

Aus dem Elektro-Laboratorium  
der Psychiatrisch-Neurologischen Universitätsklinik Wien  
(Vorstand: Prof. Dr. H. HOFF).

**Das Photozellentoposkop,  
eine einfache Methode zur Bestimmung der Feldverteilung  
und Ausbreitung hirnelektrischer Vorgänge.**

Von  
**H. PETSCHE und A. MARKO\***.

Mit 6 Textabbildungen.

(Eingegangen am 19. Mai 1954.)

In den letzten fünf Jahren hat der Blickwinkel der EEG-Forschung eine bedeutende Veränderung erfahren, die mit der Erfindung des Toposkops durch GREY WALTER und SHIPTON (1951) einsetzte und sich immer klarer abzeichnetet. Der Gleichlauf der experimentellen Tendenzen in den verschiedenen Ländern läßt erkennen, daß es sich dabei um eine prinzipielle Schwerpunktsverlagerung der EEG-Forschung handelt. Das mag seine Ursache entweder darin haben, daß heute rein deskriptiv-topographisch wohl die Grenzen der bisher angewendeten Methoden erreicht sein dürften und damit kaum mehr über die Beziehungen der bioelektrischen Hirntätigkeit zu den physiologischen Vorgängen gesagt werden kann, oder aber darin, daß die Elektrencephalographie als Wissenschaft verschiedenen Gesetzen unterliegt, wie sie jeder Naturwissenschaft immanent sind und sich in gleicher Weise bei der Entwicklung der Physik im allgemeinen, der Chemie, der Medizin verfolgen lassen: Die Verschiebung von der makroskopischen zur mikroskopischen Betrachtungsweise. Hand in Hand damit geht häufig eine Verlagerung des Schwerpunktes vom Statischen auf das dynamische Prinzip. Das klassische Beispiel dafür stellt die Infinitesimalrechnung mit ihrer Einführung des unendlich Kleinen in die Algebra dar, das schließlich unter der Form des Längen- und Zeitdifferentials ermöglichte, nicht nur komplizierte Gleichgewichtszustände, sondern auch naturgesetzliche Abläufe mathematisch zu erfassen.

Am Beispiel der Elektrencephalographie können wir heute diese Verschiebung der Betrachtungsweise vom Makroskopischen zum Mikroskopischen und damit auch vom Statischen zum Dynamischen überall verfolgen: Auf der Suche nach einem Bindeglied zwischen der Aktivität von Einzelneuronen und der Gesamtaktivität, das vielleicht die komplexe

\* Nach einem Vortrag auf der 4. Tagung der Deutschen EEG-Gesellschaft in Köln, April 1954.

elektrische Tätigkeit der Gehirnsubstanz auf einen einheitlichen Nenner bringen könnte, ist man bestrebt, die bioelektrische Tätigkeit immer kleinere Bezirke nervöser Substanz kennenzulernen. Die Technik der Mikroelektroden, mit welcher diese Aktivität erfaßbar ist, gewinnt zusehends an Bedeutung.

Zu gleicher Zeit tritt aber auch die Frage nach dem Ablauf dieser Vorgänge, nach ihrer Ausbreitung, Geschwindigkeit, Richtung und nach der Feldverteilung in den Vordergrund. Es genügt nicht mehr die bloße Beschreibung der bioelektrischen Tätigkeit in statischer Hinsicht nach den Gesichtspunkten des örtlichen Vorkommens von Amplitude und Frequenz. Diese dürfte wohl in den meisten Fällen für den klinischen Bedarf ausreichen, wird aber kaum mehr zum Verständnis der Hirnrhythmen überhaupt beitragen können. Das dynamischen Geschehen tritt in den Mittelpunkt des Interesses. Es tauchen Probleme auf wie die Registrierung der Entwicklung eines Herdes in räumlicher und zeitlicher Hinsicht, die Frage nach der Gleichzeitigkeit der Alphaphasen über verschiedenen Regionen, der zeitlichen Folge regelmäßiger Vorgänge, wie der Spike-and-Wave an der Schädeloberfläche; weiteres Fragen nach der Gültigkeit des weit verbreiteten Begriffs „bilateral synchron“, sobald kleinere Zeitelemente der Beobachtung zugrundegelegt werden. Wie schon aus diesen wenigen Beispielen ersichtlich, stellt die Verschiebung vom statischen zum dynamischen Prinzip nichts anderes dar als die Anwendung des mikroskopischen Prinzips auf die Dimension der Zeit. Alle die oben aufgeworfenen Fragen können nur dann eine Lösung finden, wenn wir den zeitlichen Ablauf des EEGs gewissermaßen unter die Lupe nehmen.

Während nun die Mikroelektrodentechnik die einzige Möglichkeit darstellt, in räumlicher Hinsicht mikroskopisch Elektrencephalographie zu betreiben, sind in letzter Zeit mehrfach Methoden entwickelt worden, die zeitlichen Korrelationen der Gehirnwellen bei immer kürzerer Zeiteinheit über verschiedenen Ableitpunkten zu studieren. Bevor wir auf die Beschreibung unseres Gerätes eingehen, wollen wir deshalb zuerst die wichtigsten bisher entwickelten Methoden zur Mikroskopie des zeitlichen Faktors des EEG kurz streifen.

Das WALTERSCHE Toposkop darf als bekannt vorausgesetzt werden, eine Beschreibung erübrigert sich daher. Es ermöglicht mittels Lichtblitzen rhythmischer Folge kurzzeitige Gedächtnisleistungen des Temporal- und Occipitallappens aufzudecken und dürfte auch auf diesem speziellen Gebiet noch weitere Ergebnisse bringen. Einer kontinuierlichen Erfassung und Verwertung der Hirnrhythmen stehen jedoch einige prinzipielle Eigenschaften dieses Gerätes entgegen, vor allem die auf der bipolaren Reihenableitung fußende Abgriffsart, ferner die starre und einheitliche Steuerung der Umlaufsfrequenz des Kathodenstrahls, die nach dem zu untersuchenden Hauptrythmus eingestellt werden kann. Durch die erste Einschränkung fehlt der einheitliche Bezugspunkt und die Ergebnisse gelten in erster

Linie für eng umschriebene Orte, wodurch die Zusammenschau der Gesamttätigkeit beeinträchtigt wird. Mit der zweiten wird das Untersuchungsgebiet weitgehend auf den Grundrhythmus beschränkt, außerdem wird diesem durch die starre Umlaufsfrequenz noch zusätzlich ein artifizieller Faktor aufgeprägt, so daß nur Durchschnittswerte von mehreren Wellen registriert werden können (z. B. Belichtung 1 sec bei 8 c/s Umlaufsfrequenz). Die Aufnahmen werden um so unübersichtlicher und weniger verwertbar, je mehr das zu beobachtende Geschehen von der Sinusform abweicht. Eine weitere Komplikation für etwaige Messungen bildet die Film-aufnahme.

