

Zeitschrift: Bulletin des Schweizerischen Elektrotechnischen Vereins
Herausgeber: Schweizerischer Elektrotechnischer Verein ; Verband Schweizerischer Elektrizitätswerke
Band: 55 (1964)
Heft: 10

Artikel: Elektro-Encephalographie
Autor: Schwarzer, F. / Reetz, H.
DOI: <https://doi.org/10.5169/seals-916713>

Nutzungsbedingungen

Die ETH-Bibliothek ist die Anbieterin der digitalisierten Zeitschriften auf E-Periodica. Sie besitzt keine Urheberrechte an den Zeitschriften und ist nicht verantwortlich für deren Inhalte. Die Rechte liegen in der Regel bei den Herausgebern beziehungsweise den externen Rechteinhabern. Das Veröffentlichen von Bildern in Print- und Online-Publikationen sowie auf Social Media-Kanälen oder Webseiten ist nur mit vorheriger Genehmigung der Rechteinhaber erlaubt. [Mehr erfahren](#)

Conditions d'utilisation

L'ETH Library est le fournisseur des revues numérisées. Elle ne détient aucun droit d'auteur sur les revues et n'est pas responsable de leur contenu. En règle générale, les droits sont détenus par les éditeurs ou les détenteurs de droits externes. La reproduction d'images dans des publications imprimées ou en ligne ainsi que sur des canaux de médias sociaux ou des sites web n'est autorisée qu'avec l'accord préalable des détenteurs des droits. [En savoir plus](#)

Terms of use

The ETH Library is the provider of the digitised journals. It does not own any copyrights to the journals and is not responsible for their content. The rights usually lie with the publishers or the external rights holders. Publishing images in print and online publications, as well as on social media channels or websites, is only permitted with the prior consent of the rights holders. [Find out more](#)

Download PDF: 22.02.2026

ETH-Bibliothek Zürich, E-Periodica, <https://www.e-periodica.ch>

des möglicherweise im Öl verbleibenden Restwassers bei einer Vakuumbehandlung Auskunft erhalten werden kann.

5. Zusammenfassung

Bei der direkten Titration von Wasser in Mineralölen nach *Karl Fischer* unter Anwendung der Dead-Stop-Methode treten durch unkontrollierbare Leitfähigkeitsänderung Fehler auf, die bei Wassergehalten unter 20 ppm nicht mehr zu vernachlässigen sind. Solange sich die Prüfung auf ungebrauchte oder nur wenig gealterte Öle bezieht, werden zuverlässigere Werte sicher durch Anwendung indirekter Bestimmungsmethoden gewonnen. Ob dies aber auch bei stärker gealterten Ölen noch der Fall ist, muss noch untersucht werden.

Literatur

- [1] A. Goldstein, Bull. SEV 52(1961)1.
- [2] E. V. Trunk, Insulation 8, 40(1962).
- [3] E. Eberius, «Wasserbestimmung mit Karl-Fischer-Lösung». Verlag Chem. GmbH, Weinheim/Bergstrasse (1958).
- [4] DIN 51777.
- [5] ASTM D 1533 — 58 T.
- [6] C. W. Foulk und A. T. Bawden, J. Am. Chem. Soc. 48, 2045 (1926).
- [7] M. Engel und R. Mowbes, Elektric (1962), S. 157.
- [8] A. Johansson, Svensks Papperstidn 50, 124 (1947).

- [9] W. Seaman u. a., Anal. Chem, 21, 510 (1949).
- [10] A. Johansson, Acta Chem. Scand. 3, 1058 (1949).
- [11] E. L. Bastin u. a., Anal. Chem. 31, 467 (1959).
- [12] J. S. Wiberly, Anal. Chem. 23, 656 (1951).
- [13] A. S. Meyer und G. M. Boyd, Anal. Chem. 31, 215 (1959).
- [14] M. T. Kelley u. a., Anal. Chem. 31, 220 (1959).
- [15] J. Mitchell, Anal. Chem. 23, 1069 (1951).
- [16] R. W. Sneed, Anal. Chem. 26, 1018 (1954).
- [17] H. Grüss, ETZ-B 14, 6 (1962).
- [18] Blodgett, AJEE Paper, The Okanite Co., Kennecott Copper.
- [19] H. Grüss und W. Heine, Erdöl und Kohle 14, 714 (1961).
- [20] L. G. Cole, Anal. Chem 31, 2048 (1959).
- [21] R. G. Armstrong u. a., Anal. Chem. 32, 752 (1960).
- [22] F. E. Harris und L. K. Nash, Anal. Chem. 23, 736 (1951).
- [23] F. Oehme, Chem. Rundsch. (1963) 329.
- [24] H. S. Knight und F. T. Weiss, Anal. Chem. 34, 749 (1962).
- [25] J. W. Forbes, Anal. Chem. 34, 1125 (1962).
- [26] M. Kulinova u. a., Collect. Czechoslov. chem. Commun. 26, 1320 (1961).
- [27] R. S. Vincent und A. Simons, Proceedings of the Physical Soc. 12, 489 (1940).
- [28] R. A. Liepstein und E. N. Stern, Chemie und Technologie der Brennstoffe Nr. 11 (1956), S. 46—54.
- [29] E. Bonauguri und G. Seniga, z. analytische Chemie 144, 161 (1954).
- [30] B. Fallou und M. Thibault, Revue Générale de l'Electricité 72, 242 (1963).

Adressen der Autoren:

J. Schober, AG Brown, Boveri & Cie., Baden (AG), und W. Strittmatter, AG Brown, Boveri & Cie., Baden (AG).

Elektro-Encephalographie

Von F. Schwarzer und H. Reetz, München-Pasing

612.822.3

1. Einleitung

Die Elektro-Encephalographie befasst sich mit dem Studium der elektro-physiologischen Phänomene des Gehirns, welche von den sonst meist beobachteten bioelektrischen Aktionsspannungen insofern grundsätzlich verschieden sind, als sie nicht den Ausdruck myogener, d. h. vom Muskel ausgehender Aktivitäten darstellen [wie z. B. EKG (Elektrokardiogramm), EMG (Elektromyogramm) usw.]. Ihr Ursprung ist vielmehr in der Tätigkeit der Nervenzellen (Ganglien) des Gehirns und deren Funktionsmechanismus zu suchen. Zur Kategorie dieser nicht myogenen bioelektrischen Potentiale gehören außer denen des Gehirns und der peripheren Nerven im wesentlichen nur noch die elektrischen Vorgänge in der Retina (Retinographie) sowie die polarisierten Gleichspannungen im Augapfel, die bei der Registrierung von Augenbewegungen (Nystagmographie) die Messspannungen liefern. Der grundsätzliche Unterschied des Ursprungs beider Potential-Kategorien kommt im zeitlichen Ablauf ihrer Aktionsspannungen deutlich zum Ausdruck.

Es war das Verdienst *Bergers*, diese von myogenen Komponenten so unterschiedlichen Spannungsverläufe erstmalig aufzuzeichnen und damit im Gegensatz zum bisherigen nur graduellen Fortschritt in der Entdeckung verschiedener Organherkünfte, an sich bereits bekannter myogener Potentiale, nunmehr wieder einen prinzipiellen Fortschritt in der Erkenntnis der Elektrizität des physiologischen Körpers eingeleitet zu haben. Die ihm zur Aufzeichnung zur Verfügung stehenden Mittel waren nach heutigem Maßstab ziemlich primitiv, da die elektronische Technik zu seiner Zeit noch wenig in medizinische Kreise eingedrungen war; so verwen-

dete er zunächst Saitengalvanometer, später einen Schleifen-Elekrokardiographen für seine Untersuchungen. Er leitete noch vom Schädel als Ganzem ab, wobei die beiden Ableitelektroden über Stirn und Hinterhaupt oder an den Schläfen angelegt wurden.

Den Arbeiten von *Kornmüller*, der nicht vom Schädel als Ganzem, sondern in seinen Tierversuchen am freigelegten Gehirn mittels Wollfäden aus engen umschriebenen Hirnpartien ableitete, ist die wesentliche Erkenntnis zu verdanken, dass die Spannungsproduktion örtlich verschiedener Hirngebiete Unterschiede aufweist, aus deren Erscheinungsmodus Rückschlüsse auf Existenz und Lage vermuteter herdförmig lokalisierter Störungen oder Erkrankungen des menschlichen Gehirns gezogen werden können. Weiterhin führte er im Zusammenhang hiermit die sog. «unipolaren» Ableitungen in die Elektroencephalographie ein, wobei nur eine Elektrode eines Ableitkreises über ein bioelektrisch aktives Hirngebiet gelegt, die andere «indifferente» Elektrode hingegen an einer Stelle des Kopfes, an der keine Potentialschwankungen entstehen, befestigt wird, also auf dem Nasenbein oder der Ohrspitze.

Da die zeitlichen Abläufe der elektrischen Erscheinungen nur durch Registrierung erfasst werden können und die Anwendung photographischer Registrierverfahren zu wirtschaftlich untragbaren Kosten führen musste, baute *Tönnies* in Zusammenarbeit mit *Kornmüller* einen speziell für die Elektroencephalographie zugeschnittenen direktschreibenden Oszillographen, der als Registriersystem einen Tintenschreiber benutzte. Dieser Tintenschreiber wurde von einem hochverstärkenden Niederfrequenzverstärker mit sog. Differenz-Eingang, dem zweiten wesentlichen Merkmal der Apparatur,

gespeist. Erst damit war die Grundlage für umfangreiche Untersuchungen unter wirtschaftlich vertretbarem Aufwand gegeben, wobei die Direktschreibung noch den ausserordentlich wichtigen Vorzug ergab, die Registrierungskurve schon während der Aufzeichnung laufend beobachten zu können.

