

Amplituden-Kovariation der EEG-Rhythmen unter verschiedenen funktionellen Bedingungen*

G. GRÜNEWALD, C. WITA, E. GRÜNEWALD-ZUBERBIER und H. KAPP

Neurologische Universitätsklinik mit Abteilung für Neurophysiologie
der Universität Freiburg i. Br.

Neuropsychologische Abteilung des Instituts für Hirnforschung
der Universität Düsseldorf

Eingegangen am 10. April 1972

Covariation of Amplitudes of EEG-Rhythms under Different Functional Conditions

Summary. Under several visual and motor conditions (eyes closed—eyes open; homogeneous—structured central field of vision; rest—graphomotor activity) the frequency dependency of amplitude reduction (“desynchronization”) in the EEG was studied in the range of 4—30 cps by means of analysis of variance ($N=20$). Evaluation of the EEG was accomplished by a automatic interval-amplitude-analysis which allows separate determination for each frequency amount of waves and mean amplitude.

1. Under all conditions and in all derivations amplitude reduction is distributed over a more or less extended range of frequencies of theta, alpha and beta waves (= covariation of amplitudes).

2. The region of the statistically optimal functional differentiation is the alpha range (with a maximum at 10—12 cps), while towards lower and higher frequencies differentiation diminishes with dissimilar decrement and become insignificant.

3. The change from “eyes closed” to “eyes open” reveals the highest numerical amplitude reduction which can be significantly demonstrated for all single frequencies from 5—25 cps. Regional differences in amplitude level are observed mainly when eyes are closed.

4. Under the influence of motor activity, there is numerically less amplitude reduction, which is represented in a smaller range of theta, alpha and beta waves (7—20 cps). Over the central regions the spectrum is significantly more extended than in the occipital derivation.

5. Amplitude reduction with structured—in comparison to homogeneous—field of vision shows the smallest effect. It is found mainly in the alpha range, but is still significant when all beta frequencies are summed up.

Key words: Automatic EEG-Analysis — EEG-Amplitude Covariation — EEG and Visual Input — EEG and Motor Activity.

Zusammenfassung. Unter einigen visuellen und motorischen Bedingungen (geschlossene Augen — offene Augen; homogenes — strukturiertes zentrales Gesichtsfeld)

* Herrn Prof. Richard Jung zum 60. Geburtstag gewidmet.

Die Arbeit wurde durch den Sonderforschungsbereich „Hirnforschung und Sinnesphysiologie“ (SFB 70) und durch das Landesamt für Forschung Nordrhein-Westfalen gefördert.

feld; Ruhe — graphomotorische Aktivität) wird die Frequenzabhängigkeit der im EEG auftretenden Amplitudenreduktion („Desynchronisation“) im Bereich von 4–30 Hz varianzanalytisch untersucht ($N=20$). Die EEG-Auswertung erfolgt mit einem automatischen Intervall-Amplituden-Analyseverfahren das pro Frequenz eine getrennte Feststellung von Wellenhäufigkeit und mittlerer Amplitude ermöglicht.

1. Unter allen Bedingungen erstreckt sich die Amplitudenreduktion in allen Ableitungen auf einen mehr oder weniger breiten Frequenzbereich von Theta-, Alpha- und Betawellen (= Amplituden-Kovariation).

2. Ort der statistisch besten funktionellen Differenzierung ist der Alphabereich (mit Maximum bei 10–12 Hz), während zu den niederen und höheren Frequenzen die Differenzierung mit unterschiedlichem Dekrement abnimmt und insignifikant wird.

3. Bei offenen gegenüber geschlossenen Augen ist die Amplitudenreduktion numerisch am stärksten ausgeprägt und für alle Einzelfrequenzen von 5–25 Hz signifikant nachweisbar. Regionale Unterschiede im Amplitudenniveau zeigen sich in erster Linie bei geschlossenen Augen.

4. Unter dem Einfluß motorischer Aktivität ist die Verminderung der Amplituden numerisch geringer und in einem schmaleren Bereich von Theta-, Alpha- und Betawellen (7–20 Hz) repräsentiert. Über zentralen Regionen ist dieses Spektrum signifikant breiter als in der occipitalen Ableitung.

5. Die Amplitudenreduktion bei strukturiertem gegenüber homogenem Gesichtsfeld zeigt den schwächsten Effekt. Sie ist in erster Linie auf den Alphabereich bezogen, aber auch noch signifikant, wenn alle Betawellen zusammengefaßt werden.

Schlüsselwörter: Automatische EEG-Analyse — EEG-Amplituden-Kovariation — EEG und visueller Input — EEG und Motorik.

