



Erfindungspatent für die Schweiz und Liechtenstein
Schweizerisch-liechtensteinischer Patentschutzvertrag vom 22. Dezember 1978

PATENTSCHRIFT A5

641 342

21 Gesuchsnummer: 6550/78

73 Inhaber:
Asahi Medical Co., Ltd., Chiyoda-ku/Tokyo (JP)

22 Anmeldungsdatum: 15.06.1978

72 Erfinder:
Seiji Miyata, Iruma-gun/Saitama-ken (JP)
Masatake Akagawa, Yachiyo-shi/Chiba-ken (JP)
Masahiro Yamamoto, Suginami-ku/Tokyo (JP)
Noboru Inoue, Bunkyo-ku/Tokyo (JP)

30 Priorität(en): 15.03.1978 JP 53-30205

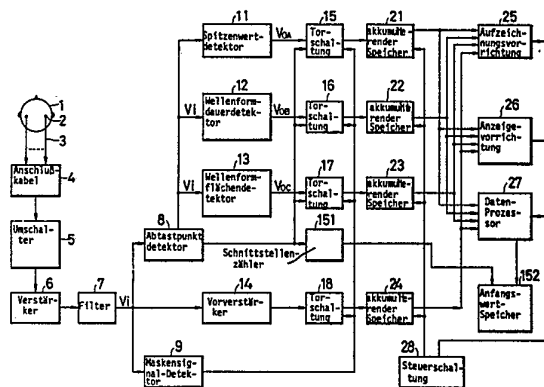
24 Patent erteilt: 29.02.1984

45 Patentschrift
veröffentlicht: 29.02.1984

74 Vertreter:
E. Blum & Co., Zürich

54 Vorrichtung zur Feststellung eines elektrischen Hirnwellensignals eines Lebewesens und zur Verarbeitung des elektrischen Signals zu einer Diagnoseinformation über das Lebewesen.

57 Die Vorrichtung hat eine Abtasteinrichtung (2, 3, 4, 5), um Hirnwellen eines Lebewesens in Form eines elektrischen Hirnwellensignals festzustellen und eine zweite Parameter-Abtasteinrichtung (11, 12, 13, 14), um mit der Hirnwellenform in Beziehung stehende Parameter aus dem Hirnwellensignal zu ermitteln und eine Anzeigevorrichtung (25, 26), um einen zu Beginn der Messung festgestellten Wert des ermittelten Parameters zu speichern, den gespeicherten Wert sowie eine zeitliche Änderung des ermittelten Parameters anzuzeigen und um festzustellen, ob es sich um ständige Abnormalitäten handelt.



PATENTANSPRÜCHE

1. Vorrichtung zur Feststellung eines elektrischen Hirnwellensignals eines Lebewesens und zur Verarbeitung des elektrischen Signals zu einer Diagnoseinformation über das Lebewesen, gekennzeichnet durch eine erste Abtasteinrichtung (2, 3, 4, 5), um die Hirnwellensignale festzustellen, durch eine zweite Abtasteinrichtung (11, 12, 13, 14), um aus dem Hirnwellensignal mindestens eine Art von Daten zu ermitteln und den ermittelten Daten entsprechende Spannungen (V_{OA} , V_{OB} , V_{OC} , V_{OD}) zu erzeugen, welche Daten aus den Intervallen zwischen benachbarten Schnittpunkten des Hirnwellensignals mit einem Konstantwertsignal, aus den Spitzenwerten während der Intervalle zwischen den Schnittpunkten, aus dem Wellenformflächenwert des Hirnwellensignals zwischen den benachbarten Schnittpunkten und aus den periodischen Amplitudenwerten des Hirnwellensignals aufbereitbar sind, durch eine Speichereinheit (21, 22, 23, 24), an die die den ermittelten Daten entsprechenden Spannungen aus der zweiten Abtasteinrichtung anlegbar sind, um jede Spannung über einen vorherbestimmten Zeitraum fortlaufend einem Pegel einer vorherbestimmten Reihe von Pegeln zuzuordnen, durch einen Prozessor (27), um eine Standardabweichung von den aufbereiteten Daten für jeden vorbestimmten Zeitraum zu berechnen, und durch mindestens eine Einrichtung (25; 26; 163), um die Standardabweichung darzustellen.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass eine dritte Abtasteinrichtung (151) vorgesehen ist, um die Anzahl der Schnittpunkte des Hirnwellensignals mit einem Konstantwertsignal während eines vorbestimmten

Zeitraumes zu ermitteln, und dass die Einrichtung (25; 26; 173) ausgebildet ist, um die ermittelte Anzahl über die Zeit anzuzeigen.

3. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Einrichtung (25) eine Aufzeichnungseinrichtung ist.

4. Vorrichtung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Einrichtung Speicher (161), um die aufeinanderfolgend ermittelten Standardabweichungen und Anzahl von Schnittpunkten zu speichern, und eine Anzeigevorrichtung (163) aufweist, um alle im Speicher gespeicherten Standardabweichungen und Anzahl von Schnittpunkten periodisch auszulesen.

5. Vorrichtung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Einrichtung einen Speicher (152), um mindestens eine der zu Beginn festgestellten Standardabweichungen und Anzahl von Schnittpunkten zu speichern und mindestens eine Anzeigevorrichtung (26) aufweist, um den gespeicherten Anfangswert und die neueste ermittelte Standardabweichung und Anzahl von Schnittpunkten anzuzeigen.

6. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Einrichtung (25, 26) ausgebildet ist, um die im Speicher gespeicherten aufbereiteten Daten anzuzeigen oder aufzuzeichnen.

7. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Einrichtung einen Speicher (161), um die Standardabweichungen zu speichern, und eine Anzeigevorrichtung (163) enthält, um alle im Speicher gespeicherten Standardabweichungen periodisch auszulesen.

Die Erfindung befasst sich mit einer Vorrichtung, in der Hirnwellen eines Lebewesens festgestellt und zu einer Diagnoseinformation über das Lebewesen, wie Fehlfunktion des Gehirns selbst, der Nieren, der Leber usw., verarbeitet werden.

Es ist eine Methode benutzt worden, mit der sich Epilepsie, eine verkehrsunfallbedingte Gehirnströmung, Encephaloma (Gehirnentzündung) usw. auf der Grundlage der Wellenformen elektrischer Hirnwellensignale, die auf einem Aufzeichnungspapier aufgezeichnet sind, diagnostizieren lassen. Ferner ist der Versuch gemacht worden, einen Zusammenhang zwischen den aufgezeichneten Wellenformen der Hirnwellensignale und anderer Information des Lebewesens zu finden. Auch ist versucht worden, eine Krankheit oder eine andere Information des Lebewesens durch Verarbeiten der elektrischen Hirnwellensignale zu diagnostizieren. Bisher ist jedoch noch keine zufriedenstellende Methode zur Erzeugung einer korrekten Diagnoseinformation in praktische Benutzung genommen worden. Speziell hat man in der Vergangenheit erwohnen, Abnormalitäten festzustellen, die besonders in der Wellenform des Hirnwellensignals auftreten, oder Unterschiede zwischen Hirnwellen, die an mehreren Punkten am Kopf festgestellt worden sind. Demgemäss können Abnormalitäten in den Hirnwellen nicht festgestellt werden, wenn sie ständig auftreten.

Für die Feststellung, bis zu welchem Ausmass eine Dialyse mit einer künstlichen Niere fortgeschritten ist, ist eine Methode vorgeschlagen worden, bei der das Gewicht eines der Dialyse unterzogenen Patienten gemessen wird, basierend auf der Tatsache, dass sich dessen Gewicht verringert, wenn

durch die Dialyse Gifte aus seinem Körper entfernt werden. Bei dieser Methode ist es jedoch erforderlich, das Gewicht des Patienten unter dessen Normalbedingungen genau zu überprüfen. Die Feststellung eines absoluten Wertes seines Gewichtes ist jedoch schwierig, da sich das Gewicht unter Normalbedingungen, beispielsweise vor und nach dem Urinieren, ändert, und folglich ist es unmöglich, die Vollendung der Dialyse genau festzustellen. Wenn ferner die Dialyse nicht korrekt ausgeführt wird, wird auch im Blut befindliches Wasser aus dem Körper entfernt, was es ebenfalls schwierig macht, die Vollendung der Dialyse genau festzustellen.

Eine bisher benutzte andere Methode besteht darin, die Mengen beispielsweise von Harnstoff, Creatinin, Harnsäure oder dergleichen im Blut eines Patienten vor und nach der Dialyse zu messen und auf der Basis der Daten und der Zeit für die vorausgehende Dialyse zu bestimmen, in welchem Ausmass bei dem Patienten eine Dialyse stattgefunden hat. Da die Bereitstellung solcher Daten jedoch zeitraubend ist, ist es unmöglich, den Dialysezustand während der Dialyse zu überprüfen. Daher wird die Zeit für die Dialyse aus Daten angenommen, die man für jede zuvor durchgeführte Dialyse erhalten hat, so dass die Vollendung der Dialyse in einem Fall, in welchem sich der Zustand des Patienten ändert, nicht festgestellt werden kann.

Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, eine Vorrichtung zur Feststellung eines elektrischen Hirnwellensignals eines Lebewesens verfügbar zu machen, welche die Feststellung von Abnormalitäten, die in der Wellenform des Hirnwellensignals zum Ausdruck kommen, ermöglicht und da-

durch eine korrekte Diagnoseinformation über den Zustand des Lebewesens sicherstellt.

Ferner soll eine Vorrichtung verfügbar gemacht werden, mit der es möglich ist, nicht nur unregelmässige, sondern auch ständige Abnormalitäten aus Änderungen der Wellenform eines Hirnwellensignals festzustellen, wodurch die Möglichkeit sowohl zur Diagnose des Zustandes einer Krankheit als auch zur Identifizierung einer Krankheit gegeben wird.

Ferner soll eine Diagnosevorrichtung verfügbar gemacht werden, mit welcher der Fortschritt einer Dialyse mit einer künstlichen Niere kontinuierlich festgestellt und mit welcher überprüft werden kann, ob für die Behandlung eines Patienten eine Dialyse erforderlich ist oder nicht.