Später wurden in Amerika zunächst von den Firmen *Grass* und *Offner* Elektroencephalographen entwickelt und fabrikatorisch hergestellt, während eine analoge Entwicklung in Europa durch den 2. Weltkrieg stark behindert war. Nach Kriegsende wurden jedoch auch hier Elektroencephalographen serienmäßig gebaut, so in Deutschland durch Zusammenarbeit von *Kornmüller*, *Nöll* (Max-Planck-Institut) einerseits und *Schwarzer* (Elektrofrequenz Fritz Schwarzer GmbH) andererseits.

Die angedeutete prinzipielle Anordnung der EEG-Apparatur hat sich in der Zwischenzeit nicht geändert. Auch die Tintenschreibung wurde von den meisten Fabrikaten beibehalten (wobei an Stelle des Drehspulsystems manchmal ein elektromagnetisches System mit ferromagnetischem Anker Verwendung findet), mit Ausnahme der deutschen Konstruktion, deren neues Trockenschreibverfahren gewöhnliches Papier zur Kurvenregistrierung benutzt.

2. Elektrophysiologische Grundlagen

Das Frequenzspektrum der vom lebenden Hirn abgegebenen elektrischen Spannungspotentiale reicht etwa von 2...150 Hz. Seine höheren Frequenzanteile sind auf der Kopfschwarte praktisch kaum mehr zu erfassen, da die zugehörigen Potentiale vor allem in den tieferliegenden Schichten des Thalamus und der angrenzenden Stammhirngebiete entstehen. In hirnrindennahen Gebieten finden sich Potentiale niedriger Frequenz, die auch nach Fortleitung durch Schädeldecke und Kopfschwarte dortselbst mit heutigen Mitteln relativ bequem über Elektroden abgenommen und in ihrem zeitlichen Ablauf verfolgt werden können. Während sich nun die klinische Elektroenzephalographie auf die Erfassung dieser Potentiale von der Kopfhaut beschränkt, werden bei der Elektrocorticographie die Potentiale von der Hirnrinde direkt entnommen. Durch «subcorticale Ableitungen» mit feinen, in die Gehirnmasse eingestochenen Nadeln, die mit Ausnahme der Spitze durch einen nicht leitenden Überzug isoliert sind, lässt sich auch die Aktivität tieferliegender Hirnabschnitte direkt erfassen. Auch hiebei treten die für Elektroenzephalographie typischen Potentialabläufe auf, jedoch ist die hier abgegriffene Spannung wesentlich höher als die durch Fortleitung und Streuung geschwächte, an der Kopfhaut abzugreifende Spannung. Da sich nach allgemeiner Annahme die Streuung auf einer kreisförmigen Fläche von ca. 3 cm Durchmesser der Kopfschwarte bereits stark bemerkbar macht, verwendet man in der Elektroenzephalographie auf der gesamten Halbkugelfläche des Kopfes eine beschränkte Anzahl von kleinen Elektroden, deren Oberfläche etwa 10 mm im Durchmesser beträgt und die so verteilt werden, dass jede Elektrode bei annähernd lückenloser Erfassung der Gesamtfläche etwa einen Kreis von 3 cm Durchmesser erfasst. Hiebei ergeben sich ca. 20...25 Ableitpunkte.

Die vom Gehirn herrührenden elektrischen Potential Schwankungen zeigen sich nun nicht an jeder Stelle des

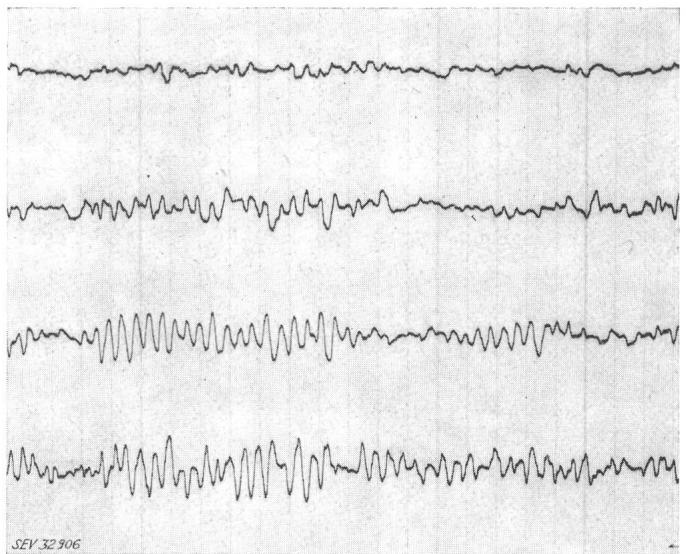


Fig. 1
Elektroenzephalogramm
Ausschnitt aus einer 8-fach-Registrierung

Schädel in gleicher Weise; verschiedenen Schädelpartien sind vielmehr auch eigentümliche Spannungsabläufe zugeordnet. Im wesentlichen sind beim gesunden Hirn zwei verschiedene wellenartige Spannungsabläufe zu unterscheiden, und zwar einerseits die Alpha-Wellen, die vorwiegend rein physiologischen Funktionen des Hirns entsprechen, und andererseits die Beta-Wellen, deren Ursprung mehr auf physiologisch-psychischem Grenzgebiet zu suchen sein soll. Alpha-Wellen treten besonders stark auf dem Hinterkopf auf (occipital) und nehmen nach der Stirn zu (frontal) ab. Die Beta-Wellen dagegen erscheinen vorwiegend in der Gegend des Scheitels und weiter vorn. Sie haben viel kleinere Amplituden als die Alpha-Wellen und sind deshalb in Überlagerung auf diesen oft nur schwer zu erkennen. Gegenüber den Alpha-Wellen mit Amplituden von etwa 50...150 μ V erreichen Beta-Wellen nur etwa 1/5...1/10 dieses Wertes. Für diagnostische Zwecke ist von Bedeutung, ob linke und rechte Kopfhälften hirnelektrisch symmetrisch sind. Trifft dies nicht zu, so legt ein Unterschied von mehr als 20 % bereits den Rückschluss auf Vorliegen eines krankhaften Zustandes nahe, besonders dann, wenn selektive Regionen davon betroffen sind (Fig. 1).

Alpha-Wellen haben eine Frequenz von ca. 8...13 Hz, Beta-Wellen liegen bei 20 Hz und darüber. Beide Wellenarten besitzen annähernd sinusförmigen Charakter. Abgesehen von überlagerten, unharmonischen und daher irregulären kleinen Komponenten treten noch langsamere Abläufe von 3...6 Hz auf, die aus monophasischen Schwingungen (d. h. einmalige Ausschwingungen nach positiver oder negativer Seite) oder einer einzigen Welle mit positiver und negativer Komponente bzw. Mischformen dieser beiden Schwingungstypen bestehen. Sie können je nach ihrer Verteilung Ausdruck einer allgemeinen Störung der Hirntätigkeit sein oder auch eine herdförmige Erkrankung anzeigen. Von besonderer Bedeutung sind die sog. «Krampfströme», die durch Auftreten rascher Entladungen (spikes) gekennzeichnet sind und auch tragen Wellen zugeordnet sein können. Sie werden besonders bei epileptischen Erkrankungen beobachtet.

Bei der Ausbreitung der Alpha-Wellen und Spikes kommt es im übrigen auch noch besonders auf eine genaue Phasenauswertung an, da hiebei Phasengänge erfasst bzw. Laufzeitbestimmungen getroffen werden müssen. Die Phasenunterschiede verteilen sich über den ganzen Schädel, so dass die zeitliche Zuordnung der einzelnen Größen untereinander mit grosser Genauigkeit gegeben sein muss. Schon Bogenfehler sind hiebei störend, so dass die Darstellung in kartesischen Koordinaten vorzuziehen ist. Die Genauigkeit muss für die Normalgeschwindigkeit etwa 0,1 mm betragen, wenn wirklich genaue Auswertungen verlangt werden.

Diagnostisch bedeutsam sind weiterhin kleine Frequenzschwankungen der Alpha-Wellen. Der Maßstab der Zeitachse muss daher mit genügend grosser Genauigkeit eingehalten werden. Die Abweichungen sollten auch im Dauerbetrieb höchstens $\pm 2\%$ betragen.