Im folgenden wird untersucht, ob die unter verschiedenen Stimulations- und Aktivitätsbedingungen im EEG auftretende Amplitudenreduktion (die meist als Ausdruck einer „Desynchronisation“ der zugrundeliegenden corticalen Aktivität aufgefaßt wird) nur auf den Alpha-Rhythmus beschränkt ist oder ein breiteres Frequenzspektrum erfaßt. Nach einigen Untersuchungen mit elektronischer Filterung des EEG und Verwendung integrierter Spannungswerte pro Frequenz (Motokizawa u. Fujimori, 1964; Daniel, 1966; MacNeilage, 1966a und b) scheint letzteres der Fall zu sein. Zur Überprüfung und Erweiterung dieser Beobachtungen wurde auf gruppenstatistischer Basis unter verschiedenen visuellen und motorischen Bedingungen die Frequenzabhängigkeit der Amplitudenveränderungen im Bereich von 4–30 Hz untersucht. Die EEG-Auswertung erfolgt an den digitalisierten Spannungswerten durch ein Intervall-Amplituden-Analyseverfahren (Wita u. Grünewald, im Druck), das pro Frequenz die getrennte Feststellung von Wellenhäufigkeit und mittlerer Amplitude ermöglicht.

Versuchsmethodik

Untersucht wurden 20 unausgewählte, gesunde Versuchspersonen (Vpn), 18 männliche, 2 weibliche, im Alter zwischen 20 und 47 Jahren, im Mittel 27,5 Jahre. Die Vpn waren unvoreingenommen und relativ einheitlich motiviert. 10 Vpn hatten

als motorische Versuchstätigkeit kontinuierlich ein einfaches graphomotorisches Bewegungsmuster (zwanglose, zeilenweise Auf- und Abbewegungen), 10 Vpn ein koordinativ schwieriges Bewegungsmuster (exakte linearenhafte Aufeinanderfolge von Winkeln, Horizontalstrichen und Bögen) durchzuführen. Jede der beiden Versuchstätigkeiten wurde pro Vp in randomisierter Folge unter 4 visuellen Bedingungen wiederholt:

V1 = mit geschlossenen Augen,

V2 = mit offenen Augen, aber abgedeckter Sicht auf Schreibfläche und Hände durch eine 13 cm über der Schreibfläche fixierte Platte¹,

V3 = mit voller Sicht,

V4 = mit voller Sicht aber fehlender Bewegungsspur durch Verwendung einer weichen Kunststoffspitze an Stelle des Graphits.

Die Vpn erhielten die Instruktion über die visuellen Bedingungen jeweils vor dem entsprechenden Versuchsabschnitt.

Der Einfluß der motorischen Aktivität wurde gegenüber Ruhe-Bedingungen getestet. Vor (M1) und nach (M3) jeder der 120 sec dauernden Aktivitätsphasen (M2) saß die Vp 90 sec lang unter der jeweiligen visuellen Bedingung (also mit geschlossenen Augen, mit abgedeckter oder voller Sicht) in Schreibhaltung, aber möglichst ruhig und entspannt am Tisch. Der nach vorne gebeugte Kopf lehnte mit der Stirn bequem in einer am Schreibtisch montierten Stütze, die individuell angepaßt wurde. Dadurch war während der Tätigkeits- und Ruhe-Phasen des Versuchs eine standardisierte Kopfhaltung und eine weitgehende Entspannung der Nackenmuskulatur erreicht.

Während aller Versuchs-Phasen wurde von den folgenden Arealen der linken Hemisphäre das EEG abgeleitet (sämtlich gegen linkes Ohr):

A1 = präzentral, etwa in der Mitte zwischen F3 und C3,

A2 = postzentral, etwa in der Mitte zwischen P3 und C3,

A3 = Vertexnähe, zwischen C3 und Cz,

A4 = occipitoparietal, etwa in der Mitte zwischen O1 und P3.

Alle 4 Kanäle wurden nach erfolgter Verstärkung (Siemens-Mingograph; Zeitkonstante = 0,3 sec, obere Frequenzblende = 70 Hz) auf Papier und Analogband (Ampex) aufgezeichnet. Eine weitere Bandspur war durch Signale zur Kennzeichnung der Vp und der Versuchs-Phasen belegt.

EEG-Analyse

Für die automatische EEG-Analyse wurden an Hand der Papierregistrierung nur solche Teilstücke ausgewählt, die auf allen Kanälen keine erkennbaren Artefakte enthielten. Pro Vp und Versuchs-Phase ergaben sich im Durchschnitt 35 sec Analysezeit (ohne statistische Unterschiede zwischen den experimentellen Bedingungen). Das EEG wurde vom Magnetband über 4 Analogeingänge eines Interface (WDV, München; Abtastfrequenz = 10 msec, Auflösung bei der Analog-Digital-Wandlung = 10 bit) der Rechenanlage (IBM 1130) zugeführt und mit Kennungen für Amplitudenmaßstab und Versuchs-Phase auf der Speicherplatte abgespeichert.

Als EEG-Analyseverfahren wählten wir das sog. Nulldurchgangsverfahren (Burch, 1959). Dabei ergibt sich die Frequenz nach geeigneter Definition einer Null-

1 Die Platte hatte die gleiche Färbung wie die normale Schreibunterlage und war ebenfalls mit einem Bogen weißen Schreibpapiers belegt. Schreibhaltung und Bewegungsfreiheit der Vp wurden durch die Vorrichtung nicht beeinträchtigt.

