

## Automatische EEG-Intervall-Spektrumanalyse (EISA) zur Langzeitdarstellung der Schlafperiodik und Narkose\*

JAN FRIEDRICH TÖNNIES

Laboratorium für Elektrophysik, Freiburg i. Br. und Neurologische Klinik mit  
Abteilung für Neurophysiologie der Universität Freiburg i. Br.

Eingegangen am 25. Mai 1969

*Automatic EEG Interval Spectrum Analysis (EISA)  
for Long Duration Recordings of Sleep and Anaesthesia*

*Summary.* 1. A new method of EEG interval spectrum analysis (EISA) is described. It is based on the development of an earlier interval analysis, proposed 1958/1961. In contrast to Fourier's analysis, only larger waves of more than a third of the average amplitude are selected and their interval is measured automatically. Each reciprocal value of these intervals, corresponding to frequencies of 1—30 per sec, is marked by a single point of the ordinate scale with slow paper speed (2.5—20 mm per minute). This allows a compression of long EEG spectral records on a very short time scale. In contrast to earlier frequency analyses which average certain frequency bands, the EISA apparatus records single EEG wave intervals continuously and aperiodically.

2. The EISA method is suitable for long duration recordings of EEGs over several hours. A night sleep EEG of 8 hours is condensed for synopsis on a record of 1.2 m length. The advantages and limits of the method in comparison to other automatic EEG analysers are discussed.

3. The practical application of the method is demonstrated by EEG recordings of night sleep and during anaesthesia, partly with telemetry. The slowing and disappearance of alpha rhythms at the onset of sleep and the slow waves of deep sleep and anaesthesia are clearly indicated in the synoptic EISA record. The different EEG stages of sleep are well distinguishable and their durations can be measured easily from the EISA record. Especially the paradoxical stage with rapid eye movements (REM sleep) stands out distinctly and shows different features from an arousal EEG and other sleep stages.

*Key-Words:* EEG-spectrum — Aperiodic Interval-Analyser — Sleep — Narcosis.

*Zusammenfassung.* 1. Eine neue Methode der *EEG-Intervall-Spektrumanalyse* (EISA) wird beschrieben. Sie ist eine Weiterentwicklung der 1958/61 kurz mitgeteilten EEG-Intervallanalyse. Im Gegensatz zum Fourier-Verfahren werden nur größere Wellen, ohne die überlagerten Verzerrungen erfaßt und davon die reziproken Intervallwerte verschiedener Frequenzen von 1—30 Hz jeweils durch einen Punkt auf einer Ordinatenskala bezeichnet. Damit wird ein kontinuierliches Spektrum des EEG aperiodisch auf kleinem Raum dargestellt. Im Gegensatz zu

\* Nach Vorträgen in der Med. Gesellschaft, Freiburg i. Br., 10. Dezember 1968 und der Tagung der Deutschen EEG-Gesellschaft, Bonn, 15. Mai 1969.

früheren Frequenzanalysen werden nicht Durchschnittswerte von Frequenzbändern sondern die genauen Intervallabstände aller einzelnen Wellen in kontinuierlicher spektraler Anordnung aperiodisch aufgezeichnet.

2. Das EISA-Verfahren ist besonders geeignet zur zeitlichen Raffung *langdauernder, über Stunden laufender EEG-Auswertungen*. Es ermöglicht, ein 8stündiges EEG auf einem Papierband von 1,2 m Länge übersichtlich zusammenfassen.

3. Die praktische Anwendung des Verfahrens wird bei *Schlaf-* und *Narkose-* EEG-Ableitungen beschrieben, z. T. kombiniert mit Telemetrie. Die Verlangsamung des Alpha-Rhythmus beim Einschlafen und die langsamten Wellen von Schlaf und Narkose werden deutlich angezeigt in synoptischer Darstellung. Die verschiedenen *Schlaf-EEG-Stadien* sind gut voneinander zu unterscheiden und deren Dauer kann im EISA-Gramm ausgemessen werden. Insbesondere das paradoxe Traumstadium mit raschen Augenbewegungen (REM) tritt deutlich hervor mit bestimmten Merkmalen, die eine Abgrenzung gegen andere *Schlaf-Stadien* leicht machen.

*Schlüsselwörter:* EEG-Spektrum — Aperiodischer Intervallanalysator — Schlaf — Narkose.

### Einleitung

Hans Berger hatte seinen physikalischen Mitarbeiter G. Dietsch schon bald nach der EEG-Entdeckung angeregt, mit der Fourier-Analyse den Frequenzgehalt der EEG-Kurven zu entschlüsseln [2]. Das Ergebnis war enttäuschend. Auch spätere Versuche mit der automatischen Fourier-Analyse der EEG-Wellen, die Gibbs [5] u. a. [1, 7, 11, 14] unternahmen, blieben unbefriedigend. Seitdem sind zahlreiche Methoden der EEG-Analyse entwickelt, als Apparatur gebaut und meistens wieder verlassen worden.

Keiner dieser Apparate hat sich in der Praxis durchgesetzt. Die Fourier-Analyse ist für hirnelektrische Kurven wenig geeignet, weil sie ein Gemisch periodischer Sinuswellen voraussetzt, das dem realen EEG nicht entspricht. Hirnlemente, die sinusförmige Potentialänderungen abgeben, konnten bisher nicht nachgewiesen werden. Auch die neuerdings verwendete automatische Verarbeitung von EEG-Kurven in elektronischen Rechenanlagen, die einen sehr teuren apparativen Aufwand benötigt, konnte noch keine zeitlich zusammenfassende Darstellung von EEG-Funktions-Verläufen erreichen.

Bis heute ist auch die integrative Frequenzanalyse von G. Walter [14] oder der kontinuierlich schreibende Spektrograph von Bekkering u. Mitarb. [1, 11] ohne praktische Bedeutung geblieben. Andere Verfahren der EEG-Phasenkorrelation wie das Toposkop Walters [15] haben sich ebensowenig durchgesetzt. Ich habe daher 1958 eine aperiodische Auswertung der einzelnen EEG-Wellen durch Intervallanalyse als die physikalisch und physiologisch adäquatere Methode begründet [13]. Diese Meßart wurde in weiteren Modellen durchgearbeitet und ermöglicht jetzt eine *zeitrafferartige Punktdarstellung jeder einzelnen EEG-Welle* auf engem Raum. Damit haben wir eine für *Langzeitanalysen des EEG*

brauchbare Methode, über deren Ergebnisse zur Darstellung der Schlafperioden und ihre Anwendung zur Narkose und Hypoxie-Kontrolle bei Operationen berichtet werden soll.

### Das EISA-Verfahren im Vergleich mit anderen EEG-Analysen

Die Mehrzahl der verschiedenen bisherigen Konstruktionen [5, 14] für die objektive Analyse von EEG-Kurven waren zu sehr auf zwei Funktionseigenschaften eingestellt: 1. Gruppierung auf eine Anzahl bestimmter Frequenzbänder und 2. Ergebnisdarstellung für zusammengefaßte Zeitabschnitte.

Es wurde einerseits angestrebt, das gesamte interessierende Frequenzband zwischen etwa 1 Hz und 30 Hz zu unterteilen auf eine mehr oder weniger große *Gruppenzahl einzelner Frequenzbänder*. Es wurde also nicht angegeben, daß die Alpha-Wellen z. B. einen bevorzugten Frequenzwert zwischen 9,4 und 9,9 Hz haben, sondern daß alle Wellen in dem Bereich zwischen 9,0 und 10,0 Hz im Vergleich zu anderen Frequenzbereichen (von 8,0—9,0 und von 10,0—11,0 Hz usw.) eine bestimmte Häufigkeit und Aktivitätsgröße aufweisen [14].

Das zweite Merkmal, das bei früheren Konstruktionen bevorzugt wurde, ist die *statistische Zusammenfassung für Zeitabschnitte von mehreren Sekunden* (10 sec oder das Vielfache davon). Am verbreitesten war die von G. Walter [14] entwickelte Methodik mit 24 Frequenzbändern zwischen 1,5—30 Hz, statistisch zusammengefaßt für 10 sec Perioden. Damit konnten durchschnittliche Verlangsamungen des Alpha-Rhythmus erkennbar gemacht werden, aber es wurde nicht jede Einzelwelle dargestellt. Für diese Frequenzanalyse wurden elektrische Filter oder mechanische Resonatoren oder beides kombiniert benutzt und deren mehr oder weniger intensive Anregung während der 10 sec-Meßperiode als Analyseergebnis über den normalen EEG-Kurven ausgeschrieben.

Auf einer Tagung der Deutschen EEG-Gesellschaft 1958 habe ich dargelegt [13], daß es physikalisch-mathematisch und auch physiologisch richtiger ist, das EEG nicht nach den Formeln von Fourier als regelmäßig andauernde Grundschwingungen mit verschiedenem Oberwellengehalt zu behandeln, sondern daß eine *aperiodische Auswertung* zu bevorzugen ist, mit der nur das Zeitintervall zwischen zwei benachbarten EEG-Wellen als Merkmal des Frequenzgehaltes dieser so abgegrenzten Welle benutzt wird. Der Ausdruck „Frequenzgehalt“ ist in diesem Sinne, nämlich für eine Intervallbewertung, nicht ganz richtig, denn in Physik und Technik spricht man dann von einer Frequenz, wenn mindestens mit einigen regelmäßigen Wiederholungen eine Wiederkehr von gleichartig langen Wellen zu beobachten ist. Das EISA-Verfahren erfaßt dagegen, völlig aperiodisch messend — also ohne Einfluß einer vorhergehenden Welle oder einer nachfolgenden Welle — nur den *Intervallwert*. Natürlich

