

2 EEG-Indikatoren zur Untersuchung kognitiver Prozesse

Exploring the rhythms of the brain, revered by the pioneers of electroencephalography but now mostly dismissed as irrelevant to neural information processing, may even come back into fashion. (Stryker, 1989, S. 298)

Informationsverarbeitung im Gehirn ist an die elektrische Aktivität von Nervenzellen gekoppelt. Die Elektroenzephalographie (EEG) misst elektrische Potentialdifferenzen auf der Kopfhaut, die ein makroskopisches Abbild hirnelektrischer Nervenzellaktivität darstellen. Sie bietet somit im Vergleich zu anderen biomedizinischen Messverfahren wie der Positronenemissionstomographie (PET) oder der funktionellen Magnetresonanztomographie (fMRT) die Möglichkeit, dem Gehirn sehr direkt „beim Denken“, genauer, dem Verlauf der biologischen Informationsverarbeitung, die Denken vorbereitet und begleitet, „zuzuschauen“. Aufgrund der sehr hohen zeitlichen Auflösung im Millisekundenbereich lassen sich Hirnprozesse dabei quasi in Echtzeit beobachten.

Die Verwendung des EEGs zur Untersuchung psychologischer Fragestellungen geht zurück auf die Arbeiten von Hans Berger Anfang des letzten Jahrhunderts (Berger, 1929). Er dokumentierte Variationen in der Frequenzstruktur des EEG-Rohsignals in Reaktion auf eine Manipulation psychologischer Variablen. Experimentelle Bedingungsvariationen in kognitionspsychologischen Untersuchungen bilden sich allerdings nur selten direkt erkennbar im Roh-EEG ab. Die aufgabenspezifische Hirnaktivität wird weitgehend überdeckt von Signalanteilen, die durch nichtkontrollierbare Ereignisse, wie z. B. durch momentane Unaufmerksamkeit oder irrelevante Gedanken, entstehen. Um die spezifische „Reaktion“ des Gehirns in Bezug auf ein bestimmtes Ereignis wie den Beginn der Reizdarbietung oder die Reaktion der Versuchsperson zu bestimmen, wird eine *ereignisbezogene Auswertung* vorgenommen. Hierbei wird das EEG mehrfach unter vergleichbaren Bedingungen gemessen und die für die Untersuchungsbedingung typische Hirnaktivität durch Signalmittelung sichtbar gemacht. Das Ergebnis einer solchen Mittelung des EEG-Signals im Zeitbereich wird als ereigniskorreliertes Potential (EKP; engl. event-related potential, ERP) bezeichnet. Eine entsprechende einheitliche Bezeichnung für die gemittelten Signale im Frequenzbereich gibt es in der Literatur nicht. Im Weiteren wird hierfür der naheliegende Begriff der ereigniskorrelierten Oszillationen (EKO) verwendet.

Bis zum Beginn der 1990er Jahre wurden zur Untersuchung kognitiver Prozesse fast ausschließlich EKP-Indikatoren verwendet, nicht zuletzt aufgrund des vergleichsweise geringen Berechnungsaufwands, aber auch aufgrund der Tatsache, dass hier schon frühzeitig stabile Experimentieranordnungen zur Untersuchung von Aufmerksamkeits-, Wahrnehmungs- und Gedächtnisphänomenen existierten. Während dieser Zeit wurde die rhythmische Hirnaktivität im Allgemeinen nur als Aktivierungs- und Vigilanzindikator wahrgenommen (vgl. auch Niedermeyer, 1997). Erst Mitte der 1990er Jahre erlebte die Frequenzanalyse eine Renaissance, ausgelöst durch viel beachtete Arbeiten zu EEG-Gamma-Oszillationen (insbesondere Tallon-Baudry et al., 1996), die mit Hilfe der Wavelet-Analyse möglich wurden. Mittlerweile gilt als gesichert, dass die Frequenzcharakteristik des Oberflächen-EEGs tatsächlich kognitive Verarbeitungsprozesse im Gehirn widerspiegelt (Basar et al., 1999, 2001; Bösel, 2001a; Klimesch, 1999).

Im Folgenden wird zunächst kurz auf die physiologischen Grundlagen der Entstehung des EEG-Signals sowie auf seine Messung eingegangen. Anschließend werden die wichtigsten EKP- und EKO-Indikatoren als Korrelate kognitiver Verarbeitungsprozesse vorgestellt, bevor methodologische Fragen aufgegriffen werden, die im Kontext der hier vorgestellten Zeit-Frequenz-Analysen von Bedeutung sind.

2.1 Von der Nervenzelle zur EEG-Welle

Bei der EEG-Ableitung werden, wie bereits erwähnt, mit Hilfe von Elektroden elektrische Potentialdifferenzen, also Spannungen, auf der Schädeloberfläche gemessen. Das aufgezeichnete Spannungssignal wird als Elektroenzephalogramm bezeichnet und ebenfalls mit EEG abgekürzt. Das EEG bildet im Wesentlichen zeitlich und räumlich aufsummierte postsynaptische Potentiale kortikaler Pyramidenzellen ab (Zschocke, 2002, Kap. 1). Im Wachzustand ist das EEG durch eine mehr oder weniger rhythmische Aktivität mit Amplitudenwerten im Bereich bis etwa 100 μV gekennzeichnet. Die Mechanismen, die zur Entstehung der verschiedenen in Abschnitt 2.3 angesprochenen Rhythmen führen, sind bisher unterschiedlich gut, letztlich aber in keinem der Fälle bis ins Detail verstanden. Entsprechende Methoden, die seit etwa 1980 zur Verfügung stehen (Steriade, 1999), zeigen, dass sowohl intrinsische oszillatorische Eigenschaften einzelner Nervenzellen als auch Netzwerkeigenschaften miteinander verbundener Nervenzellen eine Rolle spielen (Lopes da Silva, 1991). Hierbei sind es insbesondere kortiko-thalamische und kortiko-hippokampale Rückkopplungsschleifen, über die die Aktivität der Pyramidenzellen in der Großhirnrinde moduliert wird (Hughes et al., 2004; Zschocke, 2002, Kap. 1.5). Für eine weitergehende Diskussion wird auf Steriade (1999) sowie den Überblicksartikel von Lopes da Silva (1991) verwiesen, wobei die letztgenannte Arbeit insbesondere in Hinblick auf mögliche funktionelle Interpretationen von Interesse ist. Synchronisierte oszillatorische neuronale Aktivität wird als ein grundlegender Mechanismus zur Integration von Informationen innerhalb und zwischen verschiedenen Gehirnteilen diskutiert (Tass, 1999, S. 1; für einen Überblick s. Singer, 1993,

1999) und als ein Mechanismus zur effizienten Regulation des Aktivierungsniveaus innerhalb ausgedehnter Neuronenpopulationen vorgeschlagen (Lopes da Silva, 1991).

