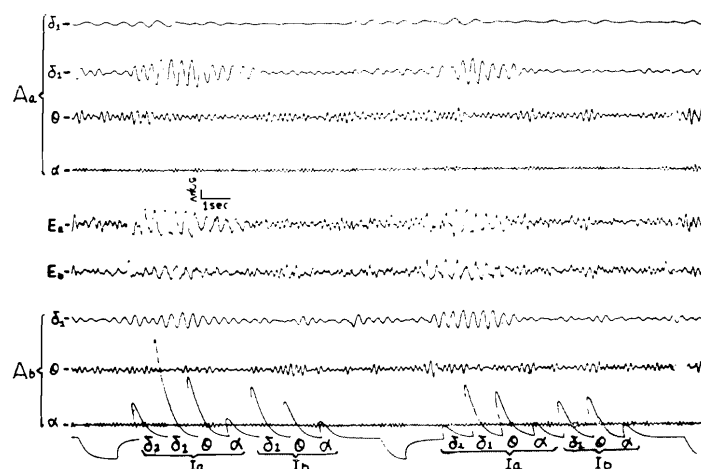


第9図：2素子同時周波数分析器の特性曲線。  
 $\delta_1 \cdot \theta \cdot \alpha \cdot \beta$  波各帯域の特性を示す。

名 称	$\delta_2$	$\delta_1$	$\theta$	$\alpha$	$\beta_1$	$\beta_2$	$\beta_3$
中心周波数	1.40	2.82	5.65	10.4	16.1	24.5	42.5
通 過 帶 域	1~2	2~4	4~8	8~13	13~20	20~30	30~60

第1表：使用されている Band pass filter による  
周波数帯域区分の性状。

・高木<sup>13)</sup>氏は正確な超低周波発振器と適当な指示器を用いて頻繁に調整を行なう必要があることを指摘している。Ulett によれば、専門家の技術家が毎日調整しなければ使用に耐えないと云う。そして Ulett は安定な resonator 回路及び直線性の良好な積分器<sup>14)</sup>を発表しているが、それでも調整が容易になったと云うだけで、やはり毎日の調整から逃れることは出来ないものべている。しかし我々の試作による本装置は、安定性があり、湿度の影響も殆んど認められなかった。

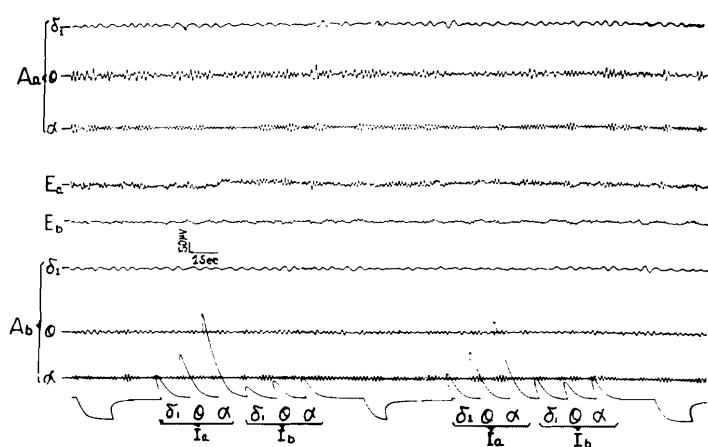


第10図A：2 素子同時周波数分析記録例。

対象は頭部外傷のもので、被分析原脳波の誘導は左及び右後頭部で、それぞれ  $E_a$ ・ $E_b$  で表わし、その瞬時値を  $A_a$ ・ $A_b$ 、積分値を  $I_a$ ・ $I_b$  で示す。いずれも  $\delta_1$ ・ $\theta$ ・ $\alpha$  波帯域について分析を行っている。

## 5. ポリグラフの問題

脳波分析について以上我々が試みた3つの方式をあげたが、それら及びその他を組み合わせると所謂 Polygraph が出来る。これは生体の中樞機能を追究するために脳波を含む種々の生理的パラメーターを総合的に分析しようとするものである。我々も最近、2 素子同時自動周波数分析装置・ $\alpha$  波タコグラム分析・心拍タコグラム・サーミスタ体温計・脈波計・GSR等を用いて行なっている。その記録の一例が第11図である。