Das physiologische Objekt erfordert infolge seiner Halbleitereigenschaft besondere Schaltmassnahmen am Verstärker zur Unterdrückung von Störkomponenten, wie etwa eingestreutem 50-Hz-Brumm. Vor allem Netzanschlussverstärker, die wegen der erforderlichen Endstufenleistung ausschliesslich in Frage kommen, benötigen als Eingangsschaltung den erstmals von Tönnies eindeutig erkannten und angegebenen Differenz-Eingang nach Fig. 2, dessen Ankopplungsgrundprinzip heutzutage nicht nur bei allen netzgespeisten Elektroencephalographen, sondern auch bei den Elektrokardiographen benutzt wird. Am physiologischen Objekt werden hiebei für jeden Verstärkungsvorgang jeweils 2 Elektroden angelegt, wobei sich an beiden Elektroden phasengleich auftretende Störspannungen gegenseitig kompensieren und nur noch die an den Elektroden auftretenden (Differenz-) Nutzpotentiale zur Verstärkung gelangen. Weiterhin wird das physiologische Objekt über eine dritte Elektrode an die Masse des Verstärkers angeschlossen und so eine erhebliche Abschwächung der durch den hochohmigen Körper aufgefangenen Störpotentiale erreicht. Das Schaltprinzip ähnelt äusserlich der bekannten Gegentakt-(pushpull-) Transformatorschaltung, die in der Technik u. a. zur Kompensierung von Störungen auf Übertragungsleitungen benutzt wird. Die Anwendung von Transformatoren verbietet sich indessen am physiologischen Objekt, da sowohl seine Hochohmigkeit wie der zufordernde Frequenzbereich die Dimensionierung eines geeigneten Übertragers unmöglich machen. So bleibt nur die Lösung, die Eingangs-

elektroden für alle Frequenzen sehr hochohmig abzukoppeln und beide Differenzeingänge Röhrengittern zuzuführen.

Ausser sog. unipolaren Ableitungen von einem aktiven Punkt zu einem indifferenten lässt die Schaltung auch bipolare Ableitungen, d. h. solche der Potentialdifferenz zweier aktiver Punkte zu, was methodisch häufig von besonderer Bedeutung ist. Auch sog. Reihenableitungen sind möglich und gebräuchlich, wobei die Einzelableitungen derart miteinander verkettet sind, dass jeweils eine Elektrode die eine Seite des einen Kanals und gleichzeitig die andere Seite des anderen Kanals speist und so fort.

Weiter ist noch zu fordern, dass nicht nur die gegenseitige Phaselage verschiedener Ableitungen untereinander, sondern auch die Phasendifferenz zwischen provokatorischen Reizen und den darauf folgenden Reizantworten in den Ableitungen feststellbar ist. Zur zeitlichen Markierung des Reizzeitpunktes wird am Gerät zweckmässigerweise eine Zeit- und Reizmarkierung vorgesehen.

Zur Erzielung eines ausreichenden Auflösungsvermögens für die Auswertung der Registrierungskurven hat sich in der Praxis eine Vorschubgeschwindigkeit (Zeitachse) von 30 mm/s eingeführt und bewährt. Daneben können für sorgfältige Auswertung von Phasengängen die Geschwindigkeit 60 mm/s und für bestimmte Dauerregistrierungen, z. B. Schlafregistrierungen, zur Papierersparnis 3 mm/s in Frage kommen. Ausserdem sind die genormten Geschwindigkeiten für das EKG (25, 50 und 100 mm/s) für die Registrierung von Kreislaufgrößen erwünscht. Für Sonderzwecke sind auch abweichende Geschwindigkeiten bis zu 1 mm/min bzw. bis zu 200 mm/s erforderlich.

Störungen während der Aufnahme durch Schwankungen langsamer Art, z. B. infolge Bewegungen der Elektroden bei unruhigen Patienten, lassen sich durch geeignete Bemessung der Zeitkonstanten der Koppelglieder weitgehend eliminieren, da die Störungsfrequenz kleiner als die der normalen EEG-Wellen ist. Störungen oberhalb des Nutzfrequenzbandes treten dagegen in Form von Muskelpotentialen (Myogramme) auf. Diese Störungen lassen sich durch Filter abschwächen. Zeitkonstanten und Filter sollten auf verschiedene Wirkungsstufen einstellbar sein, um den jeweils günstigsten Wert anwenden zu können.

Zum praktischen Ablauf der Untersuchung sei noch bemerkt, dass ihre Dauer für einen Patienten bis zu einer Stunde betragen kann. Während dieser Zeit werden die verschiedenen Ableitungskombinationen unter verschiedenen Belastungsbedingungen des Patienten registriert, wobei etwa bis zu 80 m Registrierpapier ablaufen können. Bereits hieraus ergibt sich die grosse Bedeutung besonderer Wirtschaftlichkeit des Aufnahmeverfahrens. Weiterhin soll die gesamte Apparatur so einfach und übersichtlich gestaltet sein, dass der Arzt bei ihrer Handhabung so wenig als möglich von der Untersuchung abgelenkt wird.

3. Technische Grundlagen

Die EEG-Überwachung soll sowohl für jeden beliebigen Einzelaugenblick wie auch über längere und grosse Zeitschnitte hin möglich sein. Das EEG ist demnach geeigneter Gegenstand oszillographischer Registrierung, in deren Darstellung die jeweilige Spannungsamplitude der (dem Papiervorschub entsprechenden) laufenden Abszisse der Zeit als

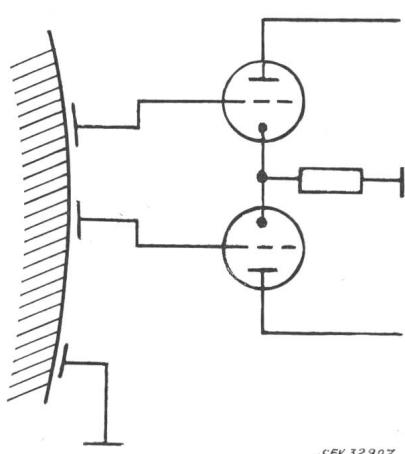


Fig. 2

Anschluss des Differenzverstärkers an das physiologische Objekt

Koordinate zugeordnet ist. Zur bereits erwähnten simultanen Darstellung von üblicherweise 8...16 Vorgängen ist eine entsprechende Anzahl zugeordneter Oszillographen erforderlich, die ihre Aufzeichnung auf das Registriermittel untereinander völlig zeitsynchron aufbringen müssen, so dass praktisch nur ein für alle gemeinsames Registrierband verwendet werden kann. Bei 20...25 mm Schreibbreite pro Kanal ergibt sich die Breite des Registrierbandes unter Berücksichtigung von Reiz- und Zeitmarkierung zu etwa 18...50 cm. Angesichts der erwähnten Verbrauchslänge von bis zu 80 m pro Untersuchung bedeutet dies einen recht erheblichen Registriermittelverbrauch. Aus diesem Grunde scheiden kostspielige Kunstdpapiere (z. B. Wachspapier und verfeinerte Abarten), wie sie teilweise in der Elektrokardiographie und für technische Registrierungen gebraucht werden, von vornherein aus. Es wurde daher allgemein der früher als Schreibverfahren auf gewöhnlichem Papier ausschliesslich bekannte Tintenschreiber verwendet. Ein auf anderer Grundlage beruhendes, wirtschaftliches Aufzeichnungsverfahren wird später näher beschrieben.

Fig. 3 zeigt das Schema der Gesamtanordnung einer EEG-Einheit. Den Oszillographen muss wegen der geringen Grösse der auftretenden Potentiale eine entsprechende Anzahl von Verstärkern vorgeschaltet sein, die im Frequenzbereich von 2...150 Hz ohne wesentliche Verzerrungen arbeiten. Auch die Oszillographen selbst müssen diesen Bereich überstreichen. Zur guten Auswertbarkeit der in der Praxis vorkommenden Wellen muss der Oszillograph eine Schreibbreite von etwa 20 mm besitzen. Die Spitzenempfindlichkeit der Verstärker muss die Registrierung von $10-\mu\text{V}$ -Signalen, die bei wissenschaftlichen Problemen auftreten können, mit einer Schreibamplitude von 10 mm ermöglichen. Die Verstärkerempfindlichkeit muss in geeichter Form so weit regelbar sein, dass noch Signale von wenigstens 1 mV (EKG 1 mV/cm) verarbeitet werden können, ohne den Schreibbereich zu überschreiten. Damit die kleinsten auftretenden Signalspannungen nicht im Rauschen untergehen, muss der Rauschpegel möglichst klein bleiben. Ferner muss für ausserordentlich gute Nulllinienstabilität gesorgt sein, damit nicht durch Nulllinienschwankungen langsame Wellen vorgetäuscht werden, die vom Arzt nur schwer als technische Effekte erkennbar sind.

Da es auf genaue Reproduzierbarkeit der Verstärkung wesentlich ankommt, muss im Gerät ein Eichsignal definiter Amplitude erzeugt werden, das eine Vergleichsmöglichkeit mit den physiologischen Potentialen bietet.

Sämtliche Bedienungsorgane der bereits erwähnten Einstell-Elemente sollen zusammen mit denen eines Elektrodenwiderstandsmessers (zur Feststellung des Widerstandes jeder beliebigen, am Körper angesetzten Einzelelektrode etwa

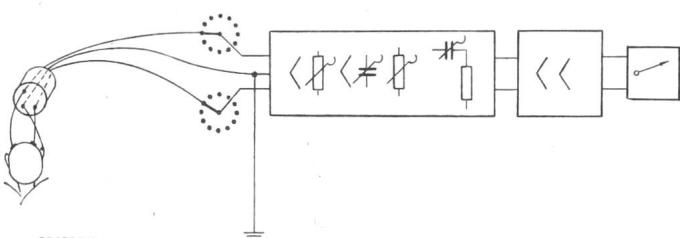


Fig. 3
Prinzipschema einer EEG-Einheit



Fig. 4
Anschluss der am Patienten angelegten Ableit-Elektroden an das Verteiler-Stativ

gegen Masse), des bereits oben erwähnten Hoch-Tiefpass-filters, der Attenuatoren, des Papiertransportschalters und sonstiger Funktionssteuerungen vom Bedienungsplatz aus bequem zugänglich sein. Die Verbindung des Schrankgerätes mit dem Patienten erfolgt über ein vieladriges Verbindungs-kabel mit Verteilerkopf, der häufig so an einem Stativ angebracht ist, dass er über den Kopf des Patienten geführt werden kann. Von hier aus werden die Verbindungen mit den Elektroden am Patienten hergestellt (Fig. 4).

