

Neuronale Grundlagen des Erwerbs mentaler Repräsentationen
musikalischer Zeitstrukturen
(Rhythmus und Metrum)

Von dem Fachbereich Biologie
der Universität Hannover
zur Erlangung des Grades eines

DOKTORS DER NATURWISSENSCHAFTEN

Dr. rer. nat.

genehmigte Dissertation
von

Dipl.-Biol. Joachim Christof Michael Großbach

geboren am 25. Juni 1966, in Remscheid

(2004)

Referentin: Frau Prof. Dr. Elke Zimmermann, Stiftung Tierärztliche Hochschule Hannover

Erster Korreferent: Prof. Dr. med. Eckart Altenmüller, Hochschule für Musik und Theater Hannover

Tag der Promotion: 29. Juni 2004

1 Kurzzusammenfassung

Die vorgelegte Arbeit befasst sich mit der neuronalen Verarbeitung von Zeitstrukturen in der Musik. Es werden Rhythmus und Metrum bei professionellen Schlagzeugern sowie musikalischen Laien untersucht. Dieser Arbeit liegen zwei Studien zugrunde, zum einen eine Querschnittstudie mit professionellen Schlagzeugern, mittels derer ein Vergleich zwischen der neuronalen Verarbeitung von Rhythmus und Metrum vorgenommen werden sollte, sowie eine Längsschnittstudie mit musikalischen Laien, die unterschiedliche Formen rhythmischer Gehörbildung erhielten, nämlich deklarativen oder prozeduralen Unterricht, und deren Untersuchung die kontrollierte Erfassung neuronaler und performanzbezogener Aspekte der Bildung von Repräsentationen von Rhythmus zum Ziel hatte.

Die in diesen Studien verwendete Methode der Erfassung von Hirnaktivität war das Gleichspannungs-Elektroenzephalogramm (DC-EEG). In der Querschnittstudie mit den professionellen Schlagzeugern (n=9) wurde an zwei Tagen innerhalb einer Woche eine Vergleichsmessung in einem 2 x 2 Gleich-verschieden-Versuchsplan durchgeführt, die die Erkennungsleistung von Rhythmus und Metrum erfasste sowie mit einer 62-kanaligen Elektrodenmontage das DC-EEG erfasste. In der Längsschnittstudie wurden drei Gruppen unterschieden, deklarative Lerner (n=6), prozedurale Lerner (n=6) und Kontrollen (n=7). Mit den Probanden wurde vor dem Erhalt des Trainings in einem Gleich-verschieden-Design ein Rhythmuserkennungstest durchgeführt sowie mit 31 Skalpelektroden das DC-EEG erfasst. Anschließend erhielten sie 6 Wochen lang entsprechend ihrer Gruppenzuteilung Unterricht; abschließend wurde wieder ein Rhythmuserkennungstest durchgeführt und das EEG registriert.

In der Auswertung der Daten wurden Performanz, langsame DC-Potentiale und ereigniskorrelierte Potentiale (ERP) sowie spezifische Frequenzbänder (Gammaband-Oszillationen) ausgewertet. Es wurde ein Vergleich verschiedener Methoden der Artefaktreduktion vorgenommen. In bezug auf verschiedene Aspekte der Auswertung wurde auf eine Anzahl neuartiger statistischer Tests und Auswertungsverfahren zurückgegriffen (neben anderen auch die Independent Component Analysis, ICA), die auf die besonderen Bedingungen dieser Stichproben zugeschnitten sind und, wie gezeigt wird, herkömmlichen Verfahren in verschiedenen Hinsichten überlegen sind.

In der Querschnittstudie wurden Rhythmus und Metrum mittels akustischer und visueller Reize erfasst. Die Daten zur Verbindung zwischen akustischer und visueller Modalität erwiesen sich als nicht aussagekräftig. Es zeigten sich aber einige Hinweise auf getrennte Verarbeitung von Rhythmus und Metrum, beispielsweise das Auftreten einer P300 bei Veränderungen des Metrums, aber nicht des Rhythmus, sowie eine ereigniskorrelierte Leistungsabnahme von 30-Hz-Oszillationen 400 ms nach Rhythmusänderungen. Desweiteren fanden sich Unterschiede in der Aktivierung und Desaktivierung von Arealen in der Encodierungsphase sowie der Phase von Decodierung und Vergleich. Auch gibt es Hinweise, dass bei den Vergleichen in Rhythmusaufgaben eher eine Aktivierung links-temporaler Areale vorliegt, während bei Metrumaufgaben statt dessen okzipitale Areale eine erhöhte Aktivität zeigen. Diese Befunde sind vereinbar mit verschiedenen Interpretationen, die in der Arbeit ausführlich diskutiert werden; sie bieten aber jedenfalls keine klare Bestätigung der populären These hemisphärischer Dichotomie in Bezug auf Rhythmus und Metrum (d.h. die Annahme, dass Metrum rechtshemisphärisch und Rhythmus linkshemisphärisch verarbeitet wird).

In der Längsschnittstudie ergab der Vergleich zwischen den verschiedenen Lernergruppen keine Überlegenheit der Performanz einer der Gruppen, vielmehr gab es mögliche Hinweise auf eine Destabilisierung der verwendeten Repräsentation im Anschluss an das Training. Es gab auch hier

keine starken Effekte. Es gab aber ebenfalls Hinweise auf Unterschiede in der Phase von Enkodierung sowie von Dekodierung und Vergleich durch unterschiedlich aktivierte Bereiche. Deklarative Lerner schienen in der Phase der Enkodierung eher parietale und in der von Dekodierung und Vergleich eher links temporale Netzwerke zu nutzen (als vermutlicher Niederschlag einer regelbasierten verbalen Verarbeitungsstrategie).

Abstract

This thesis discusses the neuronal processing of time structure in music. It compares rhythm and meter in both professional percussionists and musical laypersons. It is based on two different studies: the first is a study of professional percussionists with the aim of comparing the neuronal processing of rhythm and meter. The second study is a longitudinal study of musical laypersons who were given two different forms of rhythm training, one of them declarative and the other procedural. This study was directed at obtaining data on the development of the representation of rhythmic structures with regard to performance as well as neuronal aspects.

In these studies, brain activity was recorded by DC-EEG. In the study of the professional percussionists (n=9), each participant participated in two recordings during one week, according to a 2 x 2 same-different experimental design. Their performance with regard to the perception of changes in rhythm and meter as well as a 62-channel DC-EEG was recorded during these sessions. In the longitudinal study, three experimental groups were distinguished, namely declarative learners (n=6), procedural learners (n=6) and controls (n=7). Before receiving training, the subjects participated in a rhythm recognition test according to a same-different experimental design, including a distractor condition, and their DC-EEG with 31 scalp electrodes was recorded. During the following 6 weeks, they then received weekly sessions of one specific form of training according to their experimental group; and after that a second rhythm recognition test was conducted and again the DC-EEG recorded.

Data analysis included data on performance, slow DC-potentials and event-related potentials (ERPs) as well as specific frequency bands (gamma-band oscillations). A comparison of different methods of artifact reduction was made. A number of novel tests and methods of data analysis (including, but not restricted to Independent Component Analysis, ICA) were used that were specifically tailored to the demands of the samples and that were shown to be also superior in a number of respects to the methods that are most commonly employed in these contexts.

In the first study, rhythm and meter were approached using acoustic and visual stimuli. Data on the relation between the visual and acoustic modalities were inconclusive. With regard to the relation between rhythm and meter, there was evidence for separate mechanisms of processing, including the presence of a P300 with changes in meter, but not in rhythm, as well as a event-related 30 Hz power decrease 400 ms after rhythmical changes. Furthermore, there were differences in the dynamics of activation and deactivation of brain areas during encoding as well as decoding and comparison phases. There is also evidence that in comparisons concerning rhythm, there is an activation of left-temporal areas, while with regard to meter, occipital areas are activated instead. These findings are compatible with different interpretations which are discussed at length in the thesis. In any case, they do not provide a clear confirmation of the popular assumption of hemispheric dichotomy between rhythm and meter (i.e. the assumption that meter is processed in the right hemisphere, while rhythm is processed in the left hemisphere).

In the longitudinal study, the comparison between the different learning groups showed no superiority of one method of teaching over the other with regard to performance; rather, there was some possible indication of a destabilisation in the representation of rhythm after receiving training. There were also no strong effects to be observed. There was, however, evidence for differences in encoding as well as decoding and comparison based on different patterns of activation. Declarative learners seemed to use more parietal areas in encoding and more left temporal areas in decoding and comparison (possibly due to a rule-based form of processing).

2 Schlagwörter

DC-EEG

Elektrophysiologie

kortikale Gleichspannungspotentiale

Keywords

Direct-current electroencephalogram

Electrophysiology

Cortical slow potentials

Inhaltsverzeichnis

1 Kurzzusammenfassung.....	1
2 Schlagwörter.....	4
3 Abkürzungen.....	8
4 Einleitung.....	9
4.1 Zeitabhängige physiologische Veränderungen.....	9
4.2 Zeitwahrnehmung.....	10
4.3 Zeitverarbeitung als Voraussetzung kognitiver Leistungen.....	11
4.4 Rhythmus und Metrum.....	12
4.4.1 Die Untersuchung von Rhythmusproduktion und -perzeption.....	17
4.5 Kortikale Kommunikation.....	20
4.5.1 Kortikale Oszillationen.....	23
4.6 Querschnittstudie.....	24
4.7 Längsschnittstudie.....	25
5 Methoden.....	26
5.1 EEG.....	26
5.1.1 Neurophysiologische Grundlagen des EEG.....	27
5.1.2 Elektroden-Applikation.....	31
6 Querschnittstudie.....	33
6.1 Material und Methoden.....	35
6.1.1 Versuchsablauf.....	35
6.1.2 Datenerhebung.....	36
Elektrophysiologie.....	36
Verhalten.....	37
6.1.3 Probanden.....	38
6.1.4 Stimuli.....	39
6.1.5 Auswertung.....	42
Verhaltensdaten.....	42
EEG.....	43
6.2 Ergebnisse.....	53
6.2.1 Performanz.....	53
6.2.2 EEG-Daten.....	55
Langsame Potentiale.....	55
Schnelle Potentiale.....	62
Spektren.....	65
6.3 Diskussion.....	67
6.3.1 Verhalten.....	67
6.3.2 Elektrophysiologie.....	69
Die Repräsentation von Zeitstrukturen.....	71
Enkodieren und Dekodieren/Vergleichen.....	73
Objektrepräsentation und Aufmerksamkeit.....	76
Serieller Vergleich von Rhythmussequenzen?.....	80
6.3.3 Reizmaterial.....	81
7 Longitudinalstudie.....	83

7.1 Methoden.....	87
7.1.1 Zusammenfassung des Versuchsablaufs.....	87
7.1.2 Messdatenakquisition.....	89
EEG-Ableitung.....	89
Verhaltensdaten.....	90
7.1.3 Stichprobe.....	91
7.1.4 Unterricht.....	92
7.1.5 Stimulussynthese.....	93
7.1.6 Statistische Auswertung.....	94
Performanz.....	94
Hirnphysiologische Daten.....	97
7.2 Ergebnisse.....	99
7.2.1 Verhaltensdaten.....	99
Statistische Auswertung.....	100
7.2.2 Elektrophysiologische Daten.....	105
Änderungen innerhalb der Gruppen.....	105
Änderungen zwischen Gruppen.....	112
7.3 Diskussion.....	118
7.3.1 Experimentelles Design.....	119
7.3.2 Stimuli.....	120
7.3.3 Verhaltensdaten.....	121
7.3.4 Elektrophysiologische Daten.....	124
Änderungen innerhalb der Gruppen.....	125
Änderungen zwischen Gruppen.....	127
8 Diskussion.....	129
8.1 Methoden der Artefaktreduktion.....	129
8.1.1 Okulare Artefakte.....	129
Regression.....	130
Independent Component Analysis.....	133
8.1.2 Muskelartefakte.....	138
8.1.3 Netzbrumm.....	140
8.1.4 DC-Artefakte.....	141
8.1.5 Kanalsättigung.....	142
Missing Data Imputation.....	143
8.1.6 Zusammenfassung.....	145
8.2 Vergleich frequenzanalytischer Methoden.....	145
8.2.1 Schnelle Fourier-Transformation.....	146
8.2.2 Kurzzeit-Fourier-Transformation.....	147
8.2.3 Kontinuierliche Wavelet-Transformation.....	148
8.2.4 Zusammenfassung.....	151
8.3 Schluss und Ausblick.....	152
8.3.1 Zusammenfassung der Ergebnisse.....	152
8.3.2 Auswertestrategien.....	154
8.3.3 Forschungsvorschläge.....	156
9 Literatur.....	158
10 Anhang.....	164
10.1 Glossar.....	164
10.2 Fragebogen der Profistudie.....	165
11 Dank.....	172

12 Lebenslauf.....	173
13 Erklärung.....	174

3 Abkürzungen

ACh	Acetylcholin
CNV	kontingente negative Variation (engl. „contingent negative variation“)
DA	Dopamin
DC	Gleichspannung (engl. „direct current“)
DC-EEG	Gleichspannungs-EEG
dLPFC	dorso-lateraler Präfrontaler Kortex
EL	Erkennungsleistung
EEG	Elektroenzephalogramm
EKP	ereigniskorreliertes Potential
EOG	Elektrookulogramm
EPSP	exzitatorisches postsynaptisches Potential
fMRI	funktionelle Kernspintomographie, engl. „functional magnetic resonance imaging“
GA	Gamma-Band-Aktivität
H ₀	Nullhypothese
H ₁ , H ₂ , H ₃	Alternativhypothesen
IPSP	inhibitorisches postsynaptisches Potential
ISI	Inter-Stimulus-Intervall
MIDI	engl., „Musical instrument digital interface“
N1	auch N100; negative EEG-Welle ca. 100 ms nach Auftreten eines Stimulus
P3	auch P300 genannt; etwa 300 ms nach einem „Oddball“ auftretende positive Welle
P3a	anteriore P3 nach irrelevantem neuen Stimulus in einem Drei-Stimuli-Oddball-Paradigma
P3b	posteriore P3 nach Zielstimulus in einem Drei-Stimuli-Oddball-Paradigma
PFC	präfrontaler Kortex
T1a	anteriorer Teil des Gyrus temporalis superior
T1p	posteriore Teil des Gyrus temporalis superior
TL	Temporallappen
VA	Varianzanalyse
Vp, Vpn	Versuchsperson(en)
WM	Arbeitsgedächtnis, engl. „Working memory“

4 Einleitung

Tiere perzipieren ihre Umwelt durch verschiedenste Sinnessysteme. Meistens nutzen sie mehrere Systeme gleichzeitig, um durch eine multimodale Repräsentation Ambiguitäten zu vermeiden und eine stabilere mentale Repräsentation ihres Habitats zu erlangen. Dabei wird prinzipiell jede sensorische Modalität mit jeweils einem System aufgenommen (adäquater Reiz), jedoch sind die Grenzen zwischen den Modalitäten nur in der menschlichen Wahrnehmung klar und scharf. Physikalisch gibt es durchaus Ähnlichkeiten zwischen Modalitäten, etwa zwischen dem mit den Ohren gehörten Luftschall und den mit Pacinikörperchen der Haut perzipierten Substratvibrationen; beide werden durch Druckwellen übertragen. Die Gehörorgane von Laubheuschrecken können sogar noch beides wahrnehmen, wenn auch bei ihnen schon eine Tendenz zur Trennung feststellbar ist (Kalmring et al., 1996). Ebenso spielen Intensitäts- und Frequenzunterschiede elektromagnetischer Wellen die Hauptrolle im Sehsystem. Geruchs- und Geschmackssinn hingegen lassen uns Konzentrationsunterschiede chemischer Moleküle bzw. Molekülgemische detektieren. Es existiert jedoch kein eigenständiges Sinnessystem zur Wahrnehmung von Zeit. Vielmehr wird Zeit als etwas wahrgenommen, das unser Dasein und unsere Umwelt, bzw. deren Veränderung, strukturiert in vorher-nachher, früher-später, Vergangenes und Zukünftiges (Grüsser, 1989). Zeit erscheint als eine Ableitung der sensorischen Wahrnehmung (Gibbons et al., 2003) und wird als in unserer Wahrnehmung entstehendes Hilfskonstrukt verstanden (Pöppel, 2000, S. 19 f.), um zwischen bereits Ausgeführtem und in der Planung Befindlichem unterscheiden zu können, aber auch, um Vergangenes in länger Zurückliegendes und kürzlich Geschehenes gliedern zu können; kurz: um uns eine chronologische Ordnung unserer Biographie zu ermöglichen.

4.1 Zeitabhängige physiologische Veränderungen

Die am besten untersuchten „Zeit“-Effekte physiologischer Zustände sind Parameteradjustierungen endogener Oszillatoren als Antwort auf tages- (circadiane) und jahreszeitliche (circaannuale) Ver-

änderung von Temperatur und Beleuchtungsdauer. Zu erwähnen sind Winterschlaf bzw. Torpor und der Tag-Nachtrhythmus (Dernbach, 2003), aber auch Oszillationen kürzerer Perioden wie Vigilanz (Quartz et al., 1995; Birbaumer & Schmidt, 1999, S. 284). Die zeitliche Steuerung der Insektenmetamorphose durch Hormonkaskaden wird heute gut verstanden (Randall et al., 1997, S. 343 ff.). Diese weit von menschlichen Belangen entfernt scheinende zeitliche Entwicklungssteuerung gewinnt an Bedeutung durch die Tatsache, dass sich auch der menschliche Embryo genetisch gesteuert entwickelt und sich die zugrundeliegenden Prinzipien zwischen den Tierstämmen nicht sonderlich unterscheiden.

Die hier zu charakterisierenden zeitabhängigen Änderungen physiologischer Parameter sind im Gegensatz dazu allesamt kürzerer Natur und sind dem Bewusstsein des handelnden Individuums zugänglich.

4.2 Zeitwahrnehmung

Die unterschiedlichen Ausbreitungsgeschwindigkeiten von Schall und Licht bewirken, dass ein in einiger Entfernung stattfindendes, Geräusche hervorrufendes Ereignis zuerst visuell wahrgenommen werden kann, während das objektiv gleichzeitig entstandene akustische Signal einige Sekundenbruchteile später beim Beobachter eintrifft. Die Erfahrung lehrt jedoch, dass diese beiden disparaten sensorischen Ereignisse gemeinsam auftreten, so dass der Mensch kognitiv beides zusammenbindet, damit ein kohärentes Abbild seiner sensorisch manchmal uneinheitlichen Umwelt entsteht.¹

Eine auch bei größter räumlicher Nähe zum Ereignis existierende sensorische Disparität liegt in der unterschiedlichen zeitlichen Auflösung der Sinnessysteme begründet. So liegt die Klickfusion des Gehörsinns des Menschen bei ca. 4,5 ms, während ihr taktiles Analogon etwa 10 ms (Pöppel, 2000) und die photopische Verschmelzungsfrequenz ca. 30 ms beträgt (Birbaumer & Schmidt, 1999). Aus diesen Brüchen zwischen physikalischer und wahrgenommener Realität allerdings die Notwen-

¹ Bei hinreichendem zeitlichem Abstand zwischen visuellem und auditivem Ereignis wird die Kohärenz jedoch als gestört wahrgenommen, was aber nur wegen des Wissens um die objektive Gleichzeitigkeit möglich ist.

digkeit einer globalen neuronalen Uhr abzuleiten, erscheint fraglich und wird auch durch das Argument, nach Läsionen würden die kognitiven Leistungen der betroffenen Areale verlangsamt sein (Pöppel, 2000, S. 55), nicht überzeugender. Plausibler scheint es, Gehirne als Korrelationsdetektoren zu betrachten. Dadurch entfällt die Notwendigkeit der übergeordneten Instanz, „die gewährleistet, dass überall im Gehirn die gleiche Uhrzeit herrscht“ (Pöppel, 2000, ebd.). Ein dynamisches, temporäres Netzwerk, das sich selbstorganisiert durch kohärente Oszillationen bildet, ist die ökonomischere Erklärung und deckt sich mit anatomischen Befunden sowie Mehrzelleitungen bei Affen und Katzen (Engel & Singer, 1997). Als (im umgangssprachlichen Sinne) kohärent wird wahrgenommen, was (statistisch) korreliert auftritt, wobei feste Latenzen zwischen Sinnessystemen die statistischen Zusammenhänge keinesfalls beeinträchtigen.²

4.3 Zeitverarbeitung als Voraussetzung kognitiver Leistungen

Sprechen und Sprachverstehen setzen eine korrekte Sequenzierung eingehender bzw. zu produzierender Kodeelemente voraus, damit der Sinn des Gesprochenen vom Empfänger erfasst und auch vom Sprecher selbst kontrolliert werden kann (Friederici, 1984). Bestimmte Formen des Stotterns, die sich in Silbenwiederholungen, Prolongationen und Blockaden äußern, werden auf eine Störungen dieser Sequenzierung zurückgeführt, da durch einen zeitverzögerten Feed-back des Gesprochenen auf die Ohren eines gesunden Sprechers Stottern ausgelöst werden kann (Lee-Effekt, Kalveram, 2000).³ Disphasische Kinder weisen ein Defizit bei der Erkennung und Reproduktion rhythmischer Strukturen auf, was zur Erklärung ihrer Sprachstörung diskutiert wird, da sie ihren eigenen Sprachrhythmus nicht richtig wahrnehmen können (Weinert, 2000). Ähnliche Defizite werden bei Dyslexien diskutiert (Shaywitz, 1996; Helenius et al., 1999).

2 Das bedeutet nicht, dass keine Zeitgeber existieren, sondern lediglich, dass diese keine Voraussetzung für das Zusammenbinden multimodaler Ereignisse darstellen, da diese als selbstorganisierende Netzwerke angenommen werden (Bressler, 2002), die sich nach Selektionsprinzipien synchronisieren (Bauer & Dicke, 1997) und diese Assoziation nach Hebb'schen Regeln manifestieren.

3 Interessanterweise lässt sich „Stottern“ so auch bei anderen hierarchisch-sequentiellen Tätigkeiten, z.B. dem Musizieren, auslösen (Kalveram, 2000).

Musikverarbeitung kann als eine der komplexesten menschspezifischen auditiven Integrationsleistungen aufgefasst werden. Neben der Wahrnehmung von Tonhöhen und Klängen definieren Zeitstrukturen, also Rhythmen und – als übergeordnete zeitliche Pulsation – das Metrum den Charakter eines Musikstückes. Voraussetzung für das Erkennen derartiger zeitlicher Muster ist die Fähigkeit, die Ereignisse im Arbeitsgedächtnis abzuspeichern, sie zu größeren Einheiten zusammenzufassen, um sie dann mit vorher gehörten Ereignissen zu vergleichen. Die für die Wahrnehmung musikalischer Zeitstrukturen wesentlichen Hirnregionen sind bis heute noch nicht genau abgegrenzt.

4.4 *Rhythmus und Metrum*

Die Definition von Rhythmus scheint in der Literatur relativ einheitlich zu sein, nämlich als das zeitliche Verhältnis musikalischer Ereignisse zueinander (Bruhn, 2000). Metrum dagegen ist ein weniger scharf definierter Begriff, über den die Meinungen auseinander gehen. Peretz (1990) und Liegeois-Chauvel et al. (1998) untersuchten die Unterscheidung zweier Taktarten; ihre Stimuli wiesen auf dem ersten Schlag eines Taktes eine Betonung auf. Die dadurch hervorgerufene Pulsation ermöglicht dem Zuhörer die Extraktion der Taktart durch Auszählen. Diese Reduktion von Metrum auf Takt lässt sich leicht operationalisieren und wurde deshalb in der vorliegenden Studie übernommen (siehe auch Altenmüller et al., 2000, Schuppert et al., 2000 und Kuck et al., 2003). Rhythmus und Metrum sind demnach zwei zeitlich strukturierende Parameter eines hochkomplexen auditiven Stimulus, die jedoch nicht unabhängig voneinander sind. Povel (1984) und Essens (1986) entwickelten zwar aufgrund der Ergebnisse aus dichotischen⁴ Experimenten die Hypothese, dass globale zeitliche Strukturen, wie z.B. ein metrischer Puls, eher rechtshemisphärisch, zeitlich lokale Änderungen, wie sie den Rhythmus kennzeichnen, dagegen eher linkshemisphärisch verarbeitet würden. Diese Überlegungen waren plausibel vor der auf hoher Zeitauflösung beruhenden Sprach-

4 siehe Glossar im Anhang.

verarbeitung und der unterstellten „analytischen Arbeitsweise“ der linken Hemisphäre einerseits und der simplifizierenden Annahme, dass „ganzheitliche“ Verarbeitung von z.B. künstlerischen Inhalten vorwiegend der rechten Hirnhälfte vorbehalten sei (Kolb & Wishaw, 1993). So fanden Bever & Chiarello (1974) bei Musikern einen Vorteil für das rechte Ohr, wenn die Probanden monaural gehörte Melodien wiedererkennen sollten, bei Nichtmusikern dagegen einen nicht signifikanten Trend zu einem linksseitigen Vorteil. Sie schlussfolgerten, dass nur Musiker in der Lage seien, Musik analytisch zu hören und zu verarbeiten und sie deshalb linkshemisphärisch verarbeiteten, Nichtmusiker dagegen angesichts ihrer geringen Performanz nur zu raten schienen und die Stimuli nur ganzheitlich auf der rechten Hemisphäre verarbeiteten. Papcun et al. (1974) fanden bei Laien eine Rechts- bzw. eine Linkslateralisierung, wenn ein präsentierter Morsekode mehr bzw. weniger Elemente enthielt; der Ort der Verarbeitung schien ihrem Dafürhalten nach von der Komplexität des Stimulus' abzuhängen: Mit steigender „Komplexität“, in diesem Falle der Anzahl der einzelnen Elemente des Stimulus', konnten zwei Morsesequenzen nicht mehr Element für Element verglichen werden, sondern mussten „als Ganzes“ verglichen werden.

Forschung aus anderen Modalitäten, insbesondere der visuellen Modalität, hat immer wieder Hinweise darauf ergeben, dass eine solche Differenzierung in eher rechtshemisphärische holistische Verarbeitung und eher linkshemisphärische Detail- und analytische Verarbeitung ein generell gültiges Verarbeitungsprinzip im Gehirn sein könnte. Beispielsweise scheint holistische Verarbeitung von visuellen Stimuli rechts parietal zu erfolgen, während die Wahrnehmung und Verarbeitung einzelner Elemente linke parietale Netzwerke aktiviert (Heinze & Münte, 1993). Trotz der weiterhin bestehenden allgemeinen Popularität der Hypothese scheint diesbezügliche Forschung aber zumindest im visuellen Bereich mittlerweile deutlich differenzierter und skeptischer betrachtet zu werden, da sich gezeigt hat, dass schon bei geringen Parametervariationen die Rechts-Links-Dichotomie nicht mehr aufrecht zu erhalten ist (J. D. Haynes, persönliche Mitteilung).

Läsionsstudien an Patienten mit Musikwahrnehmungsstörungen ergaben ebenfalls ein widersprüchliches Bild. Die Vermutung, dass Rhythmuswahrnehmung als "lokaler" Verarbeitungsmodus eher auf linkshemisphärischen, Metrumwahrnehmungen als "globaler" Verarbeitungsmodus eher auf rechts-hemisphärischen neuronalen Netzwerken beruht, bestätigte sich in einigen Studien zumindest teilweise. Peretz (1990) und Liegeois-Chauvel et al. (1998) fanden bei Patienten mit unilateraler Temporallappenläsion eine Dissoziation zwischen Rhythmus- und Metrumverarbeitung. Allerdings waren im Falle von Peretz' Studie die Stimuli der beiden Aufgabentypen unterschiedlich lang, so dass die bessere Performanz in der Metrumbedingung in nicht eindeutig einem Läsionsort begründet sein oder dem Ausmaß des WM-Load zugeschrieben werden könnte.

Die Ergebnisse in Liegeois-Chauvel et al. (1998) mit größeren Stichproben (und genauer lokalisierten Läsionen) bei identischem Stimulusmaterial weisen jedoch darauf hin, dass es für Metrumverarbeitung hauptsächlich auf den rechten Temporallappen (TL) ankommt, während Rhythmusverarbeitung durch die Läsionen generell weniger beeinflusst wurde, am meisten jedoch durch Zerstörung des rechten Temporallappens. Eine genauere Analyse des Zusammenhanges zwischen Ort der Läsion (anteriorer vs. posteriorer TL, unabhängig von der Hemisphäre) und Performanz zeigte, dass beide Anteile des TL für die Verarbeitung von metrischen Strukturen benötigt werden, während die Läsion seines posterioren Anteils zu signifikanten Leistungseinbußen bei der Rhythmusverarbeitung führte.

Andere Studien haben weitere Hinweise gegen die hemisphärische Dichotomie bei Rhythmus- und Metrumverarbeitung und für eine aufeinander aufbauende Verarbeitung gefunden (Sakai et al., 1999; Brochard et al., 2000; Schuppert et al., 2000). Eine funktionell bildgebende Untersuchung an 19 Pianisten fand kein eindeutiges "Zeitwahrnehmungszentrum", sondern zeigte individuell sehr unterschiedlich aktive Netzwerke, was die Autoren dahingehend interpretieren, dass ontogenetisch relativ spät erworbene komplexe Verarbeitungsleistungen beim Musikhören auf individuell geformten neuronalen Grundlagen beruhen könnten (Altenmüller et al., 2000). Eine andere Inter-

pretationsweise als die Dichotomie in lokale und globale Verarbeitung ist die Annahme von Expertise, die eine Verbesserung der Rekodierungsstrategie ermöglicht: Die Befunde von Bever & Chiarello (1974) mit der linksseitigen Melodieverarbeitung bei Musikern und der rechtshemisphärischen Verarbeitung langer Morsesequenzen bei Laien könnten ein Effekt der Chunk-Bildung sein. Durch Chunking („chunk“, engl. Klumpen) sensorischer Information wird das Kurzzeitgedächtnis besser ausgenutzt, das nach Miller (1994) eine Begrenzung auf 7 ± 2 Items aufweist. So können direkt nach der Präsentation von Buchstabenlisten ungefähr sieben „gelernte“ von unbekanntem Buchstaben unterschieden werden. Derartiges Lernen *längerer* Buchstabenketten (sinnarme Silben) funktioniert nur, wenn sie als Silben und nicht als einzelne Buchstaben memoriert werden. Das Zusammenfassen zu Silben stellt eine Rekodierungsstrategie dar, da ein sensorischer Input zu Gruppen zusammengefasst abgespeichert wird. Durch Üben kann das Chunking verbessert werden, indem die Anzahl einzelner Elemente, die zu einem Chunk zusammengefasst werden, erhöht wird. Sydney Smith (o.A., zitiert nach Lass et al., 1987) ließ seine Probanden das Rekodieren von Zahlenreihen üben und zeigte, dass die Vergrößerung der Chunks nur dann erfolgte, wenn die Rekodierung ausreichend automatisiert war, also keine Aufmerksamkeitsressourcen mehr erforderte. Die linksseitige Verarbeitung serieller Stimuli könnte einen Hinweis auf ihr erfolgreiches Chunking darstellen. Es ist dementsprechend zu erwarten, dass derartige Chunks bei Experten größer als bei Laien sind, was die Befunde von Bever & Chiarello (1974) und Papcun et al. (1974) erklären würde. Bei Richtigkeit dieser Hypothese wäre die Querschnittsuntersuchung der Verarbeitung musikalischer Stimuli an Laien (z.B. in Läsionsstudien) nur von beschränkter externer Validität, da sie möglicherweise keine Aussagen über die Verarbeitung dieser Stimuli durch professionelle Musiker zulässt.

In Abschn. 4 war festgestellt worden, dass Zeit ohne sensorische Stimuli für den Menschen nicht wahrnehmbar wäre. Zeitverarbeitung mithilfe musikalischer Stimuli zu untersuchen, stellt eine besondere Herausforderung an das Design eines Experimentes dar, weil Musik einen sehr

komplexen Stimulus zeitlicher Dauer und Struktur darstellt, dessen viele Dimensionen die interne Validität einer Untersuchung beeinträchtigen. Ein großer Vorteil jedoch ist, dass sowohl eine genügende Anzahl hochtrainierter Experten, die professionellen Musiker, als auch musikalische Laien zur Verfügung stehen, an denen mit unterschiedlichen experimentellen Designs sehr verschiedene Aspekte der Zeitverarbeitung untersucht werden können.

In den hier vorgestellten Studien spielten insbesondere folgende Erwägungen bei der Auswahl der Stimuli eine Rolle. Erstens sollte die externe Validität nicht zu sehr leiden, und zweitens sollte ein Teil der Experimente mit professionellen Musikern als Probanden durchgeführt werden, die nach unserer Erfahrung einer Zerlegung von Musik in Teilkomponenten wie Tonhöhe (Sinustöne) und Rhythmus (Klicks) oft ablehnend gegenüber stehen (E. Altenmüller, pers. Mitteilung). Deshalb musste ein Kompromiss gefunden werden, der die Untersuchung zeitlich strukturierender Musikmerkmale wissenschaftlich sinnvoll macht, die Probanden aber nicht durch als aversiv empfundene Stimuli ablenkt. Die Zielparameter sollten besonders stark zur wahrgenommenen zeitlichen Strukturierung der Musik beitragen. Deshalb kamen zeitlich ausgedehnte musikalische Komponenten wie Phrasen oder Melodien nicht in Frage, bei deren Verwendung die Konfundierung mit anderen Parametern wie Tonhöhe etc. gedroht hätte. Es wurden anstatt dessen monophone Klavier- bzw. Perkussionsklänge verwendet. Um die externe Validität durch computergenerierte, künstlich klingende Klänge nicht zu sehr zu beeinflussen, wurden im Falle der Klavierklänge Samples eines Yamaha-Konzertflügels (Terratec EWS 64XL-Soundbank) verwendet, im Falle der Perkussionsklänge wurden diese von einem Perkussionisten ohne Zuhilfenahme elektronisch generierter Klänge eingespielt (Abschn. 6.1.4 und 7.1.5).

Die Untersuchung einer putativ nicht modalitätsgebundenen Wahrnehmungsleistung⁵ verlangt nach einer Variation der Modalität, um modalitätsunabhängig zeitspezifische Netzwerke isolieren zu

5 Wenn Zeitwahrnehmung so verstanden wird, dass sie auf der Wahrnehmung sensorischer Veränderung über die Zeit beruht, wird in Zeitabschätzungen vermutlich auf neuronale Taktgeber zurückgegriffen werden müssen, so dass zwischen den sensorischen „Messwerten“ zweier Taktschritte - wahrscheinlich vorbewusst - verglichen werden kann (Abschn. 4).

können. Schubotz et al. (2000) ließen Probanden visuelle und auditive Rhythmen in einem Gleich-Verschieden-Design auf Abweichungen prüfen und fanden bei beiden Aufgaben bilateral das prä-motorische Areal inklusive Broca und dessen rechtem Analogon aktiviert. Da die verwendeten Stimuli sehr simpel waren, stellt sich die Frage, ob komplexere, „musikalischere“ Reize zu einer ähnlichen Aktivierung führen würden. In der vorliegenden Untersuchung sollten deshalb die für die auditive Stimulation hergestellten Reize auch in die visuelle Domäne übersetzt werden.

4.4.1 Die Untersuchung von Rhythmusproduktion und -perzeption

Die *Produktion* von Rhythmen lässt sich relativ einfach parametrisieren, da sich bei jedem manipulierbaren Führungssignal-Ereignis Daten erfassen lassen (nämlich die Asynchronie zwischen Metronomschlag und Tap⁶). Veränderungen des Interstimulusintervalls (ISI) zwischen zwei aufeinanderfolgenden Klicks in einem ansonsten isochronen Strom von Metronomschlägen führen selbst dann zu einer Phasenkorrektur des Tappings, wenn die einmalige Änderung des ISI nicht bewusst wird, weil sie zu klein und deshalb unterhalb der Differenzwahrnehmungsschwelle liegt (Repp, 2001); dies gilt analog auch für Frequenzänderungen. Die Rhythmusproduktion erlaubt also die Untersuchung unbewusst bleibender Parameteränderungen und der Dynamik der Reproduktionsakuratesse auch während eines unmanipulierten Führungssignals, z.B. aufgrund von Ermüdung oder natürlichen Aufmerksamkeitsschwankungen.

Die zahlreichen Untersuchungen der selbst ausgelösten, repetitiven und isochronen Fingerbewegungen der Tapping-Experimente (z.B. Wing et al., 1989, Franek et al., 1991), bzw. Tapping nach Führungssignal (Franek et al., 1994, Semjen et al., 1998) geben einen Einblick in die Komplexität eines auf den ersten Blick einfachen Paradigmas. So besteht keine Übereinstimmung über den zugrundeliegenden Mechanismus der Koordination der beiden Hände beim Tapping komplexer

⁶ Das beim Tapping zu einem auditiven Führungssignal auftretende Phänomen der negativen Asynchronie wird dem im Vergleich zum Hörsinn langsameren Aufbau einer zentralen Repräsentation des Tastsinnes zugeschrieben. Um trotzdem eine subjektive Gleichzeitigkeit der Ereignisse Klick und Tap zu erreichen, erfolgt der Tap vor dem Klick (Aschersleben, 2000).

Rhythmen (z.B. 3:4). Die zwei Hauptrichtungen zur Erklärung dieser Verhaltensleistung sind die Annahme einer *integrierten* und einer *parallelen* Koordination. Die einfache und daher naheliegende Annahme integrierter Koordination (Vorberg & Wing, 1996) setzt zentrale und gemeinsame Zeitgeber für beide Hände voraus, übereinstimmend damit, wie Musiker den Erwerb einer neuen rhythmischen Struktur introspektiv erleben. Diese Erklärung versagt jedoch bei hohen Tap-Geschwindigkeiten. Es scheint dann eine nichtlineare Entkopplung der Zeitgeber einzutreten (Krampe et al., 2000), die nur durch eine parallele, handunabhängige Koordination erklärbar ist.

Eine Stufe höher auf der Komplexitätsleiter angesiedelt sind Arbeiten von Large (z.B. Large et al., 2002), in denen der Einfluss von Phasen- und Periodenänderungen auf das Tapping metrisch strukturierter Stimuli untersucht wurde, also das Tapping zu „musikalischem“ Führungssignal. Die Ergebnisse deuten auf eine hierarchische Repräsentation der metrischen Struktur hin, da die Probanden sich auch mit unbekanntem Material auf unterschiedlichen Metrum-Ebenen synchronisieren konnten. So waren Schläge nur auf die Eins, auf jeden zweiten Schlag oder Off-Beat möglich.

Die experimental-psychologische Untersuchung von *Perzeption und Prozessierung* inklusive der verzögerten Reproduktion von Rhythmen stellt große Anforderungen an das Versuchsdesign, da viele einander überlagerte kognitive Prozesse daran beteiligt sind. So ist im Gegensatz zum Tapping nach unserem Wissen bisher kein experimentelles Design entwickelt worden, das eine Untersuchung auch unbewusster, weil sehr kleiner, zeitlicher Abweichungen von der Isochronie des Stimulus ermöglicht. Immer sind mehr oder weniger explizite Äußerungen der Probanden erforderlich, um das Erkennen einer solchen Veränderung protokollieren zu können. Wie aber oben ausgeführt wurde, beeinflussen auch vorbewusste zeitliche Abweichungen unser Verhalten. D.h., bei der Untersuchung der *Rhythmusperzeption* bleibt dieses Zeitfenster ausgeschlossen, so dass zwangsläufig eine Vielzahl zusätzlicher kognitiver Prozesse das Untersuchungsergebnis beeinflusst, die bei der *Produktion* nicht auftreten oder besser kontrolliert werden können: Dies umfasst beispielsweise

den Wechsel des Aufmerksamkeitsfokus (äußert sich bei Produktion in sofortigen Varianzänderungen), die Ermüdung (dto., Dynamik der Ermüdung schlägt sich in ändernden Fehlerraten nieder), die unterschiedliche Belastung des Arbeitsgedächtnisses (WM-Load, „working memory load“; z.B. Penhune et al., 1998 und Liegeois-Chauvel et al., 1998), etc. Desweiteren erlauben Tappingexperimente das Untersuchen von Genauigkeit der Reproduktion auch *unveränderter* Stimuli, also des *Normalen*, während bei der Untersuchung der Perzeption sui generis nur die Untersuchung der Abweichungen von der Norm und nur eine „punktförmige“ Analyse des Verhaltens in relativ großen zeitlichen Abständen möglich sind, sei es durch den Vergleich vieler Sequenzpaare auf Unterschiedlichkeit (Gleich-verschieden-Design) oder die Detektion zeitlicher Verschiebungen von Klicks in einem kontinuierlichen Strom ansonsten isochroner Klicks (Oddball-Paradigma). Auf der anderen Seite sind nicht bewusst detektierbare Abweichungen von der Norm für eine Untersuchung der kortikalen Repräsentation musikalischer Zeitstrukturen vermutlich irrelevant, da eine unbewusst bleibende Rhythmusänderung auf die Bildung einer stabilen Repräsentation wahrscheinlich keinen Einfluss nimmt. In der Expressivitätsforschung liegt das Hauptaugenmerk dagegen auf sehr kleinen Timingverschiebungen (Repp, 1998a; Repp, 1998b).

Rammsayer (1994, Exp. 1) untersuchte die Diskriminationsschwelle kurzer Zeitdauern und den Einfluss des akustischen Energiegehaltes der Zeitdauern auf die Schwelle, indem er Probanden Paare von gefüllten auditiven Stimuli⁷ vorspielte, die sich nicht nur in der Dauer (Standard: 50 ms, Vergleichsintervall: zwischen 51 und 98 ms), sondern auch in der Lautstärke (alle Angaben in db (SPL): beide 60 bzw. einer 60 und einer 85) unterschieden. Für kurze Zeitdauern ist bekannt, dass die Diskriminationsschwelle eine Funktion der Lautstärke ist, ein Phänomen, das wahrscheinlich auf die schlechtere Detektierbarkeit leiser Stimuli zurückzuführen ist. Bei den von Rammsayer ge-

7 In der Zeitwahrnehmungsforschung werden „gefüllte“ von „leeren“ Intervallen unterschieden: Leere Intervalle werden von zwei sehr kurzen Klicks flankiert, getrennt durch z.B. 50ms Stille. Nach einer kurzen Pause erfolgt ein zweites leeres Intervall, und der Proband muss mitteilen, welches der beiden Intervalle kürzer war. Gefüllte Intervalle sind im Gegensatz dazu Töne von vergleichbarer Dauer. Nach der Darbietung zweier solcher „gefüllter“ Intervalle wird ebenfalls nach der Identifizierung des kürzeren der beiden gefragt.

testeten Intensitäten hatte die Lautstärke jedoch keinen Einfluss auf die Diskrimination. In einer weiteren Untersuchungsreihe (Rammsayer, 1994, Exp. 2A & 2B) wurde die Abhängigkeit der Diskriminierbarkeit „gefüllter“ und „leerer“ Stimuli von Übung untersucht. Zumindestens für den untersuchten Zeitbereich fand der Autor keine überabhängige Verbesserung der Schwellwerte, was auf einen sehr basalen Mechanismus der Zeitwahrnehmung hinweist, der wahrscheinlich auf sensorisch-perzeptiver Ebene geleistet wird (Rammsayer & Lima, 1991, zitiert nach Hessesius, 2000). Belege dafür, dass subkortikale Strukturen wie das Putamen der Basalganglien an Zeitwahrnehmung beteiligt ist, fand dieselbe Arbeitsgruppe (Rammsayer, 1999). Hessesius (2000) untersuchte die Zeit-Wahrnehmungsunterschiede von Musikern und Nicht-Musikern, um einen indirekten Hinweis dafür zu finden, dass eine genetische Disposition die erfolgreiche Berufsausübung bei Musikern beeinflusst. Sie fand sowohl für gefüllte wie leere Zeitintervalle einen Vorteil für Musiker, deren 75%-Differenzlimen für die gefüllten Intervalle bei 7.49 ms (Laien: 9.31 ms) lag und für leere Intervalle bei 12.37 ms (Laien: 18.47 ms). Dieser Befund ist ein deutlicher Hinweis auf eine erblich bedingte Komponente, da allgemein angenommen wird, dass Zeitwahrnehmung kurzer Dauern durch Lernen nicht verbessert werden kann (Rammsayer, 1992).

4.5 Kortikale Kommunikation

Die große Interkonnektivität kortikaler Areale erfordert zur erfolgreichen Kommunikation einen eindeutigen Kode (Bressler & Kelso, 2001; Laughlin & Sejnowski, 2003). Zunächst war wegen der Einfachheit der untersuchten Systeme angenommen worden, dass einzelne Neurone bedeutsame Informationen miteinander austauschen (Übersicht bei Bressler, 1995). Diese Ansicht wurde hinfällig angesichts der Beobachtung, dass trotz (induzierter) Ausfälle einzelner, nachgewiesenermaßen an der Informationsübermittlung beteiligter Zellen die Information an die Zielstruktur gelangte. Zudem ist für die statistisch signifikante Änderung der Feuerrate eines Neurons die gemeinsame Aktivität von wenigstens zig vorgeschalteten Neuronen erforderlich (Bressler, 1995). Bei Gültigkeit dieses

Prinzips würde die relativ geringe Anzahl von Zellen in Wirbellosen-Nervensystemen die Wahrscheinlichkeit vergrößern, dass dem Tier aufgrund eines Ausfalls *einer* Nervenzelle überlebenswichtige Funktionen verloren gehen. Dies sowie der Befund, dass periphere Nerven- und Nervensinneszellen mehr als zwei Zustände signalisieren können, nämlich Intensitäten in einem physiologischen Dynamikbereich annähernd analog kodieren (jedoch nicht linear; Birbaumer & Schmidt, 1999, Kap. 15.2), und darüber hinaus die Erkenntnis, dass die physiologische Genauigkeit von Sinnessystemen deren physikalischen Fähigkeiten übertreffen, erfordern die Annahme eines anderen Codes. Die Zellen eines beliebigen Sinnessystems einer Tierart weisen immer die selben zentralen Projektionen auf: Die P-Zellen der Säugerretina projizieren immer auf die Parvozellulären, die M-Zellen aber immer auf die Magnozelloären Schichten des Geniculatum lateralis; verschiedene Sinnessysteme kodieren aber Reizqualitäten sehr ähnlich, z.B. Reizintensität durch die Feuerrate. Der Ortsscode scheint deshalb ein Prinzip der Informationsübermittlung zu sein, da der *Ort* einer gegebenen Zellgruppe im Nervensystem bestimmt über die *Art* der von ihr kodierten Information, während der Grad ihrer Aktivität, der Ratencode, über die Intensität der Umgebungsreize Auskunft gibt (Nicholls et al., 1995). Auf höheren Verarbeitungsebenen scheint aber noch eine andere Kodierung von „Bedeutsamkeit“ einer Information hinzuzukommen. Der Populationskode bindet über dynamische Aktivierung unterschiedlich große Zellpopulationen zusammen, um eine Repräsentation zu bilden (s.u.).

Ort und Rate, ein zweidimensionaler Kodierungsraum, lassen nur eine begrenzte Informationsdichte und -komplexität zu. Die Vielfalt der Verknüpfungen der hundert Milliarden (10^{11}) kortikalen Neurone mit ihren mehreren Milliarden (10^{12}) Synapsen macht zusätzliche, ordnende Prinzipien notwendig, um Nachrichten auch an ihrem Ziel, der jeweiligen verarbeitenden kortikalen Struktur, ankommen zu lassen.

Physiologisch messbar ist das Resultat solcher Prinzipien in der Form von Ereigniskorrelierten Hirnpotentialen (EKP), die beim Menschen wohl am besten untersuchten Hirnreaktionen. Sie sind

zurückzuführen auf die gemeinsame Aktivität neuronaler Ensembles, die aufgrund von thalamischen (bei Verarbeitung von Sinneseindrücken) bzw. (bei „höheren“ kognitiven Fähigkeiten) kortikalen Inputs synchron feuern. Ihr Ziel findet die Information im neuronalen Netzwerk einerseits über die während juveniler und sehr plastischer Phasen durch korrelierte Aktivität gewichtete Knoten (von der Malsburg, 1979) und durch Vererbung (Nüsslein-Vollhard, 1996; Gödecke & Bonhoeffer, 1996). Andererseits werden innerhalb eines informationsverarbeitenden Areals nicht nur mit größter räumlicher Genauigkeit Zellgruppen durch sensorischen Input aktiviert, während benachbarte Zellen mit nur geringfügig anderen Vorzugseigenschaften inhibiert werden, sondern es führen auch komplexe, aber unvollständige, „unterbrochene“ Stimuli zu einem (gegebenfalls verhaltensrelevanten) Perzept und zur Aktivierung physikalisch nicht stimulierter Zellen (Bauer & Heinze, 2002), was durch das Selektionsprinzip erklärt wird (Bauer, 1993). So führt Stimulation eines Teils des Gesichtsfeldes in niedrigen visuellen Arealen durch die Übertragungseigenschaften der dortigen Zellen zur Extraktion von Kanten und Vertices. Diese Aktivierung der repräsentierenden Zellen führt gleichzeitig zur oben erwähnten Inhibition räumlich benachbarter Zellen anderer Orientierung. Im Falle einer lückenhaften Reizung („Lattenzaun-Effekt“) des striatären Kortex kommt es dagegen wahrscheinlich zu einer Bahnung iso-orientierter Zellen, so dass das Objekt trotzdem wahrgenommen wird. Die räumliche Unterbrechung der Stimulation führt aber zu einer Unsicherheit über die wirkliche Beschaffenheit des Objektes; die dem Netzwerk zumindest auf diese Ebene inhärente Eigenschaft, detektierte Features in die Nachbarschaft auszudehnen, solange kein widersprüchlicher Input existiert, erklärt die Existenz des Wertheimerschen Gestalt-Gesetzes der Nähe. Es findet also Selektion auf die wahrscheinlichste globale Objektform statt. Durch Simulationsexperimente konnte diese Theorie weiter untermauert werden (Bauer & Dicke, 1997), und es wurden Hinweise bei zu den Altweltaffen gehörigen Rhesusaffen (*Macaca mulatta*) gefunden, die diese Hypothese stützen (Bauer & Heinze, 2002).

4.5.1 Kortikale Oszillationen

Schon Berger (1929, zitiert in Altenmüller, 1992) bemerkte die verhaltensabhängigen Änderungen prominenter Oszillationen im EEG. So führt das Lösen von Kopfrechenaufgaben gegenüber wacher Entspannung zu einer deutlichen Abnahme von örtlich diffusen Oszillationen im Frequenzband von 8-12 Hz; diese gehen bei den meisten Menschen in den β -Rhythmus über (13-30 Hz) (Birbaumer & Schmidt, 1999, Kap. 21.4). Die Oszillationen distribuerter kortikaler Netzwerke werden diskutiert als Substrat von Aufmerksamkeit, Wahrnehmung, visueller Vorstellung (Chen & Herrmann, 2001), Working Memory (WM) (Sarnthein et al., 1998), visuelles WM (Tallon-Baudry et al., 1998; Tallon-Baudry et al., 2001), WM und Zielobjekt-Repräsentation während visueller Suche (Tallon-Baudry et al., 1997), visuelle Klassifizierung (Herrmann et al., 1999; Herrmann & Mecklinger, 2000) sowie Halluzinationen bei Schizophrenie (Spencer et al., 2003), sensumotorische Integration (Caplan et al., 2003) und prozeduralem Lernen (Caplan et al., 2001). Verschiedene Frequenzbänder scheinen unterschiedliche Informationen zu übertragen. So scheinen niederfrequente θ -Oszillationen (4 bis unter 8 Hz) mit Kurzzeitgedächtnis-Funktionen und Lernen assoziiert zu sein, während hochfrequente γ -Oszillationen (30-90 Hz) mit Feature-Binding der in unterschiedlichen kortikalen Bereichen repräsentierten Objekteigenschaften zu einem kohärenten Perzept in Verbindung gebracht werden.

Bei der Auswertung von kortikalen Oszillationen hat sich gezeigt, dass die kontinuierliche Wavelettransformation aufgrund ihrer im Vergleich zu verwandten Verfahren guten Zeit- und Frequenzauflösung sehr gut zur Analyse des dynamischen Spektrums eines neurophysiologischen Signals geeignet ist, was in einem recht umfangreichen Literatur-Corpus dokumentiert ist. Es gibt erste Ansätze, die neuronale Objektrepräsentation mit Hilfe der Wavelettransformation zu untersuchen (Tallon-Baudry et al., 1996, Herrmann et al., 1999). Dazu wurden Probanden Kanisza-Stimuli gezeigt, deren kollineare Kanten zur illusorischen Wahrnehmung geometrischer Figuren wie

Drei- oder Vierecke führen. Als Kontrolle dienen dieselben Stimuli, deren Kanten nun aber so gegeneinander verdreht sind, dass keine illusorischen Figuren mehr entstehen (Abb. 1).

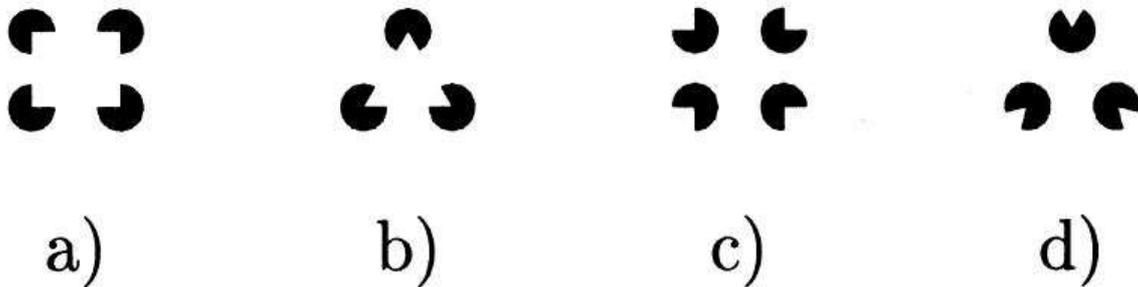


Abb. 1. Stimuli aus Herrmann et al. (1999), mit a) Kanisza-Viereck (Zeilreiz), b) Kanisza-Dreieck; c) und d): entsprechende Nicht-Kanisza-Figuren.

Da diese Versuche häufig das Prinzip des Oddball-Paradigmas verwenden, lassen sich gleichzeitig wohlbekannte EKPs wie die P3b als neuronale Reaktion auf einen selten präsentierten Zielreiz untersuchen, als auch der Unterschied zwischen illusorischem Zielreiz (Viereck) und illusorischem Distraktor (Dreieck) im Vergleich mit nicht-illusorischen Distraktoren. Die etablierten EKPs können zusätzlich in eine zeitliche Beziehung gesetzt werden zu den auftretenden Oszillationen, so dass beispielsweise untersucht werden kann, ob *evozierte* Potentiale möglicherweise das Resultat einer Phasenkorrektur einer *induzierten* Oszillation sind.

4.6 Querschnittstudie

Eine explorativ angelegte Querschnittstudie an professionellen Schlagzeugern soll zunächst die Unterschiede der kortikalen Aktivierung bei der Verarbeitung von Rhythmus- und Metrumstimuli aufzeigen sowie die Kommunikation zwischen kortikalen Bereichen aufklären helfen. Experten bieten sich als Population an, da bei ihnen eine stabile interne Repräsentation der Konzepte von Rhythmus und Metrum vorauszusetzen ist und so die sonst als Störvariable auftretende Expertise als invariant angenommen werden kann.

4.7 Längsschnittstudie

Die Längsschnittstudie widmet sich der Frage der Änderung der kortikalen Repräsentation beim Erwerb von Expertise. Hierzu werden zwei Gruppen musikalischer Laien sechswöchigen rhythmischen Gehörbildungsunterricht erhalten; außerdem wird eine Kontrollgruppe mitgeführt.

5 Methoden

In diesem einführenden Methodenteil wird überblickshaft das EEG sowie die für seine Anwendung und Auswertung relevanten elektrophysiologischen Grundlagen behandelt. Spezifische Methoden, die erst in der Auswertung bestimmter Einzelaspekte relevant werden, werden entweder im Zusammenhang mit den Studien selbst vorgestellt oder im Kontext der Diskussion. Letzteres schien im Falle von noch vergleichsweise unbekanntem Methoden, deren praktischer Wert im Rahmen der vorliegenden Studien diskutiert und unter Bezug auf die vorliegenden Daten etabliert wird, als passendstes Vorgehen.

5.1 EEG

Das EEG misst nicht-invasiv Hirnpotentiale, die als das Korrelat von bewussten und unbewussten kognitiven Leistungen angesehen werden. Es bietet sich aufgrund seines sowohl in der Anschaffung wie im Unterhalt/Betrieb immensen Kostenvorteils gegenüber anderen die Hirnaktivität registrierenden Verfahren an. Ein weiterer Vorteil ist die sehr hohe zeitliche Auflösung im Millisekundenbereich, die für eine Beschreibung kortikaler Dynamik unerlässlich ist, und die sonst nur von der beträchtlich teureren Magnetenzephalographie erreicht wird. Der vergleichsweise geringen räumlichen Auflösung des EEG wird versucht mit höherer Elektrodendichte und Quellenlokalisationsverfahren zu begegnen.

Die Art der mit dem EEG registrierten Hirnpotentiale hängt von der Zeitkonstante t_c des verwendeten EEG-Verstärkers ab. Unterschieden wird zwischen langsamen DC-Komponenten (Gleichspannungs-EEG, engl. "direct current"), die ein t_c von einigen Sekunden benötigen, und schnellen ereigniskorrelierten Potentialen (EKP),⁸ für deren Aufnahme kleine t_c sinnvoller sind. Da in Teilen der vorliegenden Arbeit beide Signaltypen ausgewertet werden sollten, wurden die

⁸ Die Unterscheidung in DC-EEG einerseits und EKPs andererseits ist eigentlich irreführend, da auch das DC-EEG ereigniskorreliert untersucht wird, jedoch hat sich diese Unterscheidung durchgesetzt und soll deshalb hier aufrecht erhalten werden.

verwendeten EEG-Verstärker im DC-Modus betrieben. Für die Auswertung der EKPs wurden die Daten anschließend mit 0.1 Hz hochpassgefiltert, um langsame Komponenten auszuschließen. Im folgenden wird der neuronale Ursprung der beiden Signaltypen erläutert.

5.1.1 Neurophysiologische Grundlagen des EEG

Die Ableitung langsamer kortikaler Potentiale hat eine lange Tradition (Überblicke bei Altenmüller, 1992; Birbaumer & Schmidt, 1999, Kap. 21.4). Es handelt sich um die einzige Methode, die Aussagen über die *Dynamik* längerer neuronaler Integrationsleistungen und damit möglicherweise höherer kognitiver Leistungen zulässt (Altenmüller & Gerloff, 1999), was bei den häufiger untersuchten EKP nicht der Fall ist. Im Vergleich zum fMRI ist (zumindest derzeit) der Zugang zur Dynamik der neuronalen Integration dank höherer Zeitauflösung beim EEG günstiger. Ein deutlicher Hinweis darauf, dass langsame Potentiale tatsächlich eine funktionelle Bedeutung besitzen, ist die Tatsache, dass Gleichstromstimulation Verhalten bahnt (Birbaumer & Schmidt, 1999, Kap. 21.3). So konnte etwa gezeigt werden, dass ein nicht spürbarer Gleichstrom angelegt über der Zentralregion Verhalten der kontralateralen Hand erleichtert.

Den Ursprung der oberflächlich ableitbaren Gleichspannungsverschiebungen stellen über einen längeren Zeitraum hinweg synchron feuernde, von intrakortikalen oder thalamokortikalen Neuronen aktivierte Zellensembles in den obersten Schichten des Kortex dar. Deren exzitatorische postsynaptischen Potentiale (EPSP) führen zu sekundären Ionenbewegungen im extrazellulären Raum. Dieser zum Ausgleich der durch steigende Natriumionen-Konzentration in der Zelle entstehende Ausgleichstrom negativ geladener Ionen wird oberflächlich registriert (Speckmann & Elger, 1999, Abb. 4). Der Unterschied zwischen EKP und DC-EEG liegt also in der Art der von der Methode detektierbaren Signaltypen: Während bei der Registrierung des EKP nur phasische Aktivität der Zellpopulationen messbar sind, sind mit dem DC-EEG auch tonische Aktivierungen darstellbar (Abb. 2).

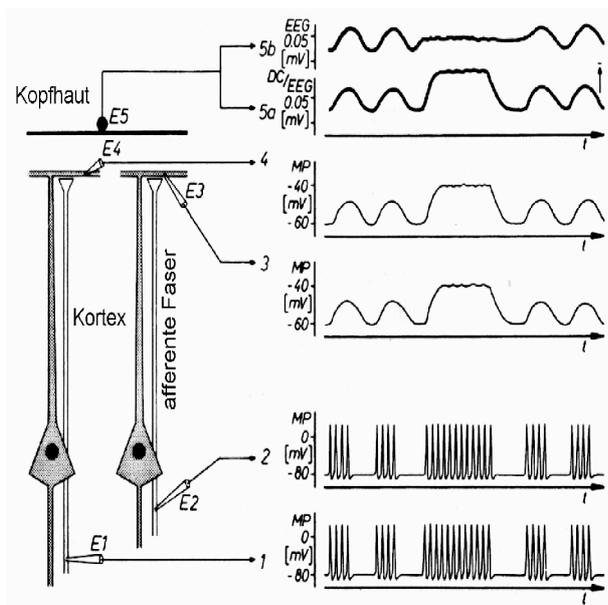


Abb. 2. Prinzip der EEG-Genese. Die exzitatorischen Synapsen zweier affärenter Fasern sind in Kontakt mit den oberflächlichen Dendritenbäumen zweier Pyramidenzellen. Die Aktivität der affärenten Fasern werden mit den intrazellulären Elektroden **E1** und **E2**, die Membranpotentiale (**MP**) der Dendriten mit den Elektroden **E3** und **E4** registriert. Das kortikale Oberflächen-Feldpotential wird von der EEG-Elektrode **E5** aufgenommen. Synchronisierte Summenaktionspotentiale der affärenten Axone (**E1**, **E2**) erzeugen wellenförmige EPSPs in den Dendriten (**E3**, **E4**) und entsprechende Feldpotentiale EEG- (**5b**) und DC-EEG-Aufzeichnung (**5a**). Tonische Aktivität der affärenten Fasern führt zu einem anhaltenden EPSP mit nur kleinen Fluktuationen, die vom DC-EEG (**5a**), nicht aber vom EEG (**5b**) registriert werden. (Aus Bangert, 2001, modifiziert nach Speckmann & Elger, 1999).

