

Archiv für Psychiatrie und Zeitschrift Neurologie, Bd. 183, S. 245—256 (1949).

## Die Technik des Elektrencephalogramms.

Aus dem Laboratorium für Elektrophysik (Dr.-Ing. J. F. TÖNNIES) und der Abteilung für klin. Neurophysiologie (Prof. R. JUNG) der Universität Freiburg i. Br.

### Einige technische Hilfsmittel für die Elektrencephalographie: Grundrhythmusmessung, Nachleuchtbildbeobachtung, automatisch regulierter Gleichstromverstärker.

Von

JAN FRIEDRICH TÖNNIES.

Mit 5 Textabbildungen.

(Eingegangen am 13. April 1949.)

Die klinische Anwendung des EEG hat eine hochdifferenzierte Technik als Grundlage und Voraussetzung. Die vor 18 Jahren auf diesem Gebiet begonnene<sup>9</sup> Apparaturentwicklung der sofort sichtbaren Kurvenschreibung und Verstärkertechnik ist heute mit verschiedenen guten Elektrencephalographenmodellen zu einem gewissen Abschluß gelangt. Für die Analyse der EEG-Kurven bleiben aber noch manche Wünsche der EEG-Forscher, die von technischer Seite bisher nur unvollständig erfüllt werden konnten.

Eines dieser Desiderata ist eine klare Darstellung der Grundrhythmus schwankung, die für das pathologische EEG als *Dysrhythmie* eine besondere Bedeutung hat. Für die fortlaufende Registrierung der dysrhythmischen Änderungen der Grundfrequenzen des EEG wird im folgenden eine relativ einfache Apparatur beschrieben. Ferner wird eine Methode zur dauernden Beobachtung des EEG mitgeteilt, die das Einsparen von Registrierpapier ermöglicht. Schließlich wird eine neue Art von automatisch reguliertem Gleichstromverstärker angegeben, der eine bessere Erfassung von langsamen Potentialänderungen und eine raschere Registrierung von EEG-Veränderungen nach größeren Potentialsprüngen, wie nach Elektroschock, erlaubt.

#### 1. Messung der Grundrhythmus schwankungen.

Die Auswertung des EEG benutzt als wichtigstes Merkmal die Frequenz der abgeleiteten Potentialschwankungen. Erst die genauere Betrachtung bewertet andere Merkmale, wie zeitlicher Verlauf des Anschwellens und Abklingens bestimmter Folgen, die Kurvenform einzelner Schwankungen, der Zusammenhang in Amplitude und Phase zu benachbarten oder kontralateralen Punkten und viele andere Einzel-

heiten. Die beste Methodik der Auswertung wird die bildmäßige Erfassung der Kurven durch das Auge des erfahrenen Beobachters bleiben, verfeinert durch Ausmessung bestimmter jeweils wichtiger Merkmale. In bestimmten Fragestellungen und für die Bearbeitung eines sehr umfangreichen Materials ist es trotzdem erwünscht, eine Möglichkeit der automatischen Analyse des Kurvenbildes zu haben. Die mathematische Fourieranalyse komplexer Wellenbilder ist sehr mühsam und nur für kurze Kurvenausschnitte durchführbar. Das Heraussieben einzelner Frequenzen<sup>8</sup> ist unbefriedigend.

Die seit GRASS und GIBBS<sup>4</sup> entwickelte *automatische Frequenzanalyse*<sup>1, 2</sup> hat den Vorteil, daß nicht nur die Frequenz der Grundschwingung, sondern auch die Energieverteilung über eine ganze Anzahl von Frequenzbändern erfaßt wird. Der Einwand, der gegen das Verfahren von BALDOCK u. WALTER<sup>1</sup>, ebenso wie gegen die Modifikation von BARBOUR<sup>2</sup> erhoben werden kann, liegt darin, daß das mechanische Schwingungselement, das während der ersten Hälfte einer Meßperiode bis auf eine gewisse Amplitude angeregt wurde, während der zweiten Hälfte der Meßperiode durch eine ähnliche Frequenz, die aber gegenphasig zu der Phasenlage des angeregten Schwingungselementes abläuft, wieder bis auf völligen Stillstand, also auf die Anzeige 0 gebracht werden kann. Trotzdem während der ganzen Meßperiode die betreffende Frequenz stark vorhanden war, ergibt sich dann die Anzeige 0. Wenn dies auch eine seltene Ausnahme bilden dürfte, so bleibt die Beziehung zwischen den Phasenlagen der anregenden Schwingung und des ange regten Schwingungselementes eine Fehlerquelle dieses Verfahrens.

Die bisherigen Versuche, durch den subjektiven Eindruck oder durch messende Auswertung der Kurven in der Wellenvariation<sup>3</sup> den Grad der Dysrhythmie zu erfassen, sind unbefriedigend, weil sie kein deutliches Bild von den dauernd auftretenden Schwankungen der Grundfrequenz geben. Solche periodischen Änderungen der Wellendauer sind gerade von besonderem Interesse, ihre Ausmessung an der Kurve selbst<sup>5</sup> aber außerordentlich zeitraubend und nur bei rascher Papiergeschwindigkeit durchführbar. Darum wurde eine Apparatur entwickelt, die es erlaubt, mit verhältnismäßig geringem Aufwand die Zeitdauer der einzelnen Grundwellen als *Ordinaten darzustellen*. Das Verfahren knüpft an an die von LULLIES<sup>7</sup> beschriebene Methode zur Erfassung des Tropfenabstandes bei pharmakologischen Experimenten. Der Grundgedanke ist der, daß ein elektrischer Kondensator, dem dauernd Ladung zufließt, durch die Ereignisse, deren zeitlicher Abstand erfaßt werden soll, jedesmal entladen wird. Je größer der Zeitabstand zwischen zwei solchen Ereignissen ist, um so größer ist in der abge laufenen Zeit die Kondensatorladung geworden. Die Größe der bis zur neuen Entladung angesammelten Ladung ergibt ein Maß für den Zeitabstand von der vorhergehenden Entladung.