Ferner soll eine Diagnosevorrichtung verfügbar gemacht werden, mit der es möglich ist, Encephalitis (Gehirnentzündung) von Hepatitis (Leberentzündung) diagnostisch zu unterscheiden.

Die Lösung dieser Aufgaben wird durch die im kennzeichnenden Teil von Anspruch 1 genannten Merkmale ermöglicht. Vorteilhafte Weiterbildungen sind Gegenstand der abhängigen Ansprüche.

Im folgenden wird die Erfindung anhand von Ausführungsbeispielen derselben näher erläutert. In der Zeichnung zeigen:

Fig. 1 und 2 grafische Darstellungen von Änderungen verschiedener Parameter der Hirnwellensignale während einer Dialyse durch eine künstliche Niere;

Fig. 3 eine grafische Darstellung von Änderungen verschiedener Parameter der Hirnwellensignale, wenn einem Hund die Leber entnommen war;

Fig. 4 ein Blockschaltbild einer Ausführungsform der erfindungsgemässen Diagnosevorrichtung;

Fig. 5 ein Blockschaltbild eines Beispiels eines Abtastpunkt-detektors, eines Zeitintervalldetektors sowie eines Flächendetektors, die für die Erfindung benutzt werden;

Fig. 6 ein Blockschaltbild eines Beispiels eines bei der Erfindung verwendeten Spitzenwertdetektors;

Fig. 7 ein Schaltbild eines Beispiels eines bei der Erfindung verwendeten Vorverstärkers;

Fig. 8 ein Schaltbild eines Beispiels eines Maskensignaldetektors;

Fig. 9 ein Blockschaltbild eines Beispiels einer bei der Erfindung verwendeten, Daten akkumulierenden Speichervorrichtung;

Fig. 10 ein Wellenformdiagramm, das ein Beispiel der Signalverarbeitung bei der Erfindung zeigt;

Fig. 11 eine grafische Darstellung verschiedener Verteilungskurven;

Fig. 12 eine Blockdarstellung eines Beispiels einer bei der Erfindung verwendeten Speicher- und Anzeigevorrichtung; und

Fig. 13A bis 13D grafische Darstellungen verschiedener Beispiele von Histogrammen der Zeitintervallverteilung.

Die Fig. 1 und 2 zeigen experimentelle Daten der genannten Parameter, die in Verbindung mit verschiedenen Testobjekten (Versuchspersonen oder Versuchstier) während einer Dialyse mittels einer künstlichen Niere gemessen worden sind. In den Fig. 1 und 2 zeigt die Kurve K_1 die Zahl der Schnittpunkte eines elektrischen Hirnwellensignals mit einem bestimmten Pegel innerhalb einer bestimmten Zeitdauer. Die Kurve K_2 zeigt eine Standardabweichung eines Histogramms der gesamten Amplitude des Hirnwellensignals innerhalb einer bestimmten Zeitdauer. Die Kurve K_3 zeigt eine Standardabweichung eines Histogramms des Spitzenwertes des Hirnwellensignals zwischen benachbarten seiner Schnittstellen mit dem bestimmten Pegel. Die Kurve K_4 zeigte eine Standardabweichung eines Histogramms der

Zeitintervalle zwischen benachbarten Schnittpunkten des Hirnwellensignals mit dem bestimmten Pegel. Und die Kurve K_5 zeigt eine Standardabweichung eines Histogramms der Wellenformfläche des Hirnwellensignals zwischen benachbarten Schnittpunkten mit dem vorbestimmten Pegel. In den Fig. 1 und 2 sind auf der Abszisse die Zeit und auf der Ordinate die Probenzahl N und die Standardabweichung σ aufgetragen. Bei fortschreitender Dialyse steigen die Kurven K_1 , K_2 und K_3 an, während die Kurve K_4 abfällt. Aus diesen Kurven kann man den Fortschritt und die Vollendung der Dialyse ersehen. Das heisst, durch Speichern eines Anfangswertes wenigstens eines dieser Parameter und durch dessen Vergleich mit den laufend ermittelten entsprechenden Daten kann man wissen, bis zu welchem Ausmass die Dialyse fortgeschritten ist. Den Grund für solche Beziehungen zwischen Dialysezustand und Hirnwellen kann man auf folgende Tatsache zurückführen: vor der Dialyse sind relativ viele Gifte im Blut vorhanden und gelangen in das Gehirn, dessen Funktion sie beeinträchtigen, so dass sie eine Zerstreuung der Hirnsignalwellen verursachen. Während die Dialyse voranschreitet, wird jedoch die Hirnfunktion aktiv und treten häufig Hirnwellen auf, so dass die Zerstreuung der Wellenform verringert wird.

Fig. 3 zeigt Veränderungen der Hirnwellenparameter eines Hundes nach Entfernung von dessen Leber. Die Kurven K_1 bis K_5 zeigen die gleichen Parameter wie in den Fig. 1 und 2. Die Pfortader wurde zu einem Zeitpunkt t_1 teilweise geschlossen und zu einem Zeitpunkt t_2 geöffnet; die tiefere Venacava (Hohlvene) wurde zu einem Zeitpunkt t_3 geschlossen; die Pfortader wurde zu einem Zeitpunkt t_4 gänzlich geschlossen; die Leber wurde zu einem Zeitpunkt t_5 entnommen; und die Pfortader und die tiefere Hohlvene wurden je zu einem Zeitpunkt t_6 geöffnet. Mit dem Zeitablauf fallen die Kurven K_1 , K_2 , K_3 und K_5 ab und steigt die Kurve K_4 an. Aus diesen Kurven kann man Hepatitis, Hepatocirrhosis, bösartige Hepatitis und Encephalitis von einer solchen Leberstörung diagnostizieren und den Zustand der Krankheit prüfen.

Anhand der Fig. 4 wird nun eine Beschreibung einer Ausführungsform der erfindungsgemässen Vorrichtung für die Diagnose der Information eines Lebewesens beschrieben.

Elektroden 2 sind an mehreren Induktionspunkten am Kopf 1 eines Testobjektes angebracht und über Leitungen 3 und ein Elektrodenanschlusskabel 4 mit einem Induktionspunktumschalter 5 verbunden. Elektrische Signale der Hirnwellen (nachfolgend als Hirnwellensignal bezeichnet) von einem der Induktionspunkte, die mit dem Schalter 5 ausgewählt sind, werden von einem Verstärker 6 verstärkt. Der genannte Aufbau ist identisch jenem von herkömmlichen Elektroencephalographen. Die bisher verwendeten Elektroencephalogramme weisen gewöhnlich acht bis zwölf Induktionspunkte auf. Im Fall einer gleichzeitigen Beobachtung der Hirnwellen von mehreren Punkten des Gehirns stehen mehrere dem Verstärker 6 folgende Systeme bereit, und die Hirnwellensignale von verschiedenen Induktionspunkten werden jeweils auf die Systeme gegeben.

Das Ausgangssignal des Verstärkers 6 wird auf ein Filter 7 gegeben, mit dem nicht benötigte Komponenten eliminiert werden. Als Filter 7 kann ein Tiefpassfilter oder ein Hochpassfilter oder eine Kombination von diesen verwendet werden, je nach den benutzten Messbedingungen. Das Ausgangssignal V_i des Filters 7 wird auf einen Abtastpunkt-detektor 8 und auf einen Maskensignaldetektor 9 für die Entfernung eines nicht benötigten Signals gegeben, um ein Abtastbefehlssignal bzw. ein Maskierungsbefehlssignal zu erzeugen.

Das Hirnwellensignal V_i wird Signalverarbeitungseinheiten, wie einem Spitzenwertdetektor 11, einem Wellen-

formdauerdetektor 12, einem Wellenformflächendetektor 13 und einem Vorverstärker 14 zur Feststellung der Dichte der Amplitudenwahrscheinlichkeit, zugeführt, wodurch eine Signalverarbeitung entsprechend den einzelnen Schaltungen erreicht wird. Gleichzeitig werden Abtastbefehle an Torschaltungen 15 bis 17 gegeben, die den Signalverarbeitungsschaltungen 11 bis 13 nachgeschaltet sind, und auf akkumulierende Speichereinheiten 21 bis 23, die den einzelnen Torschaltungen nachgeschaltet sind. Abtastbefehle, die einer als Stufe hinter dem Vorverstärker 14 angeordneten Torschaltung 18 und einer der Torschaltung 18 nachgeschalteten akkumulierenden Speichereinheit 24 zugeführt werden, sind Abtastbefehle konstanter Periode, die von einem Impuls-generator erzeugt worden sind, wodurch die Dichteverteilung der Amplitudenwahrscheinlichkeit gemessen wird. Die Daten akkumulierenden Speichereinheiten 21 bis 24 dienen dazu, bei jedem Auftreten des Abtastbefehls Analogeingangsspannungen in Digitalform in Speichern zu addieren und akkumulieren, von denen für die Amplitude einer jeden Eingangsspannung je einer vorgesehen ist.

Die in den Daten akkumulierenden Speichereinheiten 21 bis 24 gespeicherten Daten werden in einen Analogwert umgewandelt und mit Hilfe einer Aufzeichnungsvorrichtung 25 in Form einer Hartkopie (z. B. Papierstreifen) aufgezeichnet oder auf dem Bildschirm einer CRT-(Kathodenstrahlröhren-)Anzeigevorrichtung 26 für die Überwachung der Dateninhalte dargestellt. Ferner werden die Daten von den akkumulierenden Speichereinheiten 21 bis 24 in Digitalform auf einen Datenprozessor 27 für eine unten beschriebene Datenrechenverarbeitung gegeben, wo eine bestimmte Wertung vorgenommen wird. Die Daten akkumulierenden Speichereinheiten 21 bis 24, die Aufzeichnungsvorrichtung 25, die Anzeigevorrichtung 26 und der Datenprozessor 27 werden von einer Steuerschaltung 28 gesteuert. Die Anzahl der Schnittpunkte des Hirnwellensignals mit dem Nullpegel innerhalb einer vorbestimmten Zeitperiode wird von einem Schnittstellenzähler 151 gezählt. Anfangswerte von Standardabweichungen der Streuungsverteilungen der mit dem Datenprozessor 27 erhaltenen verschiedenen Daten und der Anfangszählwert des Schnittstellenzählers 151 werden je in einer Anfangswertspeicherschaltung 152 gespeichert.