Linie aus dem Intervall zwischen zwei in gleicher Richtung aufeinanderfolgenden Nulldurchgängen der Spannungen. Die zugehörige Amplitude wird innerhalb des Intervalls ausgemessen. In unserem Falle wird die Null-Linie jeweils für Abschnitte von 3 sec durch Bildung des arithmetischen Mittels aller während dieser Zeit aufgetretenen Meßwerte neu definiert. Die Schnittpunkte mit der Null-Linie werden mit Hilfe der linearen Verbindung benachbarter Abtastwerte, deren Vorzeichen bezüglich der Null-Linie wechselt, errechnet. Die Amplitude ergibt sich als halbe Differenz des innerhalb eines Intervalls aufgetretenen Maximal- und Minimalwertes. Sie entspricht damit im Gegensatz zur gebräuchlichen „peak-to-peak-amplitude“ der in den Naturwissenschaften üblichen Definition, die die Auslenkung von der Null-Linie bezeichnet.

Berücksichtigt wurden nur Frequenzen bis 30 Hz. Der Bereich von 0–30 Hz wurde in 60 Frequenzklassen mit der Klassenbreite 0,5 Hz unterteilt. Die auftretenden EEG-Wellen wurden den entsprechenden Klassen zugeordnet. Das Ergebnis dieser ersten Verarbeitungsstufe ist eine getrennte Erfassung der absoluten Häufigkeiten und des Gesamtamplitudenwertes (bzw. nach Division durch die Häufigkeit: des Amplitudenmittelwertes) pro Frequenzklasse für eine bestimmte Analysezeit. Abb.1 zeigt solche Frequenz-Amplituden-Histogramme einer Vp von zwei Elektrodenpositionen und unter den verschiedenen visuellen Bedingungen.

Die statistische Auswertung bezieht sich auf die mittleren Amplituden der klassischen Frequenzbänder (Theta = 4,0–7,9, Alpha = 8,0–12,9 Hz, Beta = 13,0–29,9 Hz) und der zugehörigen Einzelfrequenzen (4,0–4,9 Hz, . . . , 29,0 bis 29,9 Hz). Sie erfolgte entsprechend dem faktoriellen Versuchsplan (Bewegungsmuster, visuelle Bedingungen, Aktivitäts-Bedingungen, Ableitungsareale) durch 4-faktorielle Varianzanalysen (Kirk, 1968, S. 308f.). Mit jeder Varianzanalyse war eine Prüfung der Homogenität der verschiedenen Fehlervarianzen verbunden; in den meisten Fällen mit positivem Ergebnis. Nicht überprüft wurden die Gleichheit und Symmetrie der Varianz-Kovarianz-Matrizen. Wir führten daher die F-Tests nach Geisser u. Greenhouse (1958) mit einer reduzierten Anzahl von Freiheitsgraden durch (sog. konservative Testung).

Ergebnisse

Abb.2 und 3 zeigen pro Ableitung die Gruppenmittelwerte ($N = 20$) der Amplituden des Alpha- und Beta-Bereichs und der Einzelfrequenzen von 5–17 Hz in Abhängigkeit von den funktionellen Bedingungen. In Tab.1 und Abb.4 sind die Ergebnisse der zugehörigen Varianzanalysen aufgeführt. Da sich zwischen den beiden Bewegungsmustern keine statistischen Unterschiede ergaben, wurde auf eine entsprechende Differenzierung in den Darstellungen verzichtet.

Folgende Effekte sind festzustellen:

1. Visuelle Bedingungen

Im Alpha-, Beta- und Thetabereich ist ein gleichsinniger sehr signifikanter Einfluß der visuellen Bedingungen nachweisbar, der in allen 4 Ableitungen repräsentiert ist (Abb.2, Tab.1). Er besteht in einer deutlichen Amplitudenreduktion bei offenen gegenüber geschlossenen Augen (V2, V3, V4 vs. V1) und in einer numerisch schwächer aus-