Mittels EEG sind allerdings keine Aussagen über Inhibition möglich, da inhibitorische Postsynaptische Potentiale (IPSP) extrazelluläre Ströme viel kleinerer Amplitude auslösen als EPSP, weil die inhibitorischen Synapsen sich der größeren Effizienz wegen näher am Soma der Pyramidenzelle befinden als die exzitatorischen Synapsen und deshalb die Dipolbildung viel schwächer ist (Speckmann & Elger, 1999). Die deshalb ungleich größere Anzahl von Versuchsdurchläufen, die notwendig wäre, um nach anschließender Mittelung die inhibitorischen Komponenten vom Hintergrundrauschen zu trennen, macht die Analyse mit herkömmlichen EEG-Methoden wegen des großen Zeitaufwandes nahezu unmöglich.

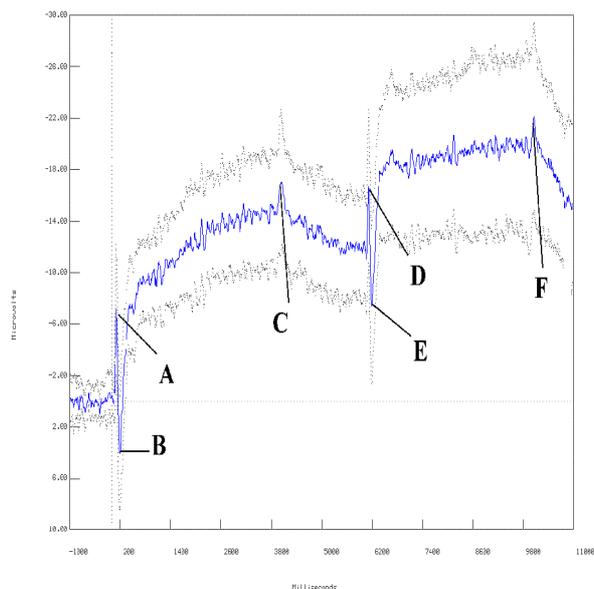


Abb. 3. Zeitverlauf der Aktivität als Gruppenmittelwert über der Elektrode FZ. Die blaue Kurve zeigt den Potentialverlauf während der auditiven Präsentation zweier Tonsequenzen. Die grauen Kurven zeigen die Varianzen der Meßwerte. Typischer biphasischer Kurvenverlauf entsprechend der Dauer der zwei Reize von jeweils vier Sekunden. Zu sehen sind sowohl Gleichspannungs- als auch schnelle EKP-Komponenten des Signals. A und B: N 100 und P 200 als Orientierungsreaktion zu Beginn des ersten Reizes. C: „off-Potential“ als Reaktion zum Ende des ersten Reizes. D und E: erneute N 100 und P 200 als Orientierungsreaktion zu Beginn des zweiten Reizes. F: „off-Potential“ als Reaktion zum Ende des zweiten Reizes. Zwischen A und C sowie zwischen D und F sind die während der ersten bzw. zweiten auditiven Sequenz sich entwickelnden DC-Plateaus erkennbar, die eine zeitliche Summation der EPSPs kortikaler Pyramidenzellen darstellen (Speckmann & Elger, 1999). Aus: Kuck (2001).

Die transiente EKP-Welle stellt also eine kurzfristige Synchronisierung der unter der Elektrode lokalisierten Neurone dar, während eine DC-Potentialänderung eine anhaltende Synchronisierung darstellt. Es liegt nahe, der Frequenz der Synchronisierung einen Informationsgehalt zuzuschreiben – zumal, wenn sie wie im DC-EEG länger andauert –, zumal seit Berger bekannt ist, dass ereigniskorreliert bestimmte Frequenzen aus dem abgeleiteten Signal verschwinden. Pfurtscheller & Lopes Da

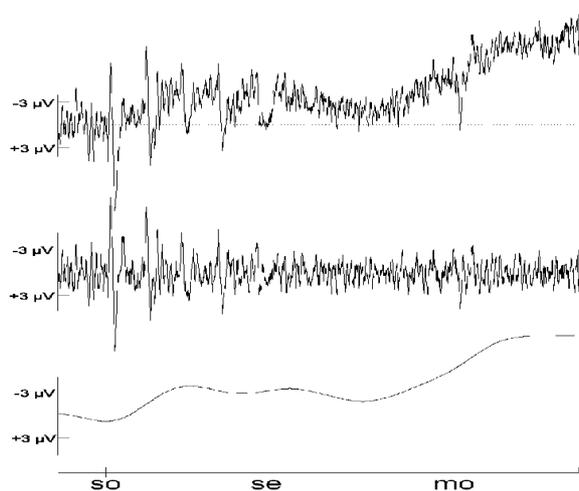


Abb. 4. Durch Filterung getrennte Signalkomponenten. Oben: DC-EEG-Einzeldurchlauf mit zunächst dreisekündiger auditiver Reizung zwischen „so“ und „se“ und anschließender Bewegung der Finger der rechten Hand ab „mo“. Mitte: Dasselbe Signal hochpassgefiltert, so dass nur noch die Wechsellspannungsanteile enthalten sind, entspricht dem EKP. Unten: Tiefpassgefilterter DC-Anteil des obigen Signals. Die obere Grenzfrequenz betrug etwa 1 Hz. Aus: Bangert, M. W. (2001).

Silva (1999) entwickelten das Konzept der ereigniskorrelierten Synchronisation und Desynchronisation eines Frequenzbandes. So führt die Willkürbewegung eines Fingers zu Desynchronisationen

im μ -Band (8 – 12 Hz) über dem kontralateralen sensorischen Kortex, also dort, wo die Repräsentation der Hand lokalisiert ist. Dieses schon von Berger als α -Block über anderen Regionen beschriebene Phänomen (Altenmüller & Gerloff, 1999) wird erklärt durch die dem “untätigen” Kortex von subkortikalen Strukturen (hauptsächlich retikuläres System) aufgeprägten Oszillationen. Von diesen wird angenommen, dass sie bei Aktivierung des kortikalen Areals nicht mehr für eine passive Synchronisierung der Kortexzellen sorgen können, da diese jetzt stärkeren Input über ihre apikalen Dendriten erhalten, der in diesem Beispiel letztendlich zu einer Willkürbewegung führt. Diese kortikokortikalen Signale weisen eine höhere Frequenz und niedrigere Amplituden auf (Altenmüller & Gerloff, 1999), was ihre visuelle Entdeckung im spontanaktiven EEG schwieriger macht. Das Ende einer Willkürbewegung im Beispiel führt zu einer Synchronisierung im β -Band, was als Mittel zur Verhinderung weiterer Bewegungen interpretiert wird, da Quellenlokalisations-Algorithmen den Ort des elektrischen Generators im Motorkortex ansiedeln (Pfurtscheller, 1999). Alle drei Signalanteile, also DC-EEG, EKP und Oszillationen, sollen in der vorliegenden Arbeit untersucht werden, um einen umfassenden Überblick über die möglicherweise an der kortikalen Zeitverarbeitung beteiligten Mechanismen zu bekommen. Die Auswertung der DC-EEG- und EKP-Signale werden in den zu den durchgeführten Teiluntersuchungen gehörigen Methodenkapiteln behandelt, während die hier zur Frequenz-Zeit-Analyse verwendete Wavelet-Transformation in einem Extra-Kapitel der Diskussion behandelt wird, da sie einerseits nicht Thema dieser Arbeit ist, andererseits der Vergleich mit in den Neurowissenschaften verbreiteteren frequenzanalytischen Methoden (Fourier-Transformation und ihre Derivate) einen nicht unwesentlichen Beitrag zur Verbesserung der Frequenz-Zeit-Repräsentation darstellt und in zukünftigen Untersuchungen verstärkt zur Anwendung kommen sollte.

5.1.2 Elektroden-Applikation

Die Probanden saßen in einem bequemen gepolsterten Bürostuhl mit individuell einstellbaren Rücken- und Armlehnen sowie adjustierbarer Sitzhöhe. Zunächst wurden zwei Referenzelektroden hinter beiden Ohren appliziert, gegen die alle anderen Elektroden mit dem Differenzverstärker gemessen wurden. Nach Vermessung des Schädelumfanges vom Nasion über den Vertex zum Inion wurde die Stelle auf der Stirn markiert, die 10% des Umfanges oberhalb des Nasions liegt. Anschließend wurde den Versuchspersonen eine dem Kopfumfang entsprechende elastische Kappe aufgesetzt (EasyCap), die in regelmäßigen Abständen Halterungen für EEG-Elektroden besaß. Die Kappe wurde so platziert, dass Nasion und Inion jeweils 10% unterhalb der Mittellinien-Elektroden Fpz und Oz zu liegen kamen. Dadurch und durch die begrenzte Dehnbarkeit des Kappenmaterials liegen die Elektrodenhalterungen der Kappe immer an denselben Stellen über dem Schädel. Eine zusätzliche Elektrode diente als Erdung. Nach dem Setzen der Kappe wurden zunächst mit einem Holzstäbchen die Haare unter den Elektrodenöffnungen der Kappe beiseite geschoben, sodann die Öffnung mit einem NaCl-haltigen Elektrodengel gefüllt und die darunter liegende Haut mithilfe eines Wattestäbchens und in dem Gel enthaltenen Silikatpartikeln durch leichte Drehbewegungen aufgeraut und von Fett und abgestorbenen Hautschuppen befreit. Anschließend wurde die Öffnung wieder, dieses Mal blasenfrei, bis zum Rand mit dem Gel gefüllt. Die potentiallosen gesinterten Ag/AgCl-Elektroden wurden ebenfalls bis zum Rand blasenfrei gefüllt und in die Halterung eingerastet und mit dem EEG-Vorverstärker verbunden. Dieser verstärkte die abgeleiteten Signale probandennah um den Faktor 150. Nachdem alle Elektroden angeschlossen waren, wurde eine Impedanzmessung vorgenommen, um sicher zu stellen, dass der elektrische Übergangswiderstand zwischen Schädeloberfläche und Elektrode durch Hautschuppen oder Luftblasen im Elektrodengel nicht mehr als $5 \text{ k}\Omega$ betrug, da sonst die Einstreuung von Netzbrumm-Störungen zu groß würde.

Die EEG-Verstärker (NeuroScan SynAmps) verstärkten die Signale noch einmal um den Faktor 1000.

Die Methoden der Artefaktreduktion, mit denen eine Klasse von Messfehlern beim EEG ausgeglichen bzw. vermindert werden sollen, werden in der Diskussion genauer beschrieben. Die klassischen Methoden zur Minimierung von Augenartefakten, Muskelaktivität und Netzbrumm sind zwar hinreichend bekannt, werden dort jedoch kurz beschrieben, um mit neueren Methoden verglichen zu werden, die in der vorliegenden Arbeit zur Anwendung kamen und die Artefaktreduktion verbessern und objektivieren. Mithilfe dieser Methoden der Artefaktreduktion entfällt die subjektive Entscheidung des Forschers, ob ein Trial artefaktkontaminiert ist, und die in weiten Teilen noch manuell vorgenommene Artefaktreduktion lässt sich automatisieren. Einer der Vorteile der Automatisierung ist, dass hierdurch eine mögliche Verschiebung des subjektiven Kriteriums für die Markierung eines Trials als artefaktkontaminiert während der manuellen Bearbeitung verhindert wird.

6 Querschnittstudie

In diesem Kapitel werden Material, Methoden und Ergebnisse der Querschnittstudie mit professionellen Schlagzeugern zur neuronalen Repräsentation von Rhythmus und Metrum vorgestellt.

Metrum kann als Pulsation eines auditiven Stimulusstroms verstanden werden, das den Stimulusstrom strukturiert und ihm eine Regelmäßigkeit verleiht, die übergeordnete Strukturen des Stimulusstroms betrifft. Im Gegensatz dazu ist der Rhythmus, definiert als das zeitliche Verhältnis benachbarter Ereignisse zueinander, ein Phänomen, das den Ereignisstrom nicht nur in Hinblick auf eine kleinere Größenordnung strukturiert (nämlich zeitlich unmittelbar benachbarte Ereignisse), sondern auch mit größerer Flexibilität und geringerer Erwartbarkeit im Einzelnen einhergeht.

Dieses Verständnis von Metrum legt die Überlegung nahe, dass eine Störung der Pulsfrequenz, also eine Taktveränderung, eine Erwartungsverletzung darstellt und deshalb vom Gehirn mit einer P300 beantwortet werden könnte (Altenmüller, 1996). Anders ist dies im Falle des Rhythmus'. Da aus dem bereits Gehörten keine Erwartung aufgebaut werden kann, die vergleichbar mit der auf einen regelmäßigen Puls bezogenen ist, sollte eine Rhythmusveränderung aller Voraussicht nach nicht zu einer P300 führen. Für parietale Elektroden ergibt sich dementsprechend die Hypothese

- H_1 : Potentialamplitude, Metrum-Änderung > Potentialamplitude, Rhythmus-Störung,

wobei mit dem „>“-Zeichen hier ausdrücklich „positiver“ gemeint ist, da die P300 eine positive Welle darstellt.

In der Literatur finden sich zudem vielfältige Hinweise für eine linkshemisphärische Verarbeitung rhythmischer Stimuli (z.B. Mavlov, 1980; Borchgrevink, 1982; Parsons, 2001). Der Vergleich der zwei Sequenzen erfordert eine Integration über die Zeit, was eine anhaltende Potentialverschiebung (DC-Shift) über links-temporalen Bereichen für die Dauer der Verarbeitung zur Folge haben sollte, wie es bereits für sprach- und musikrelevante Stimuli beschrieben wurde (Altenmüller, 1986;

Altenmüller, 1992). Bei der Metrumverarbeitung scheinen diese Areale hingegen weniger deutlich involviert zu sein:

H₂: DC-Shift, links-temporal, Rhythmus > DC-Shift, links-temporal, Metrum.

Die korrekte Bearbeitung einer Aufgabe erfordert die Aktivierung der für die Aufgabe notwendigen kortikalen Gebiete – hier „Metrum-Areal“ und „Rhythmus-Areal“ genannt; es kann deshalb davon ausgegangen werden, dass bei korrekt beantworteten Trials die Aktivitätsunterschiede zwischen den Aufgabentypen Rhythmus und Metrum größer sein müssten als zwischen falsch beantworteten Durchläufen, in denen eine eher diffuse Aktivierung erwartet wird, die im Gruppenmittel eine große Varianz zur Folge haben wird:

H3a: DC Shift, „Metrum-Areal“, Metrum-Hits > DC Shift, „Metrum-Areal“, Metrum-Misses

H3b: DC Shift, „Rhythmus-Areal“, Rhythmus Hits > DC Shift, Rhythmus Areal, Rhythmus Misses

Schubotz et al. (2000) fanden modalitätsunabhängige Aktivierungen bilateral prämotorischer Bereiche inklusive Broca-Areal und rechtem Analogon, weshalb man denselben Mechanismus bei der Verarbeitung visueller und auditiver Stimuli erwarten könnte und entsprechend für eine vergleichende Studie gelten könnte:

H4a: DC-Shift, Metrum visuell = DC-Shift, Metrum auditiv

H4b: DC-Shift, Rhythmus visuell = DC-Shift, Rhythmus auditiv

6.1 *Material und Methoden*

6.1.1 *Versuchsablauf*

An zwei Tagen innerhalb einer Woche wurde bei professionellen Schlagzeugern eine Vergleichsmessung in einem 2 x 2 gleich-verschieden-Versuchsplan durchgeführt. Zunächst füllten die Probanden einen Fragebogen aus (siehe Anhang). Anschließend wurde die Erkennungsleistung von Rhythmus und Metrum erfasst sowie zusätzlich mit einer 62-kanaligen Elektrodenmontage das Gleichspannungselektroenzephalogramm registriert.

Die Probanden bekamen zwei aufeinander folgende Sequenzen dargeboten, deren zweite sich von der ersten in der Hälfte der Durchläufe unterschied. Der Unterschied bestand in einer Rhythmus- oder einer Metrumveränderung (Abschn. 6.1.4). Nach jedem Durchlauf musste die Entscheidung „gleich“ oder „verschieden“ per Tastendruck mitgeteilt werden. Die Hälfte der Stimuli wurde akustisch über Lautsprecher dargeboten. Bei der anderen Hälfte handelte es sich um optische Stimuli, die von einer roten Leuchtdiode (LED) erzeugt wurden. Während eines Durchlaufs musste auf einem Monitor in etwa 1.5 m Entfernung ein dunkelgrüner Punkt fixiert werden, um Augenartefakte zu vermeiden. Die Probanden saßen in einer abgedunkelten Kammer, da sich dieses Vorgehen als besonders augenschonend herausgestellt hatte (Abb. 5).

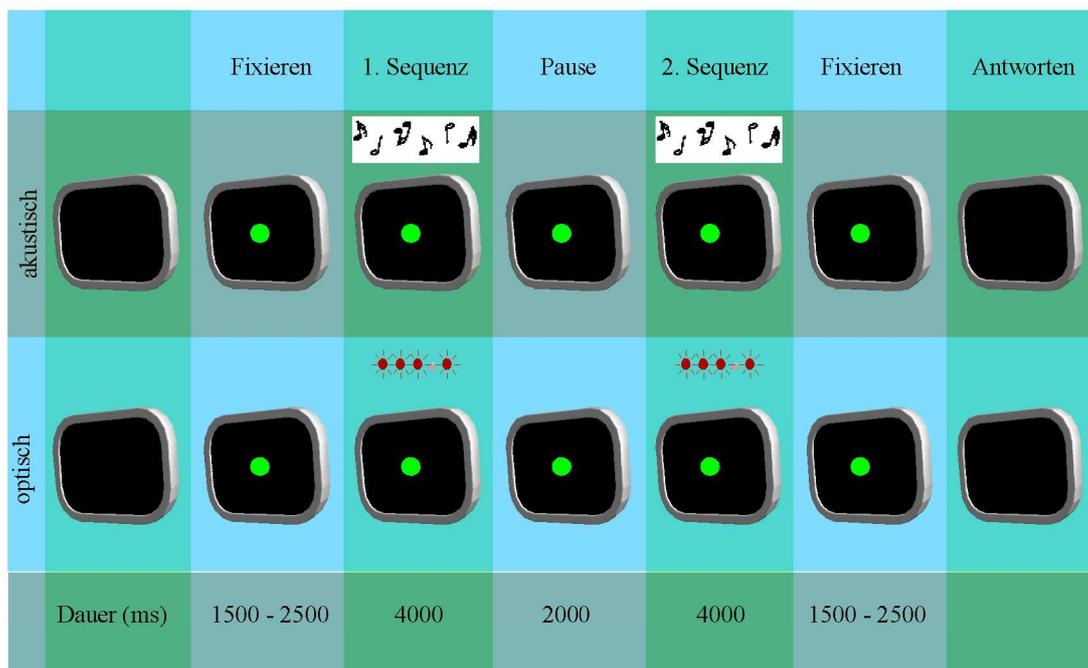


Abb. 5. Versuchsablauf. Nach einer variablen Fixationszeit von 2000 ± 500 ms folgte die erste Sequenz von vier Sekunden Dauer; Stimulation erfolgte blockweise entweder akustisch (oben) oder optisch (unten). Daran schloss eine zweisekündige Pause an, während der weiterhin fixiert werden musste. Die zweite Sequenz dauerte wiederum vier Sekunden. Nach einer Verzögerung von 2000 ± 500 ms gaben die Probanden per Tastendruck ihre Entscheidung bekannt, ob die beiden Sequenzen ihrer Meinung nach identisch oder verschieden waren.

6.1.2 Datenerhebung

Elektrophysiologie

Die Elektrodenmontage wurde nach dem modifizierten 10-20-System erstellt, mit den Positionen Fp1, Fpz, Fp2, AF7, AF3, AFz, AF4, AF8, F9, F7, F5, F3, F1, Fz, F2, F4, F6, F8, F10, FT9, FT7, FC5, FC3, FCz, FC4, FC6, FT8, FT10, T7, C5, C3, Cz, C4, C6, T8, TP9, TP7, CP5, CP3, CP4, CP6, TP8, TP10, P9, P7, P3, P1, Pz, P2, P4, P8, P10, PO7, PO3, POz, PO4, PO8, O1, Oz und O2 (Abb. 6). Die Samplerate betrug 1000 s^{-1} . Das vertikale und horizontale Elektrokulogramm wurde mit vier bipolaren Elektroden über und unter dem rechten Auge bzw. rechts des rechten und links des linken Auges abgeleitet. Für jede Messung wurden die Probanden mit Hilfe einer EasyCap (Fa.

FMS Falk Minow Services, Herrsching-Breitbrunn) mit 32 gesinterten Ag/AgCl-Keramikelektroden versehen. Als Referenz dienten verbundene Mastoidelektroden, als Erdung wurde eine Elektrode an der Position CPz verwendet. Die Impedanz der Elektroden war kleiner als 5 k Ω .

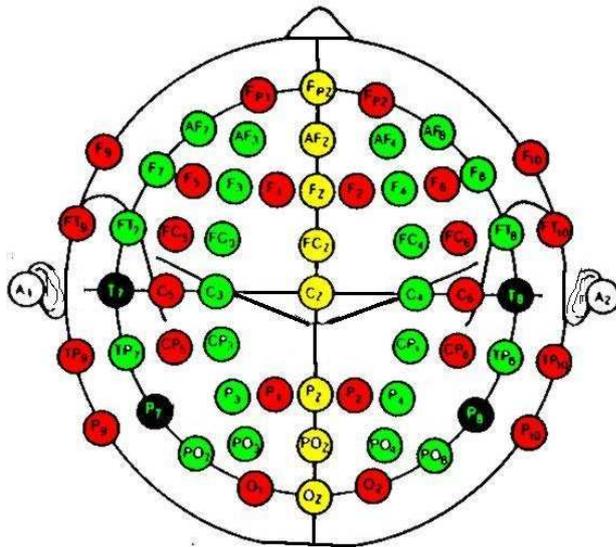


Abb. 6. Modifiziertes 10-20-System. An den 62 eingefärbten Elektrodenorten wurde während der Vergleichsmessung das DC-EEG gemessen, referenziert gegen verbundene Mastoid-Elektroden (A1 und A2; nach Reilly, 1998, verändert).

Verhalten

Die Probanden beantworteten nach jedem Durchlauf die Frage, ob beide Sequenzen identisch oder verändert gewesen waren, mit Druck auf eine von zwei Tasten (markiert als „gleich“ und „verschieden“) auf der Klaviatur eines E-Pianos. Dieses übergab die Antworten als MIDI-Codes an die Soundkarte des Steuerungsrechners. Dort wurden sie zusammen mit der Versuchsnummer und den Stimuluseigenschaften („optisch“, „akustisch“, „identisch“, „unterschiedlich“) im Klartext auf Festplatte abgespeichert. Die Hälfte der Durchläufe wurde balanciert mit der rechten, die andere mit der linken Hand beantwortet, um Einflüsse des kontralateralen Motorkortex aus den Potentialen herauszumitteln. Dieses Vorgehen setzt voraus, dass einem Tastendruck mit der dominanten Hand die spiegelbildliche Aktivität vorausgeht wie dem Benutzen der nicht dominanten Hand (vergl. aber Raichle et al., 2001). Die Steuerung des Experimentes wurde durch ein selbst geschriebenes VisualBasic™ 6.0-Programm geleistet (Microsoft, Redmond, WA, USA).

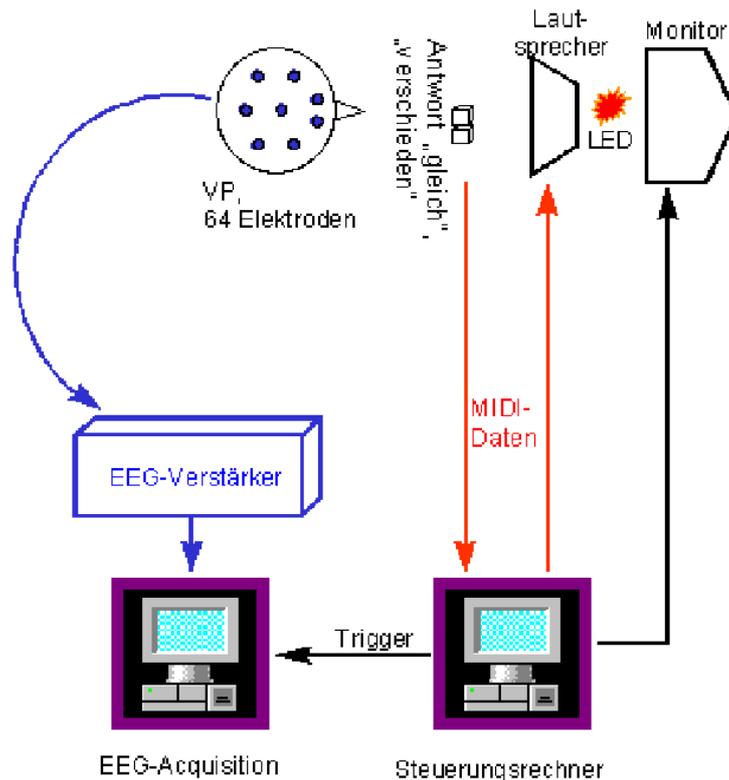


Abb. 7. Experimenteller Setup. Die von der Schädeloberfläche der Versuchsperson (VP) abgeleiteten kortikalen Potentiale wurden probandennah um den Faktor 150 verstärkt, bevor sie im EEG-Verstärker um den Faktor 1000 verstärkt und mit einer Abtastrate von 1000 s^{-1} digitalisiert wurden. Der Akquisitionsrechner zeichnete die Daten auf und ermöglichte die visuelle Online-Kontrolle der Datenqualität. Der Steuerungsrechner gab über einen Monitor die Instruktionen für die VP aus, synthetisierte die Stimuli mithilfe des MIDI-Protokolls und gab diese über eine Soundkarte an ein High-end-Audiosystem aus. Während optischer Stimulation waren die Lautsprecher stumm geschaltet, und die Ausgabe erfolgte via MIDI-Konverter durch eine rote LED. Die Antworten der VP („gleich“ oder „verschieden“) wurden per MIDI-Befehl an den Steuerungsrechner gemeldet, der sie in einer ASCII-Datei aufzeichnete. Eindeutige Codes für versuchsrelevante Ereignisse (Stimulustyp, Stimulusbeginn und -ende, Antwort) wurden als Trigger über ein RS232-Kabel an den Akquisitionsrechner geschickt und dort zusammen mit den EEG-Daten aufgezeichnet. Aus Bangert (2001), modifiziert.

6.1.3 Probanden

Die neun Versuchspersonen wurden rekrutiert aus dem Lehrkörper der Hochschule für Musik und Theater Hannover und deren Schlagzeugklassen sowie dem Symphonieorchester des Norddeutschen Rundfunks. Alle Teilnehmer waren Rechtshänder (Oldfield, 1971) und spielten seit mindestens sechs Jahren ein perkussives Instrument (Mittelwert (SD): 17.5 (9.6)). Die tägliche Übezeit betrug im Mittel 3.1 Stunden (SD 2.0). Das mittlere Alter der Versuchsteilnehmer betrug 31.1 Jahre (SD 9.0). Die Vergütung betrug pro Proband und Tag DM 50, was einem Stundenlohn von ca. DM 16.70 entspricht. Alle Probanden unterzeichneten eine Einverständniserklärung, die eine Unbe-

denklichkeitserklärung zur experimentellen Methode durch den Laborleiter enthielt sowie die Versicherung, dass sie den Versuch jederzeit und ohne die Angabe von Gründen oder dass ihnen dadurch Nachteile entstehen würden, abbrechen könnten. Den Probanden wurde die Instruktion erteilt, in den zwei nacheinander zu hörenden bzw. zu sehenden Sequenzen Unterschiede zu detektieren. Diese Unterschiede konnten den Rhythmus betreffen, also etwa in der Form, dass eine Achtelnote der ersten Sequenz in der zweiten zu zwei Sechzehntelnoten wurde; eine andere mögliche Änderung war eine Pulsationsänderung, indem zwischen erster und zweiter Sequenz die Taktart geändert wurde, etwa von einem 2/8- in einen 4/8-Takt. Die Probanden erhielten keine Hinweise darauf, dass die Aufgaben geblockt dargeboten würden – balanciert zwischen den Probanden an einem Messtag Rhythmus-, am anderen Metrumaufgaben – fast alle Probanden äußerten aber anschließend spontan, dass es an jenem Tag z.B. „nur Metrumaufgaben gab“.

6.1.4 Stimuli

Die Rhythmus- und Metrumstimuli wurden mit einem selbst geschriebenen VisualBasic 6.0-Programm, das auf einem modifizierten Algorithmus von M. Bangert beruhte, online als MIDI-Befehle erstellt und über die Soundkarte des Steuerungsrechners ausgegeben (Kuck, 2001). Bei optischen Stimuli wurde die Soundkarte stummgeschaltet und die Daten an einen MIDI-Konverter (Doepfer Musikelektronik GmbH, Gräfelfing) weitergereicht, der sie in 5V Spannungssignale umwandelte, die eine rote LED speisten (Durchmesser 3 mm). Die LED leuchtete beispielsweise bei einer Viertelnote genauso lange auf, wie diese als Ton erklingen wäre.⁹ Bei akustischer Stimulation wurde ein auf die Soundbank der Karte geladener Sample eines Yamaha-Flügels (b') verwendet. Der Stimulussynthese-Algorithmus wählte zunächst randomisiert aus der Liste möglicher Taktarten (2/8-, 3/8-, 4/8- und 5/8-Takt), wodurch zusammen mit der fest gelegten Sequenzdauer – vier

⁹ Aus praktischen Gründen wurde darauf verzichtet, den Decay des Klaviertons zu implementieren, da davon ausgegangen wurde, dass die meiste zeitliche Information aus dem Beginn eines Ereignisses extrahiert wird, wenn dieser eine steile Flanke aufweist.

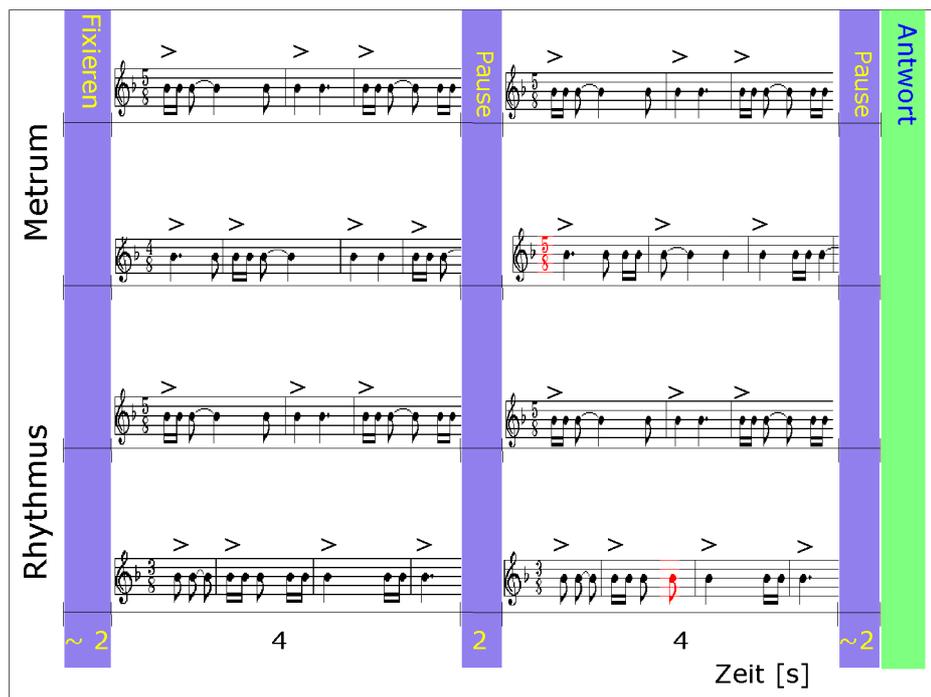


Abb. 8. Beispielhafte Darstellung der in der Querschnittstudie verwendeten unveränderten und veränderten Stimuli. Ein selbstinitiiertes Versuchsdurchlauf begann mit einer ungefähr zweisekündigen Pause, während der bereits der grüne Punkt auf dem Monitor fixiert werden musste, um Augenartefakte zu minimieren. Darauf folgte die erste, viersekündige Sequenz. In der zweiten Sequenz wurde in der Hälfte der Trials eine Veränderung eingeführt. An einem Tag war dies eine Rhythmus-, am anderen Tag eine Metrumveränderung (siehe rote Markierungen in den Notenbeispielen).

Sekunden – die höchstmögliche Anzahl von Viertel-, Achtel- und Sechzehntelnoten pro Sequenz determiniert wurde (siehe Tab. 1 für jeweilige Werte).

Tab. 1. In der Querschnittstudie höchstens mögliche Anzahl von Notenwerten pro Sequenz in der Rhythmus- und der Metrumbedingung.

	Sechzehntelnoten	Achtelnoten	Viertelnoten	punktierte Viertel
Rhythmus	3	8	2	1
Metrum	2	6	3	1

Diese Werte beruhen auf Vorversuchen von Kuck (2001), die allerdings pro Bedingung drei verschiedene Schwierigkeitslevel testete. Da in eigenen Vorversuchen die Erkennungsleistung der Probanden sehr viel schwächer war als von Kuck berichtet, wurde für die Experimente nur das nach Kucks Studie jeweils leichteste Level verwendet.

Eine Veränderung der zweiten Sequenz durfte zur Vermeidung serieller Positionseffekte (Primacy- und Recency-Effekt; Klix, 1999) nur in der Mitte, d.h. in den Sekunden 2 oder 3 erfolgen. In der Rhythmusbedingung konnte eine Veränderung in der Verschmelzung zweier Sechzehntelnoten zu einer Achtel bestehen, während in der Metrumbedingung ein Taktartwechsel erfolgte, z.B. von 5/8 nach 3/8. Dieser hatte eine Verschiebung der Pulsation zur Folge, die frühestens entweder am Ende des ersten Taktes – wenn die erwartete betonte Note unbetont war –, oder zu Beginn des zweiten Taktes – wenn eine betonte Note später ertönte als erwartet – bemerkt werden konnte (Abb. 8). Die Betonung des jeweils ersten Schlages eines Taktes wurde durch den größtmöglichen Velocity-Wert des MIDI-Protokolls (127) kodiert, während unbetonte Noten lediglich den Wert 89 (70% von 127) zugewiesen bekamen. Dem Klavierton wurde gegenüber einem Perkussionsgeräusch der Vorzug gegeben, weil sich so auch unterschiedliche Notendauern implementieren ließen. Abb. 7 zeigt den Amplitudenzeitverlauf beider Sequenzen eines Versuchsdurchlaufs sowie einer betonten und einer unbetonten Note. Die Stimuli wurden unter annähernden Freifeldbedingungen über einen High-end Stereo-Verstärker (Modell SSV von Hummel & Klein GmbH, Ostfildern) und zwei Hochleistungs-Aktivlautsprecher (Modell OY, ebenfalls Hummel & Klein) präsentiert und erreichten ca. 75 dB(A), gemessen in unmittelbarer Kopfnähe des Probanden.

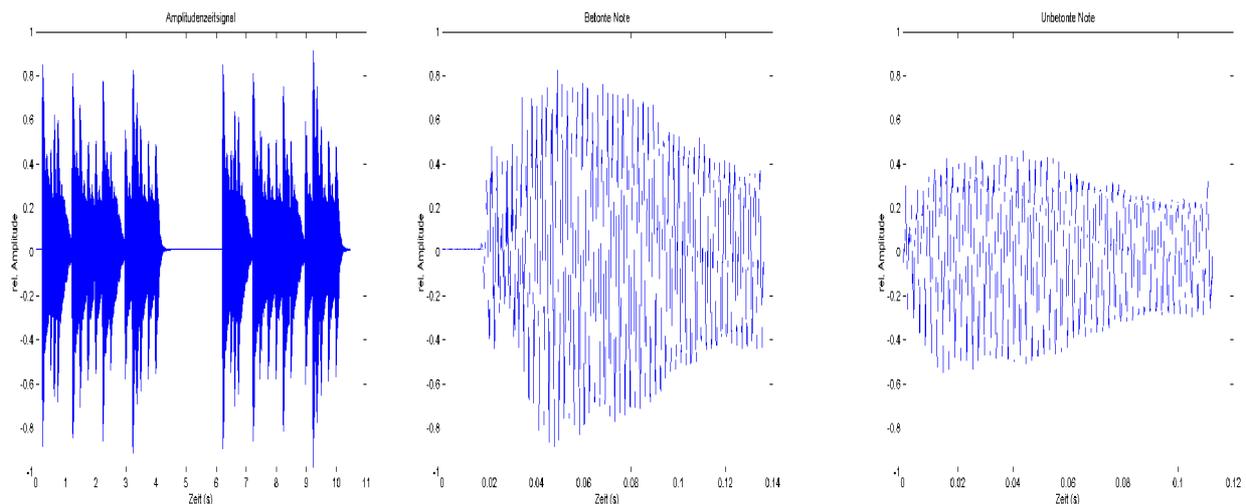


Abb. 9. Amplitudenzeitverlauf der Stimuli. Links: Zwei jeweils viersekündige Sequenzen eines „unveränderten“ Versuchsdurchlaufs. Mitte: Betonte Note. Rechts: Unbetonte Note.

6.1.5 Auswertung

Verhaltensdaten

Die als ASCII-Dateien vorliegenden Verhaltensdaten wurden mit einer Matlab™-Routine eingelesen und in „Hits“ (Treffer, d.h. veränderte Stimuli wurden vom Probanden als verändert erkannt) und „False Alarms“ (Falsch positive, d.h. unveränderte Trials wurden als verändert markiert) umkodiert. Dabei gingen die Information über „Misses“ (verpasst, d.h. Veränderungen wurden nicht bemerkt) und „Correct Rejections“ (Korrekt negative, d.h. unveränderte Stimuli wurden als unverändert erkannt) nur scheinbar verloren, da Treffer und Falsch positive zusammen genau die Hälfte der möglichen Antworten darstellen (vorausgesetzt, der Proband hat nicht eine übertriebene Neigung, im Zweifelsfall entweder immer „verschieden“ bzw. immer „gleich“ zu antworten, was aber mit einem kurzen Test erkannt worden wäre). Aus den Hits und False alarms lässt sich der Diskriminierungsindex d' als Schätzwert für die Stärke des Signals berechnen (Macmillan & Creelman, 1991). Je größer das d' , desto besser ist der Proband in der Lage, das „Signal“ (d.h., die

zweite Sequenz war verändert) zu erkennen; das d' ermöglicht so eine quantitative Analyse der Rhythmus- und Metrumerkennungsleistung der Profis.

Die d' -Werte wurden mit Friedmans verallgemeinertem Vorzeichenstest für verbundene Stichproben auf Signifikanz getestet. Dieser Test stellt das parameterfreie Äquivalent der zweifaktoriellen messwiederholten Varianzanalyse (VA) mit einer Stichprobe dar, wobei die abhängigen Variablen (Messungen unter Faktorstufen) innerhalb eines Falles als verbundene Stichproben betrachtet werden. Da das Ergebnis dieses Tests keine Hinweise darauf gibt, welche der beiden Bedingungen zu besseren Ergebnissen führte, wurde anschließend der Einzelpaarvergleich für Rangdaten nach Schaich und Hamerle angewandt, um Aussagen über die Richtung der Beeinflussung machen zu können (Bortz, 2000).

EEG

Analyse des Zeitsignals

Nach einem Teil der vorliegenden Literatur zur Lokalisation von Rhythmus- und Metrumrepräsentationen wurde beim Lösen solcher Aufgaben eine differenzierte Aktivierung des rechten Temporallappens erwartet (Peretz, 1990; Liegeois-Chauvel et al., 1998). Da die Kortexoberfläche der jeweiligen Gebiete – Planum temporale bzw. Brodmann Areal (BA) 42 und Gyrus temporalis superior bzw. BA 22 – orthogonal zur Schädeloberfläche ausgerichtet ist, und dadurch die dort generierten Dipole mit ihrem negativen Pol in die Nähe der Mittellinie projizieren, wurden die folgenden Elektrodenkanäle zu sechs „Regions of interest“ (ROIs) zusammengefasst (siehe auch Abb. 10):

- links anterior temporal: FT9, FT7, FC5, FC3
- links posterior temporal: T7, C5, C3, TP7, CP5
- Medial anterior: AFz, Fz, FCz, Cz
- Medial posterior: P1, Pz, P2, POz

- rechts anterior temporal: FC4, FC6, FT8, FT10
- rechts posterior temporal: CP6, TP8, C4, C6, T8

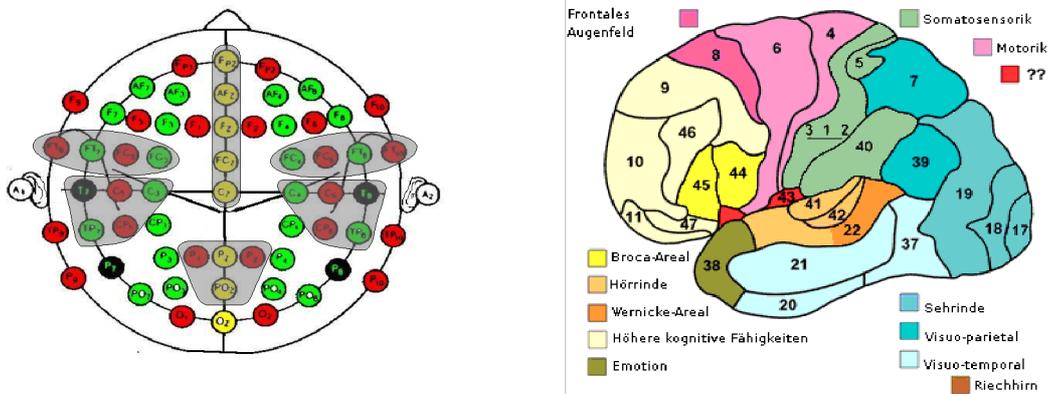


Abb. 10. Regions of Interest. Links: Zur Varianzminimierung wurden Elektroden über den anatomisch und funktionell aufgabenrelevanten Gebieten zusammen gefasst. Bei der Gruppenbildung wurde berücksichtigt, dass die Orientierung der Zielstrukturen teilweise nicht orthogonal zur Schädeloberfläche ist (BA 42) und deshalb ein dort generiertes Potentialfeld nicht an der direkt darüber liegenden Stelle die größte Amplitude evoziert, sondern in mehr zentral gelegenen Bereichen (Abschn. 6.1.5). Die zu Gruppen zusammen gefassten Elektroden sind grau markiert. Nach Reilly, (1998), modifiziert. Rechts: Schematische Darstellung der Brodmann-Areale in einer seitlichen Aufsicht der linken Gehirnhälfte. Die funktionellen Gebiete sind farbkodiert. Die hier braun und beige dargestellten Bereiche des Temporallappens der rechten Hirnhälfte sind die Zielstrukturen der Alternativhypothese. Nach Dubin (1997), verändert.

Dieses Vorgehen wurde motiviert durch die wenig konsistenten Ergebnisse der oben erwähnten Patientenstudien im Vergleich zu anderen Läsionsstudien und bildgebenden Untersuchungen, die entweder weitreichende Übereinstimmungen zwischen Rhythmus und Metrum fanden (Schuppert et al., 2000; Brochard et al., 2000) oder aber auch sprachrelevante Areale beteiligt sahen (Sakai et al., 1999).

Die Mittelung der Werte mehrerer benachbarter Elektroden ist durch die resultierende Varianzminimierung motiviert. Die Gruppierung muss anatomisch und funktionell sinnvoll sein, um nicht künstlich Ergebnisse zu generieren bzw. vorhandene Unterschiede herauszumitteln (Hummel et al., 2002). Lediglich für die Quellenanalyse der transienten Signale wurden die Ableitungen sämtlicher 60 Elektroden herangezogen, da hierfür eine möglichst gute räumliche Auflösung erwünscht ist.

Der Schwellenwert α für die Wahrscheinlichkeit, die Nullhypothesen fälschlicherweise zu verwerfen, wurde für alle Tests auf 5% festgelegt, da aufgrund der Komplexität der Aufgaben und der relativ kleinen Probandenzahl ein vergleichsweise schwacher Effekt erwartet wurde.

DC-Daten

Das analysierte Zeitfenster dauerte von 1000 ms nach Sequenzbeginn bis Sequenzende (4000 ms), die Berechnung der Grundaktivität erfolgte während der 900 ms vor Sequenzbeginn. Die ersten 1000 ms einer Sequenz wurden in die DC-Analyse nicht mit einbezogen, da durch den Beginn der Stimulation Orientierungsreaktionen des auditorischen Kortex erwartet werden (N1; Altenmüller & Gerloff, 1999; Pantev et al., 2004). Die Daten wurden nach der Epochierung mit einem 512-Punkte FIR-Filter tiefpassgefiltert (obere Grenzfrequenz 100 Hz). Anschließend wurden die Daten skaliert, damit die die gemessene Potentialamplitude beeinflussenden individuellen Unterschiede von Schädelknochen- und Skalpdicke die Analyse nicht beeinflussten. Dabei wurde nach Bangert (2001) vorgegangen, der das von McCarthy & Wood (1985) geforderte und von Haig et al. (1997) diskutierte Verfahren für das DC-EEG anpasste. Messwerte wurden dementsprechend nicht in den Bereich zwischen Null und Eins skaliert, sondern die nach Baselinekorrektur berechnete Nulllinie blieb Null, der größte Wert wurde Eins, und die ereigniskorrelierte Aktivitätsabnahme resultiert in negativen Werten. Die EEG-Daten der Hits (Abschn. 6.1.5) wurden getrennt nach Sequenz und Zeitstruktur für alle ROIs im Zeitfenster 1000 bis 3000 ms nach Sequenzbeginn mit einer Matlab™-Routine gemittelt. Die dadurch entstehenden sechs Werte pro Proband und Bedingung (Rhythmus erste Sequenz, Rhythmus zweite Sequenz, Metrum erste Sequenz und Metrum zweite Sequenz) wurden mit einer messwiederholten dreifaktoriellen VA auf signifikante Unterschiede mit dem Statistikpaket SPSS™ 11.5.1d (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) untersucht.

Ereigniskorrelierte Potentiale

Um unmittelbare kortikale Reaktionen auf eine rhythmische oder metrische Veränderung beschreiben zu können, wurden von -1000 bis 1000 ms um eine Veränderung herum Epochen ausgeschnitten und veränderte und unveränderte, richtig und falsch beantwortete Trials verglichen. Die Daten wurden für jeden Probanden und jede Bedingung gemittelt und bandpassgefiltert (untere Grenzfrequenz: 0.1 Hz, obere Grenzfrequenz: 100 Hz, zweifacher 300-Punkt FIR-Filter). Mit einer Matlab™-Routine wurden die Mittelwerte einer jeden ROI im Zeitfenster 180 – 350 ms nach der Veränderung berechnet, um Aussagen über Komponenten machen zu können, die in diesem Zeitrahmen auftreten und auch vorbewusst ausgelöst (Altenmüller, 1996), jedoch durch Aufmerksamkeit moduliert werden können (Coles & Rugg, 1995). Die resultierenden 9 x 24 Werte (9 Probanden x 4 Bedingungen x 6 ROIs) wurden als ASCII-Datei auf Festplatte gespeichert, in SPSS™ importiert und dort einer multivariaten, multifaktoriellen und messwiederholten VA unterzogen. Zur Korrektur der Sphärizitätsverletzung der Varianz wurde nach Greenhouse-Geisser verfahren.

Quellenlokalisierung

Das Prinzip der Quellenlokalisierung beruht auf der Annahme, dass eine EEG-Komponente wie die P300 von einem ortsfesten punktförmigen elektrischen Dipol gebildet wird, dessen Latenz und Amplitude vom experimentellen Setup sowie Faktoren wie Vigilanz, Aufmerksamkeit etc. beeinflusst wird. Nach dieser Theorie muss eine gegebene experimentelle Bedingung immer dasselbe kortikale Netzwerk aktivieren. Eine Veränderung der Bedingung resultiert demnach in einer Aktivitätsänderung der beteiligten Neurone, was sich in den EEG-Signalen als Änderung von Latenz und/oder Amplitude messen lässt. Eine Rückprojektion der gemessenen Potentialwerte in den Elektrodenraum und die farbkodierte Darstellung in Hirnaktivierungskarten zeigt, dass eine experimentelle Veränderung meist mit einer örtlichen „Verschiebung“ der Komponente einhergeht, deren Maximum in der neuen Bedingung über einer anderen als der ursprünglichen Elektrode ge-

messen wird. Die Definition einer EEG-Komponente ordnet ihr jedoch einen festen kortikalen Platz sowie einen recht eng umschriebenen Amplitudenzeitverlauf zu, so dass nun von einer neuen Komponente gesprochen werden muss (Spencer et al., 1999). Ein Beispiel solch einer neuen Komponente ist die P3a, wie sie in einem so genannten *Drei-Stimuli*-Oddball-Paradigma bei seltenen irrelevanten Distraktoren auftritt (s.u.). Ein *klassisches* Oddball-Experiment besteht aus häufigen Stimuli, z.B. Tönen einer bestimmten Frequenz, und seltenen Zieltönen einer anderen Frequenz, deren Auftreten zur Kontrolle subvokal gezählt oder durch Knopfdruck quittiert werden muss¹⁰. Ein seltener Zielton hat eine parietal lokalisierte positive Auslenkung des EEG um 300 ms zur Folge, die mit einer Erneuerung des Kontextes gleichgesetzt wird (Altenmüller & Gerloff, 1999), also dem „Update“ einer kortikalen Karte zeitlich strukturierter akustischer Reize im inferioren Parietalkortex. Diese Komponente wird P300 genannt, um ihre Polarität und ihren ungefähren zeitlichen Abstand zum auslösenden Stimulus zu beschreiben.¹¹ Werden neben den häufigen Stimuli und den seltenen Zielreizen auch seltene irrelevante *neue Distraktoren* dargeboten (häufig Geräusche wie Hundebellen, Türeenschlagen etc.; pro Proband wird jedes Geräusch nur ein einziges Mal verwendet), kommt es dagegen anterior zu einer positiven Auslenkung etwa zur gleichen Zeit. Da eine Änderung der experimentellen Bedingung zu einer Änderung der Oberflächenlokalisierung der maximalen Amplitude führte, wird nun von einem anderen zugrunde liegenden Netzwerk ausgegangen und damit von einer anderen Komponente gesprochen.¹² Um sie von der P300 zu unterscheiden, wird von der P3a (anterior) gesprochen, während die P300 nun häufig als P3b bezeichnet wird, um zu verdeutlichen, dass sie relativ etwas später als die P3a erfolgt.

10 Das Oddball-Paradigma kann in allen Sinnesmodalitäten angewendet werden.

11 Eine weitere Nomenklatur weist den Komponenten aufsteigende Nummern nach ihrem zeitlichen Auftreten zu, um der Tatsache Rechnung zu tragen, dass die Modalitäten verschiedene Latenzen aufweisen, der Amplitudenverlauf jedoch modalitätsunabhängig ist. Die P300 heißt dann P3 (Altenmüller, 1996).

12 Die P3a wird als Aufmerksamkeitskorrelat interpretiert und ist in anterioren paralimbischen und fronto-cingulären Bereichen lokalisiert (Halgren et al., 1998).

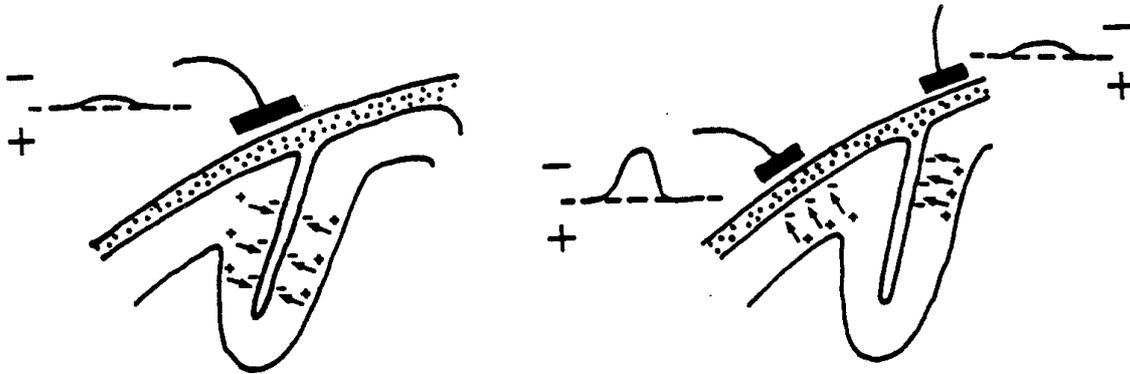


Abb. 11. Projektion kortikaler Dipole und deren oberflächliche Ableitung. Links: in einem Gyrius diametral aufeinander stehende Dipole, deren Aktivität sich fast vollständig gegenseitig aufhebt. Rechts: Ein radial zur Schädeloberfläche orientierter Dipol wird durch eine Elektrode registriert, während ein anderer Orientierungswinkel zur Registrierung einer niedrigeren Amplitude an der direkt darüber positionierten Elektrode führt. Eine gleichzeitige Aktivierung beider neuronaler Netzwerke führt durch Volumenleitung zu einer weiteren Erhöhung der gemessenen Amplitude an der linken Elektrode. Aus Altenmüller (1992).

Die verschiedenen Methoden zur Quellenlokalisierung (Pascual-Marqui, 1999) versuchen, den Ort im dreidimensionalen Modell von Schädel und Gehirn zu finden, von dem aus die Projektion des Potentialfeldes auf die Schädeloberfläche statistisch am besten erklärbar ist, indem ein Varianzminimierungsalgorithmus eingesetzt wird. Der modellierte Dipol wird solange in der grauen Substanz des Hirnmodells verschoben und in seiner Orientierung verändert, bis die beste Erklärung für die oberflächlich abgeleiteten Signale gefunden worden ist, also bis so wenig Restvarianz wie möglich übrig bleibt. Die Faltung der Kortexoberfläche ermöglicht jedoch bei der Annahme von kortexoberflächenradial angeordneten Pyramidenzellen als Ursprung des Dipols unendlich viele Orts- und Orientierungskombinationen. Die Projektion eines nicht radial zur Schädeloberfläche orientierten Dipols wird durch die verlängerte Leitstrecke vom Gewebe abgeschwächt, was sich in einer niedrigeren gemessenen Amplitude niederschlägt als bei einem Dipol derselben Stärke mit radialer Orientierung (Abb. 11).

Diesem „inverses Problem“ genannten Komplex wird versucht mit anatomischen Annahmen auszuweichen, wonach die Suche nach einer Dipolquelle auf einen umgrenzten Raum beschränkt wird, der durch Apriori-Wissen aufgrund der experimentellen Bedingungen, Stimulusmodalität etc. ausgewählt wird. Eine weitere Möglichkeit ist die Beschränkung auf einen sehr kurzen Zeitabschnitt, dessen Signalvarianz (zu einem großen Teil) durch einen einzigen Dipol erklärt werden kann. Alle diese Beschränkungen zeigen, dass die Quellenanalyse also lediglich Indizien liefern kann bei der Suche nach dem kortikalen Ursprung einer Komponente.

Die Quellenanalyse beschränkt sich auf kurze EEG-Komponenten, da bei DC-Potentialen die Varianz aufgrund der langen Dauer sehr schnell anwächst, was den verwendeten Algorithmen zuwider läuft.¹³ Deshalb wurde das auf die Veränderung in der zweiten Sequenz folgende Zeitfenster von 180 – 350 ms untersucht. Um die Fehlervarianz vor der Quellenanalyse weiter zu minimieren, wurde zunächst eine nicht-modellgestützte Methode zur Komponentenextraktion verwendet, die auf der Hauptkomponentenanalyse basiert, aber nicht auf aufeinander rechtwinklig stehende raum-zeitliche Verteilungen der Daten beschränkt ist. Die Independent Component Analysis (ICA, Abschn. 8.1.1) trennt zeitlich unabhängige Signalanteile statistisch von einander und repräsentiert sie in Komponenten (konzeptuell nicht zu verwechseln mit EEG-Komponenten wie der P300). Diese Komponenten können in den Elektrodenraum zurückprojiziert werden und erlauben so eine Zuordnung zu einer Stelle auf der Schädeloberfläche. Auf diese Weise erhält das ursprünglich stark verrauschte EEG-Signal ein deutlich verbessertes Signal-Rausch-Verhältnis. Die räumliche Auflösung wird durch dieses Verfahren sehr viel klarer, da eine ICA-Komponente nur einem Punkt der Schädeloberfläche zugeordnet ist (wenn auch das oben beschriebene grundsätzliche Problem der Mehrdeutigkeit der Lokalisierung des Ursprungs des EEG-Signals bestehen bleibt).

13 Die Quellenanalyse sog. „steady-state responses“ über längere Zeiträume hinweg ist dagegen möglich, da die Daten vorher bandpassgefiltert werden, was von Durchlauf zu Durchlauf unterschiedlich starke – und von Artefakten nicht zu trennende – langsame Drifts unterbindet, so dass ein Großteil der Varianz durch einen Dipol erklärbar wird (Pantev et al., 2004).

Werden anstatt der verrauschten EEG-Signale ICA-Komponenten für die Quellenanalyse verwendet, wird durch den geringeren Rauschanteil ein konsistenteres Ergebnis erzielt, da die interindividuell unterschiedlichen Leitungseigenschaften des Skalps eliminiert werden (Makeig et al., 2004). Desweiteren konnte gezeigt werden, dass in sehr vielen Fällen die von der ICA extrahierten Komponenten einem Dipol mathematisch sehr viel ähnlicher sind, als das rohe EEG-Signal (Delorme & Makeig, 2003).

Post hoc-Analyse im Frequenzraum

Bei einer explorativen Datenschau fiel auf, dass in der Metrumbedingung eine großflächige Oszillation der Leistung im γ -Band vorhanden war, wenn die Aufgabe anschließend richtig gelöst wurde. Bei falsch gelösten Aufgaben schienen die sechs ROIs nicht synchronisiert zu sein. Nach Auftreten einer undetektierten Veränderung oszillierten die Bereiche aber wieder in Phase. Dies legt die Vermutung nahe, dass eine solche Veränderung zu einer Phasenkorrektur führt, die aber nur dann ins Bewusstsein vordringt, wenn vorher eine – möglicherweise durch Pulsation getriebene – Synchronisation weiter kortikaler Bereiche vorhanden war. Dieser qualitative Befund legte den Schluss nahe, dass großflächige Synchronisierung innerhalb dieses Frequenzbandes vor dem Auftreten einer Metrumveränderung für die erfolgreiche Bearbeitung notwendig sein könnte. Da die Oszillationen in den Rhythmusbedingungen weniger konsistent waren, könnte das ein Hinweis auf distinkte neuronale Verarbeitungsstrategien von Rhythmus und Metrum sein.

Die oben gebildeten ROIs wurden zunächst übernommen, und es wurde pro ROI und Bedingung und Proband das Zeitfenster von -1000 bis 1000 ms um die Veränderung in der zweiten Sequenz herum mit einer Wavelettransformation analysiert (Abschn. 8.2.3). So entstand pro ROI und Bedingung und Vpn ein quasi zeitkontinuierliches Amplitudenspektrum für jedes der 50 Frequenzbänder von 1 bis 100 Hz. Die spektralen Leistungswerte wurden logarithmiert, um die Varianz der Daten zu stabilisieren. Aus den Messwerten eines Frequenzbandes während der Vorperiode wurde

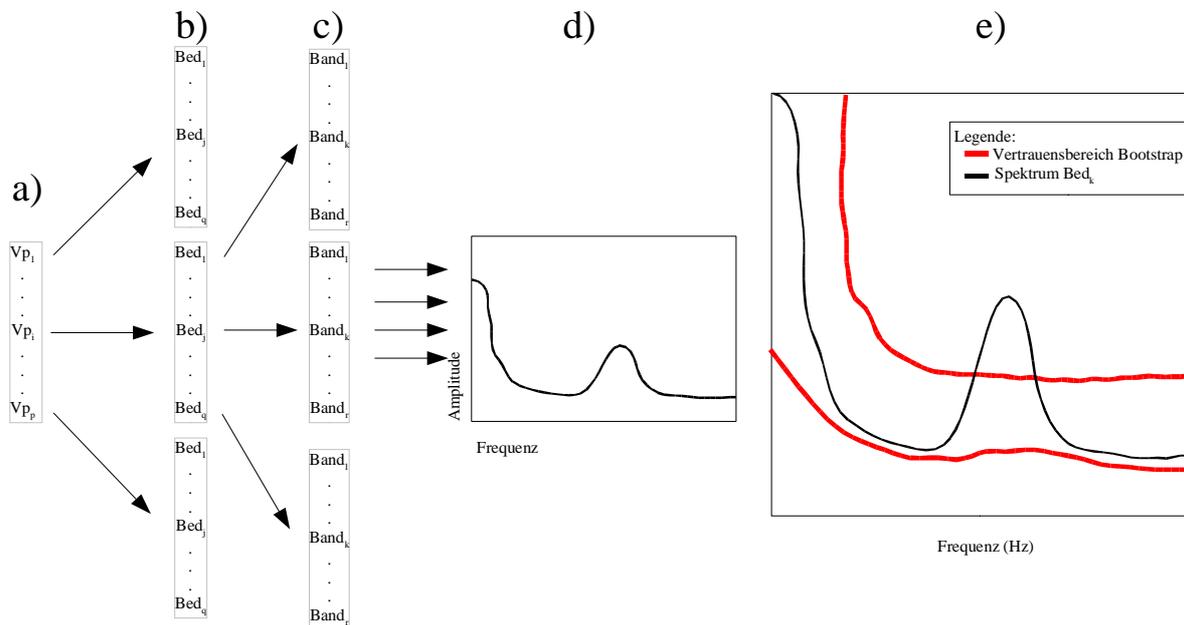


Abb. 12. Signifikante Unterschiede bei unbekannter Verteilung, schematische Darstellung. Eine Gruppe von p Versuchspersonen (a) wird einer Reihe experimenteller Bedingungen unterworfen (b). Aus den EEG-Daten der q Bedingungen werden pro Elektrode (bzw. ROI) r Spektren berechnet, die gemittelt werden (d). Um entscheiden zu können, ob sich ein Spektrum in einem Frequenzband signifikant von der (unbekannten) Population aller Spektren unterscheidet, werden die Vertrauensgrenzen der Population mit der Bootstrap-Technik berechnet. Liegt der spektrale Leistungswert eines Frequenzbandes außerhalb der Konfidenzintervalle (rote Linien in e), liegt ein signifikantes Abweichen vom Populationsmittel vor.

durch wiederholte Stichprobenbildung mit Zurücklegen ein Mittelwert pro künstlicher Stichprobe gebildet (Bootstrap-Technik). Der Standardfehler des Mittelwertes jedes Frequenzbands wurde geschätzt:

$$\hat{\sigma}_{\bar{x}} = \sqrt{\frac{\hat{\sigma}^2}{n}} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n(n-1)}}.$$

Je kleiner sein Standardfehler, umso besser schätzt der Mittelwert \bar{x} den Populationsparameter μ .