Bei Messung des Tropfenabstandes ist dies Meßverfahren dadurch verhältnismäßig einfach zu betreiben, weil das Erscheinen der einzelnen Tropfen gut definierte Zeitabschnitte abgrenzt. Das ist auch noch der Fall, wenn man dies Verfahren zur Registrierung des EKG-Rhythmus benutzt, indem die durch höhere

Frequenz und Amplitude ausgezeichnete RS-Zacke die zeitabgrenzende Kondensatorenentladung elektrisch auslöst.

Das EEG zeigt auch in günstigsten Fällen keine so leicht zu isolierenden Zeitmerkmale. Vor allem ist die Amplitude der einzelnen Spannungswellen dauernd veränderlich und die einzelnen Wellen sind in ihrer Kurvenform auch sehr variabel. *Es war deswegen nötig, mit besonderen Schaltmitteln die Zeitpunkte für die Auslösung der zeitabgrenzenden Kondensatorenentladung zu präzisieren und die Auslösung in gewissem Umfange unabhängig von der Amplitude der zu messenden Wellen zu machen.* Nach ausreichender Vorverstärkung (Röhre 1 in Abb. 1) wird

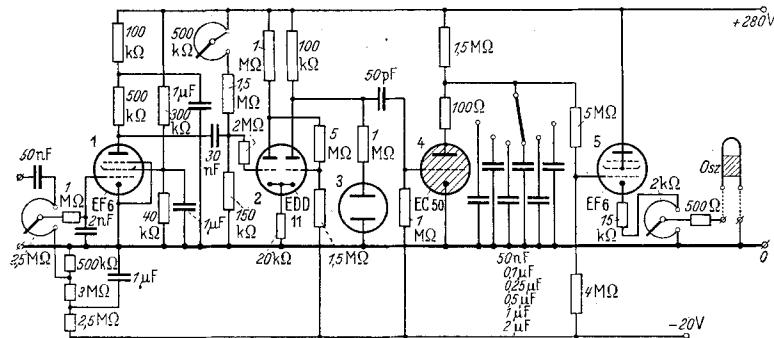


Abb. 1. Schaltbild des Grundrhythmusbeschreibers. Röhre 1 Vorverstärkung; Röhre 2 Sprungschaltung; Röhre 3 Signalglimmlampe; Röhre 4 Thyratron; Röhre 5 Leistungsübertragung zur Oszilloskopenschleife.

die EEG-Spannung dazu einer sogenannten Sprungröhrenschaltung (Röhre 2) zugeführt. Diese besteht aus zwei über einen gemeinsamen Kathodenwiderstand gekoppelten Trioden, deren zweite einen kleineren Anodenwiderstand hat als die erste. Diese Kombination hat die Eigenschaft, bis zu einer gewissen Spannungsänderung am Eingangsgitter ganz unempfindlich zu sein, dann bei Erreichen des Schwellenwertes mit einer schnellen vollständigen Aussteuerung zu reagieren und für größere Spannungsänderungen weiter unempfindlich zu bleiben, bis nicht durch Absinken der Aussteuerung auf einen bestimmten unterhalb des Schwellwertes liegenden Potentialwert die Reaktionsbereitschaft erneut wiederhergestellt ist. Damit wird erreicht, daß ein schnelles kurzes Zeitsignal bei einem bestimmten Potentialwert der Aussteuerung erzeugt wird, das auf das Gitter eines Thyratrons (Röhre 4) geleitet wird. *Das Thyratron zündet also für die Entladung des zeitabgrenzenden Kondensators nur einmal für jede größere Welle des EEG und bleibt für kleine häufig vorkommende Verzitterungen der einzelnen Grundwellen unempfindlich.* Eine Glimmlampe (Röhre 3) gibt eine optische Anzeige der Funktion der Sprungröhre, womit die Einstellung der Empfindlichkeit am Eingangsregler erleichtert wird. Die Röhre 5 ist als „imperative“

Stufe geschaltet und überträgt die Spannungen des zeitabgrenzenden Kondensators auf eine für eine Oszillographenschleife geeignete Stromstärke.

Die Abb. 2 zeigt die gleichzeitige Darstellung von EEG-Kurven, auf die selbstverständlich nie verzichtet werden kann, mit der beschriebenen Analyse der Zeitabstände.