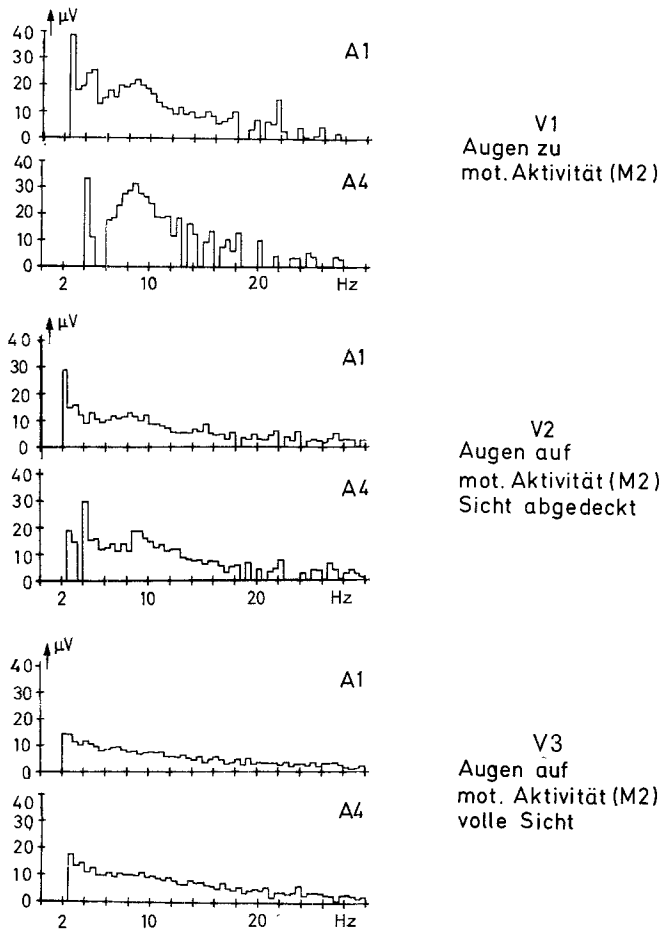


Abb. 1. Frequenz-Amplituden-Histogramme einer einzelnen Versuchsperson. Dargestellt sind mittlere Amplituden des EEG-Spektrums von 0–30 Hz in 0,5 Hz-Schritten. Die Amplitude wurde nicht als „peak-to-peak-amplitude“ sondern als halbe Differenz zwischen dem Spannungsmaximal- und minimalwert eines Wellenintervalls gemessen. Analysezeit = 15 sec. Ableitungen von präzentral (A1) und occipitoparietal (A4) unter verschiedenen visuellen Bedingungen bei motorischer Aktivität der Vp. Amplituden-Niveau und -Variabilität vermindern sich von V1 über V2 nach V3

geprägten Verminderung der Amplituden bei voller Sicht gegenüber abgedeckter Sicht (V3, V4 vs. V2). Der letztere Effekt ist nur für die Alpha- und Betawellen statistisch gesichert.

Der Einfluß der visuellen Bedingungen erfaßt bei allen Ableitungen einen zusammenhängenden breiten Bereich von Einzelfrequenzen (Abb. 3

und 4). Die höchsten Signifikanzwerte mit einem Maximum bei 10 Hz zeigen jeweils die Alpha-Komponenten. Zu den niederen (Theta-) und höheren (Beta-) Frequenzen fällt die Präzision der statistischen Differenzierung zwischen den visuellen Bedingungen ab. Dabei wird zuerst der Amplitudenunterschied zwischen voller und abgedeckter Sicht, dann der Unterschied zwischen offenen und geschlossenen Augen insignifikant.

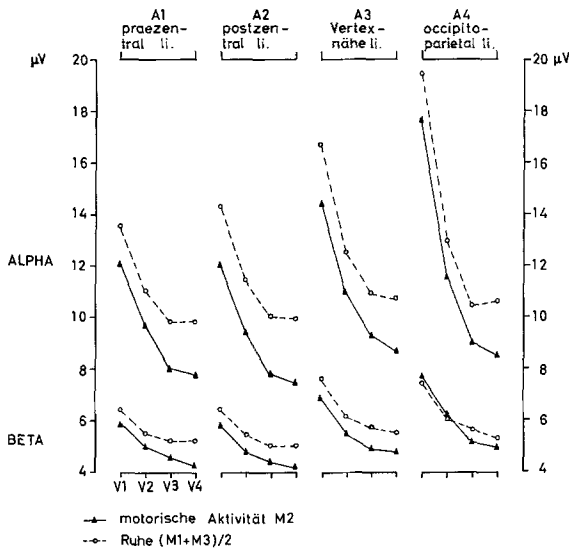


Abb.2. Amplitudenmittelwerte des Alpha- und Betabereichs von 20 Vpn in Abhängigkeit von verschiedenen experimentellen Bedingungen und von der Elektrodenposition. Visuelle Bedingungen: *V1* Augen geschlossen; *V2* Augen offen, Sicht abgedeckt; *V3* Augen offen, volle Sicht; *V4* Augen offen, volle Sicht, aber bei graphomotorischer Tätigkeit keine Bewegungsspur. Aktivitäts-Bedingungen: *M1*, *M3* Ruhebedingungen vor und nach der Tätigkeitsphase; *M2* kontinuierliche graphomotorische Aktivität. Da sich kein statistischer Unterschied zwischen Vorruhe und Nachruhe nachweisen ließ, wurden die Amplituden der beiden Ruhephasen gemittelt. Die experimentellen Effekte sind mit gleicher Signifikanz auch bei getrennter Auswertung der Ruhephasen nachweisbar. Zur statistischen Analyse der Mittelwertsunterschiede vgl. die Varianzanalysen der Tab.1

Abb.3. Normierte Amplitudenmittelwerte einzelner Frequenzen in Abhängigkeit von den experimentellen Bedingungen und von der Elektrodenposition. Zu den experimentellen Bedingungen s. Legende der Abb.2. Um die experimentellen Effekte unabhängig vom unterschiedlichen Amplitudenniveau der einzelnen Frequenzklassen und damit vergleichbar zur Darstellung zu bringen, wurden die Amplitudenmittelwerte pro Frequenzklasse in Einheiten des jeweiligen Amplituden-Gesamtmittelwertes ausgedrückt. Zur statistischen Analyse der Mittelwertsunterschiede pro Einzelfrequenz vgl. die Signifikanzwerte der Abb.4