Die Messwerte einer Versuchsbedingungen lassen sich mit Hilfe des Standardfehlers auf signifikante Abweichungen prüfen, indem mithilfe der Bootstrap-Technik die Verteilung der Messwerte ermittelt wird. Zu diesem Zweck wurden um den Mittelwert der Bootstrap-Verteilung Konfidenz-

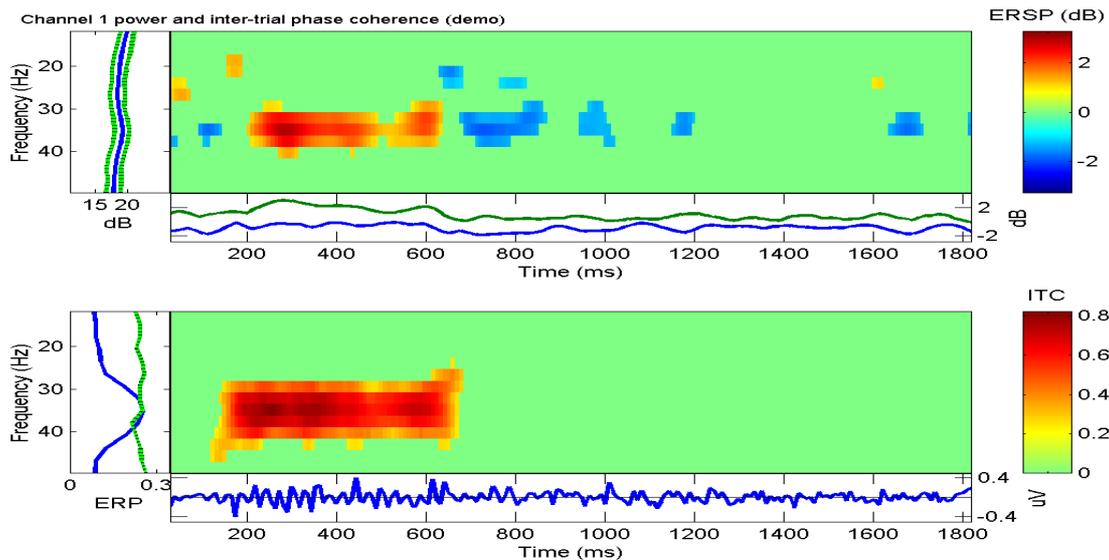


Abb. 13. Ereigniskorrelierte spektrale Änderungen (engl. Event-related spectral perturbations, ERSP) und Intertrial-Kohärenz (engl. Inter-trial coherence, ITC). Einem einkanaligen zweisekündigen künstlichen Datensatz mit hundert Versuchsdurchläufen (-100 – 1947 ms), der aus Gauß'schem Rauschen zur Simulation der Spontanaktivität besteht, wird von $t = 150 - 650$ ms ein über alle Trials phasenkonstanter 35-Hz-Sinus hinzugefügt. Oben: Spektrale Leistung von ca. 11 bis 49 Hz. Die blaue Linie des linken Insets stellt ein herkömmliches Spektrum dar, welches die spektrale Leistung gemittelt über alle Durchläufe zeigt (in dB). Die schwarz-grüne Linie bildet die Bootstrap-Signifikanzen der Vorperiode ab. Wenn die blaue Linie die Grenzen überschreitet, wäre eine statistisch bedeutsame Änderung im mittleren Spektrum eingetreten. Daneben ist farbkodiert das Spektrum über die Zeit zu sehen, dargestellt sind nur Änderungen, die mit einem $\alpha = 0.01$ signifikant sind, nicht-signifikante Änderungen sind grün eingefärbt (siehe Farbbalken rechts für Ausmaß der ERSP in dB). Im Bereich von 200 – ca. 650 ms kommt es zu einer signifikanten Zunahme zwischen 30 und 40 Hz. Unten: Links ist die mittlere Phasenkohärenz (blaue Linie) über alle Frequenzen aufgetragen. Bei etwa 35 Hz wird die Bootstrap-Grenze knapp überschritten. Die farbkodierte ITC über die Zeit ist von etwa 150 – 650 ms signifikant erhöht und erreicht dort Werte von maximal 0.8 (siehe Farbbalken), was bedeutet, dass in 80% der Trials die 35-Hz-Oszillation mit identischer Phase auftritt; die restlichen 20% sind durch Addition mit dem Rauschen phasenverschoben. Darunter ist das klassische EKP abgebildet, also alle 100 Trials gemittelt über die Zeit (in μV). Die Phasenkohärenz in einem Frequenzband ist um so größer, je genauer die Phase in diesem Band zwischen den Trials übereinstimmt, was als Phasenkopplung bezeichnet wird (Bruns et al., 2000) und bedeutet, dass die Schwingung ereigniskorreliert synchronisiert wurde. Im Zusammenhang mit dem Bindungsproblem (engl. Feature binding, Singer, 1999) und höheren kognitiven Fähigkeiten werden nicht-phasengekoppelte Oszillationen diskutiert, während phasengekoppelte Oszillationen als kortikale Reaktionen auf externe Ereignisse (exogenen) interpretiert werden (Tallon-Baudry et al., 1996).

intervalle eingetragen (Beispiel in Abb. 12). Die Signifikanzgrenzen wurden durch Multiplikation des Standardfehlers mit 1.96 ermittelt, da die Standardnormalverteilung zwischen -1.96 und +1.96 Standardabweichungen um μ 95% der Fläche unter der Kurve beträgt:

$$\text{Vertrauensintervall} = \bar{X}_{jkm}^- \pm 1.96 \cdot \sigma_{\bar{X}_{jkm}^-}$$

mit den Indizes j , k und m für Versuchsbedingung, Frequenzband bzw. Samplepunkt eines Probanden.

Liegt der empirische Mittelwert des Frequenzbandes außerhalb der Vertrauensintervalle, kann davon ausgegangen werden, dass er sich signifikant von der Vorperiode unterscheidet. Zur Darstellung der Ergebnisse wurde ein Modul der Matlab-Toolbox EEGLab verwendet („tftopo()“), welches eine Übersicht über signifikante spektrale Änderungen über der Zeit ermöglicht und in Abb. 13 anhand eines künstlichen Datensatzes vorgestellt wird. Dort wird auch die Bedeutung der Intertrial-Phasenkohärenz eingeführt, die ein Maß für die Phasentreue ist, mit der ein gegebenes Frequenzband während der Versuchsdurchläufe zu einem festen Zeitpunkt auftritt.

6.2 Ergebnisse

6.2.1 Performanz

In Abb. 14 sind die d' -Werte der Probanden in den vier Versuchsbedingungen gezeigt. Um die Darstellung nicht zu unübersichtlich zu machen, sind die Standardabweichungen der Mittelwerte nicht eingetragen. Die Verbindung der Performanzwerte innerhalb einer Versuchsbedingung (links) verdeutlicht, dass die Erkennungsleistung in der optischen Rhythmusbedingung am schlechtesten war (Mittelwert: 0.41, Standardabweichung: 0.51), bei gleichzeitig kleinster Dispersion. Die im Mittel nächstbessere Erkennungsleistung erreichten die Probanden in der optischen Metrumbedingung (MW: 1.42, SD: 1.94), wobei auffällig ist, dass Proband GO als einziger in optischen einen genauso guten Wert erreichte wie in der akustischen Metrumbedingung. Die drei Probanden mit den besten Erkennungsraten bei akustischem Metrum (GO, RI und SC) performten auch bei optischem Metrum am besten (RI und SC jedoch bei akustischer viel besser als bei optischer Stimulation). Die Mehrzahl der Probanden erreichte jedoch in allen Bedingungen ähnliche Werte, mit den generellen Trends d' -Metrum > d' -Rhythmus und d' -akustisch > d' -optisch. Die größten Leistungsunterschiede zwischen den Probanden, aber auch die beste Leistung innerhalb einer Be-

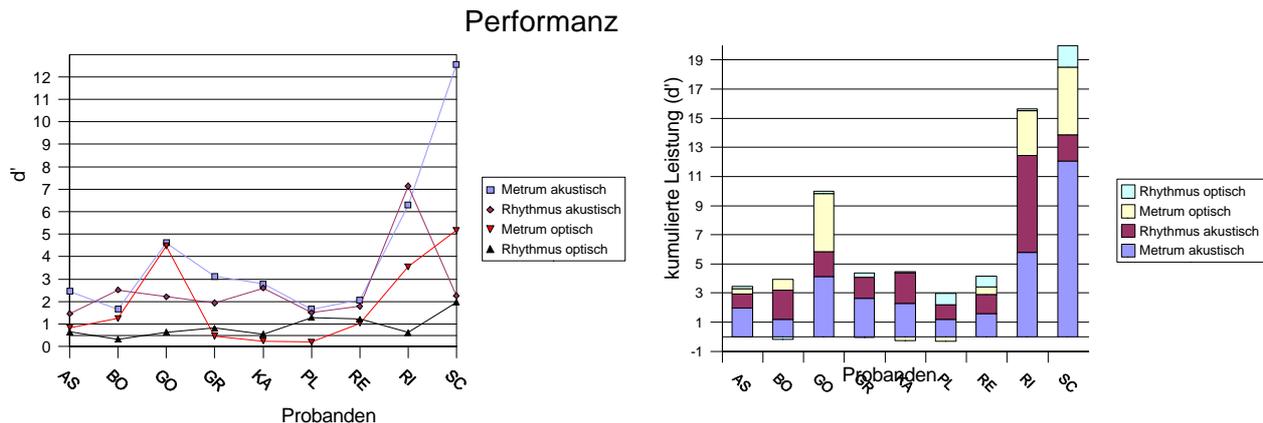


Abb. 14. Performanz der neun Probanden in den vier Versuchsbedingungen. Links: Die d' -Werte innerhalb der Bedingungen sind durch Linien verbunden, um die Leistungsunterschiede zwischen Probanden und Bedingungen zu verdeutlichen. Rechts: Für jeden Probanden ist die Erkennungsleistung in den einzelnen Versuchsbedingungen übereinander gezeigt, so dass die kumulierte Leistung eines Probanden deutlich wird (vergleiche z.B. Probanden PL und SC).

dingung, wurde bei akustischen Metrumaufgaben erreicht (MW: 3.64, SD: 3.5). Die zweitbeste Leistung erzielten die Probanden bei akustischen Rhythmusaufgaben (MW: 2.11, SD: 1.75).

Ein Kolmogorov-Smirnov-Test zeigte, dass alle d' -Werte bis auf die der optischen Rhythmusbedingung nicht normal verteilt waren (Rhythmus akustisch: 0.39(9)*, Metrum akustisch: 0.281(9)*, Rhythmus optisch 0.243(9), Metrum optisch: 0.299(9)*; in Klammern sind die Freiheitsgrade angegeben, signifikante Ergebnisse ($\alpha = 0.05$) sind mit einem * gekennzeichnet), weshalb die Arbeitshypothese nicht-parametrisch getestet wurde.

Da der Friedman-Test der d' -Werte ein signifikantes Ergebnis lieferte ($X^2_{(3;0.05)} = 19$), die vier Bedingungen von den Probanden also unterschiedlich gut gelöst wurden, und deshalb zunächst nicht mehr davon ausgegangen werden konnte, dass diese gleich schwer waren, erfolgte ein Einzelvergleich. Dieser ergab, dass lediglich signifikante Unterschiede zwischen den Bedingungen Rhythmus-optisch und Metrum-akustisch auf 5%-Level existierten. Es konnte also für die weitere Auswertung davon ausgegangen werden, dass die Aufgaben, bis auf diese Einschränkung, den gleichen Schwierigkeitsgrad aufwiesen.

Aufgrund der großen Streuung der d' -Werte wurde Pearsons Korrelationskoeffizient berechnet, um einen möglichen Zusammenhang zwischen der Erkennungsleistung und den im Fragebogen erhobenen Werten für Dauer des Instrumentalspiels, Spieldauer/Tag und Alter aufklären zu können. Zweiseitige signifikante Korrelationen ergaben sich zwischen der Erkennungsleistung in der akustischen und der optischen Metrumbedingung (sowie, als Trivialergebnis, zwischen Alter und der Dauer des Instrumentalspiels) bei einer Signifikanzgrenze von 0.01.

6.2.2 EEG-Daten

Die während der visuellen Stimulation aufgenommenen EEG-Daten waren stark artefakt-kontaminiert und auch nach Anwendung der in Abschn. 8.1 beschriebenen Reduktionsmethoden noch extrem heterogen, so dass, auch in Anbetracht der ebenfalls äußerst heterogenen und bei der kleinen Stichprobe kaum interpretierbaren Performanzdaten (Abschn. 6.2.1), auf eine Auswertung verzichtet wurde. Im folgenden werden deshalb nur die Ergebnisse der Auswertung der während akustischer Versuchsdurchläufe registrierten EEG-Daten referiert.

Langsame Potentiale

Bei der Untersuchung der DC-Potentiale im Zeitfenster 1000 bis 4000 ms nach Sequenzbeginn ließen sich keinerlei statistisch bedeutsamen Unterschiede zwischen Rhythmus und Metrum feststellen, obwohl hypothesengeleitet 18 Elektroden zur Varianzminimierung zu sechs ROIs zusammengefasst worden waren (Abschn. 6.1.5), noch bei den Aktivierungsunterschieden zwischen Hits und Misses beider Zeitstruktur-Aufgaben, womit sowohl die Nullhypothese zu H_2 (DC-Shift, links-temporal, Rhythmus > DC-Shift, links-temporal, Metrum) wie auch H_{3a} und b (DC Shift, „Metrum-Areal“, Metrum-Hits > DC Shift, „Metrum-Areal“, Metrum-Misses und DC Shift, „Rhythmus-Areal“, Rhythmus Hits > DC Shift, Rhythmus Areal, Rhythmus Misses) nicht zurückgewiesen werden können.

Der Unterschied zwischen den *Enkodierungs*phasen während der ersten Sequenz und der *De-
kodierung* bzw. dem Vergleich während der zweiten Sequenz indes war signifikant ($F_{1, 6; 95\%} = 7.839$,
Abb. 15 und 16). Als stimulsevozierte kortikale Reaktion ist die positive Auslenkung des Signals
kurz nach Beginn der Sequenzen (senkrechte schwarze Linie) zu werten, da diese sowohl bei
Metrum- als auch bei Rhythmusaufgaben reproduzierbar auftrat. Allerdings erreichte keiner der
anderen Effekte oder Interaktionen zwischen Effekten das zum Akzeptieren der Hypothesen not-
wendige Signifikanzniveau. Der F-Wert für den Unterschied zwischen den ROIs war allerdings nur
unwesentlich kleiner, als für das Erreichen der Signifikanz notwendig gewesen wäre ($F_{5, 2; 95\%} = 15.0$,
 $p = 0.064$), was allerdings kein untersuchungsrelevantes Ergebnis darstellt.

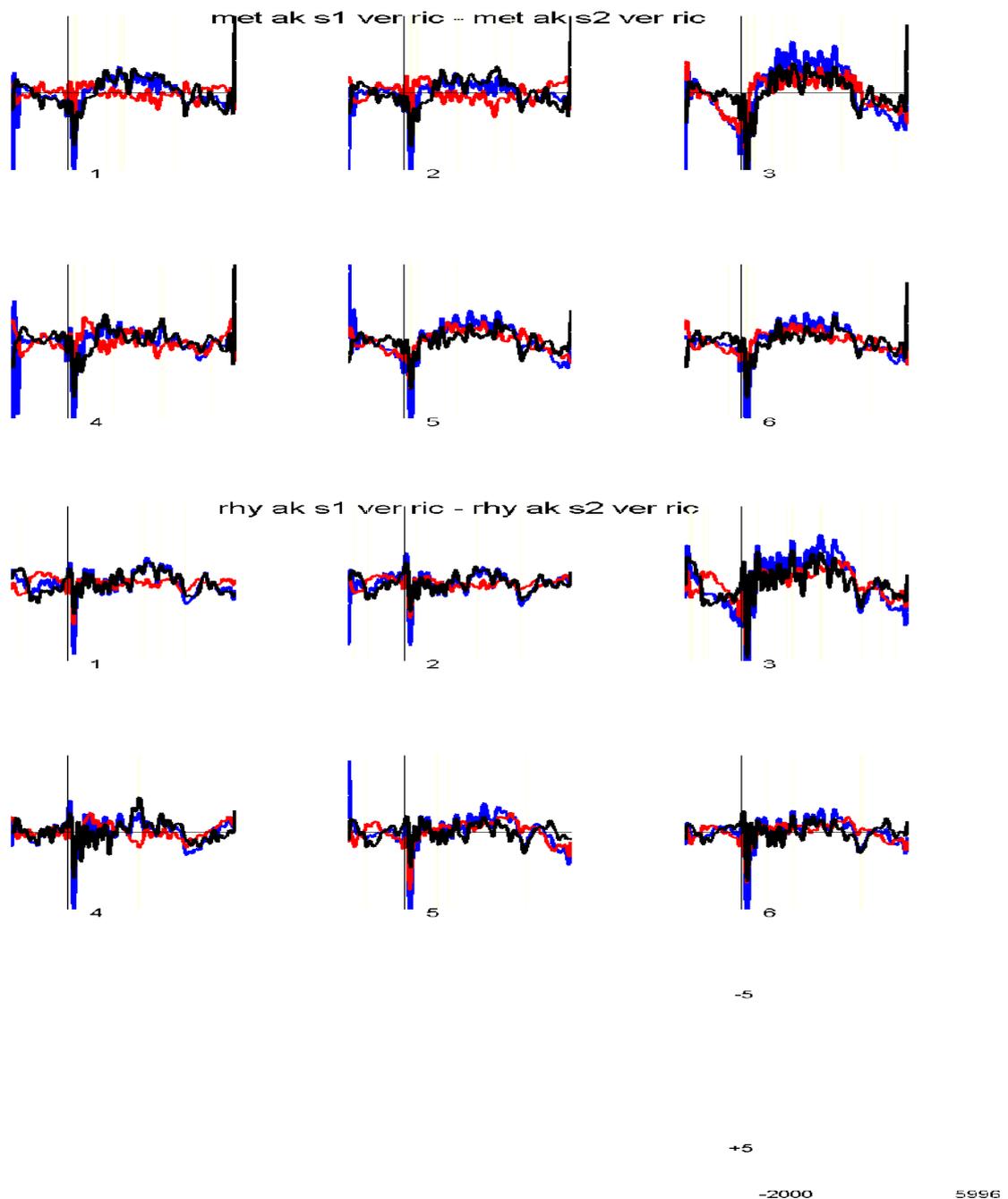


Abb. 15. Vergleich von Enkodierungs- (1. Sequenz, blau) und Dekodierungsphase (2. Sequenz, rot) sowie die Differenzkurve (schwarz) der sechs gemittelten Ableitungen. Die Numerierung der Ableitungen entspricht den im Methodenteil (Abschn.6.1.2) eingeführten Regions of Interest (ROIs). Die größten Unterschiede zwischen erster und zweiter Sequenz in diesen Bedingungen wurden in ROI #3 (fronto-zentral) gemessen. Bei den an einigen ROIs auftretenden großen Auslenkungen zu Beginn oder am Ende der Ableitung handelt es sich um Filterartefakte. Der für die Darstellung der Ableitungen verwendete 5-Hz-Tiefpassfilter führte aus Rechenzeitgründen kein „Aufwärmen“ durch, was bei größeren Abweichungen des Zeitsignals von der Nulllinie am Anfang und am Ende der dargestellten Kurven Fehldarstellungen zur Folge hatte. Die Analysen der Daten wurden an ungefilterten (bzw. bandpassgefilterten) Daten durchgeführt (siehe Abschn. 6.1.2). Unten rechts ist ein Koordinatenkreuz mit den Ausdehnungen von Ordinate (μV) und Abszisse (ms) eingezeichnet.

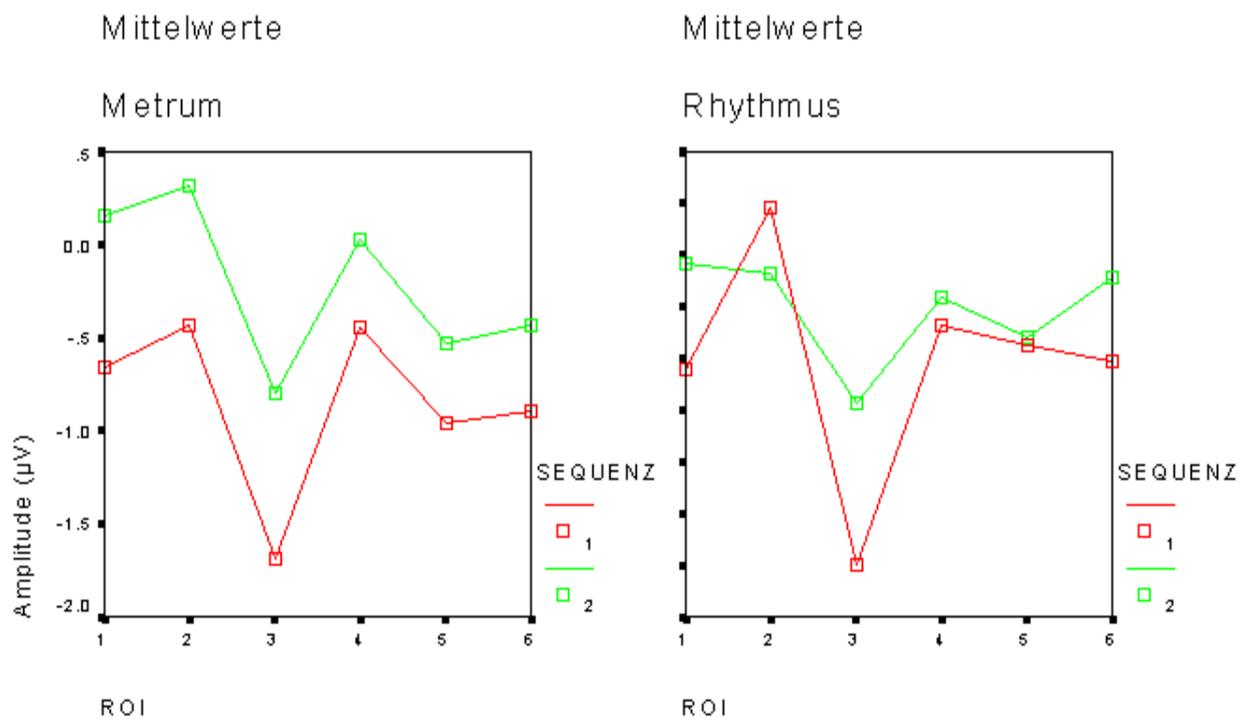


Abb. 16. Amplituden-Mittelwerte im Vergleich zwischen erster und zweiter Sequenz. Links: Bei richtig beantworteten Metrumaufgaben führte die erste Sequenz (rot) bei allen ROIs zu negativeren Werten als die zweite Sequenz (grün). Innerhalb der Sequenzen wies ROI #3 (fronto-zentral) die größte Negativierung auf. Zwischen den Sequenzen bestand ein systematischer Unterschied der Amplitudenwerte. Rechts: Auch bei richtig beantworteten Rhythmusaufgaben wies ROI #3 die größte Negativierung auf, unabhängig von der Sequenz. Während der ersten Sequenz (rot) wurden jedoch immer (bis auf ROI #2) negativere Werte erreicht als in der zweiten Sequenz.

Um sicherstellen zu können, dass nicht die Zusammenfassung der Elektroden die Ergebnisse negativ beeinflusste, wurde eine VA über alle Elektroden gerechnet. Auch hier unterschieden sich wieder nur erste und zweite Sequenz signifikant voneinander ($F_{1,6;95\%} = 6.778$; Abb. 19 und 17). Der Interaktionsplot zeigt jedoch, dass die durch die Elektroden-Zusammenfassung in ROIs erhaltene topographische Potentialverteilung nicht den tatsächlichen Gegebenheiten entsprach. Innerhalb der ROIs traten nämlich starke Amplitudenunterschiede auf, deren Mittelung zu verzerrten Aktivierungsverteilungen führte (Markierungen in Abb. 18). Zur Verdeutlichung sind die Mittelwerte des Zeitfensters 1000 – 4000 ms, getrennt nach Sequenzen und Zeitstruktur, in Abb. 20 als Aktivierungskarte dargestellt. Diese zeigt, dass zwischen Rhythmus und Metrum keine Unterschiede, wohl aber solche zwischen erster und zweiter Sequenz bestehen.

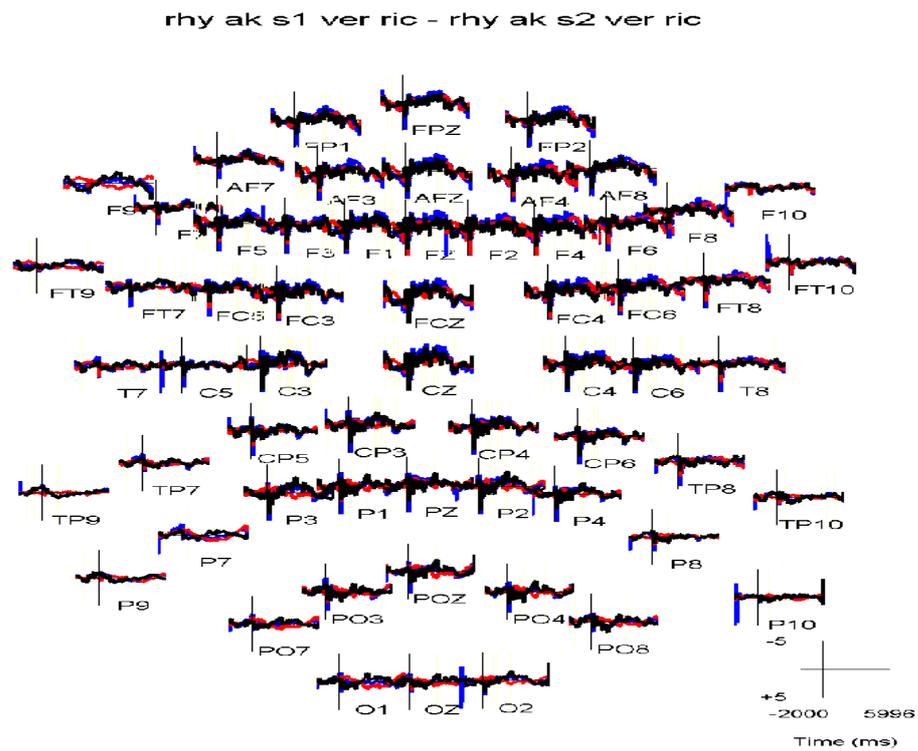
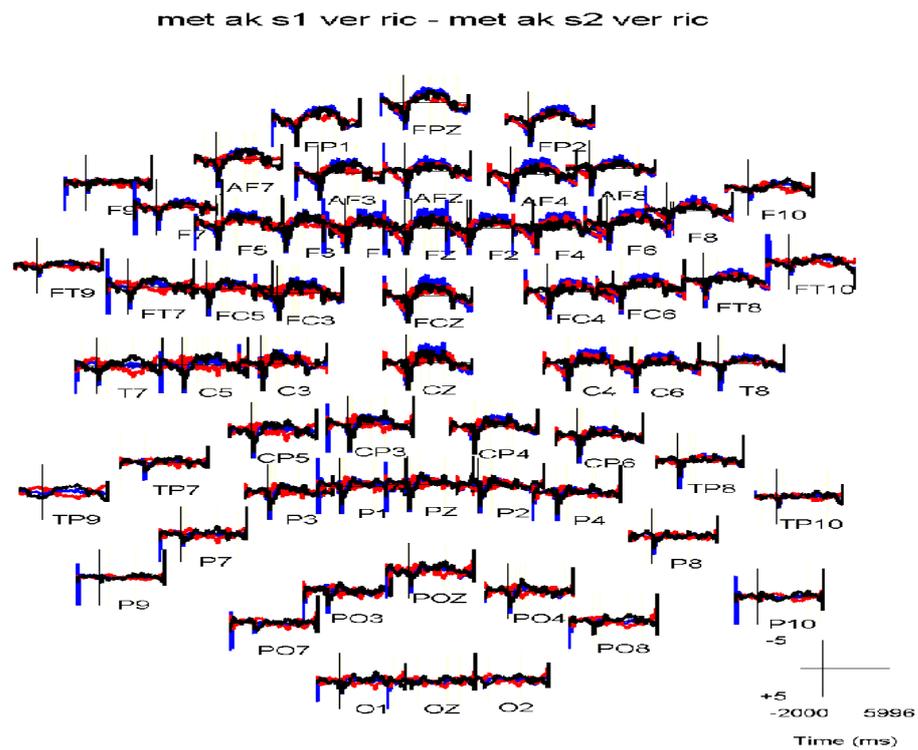


Abb. 17. Vergleich von Enkodierung und Dekodierung. Oben: DC-EEG-Potentiale bei veränderten und richtig beantworteten Metrumaufgaben während der ersten (rot) bzw. zweiten Sequenz (blau) sowie deren Differenz (schwarz). Die größten Unterschiede sind frontal zu finden. Unten: Die Enkodierungsphase bei Rhythmusaufgaben. Auch hier sind die größten Unterschiede bei frontalen Elektroden zu sehen.

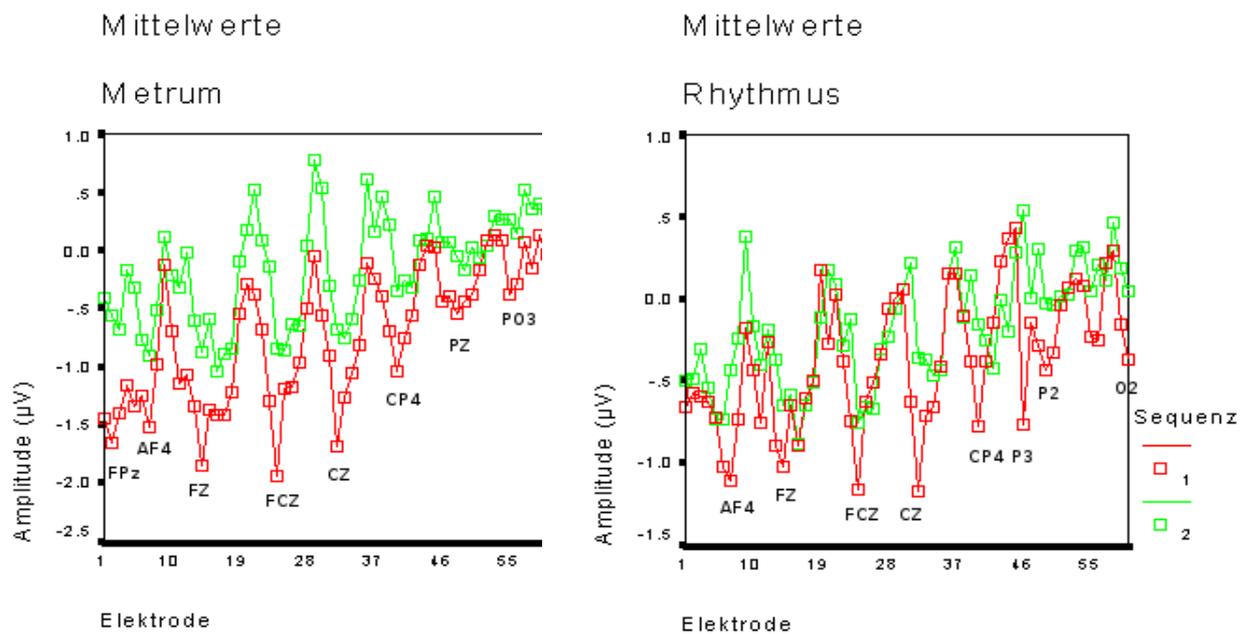


Abb. 18. Interaktionsplot der Mittelwerte während erster und zweiter Sequenz bei Metrum- und Rhythmusaufgaben. Tendenziell sind die Mittelwerte der 60 Elektroden bei Metrumtrials in der ersten Sequenz negativer als in der zweiten Sequenz und bei Rhythmus-trials (n.s.). Die Elektroden mit den negativsten Werten während der ersten Sequenz sind mit Namen gekennzeichnet, damit ein Eindruck von den Unterschieden zu den räumlich gemittelten Potentialen aus Abb. 16 entsteht.

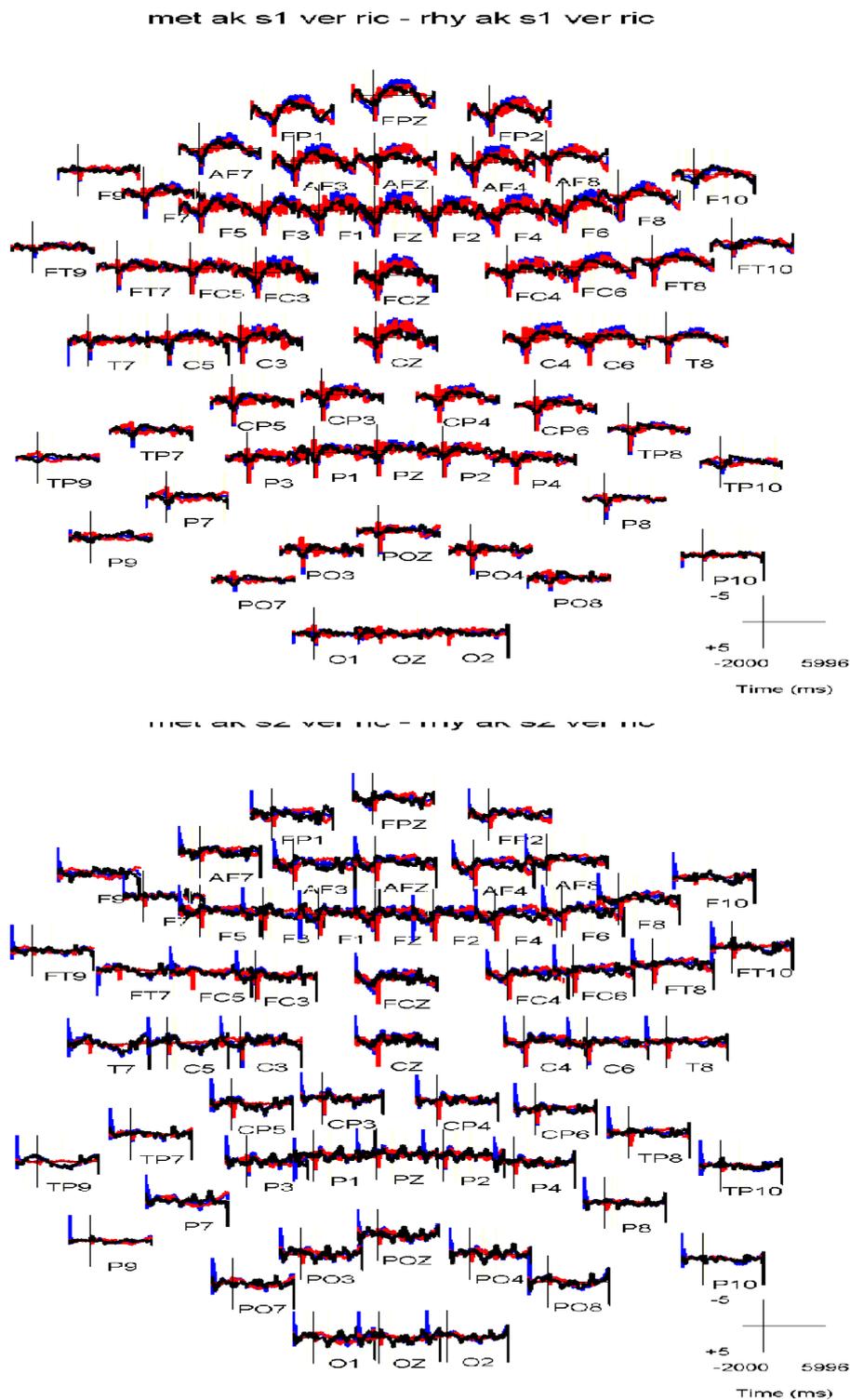


Abb. 19. Vergleich der Enkodierung bzw. der Dekodierung unterschiedlicher musikalischer Zeitstrukturen. Oben: Der Vergleich der Enkodierungsphase während der ersten Sequenz bei Metrum- (blau) und Rhythmusaufgaben (rot). Trotz der Unterschiede, die am Abweichen der Differenzkurve (schwarz) von der Nulllinie erkennbar ist, verhinderte die große Varianz das Verwerfen der Nullhypothese. Unten: Dekodierung/Vergleich während der zweiten Sequenz Metrum (blau) bzw. Rhythmus (rot).

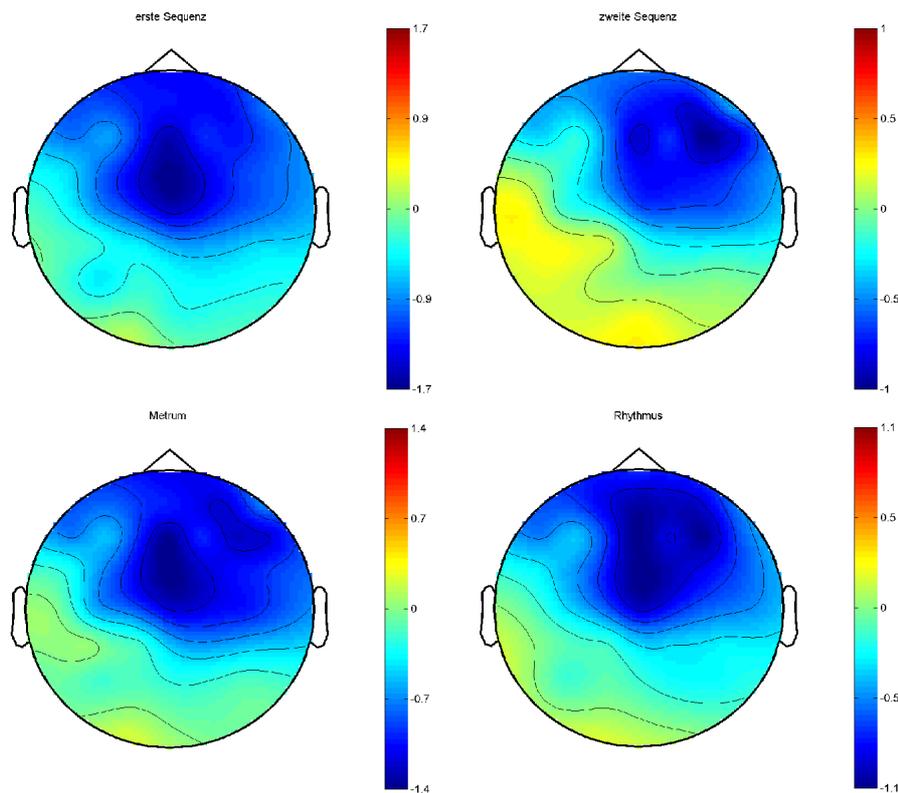


Abb. 20. Mittlere Aktivität während der beiden Sequenzen (oben) und Rhythmus und Metrum (unten), dargestellt als zweidimensionale farbkodierte Projektion auf die Schädeloberfläche. Oben links: Bezüglich der Pause vor dem Beginn eines Versuchsdurchlaufs führte die erste Sequenz zu fronto-zentralen Aktivierungen (Maximum von $-1.7258 \mu\text{V}$ über FCz), während die zweite Sequenz (oben rechts) die größte Aktivierung über F4 ($-1.0225 \mu\text{V}$) aufwies (Baselineperiode: Pause zwischen den beiden Sequenzen). Unten links: Metrumaufgaben zeigten eine bimodale Aktivitätsverteilung, mit einem Maximum von $-1.39 \mu\text{V}$ über FCz. Ein zweites, lokales Maximum von $-1.21 \mu\text{V}$ befand sich über AF4. Unten rechts: Rhythmustrials evozierten eine großflächige fronto-zentrale Aktivierung mit einem Maximum von $-1.09 \mu\text{V}$ über Fz, die sich bis in präfrontale und rechts fronto-zentrale Elektroden erstreckte. Beachte die unterschiedlichen Skalierungen der Farbbalken.

Schnelle Potentiale

Die Analyse der schnellen evozierten Potentiale im Zeitfenster 180 – 350 ms nach der Veränderung in der zweiten Sequenz ergab, dass in dem 2x2-Plan von den Haupteffekten lediglich Faktor A – Rhythmus und Metrum – signifikant war ($F_{1, 8; 95\%} = 17.3$), nicht jedoch die Antwort der Probanden (Faktor B, „falsch“ oder „richtig“). Da nur eine Gruppe von Probanden untersucht wurde (Mindestanforderung drei Gruppen), konnten post hoc keine Kontraste gerechnet werden, so dass zur Aufklärung, welche Faktorstufen zu signifikanten Interaktionen führten, Profildigramme der Mittelwerte dienen mussten (Bortz, 1999).

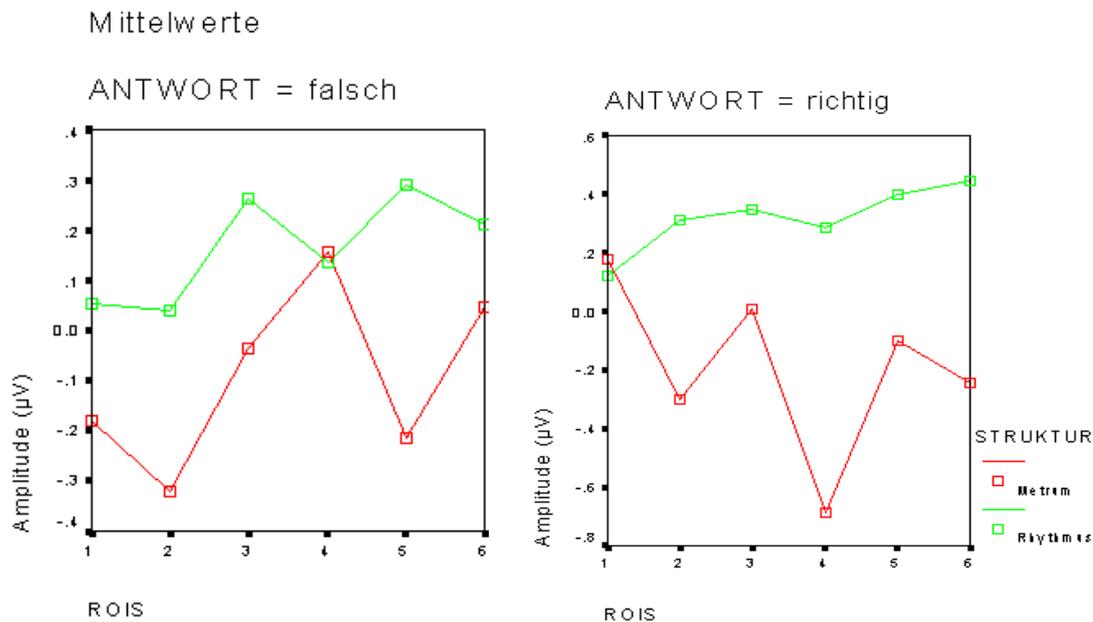


Abb. 21. Interaktionsdiagramme der Amplituden-Mittelwerte der sechs ROIs. Aufgetragen ist der empirische Mittelwert der Amplitude in Mikrovolt für Faktor A (Zeitstruktur) gegen die Ableitorte für „Hits“ und „Misses“. Da die Interaktionslinien zwischen den Bedingungen für Rhythmus und Metrum nicht immer gleichsinnig verlaufen, spricht man von einer disordinalen Interaktion. D.h. beide Haupteffekte sind alleine nicht interpretierbar; erst durch die Berücksichtigung der Stufen des jeweils anderen Faktors können Aussagen über die Bedeutung der Ergebnisse getroffen werden. Hinzu kommt, dass für die Ausprägungen des Faktors B (Antwort) keine signifikanten Unterschiede gefunden wurden, was die Interpretation weiter erschwert. Bei Rhythmusaufgaben (grün) war der Potentialunterschied zwischen den sechs ROIs weniger ausgeprägt als bei Metrumaufgaben (rot). Außerdem war der Unterschied zwischen falsch und richtig beantworteten Metrumaufgaben größer als zwischen falsch und richtig beantworteten Rhythmusaufgaben. Dieser Unterschied wiederum war an ROI #4 am größten.

Abb. 21 zeigt die Mittelwerte für Rhythmus- und für Metrumaufgaben an den sechs Ableitorten. An ROI #4 (postero-medial) hatte demnach die Antwort der Probanden den größten Einfluss auf die Amplitude der Potentialänderung gegenüber der Baselineperiode, und zwar bei Metrumaufgaben, während sich bei Rhythmusdurchläufen kaum etwas zwischen „Hits“ und „Misses“ ändert, was die Zurückweisung der Nullhypothese 1 rechtfertigt. Die größte negative Auslenkung bei Metrum-Hits erfolgte 289 ms nach der Taktveränderung über der Elektrode Pz und betrug $1.32 \mu\text{V}$ (Abb. 22). Zur Überprüfung der P3b-Lokalisation wurden die Aktivierungskarten aller Probanden und des Gruppenmittels herangezogen (Beispiele in Abb. 23). Dabei wurde festgestellt, dass es zwischen den Probanden zu erheblichen Unterschieden bei der Lokalisation des P3b-Maximums über dem

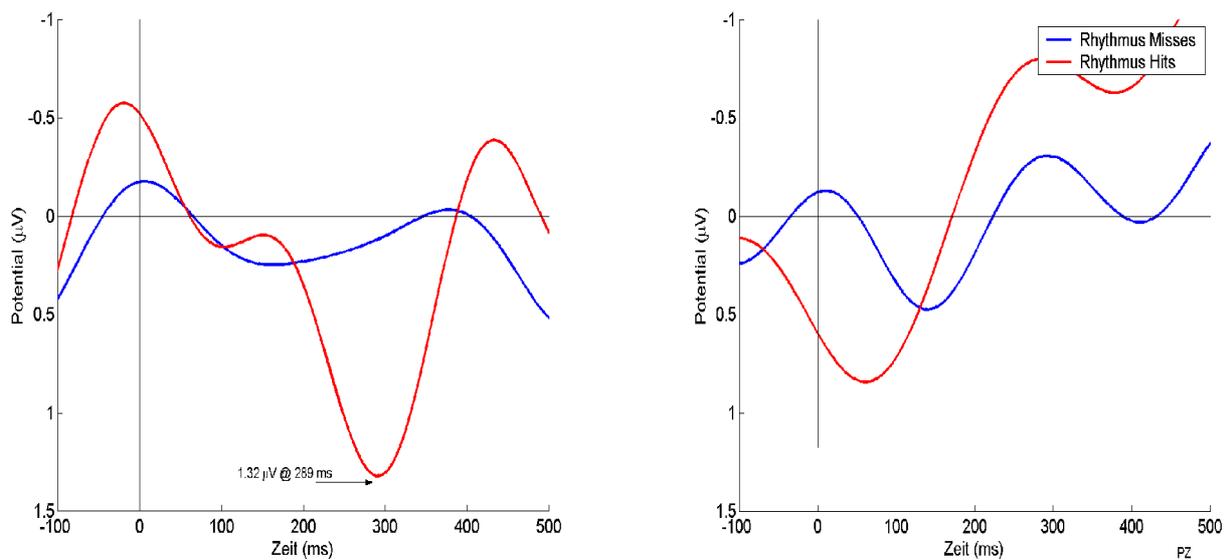


Abb. 22. Misses und Hits bei Metrum (links) und Rhythmus (rechts) über Pz. Links: Bei richtig beantworteten Metrumaufgaben (rot) kam es zu einer P3b-ähnlichen Auslenkung der Potentialkurve, die bei Misses fehlte (blau). Rechts: Bei Rhythmusaufgaben erfolgte diese Auslenkung nicht.

Schädel kam. Ebenso war der Zeitpunkt der größten Amplitude variabel. Zur Lokalisation der Dipolquelle wurde für alle Probanden in diesem Zeitfenster die ICA gerechnet (Abschn. 8.1.1).

Bei sieben von neun Probanden ergab sich eine IC, die bezüglich der Rückprojektion in den Elektrodenraum, ERSP und EKP den Eigenschaften von dem Gruppenmittel der P3b große Ähnlichkeiten aufwies. Diese ICs wurden zur Quellenlokalisierung verwendet. Die sieben untersuchten ICs hatten sehr ähnliche Skalprojektionen, Aktivitätsverläufe, Dipolfits und -orientierungen (siehe Abb. 23 für ein Beispiel), was als ausreichender Hinweis für Äquivalenz genommen wurde, da statistische Methoden zum Test der Zusammenhangshypothese bisher fehlen (Makeig et al., 2002).

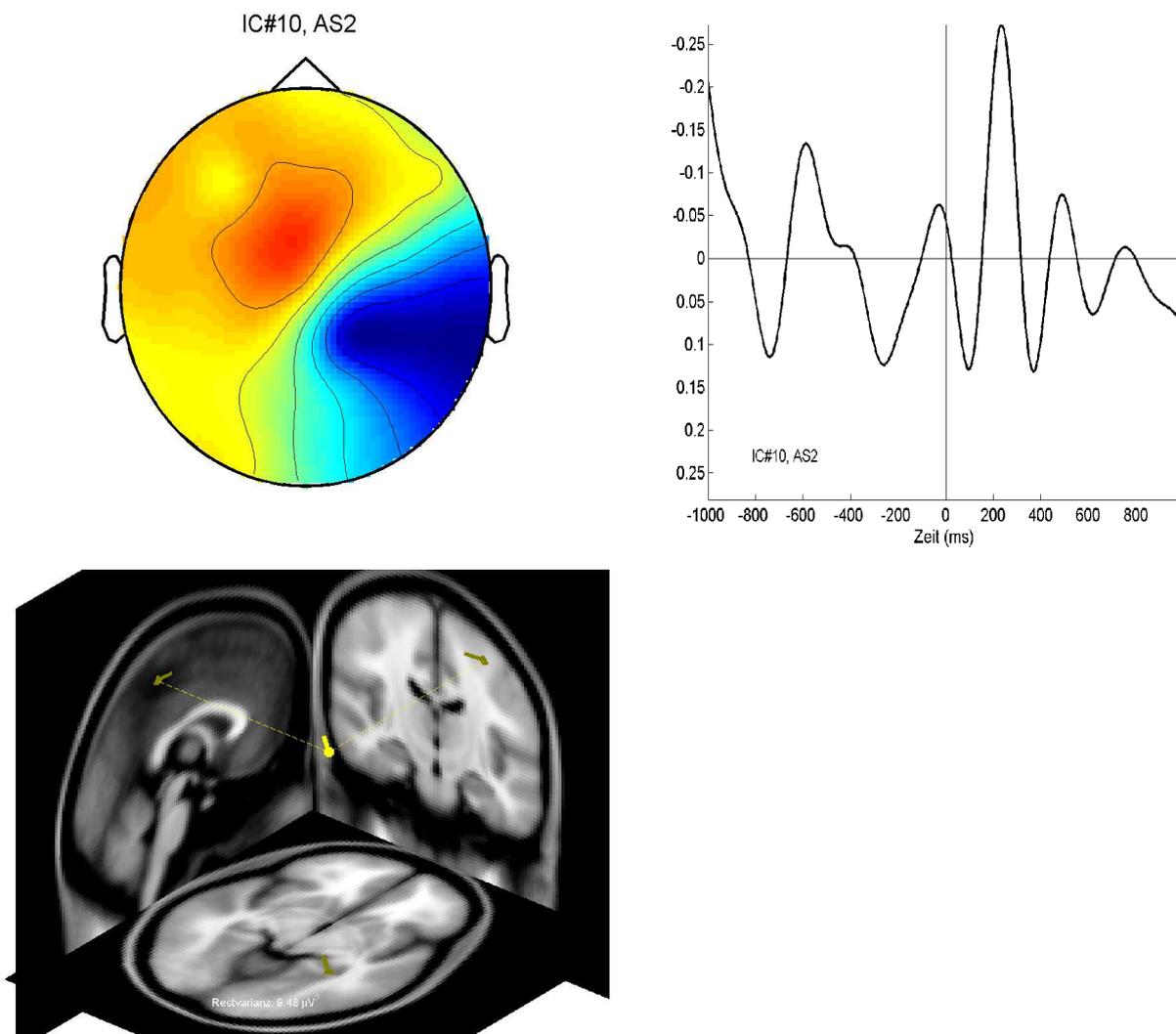


Abb. 23. Eine P3b-ähnliche Welle als kortikale Reaktion auf Taktänderung. Oben links: Die Aktivierungskarte der die P3b eines Probanden (AS2) am besten beschreibenden unabhängigen Komponente (IC#10). Die Komponente projizierte eine bipolare Aktivität in den Elektrodenraum, dessen Polaritätsumkehr etwa durch den Vertex ging, und dessen positive Seite links fronto-zentral lokalisiert war, sein negativer Pol dagegen über rechts temporo-parietalen Bereichen. Oben rechts: Amplitudenzeitverlauf der Komponente. Die negative Welle bei 260 ms ist P3b-ähnliche Aktivität (die Polarität von Komponenten ist nicht zwangsläufig identisch mit der Polarität des Zeitsignals; die Komponentenaktivität ist einheitenlos). Unten: Dipolfit der Komponente und Projektion in ein Standardgehirn (bestehend aus 152 gemittelten T1-gewichteten stereotaktischen MRI-Scans, MNI-Datenbank, Montreal Neurological Institute). Der Ort des berechneten Dipolursprungs im inferioren Parietalkortex stimmt überein mit Befunden von P300-Studien.

Spektren

Zur Überprüfung spektraler Unterschiede zwischen Rhythmus- und Metrumbedingung wurden die ereigniskorrelierte evozierte spektrale Leistungsänderung bei 30 Hz und die Intertrial-Phasenkohärenz untersucht (Abb. 24). Dabei zeigte sich, dass eine detektierte Rhythmusänderung (Hit)

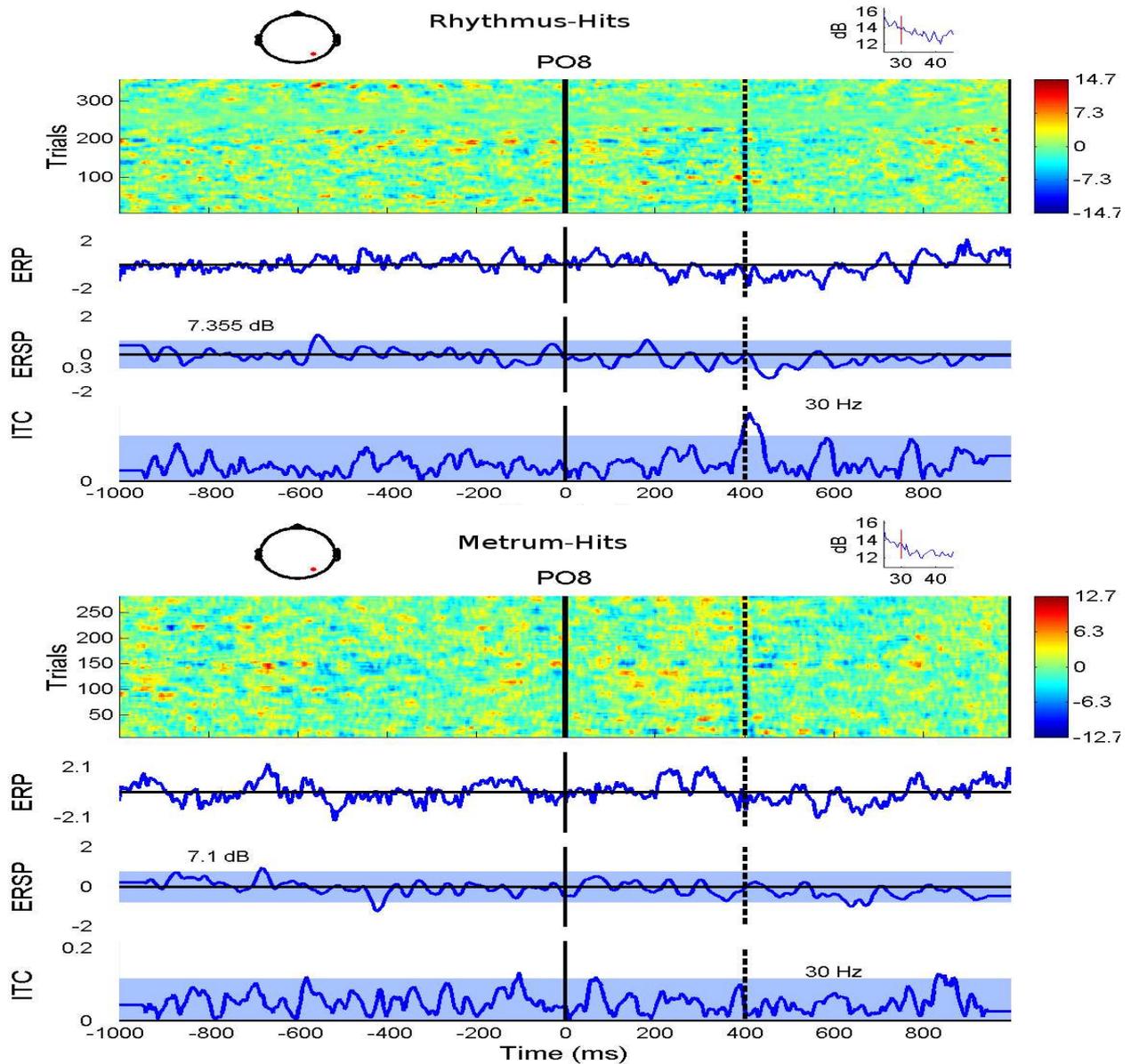


Abb. 24. EKP-Bilder, EKP, ERP, ERSP und ITC von Rhythmus-Hits (oben) und Metrum-Hits (unten) an Elektrode PO8. Die beiden EKP-Bilder zeigen farbkodiert die Amplituden (siehe μV -Farbbalken) der Trials (Ordinate) über der Zeit (in ms). Die Amplituden sind mit einem zehn Epochen breiten Fenster gemittelt. Zum Zeitpunkt $t = 0$ erfolgte die Veränderung in den beiden Bedingungen (durchgezogene schwarze Linie in allen Darstellungen). Jeweils unter den Bildern sind die klassischen EKPs (Gruppenmittel, „ERP“) zu sehen. Die induzierte 30-Hz-Aktivität („ERSP“) und ihre Intertrial-Phasenkohärenz („ITC“) sind mit 1%-Bootstrap-Vertrauensgrenze gezeigt (hellblaue Bänder). Der kleine Einsatz jeweils links über dem EKP-Bild zeigt den Ort der Elektrode PO8 auf dem Schädel, rechts davon ist das Spektrum der evozierten Leistung von 25 bis 45 Hz dargestellt (senkrechte Linie bei 30 Hz), um einen Eindruck von der Power benachbarter Frequenzen zu geben. Aus dem klassischen Spektrum ist ersichtlich, dass weder bei Rhythmus- noch bei Metrum-Hits besonders starke veränderungsvevozierte Leistungswerte erreicht wurden. Bei Rhythmus-Hits wurden dagegen induzierte, veränderungskorrelierte Leistungsänderungen (ERSP) etwa 450 ms nach der Veränderung festgestellt, die die Signifikanzgrenzen nach unten überschritten; die mittlere Leistung von 7.36 dB während der Vorperiode (-1000 – 0 ms) bildete die Grundlinie. Dieser Leistungsabfall fehlte bei Metrum-Hits. Der induzierten Leistungsänderung voraus ging eine signifikante ITC bei etwa 400 ms (senkrechte gestrichelte Linien). Diese war in der Metrumbedingung ebenfalls nicht signifikant. (ERSP: symmetrisches Dreiperioden-Wavelet, Änderungswerte größer als 7.9 und kleiner als 6.5 dB bei Rhythmus-Hits bzw $6.32 > x > 7.72$ dB bei Metrum-Hits waren signifikant; ITC: 26-Punkte Analysefenster, 500 Bootstrap-Iterationen, Signifikanzlevel: 0.12 bei Rhythmus-Hits und 0.13 bei Metrum-Hits. Eine ITC von 1 bedeutet eine immer identische Phase in jedem Trial, während ein Wert von 0 bedeutet, dass alle Phasenwinkel gleichhäufig vorkommen, also keine ereigniskorrelierte Phasensynchronisation stattfindet.