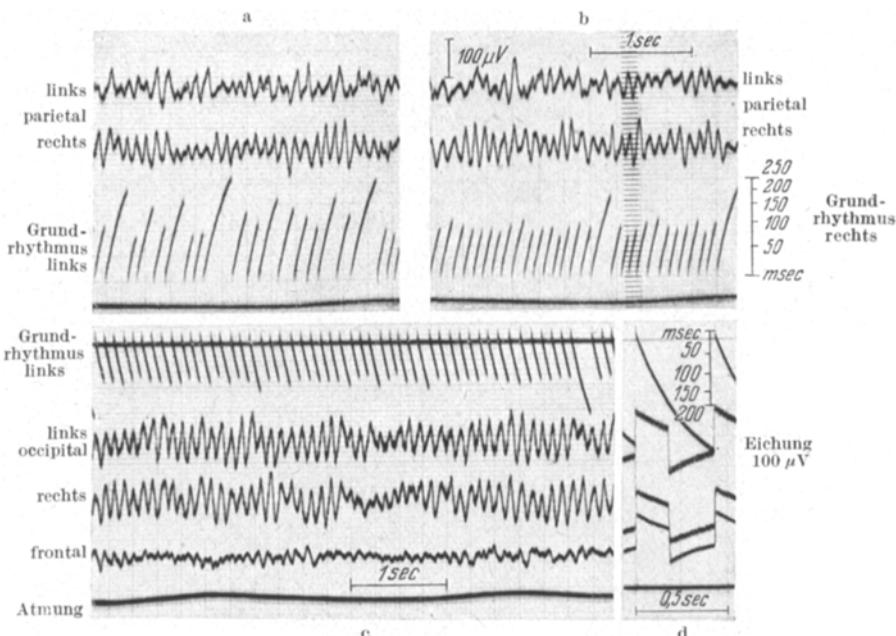


Abb. 2 a—d. EEG-Registrierung mit dem Grundrhythmuswriter. a und b Einseitige Dysrythmie parietal links bei einer Hirnverletzung (Nr. 241/49). obere Reihe verletzte Seite, zweite Reihe gesunde Seite, dritte Reihe in a: Grundrhythmus der verletzten Seite, Grundrhythmus der gesunden Seite. Die Unregelmäßigkeit des Grundrhythmus der Läsionsseite mit der vorwiegenden Verlangsamung und den größeren Wellen kommt in der Ordinatenschreibung etwas übertrieben zum Ausdruck, da die kleinen überlagernden Rhythmen keine Zündung hervorrufen. b Der regelmäßige Rhythmus auf der gesunden Seite mit kleinen Schwankungen der Wellenlänge erscheint sehr deutlich im Ordinatenschreiber. c Der regelmäßige occipitale  $\alpha$ -Rhythmus bei einem Gesunden zeigt nur geringe Schwankungen der Wellenlänge mit regelmäßigen Abläufen des Ordinatenschreibers, der nur eine kleine  $\alpha$ -Welle am Ende ausläßt (Auswertung der oberen Kurve Nr. 221/49). d Eichung des Ordinatenschreibers zu c. Die Zündung geschieht nur bei Eichaußschlägen nach oben. Die Richtung des Ordinatenschreibers ist dagegen sowohl nach oben (a, b) wie nach unten (c) einstellbar.

## 2. Beobachtung des EEG-Bildes auf einer Nachleucht-Kathodenstrahlröhre.

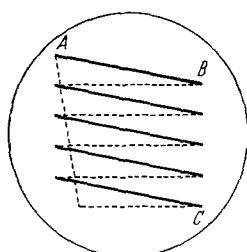
Bei der Vorbereitung einer Registrierung, wenn man die ordnungsgemäße Lokalisierung, Befestigung und Verbindung der Elektroden prüfen will, ist es oft erwünscht, die EEG-Kurve einer einzelnen Ableitung beobachten zu können. Wenn man mit einem direkt-schreibenden

Registriergerät arbeitet, kann damit die Registrierung von Versuchsstreifen entfallen, so daß man bei der Auswertung und Aufbewahrung der Kurven nicht mit unwichtigen Streifenlängen belastet ist. Wenn das EEG photographisch aufgenommen wird, was für manche Fragestellungen immer noch seine Berechtigung hat, ist die Ersparnis von Registrierpapier sehr erwünscht, und unabhängig von der verfügbaren Registriermethode ist es oft ausreichend, nur die momentane Beobachtung einer Kurve ganz ohne Registrierung zu benutzen.

Damit eine solche Beobachtung wirklich bewertbar ist, müssen aber bestimmte Voraussetzungen erfüllt werden, die teils technischer, teils physiologischer Natur sind. Grundsätzlich ist es möglich, mit einem Kathodenstrahlzoszillographen, der in einer Achse eine genügend langsame und einigermaßen lineare Zeitablenkung hat, die EEG-Kurve auf dem Oszillographenschirm so darzustellen, wie sie im Kurvenbild einer Aufnahme mit bewegtem Registrierpapier erscheint. Die manigfachen Versuche, die mit solchen Anordnungen schon gemacht wurden, haben aber nur bedingt befriedigen können. Das hat verschiedene Ursachen. Man muß eine Oszillographenröhre benutzen, deren Schirmmaterial die Eigenschaft hat, nach der Anregung des Leuchtphosphors möglichst lange nachzuleuchten. Bei den in Europa hergestellten sogenannten Nachleuchtröhren ist aber die Helligkeit des nachleuchtenden Bildes selbst unmittelbar nach der Anregung nur sehr klein gegen die Helligkeit des Leuchtfecks im Augenblick der Anregung. Diese an sich geringe Helligkeit des Nachleuchtbildes erlaubt nur im abgedunkelten Raum eine Erfassung durch das Auge. Störend ist dann aber die Tatsache, daß jetzt auch der Leuchtfeck selbst sehr stärker auf die Netzhaut einwirkt. Das Auge ist zwar in der Lage, sehr große Helligkeitsunterschiede auszuwerten oder anders ausgedrückt, auch beim Vorhandensein von stark blendenden Lichtquellen (wie z. B. von nackten Glühbirnen) das vielfach lichtschwächere Bild der beleuchteten Gegenstände in Einzelheiten zu erkennen. In der Anordnung einer Kathodenstrahlröhre wird aber die bildmäßige Erfassung des Nachleuchtbildes wesentlich erschwert durch die ständige Bewegung des Punktes mit der dominanten Lichtmenge, nämlich des Leuchtfecks. Nur mit besonderer Willensanspannung können wir den unwillkürlichen optokinetischen Nystagmus unterdrücken, mit dem das Auge den hellsten Punkt fixiert und ihm folgt. Das neben dem Leuchtfeck entstehende Nachleuchtbild wird damit viel schlechter wahrgenommen, die Beobachtung ist sehr ermüdend und das Verfahren bleibt gegenüber der Betrachtung eines gleichmäßig registrierten Kurvenzuges unbefriedigend.