Als nächstes werden die einzelnen Teile der in Fig. 4 gezeigten Vorrichtung im einzelnen beschrieben. Da die Vorrichtung mit linearen ICs (integrierten Schaltungen) und digitalen ICs aufgebaut werden kann, die als integrierte Halbleiterschaltungen auf dem Markt sind, werden die einzelnen Teile im folgenden unter Verwendung von Logikausdrücken beschrieben. Fig. 5 zeigt den Abtastpunktdetektor 8, den Wellenformdauerdetektor 12 und den Wellenformflächendetektor 13. Das einem Eingangsanschluss 29 zugeführte Hirnwellensignal V_i wird von einem Komparator 32 mit einer Bezugsspannung von einem variablen Spannungseinsteller oder einer variablen Spannungsquelle 31 verglichen. Der Wert der variablen Spannungsquelle 31 wird so eingestellt, dass der Komparator 32 den genannten Vergleich bei einem Pegel in der Nähe des Nulldurchgangspunktes des Eingangshirnwellensignals V_i durchführen kann. Dieser Pegel wird mit dem des Hirnwellensignals geändert und kann vorzugsweise der Nulldurchgangspunkt des Signals V_i sein, wird jedoch entsprechend den Umständen bestimmt.

Das Ausgangssignal des Komparators 32 wird einem Pegelwandler 33 in Form eines Rechteckausgangssignals V_{ob} (Fig. 10) zugeführt, das sich im wesentlichen bei jedem Nulldurchgang des Eingangshirnwellensignals V_i von positiv nach negativ oder von negativ nach positiv ändert. Wenn dabei Gleichstromkomponenten zum Rechtecksignal hinzugefügt werden, müssen diese natürlich entfernt werden. Das Rechtecksignal V_{ob} wird vom Pegelwandler 33 einer Pegel-

umsetzung auf TTL-(Transistor-Transistor-Logik-)Pegel unterzogen. Danach wird es einer Signalverzögerungsschaltung 34 und einer Exklusiv-ODER-Schaltung 35 zugeführt. Das dem Eingangshirnwellensignal V_i entsprechende Rechtecksignal mit TTL-Pegel wird von der Signalverzögerungsschaltung 34 um 1 bis 2 μ s verzögert, und von der Exklusiv-ODER-Schaltung 35 wird eine Exklusiv-ODER-Verknüpfung zwischen dem verzögerten Signal und dem unverzögerten Signal vorgenommen. Eine erste Abfallstelle des Ausgangssignals der Exklusiv-ODER-Schaltung 35 wird von einer Signaldifferenzierschaltung 36 aufgenommen und als Abtastbefehlssignal verwendet. Das Abtastbefehlssignal wird dem Schnittstellenzähler 151 zugeführt, woraufhin dieser sein Zählen für eine vorbestimmte Zeitdauer wiederholt.

Das Ausgangssignal der Signalverzögerungsschaltung 34 wird von einer Signalformungsschaltung 37 des Wellenformdauerdetektors 12 vom TTL-Pegel in ein Rechtecksignal V_{ob} sowohl positiver als auch negativer Polarität umgewandelt. Das Rechtecksignal V_{ob} wird über Widerstände 39 und 41 einer Kurzschlusschaltung 38 auf eine Integrierschaltung 44 gegeben, die einen integrierenden Kondensator 42 und einen Operationsverstärker 43 aufweist. Die Kurzschlusschaltung 38 wird ausgeschaltet, wenn das Eingangshirnwellensignal V_i Null ist. Die Anstiegs- und Abfallstellen der Rechteckwelle von der Signalverzögerungsschaltung 34 werden von Signaldifferenzierschaltungen 45 bzw. 46 festgestellt, und die aus dieser Feststellung herrührenden Ausgangssignale werden über eine ODER-Schaltung 47 auf einen monostabilen Multivibrator 48 gegeben, um diesen zu treiben. Lediglich während der Arbeitsperiode des monostabilen Multivibrators 48 wird ein Rücksetzsignal über einen Eingangsanschluss 49 auf einen FET-Schalter 51 gegeben, um diesen EIN zu schalten, wodurch im integrierenden Kondensator 42 gespeicherte Ladung entladen und die Integrierschaltung 44 zurückgestellt wird. Mit einer solchen Anordnung wird die Zeit zwischen benachbarten Nulldurchgängen des Eingangshirnwellensignals V_i in eine Spannung V_{ob} umgewandelt und an einem Ausgangsanschluss 52 der Integrierschaltung 44 bereitgestellt.

Das Eingangshirnwellensignal V_i vom Eingangsanschluss 29 wird über einen Eingangsanschluss 53 des Wellenformflächendetektors 13 auf einen Verstärker 54 geführt. Das Ausgangssignal des Verstärkers 54 wird über Widerstände 56 und 57 einer Kurzschlusschaltung 55 auf eine Integrierschaltung 61 gegeben, die einen integrierenden Kondensator 58 und einen Operationsverstärker 59 aufweist. Die Schaltung 55 ist ausgeschaltet, wenn das Eingangshirnwellensignal V_i Null ist, wie es der Fall bei der Schaltung 38 ist. An einem Ausgangsanschluss 62 der Integrierschaltung 61 wird ein integriertes Ausgangssignal V_{OC} (Fig. 10) abgegeben. Nur während der Arbeitsperiode eines monostabilen Multivibrators 63, der vom Ausgangssignal der ODER-Schaltung 47 getriggert wird, wird ein Rücksetzsignal über einen Rücksetzsignaleingangsanschluss 64 auf einen FET-Schalter 65 gegeben, um diesen EIN zu schalten, wodurch die Integrierschaltung 61 zurückgesetzt wird. Mit dieser Anordnung wird am Anschluss 62 das Signal V_{OC} erzeugt, das die Fläche der Wellenform zwischen benachbarten Nulldurchgangsstellen des Hirnwellensignals angibt. In Fig. 5 werden den Kurzschlusschaltungen 38 und 55 Befehle vom unten beschriebenen Maskensignaldetektor 9 geliefert, und in diesem Fall werden die FET-Schalter 66 und 67 EIN geschaltet, wodurch die Potentiale an den Verbindungspunkten zwischen den Widerständen 39 und 41 bzw. 56 und 57 im wesentlichen auf Null reduziert werden.

Anhand der Fig. 6 wird nun der Spitzenwertdetektor 11 beschrieben. Das Eingangshirnwellensignal V_i wird über einen Eingangsanschluss 68 auf nicht invertierende Eingangs-

anschlüsse von Pufferoperationsverstärkern 69 und 71 gegeben, und der positive Teil des Eingangshirnwellsignals V_i wird über eine Diode 72 in einen Kondensator 73 geladen. Die Spannung des Kondensators 73 wird über einen Pufferoperationsverstärker 74 auf einen nicht invertierenden Eingangsanschluss eines addierenden Operationsverstärkers 75 gegeben. Der negative Teil des Eingangshirnwellsignals V_i vom Anschluss 68 wird vom Pufferoperationsverstärker 71 über eine Diode 76 auf einen Kondensator 77 gegeben. Die in den Kondensator 77 geladene Spannung wird über einen Puffer-FET 78 auf einen nicht invertierenden Eingangsanschluss eines addierenden Operationsverstärkers 75 der nächsten Stufe gegeben. Auf diese Weise werden die Spitzen der positiven und der negativen Teile des Eingangshirnwellsignals V_i an den jeweiligen Polaritätsumkehrpunkten, d. h. den Nulldurchgangspunkten des Signals V_i , in die Kondensatoren 73 und 77 geladen und dort gehalten, und sie erscheinen abwechselnd an einem Ausgangsanschluss 79 des addierenden Operationsverstärkers 75 als Ausgangssignal V_{OA} .

Die Rückstellung dieses Vorgangs wird folgendermassen ausgeführt: das Ausgangssignal eines (nichtgezeigten) monostabilen Multivibrators, der durch das Ausgangssignal der im Zusammenhang mit Fig. 5 erwähnten ODER-Schaltung 47 getriggert wird, wird auf FET-Schalter 81 und 82 gegeben, um diese während des Arbeitens des monostabilen Multivibrators EIN zu schalten. Dadurch werden die Ladungen der Kondensatoren 73 und 77 entladen. Mit der beschriebenen Anordnung wird am Ausgangsanschluss 79 der Spitzenwert V_{OA} der Spannung des Eingangshirnwellsignals V_i zwischen benachbarten seiner Nulldurchgangsstellen erzeugt.

Der Vorverstärker 14 für den Erhalt eines Histogramms der gesamten Amplitude des Hirnwellsignals ist mit einem Operationsverstärker 83 aufgebaut, wie es beispielsweise in Fig. 7 gezeigt ist. Der Maskensignaldetektor 9 dient zur Erzeugung eines Signals zum Sperren einer Signalverarbeitung dann, wenn das Eingangshirnwellsignal V_i zu klein oder zu gross ist, und er hat einen Aufbau, wie er beispielsweise in Fig. 8 gezeigt ist. Das von einem Eingangsanschluss 84 kommende Eingangshirnwellsignal V_i wird zunächst auf einen Komparator 85 gegeben, in dem es mit einer Bezugsspannung von einem variablen Spannungseinsteller oder einer variablen Spannungsquelle 86 verglichen wird, und wenn das Eingangshirnwellsignal grösser als die Bezugsspannung ist, erzeugt der Komparator 85 eine konstante positive Spannung. Das Komparatorausgangssignal wird in einem (nichtgezeigten) Pegelwandler einer Pegelumsetzung unterzogen, wonach dessen Anstieg durch eine Differenzierschaltung 86 herausgegriffen wird, und durch deren Ausgangssignal wird ein monostabiler Multivibrator 87 der nächsten Stufe getriggert. Der monostabile Multivibrator 87 ist wiederholt triggerbar; wenn nämlich die Zeit zwischen benachbarten positiven Teilen der Wellenform des Eingangshirnwellsignals V_i kürzer als eine voreingestellte Arbeitszeit des monostabilen Multivibrators 87 ist, wird dessen Ausgang durch den nachfolgenden Anstiegsimpuls weiter auf hohem Pegel (H) gehalten. Dieses H-Ausgangssignal schaltet einen Transistorschalter 88 EIN, wodurch ein Kondensator 89 kurzgeschlossen wird. Ein Komparator 91 vergleicht die Spannung des Kondensators 89 mit einer Spannung, die von der Teilung einer Energiequellenspannung V_1 mit einem variablen Widerstand 90 herrührt. Wenn die Spannung des Kondensators 89 die herabgeteilte Ausgangsspannung des variablen Widerstandes 90 überschritten hat, nimmt das Ausgangssignal des Komparators 91 einen Null-Pegel an. Der Verbindungspunkt zwischen dem Kollektor des Transistorschalters 88 und dem Kondensator 89 ist über einen variablen Wider-

stand 92 mit der Energiequelle verbunden. Wenn das Eingangshirnwellsignal V_i länger Null bleibt als während der Zeitdauer, die von der herabgeteilten Ausgangsspannung des variablen Widerstandes 90 und der durch den variablen Widerstand 92 und den Kondensator 89 bestimmten Ladezeitkonstante abhängt, und wenn dem monostabilen Multivibrator 87 kein Triggersignal zugeführt wird, nimmt das Ausgangssignal des Komparators 91 einen Null-Pegel an. Als Folge davon nimmt das Ausgangssignal einer mit dem Komparatorausgangssignal beschickten Torschaltung 93 niedrigen Pegel an, wodurch die Zuführung des Abtastbefehlssignals zur nächsten Stufe gesperrt ist.

