

Das Elektro-encephalogramm bei Blindgeborenen

Von N. Birbaumer

Bereits in seiner ersten Mitteilung (1929) veröffentlichte BERGER das EEG einer spät erblindeten Versuchsperson (Vp), schenkte aber dem Faktum, daß es sich um eine völlig normale Kurve handelte, keine große Aufmerksamkeit. Erst nach dem Erscheinen der Arbeit ADRIANS und MATTHEWS' (1934) wandte sich BERGER in seiner zehnten Mitteilung (1935) dem Problem neuerlich zu. ADRIAN und MATTHEWS lokalisierten den Ursprung («Generator») der Alpha-Wellen in die Occipitalpole des Cortex. Das Hauptargument dieser Annahme bildete die Untersuchung von drei blinden Patienten: es fand sich kein Zeichen eines Alpha-Rhythmus in den Aufzeichnungen. Damit legten ADRIAN und MATTHEWS den Grundstein zu einer Auseinandersetzung, die bis heute nicht entschieden wurde. Die Frage des occipitalen Alpha-Generators soll hier nur angedeutet werden, bei derartigen Erwägungen ist allerdings auf die unten berichteten Ergebnisse Rücksicht zu nehmen (siehe dazu auch REMOND, 1968, und REMOND et al. 1969). In der Nachfolge BERGERS und ADRIANS erschienen mehrere Arbeiten über das EEG bei blinden Personen, die sich vor allem mit dem Vorhandensein von Alpha-Wellen beschäftigten. Zu den positiven Arbeiten (Alpha-Wellen normal bis leicht reduziert) zählen BERGER (1935, 1938), LOOMIS et al. (1936 an einer Vp), COHEN (1961, 1963, Alpha stark reduziert), für Nichtvorhandensein sprachen außer ADRIAN und MATTHEWS LEVINSON et al. (1951), LAIRY und NETCHINE (1963), NAKAMA (1960), WALTER et al. (1963) und neuerdings NOVIKOVA (1966). Die klinischen Arbeiten zu Sehstörungen wurden von GIBBS und GIBBS (1964) zusammengefaßt.

Ein Teil der Ergebnisse dürfte auf den bereits von BERGER (1935) besprochenen Versuchsfehler zurückzuführen sein, daß starke Ängstlichkeit der blinden Vpn ein desynchronisiertes EEG erbringt. Dieser Versuchsfehler sollte hier durch Vorgabe eines Ängstlichkeitstests (MPI von EYSENCK), längeren, wiederholten sozialen Kontakt der blinden Vpn mit dem Versuchsleiter vor dem Versuch und genaue Exploration kontrolliert werden. In allen Ängstlichkeitsmaßen zeigten sich keinerlei Unterschiede zur Kontrollgruppe.

Wie aus Experimenten zur sensorischen Deprivation (RIESEN, 1966; ROSENZWEIG, 1963; KRECH et al. 1963; WIESEL und HUBEL, 1963, 1969)

und anatomisch-histologischen Untersuchungen (BERGER, 1900; TSANG, 1937; BERESFORD, 1961) hervorgeht, kommt es nach sensorischer Deprivation und nach Läsionen auf verschiedenen Ebenen des visuellen Systems zu ausgedehnten degenerativen Veränderungen in- und außerhalb des optischen Cortex, vor allem zu einer Modifikation der Arbeitsweise unspezifischer Systeme. Art und Ausmaß der strukturellen Veränderungen hängen in erster Linie vom Zeitpunkt des Deprivationsbeginnes ab. Diese Ergebnisse beweisen die Notwendigkeit der Untersuchung neurologisch und psychisch im Bereich der Norm liegender, erwachsener und von Geburt an völlig blinder (amaurotischer) Vpn. Erst nach der Erfüllung dieser Forderung kann man Aufschluß über die Folgen des Ausfalles des visuellen Systems auf das EEG erhalten. Das EEG der bisher untersuchten blinden Personen ist in erster Linie Ausdruck eines bestehenden atrophischen Prozesses im Gehirn, korrekte theoretische Rückschlüsse auf Alpha-Generierung und Arbeitsweise unspezifischer Strukturen sind daraus nicht ableitbar.

1. Methoden und Ergebnisse

Zwanzig blindgeborene, gesunde, erwachsene (Durchschnittsalter 22), amaurotische Vpn wurden einer vergleichbaren Kontrollgruppe von zwanzig normalsichtigen Personen (Durchschnittsalter 22,8) gegenübergestellt¹. Das EEG wurde in Ruhe- und Aktivierungsbedingungen (Anhören eines Textes zur späteren Reproduktion) und nach optischen, akustischen und taktilen Reizen von mehreren cortikalen Regionen uni- und bipolar links abgeleitet. Die Spannungsschwankungen wurden auf einem 4-Kanal-Analogmagnetbandspeicher Dorsch 414 frequenzmoduliert gespeichert. Die Verstärkung und Aufzeichnung der hirnelektrischen Aktivität erfolgte mit einem 12-Kanal-Mingograph von Elema-Schönander. Ein Impulsgeber war mit den Reizgeräten und dem Speicher verbunden und erzeugte konstante Rechteckimpulse, die den Reiz auslösten und als Trigger für den Mittelungscomputer dienten. Der akustische Reiz bestand aus kurzen Clicks (konstant 50db), die taktile Reizung aus einer kurzen, leichten immer gleich starken Berührung durch eine Hartgummispitze über dem Nagelbett des Mittelfingers der rechten Hand. Zusätzlich wurde

¹ Mein Dank gilt hier besonders Frau Prof. Jahoda und der Blindenerziehungsanstalt in Wien 2, vor allem aber meinen blinden Versuchspersonen. Die Untersuchung wurde mit Hilfe des österreichischen Fonds zur Förderung wissenschaftlicher Forschung durchgeführt.

als Kontrolle mit einem Stroboskop (18 msec dauernde Blitze) gereizt. Die Reizintervalle wurden nach dem Zufall variiert. Die Reizsituation war streng standardisiert, zur Vergleichbarkeit des Aktivierungsniveaus mußten die Personen die Zahl der gegebenen Reize abschätzen².

1.1 Frequenzpolygone und deren Weiterverarbeitung. Die EEG-Kurven Fr-Occ(frontal-occipital) über 20 Sekunden in Ruhe und Aktivierung wurden ausgemessen und die Häufigkeiten der Frequenzen von 0–30 Hz ausgezählt. Die resultierenden Frequenzpolygone wurden über die zwei Gruppen und Bedingungen gemittelt (Abb. 1)³.

In dieser Ableitung zeigt sich eine signifikante Erhöhung des Frequenzmedians in der Versuchsgruppe (VG). Die Frequenzpolygone der blinden