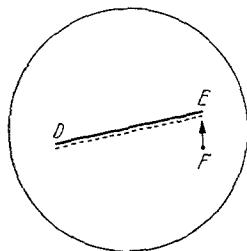
In dieser Hinsicht lassen sich einige wirksame Verbesserungen erzielen. Die amerikanische Industrie stellt Kathodenstrahlröhren her, deren Schirmbelegung (mit Ziffer 7 gekennzeichnet) aus zwei verschiedenen Schichten besteht. Eine innere Schicht besteht aus einem blau leuchtenden Phosphor, der eine sehr kurze Nachleuchtdauer hat und deswegen für photographische Registrierung mit gleichmäßigem Papiertransport gut geeignet ist. Eine zweite Schicht der Schirmbelegung besteht aus einem gelb-grünlich leuchtenden Phosphor, dessen Nachleuchtdauer sich mit einer gut erfassbaren Helligkeit auf 10–20 Sek. erstreckt. Der Leuchtfeck selbst ist in der Farbe des Nachleuchtens zwar auch in dieser Röhrentypen sehr viel heller, aber doch in einem günstigeren Verhältnis zum Nachleuchtbild. Ein großer Teil der Helligkeit des Leuchtfecks erscheint in der blauen Farbe und vielleicht wird auch durch diesen Farbunterschied das Ruhen des Auges auf dem nachleuchtenden Kurvenzug ohne Nystagmus erleichtert. Die für die Beobachtung sehr vorteilhafte Verlängerung der Nachleuchtdauer hat in

anderer Weise einen Nachteil. Wenn bei einer einmaligen Bewegung des Leuchtflecks über die Schirmbreite durch die Zeitablenkung z. B. während 2 Sek. ein Kurvenzug mit etwa 20  $\alpha$ -Wellen dargestellt ist, wird dieser Abschnitt gleichzeitig mit einer gut erfaßbaren Helligkeit sichtbar sein, weil das Nachleuchtbild in diesen 2 Sek. nur wenig verblaßt ist. Nach Vollendung der Zeitablenkung über die Schirmbreite kehrt der Leuchtfleck automatisch an den Anfangspunkt zurück und schreibt eine neue Kurve, die sich jetzt mit der 2 Sek. vorher geschriebenen noch kräftig nachleuchtenden überdeckt. Die nacheinander geschriebenen Kurvenzüge stören sich also dadurch, daß sie übereinander geschrieben werden.



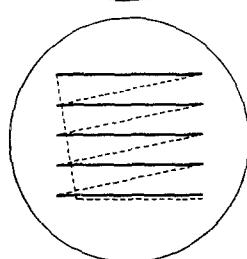
a

Aus diesen Gründen haben wir einen fortlaufenden Wechsel der beschriebenen Fläche eingeführt, durch den *mehrere Zeilen untereinander geschrieben werden*. In Abb. 3a ist durch die dicken Linien dargestellt, wie z. B. in 2 Sek. der Leuchtfleck von A nach B wandert. Die durch die EEG-Potentiale



b

*Abb. 3 a—c. Zeitablenkungen auf dem Schirm einer nachleuchtenden Kathodenstrahlröhre.* a Fünf horizontale Zeitablenkungen (von A nach B usw.) überlagert von einer gleichzeitigen vertikalen langsameren Zeitablenkung (von A nach C). Durch die gleichzeitige vertikale Ablenkung werden die Zeillinien schräg abwärts geneigt, während der sehr kurzzeitige Zeilenrücklauf horizontal verläuft. b Getrennte Darstellung der Korrektur „Zeilenneigung“. Gleichzeitig mit der Zeitablenkung von D nach E wird durch Einkopeln der Zeitablenkspannung in den vertikalen Verstärker eine Ablenkung von F nach E bewirkt, so daß die resultierende Ablenkung von D nach E erzeugt wird. c Kombination der Ablenkungen von a und b. Die in dicken Strichen gezeichneten Zeitablenkungen mit den hier nicht dargestellten EEG-Aussteuerungen (vgl. Abb. 4) erscheinen waagerecht und mit geraden Koordinaten, während nur der praktisch unsichtbare Zeilenrücklauf schräg abwärts geneigt ist.



