

脳波自動解析装置

Electro-encephalographic Automatic Analyzer

Diagnosis based on the analysis of electroencephalograms requires the long experience and high degree of labor of an expert specialist. The Hitachi automatic analyzer has been developed to facilitate such diagnosis. It analyzes electroencephalograms automatically and based on the result of analysis it passes judgment as to the abnormality in the brain. In its hardware section, in order to process 12 channels of encephalic waves and one channel of cardiographic signal on an on-line real-time basis, wave form information such as times between the point and the valley point, voltage, secondary differential value, maximum gradient between peak and valley, refraction point, etc. are extracted from the encephalogram by means of a special hardware, and the product of extraction is processed by a combination of a minicomputer, Hitachi Computer System 10, and auxiliary memory devices. By using the above, analysis of paroxysmal abnormality like a spike and background waves such as α -wave, processing of wave forms for hump waves and other paroxysmal waves occurring in sleep are conducted, and based on the data thus obtained, conscious level, asymmetry, background wave abnormality, composite abnormality, etc. are determined and processed in the software section. In a series of clinical experiments this new analyzer offered a bright prospect for actual application.

中村 隆* *Takashi Nakamura*

鈴木孝治** *Takaji Suzuki*

小川俊雄** *Toshio Ogawa*

塩野英巳** *Hidemi Shiono*

1 緒 言

最近ますます激増する交通事故による脳障害の有無の診断に、また多数乗客の生命をあずかるパイロットやドライバーの適性判定に、あるいは、都市の過密化につれて増加しつつある精神病患者の診断に、脳波検査は広く行なわれている。

脳波検査は安静仰臥(が)下において、閉眼覚醒(せい)状態、誘眠状態、あるいは過呼吸などの賦活状態下で20～30分前後の長時間にわたり、8～12チャンネルの脳波信号および1チャンネルの心電図信号を連続記録して行なわれる。このようにして記録された数十メートルに及ぶ脳波記録を、専門医は多大の労力をかけてその判読を行なっている。

しかしながら脳波の判読には、高度の知識と長年にわたる経験の集積を必要とするため、増大する脳波検査の需要に対する専門医の不足が問題となりつつある。こうして、専門医の省力化および判読の定量化を目標に、脳波を自動的に解析し、異常の有無を判定する脳波自動解析装置を開発したので以下その概略について報告する。

2 脳波判読の現状と問題点

脳波検査は、大脳皮質を構成する神経細胞の活動電流によって生ずる活動電位を頭皮上に図1に示すように取り付けられた電極と、これらの活動電位の中性点とみられる両耳朶(だ)との間、または電極間の電位差として取り出し増幅記録することによって行なわれる。

このようにして得られた脳波信号は、被検者の年齢、意識レベルおよび脳疾患の有無によって著しく変化する⁽¹⁾。

すなわち、正常な15歳以上の成人においては、閉眼時、安静時および覚醒時には、8～13Hzの周期を有する50 μ V前後の通常 α 波と呼ばれる脳波が、図2(a)に示すように出現するが、

開眼または思考時には同図(b)に示すように α 波が消滅して14 Hz以上の周期を有する β 波と呼ばれる脳波が得られる。また閉眼安静覚醒状態より睡眠状態に移行すると、同図(c)～(g)に示すように、 α 波の消滅につれて4～7 Hzの周期を有する θ 波や、1～3 Hzの周期を有する δ 波が出現し、睡眠レベルが深くなるにつれて、瘤(りゅう)波と呼ばれる二相性の130～350 msの周期を有する単発性の三角波が出現するようになる。次

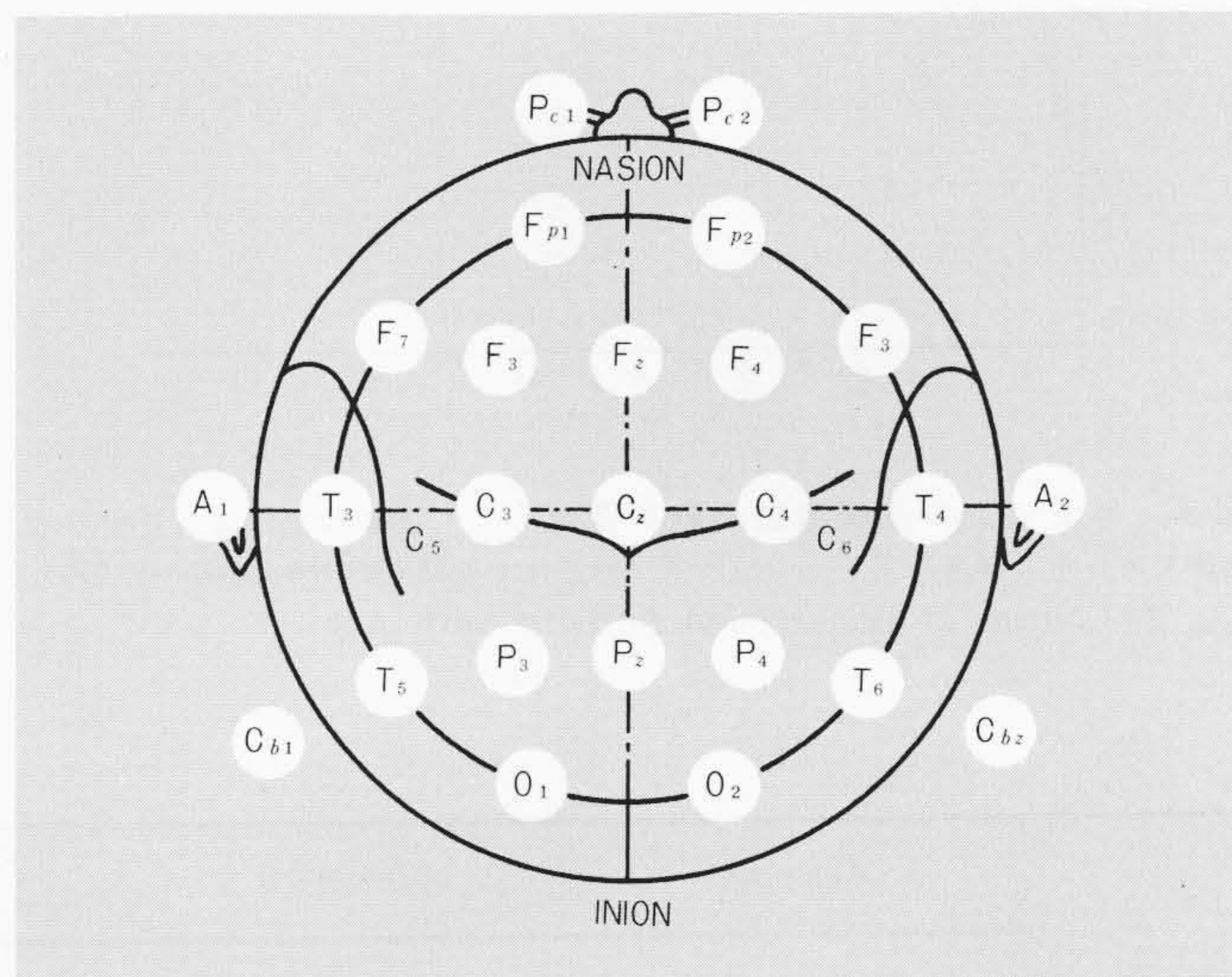


図1 脳波電極配置図(10-20法) 脳波は頭部の約20個所に電極を付けて導出する。

Fig. 1 Location of EEG Electrodes

*株式会社日立メディコ **日立製作所中央研究所

いで、リズムカルな12~14Hzの周期を有する紡錘波が出現するようになる。

15歳以下の正常な乳幼児より学童までは、閉眼安静覚醒状態下において図3に示すように、年齢の減少につれて、低い周波数の脳波が現われる傾向があり、睡眠に入ると、この周波数の成分が減少し、さらに低い周波数の脳波、瘤波および紡錘波が出現する。

これに対して、脳に異常のある場合には発生する波形に変化が現われる。すなわち、てんかん性の疾患を有する場合には、図4に示すような棘(きょく)波、棘徐波結合、鋭波および徐波群などの突発性異常波が出現する。また、脳腫瘍(しゅよう)、脳血行障害、炎症および頭部外傷などにより脳の機能が低下している場合には、閉眼安静覚醒状態下の脳波に変化が現われる。障害が軽度な場合には、脳波の周期は正常域内にあるが、正常な対称部に比較して振幅が高くなる傾向と、β波、紡錘波では減弱または欠如を示す。障害が進み中等度の場合には、その異常部位に徐波が見られるようになる。さらに障害が進んで脳細胞が死滅、あるいはそれに近い状態にある場合には脳波は平坦(たん)化する。