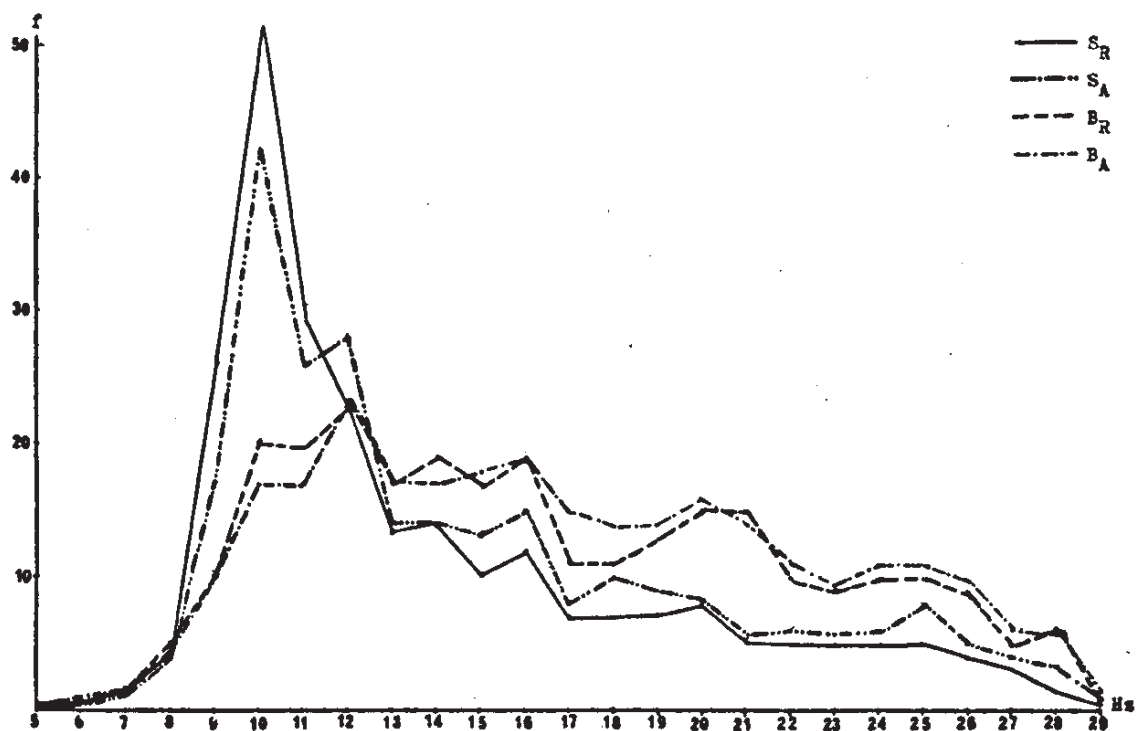


Abb. 1: Mittlere Frequenzpolygone Fr-Oc, Frequenzbänder 5–30 Hz

S_R ... Sehende in Ruhe

B_R ... Blinde in Ruhe

S_A ... Sehende in Aktivierung

B_A ... Blinde in Aktivierung

² Ich danke Herrn Steinringer für die technische Hilfe beim Aufbau der Versuchsanordnung.

³ Sämtliche Berechnungen wurden auf einer elektronischen Rechenanlage IBM 1620/II des Institutes für höhere Studien und wissenschaftliche Forschung in Wien 6, Stumpergasse 56 mit zum Teil eigenen Programmen durchgeführt. Dem Institut und der Rechenabteilung (Leitung Dr. R. Stöckelle) sei an dieser Stelle für die kostenlose Benützung herzlichst gedankt.

und sehenden Personen wurden interkorreliert (Rangkorrelationen mit Rangkorrektur) und faktorisiert (Q-Technik). Damit sollte die Frage untersucht werden, ob neben Unterschieden in den Frequenzen auch Differenzen im *Verlauf* der Frequenzpolygone bestehen und wie die Struktur der Aufeinanderfolge der Spannungsschwankungen verändert ist. Die Variablen sind also bei dieser Methode die V_{pn} , unabhängig von ihrer Gruppenzugehörigkeit. Die Interkorrelationen zwischen allen Personen waren durchwegs sehr hoch (im Mittel 0,66 in einer Matrix 38×38 , da zwei blinde Personen eliminiert worden waren). Die Faktorenanalyse wurde nach einer Anleitung HARMANS (1960) programmiert und benützt das Hauptkomponenten-Modell als spezielles Faktorenmodell und die Varimax-Rotationsmethode nach KAISER (siehe dazu PAWLIK, 1968). Von drei Faktoren besitzt nur der erste substantielle Ladungen und deckt 68 % der totalen Merkmalsvarianz⁴.

Es war also mit der hier angewandten Technik nicht möglich, unterschiedliche Frequenzverlaufstypen zwischen den beiden Personengruppen festzustellen.

1.2 Alpha-Indices. Für alle verfügbaren Ableitungspunkte wurde der von ROHRACHER (1950) vorgeschlagene Alpha-Index berechnet. Aus einer langen Registrierung wird ein alpha-reiches Stück von 10 Sekunden Dauer herausgesucht, die Anzahl der Alpha-Wellen festgestellt und durch die Durchschnittsfrequenz der Alpha-Wellen dividiert und mit 10 multipliziert.

$$I = \frac{\Sigma \text{ Alpha-Wellen in 10 Sekunden} \times 10}{\text{Frequenz in Hz}}$$

Der Alpha-Index darf als relatives Maß für die Gesamthäufigkeit der Alpha-Wellen in einer Ableitung angesehen werden. Zusammen mit der optischen Analyse lieferten diese Daten die Grundlagen für die Zurückweisung der Ergebnisse Adrians und seiner Nachuntersucher. Das Spontan-EEG der Blindgeborenen unterscheidet sich optisch kaum von der Norm. Auffällig ist nur eine frontale Alpha-Vermehrung (Abb. 2, 3).

Abb. 4 zeigt die Höhe der mittleren Alpha-Indizes, deren Standardabweichungen für die verschiedenen Ableitungen, bei den Blinden kamen in Ruhe vier Ableitungspunkte dazu.

⁴ Berechnet nach der Beziehung $\sum_i a_{ip}^2 = V_p = \lambda_p$, wonach der p-te Eigenwert (λ_p) gleich dem Varianzbetrag des p-ten Faktors ist. a_i ist die Ladung der i-ten Variable.

