

Aus dem Institut  
für Medizinische Psychologie und Medizinische Soziologie  
(Direktor: Prof. Dr. Michael Siniatchkin)  
im Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Kiel  
an der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

**Akustische Stimulation und deren Einfluss auf neurophysiologische  
Mechanismen der Fehlerverarbeitung und Fehlerregulation**

Inauguraldissertation  
zur  
Erlangung der Doktorwürde der Medizin  
der Medizinischen Fakultät  
der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

vorgelegt von

Christian Messow

aus Peine

Kiel (2019)

1. Berichtserstatter:	Prof. Dr. Michael Siniatchkin
2. Berichtserstatter:	Prof. Dr. Thorsten Bartsch
Tag der mündlichen Prüfung:	23.10.2019
Zum Druck genehmigt, Kiel, den	22.07.2019

gez.:

(Vorsitzender der Prüfungskommission)

## Inhalt

Abkürzungsverzeichnis .....	II
1 Einleitung .....	1
2 Theoretischer Hintergrund .....	2
2.1 Akustische Stimulation.....	2
2.2 EEG-Korrelate der Fehlerregulation .....	6
2.3 Ermüdung als Einflussfaktor .....	7
2.4 Zielsetzung und Hypothesen der Arbeit .....	8
3 Methoden.....	10
3.1 Studiendesign .....	10
3.2 Studienteilnehmer.....	10
3.3 Experimentelle Vorgehensweise.....	12
3.4 Vorverarbeitung der EEG-Daten .....	15
3.5 Statistische Auswertung .....	18
4 Ergebnisse .....	19
4.1 Ergebnisse der Voruntersuchung .....	19
4.2 Verhaltensdaten in dem Go-/NoGo-Paradigma.....	20
4.3 EEG-Daten .....	23
4.4 Müdigkeit als Einflussfaktor .....	28
5 Diskussion .....	37
5.1 Verhaltensdaten .....	37
5.2 EEG-Daten .....	38
5.3 Ermüdung .....	40
5.4 Die Stimulationsarten im Überblick.....	42
5.5 Kritik an der Methodik.....	43
5.6 Ausblick und klinische Anwendung.....	45
6 Zusammenfassung .....	47
7 Literatur.....	49
8 Anhang .....	53

### Abkürzungsverzeichnis

ADHS-Screening für Erwachsene	ADHS-E
Analysis of Variance	ANOVA
Aufmerksamkeitsdefizit-/Hyperaktivitätsstörung	ADHS
Grundintelligenztest Skala 2 – Revision	CFT 20-R
Elektroenzephalogramm	EEG
Ereigniskorreliertes Potential	ERP
Error Related Negativity	ERN
Hertz	Hz
Intelligenzquotient	IQ
Kilohm	k $\Omega$
Least Significant Difference	LSD
Mikrovolt	$\mu$ V
Millisekunden	ms
Mittelwert	<i>M</i>
Moderate Brain Arousal	MBA
Standardabweichung	<i>SD</i>
Symptom-Checklist-90 revidierte Version 1994	SCL-90-R