このように脳波を自動的に解析し、異常の有無を判定するためには、下記の波形処理を行なう必要がある。

- (1) 棘波、棘徐波結合波および鋭波などの突発性異常波の検出処理
 - (2) α波、β波、θ波、δ波などの背景波の分析処理
 - (3) 睡眠時に出現する瘤波、紡錘波などの睡眠性突発波の検出処理
- また、この波形処理を通して得られたデータをもとに次の判定を行なう必要がある。
- (4) 背景波分析データと、睡眠性突発波の検出データを用いた意識レベルの判定
 - (5) 左右対称部位で採取した脳波の背景波分析データと、睡眠性突発波の比較による左右差異常の有無の判定
 - (6) 過呼吸、光刺激など、異常脳波を出やすくする賦活下での背景波分析データの変化による賦活異常の判定
 - (7) 上記各判定結果と、突発性異常波の検出データとの組合せによる総合判定

一方、脳波信号は20~100μV前後のきわめて低レベルの電圧であり、その周囲には数倍~数十倍の活動電位を発生する臓器および筋肉があり、これらの発生信号が混入して処理に誤りを生ずるおそれがある。したがってこれらの雑音除去を行なう必要もある。

さらに突発性異常波は、偶発的、局在性に発生することが多いので、完全に異常の有無を検出するには各部の脳波を長時間にわたって解析する必要がある、検査時間短縮のため8~12チャンネルの脳波と、1チャンネルの心電図とを同時処理することが要求され、マルチチャンネル、オンラインリアルタイ