Mit der Frage der Phasenkorrelation im besonderen (Autokorrelation und Großkorrelation) beschäftigten sich M. BRAZIER u. CASBY. Ihre Methode scheint uns wohl für ganz spezielle kurze Abläufe verwertbar, bei längeren Analysen würde sie aber wegen ihrer zunehmenden mathematischen Kompliziertheit einen Arbeitsaufwand fordern, der in keinem Verhältnis zum Wert des Ergebnisses stünde.

Einen weiteren interessanten Weg zur zeitlichen Analyse des EEGs beschreiten RÉMOND u. OFFNER. Sie leiten monopolar von einer Reihe von mehreren Elektroden ab und schreiben alle 50 Stel sec die im Augenblick herrschenden Amplituden mittels starrer Federn auf einem elektrisch empfindlichen Papier als Zeitwerte, wodurch alle 50 Stel sec ein System von verschieden langen, untereinander liegenden Linien entsteht, deren Endpunkte, miteinander verbunden, die graphische Darstellung der Feldverteilung ergeben. Die Nachteile dieser Methode sind neben dem dafür nötigen umfangreichen Gerät in erster Linie ihre Kostspieligkeit (Spezialpapier, Registriergeschwindigkeit 125 cm/sec!), weiter die diskontinuierliche Zeitregistrierung und das dadurch mit 20 msec begrenzte Auflösungsvermögen.

Am großen appärativen Aufwand dürfte auch die allgemeine Anwendung des LILLYSchen Bavatrons scheitern. LILLY verwendet dabei 25 auf einer quadratischen Fläche gleichmäßig verteilte Glimmlampen, die über 25 Verstärkersysteme mit 25 ebenso im Quadrat und auf engem Raum gesetzten Elektroden verbunden sind. Das Bild der Glimmlampen wird gefilmt.

Ein ähnliches Ziel mit einfacheren Mitteln, nämlich das Studium der Phasenverschiebung und damit das Wandern eines Feldes über die Schädeloberfläche verfolgte die von uns 1952 entwickelte Technik des Vektor-EEGs (PETSCHE, 1952), die letzten Endes auf einer Analyse der LISSAJOUS-Figuren beruht. Diese Methode gestattete uns, die Latenz der Spike-and-Wave über verschiedenen Elektroden während eines Petit-Mal-Anfalles am Schädel zu messen, wobei gesetzmäßige Ablaufsrichtungen und Geschwindigkeiten zutage traten (PETSCHE u. a., 1954). Auf ähnliche Weise ließen sich Fälle von Myoklonusepilepsien analysieren (WEINGARTEN u. PETSCHE). Die Nachteile dieser Methode waren erstens, daß die Resultate um so weniger verlässlich wurden, je mehr die Wellenform von der Sinuswellenform abwich und zweitens, daß gleichzeitige Messungen nur über 2 Elektroden vorgenommen werden konnten.

Sollte diese Methodik verbessert werden, galt es vor allem zwei Forderungen zu erfüllen! 1. schien es notwendig, die Methode von allem unnötigen mathematischen Ballast zu befreien, welcher nur allzu viel artifizielle Momente schuf, bei nichtsinusförmigen Schwingungen ins Riesen-hafte anwuchs und die Exaktheit der Messungen eher beeinträchtigte als steigerte. Es galt also, die beiden Faktoren der „Messung“ und der nachträglichen „Berechnung“ möglichst weitgehend auf einen einzigen, nämlich die „Messung“ zu reduzieren; 2. mußte der Meßbereich in räumlicher und zeitlicher Hinsicht möglichst weit ausgedehnt werden, um

die Phasenverschiebung und damit Ausbreitung der hirn elektrischen Vorgänge über weiten Gebieten gleichzeitig zu erfassen, was nur bei größerer Elektrodenzahl und hohem zeitlichen Auflösungsvermögen der Apparatur zu erfüllen war.

Wir haben uns daher zur Aufgabe gestellt, ein Gerät zu entwerfen, das diesen Forderungen genügt und uns ermöglicht, die Feldverteilung über einer gradlinigen Reihe von 8 Elektroden, die monopolar an die 8 Kanäle eines EDISWAN-MARK-II-Gerätes angeschlossen sind, mit möglichst kurzer Zeiteinheit, d. h. nahezu kontinuierlich zu registrieren, um damit die Phasenlage (Latenz) und die Verschiebung der Quelle des Feldes am Schädel (die scheinbare<sup>1</sup> Ausbreitung der Erregungswelle an der Hirnoberfläche) zu bestimmen. Auf die schon so oft erörterte Problematik der monopolaren Ableitung soll an dieser Stelle nicht näher eingegangen werden. Sie spielt auch bei Messung der Latenz nur eine untergeordnete Rolle. Die Nase oder das Kinn haben sich bei unseren Aufnahmen als Bezugselektrode durchaus als brauchbar erwiesen.

Es ging also letzten Endes darum, *drei Parameter auf einer Fläche zur Abbildung zu bringen*: 1. den *Elektrodenort*, d. h. die Nummer der Elektrode, 2. die *Zeit* und 3. die *Potentialdifferenz* über jeder der 8 Elektroden gegenüber der Bezugselektrode, der Einfachheit halber, die über der aktiven Elektrode herrschende Amplitude. Diese Darstellung gelingt dadurch, daß wir den Kathodenstrahl eine Fläche schreiben lassen, deren Ordinate den Elektrodennummern von 1 bis 8 entspricht, deren Abszisse die Zeit darstellt und deren Helligkeitswerte die Amplituden über jenen Elektroden wiedergeben. Die Reihe der Elektroden, die der besseren Darstellung der Kontinuität des Feldverlaufs halber ziemlich eng beieinander liegen, bildet dann gewissermaßen einen Spalt, durch den die Potentialschwankungen der Gehirnoberfläche als Helligkeitswerte gesehen und auf einem vorbeilaufenden Film aufgenommen werden können.