c

verursachten vertikalen Ablenkungen sind nicht dargestellt. Während der Strahl von A nach B wandert, ist jetzt durch Einleitung einer linear ansteigenden Spannung in den Verstärker für die vertikalen Ablenkungen gleichzeitig eine Verschiebung der Höhe des Arbeitspunktes bewirkt, so daß bei der sehr kurzzeitigen Rückbewegung des Leuchtflecks in die Anfangslage (als gestrichelte Linie dargestellt) die zweite Zeile etwas tiefer beginnt als die erste. Die zweite Zeile überdeckt jetzt nicht mehr das noch nachleuchtende Bild der ersten Zeile. In dieser Weise lassen sich je nach der Schirmgröße und nach der gewählten Amplitude der EEG-Ablenkungen eine ganze Anzahl von Zeilen übereinander schreiben. Nach dem Ende der letzten Zeile (bei C) wird auch der Stromkreis, der die langsame vertikale Ablenkung erzeugt,

durch Synchronisierung mit der Zeilenablenkspannung veranlaßt, auf den Anfangspunkt *A* zurückzukehren. Jetzt, bei Auflösung in 5 Zeilen, also nach 10 Sek.<sup>150 μ</sup> bei 2 Sek. Zeilendauer ist die zuletzt geschriebene erste Zeile soweit verblaßt, daß die verbliebene Helligkeit das Bild der frisch darüber geschriebenen Zeile nicht mehr wesentlich stört. Im Fernsehen wird eine entsprechende Auflösung des Bildes durch Aneinanderfügung einzelner waagerechter Zeilen (in der Zeilenfrequenz) und entsprechend langsamere senkrechte Ablenkungen (in der Bildfrequenz) verwendet und die elektrischen Schaltungsmittel sind auch entsprechend aufgebaut. In dieser einfachen Anordnung nach Abb. 3 a stört es, daß die Zeitlinie sich jetzt *schräg* abwärts bewegt, so daß der Winkel zwischen den EEG-Auslenkungen als Ordinaten und der Zeitachse als Abszisse nicht mehr  $90^\circ$  beträgt. Eine Verdrehung der Röhre würde an diesem unrichtigen Winkel im Koordinatensystem nichts ändern. Deswegen mußte noch eine *dritte zeitabhängige Ablenkung* eingeführt werden, die in Abb. 3 b allein dargestellt ist. Es wird jetzt in der Frequenz der Zeilenschreibung dem Verstärker für die vertikalen Ablenkungen ein kleiner Teil der Zeilenablenkspannung, also der eigentlichen Zeitachse eingekoppelt, die den Leuchtfleck in der für den Weg *D—E* gebrauchten Zeit um die Höhe des Pfeils von *F* nach *E* anhebt. Wenn jetzt die Ablenkungen nach Abb. 3a und 3b kombiniert werden, ergibt sich eine Auflösung des Bildes in 5 waagerechte Zeilen und nur der sehr kurze (punktiert gezeichnete) und praktisch unsichtbare Zeilenrücklauf behält die Neigung zwischen Zeilenende und -anfang. Abb. 4 a bis c zeigen Photogramme des Schirmbildes einer Kathodenstrahlröhre von 7,5 cm Ø (Type 3 JP7) mit EEG-Aussteuerungen.

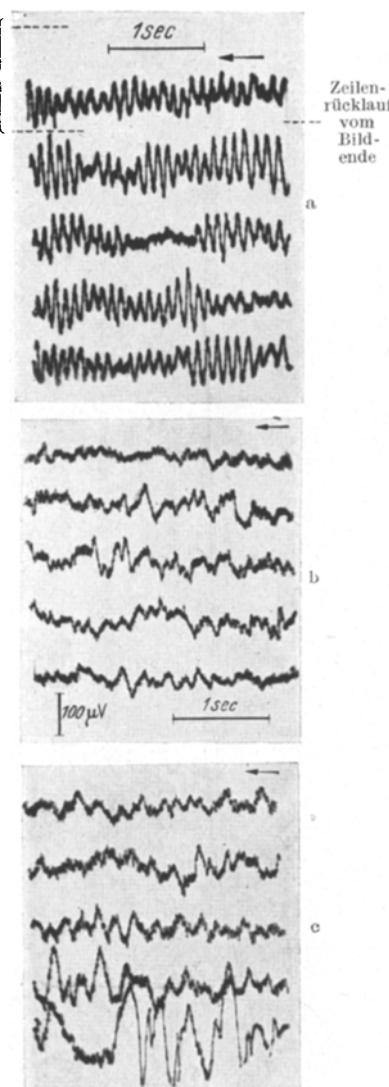


Abb. 4 a—c. EEG in Zeilenschreibung mit dem Kathodenstrahl-Oszillographen. a Normaler  $\alpha$ -Rhythmus in 5 Zeilen zu je 3 Sek. b Dysrythmie bei Epilepsie. c Krampfpotentiale bei Epilepsie. Die Zeilenschreibung verläuft auf der Röhre von links nach rechts, bei der Aufnahme dagegen von rechts nach links. In a sind die schwachen Spuren des Rücklaufs vom Bildende erkennbar.

*3. Gleichstromverstärker mit automatischer Rückstellung auf den mittleren Arbeitspunkt.*

Für die EEG-Aufzeichnung werden bisher fast ausnahmslos Verstärker benutzt, deren einzelne Stufen durch Kondensatoren miteinander gekoppelt sind, kurz CW-Verstärker (mit Condensator-Widerstandskopplung) genannt. Das ist technisch richtig, weil sich durch die meistens angewendete Ableitung von der Hautoberfläche des Schädelns irgendwelche Gleichspannungspotentiale der Hirnrinde doch nicht feststellen lassen, weil die störenden Gleichspannungskomponenten der Haut ausgeschaltet werden können und dennoch die tiefsten EEG-Frequenzen (etwa 2—3 Hertz) ohne Schwierigkeiten bei Benutzung ausreichend großer Kopplungskondensatoren richtig dargestellt werden.