kann eine regelmäßige Folge von Zeitintervallen auch reziprok als Frequenzwert ausgedrückt und in dieser Benennung für den Maßstab der Ordinate der Auswertungskurve dargestellt werden. Wenn wir so den Ausdruck „Frequenzwert“ benutzen, und zwar trotz der berechtigten Bedenken auch für einzelne Intervalle, so geschieht dies mit Rücksicht auf die nunmehr 40jährige EEG-Tradition, seitdem H. Berger mit gutem Recht (auch physikalisch betrachtet) 10 Hz- oder 20 Hz-Wellen Alpha- oder Beta-Wellen nannte. Außer diesen besonders deutlich erkennbaren regelmäßigen Alpha- und Beta-Wellen oder den langsameren Theta- und Delta-Wellen sind aber weitaus mehr Kurventeile auszuwerten, in denen regelmäßige Folgen gleicher Frequenz nur selten oder gar nicht vorkommen. Solche dysrhythmischen EEG-Typen sind nicht selten und beherrschen oft schon im Wachzustand an vielen Ableitungsorten das Kurvenbild. Bei Zustandsänderungen im Schlaf, in der Narkose und der Anoxie können die Intervalle oder die Frequenzwerte in sehr verschiedenen Spektrumbereichen liegen. Für die Kennzeichnung vieler EEG-Typen nützt es wenig, die häufigsten Frequenzen zu beschreiben und sie in verschiedenen Benennungen des griechischen Alphabets einzurichten: Es erscheinen allzuoft EEG-Stadien, die mit einer einzigen dominanten Frequenzziffer nicht zu bezeichnen sind. Eine adäquate Kennzeichnung ist dann nur durch eine Darstellung des tatsächlichen *Frequenzspektrums* in seiner Breite und seiner Verteilung möglich. In dysrhythmischen Kurven fehlen oft klare Frequenzbeziehungen einzelner Wellen zu den vorangehenden oder nachfolgenden. Es sei daran erinnert, daß elektrische oder mechanische Filter solche Einzelwellen, die nicht in mehrfacher Wiederholung in bestimmtem Rhythmus auftreten, nicht richtig erfassen können. Je enger die Durchlaßkurven von Filtern sind, umso länger werden die Einschwing- und Abklingzeiten, um so mehr wird es notwendig, daß die Nennfrequenz oder die Mitte des Durchlaßbereiches mit der Frequenz der auszumessenden Kurve übereinstimmt. Um so größer werden damit auch unvermeidbare physikalische Fehler der Meßergebnisse, wenn einzelne Wellen aus beliebiger Dysrhythmie mit Ausfilterungen bewertet werden sollen. Daher schien es für einen Fortschritt der EEG-Analysemethoden unausweichlich, auf die *aperiodische Messung und Darstellung der einzelnen Zeitintervalle für jede Welle* überzugehen. Es sollte auch angestrebt werden, daß jedes größere Element der EEG-Kurve in dem Analysenergebnis erkennbar und mit seinen Intervallwerten an der Darstellung der spektralen Verteilung beteiligt wird.

Diese Eigenschaften der Intervallmessung und ihrer spektrumartigen Darstellung haben in der Namensgebung unseres Verfahrens ihren Ausdruck gefunden, indem es eine **EEG-Intervall-Spektrum-Analyse** vor nimmt = EISA. Die gewonnenen Kurven werden *EISA-Gramm* genannt.

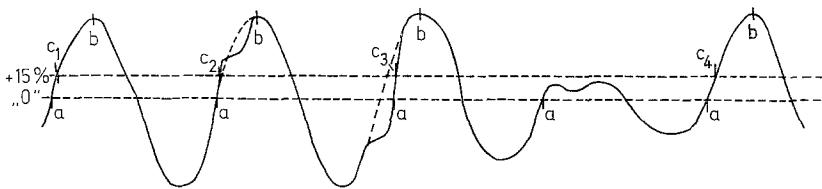


Abb. 1. Erzeugung von Abgrenzungspunkten zur EEG-Intervallmessung als Grundlage des EISA-Verfahrens. a-a-a Intervalle aus Durchgängen einer konstruierten idealen Nulllinie; b-b-b Intervalle aus den Kurven-Gipfelpunkten; c<sub>1</sub>-c<sub>2</sub>-c<sub>3</sub>-c<sub>4</sub> Intervalle aus Null-Durchgang + 15% Schwellenwert; diese Markierung bei bestimmten Prozentwerten der Durchschnittsamplituden wird beim EISA-Verfahren bevorzugt. Das c<sub>1</sub>-c<sub>2</sub>-Intervall wird bei unregelmäßigen EEG-Wellen durch die überlagerte Verzerrung etwas verkürzt, das c<sub>2</sub>-c<sub>3</sub>-Intervall etwas verlängert. Die nächste Welle erreicht nach oben nicht den Schwellenwert und gibt keinen Abgrenzungspunkt, es entsteht das doppelt so lange Intervall c<sub>3</sub>-c<sub>4</sub>

### Arbeitsprinzip der EISA-Messung

Aus einer einzelnen EEG-Kurve wird ein bestimmtes *Merkmal* in aufsteigender oder absteigender Kurvenrichtung ausgewählt, das kennzeichnend sein soll für *Beginn* und *Ende* eines Intervalls für die einzelne EEG-Welle, Abb. 1 zeigt solche Merkmale. Zum Beispiel kann der Nulldurchgang aller aufsteigenden Kurvenäste (a) als Merkmal markiert werden oder es werden nur die oberen Gipfelpunkte aller EEG-Wellen (b) gewählt oder man kann beides modifizieren. Am zweckmäßigsten wird die Intervallmarkierung so eingestellt, daß *15% einer mittleren Amplitudengröße überschritten sein müssen*, um nach dem Nulldurchgang des Kurvenzuges einen Intervallabschnitt zu markieren (c). Solange nur eine regelmäßige Grundwelle mit wenig Oberwellen oder geringen Abweichungen von der Sinusform auszuwerten wäre, bliebe das Ergebnis in allen Meßverfahren nach a oder b oder c unverändert. Die Intervalle wären unabhängig von der Art der markierenden Abgrenzung einander gleich. Die völlig unveränderte Sinusform ist aber im EEG praktisch nur selten gegeben. Die Intervalle c<sub>1</sub>-c<sub>2</sub> und c<sub>2</sub>-c<sub>3</sub> zeigen, wie die überlagerten Verzerrungen und Abweichungen von der Sinusform die jeweilige Intervalldauer modifizieren können. Es kommt dann trotz gleicher Grundwelle zunächst ein kürzeres und dann ein etwas längeres Intervall zur Auswertung. In der EISA-Gramm-Darstellung ergibt sich dadurch auch ein kürzeres und ein längeres Intervall. Bei sehr kleinen Auslenkungen können die Oberwellen und Verzerrungen sogar von der messenden Bewertung ausgeschlossen werden: c<sub>3</sub>-c<sub>4</sub>. Das ist deswegen notwendig, weil aus dem Verlauf einer Kurve mit diesem Verfahren tatsächlich nur das Merkmal der Grundwellenrhythmen oder das der dominanten Intervalldauer verwertet wird, nicht aber die Merkmale

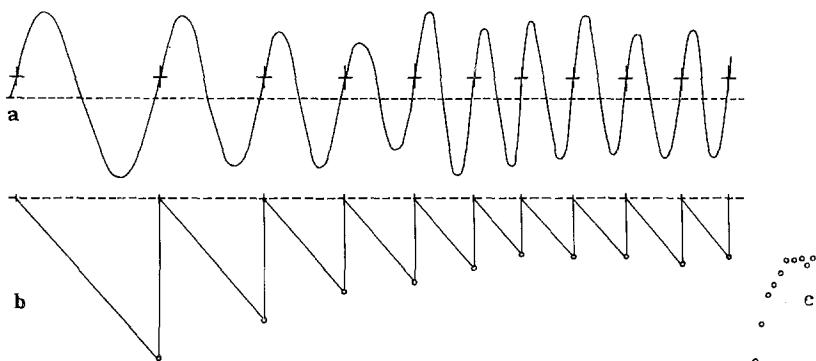


Abb. 2a—c. Bildung der Ordinatenwerte des EISA-Gramms bei Wellen abnehmender Intervalldauer. a EEG-Kurve mit zunehmenden Frequenzwerten. b Meßkondensatorenladungen. Die Intervalldauer entspricht der Umladung eines Meßkondensators. Durch ein langes Intervall, also eine lange Umladungsdauer, entsteht ein größerer Spannungswert und für die schnellen Wellen kleinere Spannungswerte. c Ordinatenschreibung. Nur die Endpunkte der Umladungskurven werden sichtbar gemacht und in zeitlich verdichteter Darstellung mit langsamer Registriergeschwindigkeit wiedergegeben

der Amplitudengröße. Die verzerrenden Abweichungen von der Sinusform beeinflussen zwar durch Verlängerungen der Intervalle (wie bei  $c_1-c_2$  und  $c_2-c_3$ ) das Ergebnis der Analyse, erscheinen aber doch nur als Modifikation und nicht als selbständige Intervallbewertung. Nur dann, wenn so große Unregelmäßigkeiten wie zwischen  $c_3-c_4$  auftreten, kann die Erzeugung des abgrenzenden Meßimpulses einer kleineren Welle ausfallen, so daß ein verlängertes Intervall von oft doppelter Dauer gemessen wird. Mit der elektronischen Erfassung der einzelnen Meßpunkte werden jeweils Abgrenzungssignale erzeugt, deren Abstände als Triggerimpulse den Intervallwert bestimmen. Diese Werte werden einzeln als Punkte fortlaufend in ein Koordinatensystem eingetragen. Die *Ordinate* bezeichnet die *Intervalldauer*, die *Abszisse* die *Zeit* in langsamer Papiergeschwindigkeit.

Die Funktion der Umwandlung in Ordinatenwerte besteht in der *Umladung eines Kondensators* nach Abb. 2, in dem für längere Intervalle ein großer Spannungswert entsteht und für kürzere Intervalle ein kleinerer. Kurze Intervalle erzeugen so für die Ordinatenwerte im EISA-Gramm ihre Punkte oben und längere Intervalle unten (vgl. Skala links, Abb. 3). Grundsätzlich sind die Intervallzeiten jeweils reziprok den Frequenzwerten: eine 20 Hz Beta-Welle hat 50 msec Intervallwert und eine 6 Hz Delta-Welle gibt eine 163 msec Intervalldauer. Durch eine spannungsabhängige Beeinflussung der Kondensator-Umladung wird das Verhältnis zwischen kurzer, mittlerer und längerer Intervalldauer in gewissem Umfang verzerrt und auch modifiziert, weil es zweckmäßig ist, im EISA-Gramm von einem genauen linearen Maßstab der Frequenzwerte oder von dem theoretisch richtigen Verhältnis zwischen Intervallwert und Spannungswert für das einzelne Intervall

abzuweichen. Durch die absichtlich in die elektronische Umformung eingeführten Verzerrungen hat der Frequenzbereich zwischen 30 und 20 Hz, der für das EEG weniger bedeutsam ist, ebensoviel Breite im dargestellten Intervallspektrum wie der im EEG viel wichtige kleinere Frequenzbereich zwischen 2 und 8 Hz. Diese Verteilung ist angepaßt an das praktische Bedürfnis, die interessante Verschiebung zwischen 4 und 5 Hz gegenüber einer Verschiebung von 24 auf 25 Hz deutlicher abzubilden. Das letztere ist dem EEG-Auswerter fast bedeutungslos, während Verschiebungen im langsamen Wellenbereich sowohl für das normale und das pathologische EEG wie auch für das Schlaf-EEG wichtig sind. Der insgesamt ausgewertete Frequenzbereich liegt zwischen 30 und 1 Hz.