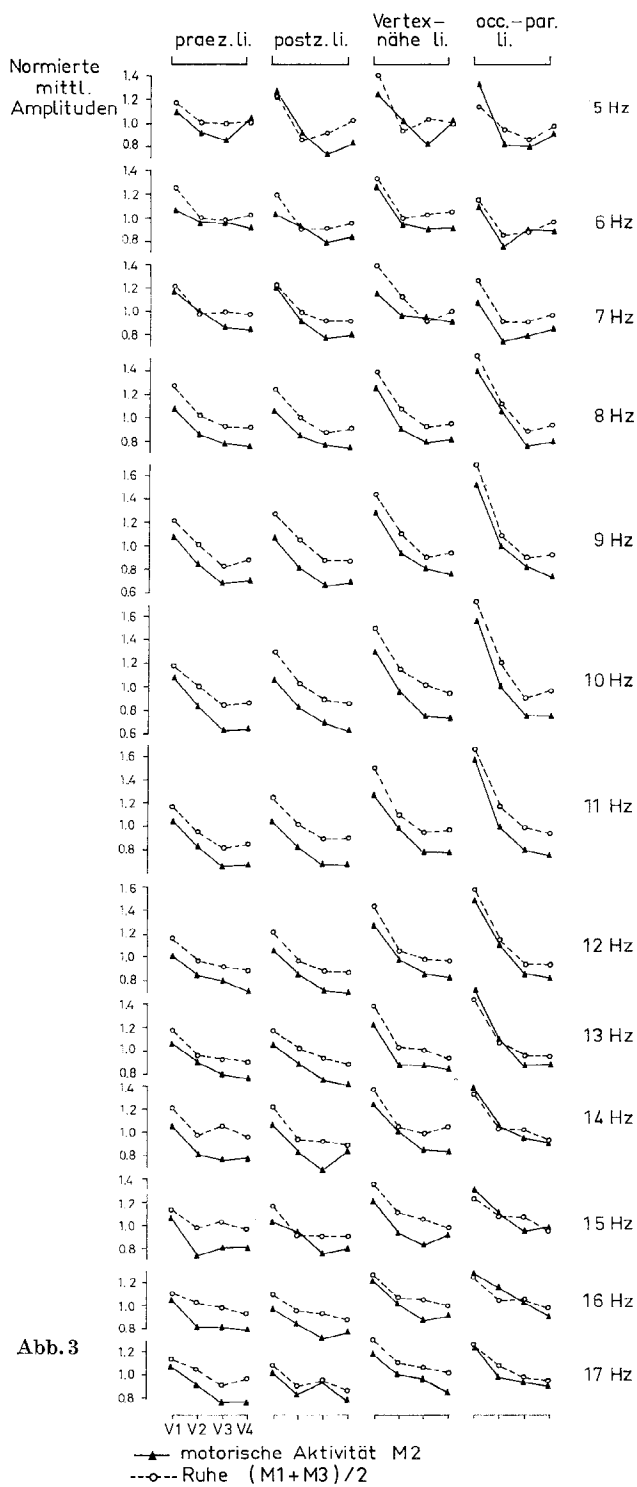


Abb.3

Tabelle 1. Varianzanalysen der Amplituden des Theta-, Alpha- und Betabereichs. Ergebnisse 4-faktorieller Varianzanalysen mit „Widerholungs-messungen“ in 3 Faktoren (V, M, A)

Signifikanzniveau der konventionellen Testung: * $p \leq 0,05$; ** $p \leq 0,025$; *** $p \leq 0,001$.Signifikanzwerte der konservativen Testung ($F_{1,18} = P_K$).

Varianzquelle	FG	Theta-Amplitude			Alpha-Amplitude			Beta-Amplitude		
		MQ	F	P_K	MQ	F	P_K	MQ	F	P_K
<i>Zwischen Vpn</i>	19									
B	1	367,42	1,57		496,50	1,34		67,15	1,14	
Vpn in. Gruppen	18	234,51			370,58			58,93		
<i>Innerhalb Vpn</i>	620									
V	3	389,88	30,20***	0,001	1176,30	53,62***	0,001	109,91	45,52***	0,001
BV	3	12,31	0,95		39,41	1,80		5,64	2,34	
V: Vpn in. Gruppen	54	12,91			21,94			2,41		
M	1	125,16	6,88**	0,025	531,32	29,72***	0,001	42,84	17,46***	0,001
BM	1	6,61	0,36		31,86	1,78		0,41	0,17	
M: Vpn in. Gruppen	18	18,18			17,88			2,45		
A	3	40,28	0,87		206,46	5,35***	0,05	32,80	4,23**	0,1
BA	3	12,12	0,26		12,81	0,33		0,65	0,08	
A: Vpn in. Gruppen	54	46,24			36,60			7,75		
VM	3	1,41	0,17		2,81	0,74		0,93	1,30	
BVM	3	14,43	1,72		6,85	1,81		2,61	3,63**	0,1
VM: Vpn in. Gruppen	54	8,36			3,78			0,72		
VA	9	10,01	2,64***		45,90	12,98***	0,005	1,95	3,32***	0,1
BVA	9	3,03	0,80		3,63	1,03		0,90	1,54	
VA: Vpn in. Gruppen	162	3,79			3,54			0,59		
MA	3	0,41	0,07		3,11	1,35		3,72	8,86***	0,01
BMA	3	0,68	0,12		1,39	0,60		1,36	3,23*	0,1
MA: Vpn in. Gruppen	54	5,73			2,30			0,42		
VMA	9	5,11	1,42		0,38	0,63		0,36	1,45	
BVMA	9	1,97	0,55		0,21	0,35		0,28	1,13	
VMA: Vpn in. Gruppen	162	3,60			0,61			0,25		