### Methodik.

Da für die Registrierung meist nur ein einfacher Kathodenstrahloszillograph zur Verfügung steht, mußten Mittel und Wege gefunden werden, diesen Strahl in möglichst kurzer Zeit die von den 8 Verstärkern des EEG-Gerätes kommenden Potentiale als untereinanderliegende Helligkeitswerte abbilden zu lassen. Zu diesem Zwecke war es nötig, nur die jeweils herrschende Amplitude von einem Kanal für einen möglichst kurzen Zeitabschnitt auf den WEHNELT-Zylinder zu schalten und gleichzeitig die übrigen 7 Kanäle zu sperren. Im nächsten Zeitabschnitt, welcher etwa 0,25—0,5 msec betragen sollte, sollte die Amplitude vom nächsten Kanal her den WEHNELT-Zylinder steuern und so weiter bis zum letzten Kanal, worauf wieder

<sup>1</sup> Wir sprechen deshalb von einer „scheinbaren Ausbreitung“, weil es von der Schädeloberfläche aus nicht möglich sein kann, zu entscheiden, ob der Vorgang tatsächlich an der Rinde abläuft oder aber von subcorticalen Strukturen aus an die Oberfläche projiziert wird, wobei die einzelnen Elektroden nacheinander erreicht werden, nach Art des Hose-pipe-Effektes von GREY WALTER.

die Amplitude des ersten EEG-Verstärkerkanals durchgelassen werden sollte. Die Elektrodenreihe sollte, ebenso wie beim Fernsehen das Objekt, mit einer raschen Kippfrequenz von 200—500/sec abgetastet werden. Je höher die Abtastfrequenz, um so besser würde auch das Auflösungsvermögen für hohe Frequenzen und rasche Ausbreitungsvorgänge.

In der Widerstandssphotozelle fanden wir ein geeignetes Mittel, diese Vorstellungen zu verwirklichen. Diese Zellen zeigen bei einer angelegten Spannung von etwa 90 V eine hohe Abhängigkeit ihrer elektrischen Widerstandswerte von der Belichtung. Während sie im Dunkeln einen Widerstand von einigen Mega-Ohm aufweisen, sinkt ihr Widerstand bei Belichtung auf nur wenige Kilo-Ohm ab, es fließt kurzzeitig ein Stromimpuls, dessen Größe einerseits von der Zellenvorspannung, andererseits von der eben an die Zelle gelangenden Ausgangsspannung des EEG-Verstärkers, der sogenannten Modulationsspannung, abhängt. Derartig parallel geschaltete Zellen stellen also einen geeigneten Schalter für rasche Abtastvorgänge dar, da sie nur dann das eben herrschende Potential durchlassen, wenn sie belichtet werden. Andernfalls sperren sie. Werden diese Zellen nun durch einen Lichtstrahl der Reihe nach abgetastet, so können die den jeweiligen Potentialen zukommenden Helligkeitswerte am Schirm eines Kathodenstrahlloszillographen untereinander durch senkrechte Strahlablenkung aufgezeichnet werden. Bei gleichzeitiger waagrechter Ablenkung (Zeit) entsteht das gewünschte Bandmuster.

Die technische Verwirklichung dieses scheinbar einfachen Prinzips bot beträchtliche Schwierigkeiten. Anfangs beabsichtigten wir, die in einer Reihe angeordneten Zellen durch einen zweiten Kathodenstrahl, der mit dem Registrierstrahl synchronisiert ist, abtasten zu lassen, was eine zusätzliche Synchronisierung erspart hätte. Dabei traten jedoch wegen zu geringer Lichtstärke des Leuchtfleckes und zu langer Nachleuchtzeit des Schirmes mannigfache Störungen auf. Wir ließen die Photozellen deshalb durch das helle Licht einer Niedervoltlampe, welches nach spaltförmiger Ausblendung über ein Linsensystem und einen 24fach-Drehspiegel die Photozelle bestrich, abtasten.

Um die Abtastung mit der senkrechten Kippung des Kathodenstrahls zu synchronisieren, war eine zusätzliche 9. Zelle nötig (K), die mit dem senkrechten Plattenpaar des Oszillographen in Verbindung steht und den Strahl nach Durchgang über den Schirm wieder in die Ausgangslage zurückbringt. Eine weitere Schwierigkeit ergab sich dadurch, daß die durch die Widerstandsänderungen bei Belichtung hervorgerufenen Zelleneimpulse wohl einen raschen Anstieg, aber einen relativ langsamem Abfall zeigten (20 msec). Die Originalimpulse konnten daher als solche nicht verwendet werden, weil es bei größerer Drehzahl des Spiegels sonst zu einer Überlagerung der Impulse kam. Wir mußten daher die Impulse über ein RC-Glied differenzieren (Abb. 1), d. h. die Impulsbreite auf die Anstiegszeit verkürzen, was aber auf Kosten der Intensität ging, weshalb nun diese kurzen Impulse (0,2 msec) noch einem Impulsverstärkersystem zugeführt werden mußten, um auf die für die Helligkeitssteuerung nötigen Werte gebracht zu werden (15 V). Die Amplitudemodulation selbst erfolgt an einer mit der Zelle in Serie liegenden Modulatorröhre (ECC 40), deren Gitter kapazitiv mit dem EEG-Verstärkerausgang gekoppelt ist. Zwischen Gitter und Kopplungskondensator jeder der 8 Einheiten befindet sich ein Potentiometer (*a*) zur Einstellung der Modulationsgröße. Die Einstellung der Amplitude der noch nicht modulierten Impulse, d. h. der Grundamplituden erfolgt an den Potentiometern *b*, die die Gittervorspannung der Impulsverstärkerröhren regeln. Der gemeinsame Ausgang der 8 Impulsverstärkerröhren wird einem 2fachen, CR-gekoppelten Triodensystem zugeführt, das die für die Helligkeitssteuerung des Kathodenstrahls notwendigen Werte liefert. Das Potentiometer *c* dient zur optimalen Einstellung der Helligkeit und befindet sich am Oszillographen.

Das mit diesem System erreichbare Auflösungsvermögen liegt etwa bei 2 msec, was 500 Kippungen pro sec entspricht. Damit dürfte die Grenze erreicht sein. Bei weiterer Steigerung der Spiegeldrehzahl beginnen nämlich die Impulse ineinander zu verfließen und sich gegenseitig zu beeinflussen. Wir konnten diese Schwierigkeit durch spezielle Schaltungen, über die zur Zeit noch nicht berichtet werden kann, umgehen und nehmen derzeit mit einer Kippfrequenz von 680/sec auf, glauben aber, daß das größte überhaupt erreichbare Auflösungsvermögen zwischen 10000 und 20000/sec liegt, was einem Zeitraster von 0,1—0,05 msec Abstand entsprechen würde.