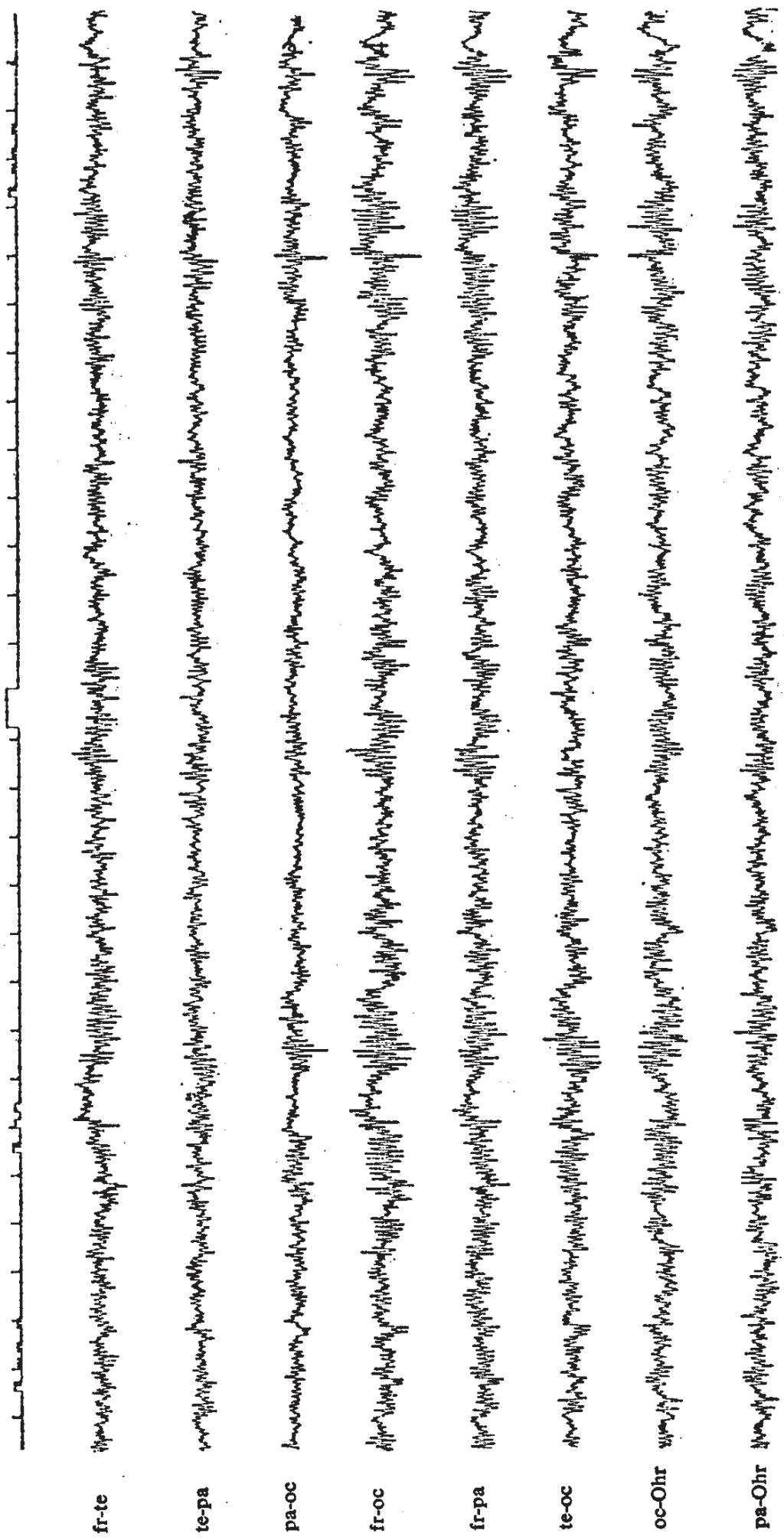


Abb. 2: Spontan-EEG einer blinden Vp

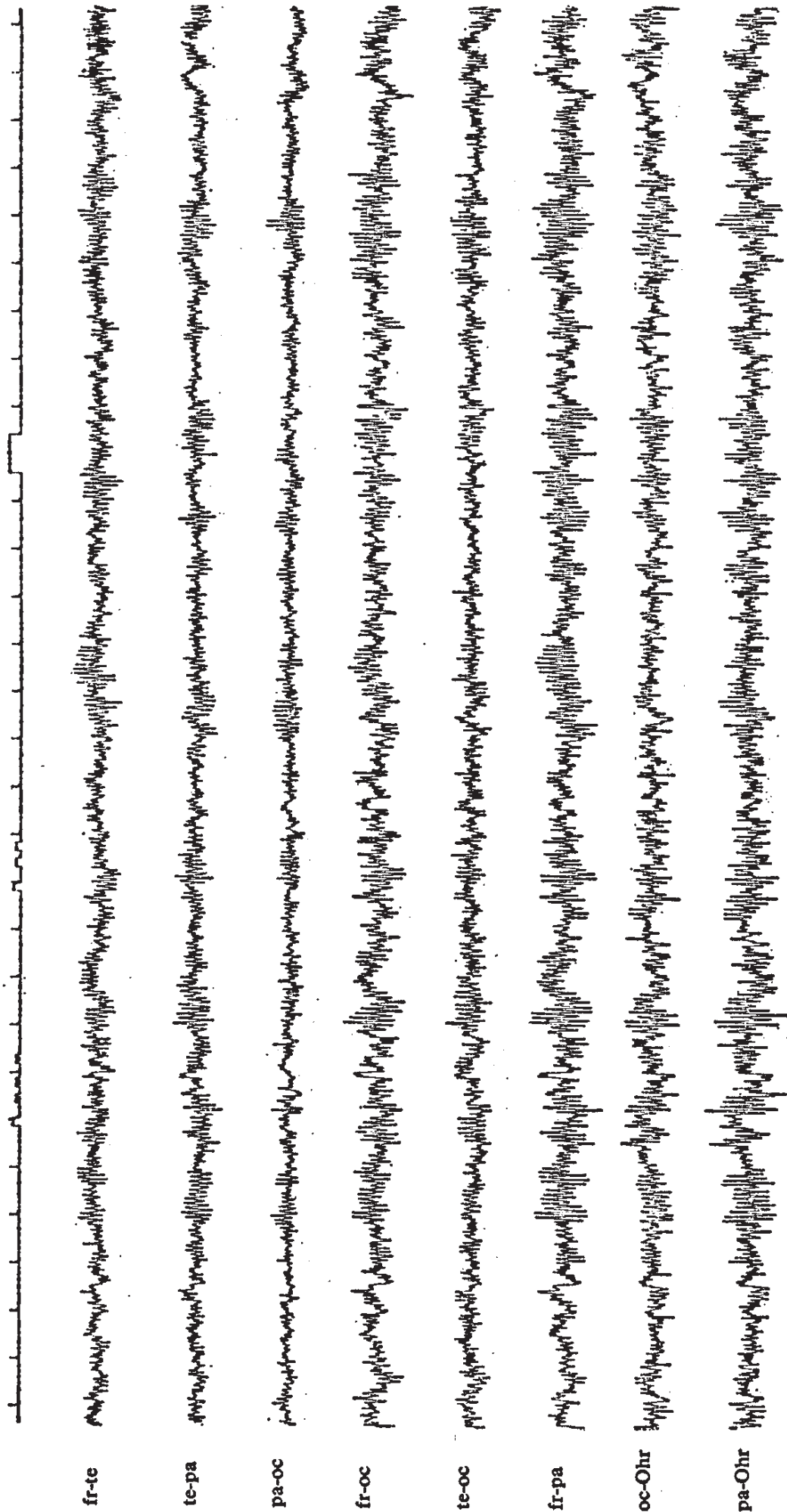


Abb. 3: Spontan-EEG einer anderen blinden Vp

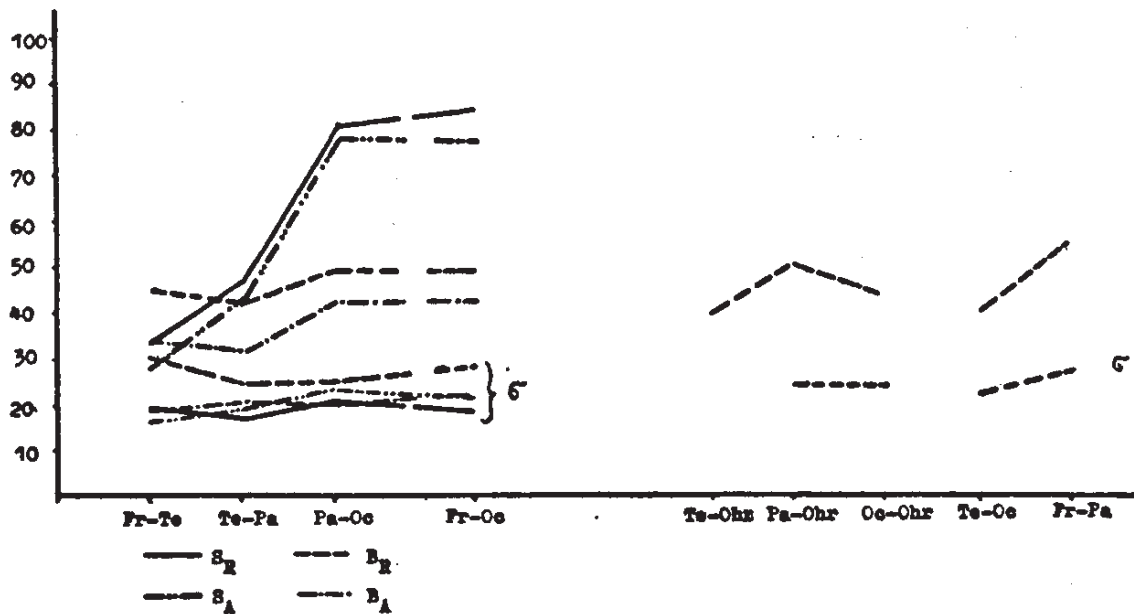


Abb. 4: Gemittelte Alpha-Indizes und deren Standardabweichungen

Alle Unterschiede wurden auf Signifikanz geprüft (U- und Wilcoxon-Test). Die entscheidenden Unterschiede sollen hier kurz verbalisiert werden:

Bei den Blinden zeigen nur die Fr-Te- und die Te-Pa-Ableitungen einen Aktivierungseffekt, während die Te-Pa-Ableitung bei den Sehenden ineffektiv ist. Die Alpha-Indizes der Blinden sind erstaunlich hoch. Die Indizes der Blinden sind über alle Ableitungen gleich groß, nur die Fr-Pa-Ableitung nimmt gegenüber den Te-Oc-Ableitungen einen höheren Wert an. Fr-Pa hat den höchsten Index.

Bei den sehenden Vpn steigt die Alpha-Besetzung von Fr über Te und Pa nach Occ. an. Blinde und Sehende unterschieden sich in Ruhe in allen Ableitungen, mit Ausnahme Fr-Te und Te-Pa. Man darf eine stärkere frontale Alpha-Tätigkeit bei Blinden in Erwägung ziehen. In der Aktivierungsbedingung unterscheiden sich Blinde und Sehende in allen Ableitungen bis auf die Fr-Te-Ableitungen. Die Alpha-Tätigkeit ist Pa höher als occipital (in der VG). Auffallend ist weiters die erhöhte Streuung bei Blinden in Ruhe.

Die Mittelwerte der Alpha-Frequenz sind bei Blinden signifikant erniedrigt.