Die gegenwärtige Ausbildung des EISA-Verfahrens enthält als Nachteil, daß von jeder EEG-Welle nur das Merkmal ihrer Intervall-dauer, nicht aber das Merkmal der Amplitude zur Verwertung kommt. Nur die einstellbare Ansprechschwelle (Trigger-Schwelle) hat die Wirkung, daß Wellen mit zu kleiner Amplitude unbewertet bleiben. Das EISA-Verfahren ist also beschränkt auf die Verwertung *dominanter Grundwellen*. Die Beschränkung kann deswegen hingenommen werden, weil bei der herkömmlichen visuellen Beurteilung der normalen EEG-Kurven das gleiche Merkmal im Vordergrund des Interesses steht, meistens auch unter Nichtbeachtung der Wellen kleinerer und kleinster Amplitude.

Da in der EEG-Erfahrung die Kombination des Merkmals Grundfrequenz mit dem Merkmal einer mittleren Aktivität im kleinen, mittleren oder großen Amplitudenbereich durchaus bedeutungsvoll in die Beurteilung einbezogen wird, wird zusätzlich zum EISA-Gramm auch die normale EEG-Kurve aufgezeichnet, die mit der Analyse ausgewertet wird. Durch die große zeitliche Verdichtung im EISA-Gramm kann man in der nur zur Amplitudenauswertung mitgeschriebenen EEG-Verdichtungskurve Einzelheiten der Wellenform und der Frequenz nicht unterscheiden, aber man kann jederzeit das EISA-Gramm auf das EEG beziehen, um festzustellen, ob dieser Teil zu einer EEG-Aktivität mit kleiner oder großer Amplitude gehört.

Wegen dieser noch nicht automatischen Kombination von Amplitudenbild mit dem Spektrumsbild soll das Verfahren dahin ausgebaut werden, daß auch im Spektrumbild das Erscheinen eines Intervalls mit großer Amplitude stärker bewertet wird, als die Messung eines gleichlangen Intervalls mit einer kleinen Amplitude. Beide werden jetzt mit einem Punkt gleicher Intensität dargestellt.

Es wird möglich sein, das Registrierverfahren des EISA-Gramms so zu ergänzen, daß je nach der Amplitude der einzelnen Welle der im EISA-Gramm dargestellte Abdruck mit einem kurzen oder etwas längeren Strich erfolgt. Eine 4 Hz-Aktivität, die ja vorzugsweise mit größerer Amplitude erscheint, würde dadurch im Spektrumbild die Schwärzung des Registrierpapiers auf einer größeren Fläche bewirken. Das Vorhandensein einer größeren Amplitude würde damit mehr Gewicht für die Auswertung erhalten. An sich sind die langsameren Wellen schon dadurch benachteiligt, daß z. B. eine 3 sec andauernde 4 Hz-Aktivität nur 12 Punkte erzeugt, während eine 3 sec andauernde Aktivität im Beta-Bereich schon 60 Punkte liefert. Auch dieser Faktor läßt sich ausgleichen, aber es ist zunächst darauf ver-

zichtet, weil für die Frage der Zweckmäßigkeit solcher Modifikationen den EEG-Praktikern eine Mitsprache gebührt. Das gilt auch für die Frage, ob eine automatische Ausregelung verschiedener langzeitlicher Amplitudenniveaus förderlich oder verwirrend wäre.

Im EISA-System wird das bisherige Merkmal vieler EEG-Analysemethoden verlassen, nämlich die Ausgabe der Ergebnisse für 10 sec-Zeitabschnitte. Die Ausgabe erfolgt jetzt *kontinuierlich*, indem jedes einzelne Zeitintervall sofort nach seiner Beendigung mit einem geschwärzten Punkt im EEG erscheint. Damit ist erreicht, daß das EISA-Gramm *die Repräsentation jeder einzelnen EEG-Welle enthält*.

Es werden auch für regelmäßige Wellenbilder, die wir bei der visuellen Bewertung einheitlich als Alpha-, Beta- oder Delta-Frequenzen beurteilen, von Welle zu Welle Abweichungen von der Nennfrequenz gemessen. Auch eine dominante Frequenz erscheint im EISA-Gramm mehr als Frequenzband mit meistens gleichmäßiger Verteilung der Meßpunkte zwischen einer oberen und unteren Grenze. Die normale Alpha-Wellenaktivität erscheint als Punkteanhäufung oder bei sehr langsamer Registrierung als Schwärzungsdichte in einem Band, das deutlich begrenzt ist, z. B. zwischen 9,4 und 10,2 Hz. Jede einzelne Versuchsperson zeigt eine bestimmte *Alpha-Bandbreite* im 8–12 Hz-Bereich, die für die Einzelperson oder für deren jeweiligen Zustand typisch ist. Persönliche Unterschiede sind gut erkennbar nach der Lage des Alpha-Spektrumbandes, wie auch nach dessen Breite.

Eine leichte Frequenzabsenkung des Alpha-Bandes, einige Minuten vor dem Einschlafen ist oft erkennbar (Abb.3).

Die Registrierung des EISA-Gramms erfolgt mit einer *Papiergeschwindigkeit*, die gegenüber der normalen EEG-Darstellung um einen großen Faktor *verlangsamt* ist. Eine Schlafkurvendarstellung, die z. B. mit der normalen oder mit der halben für das EEG üblichen Papiergeschwindigkeit von 30 oder 15 mm/sec (= 1,8 oder 0,9 m/min) aufgenommen wird, kann im EISA-Gramm für den Verlauf eines Nachschlafes mit nur 2,5 oder 5 mm/min aufgezeichnet werden, so daß sich eine *zeitliche Verdichtung* um den Faktor 720–180 ergibt. Mit 0,15 m/std liefert dann 8 Std Schlafüberwachung nur 1,2 m Kurvenlänge.

Unsere EEG-Kenntnisse erlauben es selten, jeder einzelnen EEG-Welle oder etwa jeder der verschiedenen Wellengruppen eine gut begründete Zuordnung zu bestimmten Funktionen des Gehirns zu geben. Soweit solche Zuordnungen möglich sind, z. B. für offene oder geschlossene Augen — ohne und mit Alpha-Wellen —, für Tiefschlaf — Delta-Wellen — oder rhythmische Krampfpotentiale bei Epilepsie, sind diese im üblichen EEG-Kurvenbild gut sichtbar und sie erscheinen ebenfalls deutlich im EISA-Verfahren. Andere Merkmale gehen verloren, z. B. wird das in der EEG-Kurve typische spike and wave-

Muster im EISA-Gramm nicht erkennbar sein. Auch bestimmte Kurvenformmerkmale bleiben unbewertet und andere Merkmale, die in der üblichen Auswertung des Kurvenbildes Bedeutung erlangt haben, wie z. B. an- und abschwellende Amplituden (Spindeln) können unerkannt bleiben. Diese Einschränkung teilt das EISA-Verfahren mehr oder weniger mit fast allen anderen Analyseverfahren. Im Vergleich dazu zeigt aber die Verteilung der vielen einzelnen Schwärzungspunkte auf dem erfaßten Bereich des EEG-Spektrums zahlreiche andere Einzelheiten, die vor allem in einem dysrhythmischen EEG schwieriger unterscheidbar sind und deswegen meistens unbeachtet bleiben würden.

Im EISA-Gramm werden neue Merkmale gut erkennbar und nach einiger Einübung in die Beurteilung des ungewohnten Spektrumbildes dürfte daraus auch diagnostischer Nutzen entstehen.

Die EISA-Geräte wurden bisher für die Auswertung einer einzelnen EEG-Kurve gebaut. Wo das EISA-Gramm für mehrere oder viele Ableitungen ausgewertet werden soll, kann eine Ableitung direkt aufgezeichnet werden und die weiteren Ableitungen von einer FM-Magnetbandaufzeichnung später übertragen werden. Mit der großen zeitlichen Verdichtung ist durch das Übereinanderaufreihen der EISA-Gramme verschiedener Ableitungsorte eine gute Übersicht zu gewinnen, wie sich deren Frequenzspektren zueinander verhalten.

## Ergebnisse

### 1. Nachtschlafuntersuchungen (*Schlaf-EISA-Gramme*)

Bei 15 Gesunden und 5 Kranken wurde das Nachtschlaf-EEG über 6–8 Std mit der EISA-Methode analysiert, indem das EISA-Gramm aus jeweils einem von 6–8 Kanälen üblicher EEG-Ableitungen entnommen wurde, die zusammen mit horizontalen Augenbewegungen und z.T. mit der Atmung kontinuierlich registriert waren. Die Ergebnisse werden von Kuhlo, Gottschaldt u. Beck genauer an einem größeren Material bearbeitet und publiziert. Von den 8 EEG-Ableitungen (unipolar occipital, parietal und präzentral gegen Ohr oder „bipolar“ occipito-parietal, parieto-präzentral und occipital gegen eine Mittelscheitelelektrode) wurde ein einzelner Kanal entweder direkt in den Eingang des EISA-Apparats gegeben oder über Magnetophon-Bandaufnahmen nachträglich in EISA-Gramme verwandelt. Die EISA-Apparatur für die Intervallanalyse registrierte unter der stark zusammengedrängten EEG-Kurve, die Einzelheiten nicht erkennen läßt, mit einem weiteren ergänzten Kanal die raschen Augenbewegungen nach bitemporaler Ableitung und darunter das Spektrum des EISA-Gramms mit den Einzelpunkten der EEG-Wellenintervalle (Abb. 3 und 4).