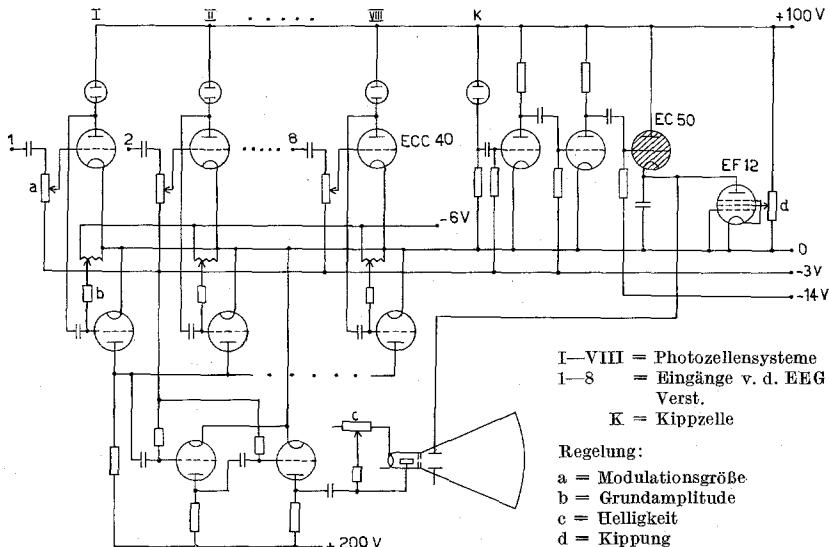


Abb. 1. Schaltplan des Photozellentoposkops.

Da die erhaltenen Werte für die Geschwindigkeit der Ausbreitung nur relativ in bezug auf die durch die Elektrodenreihe gegebene Richtung gelten — um absolute Geschwindigkeitswerte zu erhalten, ist es nötig, die Elektrodenreihe mehrfach und in verschiedenen Richtungen anzulegen — mag die erzwungene Beschränkung auf eine lineare Elektrodenreihe eine bedeutende Beeinträchtigung des Wertes der Methode vortäuschen. Auch uns schwante amfangs ein anderes Ziel vor, nämlich die Hirnrindentätigkeit direkt und kontinuierlich am Schirm sichtbar zu machen. Man könnte diesem Ziel mit einer großen Zahl von Verstärkersystemen, die mit sehr enge gesetzten, flächenhaft verteilten Elektroden verbunden wären, beliebig nahe kommen. Die Abtastung könnte spiralförmig erfolgen. Wir glauben aber nicht, daß der große Aufwand eines solchen Gerätes lohnend wäre und halten die Beschränkung auf den linearen Abgriff, der uns durch die geringe Zahl der vorhandenen EEG-Kanäle aufgezwungen wird, eher für einen Vorteil, da er ermöglicht, mit einfachen und in jedem EEG-Laboratorium verfügbaren Mitteln bisher noch nicht mögliche Messungen vorzunehmen und neue Kenntnisse über physiologische Zusammenhänge zu gewinnen.

Der andere denkbare Weg, die Verstärkersysteme durch einen einzigen Breitbandverstärker zu ersetzen und direkt am Eingang den Umschalter anzubringen, liegt derzeit noch im Bereich der Utopie, da noch kein technisches Mittel bekannt ist, störungsfreie Schaltungen im Mikrovoltbereich vorzunehmen.

Durch verschiedene Einstellung der Grundamplitude (orgelpfeifenartig) ist es auch möglich, bei Amplituden statt Helligkeitsmodulation das Gerät dazu zu verwenden, mit einem einzigen Strahlerzeugungssystem 8 Kathodenstrahlkurven am Schirm zu schreiben. Die Beschränkung auf derzeit 8 Kanäle ist nur durch das zur Verfügung stehende EEG-Gerät gegeben. Prinzipiell ist es jedenfalls möglich, bei Vorhandensein beliebig vieler Verstärkersysteme auch ebenso viele Kathodenstrahlkurven zu schreiben.

### Ergebnisse.

Im folgenden soll an Hand einiger Kurvenbeispiele die Anwendung und Bedeutung dieser neuen Methode erläutert werden. Die linke Hälfte der Abbildungen 2, 3 und 4 gibt die EDISWAN-Originalkurven wieder, die rechte Hälfte die mit dem Photozellentoposkop (PhZT) gewonnenen, helligkeitsmodulierten Aufnahmen. Das Bandmuster ist von links oben nach rechts unten durchlaufend zu lesen. Dem Kurvenausschnitt der linken Hälfte der Abbildung 1 entspricht etwa der Beginn des Bandmusters (die ersten drei Spike-and-Wave-Komplexe). Zum besseren Verständnis dieser neuen Schriftart ist es erforderlich, drei Gedankenexperimente mit der linken Hälfte der Abbildung vorzunehmen; der Übergang von ihr zum Bandmuster (Topogramm) geht wie folgt vor sich: Man stelle sich vor, das linksseitige Kurvenbild schrumpfe in der Vertikalen soweit zusammen, bis die Bandbreite des Topogramms erreicht ist. Die einzelnen Zeilen des Bandes entsprechen den 8 Ableitungen. Dann ist es nur mehr nötig, das linksseitige Kurvenbild in der Horizontalen so weit zu dehnen, bis beide Zeiteichungen gleich werden und Federndeivationen nach oben durch entsprechende Hellwerte, Deviationen nach unten durch Dunkelwerte zu ersetzen. Die Zuordnung der Helligkeitswerte zu den Amplituden entspricht der Gradationskurve des Filmmaterials.

Die Elektroden liegen bei dieser und den folgenden Abbildungen in je 4 bzw. 3 cm Abstand in einer medianen Reihe von der Nasenwurzel bis etwa in die Gegend des Inions. Die Bezugselektrode befindet sich am Kinn. Ein durch Hyperventilation bei einem 10 jährigen Mädchen ausgelöster Spike-and-Wave-Anfall wurde in Abb. 2 fast von Beginn an registriert. Dabei zeigt sich, daß die der Spitzenkomponente entsprechende Aufhellung von occipital aus eine nach frontal zunehmende Krümmung beschreibt, was nichts anderes bedeutet, als daß sich die Spitze an der Schädeloberfläche von rückwärts nach vorne zu ausbreitet und dabei gleichzeitig langsamer wird. Während die Spitze, wie eine einfache Berechnung zeigt, über den rückwärtigen 5 Elektroden eine durchschnittliche Ausbreitungsgeschwindigkeit von 19,2 m/sec aufweist, läuft sie über den vorderen 2 Elektroden nur mehr mit etwa 6,4 m/sec. Eine solche Ausbreitungstendenz ist bei der Wellenkomponente nur selten zu erkennen; im weiteren Verlauf des Anfalls, der nicht mehr in der Abbildung wiedergegeben ist, tritt sie zum Teil deutlicher hervor

und läßt sogar einen Wechsel in der Richtung erkennen. Diese Beobachtungen stehen im Einklang mit den von uns mit dem Vektor-EEG durchgeföhrten Untersuchungen (PETSCHÉ, MARKO und KUGLER 1954), die uns die Annahme nahelegten, der Spike-and-Wave-Komplex sei ein