Voraussetzung für eine funktionell-anatomische Interpretation der EEG-Daten ist eine standardisierte und somit zwischen Versuchspersonen vergleichbare Positionierung der Elektroden auf der Schädeloberfläche relativ zu den darunter liegenden zerebralen Strukturen. Aufgrund der zu beobachtenden interindividuellen Unterschiede in Bezug auf Hirn- und Schädelmorphologie wäre eine Positionierung der Elektroden anhand neuroanatomischer Daten, z. B. aus einer vorab durchgeführten Magnetresonanztomographie (MRT), eine ideale Lösung, die sich allerdings nur in Ausnahmefällen realisieren lässt. Um trotzdem eine gewisse Vergleichbarkeit zu erzielen, wurde Ende der 1950er Jahre mit dem in Abbildung 2.1 dargestellten 10-20-System eine Standardisierung von 19 Elektrodenpositionen vorgeschlagen (Jasper, 1958). Nach Homan et al. (1987) ist bei einer Positionierung nach diesem Standard von einer korrekten Elektrodenpositionierung über dem gewünschten Hirnareal in etwa 80 % der Fälle auszugehen (vgl. auch Okamoto et al., 2004). Für moderne Messsysteme mit 32 und mehr Elektroden wurden in der Folgezeit erweiterte Versionen, wie das 10-5-System mit 345 Elektrodenpositionen, entwickelt (z. B. Oostenveld & Praamstra, 2001). Eine Erhöhung der Elektrodenzahl ist insbesondere für topographische Analysen und Quellenlokalisierung von Vorteil (Liu et al., 2002).

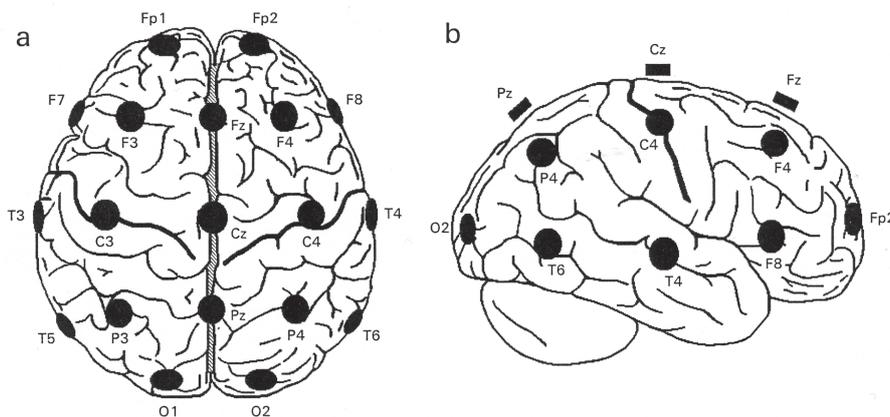


Abbildung 2.1: Elektrodenpositionen des 10-20-Systems über der Großhirnoberfläche mit (a) Blick von oben und (b) Blick von rechts. Quelle: Zschocke (2002, S. 59) unter Weglassung von Ableitpunkt T2.

2.2 Ereigniskorrelierte Potentiale (EKP)

Im Rahmen dieser Arbeit wird der EKP-Begriff rein deskriptiv zur Kennzeichnung eines über N Wiederholungen gemittelten EEG-Signals $x(t)$ im Zeitbereich verwendet:

$$EKP(t) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i(t) \quad , \quad (2.1)$$

wobei t den Messzeitpunkt relativ zum Ereignis angibt. Ausgehend von der physikalischen Bedeutung des elektrischen Potentialbegriffs ist der EKP-Begriff ganz allgemein zur Kennzeichnung von EEG-Signalanteilen zu verwenden, die eine feste zeitliche Beziehung zum betrachteten Ereignis aufweisen – unabhängig von der Wahl der Signaldarstellung im Zeit- oder Frequenzbereich. In diesem Sinne wird der Begriff z. B. von Lopes da Silva (1999) verwendet, wobei auch er darauf hinweist, dass in der Literatur mit dem EKP-Begriff implizit ein bestimmtes Modell der Signalenstehung verknüpft ist. Nach diesem vorherrschenden Modell werden EKP-Komponenten durch Neuronensembles generiert, die in einem festen zeitlichen Abstand (time locked) zum Ereignis aktiv werden und sich der rhythmischen EEG-Grundaktivität, die als Rauschen interpretiert wird, aufaddieren (Lopes da Silva, 1999; s. auch Brandt, 1997; Makeig et al., 2004). Neben dieser traditionellen Sichtweise wird in jüngster Zeit verstärkt auch die Hypothese diskutiert, dass EKPs durch ein Rücksetzen der Phase (phase resetting) oszillatorischer Prozesse generiert werden (Fell et al., 2004; s. auch Karakas et al., 2000; Makeig et al., 2002; Penny et al., 2002). Die vorliegenden Befunde sprechen für eine Beteiligung beider Mechanismen, wobei je nach betrachteter Komponente der Charakter des einen oder des anderen Mechanismus deutlicher hervortritt (vgl. Fell et al., 2004; Klimesch et al., 2004; Makeig et al., 2002). Allerdings besitzen EEG-Daten aus Ableitungen von der Schädeloberfläche für eine Entscheidung über den anzunehmenden Entstehungsmechanismus nur eine bedingte Aussagekraft (z. B. Bullock et al., 1995; Shah et al., 2004) und sind durch weitere Daten, z. B. aus Tiefen-EEG-Ableitungen, zu ergänzen (Fell et al., 2004).