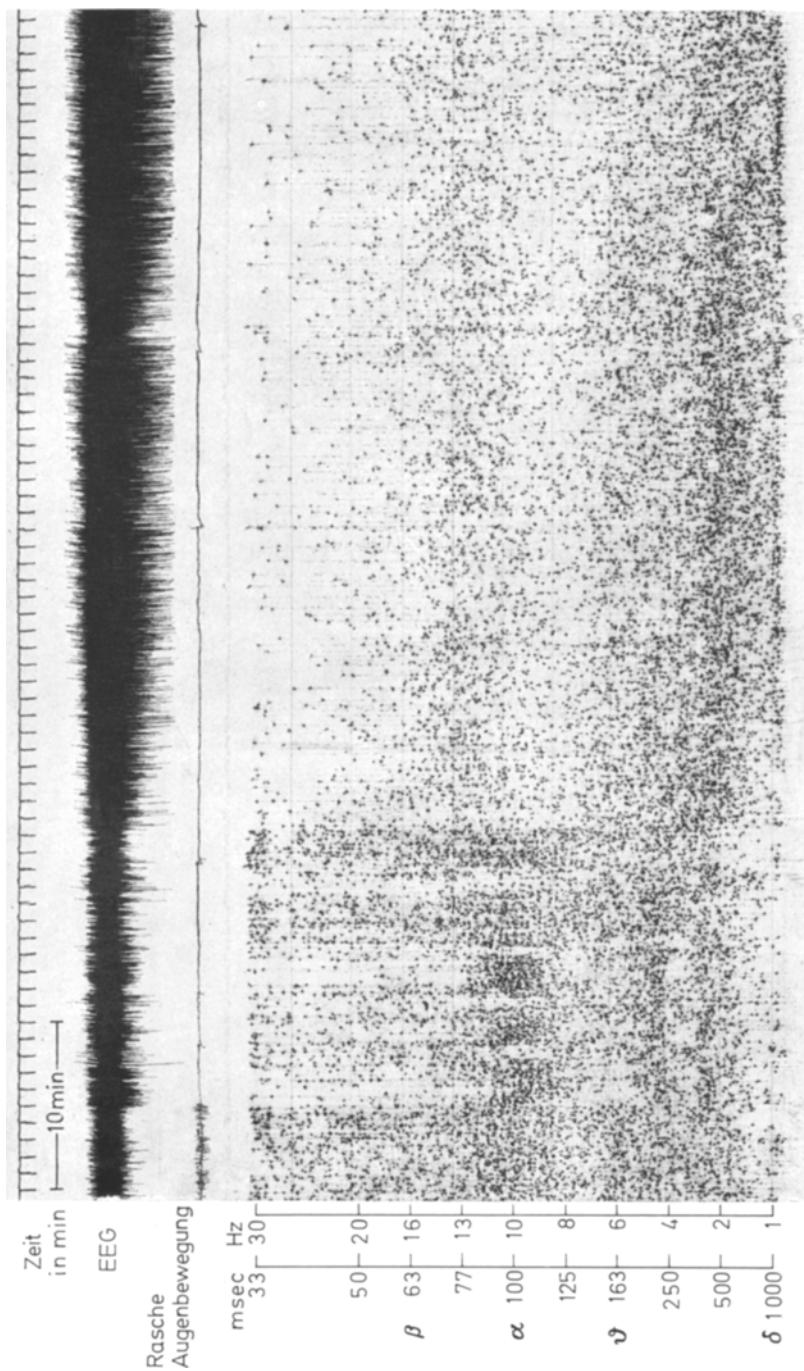


Abb. 3

Den Beginn des Schlaf-EEG im EISA-Gramm beim Einschlafen mit vorangehendem Wachstadium mit offenen und geschlossenen Augen zeigt Abb.3. Ein vollständiges Nachtschlaf-EEG ist in Abb.4 reproduziert.

Die 6–8stündige Nachtschlafkurve konnte so bei einer Papiergeschwindigkeit von 2,5 mm/min (15 cm/Std) auf eine Kurve von etwa 1–1,2 m Länge zusammengedrängt werden (Abb.4). Vor dem Einschlafen wurde das EEG bei offenen Augen und visueller Aufmerksamkeit durch Lesen oder Bildbetrachtung in den EISA-Eingang gegeben, dann das passive EEG bei geschlossenen Augen, das in ein Einschlaf-EEG überging. Die EEG-Abflachung des B-Stadiums beim Einschlafen zeigt sich weniger deutlich im EISA-Gramm als die mit dem Schlaf auftretende Frequenzverminderung des Grundrhythmus: Die für das passive Wach-EEG charakteristische Punktverdichtung im Alpha-Bereich um 10/sec verschwindet und langsame Zwischen- und Delta-Wellen entwickeln sich mit Punktfolgen in den unteren Frequenzbereichen. Bei occipito-parietalen Ableitungen treten die Schlafspindeln mit Beta-Wellen um 14/sec nur wenig hervor. Meistens sieht man eher eine Aufhellung der EISA-Punkte in den oberen Frequenzbereichen. Nur bei Ableitungen parieto-präzentral mit Intervalleinstellung für kleine Amplituden werden die langsamten Beta-Wellen der Schlafspindeln als kleine Punktgruppen im 14 Hz-Band im EISA-Gramm sichtbar. Der Wechsel von C- und D-Stadium in das Tiefschlafstadium E ist durch eine Verstärkung der Punktgruppen der niedrigsten Frequenzen von 1–2/sec erkennbar. In dem über dem EISA-Gramm registrierten, zusammengedrängten EEG sieht man im D- und E-Stadium meistens eine Amplitudenvergrößerung, wobei einzelne, sehr große 1–2/sec-Wellen nur als schwache Linien erscheinen (Abb.4).

Abb.3. Übergang vom Wach- zum Schlafzustand im EISA-Gramm mit Registrierung von Augenbewegungen und EEG (präcentral-temporale Ableitung von Kuhlo und Gottschaldt bei einem 23jährigen Gesunden). Von oben nach unten sind aufgezeichnet: Zeit in Minuten, EEG in Zeitverdichtung, rasche Augenbewegungen, EISA-Gramm. Bei *offenen Augen* mit willkürlichen Augenbewegungen bei Fixation und beim Lesen sind die Wellenintervalle weitgehend diffus verteilt. Nach *Augenschluß* erscheint eine Häufung von *Alpha-Wellen* (90–110 msec Intervalle) mit vermehrter Schwärzung um den 10 Hz-Bereich. Diese werden jeweils unterbrochen durch kurze *Ermüdungsperioden* mit fehlenden Alpha-Wellen: abortive B-Stadien vor dem Einschlafen. 25 min nach Beginn geht ein Einschlaf-B-Stadium in das *C-Stadium* des Schlafes mit 13–14/sec Schlafspindeln über. Alpha-Wellen fehlen jetzt fast ganz und das Erscheinen von Punktansammlungen im 13/sec-Bereich bezeichnet die *Schlafspindeln*. Im unteren Bereich sieht man langsame Theta- und Delta-Wellen, die sich im D-Stadium zunehmend von 5/sec auf 2 und 1/sec verlangsamen. Die 14/sec Spindeln werden seltener und am Ende der Registrierung liegen die bevorzugten Punktanhäufungen mit Erreichen des *E-Stadiums* im untersten Frequenzbereich von 2–1/sec (500–1000 msec Intervalldauer)