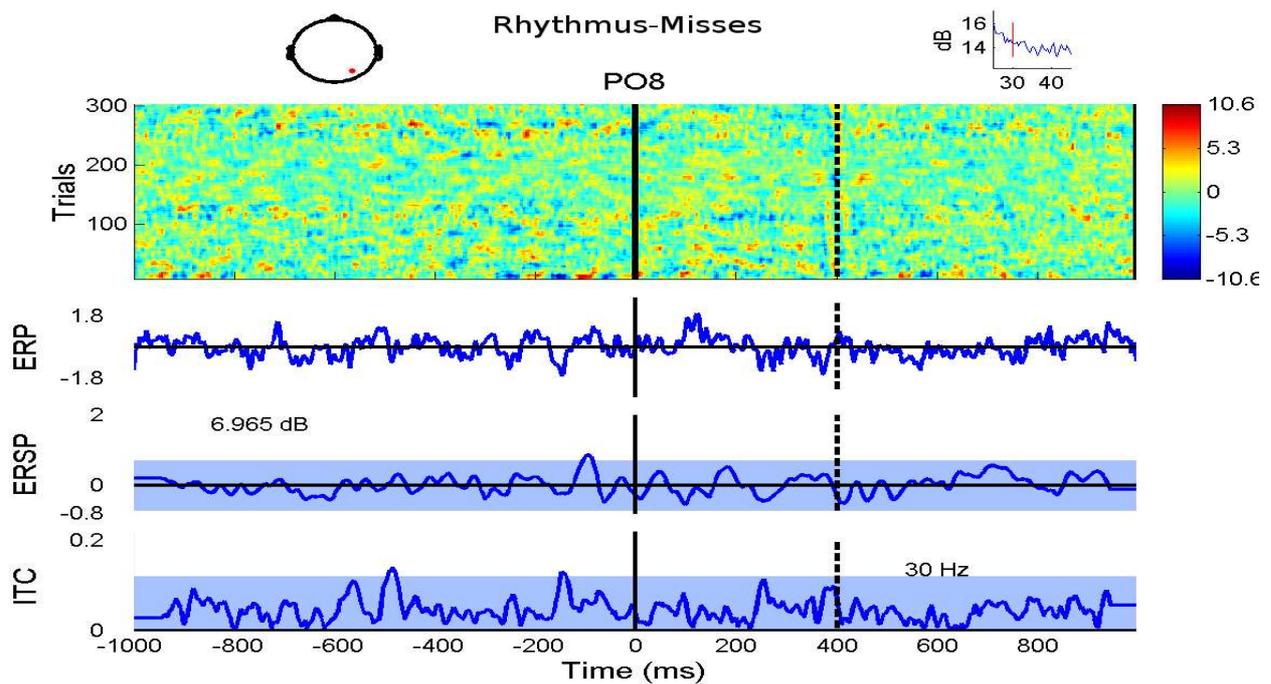


Abb. 25. Darstellung von Zeit- und Frequenzdomäne von Rhythmus-Misses (Veränderung nicht detektiert). Details wie Abb. 24. Sowohl ERSP als auch ITC waren nicht signifikant.

gefolgt wurde von einer signifikanten ITC bei etwa 400 ms, die wiederum einen Leistungsabfall etwa 450 ms nach der Veränderung nach sich zog. Bei Metrum-Hits und Rhythmus-Misses (Abb. 24 unten und Abb. 25) erfolgte diese Phasensynchronisation nicht.

6.3 Diskussion

Die folgenden Abschnitte diskutieren die Verhaltens- und elektrophysiologischen Ergebnisse sowie Designfragen der Querschnittstudie.

6.3.1 Verhalten

Angesichts der äußerst heterogenen Performanzdaten der akustischen Versuchsdurchläufe stellt sich die Frage, ob die Stimuli tatsächlich generelle Rhythmus- und Metrumerkennung der Probanden testeten. Die Stimuli waren in Vorversuchen an einer relativ großen und bezüglich der Hauptinstrumente heterogenen Gruppe getestet worden; die Ergebnisse dieser Vorversuche deuteten dar-

aufhin, dass die Aufgaben zwar schwer, aber für Instrumentalstudenten nicht unlösbar waren. In diesen Vorstudien hatten sich Studenten perkussiver Instrumente als besser in der Lage erwiesen, diese Aufgaben zu lösen als Klanginstrumentalisten, was für die Validität der Stimuli sprach und zu der Wahl der hier untersuchten Stichprobe führte.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie legen allerdings die Vermutung nahe, dass die Fähigkeiten, die mit diesen Stimuli getestet wurden, nicht zu den Fähigkeiten gehören, die für die Bewältigung musikalischer Anforderungen im Alltag der Perkussionisten notwendig sind, da nur ein Teil der Probanden eine gute Performanz zeigte. Möglicherweise könnte es sich dabei eher um eine rhythmus- und metrum-bezogene Nischenfähigkeit handeln als um die allgemeine Fähigkeit, Rhythmus und Metrum zu erkennen und zu verarbeiten. Interessanterweise schien die Performanz auch nicht mit der Dauer seit Beginn des Instrumentalspiels oder der täglichen Übezeit/Spielzeit zu korrelieren, was zu erwarten gewesen wäre, wenn es sich um eine musikalische Fähigkeit handelt, die durch Praxis verbessert werden kann.

Die Aufgabe einer zukünftigen Untersuchung zur mentalen Repräsentation musikalischer Zeitstrukturen und ihrem neuronalen Substrat wird deshalb sein, einen Stimulusset zu entwickeln, der die musikalischen Zeitstrukturen Rhythmus und Metrum in spezifischerer und geeigneterer Form zu testen vermag.

In Bezug auf die Frage der Modalitätsabhängigkeit von Rhythmus und Metrum könnte die signifikante Korrelation zwischen den d' -Werten akustischer und optischer Metrumtrials darauf hindeuten, dass zumindest innerhalb der Metrumaufgaben modalitätsunabhängig verarbeitet wird, oder jedenfalls gemeinsame neuronale Netze verwendet werden (Abschn. 6.2.1), d.h. in Bezug auf das Metrum eventuell die Hypothese H_{4a} zutreffen könnte. Allerdings stehen, wie erwähnt, die Daten aus den visuellen Trials wegen schlechter Qualität nicht zur Verfügung, um diese These in bezug auf die elektrophysiologischen Daten zu überprüfen. Außerdem wird diese Interpretation der Verhaltensdaten auch dadurch problematisch, dass, wie aus Abb. 14 ersichtlich, nur drei der Probanden über-

ragende Werte bei optischen Metrumaufgaben erreichen und damit die Korrelation als Ausreißer stark beeinflussen.

Die schlechtere Erkennungsleistung bei optischen Stimuli könnte auch bedeuten, dass die zeitliche Auflösung des Sehsystems durch für die akustische Modalität entworfenen und dann in Lichtreize „übersetzten“ Stimuli prinzipiell überfordert war. Dagegen spricht aber, dass zumindest drei der Probanden in der Metrumbedingung gute Leistungen zeigten (siehe oben), was entweder durch deren bessere Fähigkeit bedingt gewesen sein könnte, beide Stimulusmodalitäten mit überlappenden Netzwerken zu bearbeiten, oder durch erfolgreiche mentale Übersetzung der ungewohnten optischen in akustische Reize. Letzteres lässt sich nicht vollkommen ausschließen, obwohl die drei guten Performer in retrospektiver Befragung angaben, nicht „übersetzt“ zu haben.

6.3.2 Elektrophysiologie

Die Zusammenfassung mehrerer benachbarter Sensoren zu Gruppen dient nicht nur in der EKP-Forschung zur Varianzminimierung, sondern wird zu diesem Zweck auch in der funktionellen Kernspintomographie verwendet. Der theoretische Hintergrund ist die Überlegung, dass benachbarte Messpunkte voneinander nicht unabhängige Messwerte liefern, da die darunter liegenden – und die gemessenen Signale erzeugenden – Hirnstrukturen nicht punktförmig sind sondern eine räumliche Ausdehnung besitzen. Desweiteren, und das trifft ausschließlich auf das EEG zu, werden die elektrischen Potentialfelder durch die Volumenleitung räumlich „verschmiert“. Das hat zur Folge, dass auf dem Schädel auf einer größeren Fläche Potentialschwankungen gemessen werden, als die sie generierende neuronale Struktur Ausdehnung besitzt. Die Annahme ist also, dass benachbarte Elektroden sehr ähnliche Signale aufzeichnen (genügend große Elektrodendichte voraus gesetzt), die sich hauptsächlich durch die Amplitude unterscheiden, aber einen ähnlichen Amplitudenzeitverlauf aufweisen. Spontanaktivität und extra-kortikale Artefakte wie Transpiration verursachen das schlechte Signal-Rauschverhältnis (SNR, engl. Signal-to-Noise Ratio) des EEG, welches deshalb

durch Mitteln der Messwerte über mehrere Versuchsdurchläufe verbessert werden muss (Coles & Rugg, 1995). Das Bilden von Elektroden Gruppen stellt im Gegensatz dazu eine *räumliche* Mittelung dar, die das SNR verbessern soll. Eine wichtige Voraussetzung für das erfolgreiche Verbessern des SNR ist deshalb das anatomisch-funktionelle Wissen, aufgrund dessen die Elektroden zu Gruppen zusammen gefasst werden. Im vorliegenden Fall war die einschlägige Fachliteratur zu Rhythmus- und Metrumverarbeitung herangezogen worden, um zu bestimmen, in Hinblick auf welche Areale eine möglichst große Übereinstimmung zwischen diesen Studien für die untersuchten Versuchsbedingungen zu finden sind (Peretz, 1990; Liegeois-Chauvel et al., 1998). Dieses Vorgehen hatte zum Ziel, durch Elektroden Gruppen-Bildung die Varianz zu minimieren bei größtmöglicher Wahrscheinlichkeit, signifikante Ergebnisse zu erzielen.

Ein grundsätzliches Problem dabei war, dass diese beiden wichtigen Untersuchungen Läsionsstudien waren, deren Vpn einseitige Schädigungen des Gehirns durch Insulte oder Kortektomien aufwiesen. Liegeois-Chauvel et al. (1998) fanden bei posterioren Läsionen des rechten Temporallappens („T1p“) eine Beeinträchtigung der Rhythmusverarbeitung gegenüber Patienten mit Läsionen des anterioren Temporallappens („T1a“). Eine gegenläufige, aber nicht signifikante Tendenz fanden die Autoren bei Metrumverarbeitung. Diese Befunde deuten auf eine doppelte Dissoziation der Verarbeitung der beiden Aufgabentypen im anterioren und posterioren Kortex hin. Der nur als Trend existierende Vorteil der T1a-Patienten bei Metrum könnte auch ein Hinweis sein auf einen performanzsteigernden Beitrag des anterioren Schläfenlappens bei Metrumaufgaben, also eine Arbeitsteilung beider Temporallappenanteile bei einer zeitintegrativen Aufgabe. Eine weitere Erklärung für dieses nicht signifikante Ergebnis könnte aber auch die Verwendung nicht geeigneter statistischer Tests in der Studie von Liegeois-Chauvel et al. sein.¹⁴

14 Ein grundsätzliches Problem der zitierten Untersuchung sind die verwendeten statistischen Tests, die zwar nicht-parametrisch sind, was vor dem Hintergrund des geringen Wissens über die Verteilungsform musikalischer Fähigkeiten sinnvoll erscheint; der U-Test nach Mann-Whitney ist für unabhängige Stichproben konzipiert, die Untersuchung erfolgte aber an abhängigen Stichproben („matched samples“). Die geringere Wirksamkeit von Tests für unabhängige Stichproben angewandt auf abhängige Stichproben resultiert in einem unnötig großen β : Das heißt, dass das Risiko, die H_1 fälschlich zurück zuweisen, steigt.

Die Lokalisation der untersuchten Leistung im Planum temporale hätte bei einer EEG-Untersuchung die Projektion der DC-Potentiale in Bereiche ipsilateral der Mittellinie zur Folge, was bei der Elektroden-Gruppenbildung berücksichtigt wurde durch Ausdehnen der anterioren temporalen Gruppe auf die Elektroden FC3/4 und FC5/6 und der posterioren temporalen Gruppe auf die Elektroden C3/4 und C5/6. Zusätzlich waren die Elektroden der Mittellinie in eine anteriore und eine posteriore Gruppe zusammengefasst worden (Abschn. 6.1.2). Der Vergleich der Abb. 15 - 18 zeigt, dass nicht die Zusammensetzung der ROIs signifikante Ergebnisse der DC-Analyse zwischen Metrum und Rhythmus verhinderte, sondern die trotz umfassender Artefaktreduktion große Varianz.

Die Repräsentation von Zeitstrukturen

Die Auswertung der Daten ergab keine signifikanten Unterschiede zwischen Rhythmus- und Metrumbedingungen, schienen also die Hypothesen H_2 und $H_{3a,b}$ nicht zu betätigen. Diese Ergebnisse können auf unterschiedliche Weise interpretiert werden:

Einerseits könnten die nicht-signifikanten Unterschiede zur Lokalisierung von Rhythmus und Metrum (Abb. 18 und 20), die auf einen verstärkten Einbezug rechtstemporaler Areale hinweisen, sich im Sinne der Befunde von Liegeois-Chauvel et al. (1998) interpretieren lassen, die in einer Läsionsstudie Rhythmus- und Metrumverarbeitung im rechten Schläfenlappen (s.o.) lokalisierte. Aufgrund der Dipolprojektion könnten die hier erhaltenen Ergebnisse durchaus zu den gemessenen Potentialfeldern über dem Schädel führen. (Eine aussagekräftigere Quellenlokalisierung ist leider mit den zur Verfügung stehenden Mitteln bei DC-Potentialen nicht möglich, wie in Abschn. 6.1.5 dargestellt.)

Die vorliegenden Ergebnisse können aber auch interpretiert werden als übereinstimmend mit den Befunden von Schuppert et al. (2000). Diese Autoren hatten, ebenfalls an unilateralen Läsionspatienten, u.a. Rhythmus- und Metrumaufgaben ähnlich wie Liegeois-Chauvel et al. (1998) getestet

und keine Unterschiede zwischen rechts- und linkshemisphärischen Temporallappenläsionen gefunden; beide Patientengruppen zeigten vielmehr vergleichbare Defizite. Die Einzelergebnisse deuteten auf assoziierte Verarbeitung der beiden Zeitstrukturen hin; welche ebenso vereinbar wäre mit den mangelnden Unterschieden zwischen Rhythmus und Metrum in der vorliegenden Studie.

Die Abwesenheit gerichteter statistisch signifikanter Unterschiede könnte auch durch eine individuell sehr unterschiedliche Verarbeitung der Stimuli zustande kommen, möglicherweise begründet durch biografische Faktoren (Altenmüller, 2001). Dies könnte zu individuell unterschiedlich lokalisierten neuralen Repräsentationen führen und dadurch fehlende Unterschiede zwischen Rhythmus- und Metrumdurchläufen bei der DC-Analyse erklären, insofern als die individuellen Unterschiede große Varianzen im Gruppenmittel zur Folge haben, was mit der Dispersion der vorliegenden Daten korrespondiert.

Eine weitere Erklärungsmöglichkeit für fehlende DC-Unterschiede zwischen Rhythmus- und Metrumverarbeitung wäre, dass die Verarbeitung beider musikalischer Zeitstrukturen sich gar nicht durch das Messen langsamer Potentiale quantifizieren lässt, weil die von den Aufgaben aktivierten neuronalen Netze zu einem großen Teil in parallel zur Schädeloberfläche orientierten Sulci lokalisiert sind. Diese Möglichkeit ließe sich durch eine Wiederholung des Experimentes im Magnetenzephalographen aufklären, da dieser die von neuronalen Ionenbewegungen hervorgerufenen Magnetfelder misst, die orthogonal zum elektrischen Feld orientiert sind, und damit zum EEG komplementäre Aktivitäten nachweisbar machen (Pantev et al., 2001; Yvert, 2001).

Tieferliegende Hirnstrukturen wie das Cerebellum, die ebenfalls nicht mit EEG erfassbar sind, wurden ebenfalls als mögliches Substrat für die Repräsentation periodischer und seltener Umwelt Ereignisse diskutiert (Diener et al., 1993; Clark et al., 2000). Ebenso werden die Basalganglien in Zusammenhang mit Zeitverarbeitung diskutiert (Rammsayer, 1999; Nenadic et al., 2003). Für die Darstellung von Aktivität dieser Strukturen eignet sich allerdings funktionelle Kernspintomographie besser als das EEG.

Enkodieren und Dekodieren/Vergleichen

Bezüglich der Aktivitätsunterschiede zwischen erster und zweiter Sequenz könnte eine Posthoc-Hypothese formuliert werden, die postuliert, dass das Gehirn während des Enkodierens der ersten Sequenz andere Bereiche aktiviert als während des Hörens der zweiten Sequenz und dem gleichzeitigen Dekodieren der abgespeicherten ersten Sequenz. So wäre während der ersten Sequenz eine Abspeicherung des akustischen Stimulus zu erwarten, während für die zweite Sequenz ein serieller Vergleich der gespeicherten mit der aktuell gehörten Sequenz vermutet werden kann, da die Probanden nicht wussten, wo in der zweiten Sequenz eine mögliche Änderung lokalisiert war. Beide Sequenzen erfordern nach diesen Überlegungen arbeitsgedächtnisrelevante Teilaufgaben zur erfolgreichen Lösung, nämlich kurzfristige Speicherung und Abrufen (engl. „retrieval“) von Gedächtnisinhalten sowie deren Vergleich. Das Kurzzeitgedächtnis beschränkt sich auf Speicherzeiten bis etwa 30 s, kann aber länger dauernden Einfluss auf Verhalten nehmen (Klix, 1999). Das hervorstechende Merkmal des Kurzzeitgedächtnisses ist die Beschränkung auf fünf bis acht Informationseinheiten (Miller, 1994). Die Menge an speicherbarer Information lässt sich jedoch durch Erlernen einer Technik erhöhen,¹⁵ indem Informationseinheiten zu semantischen Blöcken zusammengefasst werden, etwa Silben zu Worten, Worte zu Sätzen etc., so dass immer abstraktere Repräsentationen gehalten werden müssen, die wiederum (Langzeit-)Gedächtnis erfordern, um sie bei Bedarf in die Untereinheiten zerlegen zu können (Buchstabieren eines Wortes, Auseinanderschreiben der Worte eines Satzes etc.). Übertragen auf hochtrainierte Schlagzeuger bedeutet dies, dass sie aufgrund ihrer Ausbildung in der Lage sein müssten, aus gehörten rhythmischen Strukturen Gesetzmäßigkeiten zu extrahieren, damit Variationen erkannt werden, das Kurzzeitgedächtnis aber weiter nach neuen Abweichungen suchen kann.

15 Das sog. Chunking scheint unser Gehirn automatisch durchzuführen wenn basale Gesetzmäßigkeiten der Information extrahiert worden sind – z.B. typische Lautfolgemuster einer Sprache – und Informationseinheiten gebildet werden können, die das Gedächtnis weniger belasten (auditorisches Chunking: Boltz, 1998; kinematische Vorhersagen: Barlow, 2001).

Baddeley (1992) teilte das Arbeitsgedächtnis in mindestens drei Komponenten ein: eine zentrale Exekutive für die Enkodierung, den Erhalt, das Retrieval und die aktive Manipulation der Gedächtnisinhalte, ein Kurzzeitgedächtnis („visuo-spatial sketch pad“) für grobe räumliche Beziehungen von Objekten, und eine phonologische Gedächtnisschleife, in der verbale Inhalte kurzzeitig memoriert werden können (z.B. Telefonnummern). Die kortikale Lokalisation dieses Modells beschäftigt seitdem viele Arbeitsgruppen; so wurde die zentrale Exekutive wegen ihrer Bewusstseinspflicht im präfrontalen Kortex vermutet, während die phonologische Schleife in frontalen sprachrelevanten Arealen der linken Hemisphäre und das Sketchpad wegen seiner Supramodalität im parietalen Kortex angesiedelt wurde (Chafee & Goldman-Rakic, 1998). Cohen et al. (1997) zeigten, dass beim aktiven Erhalt von Gedächtnisinhalten sowohl präfrontale (rechter dorsolateraler Präfrontaler Kortex (rDLPFC), BA 9, als Effekt der Gedächtnisladung („memory load“) in einer n-Back-Task¹⁶) als auch parietale Bereiche aktiv waren (linker Gyrus angularis, BA 39), was für eine arbeitsteilige Funktion von zentraler Exekutive und Sketchpad spricht.

Die Speicherung der ersten und der Vergleich mit der zweiten Sequenz in der vorliegenden Untersuchung aktivierte demgemäß auch frontale Gebiete, aber keine parietalen Areale (Abb. 20). Eine mögliche Erklärung könnte eine bei Schlagzeugern durch intensives Üben stark internalisierte Lösungsstrategie sein, da die Lokalisation arbeitsgedächtnisrelevanter Aktivierung auch von der Expertise abzuhängen scheint (Cohen et al., 1997). Die mäßige Erkennungsleistung der Probanden spricht aber dagegen, dass hier tatsächlich eine bewährte und durch Übung internalisierte Lösungsstrategie zum Einsatz kommt (s.o.). Im Gegensatz zu Cohen und Mitarbeitern wurde eine nicht-signifikante Abnahme parietaler Bereiche über der linken Hemisphäre gemessen (Abb. 26).

16 Das n-back-Paradigma variiert systematisch die Dauer, während derer eine Information behalten werden muss, indem nacheinander Buchstaben (oder ähnliche Symbole) gezeigt werden, und *n* Buchstaben später auf einen identischen Buchstaben durch Knopfdruck reagiert werden muss. In der 2-back-Bedingung z.B. muss in der Buchstabenfolge A-X-A auf das „A“ reagiert werden, da es der zweite nach dem ersten A folgende Reiz ist und identisch mit diesem ist; in der Folge A-Q-B darf hingegen nicht reagiert werden, da „B“ als zweiter nachfolgender Reiz nicht identisch mit dem Zielbuchstaben „A“ ist. Je größer das *n* gewählt wird, desto größer ist die Dauer, die zwischen zwei identischen Buchstaben vergehen muss, damit der zweite ein Ziel ist, und desto schwieriger ist es auch, die Aufgabe zu lösen (u.a. wegen möglicher Interferenzen zwischen dem Ziel und gezeigten Distraktoren): In einer 3-back-Ausgabe ist beispielsweise das dritte „G“ der folgenden Reihe ein Ziel, das zweite aber nicht: G-J-G-G-X.

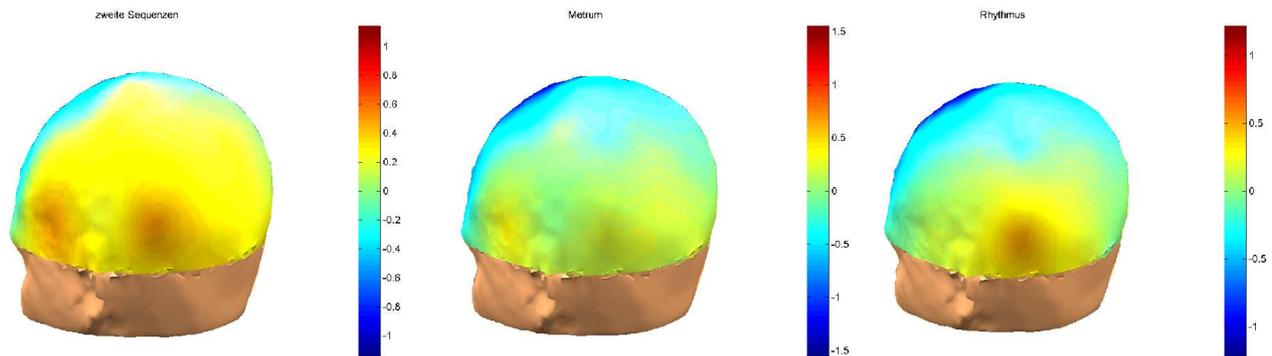


Abb. 26. Dreidimensionale Darstellung der Aktivierung während der zweiten Sequenz sowie bei Metrum- und Rhythmusaufgaben. Links: Fronto-temporal und postero-temporal sind linkshemisphärisch Aktivitätsabnahmen gegenüber der Pause zwischen erster und zweiter Sequenz sichtbar (n.s.). Mitte: Bei Metrumaufgaben kommt es ebenfalls zu einer schwachen Abnahme der Negativität, am stärksten an fronto-temporalen Elektroden (n.s.). Rechts: Rhythmustrials hatten eine Abnahme besonders an postero-temporalen Elektroden zur Folge (n.s.). Beachte die unterschiedliche μV -Skalierung der Farbbalken.

Das könnte als schwacher Hinweis auf eine strategiebasierte Deaktivierung des Kortex gesehen werden, die möglicherweise bei Rhythmusaufgaben den Gyrus angularis, bei Metrumaufgaben dagegen das Broca-Areal nicht „herunterfahren“. Ersterer wird mit der Verbindung („Mapping“) von visuellen Symbolen mit deren Bedeutung in Verbindung gebracht (Horwitz et al., 1998), könnte also für eine visuelle Repräsentation in Metrumaufgaben benötigt werden und deshalb bei Rhythmustrials weniger aktiv sein; bei Rhythmusaufgaben könnte die Angabe einiger Probanden, sie hätten versucht, sich charakteristische Motive der ersten Sequenz zu merken, darauf hindeuten, dass diese subvokal memoriert wurden, was in Metrumtrials zu einer Abnahme der Aktivität im Broca-Areal führte. Zusammenfassend könnte man dies so interpretieren, dass zu Beginn eines Versuchsdurchlaufs beide Module aktiv waren, dann aber das jeweils nicht benötigte heruntergefahren wurde. Das widerspricht allerdings der intuitiv plausiblen Annahme, wegen der geblockten Darbietung von Rhythmus- und Metrumaufgaben an verschiedenen Sitzungstagen hätten die Probanden eine Strategie entwickeln können, die darauf abzielte, die Aufgaben möglichst ökonomisch zu lösen, was ein anfängliches Aktivieren des nicht benötigten Moduls überflüssig gemacht hätte. Eine Klärung dieser offenen Frage bleibt einer lokalisateurisch besser geeigneten Methode wie dem fMRI

vorbehalten, da ja die Projektion der elektrischen Dipole eine zusätzliche Unsicherheit bezüglich des jeweils aktiven Areals enthält.

Objektrepräsentation und Aufmerksamkeit

Eines der signifikanten Ergebnisse der Studie war der Unterschied zwischen erster und zweiter Darbietungssequenz. Dies kann interpretiert werden als das elektrophysiologische Korrelat aufgabenunabhängiger kortikaler Modi beim Enkodieren eines Vergleichsstimulus einerseits und dem Abgleich mit einem Testreiz andererseits. Es wäre möglich, dass auditorische Sequenzen immer nach dem selben Prinzip verglichen werden, ohne dass die Art des potentiellen Unterschiedes – Tonhöhe, Isochronizität o.ä. – beeinflusst, welches kortikale Areal aktiviert wird. Das ist plausibel, da normalerweise selten vorher bekannt ist, wie sich eine Abweichung vom Erwarteten manifestieren wird. Ein auf diese Aufgabe spezialisierter Bereich des Kortex könnte diese Aufgabe ohne Aufmerksamkeitspflicht übernehmen, die Aufmerksamkeitsressourcen schonen und bei Abweichungen von der Norm eine Art Alarmsignal abgeben, so dass die Aufmerksamkeit auf die Quelle des Geräuschs gelenkt werden kann, um ein adäquates Verhalten auszulösen. Ein Kandidat für das Monitoring von Umweltereignissen ist das Frontalhirn, in dem die Störung eines gleichförmigen Informationsflusses (isochrone Klicks, isofrequente Töne, isoluminante oder -chrome Lichter) je nach Versuchsdesign zu einer Mismatch-Negativität um 200 ms (Alain et al., 1998) oder einer positiven Welle etwa 300 ms nach dem Ereignis führt (Brain orienting response, Barcelo et al., 2002). Da die hier dargebotenen Stimuli jedoch sehr komplex waren und die Änderungen in einer zweiten Sequenz nicht physikalischer Natur waren, sondern in einer zeitlichen Verschiebung bestanden und außerdem einen Zielreiz darstellten, auf den reagiert werden musste, war eine posteriore P300 als Korrelat der mentalen Zielreizmarkierung zu erwarten (Opitz et al., 1999). Die an Pz ermittelte positive Auslenkung 289 ms nach einer detektierten Metrumveränderung (Hit) kann als eine solche P3b interpretiert werden (Abb. 21 und 22). Die P3b-artige Welle trat nicht auf bei Metrum-Misses sowie bei

Rhythmusaufgaben, so dass zu vermuten ist, dass sie tatsächlich einen Teil des metrumsspezifischen elektrophysiologischen Korrelates darstellt, in Übereinstimmung mit der Hypothese H₁.

Das elektrophysiologische Korrelat für eine Änderungsdetektion ist nicht zu verwechseln mit der Repräsentation eines Stimulus. Brochard et al. (2003) manipulierten in einer isochronen Reihe von gleichlauten Tönen die Lautstärke entweder an geraden oder ungeraden Positionen, da sie davon ausgingen, dass eine binäre subjektive Akzentuierung auf *ungerade*, ansonsten physikalisch aber identische Schläge entfielen und deshalb die Manipulation an ungeraden Positionen auffälliger wäre. Die Ergebnisse zeigten die Richtigkeit der Hypothese: Die Lautstärkeverringering an ungerader Position wurde durch eine parietale positive Welle größerer Amplitude beantwortet als eine an gerader Position (Elektroden Pz und P4). Die Autoren interpretieren das Ergebnis als Bestätigung einer Hypothese von Jones und Boltz (1989, zitiert nach Brochard et al., 2003), die eine Aufmerksamkeitsfluktuation vorhersagten, deren Frequenz sich periodischen Umweltreizen angleicht.

Large & Jones (1999) und Large & Palmer (2002) entwickelten mathematische Modelle, die diese Fluktuation mit gekoppelten nicht-linearen Oszillatoren erklären, die sich entsprechend ihrer jeweiligen Vorzugsfrequenz mit einem externen periodischen Signal synchronisieren und so ressourcenschonend Aufmerksamkeit zuweisen, sobald eine potentielle zeitliche Abweichung die Periodizität stört. Eine neuronale Repräsentation eines periodischen Zustandes ist am einfachsten denkbar als Oszillation der repräsentierenden Netzwerke, deren Frequenz die Frequenz der externen Periodizität kodiert. Die Frage, ob betonte Noten in einer phasenmodulierten Oszillation repräsentiert würden, untersuchten Snyder & Large (2002). Sie fanden induzierte γ -Bandaktivität (35 Hz),¹⁷ die sich durch die gesamte Stimulussequenz zog. Bei betonten Noten erfolgte ein Phasen-Reset, der bei ausgelassenen (aber erwarteten) betonten Noten sehr viel schwächer ausfiel. Bei der

¹⁷ Als *induzierte* Oszillation wird phasenzufällige Frequenzbandaktivität bezeichnet; im Gegensatz dazu stehen *evozierte* Oszillationen, die ereigniskorreliert eine Phasenkorrektur erfahren, also in Bezug auf das Ereignis phasenkonstant sind. Ersteres wird mit Arbeitsgedächtnis und „Bewusstsein“ in Verbindung gebracht, während Letzteres ein Adjustieren der Objektrepräsentation (oder hier: des internen Taktgebers) zu sein scheint, die die mentale Repräsentation an die externen Gegebenheiten anpasst (Tallon-Baudry et al., 1996; Herrmann & Knight, 2001).

Darbietung einer Reihe unbetonter Noten erfolgte der Reset zwar auch, die induzierte Aktivität fehlte jedoch.¹⁸ Die induzierte Aktivität könnte also das „Objekt“ *Periodizität einer bestimmten Frequenz* repräsentieren, die einmal in der Periode durch einen Phasen-Reset aufgefrischt werden muss. Erfolgen das externe Ereignis *betonte Note* und das interne Ereignis *Beginn einer neuen Oszillatorperiode* nicht gleichzeitig, ist der Phasen-Reset sehr viel schwächer, und die Oszillation erstirbt langsam, wenn nicht kurz darauf erneut ein externes Ereignis auftritt, welches die Large'schen Oszillatoren antreibt. Eine Arbeitshypothese, die in künftigen Untersuchungen überprüft werden könnte, wäre die schnellere Rekonstruktion der induzierten Aktivität, wenn der Beat nach einer Störung dieselbe Frequenz und Phase aufwies wie vor der Störung (Abb. 27B), und ein weniger steiler Anstieg der Frequenzbandleistung, wenn eine Phasenverschiebung aufträte (Abb. 27C).

Durch systematisches Ändern des Phasenfehlers und Korrelation der verhaltensseitigen Phasenkorrektur mit der spektralen Leistung im γ -Band könnten Aussagen über die Beziehungen zwischen beiden aufgeklärt werden.

Die behavioralen Untersuchungen zu diesem Themenkomplex von Repp (zusammengefasst in Repp, 2001) und Vorberg (z.B. in Semjen et al., 2000) zeigen, dass die Phasenkorrektur beim geführten Tapping (motorische Synchronisierung mit einem auditiven periodischen Signal – meistens einem Klick –, welches bezüglich IOI oder Phase manipuliert wird) sehr schnell erfolgt, und dass die Phasenänderung sogar dann korrigiert wird, wenn sie unterhalb der (bewussten) Wahrnehmungsschwelle liegt. Diese Korrektur orientiert sich an dem letzten (möglicherweise auch an den beiden letzten) Synchronisierungsfehler(n). Da *Perzeption* einerseits und *Perzeption zwecks Produktion* andererseits sich möglicherweise nicht nur durch additive Aktivität von

¹⁸ Der scheinbare Widerspruch zwischen den Befunden von Snyder et al. einerseits und Brochard et al. andererseits lässt sich erklären mit Snyders spektraler Analyse der *gemittelten Aktivität aller Elektroden*, während Brochard et al. elektrodenweise analysierten; so wurde die durch eine Reihe unbetonter Schläge induzierte Aktivität bei Snyder et al. möglicherweise unbedeutend, während die externe Unterstützung eines subjektiv vorhandenen Beats durch Betonung der Oszillationsamplitude über die Signifikanzgrenze half.

A) Binärer Beat

x		x		x		x		x	
x	x	x	x	x	x	x	x	x	x

B) Ausgelassene betonte Note

x		x				x		x	
x	x	x	x	x	x	x	x	x	x

C) Phasenverschiebung

x		x			x		x		x
x	x	x	x	x	x	x	x	x	x

Abb. 27. Stimulusvariationen zur Untersuchung der Wahrnehmung von akustischen Zeitstrukturen. A: Die meisten Probanden nehmen eine isochrone Stimulation mit physikalisch identischen Einzelereignissen als binären Beat wahr (hier angedeutet durch abwechselnd betonte und unbetonte Schläge). Diese Wahrnehmung wird in der Musik häufig verstärkt, indem in Abhängigkeit von der Taktart betonte Noten lauter gespielt werden als unbetonte. B: Die Ersetzung einer betonten durch eine unbetonte Note (rotes „x“) ermöglicht die elektrophysiologische Untersuchung der kortikalen Reaktion auf eine Erwartungsverletzung. C: Eine Phasenverschiebung bzw. Taktänderung hat im Gegensatz zu B zwei Erwartungsverletzungen zur Folge: Erstens ist eine erwartete betonte durch eine unbetonte Note ersetzt (linkes rotes „x“), und zweitens wird eine zur etablierten inkongruente Pulsation aufgeprägt (rechtes rotes „x“).

Wahrnehmungs- und motorischen Arealen unterscheiden, kann nicht davon ausgegangen werden, dass die Perzeptionsergebnisse der Tappingforschung übertragbar sind auf die Wahrnehmung musikalischer Zeitstrukturen. Vielmehr muss angenommen werden, dass beim Tapping zu einem auditiven Führungssignal aufgrund der permanenten Selbstkontrolle (stimmen Tap und Führungssignal überein?) eine Fehlerkorrektur implementiert wird, die beim passiven Hören zweier Sequenzen zwecks Vergleich nicht zum Tragen kommt.

Auf der Basis derartiger Überlegungen wurde an den vorliegenden Daten ebenfalls eine Spektralanalyse durchgeführt. Bei Rhythmustrials fanden sich im unteren γ -Band (30 – 45 Hz) die größten Abnahmen der spektralen Leistungswerte bei 30 Hz (senkrechte rote Linien in den Spektren in Abb. 24 und 25), hingegen keine signifikanten Änderungen zwischen Metrumaufgaben und Vorperiode.

Signifikante ereigniskorrelierte Änderungen ergaben sich in der Rhythmus-Bedingung bei ca. 450 ms und in der Metrumbedingung zwischen 600 und 700 ms, die mit der erwähnten Abnahme der 30-Hz-Leistung einhergingen. Die knapp signifikante ITC in der Metrumbedingung etwa 50 ms nach der Taktänderung könnte eine ereigniskorrelierte Phasensynchronisation sein, die wegen zu geringer Trialzahlen die Signifikanzgrenze nicht deutlicher überschreitet. Dieser Widerspruch zu Snyder & Large (2002), die sehr deutliche Synchronisationen maßen, lässt sich anhand der vorliegenden Daten aber nicht aufklären. Es ist aber zu beachten, dass die spektrale Vorperiode zwischen erster und zweiter Sequenz berechnet wurde, so dass eine existierende und sich in γ -Band-Aktivität (GA) niederschlagende Repräsentation der ersten Sequenz in die Baseline eingehen würde. Trotzdem wäre ein weiterer Anstieg der GA während des Vergleichs von erster und zweiter Sequenz nicht unplausibel. Die 30-Hz-Baseline betrug bei erfolgreicher Rhythmusverarbeitung 7.36 dB und in der Metrumbedingung 7.10 dB (Abb. 24), bei Rhythmus-Misses dagegen nur 6.97 dB (Abb. 25) und bei Metrum-Misses 7.14 dB.

Serieller Vergleich von Rhythmussequenzen?

Die Tatsache, dass in der vorliegenden Untersuchung auf Rhythmusänderungen nicht mit einer P3b geantwortet wurde, kann bedeuten, dass die Detektion nicht „punktförmig“ erfolgte, da aufgrund fehlender Periodizität keine Erwartung aufgebaut werden konnte, die durch die Änderung hätte verletzt werden können. Vielmehr spricht dieses Ergebnis für eine serielle oder „lokale“ Analyse der beiden Sequenzen im Falle der Rhythmusaufgaben. Die serielle Suche führt wegen komplexitätsabhängigen Unterschieden in der Verarbeitungsdauer und vermuteten individuellen Unterschieden der Bearbeitungsgeschwindigkeit zu einem zeitlichen Jitter. Außerdem ist nicht bekannt, wann Sequenzen seriell verglichen werden: während des Hörens des Testreizes oder anschließend. Der Versuchsplan mit einer verzögerten Antwort (engl. „delayed response“) zum Vermeiden präparatorischer motorischer Artefakte verhinderte eine Klärung dieser Frage im vorliegenden Experiment.

Eine rein behaviorale Studie mit ähnlichen Stimuli und Reaktionszeitmessungen würde helfen, diese Frage zu beantworten. Dass sich die empirischen Mittelwerte der DC-Potentiale zwischen erster und zweiter Sequenz bei Rhythmustrials kaum unterschieden (Abb. 16), könnte ein Hinweis auf einen Vergleich der Sequenzen „offline“ sein, also nachdem beide Sequenzen verklungen sind, da das EEG unter dieser Hypothese während des Hörens der Sequenzen die Aktivität des Enkodierens messen würde. Da diese Interaktionen zwischen Zeitstruktur und Sequenz jedoch nicht signifikant waren, muss es hier bei der Spekulation bleiben.

Es kann jedoch nicht gänzlich ausgeschlossen werden, dass die Verarbeitung beider Zeitstrukturen überlappende kortikale Strukturen aktiviert, so dass sich zwischen ihnen kein Unterschied feststellen lässt. So wäre bei beiden eine gemeinsame Aktivierung (exekutiver) arbeitsgedächtnis- und aufmerksamkeitsrelevanter Bereiche denkbar, wie sie in Läsions- und EKP-Studien für den Vergleich von Zeitintervallen gefunden wurden (Harrington & Haaland, 1999; Gibbons et al., 2003). Gegen diese Annahme spricht jedoch die oben bereits erwähnte große Varianz zwischen individuellen Metrum- bzw. Rhythmustrials, die eher auf biografisch geformte Strategien hinweisen.

6.3.3 Reizmaterial

Ein grundsätzliches Problem musikalisch motivierter Rhythmus- und Metrumstudien stellt der Anspruch dar, immer nur eine Variable variieren zu wollen, ohne dass die musikalische Plausibilität darunter leidet. Grundsätzlich lässt sich dieses Dilemma nur durch einen Kompromiss lösen, indem z.B. zwei Stimulussequenzen generiert werden, die sich in einem einzigen, nämlich dem untersuchten Detail unterscheiden. Bei der Untersuchung von Rhythmus und Metrum sind die Aufgaben dann jedoch für den Probanden nicht mehr gleich schwer, da für die Bildung einer stabilen Metrumrepräsentation mehr Zeit zur Verfügung steht, als für die der Rhythmusrepräsentation, da erstere per definitionem die Extraktion periodischer akustischer Ereignisse – des Pulses – darstellt, während letzterer die Abspeicherung eines Musters zugrundeliegt, dessen Gesetzmäßigkeiten sehr viel

weniger offensichtlich sind. Eine Alternative wären Aufgabentypen gleichen Schwierigkeitsgrades, die aber zwangsläufig große physikalische Unterschiede aufwiesen. Der im vorliegenden Fall verwendete Kompromiss machte die Stimuli bei vergleichbarer Schwierigkeit physikalisch so ähnlich wie möglich. In den Arbeiten von Peretz (1990) und Liegeois-Chauvel et al. (1998) werden dagegen in den Rhythmus- und Metrumbedingungen unterschiedliche Aufgabentypen verglichen, was in der verwendeten Definition der beiden Stimulusarten begründet liegt. So wird Metrum in einer Kategorisierungsaufgabe getestet, während die Rhythmusaufgaben einem Gleich-verschieden-Design entsprechen. Die Ergebnisse beider Aufgabentypen statistisch miteinander zu vergleichen, ist aber mindestens fragwürdig, da die Prinzipien experimentellen Designs fordern, dass die die abhängigen Variablen beeinflussenden unabhängigen Variablen auch alle gleichförmig wirken können müssen (Winer et al., 1991; Bortz & Döring, 2002). Ist diese letzte Voraussetzung verletzt, kann die Ursache unterschiedlicher Performanz unter verschiedenen Versuchsbedingungen nicht eindeutig zugeordnet werden. In den Arbeiten von Peretz (1990) und Liegeois-Chauvel et al. (1998) werden aber zwischen Rhythmus- und Metrumaufgaben *zwei* unabhängige Variablen variiert, so dass deren Einfluss auf die Verhaltensleistung nicht dissoziiert werden kann. Aus diesem Grund war das in der vorliegenden Arbeit gewählte Vorgehen für ein experimentelles Vorgehen angemessener, da es zwischen den Aufgabentypen Rhythmus und Metrum nur eine unabhängige Variable veränderte, und eine Änderung entweder rhythmischer oder metrischer Natur war, die Aufgabe für den Probanden jedoch dieselbe blieb, nämlich zwei Sequenzen miteinander zu vergleichen (Abschn. 6.1.4).

7 Longitudinalstudie

In diesem Kapitel werden die Motivation zur Durchführung einer Längsschnittstudie zum Erwerb von Rhythmusrepräsentationen dargestellt sowie die Hypothesen aufgestellt, die in der Untersuchung geprüft werden sollen.

Lernen ist ein sehr komplexer und nicht einheitlicher Vorgang, der nicht zuletzt von der Art des zu Lernenden sowie der Art der Involviertheit des Lernenden abhängig ist. In der Psychologie und Pädagogik werden oft zwei Formen des Wissens einander gegenübergestellt, nämlich deklaratives und prozedurales Wissen (im Englischen häufig auch beschrieben als „knowing that“ and „knowing how“). Diesen entsprechen zwei Formen des Wissenserwerbs, nämlich deklaratives und prozedurales Lernen, die sich wie folgt charakterisieren lassen:

deklaratives Lernen: anhand einer recht begrenzten Anzahl von Beispielen werden Regeln erklärt, die zumindest innerhalb gewisser Grenzen als allgemeingültig angesehen werden und von denen angenommen wird, dass sie als Grundlage für zukünftige Problemlösungen herangezogen werden können; Beispiel: Rechts-vor-links-Regel im theoretischen Führerscheinunterricht, grammatische Regeln im Fremdsprachenunterricht.

prozedurales Lernen: dem Lernenden werden viele Beispiele präsentiert und es wird angenommen, dass er aus diesen implizit, häufig vorbewusst, Regeln extrahieren und diese im Folgenden praktisch korrekt anwenden kann, ohne allerdings notwendigerweise diese Regel auch explizit benennen zu können, etwa beim Sequenzlernen, das auch statistisches Lernen genannt wird (Hunt & Aslin, 2001); Beispiel: Lernen der Muttersprache.

Die Neurophysiologie von prozeduralem und deklarativem Lernen sind sowohl am Menschen als auch am Tiermodell untersucht worden. Die Ergebnisse sind bisher nicht eindeutig, und von

methodischen Schwierigkeiten gekennzeichnet. Im Falle des Menschen lassen sich Hypothesen, die sich auf die Involviertheit spezifischer Neuronentypen und Neurotransmitter beziehen, nur in engen Grenzen untersuchen,¹⁹ während die Untersuchung deklarativen Wissens bei vermutlich nicht (oder zumindest nur sehr eingeschränkt) begriffsfähigen Tieren mit großen Schwierigkeiten verbunden ist. In Tierversuchen scheinen als Äquivalent zum prozeduralen bzw. impliziten Lernen zumeist der Erwerb von Verhaltensgewohnheiten behandelt zu werden, wohingegen der Erwerb von flexibleren, eher problemlösungsähnlichen Verhaltenstendenzen als Äquivalent des deklarativen Lernens behandelt wird.

Unter Voraussetzung eines solchen Verständnisses geben die bisherigen Untersuchungen Hinweise darauf, dass am prozeduralen Lernen möglicherweise besonders die Basalganglien beteiligt sind, deren striatäre Zellen durch den Neurotransmitter Dopamin (DA) aus den Zellen der Substantia nigra und Acetylcholin (ACh) aus striatären Interneuronen (große dornenlose Neurone) in ihrer Aktivität moduliert werden (Mink, 1999). Besonders die cholinergen striatalen Neurone scheinen beim prozeduralen Lernen involviert zu sein, während sie beim räumlichen oder rein motorischen Lernen keine oder nur eine geringe Rolle zu spielen scheinen, wie Kitabatake et al. (2003) mithilfe immunotoxischer Läsionen cholinergischer striataler Zellen an Ratten zeigen konnten.²⁰

Chang & Gold (2003) widmen sich in einem weiteren Experiment an Ratten dem Umschalten zwischen deklarativem und prozeduralem Lernen während des Trainings in einem Kreuzlabyrinth. Als deklaratives Lernen wurde der Erwerb von Strategien bezeichnet die sich zur Lokalisierung der Belohnung auf den objektiven Ort im Labyrinth bezogen („immer an denselben Ort gehen“, „place mechanism“), wohingegen als prozedurales Wissen die Verwendung von Strategien verstanden wurde, die die Belohnung in Bezug auf die jeweilige eigene Orientierung setzte („immer in die

19 Es wird hier vor allem auf Patienten mit neurodegenerativen Störungen zurückgegriffen. Im Falle des Lernens bieten sich vor allem Parkinson-Patienten an, deren nigrostriatales System durch die Krankheit angegriffen ist und deren Untersuchung die Überprüfung diesbezüglicher Hypothesen in gewissem, wenn auch in der Präzision nicht mit Tierversuchen vergleichbarem Maße erlauben könnte (Sommer et al., 1999).

20 Prozedurales Lernen in diesem Experiment bestand in dem Erlernen der korrekten Richtungswahl (rechts oder links) in einem T-förmigen Labyrinth anhand eines auditorischen Cues.

selbe Richtung gehen“, „response mechanism“). Die Ratten begannen zumeist mit einer klaren „place“-Orientierung, erlernten aber bald, erfolgreich das Prinzip der „response“-Orientierung anzuwenden. Chang & Gold (2003) berichten, dass zum Zeitpunkt des Umschaltens vom deklarativen zum prozeduralen Lernen die ACh-Ausschüttung im Striatum steigt, während sie im Hippocampus so hoch bleibt, wie sie seit Beginn des Trainings inklusive des deklarativen Lernens war. Dies deutet darauf hin, dass es sich hierbei nicht lediglich um einen spezifischen Effekt räumlichen Lernens handelt, da dann zu vermuten wäre, dass auch der Hippocampus differentiell aktiv sein müsste. Auch Jog et al. (1999) fanden Zellen im sensorimotorischen Striatum von Ratten, die während des prozeduralen Lernens in einem T-Labyrinth aktiv wurden. Diese Assoziation blieb auch während der darauf folgenden Wochen stabil; (Sommer et al., 1999) fanden bei Parkinson-Patienten Hinweise auf die Relevanz des Striatums für komplexeres Lernen (im Vergleich zu einfacher Konditionierung) und schwache Hinweise darauf, dass der Erwerb deklarativen Wissens (gemessen nach dem California Verbal Memory Test, in welchem die Erinnerung verbaler Elemente gemessen wurde) weniger beeinträchtigt sein könnte als der Erwerb prozeduralen Wissens (gemessen nach dem Serial Reaction Time Task, in welchem die Detektion impliziter Serien erfasst wurde). Zusammengefasst deuten diese Ergebnisse auf eine „Verhaltenskodierung“ im Striatum hin, welche in bestimmten Kontexten aktiviert wird und dadurch das erlernte Verhalten automatisiert abspult.

Auch das Gedächtnis lässt sich in mehrere Komponenten aufspalten, die funktionelle Unterschiede aufweisen. Eine erste Stufe stellt das sensorische Gedächtnis dar, welches physikalische Eigenschaften eines Reizes speichert, im Hinblick auf auditive Reize beispielsweise Tonhöhe, Reinheit (im Sinne von Sinuston oder Klang mit Obertönen) oder Lautheit. Das Kurzzeitgedächtnis ist mit dem schon erwähnten Chunking befasst (Abschn. 4.4), welches sich durch Wissen optimieren lässt (Lass et al., 1987). Das Langzeitgedächtnis ist schließlich mit der Speicherung und dem Abruf von Wissen über lange Zeiträume beschäftigt.

In Bezug auf die Lokalisierung deklarativer und prozeduraler Formen des Wissenserwerbs können folgende Hypothesen aufgestellt werden: Eine regelbasierte, verbale Wissensvermittlung könnte zu einer linkshemisphärischen Repräsentation dieses Wissens führen, da beim Anwenden des Gelernten eine subvokale Regelrepetition zu erwarten ist. Bei einem impliziten Regelerwerb wäre dagegen vermutlich eine rechtshemisphärische Aktivierung zu erwarten, da rechte superior-temporale und inferior frontale Bereiche mit nicht-sprachbasiertem Timing in Verbindung gebracht werden (Harrington & Haaland, 1999).

H₁: DC Aktivierung DLPFC prozedural > deklarativ

H₂: DC Aktivierung sprachrelevante Areale deklarativ > prozedural

Bezüglich der Erkennungsleistung (EL) der drei Probandengruppen, nämlich der deklarativen (dekl) und prozeduralen (proz) Lerner sowie der Kontrollen, lassen sich für Gleich-verschieden-Aufgaben (Test) folgende Hypothesen aufstellen:

H₃: EL Lerner, Test > EL Kontrollen, Test

H₄: EL proz, Test = EL dekl, Test.

Das heißt, es wird zum einen angenommen, dass die Erkennungsleistung durch beide Lernmethoden gegenüber dem vorherigen Zustand verbessert werden kann (H₃). Darüber hinaus wird zunächst angenommen, dass es sich bei beiden Methoden um zwar andersartige, aber gleichwertige Formen des Wissenserwerbs handelt, und entsprechend die Leistungen beider Lerner-Gruppen vergleichbar sein sollten (H₄).

In einer weiteren Bedingung sollen die initialen bzw. nach der Intervention die erworbenen Rhythmusrepräsentationen durch einen Distraktor gestört werden. Aus praktischen Gründen wurde die Störung der verbalen Repräsentation durch einen während der Reizdarbietung präsentierten Sprachreiz (eine vietnamesische Predigt von Pastor Dr. Đò Lê Minh; Auszüge sind zu hören unter <http://www.vietchristian.net/sermon/doleminh/>), bei dem sichergestellt war, dass keiner der

Probanden durch inhaltliches Verstehen des Gesprochenen von der eigentlichen Aufgabe, Rhythmuserkennung, abgelenkt würde. Die diesbezügliche Hypothese lautet deshalb

H₅: EL proz, Distraktor > EL dekl, Distraktor.

In der Distraktor-Bedingung ist keine Vorhersage über die EL der Kontrollen möglich, da keine begründete Hypothese über die Art der Repräsentation bei naiven Vpn existiert. Naheliegend ist jedoch die Annahme einer prozeduralen Repräsentation aufgrund der lebenslangen Exposition zu musikalischen Reizen, aber des gleichzeitig vermutlich geringen expliziten Wissens über Rhythmus. Hieraus würde folgen, dass der Distraktor die Performanz der Kontrollen nicht signifikant beeinflussen sollte.

7.1 Methoden

In den folgenden Abschnitten wird zunächst ein grober Überblick über den Versuchsablauf gegeben, um dem Leser zu helfen, die anschließend aufgeführten Details zu Datenerhebung, Stichprobe, Intervention und Auswertung besser einordnen zu können.

7.1.1 Zusammenfassung des Versuchsablaufs

Mit den Probanden wurde in einer ersten Sitzung in einem Gleich-verschieden-Design ein Rhythmuserkennungstest durchgeführt. Gleichzeitig wurde mit 31 Skalpelektroden das Gleichspannungs-Elektroenzephalogramm (DC-EEG) erfasst (Abb. 28).

In den anschließenden sechs Wochen bekamen die drei Probandengruppen spezifischen Unterricht, in dem sie entsprechend ihrer Gruppeneinteilung einer von zwei Formen rhythmischer Gehörbildung (deklarative oder prozedurale Lernergruppen) erhielten oder eine Vorlesung zu dem Thema Musik und Gehirn hörten (Kontrollen). Abschließend wurde erneut ein Rhythmuserkennungstest durchgeführt sowie das EEG registriert.

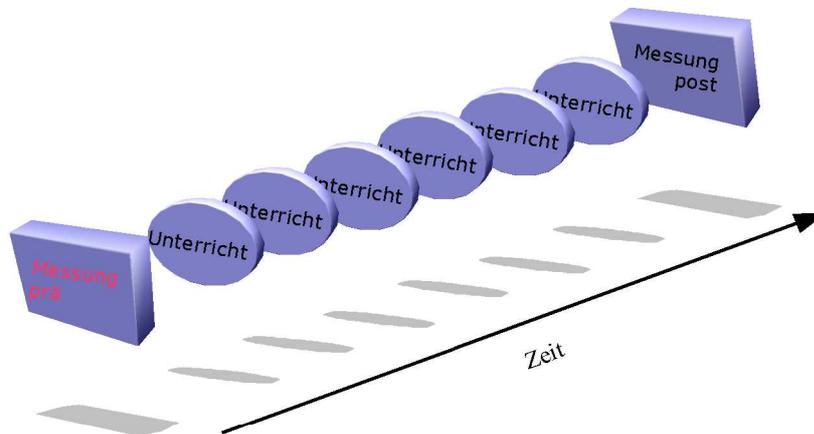


Abb. 28. Übersicht über den Versuchsablauf. Zunächst erfolgte eine Messung der Erkennungsleistung bei Rhythmusaufgaben sowie parallel die Erfassung der kortikalen Aktivierung mittels Gleichspannungs-Elektroenzephalogramm. In den folgenden sechs Wochen erhielten die drei Gruppen getrennt Unterricht. Anschließend erfolgte eine erneute Messung der Erkennungsleistung und die Registrierung der Hirnströme.

Jede Messung bestand aus 80 Versuchsdurchläufen, in denen nur die auditiven Stimuli präsentiert wurden, sowie 40 Durchläufen, während derer zusätzlich ein ablenkender Sprachreiz über Lautsprecher unter annähernd Freifeldbedingungen dargeboten wurde (Abb. 29). Vor Beginn des Experiments wurde jedem Probanden die zu lösende Aufgabe genau erklärt und mindestens fünf Übungsaufgaben gelöst. Die Teststimuli wurden über EEG-kompatible pneumatische Kopfhörer bei individueller angenehmer Lautstärke dargeboten, der Distraktorstimulus wurde mit durchschnittlich 75 dB(A) dargeboten (gemessen in Kopfnähe des Probanden).

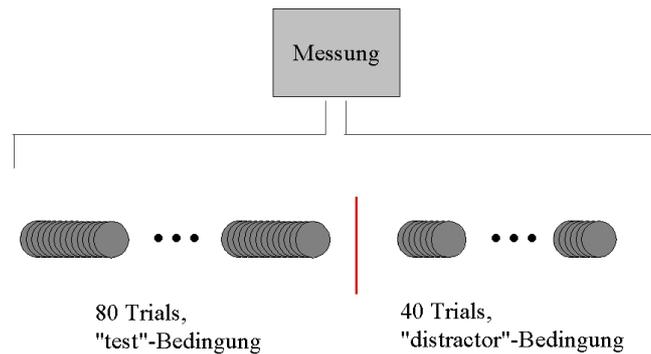


Abb. 29. Möglicher zeitlicher Ablauf einer Messung; in der Testbedingung wurden 80 Stimuli als Testreize verwendet. In der Distraktor-Bedingung wurde ein Subset dieser Stimuli verwendet. Die Reihenfolge von Test- und Distraktor-Bedingungen wurde randomisiert.

7.1.2 Messdatenakquisition

EEG-Ableitung

Für jede Messung wurden die Probanden mit Hilfe einer EasyCap (Fa. FMS Falk Minow Services, Herrsching-Breitbrunn) mit 32 gesinterten Ag/AgCl-Keramikelektroden versehen, angeordnet nach dem modifizierten internationalen 10-20-System (Jasper, 1958, zitiert nach Reilly, 1998). Als Referenz dienten verbundene Mastoidelektroden, als Erdung wurde eine Elektrode an der Position POz verwendet. Die Impedanz der Elektroden war kleiner als 5 k Ω . Die verwendeten Elektrodenpositionen waren: Fpz, AF3, AFz, AF4, F9, F7, F3, Fz, F4, F8, F10, FT9, FT7, FC3, FC4, FT8, FT10, T7, C3, Cz, C4, T8, TP7, CP3, CP4, TP8, P7, Pz, P8, PO3 und PO4 (siehe Abb. 30). Das vertikale Elektrookulogramm (VEOG) wurde mit zwei bipolaren Elektroden ober- und unterhalb des rechten Auges registriert.

Die Vorverstärkung des EEG-Signals erfolgte probandennah mit dem Faktor 150, um das von der Länge der Signalleitung abhängige Rauschen im Verhältnis zum Signal gering zu halten. Die Analog/Digital-Wandlung erfolgte mit einer Abtastrate von 500 s $^{-1}$. Anschließend wurde das digitale Signal um den Faktor 1000 verstärkt und auf Computerfestplatte abgespeichert.

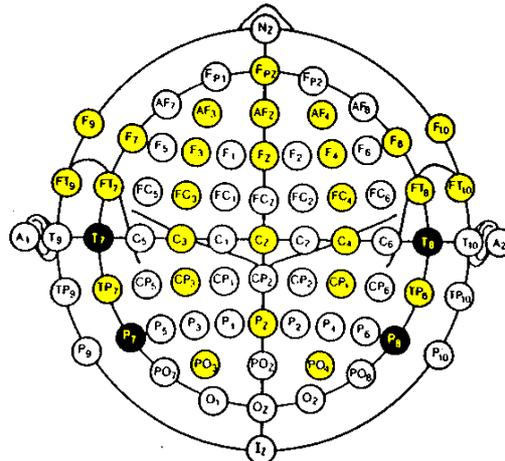


Abb. 30. Internationales 10-20-System. Die im Versuch verwendeten Elektrodenpositionen sind gelb eingefärbt (modifiziert nach Reilly (1998)).

Der Verstärker besaß eine sehr große Zeitkonstante (> 10 s), um die Gleichspannungsschwankungen des EEGs miterfassen zu können. Die obere Grenzfrequenz betrug 100 Hz.

Eine undokumentierte Eigenheit des verwendeten EEG-Verstärkersystems (Synamps, Compumedics NeuroScan, Abbotsford, Australien) führte zu Artefakten in Form starker Drifts, die keine Auswertung mit herkömmlichen Methoden mehr zuließen, da die Anwendung linearer Detrending-Algorithmen (z.B. punktweise Regression nach einem linearen Fit) immer auf die ganze Datenepoche angewendet werden müssen, dies aber in den vorliegenden Daten zu neuen Artefakten führte. Sehr starke Drifts hatten außerdem zur Folge, dass Kanäle polarisierter Elektroden saturierten und so keine Daten mehr aufzeichneten (Abschn. 8.1.5). Auf diese Weise verlorene Daten wurden durch normal verteiltes Rauschen imputiert (Abschn. 8.1.5). Physiologische Artefakte (Abschn. 8.1.1 und 8.1.2) wurden nach Berechnung einer ICA identifiziert und aus den Daten eliminiert, wo dies möglich war (Jung, 1998; Jung et al., 2000).

Verhaltensdaten

Die Probanden teilten ihre Entscheidung, ob die zwei Sequenzen eines Versuchsdurchlaufs identisch waren oder nicht, über Tastendruck mit. Die Verhaltensdaten wurden separat aufgezeichnet und als ASCII-Daten abgespeichert.

Die Steuerung des Experimentes sowie die Aufzeichnung der Verhaltensdaten und die Triggerübermittlung übernahmen selbst geschriebene Matlab™-Routinen.