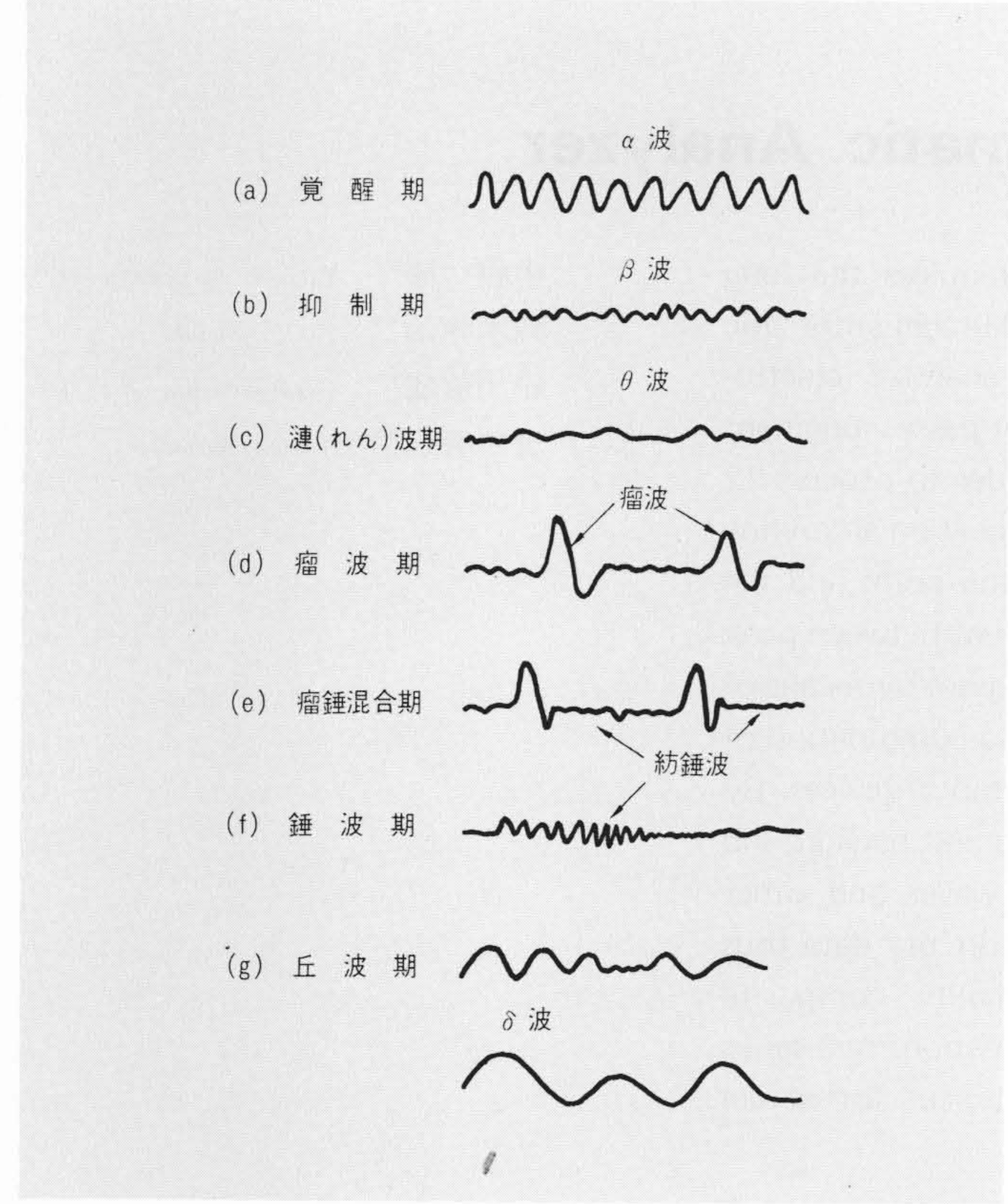


図2 睡眠時脳波の模式図⁽¹⁾ 脳波は睡眠レベルにより種々のパターンを示す。
Fig. 2 EEG Pattern for Each Sleep Level

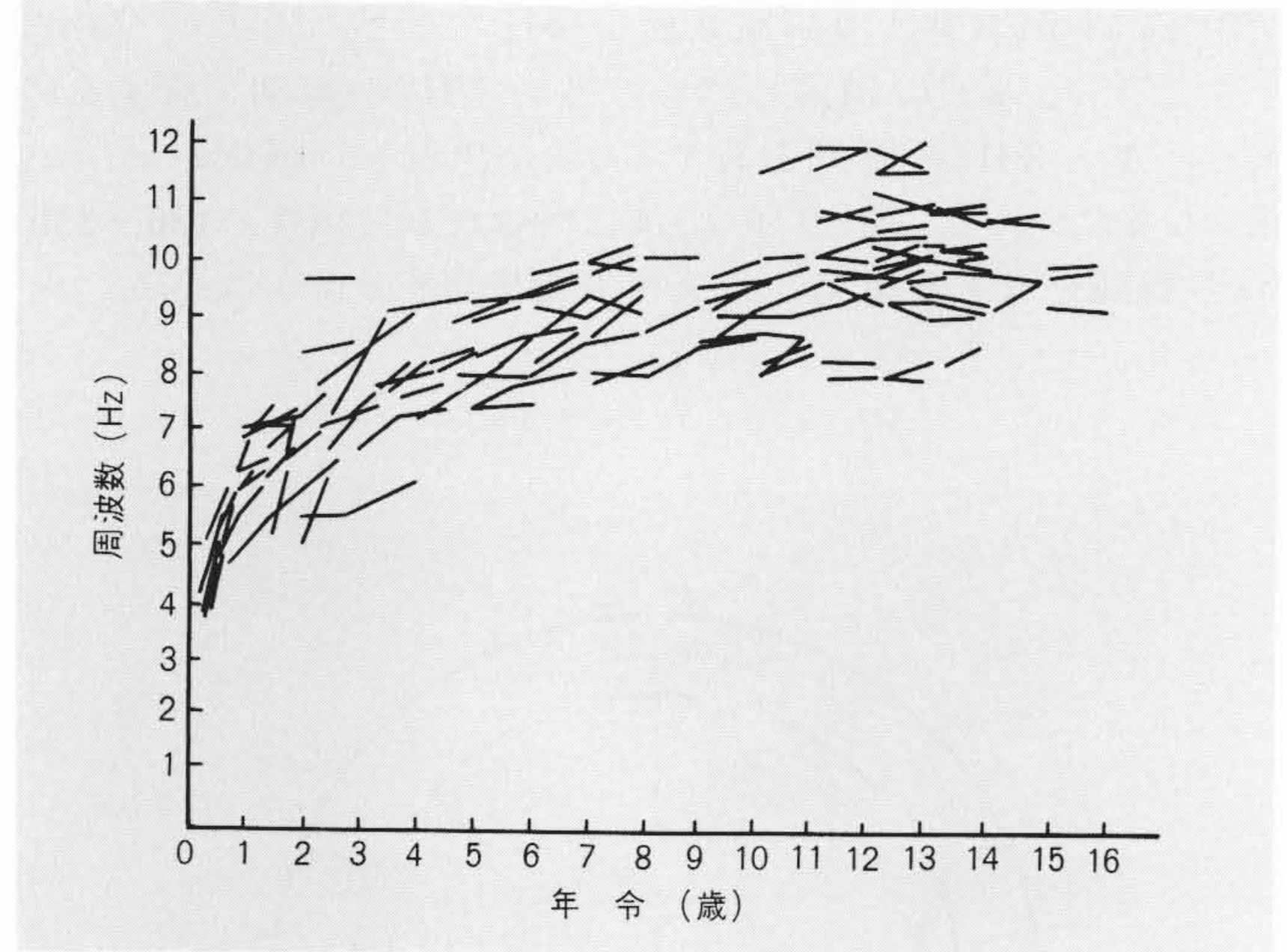


図3 年齢による基礎律動活動の変化⁽¹⁾ 基礎律動は成人では10Hz前後であるが、年齢が下がるにつれて、徐波化する傾向がある(Lindsley 1939)。
Fig. 3 Change of Background Activity with Age

突発性異常波	単相性棘波	多相性棘波	棘徐波結合	連続性棘波群	鋭波

図4 突発性異常波の種類 てんかん性疾患に特徴的に出現する突発波、異常波の種類を示す。
Fig. 4 Classification of Paroxysmal Abnormality

ム処理の可能なコスト効果の高いハードウェアシステムを開発する必要がある。

上述の諸要求を満足する脳波自動解析装置の開発を行なったので以下に報告する。

3 脳波自動解析装置のハードウェアシステム

脳波を自動的に解析し、異常の有無の判定を行なうには、筋電図などの混入雑音を除去したのちに、棘波などの突発性異常波の検出、 β 、 α 、 θ 、 δ 波より成る背景波分析および瘤波などの睡眠性突発波の検出より成る波形処理とこれらの処理データを用いた意識レベル、左右差異常などの判定を行なう必要がある。これらの処理を、12チャンネルの脳波信号について、HITAC 10程度のミニコンピュータで行なうと、実時間の数倍の時間を要する。

また、前述の波形処理は図5に示す波形情報を用いて、処理できるので、これらの波形情報の抽出処理を専用ハードを用いて行なうHITAC 10をデータ処理部とするハードウェアを開発した⁽²⁾(図6)。

3.1 増幅部および記録部

被検者より採取する12チャンネルの脳波は50 μ V程度であり直接解析処理することは困難なので、これを1 V程度に増幅する必要がある。また、心電図信号も1 mV程度であり同様に増

幅する必要があり株式会社日立メディコのEE-13形脳波計の増幅器を改良して増幅回路を構成している。これらの増幅信号をモニタすると同時に、本自動解析装置で検出された異常波を検討しやすいように自動マーカを有する記録器を備えている。

3.2 前処理部

本前処理部においては、3.1の増幅部および記録部で増幅された信号を500HzのサンプリングレートでA/D変換して、図7のフローチャートに従って、図5に示す波形情報を抽出する。

すなわち、A/D変換データを用いて突発性異常波の検出の障害となる筋電図を除去する筋電図除去回路と、平滑回路で混入雑音の除去を行なう。この出力信号を使って、一次微分を一次微分算出回路で算出すると同時に、脳波信号のピーク(山)バレー(谷)点をピーク、バレー検出回路で検出する。一次微分算出回路で得られた一次微分値を用いて二次微分計算回路で曲率に相当する二次微分値を求める。同時に、脳波信号のピーク、バレー点間、またはバレー、ピーク点間の一次微分のバレー、またはピーク値を、ピーク、バレー値検出回路で検出する。

二次微分算出回路で算出された二次微分値のピーク、バレー点をピーク、バレー検出回路で検出し、その点の電位および

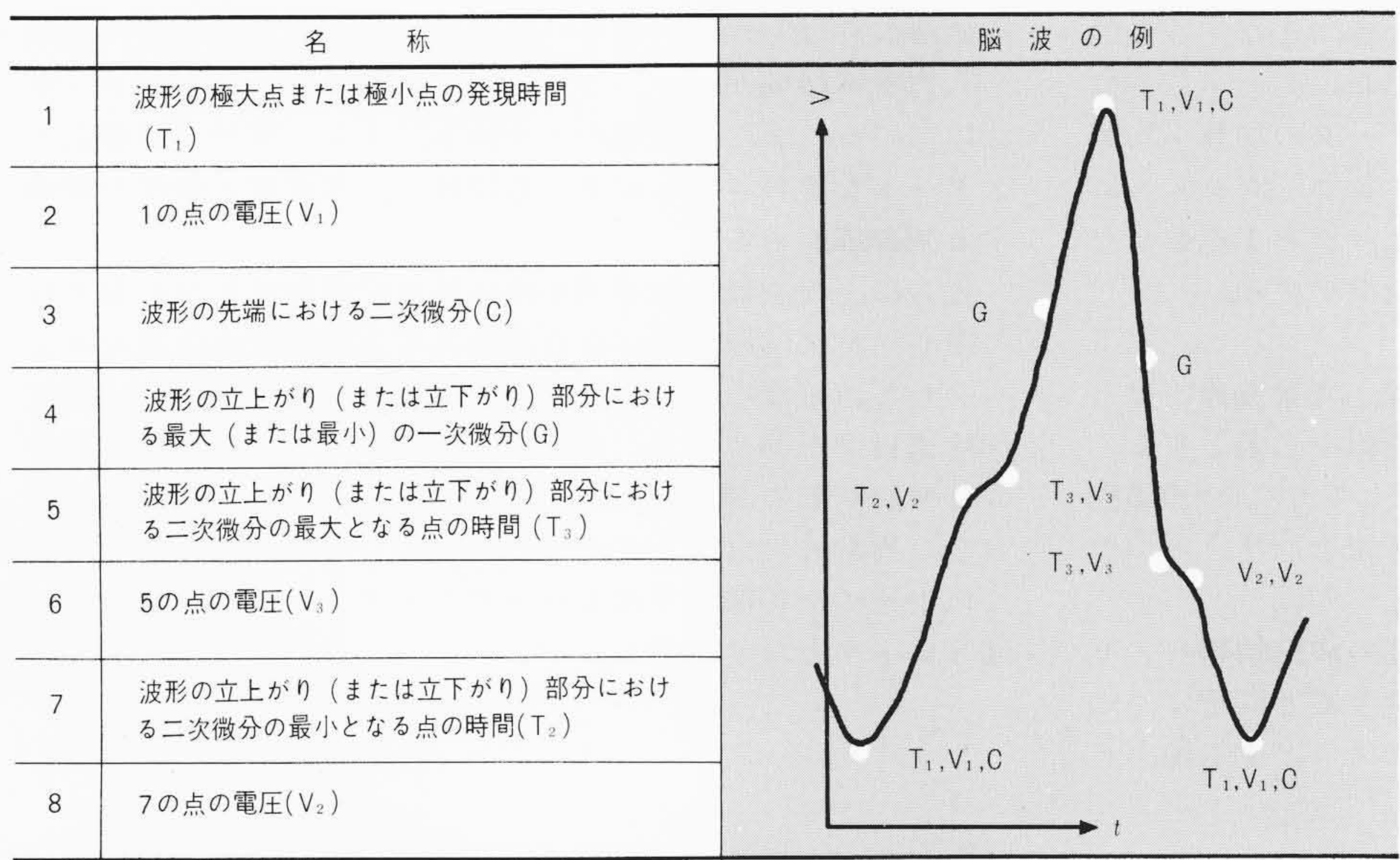


図5 脳波処理用抽出データ 脳波波形の特徴を表わすパラメータの種類を示す。
Fig. 5 Extracted Data for EEG Processing.