Abbildung 2.2 zeigt in einer schematischen Darstellung die typischen positiven (P) und negativen (N) Auslenkungen eines reizbezogenen EKPs. Die Bezeichnung der Auslenkungen erfolgt entweder nach der typischen Gipfellatenz der Komponenten in Millisekunden (N100, P200) oder nach der Reihenfolge ihres Auftretens (N1, P2). Komponenten ab etwa 50 ms nach einem Ereignis bilden die kortikale Reizverarbeitung ab, wobei Negativauslenkungen im EKP mit einer „Aufladung“ von neuronalen Netzwerken und positive Komponenten mit der Weiterleitung von Erregung in Verbindung gebracht werden (Bösel, 2001b, S. 43).

Die Komponenten werden als extern zugängliche Marker interpretiert, die den zeitlichen Ablauf von Informationsverarbeitungsprozessen widerspiegeln und somit Rückschlüsse auf Beginn und Ende von Teilschritten eines Verarbeitungsprozesses gestatten (mental chronometry, Coles et al., 1996). Die Annahme, dass aufeinander folgende Potentialgipfel jeweils einen weiteren Schritt im Ablauf des Informationsverarbeitungsprozesses beschreiben, also Gipfel mit Komponenten gleichzusetzen sind, ist natürlich eine Vereinfachung, die z. B. der parallelen Verarbeitung von Informationen und der damit verbundenen zeitlichen Überlagerung von neuronalen Generatoren keine Rechnung trägt. Sie hat sich aber in der Praxis in vielen Fällen als sinnvoll erwiesen. Eine umfassende Diskussion des Komponentenbegriffs ist bei Rugg und Coles (1996b) und Picton et al. (2000) zu finden.

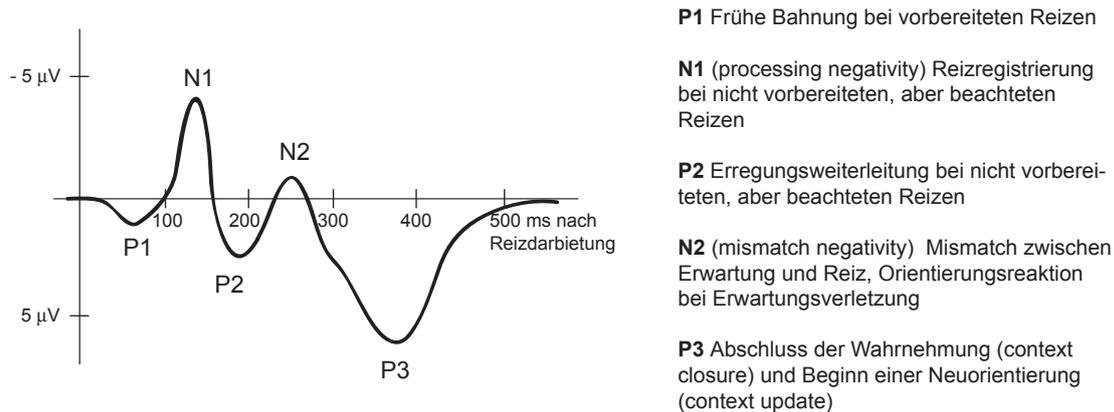


Abbildung 2.2: Schematische Darstellung eines reizbezogenen EKPs. Aus historischen Gründen ist es üblich, positive Auslenkungen nach unten und negative Auslenkungen nach oben abzutragen.

Im Folgenden sollen die wichtigsten EKP-Komponenten kurz vorgestellt werden. Für weiterführende Informationen wird auf die Arbeiten von Altenmüller und Gerloff (1999), Donchin et al. (1986) sowie Rugg und Coles (1996a) verwiesen. Durch eine Instruktion vorbereitete Reize führen über modalnahe Areale zu einer frühen Positivierung, der P1. Diese wird als Korrelat für eine frühe Bahnung von erkannten Reizkomponenten aufgefasst (Mangun & Hillyard, 1990). Je besser die informationsverarbeitende Struktur für einen Reiz biologisch oder durch entsprechende Übung vorbereitet ist, um so ausgeprägter ist die P1-Komponente. So ist z. B. die Darbietung von Gesichtern mit einer hohen P1-Auslenkung verbunden (Schendan et al., 1998). Die N1 (processing negativity) tritt aufgrund automatischer Beachtung bzw. nach sehr allgemeinen Beachtungsinstruktionen auf und variiert mit den physikalischen Eigenschaften des dargebotenen Reizes. Sie ist die erste EKP-Komponente, deren Ausprägung durch den Grad der selektiven Aufmerksamkeit beeinflusst wird (Hansen & Hillyard, 1980; Mangun, 1995). Ihr folgt die P2-Komponente, die sensitiv auf abweichende Reizeigenschaften bei aufmerksamkeitsfordernden Aufgaben reagiert (Bösel, 2001b, S. 61; vgl. Luck & Hillyard, 1994). Abweichungen eines Reizes von einer Erwartung, also die Verletzung des internen Situationsmodells, finden ihren Niederschlag in der auch als mismatch negativity bezeichneten N2-Komponente. Sie wird etwa 250 ms nach Reizdarbietung beobachtet (Näätänen, 1981). Die klassische Anordnung zur Untersuchung der P3-Komponente ist das Oddball-Paradigma. Aufgabe der Versuchsperson ist es hierbei, in einer Serie von Standardreizen selten vorkommende, abweichende Reize zu identifizieren. Deren Entdeckung ist mit einer deutlichen parietalen Positivierung etwa 300 bis 700 ms nach der Reizdarbietung verbunden. Im Rahmen des Context-updating-Modells (Donchin & Coles, 1988) ist die P3-Komponente Ausdruck einer notwendigen Anpassung des mentalen Situationsmodells in Reaktion auf den verarbeiteten Reiz. Die P3-Amplitude ist dabei um so größer, je größer die Verletzung des internen Modells und somit die notwendige Anpassung ist. Im Gegensatz dazu geht die Context-closure-Theorie von Verleger (1988) davon aus, dass die P3 gerade durch das Auftreten des erwarteten abweichenden Reizes, also dem

Abschluss einer Epoche des Wartens auf den Reiz, ausgelöst wird (vgl. Sommer, 2000). Die P3 ist die früheste Komponente im EKP, die Prozesse der bewussten Verarbeitung widerspiegelt. Spätere Komponenten wie die N4 oder P6 entsprechen in ihrer funktionellen Bedeutung der N2- und P3-Komponente, allerdings auf einem höheren Verarbeitungsniveau. So wird die N4-Komponente z. B. bei Satzvervollständigungsarbeiten beobachtet und dabei mit semantischen Klassifikationsprozessen in Verbindung gebracht (Kutas & Hillyard, 1980).