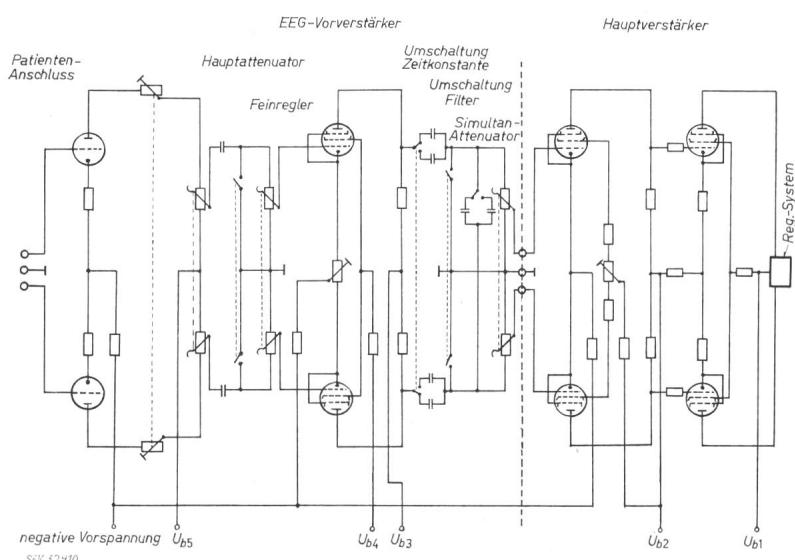
Verstärker und Registriereinheiten moderner Geräte sind auswechselbar ausgebildet, so dass sie als Bausteine in die universelle Baukastenform ihres Schrankgehäuses beliebig eingesetzt, zusammengestellt, ohne Zeitverlust ausgetauscht und einzeln repariert werden können. So ist es auch möglich, ein derartiges Gerät etwa aus Kostengründen zunächst unterbestückt zu beschaffen und es im engeren Rahmen zu betreiben, um es später nach und nach bis zur Vollbestückung zu ergänzen.

Im folgenden soll nun auf die einzelnen Bausteine der Apparatur näher eingegangen werden.

4. Verstärkereinheit

Aus den bisher dargelegten Anforderungen ist zu entnehmen, dass der EEG-Verstärkerkanal grundsätzlich die Eigenschaften eines herkömmlichen NF-Verstärkers mit Leistungsstufe aufweisen muss. Übliche Registriersysteme brauchen zur vollen Aussteuerung eine Leistung, die mit den modernen Rundfunk-Gegentakt-Endstufen vergleichbar ist. Die Grössenordnung der Verstärkungsziffer liegt noch über derjenigen von Tonfilm-Verstärkern, was allerdings für die Dimensionierung nur einen graduellen Unterschied in der Bemessung darstellt. Hinsichtlich der Übertragung der höchsten vorkommenden Frequenzen besteht wegen des für Verstärker sehr niederfrequenten Spektrums keine Schwierigkeit, obwohl die obere Übertragungsgrenze gegenüber den bisher erwähnten Erfordernissen mit Rücksicht auf die erwünschte Anschaltmöglichkeit eines Kathodenstrahl-Oszillographen mit stehender Abbildung als Sichtgerät doch auf

Fig. 5
Schaltschema einer EEG-Verstärkereinheit



ca. 2000 Hz ausgedehnt werden müsste. Am Bereichsende ist jedoch bereits ein gewisser Abfall zulässig.

Die untere Frequenzgrenze des Verstärkers bestimmt sich aus der tiefsten zu übertragenden Nutzfrequenz, die im EEG, wie bereits schon erwähnt, etwa 2 Hz beträgt. Um diese Frequenz noch ohne merkbaren Amplitudenabfall und vor allem auch phasenrichtig gegenüber höherfrequenten Anteilen übertragen zu können, ist es erforderlich, die untere Grenzfrequenz des Verstärkers (—3-db-Wert) auf etwa 0,5 Hz zu legen, entsprechend einer resultierenden Gesamtzeitkonstante der Koppelglieder des Verstärkers von 0,3 s. Für wissenschaftliche Fragestellungen und das EKG ist sogar eine Ausdehnung bis unter 0,15 Hz erforderlich.

Die Ausdehnung des Frequenzbereiches nach derart tiefen Frequenzen hin erfordert nun aber grundsätzlich neue, im Verstärkerbau bisher weniger bekannte Überlegungen. So lassen sich beispielsweise die üblichen kapazitiven Wechselspannungsabriegelungen hiebei nicht mehr auf wirtschaftliche Weise durchführen.

Die außerordentlich strengen Konstanzbedingungen für die Betriebsspannungen eines derart nach tiefen Frequenzen hin erweiterten Verstärkers stellen ein zweites Problem dar, was besonders für die Heizspannungen gilt. Infolge der Wärmeträger der Kathoden werden nämlich bei Tonfrequenzverstärkern selbst plötzlich auftretende Netzspannungsstöße durch die relativ kurzen Zeitkonstanten der Koppelglieder bis zur Unmerklichkeit herausdifferenziert. Bei physiologischen Verstärkern hingegen liegt bereits weitgehend quasistatische Arbeitsweise vor, so dass an die Kurzzeitkonstanz der Versorgungsspannungen die gleichen Ansprüche wie bei reinen Gleichstromverstärkern gestellt werden müssen.

Das Ergebnis all solcher Überlegungen war, dass in EEG-Geräten heute fast ausschließlich Gegentaktverstärker verwendet werden (Fig. 5). U. a. ist es bei ihnen möglich, zwischen den beiden Gegentaktröhren innerhalb jeder Stufe betriebsspannungsbedingte Schwankungen auszugleichen, z. B. durch gleitende Elektrodenspannungen, sofern die beiden Röhren in «Balance», d. h. in elektrischer Hinsicht im Gleichgewicht sind. Der im Prinzip bereits beschriebene Differenzeingang tendiert ebenfalls zur Verwendung von Gegentaktverstärkern in Elektro-Encephalographen, da er ohnehin eine Gegentaktstufe erfordert, deren Gittern die beiden Nutzspannungskomponenten zugeführt werden. Nachdem auch Leistungsstufen sowohl aus Gründen der aufzubringenden Leistung wie auch zwecks Vermeidung pulsierender Belastung des Netzteiles bevorzugt als Gegentaktstufen ausgeführt werden, liegt es nahe, den gesamten Verstärkerzug in allen seinen Stufen in Gegentakt aufzubauen. Hinzu kommt, dass Umkehrstufen erfahrungsgemäß

nie so sicher und langdauernd auf Symmetrie gehalten werden können, wie ein durchgehend völlig symmetrisch aufgebauter Gegentaktverstärker.

Da sich eine für schlecht stabilisierte Netzteile erforderliche hochgradige Balance bei Röhrenalterung auf die Dauer nicht ohne Nachregelung einhalten lässt, die man dem Arzt ohnehin nicht zumuten könnte, darf die Netzteilstabilisierung keineswegs vernachlässigt werden, jedoch lässt sich durch Anwendung der Gegentaktverstärkung ein ausreichend stabilisiertes Netzenteil mit tragbarem Aufwand herstellen.

Nachstehend nun eine kurze Besprechung des Prinzipschaltbildes einer Verstärkereinheit in klassischer RC-Schaltung.

Die beiden zu den Steuergittern der Eingangsrohren führenden Leitungen sind mit den am physiologischen Objekt angelegten Elektroden verbunden. Wie schon erwähnt, dient eine weitere Elektrode zur Erdung des Patienten. Diese Elektrode wird mit der für alle Verstärker gemeinsamen Masse verbunden.

Infolge der Balance-Wirkung ergeben sich bei der Eingangsstufe besonders einfache Verhältnisse. Der gemeinsame Kathodenwiderstand wirkt sich so aus, dass solche Eingangsspannungen, die gleichphasig (gegen Masse) auf die beiden Steuergitter der Eingangsrohren gelangen, stark gegengekoppelt werden. Nachdem nun aber gleichphasige Spannungen bei der EEG-Abteilung nur in Form von Störspannungen auftreten, ist diese starke Gegenkopplung höchst erwünscht.

Die gegenphasigen Nutzsignale unterliegen hingegen dem Balance-Effekt, und die Gegenkopplung wird für sie gleich Null. Hierzu müssen jeweils die Verstärkungsziffern beider Gegentaktröhren sowie die Werte aller verstärkungsbeeinflussenden Schaltteile in beiden Gegentakt-Hälften der Stufen mit sehr grosser Genauigkeit untereinander übereinstimmen. Der Symmetrieabgleich erfolgt durch Abgleich der Schaltteile oder durch zusätzliche kleine Balance-Regler, die an geeigneten Stellen der Schaltung eingefügt sind, um die differentielle Steilheitsregelung zwischen beiden Gegentakt-Hälften zu ermöglichen.