## 1 Einleitung

Die Fähigkeit, in einer fortwährenden Situation wachsam zu bleiben ist für den Menschen von zentraler Bedeutung. In vielen Berufen, zum Beispiel bei der Bedienung von Maschinen, aber auch bei Alltagstätigkeiten wie dem Autofahren, können bereits kleine Aufmerksamkeitsschwankungen zu Fehlern mit gravierenden Folgen führen. Daher stellen die kognitiven Leistungen der Aufmerksamkeit und der Fehlerregulation zentrale Punkte in vielen Bereichen des Lebens dar. Neben dieser essenziellen Bedeutung für gesunde Personen, bestimmt das Aufmerksamkeitsvermögen für bestimmte Patientengruppen maßgeblich die Lebensqualität. So leiden Personen mit Aufmerksamkeitsdefizit-/Hyperaktivitätsstörung (ADHS) unter den Hauptsymptomen Aufmerksamkeitsstörung, Hyperaktivität und Impulsivität. Schätzungsweise drei bis fünf Prozent der Schulkinder sind betroffen, während etwa bei einem Drittel die Symptome bis ins Erwachsenenalter persistieren. Elementare Teile der Therapie sind eine kognitive Verhaltenstherapie und eine medikamentöse Therapie, welche auch kombiniert werden können. Neuerdings wird vermehrt nach weiteren nichtmedikamentösen Therapiemöglichkeiten gesucht (Wittchen und Hoyer 2011, S. 678–689). Als eine solche Möglichkeit wird seit einiger Zeit die akustische Stimulation erforscht und liefert vielversprechende Ergebnisse. So konnten verschiedene Studien zeigen, dass das Hören bestimmter Töne oder Geräusche beispielweise das Aufmerksamkeitsvermögen positiv beeinflussen kann (Kirk und Hecht 1963; Chaieb et al. 2015). Unsere Studie soll deshalb die Möglichkeiten, die akustische Stimulationen bieten, genauer untersuchen. So kann hoffentlich ein Beitrag zu einem Forschungsfeld geleistet werden, welches das Leben vieler Gesunde als auch Patienten positiv beeinflussen kann.

Die durchgeführte Studie ist Teil einer Studienreihe, die am Institut für medizinische Psychologie und medizinische Soziologie durchgeführt wird. In diesem ersten Schritt sollen die Prinzipien der akustischen Stimulation zunächst an gesunden Erwachsenen erprobt werden, um eine Grundlage für weitere Studien an ADHS-Patienten zu schaffen.

## **2 Theoretischer Hintergrund**

Im Folgenden soll ein Überblick über verschiedene Formen der akustischen Stimulation gegeben werden. Dabei liegt das Augenmerk auf der Stimulationsart und deren Erzeugung, sowie auf möglichen Effekten in Bezug auf das Verhalten und andere messbare neurophysiologische Parameter. Außerdem wird tiefer auf die Fehlerverarbeitung und deren Regulation sowie den Faktor der Ermüdung während einer Aufmerksamkeitsaufgabe eingegangen. Dabei sollen Möglichkeiten hervorgehoben werden, anhand von Elektroenzephalogramm(EEG)-Darstellungen die Fehlerverarbeitung und eventuelle Stimulationseffekte sichtbar zu machen. Anschließend werden auf dieser Grundlage die Ziele der vorliegenden Arbeit formuliert.

### **2.1 Akustische Stimulation**

#### **2.1.1 Weißes Rauschen.**

Weißes Rauschen beschreibt einen kontinuierlichen Klang über einen großen Frequenzbereich, zum Beispiel von 20 bis 20000 Hz (Cook et al. 2014). Mehrere Studien beobachteten eine kognitive Leistungsverbesserung durch die Stimulation mit weißem Rauschen. So ein positiver Effekt war beispielweise in der Studie von Baijot et al. (2016) zu sehen, die Kinder mit und ohne ADHS mit weißem Rauschen stimulierten, während diese eine Go-/NoGo-Aufgabe absolvierten. Dies ist eine Aufmerksamkeitsaufgabe, bei der verschiedene Reize präsentiert werden, der Proband jedoch bei einem vorher bestimmten Reiz keine Reaktion zeigen darf, während auf alle anderen Reize mit einer Antwort reagiert werden soll. In der Stimulationsbedingung konnte die Leistung der Probanden mit ADHS auf das Niveau der Kontrollgruppe angehoben werden, während ohne Stimulation in der ADHS-Gruppe mehr Fehler gemacht wurden als in der Kontrollgruppe. Weiterhin wurde ein verstärktes Go-P300 Signal bei den Versuchspersonen beobachtet, die von der Stimulation profitierten. Die P300 ist ein EEG-Signal, das etwa 300 ms nach der Präsentation eines Stimulus auftritt und mit der Entscheidungsfindung im Zusammenhang steht (Polich 2007). Im Abschnitt 2.2.3 folgen nähere Erläuterungen zur Entstehung und Bedeutung der P300.