Das Eingangshirnwellsignal V_i vom Anschluss 84 wird ausserdem einem Komparator 95 zugeführt, in dem es mit einer Bezugsspannung von einer variablen Spannungsquelle 94 verglichen wird. Wenn das Eingangshirnwellsignal V_i grösser als die Bezugsspannung der variablen Spannungsquelle 94 ist, nimmt das Ausgangssignal des Komparators 95 ein konstantes positives Potential an. Der Spannungspegel des Ausgangssignals des Komparators 95 wird mit einem Pegelwandler 96 herabgesetzt, und dessen Ausgangssignal wird auf einen Transistorschalter 97 gegeben, um diesen EIN zu schalten, wodurch ein Kondensator 98 kurzgeschlossen wird. Eine herabgeteilte Spannung eines variablen Widerstandes 101, die mit konstantem Spannungswert einem Komparator 99 zugeführt wird, wird mit der Spannung des Kondensators 98 verglichen. Der Komparator 99 erzeugt ein Ausgangssignal hohen (H) oder niedrigen (L) Pegels in Abhängigkeit davon, ob die Spannung des Kondensators 98 grösser oder kleiner als die herabgeteilte Spannung am variablen Widerstand 101 ist. Der Kondensator 98 ist über einen variablen Widerstand 102 mit der Energiequelle verbunden. Falls das Eingangshirnwellsignal V_i für eine extrem lange Zeitdauer bestehenbleibt, die durch die herabgeteilte Ausgangsspannung am variablen Widerstand 101 und eine vom variablen Widerstand 102 und vom Kondensator 98 abhängende Ladezeitkonstante bestimmt ist, wird der Transistorschalter 97 EIN geschaltet, um die Spannung des Kondensators 98 auf den Null-Wert zu reduzieren, so dass das Ausgangssignal vom Komparator 99 ebenfalls auf Null gebracht wird und das Ausgangssignal der mit dem Ausgangssignal des Komparators 99 beschickten Torschaltung 93 den Null-Pegel annimmt, so dass die Zuführung des Abtastbefehlssignals zur nächsten Stufe verhindert wird. Durch EIN-schalten eines Schalters 103 wird ein Eingangssignal niedrigen Pegels (L) an die Torschaltung 93 angelegt, um deren Ausgangssignal zwangsweise auf einen hohen Wert (H) zu erhöhen, wodurch es möglich ist, Signalmaskierungsoperationen der beschriebenen Art zu verhindern.

Die Ausgangssignale V_{OA} bis V_{OD} , die vom Spitzenwertdetektor 11, vom Wellenformdauerdetektor 12, vom Wellenformflächendetektor 13 bzw. vom Vorverstärker 14 verarbeitet worden sind, werden unter Steuerung mit den Abtastbefehlen in der je zugehörigen der Daten akkumulierenden Speichereinheiten 21 bis 24 in Fig. 4 akkumuliert und gespeichert. Die akkumulierenden Speichereinheiten 21 bis 24 können identisch aufgebaut sein. Wie beispielsweise Fig. 9 zeigt, wird die verarbeitete Spannung, beispielsweise V_{OA} , einem Analogeingangsanschluss 105 geliefert. Auf das Anlegen eines Abtastbefehlssignals an einen Abtastbefehlsschaltensanschluss 106 hin wird eine Impulsschiebeschaltung 109 über ein Tor 108 getrieben, dem über einen Anschluss 107 das Ausgangssignal der Torschaltung 93 in Fig. 8 zugeführt wird. Von einem Anschluss B der Impulsschiebeschaltung 109 wird ein Signal auf eine Abtast-Halte-Schaltung 111 gegeben, in dieser das dem Analogeingangsanschluss 105 zugeführte Analogeingangssignal V_{OA} abzutasten und zu halten. Zu diesem Zeitpunkt gibt die Impulsschiebeschaltung

109 ein Signal von ihrem Anschluss C auf einen A/D-(Analog/Digital) Wandler 112, in dem die Analogausgangsspannung der Abtast-Halte-Schaltung 111 in eine Digitalspannung umgewandelt wird. In diesem Fall wird auch aus ökonomischen Gesichtspunkten ein A/D-Wandler mit sieben bis zwölf Bits verwendet, und bei der vorliegenden Ausführungsform wird ein 8-Bit-A/D-Wandler benutzt.

Bei Vollendung der Analog/Digital-Umwandlung mit dem A/D-Wandler 112 wird an dessen Anschluss ST ein Signal abgegeben, und der umgewandelte Digitalwert wird in einer Auffangschaltung 113 festgehalten. Dieser Digitalwert wird als eine Adresse über einen Adressenbus 124 auf Speicher 114a bis 114c gegeben, um einen von diesen auszuwählen. Der Speicherinhalt des gewählten Speichers wird unter Steuerung durch einen Befehl von einem Anschluss E der Pulsschiebeschaltung 109 in einer entsprechenden von Auffangschaltungen 115a bis 115c festgehalten, und das Ausgangssignal der Auffangschaltung wird auf einen entsprechenden von Addierern 116a bis 116c gegeben. Die Addierer 116a bis 116c sind Volladdierer, beispielsweise des Typs Model 7483 von Texas Instruments. Eingangsanschlüsse B_2 , B_3 und B_4 des Addierers 116a und Eingangsanschlüsse B_1 bis B_4 der Addierer 116b und 116c sind je geerdet, und nur ein Eingang B_1 des Addierers 116a liegt auf hohem Pegel, wodurch nur ein Bit zu jedem der Addiereingangsanschlüsse A_1 bis A_4 hinzuaddiert wird.

Die addierten Ausgangssignale aus parallelen vier Bits von den Addierern 116a bis 116c werden über Rücksetzore 117a bis 117c an den zugehörigen der Speicher 114a bis 114c gegeben. Bei dieser Ausführungsform werden drei Speicher mit einer Kapazität von 4 Bits \times 256, beispielsweise Model 2101 von Intel, als die Speicher 114a bis 114c benutzt, so dass eine 12-Bit-Struktur dargestellt ist. Schreibbefehle für die Speicher 114a bis 114c werden von einem Anschluss D der Impulsschiebeschaltung 109 abgeleitet.

Bei der beschriebenen Anordnung wird bei jedem Auftreten des Abtastbefehls der Analogwert in einen Digitalwert umgewandelt, und dieser wird den Speichern 114a bis 114c zugeführt, um ihn auszulesen. Dann werden die ausgelesenen Inhalte um 1 vermehrt und wieder in die Speicher 114a bis 114c geschrieben. Als nächstes werden mit Ausnahme der Zeitpunkte, zu welchen die genannte Addition und das Speicherauslesen des Datenprozessors 27 (Fig. 4) durchgeführt werden, Adressen der Reihe nach von einem Adressengenerator 118 auf die Speicher 114a bis 114c gegeben, um deren Inhalte auszulesen, die in Auffangschaltungen 119a bis 119c festgehalten werden, und deren Ausgangssignale werden auf einen Multiplizierer 121 geführt. Das Ausgangssignal des Multiplizierers 121 wird einem D/A-Wandler 122 geliefert, um an einem Anschluss 123 ein analoges Ausgangssignal als Eingangssignal für die Aufzeichnungsvorrichtung 25 und die Anzeigevorrichtung 26 für die Überwachung bereitzustellen. Für den Multiplizierer 121 kann man durch die kombinierte Verwendung von Kanalwähler-ICs eine Bitaufteilungsmethode benutzen.

Wenn die Adresse des Adressengenerators 118 beispielsweise in Abständen von 0,5 oder 1,0 s weitergeschaltet wird, wird das analoge Ausgangssignal am Anschluss 123 für die Aufzeichnungsvorrichtung 25 verwendet. Und wenn die Adressenumschaltung beispielsweise alle 1 bis 100 μ s durchgeführt wird, wird das analoge Ausgangssignal am Anschluss 123 für die Anzeigevorrichtung 26 benutzt.

Wenn die Adressen von der Auffangschaltung 113 während der Addition über ein Tor 125 zugeführt werden, das mit einem Drei-Zustand-IC gebildet ist, werden die Busse 124 für die Speicher 114a bis 114c in der Prioritätsreihenfolge geschaltet, die durch die Kombination einer UND-Schaltung 126, NAND-Schaltungen 127 und 128 und einen Inver-

ter 129 bestimmt ist, so dass die Speicher 114a bis 114c in derjenigen Reihenfolge geschaltet werden können, in welcher deren Inhalte auf der Anzeigevorrichtung 26 angezeigt werden, wenn sie aus dem Datenprozessor 27 ausgelesen werden.

Die Ausgangssignale von den Auffangschaltungen 119a bis 119c werden über eine Drei-Zustand-Pufferschaltung 132 auf einen Datenbus 131 zum Auslesen des Datenprozessors 27 geliefert. Die Speicher 114a bis 114c können über die Drei-Zustand-Pufferschaltung 132 auch direkt mit dem Datenbus 131 verbunden sein.