Ein Mass für die Qualität des erreichten Abgleiches ist der sog. «Differentialitätswert». Zu seiner Messung wird

zunächst ein gegenphasiges (Nutz-) Signal an den Verstärkereingang gelegt und ein bestimmter Registrierausschlag eingestellt. Im Anschluss daran wird ein gegen Masse gleichphasiges (Stör-) Signal eingespeist, dessen Spannung so hoch gewählt wird, dass ein gleichgrosser Registrierausschlag entsteht. Das Verhältnis beider Spannungen ergibt den Differentialitätswert.

Durch genaue Einstellung können Differentialitätswerte über 100 000 (theoretisch sogar bis unendlich) zwar erreicht, jedoch nicht über längere Zeit eingehalten werden. In der Praxis reicht aber ein Wert von ca. 1000 völlig aus, ein Wert, der bei sorgfältiger Überwachung der Fertigung auch auf die Dauer eingehalten werden kann. Höhere Differentialitätswerte bringen im übrigen praktisch keine weiteren Vorteile, da letztlich die Störunterdrückung auch noch von den individuell unterschiedlichen Ableitbedingungen (z. B. Höhe und Gleichmässigkeit der Elektrodenübergangswiderstände) beeinflusst wird.

Im Zusammenhang damit muss auch noch auf ein weiteres, die Eingangsschaltung des Verstärkers betreffendes Problem eingegangen werden. Wie das Prinzipschaltbild in Fig. 5 erkennen lässt, sind für die Eingangsrohren keine Gitterableitwiderstände vorgesehen. Die notwendige galvanische Verbindung der Steuergitter mit Masse erfolgt über den Patienten selbst, d. h. über die zwischen den Ableitelektroden und der Erdungselektrode liegenden Gewebeschichten. Diese Schaltung hat den grossen Vorzug, dass praktisch überhaupt keine Belastung des Messobjektes eintritt, da der Eingangswiderstand nur noch durch den Isolationswiderstand der Leitungen gegen Masse gebildet wird. Die Elektrodenübergangswiderstände können daher die Höhe der an den Gittern anliegenden Meßspannungen nicht beeinflussen.

Interessant ist in diesem Zusammenhang noch, dass bereits in der Anfangszeit der EEG-Technik die verwendeten Verstärker mit offenen Gittern, d. h. ohne besondere Gitterableitwiderstände arbeiteten. Später wurden, teilweise aus Gründen gewisser Erleichterungen bei der Dimensionierung der Eingangsstufe, RC-Glieder in den Verstärker-eingang eingeführt. Die damit zwangsläufig verbundene Herabsetzung des Eingangswiderstandes gegenüber der Schaltung mit offenen Gittern erbrachte jedoch letztlich gewisse Nachteile, besonders dann, wenn bei bestimmten Ableitungen mehrere Verstärker (im Extremfall bis zu 16) einseitig auf ein und dieselbe Elektrode geschaltet werden müssen, und dadurch diese gemeinsame Elektrode mit einem entsprechend der Anzahl der Verstärker herabgesetzten Widerstand belastet wird. Nicht zuletzt auch aus diesem Grunde setzt sich zunehmend erneut die Tendenz durch, dass der Eingang mit offenen Gittern die beste Lösung darstellt.

Bei Eingangsschaltungen mit derart hohen Eingangswiderständen (für Gleichspannung) ist es aber anderseits äusserst wichtig, die zwangsläufig durch die Verdrahtung gegebenen Eingangskapazitäten so klein wie möglich zu halten, um einerseits über den gesamten von solchen Geräten erfassbaren Frequenzbereich einen gleichmässig hohen Eingangswiderstand zu gewährleisten, und zum anderen zu vermeiden, dass es infolge einer hohen Eingangskapazität im Zusammenhang mit den (komplexen) Elektrodenübergangswiderständen zu undefinierten Phasenverschiebungen

im Eingangskreis kommt. Aus diesem Grunde lässt man z. B. auch die früher häufiger zur Unterdrückung von Hochfrequenzstörungen eingebauten Kondensatoren fort und versucht, durch geeignete Abschirmmassnahmen die gewünschte Entstörung zu erzielen.

Die Anwendung einer derartigen Eingangsschaltung mit galvanischer Ankopplung der Elektroden an die Steuergitter setzt außerdem eine äusserst sorgfältige Wahl des Arbeitspunktes der Stufe voraus. An den Elektroden werden nicht nur die zwischen 2 und etwa 150 Hz liegenden Wechselspannungssignale abgegriffen, sondern auch Gleichspannungsanteile, die von den Polarisationsspannungen der Elektroden herrühren, und die einen Wert von 100 mV und mehr erreichen können.

Bei Einstellung auf sehr hohe und höchste Verstärkung wird im niederfrequenten Teil des Rauschspektrums das sog. Funkelrauschen besonders merkbar, das mit seinem Spektralbereich von ca. 2...50 Hz in Anbetracht der sehr niederen unteren Übertragungsgrenze des Verstärkers besondere Berücksichtigung finden muss. Dies macht sorgfältige Auswahl der Eingangsstufenelemente, wenigstens in Paaren, sowie geeignete Bemessung ihrer Betriebsdaten erforderlich. Wie statistische Untersuchungen ergeben haben, lassen sich unter diesen Voraussetzungen Rauschspannungswerte von max. etwa 2 μ V serienmässig einhalten.

Die weiteren Einzelheiten des Schaltbildes, wie umschaltbare Frequenzblende (Tiefpass), Stufenattenuator zwischen erster und zweiter Stufe, Zeitkonstantenschalter und Eichkorrekturegler zwischen zweiter und dritter Stufe dürften an Hand der Fig. 5 ohne weitere Erläuterungen verständlich sein. Erwähnt sei ferner noch, dass den einzelnen Koppelgliedern sog. Schnellstartkontakte zugeordnet sind, die einerseits eine Blockierung des Verstärkers, z. B. zur Umschaltung von Ableitungen u. ä., bewirken und es zum anderen ermöglichen, den Verstärker sofort in seine Nullage zurückzuholen, falls unbeabsichtigt, z. B. durch Lösen einer Elektrode ein gegenüber der Meßspannung grosser Spannungsschlag den Verstärker aus seiner Balance geworfen hat. Ohne diese Schnellstarteinrichtung würden sonst erhebliche Blockierungszeiten den Ablauf der Untersuchung empfindlich stören.

Schliesslich ist noch zu erwähnen, dass die beiden letzten Stufen der Verstärkereinheit in einer neuesten Entwicklungsstufe als Gleichspannungsverstärker mit äusserordentlich hoher Nullagenkonstanz aufgebaut sind. Diese beiden als Endverstärker im Gerät zu einem Baustein zusammengefassten Stufen sind von besonderem Nutzen bei der Registrierung zusätzlicher Werte mittels anderer, ebenfalls im Gerät eingebauter Vorverstärker, z. B. für Druckmessungen, (siehe auch Abschnitt 8), auf die umgeschaltet werden kann.

5. Registriereinrichtung

Bei der Registriereinrichtung bestehen hinsichtlich der Ausdehnung des Frequenzbereiches nach den tiefen Frequenzen hin, sogar bis zur Frequenz Null (quasistatische Registrierung), keine Einschränkungen. Schwieriger ist es hingegen, für Direktschreiber auch am oberen Bereichsende die bereits gekennzeichneten Ansprüche zu erfüllen.

Wie bereits dargelegt, ist für das EEG-Spektrum unter Berücksichtigung auch wissenschaftlicher Fragestellungen

ein aufzuzeichnender Frequenzbereich von 0,2 bis ca. 150 Hz vorzusehen. Für zusätzliche EKG-Registrierung muss der Bereich nach unten bis auf mindestens 0,1 Hz (— 3 db) erweitert werden, um ausreichende Phasentreue im gesamten Bereich zu erhalten.

Das Erfordernis zeitkoinzidenter Mehrfachregistrierung wurde bereits erläutert. Zu diesem Zweck müssen die Zeitkoordinaten der Registrierausschläge sämtlicher simultan registrierender Systeme für jede Amplitude in jedem Augenblick genau übereinstimmen, wobei diese Übereinstimmung auch dauernd bestehen bleiben muss, so dass sie nicht durch irgendwelche mechanische Unzulänglichkeiten beeinflussbar sein darf. Bei den bisherigen Anordnungen ist diese Übereinstimmung häufig nicht genau gegeben. So ist bei den Tintenschreibern oft die Schreibarmlänge der Registrierzeiger nicht von genau gleicher Grösse, oder ungleichmässiger Druck führt zu verschiedenen starkem Durchbiegen der Schreibzeiger, oder auch geringfügige Deformierungen der Schreibzeiger, die im praktischen Betrieb leicht zustandekommen, stören die exakte zeitliche Zuordnung der simultan registrierenden Systeme. Eng verwandt hiemit ist das Problem der Aufzeichnung in geraden Koordinaten im Gegensatz zur bisher fast ausschliesslich verwendeten Bogenschrift, wie sie sich bei Tintenschreibern schwer vermeiden lässt. Die Beurteilung von Phasenlage und Symmetrie bei der Auswertung des EEG wird durch die Bogenschrift merklich erschwert. Auch muss bei Tintenschreibern die Länge der Schreibarme zwecks Vermeidung allzu starker Bogenverzerrungen ziemlich gross bleiben, weshalb die träge Masse dieser Arme mit ihren Tintenkanülen konstruktiv auch nur begrenzt verringert werden kann (hohes v^2 an der Spitze), was schliesslich für den erwähnten Frequenzbereich einen bis an die Grenze des wirtschaftlich Sinnvollen gehenden Steuerleistungsaufwand erfordert.