Einen möglichen Erklärungsansatz für Leistungsverbesserungen bietet das sogenannte *Moderate Brain Arousal* (MBA) Modell von Sikström und Söderlund (2007). Dieses beschreibt, dass abhängig von der Hintergrundaktivität des dopaminergen Systems die Sensitivität für eingehende Reize durch Stimulationen mittlerer Intensität gesteigert werden kann. Da Patienten

mit ADHS eine erniedrigte tonische Dopaminausschüttung aufweisen, konnten mittelstarke Stimulationen die Aufmerksamkeitsleistung positiv beeinflussen. Darauf aufbauend zeigte sich, dass manche Probanden, in dieser Studie ADHS Patienten, durch eine Stimulation profitierten, während andere dadurch behindert wurden. Es kann also nicht von einer generellen Leistungsförderung durch weißes Rauschen ausgegangen werden, da die Stimulationsstärke individuell angepasst werden muss (Söderlund et al. 2007).

### **2.1.2 Binaurale und monaurale Beats.**

Die Entstehung von binauralen und monauralen Beats wurde bereits 1973 von Oster beschrieben. Werden Töne mit benachbarten Frequenzen gemischt, entsteht ein schlagender Ton, im Folgenden als Beat bezeichnet, dessen Frequenz sich aus der Differenz der beiden Ausgangsfrequenzen (Trägerfrequenzen) errechnet. Dieser Beat wird als monauraler Beat bezeichnet (Synonyme: Peripherer Beat, Physikalischer Beat oder Diotischer Beat). Werden die Ausgangstöne jeweils einem Ohr separat präsentiert, wird der Beat erst durch zentralnervöse Verarbeitung generiert und wahrnehmbar. Einen so wahrgenommenen Beat bezeichnet man als binauralen Beat (Synonyme: Zentraler Beat oder Dichotischer Beat). Insofern sind monaurale Beats auch mit nur einem Ohr hörbar, während bei binauralen Beats immer beide Ohren je einen Ton präsentiert bekommen müssen. Dieser Sachverhalt ist in Abbildung 1 beispielhaft mit Trägerfrequenzen von 440 und 480 Hz, also einer Differenz von 40 Hz, dargestellt.

Hinsichtlich der Frage nach der für eine Stimulation geeigneten Ausgangsfrequenz, stellten Roß et al. (2000) fest, dass die neuronale Antwort für niedrige Trägerfrequenzen stärker ausfällt als bei hohen Trägerfrequenzen. So war beispielweise die Steady-State Response-Amplitude, ein evoziertes Potential nach akustischer Stimulation, für 200 Hz um den Faktor zwei bis drei größer als bei 4000 Hz. Dieser Effekt wurde durch weitere Arbeiten bestätigt (Draganova et al. 2008; Roß et al. 2003; Schwarz und Taylor 2005). In diesen Studien zeigte sich außerdem, dass monaurale Beats einen stärkeren Einfluss auf die Steady-State Response haben als binaurale Beats.