第10図B：てんかん発作波 (high voltage slow wave) の2 素子同時周波数分析記録例。

$E_a$ ・ $E_b$  の誘導はそれぞれ左及び右頭頂部で、分析は同図Aの場合よりも  $\delta_2$  波帯域がひとつ多く付加されている。

## 6. 周波数分析器による分析上の諸問題

自動周波数分析器で広く普及実用化しているのは Walter の方式を原型としたものであることは先に述べたが、普及しているだけにこの装置に関する問題、とくに分析する時の注意・考察の問題は一般共通性をもつと云えよう。

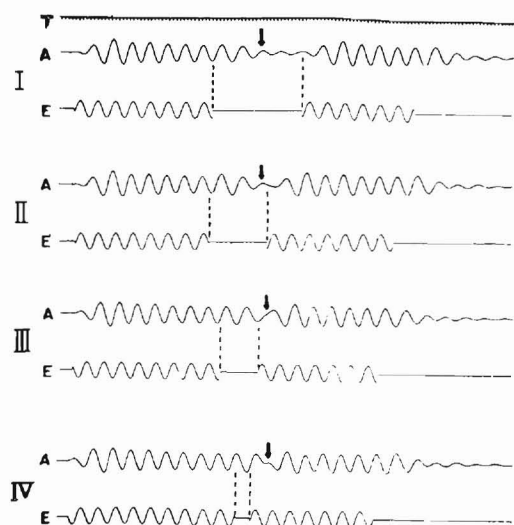
Walter 方式でしばしば云われるのは安定性の問題で、特にフィルタの安定性の悪いこと、湿度・温度等の影響で誤差が増大すること、その他過渡現象、電源電圧の変動による影響等である。安定性・湿度・電圧変動の問題等は電子工学の発達や部品の改良により改善されつつあるので、ここではこの類の分析装置で不可避と思われる過渡現象について若干述べてみたい。元来、周波数分析装置では被分析波の入力があれば、その分析値はすぐ記録され、そして入力消失すれば、直ちに記録が中止されるべき性質のものである。即ち時間的ずれの原因となる機械的・電氣的慣性が皆無であることが理想的である。機械的慣性はペン及びペンモーターに基因するものである。しかし電氣的慣性はフィルタそれ自体によって生ずる問題であり、殆んど不可避なものだけに今後の問題として考えなければならないであろう。

実際フィルタがCR或いはLよりなる以上、過渡現象というものを考慮に入れないわけにはいかない。

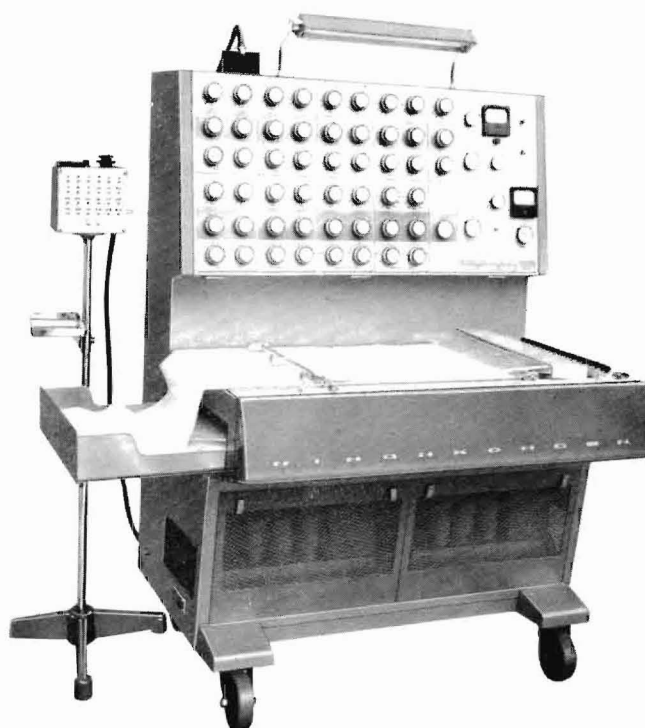
脳波のように種々の周波数・振幅・位相関係をもった振動波を分析する上には特に考慮する必要がある。