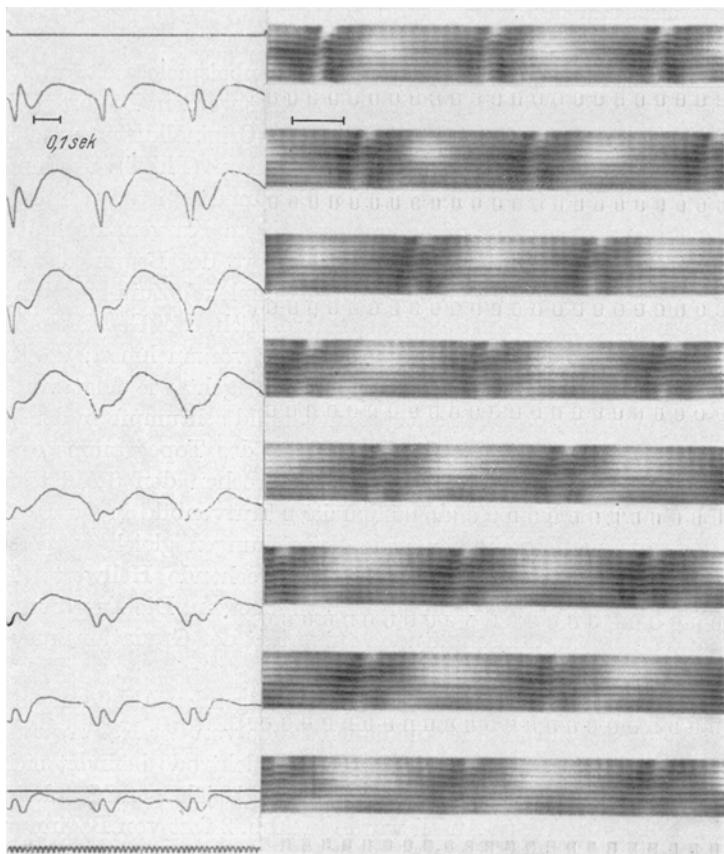


Abb. 2. *Topogramm eines Spike-and-Wave-Ablaufs* bei einem 10jährigen Mädchen. In der linken Hälfte der Abbildung zum Vergleich ein Ausschnitt eines mit dem EEG-Gerät aufgenommenen Kurvenstückes. Das Bandmuster der rechten Seite der Abbildung ist von links oben nach rechts unten durchgehend zu lesen. Die Elektroden liegen in einer Reihe von frontal nach occipital. Nähere Erläuterungen siehe Text.

aus Rinden- und subcorticaler Tätigkeit zusammengesetzter Vorgang, dessen Rindenkomponente die Spalte und dessen subcorticale Komponente die Welle darstellt. Weiter trägt zur Bestätigung dieser Ansicht die Tatsache bei, daß die Geschwindigkeit der Spalte nach frontal zu abnimmt, und zwar (wie am klarsten aus den ersten Komplexen zu ersehen ist) in einer Kurve, die einer Exponentialkurve nahekommt, wie

sie in gleicher Weise MAGUN bei der Ausbreitung ganz langsamer Rinden-vorgänge, z. B. eines corticalen Strychnin-Krampfherdes beschrieb und wie sie auch ADRIAN beobachten konnte. Damit soll keineswegs behauptet werden, beide Vorgänge ließen in gleicher Weise ab. Erwähnenswert ist ferner das langsame Verflachen der Spitzenkomponenten, die schließlich, wie das von den üblichen EEG-Kurven her bekannt ist, langsam in den immer komplizierter gebauten Wellenkomponenten verfließen. Weiters ist eine Amplitudenzunahme der Spalte gegen frontal zu erwähnenswert (besonders in den ersten Abläufen als zunehmende Helligkeit zu sehen). Nach dem üblichen Kurvenbild könnte man meinen, ihre Amplitudenzunahme erfolge nur scheinbar und relativ zu der gegen die Glabella zu immer niedriger werdenden Wellenkomponente. Das Topogramm läßt auf den ersten Blick erkennen, daß es sich um eine absolute Amplitudenzunahme handeln muß, über deren Ursache wir allerdings nur Vermutungen anstellen können.

Aus der Breite der Aufhellung oder Verdunkelung ist auf die Wellendauer, bzw. auf deren reziproken Wert, die Frequenz, zu schließen, was im Verein mit der Ausbreitungsrichtung Aufschlüsse über Frequenzänderung beim Anlauf der Welle gibt. Bei näherer Betrachtung der Wellenkomponente besonders in den späteren Komplexen (9. Sekunde, Abb. 2 rechts unten) fällt auf, daß sie einen kontinuierlichen Übergang von einem Elektrodenort zum anderen in Ausbreitung und Wellenform im Gegensatz zur Spalte vermissen läßt, was auch eher für ihre subcorticale Entstehung und Projektion gegen die Rinde sprechen würde. In diesem Kurvenabschnitt zeigt die Wellenkomponente nach frontal zu eine ausgesprochene Verbreiterung, während es in den ersten Kurvenabschnitten eher umgekehrt war.

Ein solches, mit dem PhZT gewonnenes Kurvenstück läßt also Aussagen zu, die ohne das Gerät nur mit 8 gleichzeitigen Kathodenstrahl-aufnahmen nach sorgfältiger Ausmessung gewonnen und ebenso übersichtlich erst durch eine zusätzliche graphische Darstellung wiedergegeben werden könnten.