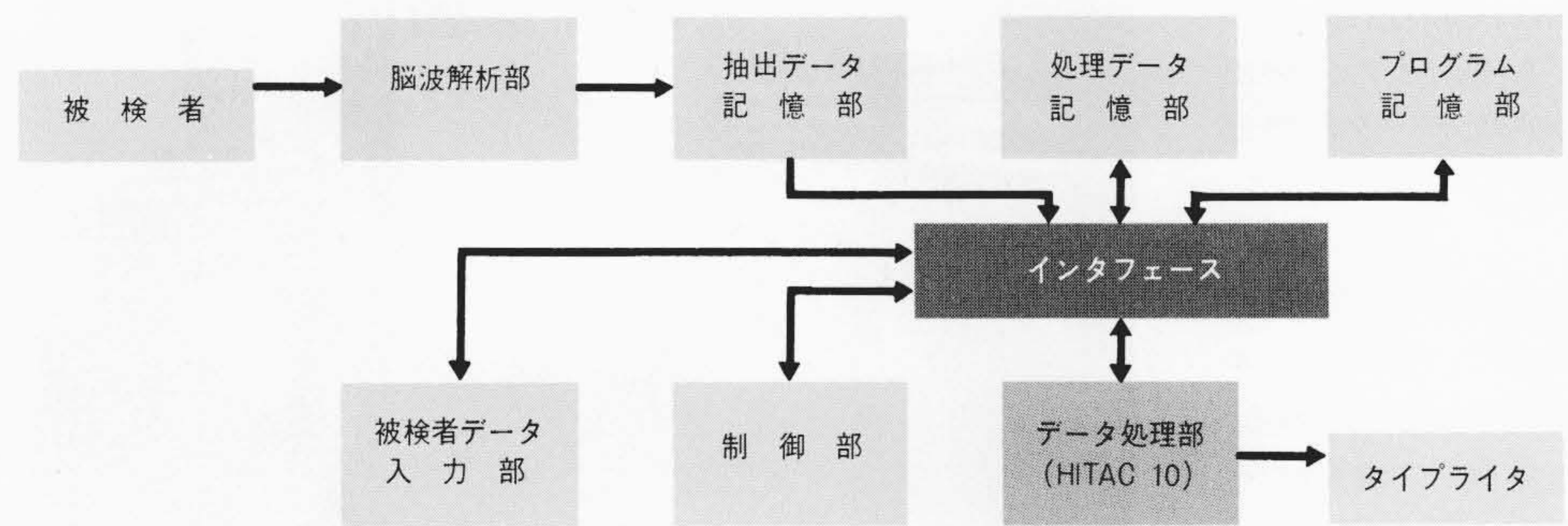


図6 脳波自動解析装置のブロック図 前処理部により波形の特徴パラメータが抽出され、抽出データ記憶部を経てHITAC 10により各波検出と定量化がなされる。
Fig. 6 Block Diagram of EEG Automatic Analyzer

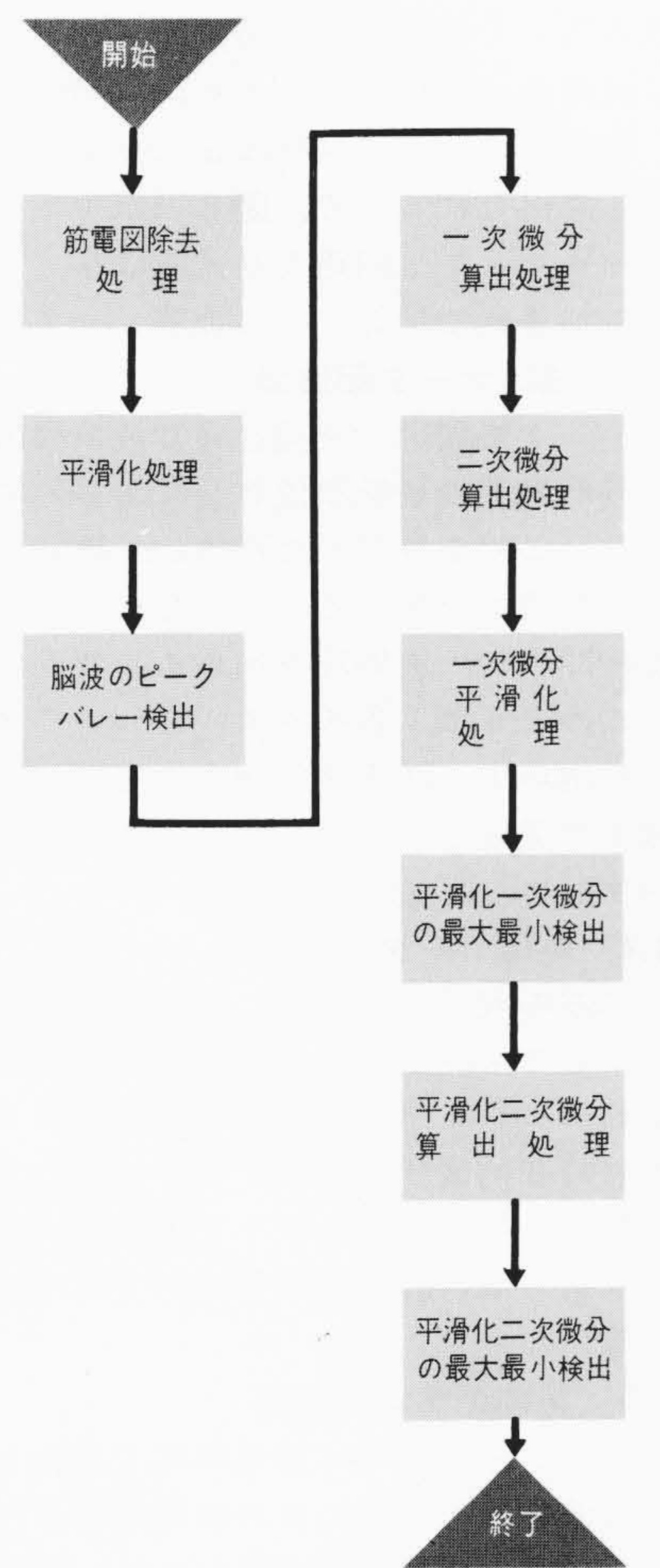


図7 前処理部の動作のフローチャート 波形の特徴パラメータを抽出する前処理部の動作を示す。
Fig. 7 Flow Chart for Pre-Processing Part

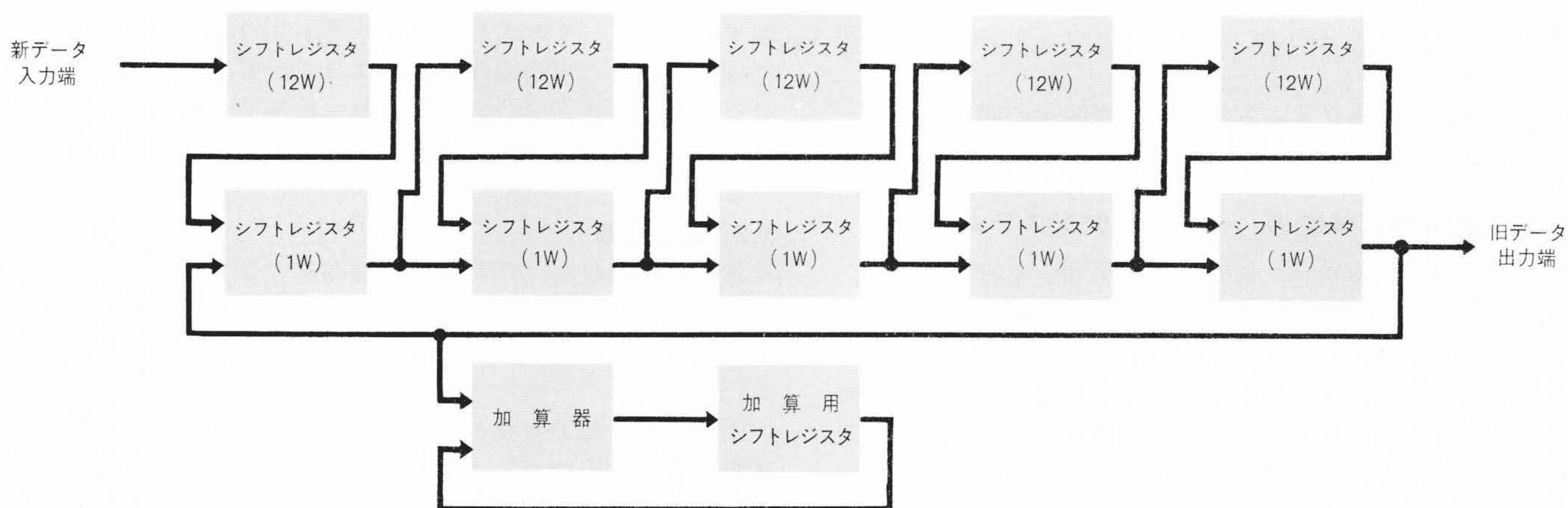


図8 平滑回路 シフトレジスタを用いた5点平滑回路のブロック図を示す。

Fig. 8 Block Diagram of Smoothing Circuit

時間を変曲点の波形情報として検出する。

これらの各波形情報は、脳波信号のピーク、バレー点の検出時相に一致するように適当な遅延回路を通して抽出処理し、抽出データ記憶部に送り出す。

これらの各波形処理回路には、1サンプルデータ/チャンネルあたり $150\mu s$ の時間が許容されるので、各処理回路を1チャンネル分用意して、各チャンネルのデータを順次各処理回路に読み込んで処理する時分割方式を用いている。また、各処理に回路は、簡単なシリアル演算回路を用いた。