いま脳波の代わりに一定振幅及び一定周波数の正弦波を継続して分析器に入れた時のことを考えてみると、分析値に及ぼす影響はその継続時間に関係してくることが考えられる。第12図はこの関係を示したもので、 $\delta_1$ 波帯域の場合のものである。Ⅰでは被分析波Eが消失してからも過渡現象による振動がみられ、殆んど減衰してしまった頃に被分析波が入ってきた状態である。矢印の手前迄は殆んど同一な瞬時値波形が存続しているのが見られる。Ⅱの状態になると、被分析波が消失している期間が更に短くなったので過渡現象のため矢印で示した箇所の如く、瞬時値の振幅はやや減少したのみで次へと連続している。Ⅲでは瞬時値は殆んど減衰せず、矢印で示したように波形が変形する位になる。Ⅳは更に継続時間の短くなった時のものである。勿論これらの結果は、被分析波を継続する時の位相関係によっても異なるであろうが、とにかく以上のように過渡現象の傾向はみられる。

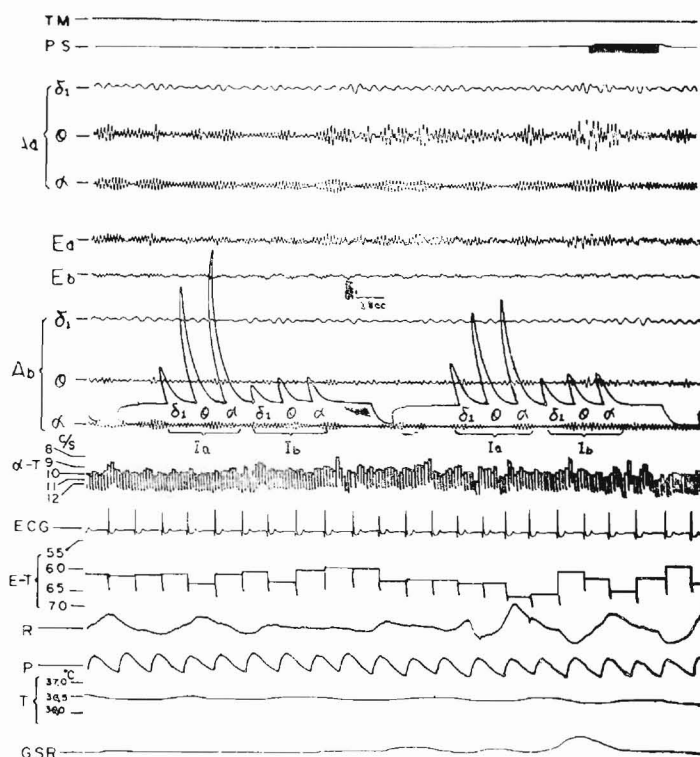
被分析波として次に直角電圧を付加した時の場合を考えてみると第13図の如くなる。



第12図：被分析波の継続時間と過渡現象との関係。矢印は継続の影響が瞬時値に著明にみられた箇所を示す。Tはタイムマーク(1日盛 $\frac{1}{10}$ 秒)、Aは分析瞬時値( $\delta_1$ 波帯域)、Eは被分析波



日本光電工業製 17ch. 脳波計 ME-171D型



第13図：16素子同時記録ポリグラフ例。

TM：タイムマーク(1日盛 $\frac{1}{10}$ 秒)、PS：光刺激、 $\alpha$ -T： $\alpha$ 波タコグラム(数字は周波数)、ECG：心電図、E-T：心拍タコグラム(数字は心拍数)、R：呼吸、P：脈波、T：体温(数字は温度)、GSR：精神電流反応。EaとEbは被分析原脳波で、AaとAbはそれぞれの瞬時値、IaとIbは積分値を意味し、いずれも $\delta_1 \cdot \theta \cdot \alpha$ 波帯域に区分されている。

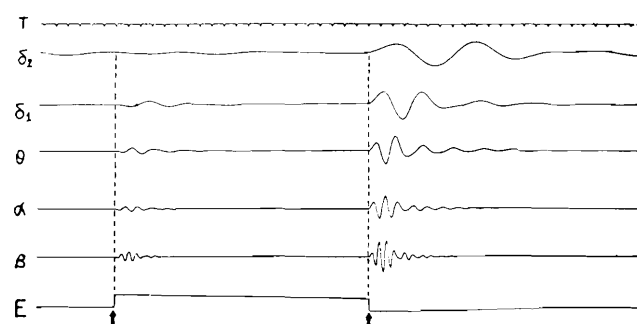
過渡現象が明瞭にみられ、電圧を付加した時よりも開放時の方が過渡現象は大きく、振動持続時間は  $\delta_2$  波帯域において最長となっている。これと似た現象は棘波の入ってきた時で第14図はこの時の様相を示している。どこ迄が分析値でどこ迄が過渡現象による波かが不明瞭になってしまう。