1.3 Automatische Analog-Frequenzanalyse und deren Weiterverarbeitung. Die gespeicherten EEG-Prozesse wurden mit einem elektronischen Frequenzanalysator ausgewertet (Analysator San'eisokki EA-201), der an seinem Eingang zehn selektiv durchlässige Bandpaßfilter besitzt (5–6 Hz,

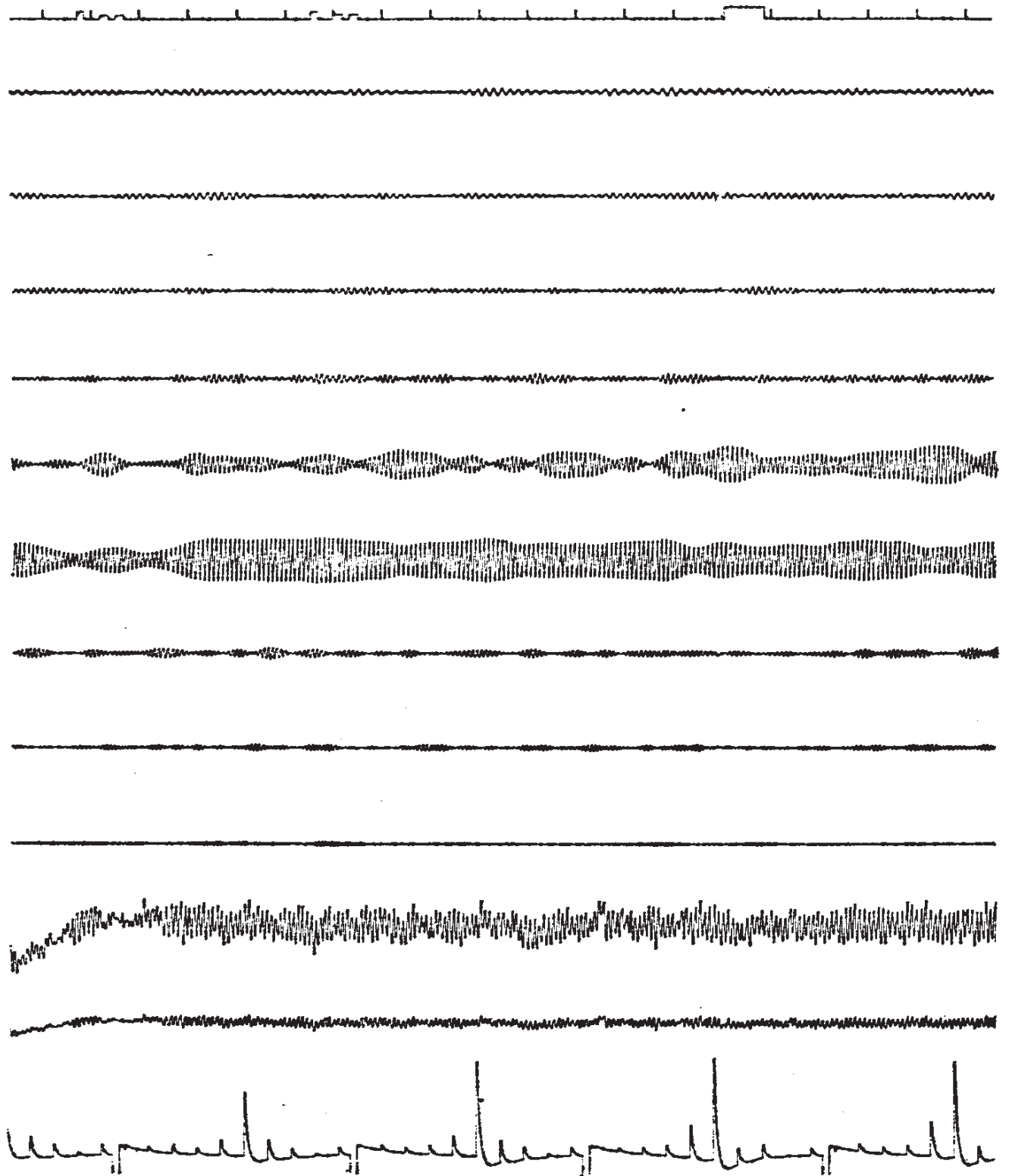


Abb. 5: Frequenzanalyse, Vp A. Kanal 1-9 Direktanalyse
Kanal 10 und 11 verschieden hoch verstärktes EEG, Kanal 12 Integration

6–7 Hz usw. bis 13–14 Hz). Der gefilterte Prozeß stößt oszillierende Resonanzkreise an, die in der Frequenz des gefilterten Prozesses schwingen. Die Amplitude der Oszillationen ist nicht nur vom Ausmaß der Spannungsproduktion abhängig, sondern auch proportional der eingegebenen Frequenzdichte. Die so direkt analysierten Frequenzkomponenten werden flächen-integriert (Integration auf Kanal 12 in Abb. 5 und 6). In Abb. 5 und 6 ist der direkt analysierte Prozeß von zwei Vpn auf Kanal 1–9 sichtbar.

Wie aus diesen Bändern ersichtlich ist, besitzt jede Person in einem Band ihre hauptsächliche Aktivität (hier 10–11 Hz). In der Modulation dieses individuellen Vorzugsfrequenzbandes sieht GUTTMANN (1966, 1967) einen wichtigen Parameter der kortikalen Spontanaktivität. Aus Abb. 5 und 6 ist zu ersehen, daß verschiedene Personen unterschiedliche Variationen im analysierten Prozeß zeigen: in Abb. 5 ein kaum variierendes, starres und leicht vorhersagbares («geordnetes») Band, in Abb. 6 eher variable, «wenig redundante» Modulationen. In mehreren Arbeiten entwickelte GUTTMANN (1966, 1967, 1968) Verfahren zur Quantifizierung des Vorzugsfrequenzbandes, von mir im folgenden «Modulationsstereotypie» genannt. GUTTMANN ging dabei von informationstheoretischen Methoden der Quantifizierung von Periodizitäten in längeren Symbolfolgen aus, wie man sie zur Erfassung von motorischen Stereotypietendenzen in der psychologischen Diagnostik verwendet (GUTTMANN und KRANNER 1960, MITTENECKER 1960). Mißt man die Amplituden des Vorzugsfrequenzbandes in einem Abstand von 0,6 Sekunden über 2 Minuten und 12 Sekunden, so erhält man eine Zahlenfolge von 220 Elementen, welche die Modulationen adäquat wiedergibt. Als maximale Amplitudenhöhe wurde ein Wert von 6 festgelegt, der minimale Wert ist 1, so daß sich eine Klassenzahl von $m = 6$ ergibt. Solche Zahlenfolgen sind unmittelbar der Berechnung informationstheoretischer Kennziffern zugänglich⁵ (zur mathematischen Explikation der Methodik in allgemeiner Form siehe ATTNEAVE 1959).

Berechnet wurden Elemententropie, Dyadenentropie und Kontextredundanz des Vorzugsfrequenzbandes der Pa-Occ-Ableitung in Ruhe und Aktivierung. In allen Maßen zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen Blinden und Sehenden, ebenso keine Differenzen zwischen Ruhe und Aktivierungsbedingung, was erneut die starke Stabilität dieser Muster beweist (GUTTMANN, 1966). Sehr massive und statistisch bedeutsame Differenzen ergab die Berechnung des sog. Konstriktionskoeffizienten («Coefficient of Constraint» nach NEWMAN und GERSTMAN,

⁵ Die Programme für die IBM 1620/II wurden von Dr. W. Herkner verfaßt.