Der CW-Verstärker stellt sich unabhängig von den langsamen Potentialveränderungen an den Elektroden nach einer gewissen Verzögerung von selbst in der Endstufe auf einen mittleren Arbeitspunkt ein. Diese Verzögerung kann ein Vielfaches von dem Wert der gewählten Zeitkonstante ausmachen (z. B. 10 Sek. bei Zeitkonstante  $T = 0,5$  Sek.), wenn am Eingang durch Unterbrechungen an den Elektroden oder aus anderen Gründen größere Potentialsprünge stattgefunden haben. Das ist z. B. der Fall, wenn die Aufgabe vorliegt, die unmittelbar nach Verabfolgung eines *Elektroschocks* entstehenden Potentiale des Gehirns aufzuzeichnen. Der CW-Verstärker wird durch die großen Wechselspannungen des Reizes auch bei Wahl einer kleinen Zeitkonstante für eine längere Zeit blockiert, so daß die Wiedergabe der EEG-Spannungen für die besonders interessante Zeit gleich nach dem Schock nicht gelingt. In einem Gleichstromverstärker tritt diese störende Beeinflussung der Kopplungsmittel nicht auf. Falls sich der an den Elektroden vorhandene Potentialwert während der Elektroschockeinwirkung nicht verändert hat, kann sofort nach Abschalten des Reizstromes das Kurvenbild des EEG wiedergegeben werden. Der Gleichstromverstärker hat aber nicht die Eigenschaft, daß er sich von selbst auf den mittleren Arbeitspunkt einstellt. Nur durch häufige manuelle Korrektur des Arbeitspunktes mittels Regelung von Betriebsspannungen im Verstärker ist es möglich, die Einwirkungen auszugleichen, die unvermeidbar auftreten durch Potentialänderungen im untersuchten Gewebe, durch Polarisationsspannungen an den Ableiteelektroden, durch Konzentrationsänderungen des Elektrolyten zwischen Gewebe und Elektrode, durch langsame Änderungen der Betriebsspannungen des Verstärkers sowie durch Temperaturänderungen in den Verstärkerröhren und in den Schaltmitteln. Zum Ausgleich der Arbeitspunktwanderungen aus diesen Gründen ist eine fortlaufende Beobachtung und Nachregulierung eines Gleichstromverstärkers notwendig, wenn man nicht besonders günstige experimentelle Voraussetzungen hat. Störend wirkt dabei die Tatsache,

daß die Korrekturen nicht immer mit Sicherheit von den biologischen Änderungen unterschieden werden können.

Ein Gleichstromverstärker, der mit der zusätzlichen Eigenschaft ausgestattet ist, daß er *automatisch den richtigen Arbeitspunkt aufrechterhält*, verbindet die Vorzüge der beiden Verstärkerarten miteinander. Hierfür muß ein normaler Gleichstromverstärker zusätzlich ausgerüstet werden: 1. mit einer Einrichtung, die bei jeder länger dauernden Abweichung des Arbeitspunktes ins Positive oder Negative die Auslösung einer Korrektur veranlaßt, 2. mit Schaltern, welche den korrigierenden Spannungswert nach Polarität und Größe so festlegen, daß im Augenblick der Auslösung der Einrichtung der Arbeitspunkt auf den einstellbaren Mittelwert zurückgebracht wird, 3. mit Schaltern, welche die Einfügung eines korrigierenden Spannungswertes in den Gleichstromverstärker erlauben, ohne daß sich dabei die vorhandene Aussteuerung und deren Verstärkungsgrad verändert.

Die Aufgabe 1 wird erfüllt durch eine Abzweigung von Spannung aus der Aussteuerung des Ausgangsverstärkers, wie er gleichzeitig als Gegentaktverstärker die Ablenkplatte einer Kathodenstrahlröhre speisen kann. Wenn die eine oder andere Seite des Gegentaktverstärkers eine Auslenkung im Sinne einer Potentialerhöhung am Verstärkerausgang hat, wird davon über je eine Gleichrichtungsstrecke etwas Leistung zum Gitter einer Verstärkerröhre gegeben, deren Anodenstrom ein Relais betätigt. Dies Relais veranlaßt einerseits, daß es sofort wieder stromlos wird nach sehr kurzer Kontaktgabe und andererseits, daß der korrigierende Spannungswert in den Verstärker eingebracht wird. Der korrigierende Spannungswert ist auf einem kleinen Kondensator gespeichert. Dieser Kondensator wird mit großer Zeitkonstante, je nach dem Richtungssinn der zu korrigierenden Ableitung positiv oder negativ aufgeladen. Mit der Kontaktgabe des Relais wird diese Ladung auf einen 300fach größeren Kondensator übertragen, der mit einem Gitter einer Differentialverstärkerstufe verbunden ist. Der eine Eingang dieses Differentialverstärkers nimmt die vom Vorverstärker kommenden Aussteuerungen auf, der andere Eingang erhält die korrigierenden Spannungswerte. Die Aussteuerung des Endverstärkers besteht also aus den Spannungsschwankungen des Vorverstärkers als Differenz gegen die korrigierenden Spannungswerte.