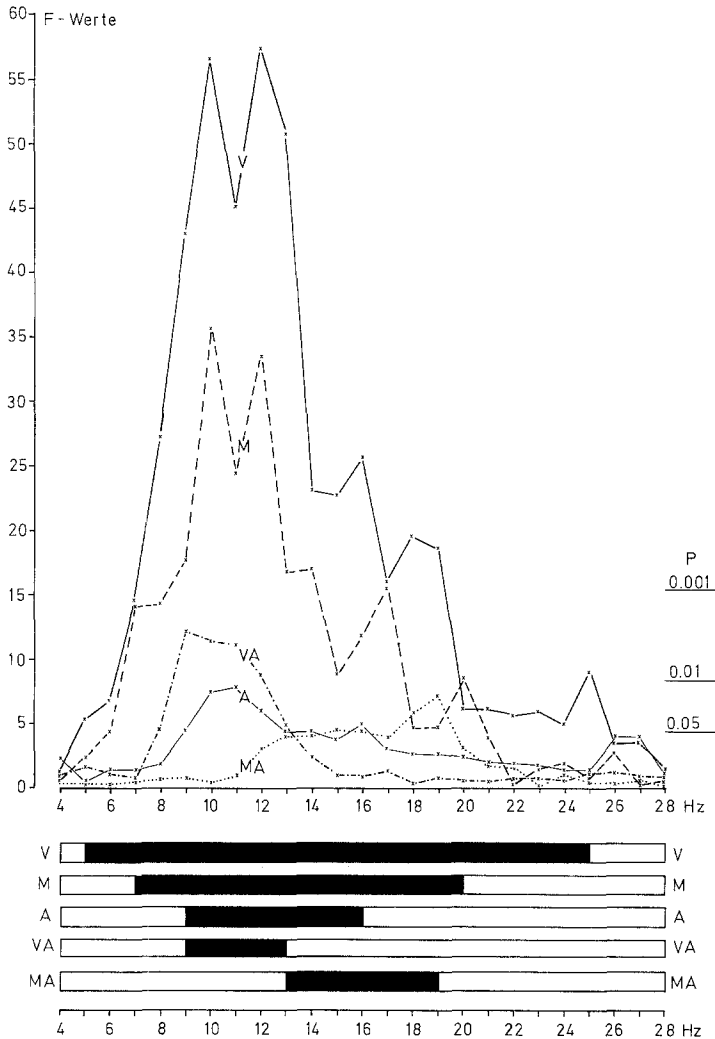


Abb.4. Signifikante Differenzierungen der mittleren Amplituden einzelner Frequenzen. *B* Bewegungsmuster; *V* visuelle Bedingungen; *M* Aktivitäts-Bedingungen; *A* Ableitungen (Elektrodenpositionen); *VA* Wechselwirkung zwischen visueller Bedingung und Ableitung; *MA* Wechselwirkung zwischen Aktivitäts-Bedingung und Ableitung. Im oberen Teil der Abbildung sind die *F*-Werte der Varianzanalysen in Abhängigkeit von der Frequenzklasse aufgetragen. Die *P*-Werte beziehen sich auf konservative Testung ($F_{1,18}$). Im unteren Teil der Abbildung sind zur besseren Übersicht die mindestens auf dem 5%-Niveau signifikanten Effekte pro Frequenzklasse schwarz markiert

2. Aktivitäts-Bedingungen

Beim Übergang von Ruhe zu motorischer Aktivität werden die Amplituden ebenfalls in allen 3 Frequenzbereichen signifikant reduziert (Abb. 2, Tab. 1). Allerdings kommt dieser funktionelle Effekt nicht in allen Ableitungen in gleichem Umfang zum Ausdruck: bei der occipitoparietalen Ableitung bleiben die Amplituden der Betawellen unter dem Einfluß motorischer Aktivität statistisch unverändert, während in den übrigen Ableitungen eine signifikante Verminderung eintritt (s. Wechselwirkung MA in Tab. 1).

Gegenüber dem Einfluß der visuellen Bedingungen ist der motorische Effekt in allen Ableitungen durch einen schmaleren Bereich von Einzelfrequenzen repräsentiert (Abb. 3 und 4). Aber auch hier liegt das Maximum der Differenzierung jeweils im Alphaband, mit einem Abfall nach den niederen und höheren Frequenzen. Da die occipitoparietale Ableitung im Gegensatz zu den übrigen Ableitungen bereits ab 13 Hz keine Differenzierung mehr zeigt (s. o.), kommt es zu einer signifikanten Wechselwirkung zwischen Aktivitäts-Bedingung und Elektrodenposition bei den niederen Beta-Frequenzen (13—19 Hz).