たとえば、平滑回路は5点のA/D変換データの加算平均値として得られるので、図8に示すように、シフトレジスタにデータをメモリ回路より読み取り、このデータを1巡させながら加算器で加算しつつ加算レジスタにストアする。

3.3 抽出データ記憶部

データ処理部で突発性異常波の検出処理、背景波分析などの波形処理の最低単位として1秒の波形情報を必要とする。また、この1秒間の処理には、補助情報としてその前後0.5秒の波形情報を要するので、2秒間の波形情報を取り込みつつ1秒間のデータ処理を進める必要がある。

このように、各チャンネルについて3秒間の波形情報のメモリを用いて、順次2秒間の波形情報を処理すると同時に、処理中に発生した波形情報は、残りの1秒にストアする抽出データ記憶部を設けた。

3.4 処理データ記憶部

脳波の判読にあたって、覚醒時に異常者で発生する徐波が、正常者でも睡眠時に出現するため、異常の有無の判定には意識レベルを正確に決定する必要がある。意識レベルは、背景波の時間的变化を見直すことによって正確に決められるので背景波分析データをストアしておく必要がある。また、検出された各波の計測結果を出力するためにも処理データ記憶部を設けた。

3.5 プログラム記憶部

データ処理部では前処理部で抽出した波形情報より突発性異常波の検出などの波形処理を行なうと同時に、意識レベルの判定などの暫定的判定をくだしながら、脳波検査を進める。全脳波検査が終了すると、全処理データを見直して意識レベルの正確な判定を行ない、次いで総合的判定を行なう。

このほかにデータ処理部に各部の動作をチェックしたり、増幅記録部の利得、零点などを調整するプログラムを与えて、これらの調整を簡略化させたりしている。

しかし、これらの脳波処理プログラムや補助プログラムは同時に使用することはないので、データ処理部のコアメモリを有効に活用するため本プログラム記憶部を設けた。

抽出データ処理部、処理データ記憶部およびプログラム記憶部は一つの磁気ドラムを分割利用されている。

3.6 その他

本自動解析装置で判定を行なうには、被検者の年令、検査開始後の意識レベル、あるいは賦活検査時はその検査の種類を入力する必要がある、これらのデータ入力用押しボタンを設けている。また、検査のスタート、ストップおよび判定のスタートなどの各押しボタンも設けて、本装置の動作を制御する制御部がある。

さらに、検査者は検査開始時に脳波記録を見て左右脳半球の左右対称部位の記録に左右差があるときは電極位置をチェックして再確認したり、筋電図の混入が大きい場合には筋電図除去対策を講じたり、あるいは異常波の出現が著しい場合には検査時間の調整ができるので筋電図混入、左右差の有無および異常波の出現を表示するパネルなどを設けた。

以上述べた各部より成るハードウェアシステムの全景は、図9に示すとおりである。

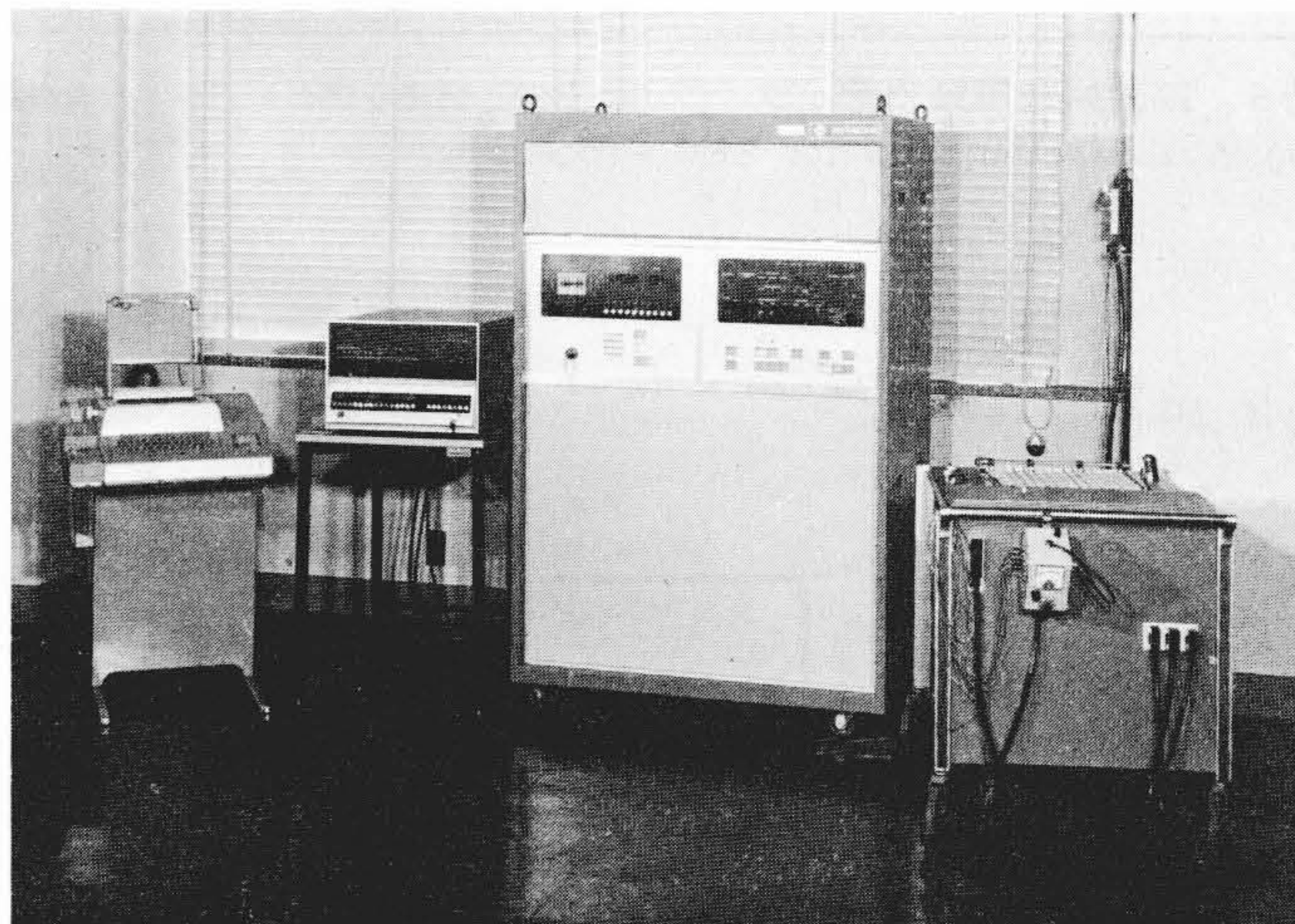


図9 脳波自動解析装置 本体, HITAC 10, タイプライタおよび脳波波形より成る脳波自動解析装置の全景を示す。

Fig. 9 EEG Automatic Analyzer

4 脳波自動解析装置のソフトウェア

3.で報告したハードウェアを用いて脳波を解析し、異常の有無を判定するには、EEGアナライザ部で抽出した波形情報を用いて、突発性異常波の検出、背景波の分析および睡眠性突発波の検出より成る波形処理と、これらの処理結果を用いた意識レベルの判定、左右差異の判定および背景波異常の判定などの判定処理を行なう必要がある。

4.1 突発性異常波の検出処理

突発性異常波としては、図4に示すような各種のものがあるが、これらの中で代表的なものとして、棘波検出法のソフトウェアについて述べる。

棘波の視覚的特徴として、波形の先端の尖(せん)鋭度が周囲の波に比較して大きいことがあげられ、尖鋭度に相当する二次微分値を用いた棘波検出法の開発が試みられているが、同様の尖鋭度を示す波形として、先端の尖鋭なβ波、α波などの判別が困難である。