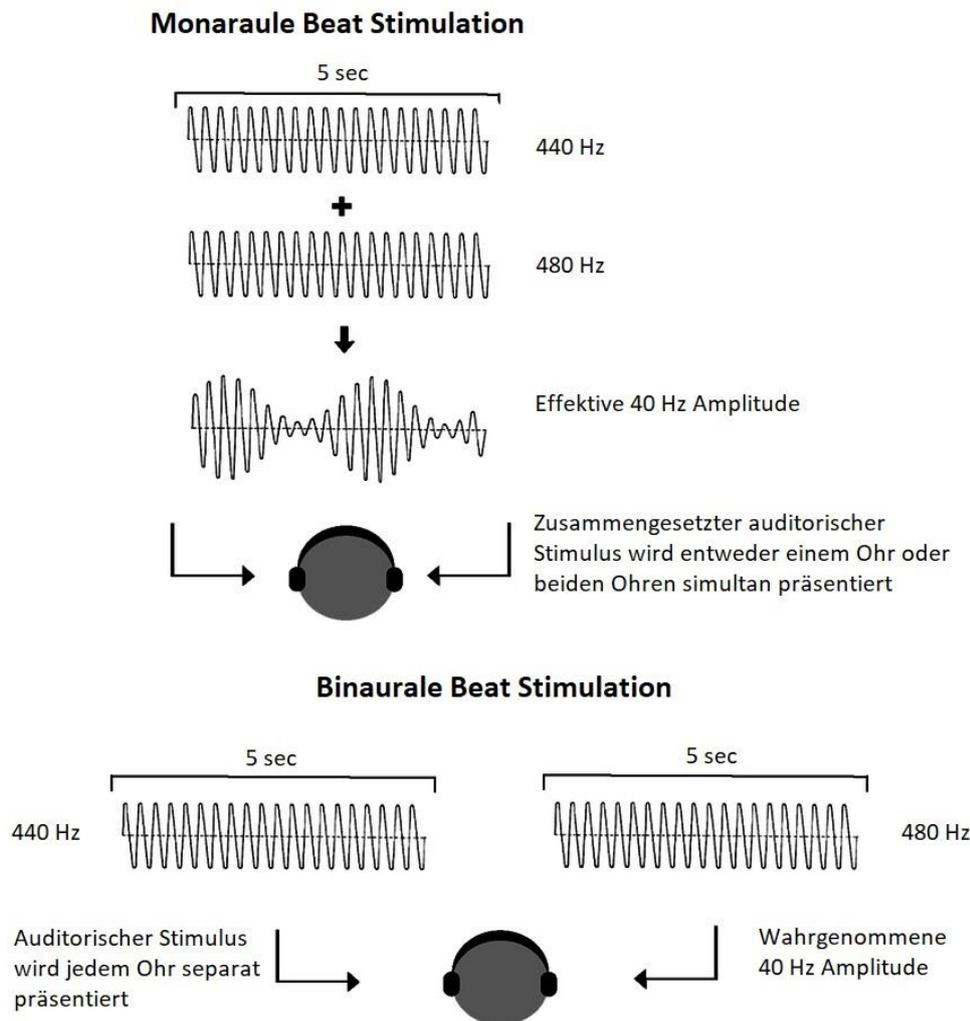


Abbildung 1. Schematische Darstellung der Erstellung und Anwendung von monauralen und binauralen Beats (40Hz Beats sind hier als Beispiel abgebildet). Übersetzt nach Becher et al. (2014).

Mit einer EEG-Aufnahme lässt sich das Frequenzmuster zu einem Zeitpunkt bestimmen, was Rückschlüsse auf die Hirnaktivität zulässt (Deetjen et al. 2005, S. 287). Die Frage nach dem Einfluss von binauralen oder monauralen Beats auf eben diese Frequenzbänder sind bisher nicht eindeutig beantwortet. Während einige Studien keinen Effekt zeigen konnten (Vernon et al. 2014), waren andere Ergebnisse abhängig von der Stimulationsfrequenz. Gao et al. (2014) fanden Anstiege im Theta- und Alphabereich unter der Stimulation mit binauralen Beats in Delta- und Alphafrequenzen. Andere Stimulationsfrequenzen führten hingegen zu verminderter Aktivität in verschiedenen Frequenzbändern. Passend dazu ermittelten auch Becher et al. (2014) überwiegend EEG-Power-Verminderungen unter Stimulation mit monauralen und binauralen Beats verschiedener Frequenzen. Lediglich monaurale 40 Hz-Stimulation konnte zu verstärkten Frequenzbändern führen. In einer Studie von Stevens et al. (2003) über frontale Theta-Aktivität

und Hypnose wurde versucht mit binauralen Beats im Theta-Bereich einen Effekt zu erzielen. In der Tat stieg die frontale Theta-Aktivität nach der akustischen Stimulation, jedoch zeigte sich dieser Effekt auch in der Kontrollgruppe ohne binaurale Beats und wurde durch ein bestimmtes Rauschen als Hintergrundton sowie der 40-minütigen Ruhephase erklärt. In einer aktuellen Studie von Jirakittayakorn und Wongsawat (2017) wurden binaurale Beats mit 6 Hz und einer Trägerfrequenz von 250 Hz verwendet. Sie beobachteten eine Induktion von Theta-Aktivität in frontalen und parieto-zentralen Regionen.

Zusammenfassend scheint es jedoch schwer, eventuelle Stimulationseffekte der verschiedenen binauralen und monauralen Beats auf die Frequenzaktivitäten im EEG vorherzusagen.