次に、burstが入ってきた場合を考えたのが第15図である (burstの代わりに一定周波数で振幅の増減する波を  $\delta_1$  波帯域のフィルタを通して分析したものである)。後に説明する overshoot の現象もみられている。以上述べた如く、第12・13・14・15図の何れにおいても過渡現象のため、瞬時値において立ち上りが遅く、数波が入ってから始めて動きだすし、被分析波が消失しても瞬時値は数波持続している現象がみられる。

更に過渡現象を詳細にみるために実験したのが第16図である。即ち被分析波としては一定振幅・一定振周波数の正弦波を用い、図に示した如く周波数を変えて  $\delta_2 \cdot \alpha$  波帯域について行なっている。被分析波が入って定常的な瞬時値になるまでに数波を要しているのがわかる。そして矢印は定常になった箇所であるが、それ迄は瞬時値は漸次振幅が増大し、更に一過性に振幅は過大になり (overshoot) 次いでその反動で過小になって (undershoot)、やがて定常状態に落ちつくのが普通である。本実験では overshoot はみられたが、undershoot は殆んどみられなかった。

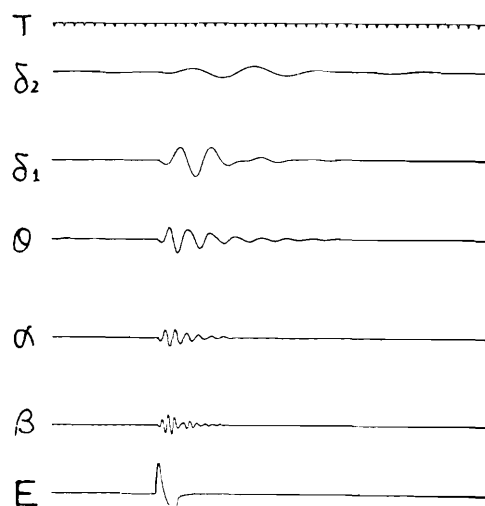
以上のように過渡現象は瞬時値の表現様相をゆがめてしまうが、この現象はフィルタの特性や性能を左右する因子であるQの値と関係があるので、ますます厄介な問題となってくる。フィルタ特性としては、一般に減衰の傾斜が急峻な特性曲線を有するものが要求される。従って必然的にQの高い回路が用いられるが (Qの値が高くなるにつれ、特性曲線における減衰の傾斜の程度も急峻になる)、一方Qの値の高いほど瞬時値の立ち遅れは大きくなるという相反する結果が生ずるので、結局は或る点で妥協のなければならなくなる。

また分析する波の周波数・振幅・連続度を考えると、これらの要素により過渡現象の影響も変わってくることは前述した実験でもわかる。即ち一定振幅・一定周波数の連続したものである時は、最初は少し立ち遅れるのみで、以後は安定な連続したものになる。それで最初の数秒間を除外するだけで問題はなくなるが、脳波においては連続度は甚だ低く且つ周期も少しづつ変動しているのが通例で、まして臨床分析の対象となる異常脳波の殆んどは連続度が低く、



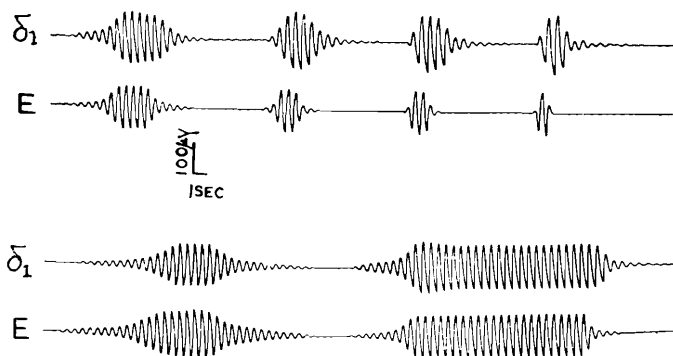
第13図：直角電圧を付加した時の過渡現象。

Tはタイムマーク (1目盛10秒),  $\delta_2 \cdot \delta_1 \cdot \theta \cdot \alpha \cdot \beta$  はそれぞれの各波帯域に於ける瞬時値, Eは付加電圧波形, 矢印は電圧付加或いは開放した点を示す。