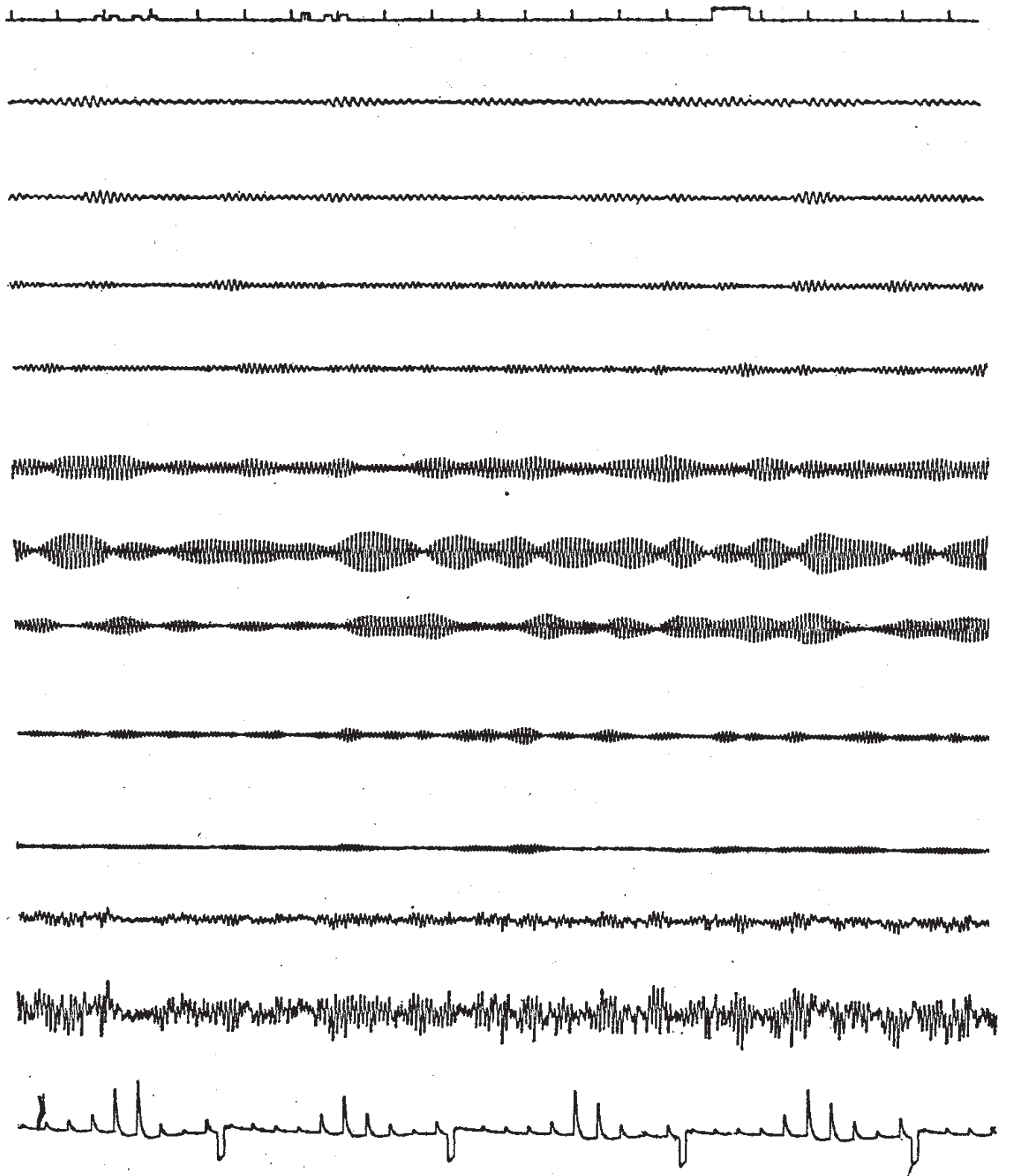


Abb. 6: Frequenzanalyse Vp B

1952, zit. nach ATTNEAVE, 1959), den man als informationstheoretischen Autokorrelationskoeffizienten interpretieren kann. Dazu wird die Kontextentropie ($H_{ij} = H_{(ij)} - H \dots$ Dyadenentropie minus Elemententropie) über verschiedene, in einem konstanten Abstand voneinander entfernten Symbolketten (= Klammerweiten) berechnet. Bei einer Klammerweite von 1 wird also die durchschnittliche Information aufeinanderfolgender Dyaden betrachtet, jeder Wert ist vom anderen 0,6 Sekunden entfernt:

1 3 6 1 1 1 2 3 5 5 . . .



Bei einer Schrittweite von 2 wird der Koeffizient über eine durch ein Symbol voneinander getrennte Kette von Paaren bestimmt,

1 3 6 1 1 1 2 3 5 5 . . .



bei Schrittweite 3 als durch 2 Symbole (1,8 Sekunden) getrennte Paare usw.

1 3 6 1 1 1 2 3 5 5 . . .



Die Kontextentropie jeder Klammerweite wird auf die Elemententropie bezogen und von 1 subtrahiert:

$$D_k = 1 - \frac{H_{ijk}}{H}$$

Der Konstriktionskoeffizient darf als ein Maß der Ähnlichkeit von Ereignisfolgen über eine entsprechende Zeitspanne (Schrittweite) aufgefaßt werden. Die Autokorrelationen wurden über die Vorzugsfrequenzbänder der Pa-Occ-Ableitung berechnet, über die Gruppen und Bedingungen gemittelt und in Prozenten der ersten Schrittweite ausgedrückt. Bei nicht-periodischem Verlauf der Modulationen muß die Funktion stetig sinken, jeder signifikante Anstieg weist auf vorhandene Periodizität hin. Aus Abb. 7 ist eine durchgehende Tendenz zu ersehen, die sich auch als statistisch bedeutsam erwies (die Absicherung erfolgte an vielen Kurvenpunkten mit parameterfreien Varianzanalysen nach KRUSKAL und WALLIS; siehe LIENERT, 1962):

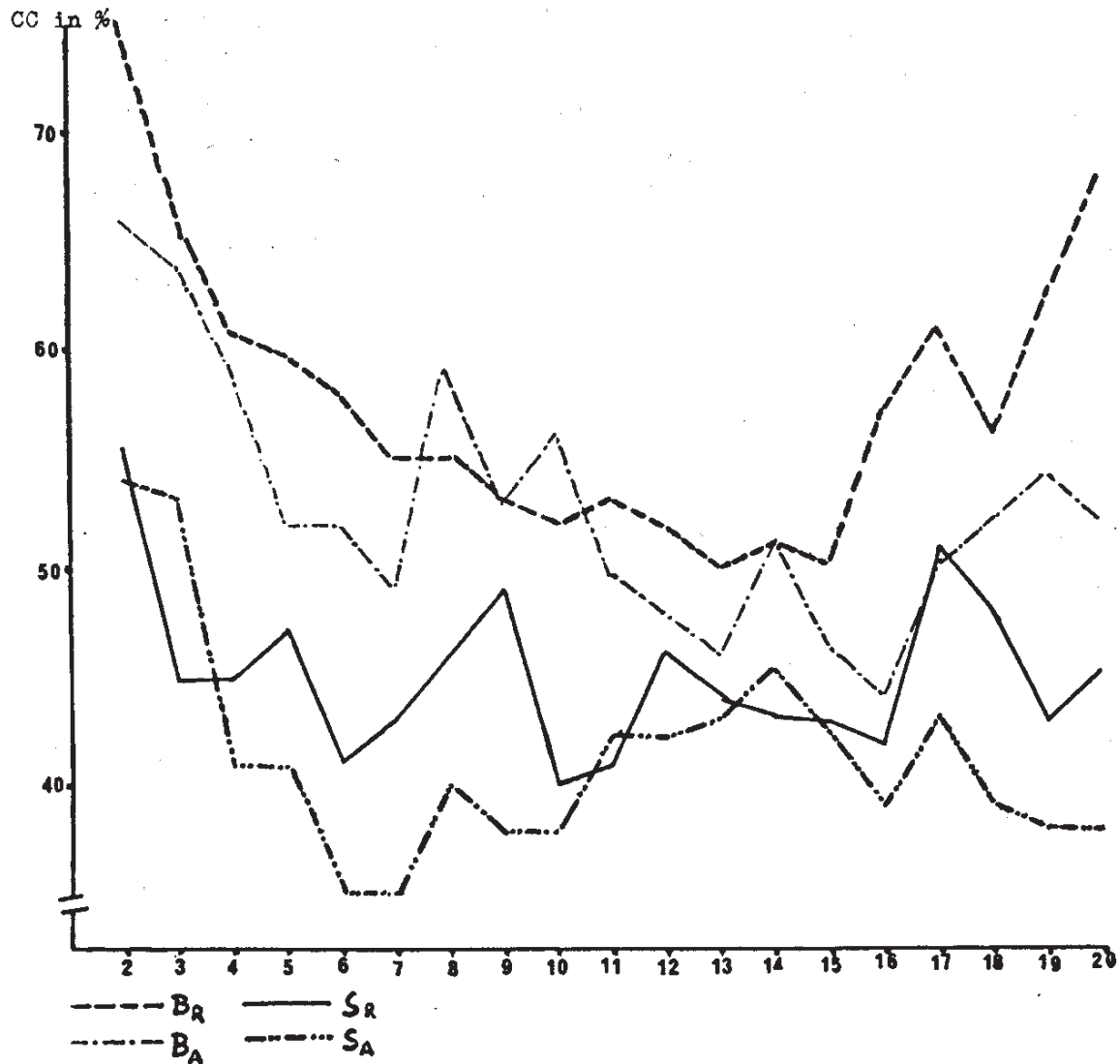


Abb. 7: Autokorrelationsfunktionen der Vorzugsfrequenzbänder Pa-Oc. Ein Teilstrich auf der Abszisse entspricht 0,6 sec

In der Ruhebedingung zeigt sich in beiden Gruppen nach rund 10 Sekunden eine Periodizität, ein wiederkehrendes Modulationsmuster, das in der Aktivierungsbedingung verschwindet. – In der Diskussion soll auf dieses Ergebnis eingegangen werden.