Wenn in Fig. 9 an den Maskensignaleingangsanschluss 107 ein Ausgangssignal niedrigen Pegels von der Torschaltung 93 in Fig. 8 angelegt wird, wird das Abtastbefehlssignal an einer Eingabe in diese Daten akkumulierende Speichereinheit gehindert.

Zum Erhalt des Amplitudenhistogramms des Gesamtsignals wird das Eingangshirnwellsensignal über den Vorverstärker 14 (Fig. 7) auf den Analogeingangsanschluss 105 in Fig. 9 gegeben. Von einem (nichtgezeigten) Impulsgenerator wird eine Impulsfolge konstanter Periode in Abständen von beispielsweise 100 μ s oder 1 ms auf den Abtastbefehlseingangsanschluss 106 in Fig. 9 gegeben. Bei jedem Auftreten des Abtastbefehlsimpulses erhält man die zuvor beschriebenen Operationen, um das Amplitudenhistogramm in den Speichern 114a bis 114c zu erzeugen.

Die Ergebnisse der beschriebenen Verarbeitungsoperationen sind in Fig. 11 beispielhaft dargestellt. Fig. 11A zeigt ein in der Daten akkumulierenden Speichereinheit 24 erhaltenes Histogramm der Signalamplitudenwerte. Dabei sind die Abtastzahl N gleich 3000, der Mittelwert \bar{x} gleich 135,8 und die Standardabweichung σ gleich 31,32. Fig. 11B ist ein in der akkumulierenden Speichereinheit 21 erhaltenes Histogramm der Spitzenwerte zwischen den Nulldurchgangsstellen. Dabei sind die Abtastzahl N gleich 595, der Mittelwert \bar{x} gleich 131,6V und die Standardabweichung σ gleich 35,1. Fig. 11c ist ein in der akkumulierenden Speichereinheit 22 erhaltenes Histogramm der Flächenwerte zwischen den Nulldurchgangsstellen. Dabei sind die Abtastzahl N gleich 595, der Mittelwert \bar{x} gleich 131,6 Hz und die Standardabweichung σ gleich 10,3. Fig. 11D zeigt ein in der akkumulierenden Speichereinheit 23 erhaltenes Histogramm der Zeitabstände zwischen benachbarten Nulldurchgangsstellen. Dabei sind die Abtastzahl N gleich 595, der Mittelwert \bar{x} gleich 132,4 und die Standardabweichung σ gleich 10,3.

Von solchen Histogrammen, die man in einer relativ kurzen Zeit und in einer relativ langen Zeit wie einige Stunden erhalten hat, von einem Histogramm, das man in Verbindung mit jedem von mehreren Induktionspunkten, d. h. Messpunkten, erhalten hat, und von einem Histogramm, das man in Verbindung mit Hirnkurven erhalten hat, wenn man auf ein Testobjekt einen Reiz ausgeübt hat, wird eine Diagnose erstellt, die auf dem Muster der Verteilungskurve eines jeden Histogramms beruht, d. h. auf dessen Form oder auf dem Muster und der Häufigkeit einer bestimmten Abnormalität.

Ferner wurde eine Diagnose durchgeführt, basierend auf dem Mittelwert \bar{x} und der Standardabweichung σ eines jeden Histogramms und den \bar{x} und σ einer jeden Abnormalitätsgruppe, d. h. jeder Besetzung in jeder Verteilungskurve. Abnormalitäten werden abgetastet und je mit einem in Speicher 152 gespeicherten Anfangswert verglichen; d. h. mit zunehmendem Zeitablauf auftretende Änderungen in den abgetasteten Parametern werden festgestellt, wodurch der Zustand der Dialyse durch eine künstliche Niere überprüft oder der Zustand beispielsweise von Nephritis (Nierenentzündung) oder Hepatitis (Leberentzündung) diagnostiziert werden kann, wie zuvor beschrieben. Von jedem der in Fig. 11

gezeigten Histogramme kann die Abweichung σ durch Verwendung eines elektronischen Rechners in kurzer Zeit abgeleitet werden. Beispielsweise werden gemäss Fig. 12 die Standardabweichung σ , die Anzahl der Pegelschnittstellen des Hirnwellensignals oder dergleichen zu bestimmten Zeitperioden in einer vorbestimmten Reihenfolge in einem Vielstufen-Register 161 gespeichert. Ein Abtaster 162 wird vom Datenprozessor 27 derart gesteuert, dass die im Register 161 gespeicherten Werte in derjenigen Reihenfolge, in welcher sie im Register 161 gespeichert worden sind, in eine Kathodenstrahlröhrenanzeigevorrichtung 163 ausgelesen werden. Als Folge davon werden die in Fig. 1 bis 3 gezeigten Kurven auf der Anzeigevorrichtung 163 dargestellt. Auch ist es möglich, eine Differenz zwischen dem Anfangswert und dem laufend festgestellten Wert oder das Verhältnis des letzteren zum ersten Wert als Prozentsatz anzuzeigen. Durch einen Vergleich der solchermaßen erhaltenen Ergebnisse mit ähnlichen Mustern oder Daten, die man zuvor in Verbindung mit den Zuständen verschiedener Krankheiten erhalten hat, ist es möglich, Normalität und Abnormalität eines Testobjektes voneinander zu unterscheiden, im Fall der Abnormalität eine Krankheit zu identifizieren und den Zustand der Krankheit zu überprüfen. Diese Operationen können vom Datenprozessor 27 auch in einer On-Line-Verarbeitung erhalten werden.

Somit können die Symmetrie der laufenden Hirnstrominformation bezüglich der Mitte des Kopfes, eine Hypnotisierwelle, auf Schall- und Lichtreize reagierende Hirnwellen, eine Epilepsiewelle, Hirnwellen in den Fällen verschiedener

Krankheiten oder im Fall der Bewusstlosigkeit usw. anhand der Statistik genau und zuverlässig mit den Hirnwellen einer gesunden Person verglichen werden, so dass die erfindungsgemässe Vorrichtung bei der Erstellung einer Diagnose, einschliesslich der Feststellung des Zustandes einer Krankheit, von grosser Nützlichkeit ist. Ferner kann nicht nur eine Störung des Gehirns selbst, sondern können auch die Namen von Krankheiten wie Nephritis, Hepatitis usw. und deren Zustände identifiziert werden. Überdies ist es auch möglich, den Moment der Vollendung einer Dialyse unter Verwendung einer künstlichen Niere genau festzustellen und zu überprüfen, ob die Dialyse erforderlich ist oder nicht. Die Fig. 13A bis 13D zeigen verschiedene Muster des Histogramms der Verteilung der Zeitintervalle zwischen benachbarten Schnittstellen des Hirnwellensignals mit dem Nullpegel. In Fig. 13A ist $N = 498$, $\bar{x} = 129,9$ und $\sigma = 29,4$; in Fig. 13B ist $N = 799$, $\bar{x} = 129,8$ und $\sigma = 17,8$; in Fig. 13C ist $N = 593$, $\bar{x} = 132,2$ und $\sigma = 24,8$; und in Fig. 13D ist $N = 647$, $\bar{x} = 131,4$ und $\sigma = 21,6$. Fig. 13D zeigt den Fall, dass ein ruhendes Testobjekt bei geschlossenen Augen wach ist, und es erscheinen unterscheidbar zwei Höcker 164 und 165. Umgekehrt kann man aus dem Muster der Fig. 13D ersehen, dass das Testobjekt sich in dem genannten Zustand befindet. Auf diese Weise kann eine Diagnose auf der Grundlage des Histogrammusters des Parameters der Hirnwellensignalform erstellt werden. Daher ist die vorliegende Erfindung für die Diagnose verschiedener Informationen über Lebewesen sehr nützlich.