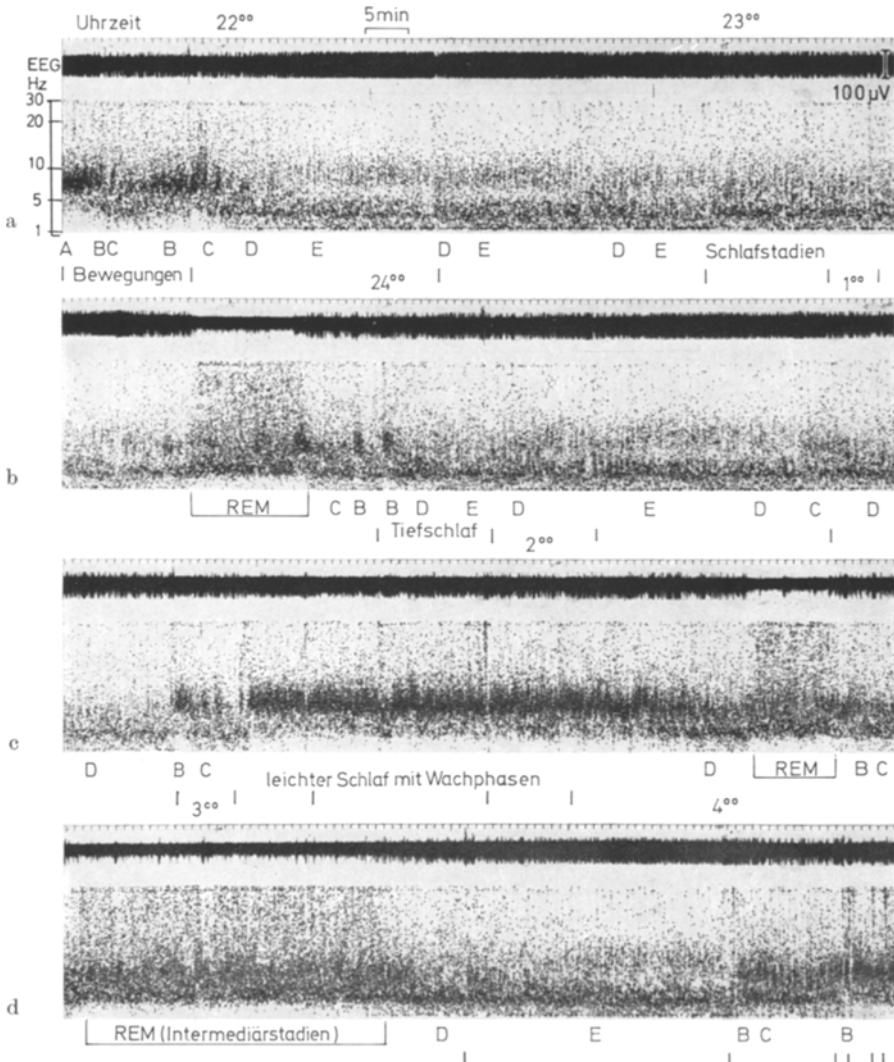


Abb. 4. Nachtschlafregistrierungen mit EEG-Intervallanalyse bei einem 54-jährigen Gesunden (Ableitung von Kuhlo und Gottschaldt mit EEG und EISA-Gramm occipital gegen Vertex). Kurvenreihe jeder Zeile a—d, die sich kontinuierlich folgen, wie Abb. 3, aber ohne Augenbewegungen: Zeit, EEG-Verdichtung, EISA-Gramm. Der  $6\frac{1}{2}$ stündige Schlaf zeigt nach dem Einschlafen deutlich die Alpha-Verminderung bis zum fast völligen Verschwinden der Alpha-Wellen und das Überwiegen langsamer Wellen von 1—5/sec vor allem in den Tiefstadien D und E. Das paradoxe Traumstadium REM ist durch eine diffuse Verteilung der Wellen über das ganze Spektrum charakterisiert. Die über der EISA-Analyse registrierte, zeitlich zusammengedrängte EEG-Kurve zeigt weniger deutliche Veränderungen: Amplitudenvergrößerung in den Tiefschlafstadien D, E und kleinere Amplituden im Traumstadium REM. Die Versuchsperson hatte einen abnorm langsamem Alpha-Rhythmus um 8,5/sec schon im Wachzustand. Spindeln mit 13—14/sec Beta-Wellen waren wenig ausgeprägt und sind nur im D-Stadium der Reihe b erkennbar. Spindeln verlangsamer Frequenz von 10/sec sind im späteren D-Stadium angedeutet, wenn Zwischenwellen von 5—7/sec fehlen. Die geringen 14/sec-Spindeln und das atypische lange REM-Stadium mit intermediären Wachzuständen in der letzten Reihe d um 3 Uhr morgens sind individuelle Besonderheiten. Bei stärkeren Kopf- und Körperbewegungen werden auch Muskelpotentiale in die höheren Frequenzen von 20—30/sec eingestreut

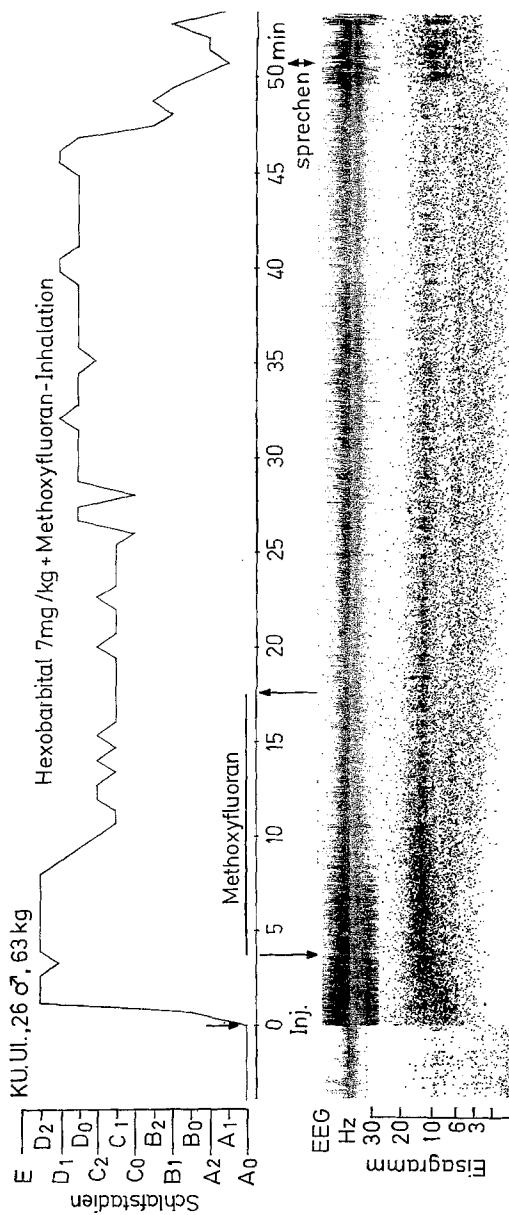


Abb. 5. *EEG-Intervallanalyse bei Injektionsnarkose mit Hexobarbital*, kombiniert mit Methoxyfluorane 14 min Inhalation (—) nach Inkubation zur Verlängerung der Wirkung. (EISA-Registrierungen mit spezieller Heraushebung der Barbiturat-Beta-Wellen von Doenicke und Kugler bei einem 26-jährigen Mann.) Vor der Injektion aktives EEG bei offenen Augen mit fehlenden oder geringen Alpha-Wellen, die nur durch leichte Punktanhäufungen um 10 Hz erkennbar sind. In der 1 min nach der Injektion erhebliche Amplitudenvergrößerung der EEG-Wellen, die z.T. durch Muskelaktionsströme überlagert sind. Gleichzeitig erscheint eine deutliche Frequenzänderung im EISA-Gramm mit starker Punktmassierung im Bereich von 10–15/sec (schnelle Alpha- und langsame Beta-Wellen). 5–15 min nach der Injektion entsteht ein klar hervortretendes Frequenzband mit Punktanhäufung bei Intervallen um 70 msec (= 14/sec Wellen) und maximaler Schwärzung im untersten Beta-Bereich, die im Laufe der nächsten 30 min allmählich geringer wird. Die langsamen Delta-Wellen waren im Beginn der Narkose ebenfalls vorhanden, erscheinen aber anfangs nicht im EISA-Gramm, das jeweils nur durch die dominierenden Alpha- und Beta-Intervalle geziindet wird. Erst in der zweiten Hälfte der Narkose mit Verminderung der 13–4/sec-Wellen zeigt das EISA-Gramm auch vermehrte Delta-Wellen. Im Frequenzband um 10/sec sieht man eine Aufhellung durch fehlende Alpha-Wellen. Diese erscheinen erst nach Wiedererwachen aus der Narkose 50 min nach der Injektion mit stärkeren Alpha-Wellen um 10/sec. Das Alpha-Frequenzband liegt unterhalb der Beta-Aktivierung im Beginn der Narkose und zeigt den Frequenzwechsel des dominierenden Wellenrhythmus zwischen 10 und 16 Hz.

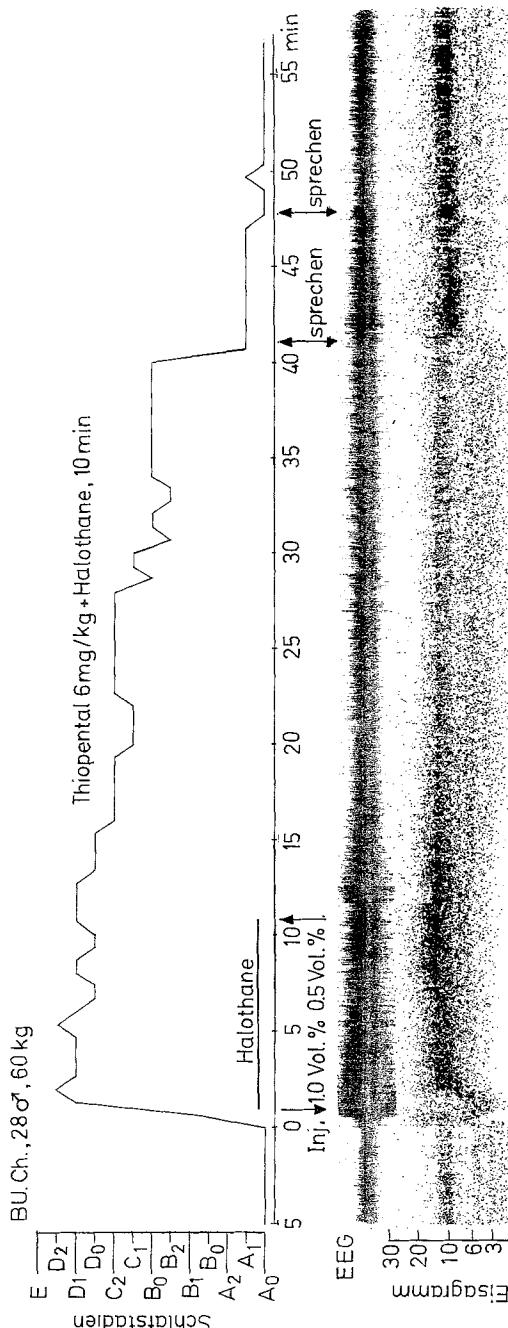


Abb. 6. *EEG-Intervalanalyse einer Kombinationsnarkose mit Thiopental und Halothan* (EISAG-Gramm von Doenicke und Kugler bei einem 28-jährigen Mann). Im Beginn bei geschlossenen Augen deutliches Alpha-Band, das dann durch arousal bei Vorbereitung der Injektion verringert wird. Sofort nach der Barbiturat-injektion (Thiopental 6 mg/kg) sieht man neben vermehrten schnellen Wellen ein Verschwinden des Alpha-Bandes und eine Verlängerung mit deutlicher Verbreiterung im Bereich der Theta-Wellen. Nach der *Inhalation mit Halothan*, die 10 min fortgesetzt wird, erscheint wieder eine Beschleunigung des EEG, zunächst mit verbreitertem Alpha-Band, dann deutliche Beschleunigung mit schnellen Wellen von 12–14/sec am Ende der Inhalation. Die Narkose hält dann 30 min weiter an und die EEG-Frequenzen verteilen sich wieder mehr nach den niederen Bereichen. Im Gegensatz zur Hexobarbitalnarkose sieht man ein frequentes Alpha-Band zwischen 10 und 13 Hz bis zum Ende der Narkose. Nach Erwachen sind die Alpha-Wellen leicht verlängert und erreichen in den nächsten 20 min trotz Bewußtseinsklarheit noch nicht ganz das Ausgangsniveau. Wie in Abb. 5 sind im Beginn der Narkose die langsame Wellen des Delta-Bandes durch die großen, überlagernden, raschen Wellen im EISAG-Gramm verdeckt. Ihr Vorhandensein ist nur aus den oben dargestellten Äquivalenten des Tiefschlafes (D-Stadium) zu entnehmen, die nach den Original-EEG-Kurven klassifiziert wurden

Sehr deutlich im EISA-Gramm erkennbar ist der Übergang in das *paradoxe Traumstadium REM* (Abb. 4). In der kondensierten EEG-Kurve ist es bereits durch Amplitudenverkleinerung erkennbar, im EISA-Gramm durch eine diffuse Verteilung der EEG-Wellenpunkte über das gesamte Frequenzspektrum. Hohe Frequenzen sind nur zum kleineren Teil durch Muskelpotentiale, großenteils durch rasche EEG-Wellen bedingt.