1.4 Sensorisch evozierte Potentiale. Das EEG (Fr-Te, Te-Pa, Pa-Occ) nach optischen, akustischen und taktilen Reizen wurde gespeichert und in dem Hybrid-Computer CAT 1000 über 1000 Millisekunden summiert. Kurzlatente («primäre») Komponenten wurden nicht analysiert, das Interesse galt vor allem der sekundären («unspezifischen») Antwort, deren Amplitudenhöhe wir als Abbild des Aktivierungsniveaus (HAIDER et al., 1964) bzw. als unmittelbares Korrelat der Empfindungsstärke zu interpretieren gelernt haben (GUTTMANN, 1968a).

Nur bei zwei der blindgeborenen Vpn konnten stark veränderte optische Potentiale festgestellt werden (Antwort erst nach 160 bzw. 225 msec). Die akustischen und taktilen Antworten wurden bei allen Personen ausgemessen und zur Veranschaulichung gemittelt. Verglichen wurden Anfangs- und Spitzenlatenzen sowie Spitze-Spitze-Amplituden. Abb. 8 zeigt die Ergebnisse, die durch optische Superposition und die Signifikanztests bestätigt wurden.

Die Wellenkomponenten des taktilen Potentials kommen insgesamt später als die entsprechenden Komponenten der akustischen Antwort.

Das taktile Potential der Normalgruppe zeigt in der Pa-Occ-Ableitung eine höchst interessante Variation gegenüber dem Te-Pa-Anteil des Po-

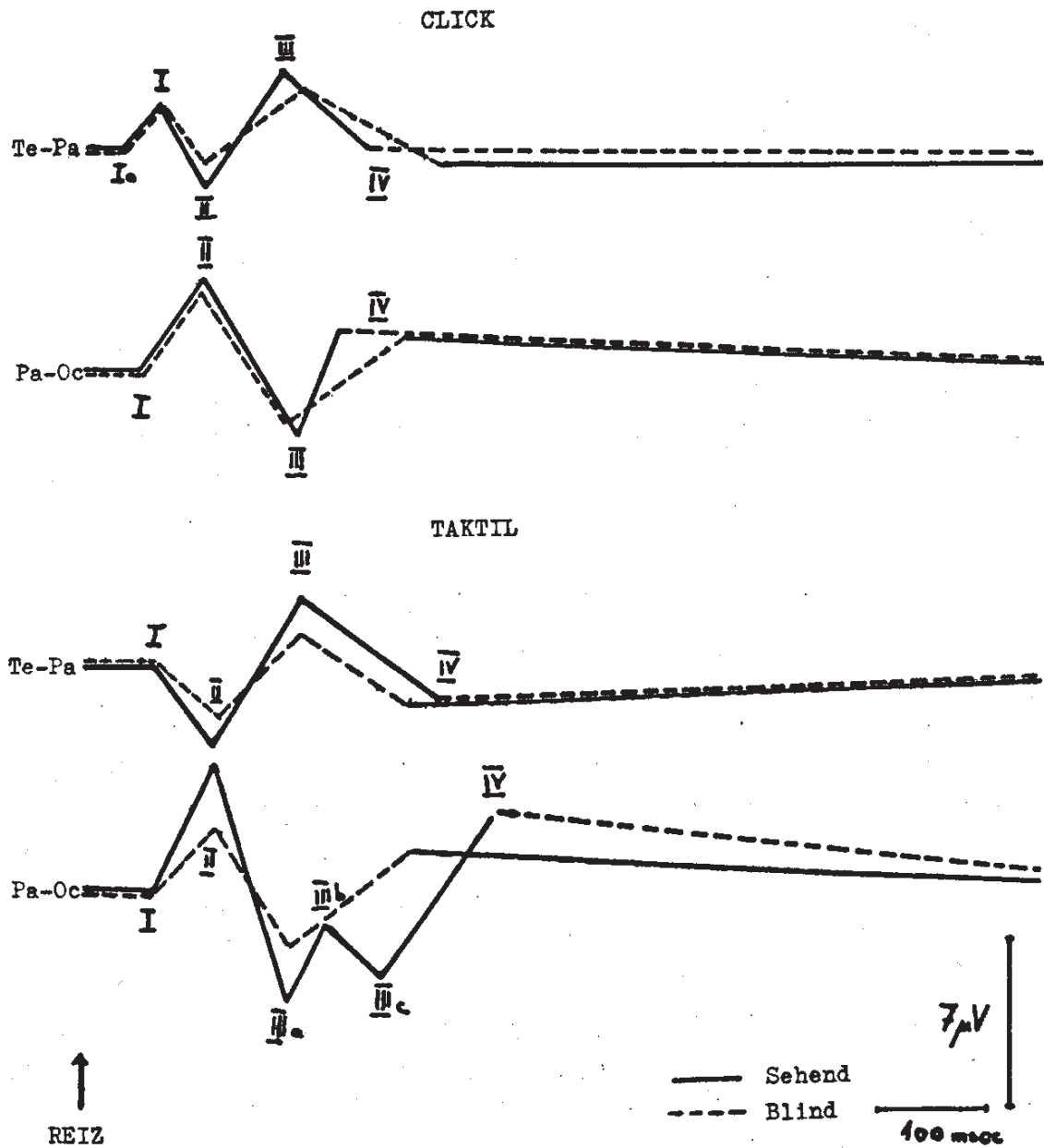


Abb. 8: Gemittelte Potentiale auf Click (oben) und taktile Reizung (unten)

tentials: die negative Antwort IIIa ist von 2 Spitzen (+, -) gefolgt, die einheitliche parietale Positivität ist in zwei Anteile zerfallen. Die Tatsache, daß bei Blindgeborenen die Wellen IIIc nicht vorhanden ist, weist auf grundsätzliche Differenzen in der taktilen Wahrnehmungsorganisation hin. Eine weitere Untersuchung mit Variationen des Reizkontinuums und Skalierung der Empfindungsqualitäten könnte dem Ergebnis einen neuropsychologischen Inhalt geben.

Das Ergebnis, daß alle Spitze-Spitze-Amplituden II-III in der VG in allen Ableitungen bei Click und taktilem Reiz signifikant erniedrigt sind, kann nur mit Vorsicht interpretiert werden: interindividuelle Vergleiche sind auch bei sorgfältiger Standardisierung des Versuchs- und Auswertungsablaufes problematisch, die Konsistenz dieser Amplitudenerniedrigung rechtfertigt aber gesonderte Erwägungen.

1.5 Zusätzliche Ergebnisse. Die von vielen Autoren berichtete Korrelation zwischen zunehmendem Alter und EEG-Frequenzstabilisierung konnte nicht bestätigt werden. Je älter und je länger erblindet eine Person ist, um so mehr nähert sich das EEG den normalen Frequenzanteilen. Blindgeborene zeigen nach Abschluß der Gehirnentwicklung ein stabiles Frequenzspektrum.

Ein interessantes Resultat erhielt ich durch die Korrelation zwischen Click- und Takttilamplitude der 100-Millisekunden-Antwort. Bei den Blinden beträgt der Koeffizient + 0,69 (ss), bei den Sehenden + 0,13 (ns). Die Personenzahl ist in meiner Untersuchung zu gering, um weittragende Schlüsse zu ziehen, eine Weiteruntersuchung dieses ersten Ansatzes erschiene aber erfolgversprechend. Bei der VG gilt also: Personen, bei denen ein Click hohe Reaktionspotentiale bewirkt, haben auch hohe Reaktionspotentiale bei den taktilen Reizen. Bei Blinden scheint dennoch eine Art Generalität der Empfindungsintensität für verschiedene Modalitäten vorzuliegen, die bei Normalsichtigen nicht besteht. Eine blinde Person ist entweder für beide Sinnesbereiche sensibilisiert, oder sie ist es für beide nicht. Bei den Sehenden ist möglicherweise eine selektive Variation des unspezifischen Erregungsbombardements für zwei Reizarten möglich; alte Fragen des Wahrnehmungstypus (auditiv versus visuell) und der subjektiven Bedeutung einer Reizmodalität könnten vielleicht über diesen Ansatz einer Lösung näher gebracht werden. Die angeführte Korrelation bei den Blinden kann auch Ausdruck einer kompensatorischen Leistung sein: das Überwiegen eines Sinnessystems führte ohne die Unterstützung visueller Wahrnehmung zu Koordinationsmängeln bei Leistungen, die einen Transfer zweier verschiedener Sinnessysteme erfordern.