Auf der Verhaltensebene zeigten sicher bisher zahlreiche Effekte in zum Teil sehr unterschiedlichen Studien. Beispielsweise konnten in Studien zu Gedächtnisleistung (Ortiz et al. 2008), Kreativität (Reedijk et al. 2013), Furcht (Padmanabhan et al. 2005) und Stimmungslage (Lane et al. 1998) signifikante Effekte durch Stimulationen mit verschiedenen Beats gefunden werden. Für diese Studie sollen in Bezug auf die Fragestellung jedoch Studien zur Aufmerksamkeit und Wachsamkeit als Grundlage dienen.

Kennel et al. (2010) untersuchten, ob die Stimulation mit binauralen Beats bei Patienten mit ADHS das Hauptsymptom Unaufmerksamkeit verbessern könnte. Es war jedoch kein Effekt auf das Symptom der Unaufmerksamkeit erkennbar und es wurde lediglich eine subjektive Leistungsbesserung berichtet, welche nicht auf die Stimulationsgruppe begrenzt war. Zwei ähnliche Studien von Goodin et al. (2012) und Lane et al. (1998) untersuchten den Effekt von binauralen Beats im Theta- und Betabereich auf die Leistung gesunder Probanden in Wachsamkeitsaufgaben wie der n-back-Task. Hierbei werden Stimuli für kurze Zeit angeboten und der Proband soll erkennen, wenn ein Stimulus dem vorherigen (1-back) oder einem vorher festgelegten Stimulus (0-back) gleicht. Während die eine Studie keinen Effekt berichten konnte (Goodin et al. 2012), fand sich bei der anderen (Lane et al. 1998) eine Leistungsverbesserung unter Beta-Stimulation. Allerdings wurde in dieser Studie der binaurale Beat mit einem Hintergrundton aus pinkem Rauschen dargeboten, der eventuell einen Einfluss genommen haben könnte.

Wie auch bei der Bewertung der EEG-Effekte lässt sich auf Verhaltensebene kaum eine Stimulationsart hervorheben, die den größten Erfolg verspricht.

## 2.2 EEG-Korrelate der Fehlerregulation

Um einen Stimulationseinfluss erkennen zu können, müssen zunächst die grundlegenden Mechanismen der Fehlererkennung und Fehlervermeidung betrachtet werden. Dafür eignen sich auf Ebene der Elektroenzephalographie die Phänomene des Theta-Alpha-Couplings sowie der ereigniskorrelierten Potentiale, die im Folgenden dargestellt werden.

### 2.2.1 Theta-Alpha-Coupling.

Mazaheri et al. (2009) untersuchten in EEG-Aufnahmen die EEG-Power während einer Go/NoGo-Aufgabe. Dabei zeigte sich im Zeitraum nach begangenen Fehlern ein frontaler Theta-Anstieg und eine okzipitale Alpha-Erniedrigung. Dieses Verhältnis wurde als Theta-Alpha-Coupling beschrieben. Außerdem konnte eine erhöhte okzipitale Alpha-Aktivität vor dem Stimulus als Prädiktor für einen Fehler erkannt werden.

In einer weiteren Studie von Mazaheri et al. (2014) wurde gezeigt, dass bei Patienten mit ADHS der Mechanismus des Theta-Alpha-Couplings gestört ist, da keine gegensätzliche Korrelation zwischen frontalem Theta-Anstieg und okzipitaler Alpha-Erniedrigung zu beobachten war. Somit scheint ein beeinträchtigtes Theta-Alpha-Coupling ein zentrales Problem in der Fehlerregulation von Patienten mit ADHS zu sein und eventuelle Möglichkeiten zur Beeinflussung zu bieten.