7.1.3 Stichprobe

Angeworben wurden 24 Studenten Hannoveraner Hochschulen, die keinen formalen Musikunterricht erhalten hatten, der über den in Deutschland nahezu obligatorischen Blockflötenunterricht in der Grundschule hinausging. Das Durchschnittsalter betrug 24.25 Jahre (SD 4.67), zehn der Teilnehmer waren männlich. Alle Probanden waren dominant rechtshändig; aus praktischen Gründen wurde ein abweichendes Item des übersetzten Edinburgh Handedness Inventory (Oldfield, 1971) zugelassen. 15 der Teilnehmer waren nach diesem Test reine Rechtshänder.

Von ursprünglich 24 Probanden schlossen 21 den Versuch ab. Danach befanden sich in der Kontrollgruppe acht, in der Prozeduralgruppe sechs und in der Deklarativgruppe sieben Probanden. Aus der Kontrollgruppe wurde eine Person von der Analyse ausgeschlossen, da sie in der zweiten Sitzung einen immensen Zuwachs in der Erkennungsleistung aufwies, was den Verdacht hervorrief, es könnte sich um manipulatives Verhalten seitens des Probanden handeln. Aus der Deklarativgruppe wurde nachträglich ein Proband auf Grund schlechter Qualität der EEG-Daten ausgeschlossen.

Tab. 2. Anzahl der Probanden in den drei Gruppen „deklarative Lerner“, „prozedurale Lerner“ und „Kontrollen“ nach Probandenausschluss.

<i>Gruppe</i>	<i>Kontrollen</i>	<i>deklarative Lerner</i>	<i>prozedurale Lerner</i>
<i>Anzahl der Probanden</i>	7	6	6

Der Anspruch der medizinischen Statistik an eine Longitudinalstudie, dass Doppelblindstudien vorzuziehen sind, d.h. dass weder der Experimentator noch die Probanden wissen dürfen, ob eine Vp das zu untersuchende Präparat oder ein Placebo erhält, kann in der hier vorliegenden Studie

nicht berücksichtigt werden. Die Probanden wurden angeworben u.a. mit der Aussage, dass Teilnehmer für eine EEG-Studie zum Thema Rhythmuslernen gesucht würden. In der Vorbesprechung wurde zwar deutlich gemacht, dass es eine Kontrollgruppe geben würde, die keinen Rhythmusunterricht erteilt bekäme. Die Befürchtung, es könnte bei den Kontrollen zu Enttäuschung und daraus folgender niedriger Frustrationsschwelle kommen, bestätigte sich jedoch nicht, da nur einer dieser Probanden den Versuch abbrach, im Vergleich zu zwei Teilnehmern der subjektiv interessanteren der beiden Testgruppen. Unsystematische Befragungen nach Beendigung des Versuchs ergaben, dass die Teilnehmer der Kontrollgruppe alle den nicht-musikalischen Unterricht sehr interessant gefunden hatten und gerne in die laboreigene Probandenliste für potentielle Teilnehmer an zukünftigen Experimenten aufgenommen werden wollten.

Vor Beginn der Untersuchung wurden die Probanden über den Ablauf des Experiments (Messung – 6 x Unterricht – Messung) aufgeklärt, und die Probanden unterzeichneten eine Einverständniserklärung. Die Untersuchung konnte jederzeit ohne die Angabe von Gründen abgebrochen werden, ohne dass den Probanden dadurch ein Nachteil entstanden wäre, d.h. die bis zum Abbruch geleisteten Stunden wurden vergütet. Die Vergütung betrug 12.50 €Doppelstunde, wobei die Messungen ebenfalls auf 90 Minuten angesetzt wurden, so dass eine Teilnahme am Experiment mit maximal € 100 pro Person vergütet wurde.

7.1.4 Unterricht

Die drei Gruppen wurden von Dozenten der Hochschule für Musik und Theater Hannover unterrichtet. Die Kontrollgruppe erhielt eine Vorlesung zum Thema Musik und ihre kortikale Verarbeitung sowie über musikerspezifische Erkrankungen. Dieser Unterricht wurde von einem approbierten Neurologen gehalten, der einer der Gutachter dieser Arbeit ist (E. A.). Die deklarativen und die prozeduralen Lerner erhielten ihren Unterricht von einem Rhythmus- und einem Schlagzeugdozenten. Der Unterricht der deklarativen Gruppe bestand darin, eine kognitiv-analytische Re-

präsentation von Rhythmen zu entwickeln, indem das Prinzip des Auszählens einer Taktart erklärt und ausführlich geübt wurde. Es wurden symbolische Rhythmusschreibweisen vermittelt, um die permanente rhythmische Analyse eines Musikstückes durch die Probanden zu gewährleisten und diese Analyse hinterher anhand des Notenbildes überprüfen zu können. Die prozedurale Lernergruppe entwickelte mentale Repräsentationen durch rhythmisches Klatschen und Schreiten. Der Dozent führte eine Aufgabe (z.B. einen Klatschrhythmus) vor, den die Probanden in der Folge nachklatschten. Eine Aufteilung in mehrere Gruppen ermöglichte die Realisation komplexer Rhythmen, die gegeneinander verschoben waren. Nach der ersten Messung von Rhythmuserkennungsleistung und EEG erhielten die drei Gruppen sechs Unterrichtseinheiten, gefolgt von einer zweiten Messung.

7.1.5 Stimulussynthese

Die auditiven Reize bestanden jeweils aus zwei Sequenzen monophoner und amplitudennormalisierter Perkussionsklänge, die von Herrn Prof. W. Gruhn, Staatl. Hochschule für Musik, Freiburg, komponiert und von einem professionellen Schlagzeuger eingespielt und aufgenommen worden waren. Die beiden Sequenzen eines Versuchsdurchlaufs konnten identisch oder verschieden sein. Die Probanden teilten nach Ende der zweiten Sequenz auf Aufforderung hin per Tastendruck ihre Einschätzung („gleich“ oder „verschieden“) mit.

Die Aufgaben waren an der Staatlichen Hochschule für Musik Freiburg auf ihre Lösbarkeit hin untersucht worden. Nur solche Stimuli, die von einer Stichprobe von 26 musikalischen Laien in mindestens 50% der Fälle richtig gelöst worden waren, kamen in vorliegender Untersuchung zum Einsatz (Abb. 31). Die Stimuli dauerten zwischen 3 und 7 Sekunden.

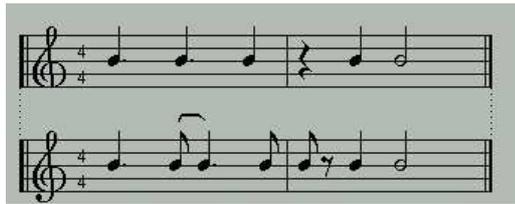


Abb. 31. Stimulusbeispiel. Die beiden Sequenzen unterscheiden sich in der Länge des zweiten auditiven Ereignisses (punktierte Viertel vs. überbundene Achtel- und punktierte Viertelnote), die Anzahl der separierbaren Ereignisse vor der Pause (drei vs. vier) und die Länge der Pause (Viertel- vs. Achtelpause).

7.1.6 Statistische Auswertung

Performanz

Die als ASCII-Daten vorliegenden Verhaltensdaten wurden wie in Abschn. 6.1.5 beschrieben in d' -Werte überführt. Die statistische Auswertung erfolgte mit einem nicht parametrischen Verfahren, das im folgenden genauer erläutert wird.

Nicht parametrische Rangvarianzanalyse

Da die Stichprobenumfänge sehr klein waren, kann nicht von einer Normalverteilung der d' -Werte ausgegangen werden. Es scheint jedoch kein nonparametrischer Test für $p > 2$ abhängige und ungleich große Stichproben zu existieren. Da der Randomisierungstest nach Pitman (angewendet auf ipsative Daten²¹) *gleichgroße* Stichproben verlangt, dieser also auch nicht nach Datentransformationen anwendbar wäre, wird hier auf eine nonparametrische, Datenalignment voraussetzende Rangvarianzanalyse zurückgegriffen, die eine Rangtransformation der Messwerte erfordert (Bortz, 2000). Wegen des relativ aufwendigen Verfahrens soll dieses hier dargestellt werden, um als Leitfaden bei ähnlichen Problemen zur Verfügung zu stehen. In der auf die Gegebenheiten und An-

²¹ Als ipsativ bezeichnet man Daten, aus denen der individuelle Mittelwert jedes Probanden entfernt wurde; das hat den Vorteil, dass für einfachere Konstellationen konzipierte Auswerteverfahren auch bei komplizierteren Versuchsplänen Verwendung finden können (Bortz, 1999).

forderungen der vorliegenden Studie zugeschnittenen Darstellung orientiere ich mich an Bortz (2000).

Um die kardinalen Daten mit einem ranganalytischen Verfahren wie dem H-Test untersuchen zu können, der nur für ordinal einfaktorielles Analysen konzipiert ist, müssen die Daten rangtransformiert und aligniert werden. Das Alignment eliminiert den Einfluss aller augenblicklich nicht interessierenden Faktoren bzw. Interaktionen aus den Daten, so dass der einfaktorielles H-Test zur Anwendung kommen kann. Dieses Vorgehen setzt voraus, dass die Daten lineare Kombinationen der unabhängigen Variablen (Faktoren) sind. Die vorliegende Längsschnittuntersuchung stellt einen 3x2x2-Plan mit Messwiederholung über die Kombinationen der Faktoren B und C dar (3 Probandengruppen (prozedural, explizit und Kontrollen) x 2 Testbedingungen (Test und Distraktor) x 2 Messungen (vor und nach dem Unterricht)). In einem solchen Design reflektiert der Median²² über alle Faktorstufenkombinationen, \tilde{P}_{im} , mit $i=1, \dots, p$ (Anzahl der Faktorstufen des Faktors A) und $m=1, \dots, n$ (Anzahl der Messungen pro Faktorstufenkombination), den Einfluss von Faktor A. Die Werte werden in eine Rangreihe gebracht und wegen ungleich großer Stichproben mit dem exakten H-Test auf Signifikanz geprüft:

$$H = \frac{12}{N \cdot (N+1)} \cdot \sum_{i=1}^p \frac{T_i^2}{N_i} - 3(N+1), \quad (1)$$

mit N = Gesamtzahl der Probanden, N_i = Anzahl der Probanden in der i -ten Gruppe und T_i = Rangsummen der Gruppen. Für den h-Wert stehen Tabellen bereit mit den kritischen Werten für $P \approx 0.05$ (z.B. Tafel 12 in Bortz, 2000). Treten Rangbindungen auf, d.h. weisen verschiedene Messpunkte den gleichen Wert auf, so ist $H_{(corr)}$ anstatt dessen wie folgt zu berechnen:

²² Da hier mit Rangdaten gerechnet wird, kann nicht, wie in der parametrischen Varianzanalyse, der Mittelwert verwendet werden.

$$H_{(corr)} = \frac{(N-1) \left[\sum_{i=1}^p T_i^2 / N_i - N(N+1)^2 / 4 \right]}{\sum_{n=1}^N R_n^2 - N(N+1)^2 / 4}, \quad (2)$$

mit N = Größe der Stichprobe, N_i = Größe der i -ten Probandengruppe und R_n = Rangplatz der Person n .

Der Einfluss des Faktors B (vorher – nachher) errechnet sich zu:

$$A\tilde{B}P'_{ijm} = A\tilde{B}P_{ijm} - \tilde{P}_{im} - A\tilde{B}_{ij} + \tilde{A}_i + \tilde{B}_j, \quad (3)$$

mit $A\tilde{B}P_{ijm} = \underset{i=1}{\overset{p}{Md}}(A_i) + \underset{j=1}{\overset{q}{Md}}(B_j) + \underset{m=1}{\overset{n}{Md}}(P_m)$, wobei Md() die Medianfunktion repräsentiert. Die Subtraktion der individuellen Mediane über alle Stufen von A, \tilde{P}_{im} , eliminiert den Einfluss der Probandenunterschiede, während $A\tilde{B}_{ij}$ die Interaktion der Faktoren A und B darstellt. Da so aber die Einflüsse der Faktoren A und B zweimal aus den Daten herausgerechnet werden ($A\tilde{B}P_{ijm}$ und $A\tilde{B}_{ij}$), müssen anschließend die Mediane über die Stufen der Faktoren A und B, \tilde{A}_i und \tilde{B}_j , wieder hinzu addiert werden. Der exakte H-Test wird mit den Rangsummen T_i gerechnet (Gl. 1). Für die Berechnung der Interaktion A x B müssen die Daten um den Einfluss der Faktoren A und B auf individuelle Mediane (\tilde{P}_{im}), um die individuellen Mediane selbst (d.h. den Einfluss von A) und um den Faktor B bereinigt werden. Die Addition des doppelten Gesamtmedians ($2\tilde{G}$) verhindert lediglich das Auftreten negativer Werte, beeinflusst die Rangordnung und damit das Analyseergebnis aber nicht:

$$A\tilde{B}P_{ijm} = A\tilde{B}P'_{ijm} - \tilde{P}_{im} - \tilde{B}_j + 2\tilde{G}. \quad (4)$$

Der exakte H-Test wird über die Rangsummen T_{ij} der transformierten Daten gerechnet.

Der Einfluss des Faktors C, der Interaktionen A x C, B x C und A x B x C auf die Messdaten wird wie folgt berechnet:

$$A\tilde{C}P'_{ikm} = A\tilde{C}P_{ikm} - \tilde{P}_{im} - A\tilde{C}_{ik} + \tilde{A}_i + \tilde{C}_k, \quad (5)$$

$$A\tilde{C}P'_{ikm} = A\tilde{C}P'_{ikm} - \tilde{P}_{im} - \tilde{C}_k + 2\tilde{G}, \quad (6)$$

$$x'_{ijkm} = x_{ijkm} - AB\tilde{P}_{ijm} - A\tilde{C}P_{ikm} - AB\tilde{C}_{ijk} + \tilde{P}_{im} + A\tilde{B}_{ij} + A\tilde{C}_{ik} + B\tilde{C}_{jk} - \tilde{A}_i - \tilde{B}_j - \tilde{C}_k + 2\tilde{G}, \quad (7)$$

$$x'_{ijkm} = x_{ijkm} - AB\tilde{P}_{ijm} - A\tilde{C}P_{ikm} + \tilde{P}_{im} - B\tilde{C}_{jk} + \tilde{B}_j + \tilde{C}_k, \quad (8)$$

wobei x_{ijkm} die individuellen Messwerte darstellt. Im Ergebnisteil wird das Verfahren weiter anhand der vorliegenden Daten dargestellt.

Hirnphysiologische Daten

Wegen der uneinheitlichen zeitlichen Dauer der akustischen Stimuli war eine getrennte Analyse der elektrophysiologischen Daten während Beginn und Ende der Stimuli notwendig. Die während der Messungen registrierten Ereignisse Stimulusbeginn, Stimulusende sowie die Bewertung der Probandenantwort („richtig“ oder „falsch“) ermöglichten das dementsprechende Epochieren der EEG-Daten mit dem Edit-Modul des NeuroScan™-Softwarepakets (Compumedics Limited, Abbotsford, Australien). Die so „ausgeschnittenen“ Datensequenzen eines Probanden wurden zu einer Datei zusammengefasst, so dass pro Proband acht Dateien entstanden (Test: mit und ohne Distraktor, Sitzung: vor und nach der Intervention, Auswertung: Trialanfang und Trialende). Die Epochen um den Trialbeginn wurden von -1500 bis 1998 ms, die um das Trialende von -1500 bis 1498 ms ausgeschnitten. Die Epochen wurden für jede Elektrode, jeden Versuchsdurchlauf und jeden Probanden einzeln auf den zeitlichen Bereich -1000 bis 0 ms („Trialanfang“) bzw. 500 bis 1498 ms („Trialende“) referenziert („zero-baselined“), so dass Potentialänderungen nach (Trial-

anfang) bzw. vor (Triallende) diesem Zeitfenster analysiert werden konnten (Abb. 32). Dieses Vorgehen ist besonders für die Auswertung des Trialendes nicht unproblematisch, da die Baselinekorrektur in einem Zeitfenster erfolgt, während dessen bei vielen Versuchsdurchläufen noch Enkodierung (erste Sequenz) bzw. Retrieval und Vergleich erfolgte (zweite Sequenz). Alternativ hätte sich die Baselinekorrektur während eines Zeitfensters nach dem Ende des längsten Stimulus, wenn also sichergestellt gewesen wäre, dass die zu untersuchenden kognitiven Leistungen abgeschlossen waren, bei den kürzeren Stimuli mit der Beantwortung nach der zweiten Sequenz überlappt, so dass motorische Artefakte das Signal verfälscht hätten.

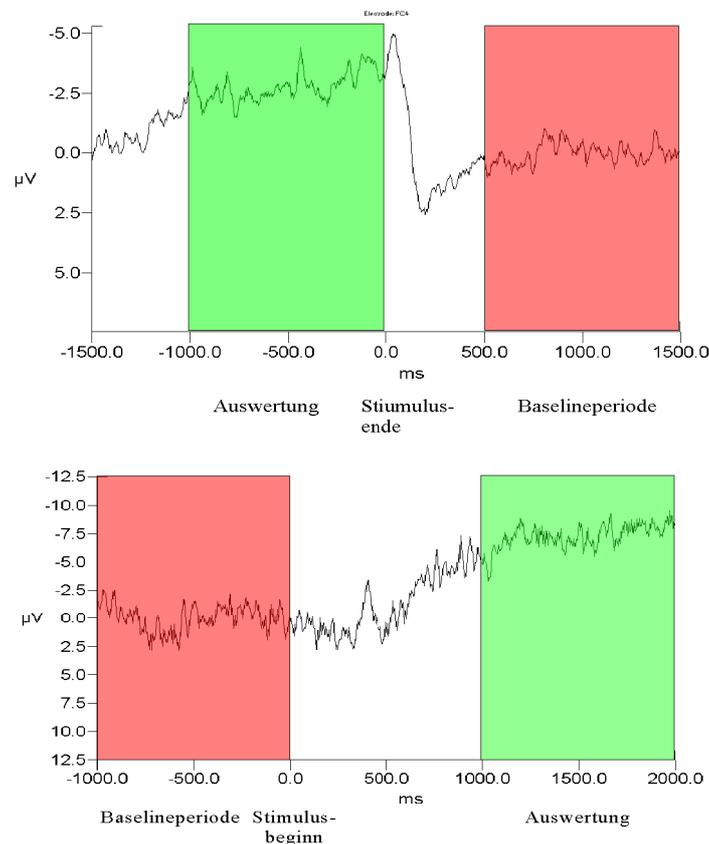


Abb. 32. Prinzip der Auswertestrategie von Trialanfang und -ende. Wegen ungleich langer Stimuli konnten nicht die herkömmlichen Mittelungsverfahren eingesetzt werden. Um eine Auswertung zu ermöglichen, wurden alle Trials zweimal ausgewertet, einmal ihr Beginn und einmal ihr Ende. Dazu wurde der Offset der Baseline einmal vor Stimulusbeginn (oben, roter Kasten) und einmal nach Stimulusende (unten, roter Kasten) vom Zeitsignal subtrahiert. Die Auswertung erfolgte dann in den jeweils grün ange deuteten Zeitfenstern. Die EEG-Kurven stellen exemplarisch ungefilterte Grand-averages über C4 (oben) und FC4 (unten) dar. Die nicht eingefärbten Bereiche zwischen Baselineperiode und den grünen Zeitfenstern weisen eine durch den Stimulus-on- bzw. -offset induzierte hohe Dynamik auf und wurden deshalb nicht ausgewertet.

Die elektrophysiologischen Daten wurden mit multiplen gepaarten t-Tests ausgewertet (Press et al., 1992). Dieses Vorgehen wurde gewählt, da die Verhaltensdaten keine korrelierbaren Ergebnisse erwarten ließen und eine VA keine signifikanten Ergebnisse lieferte (Abschn. 6.1.5). Eine explorative Untersuchung erschien aber sinnvoll, um eventuell auftretende (schwache) Einflüsse der Intervention beschreiben und als Ausgangspunkt für zukünftige Untersuchungen nutzen zu können. Alle Potentialverläufe sind, sofern nicht anders gekennzeichnet, für die Darstellung mit einem 300-Punkt-Tiefpass von 5 Hz gefiltert.

7.2 *Ergebnisse*

7.2.1 Verhaltensdaten

Eine grafische Darstellung mit dem Median als zentrale Tendenz gibt einen ersten Eindruck von den Daten (Abb. 33). Der starke Überlapp zwischen den verschiedenen Versuchsbedingungen über die Probandengruppen lässt vermuten, dass es innerhalb der Bedingungen, wenn überhaupt, nur sehr geringe Unterschiede zwischen den Gruppen gab. Eine starke Abnahme der Verhaltensleistung scheint jedoch in allen Gruppen nach dem Unterricht in der Distraktor-Bedingung eingetreten zu sein.

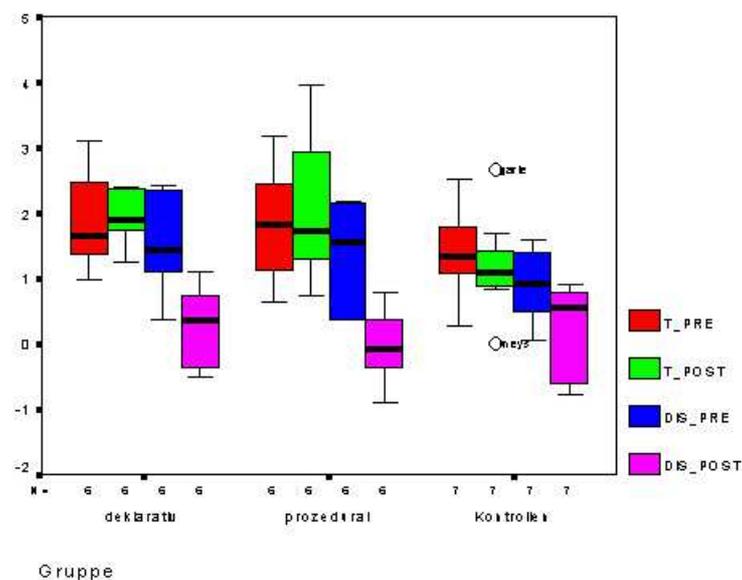


Abb. 33. Box-Whisker-Plot der d' -Werte für die vier experimentellen Bedingungen Test und Distraktor vor sowie nach der Intervention. In der Kontrollgruppe fallen in der Stufenkombination „Test-nachher“ zwei Ausreißerwerte (Probanden „garte“ und „meys“) auf. Bis auf die deklarativen Lerner in der Bedingung Test zeigen alle Gruppen nach der Intervention schlechtere Erkennungsleistung als zuvor. Besonders deutlich ist der Leistungsabfall in der gestörten Bedingung. T_PRE: Testbedingung vor der Intervention; T_POST: dto. nach dem Unterricht; DIS_PRE: Distraktorbedingung vor, und DIS_POST nach dem Unterricht.

Statistische Auswertung

Da die Stichprobenumfänge sehr klein waren, kann nicht von einer Normalverteilung der d' -Werte ausgegangen werden. Es scheint jedoch kein nonparametrischer Test für $p > 2$ abhängige und ungleich große Stichproben zu existieren. Deshalb wurde hier auf eine nonparametrische, Datenalignement-voraussetzende Rangvarianzanalyse zurückgegriffen, die eine Rangtransformation der Messwerte erfordert (Bortz, 2000).

Aufgrund der Komplexität des Verfahrens und seiner geringen Verbreitung in den Neurowissenschaften wird es im folgenden anhand der vorliegenden Daten in angemessener Ausführlichkeit vorgestellt, da gerade bei den sehr aufwendigen neurophysiologischen Mehrkanalableitungen der Arbeitsaufwand beträchtlich ist; dies führt häufig zu geringen Fallzahlen, die eine Normalverteilung nicht gesichert erscheinen lassen. Dieses Verfahren stellt in vielen Fällen eine Verbesserung gegenüber den üblicherweise verwendeten Methoden dar und sollte deshalb in ähnlich gelagerten Fällen

häufiger verwendet werden als dies bisher geschieht. Anhand der aufgelisteten Werte und der kurzen Erklärungen sollte ein Nachvollziehen möglich sein.

Probanden-#	c ₁ , Test		c ₂ , distractor		Persönlicher Median \tilde{P}_{im}	Faktor B, vorher		Faktor C, Test $\tilde{A}\tilde{C}_{ikm}$	Distraktor	
	b ₁ , vorher	b ₂ , nachher	b ₁ , vorher	b ₂ , nachher		$\tilde{A}\tilde{B}_{ijm}$	nachher			
a ₁ , deklarativ	1	2,47220017	1,73319200	2,41961071	-0,36721345	2,07640135	1,41722010	1,41722010	1,65564868	1,41722010
	2	1,46649605	2,38361484	1,54851907	1,08985086	1,50750756	1,41722010	1,41722010	1,50750756	1,41722010
	3	1,80993249	1,91367865	1,08985086	0,54492543	1,44989168	1,41722010	1,41722010	1,44989168	1,41722010
	4	0,97963740	1,87555020	2,32617431	-0,51186560	1,42759380	1,41722010	1,41722010	1,42759380	1,41722010
	5	1,36794414	1,24603016	0,36616594	0,18057493	0,80609805	1,41722010	0,83897184	1,41722010	0,80609805
	6	3,09257785	2,35731303	1,28653975	0,74161432	1,82192639	1,41722010	1,41722010	1,65564868	1,41722010
a ₂ , prozedural	7	1,13158453	1,91367865	2,14410472	-0,36721345	1,52263159	1,41722010	1,29934960	1,52263159	1,29934960
	8	3,17153478	3,95301400	1,31215946	0,77616057	2,24184712	1,41722010	1,29934960	1,65564868	1,29934960
	9	1,62683970	1,54493376	1,81238760	0,00000000	1,58588673	1,41722010	1,29934960	1,58588673	1,29934960
	10	2,45410425	1,28653975	2,17067451	-0,18663852	1,72860713	1,41722010	1,29934960	1,65564868	1,29934960
	11	1,98512660	2,93147631	0,35828691	-0,90321234	1,17170676	1,29934960	1,17170676	1,29934960	1,17170676
	12	0,63360621	0,74161432	0,36616594	0,36721345	0,50040983	1,29934960	0,83897184	1,29934960	0,65911153
a ₃ , Kontrollen	13	1,17067096	1,17067096	0,59558564	0,85851505	1,01459301	1,01459301	0,91750226	1,01459301	0,91750226
	14	2,51731932	2,65597032	1,48277630	0,90321234	2,00004781	1,41722010	0,91750226	1,65564868	0,91750226
	15	0,96748675	0,92081273	1,58455999	-0,77616057	0,94414974	0,94414974	0,91750226	0,94414974	0,91750226
	16	0,28342973	0,81942862	0,04361746	0,72263741	0,50303357	0,91750226	0,83897184	0,91750226	0,65911153
	17	1,33889864	0,00000000	0,91419179	0,53599889	0,72509534	0,91750226	0,83897184	0,91750226	0,72509534
	18	1,71003482	1,09234075	1,31215946	-0,56390234	1,20225011	1,20225011	0,91750226	1,20225011	0,91750226
	19	1,86663428	1,68445766	0,38332741	-0,64530673	1,03389254	1,03389254	0,91750226	1,03389254	0,91750226
\tilde{B}_j		1,41722010	0,83897184		\tilde{G} 1,17					
\tilde{C}_k		1,65564868	0,65911153							
\tilde{A}_i		$\tilde{A}\tilde{B}_{ij}$		$\tilde{A}\tilde{C}_{ik}$			$\tilde{A}\tilde{B}\tilde{C}_{ijk}$			
		b1, vorher	b2, nachher	c1, Test	c2, Distraktor		b1, vorher	b2, nachher		
a1, deklarativ	1,417220098	1,507507562	1,167940508	1,842741345	0,915732588		a1 1,63821427	1,89461443	c1, Test	
a2, prozedural	1,299349604	1,719613650	0,758887444	1,770259174	0,366689694		a2 1,80598315	1,72930621		
a3, Kontrollen	0,917502257	1,241415212	0,838971838	1,170670961	0,659111527		a3 1,33889864	1,09234075		
$\tilde{B}\tilde{C}$		c1, Test	c2, Distraktor				a1 1,41752941	0,36275018	c2, Distraktor	
b ₁ , vorher		1,626839695	1,312159462				a2 1,56227353	-0,09331926		
b ₂ , nachher		1,684457664	0,180574928				a3 0,91419179	0,53599889		

Tab. 3. Rangvarianzanalyse der d'-Daten. In dem fett umrandeten Kasten der Haupttabelle sind die individuellen d'-Werte aufgelistet, angeordnet nach dem System der klassischen dreifaktoriellen multivariaten mit dem dreistufigen Faktor A (Probandengruppe), dem zweistufigen, messwiederholten Faktor B (vor bzw. nach der Intervention) und schließlich dem zweistufigen Faktor C (Test- bzw. Distraktor-Bedingung). In den Spalten rechts sind die individuellen Mediane über alle Faktorstufen \tilde{P}_{im} und die Faktoren B und C aufgeführt. Unter der Haupttabelle sind die Mediane über die Stufen der Faktoren B und C eingetragen (\tilde{B}_j und \tilde{C}_k) sowie der Median sämtlicher Werte, \tilde{G} . Unten links ist für die drei Probandengruppen (Stufen des Faktors A) der jeweilige Gruppenmedian \tilde{A}_i , die Interaktionen A x B ($\tilde{A}\tilde{B}_{ij}$) und A x C ($\tilde{A}\tilde{C}_{ik}$) aufgeführt, darunter die Interaktion B x C. Unten rechts stehen die Interaktionen A x B x C.

In Tab. 3 sind die d'-Werte nach drei Faktoren A, B und C aufgeschlüsselt aufgeführt, wie sie für eine parametrische VA angeordnet werden würden.

Der Einfluss des Faktors A errechnet sich aus den Spaltenrangsummen T_i der rangtransformierten individuellen Mediane \tilde{P}_{im} (Tab. 5) und nach Gl. 1 (Abschn. 7.1.6) zu:

$$H_A = \frac{12}{19 \cdot (19+1)} \cdot \left(\frac{49^2}{6} + \frac{50^2}{6} + \frac{91^2}{7} \right) - 3 \cdot (19+1)$$

$$H_A = 3.15 ,$$

und ist damit nicht signifikant, da H_A kleiner ist als der tabellierte h-Wert (für $N_1 = N_2 = N_3 = 7$: $h_{(0.05)} = 5.766$; in Ermangelung einer passenden Gruppengrößen-Konfiguration in den zur Verfügung stehenden Tabellen wurde konservativ der nächstgrößere h-Wert nach der eigentlich benötigten Konfiguration ($N_1 = N_2 = 6 < N_3 = 7$) gewählt). Der Einfluss des Unterrichts (B) wird durch Transformation nach Gl. 3 und anschließendem korrigierten H-Test (Gl. 2) berechnet (Tab. 4):

$$H_{B(corr)} = \frac{(38-1) \cdot \left[\frac{1}{19} \cdot (331^2 + 404^2) - \frac{1}{4} \cdot 38 \cdot (38+1)^2 \right]}{(31^2 + 9^2 + 6^2 + \dots + 32^2 + 28^2) - \frac{1}{4} \cdot 38 \cdot (38+1)^2}$$

$$H_{B(corr)} = -0.78$$

Damit ist der Einfluss des Messwiederholungsfaktors ebenfalls nicht signifikant.

Tab. 5. Rangtransformierte individuelle Mittelwerte und deren Spaltenrangsummen T_i .

$\tilde{P}'_{im} = \tilde{P}_{im}$	$R(\tilde{P}'_{im})$	T_i
a1	2	49
	8	
	9	
	10	
	16	
a2	4	50
	7	
	1	
	6	
	5	
a3	12	91
	19	
	14	
	3	
	15	
	18	
	17	
11		
13		

Tab. 4. Messwiederholungsfaktor B, die rangtransformierten Werte sowie deren Summen T_j .

	$A\tilde{B}P'_{ijm}$	$R(A\tilde{B}P'_{ijm})$	T_j
vorher	0,667751378	31	331
	1,236645170	9	
	1,294261056	6	
	1,316558933	5	
	0,520834586	33	
	0,922226341	23	
	0,891544557	24	
	0,172329027	37	
	0,828289421	26	
	0,685569019	29	
	1,124598899	11	
	1,795895829	1	
	1,093307143	13	
nachher	0,510479433	34	404
	1,093307143	13	
	1,507775828	3	
	1,285714062	7	
	1,093307143	13	
	1,093307143	13	
	0,429070173	36	
	0,997963964	21	
	1,055579850	19	
	1,077877728	18	
	1,121125219	12	
	0,683545136	30	
	1,156152009	10	
0,436936479	35		
1,092896874	17		
0,950176472	22		
1,379433998	4		
1,717996010	2		
0,820411507	27		
-0,16504329	38		
0,890854774	25		
1,253440523	8		
1,031378757	20		
0,632754407	32		
0,801111978	28		

Mit Gl. 4 wird die Interaktion A x B berechnet (Tab. 6). Die Rangsummen T_{ij} werden wegen auf-tretender Rangbindungen in Gl. 2 eingesetzt:

$$H_{AxB(corr)} = \frac{(38-1) \cdot \left(\frac{158^2}{6} + \frac{155^2}{6} + \frac{156^2}{7} + \frac{81^2}{6} + \frac{93^2}{6} + \frac{91^2}{7} - \frac{1}{4} \cdot 38 \cdot (38+1)^2 \right)}{37^2 + 29^2 + \dots + 16^2 + 13^2 - \frac{1}{4} \cdot 38 \cdot (38+1)^2}$$

Das Ergebnis ist mit 129.39 signifikant.

Die Berechnung des Einflusses von Faktor C (Test vs. Distraktor, Gl. 5) ergab ein nicht signifi-kantes $H_{C(corr)} = 4.87$.

Tab. 6. Berechnung für die Interaktion A x B. Spalte $AB\tilde{P}'_{ijm}$ listet die nach Gl. 3 transformierten Daten auf, während in der mittleren Spalte die rangtransformierten Werte aufgelistet sind, aus denen die Rangsummen T_{ij} (rechts) berechnet werden.

	$AB\tilde{P}'_{ijm}$	$R(AB\tilde{P}'_{ijm})$	T_{ij}
vorher	0,264940569	37	158
	0,833834361	29	
	0,891450247	27	
	0,913748124	26	
	1,535243875	5	
a1	0,519415532	34	155
	0,818710330	30	
	0,099494800	38	
	0,755455195	31	
	0,612734793	32	
a2	1,051764672	21	156
	1,723061602	3	
	0,924121825	22	
	0,341294114	36	
	0,924121825	22	
a3	1,338590510	14	81
	1,116528743	18	
	0,924121825	22	
	0,924121825	22	
	0,924121825	22	
nachher	0,843188828	28	93
	1,412082620	11	
	1,469698506	10	
	1,491996384	8	
	1,535243875	5	
a1	1,097663792	19	91
	1,279088095	15	
	0,559872565	33	
	1,215832960	17	
	1,073112558	20	
a2	1,502370084	7	461
	1,840932096	1	
	1,405279335	12	
	0,419824533	35	
	1,475722601	9	
a3	1,838308351	2	32
	1,616246584	4	
	1,217622234	16	
	1,385979806	13	

Tab. 7. Transformation der Messwerte nach Gl. 5 und Rangtransformation für die Berechnung des Einflusses von Test- und Distraktor-Bedingung (Faktor C) auf die Verhaltensdaten.

	$\tilde{A}CP'$	$R(\tilde{A}CP')$	T_{ij}
„test“	0,809374758	31	270
	1,230127432	14	
	1,230127432	14	
	1,230127432	14	
	1,841249482	2	
a1	1,063849721	26	37
	1,184739110	17	
	0,598540666	36	
	1,184739110	17	
	1,111780659	23	
a2	1,312381957	12	25
	1,983678887	1	
	1,402479975	7	
	1,058080846	27	
	1,402479975	7	
a3	1,816948660	3	22
	1,594886893	5	
	1,402479975	7	
	1,402479975	7	
	1,402479975	7	
„distractor“	0,501417781	37	33
	1,070311572	25	
	1,127927459	22	
	1,150225336	21	
	1,160599037	20	
a1	0,755892744	33	34
	1,368489448	11	
	0,649273918	34	
	1,305234313	13	
	1,162513911	19	
a2	1,591771437	6	24
	1,750473137	4	
	0,820411507	30	
	-0,165043294	38	
	0,890854774	29	
a3	1,073580212	24	35
	0,917502257	28	
	0,632754407	35	
	0,801111978	32	

Ebenfalls signifikant waren die Interaktionen B x C (Gl. 7 und Tab. 9) und A x B x C (Gl. 8 und Tab. 10) mit $H_{BxC} = 43.23$ und $H_{AxBxC} = 24.66$. Eine weitergehende Untersuchung anhand von Einzelvergleichen (z.B. paarweiser Gruppenvergleich nach Schaich und Haberle oder der Vergleich einer Gruppe mit den verbleibenden $p-1$ Gruppen nach Wilcoxon und Wilcox (Bortz, 2000) scheint nicht angemessen, da aufgrund fehlender Haupteffekte eine Interpretation nicht möglich wäre.

Tab. 8. Berechnung für die Interaktion A x C. Spalte $\tilde{A}\tilde{C}P'_{ikm}$ listet die nach Gl. 5 transformierten Daten auf, während in der mittleren Spalte die rangtransformierten Werte aufgelistet sind, aus denen die Rangsummen T_{ik} (rechts) berechnet werden.

	$\tilde{A}\tilde{C}P'_{ikm}$	$R(\tilde{A}\tilde{C}P'_{ikm})$	T_{ik}
„test“	0,264940569	37	160
	0,685693243	24	
a1	0,685693243	24	160
	0,685693243	24	
a2	1,296815293	16	153
	0,519415532	35	
a3	0,685693243	24	172
	0,341294114	36	
„distractor“	1,023049140	20	63
	1,591942932	9	
	1,649558818	8	73
	1,671856695	6	
	1,682230396	3	81
	1,277524103	17	
	1,458948407	13	73
	0,739732877	23	
	1,395693272	15	73
	1,252972870	18	
	1,682230396	3	73
	1,840932096	1	
	1,585139646	10	81
	0,599684845	34	
	1,655582913	7	81
	1,838308351	2	
	1,682230396	3	81
	1,397482546	14	
	1,565840117	11	

Tab. 9. Berechnungen für die Interaktion B x C.

	x'_{ikm}	$R(x'_{ikm})$	T_{ik}
a1, b1, c1	2,67	70	289
	1,24	39	
a2, b1, c1	1,58	51	289
	0,75	31	
a3, b1, c1	0,53	25	298
	3,03	73	
a1, b2, c1	0,99	33	314
	1,49	47	
a2, b2, c1	2,39	68	289
	1,84	58	
a3, b2, c1	-0,18	17	261
	1,21	38	
a1, b1, c2	2,5	69	313
	1,07	36	
a2, b1, c2	0	20	296
	1,28	42	
a3, b1, c2	1,56	49	271
	1,88	60	
a1, b2, c2	1,59	54	354
	1,82	57	
a2, b2, c2	1,35	45	58
	1,32	43	
a3, b2, c2	0,65	28	32
	1,96	62	
	1,27	41	151
	3,9	76	
	0,9	32	151
	0,72	29	
	2,29	67	151
	-0,24	16	
	1,41	46	151
	3,24	74	
	1,16	37	151
	0,72	30	
	0,13	21	151
	1,33	44	
	1,93	61	151
	2,98	72	
	1,54	48	151
	1,02	34	
	2,24	65	151
	0,27	24	
	1,59	53	151
	1,88	59	
	1,77	56	151
	1,61	55	
	2,11	64	151
	-0,01	19	
	-0,16	18	151
	1,27	40	
	2,74	71	151
	2,26	66	
	0,56	27	151
	1,59	52	
	1,99	63	151
	1,06	35	
	-1,33	7	151
	-0,44	15	
	-1,04	9	151
	-2,12	3	
	-0,86	11	151
	-0,48	13	
	-2,32	2	151
	-0,46	14	
	-1,89	5	151
	-1,94	4	
	-2,95	1	151
	-1,51	6	
	0,55	26	151
	1,58	50	
	-1,15	8	151
	0,24	23	
	0,21	22	151
	-0,68	12	
	-0,93	10	

Die drei Gruppen unterschieden sich also nicht, ebenso gab es keine signifikanten Unterschiede vor und nach dem Unterricht. Die Interaktion zwischen den beiden Faktoren war jedoch signifikant, was auf die in allen Gruppen extrem schlechte Erkennungsleistung in der Distraktorbedingung während der zweiten Messung zurückzuführen ist. Der Einfluss der Störung („Test“ oder „Distraktor“) war ebenfalls nicht signifikant, jedoch die Interaktionen Probandengruppe x Störung und Messwieder-

holungsfaktor x Störung waren signifikant ebenso wie die Interaktion zwischen A x B x C. Diese Ergebnisse deuten auf einen schwachen Effekt hin, der sich möglicherweise durch eine Intensivierung oder Verlängerung der Intervention verstärken ließe.

7.2.2 Elektrophysiologische Daten

Tab. 10. Berechnungen für die Interaktion A x B x C.

Änderungen innerhalb der Gruppen

Bei den Lernergruppen wurden aufgrund der unterschiedlichen Lehrmethoden auch unterschiedliche Veränderungen der Aktivierungsmuster erwartet, da die diesbezüglichen Arbeitshypothesen (H₁, H₂) einen Erwerb distinkter Repräsentationen vorhersagen. Auch bei den Kontrollen, die in ihrem Unterricht nichts über die Verarbeitung von Rhythmus gelernt haben können, wäre allerdings ein Unterschied der kortikalen Aktivierung zwischen der ersten und der zweiten Messung nicht unerwartet gewesen, da eine wiederholte Verarbeitung ähnlicher, aber bis dato ungewohnter Stimuli alleine innerhalb der Messungen zu einer Gewöhnung sowie einer leichten Verbesserung der Verhaltensdaten führen kann.

b1, c1	2,92	73	
a1	1,5	49	
	1,84	60	
	1,01	32	
	0,79	27	
	3,29	74	315
a2	1,16	41	
	3,79	75	
	1,66	54	
	2,56	70	
	2	65	
	-0,02	12	317
a3	1,6	53	
	2,89	71	
	1,47	48	
	0,4	19	
	1,68	55	
	1,95	64	
	2,28	66	376
b2, c1	1,55	50	
a1	1,78	59	
	1,31	43	
	1,27	42	
	0,61	23	
	1,92	62	279
a2	1,42	45	
	4,05	76	
	1,06	37	
	0,87	29	
	2,44	69	
	-0,09	11	267
a3	1,06	38	
	2,89	72	
	0,81	28	
	0,38	18	
	-0,22	7	
	0,99	30	
	1,58	51	244
b1, c2	2,43	68	
a1	0,99	31	
	0,47	21	
	1,68	56	
	-0,29	5	
	1,04	34	215
a2	1,71	57	
	1,6	52	
	1,45	47	
	1,95	63	
	-0,18	8	
	-0,33	4	231
a3	0,44	20	
	1,91	61	
	1,43	46	
	-0,27	6	
	0,76	26	
	1,16	40	
	0,23	15	214
b2, c2	0,19	14	
a1	1,08	39	
	0,48	22	
	-0,6	2	
	0,66	24	
	1,05	36	137
a2	-0,13	10	
	1,74	58	
	0,3	17	
	0,26	16	
	-0,76	1	
	0,69	25	127
a3	1,36	44	
	2,39	67	
	-0,35	3	
	1,05	35	
	1,01	33	
	0,12	13	
	-0,13	9	204

Trialanfang

Die varianzanalytische Untersuchung der DC-EEG-Daten im Zeitfenster 1000 bis 1900 ms zu Beginn einer Sequenz ergab keine signifikanten Unterschiede zwischen den Faktoren. Die während der ersten Stimulussequenz gemessenen kortikalen Signale sollten aufgrund der Aufgabe zumindest teilweise mit der Enkodierung und Abspeicherung der zu erinnernden Sequenz assoziiert sein. Eine statistisch bedeutsame Veränderung der kortikalen Aktivierung zwischen prae und post interventionem innerhalb einer Gruppe ließe sich mit einer veränderten Erkennungsleistung korrelieren.

Bei den Kontrollen wurde in einem unkorrigierten multiplen und zweiseitigen t-Test (Abschn. 7.1.6) nur eine der Elektroden signifikant ($\alpha = 1\%$): TP7 zeigte in der Messung nach dem Unterricht einen signifikant negativeren Verlauf direkt nach Sequenzbeginn. Insgesamt existierte ein Trend zu größerer Negativität in der Messung nach der Intervention auf centro-frontalen Elektroden (Abb. 34), was möglicherweise mit einer erhöhten Ressourcen-Allokation erklärbar ist. Da Probanden keinen die Lösung der Aufgabe unterstützenden Unterricht erhalten hatten, erforderte die Lösung der Aufgaben möglicherweise eine größere Anstrengung.

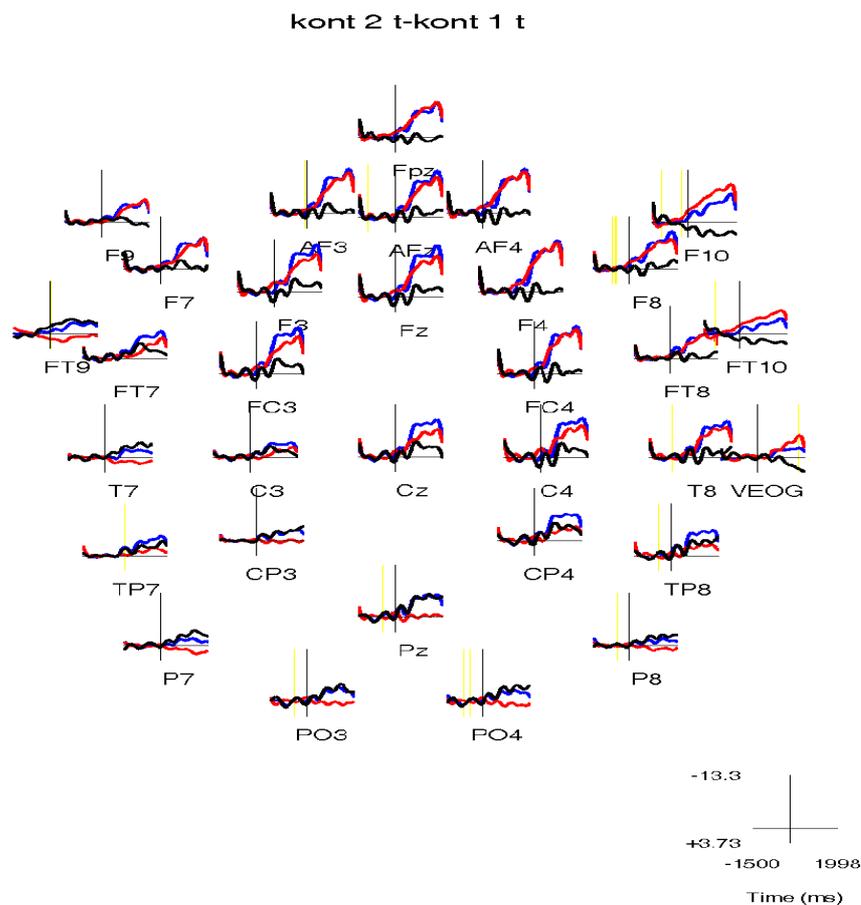


Abb. 34. Vergleich der kortikalen Aktivierung der Kontrollgruppe vor (rot) und nach (blau) der Intervention. Schwarze Linie: Differenz zwischen den beiden Messungen (zweite – erste Messung). Gezeigt sind die Potentialverläufe aller 31 Elektroden sowie das vertikale Okulogram (VEOG) von 1500 ms vor bis 1998 ms nach Trialbeginn. Die senkrechte Linie in jedem Einzelplot stellt den Trialbeginn dar, unten rechts ist ein Bezug für die Dauer (in ms) und die Potentialänderungen (in μV) angegeben. Negative Potentiale werden aus historischen Gründen nach oben abgetragen. In multiplen, unkorrigierten t -Tests signifikante Unterschiede zwischen Samplepunkten der beiden Messungen sind durch gelbe Linien markiert. Durch die Baseline-Korrektur während der Vorperiode (-1500 ms – 0 ms) verringert sich in diesem Zeitfenster die Varianz, was die Wahrscheinlichkeit erhöht, mit kleinen Potentialunterschieden signifikante Ergebnisse zu erreichen. Deshalb werden im folgenden nur Ergebnisse nach der Vorperiode betrachtet. Bei den Kontrollen unterschied sich nur TP7 zwischen den beiden Messungen. Dort wurde nach dem Unterricht ein signifikant negativerer Wert gemessen als vorher.

Der Vergleich zwischen erster und zweiter Messung bei der deklarativen Gruppe ließ nur die Elektroden Pz und AF4 signifikant werden (Abb. 35). Bilateral ist fronto-temporal in der ersten Messung (rote Kurve) ein Trend zu negativeren Werten vorhanden, während parietale Elektroden während der zweiten Messung negativer waren.

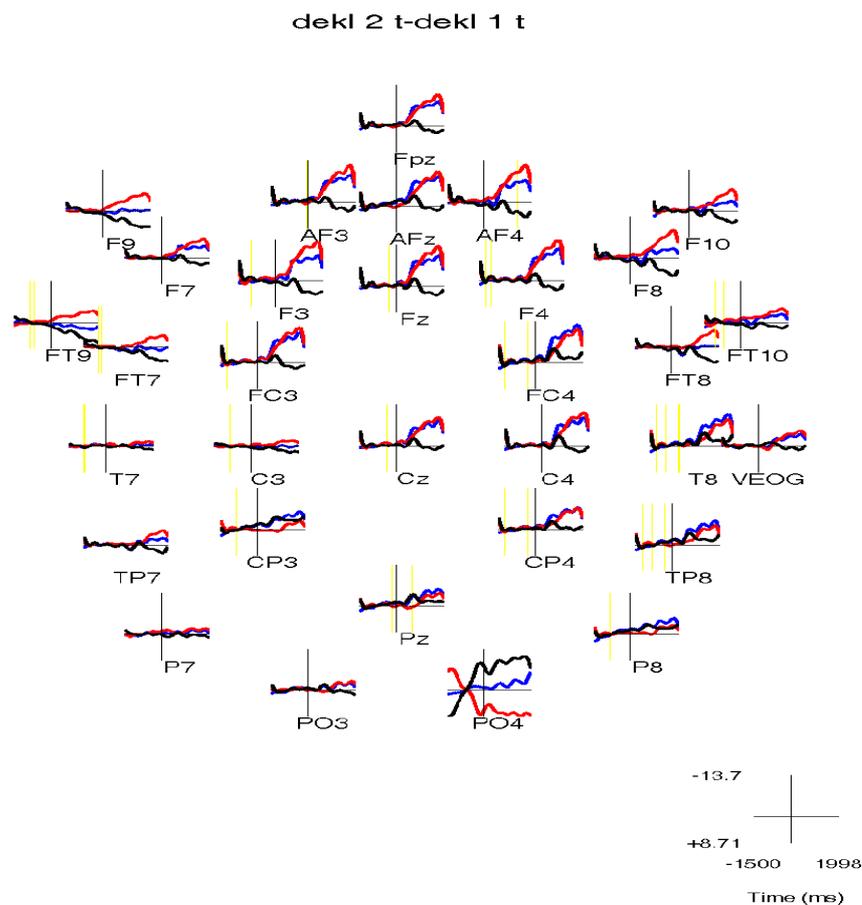


Abb. 35. Vergleich der deklarativen Lernergruppe vor (rot) und nach (blau) dem Unterricht (Differenzkurve schwarz) zu Beginn der Stimulation; signifikante t -Werte sind gelb markiert. Details wie in Abb. 34. Signifikant wurden nur die Elektroden AF4 und Pz.

Die Messungen der prozeduralen Gruppe unterschieden sich zwischen den beiden Sitzungen auf den Elektroden T7 und PO3 (Abb. 36). Die bei den Kontrollen und deklarativen Lernern zu beobachtende größere Negativität während der ersten Sitzung ist lediglich auf Elektrode T7 zu sehen.

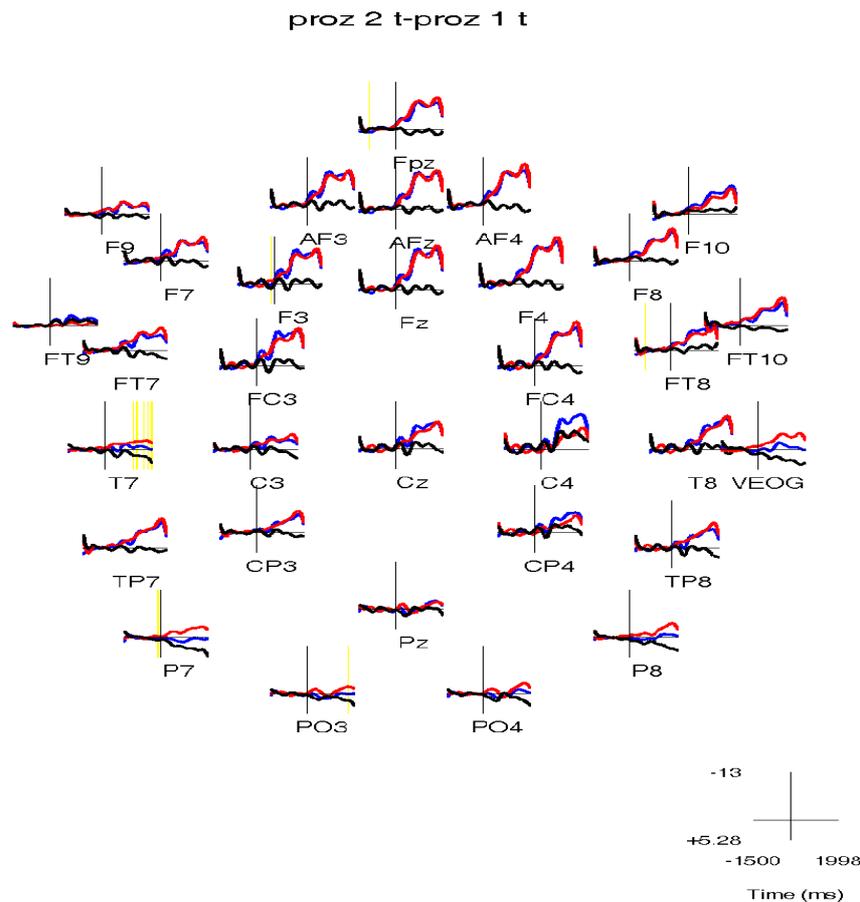


Abb. 36. Vergleich der prozeduralen Gruppe vor (rot) und nach (blau) dem Unterricht zu Beginn der ersten Sequenz. Details wie Abb. 34. Signifikant waren die Elektroden T7 und PO3, bei denen während der ersten Messung negativere Werte als während der zweiten Messung registriert wurden.

Trialende

Am Ende der zweiten Sequenz ist das Gehirn vermutlich mit mindestens zwei taskspezifischen Teilleistungen beschäftigt: erstens mit der Dekodierung der bereits im Arbeitsgedächtnis abgespeicherten ersten Stimulushälfte (“retrieval”) und zweitens mit dem Vergleich mit der gerade hörbaren zweiten Sequenz. Als Referenzperiode diente bei dieser Auswertung der Zeitraum nach dem Ende des zweiten Stimulus, Änderungen traten deshalb im Zeitbereich < 0 ms auf (Absch. 7.1.6). Die varianzanalytische Untersuchung der DC-EEG-Daten im Zeitfenster von -1000 bis -500 ms am Ende einer Sequenz ergab jedoch keine signifikanten Unterschiede zwischen den Faktoren.

Beim Vergleich innerhalb der Kontrollgruppe vor und nach dem Unterricht waren bei dem multiplen unkorrigierten t-Test zehn Elektroden bei der zweiten Messung (blaue Linie) signifikant

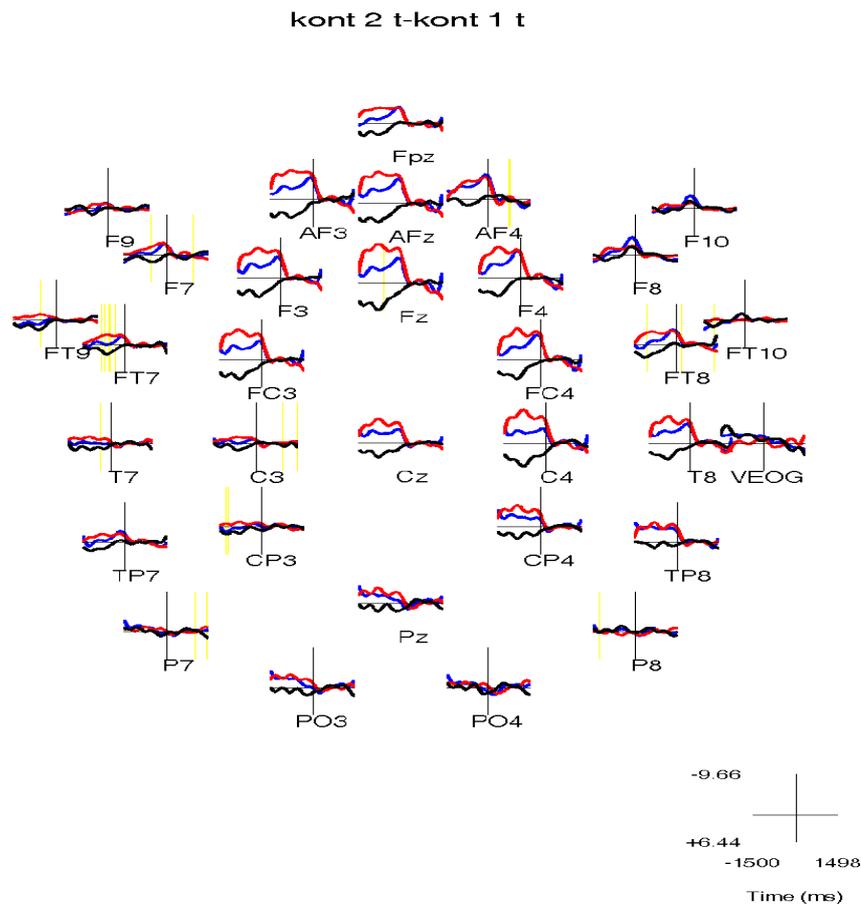


Abb. 37. Vergleich zwischen erster (rot) und zweiter (blau) Messung der Kontrollen am Ende der Stimulation, also während der zweiten Sequenz. Die Baseline-Korrektur erfolgte zwischen 500 ms und 1498 ms, so dass in diesem Zeitfenster auch die Wahrscheinlichkeit erhöht ist, mit kleinen Potentialwerten signifikante t -Werte (gelbe senkrechte Linien) zu erreichen. Aus diesem Grund sind im Folgenden nur Ergebnisse vor der Baseline-Periode erwähnt.

weniger negativ als in der ersten Sitzung. Dabei handelte es sich vorwiegend um linkshemisphärische Elektroden sowie FT8 und P8 (Abb. 37).

Die deklarative Gruppe unterschied sich zwischen den beiden Messungen nur in einer Elektrode signifikant, FT9, die zusammen mit benachbarten temporalen Elektroden nach dem Unterricht (blaue Kurve) negativere Werte aufwies als vorher. Rechts fronto-temporal nahm die Aktivierung in der zweiten Sitzung gegenüber der ersten ab (Abb. 38).

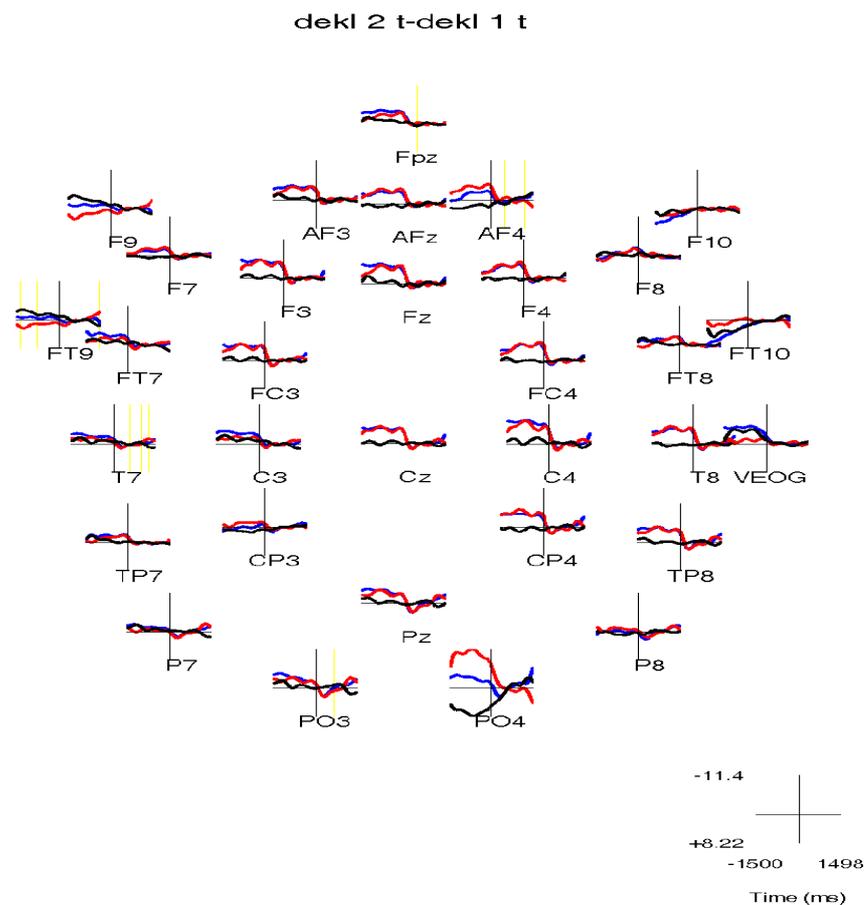


Abb. 38. Potentialverläufe der deklarativen Gruppe vor (rot) und nach (blau) der Intervention am Ende der zweiten Sequenz. Die Elektrode FT9 war in der zweiten Messung signifikant negativer als in der ersten. Details, siehe Abb. 37.