Zur Erläuterung der zweiten Anwendungsart des PhZT trägt Abb. 3 bei, die einen Spike-and-Wave-Ablauf einer 22 jährigen Patientin bei derselben Elektrodenlage wiedergibt. Um mit dem Gerät 8 Kathodenstrahlkurven mit einem einzigen Strahlerzeugungssystem zu schreiben, ist es nur nötig, die einzelnen, den 8 Zellen zugeordneten Grundimpulse mittels der Potentiometer b in Abb. 1 orgelpfeifenartig verschieden hoch auf den gewünschten Ort der 8 Kurven einzustellen. Die von den EEG-Kanälen kommenden Potentiale werden nun auf das senkrechte Plattenpaar der Kathodenstrahlröhre gelegt und modulieren statt der Helligkeit die Amplituden dieser 8 Impulse. Auch bei dieser Anwendung werden die 8 Kurven von oben nach unten nacheinander geschrieben,

gegenwärtig also alle 680 stel Sekunden wieder ein Punkt derselben Kurve. Aus diesem Grund bekommen die Kurven vor allem bei steilen Abläufen, wie in der Abb. 3 rechts unten, ein punktiertes Aussehen, weil hier bereits die Grenze des Auflösungsvermögens erreicht ist. Andrerseits stellt aber eine derartige Punktierung der Kurve bei raschen Abläufen

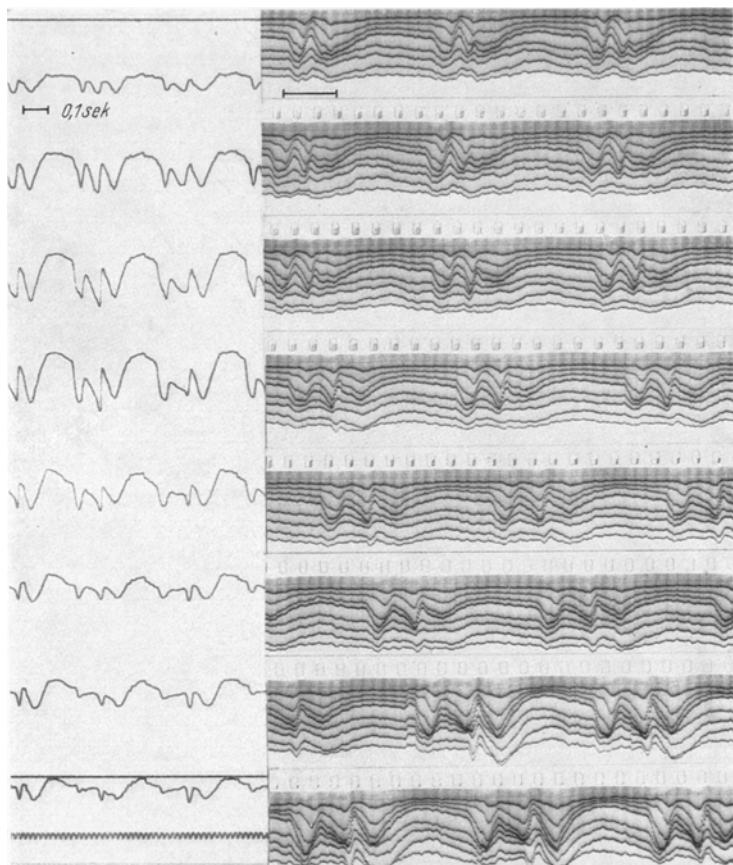


Abb. 3. 8fache Kathodenstrahlauflnahme eines Spike-and-Wave-Anfalls bei einer 22jährigen Patientin, mit einem einzigen Strahlerzeugungssystem geschrieben.

eine nicht unerwünschte Zeitschreibung dar. Die Verschattung des oberen Teils der Kurve röhrt von der fehlenden Rücklauflöschnung des Elektrodenstrahls her, die bei dem Versuchsgerät, womit die nebenstehenden Aufnahmen gewonnen wurden, noch nicht eingebaut war.

Auch diese Abbildung (Abb. 3) zeigt Ausbreitungstendenzen der beiden Spitzenelemente, die jedoch nicht so deutlich zutage treten wie bei der Helligkeitsmodulation. Deutlicher werden die Ausbreitungsverhältnisse

in der nächsten Kurve (Abb. 4), die in Helligkeitsmodulation ein Stück desselben Ablaufs wiedergibt und besonders übersichtlich die Verhältnisse der Ausbreitung und Wellendauer über den verschiedenen Elektrodenorten wiedergibt. Registriert wurde diesmal mit einer Filmgeschwindigkeit von 30 cm/sec. Auffallend an dieser Kurve sind die beiden

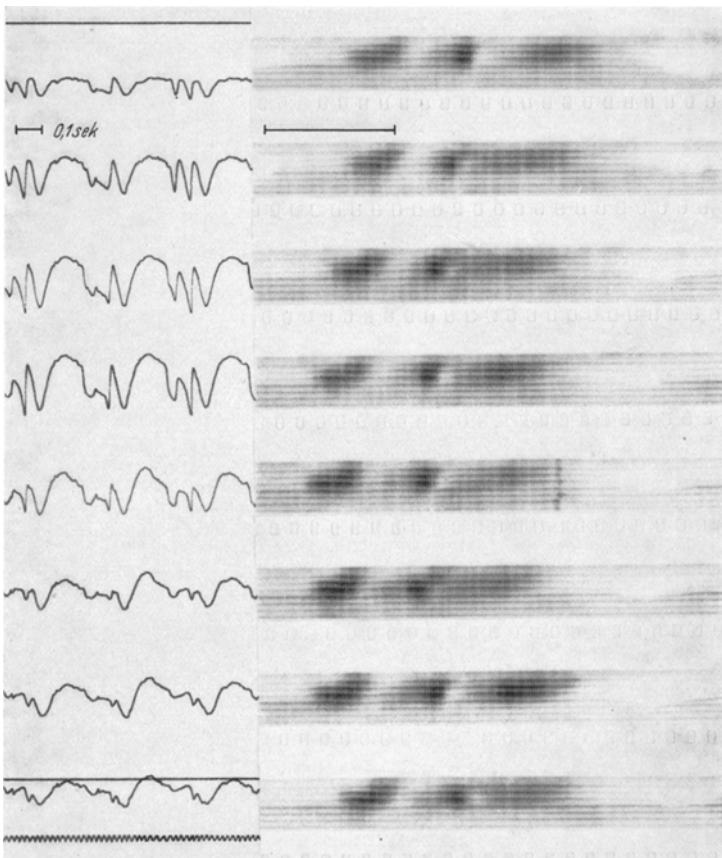


Abb. 4. Topogramm eines *Spike-and-Wave-Anfalls* derselben Patientin wie unter Abb. 3, mit großer Filmgeschwindigkeit aufgenommen (30 cm/sec).

hellen Spitzenkomponenten verschiedener Breite (Mitte), die voneinander und von der vorausgehenden und der nachfolgenden Wellenkomponente durch drei dunkle Stellen (Deviation der Spitze nach unten) getrennt sind. Diese beiden Spitzenkomponenten zeigen keine einheitliche Ausbreitung, was bei einer 22 jährigen Patientin auch nicht mehr zu erwarten ist und immer wieder bei der mit dem Alter zunehmenden Unregelmäßigkeit der Form der Spike-and-Wave-Komplexe zu beobachten

ist. Die erste, breitere Spalte läuft etwas langsamer, im Durchschnitt etwa 14 m/sec gegenüber der zweiten, schnelleren, frequenteren, die etwa 22 m/sec durchläuft. Bemerkenswert ist bei diesem Ablauf neben dem steilen Anstieg der zweiten Spalte, der sich als scharfer Übergang von dunkel zu hell abzeichnet, die Verbreiterung der ersten Spitzendeviation nach unten über der 3.—5. Elektrode, die während der Beobachtungszeit der 8 aufgenommenen Komplexe ziemlich deutlich erhalten bleibt. Viel weniger konstant ist die der negativen Welle vorausgehende Deviation nach unten und die nach negativ gerichtete Welle selbst.