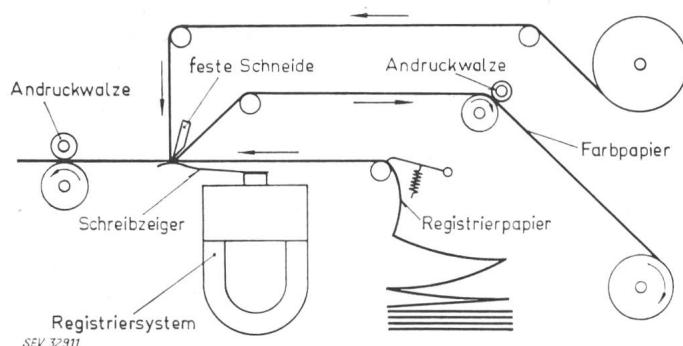


Fig. 6
Funktionsschema des Trocken-Schreibverfahrens

Neben den auch sonst bekannten Mängeln der «flüssigen» Schrift führten vor allem diese Gesichtspunkte zur Entwicklung eines neuen Trocken-Schreibverfahrens; eines Verfahrens, das ausser für EEG auch für EKG und technische Registrierungen geeignet ist.

Die grundsätzliche Arbeitsweise dieses Verfahrens zeigt Fig. 6 in schematischer Darstellung. Ein Registrierstreifen aus gewöhnlichem Schreibpapier wird der Schichtseite eines in entgegengesetzter Richtung ablaufenden Farbpapierstreifens nahe gebracht. Das Farbpapier wird an einer scharfen, quer zur Papierlaufrichtung stehenden Kante umgelenkt. An

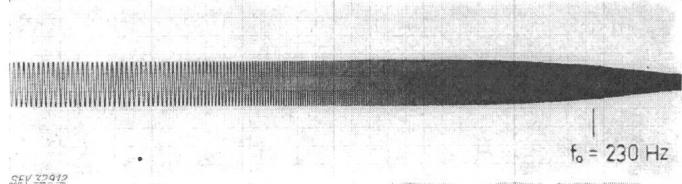


Fig. 7
Direktregistrierung des Frequenzganges

dieser als Aufzeichnungsstelle dienenden «Schreib»-Kante bringt der Schreibzeiger die beiden Papierstreifen durch leichten federnden Andruck in unmittelbare Berührung, wobei durch gegenseitige Reibung ein Anwischen der Kohlefarbe erfolgt, und so die Schreibspur auf dem Registrierstreifen entsteht. Durch ein elektromagnetisches System wird dabei der Schreibzeiger in der Weise ausgelenkt, dass seine mechanische Bewegungsamplitude dem elektrischen Steuerstrom proportional ist. Die erwähnte Umlenkkanne dient sämtlichen Simultanschreibern als gemeinsame Schreibkante, womit absolute zeitliche Koinzidenz aller simultan geschriebenen Aufzeichnungen untereinander gewährleistet ist. Die Schreibkante bildet dabei eine Sehne im Zeigerbogen, auf der die lineare Amplitudenkoordinate erzeugt wird. Deshalb kann ein recht kurzer Schreibzeiger dementsprechend kleiner Masse verwendet werden. Der Farbpapierverbrauch ist wesentlich kleiner als der des Registrierpapiers, da dieses schneller abläuft als das Farbpapier. Das im Prinzip sehr einfache Aufzeichnungsverfahren konnte durch sorgfältige Entwicklung aller Einzelheiten so zuverlässig gemacht werden, dass es auch in ununterbrochenem Dauerbetrieb völlig störungsfrei arbeitet.

Der Schreibzeiger wird durch ein vierpoliges Weicheisenankersystem nach Freischwingerprinzip angetrieben. Die geforderten Frequenzeigenschaften konnten bei der beschriebenen Apparatur nicht nur erreicht, sondern sogar überschritten werden. Dies ist vor allem durch verfahrenseigene günstige Bemessungsmöglichkeiten (kurzer Schreibarm, daher nur sehr dünne Stahlblattfeder mit nadelfeiner Spitze; Vermeidung von Schreibflüssigkeit mit ihrem nachteiligen Gewicht; geringfügige Zeigerreibung, da die Abriebsenergie für Farbpapier durch Papiervorschub aufgebracht wird: der Zeiger hat nur «Relaisfunktion»), sowie durch sorgfältige Bemessung des Registriergystems selbst möglich. Fig. 7 stellt die Frequenzkurve eines Registriergystems neuester Ausführung dar.

Aus der Frequenzkurve und aus der elektromyographischen Aufzeichnung (Fig. 8) lässt sich das hohe Auflösungsvermögen dieser Registriermethode erkennen. Tintenschreiber lassen einen Schwingungszug derart eng beieinander liegender Amplituden bereits zusammenfließen, während hier praktisch noch jede der Einzelschwingungen erkennbar

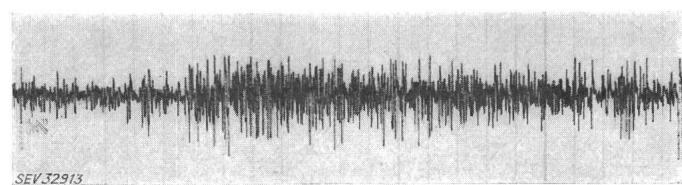


Fig. 8
Direkt registriertes Elektro-Myogramm

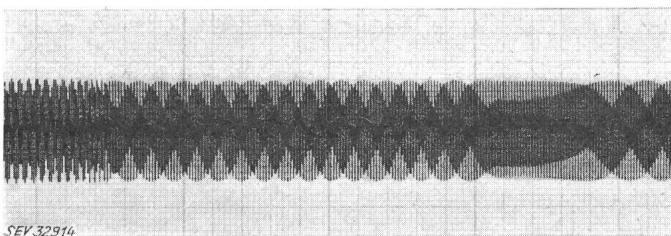


Fig. 9

Durch Überlagerung mehrerer Frequenzen erzeugte Muster werden mit dem Trockenschreibverfahren korrekt wiedergegeben

ist. Selbst durch Kombination mehrerer Frequenzen entstehende Muster werden korrekt wiedergegeben, wie dies Fig. 9 deutlich zeigt. Das Registriersystem ist im übrigen auch für obere Grenzfrequenzen von 300 Hz und höher geeignet.

Eine bekannte Schwierigkeit beim Papiertransport besteht darin, einerseits durch sehr konstanten Papiervorschub hohe Ausmessungsgenauigkeit der Frequenzen zu gewährleisten, andererseits die freie Wahlmöglichkeit unter möglichst vielen verschiedenen Vorschubgeschwindigkeiten zu bieten, was bei der Vielseitigkeit der Verwendungsgebiete für das Gerät von beträchtlicher Bedeutung ist. Daher wurde bei dem neuen Registrierverfahren für den Papiertransport ein Synchronmotor vorgesehen, der einerseits durch die Netzfrequenz hinreichend auf Drehzahlkonstanz gehalten, andererseits über ein besonderes Einlegegetriebe mit der Papierantriebwalze gekuppelt werden kann. Hierzu wird nach Fig. 10 ein loses Zwischenräddchen ohne Werkzeug von Hand in einen der 3 Einlegeschlitze des Getriebes eingelegt, wobei durch Wahl des Schlitzes und die Verzahnung des Einlegerades die Papiervorschubgeschwindigkeit bestimmt wird. Umsetzen des Einlegerades in einen anderen Einlegeschlitz oder Austausch gegen ein solches mit anderer Verzahnung ist ohne nennenswerte Betriebsunterbrechung möglich, da dies nur Sekunden in Anspruch nimmt. Eine grosse Anzahl verschiedener verfügbarer Einlegeräder ermöglicht in Verbindung mit den verschiedenen Übersetzungsstufen des Getriebes die Einstellung fast jeder Papiervorschubgeschwindigkeit zwischen ca. 1 mm/min und 200 mm/s.

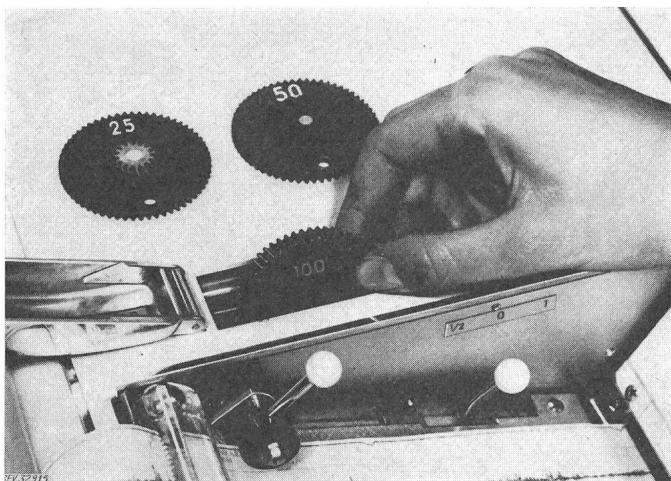


Fig. 10

Einstellung der Papiervorschubgeschwindigkeit durch leicht austauschbare Einlegeräder

6. Schaltpult

Zuerst wird am Ableitungsverteiler alles Erforderliche vorbereitet, so dass während der anschliessenden Aufnahme dort höchstens noch kleine Korrekturen beim Auftreten von Störungen vorzunehmen sind. Bei der eigentlichen Registrierung wird am Gerät volle Aufmerksamkeit und Konzentration verlangt.