2.3 Ereigniskorrelierte Oszillationen (EKO)

Wie bereits erwähnt, gibt es in der Literatur keinen mit dem EKP-Begriff vergleichbaren, generell verwendeten Terminus zur Benennung ereignisbezogener Indikatoren im Frequenzbereich. So unterschiedliche Begriffe wie z. B. event-related desynchronization (ERD) und event-related synchronization (ERS) (Pfurtscheller & Aranibar, 1977; Pfurtscheller & Lopes da Silva, 1999), induced bandpower (IBP) und event-related bandpower (ERBP) (Klimesch et al., 1998) oder event-related spectral perturbation (ERSP) (Makeig, 1993) beschreiben letztlich alle derartige ereignisbezogene Indikatoren. Sie unterscheiden sich teilweise hinsichtlich des verwendeten Verfahrens zur Berechnung der Frequenzwerte, teilweise aber auch nur in der Art der Normierung oder der Berücksichtigung einer möglichen Ausgangswertabhängigkeit durch Referenzierung gegen ein Referenzintervall (Baseline). Diese Vielfalt ist zum Teil der Tatsache geschuldet, dass sich die EEG-Frequenzanalysen nach Jahrzehnten der Stagnation in den letzten Jahren zu einem sich sehr rasch entwickelnden Gebiet der EEG-Forschung gewandelt haben, in das Einflüsse und Methoden aus sehr unterschiedlichen Anwendungsgebieten der Signalanalyse hereingetragen werden und eine entsprechende abstrahierende Systematik noch fehlt. Andererseits spiegelt dieser Umstand natürlich auch die Tatsache wider, dass es momentan keine Methode gibt, die sich entscheidend von den anderen Methoden abhebt.

Wie in Abschnitt 3.1 ausgeführt wird, ist jeder Frequenzwert durch zwei Parameter, den Amplituden- und den Phasenwert, charakterisiert. Dementsprechend lassen sich im Fall der EKOs zwei Arten von Signalanteilen unterscheiden, die entweder durch eine zeitlich feste Phasenbeziehung (phase locked) oder eine zeitlich feste Amplitudenbeziehung zu einem Ereignis gekennzeichnet sind. Nach Galambos (1992) werden erstere als *evozierte* und letztere als *induzierte* Signalanteile bezeichnet. In Abbildung 2.3 werden beide Fälle am Beispiel der Gamma-Oszillationen verdeutlicht. Aspekte der Berechnung dieser beiden EKO-Anteile werden in den Abschnitten 2.4.1 und 2.4.2 besprochen.

EEG-Oszillationen werden üblicherweise bis zu Frequenzen von etwa 80 Hz interpretiert. Dieser Frequenzbereich wird, basierend auf Beobachtungen des EEG-Rohsignals, grob in fünf Frequenzbänder unterteilt, die als klinische EEG-Frequenzbänder bezeichnet werden (Kubicki, 1980). Aus Sicht der Kognitionspsychologie stellt sich die Frage, inwiefern diese

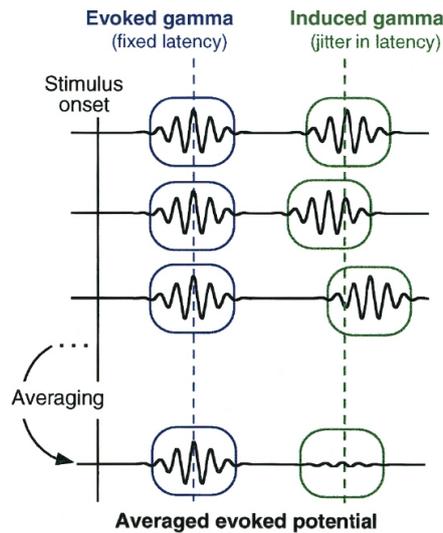


Abbildung 2.3: Evozierte und induzierte EKO am Beispiel von Gamma-Oszillationen. Evozierte Aktivität ist durch eine feste zeitliche Beziehung der Phasenlage zum Ereignis gekennzeichnet, so dass auch im gemittelten Signal eine entsprechende Aktivität beobachtet wird (links). Im Fall der induzierten Aktivität (rechts) überlappen sich die Oszillationen zeitlich ebenfalls, allerdings variiert hier die Phasenlage von Messung zu Messung, so dass sich die im Einzelfall vorhandene Signalaktivität herausmittelt. Quelle: Tallon-Baudry und Bertrand (1999, S. 152).

Einteilung der Frequenzbandgrenzen tatsächlich ein kovariierendes Verhalten benachbarter ereignisbezogener Frequenzwerte adäquat widerspiegelt. Bevor auf diesen Punkt näher eingegangen wird, sollen diese fünf Frequenzbänder zunächst hinsichtlich der mit ihnen verknüpften funktionellen Interpretationen kurz vorgestellt werden. Die angegebenen Frequenzbandgrenzen sind dabei nur als eine grobe Orientierung zu verstehen. Insbesondere bei der Zuordnung von Theta und Alpha1 ist eine sowohl historisch als auch methodisch bedingte große Variationsbreite zwischen den verschiedenen Arbeiten festzustellen.

Delta (< 4 Hz) Delta-Wellen sind im Roh-EEG während der Tiefschlafphasen zu beobachten (Dement & Kleitman, 1957). Variationen der ereignisbezogenen Delta-Aktivität werden im Zusammenhang mit Prozessen der Signalentdeckung und des Urteilens diskutiert (Basar et al., 2001) und sind z. B. in Oddball-Untersuchungen in Reaktion auf den Zielreiz dokumentiert worden (Basar-Eroglu et al., 1992).