### 2.2.2 Error related negativity.

Die *error related negativity* (ERN) steht als neurophysiologisches Korrelat der Fehlerverarbeitung zur Verfügung. Sie gehört zu der Gruppe der ereigniskorrelierten Potentiale (ERP), da sie durch die Mittelung des EEG-Signals im zeitlichen Zusammenhang von wiederholten Ereignissen errechnet wird. Diese Ereignisse können zum Beispiel das Anzeigen eines Stimulus oder eine bestimmte Reaktion auf einen Stimulus sein. Falkenstein et al. beschrieben 1991 erstmals einen negativen Ausschlag in frontozentralen Ableitungen direkt nach einem begangenen Fehler und interpretierten diesen als unbewussten Widerspruch zwischen der getroffenen Entscheidung und der Durchführung einer Antwort.

Weiterhin ist die Amplitude von der Stärke des Fehlers und von der Möglichkeit diesen zu erkennen abhängig. Je größer oder eher die Amplitude ausfällt, umso wichtiger wird der Fehler bewertet oder umso einfacher fällt dem Probanden die Einschätzung als Fehler (Hajcak

et al. 2005; Falkenstein et al. 2000).

Festzuhalten bleibt, dass die ERN eine Möglichkeit bietet, die Fehlerverarbeitung auf neurophysiologischer Ebene zu betrachten. Dabei wird die ERN in frontozentralen Ableitungen im Zeitraum von 0 bis 100 ms nach dem Fehler maximal (Gentsch et al. 2009).

### **2.2.3 P300.**

Neben der error related negativity ist die P300 ebenfalls ein ereigniskorreliertes Potential und stellt eine weitere Möglichkeit dar, die Prozesse der Entscheidungsfindung in einer Aufmerksamkeitsaufgabe auf EEG-Ebene sichtbar zu machen. Es handelt sich um eine positive Welle, die etwa 300 ms nach dem Stimulus vorrangig in parietalen Ableitungen messbar wird. Dabei treten höhere Amplituden auf, wenn ein seltenerer Stimulus angeboten wird oder die Aufgabe in einer Phase ungestörter Aufmerksamkeit leicht zu lösen ist (Polich 2007). Weiterhin ist die Amplitude verringert und die Latenz verlängert, wenn weniger kognitive Ressourcen für die Bearbeitung der Aufgabe zur Verfügung stehen (Kok 2001). Datta et al. (2007) zeigten außerdem, dass in Phasen von Aufmerksamkeitschwächen eine kleinere Go-P300-Amplitude messbar ist. Insofern ist die Ausprägung der P300 im weiteren Sinne als ein *Maß der Aufmerksamkeit* zu verstehen.

In einer Studie, die die P300 in einer Go-/NoGo-Aufgabe bei Patienten mit ADHS untersuchte, zeigten sich kleinere Amplituden, die ebenfalls als Zeichen von geringerer Aufmerksamkeit interpretiert wurden (Woltering et al. 2013). Die Go-P300 bezieht sich auf den Zeitraum nachdem ein Go-Stimulus angezeigt wurde und dementsprechend wird die NoGo-P300 nach NoGo-Stimuli gemessen. Besonders die NoGo-P300 spiegelt dabei Mechanismen der Antwortunterdrückung wider, die in einer Go-/NoGo-Aufgabe von besonderer Bedeutung sind (Falkenstein et al. 2002).

## **2.3 Ermüdung als Einflussfaktor**

Im Verlauf einer Aufmerksamkeitsaufgabe, wie in der in dieser Studie angewandten Go-/NoGo-Aufgabe, tritt nach einiger Zeit eine Ermüdung auf, die auf die Leistung Einfluss nehmen kann. So zeigte eine Studie von Kato et al. (2009) im Verlauf einer 60-minütigen Go-/NoGo-Aufgabe einen Anstieg der Reaktionszeit und der Fehleranzahl. Außerdem nahmen die Amplituden der NoGo-P300 und der ERN ab. Xiao et al. (2015) konnten ebenso eine erniedrigte ERN-Amplitude bei Müdigkeit feststellen. Diese Ergebnisse stehen einer früheren Studie von

Falkenstein et al. (2002) gegenüber, die keine Veränderungen in den Verhaltensdaten oder dem P300-Signal mit fortgeschrittener Aufgabendauer beobachteten. Sie schlossen daraus, dass der Mechanismus der Antwortunterdrückung relativ robust gegenüber geistiger Ermüdung sei.