Die prozedurale Gruppe zeigte zwischen erster und zweiter Messung am Trialende nur auf F3 signifikante Unterschiede, wo in der zweiten Sitzung verstärkte Negativität gemessen wurde (Abb. 39). Dieser Trend setzte sich im gesamten fronto-zentralen Bereich fort, während in der ersten Messung temporal wiederum eine etwas stärkere Aktivierung registriert wurde als in der zweiten.

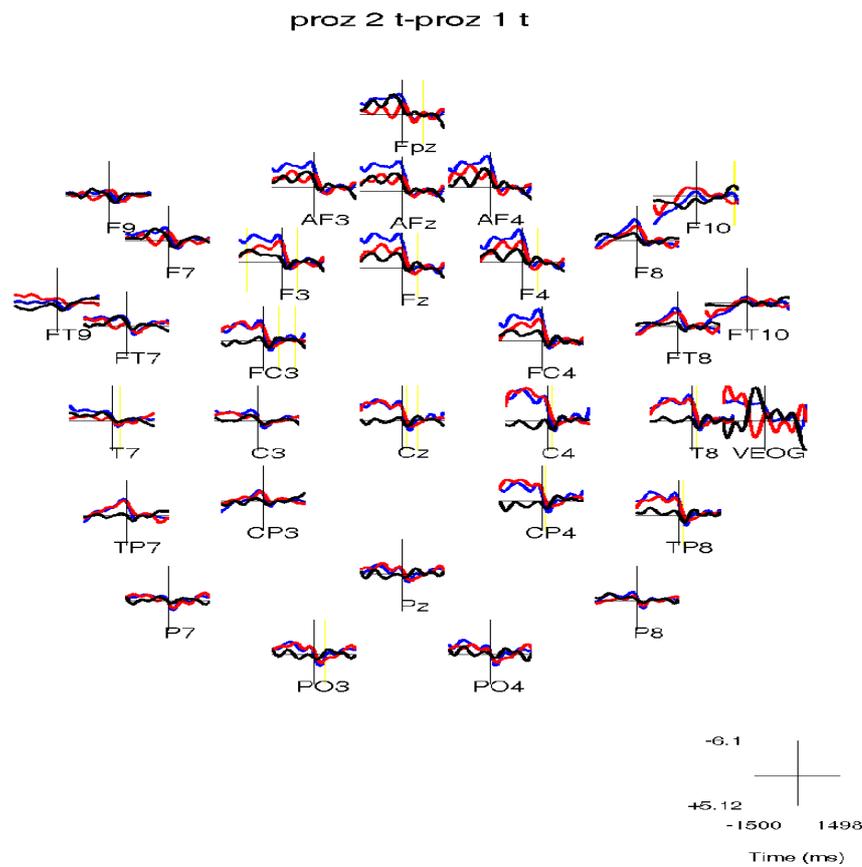


Abb. 39. Vergleich zwischen erster (rot) und zweiter (blau) Messung der prozeduralen Gruppe am Trialende. Signifikant wurde nur F3. Details Abb. 37

Änderungen zwischen Gruppen

Der Vergleich zwischen den Potentialverläufen der drei Probandengruppen während erster und zweiter Messung könnte bei einer signifikanten Verhaltensänderung Hinweise auf den Ort der durch die Intervention veränderten Rhythmusrepräsentationen geben. Trialanfang

Wie bei dem Vergleich *innerhalb* der Gruppen ist der Zeitbereich von 0 bis 1998 ms von Interesse, da aufgrund der vorangehenden Referenzperiode sich nur dort Änderungen beim Enkodieren zeigen können.

Der Vergleich der prozeduralen Gruppe mit den Kontrollen während der zweiten Messung zeigt, dass vier parieto-okzipitale Elektroden der Kontrollen (rot) signifikant negativer sind als die der

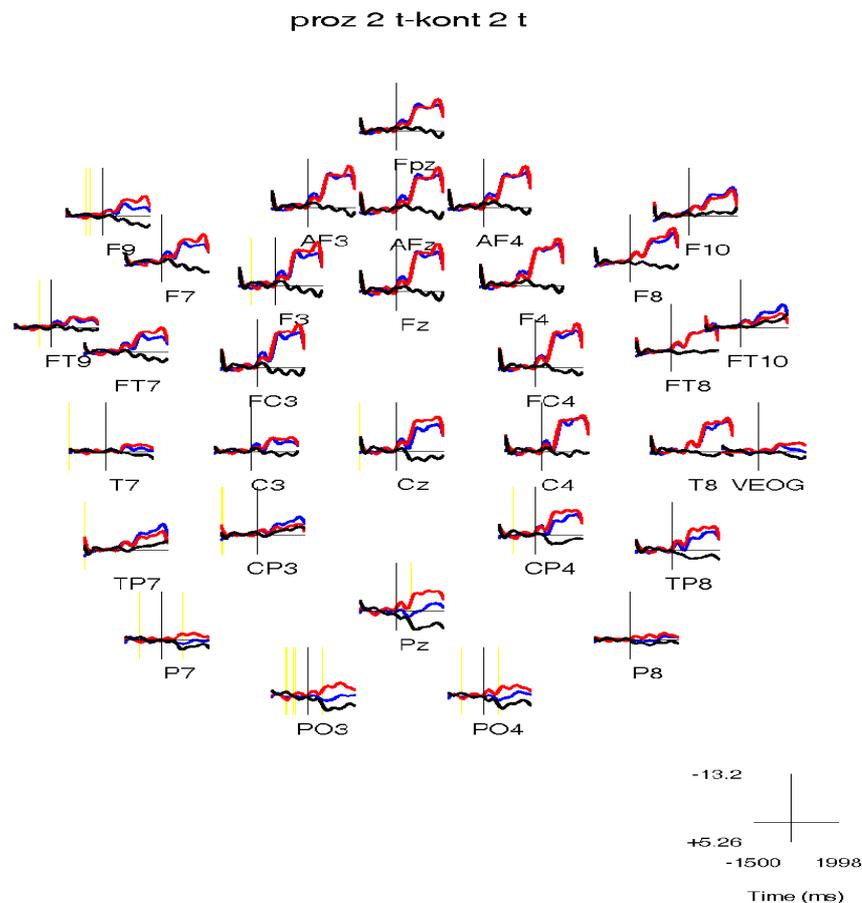


Abb. 40. Der Vergleich zwischen prozeduralen Lernerinnen (blau) und Kontrollen (rot) während der zweiten Messung zeigte beim Enkodieren der ersten Sequenz tendenziell negativere Werte bei den Lernern auf CP3 sowie bei den Kontrollen signifikant negativere in centro-parietalen Bereichen. Details wie in Abb. 34

prozeduralen Lerner (P7, PO3, Pz und PO4; Abb. 40), was aber wiederum mit der Abnahme der Aktivität in der prozeduralen Gruppe erklärt werden kann (Abb. 36). Dies setzt sich als Trend über fast die gesamte Schädeloberfläche fort, mit Aussparungen rechts fronto-temporal, wo kein klarer Unterschied zu sehen ist, und links den Elektroden CP3 und TP7, die bei den Lernern negativer sind.

Der Vergleich zwischen den deklarativen Lernern und den Kontrollen (Abb. 41) ergab für die Elektroden F9, F7, FT9, FT7 und C3 signifikant höhere Negativität bei den Kontrollen. Auch hier setzte sich der Trend, ähnlich wie beim Vergleich zwischen prozeduraler und Kontrollgruppe (Abb.

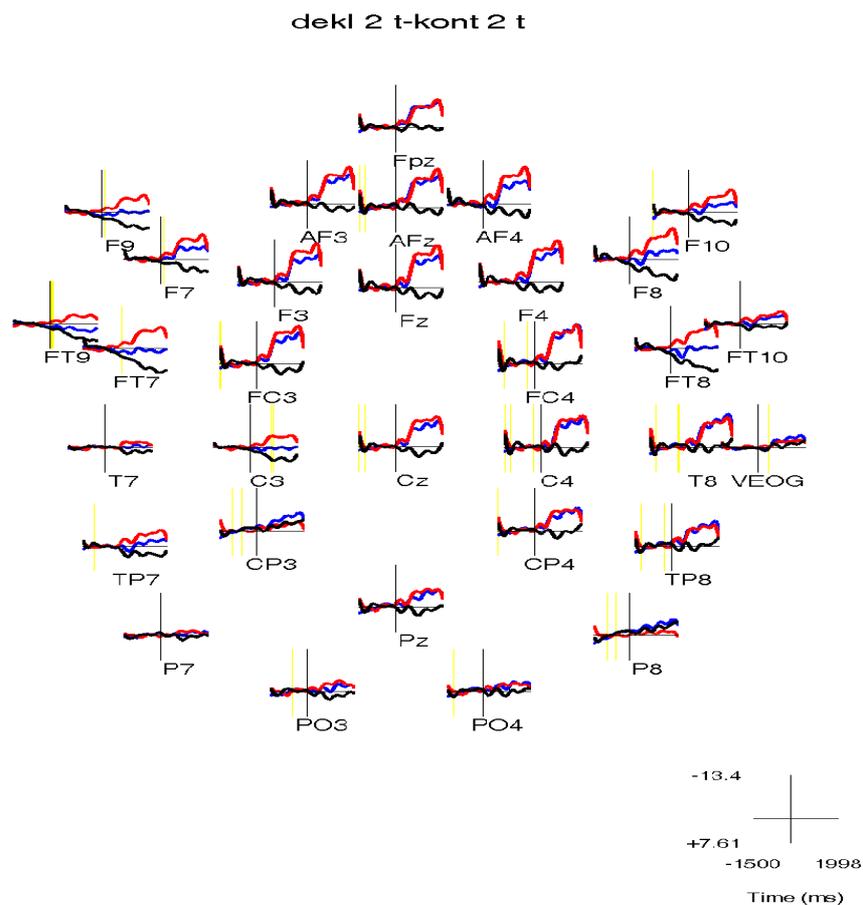


Abb. 41. Zwischen den deklarativen Lernern (blau) und den Kontrollen (rot) ergaben sich während der ersten Sequenz signifikante Unterschiede auf den Elektroden F9, F7, FT9, FT7 und C3, an denen bei den Kontrollen negativere Werte registriert wurden. Details Abb. 34.

40), bis nach frontal fort, spart allerdings den rechten temporo-parietalen Bereich aus und schließt anstatt dessen rechts fronto-temporale Gebiete mit ein.

Der Vergleich zwischen den Enkodierungsphasen der prozeduralen und der deklarativen Gruppe zeigt signifikante Unterschiede auf folgenden Elektroden: FT9, FC3, CP4, Pz, P8 und PO3 (Abb. 42). Die deklarativen Gruppe (rot) weist zu Beginn des Durchlaufs auf diesen Elektroden eine größere Negativität auf. Dieser Trend setzt sich bis in centro-parietale und rechts temporo-parietale Bereiche fort, während bei der prozeduralen Gruppe (blau) auf frontalen und rechts fronto-temporalen Elektroden negativere Werte gemessen wurden. Die stärkere Aktivierung der

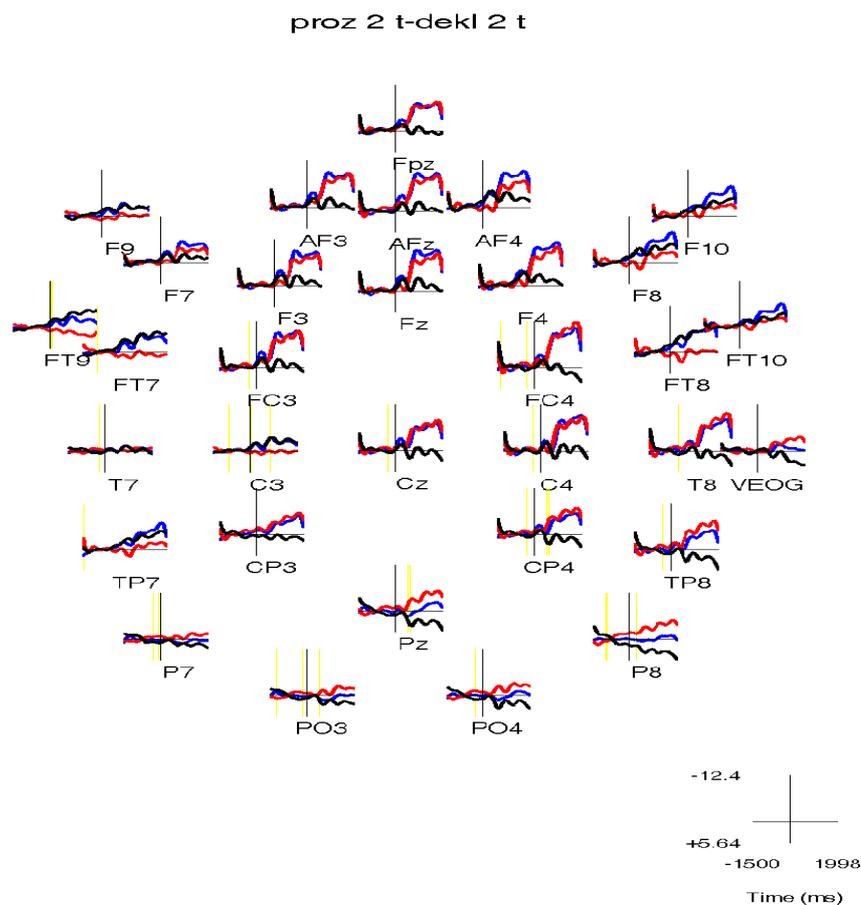


Abb. 42. Bedeutsame Unterschiede zwischen den Enkodierungsphasen der prozeduralen (blau) und deklarativen Lerner (rot) wurden auf den Elektroden FT9, FC3, CP4, Pz, P8 und PO3 registriert, die bei der deklarativen Gruppe negativer waren als bei den prozeduralen Lernern. Details wie in Abb. 34.

deklarativen Gruppe gegenüber den prozeduralen Lernern ist allerdings auf eine Abnahme der Aktivität der letzteren Gruppe in der zweiten Sequenz zurückzuführen (Abb. 36).

Trialende

Der Vergleich zwischen prozeduraler und Kontrollgruppe (Abb. 43) zeigte am Trialende auf FT7, TP7, CP3 und Pz bedeutsame Unterschiede. Auf Pz war die Negativität der Kontrollen (rot) größer, während die anderen drei Elektroden bei den prozeduralen Lernern (blau) negativer waren. Dieser Trend galt für die gesamte vordere Schädelhälfte, mit Ausnahme einiger rechts fronto-temporalen Elektroden.

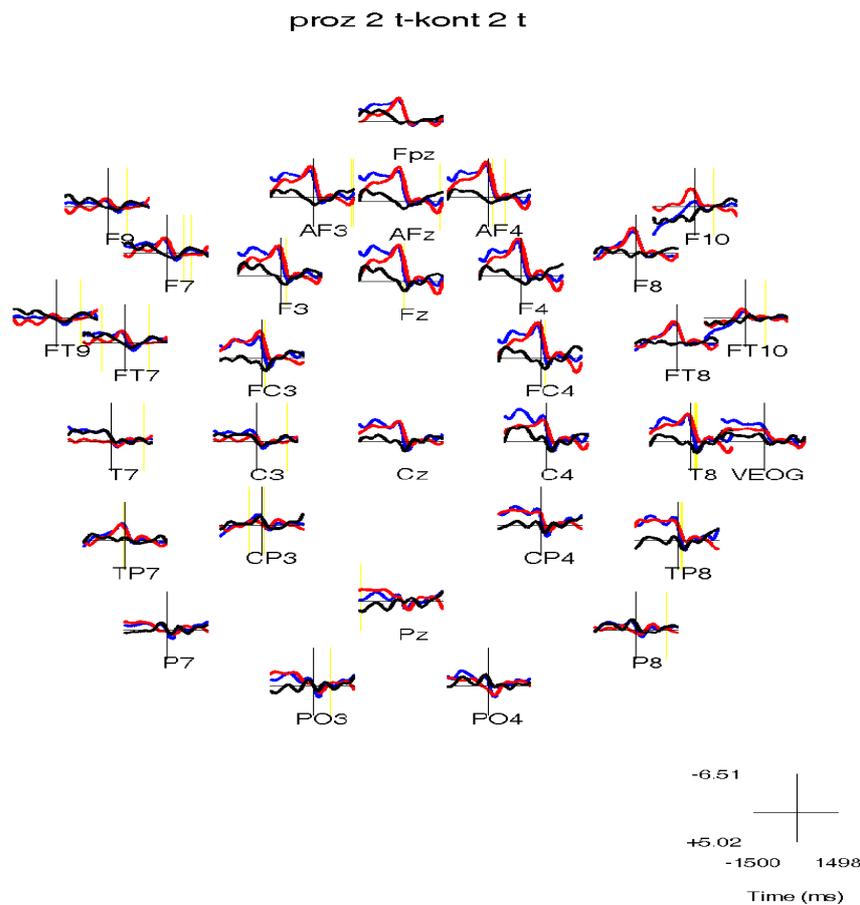


Abb. 43. Vergleich zwischen prozeduraler Gruppe (blau) und Kontrollen (rot) während der zweiten Sequenz. Bei den Lernern waren die Elektroden FT7, TP7 und CP3 negativer, bei den Kontrollen Pz. Details wie in Abb. 37.

Zwischen der deklarativen und der Kontrollgruppe ergab sich ein statistisch bedeutsamer Unterschied bei den Elektroden FT9, T7, C3 und C4, die bei den expliziten Lernern (blau) negativer waren (Abb. 44), ein Trend, der sich fast über den gesamten Schädel erstreckte. Lediglich rechts fronto-temporal waren einige Elektroden bei den Kontrollen (rot) negativer (AFz, AF4, F10, F8 und FT10).

Insgesamt sieben Elektroden wurden beim multiplen Vergleich zwischen prozeduralen und deklarativen Lernern signifikant (Abb. 45): Bei den prozeduralen Lernern wurden auf Elektrode AFz signifikant negativere Werte gemessen als bei der anderen Gruppe. Als Trend setzte sich das in rechts fronto-temporalen Elektroden fort. Die deklarative Gruppe wies auf den Elektroden FT9, FT7, FC3,

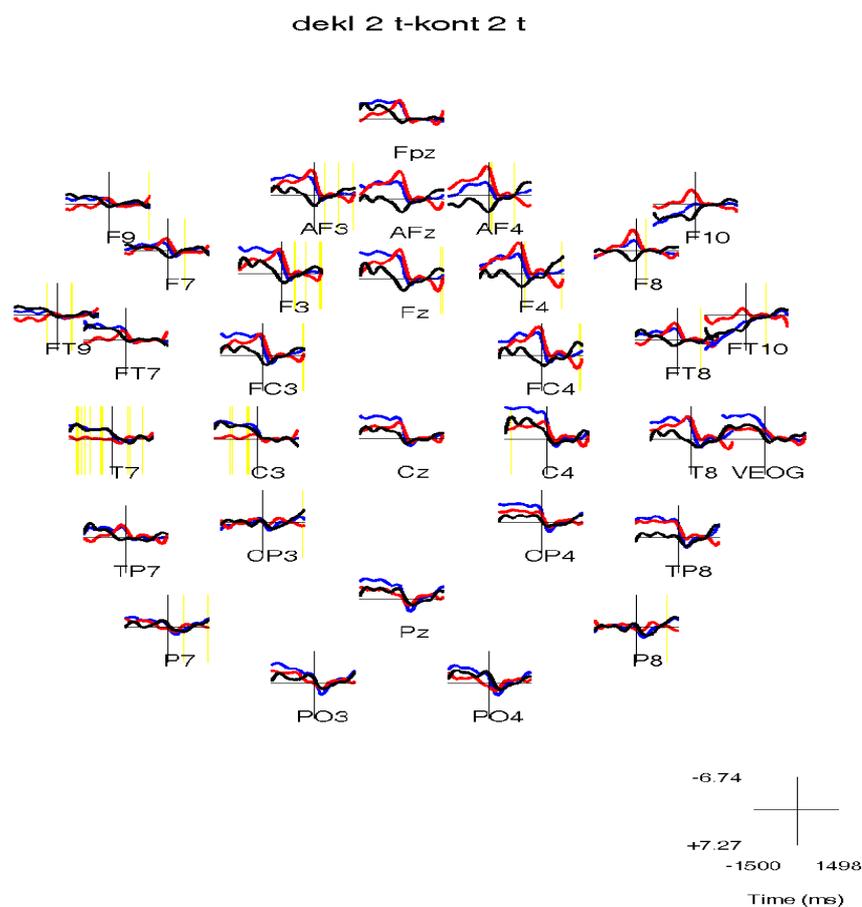


Abb. 44. Vergleich der deklarativen Lerner (blau) mit den Kontrollen (rot). Die Elektroden FT9, T7, C3 und C4 waren bei den Lernern negativer als bei den Kontrollen. AFz, AF4, F10, F8 und FT10 waren bei den Kontrollen negativer. Details wie in Abb. 37

C3, Cz, Pz signifikant negativere Werte auf, was tendenziell für fast den gesamten hinteren Bereich des Schädels gilt.

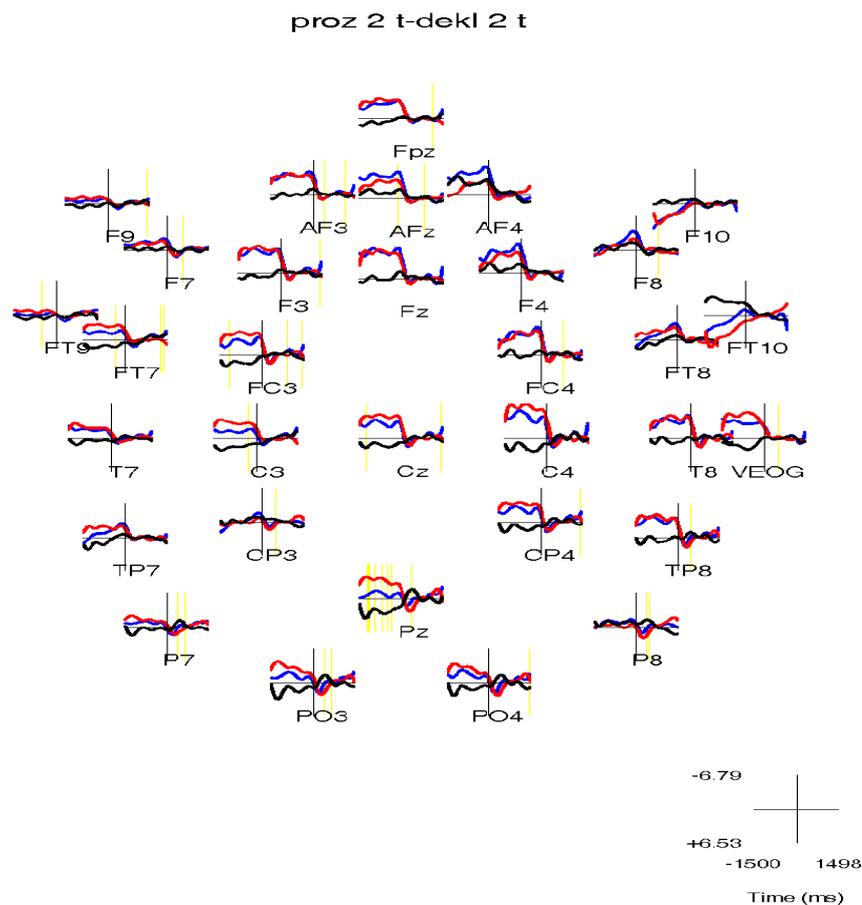


Abb. 45. Prozedurale (blau) und deklarative (rot) Lerner während der zweiten Sequenz. Die prozedurale Gruppe erreichte auf Elektrode AFz negativere Werte, während die deklarative Gruppe die Elektroden FT9, FT7, FC3, C3, Cz, Pz stärker aktivierte. Details wie in Abb. 37.

7.3 Diskussion

Der Frage, warum die Intervention keine nachweisbaren Änderungen im Verhalten, also keine verbesserte Rhythmuserkennung, zur Folge hatte, soll hier kritisch nachgegangen werden, um für eventuelle Folgeuntersuchungen konstruktive Vorschläge für mögliche Versuchsplanänderungen zu entwickeln.

7.3.1 Experimentelles Design

Ein prinzipielles Problem, das einen Einfluss auf das Verhalten der Lerngruppen haben könnte, ist die schlechte Kontrollierbarkeit des Faktors Unterrichtsmethode, da hier viele Einflüsse eine Rolle spielen. Eine komplexe Intervention wie Unterricht ist nur sehr schwer zu formalisieren, und je mehr unkontrollierte (und unbekannte) Variablen das Ergebnis beeinflussen, desto weniger Varianz ist durch die Analyse aufklärbar. Als ein möglicherweise relevanter Faktor unter anderen wäre hier die Einstellung des Lehrers zur Lehrmethode zu nennen. Es kann beispielsweise vermutet werden, dass ein Lehrer, der einer Methode besonders positiv gegenüber eingestellt ist, die Schüler auch besser zu motivieren vermag, während ein negativ eingestellter Lehrer diese Einstellung auch an die Schüler weiter vermitteln könnte. In diesem Zusammenhang könnte sogar auch die Reihenfolge, in der Lehrer den experimentellen Gruppen zugeteilt werden (welche ihren Unterricht jeweils bei verschiedenen Lehrern erhalten, um den Lehrer-Effekt möglichst zu eliminieren), eine Rolle spielen. Ist beispielsweise der erste Lehrer einer Gruppe der zu unterrichtenden Methode eher zugeneigt, so könnte spekuliert werden, dass er einen motivierenderen Einfluss auf die Schüler ausübt, als wenn er entgegen seiner Überzeugung lehren müsste, und sich diese Einstellung durchaus auch über seine eigene Lehrperiode hinaus auswirken und einen Lehrerwechsel überdauern kann. Analog können auch überdauernd demotivierende Effekte angenommen werden.

Wesentlich ausschlaggebender im Rahmen dieser Studie könnte die für das Erlernen rhythmischer Gehörbildung notwendige Intensität der Instruktion und des Übens sein. Die im Rahmen dieses Experiments angesetzte Dauer und Häufigkeit der Interventionen (die nicht zuletzt durch die Realitäten des Experimentalbudgets bestimmt worden waren) war möglicherweise für so eine komplexe Materie wie rhythmische Gehörbildung nicht ausreichend. Es könnte entsprechend spekuliert werden, dass die (unkorrigierten) signifikanten Unterschiede in den elektrophysiologischen Daten innerhalb der Gruppen erste kortikale Veränderungen darstellen, die sich aber wegen ihrer noch

gegebenen Instabilität nicht in Verhaltensänderungen niederschlagen konnten. Ein bewährter Ansatz der Evaluationsforschung ist in diesem Zusammenhang die Kovarianzanalyse des Allgemeinen Linearen Modells (ALM). Diese erfordert jedoch Stichproben, deren Größe in einem EEG-Experiment nur schwerlich erreicht werden können, so dass auf diese Analysemethode hier leider nicht zurückgegriffen werden konnte.

7.3.2 Stimuli

Eine intervenierende Variable, die die Varianz der Verhaltensdaten möglicherweise, die der elektrophysiologischen Daten jedoch unvermeidlich vergrößert, ist die nicht standardisierte Länge der auditiven Stimuli. Durch die unterschiedlich langen Sequenzen wird das Arbeitsgedächtnis während der Verarbeitung der Aufgaben unterschiedlich stark belastet, und somit ein varianz-erklärender Faktor nicht konstant gehalten. Hierdurch wird eine Zuweisung von Verhaltensunterschieden zu Schwierigkeitsgrad der jeweiligen Aufgabe unmöglich gemacht. Unter anderen Bedingungen wäre eine zusätzliche stimulusbasierte Auswertung der elektrophysiologischen Daten nach Schwierigkeit, und nicht nur nach Proband und Experimentalbedingung, möglich gewesen, um putativ schwierigkeitenbedingte Aktivierungen von solchen der zu untersuchenden Rhythmusverarbeitung unterscheiden zu können. Bei einem Erfolg der Intervention, also einer Leistungszunahme bei den beiden Lernergruppen, wäre dann auch eine Kovarianzanalyse indiziert gewesen, um den Einfluss der Stimulusdauer auf die Varianz aufzuklären.

Das klassische EEG-Auswerteverfahren der Mittelung von Versuchsdurchläufen identischer Versuchsbedingungen über alle Probanden einer Gruppe ist deshalb ebenfalls nicht durchführbar. Aus diesem Grund wurde zu dem in Abschn. 7.1.6 beschriebenen Verfahren der getrennten Auswertung von Stimulusbeginn und -ende gegriffen, was aber auch nur eine Annäherung an die stimulsevozierten und verarbeitungsinduzierten Potentialänderungen darstellt, da mit

zunehmendem zeitlichen Abstand von der Referenzperiode die durch unterschiedliche Stimuluslängen hervorgerufene Varianz zunimmt (siehe Abb. 46).

Ein generelles Problem musikalisch motivierter Rhythmusstudien ist außerdem die implizite und experimentell kaum kontrollierbare Repräsentation, die jeder noch so „unmusikalische“ Mensch vom Untersuchungsgegenstand aufgrund lebenslanger Exposition zu musikalischen Reizen im Alltag, insbesondere durch die audio-visuellen Medien besitzt.

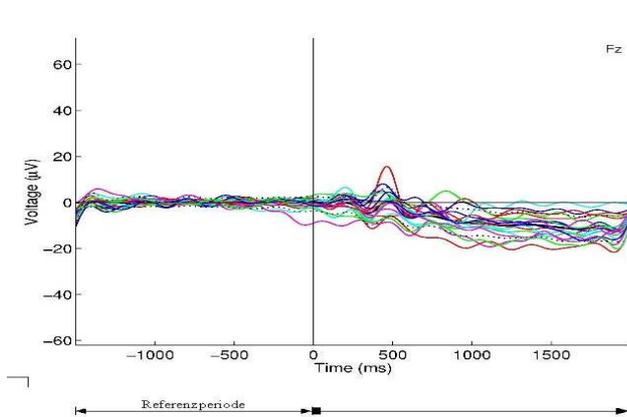


Abb. 46. Potentialverläufe aller Probanden aller Gruppen vor der Intervention bei veränderter zweiter Sequenz und der Antwort "richtig" über der Elektrode Fz zu Beginn der zweiten Sequenz. Während der Referenzperiode („baseline period“, -1500 bis 0 ms) ist die Standardabweichung (gepunktete Linie) am kleinsten, mit zunehmendem zeitlichen Abstand vom Ende der Referenzperiode nimmt sie zu.

7.3.3 Verhaltensdaten

In Abb. 33 sind die d' -Werte der Probanden für die drei Probandengruppen und die vier Faktorstufenkombinationen gezeigt. Diese Quantifizierung der Verhaltensleistung (Abschn. 7.1.6) baut auf der Annahme auf, dass die untersuchte Leistung (Rhythmuserkennung) in der Population gleichverteilt ist. Dass diese Voraussetzung durch die kleine Stichprobe verletzt war, wurde bei der Testung der Unterschiedshypothese berücksichtigt (Abschn. 7.2.1), nicht aber beim zugrundeliegenden psychophysischen Modell. Macmillan & Creelman (1991) diskutieren für diesen Fall mehrere parameterfreie Verfahren, hauptsächlich $p(c)$ („proportion correct“), A' (Maß für die Fläche unter einer Empfänger-Arbeitscharakteristik-Kurve, ROC, „receiver operating characteristic“), und gehen auch auf deren Probleme ein. Da der Einsatz dieser Verfahren jedoch

einen erheblichen Mehraufwand bedeutet hätte, der wegen der Quantität und Komplexität der Daten mit den vorhandenen Auswertungsmöglichkeiten kaum zu bewältigen gewesen wäre (schon die im Rahmen der Untersuchung durchgeführten Auswertungen lagen in Hinblick auf Rechnerkapazitäten am Rande des Möglichen), wurde im Rahmen dieser Untersuchung darauf verzichtet. Da parameterfreie Verfahren außerdem weniger sensitiv für Unterschiede sind als parametrische Verfahren, da sie weniger Voraussetzungen zugrundelegen, kann mit einiger Berechtigung angenommen werden, dass ihre Verwendung ebenfalls keine positiven Ergebnisse gezeitigt hätte.

Eine Spezifizierung der Alternativhypothese dahingehend, wie stark der Lernerfolg sein müsste (z.B. in Prozent Zuwachs der Erkennungsleistung), um als „erfolgreich“ bezeichnet werden zu können, würde eine Berechnung der Effektstärke ε zulassen und so nach Festlegung des akzeptierten statistischen Fehlers erster (α) und zweiter Ordnung (β) die Berechnung der benötigten Stichprobengröße ermöglichen. Diese Wechselbeziehung (Bortz, 1999) erfordert also eine intensive Auseinandersetzung und Erfahrung mit den Lehrmethoden und deren Wirkstärke, um einen erwünschten Mindestlernerfolg nennen zu können. Da in dem vorliegenden Paradigma kein quantitativ fundiertes Expertenwissen existiert, müssten erst relativ umfangreiche Vorversuche durchgeführt werden, um bei Kontrolle der Lehrmethode überhaupt einen durchschnittlichen Zuwachs ermitteln zu können.

Wird aus pragmatischen Gründen auf eine Aussage über die Effektgröße verzichtet, so muss bei der Vergrößerung der Probandengruppen darauf Rücksicht genommen werden, dass diese nicht zu groß werden dürfen, da sonst unbedeutende Effekte signifikant werden. Diese Warnung ist bei EEG-Experimenten allerdings wohl eher überflüssig, da das N wegen des großen experimentellen Aufwands immer klein ist und versucht wird, dies durch eine erhöhte Anzahl von Trials wettzumachen. Bei der Durchführung von DC-EEG Experimenten ist dies wegen der Notwendigkeit relativ langer Versuchsdurchläufe wiederum problematisch.

Um im Falle eines unbekanntes ε den benötigten Stichprobenumfang abschätzen zu können, existieren Tabellen, in denen Richtwerte für $\alpha = 5\%$ nachgeschlagen werden können (z.B. Bortz & Döring, 2002). Bortz (1999) gibt auch Hinweise zur Umrechnung für kleinere Fehler erster Ordnung.

Die Tatsache, dass auch die Teilnehmer der Kontrollgruppe sich nach Versuchsende in die laboreigene Liste für Probanden zukünftiger Experimente eintrugen, lässt die Interpretation zu, dass zumindest keine generelle Frustration ihr Ergebnis beeinflusst hat.

Die statistischen Ergebnisse lassen sich aufgrund fehlender signifikanter Unterschiede zwischen der Erkennungsleistung von Lerner-Gruppen und den Kontrollen nur schwer interpretieren. In jedem Falle hat sich H_3 nicht bestätigt, wonach die Lernergruppen in ihrer Erkennungsleistung der Kontrollgruppe überlegen sein sollten. Die Vergleichbarkeit der Erkenntnisleistung bei deklarativen und prozeduralen Lernern kann deshalb nicht als Hinweis auf vergleichbare Tauglichkeit beider Lehrmethoden angesehen werden, was die ursprüngliche Hintergrundannahme bei der Formulierung von H_4 war, sondern nur als Hinweis auf vergleichbare Wirkungslosigkeit. Die signifikante Interaktion zwischen der Gruppe und dem messwiederholten Faktor lässt sich hier zwar als Einfluss der Intervention deuten; da die Erkennungsleistung der Probanden in der zweiten Sitzung aber schlechter war als in der ersten, müsste der Unterricht eine *Destabilisierung* der ursprünglich vorhandenen mentalen Repräsentation von Rhythmen bewirkt haben. Hiergegen spricht allerdings, dass dieselbe Tendenz bei den Kontrollen festzustellen ist, deren Unterricht eigentlich keinerlei Auswirkungen auf Rhythmusrepräsentationen hätte haben sollen.

Für die Destabilisierungsthese könnte aber sprechen, dass sich beide Lernergruppen von den Kontrollen dadurch unterschieden, dass sie von dem Distraktor etwas stärker in ihre Erkenntnisleistung beeinflusst wurden. Zwar beeinflusste der Distraktor das Verhalten allgemein nicht, jedoch gab es eine Interaktion zwischen Probandengruppe und Distraktor, indem die Lernergruppen stärker

vom Distraktor gestört wurden als die Kontrollen; hauptsächlich gilt dies für die Messung nach dem Unterricht. Alternativ zur Interpretation, dass der Effekt des Distraktors bei den Lernern auf eine generelle Destabilisierung der Rhythmusrepräsentationen durch den Unterricht zurückzuführen ist, könnte dieser Befund auch als Hinweis auf eine spezifisch verbale Repräsentationsbildung durch den Unterricht interpretiert werden, unabhängig davon, ob die Probanden impliziten oder expliziten Unterricht erhielten. Hiergegen würden aber die elektrophysiologischen Daten sprechen, die bei prozeduralen Lernern im Vergleich zu Kontrollen keinen erhöhten Einbezug sprachrelevanter Areale zeigten.

7.3.4 Elektrophysiologische Daten

Ähnliches wie für die Stichprobenumfänge gilt für die Anzahl der Trials. Ihre Erhöhung wäre dringend notwendig, um vor allem die Varianz der elektrophysiologischen Daten zu verringern. Ohne Aussage zur Effektgröße ist aber auch hier keine Zahl zu nennen. Die Problematik der fürs DC-EEG benötigten langen Trial dauern wurde schon angesprochen. Auch die durch unterschiedliche Stimulusdauern entstehenden Probleme beim Trennen von Aufgabenschwierigkeit und „working memory load“ (Baddeley, 1992) wurden bereits erwähnt (Abschn. 7.3.2).

Diese grundlegenden, aber sehr wünschenswerten Änderungen am Design würden alle einen erheblichen, auch zeitlichen, Mehraufwand sowohl für die Experimentatoren als auch für die Probanden bedeuten. Es ist absehbar, dass die vorgeschlagenen Verbesserungen die Varianz der elektrophysiologischen Daten verringern und dadurch den α -Fehler verkleinern würden und dadurch eventuell in den Daten vorhandene Unterschiede statistisch detektierbar machen würden. Ohne eine messbare und statistisch bedeutsame Verhaltensänderung, die auf die Intervention zurückzuführen ist, bleibt die Interpretation der EEG-Daten allerdings auch bei entsprechenden Verbesserungen weitgehend tentativ. Im Folgenden werden die Ergebnisse dahingehend diskutiert, dass versucht wird, Trends in den elektrophysiologischen Daten zu identifizieren. Es scheint, dass die Daten

mehrere Hinweise enthalten, die mit den nach der Hypothese zum Repräsentationserwerb in Abhängigkeit von der Lehrmethode (H_1 und H_2) vorausgesagten Änderungen vereinbar sind.

Änderungen innerhalb der Gruppen

Trialanfang

Die Unterschiede der Kontrollen vor und nach dem Unterricht betrafen fast den gesamten Bereich des Schädels, wo bei der zweiten Messung eine stärkere Negativität registriert wurde, und einen rechts-fronto-temporalen Bereich, der in der zweiten Messung weniger negativ war (Abb.34). Zusammen mit der tendenziellen Performanzabnahme der Gruppe (Abb. 33) könnte spekuliert werden, dieses Aktivierungsmuster sei auf eine stärkere Allokation von Aufmerksamkeitsressourcen zurückzuführen, mit daraus folgender erhöhter unspezifischer kortikaler Aktivierung. Möglicherweise zeigt sich hierin ein Effekt des Unterrichts, insofern als die Kontrollen nach ihrem nicht Rhythmus bezogenen Unterricht mit rhythmischen Stimuli weniger vertraut sind als die Lerner, die während ihrer sechs Unterrichtssitzungen einer Vielzahl rhythmischer Stimuli ausgesetzt waren und deshalb möglicherweise mehr Aufmerksamkeit auf ihre Verarbeitung verwenden müssen.

Die prozedurale Gruppe zeigte im Gegensatz dazu im okzipito-parietalen Bereich eine Abnahme der Aktivität, was allerdings nicht mit einer signifikanten Verbesserung der Performanz einherging (Abschn. 7.3.1). Dies stimmt mit den Ergebnissen von Bischoff-Grethe et al. (2000) überein, die bei automatisierter Verarbeitung eine Deaktivierung parietaler Bereiche feststellten.

Die deklarative Gruppe tendierte zu Beginn des Versuchsdurchlaufs bei der zweiten Messung bilateral frontal und links temporal zu einer Aktivitätsabnahme, während rechts temporo-parieto-zentrale (F4, T8, TP8, Pz und P8) Areale eine Zunahme zeigten. Dies ist überraschend, da bei regelbasierter Verarbeitung eine stärkere Aktivierung der mit Sprachverarbeitung beschäftigten links-temporalen Bereiche erwartbar gewesen wäre. Die Aktivierungsabnahme im frontalen Bereich

könnte hier eventuell durch einen effizienteren Einsatz kortikaler Aufmerksamkeitsressourcen erklärt werden (Abb. 35).

Trialende

Fast alle Elektroden registrierten bei den Kontrollen in der zweiten Sitzung am Ende der zweiten Sequenz eine Abnahme der Aktivierung (Abb. 37), was mit der Abnahme der Performanz korreliert (Abb. 33), aber im Widerspruch zu den Befunden der ersten Sequenz steht, bei der eine erhöhte Aktivierung gemessen worden war.

Die nach dem Unterricht etwas stärkere fronto-polare und links fronto-temporale Negativierung der deklarativen Gruppe (Abb. 38) könnte sich durch vermehrten Einsatz der im Unterricht erlernten Regeln erklären lassen, der eine Aktivierung der linkshemisphärischen sprachrelevanten Netzwerke erfordert. Die geringere rechts fronto-temporale Aktivierung könnte durch das Herunterfahren der nicht durch die deklarative Unterrichtsmethode geforderten und putativ implizit-musikrelevanten Bereiche bedingt sein (Bangert & Altenmüller, 2003).

Die allgemeine fronto-zentrale Aktivierungszunahme bei den prozeduralen Lernern ist kompatibel mit H_1 und könnte sich durch eine stärker aufmerksamkeitsgesteuerte Lösungsstrategie erklären lassen, da frontale und präfrontale Bereiche mit Aufmerksamkeitssteuerung assoziiert werden (Aston-Jones et al. 1999). Nichtsdestotrotz nimmt aber die Performanz leicht ab (Abb. 33). Die Zunahme des Standardfehlers vor allem in Richtung größerer d' -Werte könnte allerdings ein Hinweis darauf sein, dass einige Probanden sehr wohl eine stabile neue Repräsentation erworben haben, welche die gemittelten elektrophysiologischen Daten teilweise schon signifikant beeinflusst, während aber die Änderung im Verhalten noch zu variant ist, um eine stabile Verschiebung des Medians nach oben zu zeitigen.

Änderungen zwischen Gruppen

Trialanfang

Der Vergleich zwischen deklarativen Lernern und Kontrollgruppe zeigt zu Beginn des Versuchsdurchlaufs eine besonders frontal stärkere Negativierung bei den Kontrollen, was wieder durch eine größere Allokation von Aufmerksamkeitsressourcen dieser Gruppe erklärt werden könnte (Abb. 41, Aston-Jones et al., 1999). Es könnte sich hierbei aber auch nicht so sehr um eine Steigerung bei den Kontrollen, sondern vielmehr um eine Abnahme der Negativität bei den Lernern handeln. D.h. es könnte also eine effizientere Nutzung der Ressourcen vorliegen, die sich die deklarativen Lerner im Laufe des Unterrichts angeeignet haben. Auch hier ergibt sich der etwas überraschende Befund, dass die deklarative Gruppe bei der Enkodierung eine geringere links-temporale Aktivität, d.h. verminderte Aktivität der sprachrelevanten Areale zeigt.

Ein ähnliches Bild bietet sich beim Vergleich der prozeduralen mit der Kontrollgruppe (Abb. 40), bei dem letztere wieder eine großflächige und stärkere Negativierung aufweisen. Lediglich auf links-temporoparietalen und rechts frontotemporalen Elektroden ergab sich eine größere Aktivierung bei den prozeduralen Lernern. Auch hier gilt die schon eben gemachte Beobachtung, dass es sich nicht so sehr um eine stärkere Aktivierung bei den Kontrollen handeln könnte, sondern um eine effizientere Ressourcennutzung der prozeduralen Lerner. Es zeigt zeigt sich, dass bei der Enkodierung keine sprachrelevanten Bereiche wesentlich involviert sind.

Im Vergleich zwischen deklarativen und prozeduralen Lernern gibt es einen merklichen, wenn auch nicht signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen. Die deklarative Gruppe aktiviert bilateral parieto-okzipitale Areale stärker als die prozeduralen Lerner – was aber auf eine Abnahme der Aktivität in der prozeduralen Gruppe zurückzuführen ist (Abb. 36) –, wohingegen die prozeduralen Lerner bilateral temporozentrale und frontale Bereiche aktivieren (Abb. 42). Auch hier fällt die unerwartete Abwesenheit stärkerer Aktivierung bei der Enkodierung in der deklarativen Gruppe auf,

während die verstärkte breite frontale Aktivierung bei den prozeduralen Lernern kompatibel mit der H_1 ist.

Trialende

Die prozedurale Gruppe wies im vorderen Schädelbereich eine stärkere Negativierung als die Kontrollen auf, was ebenfalls mit der H_1 übereinstimmt, die eine verstärkte frontale Aktivierung für die Verarbeitung vorhersagt (Abb. 43).

Die deklarativen Lerner hatten, verglichen mit den Kontrollen (Abb. 44), links-hemisphärisch sowie centro-parietal erhöhte Werte, was die sprachrelevanten linkshemisphärischen Netzwerke einschließt und kompatibel mit einer in der Intervention begründeten verbalen Repräsentation bei den deklarativen Lernern zurückzuführen ist.

Im direkten Vergleich zwischen deklarativen und prozeduralen Lernern wird diese Tendenz noch einmal deutlicher, insofern als die Aktivität bei den deklarativen Lerner fast die gesamte hintere Hälfte des Schädels umfasst, zuzüglich der nach H_2 vermuteten sprachrelevanten Areale, während die prozedurale Gruppe erhöhte Aktivität auf frontopolen und rechtsfrontalen und frontotemporalen Elektroden zeigte, und damit der H_1 ebenfalls entsprach.

8 Diskussion

Im folgenden werden zunächst die in dieser Arbeit verwendeten Artefaktreduktionsmethoden beschrieben und mit den klassischen Methoden verglichen (Abschn. 8.1). Anschließend werden Fourier-Methoden und die kontinuierliche Wavelet-Transformation verglichen, um die Vorzüge des letztgenannten Verfahrens für die Untersuchung besonders hochfrequenter kortikaler Oszillationen herauszustellen (Abschn. 8.2). Abschließend erfolgt ein zusammenfassendes Resümee dieser Arbeit (Abschn. 8.3) sowie ein Ausblick auf mögliche Forschungsprojekte, die aus dieser Arbeit Motivation und Arbeitshypothesen herleiten können (Abschn. 8.3.3).

8.1 Methoden der Artefaktreduktion

Die Registrierung kortikaler Signale ist fast zwangsläufig mit dem Auftreten von Artefakten verbunden, da die zu messende Information im Vergleich mit im technischen Bereich gewöhnlich auftretenden Signaländerungen sehr kleine Amplituden aufweist. Von entscheidender Bedeutung für die Qualität der erhobenen Daten sind die verwendeten Elektroden, da ihre Leiteigenschaften im Zusammenspiel mit dem Verstärker ganz erheblichen Einfluss haben. Auch extrakortikale physiologische Vorgänge können die Aufnahme stören. Im folgenden werden verschiedene in den vorliegenden Untersuchungen aufgetretene Artefakte mit herkömmlichen sowie neueren Methoden vergleichend reduziert bzw. beseitigt, um die Vor- und Nachteile der jeweiligen Verfahren abschätzen zu können.

8.1.1 Okulare Artefakte

Beim Blinzeln schließen sich nicht nur die Augenlider, sondern es erfolgt eine kurze Bewegung der Augäpfel nach oben und wieder zurück in die Ausgangsposition. Da die Retina gegenüber der Cornea bei Lichteinfall wegen der ständigen Depolarisation der Ganglienzellen negativ geladen ist

und der Augapfel damit einen elektrischen Dipol darstellt, bewirkt seine Bewegung die Verschiebung des resultierenden elektrischen Feldpotentials. Durch die Überlagerung des Blinzelartefaktes und der Feldpotentiale aktiver Neurone wird diese Ableitspur um Werte ausgelenkt, die um eine Größenordnung über denen des Nutzsignals liegt und so die Auswertung desselben unmöglich macht (Abb. 47).

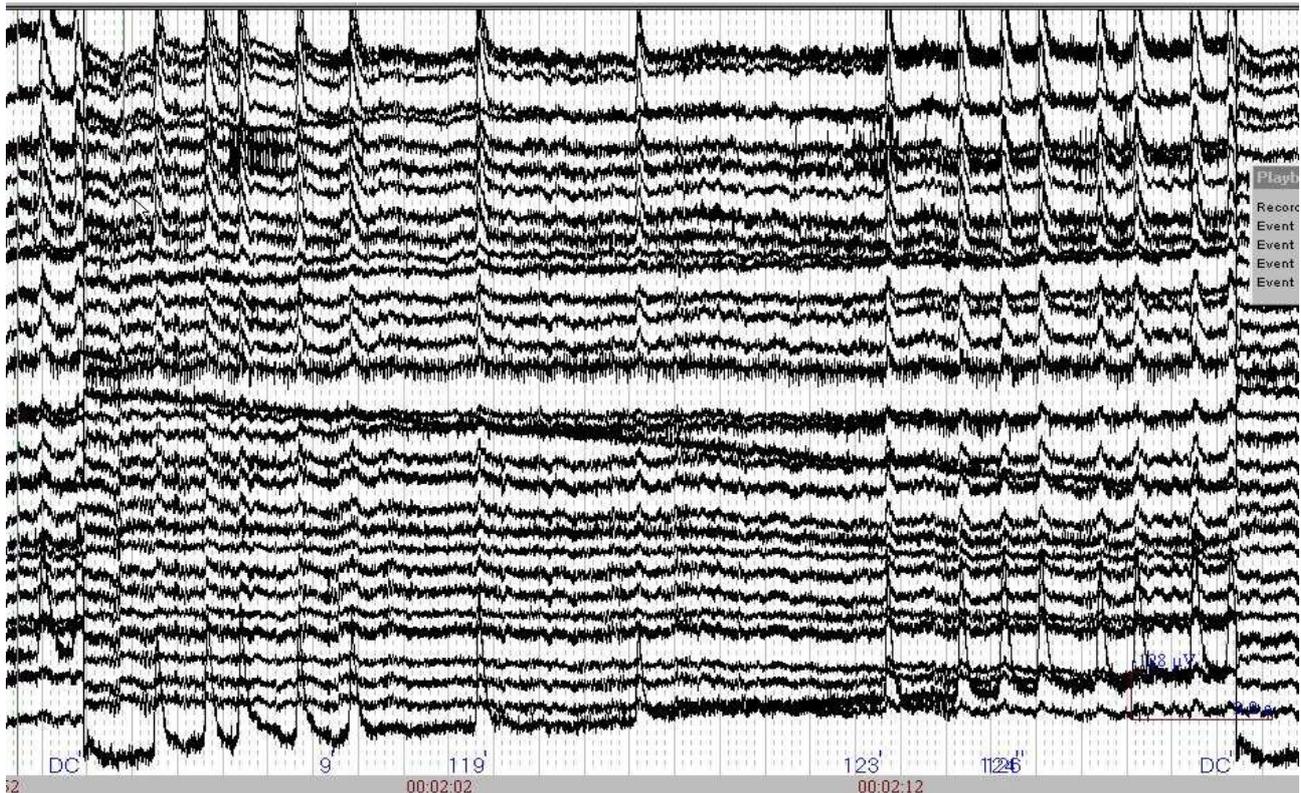


Abb. 47. Mehrkanaliges, etwa 30 Sekunden dauerndes kontinuierliches EEG-Signal, stark kontaminiert mit Blinzelartefakten. Die Elektroden der oberen Ableitspuren befinden sich in Stirnnähe, während sich die unteren am Hinterkopf befinden. Die unterste Ableitspur stellt die augennahe Ableitung der Okularelektroden, das EOG, dar. Sie zeigt die größten Auslenkungen während der Blinzler, die sich jedoch auch in die „kortikalen“ Elektrodenableitungen hinein fortplanzen, mit zunehmendem Abstand von den Augen jedoch mit abnehmender Amplitude.

Regression

Traditionell werden nicht artefaktfreie Versuchsdurchläufe von der Auswertung ausgeschlossen. Wo dies nicht möglich ist, weil die untersuchten Probanden auf Grund neurologischer Störungen das Blinzeln auch kurzfristig nicht unterdrücken können, oder wenn die Dauer eines Versuchsdurchlaufs auch Gesunden das Vermeiden des Blinzeln sehr schwer macht, wird eine Methode

verwendet, die rechnerisch die Artefakte vermindert. Die bekannteste Methode dieser Art ist die lineare Regression, wie sie in einem der in dieser Untersuchung verwendeten Analyseprogramme, NeuroScan™ Edit, implementiert ist. Das Verfahren erfordert eine möglichst augennahe Aufzeichnung der blinzlerevozierten Potentialverschiebungen. Zu diesem Zwecke werden zwei Elektroden über bzw. unter einem der Augen angebracht und deren Differenzsignal aufgezeichnet, das Elektrookulogramm, EOG. Durch die Verwendung eines bipolaren Kanals wird eine größtmögliche Unabhängigkeit von den mit den anderen („kortikalen“) Elektroden aufgezeichneten Signalen erreicht, die alle gegen dieselbe indifferente Elektrode referenziert sind. Im kontinuierlichen Signal der Augenelektroden wird im Anschluss an die Messung halbautomatisch nach Deflektionen der Ableitspur gesucht, die einen Schwellenwert überschreiten. Diese Zeitpunkte werden anschließend manuell als Blinzler gekennzeichnet oder verworfen (Abb. 48).

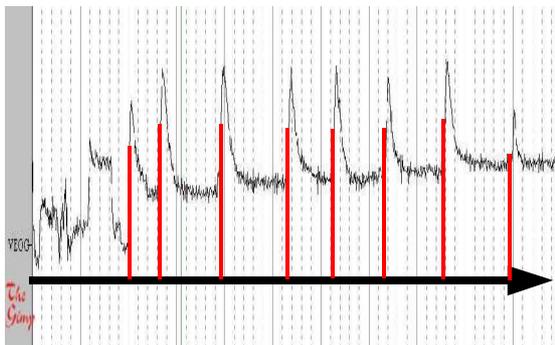


Abb. 48. Schematische Darstellung der manuellen Markierung der Augenblinzler zur anschließenden Bildung eines Blinzler-Mittelwertes.

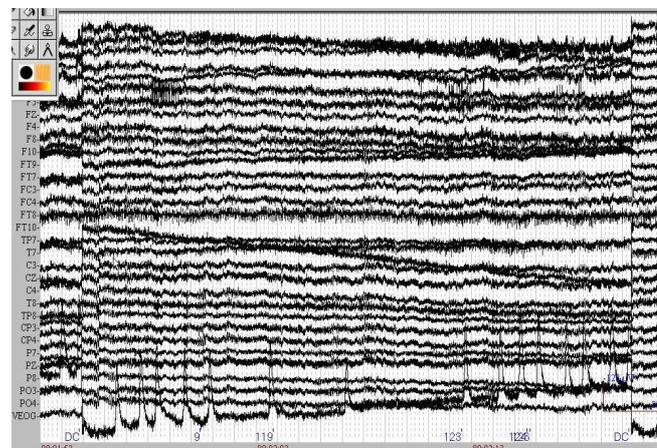


Abb. 49. Durch multiple Regression artefaktreduzierte Ableitung (Original, siehe Abb. 47). Lediglich der EOG-Kanal (ganz unten) weist noch die von Blinzlern hervorgerufenen Auslenkungen auf.

Das Programm ermittelt daraufhin einen Mittelwert des Amplitudenverlaufs aller Augenblinzler. Dieser Mittelwert wird zu den Zeitpunkten eines Blinzlers vom EEG-Signal subtrahiert, so dass ein weniger artefaktbehaftetes Signal übrig bleibt. Da ein Blinzler stirnnahe Elektrodenkanäle stärker kontaminiert als okzipitale (Abb. 47) und Signale als linear superponiert angenommen werden, kann

der Blinzler-Mittelwert für jede Elektrode durch eine lineare Gewichtung angepasst und abgezogen werden.

Der kritischste Nachteil dieser Methode besteht in der Tatsache, dass sich eben nicht nur die okularen Feldverschiebungen auf die eigentlichen EEG-Kanäle auswirken, sondern dass auch kortikale Signale von den EOG-Elektroden aufgezeichnet werden. Sollten Probanden also versuchsbedingt, aber vom Experimentator unbeabsichtigt, immer wieder zum selben Zeitpunkt während der Versuchsdurchläufe blinzeln, z.B. wegen eines lauten oder sehr hellen Stimulus, so besteht die Gefahr, dass die Regression experimentell evozierte kortikale Stirnhirn-Aktivität aus dem EEG heraus rechnet. Ein größeres praktisches Problem stellen jedoch die bei DC-Messungen gelegentlich auftretenden langsamen Potentialverschiebungen des EOG-Signals dar, deren Entstehung in Abschn. 8.1.4 erklärt wird und die während der halbautomatischen Schwellenwertdetektion zu unerwünschten Resultaten führen. Während der manuellen Markierung der Blinzler müssen diese Fehler dann aufwändig korrigiert werden.

Eine relativ neue Methode zur statistischen Trennung von Signalanteilen unterschiedlichen räumlichen Ursprungs stellt die sog. blinde Quellentrennung dar (Bell & Sejnowski, 1995). Ihren Namen bezieht sie aus dem fehlenden Apriori-Wissen über die Eigenschaften der zu trennenden Signale. Lediglich muss sichergestellt sein, dass die Signale sich nicht gegenseitig beeinflussen, sie also statistisch unabhängig sind, und dass ihre Quellen ortsfest sind sowie dass das aufgenommene Signalgemisch eine lineare Überlagerung dieser Quellen darstellt (Makeig et al., 1996). Für die erfolgreiche Trennung von kortikalen Potentialschwankungen und okularen Artefakten heißt das, dass Blinzler nicht ereigniskorreliert auftreten dürfen, was sich durch entsprechendes Stimulusdesign (Vermeidung zu starker Kontraste bei Luminanz bzw. Lautstärke) und Probandeninstruktionen vermeiden lässt. Die automatische Quellentrennung bedeutet eine Arbeitserleichterung, da nicht mehr jeder Blinzler eines Probanden manuell in den Daten markiert werden muss. Die Independent

Component Analysis (ICA), ein Algorithmus, der die blinde Quellentrennung implementiert, soll im folgenden kurz vorgestellt werden.

Independent Component Analysis

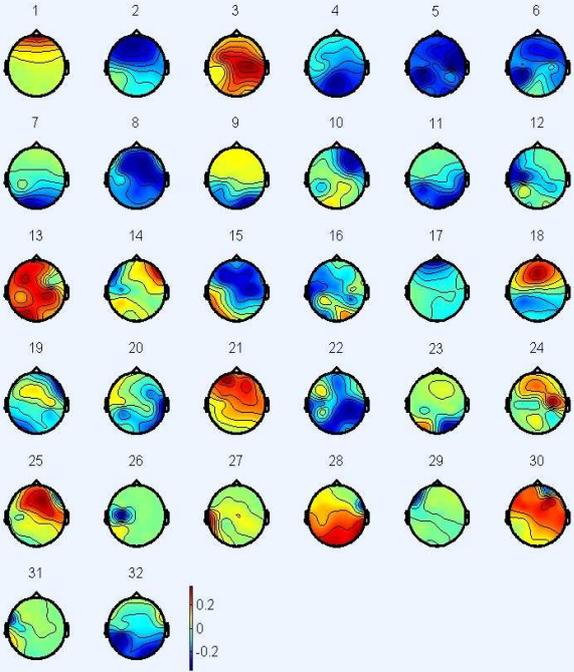
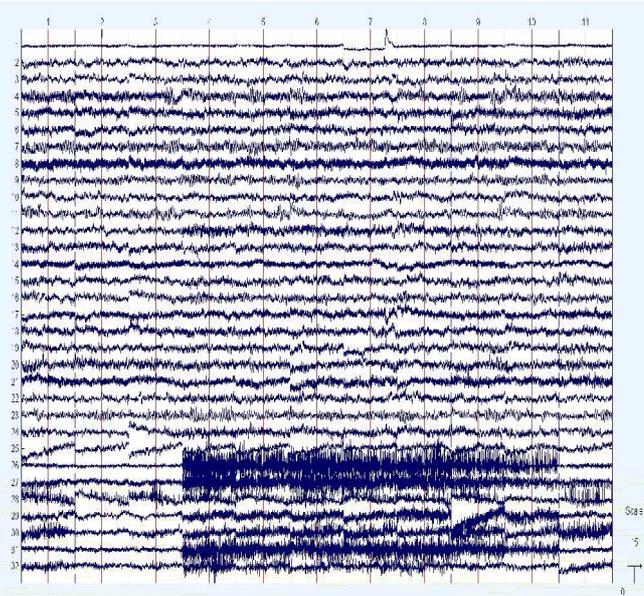
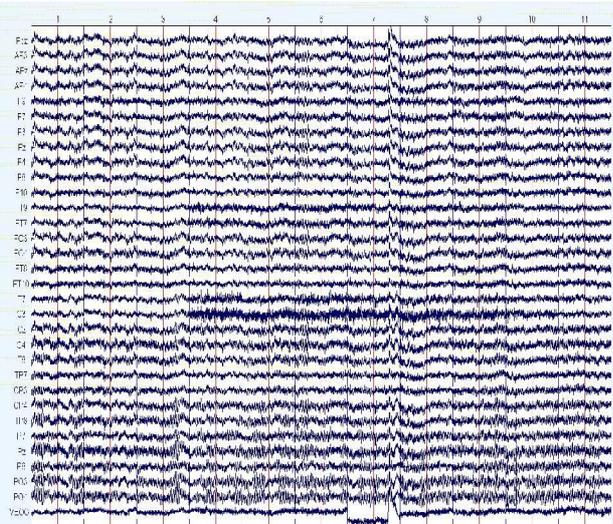
Mehrere Artikel befassen sich mit der Beseitigung okularer Artefakte aus EEG-Daten mittels der ICA (Vigario, 1997; Jung et al., 2000a; Jung et al., 2000b). Hier soll nur ein kurzer praktisch orientierter Einblick gegeben werden, die mathematischen und statistischen Hintergründe der ICA sind in Makeig et al. (1996) detailliert beschrieben.