2. Diskussion

Die Befunde ADRIANS und MATTHEWS und ihrer Nachuntersucher müssen zurückgewiesen werden und beruhen vermutlich auf dem eingangs erwähnten Stichprobenfehler. Eine Alpha-Verminderung soll aber trotzdem festgehalten werden: blindgeborene Personen haben unter günstigen Ableitungsbedingungen im Mittel 60 % Alpha-Wellen, das Maximum der Sehenden beträgt dagegen 90 %.

Aus der Berechnung der Alpha-Indizes geht hervor, daß sich die Alpha-Aktivität bei Blinden relativ gleichförmig über den ganzen Cortex ausbreitet, ohne besonders starke lokale Häufungen zu bilden. Der Ausfall des optischen Systems bringt den occipitalen Focus zum Verschwinden, läßt aber den übrigen Cortex unaffiziert. Pathologische Aktivitäten konnten nicht festgestellt werden.

Der corticale Tonus, soweit er von unspezifischen Synchronisations- und Desynchronisationsstrukturen determiniert ist, scheint im optisch deprivierten Cortex verändert zu sein: der Occipitallappen wird vom aufsteigenden Aktivierungssystem nicht mehr adäquat versorgt. Eine transsynaptische Degeneration thalamischer Efferenzen in die Sehrinde wäre eine Erklärungsmöglichkeit. Die Ursache der degenerativen Veränderungen kann ebenso von degenerierten Neuronen der Area 17 ihren Ausgang nehmen. Eine andere Erklärungsmöglichkeit besteht in der Annahme, daß die afferente Übertragung unspezifischer Impulse funktionsgemäß abläuft, aber atrophierte Zellen und Dendriten vorfindet und daher wirkungslos «verpufft». In dieses Konzept paßt auch die Tatsache der erhöhten Frequenzvariabilität der Blinden in Ruhe, wovon aber die Fr-Occ-Ableitung ausgenommen ist. Daß sich der Hinterhauptslappen aber keineswegs in einem «irritierten» Zustand befindet und unabhängig vom übrigen Gewebe entladet, konnte durch die Interkorrelationsstudie wahrscheinlich gemacht werden: das Ruhe-EEG der Blinden unterliegt denselben Steuerungsprinzipien wie das der Sehenden. Der Verlauf des Fr-Occ-Frequenzspektrums ist in beiden Personengruppen von grundsätzlich gleichen Mechanismen bestimmt.

Unterstützt wird die Annahme einer Degeneration thalamischer Efferenzen durch die Arbeiten ANDERSENS und ANDERSSONS (1968). Andererseits scheinen die intrathalamischen Feed-back-Kreise bei Blinden unaffiziert. Die Hypothese einer relativ spezifischen Organisation unspezifischer Thalamuskernne konnte von ANDERSEN und ANDERSSON bestätigt werden, indem sie die Generierung der langsamen Wellen in allen Thalamuskernen, auch den «spezifischen», nachweisen konnten.

Zusammenfassend kann man dazu sagen, daß eine effektive Aktivie-

rung (Aufmerksamkeitserhöhung) der Fr-Occ-Ableitung bei Blindgeborenen nicht mehr möglich ist, daß aber die Steuerung unspezifischer Systeme weiter erhalten bleibt. Das Bestehen eines tonisierenden Einflusses unspezifischer Strukturen ist an der Streuungsverminderung auch occipitaler Frequenzanteile unter Aktivierung abzulesen. LINDSLEYS et al. (1964) Ergebnisse an licht-deprivierten Affen werden dadurch gestützt. Das unspezifische Aktivierungssystem kann die Erregbarkeit der Neurone im optischen Cortex nur mehr teilweise regulieren. Die Struktur der Regulationsgesetze bleibt aber gleich. Die Steuermechanismen haben sich nicht geändert, sie wurden für einzelne Zielgebiete nur weniger effektiv. Man ist versucht, zusätzlich eine kompensatorische Leistung unspezifischer Aktivierungsstrukturen anzunehmen: der occipitale Aktivierungsausfall wird durch Desynchronisation der *ganzen* übrigen Rinde aufgehoben. Beim Sehenden ist zwar die occipitale Rinde von der unspezifischen Aktivierung betroffen, andere Rindenabschnitte (Te-Pa) werden aber nicht erfaßt.

Die Ergebnisse der Potentialuntersuchung und die übrigen Aktivierungsversuche weisen auf eine Dissoziation der unspezifischen synchronisierenden und aktivierenden Feed-back-Systeme auf subcortikaler, limbischer oder kortikaler Ebene hin. Statt erhöhtem (kompensiertem) Aufmerksamkeitsniveau müßte der Verhaltensforscher eher eine leicht herabgesetzte oder zumindest «unharmonische», dissoziierte Bewußtseinslage annehmen. Diese Hypothese kann aber nur nach gezielten psychologischen Untersuchungen mit Aufmerksamkeits-tests entschieden werden. Die Testverfahren müßten dabei aber zwischen Blinden und Sehenden vergleichbar sein (identische Itemparameter).

Die 10-Sekunden-Periodizitäten können zusammen mit den anderen Resultaten im Sinne der von ROHRACHER (1935, 1937, 1967) beschriebenen Hypothese interpretiert werden. ROHRACHER (1937) wies die Ununterdrückbarkeit der Alpha-Wellen nach und zeigte, daß die längsten alpha-freien Intervalle 10–14 Sekunden betragen. Die Aktivierungsbedingung kann eine Verschiebung dieser Periodizität bewirkt haben. Zusammenfassend kann man sagen: falls es sich bei den 10-Sekunden-Periodizitäten um wiederkehrende Alpha-Muster im Sinne ROHRACHERS handelt, so wird diese Periodizität im Laufe der ersten zwei Aktivierungsminuten unterdrückt oder verschoben.

Ein weiteres fruchtbares Erklärungskonzept hirnelektrischer Vorgänge stellt die finalistische Theorie SIMONOV's (1968) dar, die in ihren Grundannahmen bereits von PETSCHKE und HOFF (1957) vorweggenommen wurde. Der Alpha-Rhythmus wird als schwingende Barriere gegen ständigen, biologisch insignifikanten Impulseinstrom interpretiert (präventive

Inhibition). Der visuelle Cortex hat beim Sehenden besonders viel irrelevante Information abzuwehren und verfügt daher über die stärkste Alpha-Aktivität. Beim Blinden verschiebt sich die Notwendigkeit präventiver Inhibition vom inaktiven optischen System auf den erhaltenen, sensorischen Verarbeitungsapparat. Die Alpha-Wellen verschwinden aus den occipitalen Gebieten und verhindern in den intakten Cortexteilen eine ständige Aktivierung.

3. Zusammenfassung

Auf der Basis der in der Einleitung beschriebenen Grundlagen wurde eine Gruppe von zwanzig blindgeborenen, erwachsenen und neurologisch unauffälligen Personen untersucht und einer vergleichbaren Kontrollgruppe von 20 sehenden Versuchspersonen gegenübergestellt.

Die elektrische Aktivität des Gehirns der Vpn wurde in Ruhe, unter Aktivierungsbedingung und nach Reizen verschiedener Modalität (Click, Berührung und Blitz) registriert.

Verschiedene Parameter der hirnelektrischen Spannungsschwankungen wurden statistisch verrechnet und die Ergebnisse von Versuchs- und Kontrollgruppe einander gegenübergestellt. Die Datenverarbeitung erfolgte von Hand und mit Hilfe eines elektronischen Frequenzanalysators sowie mit Digital- und Analog-Computern.

Die Hauptegebnisse lauten: Alpha-Wellen sind auch bei Blindgeborenen vorhanden, die Alpha-Häufigkeit ist aber geringfügig vermindert. Der Verlauf der Frequenzspektren ist in Ruhe bei beiden Gruppen gleich. Blinde haben frontal mehr und occipital weniger Alpha-Wellen als Sehende. Bei Blindgeborenen werden andere Cortexteile aktiviert als bei Sehenden. Versuchs- und Kontrollgruppe zeigen in Ruhe 10-Sekunden-Periodizitäten (wiederkehrende Frequenzmuster), in der Aktivierungsbedingung verschwindet diese Periodizität. Die Amplituden der evozierten Potentiale auf Click und Berührung sind bei Blindgeborenen erniedrigt. Die Form des taktilen Potentials ist bei Blinden verändert.