Theta (4 – 7 Hz) EEG-Theta dominiert das EEG-Signal bei Dösigkeit (drowsiness) und Übergang zum Schlaf (Dement & Kleitman, 1957) und wurde deshalb lange Zeit praktisch ausschließlich als Wachheitsindikator wahrgenommen (vgl. Bösel, 2001a). Gestützt auf intrazelluläre Untersuchungen thalamo-kortikaler Netzwerkstrukturen in vivo und in vitro werden diese langsamen Oszillationen bei Schläfrigkeit auf den synchronisierenden Einfluss des Thalamus zurückgeführt (Hughes et al., 2004; vgl. auch Steriade, 2000; Steriade et al., 1993).

Für die Kognitionspsychologie von großem Interesse sind Befunde, insbesondere aus den letzten Jahren, die eine erhöhte Theta-Aktivität bei Aufgaben berichten, die eine kontrollierte Gedächtnisaktivierung erfordern (Bösel, 1993, 2001a). Verwiesen sei hier auf Untersuchungen von Aufgaben mit erschwerten Diskriminanzbedingungen (Pennekamp et al., 1994; Schleifer, 1997) sowie eine Vielzahl von Lern- und Gedächtnisexperimenten (Doppelmayr et al., 2000; Klimesch et al., 2001; Krause et al., 2000; Mecklinger et al., 1992; Raghavachari et al., 2001; Tesche & Karhu, 2000; für einen aktuellen Überblick s. Bastiaansen & Hagoort, 2003). Für die hierbei auftretende Theta-Aktivität konnte mit Hilfe intrakranieller elektrophysiologischer Ableitmethoden eine Beteiligung des Hippokampus nachgewiesen werden, weshalb sie auch als hippokampales Theta bezeichnet wird (siehe z. B. den Übersichtsartikel von Buzsáki, 2002).

In Hinblick auf die noch zu besprechende Gamma-Aktivität soll auf ein physiologisch motiviertes Netzwerkmodell hingewiesen werden, das die beim Menschen beobachtete Arbeitsgedächtnisspanne von etwa 7 Items auf die Anzahl seriell aktivierbarer Gamma-Ensembles während einer Theta-Schwingung zurückführt (Jensen & Lisman, 1998; Lisman & Idiart, 1995). Weitere empirische Befunde, die Theta-Gamma-Korrelationen belegen, finden sich u. a. bei Schack et al. (2002), Fell et al. (2003) und Sederberg et al. (2003).

Alpha (7 – 12 Hz) Der Erregungszustand kortikaler Strukturen wird über das thalamokortikale System kontrolliert. Synchronisierte Alpha-Aktivität über einem Hirnareal wird als Zeichen für einen aktuellen Ruhezustand (idling state) aufgefasst (Pfurtscheller et al., 1996a, vgl. auch Sherman & Guillery, 1996; Steriade et al., 1993).

Unter Ruhe- und Entspannungsbedingungen lässt sich im Roh-EEG in der Regel insbesondere über dem Hinterhaupt ein deutlich erkennbares Alpha-Signal mit einer Frequenz um 10 Hz beobachten. EEG-Alpha gilt daher aus psychologischer Sicht als Entspannungsindikator im Wachzustand (Bösel, 2001b). Signalanalytische Untersuchungen der Alpha-Frequenz unter kognitiver Belastung haben gezeigt, dass für das (klinische) Alpha-Band unter funktionellen Gesichtspunkten eine Unterteilung in mindestens zwei Teilbänder anzunehmen ist. Dabei entspricht das *schnelle Alpha* (auch upper alpha, Alpha2) im Bereich von ca. 10 bis 12 Hz dem angesprochenen Entspannungsindikator unter Ruhebedingungen und ist zu unterscheiden vom *langsamen Alpha* (auch lower alpha, Alpha1) im Bereich von etwa 7 bis 10 Hz (z. B. Petsche et al., 1997). Langsames Alpha wurde u. a. in Untersuchungen zur Aufrechterhaltung von Aufmerksamkeit (Orehova et al., 2001; Pennekamp et al., 1994), zur Konzeptbildung (Bösel, 1992; Bösel et al., 1990), zum Kurzzeitgedächtnis (Krause et al., 2000) sowie vor so genannten Aha-Erlebnissen (Jung-Beeman et al., 2004, hier in Verbindung mit Variationen der Gamma-Aktivität) beobachtet und als Ausdruck kortikaler Inhibition interpretiert. Bösel (2001a) nimmt für Aufmerksamkeitswechsel einen zweiphasigen Prozess an, „... der aus einer breiten Mobilisierung von Gedächtnis-Ressourcen besteht (angezeigt durch EEG-Theta), gefolgt von einer re-organisierenden Einengung neuronaler Aktivität (angezeigt durch langsames EEG-Alpha)“ (S. 1).

Beta (12 – 30 Hz) Systematische Variationen der Beta-Aktivität lassen sich bei vorgestellten und ausgeführten Bewegungen sowie bei somatosensorischer Stimulation über sensomotorischen Arealen beobachten (Neuper & Pfurtscheller, 2001; Pfurtscheller et al., 1996b). Weiterhin werden Beta-Rhythmen mit Aufmerksamkeitsprozessen in Verbindung gebracht (Wrobel, 2000). Haenschel et al. (2000) beobachteten einen charakteristischen Übergang von Gamma- zu Beta-Oszillationen in Reaktion auf einen auditiven Novel-Reiz. Die Annahme einer funktionellen Dissoziation zwischen Beta und Gamma wird hierbei durch entsprechende neurophysiologische Befunde gestützt (vgl. auch Kopell et al., 2000).