3. Ableitungen

Zwischen den 4 Elektrodenpositionen bestehen Unterschiede im Amplitudenniveau, die übereinstimmend bei den Alpha- und Betawellen und schwach angedeutet bei den Thetawellen auftreten und ihre stärkste Ausprägung bei geschlossenen Augen erreichen. Insbesondere unter dieser visuellen Bedingung sind die Amplituden occipitoparietal und in Vertexnähe am größten und prä- und postzentral am kleinsten (Abb. 2, Tab. 1). Die Abhängigkeit der regionalen Amplitudendifferenzen von der visuellen Bedingung drückt sich statistisch in einer Wechselwirkung aus (s. VA in Tab. 1), die für den Alphabereich sehr signifikant ist und sich für die beiden anderen Frequenzbereiche als Tendenz abzeichnet.

Diskussion

Unter den funktionellen Bedingungen der Untersuchung ist gruppenstatistisch in allen Ableitungen eine Amplituden-Kovariation zu beobachten, die sich auf einen mehr oder weniger breiten Frequenzbereich von Theta-, Alpha- und Betawellen erstreckt. Zwischen den Ableitungen bestehende Unterschiede im Amplitudenniveau sind ebenfalls in einem breiten Frequenzausschnitt nachweisbar. Ort der statistisch besten Differenzierung (mit einem Maximum bei 10—12 Hz) ist in allen Fällen der Alphabereich, während zu den niederen und höheren Frequenzen die Differenzierung mit unterschiedlichem Dekrement abnimmt und insignifikant wird. (Dabei ist zu berücksichtigen, daß die Amplituden-

mittelwerte der niederen und höheren Frequenzkomponenten aufgrund durchschnittlich deutlich geringerer Wellenhäufigkeiten weniger zuverlässig repräsentiert sind und daß besonders in diesen Frequenzbereichen artifizielle Komponenten die Erkennbarkeit von funktionellen Amplitudenveränderungen vermindern.)

Die Ergebnisse stimmen mit der Ansicht von Gastaut et al. (1957) (Beobachtungen in Konditionierungs-Situationen) überein, daß EEG-Wellen der verschiedensten Frequenz, die vom gleichen Ableitungsareal stammen, eine funktionelle Kovariation in der Amplitude zeigen. Selektive funktionelle Amplitudenveränderungen einzelner Frequenzkomponenten des Alphabereichs, wie sie Walter (1959 und 1963) für den individuellen Fall beschreibt, konnten gruppenstatistisch nicht nachgewiesen werden.

Was die einzelnen Amplitudeneffekte angeht, so wurden sie in erster Linie für den Alpharhythmus beschrieben. Sie müssen im Hinblick auf die vorgetragenen Ergebnisse und andere unten zitierte Befunde verallgemeinert werden.

1. Der Einfluß visueller Stimulation (offene Augen im Hellen vs. geschlossene Augen) führt nicht nur zu der erwarteten Amplitudenreduktion im Alphabereich, sondern ebenso zu einer Reduktion der Theta- und Beta-Amplituden. Diese generelle Spannungsverminderung des Frequenzspektrums wurde auch an den integrierten Spannungswerten pro Frequenz (in die neben der Amplitude die Wellenhäufigkeit eingeht) festgestellt (Motokizawa u. Fujimori, 1964; Daniel, 1966; Volavka et al., 1967), obgleich die Häufigkeiten sowohl der Beta- als auch der Thetawellen bei offenen Augen signifikant zunehmen (Daniel, 1966; Legewie et al., 1969; Wita u. Grünewald, im Druck).

2. Das Ausmaß der Amplitudenreduktion der Alphawellen bei visueller Stimulation ist bekanntlich vom Grad der Strukturiertheit des zentralen Gesichtsfeldes bzw. von der (damit normalerweise korrelierenden) selektiven Aufmerksamkeitszuwendung und okularen Fixation abhängig (Adrian u. Matthews, 1934; Cobb, 1963; Mulholland, 1969). Auch diese Differenzierung ist, wie der Vergleich von abgedeckter² und voller Sicht zeigt, nicht auf die Alphawellen beschränkt, sondern ebenso bei den Betawellen nachweisbar.

3. Eine Amplitudenreduktion unter dem Einfluß motorischer Aktivität wurde sowohl für Wellen im Alphabereich als insbesondere auch für Betawellen, vor allem über zentralen Arealen, beschrieben (Jasper u. Penfield, 1949; Gastaut, 1952; Gastaut et al., 1957; Chatrian et al., 1959). MacNeilage (1966a und b) fand in gruppenstatistischen Unter-

² Bei abgedeckter Sicht liegt nicht nur ein relativ homogenes zentrales Gesichtsfeld vor, sondern es wird auch eine Fixation und Akkomodation durch die Verkürzung des Abstandes der Fläche zum Auge erschwert.

suchungen eine hohe Kovariation von Alpha- und Beta-Amplituden bei der Vorbereitung und Durchführung motorischer Reaktionen. Unsere Ergebnisse bestätigen diese Amplituden-Kovariation (sowie eine bevorzugte Betareduktion über zentralen Arealen) und zeigen, daß die Verminderung der Amplituden bei motorischer Aktivität auch im Theta-wellenbereich auftritt. Es ist jedoch anzunehmen, daß die Effekte z.T. durch visuelle Faktoren mitbedingt werden. Bei voller Sicht verbindet sich mit der motorischen Tätigkeit eine erhöhte visuelle Kontrollaktivität (Fokussierung der Bewegungsdurchführung), die ihrerseits zu einer Amplitudenreduktion gegenüber den entsprechenden Ruhebedingungen führen dürfte (Cobb, 1963). Allerdings konnte die erwartete Wechselwirkung zwischen visueller und Aktivitäts-Bedingung nicht nachgewiesen werden.