第14図：棘状波の周波数分析時にみられる過渡現象の一例。

Tはタイムマーク (1目盛10秒),  $\delta_2 \cdot \delta_1 \cdot \theta \cdot \alpha \cdot \beta$  はそれぞれの帯域の瞬時値, Eは被分析波。

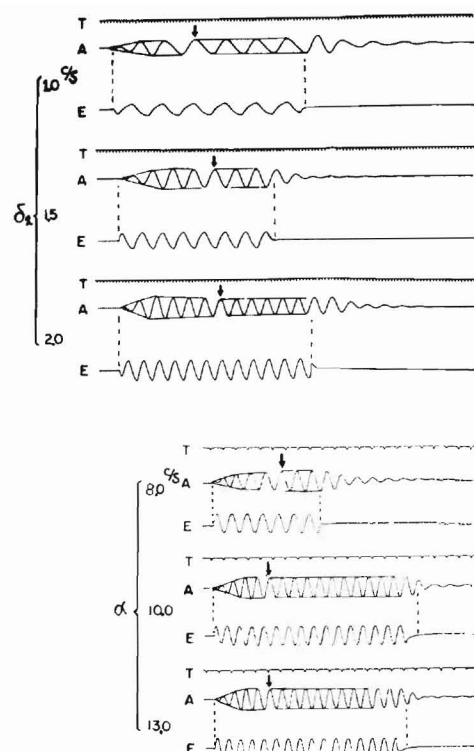


第15図： $\delta_1$  波帯域に於ける被分析の振幅変化と過渡現象との関係を表わした記録例。Eは被分析波で、 $\delta_1$  はその分析瞬時値。



周波数変動の多いものばかりである。三木<sup>15)</sup>氏によると、Qが高くて立ち上りの遅いフィルタにおいては、立ち上る迄の間に入ってくる波の位相が反転してしまうと互に打消し合って、反転する前と後の差が生ずるという結果になり、また連続度の極めて低いものでは立ち上る前に波が消失してしまったり、その結果は全く信頼し得ないものになってしまうと述べている。更に立ち上りの問題のみでなく、被分析波消失後に残る過渡現象に基因する電氣的慣性も問題になることは、前述した実験から明らかであるが、これは瞬時値だけの問題でなくて積分値にも影響を及ぼすことは勿論である。

これら過渡現象の防止解決策としては、Qの低いフィルタを用いる様にすればよいわけであるが、これはまたフィルタの特性に密接に関係してくるので、或る程度の制限を受けるわけでもある。従って、この型の分析器では不可避な現象であるが、臨床的に利用する場合、特に脳波のより詳細な分析を行ない、主観的・経験的判定をより少なくし、客観的且つ数量的表示を可能にするには充分と云えるので、その点の考慮がこれからの自動周波数分析装置の発展への或るひとつの鍵となるであろう。



第16図； $\delta_2$ ・ $\alpha$ 波帯域に於ける過渡現象の記録例。Tはタイムマーク（1目盛10秒），Eは被分析波，Aは分析瞬時値（過渡現象を見易くするため包絡線を記入）。数字は被分析波の周波数。矢印については本文参照。

## 7. む す び

最近、我々が試作した脳波変形分析器・脳波タコ自動分析器・2素子同時周波数分析器について、その概要をのべ、これらにより分析する場合の実際面についても考察した。また一般的にWalter型自動周波数分析器で分析する場合の諸問題についても考察してみたが、今後に残される問題は、過渡現象その他各種の誤差の問題の他に、次の様な問題があるように思われる。