Gamma (30 – 80 Hz) Synchronisierte Gamma-Aktivität wird als ein allgemeiner, dynamischer Mechanismus zur Integration der Aktivität räumlich verteilter Neuronen bzw. Neuronenverbände diskutiert (Fell et al., 2003). Entsprechende Mechanismen zum „Zusammenbinden“ (binding) verteilter Informationen bilden die Voraussetzungen für kohärente Objektrepräsentationen in einem parallel arbeitenden Informationsverarbeitungssystem wie dem Gehirn (Engel et al., 1997; Singer, 1993, 1999). Tallon-Baudry et al. (1996) fanden frühe evozierte Gamma-Aktivität im Rahmen der sensorischen Mustererkennung und diskutieren eine späte induzierte Gamma-Komponente als Korrelat einer abstrakten Gestaltrepräsentation. In den letzten Jahren sind eine Vielzahl von Arbeiten zur Gamma-Aktivität im Bereich der Wahrnehmungs-, Aufmerksamkeits- und Gedächtnisforschung durchgeführt worden, deren Ergebnisse Herrmann et al. (2004) in einem „Match-and-utilization-Modell“ integrieren.

Vergleicht man innerhalb einer Versuchsperson das Verhalten benachbarter Frequenzwerte zwischen verschiedenen Versuchsbedingungen, so zeigt sich, dass diese nicht unabhängig voneinander variieren und, wie erwähnt, zu Frequenzbändern zusammengefasst werden können. Die zu beobachtende Kovariationsstruktur wird dabei sowohl von den zugrunde liegenden signalerzeugenden Prozessen im Gehirn als auch von den konkreten Eigenschaften des verwendeten Frequenzanalyseverfahrens bestimmt. Zwischen Versuchspersonen treten teilweise deutliche Unterschiede in der Lage dieser Frequenzbänder auf, die insbesondere in dem schmalbandigen Bereich zwischen Theta und langsamem Alpha (A1) dazu führen können, dass die gleichen Frequenzwerte bei einer Person dem Theta- und bei einer anderen Person dem A1-Bereich zugeordnet werden müssen. Klimesch (1996) schlägt aus diesem Grund die Verwendung individueller Frequenzbänder vor, die in ihrer Lage und Breite am Alpha-Peak (größte Signalamplitude im Bereich des Alpha-Bands) ausgerichtet werden (s. auch Doppelmayr et al., 1998; Klimesch, 1999). Eine andere Möglichkeit besteht in der Bestimmung von Frequenzbändern unter Verwendung multivariater statistischer Methoden wie der Faktorenanalyse, mit deren Hilfe stabile Kovariationen benachbarter Frequenzen unter funktionellen Gesichtspunkten nachgewiesen werden konnten (Kubicki et al., 1980; Mecklinger & Bösel, 1989; Mecklinger et al., 1992). Diese Anpassung der Frequenzbandgrenzen a posteriori kann individuell für jede Versuchsperson oder insgesamt für die untersuchte Stichprobe erfolgen. Neben diesen beiden Varianten zur Fest-

legung der Frequenzbandgrenzen aufgrund nachvollziehbarer Kriterien finden sich in der Literatur auch Beispiele, in denen ohne nähere Angaben bestimmte Frequenzbandgrenzen verwendet werden. Auf welcher Grundlage auch immer eine Entscheidung getroffen wird, es ist eine große Heterogenität der verwendeten Frequenzbänder in der Literatur zu beobachten, insbesondere in dem bereits erwähnten kritischen Bereich zwischen Theta und langsamem Alpha. Hier werden teilweise sogar Subunterteilungen des Theta- bzw. langsamen Alpha-Bandes berichtet (z. B. Razoumnikova, 2000).

2.4 Methodologische Betrachtungen

In den folgenden Abschnitten werden Aspekte der Untersuchung evozierter und induzierter oszillatorischer Aktivität diskutiert, die im Detail möglicherweise nur für einen mit der Thematik vertrauten Leser von Interesse sein werden.

2.4.1 Berechnung und statistische Prüfung evozierter EKO's

Die evozierte, also phasengelockte, Signalaktivität (vgl. Kap. 2.3) wird üblicherweise über eine Frequenzanalyse des EKP-Signals berechnet (Kalcher & Pfurtscheller, 1995; vgl. auch Herrmann et al., 1999; Klimesch et al., 2004; Tallon-Baudry et al., 1998), d. h. durch eine Mittelung der Einzelmessungen im Zeitbereich mit anschließender Frequenztransformation. Die zugrunde liegende Logik erschließt sich dabei anschaulich bei der Betrachtung von Abbildung 2.3. Unter Ausnutzung der Linearitätseigenschaft der in Kapitel 3 beschriebenen linearen Zeit-Frequenz-Transformationen (z. B. Kammeyer & Kroschel, 1998, S. 13) lässt sich die evozierte Aktivität alternativ auch berechnen, indem zuerst eine Frequenztransformation der Einzelmessungen erfolgt und anschließend eine Mittelung der komplexen Koeffizienten¹ im Frequenzbereich durchgeführt wird. Formuliert am Beispiel der in Kapitel 3.4 beschriebenen S-Transformation (ST) unter Verwendung der EKP-Gleichung (2.1) gilt also:

$$\text{Evozierte Aktivität} = ST \left\{ \underbrace{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i}_{\text{EKP}} \right\} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N ST \{x_i\} , \quad (2.2)$$

wobei x_i die i -te von N Einzelmessungen bezeichnet. Abbildung 2.4 dokumentiert die Äquivalenz beider Vorgehensweisen am Beispiel empirischer Daten aus dem Kapitel Empirie II. Im betrachteten Frequenzbereich von 2 bis 70 Hz treten maximal Differenzen in der Größenordnung von 10^{-8} auf. Gleichzeitig wird deutlich, dass die kompletten Informationen über die EKP's in den komplexen Daten der S-Transformation enthalten sind und in der Zeit-Frequenz-Ebene in Hinblick auf Amplituden- und Phasenverhalten untersucht werden können. Die im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Analysetools, die in Kapitel 4 vorgestellt

¹Also unter Berücksichtigung von Amplituden- und Phaseninformation, s. Kap. 3.1.2.