Die Funktion wickelt sich dann so ab, daß bei einer längeren Abweichung des Arbeitspunktes von der Mittellage das Relais erregt wird, welches einen Kondensator, der durch die Größe und Richtung der Abweichung einen zur Korrektur geeigneten Spannungswert erhalten hatte, dazu veranlaßt, den Korrekturwert in die Verstärkeraussteuerung zu übertragen. *Der mittlere Arbeitspunkt kehrt damit in die Nähe der Mittellage zurück.* Diese Rückstellung in die Mittellage erfolgt in

Bruchteilen einer Millisekunde, so daß diese Art der Ablenkung mit Sicherheit von allen Arten von biologischen Vorgängen unterschieden werden kann (vgl. Abb. 5). Es ist nur eine scharf begrenzte Stufe sichtbar und die biologischen Aussteuerungen sind praktisch ohne

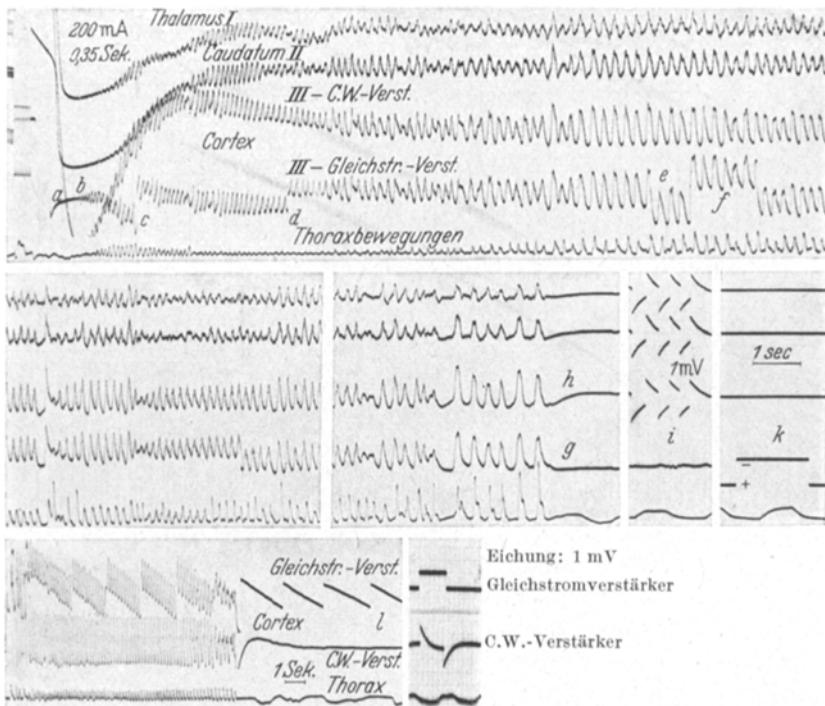


Abb. 5. Gleichstromregistrierung mit automatischer Rückstellung des Arbeitspunktes. Ektrokrampf mit drei unipolaren Ableitungen aus dem Thalamus (I), Caudatum (II) und motorischen Cortex (III). Darunter die mechanische Registrierung der Thoraxbewegungen. Die 3. Cortexableitung ist sowohl mit CW-Verstärker (III CW) wie mit Gleichstromverstärker (III GI) geschrieben (vgl. Eichung i, k). Der Gleichstromverstärker zeigt erheblich geringere und kürzere Verlagerungen nach dem Reiz (200 mA, 0,35 Sek.). a und b Registrierung im Gleichstromverstärker, während die CW-Verstärker noch verlagert sind. c—f Automatische Rückstellungen. b Krampfende im CW-Verstärker mit Potentialverlagerung, g Krampfende im Gleichstromverstärker zeigt den richtigen Potentialverlauf und daß sich die Krampfpotentiale einpolig über das Potential der Inaktivität erheben. l Ende eines anderen Ektrokrampfes bei kleinerer Papiergeschwindigkeit. Größere Potentialverlagerungen, wahrscheinlich durch Polarisation der Elektroden, sind im Gleichstromverstärker, nicht im CW-Verstärker erkennbar. Trotz der starken Verlagerung bleibt die Kurve immer innerhalb des Registrierbereiches und die Größe der Verlagerung, die in anderen Anordnungen Bedeutung haben kann, ist aus der Summe der Rückstellsprünge feststellbar.

Unterbrechung auswertbar. Schon diese Eigenschaft ist gegenüber der manuellen Regelung eines Gleichstromverstärkers sehr wertvoll. Durch Betätigung eines Schalters kann außerdem nach Wunsch die sofortige Rückstellung auf einen mittleren Arbeitspunkt veranlaßt werden, ohne

daß ein Relaisschritt abzuwarten ist. In diesem Zustande des ständigen Ausgleichs von Abweichungen werden bei Bedarf größere Verlagerungen schnell ausgeglichen, andererseits wirken dann aber auch die normalen Aussteuerungen auf den Ausgleich, so daß jetzt die Eigenschaften des Gleichstromverstärkers nicht mehr erhalten sind.