即ち、広く周波数分析器が普及するにつれて、フィルタの周波数帯域の区分に種々の問題がある。事実、研究者により、また研究目的により周波数帯の区分には現在種々の方法がとられている。最も一般的なのは0.5~60%の周波数範囲を $\delta_2$ ・ $\delta_1$ ・ $\theta$ ・ $\alpha$ ・ $\beta_1$ ・ $\beta_2$ ・ $\beta_3$ の7帯域に分割する方法であるが、その他に $\alpha$ 波帯域の細分割法、6~13%の1%毎の分割法、或いはまたその0.5%毎の分割法、1~23帯域分割法などがある。臨床脳波においては徐波が速波よりも実際には多く問題になるが、その点では $\theta$ 波帯域が $\alpha$ 波帯域に移行する場合等が問題になることが多い。特に8%附近においては、徐波と $\alpha$ 波の移行部があるので、必然的に周波数区分及びフィルタ特性が問題になってくる。どの範囲の周波数を区分するか、或いは隣接フィルタの特性と交叉する周波数の減衰率はどの程度にするか等の問題は、周波数分析器が広く普及した今日、臨床脳波においてだけでも種々検討した上で、できるなら統一標準化した方がよいように思われる。それと同時に分析器の使用法及び用語等も、ポツポツ統一の方向をもってゆくべき問題と思われる。更にまた、最近の如く脳波装置が多系統化されてきては、多面的な或いは多素子的な同時分析の裏付けが臨床面でも必要となるであろう。それは一に判読の迅速化と正確への期待のためである。そのようになると、ひいては研究面の様相も一変するに違いない。我々は脳波現象を通して、それが意味するものを、即ちinformationを最も簡単・単純な形で知りたいからである。

最後に我々の試みた分析装置は何れも日本光電工業株式会社の厚意によって試作したものであり、ここに謝意を表する。

8. 参 考 文 献

1) Grass, A. M. and Gibbs, F. A. : A Fourier transform of the electroencephalogram. J. Neurophysiol., 1: 521, 1938.

2) Walter, W. G.: An automatic low frequency analyser, Electronic Eng., a- 16: 8, 1943.

3) Walter, W. G.: An automatic low frequency analyser. Electronic Eng., b, 16: 236, 1943.

4) Baldock, G.R. and Walter, W. G.: A new electronic analyser. Electronic Eng., 18: 339, 1946.

5) Wada, T. et al: EEG-wave metamorphosis available for clinical electroencephalography. Tohoku J. Exper. Med., 76: 189, 1962

6)8)9) 和田豊治, 他: 臨床脳波術における脳波計附属装置, M. A. C. 3: 9, 1962.

7) 和田豊治, 他: 脳波タコグラム分析装置. 臨床脳波, 4:1, 1962.

10) Wada, T. et al: 2 channels simultaneous analyser. Tohoku J. Exper. Med., 75: 259, 1961.

11) Kozhevnikov, V. A. : Some methods of automatic measurement of electroencephalogram, EEG Clin. Neurophysiol., 10 : 1958

12) Wada, T., and Shimizu, T.: Automatic EEG-frequency analyser: AN approach to periodmetry of alpha-rhythm with electrotachometric system. TohokuJ. Exper. (in press)

13) 阪本捷房, 高木末夫: 今日までの脳波分析装置について (脳波の分析とその応用). 医学書院, 東京, p. 122, 1957.

14) Ulett, G. A. and Loffel, R. G.: Anew resonator-integrator unit for the automatic brain wave analyser. EEG Clin. Neurophysiol., 5 : 113, 1953.

15) 三木一郎: 脳電図周波数分析器の一種 (脳波の分析とその応用). 医学書院, 東京, p.147, 1957.

38028  
Y-10-B

脳波分析装置  
光・音刺激装置  
筋電計  
心電計  
電気脳内(眼底) 血圧計  
電氣血圧計  
電磁流量計  
呼吸流量計  
電子管刺激装置  
微細電極用増幅器  
分極電圧自動補償型直流増幅器  
多用途監視記録装置  
磁気記録再生装置  
COMPUTER OF AVERAGE TRANSIENTS  
万能ブラウン管オシロスコープ  
インク書オシログラフ  
即像式電磁オシログラフ

日本光電工業株式会社

東京営業所	東京都新宿区角筈2-84 スタンダードビル	Tel.(371) 8241~5, 4864
大阪営業所	大阪市北区南森町11 第一ビル	Tel.(351) 2531~7
名古屋営業所	名古屋市千種区覚王山通り7-1 田代ビル	Tel.(75) 7068
仙台営業所	仙台市東三番丁70 山一会館	Tel.(25) 1395
福岡営業所	福岡市浜小路26 浜小路ビル	Tel.(3) 7931~4
札幌営業所	札幌市豊平三条3-12 美好ビル	Tel.(81) 5706
本社・工場	東京都新宿区西落合2-514	Tel.(951) 1181代表