しかし、尖鋭なβ波やα波は複数個連続して出現することが多いのに対して、棘波は孤立性に出現することが多い。したがって、図10に示すように、着目した波の前後320msの波の先端の二次微分値の平均と着目した波の先端の二次微分値の比を曲率比として棘波検出の特徴パラメータとして採用した結果、β波、α波のグループと、棘波、鋭波のグループに分離できることが明らかとなっている。棘波と鋭波とはその波の周期によって判別できるので、本装置においては、図11に示すフローチャートで棘波の検出を行なっている。

4.2 背景波の分析処理

背景波分析処理法としては、帯域フィルタやフーリエ変換なども用いられているが⁽³⁾、脳波の非定常性のため臨床所見と一致しない欠点がある。すなわち、専門医の視覚情報と一致する背景波分析法の開発が望まれている。

背景波はたとえば、図12に示すようにバレー点の間の周期 $V_1 \sim V_2$, $V_2 \sim V_3$, $V_3 \sim V_4$, ..., で決まる成分と、バレー点を連ねたエンベロープより成る $V_2 \sim V_5$ で決まる成分より構成されている。したがって、バレー点間の周期で決まる成分は脳波波形のバレー点の検出を行なうことにより、そのバレー点間の各周期より各周波数成分に分離して計測できる。これに対して、バレー点のエンベロープで決まる成分は、図12に示すエンベロープを構成する相連なる3点のバレー点、 $V_1 \sim V_2$