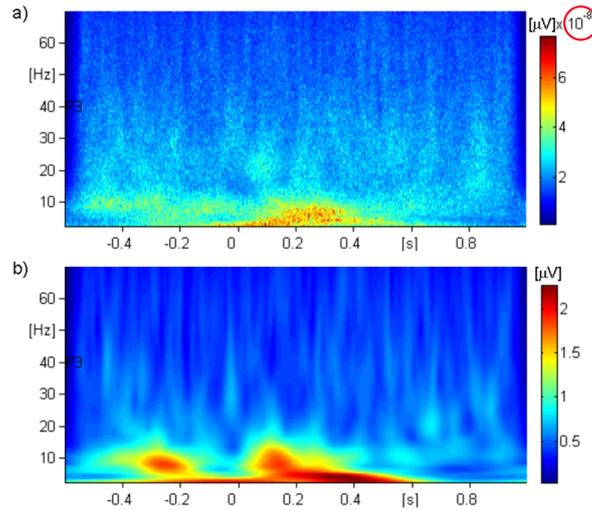


Abbildung 2.4: Alternativ zur üblichen Berechnung der evozierten Aktivität mittels Frequenztransformation des EKP-Signals (b) ist auch eine Berechnung durch Mittelung der komplexen Einzelspektren möglich. Die auftretenden Differenzen beim Vergleich beider Vorgehensweisen anhand von empirischen Daten liegen in der Größenordnung von (b) 10^{-8} und sind auf die begrenzte Rechengenauigkeit zurückzuführen. (Daten: Experiment II, Elektrode P3, Targets der Figuren-Aufgabe)

werden, verwenden die auf der rechten Seite von (2.2) angegebene alternative Vorgehensweise, da so die evozierte Aktivität bei Bedarf allein aus den Zeit-Frequenz-Daten berechnet werden kann.

Betrachten wir nun Gleichung (2.2) etwas genauer in Hinblick auf die evozierte Amplitudenaktivität $|ST|$, d. h. den Amplitudenanteil² der komplexen Größe ST . Um die praktische Relevanz der folgenden Ausführungen zu verdeutlichen, werden statt der Einzelmessungen x_i die EKPs der Einzelpersonen EKP_i betrachtet, wobei i in diesem Fall die i -te Person bezeichnet. Weiterhin soll die Mittelungsprozedur zur Berechnung des Grand-Average-EKPs (GAV-EKP) mit $Av()$ abgekürzt werden, also

$$x_i \longrightarrow EKP_i$$

$$\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N EKP_i \longrightarrow Av(EKP_i) .$$

Gleichung (2.2) bietet insgesamt drei Möglichkeiten der Berechnung evozierter Amplitudeninformationen, je nachdem, an welcher Stelle der Übergang von den komplexen Werten zu den Amplitudenwerten erfolgt. Unter Verwendung der oben genannten Ersetzungen gilt

²Siehe hierzu Kapitel 3.1.2.

dabei:

$$\underbrace{|ST\{Av(EKP_i)\}|}_{\text{Gruppenspezifische evoz. Amplitudenaktivität}} = \underbrace{|Av(ST\{EKP_i\})|}_{\text{Gemittelte personenspezifische evoz. Amplitudenaktivität}} \neq Av(|ST\{EKP_i\}|)$$

Die in dieser Arbeit als *gruppenspezifische evozierte Amplitudenaktivität* bezeichnete Größe auf der linken Seite, die alternativ entweder durch Frequenztransformation eines GAV-EKPs oder aber aus den gemittelten komplexen Spektren der Einzel-EKPs berechnet werden kann, berücksichtigt Variationen der Phasenwerte zwischen den Versuchspersonen. Im Gegensatz dazu werden bei der *gemittelten personenspezifischen evozierten Amplitudenaktivität* sofort nach der Frequenztransformation der Einzel-EKPs die Amplitudenspektren berechnet, womit die Phaseninformationen verloren gehen. Erst danach erfolgt dann die Mittelung. Diese Größe enthält somit keine Informationen über die Phasenglocktheit der Signale über alle Versuchspersonen hinweg. Ein Beispiel für zu beobachtende Unterschiede zwischen beiden Berechnungsansätzen zeigt Abbildung 2.5. Im Bereich der langsamen Frequenzen von 2 bis 15 Hz sind zwei unterschiedliche Signalmuster zu erkennen. Während die evozierte