Am Beispiel eines deutschen 16fach-Gerätes (Fig. 11) lässt sich erkennen, dass im oberen Teil des Schaltpultes jedem Registrikanal 2 Ableitungswahlschalter zugeordnet sind, deren Führungsschlitz für die Einstellhebel deutlich zu sehen sind. Die Schaltkontakte dieser Ableitungswahlschalter sind mit den entsprechenden Buchsen des Verteilerkopfes verbunden und gestatten, jeden der beiden Eingangspole jedes beliebigen Kanalverstärkers auf jede beliebige Buchse des Verteilerkopfes zu schalten. Mit diesen Wahlschaltern lassen sich alle nur denkbaren Ableitungskombinationen zur simultanen Aufzeichnung auf die Registrikanäle

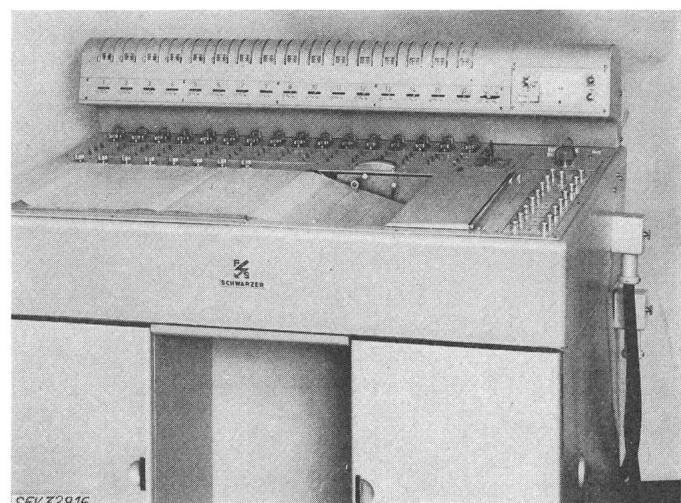


Fig. 11

Pultplatte eines 16-Kanalgerätes

auf welcher sämtliche Bedienungselemente zusammengefasst sind

schalten. Während hierbei jede Ableitung einzeln mit je 2 Schaltgriffen eingestellt werden muss, erlaubt der eingebaute Programmwaltschalter die Anschaltung verschiedener, routinemässig oft wiederkehrender komplizierter Ableitungsprogramme mit einem einzigen Schaltgriff. Auch von den an sich festliegenden Programmen der Programmwaltschalter können neuerdings im Bedarfsfall beliebige Einzelabweichungen vom vorgesehenen Programm vorgenommen werden, da jeder Verstärker einzeln vom Programmwaltschalter abgeschaltet und über die Einzelwaltschalter auf beliebige andere Ableitpunkte gelegt werden kann. Die Programmwaltschalter sind austauschbar und können bis zu 6 oder 14 Programmstellungen enthalten.

Rechts auf der Pultplatte (Fig. 11) sieht man den Elektrodenwiderstandsmesser. Er arbeitet nach dem Stromspannungsprinzip mit eigener stabilisierter Stromquelle und kann mittels der beiden Ableitungswahlschalter von Kanal 16 umpolbar auf jede Elektrode geschaltet werden, um ihren Widerstand gegen die Erdungselektrode zu bestimmen. Dort ist ferner der Eichspannungswähler eingebaut, mit dessen Hilfe eine Anzahl Normspannungen auf die Eichtaste

gelegt werden kann, um die Verstärkung in den verschiedenen physiologisch interessierenden Bereichen kontrollieren zu können.

Die Vielzahl der erforderlichen Umschalt- und Regelorgane eines modernen EEG-Gerätes macht es notwendig, zur Entlastung des Bedienenden für diejenigen Umschalter an den einzelnen Verstärkern, die während der Untersuchung häufiger betätigt werden müssen, die Möglichkeit einer simultanen Umschaltung vorzusehen. Die bei dem abgebildeten Gerät gefundene Lösung dieses Problems stellt insofern eine Besonderheit dar, als es sich hiebei um eine kombinierte Simultan- und Einzelschaltung handelt. Die Umschalter für Zeitkonstante, Filter und Empfindlichkeit, die in jedem EEG-Vorverstärker vorhanden sind, können nämlich nicht nur einzeln, sondern durch je einen Generalschalter auch gemeinsam betätigt werden.

Man kann damit nach simultaner Einstellung eines bestimmten Zeitkonstanten-, Filter- oder Empfindlichkeitswertes durch einfaches Betätigen des zugeordneten Generalschalters auch individuelle Abweichungen von dieser gemeinsamen Einstellung für eine beliebige Anzahl von Verstärkern durch die Einzelschalthäbel vornehmen. Durch eine erneute Betätigung des jeweiligen Generalschalters lassen sich diese individuellen Abweichungen wieder aufheben, so dass alle Verstärker wiederum auf übereinstimmende Werte eingestellt sind.

7. Bestimmung der Aufzeichnungsgüte

Um ohne besondere Messapparaturen auch dem Arzt die Möglichkeit zu bieten, mit Hilfe einfachster Testverfahren zumindest die grundlegenden Eigenschaften seines Gerätes zu beurteilen, besteht folgende Prüfmethode:

In den Eingang des Registrierkanals (Geräteeichung $10 \mu\text{V} = 8 \text{ mm}$) wird als Eichspannung eine Gleichspannung von $10 \mu\text{V}$ mittels der Eichtaste eingespeist und auf dem Registrierstreifen registriert. Wie Fig. 12 zeigt, entsteht dabei eine einmalige Auslenkung, die allmählich wieder zurückgeht und in die Nulllinie einmündet. Beim Loslassen der Taste läuft der gleiche Vorgang in umgekehrter Richtung ab. Sämtliche für den EEG-Arzt wesentlichen Eigenschaften lassen sich nun dieser einzigen Aufzeichnung entnehmen:

Aus der gegebenen Papivorschubgeschwindigkeit (in Fig. 12 30 mm/s , zur genaueren Auswertung besser 100 mm/s) kann durch Ermittlung der Anstiegszeit die obere Frequenzgrenze bestimmt werden. Für die Dämpfungseigenschaften dient der obere Wendepunkt als Kriterium, wobei ein leichtes Überschreitern geringere Dämpfung, verrundete

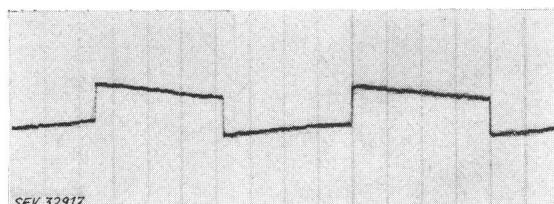


Fig. 12
Eichimpuls von $10 \mu\text{V}$

Zeitkonstante 1 s, Störbleine 2000 Hz
Alle für die Beurteilung der Registrierdaten wichtigen Kriterien sind erkennbar

Einläufe in die Waagerechte hingegen grössere Dämpfung bedeuten.

Dem erfahrenen Arzt ist die Gestalt der abklingenden e-Funktion so geläufig, dass er auch geringfügige Abweichungen von ihrer Form sofort erkennen und daraus schließen kann, ob Amplitudenproportionalität, d. h. Aufzeichnungslinearität im erforderlichen Mass innerhalb des Schreibbereiches besteht. Schliesslich lässt sich aus der Abklingzeit vom Spitzens- auf den $(1/e)$ -ten Wert die Gesamtzeitkonstante ermitteln und damit auch die untere Grenzfrequenz.

Der Arzt bewertet auch die auftretenden Veränderungen beim Schalten der verschiedenen Störblenden (Tiefpassfilter) und Zeitkonstantenwerte (Hochpassfilter). Auch der Störpegel ist auf der gesamten Aufzeichnungslinie unmittelbar sichtbar und kann in μV abgelesen werden. Die Empfindlichkeit des Verstärkers lässt sich unter Berücksichtigung des Eingangssignals durch Ausmessen der Anstiegshöhe feststellen. Der Gesamtablauf des Prüfvorganges lässt, gegebenenfalls nach mehrfacher Wiederholung, auch Schlüsse auf die Nulllinienkonstanz zu.

8. Zusätzliche Registrierungen

Waren es zunächst nur sehr spezielle wissenschaftliche Fragestellungen, die es erforderlich machten, weitere physiologische Grössen simultan zum EEG aufzuzeichnen, ist seit einiger Zeit eine sehr wesentliche Ausweitung in der Anwendung solcher kombinierter Registrierprogramme festzustellen. So können heute bereits bestimmte, relativ einfach aufzunehmende Kreislaufwerte eine diagnostisch wertvolle Ergänzung bei der routinemässigen Untersuchung verschiedener Krankheitsbilder darstellen, und sei es nur in der Weise, dass hierdurch kontrolliert werden kann, ob die Kreislaufsituation des Patienten während der gesamten Untersuchungsdauer unverändert geblieben ist, oder ob z. B. nach Belastungen Veränderungen eintreten, die das EEG beeinflussen können.