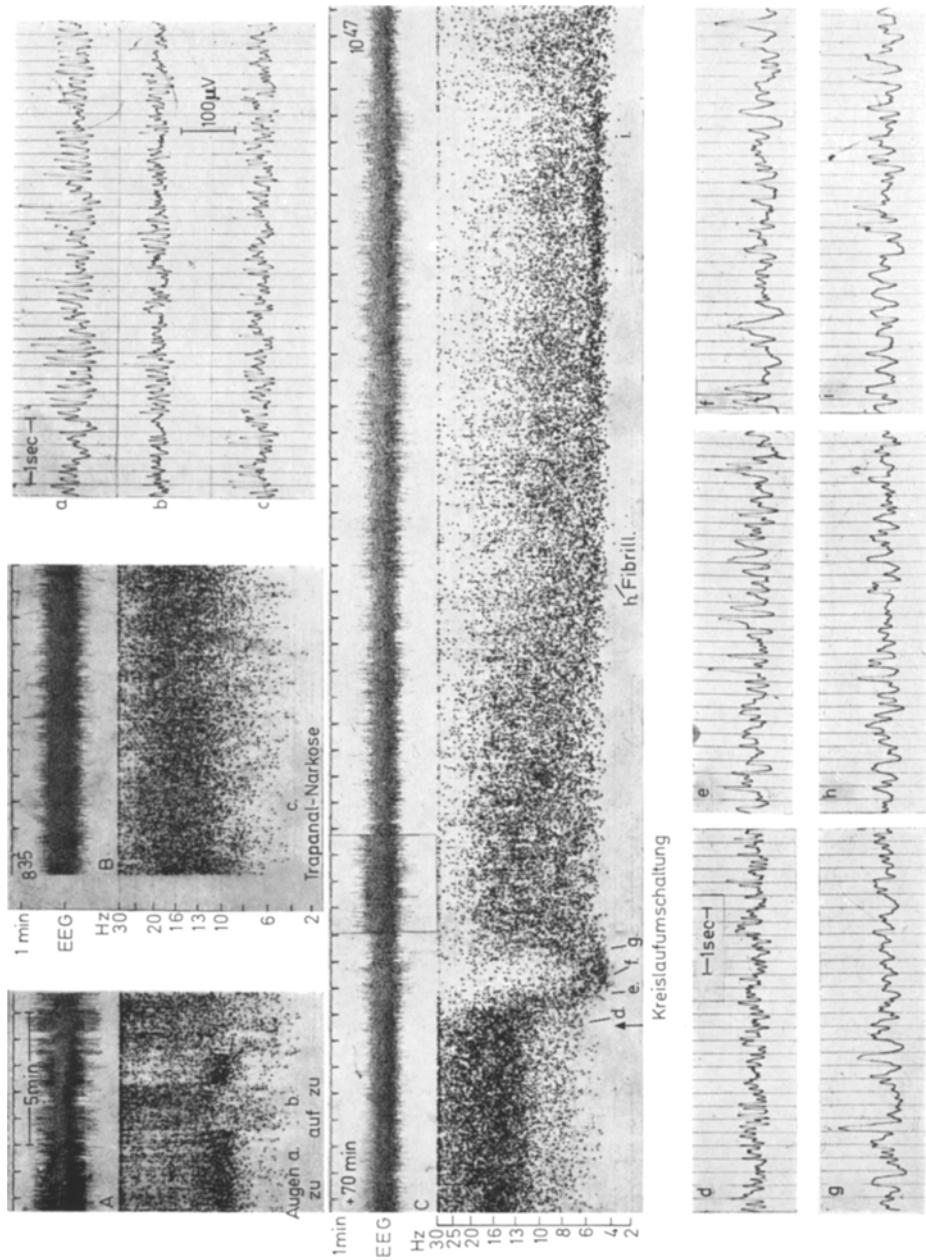
Bei unruhigen Schläfern zeigen sich durch unwillkürliche Bewegungen im Nachtschlaf Muskelaktionspotentiale, die höhere EEG-Frequenzen im Beta-Bereich vortäuschen. Bei einiger Übung kann man diese Muskelstörungen leicht erkennen.

### 2. EISA-Gramm-Veränderungen bei Narkose

Die EISA-Methode wurde bereits von mehreren Anaesthesie-Abteilungen seit 1967 zur Kontrolle des EEG bei Narkose verwendet. Über die ersten Erfahrungen mit Kurznarkotica haben Doenicke, Kugler u. Mitarb. berichtet [3,4]. Genauer studiert wurde das Kurznarkoticum Epontol, das im EISA-Gramm sowohl Verlangsamungen des Grundrhythmus wie Neuaufreten schneller Wellen oberhalb des Alpha-Bereichs auslösen kann (langsame Beta-Wellen um 15 Hz ähnlich den Schlafspindeln). Auch nach *Barbiturat-Injektion* treten diese abnormen Beta-Wellen im EISA-Gramm sehr deutlich hervor, während die langsame Delta-Wellen, die ebenfalls vorhanden sind, durch überlagerte, große Beta-Wellen überspielt werden. Abb. 5 zeigt ein Beispiel bei einer 50 min dauernden Narkose mit großen Beta-Wellen oberhalb der Alpha-Frequenz. Die Korrelation der Narkosentiefe mit den normalen Schlafstadien, die Doenicke u. Kugler versucht haben (Abb. 5 und 6), wird durch diese abnormen Beta-Wellen nach Barbiturateneinschlägen erschwert.

### 3. Länger dauernde Narkosen bei Herzoperationen

Ein Langzeit-EISA-Gramm während einer Herzoperation von mehreren Stunden bringt Abb. 7. Diese Registrierung zeigt die schweren Veränderungen des EEG bei künstlichem Kreislauf der Herz-Lungenmaschine, die offenbar eine normale Sauerstoffversorgung des Gehirns nicht so gut unterhalten kann wie das natürlich schlagende Herz. Man erkennt, wie nach Wiederanschluß an das eigene Herz die EEG-Kurve bald wieder rasche Narkosefrequenzen erreicht. Die erheblichen EEG-Veränderungen mit langsamem Wellen während Narkose und künstlichem Kreislauf, welche die in den Ausschnitten a—p mitproduzierten Original-EEG-Kurven zeigen, sind zeitlich übersichtlicher und deutlicher im EISA-Gramm erkennbar.



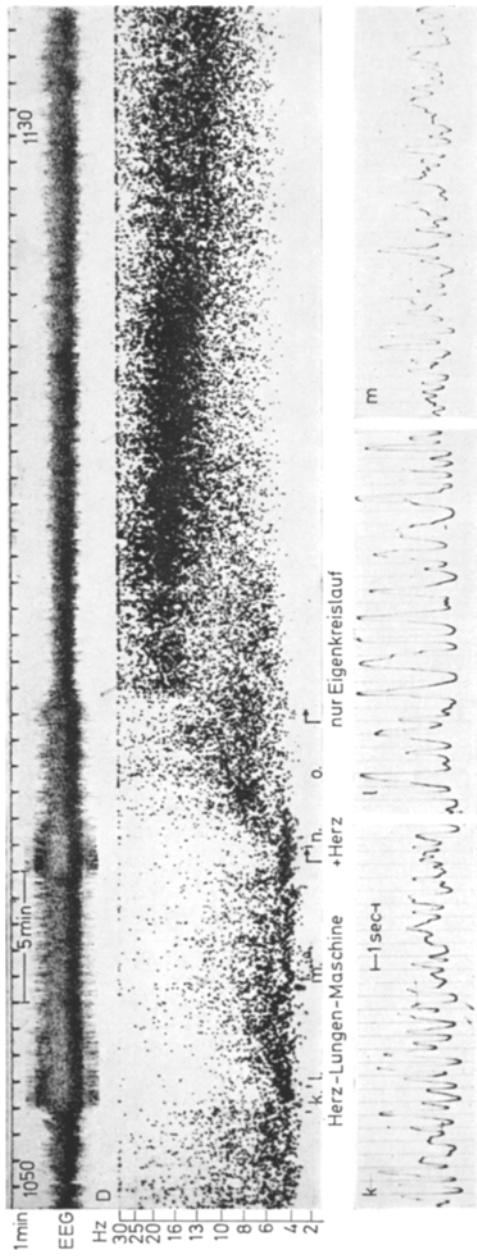


Abb. 7 A—D. *EEG-Intervallanalyse im Verlauf einer 4-stündigen Herzoperation mit telemetrischem EEG und EISA-Gramm.* Die Ausschnitte zeigen Kontrolle (A), Trapanalnarkose (B), Kreislaufumschaltung auf Herz-Lungenmaschine bei Hypothermie (C) und Umstellung auf Eigenkreislauf (D). (Telemetrieaufnahme mit Wiemers u. Mitarb.) Aus der in der obersten Kurve verdichtenen EEG-Ableitung sind einzelne Teile mit größerer Papiergeschwindigkeit ausgesucht. Diese kurzen EEG-Ausschnitte a—p ermöglichen den Vergleich mit EISA-Kurven. A. *Kontrolle am Vortag der Operation* zeigt normales EEG mit großen Alpha-Wellen bei geschlossenen Augen (a) und starker Verdichtung im 10 Hz-Band des darunter abgebildeten EISA-Gramms. Bei offenen Augen (b) werden die Alpha-Wellen vermindert und man sieht Beta-Wellen, z. T. durch Muskeln überlagert. B 8.35 Uhr. Während *Tropandalnarkose* (300 mg) vorwiegend Beta-Wellen von 13—20/sec (c und d), C 70 min später während der Operation wird der Kreislauf mit 25% Glucose zur *Herz-Lungenmaschine* umgeschaltet. Darauf deutliche Verlängsamung des EEG (e—g) mit überwiegenden Zwischenwellen und Delta-Wellen, offenbar durch leichte Hypoxie. Während der *Hypothermie* von 31° C (h und i) vorwiegend langsame Wellen von 3—5/sec. D 2 min später nach Temperaturanstieg auf 34° C (k—m), *Umschaltung auf den eigenen Kreislauf*, Beendigung der Herzoperation. Zunächst Herz mit Maschine (n), dann Herz allein. Bei ansteigender Temperatur auf 34° C (k, l, m) vorwiegend große Delta-Wellen von 2—4/sec, die allmählich mehr Alpha-Wellen enthalten. Nach Eigenkreislauf auf 34° C (n) wieder das EISA-Gramm eine deutliche Beschleunigung der EEG-Wellen und es erscheinen mehr rasche Beta-Wellen (p) wie bei der ersten Trapanalnarkose (B). Allmählich sieht man im EISA-Gramm wieder das Auftreten von Alpha-Wellen, die aber erst später das bevorzugte Frequenzband um 10/sec vor der Operation erreichen.