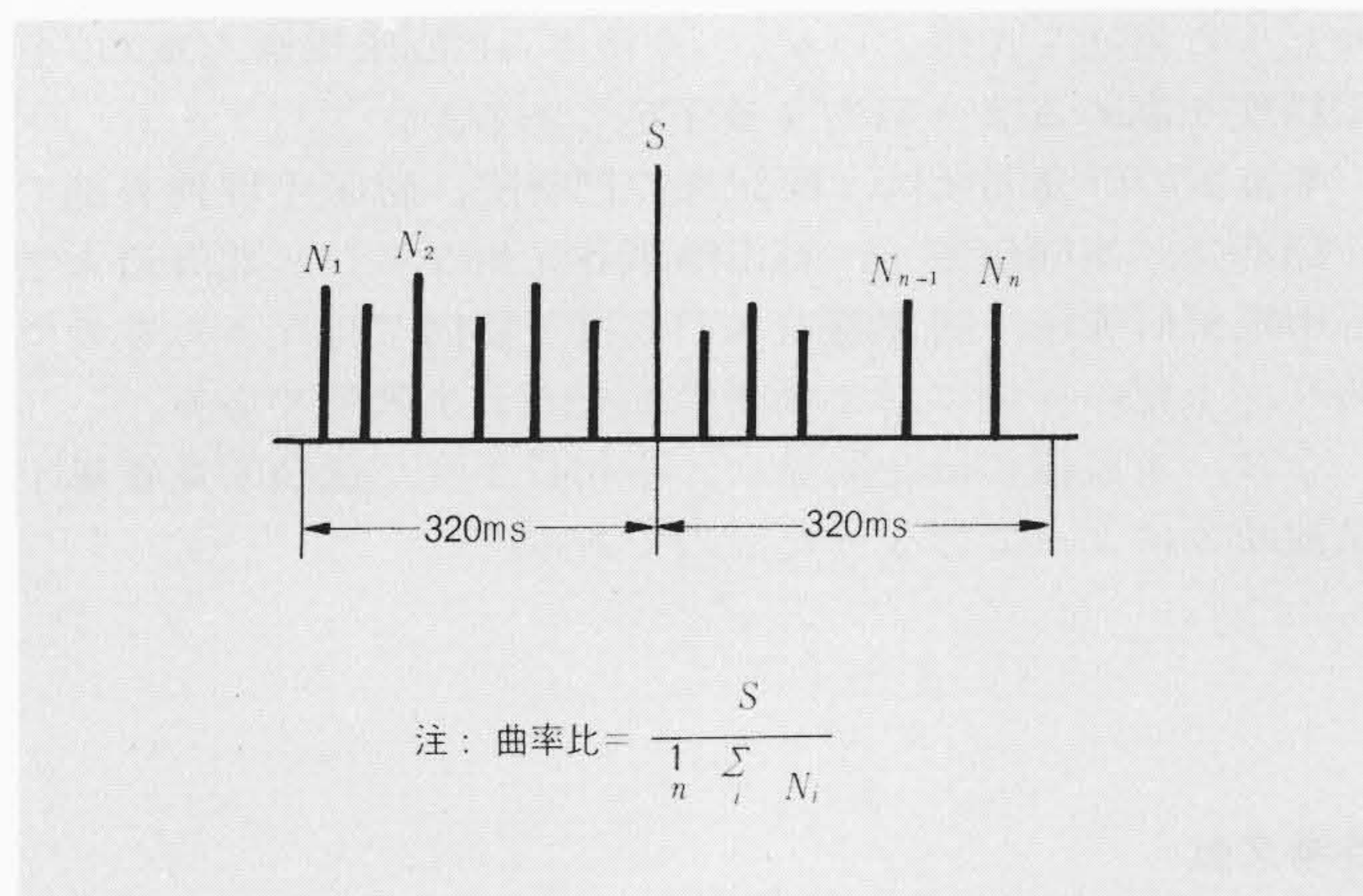


図10 曲率比の計算法 棘波検出に有効な曲率比パラメータの計算法を示す。

Fig. 10 Calculation Method of Curvature Ratio

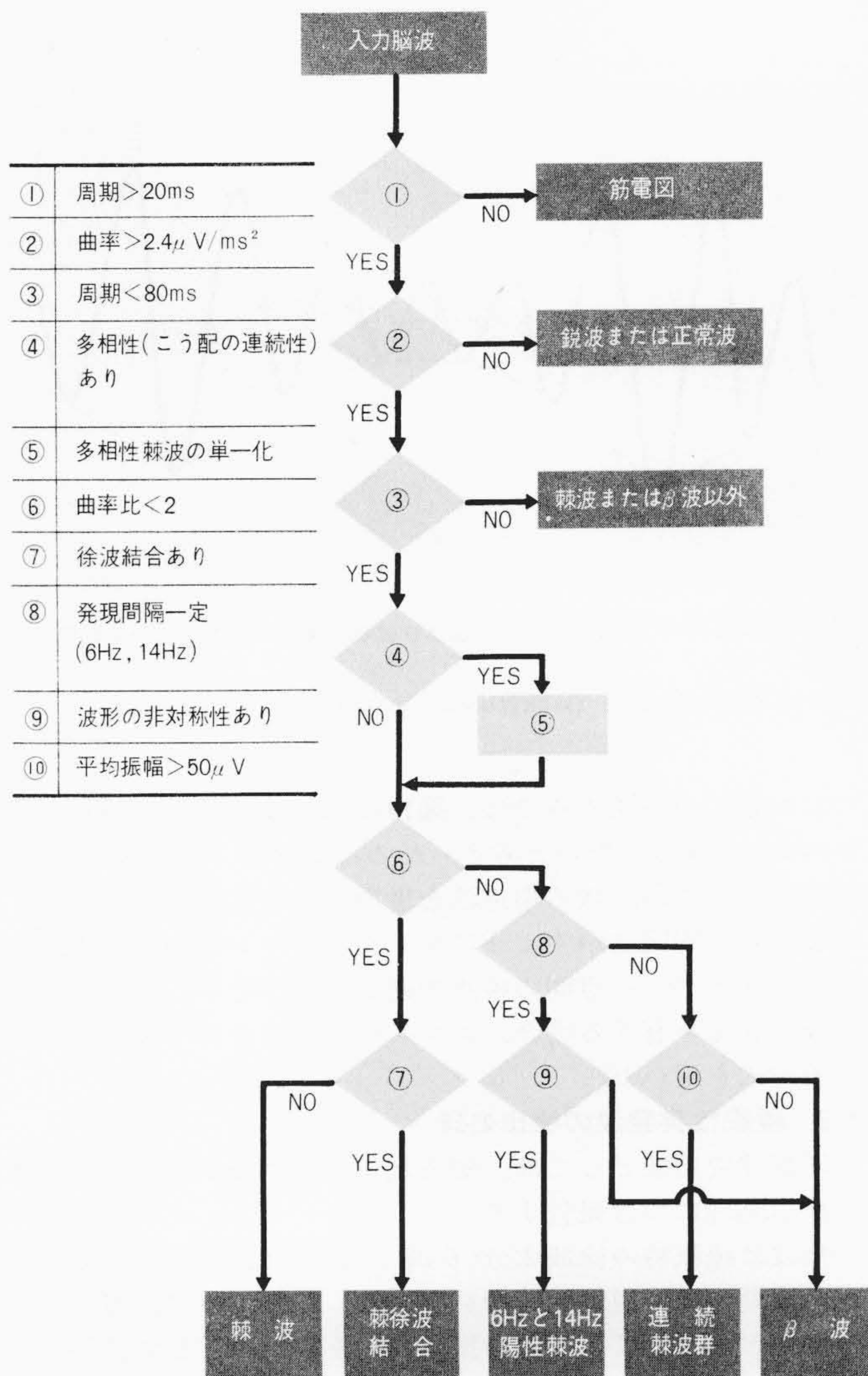


図11 棘波群検出用フローチャート 曲率、曲率比および周期などのパラメータを組み合わせた棘波群検出フローチャートを示す。

Fig. 11 Flow Chart for Spiko Group Detection

～ V_3 および $V_2 \sim V_3 \sim V_4 \dots$,より二次微分値を求めその値が、負より正に変わる点をエンベロープで決まる成分のバレー点として検出できる。

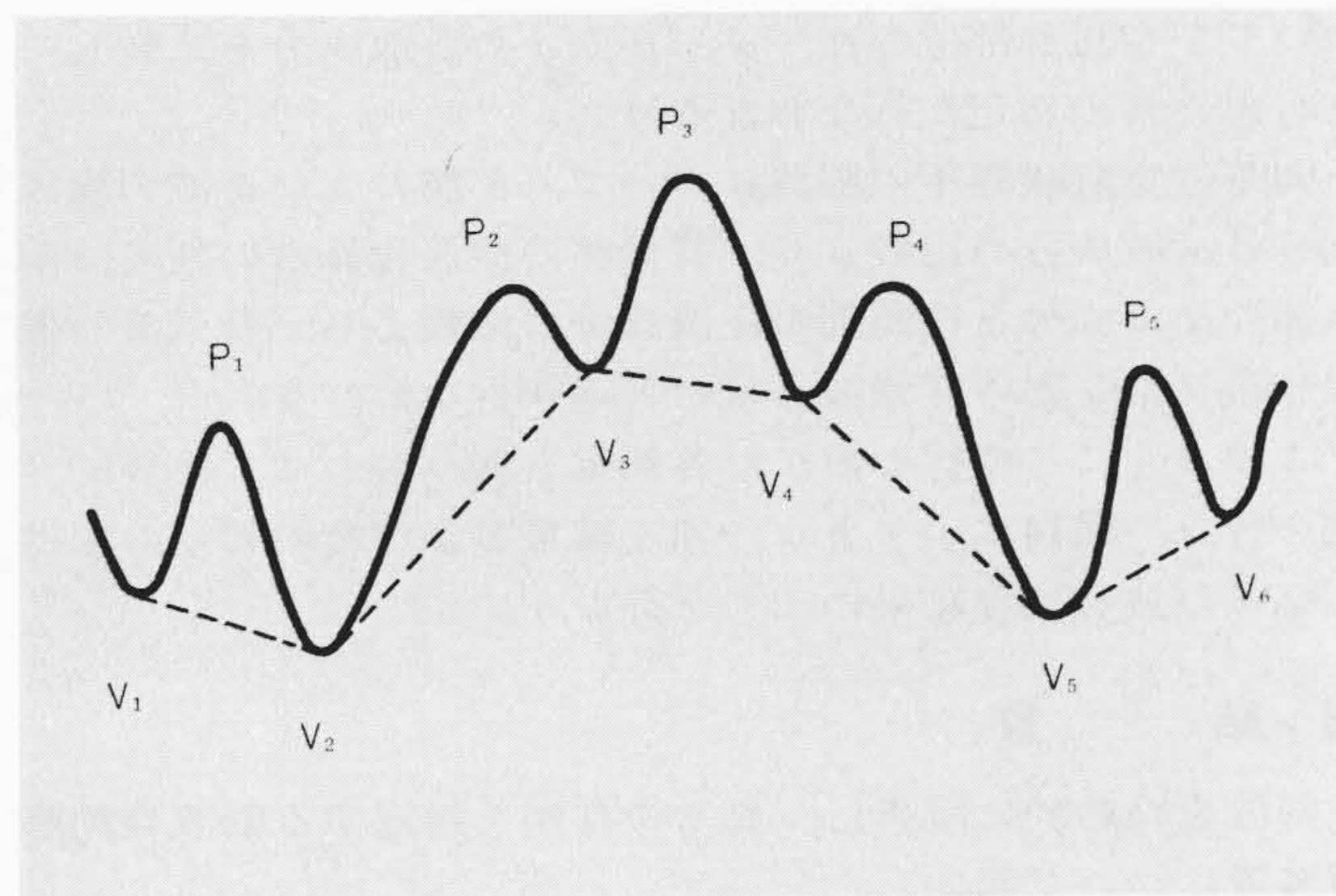


図12 背景波の成分 背景波は重畳波と徐波成分に分離される(臨床医の見方による)。

Fig. 12 Components of Background Activity

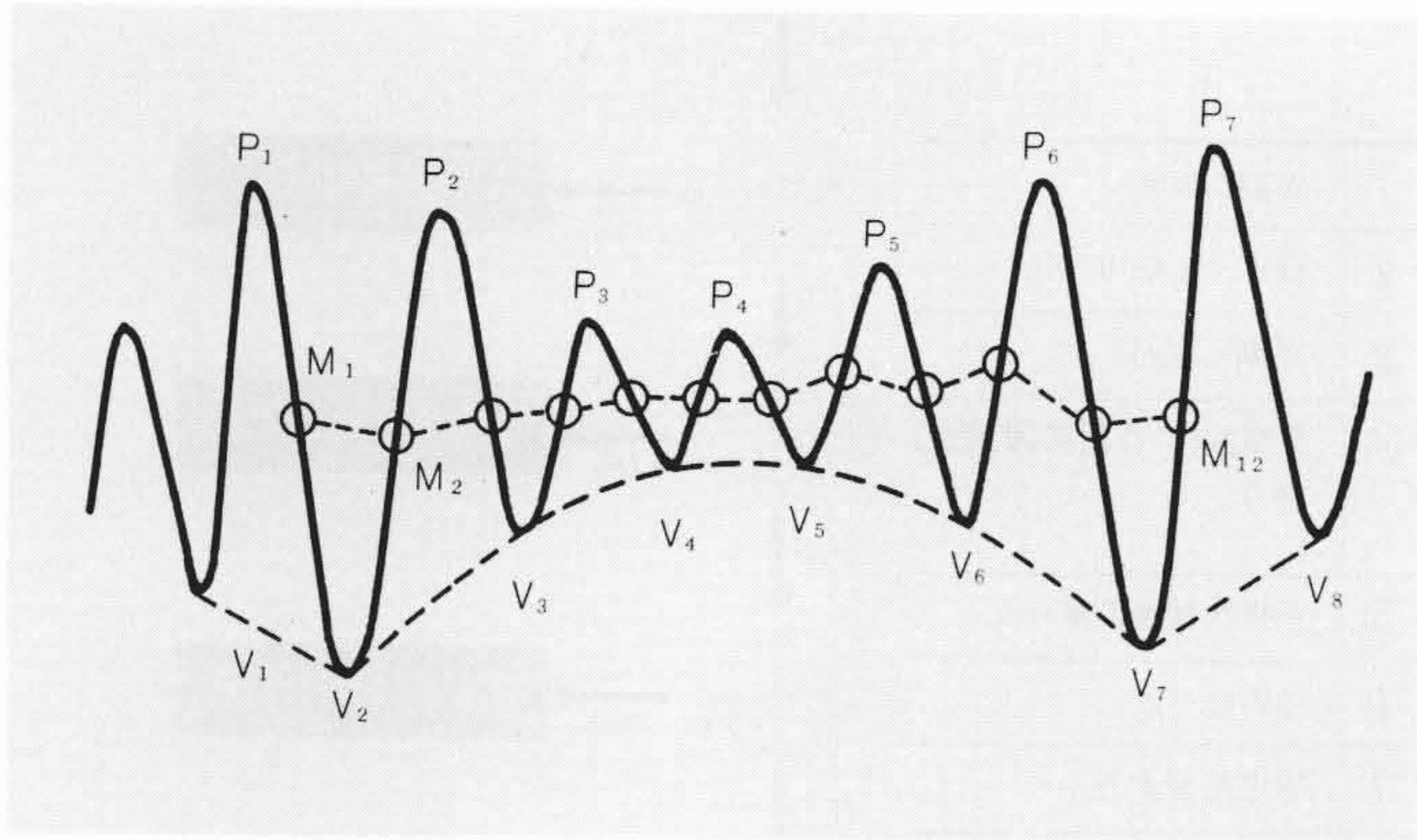


図13 紡錘状の背景波 臨床医は紡錘状のエンベロープ成分を評価しない。

Fig. 13 Spindle-Like Background Activity

しかしこの方法のみでは、図13に示すように、紡錘状のエンベロープ成分がないと考えられる波からも、 $V_2 \sim V_7$ の波が抽出されるため、次の中点法を併用する方式を用いている。すなわち、同図に示すようにピーク点とバレー点を求め、そのピークとバレー点間の中点の連なりをつくり、その連なりが波形成分を有する場合、エンベロープ成分ありとして抽出する方式を用いた。