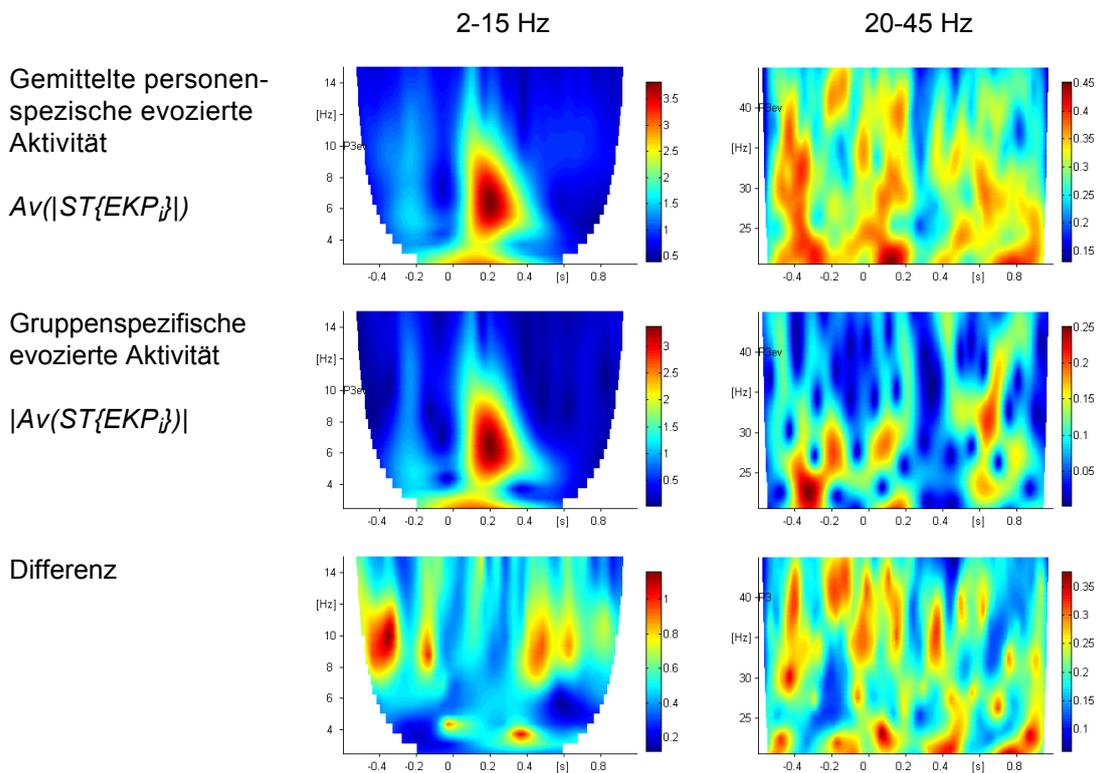


Abbildung 2.5: Unterschied zwischen gemittelter personenspezifischer und gruppenspezifischer evozierter Amplitudenaktivität für den langsamen Frequenzbereich von 2 bis 15 Hz und den schnellen Frequenzbereich von 20 bis 45 Hz. Die Differenz wird nur dann Null, wenn keine Phasenvariationen zwischen den Versuchspersonen auftreten. Diskussion siehe Text. (Daten: Experiment II, Elektrode P3, Novels der Figuren-Aufgabe)

6 Hz-Komponente bei etwa 200 ms kaum variiert, also eine hohe Übereinstimmung der Phasenwerte zwischen den Versuchspersonen besteht, weist die 10 Hz-Komponente bei -400 ms eine hohe Variabilität auf.³ Im hohen Frequenzbereich von 20 bis 45 Hz variieren die Phasensignale erwartungsgemäß sehr deutlich zwischen den Versuchspersonen. Die Wahl, welche Art evozierter Aktivität man betrachtet, hängt von der entsprechenden Fragestellung ab. Wie jedoch das oben diskutierte Beispiel zeigt, kann eine gemeinsame Betrachtung beider Größen zusätzliche Informationen liefern.

In Hinblick auf die statistische Testung ist zu berücksichtigen, dass die üblichen Testverfahren und auch die Statistikprogramme an die Verwendung reeller Zahlen gebunden sind, so dass auf diesem Wege nur die gemittelte personenspezifische evozierte Amplitudenaktivität einer statistischen Prüfung zugänglich ist. Demnach wäre es falsch, in Analogie zur Vorgehensweise bei der Testung von EKPs, evozierte Amplitudenspektren aus den GAV-EKPs zu berechnen, etwaige Amplitudenunterschiede dann aber über die Amplitudenspektren der Einzelpersonen zu prüfen. Eine Testung der gruppenspezifischen evozierten Aktivität könnte aber z. B. mittels Bootstrap-Verfahren durchgeführt werden (Efron & Tibshirani, 1993). Rosenfeld (2002) beschreibt eine entsprechende Vorgehensweise zur intraindividuellen Prüfung von EKP-Mittelwertsunterschieden, die nicht auf eine Identifizierung von EKP-Komponenten im Einzeltrial angewiesen ist und deren Prinzip sich direkt auf den hier diskutierten Sachverhalt übertragen ließe.

2.4.2 Berechnung induzierter EKO's

Für die Berechnung der induzierten Aktivität, also der Signalanteile ohne feste Phasenbeziehung zum Ereignis, ist der Autor auf drei unterschiedliche Ansätze gestoßen, die zu unterschiedlichen Signalinterpretationen führen:

- (i) Herrmann et al. (1999) ermitteln die Gesamtaktivität, indem sie die Signalpower im Einzeltrial berechnen und dann über alle Trials mitteln. Von dieser Gesamtaktivität wird dann die evozierte Aktivität abgezogen.
- (ii) Tallon-Baudry et al. (1998) sowie Tallon-Baudry und Bertrand (1999) bezeichnen die Gesamtaktivität aus (i) als induzierte Aktivität.
- (iii) Kalcher und Pfurtscheller (1995) ziehen von jedem Einzeltrial-Signal das EKP ab, berechnen dann die Signalpower und mitteln anschließend über alle Trials. Diese Vorgehensweise findet sich z. B. auch bei Klimesch et al. (1998) oder Gruber et al. (2002).

Variante (ii) ist begrifflich verwirrend. Für den Fall, dass eine Signalkomponente in allen Trials exakt den gleichen Phasenwert aufweist, sind nach diesem Ansatz evozierte und induzierte Aktivität gleich groß. In diesem Sinne ist diese Vorgehensweise höchstens als ein

³Die Differenzwerte sind natürlich immer mit Blick auf die Amplitudenstärken der Ausgangssignale zu bewerten.

Näherungsverfahren für den Fall aufzufassen, dass die evozierte Aktivität gegenüber der Gesamtaktivität vernachlässigt werden kann. Dies trifft insbesondere auf den Bereich der langsamen Frequenzen nicht zu, wo evozierte und induzierte Aktivität eine vergleichbare Größe aufweisen (s. Ergebnisse Empirie II).

Nach Variante (iii) wird die evozierte Aktivität (und damit auch das zugrunde liegende EKP-Signal) als über den Versuchsverlauf hinweg unveränderlich angenommen und die gesamte Intertrialvarianz wird der induzierten Aktivität zugeordnet. Die damit verbundenen Konsequenzen kann man sich anhand des (hypothetischen) Falls veranschaulichen, dass in einem der betrachteten Datensegmente kein EEG-Signal auftritt (obwohl die Versuchsperson die gestellte Aufgabe ordnungsgemäß erfüllt hat und auch der Verstärker nicht ausgefallen ist). Dieses Nullsignal liefert nun einen Beitrag zur induzierten Aktivität, weil das EKP-Signal vom Nullsignal abgezogen und anschließend die Signalpower berechnet wird. Auch das Habituieren einer EKP-Komponente im Verlauf eines Experimentes führt nach Variante (iii) automatisch zur Registrierung eines induzierten Signals. Für jedes Abweichen des gemessenen Signals im Einzelfall vom EKP-Signal wird also eine induzierte Signalquelle angenommen, die ein entsprechendes Differenzsignal erzeugt.

Variante (i) verteilt die Intertrialvarianz auf den evozierten und den induzierten Signalanteil. Sie scheint dem Autor als Berechnungsverfahren am plausibelsten und wurde auch in dieser Arbeit verwendet.