FIG. 1

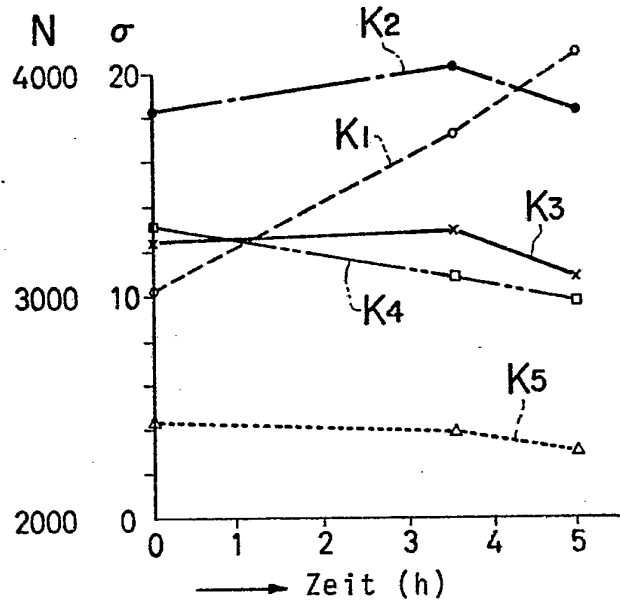


FIG. 2

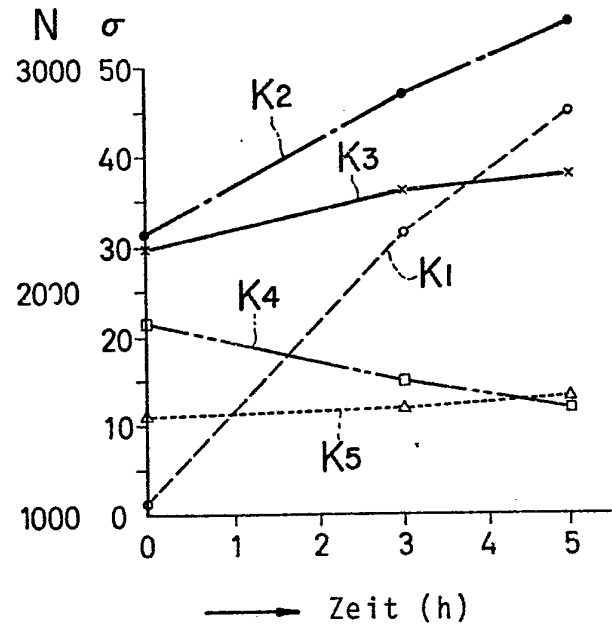


FIG. 3

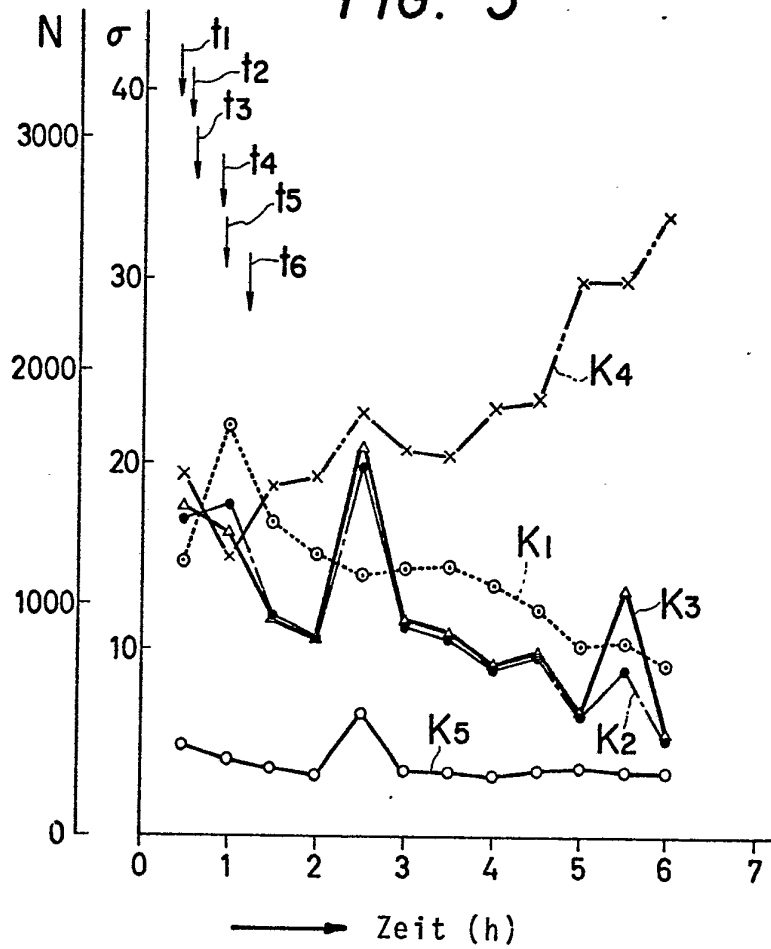


FIG. 12

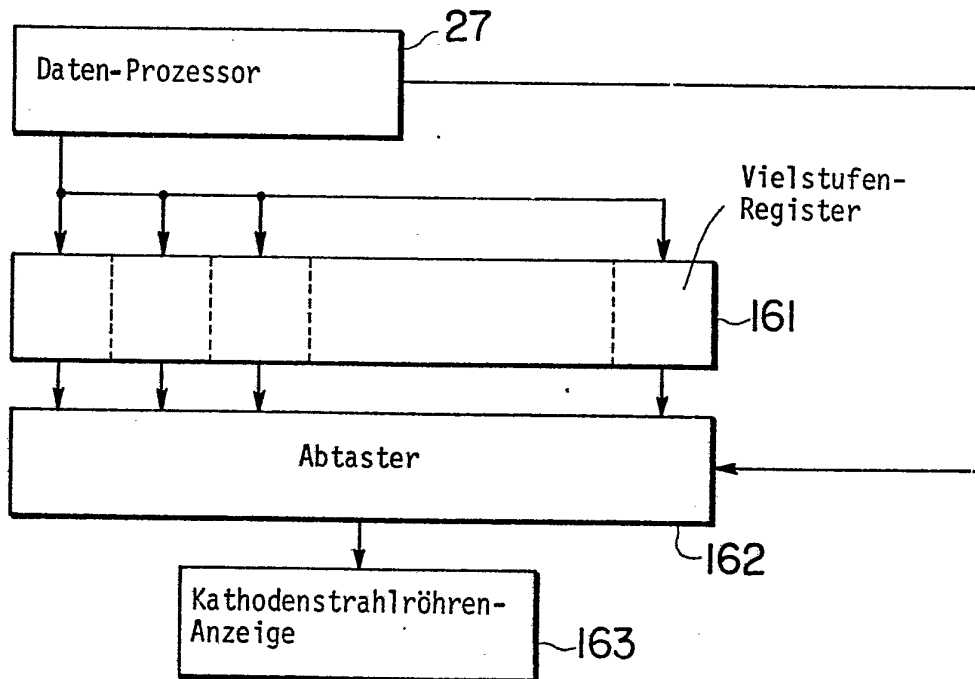