Auch dieses Bild gestattet eine uns ungewohnte Synopsis vieler zeitlicher Beziehungen über einer ausgedehnten Schädelregion auf kleinstem Raum und bringt gleichzeitig eine gleichsam mikroskopische Abbildung der zeitlichen Beziehungen der Tätigkeit über den einzelnen Elektroden.

Die nächste Abbildung (Abb.5) zeigt bei großer Registriergeschwindigkeit (30 cm/sec) einen jener beim Kaninchen durch elektrische Reizung des Ammonshornes auslösbar typischen Multiple-Spike-and-Wave-Anfälle, welche aus Spitzengruppen von durchschnittlich 8—12 Spitzen bestehen, die von einer Welle gefolgt werden. Sieben derartige Spitzengruppen finden sich in der Abbildung 5 in kontinuierlicher Folge. Die Elektrodenlage war folgende: Die obersten beiden Zeilen des Bandes entsprechen der linken und rechten Präzentralregion, die unteren 6 den 6 Spitzen einer auf einem gemeinsamen Sockel befestigten Tiefenelektrode, die so in den Stammganglien eine Reihenableitung mit dem Elektrodenabstand von je 3 mm ermöglichte. Dabei zeigte sich erstens, daß die Entladungsfrequenz dieser Spitzen in einer regelmäßigen Funktion (geometrische Reihe, besonders beim letzten Ablauf deutlich zu beobachten) abnimmt, bis die Entladungsserie abbricht. Weiters zeigen sich deutliche Ausbreitungstendenzen der Spitzen in den rückwärtigen drei Elektroden, die sich im Thalamus befinden, sowie eine deutliche zeitliche Diskrepanz gegenüber den Rindenableitungen links und rechts.

Die so oft beschriebene Phasenumkehr zwischen Rinde und subcorticalen Strukturen ergibt sich daraus, daß einer hellen Stelle der Rindenableitung (1. und 2. Zeile) eine dunkle der thalamischen (6. bis 8. Zeile des Bandes) entspricht. Daß dabei gleichzeitig eine deutliche Phasenverschiebung besteht, beweist wiederum, wie kritisch der Begriff „Phasenumkehr“ eigentlich anzuwenden wäre. Die Häufigkeit seiner unbedenklichen Anwendung ergibt sich aus der Wichtigkeit der bipolaren Phasenumkehr für die Herdlokalisierung als technischem Hilfsmittel, die aber prinzipiell etwas ganz anderes ausdrückt und der biologisch keinerlei Wertigkeit zu kommt. Im Grunde dürfte die bipolare Phasenumkehr nur als grobes Instrument zur Herdbestimmung verwendet werden, wobei ihre technische

Bedingtheit (durch Verstärkerpolung) immer im Auge behalten werden müßte.

Ein in dieser neuen Schrift etwas geübtes Auge wird auch imstande sein, die Wellenform aus der Helligkeitsmodulierten Kurve zu entnehmen. Den ersten beiden Zeilen jedes Bandes der Abb. 5 (Rinde) ist leicht zu



Abb. 5. Multiple-Spike-and-Wave-Anfall des Kaninchens, durch elektrische Reizung des Ammons-hornes ausgelöst, mit 30 cm/sec aufgenommen. Die obersten beiden Zeilen jedes Bandes entsprechen der rechten und linken Präzentralregion, die unteren 6 einer subcorticalen Reihenableitung bei 3 mm Elektrodenabstand.

entnehmen, daß es sich dabei um rasch ansteigende und langsam abfallende Potentiale handeln muß, während die Spitzengruppen des letzten Komplexes im Thalamus steil ansteigenden und ebenso abfallenden Wellen entsprechen müssen und monophasisch aussehen.

Die neuen Ausblicke, die sich bei der Arbeit mit diesem Gerät auftaten, ließen es der Mühe wert erscheinen, auch den Alpharhythmus auf seine etwaige Ausbreitungstendenz hin zu untersuchen (Abb. 6). Am zweckmäßigsten erschien es uns vorerst, in Anlehnung an die grundlegenden Versuche ADRIANS und YAMAGIWA (1935) eine mediane Elektrodenreihe gleichen Abstands von occipital nach frontal zu legen (oberste Elektrode

etwa über der Zentralregion). Dabei zeigte sich, daß auch beim Alpharhythmus eine Verschiebung seines Amplitudenmaximums an der Schädeloberfläche zu beobachten ist. Die mittlere Geschwindigkeit, mit der sich ein Alphawellenberg in der Medianen verschiebt, beträgt 2—3 m/sec. Allerdings wechseln Richtung und Geschwindigkeit der Alphaausbreitung