4.3 睡眠性突発波の検出処理

睡眠性突発波としては、瘤波および紡錘波があるが、瘤波の検出処理につき報告する。

瘤波は睡眠時の徐波成分(θ 波または δ 波)の中に振幅の大きい周期の長い視覚的特徴を有する。したがって、周囲の波の振幅と着目している波の振幅の比を振幅比として特徴パラメータとして用いた結果、すぐれた検出能のあることが明らかになった。

このように、こう配(一次微分値)、周期、振幅、振幅比および振幅分布を用いた枝分かれ論理による瘤波検出法を用いた。

4.4 判定処理および判定結果

判定処理は、4.1~4.3で報告した各波形処理結果を用いて行なわれる。たとえば、背景波の分析の結果得られた θ 波成分と δ 波成分の和および α 波成分の比と睡眠性突発波の検出結果を組み合わせることで睡眠レベルの判定が行なわれる。次いで、睡眠レベルの判定で覚醒状態にあると判定された脳波記録について左右対称部位の β 、 α 、 θ 、 δ の各波成分を比較して左右差異の判定が行なわれる。

同時に覚醒状態下の脳波について、 θ 波および δ 波の徐波成分と α 波成分の比較より、背景波の徐波化異常の判定、前頭部の α 波成分と後頭部の α 波成分の比較より、背景波の振幅分布異常などの背景波異常の判定が行なわれる。

このようにして行なわれた各判定を組み合わせることで総合的判定を行ない図14に示すように判定結果およびその判定の根拠となった波形処理結果の印字を行なう。

5 結 言

脳波を自動的に解析し、異常の有無を判定する脳波自動解析装置について報告した。

脳波の異常の有無を判定するには、12チャンネルの脳波信号について、棘波などの突発性異常波の検出、 β 、 α 、 θ 、 δ 波などの背景波の分析および瘤波、紡錘波などの睡眠性突発

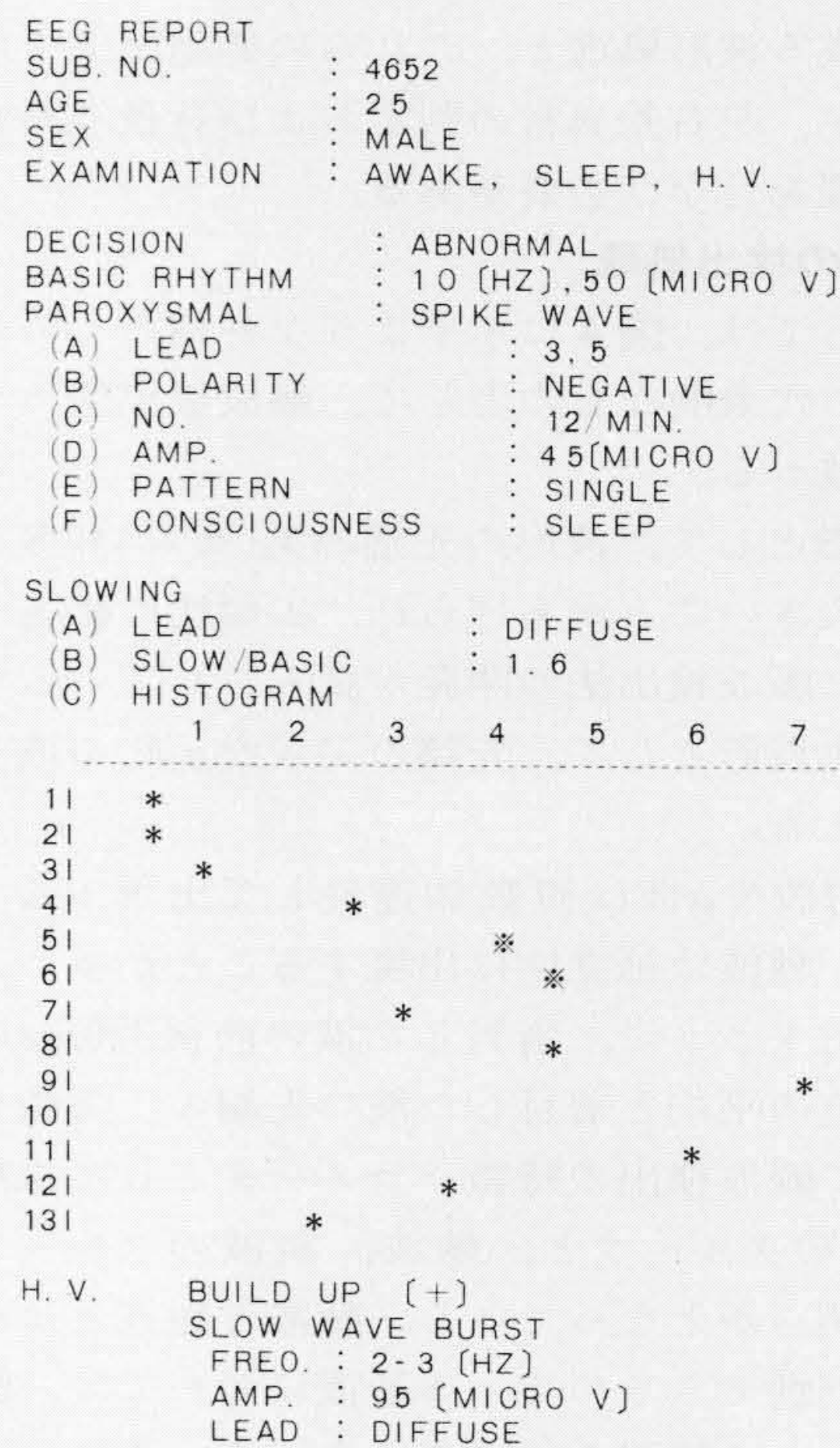


図14 最終結果の打出し例 検査終了後にタイプアウトされた判定結果の一例を示す。

Fig. 14 Example of Final Result

波の検出などの波形処理ならびに波形処理で得られたデータを用いた、意識レベル、左右差異、背景波異常および総合異常判定などの処理を行なう必要がある。このために、脳波波形よりピーク、バレー点の発生時間、電圧値、二次微分値、ピーク、バレー点間の最大こう配、二次微分のピーク、バレー点の時間と電圧などの波形情報を専用ハードで抽出し、この抽出データを用いてHITAC 10より成るデータ処理部で上述の処理を行なう脳波自動解析装置を開発した。

本装置は、東京・虎の門病院にて臨床実験を行ない実用に応じうる見通しを得ているが、今後さらに臨床実験を重ね、判定精度を高めるよう努力する予定である。

本装置の研究開発は、前記虎の門病院、臨床生理検査部の江部部長、本間伊佐子、石山陽事各先生ならびに北海道大学応用電気研究所、阿部善右エ門教授と協同で行なったものであり、上記の各位に対し深謝の意を表わす次第である。

なお、本装置の研究開発は、昭和47年度、通商産業省鉱工業補助金によって行なったものである。

参考文献

- (1) 時実ほか：新脳波入門，99（1969，南山堂）
- (2) 小川ほか：「脳波自動解析装置の研究(その1)棘波群検出法」，第11回日本ME学会予稿集 183（1973-5）
- (3) 藤森ほか：脳波分析とその応用，（1957）