FIG. 4

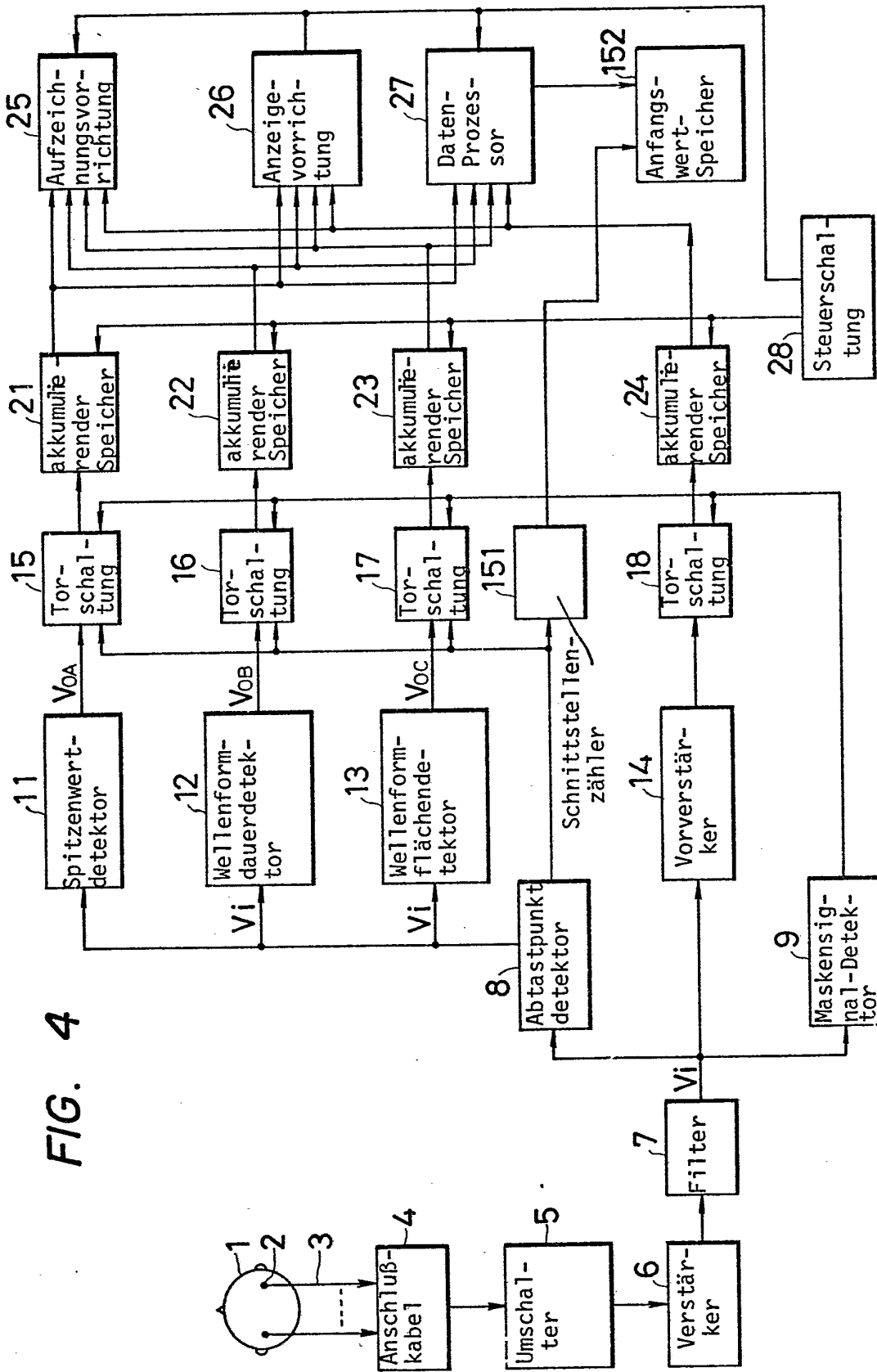


FIG. 5

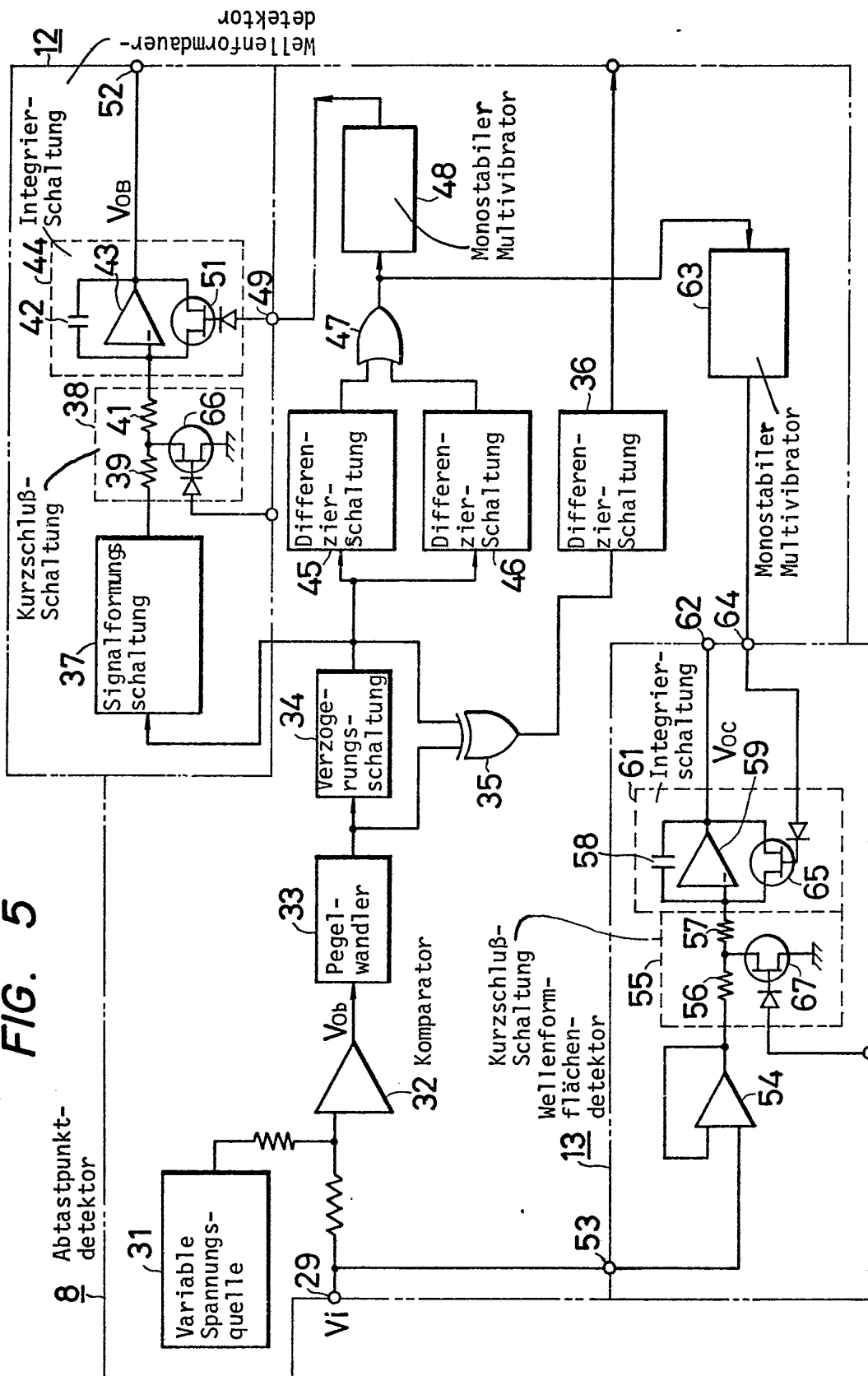


FIG. 6

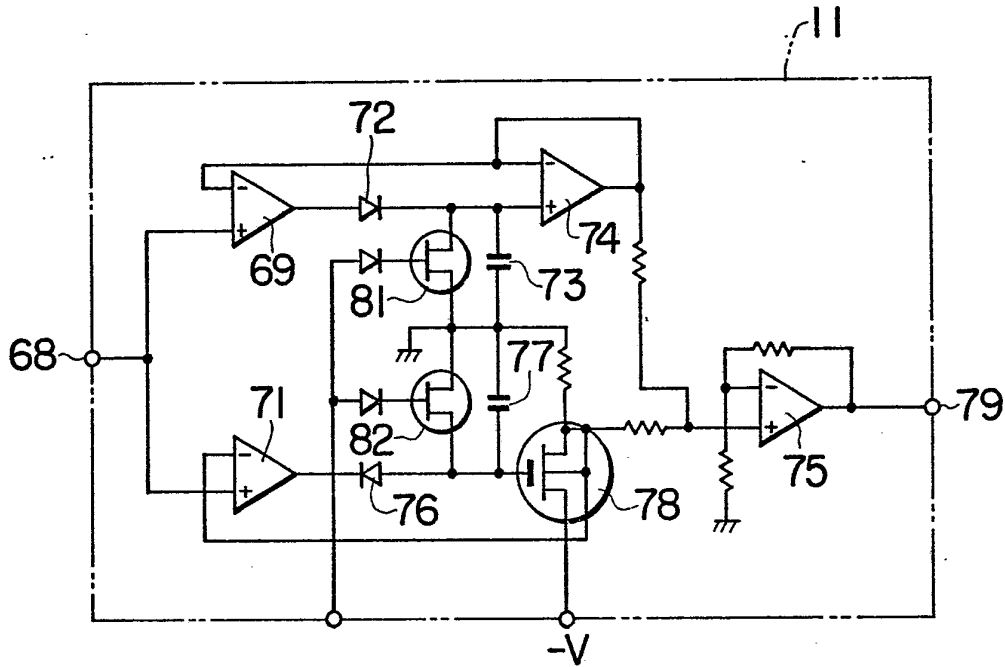


FIG. 7

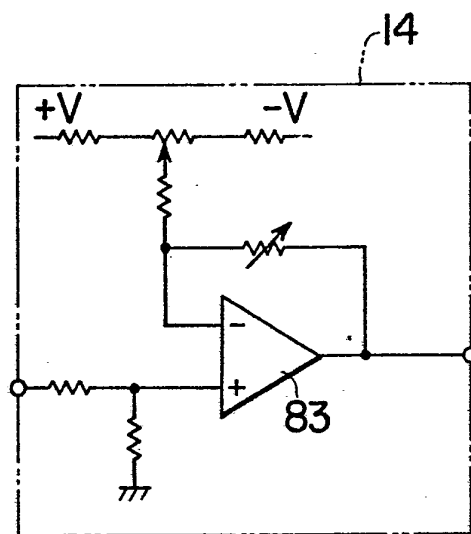


FIG. 8