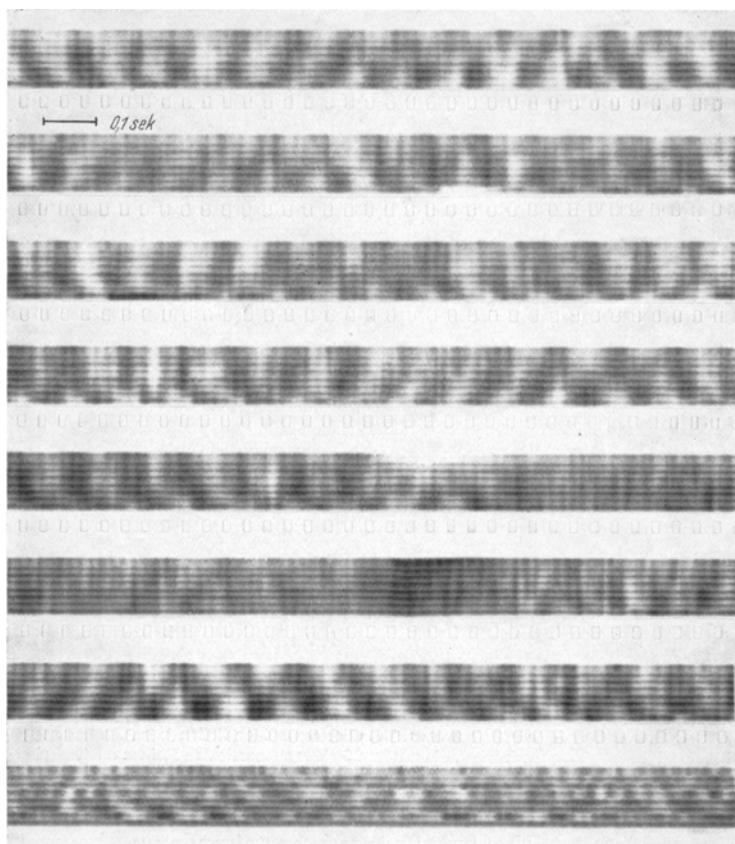


Abb. 6. *Topogramm des Alpharhythmus* eines 30jährigen gesunden Mannes bei medianer Reihenableitung (zentral oben, occipital unten). Die Aufhellung im 5. Band von oben entspricht dem Öffnen, die Dunkelstelle im 6. dem Schließen der Augen. Danach baut sich eine Alphaspinde auf (7. Band), die in ihrer ersten Hälfte eine occipito-frontale, in ihrer zweiten Hälfte eine fronto-occipitale Ausbreitung zeigt.

ziemlich regelmäßig: Die Alphawelle wandert zunächst von occipital nach frontal (Abb. 6, Beginn des 7. Bandes von oben), nach kurzer Zeit wechselt dies und ein fronto-occipitaler Ablauf setzt ein. Dieses Schwanken der Ausbreitungsrichtung ist auch in den oberen Kurven mehr oder weniger deutlich zu sehen. Besonders deutlich tritt es nach Lidschluß

hervor (Dunkelstelle etwa in der Mitte des 7. Bandes), wobei die erste Alphawelle occipital einsetzt und nach frontal abläuft. Vergleiche mit den Originalkurven haben ergeben, daß die Dauer dieses Pendelns der Alphaausbreitung von occipital nach frontal und wieder zurück mit der Dauer einer Alphaspinde koinzidiert. Die 8. Bandkurve zeigt dasselbe bei bipolarer Reihenableitung, wobei das Schwergewicht viel mehr auf nebенächliche Lokalaktivitäten im Betabereich liegt, die das einheitliche Bild weitgehend beeinträchtigen, obwohl sich auch dabei noch die Ausbreitungstendenzen einigermaßen erkennen lassen.

Diese kurze Darstellung eines Alphatopogrammes soll keineswegs beabsichtigen, einen klärenden Beitrag zur Frage der Natur des Alpha-rhythmus zu liefern. Wir wollten nur zeigen, welche neuen Seiten dem Alphaproblem abzugewinnen sind, wenn man es unter Zuhilfenahme neuer Beobachtungsmittel von einem völlig neuen Gesichtspunkt aus betrachtet.

### Zusammenfassung.

Das Photozellentoposkop gestattet, längs einer Elektrodenreihe, deren Zahl der Zahl der verfügbaren EEG-Verstärker entspricht, bei monopolarer Ableitung die Phasenbeziehungen (Latenzen) und somit die Ausbreitungsverhältnisse klar und übersichtlich darzustellen. Zur Registrierung dient ein Kathodenstrahl, dessen Helligkeit von den Amplituden der EEG-Verstärkerausgänge gesteuert wird. Die Potentialverhältnisse längs der Elektrodenreihe werden auf diese Weise nahezu kontinuierlich sichtbar gemacht und am Film aufgenommen. Eine solche Aufnahmetechnik bietet neben einer gleichsam mikroskopischen Auflösung der zeitlichen (Phasen-)Verhältnisse auch eine Synopsis der EEG-Veränderungen über weiten Gebieten auf engem Raum.

Eine geringfügige Änderung der Einstellung (orgelpfeifenartige Einstellung der Grundamplituden und Amplitudenmodulation) genügt, das Gerät zur gleichzeitigen Schreibung von 8 Kathodenstrahlkurven mit einem einzigen Strahlerzeugungssystem verwenden zu können.

### Literatur.

- ADRIAN, E. D.: The spread of activity in the cerebral cortex. *J. of Physiol.* **88**, 127—161 (1936). — ADRIAN, E. D., and K. YAMAGIWA: The origin of the BERGER rhythm. *Brain* **58**, 323 (1935). — BRAZIER, MARY A., and J. U. CASBY: Crosscorrelation and autocorrelation studies of electroencephalographic potentials. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* **4**, 201—211 (1952). — LILLY, J. C.: A 25-channel recorder for mapping the electrical potential gradients of the cerebral cortex electro-*iconograms*. *zit. n.* MARY A. BRAZIER, *Progr. in Neur. a. Psychiatry* **5**, 291 (1950). — MAGUN, R.: Tierexperimentelle Untersuchungen über die intracorticale Ausbreitung des fokalen Rindenanfalls. *Dtsch. Z. Nervenheilk.* **169**, 134—172 (1952). — PETSCHÉ,

462 H. PETSCHÉ, A. MÁRKO: Photozellentoposkop z. Bestimmg. hirnelektr. Vorgänge.

H.: Das Vektor-EEG, ein neuer Weg zur Klärung hirnelektrischer Vorgänge. Wien. Z. Nervenheilk. 5, 304—320 (1952). — PETSCHÉ, H., A. MÁRKO u. H. KUGLER: Die Ausbreitung der Spikes and Waves an der Schädeloberfläche. Wien. Z. Nervenheilk. 8, 294—323 (1954). — RÉMOND, A., et F. OFFNER: Etudes topographiques de l'activité EEG de la région occipitale. Revue neur. 87, 182—189 (1952). — WALTER GREY, W.,: Dissection, abstraction et persistance des images sensorielles dans le cerveau humain. Revue. neur. 87, 155—161 (1952). — WALTER GREY, W., and H. W. SHPTON: A new toposcopic display system. Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol. 3, 281—292 (1951). — WEINGARTEN, KLARA, u. H. PETSCHÉ: Zur Klinik der Myoklonien. Wien. Z. Nervenheilk. 7, 334—348 (1953).

Dr. H. PETSCHÉ, Wien (Österreich),  
Elektrolaboratorium d. Psychiatrisch-neurologischen Univ.-Klinik.