4. Die räumliche Potentialverteilung der Alpha-Aktivität wurde detailliert von Lehmann (1971) untersucht. Er fand Maxima in 3 Arealen: im Vertexbereich, sowie occipital rechts und links. Die in der vorliegenden Studie gefundenen regionalen Unterschiede im Amplitudenniveau ordnen sich in diese Verteilung ein. Sie sind nicht nur bei den Alphawellen ausgeprägt, sondern deuten sich auch bei den Betawellen an, was mit Ergebnissen von Johnson u. Ulett (1959) übereinstimmt.

Literatur

- Adrian, E. D., Matthews, B. H. C.: The Berger rhythm: potential changes from the occipital lobes in man. *Brain* **57**, 355—385 (1934).
- Burch, N. D.: Automatic analysis of the electroencephalogram: a review and classification of systems. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* **11**, 827—834 (1959).
- Chatrian, G. E., Petersen, M. C., Lazarte, J. A.: The blocking of the rolandic wicket rhythm and some central changes to movement. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* **11**, 497—510 (1959).
- Cobb, W. A.: The normal adult E.E.G. In: D. Hill and G. Parr (eds.): *Electroencephalography*, Sec. Ed., pp. 231—249. London: MacDonald 1963.
- Daniel, R. S.: Electroencephalographic pattern quantification and the arousal continuum. *Psychophysiology* **2**, 146—160 (1966).
- Gastaut, H.: Étude electroencephalographique de la réactivité des rythmes rolandiques. *Rev. neurol.* **87**, 176 (1952).
- Jus, A., Jus, C., Morrell, F., Storm van Leeuwen, C., Dongier, S., Naquet, R., Regis, H., Roger, A., Bekkering, D., Kamp, A., Werre, J.: Étude topographique des réactions électroencephalographiques conditionnées chez l'homme. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* **9**, 1—34 (1957).
- Geisser, S., Greenhouse, S. W.: An extension of Box's results on the use of the F distribution in multivariate analysis. *Ann. mathem. statis.* **29**, 885—891 (1958).
- Jasper, H. H., Penfield, W.: Electrocorcicograms in man: Effect of voluntary movement upon the electrical activity of the precentral gyrus. *Arch. Psychiat. Nervenkr.* **183**, 163—174 (1949).
- Johnson, L. C., Ulett, G. A.: Quantitative study of pattern and stability of resting electroencephalographic activity in a young adult group. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* **11**, 233—249 (1959).

- Kirk, R. E.: Experimental design: Procedures for the behavioral sciences. Belmont, California: Brooks/Cole 1968.
- Lehmann, D.: Multichannel topography of human alpha EEG fields. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* **31**, 439—449 (1971).
- Legewie, H., Simonova, O., Creutzfeldt, O. D.: EEG changes during performance of various tasks under open- and closed-eyed conditions. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* **27**, 470—479 (1969).
- MacNeilage, P. F.: EEG amplitude changes during different cognitive processes involving similar stimuli and responses. *Psychophysiology* **2**, 280—286 (1966a).
— Changes in electroencephalogram and other physiological measures during serial mental performance. *Psychophysiology* **2**, 344—353 (1966b).
- Motokizawa, F., Fujimori, B.: Fast activities and dc potential changes of the cerebral cortex during EEG arousal response. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* **17**, 630—637 (1964).
- Mulholland, T. B.: The concept of attention and the electroencephalographic alpha rhythm. In: C. R. Evans and T. B. Mulholland (eds.): *Attention in neurophysiology*, pp. 100—127. An international conference. London: Butterworth 1969.
- Volavka, J., Matoušek, M., Roubíček, J.: Mental arithmetic and eye opening. An EEG frequency analysis and GSR study. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* **22**, 174—176 (1967).
- Walter, W. G.: Intrinsic rhythms of the brain. In: J. Field, H. W., Magoun, and W. E. Hall (eds.): *Handbook of physiology*, Sektion I, Vol. I, pp. 279—298. Washington: American Physiological Society 1959.
- Techniques—Interpretation. In: D. Hill and G. Parr (eds.): *Electroencephalography*, Sec. Ed., pp. 65—98. London: MacDonald 1963.
- Wita, C. W., Grünewald, G.: Die Anwendung der automatischen Frequenz-Amplituden-Analyse auf das EEG. (Im Druck.)

Prof. Dr. G. Grünewald
Institut für Hirnforschung
D-4000 Düsseldorf
Himmelgeisterstraße 300
Deutschland

Dipl.-Ing. C. W. Wita
Dr. E. Grünewald-Zuberbier
Ing. H. Kapp
Neurologische Univ.-Klinik
mit Abt. für Neurophysiologie
D-7800 Freiburg i. Br., Hansasträße 9a
Deutschland