Der Verlauf einer längeren Narkose während einer *Herzoperation* (in der Freiburger Chirurgischen Klinik von Prof. Overbeck mit dem Anaesthesisten Prof. Wiemers) zusammen mit einigen Proben der direkten EEG-Kurven in Abb. 7 zeigt folgende interessante Ergebnisse: Bei der Umschaltung des Kreislaufes auf eine Herz-Lungenmaschine wird in e, f und g eine plötzliche, starke *Frequenzverlangsamung* erkennbar, offenbar als Folge der kaum vermeidbaren, kurzzeitigen Minderung der Sauerstoffversorgung des Gehirns. Auch der folgende Operationsverlauf unter verminderter Körpertemperatur ( $31^{\circ}\text{ C}$ ) zeigt noch erheblich verlangsamte EEG-Frequenzen, vorwiegend um 4 Hz. Nach Wiedererwärmung auf  $34^{\circ}\text{ C}$  (k, l, m, n) werden die EEG-Wellen noch langsamer unter Reduktion der Alpha- und Delta-Wellen. Dies ändert sich erst mit der folgenden Zuschaltung des eigenen Kreislaufes nach Ende der im Herzen durchgeföhrten Operation (r). Nach kurzer, ähnlicher Verdichtung bei 4,5 Hz mit vergrößerter Amplitude erscheinen jetzt auch schnelle Wellen.

Eine rasche und dramatische Beschleunigung tritt erst auf, wenn das eigene Herz den Kreislauf übernimmt. Schon 1,5 min nach alleiniger Arbeit des eigenen Herzens sieht man wieder die durch die Narkose bedingten höheren Beta-Frequenzen um 18 Hz.

Diese ohne Unterbrechung durchgeföhrte EEG-Ableitung und die Aufnahme des EISA-Gramms wurde mit einem *Telemetrie-System* durchgefördert. Es erscheint bemerkenswert, daß diese Telemetrie, die im gleichen niederen Frequenzbereich arbeitet wie eine FM-Magnetbandaufzeichnung, völlig artefaktfrei das EEG aufnehmen konnte. Während einer Herzoperation gibt es ungewöhnlich viele Artefakt-erzeugende Einflüsse, nämlich die vielseitigen Hantierungen der Chirurgen am Körper des Operierten, die Benutzung von Hochfrequenzenergie zum Schneiden und zur Blutungsstillung, sowie die mit 50 Hz durchgeförderte Fibrillation des Herzens für dessen Inaktivierung während der eigentlichen Operation, der Anschluß der Herz-Lungenmaschine und der elektrisch nicht geschützte Operationsraum. Alle diese ungünstigen Einflüsse blieben ohne Störung auf die EEG-Ableitung und das EISA-Gramm.

Die EISA-Methode kann also auch für einen in der EEG-Auswertung weniger erfahrenen Anaesthesisten eine deutliche und übersichtliche Kontrolle der *Sauerstoffversorgung des Gehirns* liefern. Dieser Faktor ist bei Benutzung eines extrakorporalen künstlichen Kreislaufes zusammen mit einer Temperaturabsenkung von großer Bedeutung. Während der dargestellten Operation waren zwar im EISA-Gramm vorübergehend verminderte Sauerstoffversorgungen zu erkennen, die aber keinen kritischen Umfang annahmen.

## Diskussion

### *Langzeitregistrierung von Schlaf und Narkose*

Die beschriebenen Beispiele einer kontinuierlichen Intervallanalyse im Schlaf (Abb. 3 und 4) und in der Narkose (Abb. 5 bis 7) zeigen deut-

lich, wie unser EISA-Verfahren *langdauernde, über Stunden gehende EEG-Auswertungen* in übersichtlicher Weise auf eine kleine Registrierstrecke kondensiert. Drei Vorteile des Verfahrens werden in diesen EISA-Registrierungen erkennbar:

1. Die *zeitliche Raffung der EEG-Auswertung* durch unser aperiodisches Verfahren mit Aufzeichnung jeder Einzelwelle in einer Punktsschar auf engem Raum.
2. Die einfache, auf den ersten Blick erkennbare zeitliche *Abgrenzung bestimmter EEG-Typen* nach ihrem Wellenspektrum.
3. Die *klare Trennung und Zeitbestimmung der verschiedenen Schlafstadien* und die *Erkennung des paradoxen Schlafs* (REM-Traumstadium) aus einer einzigen EEG-Ableitung.

Der Vorteil der Methode für die Analyse des Schlaf- und Traum-EEGs liegt auf der Hand. Bisher war eine klare und sichere Erkennung und Abgrenzung der Schlafstadien und des paradoxen Traumschlafs nur mit mühsamer Auswertung verschiedener polygraphischer Registrierungen möglich, die neben dem EEG Augenbewegungen, Atmung und Muskelpotentiale aufzeichneten. Seitdem solche polygraphischen Methoden 1939 von Jung [8] in die klinische Neurophysiologie eingeführt wurden, haben sie zwar ihre Brauchbarkeit für die Schlafanalyse erwiesen, doch waren die Ergebnisse der Polygraphie im übrigen enttäuschend, diagnostisch wenig ergiebig und quantitativ schwer auswertbar. Der große Aufwand an zahlreichen Registrierungen entsprach nicht dem geringen Endergebnis beschränkter Information. Die Auswertung polygraphischer Kurven bleibt schwierig und einer automatischen Analyse kaum zugänglich. Eine Quantifizierung ist ohne sehr große Computereinrichtungen fast unmöglich.

Die Traumstadien des paradoxen REM-Schlafs, die psychiatrisch, psychologisch und neurophysiologisch von größtem Interesse sind, wurden bisher durch polygraphische EEG-Registrierung mit Augenbewegungen und Muskelpotential-Ableitungen bestimmt, da die Abgrenzung allein nach einer EEG-Kurve vom B-Stadium des Einschlafens, vom arousal EEG und von Wachstadien meistens nicht gelang. Die Intervallanalyse des EISA-Verfahrens zeigt dagegen in einer einzelnen EEG-Ableitung fast immer mit einem Blick erkennbar *Beginn, Dauer und Ende des paradoxen Schlafstadiums* an. Zwar ist die Zahl vollständiger Nachtschlafuntersuchungen, die mit unserer Methode durch Kuhlo und Gottschaldt durchgeführt wurden, noch relativ gering, doch war außer wenigen atypischen REM-Stadien bei 10 Gesunden auch für den Ungeübten das paradoxe REM-Stadium durch die gleichmäßige Streuung des Intervallspektrums leicht erkennbar (Abb.4).

Obwohl eine *Quantifizierung von Schlaf-EEG-Untersuchungen* oft versucht wurde, haben sie bisher nicht viel mehr ergeben als Bestätigungen

der schon seit 30 Jahren bekannten Befunde von Loomis u. Mitarb. [10]: Die Schlafstadien B—E zeigen allgemein eine Tendenz zu langsamem und großen EEG-Wellen. Es folgen nacheinander: Verminde-  
rung und Verlangsamung der Alpha-Wellen im B-Stadium, Hervor-  
treten von Beta- und Delta-Wellen und 14/sec Spindeln im C- und  
D-Stadium und zunehmende Vergrößerung und Verlangsamung von  
Delta-Wellen bei 1/sec im E-Stadium. Eine *Spektrumanalyse* für die  
verschiedenen Schlafstadien wurde bisher nur von L. Johnson u.  
Mitarb. [7] 1969 durchgeführt. Es handelt sich um Summen-Spektrum-  
profile von Flächen der verschiedenen Wellenlängen in mV/sec über die  
Frequenzen 0,2—20 msec, die in Wach- und Schlafstadien verschiedene  
Formen zeigen. Das B-Stadium und REM-Stadium unterscheiden sich  
darin nur wenig. In den EISA-Kurven sind sie viel deutlicher zu er-  
kennen (vgl. Abb.4). Auch neueste Bestrebungen von Itil u. Mitarb.,  
mit digitalen Rechenmaschinen eine Computer-Klassifikation der  
Schlafstadien [6] zu erhalten, sind noch nicht ganz befriedigend. Die  
Korrelation zwischen visueller Auswertung der Schlafstadien B—E mit  
den automatisierten Programmen des Computers war am besten für die  
„sleep print“-Methode der Autoren, die ähnlich wie unsere EISA-  
Methode von den eine Grundlinie schneidenden Hauptwellen des EEG  
ausgeht und diese dann integriert. Eine solche Integration kann auch  
mit dem EISA-Verfahren kombiniert werden.

#### *EEG-Analyse und EISA-Gramm*

Alle Verfahren einer EEG-Analyse sollen den Informationsgehalt  
der herkömmlichen EEG-Kurve auf diejenigen Merkmale konzentrieren,  
die nach den vorhandenen Erfahrungen für die EEG-Auswertung wichtig  
sind. Die praktische EEG-Auswertung blieb bisher im wesentlichen eine  
empirische Deutung mit klinischen Korrelationen. Erklärende Deu-  
tungen waren noch nicht möglich. Dies kann entschuldigen, daß die  
EEG-Auswertung vor allem von Langzeit-Untersuchungen nach den  
Regeln der Empirie sehr vereinfacht wurde, so daß der theoretisch ver-  
fügbare Informationsinhalt nicht ausgeschöpft wird, sondern nur praktisch  
Nützliches benutzt wird. Das führt zur Preisgabe vieler einzelner  
feinerer Merkmale. Die Tatsache, daß in fast allen EEG-Labors große  
Längen von EEG-Kurven aufbewahrt werden und mit ihrem Volumen  
ein Archivierungsproblem entstehen lassen, beruht vielleicht etwas auf  
der Hoffnung, in Zukunft noch etwas mehr aus den direkten Kurven  
herauszulesen. Solche Hoffnungen mögen berechtigt sein, aber wir  
erwarten andererseits von Analyseverfahren mit ihrem notwendigen  
Verzicht auf Einzelmerkmale auch größere Übersichtlichkeit für die  
durch Erfahrung als bedeutsam bekannten Merkmale. Bessere und  
erleichterte Ausdeutungen für die Physiologie und die Pathologie der

Hirntätigkeit sind erforderlich. Damit sind auch Nachteile verbunden, da alle Analyseverfahren zunächst eine Selektion und Vergrößerung der EEG-Befunde bedingen und dabei Information der einen oder anderen Art verloren geht. Ziel einer brauchbaren EEG-Analyse ist, daß möglichst wenige solcher Merkmale aus dem Analyseergebnis herausfallen, die für die visuelle Auswertung der EEG-Kurven wichtig sind. Bei allen bekannten Verfahren ist die Form der einzelnen Wellen oder die von bestimmten Mustern (z. B. spike-wave) im Ergebnis nicht wieder zu finden, es sei denn, daß neue aufwendige Computermethoden eingesetzt werden, deren Anwendung im Routine-EEG-Labor an den Kosten scheitern muß. Daher ist unbestreitbar, daß für gründliche Studien immer die normale Registrierung der EEG-Kurve direkt oder über Speicherung mitgeschrieben werden muß und auch bei der Auswertung Berücksichtigung finden soll.