Das kontinuierliche EEG-Signal wird in mehrere zig kurze (einige hundert Millisekunden lange) Epochen zerlegt, mit denen die ICA trainiert wird. Während dieses Trainings trennt das Verfahren die statistisch voneinander unabhängigen, räumlich stationären Signalanteile und verteilt diese nach dem Prinzip der größtmöglichen Varianz auf maximal N verschiedene Komponenten, mit N = Anzahl der Elektroden. Sollten mehr Quellen als Elektroden existieren, resultiert das in der Zusammenfassung mehrerer eigentlich unabhängiger Quellen zu einer Komponente. Das Matrixprodukt des Trainingsergebnisses – eine Matrix mit dem Aktivierungsverlauf der Komponenten sowie eine Wichtungsmatrix – mit den experimentellen Epochen des EEG-Signals überträgt die Trainingsergebnisse, so dass nun die „kortikalen Quellen“²³ der experimentellen EEG-Daten getrennt sind. Über eine Rückprojektion einer solchen unabhängigen Komponente auf die Elektrode, die den größten Beitrag zu ihrer Aktivität lieferte, kann eine EEG-übliche Zuordnung der Komponenten zur Schädeloberfläche erfolgen.

Die Rückprojektionen in Form der interpolierten Aktivierungskarte sowie der zeitliche Aktivitätsverlauf einer Komponente und ein Vergleich mit dem Originalzeitsignal erlauben im Falle der okularen Artefakte eine zweifelsfreie Identifikation (Abb. 50).

²³ Hier synonym gebraucht für das Modell der kortikalen Dipolquelle – ein ortsfester Generator elektrischer Potentialschwankungen; eine Aussage über die Lokalisation der Quelle wird jedoch nicht getroffen.

Um die als Artefakt identifizierte Komponente aus den Originaldaten zu entfernen, wird sie in der Matrix der Komponentenaktivitäten auf Null gesetzt, und die Matrix anschließend mit der Wichtungsmatrix multipliziert. Das Ergebnis ist das Originalsignal, abzüglich der EOG-Komponente (Makeig et al., 1996, und Abb. 50).



meys 2 dis ver ric.eeg.eeg.

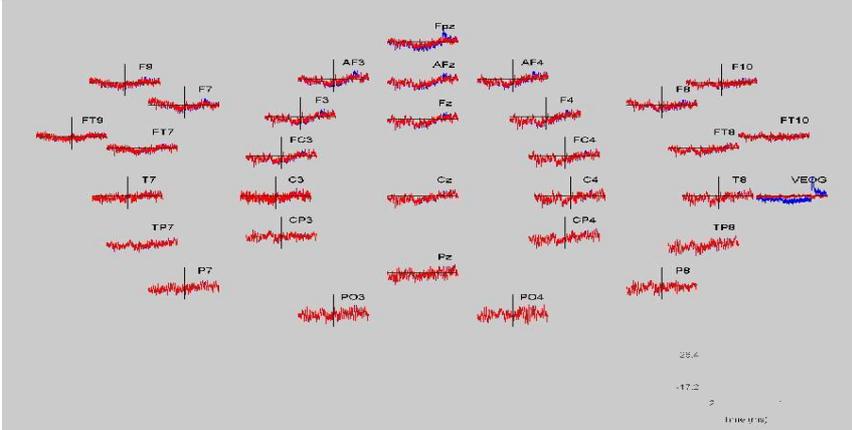
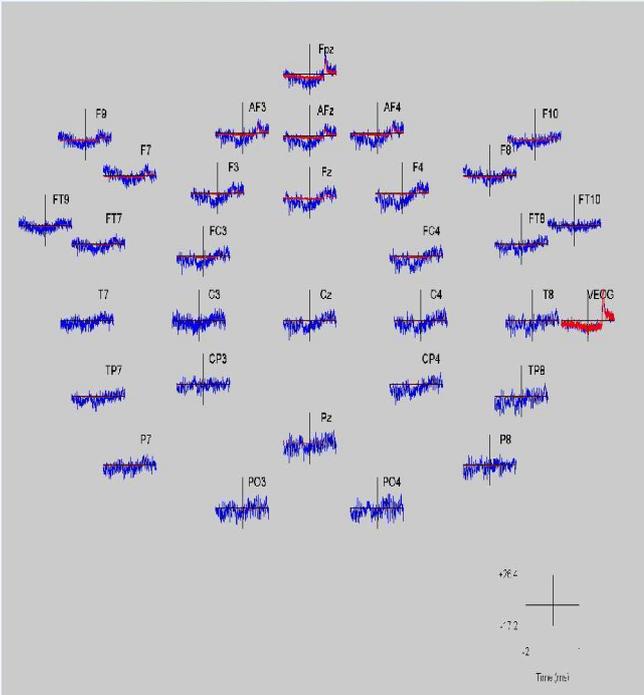


Abb. 50. Okulare Artefaktreduktion mit der Independent Component Analysis (ICA). Darstellung von elf Epochen einer Versuchsperson vor der Eliminierung okularer Artefakte mit der ICA (links oben). In Epoche 7 (Nummerierung am oberen Bildrand) ist ein deutlicher Blinzlerartefakt zu sehen, dessen Amplitude im VEOG-Kanal (unterste Spur) und frontalen EEG-Kanälen am größten ist. In okzipitalen Kanälen sind unregelmäßig auftretende Alphaspindeln sichtbar, und beginnend mit Epoche 4 ist auf links temporo-zentralen Elektroden (FT9, FT7, T3 und C3) ein hochfrequentes Signal aufgezeichnet worden, wobei es sich auf Grund der Lokalisation und des Signalhabitus wahrscheinlich um Artefakte der am Schädel ansetzenden linksseitigen Kiefermuskulatur handelt. Nach der Zerlegung der Daten durch die ICA in unabhängige Komponenten (Zeitverlauf der 32 Komponenten rechts oben) ist der Blinzler in Epoche 7 in der obersten Spur (IC#1, „Independent Component“) repräsentiert. In den anderen Epochen, in denen kein Blinzler auftrat, ist die Aktivierung dieses IC nahezu Null. Auch IC#17 weist eine starke Amplitudenschwankung zum Zeitpunkt des Blinzlers auf. Zu vermuten ist, dass es sich bei IC#17 um Aktivität der Augenmuskulatur handelt, da das Spektrum dieses Kanals (nicht gezeigt) einen hohen Anteil entsprechender Frequenzen aufwies, und zwar auch dann, wenn kein Augenblinzler auftrat. In der Mitte links sind die interpolierten Rückprojektionen der IC auf die Schädeloberfläche, gemittelt über alle Versuchsdurchläufe, zu sehen. IC#1 und #17 projizieren fast ausschließlich auf präfrontale Elektroden, was bei der Identifizierung als zusätzlicher Hinweis für Blinzlerartefakte gewertet wird. Rechts sind die Versuchsdurchläufe der Vp gemittelt dargestellt (blaue Spur). Überlagert in rot gezeigt ist der Beitrag von IC#1 zu jedem EEG-Kanal. Aus dieser Darstellung wird ebenfalls deutlich, dass der größte Einfluss (außer auf VEOG) auf die präfrontalen Elektroden erfolgt. Unten sind die EEG-Daten nach der Eliminierung von IC #1 und 17 gezeigt (rote Linie); blau dargestellt sind zum Vergleich die Daten vor Abzug der beiden Komponenten. Man erkennt, dass nur artefaktuelle Signalanteile eliminiert wurden, da außer zum Zeitpunkt des Blinzlers die rote und die blaue Kurve deckungsgleich verlaufen. Die Alphaspindeln haben vermutlich mehrere Quellen, da sie in mehreren Komponenten repräsentiert sind (IC #4, 7, 9, 11 und 23), die aber in einigen Epochen gleichzeitig aktiv sind (IC #4 und 7 in Epoche 1, IC #4, 7 und 11 in Epoche 3). Die muskulären Artefakte ab Epoche 4 werden in den Komponenten 26, 27, 29, 31 und 32 abgebildet, was für die Beteiligung vieler Muskelgruppen spricht.

Um einen objektiveren Vergleich der beiden Verfahren zur Artefaktreduktion zur Verfügung zu haben als den Augenschein (Abb. 50 und 51), wurde aus einem kontinuierlichen EEG-Signal der EOG-Kanal extrahiert und mit einer MatlabTM-Routine halb automatisiert nach den enthaltenen 484 Blinzlern durchsucht (The MathWorks Inc., Natick, MA, USA). Die Maxima der Blinzler wurden als Zeitindizes abgespeichert. Anschließend wurde mit NeuroScanTM Edit eine oben beschriebene Regression bzw. mit EEGLab eine ICA gerechnet. Aus den Ergebnissen der Artefaktreduktionen wurden jeweils der fronto-polare Kanal der Zentrallinie, FPz, extrahiert und gemittelt. Auf diese Weise wurde ein mittlerer Blinzler der Originaldaten, nach Regression und nach ICA berechnet (Abb. 52).

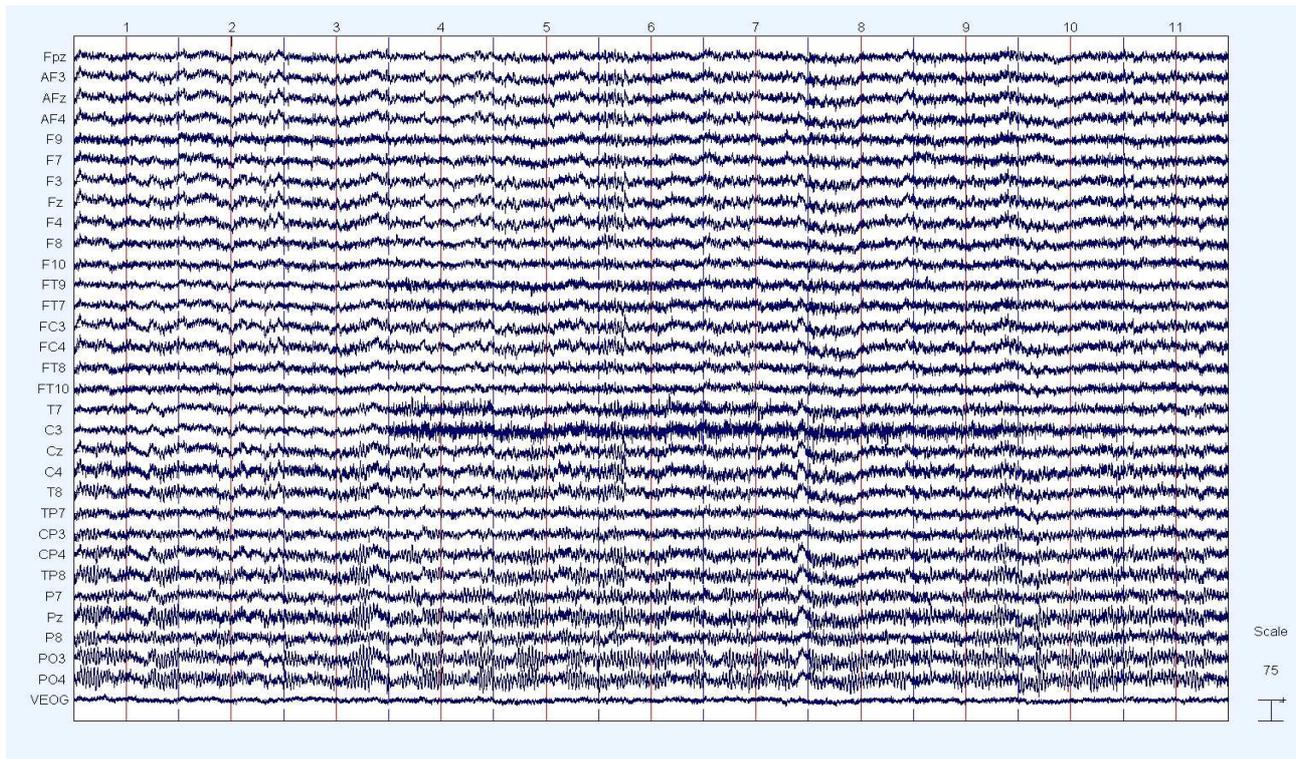


Abb. 51. Die EEG-Daten aus Abb. 4, nach der Reduktion der Blinzlerartefakte durch Eliminierung von IC #1 und 17. Sowohl Muskelartefakte als auch Alphaspindeln sind noch vorhanden, bis auf den Blinzler in Epoche 7 hat sich an den Daten augenscheinlich nichts geändert. Zur Reduktion von Muskelartefakten mit der ICA siehe Absch. 8.1.2.

Ein t-Test zweier abhängiger Stichproben ($n_i = 484$) mit dem indizierten Amplitudenwert als Messwert führte zu einem signifikanten Unterschied der zwei Verfahren (einseitig, $t = 14.443$, $df = 480$; $p < 0.05$). Auch die ICA kann die Artefakte nicht vollständig eliminieren (Abb. 52 unten); jedoch wurde entschieden, angesichts der Amplituden- und Varianzverringerung und der immensen Arbeitersparnis, in der vorliegenden Arbeit okuläre Artefakte mit der ICA zu reduzieren.²⁴⁾

24 Anmerkung: Das Elektrookulogramm wurde in dieser Darstellung in den Abbildungen nur zur Verdeutlichung des Auftretens von Blinzlern verwendet; zur Berechnung der ICA dürfen nur Elektroden mit gemeinsamer Referenz verwendet werden (Delorme & Makeig, 2003).

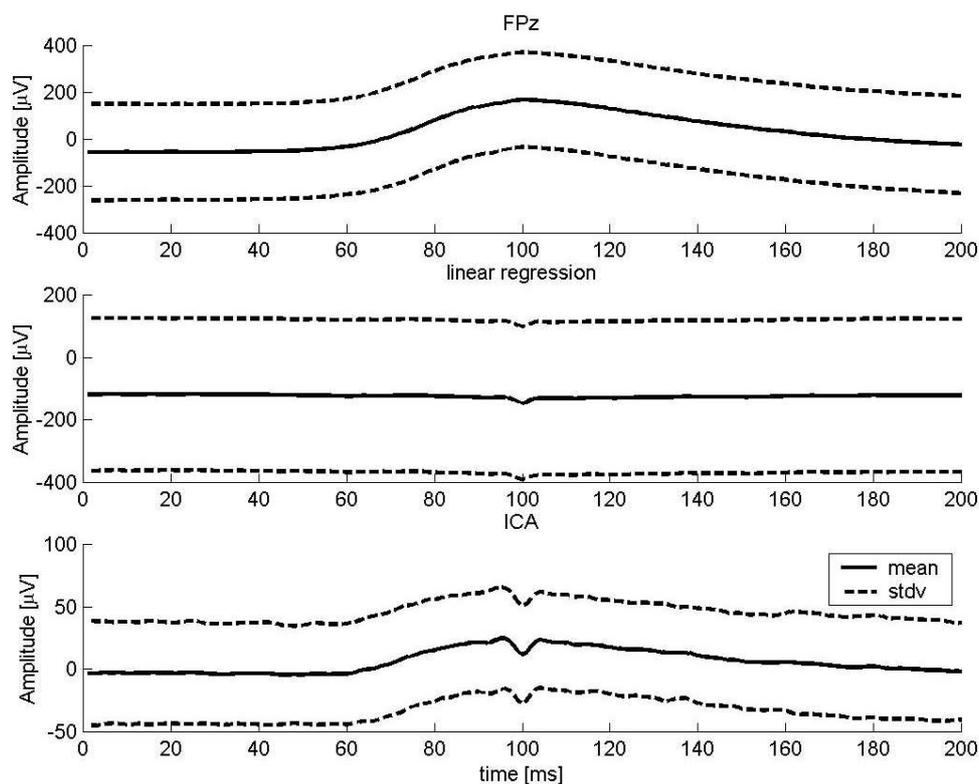


Abb. 52. Mittelwerte manuell indizierter Blinzler. Oben: An der fronto-polaren Elektrode FPz gemittelter Wert (durchgezogene Linie; gestrichelt: Standardabweichung). Mitte: Mit Regressionsmethoden artefaktreduziertes EEG-Signal an FPz. Unten: Mit ICA artefaktreduziertes Signal, ebenfalls an FPz. Zu beachten ist die unterschiedliche Skalierung der Ordinate sowie die von oben nach unten abnehmende Varianz, was auf einen gegenüber der klassischen Methode starken Vorteil der ICA hinweist, von Blinzlern evozierte Artefakte aus den Daten heraus zurechnen. Der Mittelwert der ICA ist signifikant kleiner als der der Regression ($t = 14.443$; $df = 480$, $p < 0.05$).

8.1.2 Muskelartefakte

Eine weitere Störquelle bei EEG-Aufzeichnungen sind Muskelartefakte. Diese treten besonders bei Elektroden im Bereich der Schläfen auf, da die oberen an Kaubewegungen beteiligten Muskeln dort ansetzen und die zur Applikation der Elektroden dienenden elastischen Kappen dort auf Grund der Kopfform bei vielen Menschen nicht mit der nötigen Anpresskraft auf der Kopfhaut sitzen. Visuelle Inspektion der Daten ermöglicht die Identifikation dieser Artefakte fast so leicht wie Augenartefakte (Abb. 50, links oben), jedoch ist die Analyse der Daten nur nach Verwerfen kontaminierter Versuchsdurchläufe oder durch Bandstopp-Filterung möglich.

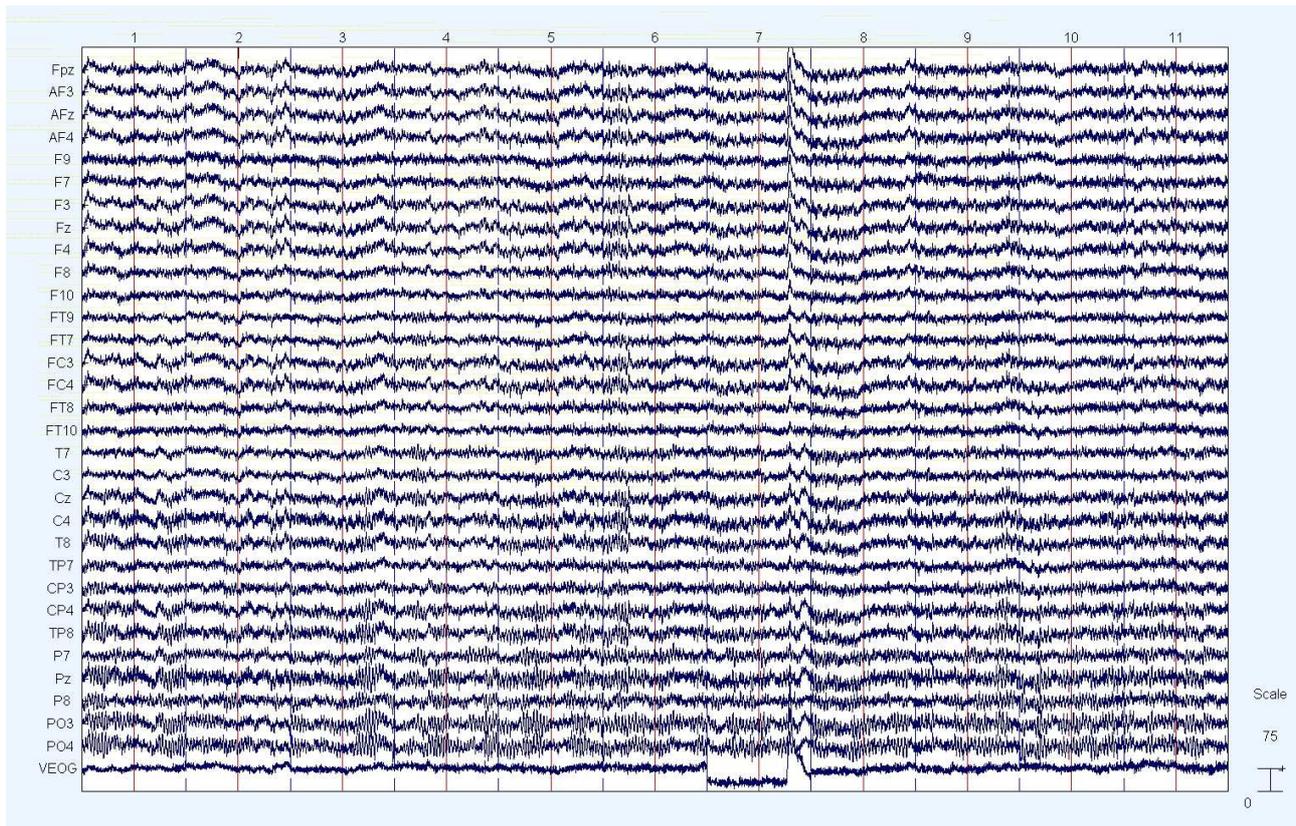


Abb. 53. EEG-Daten wie in Abb. 50, jedoch nach Subtraktion der Muskelartefakte-IC (#26, 27 und 31).

Bei ungünstiger Datenlage führt das Verwerfen zu einer zu geringen Anzahl auswertbarer Versuchsdurchläufe. Filterung ist aber nur zulässig, wenn sichergestellt werden kann, dass im herausgefilterten Frequenzband keine relevanten Informationen enthalten sind, was gerade bei Untersuchungen des β - und γ -Bandes problematisch ist, da auch Muskelartefakte in diesem Bereich die größte Leistung aufweisen. Aus statistischen Gründen müssen zudem alle analysierten Datensätze gefiltert werden, da sonst neue Artefakte entstehen können, die zu Fehlinterpretationen führen können (eine Filterung lediglich der Datensätze einer mental stark fordernden und deshalb stärker artefaktkontaminierten Versuchsbedingung könnte u.U. zu signifikanten Unterschieden zur "leichten" Versuchsbedingung, die weniger kontaminiert ist, führen). Einen Ausweg bietet auch hier die ICA, die die Artefakte verschiedener Muskeln trennt. Die visuelle Inspektion der Komponentenaktivität sowie ihr Spektrum und die Rückprojektion auf die Schädeloberfläche ermöglichen eine

annähernd so leichte Identifikation wie bei den Augenartefakten (Abb. 50), ihre Eliminierung durch die ICA (Abschn. 8.1.1) zeitigt hervorragende Ergebnisse (Abb. 53). Wegen des Interesses auch an hochfrequenten kortikalen Oszillationen wurde in der vorliegenden Arbeit auf eine Bandstopp-Filterung verzichtet und der ICA der Vorzug gegeben.

8.1.3 Netzbrumm

Besonders an den bereits in Abschn. 8.1.2 erwähnten Schläfenelektroden kommt es wegen der dort locker sitzenden Elektrodenkappe häufig zu 50-Hz-Einstreuungen des Stromnetzes, da die nicht genügend fest auf die Kopfhaut gepressten Elektroden wie Antennen wirken.

Traditionell wird der Netzartefakt durch Notch-Filter entfernt. Auch hier gilt, dass dann alle Datensätze gefiltert werden müssen, um neue Artefakte zu vermeiden (Abschn. 8.1.2).

Die ICA kann den sub-Gauss'sch²⁵ verteilten Netzbrumm von kortikalen Quellen trennen, allerdings bedarf es eines aufwändigeren und damit u.U. erheblich längeren Rechengangs, soll auch diese statistische Klasse von Komponenten getrennt werden (der „extended“ Modus mit einem Stoppkriterium von 10^{-7} führte in Tests – hier nicht gezeigt – zu akzeptablen Ergebnissen). In Abb. 54, links, wird der Zeitverlauf von 30 unabhängigen Komponenten während einer experimentellen Epoche dargestellt. Die zweite IC ist ein fast reiner 50-Hz-Sinus, dessen Rückprojektion auf die verwendete Elektrodenmontage (Abschn. 6.1.2) Kanal 32 als die am stärksten kontaminierte Elektrode auswies (hier: Kanal 32 = Elektrode Cz). Zusätzlich zu Zeitverlauf und Rückprojektion auf die Montage gibt das Spektrum einer IC oft Hinweise auf den Ursprung eines Artefaktes. Der Netzbrumm führte zwar zu einem eindeutigen Peak des Spektrums bei 50 Hz, jedoch sind aufgrund der nicht ereigniskorrelierten Phase besonders niederfrequente Signalanteile EEG-untypisch stark vertreten, was zu einem flachen Abfall des Spektrums von DC ausgehend führt.

²⁵ Die ICA nimmt normalverteilte Daten an, so dass eine flachere Verteilung wie z.B. Netzbrumm nicht zu der gewünschten Trennung in unabhängige Komponenten führt, sondern häufig in mehreren IC repräsentiert wird.

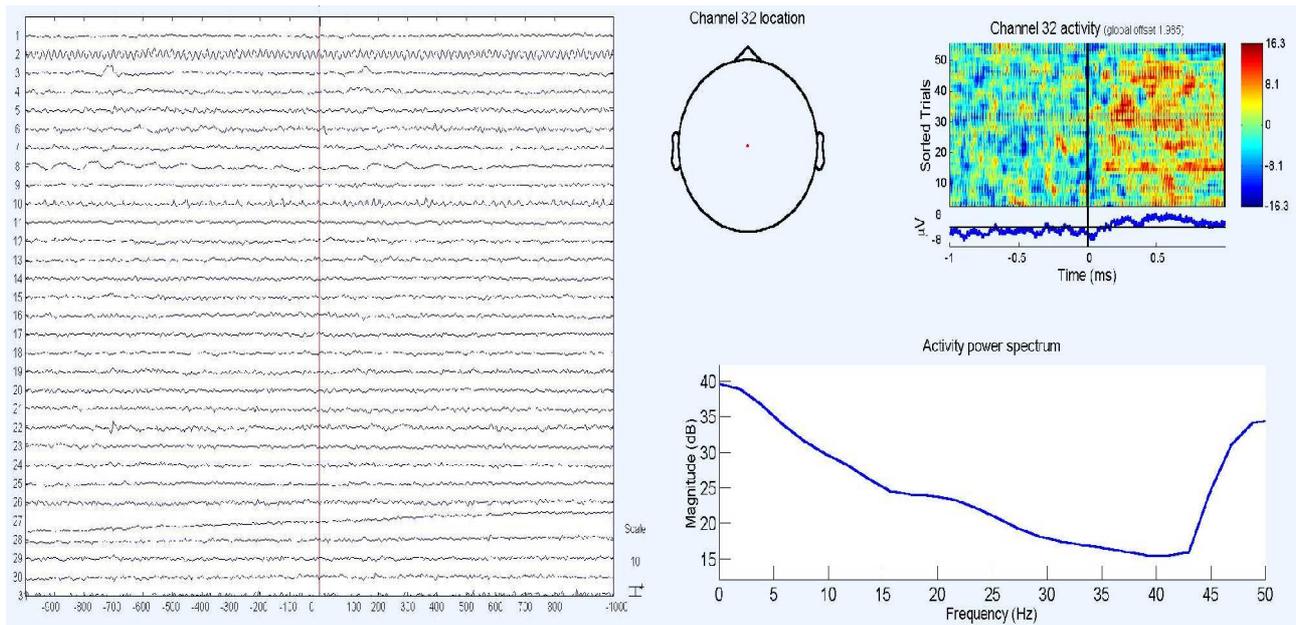


Abb. 54. Eliminierung von Netzbrumm-Artefakten mithilfe der ICA. Links: Der IC-Aktivitätsverlauf eines Probanden in einer zweisekündigen Epoche. IC #2 (zweite Spur von oben) ist ein (fast reiner) 50-Hz-Sinus, der die Wechselspannung des Stromnetzes repräsentiert. Die Rückprojektion der Komponente (nicht gezeigt, aber vergleiche Abb. 50) zeigte, dass der stärkste Beitrag von Kanal 32 herrührte, hier Cz. Rechts oben: Das „ERP Image“ von Cz (Jung et al., 2001). So können Einzeltrials (Zeilen des Images) qualitativ miteinander verglichen werden (Amplitude farbkodierte Mikrovolt-Werte, siehe Farbbalken). Links im Image herrschen negative Werte vor, während rechts nach dem getriggerten Ereignis (schwarze senkrechte Linie) positive Werte überwiegen, also eine ereigniskorrelierte Amplitudenänderung von negativ nach positiv erfolgte. Durchgängig erkennbar ist eine hochfrequente Oszillation, durch die das Image alternierend rot-blau gestreift ist. Darunter ist das in der ERP-Forschung gängige Average (blaue Spur Mitte rechts) über alle Trials abgebildet; der Netzbrumm ist kaum zu sehen. Unten: Leistungsspektrum mit Peak bei 50 Hz. Die flache Steigung des Spektrums zwischen DC und ca. 40 Hz ist auf den unkorreliert auftretenden Netzbrumm zurückzuführen, dessen Leistung aber trotzdem so hoch ist, dass es zu einem deutlichen Anstieg oberhalb von 40 Hz kommt.

8.1.4 DC-Artefakte

Ebenfalls in die Klasse der flacher als normal verteilten Artefakte gehört bei DC-EEG-Signalen der Drift, der in Kanälen unabhängig sowie spontan oder permanent auftreten kann. Permanent auftretende Drifts lassen sich häufig durch Austausch der betroffenen Elektroden bzw. deren erneute Applikation beheben. Spontanes Driften ist nicht selten versuchsbedingt, da mental fordernde Versuchsbedingungen die Transpiration verstärken, was auf Grund der resultierenden Ionenbewegungen im Signal als Drift registriert wird. Driftkontaminierte EEG-Daten können außer durch Verwerfen mit linearen Detrending-Methoden wie der Subtraktion der in einem Referenzintervall berechneten Regressionsgeraden vom gesamten Signal bereinigt werden. Dieses Verfahren erfordert

allerdings eine sehr genaue Auswahl des Referenzintervalls, da dieses (abgesehen vom Drift) artefaktfrei sein muss, da es sonst seinerseits zu starken Artefakten führt.

Die ICA trennt in den in EEGLab implementierten Modi die spontanen Drifts nicht als unabhängige Komponente von anderen Quellen, was ihre Verwendung in diesem Falle ausschließt.

8.1.5 Kanalsättigung

Bei der Applikation der EEG-Elektroden muss sichergestellt werden, dass der elektrische Übergangswiderstand zwischen Kopfhaut und Elektroden einen gewissen Wert nicht übersteigt, da sonst das Signal-Rausch-Verhältnis zu schlecht wäre, was durch die anschließende Amplifizierung durch Vorverstärker und Verstärker noch verschlimmert würde (Reilly, 1998). Ein dedizierter Betriebsmodus des Verstärkers erlaubt eine Kontrolle der Impedanz jeder einzelnen Elektrode, indem eine schwache Wechselspannung zwischen den Elektroden und der Referenzelektrode angelegt wird. Die Wechselspannung führt bei zu lange andauernder Impedanzmessung zu einer Schädigung der Oberflächen der Ag/AgCl-Elektroden, da beim Stromfluss Chloridionen abgegeben werden. Dieser Vorgang führt zu einer Polarisierung der Elektrode gegenüber dem Verstärker, was wiederum eine Verschiebung der „Nulllinie“ dieses Kanals zur Folge hat. Zunächst lässt sich dieser Offset durch einen DC-Reset des Verstärkers korrigieren; sobald aber der Offset in die Nähe der Übertragungsgrenzen des Verstärkers kommt, führen verstärkereigene Schutzschaltungen dazu, dass der Kanal kein Signal mehr aufzeichnet. Dieser Zustand wird als Sättigung bezeichnet.

Da bei einem der hier vorgestellten Experimente (Rhythmus- und Metrumverarbeitung bei professionellen Schlagzeugern) einige Kanäle dieses Phänomen zeigten, wurde nach einer Methode gesucht, fehlende Daten künstlich zu generieren, um die betroffenen Datensätze nicht verwerfen zu müssen. Eine der Restriktionen gängiger statistischer Auswerteverfahren ist es, nur für komplette Datensätze konzipiert zu sein, was dazu führt, dass einschlägige Statistikprogramme bei einem einzigen fehlenden Wert den gesamten Fall, hier also die VP, von der Analyse ausnehmen. Obwohl

angenommen werden könnte, dass partieller Datenverlust ein häufig auftretendes Phänomen ist, scheint das Wissen um die statistisch korrekte Generation fehlender Daten sehr gering zu sein, besonders, was multivariate Daten angeht.

Missing Data Imputation

Das nächstliegende wäre die Interpolation zwischen existierenden Messpunkten, was sich aber bei einer größeren Anzahl benachbarter Fehlstellen als problematisch herausstellt, da die Varianz massiv verringert wird, was bei ungünstiger Verteilung der fehlenden Werte zu fälschlichem Akzeptieren der Alternativhypothese führen könnte. Außerdem führt das Fehlen vieler Messpunkte zu einer Verfälschung des Kurvenverlaufs, was z.B. bei Amplitudenmessungen (Peak-to-peak) ebenfalls zu Verfälschungen der Ergebnisse führen kann (Abb. 55). Ein Regressionsverfahren umgeht zwar dieses Problem, verändert aber die Korrelationen. Ein Verfahren, welches weniger auf den lokalen Amplitudenverlauf der gemessenen Punkte als vielmehr auf die statistischen Eigenschaften wie Varianz, Streubreite, Schiefe etc. zurückgreift, würde vermutlich zu besseren Ergebnissen führen. Gegen den einfachsten Fall der Ersetzung durch normal verteiltes Rauschen spricht, dass dies die statistischen Eigenschaften des gesamten Datensatzes massiv beeinflussen würde. So wird der Fehler zweiter Ordnung (β) vergrößert, also die Gefahr, einen ursprünglich vorhandenen und bedeutsamen Varianzunterschied in den Daten zu überdecken. Der Versuch, dieses Problem zu lösen, indem einem generierten zufälligen Datenpunkt ein Anteil hinzugefügt wird, der wiederum ein Zufallsprodukt ist, muss fehlschlagen, da so nur das Varianzniveau verschoben wird. Eine Orientierung an der Varianz und den Amplitudenwerten der gemessenen Punkte scheint zunächst vielversprechend, jedoch sinkt die Repräsentativität der Werte mit abnehmender Anzahl gemessener Punkte. Fällt ein Sensor ganz aus, lassen sich seine Daten auf diese Weise auch nicht künstlich generieren.

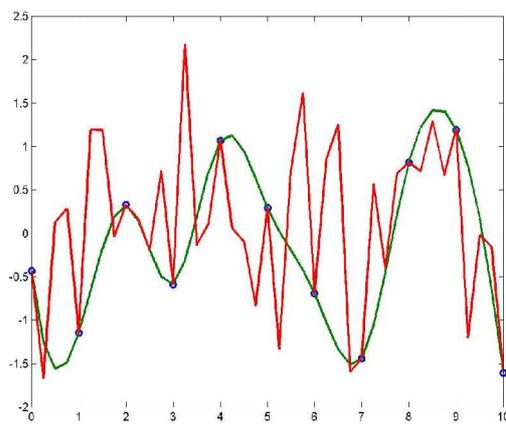


Abb. 55. Kubische Splineinterpolation fehlender Datenpunkte. Die rote Kurve stelle ein normal verteiltes Signal dar. Wegen technischer Schwierigkeiten können nur die durch blaue Kreise markierten Messpunkte aufgezeichnet werden. Die grüne Kurve ist der Versuch einer Rekonstruktion der Daten mithilfe kubischer Splineinterpolation über die aufgezeichneten Punkte. *Nota bene:* Zwischen Abszissenwert 6 und 7 weist die rekonstruierte Kurve ihr Minimum auf, während die Originaldaten dort ihren dritthöchsten Wert haben.

Die vorangegangenen Überlegungen gingen von univariaten Datensätzen aus. Problematisch wird es, wenn viele Datenpunkte in multivariaten Datensätzen fehlen, von dessen Variablen auch nicht angenommen werden kann, dass sie vollkommen unabhängig voneinander sind. Bei mehrkanaligen elektrophysiologischen Ableitungen ist es unwahrscheinlich, dass zwei benachbarte Elektroden ausschließlich Signale *verschiedener* neuronaler Netzwerke registrieren. Vielmehr besagt das Modell, mit dem die extrakranielle Registrierung kortikaler Potentialschwankungen erklärt wird, dass die Volumenleitung das Signal räumlich „verschmiert“, so dass die Signalstärke einer gegebenen Quelle mit zunehmendem Abstand auf der Kugeloberfläche kubisch abnimmt (Altenmüller, 1992). Ohne Wissen über den Ort der maximalen Oberflächenamplitude dieser Quelle (wegen Sensorausfällen) kann aber keine Aussage über ihren Einfluss auf benachbarte Elektroden gemacht werden, so dass auch keine reliablen Inferenzen über zugrunde liegende statistische Parameter der Abhängigkeit zwischen den Daten benachbarter Sensoren erfolgen können. Aus diesen Gründen wurde in der vorliegenden Arbeit bei Messfehlern normal verteiltes Rauschen imputiert, da davon ausgegangen werden kann, dass auf diese Weise zumindest keine künstlichen Signifikanzen erzeugt werden (siehe oben).

8.1.6 Zusammenfassung

Die vergleichende Beschreibung der artefaktreduzierenden Methoden zeigt, dass die neueren Methoden in einigen Fällen den traditionellen Verfahren überlegen sind, weil sie die Reduktion objektiver machen oder die Arbeit erleichtern können. Der Vergleich in Bezug auf Daten aus den hier vorgestellten Experimenten ermöglicht eine qualifiziertere Auswahl unter den zur Verfügung stehenden Methoden – insbesondere angesichts dessen, dass anscheinend in vielen Untersuchungen die Auswahl der Methoden der Artefaktreduktion nicht evidenzbasiert vorgenommen wird, bzw. einige dieser Methoden kaum bekannt zu sein scheinen. Auf diese Erkenntnisse kann in zukünftigen Untersuchungen zurückgegriffen werden.

8.2 Vergleich frequenzanalytischer Methoden

Neben den klassischen Analysemethoden der EKP-Forschung wie Latenz- und Peak-to-peak-Amplitudenmessung wurden schon von Berger periodische Signalanteile im EEG notiert (Berger, 1929, zitiert nach Altenmüller, 1992), die sich abhängig von der einhergehenden Verhaltensleistung änderten. So führte der Wechsel von Ruhe zu mentaler Aktivität (Kopfrechnen) zu einer sichtbaren Abnahme der Alphaaktivität. Die Analyse solch spektraler Komponenten, über die im Zeitsignal keine direkt zugängliche Information enthalten ist, erfordert einen erhöhten Analyseaufwand, da zur Extraktion der relevanten Parameter das Signal zunächst transformiert werden muss.

Im folgenden soll ein kurzer Vergleich der zur Verfügung stehenden frequenzanalytischen Methoden geliefert werden. Dabei wird im Falle der Fourier-Methoden weitgehend auf Theorie verzichtet und es wird versucht die Methode v.a. intuitiv darzustellen. Die methodischen Grundlagen sind in der entsprechenden Literatur nachzulesen.

8.2.1 Schnelle Fourier-Transformation

Um ein Zeitsignal auf die enthaltenen Frequenzen hin zu untersuchen, bietet sich die schnelle Fourier-Transformation (FFT) an. Um die Leistung einer Frequenz möglichst genau berechnen zu können, sollten mehrere Perioden dieser Frequenz im Zeitsignal vorhanden sein. Zur Erfassung auch niedriger Frequenzen muss das zu analysierende Zeitfenster also eine ausreichende Länge aufweisen hinsichtlich der Beziehung $T = 1/f$. Für eine im EEG prominente Frequenz wie das α -Band (8-12 Hz) bedeutet dies, dass das Fenster ein Vielfaches von 125 ms umfassen sollte.

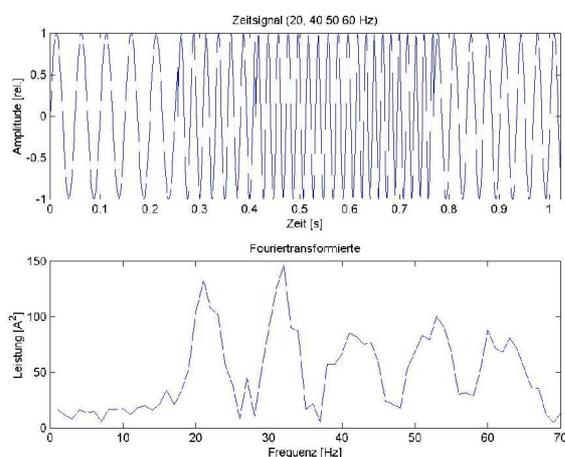


Abb. 56. Frequenzanalyse eines nicht stationären Zeitsignals mit der Schnellen Fourier-Transformation (FFT). Oben: Nicht-stationäres Zeitsignal, das sich aus Sinus von 20, 40, 50, 60 und 30 Hz zusammensetzt. Die Dauern der Einzelwellen in der Reihenfolge ihres Auftretens: 256, 156, 200, 156 und 256 ms. Unten: FFT des Signals. Die im Signal vorhandenen Frequenzen werden als Peaks mit großen Amplituden dargestellt, allerdings geht die Information über die zeitliche Lokalisation der verschiedenen Frequenzen verloren.

Ein Nachteil der FFT ist der Verlust jeglicher Zeitinformation des Auftretens von Frequenzen (Abb. 56). Die Informationen über den Zeitpunkt des Auftretens bzw. Ausbleibens einer Oszillation innerhalb eines bestimmten Frequenzbandes ist jedoch in der Neurophysiologie seit den grundlegenden Arbeiten von Eckhorn et al. (1988) und Singer (z.B. in Singer & Gray, 1995) über kohärente Oszillationen intra- und supramodaler Netzwerke zum Zwecke des Zusammenbindens verschiedener Objekteigenschaften („feature binding“) immer wichtiger geworden. Pfurtschellers Arbeitsgruppe (Pfurtscheller et al., 1996) entwickelte Methoden, Änderungen langsamer kortikaler Oszillationen zu detektieren, wie sie zwischen dem Ruhezustand („idling state“) und Willkürbewegungen im Motorkortex im β -Band auftreten. Die Gruppe von Gerloff (z.B. Hummel et al.,

2002) untersuchte mit diesen Methoden (u.a.) die Inhibition von Motorprogrammen. Da ebd. die Leistungsunterschiede eines Frequenzbandes („task-related power“) vor und nach einem Ereignis mit Hilfe der Fourier Analyse bestimmt wurde, ist die Aussage über die Dynamik auf eine vorher-nachher Aussage beschränkt.²⁶ Es wird also zur Vereinfachung der Analyse eine Nichtstationarität negiert. Das mag in der ersten Näherung auch ausreichend sein, jedoch wäre eine genauere zeitliche Analyse dieser Vorgänge zum Verständnis der funktionellen kortiko-kortikalen Verbindungen wünschenswert, da die Kenntnis nur eines einzigen funktionellen Parameters alleine zu einem stark vereinfachenden Modell führen muss, welches nur eine begrenzte Aussagefähigkeit besitzt.

8.2.2 Kurzzeit-Fourier-Transformation

Im Gegensatz zur FFT bewahrt die Kurzzeit-Fourier-Transformation (STFT, „short-term Fourier transform“, auch „windowed“ FT genannt) die Information über die zeitliche Lokalisation der Leistungspeaks, indem kleine, aus dem Zeitsignal ausgeschnittene Fenster getrennt auf die enthaltenen Frequenzen hin analysiert werden. Genauso wie die FFT verwendet jedoch auch sie eine feste Fensterbreite. Da diese Fensterbreite aber nicht mehr quasi unendlich wie in der FFT ist, wird bei der STFT ein Kompromiss eingegangen zwischen Frequenz- und Zeitauflösung, da eine genaue Frequenzauflösung ein (unendlich-)langes Zeitfenster erfordert, was sui generis schlechte Zeitauflösung zur Folge hat. Aus diesem Grunde sind in Abb. 57 die drei mittleren Frequenzen zeitlich nicht scharf voneinander getrennt, wie das im Originalsignal (Abb. 56) der Fall ist. Bei der Analyse eines neurophysiologischen Signals wäre das eine inakzeptable Unschärfe, da eine Ungewissheit bezüglich der Latenz einer Oszillation z.B. im γ -Bereich in Größenordnungen von mehreren zig Millisekunden eine Auswertung dieses Parameters überflüssig machte, da eine Korrelation mit Verhaltensparametern wie Reaktionszeiten nicht mehr aussagekräftig sein könnte.

²⁶ Dieses Vorgehen ist adäquat bei vorhandenem Wissen über anatomische, physiologische und funktionelle Zusammenhänge, die die Annahme begründen, dass zwischen zwei experimentellen Bedingungen ein Unterschied innerhalb eines Frequenzbandes besteht. Zur hypothesengenerierenden Datenexploration ist es aber ungeeignet.

8.2.3 Kontinuierliche Wavelet-Transformation

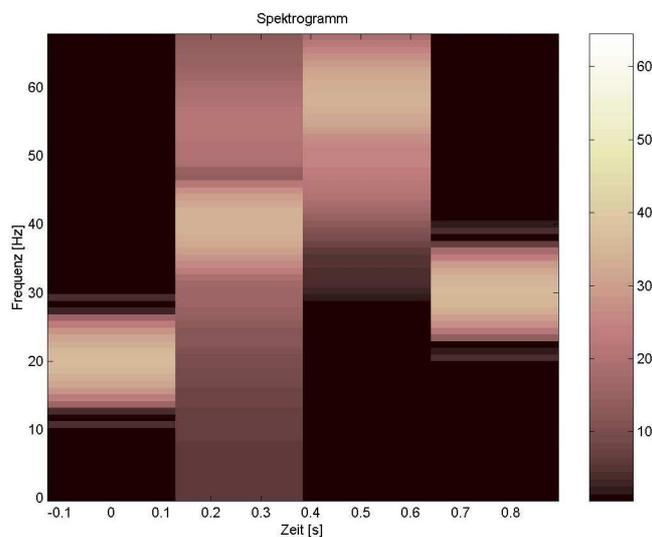


Abb. 57. Spektrogramm einer Kurzzeit-Fourier-Transformation des Signals in Abb. 56. Farb-kodiert wird die Leistung der jeweiligen Frequenz dargestellt (siehe Referenzfarbbalken). Die analysierte Zeitfensterlänge (256 ms) entspricht der Dauer der ersten und letzten Signalkomponente, so dass deren zeitliche Lokalisation im Spektrogramm ungefähr der im Zeitsignal entspricht. Ungenau ist die Darstellung besonders für die drei mittleren Frequenzen 40, 50 und 60 Hz, deren zeitliche Dauern vom Dauer des Analysefensters abweichen und als überlappend dargestellt werden, obwohl sie im Zeitsignal getrennt auftreten. Eine Verbesserung der zeitlichen Auflösung der STFT wird durch ein Überlappen der Fenster erreicht.

Um ein möglichst breites Frequenzspektrum auf funktionelle Oszillationen untersuchen zu können, bedarf es einer Methode, die sowohl zeitlich genügend hochauflösend ist, um beispielsweise Reaktionszeiten korrelieren zu können, als auch hinreichend frequenzauflösend, um funktionelle Aussagen bezüglich der Kommunikation der beteiligten Netzwerke treffen zu können.

Durch eine frequenzabhängige Anpassung der Fensterlänge wären die oben angesprochenen Probleme gelöst. Die Multiresolutionsanalyse liefert mit der kontinuierlichen Wavelet-Transformation (WT) die geforderten Eigenschaften. Da es sich um ein relativ wenig verbreitetes Verfahren handelt, wird im folgenden ihr Prinzip vergleichsweise detailliert erläutert. Die Darstellung orientiert sich im folgenden an Lau & Weng (1995) sowie Torrence & Compo (1998).

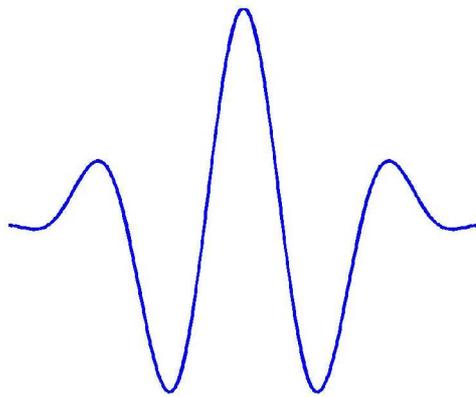


Abb. 58. Zeitverlauf des Morlet-Wavelets. Im Gegensatz zur FFT wird kein komplexer (und theoretisch unendlicher) Kosinus als Analysefunktion eingesetzt, sondern ein räumlich begrenzter (weil Gauss-gefilterter) komplexer Sinus.

Das hier verwendete Morlet-Wavelet besitzt einen sinusförmigen Verlauf, der mit einer Gauß'schen Glockenkurve gefiltert wird (Abb. 58). Dieses Wavelet wird gebildet durch:

$$\Psi(t) = e^{j\omega_0 t} \cdot e^{-t^2/2}$$

mit $\omega_0 = 2\pi \cdot f_0$ und f_0 der Frequenz des Mutterwavelets, die sich wiederum aus der Länge des

Zeitsignals herleitet nach $f_0 = \frac{\text{sample points}}{2}$ (Nyquist-Frequenz). Das Wavelet besitzt durch den

Term $e^{j\omega_0 t}$ Bandpasseigenschaften für die Frequenz f_0 . Das Wavelet wird mit einem Abschnitt des

Zeitsignals beginnend bei $t = 0$ gefaltet. Das Ergebnis stellt ein Ähnlichkeitsmaß zwischen dem

Zeitsignal-Abschnitt und dem Wavelet dar. Als nächstes folgt die Translation des Wavelets in der

Zeit um einen Samplepunkt, um auch die benachbarten Abschnitte des Zeitsignals filtern zu können.

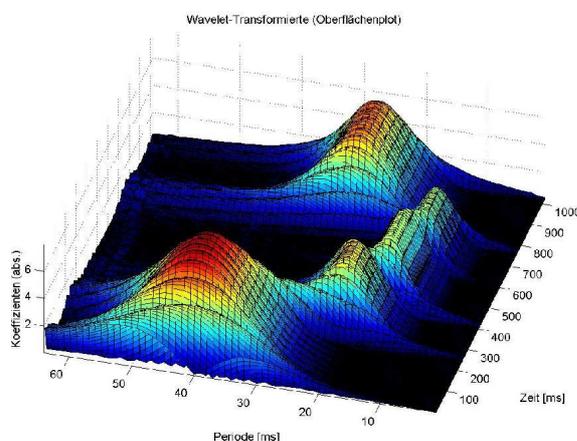


Abb. 59. Oberflächenplot der Ähnlichkeitsmaße zwischen dem Morlet-Wavelet verschiedener Skalierungen und dem nicht-stationären Zeitsignal aus Abb. 56. Die niedrigste Frequenz, 20 Hz, hat die größte Leistung etwa bei Periode 50 ms zu Beginn des Signals. Die nächstniedrigere Amplitude weist der 30-Hz-Anteil am Ende des Signals auf (Periode 33 ms). Die zeitliche Auflösung nimmt mit zunehmender Frequenz (abnehmenden Skalenwerten) zu, während gleichzeitig die Frequenzauflösung wegen zunehmend kürzerer Analysezeitfenster abnimmt. Auf Grund der Beziehung zwischen Frequenz und Skalierung bedeutet ein schärferer Skalenpeak schlechtere Frequenzauflösung. Im Gegensatz zur STFT sind die mittleren Signalanteile scharf getrennt (vergl. Abb. 57).

Ist das Wavelet auf diese Weise am Zeitsignal vorbeigeglitten und hat es analysiert, wird das Wavelet um den Faktor zwei gestaucht (was die Skalierung auf $a = 2$ erhöht und damit die Bandpasseigenschaften des Wavelets für die Frequenz $f_0/2$ optimiert), und, wieder beginnend bei $t=0$, das Zeitsignal erneut auf Ähnlichkeit untersucht. Der Ausdruck

$$s_a(b) = A \int \bar{\Psi} \frac{t-b}{a} \cdot x(t) dt$$

beschreibt den formalen Vorgang, wobei $\bar{\Psi}$ die komplex konjugierte des Wavelets²⁷ ist, a die Skalierung ($a=1/f$), b der Translationsfaktor und t die Zeit. Der Vektor $s_a(b)$ ist das zeitlich lokale Ähnlichkeitsmaß für die Frequenz a , beschreibt also, wie sich die Ähnlichkeit von Signal

und Filter über die Zeit b ändert. Der Faktor $A = \frac{1}{\sqrt{|a|}}$ vor dem Integral normalisiert das Wavelet auf den Energiegehalt 1 unabhängig von der Skalierung, so dass die Ähnlichkeitsmaße über die Skalierung hinweg wie in der FFT miteinander verglichen werden können. Die Wavelettransformation des Signals aus Abb. 56 ist im Surfaceplot der Abb. 59 dargestellt. Bei Zeitsignalen mit vielen verschiedenen Frequenzkomponenten wäre ein Surfaceplot unübersichtlich, so dass eine

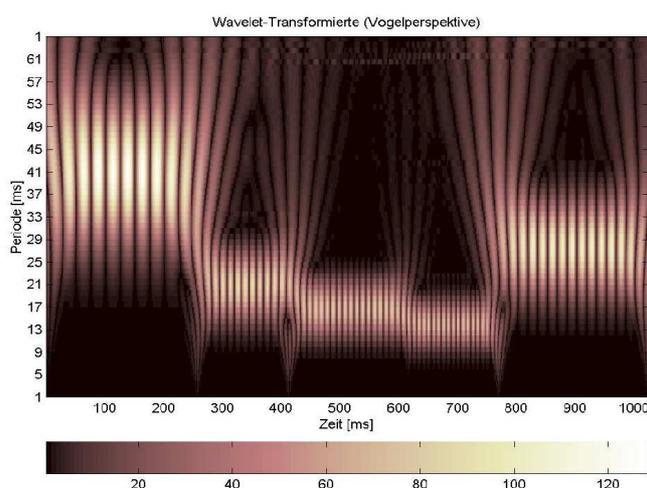


Abb. 60. Blick aus der Vogelperspektive auf die absoluten Wavelet-Koeffizienten des Signals aus Abb. 56. Details siehe Text und Abb. 59. In dieser Darstellung wird deutlicher als in Abb. 59, dass bei den Übergängen zwischen den Signalkomponenten ein sehr breitbandiges Frequenzgemisch auftritt. Das ist darauf zurückzuführen, dass die zeitlichen Übergänge zwischen zwei Komponenten nicht an einem Nulldurchgang erfolgen, sondern phasenunabhängig.

²⁷ Das Wavelet ist eine komplexe 2d-Matrix A , deren Elemente (a_{ik}) sich, genau wie komplexe Skalare, als die Summe eines Realteiles B und eines imaginären Teiles C darstellen lassen: $(b_{ik}) + j(c_{ik}) = B + jC$, wobei j für $\sqrt{-1}$ steht. Die Konjugierung einer komplexen Matrix $A \bullet A^*$ ist durch die Substitution $j \bullet -j$ beschrieben (Papula, 2001).

Vogelperspektive eingenommen wird, um sich den Blick durch zu große Amplitudenwerte nicht verstellen zu lassen (Abb. 60). Für eine grafische Zusammenfassung der Unterschiede zwischen FFT, windowed FT und WT siehe Abb. 61.

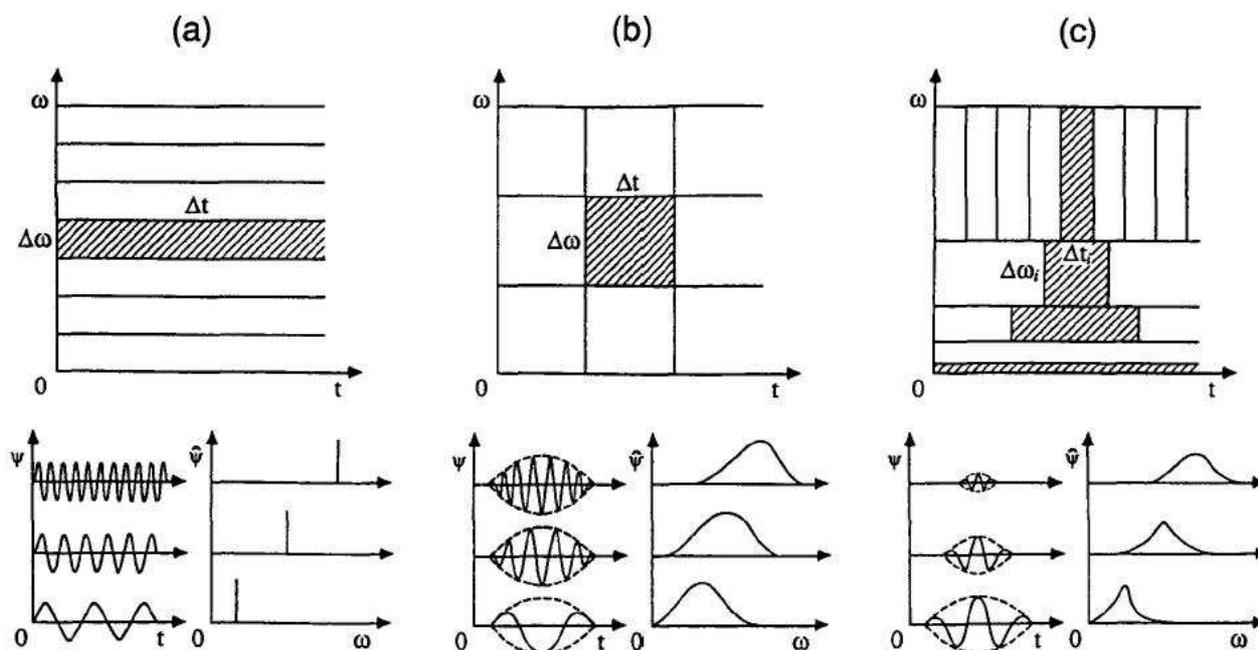


Abb. 61. Schematische Darstellung des Unterschiedes zwischen den frequenzanalytischen Methoden FFT, STFT und WT. a) Um ein Frequenzband $\Delta\omega$ eines Zeitsignals mit der FFT darstellen zu können, wird das ganze Zeitsignal mit komplexen Analysefunktionen Ψ (a, unten links) unterschiedlicher Frequenzen durch Kreuzkorrelationen auf Ähnlichkeit geprüft. Die Fouriertransformierten $\hat{\Psi}$ (a unten rechts) der Analysefunktionen sind scharfe Peaks in der Frequenzdomäne. b) Zur zusätzlichen zeitlichen Lokalisation der im Zeitsignal auftretenden Frequenzkomponenten wird bei der STFT die Frequenz-Zeit-Ebene zusätzlich in Zeitfenster Δt eingeteilt. Die Analysefunktionen benötigen dann einen „Support“, eine Hilfsfunktion, mit der sie multipliziert werden, um spektrale Lecks zu vermeiden (gestrichelte Linie in b links unten). Die Fouriertransformierten sind auf Grund des endlichen Zeitfensters unscharf. c) Die WT passt die Dauern der analysierten Zeitfenster an die jeweilige Frequenz an, so dass die der FFT und STFT inhärenten Unter- bzw. Überrepräsentationen tiefer bzw. hoher Frequenzen vermieden werden und eine frequenzoptimale Analyse erreicht wird. Die frequenzabhängige Schärfe der WT nimmt mit zunehmender Frequenz ab, sie trägt eine Standardabweichung um das Zentrum des Frequenzbandes. Die zeitliche Auflösung nimmt dagegen zu (aus Lau & Weng, 1995).

8.2.4 Zusammenfassung

Die hier dargestellten Unterschiede zwischen den herkömmlichen frequenzanalytischen Verfahren und dem wenig verbreiteten Verfahren der Wavelet-Transformation belegen ganz eindeutig die Vorteile des letzteren, gerade für nicht-stationäre Daten wie das EEG, bei dem die Bedeutung der unterschiedlichen Frequenzbänder für die Informationsübertragung noch nicht eindeutig geklärt ist

und eine einfache explorierende Methode zur Datenuntersuchung noch nicht etabliert ist. Der Vergleich der zur Verfügung stehenden Methoden zeigt also auch diesbezüglich wieder, dass neuere Methoden in Bezug auf wichtige Fragestellungen den in diesem Bereich zumeist verwendeten Methoden gegenüber einen deutlichen Vorteil haben können und entsprechend eingesetzt werden sollten. Die Untersuchung der statistischen Bedeutsamkeit von spektralen Unterschieden zwischen zwei Bedingungen ist zwar noch nicht zufriedenstellend geklärt, die Bootstrap-Technik bietet aber eine etablierte Methode, die als Hilfsmittel auch in dieser Arbeit Verwendung fand.

8.3 *Schluss und Ausblick*

8.3.1 Zusammenfassung der Ergebnisse

In dieser Arbeit wurden die neuronalen Repräsentationen musikalischer Zeitstrukturen sowie deren Erwerb untersucht. Es konnte gezeigt werden, dass professionelle Schlagzeuger zwei Tonsequenzen in frontalen kortikalen Bereichen miteinander vergleichen, um eventuelle Unterschiede der Zeitstrukturen detektieren zu können. Die Daten enthalten Hinweise auf eine Deaktivierung sprechmotorischer Bereiche bei Rhythmusverarbeitung und eine Deaktivierung temporo-parietaler Bereiche bei Metrumverarbeitung. Dies kann interpretiert werden als eine möglicherweise strategiebasierte Deaktivierung von für den Aufgabentyp nicht benötigten Bereichen, was ein ökonomisches Prinzip darstellt, welches zum Tragen kommt, wenn der Kortex sich plastisch an gestellte Aufgaben anpasst. Es existieren Hinweise darauf, dass Rhythmusaufgaben möglicherweise als subvokale Iteration memoriert werden, die die linkshemisphärische Aktivierung temporaler, möglicherweise sprachrelevanter Netzwerke erklären könnte. Bei Rhythmustrials führte der Vergleich der beiden Sequenzen zu einer Aktivierung rechts-temporo-zentraler Bereiche, der auch früher schon für serielle Repräsentationen auditiver Stimuli diskutiert wurde (Patel & Balaban,

2000). Das bedeutet, dass Rhythmusaufgaben seriell analysiert und unter Zuhilfenahme sprachrelevanter Netzwerke im Kurzzeitgedächtnis gehalten werden könnten.