Ein Großteil der Resultate steht im Widerspruch zur klassischen Theorie unspezifischer Aktivierung. In der Interpretation wird eine Integration der vorliegenden Erhebungen mit neuen, komplexeren Ansätzen der Aktivierungstheorie versucht.

4. Literatur

- ADRIAN, E. D. und MATTHEWS, B. H. C.: The Berger rhythm: Potential changes from the occipital lobes in man. *Brain* 57, 355 (1934).
- ANDERSEN, P. und ANDERSSON, S. A.: «Physiological Basis of the Alpha-Rhythm.» Appelton Century Crofts, New York 1968.
- ATTNEAVE, F.: «Informationstheorie in der Psychologie.» Übersetzung von: «Applications of Information Theory to Psychology.» Holt, New York 1959, Huber, Bern 1965.
- BERESFORD, W. A.: Fibre degeneration following lesions of the visual cortex of the cat. In: Jung, R. und Kornhuber, H. (Eds.), «Neurophysiologie und Psychophysik des visuellen Systems.» Springer, Berlin 1961.
- BERGER, H.: Experimentell-Anatomische Studien über die durch den Mangel optischer Reize veranlaßten Entwicklungshemmungen im Occipitallappen des Hundes und der Katze. *Archiv für Psychiat. u. Nervenkr.* 73, 521 (1900).
- BERGER, H.: Das Elektrencephalogramm des Menschen. *Nova Acta Leopoldina* 6, 38, 173 (1938).
- BERGER, H.: Über das Elektrencephalogramm des Menschen. 10. Mitteilung. *Archiv für Psychiatrie* 103, 444 (1935).
- COHEN, J.: EEG with children blind from infancy. In: Clark, L. L. (Ed.) «Proceedings of the International Congress on Technology and Blindness.» Vol. II, Panel II (1963).
- COHEN, S., BOSHES, L. D. and SNIDER, R. S.: Electroencephalographic changes following retrolental fibroplasia. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* 13, 914, (1961).
- EYSENCK, H. J.: Das «Maudsley Personality Inventory» (MPI). Verlag für Psychol., Göttingen 1959.
- GIBBS, F. A. and GIBBS, E.: «Atlas of EEG.» Vol. 3, «Neurological and Psychiatric Disorders.» Addison-Wesley, Mass. 1964.
- GUTTMANN, G.: Die Quantifizierung von Ordnungstendenzen im Frequenzverlauf der hirnelektrischen Ruheaktivität. Bericht über den 25. Kongreß der Dt. Gesellsch. für Psychologie. Verlag für Psychologie, Göttingen 1966, 554.
- GUTTMANN, G.: Periodizitäten im Frequenzverlauf der hirnelektrischen Ruheaktivität. *Zschr. f. exper. u. angew. Psychol.* 14, 39a (1967).
- GUTTMANN, G.: Hirnelektrische Korrelate einfacher Wahrnehmungen: Das akustisch evozierte Potential als Abbild psychischer Prozesse. *Studia Psychologica* X, 10, 3, 200 (1968).
- GUTTMANN, G. und KRANNER, H.: Verfahren zur Registrierung von Ereignisfolgen und Berechnung ihres Ordnungsgrades. *Zschr. f. exper. u. angew. Psychol.* 7, 401 (1960).
- HAIDER, M., SPONG, P. and LINDSLEY, D. B.: Attention, vigilance and cortical evoked potentials in humans. *Science* 145, 180 (1964).
- HARMAN, H. H.: Factor analysis. In: Ralston, A. and Wilf, H. (Eds.) «Mathematical Methods für Digital Computers.» Wiley, New York 1960.
- KRECH, D., ROSENZWEIG, M. R. and BENNETT, E. L.: Effects of complex environment and blindness on rat brain. *Arch. Neurol.* 8, 403 (1963).
- LAIRY, G. C. and NETCHINE, S.: The EEG in partially sighted children related to clinical and psychological data. In: Clark, L. L. (Ed.), «Proceedings of the

- International Congress on Technology and Blindness.» Vol. II, Panel II. The American Foundation for the Blind, New York 1963.
- LEVINSON, J. D., GIBBS, E., STILLERMAN, M. L. and PERLSTEIN, M. A.: EEG and eye disorders. *Pediatrics* 7, 422 (1951).
- LIENERT, G. A.: «Verteilungsfreie Methoden in der Biostatistik.» Hain, Meisenheim 1962.
- LINDSLEY, D. B., WENDT, R. H., LINDSLEY, D. F., FOX, S. S., HOWELL, H. and ADEY, W. R.: Diurnal activity, behavior and EEG responses in visually deprived monkeys. *Ann. N. Y. Acad. Sci.* 117, 564 (1964).
- LOOMIS, A. L., HARVEY, E. N. and HOBART, G.: Electrical potentials of the human brain. *J. Exp. Psychol.* 19, 3 (1936).
- MITTENECKER, E.: Die informationstheoretische Auswertung des Zeigeversuches bei Psychotikern und Neurotikern. *Zschr. f. exp. u. angew. Psychol.* 7, 392 (1960).
- NAKAMA, S.: A study on the EEG of the blind by means of frequency band analysis (Jap.). *Zschr. d. Med. Abteilung der Univ. Kagoshima* 12, 4, 1888 (1960).
- NOVIKOVA, L. A.: «The effect of visual and auditory disturbances on the functional state of the brain.» Prosveschenie Publishing House, 1966 zit. nach *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* 26, 547 (1969).
- PAWLIK, K.: «Dimensionen des Verhaltens.» Huber, Bern 1968.
- PETSCHKE, H. und HOFF, H.: Alpha-Rhythmus und Gehirnfunktion. *Ann. Vol. Physiol. exp. med. Sci.*, 1957.
- REMOND, A.: The importance of topographic data in EEG phenomena and an electrical model to reproduce them. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.*, 1968, Supp. 27.
- REMOND, A., LESÈVRE, N., JOSEPH, J. P., RIEGER, M. and LAIRY, G. C.: The alpha average. I. Methodology and description. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* 26, 245 (1969).
- RIESEN, A. H.: Sensory Deprivation. In: Stellar, E. and Sprague, J. M. (Eds.), «Progress in Physiological Psychology.» Vol. 1, Acad. Press, New York 1966.
- ROHRACHER, H.: Die gehirnelektrischen Erscheinungen bei gesitiger Arbeit. *Zschr. f. Psychol.* 136, 308 (1935).
- ROHRACHER, H.: Die gehirnelektrischen Erscheinungen bei verschiedenen psychischen Vorgängen. *Commentationes Pontificia Academia Scientiarum* 1, 89 (1937).
- ROHRACHER, H.: Ein einfacher Index zur Auswertung des Elektrencephalogramms. *Arch. f. Psychiat. u. Zschr. f. Neurol.* 184, 487 (1950).
- ROHRACHER, H.: «Die Arbeitsweise des Gehirns und die psychischen Vorgänge.» Barth, München 1967.
- ROSENZWEIG, M. R.: Mechanisms of seeing: The role of the brain. In: Clark, L. L. (Ed.), «Proceedings on the International Congress on Technology and Blindness.» Vol. II, Panel 2. The American Foundation for the Blind, New York 1963.
- SIMONOV, P. V.: Basic (Alpha) EEG rhythm as electrographic manifestations of preventive inhibition of brain structure. In: Asratyan, E. A. (Ed.), «Brain Reflexes.» Progress in Brain Research, Vol. 22. Elsevier, Amsterdam 1968.
- TSANG YÜ-CHÜAN: Visual centers in blinded rats. *J. Comp. Neurol.* 66, 211 (1937).

- WALTER, W. G., COHEN, J., COOPER, R. and WINTER, A.: Analysis of intrinsic brain rhythms and responses evoked by visual, auditory and tactile stimuli in a group of congenitally blind children. In: Clark, L. L. (Ed.), «Proceedings of the International Congress on Technology and Blindness.» Vol. II, Panel 2. The American Foundation for the Blind, New York 1963.
- WIESEL, T. N. and HUBEL, D. H.: Effects of visual deprivation on morphology and physiology of cells in the cat's lateral geniculate body. *J. Neurophysiol.* 26, 1003 (1963).
- WIESEL, T. N. and HUBEL, D. H.: Comparison of the effects of unilateral and bilateral eye closure on cortical unit responses in kittens. *J. Neurophysiol.* 28, 1029 (1965).