Es lassen sich nun zwar bereits mit dem normalen EEG-Verstärker einige zusätzliche Grössen aufzeichnen, wie etwa ein Elektromyogramm (EMG) oder auch ein Elektrokardiogramm (EKG); dieses etwa zur Kontrolle der Herzschlagfrequenz. Eine wesentliche Ausweitung der Registrierprogramme ist aber erst dann gegeben, wenn in das Gerät weitere, für die einzelnen interessierenden Grössen besonders angepasste Verstärker zusätzlich eingebaut werden können. Die Abbildung des dargestellten Gerätes (Fig. 11) lässt auf der rechten Geräteseite 8 Felder erkennen, die zur Aufnahme solcher Zusatzverstärker vorgesehen sind. Die ersten 8 Schreibeinheiten des Gerätes lassen sich von ihren zugeordneten EEG-Vorverstärkern ab- und auf diese Zusatzverstärker umschalten.

Die Reihe dieser Zusatzverstärker lässt sich gliedern in solche, die wie der EEG-Verstärker zur Aufzeichnung physiologischer Potentiale geeignet sein müssen und solche, die primär zum Anschluss von Aufnahmeeinrichtungen dienen, die dazu erforderlich sind, bestimmte nichtelektrische physiologische Werte in registrierfähige elektrische Spannungen umzuformen.

Es ist verständlich, dass auch die technische Ausführung dieser speziellen Verstärker in Anpassung an die jeweilige

Registrieraufgabe sehr unterschiedlich sein muss. Die Verstärker der oben genannten ersten Gruppe z. B. haben zwar als gemeinsames Kennzeichen, dass sie als Differenzverstärker aufgebaut sind; in ihrer Funktion aber können sie sehr verschieden sein. In diese Gruppe gehören z. B. Verstärker für die Okulographie bzw. Nystagmographie (Aufzeichnung von Augenbewegungen), die — wie EEG-Verstärker — als Wechselspannungsverstärker aufgebaut sind. Ihre Empfindlichkeit ist mit etwa $200 \mu\text{V}/\text{cm}$ zwar geringer als die des EEG-Verstärkers; dafür muss aber ihre untere Grenzfrequenz bis auf ca. $0,08 \text{ Hz}$ herabgesetzt werden, um auch die langsamten Bewegungskomponenten unverzerrt (und phasenrichtig) wiedergeben zu können. Dass damit auch bei diesem Verstärker sehr hohe Anforderungen an die Dauerkonstanz aller Betriebsspannungen sowie an die Konstanz der Bauteile gestellt werden müssen, um die erforderliche hohe Nulllagenstabilität zu erzielen, bedarf sicher keiner besonderen Erwähnung.

Ebenfalls der ersten Gruppe zugehörig, aber völlig anders aufgebaut, sind diejenigen Verstärkereinheiten, die zur Registrierung physiologischer Gleichspannungspotentiale benötigt werden. Die Empfindlichkeit dieser Verstärker muss z. B. für die Aufzeichnung corticaler Potentiale (mit Spezial-Elektroden) Werte von $50 \mu\text{V}/\text{cm}$ erreichen, um neben der Gleichspannungskomponente auch die überlagerte EEG-Tätigkeit erfassen zu können. Konventionell aufgebaute Gleichspannungsverstärker sind nun allerdings für derart hohe Empfindlichkeiten nicht mehr mit ausreichender Nulllagenstabilität zu realisieren, nachdem die statistischen Schwankungen der Röhrenemission bereits grösser als die geforderte Messempfindlichkeit sind. Die zu fordernde Nulllagenkonstanz kann daher nur mit sog. Chopper-Verstärkern erzielt werden, bei denen z. B. durch einen mechanischen Umschalter mit hoher Umschaltfrequenz ($400\ldots1000 \text{ Hz}$) die zu registrierenden Potentiale im Verstärkereingang zunächst in eine in ihren Amplituden entsprechend der Messspannung modulierte Trägerfrequenz umgeformt werden. Diese Trägerfrequenz lässt sich dann mit hoher Nullpunkt-konstanz auf die erforderliche Höhe verstärken und anschliessend demodulieren. Das bei der Demodulation gewonnene (Gleichspannungs-) Signal entspricht dem Eingangssignal.

Es sollte aber noch erwähnt werden, dass die Anwendung des Chopper-Prinzips in der Regel auf derartige spezielle Registrierungen beschränkt bleibt. Gegen eine allgemeine Verwendung — etwa zur Registrierung normaler EEG-Potentiale — spricht z. B. der begrenzte Nutzfrequenzbereich, den man nur mit einem Bruchteil der Chopperfrequenz ansetzen kann. Weiterhin ist der Eingangswiderstand einer solchen Chopperschaltung nicht beliebig zu erhöhen; die mit den derzeit verfügbaren Chopperrausführungen erzielbaren Werte für den Eingangswiderstand liegen bei der angegebenen Empfindlichkeit etwa in der Größenordnung von nur $2 \text{ M}\Omega$. Auf die Auswirkungen bei der Anschaltung einer Vielzahl von Verstärkern an ein und dieselbe Elektrode wurde bereits hingewiesen.

Schon ein kurzer Überblick über die erwähnte zweite Gruppe von Zusatzverstärkern zeigt, dass hier die technischen Erfordernisse noch umfangreicher und vielfältiger sind. Soweit es sich um pulsierende mechanische Bewegungen handelt, die in unmittelbarem Zusammenhang mit der

Herztätigkeit stehen, und die an bestimmten Körperstellen mit geeigneten Aufnehmern abgetastet werden können (z. B. arterielle und venöse Pulskurven), werden zur Registrierung Wechselspannungsverstärker benötigt, deren untere Grenzfrequenz bei ca. $0,1 \text{ Hz}$ liegt, während die Empfindlichkeit etwa $1 \text{ mV}/\text{cm}$ beträgt.

Bei der Registrierung physiologischer Drucke dagegen — wie sie sich bei derartigen Untersuchungen in Form des Blutdruckes oder auch des Liquordruckes dokumentieren — ist die Übertragung von Gleichdruckanteilen notwendig. Demzufolge sind hiefür Gleichspannungsverstärker erforderlich. Werden bei der Druckregistrierung hohe Empfindlichkeiten gefordert bzw. ist die Spannungsabgabe der eigentlichen Druckaufnehmer sehr niedrig, sind wegen der besseren Nullpunkts- und Verstärkungskonstanz Trägerfrequenzverstärker mit anschliessendem Demodulator geeigneter, sofern sich natürlich die Aufnehmer auf Grund ihres physikalischen Wirkungsprinzips als passive Geberelemente an eine mit Trägerfrequenz gespeiste Messbrücke anschalten lassen.

Zusatzeinrichtungen für die Erfassung von Atmungsgrössen, wie etwa dem Atmungsvolumen, O_2 - und CO_2 -Gehalt in der Atmungsluft, erfordern ebenfalls Gleichspannungsverstärkung. Auch hiefür wird je nach Geberempfindlichkeit entweder ein konventionell aufgebauter Gleichspannungsverstärker oder aber ein Trägerfrequenzverstärker eingesetzt. Bei einigen dieser Zusatzgeräte ist die abgegebene Registrierspannung sogar gross genug, um die Schreibeinheit, wenn sie als zweistufiger Gleichspannungsverstärker aufgebaut ist (siehe Schaltungsbesprechung), unmittelbar auszusteuern.

Für die Verstärkung und Registrierung sehr geringer Gleichspannungen, wie sie etwa in Form von Thermospannungen gegeben sind, werden wiederum Chopperverstärker eingesetzt, die nicht zuletzt wegen des hiebei zulässigen geringen Eingangswiderstandes in der Größenordnung von etwa $10 \text{ k}\Omega$ für Empfindlichkeiten bis zu $5 \mu\text{V}/\text{cm}$ mit hoher Konstanz aufgebaut werden können.

Die Darstellung der technischen Voraussetzungen und Möglichkeiten für Zusatzregistrierungen zum EEG, die zwangsläufig nur einen allgemeinen Überblick vermitteln kann, wäre jedoch unvollständig, wenn nicht gleichzeitig auch noch auf die Möglichkeiten eines Einbaus von Einrichtungen in das Gerät hingewiesen würde, die zur elektronischen Analyse der EEG-Potentiale nach den verschiedensten Kriterien dienen. Hiezu gehören z. B. Integratoren zur Erfassung der «Aktivität», Intervall-Analysatoren, Zähl- und Summiereinrichtungen usw. Die damit gewonnenen Messwerte lassen sich ebenfalls auf einen Teil der Schreib-einheiten schalten und können auf diese Weise simultan zum EEG registriert werden, wobei in der Regel eine langsamere Vorschubgeschwindigkeit gewählt wird. Die simultane Registrierung gibt dabei die Möglichkeit, bedeutsame Verläufe der Analysenwerte den Ausgangswerten, d. h. also dem EEG oder auch zusätzlich registrierten Grössen, zeitlich exakt zuordnen zu können.

Adresse der Autoren:

F. Schwarzer, und H. Reetz, c/o Fritz Schwarzer GmbH, Bärmannstrasse 38, 8000 München-Pasing (Deutschland).