Die Detektion von Metrumänderungen, aber nicht von Rhythmusänderungen, erfolgt mit einem aus dem Oddball-Paradigma bekannten elektrophysiologischen Korrelat der Kontexterneuerung oder Erwartungsverletzung, der P300, die endogener Natur ist und deshalb aufgabenabhängig und aufmerksamkeitspflichtig ist.²⁸ Dieses EKP, das auch in anderen Studien schon als kortikale Reaktion auf Stimulusauslassungen evoziert wurde (McCarthy & Wood, 1987; McCarthy et al., 1989; Janata, 2001), konnte auch bei Reptilien (Pechtl & Bullock, 1994) und Ratten (Jongsma et al., 2002) nachgewiesen werden.

Dass die P300 bei Rhythmusänderungen nicht auftrat, kann als starker Hinweis für eine getrennte Rhythmus- und Metrumverarbeitung gewertet werden, jedenfalls in Bezug auf die Änderungsdetektion. Diese Interpretation ist kongruent mit der Hypothese, dass die durch den Takt hervorgerufene Pulsation des Stimulusmaterials zu dem Aufbau einer Erwartung führt, deren Verletzung durch eine Taktverschiebung durch das Gehirn dann in Form einer P300 beantwortet wird.

Im Gegensatz zu Taktänderungen wurden Rhythmusveränderungen von einer signifikanten ereigniskorrelierten Abnahme der 30-Hz-Oszillationen begleitet, die als ein elektrophysiologisches Korrelat der Änderung-Detektion interpretiert wird, also als Äquivalent zur Metrum-P300. Die nicht signifikanten Ergebnisse im γ -Band bei Metrumverarbeitung (Snyder & Large 2002, Brochard et al., 2003) werden auf die zu geringe Anzahl der Versuchsdurchläufe zurückgeführt.

In der Längsschnittstudie unterschieden sich die beiden Lernergruppen sowohl in der Enkodierungs- als auch in der Dekodierungs- und Vergleichsphase durch unterschiedlich aktivierte Bereiche: Beim Abspeichern der ersten Sequenz aktivierten die deklarativen Lerner parietale Netzwerke, während die prozeduralen Lerner fronto-temporale Bereiche stärker aktivierten. Während des Vergleichs der

²⁸ Als endogene kortikale Prozesse werden solche elektrophysiologischen Komponenten bezeichnet, die durch den psychologischen Zustand des Probanden, z.B. den Grad der Aufmerksamkeit, beeinflusst werden. Im Gegensatz dazu stehen die exogenen Prozesse, die durch die physikalischen Eigenschaften von Stimuli beeinflusst werden, z.B. der Lautstärke (Altenmüller, 1996).

zweiten mit der abgespeicherten ersten Sequenz kamen bei der deklarativen Gruppe links temporale Bereiche hinzu, die eine regelbasierte verbale Verarbeitungsstrategie nahelegen. Im Kontrast dazu waren bei den prozeduralen Lernern rechts fronto-temporale Bereiche stärker involviert, was als vereinbar mit der These angesehen werden kann, dass der implizite Regelerwerb sich in rechtshemisphärischen, deklaratives Wissen sich dagegen in linkshemisphärischen Netzwerken niederschlagen könnte. Dies ist aber nach den vorliegenden Daten nur eine der möglichen Interpretationen. Sollte sich diese Interpretation in weiteren Studien als haltbar erweisen, wäre es interessant, die Parallele zu Befunden aus Studien zum Klavierlernen bzw. zu Syntaxverletzungen (Bangert & Altenmüller 2003; Friederici et al., 2000) zu explorieren, welche ebenfalls implizit erworbenes Wissen untersuchten, ihre Ergebnisse aber nicht vor dem Hintergrund der Frage impliziten Wissenserwerbs interpretieren.

8.3.2 Auswertestrategien

Die in Abschn. 6.1.5 beschriebene Elektrodenzusammenfassung zu Regions of Interest (ROIs) führte im Falle der änderungsinduzierten Welle bei Metrumaufgaben zu einer Polaritätsumkehr der Potentialwerte. Bei den vorliegenden Daten war die P300-artige Welle zwar identifizierbar, es ist jedoch vorstellbar, dass das Zusammenfassen von Elektroden zu Gruppen u.U. eine Nivelierung bedeutsamer Potentiale zur Folge haben könnte, weshalb bei einer Zusammenfassung immer auch die Rohdaten berücksichtigt werden sollten.

ROIs sind für Frequenzanalysen sicherlich ausreichend, wenn die räumliche Auflösung keine primäre Rolle spielt. Für so komplexe Fragestellungen wie den hier diskutierten, bei denen auch eine möglichst gute Ortsauflösung erwünscht ist, ist der Nutzen jedoch begrenzt. Einerseits ermöglicht die Zusammenfassung in ROIs eine verbesserte Übersichtlichkeit der Daten; bei der Auswertung jeder einzelnen Elektrode resultieren wesentlich mehr Matrizen, die eine Auswertung deutlich unübersichtlicher und fehleranfälliger machen. Andererseits geht aber durch eine solche

Zusammenfassung auch wertvolle Information in Bezug auf die Lokalisierung von Potentialänderungen verloren. Aus diesem Grund wurde im weiteren Verlauf der Querschnittsstudie sowie in der Längsschnittstudie auf die Zusammenfassung der Elektroden zu ROIs verzichtet, zumal das Allgemeine Lineare Modell – bei allen damit verbundenen Schwierigkeiten (s.o.) – die statistischen Möglichkeiten zur Auswertung normalverteilter Daten, wie Skalppotentiale, bietet (Andres, 1996). Hingegen müssen für Frequenzanalysen, besonders, wenn diese auch Änderungen über die Zeit detektieren sollen, noch geeignete statistische Verfahren entwickelt bzw. angepasst werden, da Spektren nicht normal verteilt sind und damit nicht über das Allgemeine Lineare Modell ausgewertet werden können. Die Bootstrap-Technik bietet sich hier als Übergangshilfe an, da sie ohne Wissen über Verteilungsparameter Signifikanzaussagen zulässt.

Die Analyse der Zeitsignale lässt sich ebenfalls weiter optimieren, indem nicht nur, wie bisher weitgehend üblich, gemittelte Gruppenaktivität zeitgebunden untersucht wird, sondern vermehrt auch Einzeldurchlaufanalysen angewendet werden. Altenmüller untersuchte die langsamen kortikalen Reaktionen in Einzeltrials (Altenmüller et al., 1993). Die bisher verbreiteteste Methode ist die Einzeltrialanalyse der Gruppe um Terrence Sejnowski am Salk Institute for Biological Studies in San Diego, CA, die sowohl für Einzelzellarbeitungen (Mainen & Sejnowski, 1995) als auch bei EKPs (Makeig et al., 1996), MEG (Magnetenzephalographie, Jung et al., 2001) und fMRI (McKeown et al., 1998) entsprechende Verfahren entwickelten. Diese Verfahren lassen in weiten Teilen eine statistische Überprüfung der Ergebnisse vermissen. Eine statistikbasierte Einzeltrialanalyse wird von der Gruppe um Steven Bressler entwickelt (Center for Complex Systems and Brain Sciences, Florida Atlantic University). Sie basiert auf Bayes'scher Statistik (Molenaar & Lewis, 1996), der im Gegensatz zur von Pearson entwickelten und heute meist benutzten und auf der Stichprobentheorie (Schäffer, 1996) beruhende „p-Wert-Statistik“ (Willmes, 1996) nicht nur Annahmen über die Verteilungsparameter wie zentrale Tendenz, Dispersion etc. zugrundeliegen,

sondern Apriori-Wissen über die zu untersuchenden Systemeigenschaften (Knuth et al., 2001; Truccolo et al., 2002a; Truccolo et al., 2002b).

8.3.3 Forschungsvorschläge

Die in dieser Arbeit gefundenen Belege für die zumindest teilweise getrennte Verarbeitung von Rhythmus und Metrum fordern zur weiteren Untersuchung dieser Systeme auf. So stellt sich die Frage, inwieweit die P300-Latenz und ihre Amplitude mit der Pulsationsfrequenz des Stimulusmaterials – also in Abhängigkeit von der Taktart – kovariieren, da die Vorhersagbarkeit eines Stimulus diese Parameter beeinflusst (Polich et al., 1985), das menschliche Gehirn bei willkürlicher Reproduktion großen Pulsperioden aber große zeitliche Fehler macht (Vorberg & Wing, 1996).

Zunächst jedoch sollte die Detektionsfähigkeit einfacher Metrumverschiebungen (Schwerpunkte der Pulsation) oder Rhythmusänderungen in einem kontinuierlichen Strom von musikalischen Ereignissen untersucht werden, um so den Schwellenwert der für die bewußte Wahrnehmung solcher Änderungen notwendigen zeitlichen Verschiebungen festzustellen (Repp et al., 2002). Ebenfalls von Interesse ist die zeitliche Abweichung, bei der z.B. 75% solcher Veränderungen bemerkt werden (siehe Metastudie von Friberg & Sundberg, 1995). Durch das Feststellen solcher Grenzwerte wäre eine Basis geschaffen, um mit vergleichbaren Stimuli komplexere Fragestellungen anzugehen, wie etwa die Aktivierungsmuster sich bei unterschiedlich schwierigen Aufgaben unterscheiden (zusätzliche Rekrutierung distribuiertes kortikaler Netzwerke bei erhöhtem Schwierigkeitsgrad oder stärkere DC-Negativierung der beteiligten Bereiche?). Sinnvoll wären individuelle Schwellenbestimmungen oben genannter Grenzwerte, wie sie in der Psychophysik üblich sind.

Die Rolle des vermuteten kortikalen Oszillators für die Synchronisation mit dem externen Schrittmacherpuls ließe sich durch systematisches Variieren der Taktart und damit der Pulsationsfrequenz untersuchen. Dabei wäre von besonderem Interesse, ob bei verschiedenen Taktarten immer

dieselben Bereiche oszillieren und ob es Korrelationen zwischen der Größe synchronisierter Bereiche und der Pulsationsfrequenz gibt.

Ein Vergleich der kortikalen Aktivierungsmuster bei klonisch Stotternden (Abschn. 4.3) und gematchten Kontrollen – z.B. Lispelnden und Gesunden – in einer quasi-experimentellen Untersuchung der Rhythmusverarbeitung würde Aussagen über die putativen Unterschiede zwischen den Gruppen zulassen und könnte dazu dienen, die Thesen zur Phasensynchronisierung weiter zu überprüfen. So wäre beispielsweise zu erwarten, dass bei Stotterern die in der vorliegenden Arbeit gefundene Phasensynchronisation nach Rhythmusveränderungen (Absch. 6.2.2) gestört ist, und möglicherweise erfolgt auch der Phasenreset häufiger und über einen längeren Zeitraum hinweg, als das bei Gesunden der Fall ist. Das könnte erklären, warum klonische Stotterer Silben wiederholen, da das Gehirn ihnen – möglicherweise aufgrund einer herabgesetzten Schwelle – fälschlich einen Fehler der auditorischen Sprechkontrolle meldet (Kalveram, 2000). Die bei kleinen Kindern hohe Inzidenz des klonischen Stotterns, die dann im Alter von fünf bis sieben Jahren stark zurückgeht, deutet auf einen entwicklungsbiologischen Einfluss auf den auditiven Rückmeldekanal hin, wie er auch für die Wahrnehmung von Rhythmen plausibel ist: Bruhn (2000) macht die neuronale Reifung in Form zunehmender Axon-Myelinisierung und selektiver Degeneration überzähliger Nervenverbindungen für die beobachtete Tatsache verantwortlich, dass die Rhythmusfähigkeiten von Kindern erst im Alter von etwa sieben Jahren deutlich werden.

Denkbar wäre jedoch, dass in den aufgeführten Untersuchungen Produktion und Wahrnehmung konfundiert wurden, so dass nicht getrennt werden kann, wo das „Defizit“ der Kinder liegt, ob in der korrekten Wahrnehmung des Stimulus oder in dessen Reproduktion. Eine vergleichende EEG-Untersuchung von Stotterern und Gesunden könnte entsprechend nicht nur relevant für die Untersuchung der Rhythmuswahrnehmung sein, sondern auch weitere Hinweise zum besseren Verständnis der spezifischen neurophysiologischen Mechanismen der Störung des Stotterns geben.

9 Literatur

- Alain, C., Woods, D. L., & Knight, R. T. (1998). A distributed cortical network for auditory sensory memory in humans. *Brain Res*, 812(1-2), 23-37.
- Altenmüller, E. (1992). *Kortikale Gleichspannungspotentiale als hirnelektrische Korrelate von Sprachfunktionen: Physiologie und Pathophysiologie*. Unpublished Habilitation, Eberhard-Karls-Universität Tübingen, Tübingen.
- Altenmüller, E. (1996). Ereigniskorrelierte Potentiale. In M. Stöhr, J. Dichgans, U. W. Buettner, C. W. Hess & E. Altenmüller (Eds.), *Evozierte Potentiale* (3. ed., pp. 557-587). Berlin, Heidelberg: Springer Verlag.
- Altenmüller, E. (2001). *How many music centers are in the Brain?* New York: Annals of the New York Academy of Sciences.
- Altenmüller, E., Beisteiner, R., Lang, W., Lindinger, G., & Deecke, L. (2000). Cortical Activation patterns during perception and imagination of rhythm in professional musicians: A DC-potential study. In T. Nakada (Ed.), *Integrated Human Brain Science: Theory, method, application (music)* (1 ed.). Amsterdam: Elsevier Science B.V.
- Altenmüller, E., & Gerloff, C. (1999). Psychophysiology and the EEG. In E. Niedermeyer & F. Lopes da Silva (Eds.), *Electroencephalography. Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields* (4 ed.): Williams & Wilkins.
- Altenmüller, E., Kahrs, J., & Thomas, C. (Eds.). (1993). *Single trial analysis of cortical DC-potentials versus conventional averaging during language processing: correlation to behavioural data*. Boston: Birkhäuser.
- Altenmüller, E., Schuppert, M., Kuck, H., Bangert, M. W., & Grossbach, M. (2000). Neuronale Grundlagen der Verarbeitung musikalischer Zeitstrukturen. In K. Müller & G. Aschersleben (Eds.), *Rhythmus. Ein interdisziplinäres Handbuch* (pp. 59-78). Göttingen: Verlag Hans Huber.
- Andres, J. (1996). Das Allgemeine Lineare Modell. In E. Erdfelder, R. Mausfeld, T. Meiser & G. Rudinger (Eds.), *Handbuch Quantitative Methoden* (pp. 185-200). Weinheim: Psychologie Verlags Union.
- Aston-Jones, G. S., Desimone, R., Driver, J., Luck, S. J., & Posner, M. I. (1999). Attention. In Zigmond, Bloom, Landis, Roberts & Squire (Eds.), *Fundamental neuroscience* (pp. 1385-1409). San Diego, CA, USA: Academic Press.
- Baddeley, A. (1992). Working memory. *Science*, 255(5044), 556-559.
- Bangert, M. W. (2001). *Auditiv-sensomotorische Integration bei komplexen hochtrainierten Wahrnehmungs- und Verhaltensleistungen: Analyse kortikaler Koaktivierungsprozesse am Beispiel des Klavierspiels*. Dissertation Universität Hannover.
- Bangert, M. W., & Altenmüller, E. O. (2003). Mapping perception to action in piano practice: a longitudinal DC-EEG study. *BMC Neuroscience*, 4(26).
- Barcelo, F., Perianez, J. A., & Knight, R. T. (2002). Think differently: a brain orienting response to task novelty. *Neuroreport*, 13(15), 1887-1892.
- Bauer, R. (1993). Selektion - ein Schlüsselbegriff für die strukturelle und funktionale Selbstorganisation des Gehirns? *Naturwissenschaften*, 80(1993), 108-115.
- Bauer, R., & Dicke, P. (1997). Fast cortical selection: a principle of neuronal self-organization for perception? *Biological Cybernetics*, 77(Sept. 97), 207-215.
- Bauer, R., & Heinze, S. (2002). Contour integration in striate cortex. Classic cell responses or cooperative selection? *Exp Brain Res*, 147(2), 145-152.
- Bell, A. J., & Sejnowski, T. J. (1995). *Blind Separation and Blind Deconvolution: An Information-Theoretic Approach*.
- Bever, T. G., & Chiarello, R. J. (1974). Cerebral dominance in musicians and nonmusicians. *Science*, 185(150), 537-539.
- Birbaumer, N., & Schmidt, R. F. (1999). *Biologische Psychologie* (4 ed.). Berlin: Springer-Verlag.
- Bischoff-Grethe, A., Proper, S. M., Mao, H., Daniels, K. A., & Berns, G. S. (2000). Conscious and unconscious processing of nonverbal predictability in Wernicke's area. *J Neurosci*, 20(5), 1975-1981.
- Borchgrevink, H. M. (1982). Prosody and musical rhythm are controlled by the speech hemisphere. In M. Clynes (Ed.), *Music, Mind, and Brain* (pp. 151-157). New York and London: Plenum Press.
- Bortz, J. (1999). *Statistik für Sozialwissenschaftler* (Fünfte Auflage ed.). Berlin: Springer Verlag.
- Bortz, J., & Döring, N. (2002). *Forschungsmethoden und Evaluation. für Human- und Sozialwissenschaftler* (3. überarbeitete Auflage ed.). Heidelberg: Springer Verlag.
- Bortz, J., Lienert G.A., Boehnke K. (2000). *Verteilungsfreie Methoden in der Biostatistik* (Zweite Auflage ed.). Berlin: Springer Verlag.
- Bressler, S. L. (1995). Large-scale cortical networks and cognition. *Brain Res Brain Res Rev*, 20(3), 288-304.
- Bressler, S. L., & Kelso, J. A. (2001). Cortical coordination dynamics and cognition. *Trends Cogn Sci*, 5(1), 26-36.
- Brochard, R., Abecasis, D., Potter, D., Ragot, R., & Drake, C. (2003). The "ticktock" of our internal clock: direct brain evidence of subjective accents in isochronous sequences. *Psychol Sci*, 14(4), 362-366.

- Brochard, R., Dufour, A., Drake, C., & Scheiber, C. (2000). *Functional brain imaging of rhythm perception*. Paper presented at the ICMPC6, Keel, UK.
- Bruhn, H. (2000a). Kognitive Aspekte der Entwicklung von Rhythmus. In K. Müller & G. Aschersleben (Eds.), *Rhythmus. Ein interdisziplinäres Handbuch* (pp. 227-244). Bern: Huber.
- Bruhn, H. (2000b). Zur Definition von Rhythmus. In K. Müller & G. Aschersleben (Eds.), *Rhythmus. Ein interdisziplinäres Handbuch* (1st ed., pp. 41-56). Bern: Huber.
- Bruns, A., Eckhorn, R., Jokeit, H., & Ebner, A. (2000). Amplitude envelope correlation detects coupling among incoherent brain signals. *Neuroreport*, *11*(7), 1509-1514.
- Buonomano, D. V., & Karmarkar, U. R. (2002). How do we tell time? *Neuroscientist*, *8*(1), 42-51.
- Caplan, J. B., Madsen, J. R., Raghavachari, S., & Kahana, M. J. (2001). Distinct patterns of brain oscillations underlie two basic parameters of human maze learning. *J Neurophysiol*, *86*(1), 368-380.
- Caplan, J. B., Madsen, J. R., Schulze-Bonhage, A., Aschenbrenner-Scheibe, R., Newman, E. L., & Kahana, M. J. (2003). Human theta oscillations related to sensorimotor integration and spatial learning. *J Neurosci*, *23*(11), 4726-4736.
- Chafee, M. V., & Goldman-Rakic, P. S. (1998). Matching patterns of activity in primate prefrontal area 8a and parietal area 7ip neurons during a spatial working memory task. *J Neurophysiol*, *79*(6), 2919-2940.
- Chang, Q., & Gold, P. E. (2003). Switching Memory Systems during Learning: Changes in Patterns of Brain Acetylcholine Release in the Hippocampus and Striatum in Rats. *J Neurosci*, *23*(7), 3001-3005.
- Clark, V. P., Fannon, S., Lai, S., Benson, R., & Bauer, L. (2000). Responses to rare visual target and distractor stimuli using event-related fMRI. *J Neurophysiol*, *83*(5), 3133-3139.
- Cohen, J. D., Perlstein, W. M., Braver, T. S., Nystrom, L. E., Noll, D. C., Jonides, J., et al. (1997). Temporal dynamics of brain activation during a working memory task. *Nature*, *386*(6625), 604-608.
- Colby, C. L., & Goldberg, M. E. (1999). Space and attention in parietal cortex. *Annu Rev Neurosci*, *22*, 319-349.
- Coles, M. G. H., & Rugg, M. D. (1995). Event-related brain potentials: an introduction. In M. D. Rugg & M. G. H. Coles (Eds.), *Electrophysiology of mind*. Oxford: Oxford University Press.
- Cowan, N., Nugent, L. D., Elliott, E. M., Ponomarev, I., & Saults, J. S. (1999). The role of attention in the development of short-term memory: age differences in the verbal span of apprehension. *Child Dev*, *70*(5), 1082-1097.
- Delorme, A., & Makeig, S. (2003). *EEGLAB Tutorial*, 2004, from <http://www.sccn.ucsd.edu/eeglab/>
- Dernbach, H. (2003). *Physiologische Aspekte der circadianen Rhythmik bei Kleinsäugetern*. Unpublished Ph.D. thesis, Universität Hannover, Hannover.
- Diener, H. C., Hore, J., Ivry, R. B., & Dichgans, J. (1993). Cerebellar dysfunction of movement and perception. *Canadian Journal of Neurological Sciences*, *20*(Suppl 3), S62-69.
- Dinse, H. R., & Merzenich, M. M. (2002). Adaptations of Inputs in the Somatosensory System. In M. Fahle & T. Poggio (Eds.), *Perceptual Learning* (1st ed., pp. 19-42). Cambridge, Massachusetts: The MIT Press.
- Dubin, M. W. (1997, 2001). [Website of Prof. Mark Wm. Dubin]. Retrieved April 4, 2003, from <http://spot.colorado.edu/~dubin/index.html>
- Eckhorn, R., Bauer, R., Jordan, W., Brosch, M., Kruse, W., Munk, M., et al. (1988). Coherent Oscillations: A mechanism of feature linking in the visual cortex? Multiple electrode and correlation analyses in the cat. *Biol. Cybern.*, *60*, 121-130.
- Engel, A. K., & Singer, W. (1997). Neuronale Grundlagen der Gestaltwahrnehmung. In *Dossier Kopf oder Computer* (pp. 66-73). Heidelberg: Spektrum der Wissenschaft.
- Escera, C., Yago, E., Polo, M. D., & Grau, C. (2000). The individual replicability of mismatch negativity at short and long inter-stimulus intervals. *Clin Neurophysiol*, *111*(3), 546-551.
- Essens, P. J. (1986). Hierarchical organisation of temporal patterns. *Percept Psychophys*, *40*, 69-73.
- Franek, M., Mates, J., Radil, T., Beck, K., & Pöppel, E. (1991). Finger tapping in musicians and nonmusicians. *Int J Psychophysiol*, *11*(3), 277-279.
- Franek, M., Mates, J., Radil, T., Beck, K., & Pöppel, E. (1994). Sensorimotor synchronization: motor responses to pseudoregular auditory patterns. *Percept Psychophys*, *55*(2), 204-217.
- Friberg, A., & Sundberg, J. (1995). Time discrimination in a monotonic, isochronous sequence. *J. Acoust. Soc. Am.*, *98*(5), 2524-2531.
- Friederici, A. D. (1984). *Neuropsychologie der Sprache* (1st ed.). Stuttgart: Kohlhammer.
- Friederici, A. D., Wang, Y., Herrmann, C. S., Maess, B., & Oertel, U. (2000). Localization of early syntactic processes in frontal and temporal cortical areas: a magnetoencephalographic study. *Hum Brain Mapp*, *11*(1), 1-11.
- Gibbons, H., Brandler, S., & Rammsayer, T. H. (2003). Dissociating aspects of temporal and frequency processing: a functional ERP study in humans. *Cortex*, *39*(4-5), 947-965.
- Gödecke, I., & Bonhoeffer, T. (1996). Development of identical orientation maps for two eyes without common visual experience. *Nature*, *379*(18 January 1996), 251-254.

- Grüsser, O. J. (1989). Zeit und Gehirn. In H. Gumin & H. Meier (Eds.), *Die Zeit: Dauer & Augenblick* (Vol. II, pp. 79-132). München: Piper GmbH & Co KG.
- Haig, A. R., Gordon, E., & Hook, S. (1997). To scale or not to scale: McCarthy and Wood revisited. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, *103*(2), 323-325.
- Harrington, D. L., & Haaland, K. Y. (1999). Neural underpinnings of temporal processing: A review of focal lesion, pharmacological, and functional imaging research. *Reviews in the Neurosciences*, *10*(2), 91-116.
- Heinze, H. J., & Munte, T. F. (1993). Electrophysiological correlates of hierarchical stimulus processing: dissociation between onset and later stages of global and local target processing. *Neuropsychologia*, *31*(8), 841-852.
- Helenius, P., Uutela, K., & Hari, R. (1999). Auditory stream segregation in dyslexic adults. *Brain*, *122*(Pt 5), 907-913.
- Herrmann, C. S., & Mecklinger, A. (2000). Magnetoencephalographic responses to illusory figures: early evoked gamma is affected by processing of stimulus features. *Int J Psychophysiol*, *38*(3), 265-281.
- Herrmann, C. S., Mecklinger, A., & Pfeifer, E. (1999). Gamma responses and ERPs in a visual classification task. *Clin Neurophysiol*, *110*(4), 636-642.
- Hessenius, A. (2000). *Eine Vergleichsstudie zur Verarbeitung kurzer Zeitdauern von MusikerInnen und Nicht-MusikerInnen*. Diplomarbeit, Georg-August-Universität, Göttingen.
- Horwitz, B., Rumsey, J. M., & Donohue, B. C. (1998). Functional connectivity of the angular gyrus in normal reading and dyslexia. *Proc Natl Acad Sci U S A*, *95*(15), 8939-8944.
- Hummel, F., Andres, F., Altenmüller, E., Dichgans, J., & Gerloff, C. (2002). Inhibitory control of acquired motor programmes in the human brain. *Brain*, *125*(Pt 2), 404-420.
- Hunt, R. H., & Aslin, R. N. (2001). Statistical learning in a serial reaction time task: access to separable statistical cues by individual learners. *J Exp Psychol Gen*, *130*(4), 658-680.
- Jaaskelainen, I. P., Hautamaki, M., Naatanen, R., & Ilmoniemi, R. J. (1999). Temporal span of human echoic memory and mismatch negativity: revisited. *Neuroreport*, *10*(6), 1305-1308.
- Janata, P. (2001). Brain electrical activity evoked by mental formation of auditory expectations and images. *Brain Topogr*, *13*(3), 169-193.
- Jeon, Y. W., & Polich, J. (2001). P3a from a passive visual stimulus task. *Clin Neurophysiol*, *112*(12), 2202-2208.
- Jog, M. S., Kubota, Y., Connolly, C. I., Hillegaart, V., & Graybiel, A. M. (1999). Building neural representations of habits. *Science*, *286*(5445), 1745-1749.
- Jung, T.-P., Humphries, C., Lee, T. W., Makeig, S., McKeown, M. J., Iraqui, V., Sejnowski, T. (1998). Extended ICA Removes Artifacts from Encephalographic Recordings. In *Advances in Neural Information Processing Systems* (Vol. 10, pp. 894-900).
- Jung, T. P., Makeig, S., Humphries, C., Lee, T. W., McKeown, M. J., Iragui, V., et al. (2000a). Removing electroencephalographic artifacts by blind source separation. *Psychophysiology*, *37*(2), 163-178.
- Jung, T. P., Makeig, S., Westerfield, M., Townsend, J., Courchesne, E., & Sejnowski, T. J. (2000b). Removal of eye activity artifacts from visual event-related potentials in normal and clinical subjects. *Clin Neurophysiol*, *111*(10), 1745-1758.
- Jung, T. P., Makeig, S., Westerfield, M., Townsend, J., Courchesne, E., & Sejnowski, T. J. (2001). Analysis and visualization of single-trial event-related potentials. *Hum Brain Mapp*, *14*(3), 166-185.
- Kalmring, K., Hoffmann, E., Jatho, M., Sickmann, T., & Grossbach, M. (1996). The auditory-vibratory sensory system of *Polysarcus denticauda* (Phaneropterinae, Tettigoniidae) II. Physiology of the receptor organs. *J. Exp. Zool.*, *276*(5), 315 - 329.
- Kalveram, K. T. (2000). Stottern: Eine Rhythmusstörung in einer hierarchisierten Handlungssteuerung? In K. Müller & G. Aschersleben (Eds.), *Rhythmus. Ein interdisziplinäres Handbuch* (pp. 191-217). Bern: Huber.
- Kitabatake, Y., Hikida, T., Watanabe, D., Pastan, I., & Nakanishi, S. (2003). Impairment of reward-related learning by cholinergic cell ablation in the striatum. *Proc Natl Acad Sci U S A*, *100*(13), 7965-7970.
- Klix, F. (1999). Gedächtnis. In R. Asanger & G. Wenninger (Eds.), *Handwörterbuch Psychologie* (1st ed., pp. 213-219). Weinheim: Beltz Psychologie VerlagsUnion.
- Knuth, K. H., Truccolo, W. A., Bressler, S. L., & Ding, M. (2001). *SEPARATION OF MULTIPLE EVOKED RESPONSES USING DIFFERENTIAL AMPLITUDE AND LATENCY VARIABILITY*. Paper presented at the Third International Workshop on Independent Component Analysis and Blind Signal Separation (ICA 2001), San Diego CA.
- Koelsch, S., Schmidt, B. H., & Kansok, J. (2002). Effects of musical expertise on the early right anterior negativity: an event-related brain potential study. *Psychophysiology*, *39*(5), 657-663.
- Koelsch, S., Schroger, E., & Tervaniemi, M. (1999). Superior pre-attentive auditory processing in musicians. *NeuroReport*, *10*, 1309-1313.
- Kolb, & Wishaw. (1993). Grundlagen der Hirnasymmetry. In Kolb & Wishaw (Eds.), *Neuropsychologie*. Heidelberg: Springer Verlag.

- Krampe, R. T., Engbert, R., Kliegl, R., & Kurths, J. (2000). Koordination und Synchronisation der Hände beim rhythmischen Timing. In K. Müller & G. Aschersleben (Eds.), *Rhythmus. Ein interdisziplinäres Handbuch* (pp. 163-183). Bern: Huber.
- Kuck, H. (2001). *Neurophysiologische Korrelate bei der Verarbeitung von Zeitstrukturen in der Musik*. Unpublished PhD, Medizinische Hochschule Hannover MHH, Hannover.
- Kuck, H., Grossbach, M., Bangert, M. W., & Altenmüller, E. O. (2003). *Brain Processing of Meter and Rhythm in Music. Electrophysiological Evidence of a Common Network*. Paper presented at the The Neurosciences and Music, Venice, Italy.
- Large, E. W., Fink, P., & Kelso, J. A. (2002). Tracking simple and complex sequences. *Psychol Res*, 66(1), 3-17.
- Large, E. W., & Jones, M. R. (1999). The Dynamics of Attending: How People Track Time-Varying Events. *Psychological Review*, 106(1), 119-159.
- Large, E. W., Palmer, C. (2002). Perceiving temporal regularity in music. *Cog Sci*, 26, 1-37.
- Lass, U., Lüer, G., & Ulrich, M. (1987). Codierung und Organisation im Gedächtnis. In G. Lüer (Ed.), *Allgemeine Experimentelle Psychologie* (pp. 309-370). Stuttgart: Fischer.
- Lau, K.-M., & Weng, H. (1995). Climate Signal Detection Using Wavelet Transform: How to Make a Time Series Sing. *Bulletin of the American Meteorological Society*, 76(12), 2391-2402.
- Laughlin, S. B., & Sejnowski, T. J. (2003). Communication in neuronal networks. *Science*, 301(5641), 1870-1874.
- Lewis, P. A., & Miall, R. C. (2002). Brain activity during non-automatic motor production of discrete multi-second intervals. *NeuroReport*, 13(14), 1731-1735.
- Lewis, P. A., & Miall, R. C. (2003). Distinct systems for automatic and cognitively controlled time measurement: evidence from neuroimaging. *Curr Opin Neurobiol*, 13(2), 250-255.
- Liegeois-Chauvel, C., Peretz, I., Babai, M., Laguitton, V., & Chauvel, P. (1998). Contribution of different cortical areas in the temporal lobes to music processing. *Brain*, 121(Pt 10), 1853-1867.
- Macmillan, N. A., & Creelman, C. D. (1991). *Detection theory: A user's guide*. Cambridge: Cambridge University Press.
- Mainen, Z. F., & Sejnowski, T. J. (1995). Reliability of spike timing in neocortical neurons. *Science*, 268(5216), 1503-1506.
- von der Malsburg, C. (1979). Development of ocularity domains and growth behaviour of axon terminals. *Biol Cybern*, 32(1), 49-62.
- Makeig, S., Bell, A. J., Jung, T.-P., & Sejnowski, T. J. (1996). Independent component analysis of electroencephalographic data. In M. Touretzky, M. Mozer & M. Hasselmo (Eds.), *Advances in Neural Information Processing systems* (Vol. 8). Cambridge MA: MIT Press.
- Makeig, S., Debener, S., Onton, J., & Delorme, A. (2004). Mining Event-Related Brain Dynamics. *Trends in Cognitive Science (TICS)*.
- Mavlov, L. (1980). Amusia due to rhythm agnosia in a musician with left hemisphere damage: A non-auditory supramodal defect. *Cortex*, 16, 331-338.
- McCarthy, G., & Wood, C. C. (1985). Scalp distributions of event-related potentials: an ambiguity associated with analysis of variance models. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 62(3), 203-208.
- McKeown, M. J., Makeig, S., Brown, G. G., Jung, T. P., Kindermann, S. S., Bell, A. J., et al. (1998). Analysis of fMRI data by blind separation into independent spatial components. *Human Brain Mapping*, 6(3), 160-188.
- Miller, G. A. (1994). The magical number seven, plus or minus two: some limits on our capacity for processing information. 1956. *Psychol Rev*, 101(2), 343-352.
- Mink, J. W. (1999). Basal ganglia. In Zigmond, Bloom, Landis, Roberts & Squire (Eds.), *Fundamental neuroscience* (pp. 951-972). San Diego, CA, USA: Academic Press.
- Molenaar, I. W., & Lewis, C. (1996). Bayes-Statistik. In E. Erdfelder, R. Mausfeld, T. Meiser & G. Rudinger (Eds.), *Handbuch Quantitative Methoden* (pp. 145-156). Weinheim: Psychologie Verlags Union.
- Nenadic, I., Gaser, C., Volz, H. P., Rammsayer, T. H., Hager, F., & Sauer, H. (2003). Processing of temporal information and the basal ganglia: new evidence from fMRI. *Exp Brain Res*, 148(2), 238-246.
- Nicholls, J. G., Martin, A. R., & Wallace, B. G. (1995). *From neuron to brain - A cellular and molecular approach to the function of the nervous system* (3 ed.). New York, NY: Sinauer Associates.
- Nüsslein-Vollhard, C. (1996). Gradients that organize embryo development. A few crucial molecular signals give rise to chemical gradients that organize the developing embryo. *Scientific American*(August 1996), 38-43.
- Oldfield, R. C. (1971). The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh inventory. *Neuropsychologia*, 9(1), 97-113.
- Opitz, B., Mecklinger, A., Von Cramon, D. Y., & Kruggel, F. (1999). Combining electrophysiological and hemodynamic measures of the auditory oddball. *Psychophysiology*, 36(1), 142-147.
- Pantev, C., Okamoto, H., Ross, B., Stoll, W., Ciurlia-Guy, E., Kakigi, R., et al. (2004). Lateral inhibition and habituation of the human auditory cortex. *Eur J Neurosci*, 19(8), 2337-2344.

- Pantev, C., Roberts, L. E., Schulz, M., Engelien, A., & Ross, B. (2001). Timbre-specific enhancement of auditory cortical representations in musicians. *Neuroreport*, *12*(1), 169-174.
- Papcun, G., Krashen, S., Terbeek, D., Remington, R., & Harshman, R. (1974). Is the left hemisphere specialized for speech, language and/or something else? *Journal of the Acoustic Society of America*, *55*(2), 319-327.
- Parsons, L. M. (2001). Exploring the functional neuroanatomy of music performance, perception, and comprehension. *Ann NY Acad Sci*, *930*, 211-231.
- Pascual-Marqui, R. D. (1999). Review of Methods for Solving the EEG Inverse Problem. *Int J Bioelectromagnetism*, *1*(1), 75-86.
- Patel, A. D., & Balaban, E. (2000). Temporal patterns of human cortical activity reflect tone sequence structure. *Nature*, *404*(6773), 80-84.
- Penhune, V. B., & Doyon, J. (2002). Dynamic cortical and subcortical networks in learning and delayed recall of timed motor sequences. *J Neurosci*, *22*(4), 1397-1406.
- Penhune, V. B., Zatorre, R. J., & Evans, A. C. (1998). Cerebellar contributions to motor timing: A PET study of auditory and visual rhythm reproduction. *Journal of Cognitive Neuroscience*, *10*(6), 752-765.
- Peretz, I. (1990). Processing of local and global musical information by unilateral brain-damaged patients. *Brain*, *113*(4), 1185-1205.
- Pfurtscheller, G. (1999). EEG Event-related Desynchronization (ERD) and Event-related Synchronization (ERS). In E. Niedermeyer, Lopes da Silva, F. (Ed.), *Electrophysiology* (pp. 958-967). Baltimore: Williams & Wilkins.
- Pfurtscheller, G., & Lopes da Silva, F. H. (1999). Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles. *Clin Neurophysiol*, *110*(11), 1842-1857.
- Pfurtscheller, G., Stancak, A., Jr., & Neuper, C. (1996). Post-movement beta synchronization. A correlate of an idling motor area? *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, *98*(4), 281-293.
- Polich, J., Howard, L., & Starr, A. (1985). Stimulus frequency and masking as determinants of P300 latency in event-related potentials from auditory stimuli. *Biol Psychol*, *21*(4), 309-318.
- Pöppel, E. (2000). *Grenzen des Bewußtseins. Wie kommen wir zur Zeit, und wie entsteht Wirklichkeit?* (3rd ed.). Frankfurt/Main: Insel Verlag.
- Povel, D. J. (1984). A theoretical framework for rhythm perception. *Psychological Research*, *45*, 315-337.
- Press, W. H., Teukolsky, S. A., Vetterling, W. T., & Flannery, B. P. (1992). *Numerical recipes in C. The art of scientific computing* (2nd ed.). Cambridge: Cambridge University Press.
- Quartz, S., Stensmo, M., Makeig, S., & Sejnowski, T. J. (1995). *Eye blink rate as a practical predictor for vigilance*. Paper presented at the Conference of the Society for Neuroscience.
- Raichle, M. E., MacLeod, A. M., Snyder, A. Z., Powers, W. J., Gusnard, D. A., & Shulman, G. L. (2001). A default mode of brain function. *Proc Natl Acad Sci U S A*, *98*(2), 676-682.
- Rammsayer, T. H. (1992). *Die Wahrnehmung kurzer Zeitdauern. Allgemeinpsychologische und psychobiologische Ergebnisse zur Zeitdauerndiskrimination im Millisekundenbereich*. Münster: Waxmann.
- Rammsayer, T. H. (1994). Effects of practice and signal energy on duration discrimination of brief auditory intervals. *Percept Psychophys*, *55*(4), 454-464.
- Rammsayer, T. H. (1999). Neuropharmacological evidence for different timing mechanisms in humans. *Q J Exp Psychol B*, *52*(3), 273-286.
- Rammsayer, T. H., & Lima, S. D. (1991). Duration discrimination of filled and empty auditory intervals: cognitive and perceptual factors. *Percept Psychophys*, *50*(6), 565-574.
- Randall, D., Burggren, W., & French, K. (1997). *Eckert Animal Physiology. Mechanisms and Adaptations* (4th ed.). New York: W.H. Freeman and Company.
- Reilly, E. L. (1998). EEG recording and operation of the apparatus. In E. Niedermeyer & F. Lopes Da Silva (Eds.), *Electroencephalography. Basic principles, clinical applications, and related fields* (Fourth edition ed., pp. 122-142). Baltimore: Williams & Wilkins.
- Repp, B. H. (1998a). Obligatory "expectations" of expressive timing induced by perception of musical structure. *Psychol Res*, *61*, 33-43.
- Repp, B. H. (1998b). Variations On a Theme By Chopin - Relations Between Perception and Production of Timing in Music. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception & Performance*, *24*(3), 791-811.
- Repp, B. H. (2001). Phase correction, phase resetting, and phase shifts after subliminal timing perturbations in sensorimotor synchronization. *J Exp Psychol Hum Percept Perform*, *27*(3), 600-621.
- Repp, B. H., Windsor, L., & Desain, P. (2002). Effects of Tempo on the Timing of Simple Musical Rhythms. *Music Perception*, *19*(4), 565-593.
- Sakai, K., Hikosaka, O., Miyauchi, S., Takino, R., Tamada, T., Iwata, N. K., et al. (1999). Neural representation of a rhythm depends on its interval ratio. *Journal of Neuroscience*, *19*(22), 10074-10081.
- Sarnthein, J., Petsche, H., Rappelsberger, P., Shaw, G. L., & von Stein, A. (1998). Synchronization between prefrontal and posterior association cortex during human working memory. *Proc Natl Acad Sci U S A*, *95*(12), 7092-7096.

- Schäffer, K. A. (1996). Planung von Stichprobenerhebungen. In E. Erdfelder, R. Mausfeld, T. Meiser & G. Rudinger (Eds.), *Handbuch Quantitative Methoden* (pp. 23-35). Weinheim: Psychologie Verlags Union.
- Schubotz, R., Friederici, A. D., & von Cramon, D. Y. (2000). Time perception and motor timing: A common cortical and subcortical basis revealed by fMRI. *Neuroimage*, *11*, 1-12.
- Schuppert, M., Munte, T. F., Wieringa, B. M., & Altenmüller, E. (2000). Receptive amusia: evidence for cross-hemispheric neural networks underlying music processing strategies. *Brain*, *123 Pt 3*, 546-559.
- Semjen, A., Schulze, H. H., & Vorberg, D. (2000). Timing precision in continuation and synchronization tapping. *Psychol Res*, *63*(2), 137-147.
- Semjen, A., Vorberg, D., & Schulze, H.-H. (1998). Getting synchronized with the metronome: Comparisons between phase and period correction. *Psychol Res*, *61*, 44-55.
- Shaywitz, S. E. (1996). Dyslexia. A new model of this reading disorder emphasizes defects in the language-processing rather than the visual system. It explains why some very smart people have trouble learning to read. *Scientific American*(November 1996), 78-84.
- Singer, W. (1999). Neurobiology. Striving for coherence. *Nature*, *397*(6718), 391, 393.
- Singer, W., & Gray, C. M. (1995). Visual feature integration and the temporal correlation hypothesis. *Annu. Rev. Neurosci.*, *18*, 555-586.
- Snyder, J. S., & Large, E. W. (2002). *Neurophysiological Correlates of Meter Perception: Evoked and Induced Gamma-Band (20-60 Hz) Activity*. Paper presented at the 7th International Conference on Music Perception and Cognition, Sydney.
- Sommer, M., Grafman, J., Clark, K., & Hallett, M. (1999). Learning in Parkinson's disease: eyeblink conditioning, declarative learning, and procedural learning. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, *67*(1), 27-34.
- Speckmann, E.-J., & Elger, C. E. (1999). Introduction to the neurophysiological basis of the EEG and DC potentials. In E. Niedermeyer & F. Lopes Da Silva (Eds.), *Electroencephalography. Basic principles, clinical applications, and related fields* (4th ed., pp. 15-27). Baltimore: Williams & Wilkins.
- Spencer, K. M., Dien, J., & Donchin, E. (1999). A componential analysis of the ERP elicited by novel events using a dense electrode array. *Psychophysiology*, *36*(3), 409-414.
- Spencer, K. M., Nestor, P. G., Niznikiewicz, M. A., Salisbury, D. F., Shenton, M. E., & McCarley, R. W. (2003). Abnormal neural synchrony in schizophrenia. *J Neurosci*, *23*(19), 7407-7411.
- Tallon-Baudry, C., Bertrand, O., Delpuech, C., & Pernier, J. (1997). Oscillatory gamma-band (30-70 Hz) activity induced by a visual search task in humans. *J Neurosci*, *17*(2), 722-734.
- Tallon-Baudry, C., Bertrand, O., Delpuech, C., & Pernier, J. (1996). Stimulus specificity of phase-locked and non-phase-locked 40 Hz visual responses in human. *J Neurosci*, *16*(13), 4240-4249.
- Tallon-Baudry, C., Bertrand, O., & Fischer, C. (2001). Oscillatory synchrony between human extrastriate areas during visual short-term memory maintenance. *J Neurosci*, *21*(20), RC177.
- Tallon-Baudry, C., Bertrand, O., Peronnet, F., & Pernier, J. (1998). Induced gamma-band activity during the delay of a visual short-term memory task in humans. *J Neurosci*, *18*(11), 4244-4254.
- Truccolo, W. A., Ding, M., Knuth, K. H., Nakamura, R., & Bressler, S. L. (2002a). Trial-to-trial variability of cortical evoked responses: implications for the analysis of functional connectivity. *Clin Neurophysiol*, *113*(2), 206-226.
- Truccolo, W. A., Knuth, K. H., Bressler, S. L., & Ding, M. (2002b). Bayesian Analysis of Single Trial Cortical Event-Related Components. In R. L. Fry (Ed.), *Bayesian Inference and Maximum Entropy Methods in Science and Engineering* (pp. 64-73.). Melville NY: American Institute of Physics.
- Vigario, R. N. (1997). Extraction of ocular artefacts from EEG using independent component analysis. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, *103*, 395-404.
- Vorberg, D., & Wing, A. M. (1996). Modeling variability and dependence in timing. In *Handbook of Perception and Action* (Vol. 2): Academic Press.
- Weinert, S. (2000). Sprach- und Gedächtnisprobleme dysphasisch-sprachgestörter Kinder: Sind rhythmisch-prosodische Defizite eine Ursache? In K. Müller & G. Aschersleben (Eds.), *Rhythmus. Ein interdisziplinäres Handbuch* (pp. 255-283). Bern: Huber.
- Willmes, K. (1996). Neyman-Pearson-Theorie statistischen Testens. In E. Erdfelder, R. Mausfeld, T. Meiser & G. Rudinger (Eds.), *Handbuch Quantitative Methoden* (pp. 109-122). Weinheim: Psychologie Verlags Union.
- Winer, B. J., Brown, D. R., & Michaels, K. M. (1991). *Statistical principles in experimental design* (3rd ed.). New York: McGraw-Hill, Inc.
- Wing, A. M., Church, R. M., & Gentner, D. R. (1989). Variability in the timing of responses during repetitive tapping with alternate hands. *Psychol Res*, *51*, 28-37.
- Yvert B, C. A., Bertrand O, Seither-Preisler A, Pantev C. (2001). Multiple supratemporal sources of magnetic and electric auditory evoked middle latency components in humans. *Cereb Cortex*, *11*, 411-423.

10 Anhang

10.1 Glossar

Chunk	Von Miller 1956 (Nachdruck: Miller, 1994) eingeführte Bezeichnung für Informations“klumpen“, die vom Gehirn automatisiert zusammengefasst werden, damit das auf ungefähr sieben Einheiten beschränkte Kurzzeitgedächtnis mehr Informationen speichern kann.
dichotisch	Die dichotische Darbietung besonders von sehr kurzen auditiven Stimuli über Kopfhörer ermöglicht die Untersuchung der Hemisphärenvorteile für die Verarbeitung bestimmter Reize, da davon ausgegangen wird, dass die Information zunächst im Stammhirn die Seiten wechselt und zunächst in der kontralateralen Hemisphäre verarbeitet wird, bevor die Informationen über den Balken auch in die andere Hemisphäre wechseln.
Oddball	In einer Dimension abweichender Stimulus in einer Reihe unveränderter Reize, der eine kortikale Reaktion in Form eines EKP (siehe P3) hervorruft.
Off-beat	Zu einem Führungssignal gegenphasisch geschlagener Tap.
P3	Positive Welle im EEG ca. 300 ms nach dem Auftreten eines Oddballs. Bestimmte Stimulus-Konfigurationen und experimentelle Designs führen zu Änderungen des Ortes maximaler Amplitude über dem Schädel und der Latenzen, so dass zu ihrer Unterscheidung von anteriorer (P3a) und späterer (P3b) P3 gesprochen wird.
P300	siehe P3.

10.2 Fragebogen der Profistudie

Der Fragebogen, der vor dem Versuch auszufüllen war, sammelte personenbezogene Daten, soweit sie für die Durchführung des Versuchs bzw. die Vergütung der Probanden notwendig waren. Die Daten wurden anschließend sicher verwahrt, so dass ein Missbrauch verhindert wurde. Für die Auswertung der Daten wurden die Probandennamen anonymisiert.

Das Abfragen der Händigkeit erfolgte wegen ihres Einflusses auf die globale Aktivierung des Kortex sowie ihres möglichen Einflusses auf kortikale Organisation, die zusätzliche Varianz zur Folge gehabt hätte. Aus diesem Grund waren Linkshändigkeit und Ambidextrosität ein Ausschlusskriterium.

Fragebogen
zum EEG-Versuch „Rhythmus und Metrum“

Versuchsdatum: _____

Versuchsnummer: _____

1. Zur Person

Name: _____

Vorname: _____

Geburtsdatum: _____

Alter: _____

Geschlecht: _____

Beruf: _____

Bankverbindung: Kontonummer: _____

Bankleitzahl: _____

Geldinstitut: _____

2. Ausbildung

Schulart und -abschluß: _____

Berufsausbildung (Studium oder Lehre, in welchem Fach?)

3. Musikalischer Ausbildungs- und Wissenstand

Spielen Sie (ein) Musikinstrument(e)? _____

Welche(s) und seit wann? _____

Haben Sie früher Instrumental- oder Gesangsunterricht bekommen? _____

Wann und für welche(s) Instrument(e)? _____

Bekommen Sie zur Zeit Instrumental- oder Gesangsunterricht? _____

Seit wann und für welche(s) Instrument(e)? _____

4. Gewohnheiten des Instrumentalspiels

Wie oft spielen/üben Sie wöchentlich? _____

Wie lange jeweils? _____

Spielen/Singen Sie in einem Ensemble? Welcher Art? _____

Spielen Sie hauptsächlich: klassische Musik, moderne Musik, Jazz, andere?

5. Händigkeitstest

Bitte geben Sie in der folgenden Liste mit Tätigkeiten an, welche Hand Sie für die jeweilige Tätigkeit bevorzugen, indem Sie ein Kreuz (X) in die entsprechende Spalte machen. Wenn Sie in einem Fall keine Hand bevorzugen, tragen Sie bitte ein Kreuz in beide Spalten ein.

Versuchen Sie bitte, alle Fragen zu beantworten. Lassen Sie nur dann eine Lücke, wenn Sie mit einer der Tätigkeiten überhaupt keine Erfahrung haben.

Links Rechts

1. Schreiben

2. Zeichnen

3. Werfen

4. Schneiden

5. Zähneputzen

6. Schneiden (Messer ohne Gabel)

7. Löffel

8. Besen (obere Hand)

9. Streichholz anzünden (Streichholz)

10. Schachtel aufmachen (Deckel)

Besitzen Sie linkshändige Angehörige und wenn ja, in welchen Verwandtschaftsverhältnis?

Verwechseln Sie in Stressituationen (Autofahren in einer fremden Großstadt) die Aufforderung Ihres Beifahrers, rechts abzubiegen und fahren nach links?

Wie würden Sie auf einer Skala von 1 (sehr gut) bis 5 (schlecht) Ihre Fähigkeit beurteilen, in einer Ihnen nicht gut vertrauten Umgebung (z.B. einer fremden Stadt) ein vorgegebenes Ziel zu finden (z.B. den Bahnhof)?

Sehr geehrte Versuchsperson,

Wir möchten um Ihre freiwillige Mitarbeit bei einer experimentellen Studie bitten, in der die Großhirnaktivierung bei der Verarbeitung von Rhythmus und Metrum untersucht werden soll. Dabei werden Sie kurze Klaviersequenzen hören und entscheiden, ob diese identisch waren oder nicht.

Unterschiede können im Rhythmus oder im Metrum der Sequenzen auftreten.

Während der Untersuchungen möchten wir das Elektroenzephalogramm (EEG) ableiten. Diese Ableitung, die Sie vielleicht schon kennen, entspricht der Aufzeichnung der Hirnströme und ist für den Untersuchten vollständig ungefährlich.

Wir würden uns freuen, wenn Sie bereit wären, an der Untersuchung teilzunehmen und stehen Ihnen gerne für weitere Fragen zur Verfügung.

Prof. Dr. med. E. Altenmüller

Hiermit erkläre ich mich bereit, an der von Prof. Dr. Altenmüller durchgeführten Untersuchung teilzunehmen. Ich weiß, daß ich meine Zusage jederzeit widerrufen und die Experimente abbrechen kann.

Hannover, den _____

Unterschrift: _____

Erster Tag:

Welche Strategie haben Sie eingesetzt, um die Aufgaben zu lösen (mehrere Antworten möglich):

Ich habe versucht, mir das erste Hörbeispiel als Ganzes zu merken und dann mit dem zweiten zu vergleichen

Ich habe versucht, das erste Hörbeispiel in kleinere Abschnitte zu untergliedern

Ich habe versucht, das erste Hörbeispiel in der Pause nachzusingen

Ich habe mich besonders auf den Anfang und das Ende der Hörbeispiele konzentriert

Ich habe mich besonders auf die Betonungen konzentriert

Ich habe im Geiste mitgezählt

Ich habe versucht, mir charakteristische Motive zu merken

Ich habe ganz intuitiv entschieden

Ich habe versucht, mir das Hörbeispiel als Notenbild vorzustellen

Gab es unterschiedliche Strategien bei der Beantwortung von optischen und akustischen Reizen? Sonstige Bemerkungen.

Vielen herzlichen Dank für Ihre Mithilfe! Bitte geben Sie den Fragebogen jetzt ab, und blättern Sie bitte nicht weiter! Danke.

Zweiter Tag:

Welche Strategie haben Sie eingesetzt, um die Aufgaben zu lösen (mehrere Antworten möglich):

Ich habe versucht, mir das erste Hörbeispiel als Ganzes zu merken und dann mit dem zweiten zu vergleichen

Ich habe versucht, das erste Hörbeispiel in kleinere Abschnitte zu untergliedern

Ich habe versucht, das erste Hörbeispiel in der Pause nachzusingen

Ich habe mich besonders auf den Anfang und das Ende der Hörbeispiele konzentriert

Ich habe mich besonders auf die Betonungen konzentriert

Ich habe im Geiste mitgezählt

Ich habe versucht, mir charakteristische Motive zu merken

Ich habe ganz intuitiv entschieden

Ich habe versucht, mir das Hörbeispiel als Notenbild vorzustellen

Gab es unterschiedliche Strategien bei der Beantwortung von optischen und akustischen Reizen? Sonstige Bemerkungen.

11 Dank

An dieser Stelle sei allen Personen gedankt, die am Gelingen dieser Arbeit beteiligt waren. Mein Dank geht an meine Doktormutter, Frau Prof. Dr. Elke Zimmermann, Zoologisches Institut der Tierärztlichen Hochschule Hannover, für die Vergabe des Themas, und an meinen Betreuer, Herrn Prof. Dr. Eckart Altenmüller, Hochschule für Musik und Theater Hannover, für die umfassende und gründliche Anleitung vor Ort. Herrn Altenmüller danke ich außerdem für die Möglichkeit, diese Arbeit in seinem Labor anfertigen zu können sowie die Beschaffung von Drittmittelgeldern zur Finanzierung des Projektes inklusive einer Doktorandenstelle. Für die Möglichkeit, während meiner eigenen Arbeit die wissenschaftlichen Untersuchungen jüngerer Kolleginnen und Kollegen mitbetreuen und dabei Erfahrungen für mich selbst sammeln zu dürfen, bin ich ebenfalls sehr dankbar. Herrn Prof. Dr. H.-A. Kolb vom Fachbereich Biologie der Universität Hannover danke ich für die Bereitschaft den Vorsitz des Prüfungskollegiums zu übernehmen.

Meinen ehemaligen Kolleginnen und Kollegen Marc Bangert, Vanessa Lim, Katja Goydke und Wolfgang Trappe danke ich für anregende Diskussionen, Denkanstöße und die Freundschaft, natürlich auch für die gemeinsamen Abende im *Lister Turm*, *gig* oder *Centrum*, sonst wäre das alles ein wenig trocken gewesen. Die Profes. Reinhard Kopiez und Dirk Vorberg haben wertvolle Hinweise bezüglich Statistik und experimentellem Arbeiten gegeben. Andreas Cordes hat mir mit einem *code snippet* weiter geholfen, als er vermutete. Herrn Drescher danke ich für seine Geduld mit meinen nie enden Wünschen nach Festplatten und Speicherriegeln – viel mehr noch danke ich aber für die Erfüllung meiner Wünsche! Ein ganz besonderer Dank geht an Frau Pölkner, die mit ihrer unerschütterlich guten Laune und vielen Bonbons und Keksen die tägliche Arbeit wie Nachtisch schmecken ließ.

Ohne die studentischen Hilfskräfte Katrin Wernke und Sven Mesecke hätten nur halb so viele Elektroden verwendet werden können. Vielen Dank für die Geduld mit den Probanden und mir. Günther (“Du hast es gut”), Anke, Katrin, Hauke und Moni sorgten für die notwendige Zerstreuung. Vielen herzlichen Dank meinem Vater und Ami, die beide viel Geduld haben mussten. Das Warten hat ein Ende. Vielen Dank Heike, für die Unterstützung, die Bücher, den Spott, die Südamerika-Urlaube und m'och.

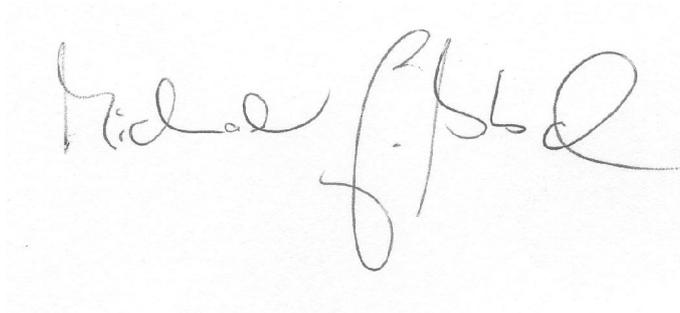
12 Lebenslauf

Name	Großbach
Vorname	Joachim Christof <u>Michael</u>
Geboren am	25. Juni 1966 in Remscheid
1973 - 1986	Besuch der Allgemeinen Volks- und Höheren Schule Rudolf-Steiner-Schule, Wuppertal; Abschluss: Allgemeine Hochschulreife
Sept. 1986 – Mai 1988	Zivildienst im Umweltschutz, Stadtverwaltung Solingen
Aug. 1988 – Juli 1990	Ausbildung zum Forstwirt, Stadtverwaltung Velbert
Aug. 1990 – Sept. 1992	Beschäftigung als Forstwirtgeselle, Stadtverwaltung Gevelsberg
WS 1992/93 – WS 1998/99	Studium der Biologie (Diplom), Universität Marburg
SoSe 1998 – WS 1998/99	Anfertigen der externen Diplomarbeit am Fachbereich Physik der Universität Marburg, mit dem Thema: „Entwicklung eines Reizprogramms und elektrophysiologische Untersuchung der Figur-Hintergrundtrennung im primären visuellen Affenkortex“; Betreuung: Prof. Dr. U. Homberg
30. Dez. 1998	Abschlussprüfung
Jan. 1999 – Jan. 2004	wissenschaftl. Mitarbeiter am Institut für Musikphysiologie und Musiker-Medizin IMMM, Hochschule für Musik und Theater Hannover, gefördert durch die DFG im Rahmen des Schwerpunktprogrammes 1046 (Zeitgebundene Informationsverarbeitung im zentralen auditorischen System)
29. Juni 2004	Disputationsvortrag: „Grundlagen des Erwerbs neuronaler Repräsentationen musikalischer Zeitstrukturen (Rhythmus und Metrum)“
seit 1. August 2004	wissenschaftl. Mitarbeiter am Institut für Zoologie der Tierärztlichen Hochschule Hannover in der AG Sinnesbiologie (PD Dr. Sabine Schmidt) und Mitglied der DFG-Forschergruppe 499 (Akustische Kommunikation von Affekten bei nonhumanen Säugetieren und dem Menschen: Produktion, Wahrnehmung und neurale Verarbeitung)

13 Erklärung

Hiermit erkläre ich, die von mir am heutigen Tage eingereichte Dissertation zum Thema „Neuronale Grundlagen des Erwerbs mentaler Repräsentationen musikalischer Zeitstrukturen (Rhythmus und Metrum)“ selbständig und ausschließlich unter Verwendung der angegebenen Quellen und Hilfsmittel verfasst zu haben.

Hannover den 29. Mai 2004

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Michaela F. B. Q.", written in a cursive style.