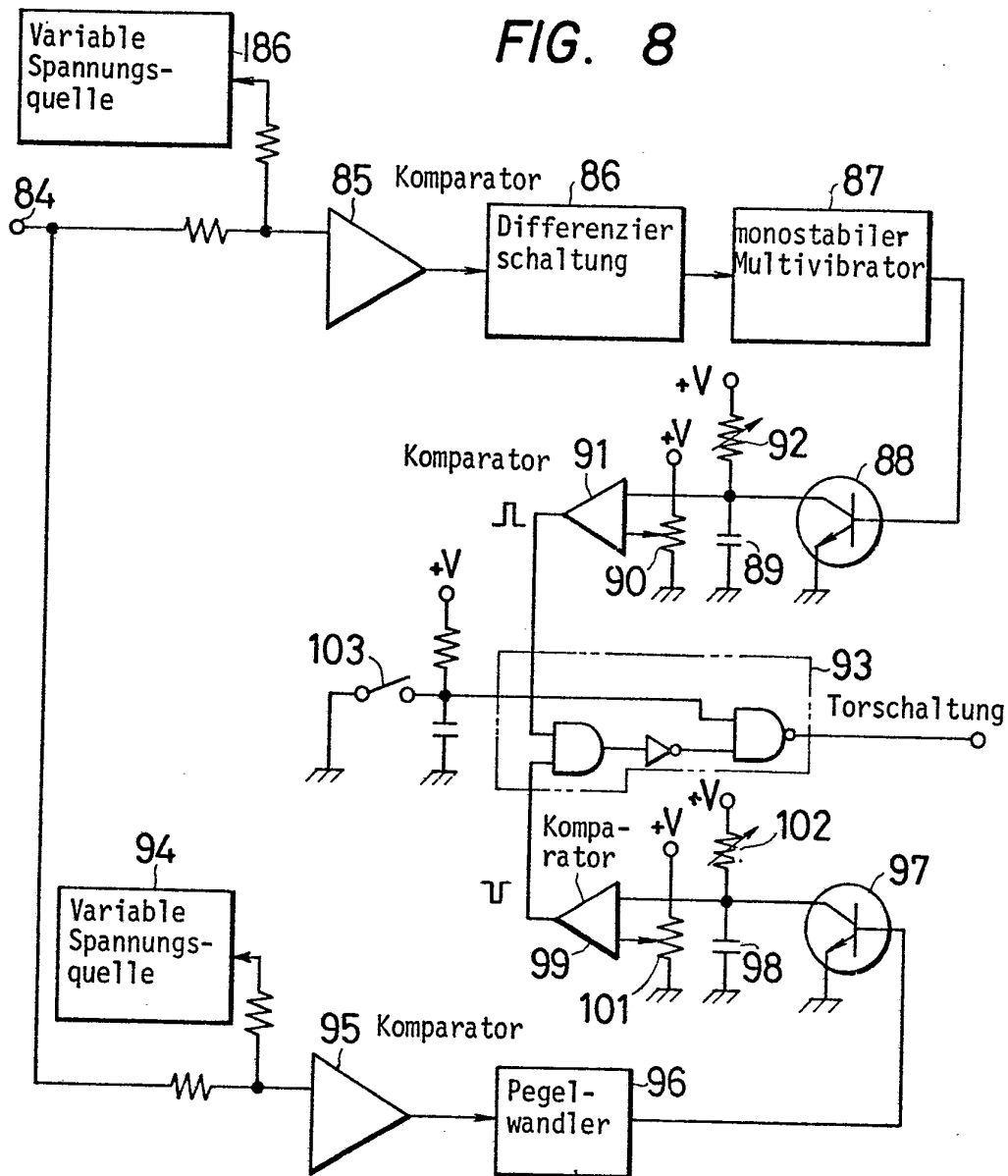


FIG. 9

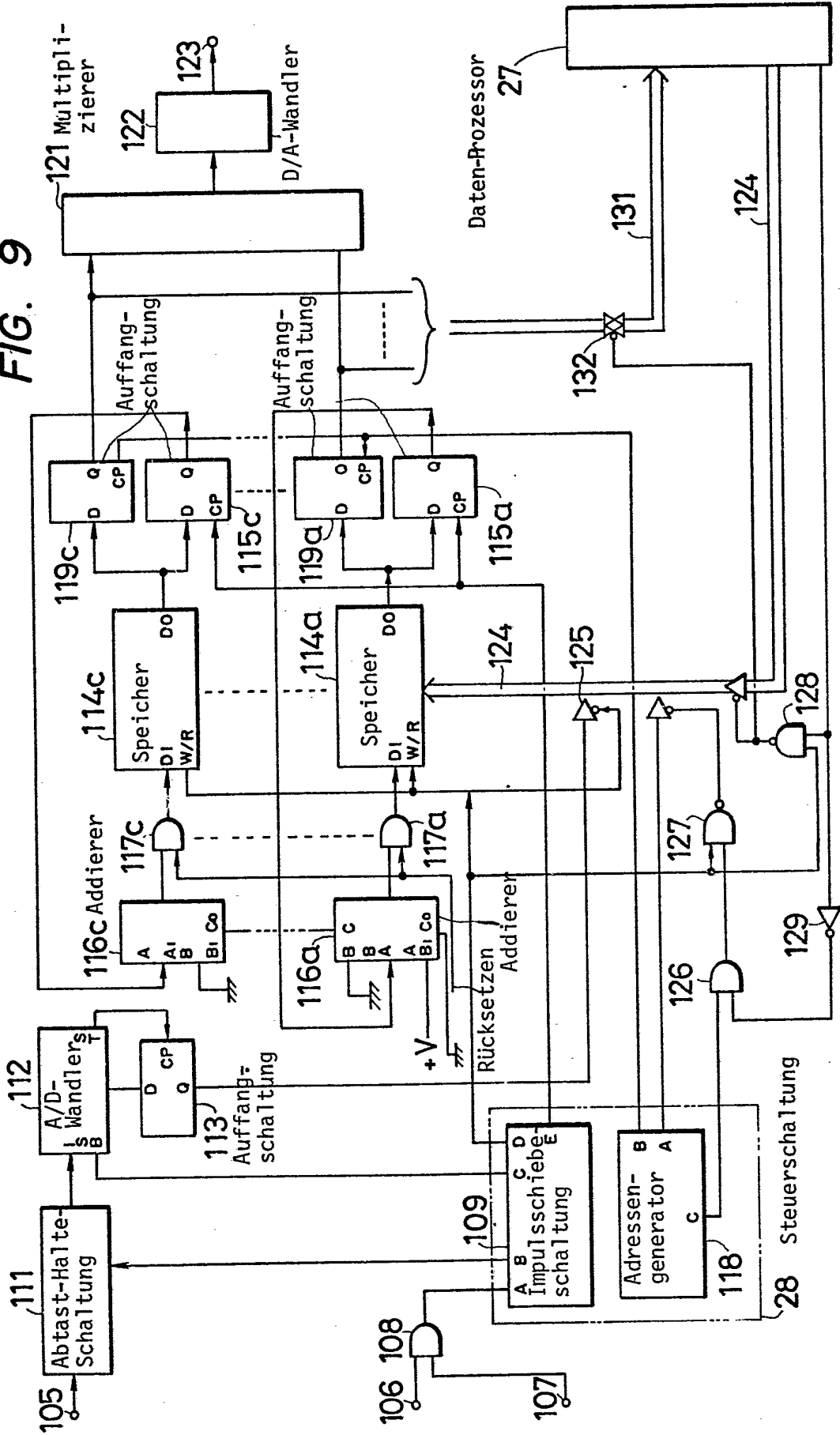


FIG. 10

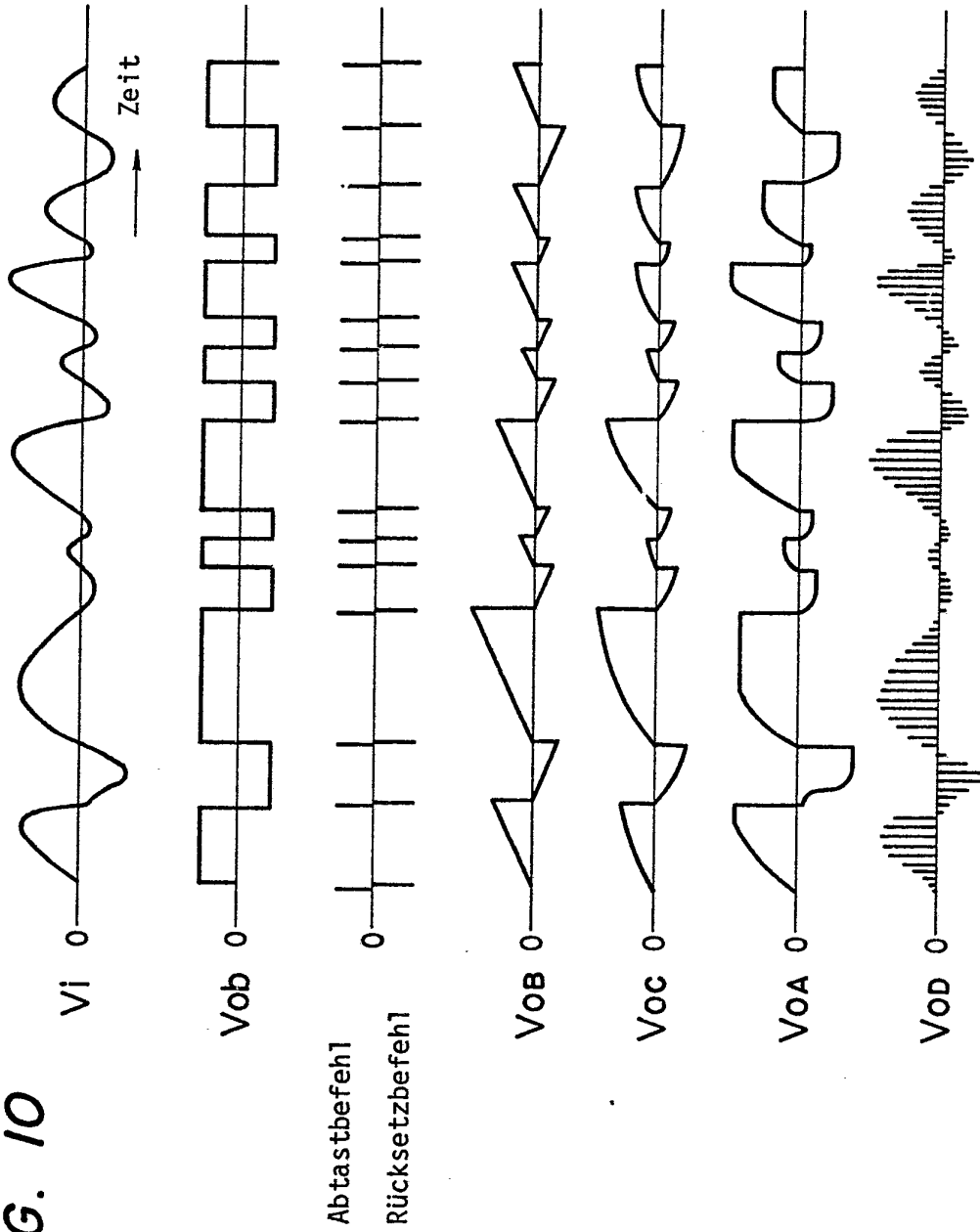


FIG. 11

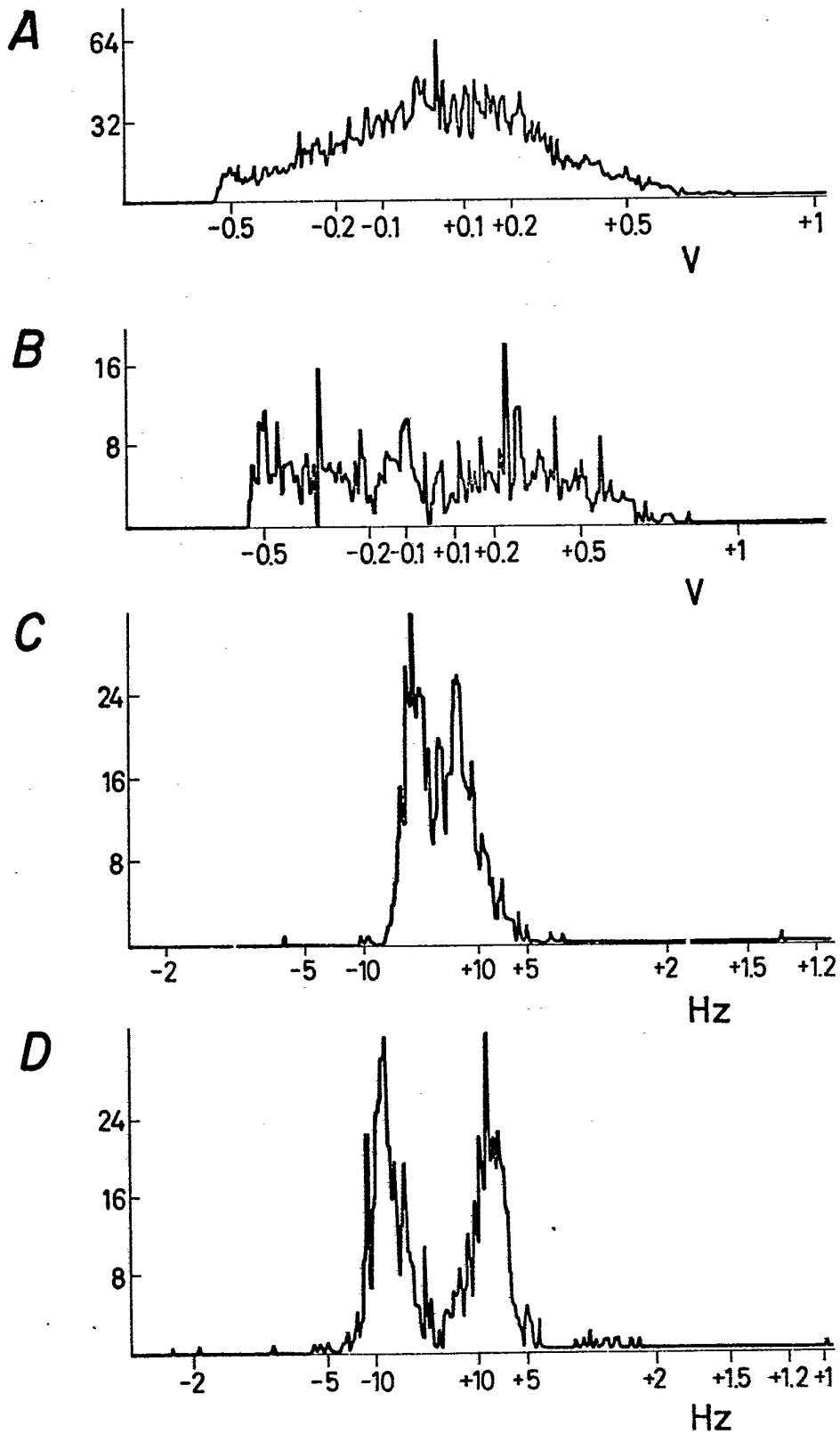


FIG. 13