Das EISA-Gramm ist, unabhängig von seinen direkten Informationen, auch gut geeignet als *Monitor* für EEG-Stationen, die über mehrkanalige *Magnet-Speichergeräte* verfügen und auf vollständige direkte EEG-Registrierung verzichten möchten. Aus dem EISA-Gramm läßt sich schnell entscheiden, wann Änderungen des EEG-Bildes aufgetreten sind und von welchen anderen Abschnitten bemerkenswerte Teile des Kurven-EEG zur visuellen Beobachtung nachträglich darzustellen sind. Das gilt besonders dann, wenn zum EISA-Gramm *polygraphische Daten*, wie Augenbewegungen, Atmung, EMG, EKG oder Puls mitgeschrieben sind. Im langsamem EISA-Gramm heben sich deren Besonderheiten besser hervor, während sie beim Umblättern von 500 Seiten eines EEG-Kurvenbuches leicht übersehen werden.

#### *Technische Vorteile und Nachteile des EISA-Gramms*

Daß wir mit dem EISA-System zu den vielen, altbekannten EEG-Analysatormethoden und auch zu den modernen Möglichkeiten der Computerverarbeitung wieder eine neue Methode empfehlen, läßt sich mit der Kombination folgender Eigenschaften rechtfertigen. Sechs Besonderheiten sind als *Vorteile der EISA-Gramme* zu nennen: 1. *Große zeitliche Verdichtung* in der Wiedergabe des Analysatorergebnisses, also kurze Auswertungskurven für lange Zeiten. 2. *Kontinuierliche Wiedergabe* unter Verzicht auf 10 sec Statistik, so daß auch kürzeste Episoden spezieller Aktivitäten erkennbar werden. 3. „*On-line*“-Ausgabe mindestens für eine Ableitungskurve. 4. *Stufenlose aperiodische Intervallbewertung* an Stelle einer für das EEG nicht adäquaten Bandfiltergruppierung, damit gute Erkennbarkeit auch von kleinen Frequenzverlagerungen. 5. *Mäßiger technischer Aufwand*, und erheblich geringere Kosten im Vergleich zur Computerauswertung. 6. *Zeitersparnis* für Eingabe-Vorbereitung oder Ausgabe-Umarbeitung zu einer graphischen Darstellung.

Als *Nachteile der EISA-Gramme* wären zu nennen: 1. Größere und kleinere Amplituden erhalten bisher keine unterschiedliche Bewertung und werden nur durch Einstellung auf eine Minimalamplitude oberhalb dieser einheitlich erfaßt. 2. Überlagerte höhere Frequenzen kleiner EEG-Wellen bleiben im EISA-Gramm bei Einstellung auf große Amplituden unerkennbar (z.B. Schlafspindeln im D-Stadium). 3. Langsame große Wellen werden im EISA-Gramm nicht mitgeschrieben, wenn große überlagernde rasche Wellen die Intervalle bestimmen (z. B. Abb. 6 bei Narkose). 4. Manche computergewohnte EEG-Forscher vermissen, daß das Ergebnis nicht in Zahlentabellen ausgedruckt wird.

#### *EEG-Intervallanalyse und klinische EEG-Diagnostik*

Nachdem die technischen Besonderheiten der EISA-Methode dargestellt und die Ergebnisse für das Schlaf- und Narkose-EEG in Abbildungsbeispielen illustriert wurden, kann man feststellen, daß die Methode eine *klare und begrenzte Anwendungsmöglichkeit für Langzeitanalysen* hat. In der EEG-Diagnostik kann das EISA-Gramm ebenso wenig wie andere automatische Methoden das Auge eines geübten EEG-Experten ersetzen. Es ist daher auch für die klinische Diagnostik nur sehr begrenzt anwendbar. Ob sich später bestimmte Typenzuordnungen zu klinischen Syndromen ergeben, bleibt abzuwarten, bis größere Populationen einzelner Krankheitssyndrome im Schlaf und Wachen, sowie Psychosen mit Schlafstörungen durch diese vereinfachte Dauer- und Nachtschlafregistrierung des EEG analysiert sind. Dies ist nicht Aufgabe des Konstrukteurs, der die Methoden entwickelt, sondern des Neuropsychiaters, der die EISA-Analyse in der Klinik anwendet. Offen bleibt auch, ob EISA-Kurven bei Langzeituntersuchungen von Epilepsien, die immer mit simultanen Kontrollen der konventionellen EEG-Registrierungen verbunden werden sollten, bisher unbekannte diagnostisch verwertbare Dauerveränderungen im Nachtschlaf und im Tagesrhythmus ergeben. Lohnend wird wahrscheinlich auch die EISA-Kurve bei *neuropharmakologischen Untersuchungen* sein, die ebenfalls langfristig durchgeführt werden müssen.

Unsere Mitteilung soll dazu anregen, mehr Langzeitregistrierungen und Nachtschlafanalysen des EEG bei verschiedenen Erkrankungen und bei Psychopharmaka-Behandlungen durchzuführen.

Für praktische Beratungen und Hilfe bei der Anwendung des EISA-Verfahrens danke ich zahlreichen medizinischen Mitarbeitern: Prof. R. Jung, Dozent Dr. W. Kuhlo und Dr. M. Gottschaldt ermöglichen die mühsamen Nachtschlaf-Registrierungen in der Neurologischen Klinik, Freiburg i. Br. Die Narkoseuntersuchungen wurden von Prof. K. Wiemers (Institut für Anaesthesie, Universität Freiburg i. Br.), Dozent Dr. A. Doenicke (Chirurgische Universitäts-Klinik München) und Prof. J. Kugler (EEG-Labor der Universitäts-Nervenklinik München) in

dankenswerter Zusammenarbeit gewonnen. Über spezielle Ergebnisse wird von diesen Autoren an anderer Stelle [3, 4, 9] berichtet.

### Literatur

1. Bekkering, D. H., Jr., A. Kamp, and W. Storm van Leeuwen: The EEG-Spectrograph. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* **10**, 555—559 (1959).
2. Dietsch, G.: Fourier-Analyse von Elektrenkephalogrammen des Menschen. *Pflügers Arch. ges. Physiol.* **230**, 106—112 (1932).
3. Doenicke, A., J. Krumey, J. Kugler, and J. Klempa: Experimental studies of the breakdown of epontol. *Brit. J. Anaesth.* **40**, 415—429 (1968).
4. — J. Kugler u. M. Laub: EEG-Untersuchungen während Epontol-Methoxyl-fluorene-Narkose. *Z. prakt. Anästhes. Wiederbeleb.* **3**, 213—227 (1968).
5. Gibbs, F. A., D. Williams, and E. L. Gibbs: Modification of the cortical frequency spectrum by changes in  $\text{CO}_2$ , blood sugar and  $\text{O}_2$ . *J. Neurophysiol.* **3**, 49—58 (1940).
6. Itil, T. M., D. M. Shapiro, M. Fink, and D. Kassebaum: Digital computer classifications of EEG sleep stages. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* **27**, 76—83 (1969).
7. Johnson, L., A. Lubin, P. Naitoh, C. Nute, and M. Austin: Spectral analysis of the EEG of dominant and non-dominant alpha subjects during waking and sleeping. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* **26**, 361—370 (1969).
8. Jung, R.: Ein Apparat zur mehrfachen Registrierung von Tätigkeit und Funktionen des animalen und vegetativen Nervensystems (Elektrencephalogramm, Elektrokardiogramm, Muskelaktionsströme, Augenbewegungen, galvanischer Hautreflex, Plethysmogramm, Liquordruck und Atmung). *Z. ges. Neurol. Psychiat.* **165**, 374—397 (1939).
9. Kugler, J., L. Lösel, S. Spiegel u. A. Doenicke: Bandspeicherung und automatische Analyse von EEG-Kurven bei Schlaf und Narkose. *Elektromedizin. Sonderausgabe*, 109—115 (1969).
10. Loomis, A. L., E. N. Harvey, and G. A. Hobart: Cerebral states during sleep as studied by human brain potentials. *J. exp. Psychol.* **21**, 127—144 (1937).
11. Storm van Leeuwen, W., and Ir. D. H. Bekkering: Some results obtained with the EEG-spectrograph. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* **10**, 563—570 (1958).
12. Tönnies, J. F.: Einige technische Hilfsmittel für die Elektrencephalographie: Grundrhythmusmessung, Nachleuchtbildbeobachtung, automatisch regulierter Gleichstromverstärker. *Arch. Psychiat. Nervenkr.* **183**, 245—256 (1949).
13. — Die physikalischen Grundlagen des EEG. III. Die Kurvenanalyse des EEG. In (R. Janzen, Hrsg.): *Klinische Elektroenzephalographie*, 7. Kongr. der Deutschen EEG-Gesellschaft, 1958, S. 58—75. Berlin-Göttingen-Heidelberg: Springer 1961.
14. Walter, W. G.: Clinical application of automatic analysis of the EEG. *J. nerv. Dis.* **107**, 82—84 (1948).
15. — Toposcopy. *Electroenceph. clin. Neurophysiol. Suppl.* **4**, 7—16 (1953).