Die Abb. 5 zeigt die Anwendung der Schaltung bei Registrierung der Hirnpotentiale unmittelbar nach einem Elektroschock<sup>6</sup>. Obgleich in den CW-Verstärkern (Kurve I, II, III, CW) sehr kleine Zeitkonstanten (von etwa 0,1 Sek.) benutzt wurden, bleiben sie infolge der Übersteuerung durch die Reizströme für mehrere Sekunden blockiert. Auch dann, wenn der Arbeitspunkt wiederhergestellt ist, besteht noch keine Gewähr dafür, ob die volle Empfindlichkeit wirksam ist. Parallel zu den Elektroden der 3. Kurve ist ein vollständig unabhängiger zweistufiger Gleichstromvorverstärker angeschlossen. Dieser steuert das netzbetriebene Gerät mit dem Rückstellverstärker, das die 4. Kurve schreibt. Man sieht, daß *sofort nach dem Abheben der Reizelektroden*, die infolge ihrer Kopplung mit dem Wechselstromnetz auch ohne Reizstrom noch eine kräftige Störung verursachen, *die EEG-Potentiale erkennbar werden*. Dabei zeigt sich die an anderer Stelle zu diskutierende Tatsache, daß nach Aufhören des Elektroschocks sich die eigentlichen Krampfpotentiale der Hirnrinde erst langsam entwickeln. Während der lebhaften Krampfentladungen ist kaum ein Unterschied festzustellen zwischen den Kurven des CW-Verstärkers und den des Gleichstromverstärkers. Erst am Schluß des Krampfanfalls werden wieder Verschiedenheiten sichtbar. Der CW-Verstärker wird jetzt auf einen Arbeitspunkt abgelenkt, der dem mittleren Potential während der vorhergehenden Krampfentladung entspricht. Der Gleichstromverstärker zeigt, daß die Grundlinie bei der infolge Erschöpfung entstehenden völligen Inaktivität des Cortex in genau gleicher Höhe bleibt, wie während der kurzen Pause am Ende des klonischen Krampfstadiums. Der Gleichstromverstärker, verbessert durch den Zusatz der automatischen Rückstellung, hat also ernsthafte Vorteile beim Studium von Krampfpotentialen des EEG. Andererseits kann ein solcher Gleichstromverstärker auch erhebliche langsame Potentialveränderungen, wie sie z. B. durch Gewebspolarisation nach Verletzungen oder Krämpfen entstehen, ohne Schwierigkeiten registrieren. Abb. 5, obere Kurve zeigt, wie sich diese langsamem Potentiale in einer regelmäßig korrigierten und leicht ausmeßbaren Kurve darstellen, während der CW-Verstärker nichts davon merken läßt.

#### *Zusammenfassung.*

1. Zur einfachen *Erfassung der Dysrhythmie im EEG* wird ein Hilfsgerät beschrieben, das gleichzeitig mit dem EEG die Umwandlung der Zeitspanne der Grundwellen in Ordinatenwerten registriert. Hierdurch

werden alle Änderungen des *Grundrhythmus* auch bei kleiner Papiergeschwindigkeit klar erkennbar.

2. Zur Beobachtung des EEG auf dem Schirm nachleuchtender Kathodenstrahlröhren wird eine neue Anordnung mit *Zeilenschreibung* mitgeteilt. Durch die Auflösung des Bildes in mehrere untereinander geschriebene Zeilen wird die verfügbare Beobachtungsdauer verlängert. Die Schrägstellung der Zeilen durch die vertikale Ablenkung zum Aneinanderreihen der Zeilen wird durch eine Korrekturspannung ausgeglichen, so daß ein Bild mit einer Anzahl von *waagerechten, gut erkennbaren Zeilen in rechtwinkligen Koordinaten* entsteht.

3. Automatisch geregelter Gleichstromverstärker. Der für die EEG-Aufnahme übliche Verstärker mit Kondensatorkoppelung (CW-Verstärker) hat den Nachteil, daß er bei größeren Spannungseinwirkungen auf den Verstärkereingang (z. B. Reizstrom des Elektroschocks) längere Zeit blockiert wird. Ein Gleichstromverstärker bedarf der manuellen Nachregelung des Arbeitspunktes, wobei durch die Regelvorgänge die Auswertbarkeit des Kurvenzuges unterbrochen wird. Es wird eine Schaltung beschrieben, welche automatisch bei Arbeitspunktabweichungen ein Relais erregt, das in einer scharfen Stufe einen korrigierenden Spannungswert in den Verstärker einführt, mit dem der mittlere Arbeitspunkt wiederhergestellt wird. Zum Studium von Krampfpotentialen des EEG sind damit erweiterte Auswertungsmöglichkeiten gegeben.

#### Literatur.

- <sup>1</sup> BALDOCK, G. R., and W. G. WALTER: Electr. Eng. 18 (1946). — <sup>2</sup> BARBOUR, I.: Rev. sci. Instrum. 18, 516 (1947). — <sup>3</sup> CREMERIUS, J., u. R. JUNG: Nervenarzt 18, 193 (1947). — <sup>4</sup> GRASS, A. M., and F. A. GIBBS: J. Neurophysiol. 1, 521 (1938). — <sup>5</sup> HUGGER, H.: Pflügers Arch. 244, 309 (1941). — <sup>6</sup> JUNG, R.: Arch. Psychiatr. (D.) 183, 206 (1949). — <sup>7</sup> LULLIES, H.: Pflügers Arch. 241, 354 (1938). — <sup>8</sup> PRAST, J., u. B. FRANEK: Z. Naturforsch. 1, 291 (1946). — <sup>9</sup> TÖNNIES, J. F.: Naturw. 20, 22 (1932). — <sup>10</sup> TÖNNIES, J. F.: Rev. sci. Instrum. 9, 95 (1938).

Dr.-Ing. J. F. TÖNNIES, (17b) Freiburg i. Br., Hauptstr. 34.