Ohne klare Vorhersagen treffen zu können, scheinen diese Ergebnisse Möglichkeiten aufzuzeigen, Ermüdung anhand der Parameter auf Verhaltensebene, also Fehleranzahl und Reaktionszeit sowie im EEG-Signal, mittels P300 und ERN, messbar zu machen.

## **2.4 Zielsetzung und Hypothesen der Arbeit**

Die vorliegende Arbeit soll einen möglichen Einfluss von akustischer Stimulation auf Prozesse der Fehlerregulation und Aufmerksamkeitssteuerung untersuchen. Da diese Studie einen Teil einer Studienreihe des Instituts für medizinische Psychologie und medizinische Soziologie darstellt und somit eine Folgestudie mit ADHS Patienten durchgeführt werden wird, sollen die Ergebnisse dieser Studie eine Grundlage für diese Forschungsreihe bilden. Es handelt sich somit um eine explorative Studie mit dem Ziel, Hypothesen für Folgestudien zu generieren und Ergebnisse für zukünftige Vergleiche zur Verfügung zu stellen.

Da laut derzeitigem Forschungsstand die Frage nach der effektivsten Methode der Stimulation noch nicht abschließend beantwortet werden konnte, wird in dieser Studie eine akustische Stimulation mit (a) weißem Rauschen, (b) binauralen Beats und (c) monauralen Beats verwendet. Einerseits wird der Effekt auf die Leistung bei der Bearbeitung einer Aufmerksamkeitsaufgabe untersucht. Andererseits soll in den EEG-Daten nach Veränderungen gesucht werden, die durch die Stimulationen ausgelöst wurden. Als beobachtbare Parameter in der durchgeführten Go-/NoGo-Aufgabe dienen die Anzahl der Fehler, die Genauigkeit (Anteil der richtigen Antworten an allen Versuchen) und die Reaktionszeiten für jede Stimulationsart. Es wird erwartet, dass in den Bedingungen mit akustischer Stimulation weniger Fehler, eine erhöhte Genauigkeit und kürzere Reaktionszeiten beobachtet werden können als in der Kontrollbedingung ohne Ton.

In Bezug auf die Ergebnisse von Mazaheri et al. (2009) (vgl. 2.2.1) soll eine Frequenzanalyse zeigen, ob die Stimulation mit 6 Hz-Frequenzen die Theta-Aktivität erhöhen und die Alpha-Aktivität erniedrigen kann, um somit im Sinne des Theta-Alpha-Coupling die Fehlerregulation zu verbessern.

Außerdem werden die Zeitabschnitte vor dem angezeigten Stimulus und nach der Antwort des Probanden genauer untersucht. Wie in Abschnitt 2.2.2 sowie 2.2.3 beschrieben,

kann auch über die maximalen Ausschläge von ERN und P300 eine Aussage über die Entscheidungsfindung und Fehlerverarbeitung getroffen werden. Eventuell ließe sich so ein stimulatorischer Einfluss an Hand von ERN oder P300 sichtbar machen. Eine Stimulation, die die Fehlererkennung unterstütze, würde somit in erhöhten und früheren ERN-Maxima resultieren. Ein positiver Einfluss auf die Aufmerksamkeit wäre ebenso an höheren und früheren P300-Amplituden zu erkennen.

Weiterhin soll überprüft werden, ob die Leistung der Versuchspersonen von auftretender Ermüdung während der Aufgabe beeinflusst wird. Dahingehend sollen sowohl auf Verhaltens- als auch auf EEG-Ebene die relevanten Parameter Fehlerzahl, Reaktionszeiten und ERP-Amplituden betrachtet werden und möglichst die Frage beantworten, ob eine potentielle Ermüdung durch akustische Stimulation reduziert werden kann. Dies ließe sich daran erkennen, dass im zweiten Teil der Messung, also bei einsetzender Ermüdung, in den Bedingungen mit Ton kein Anstieg der Fehlerzahl oder der Reaktionszeiten stattfindet und die ERP-Amplituden keine Abnahme aufweisen würden, während dies bei der Kontrollbedingung ohne Ton der Fall wäre.

Aus diesen Punkten ergeben sich somit folgende Hypothesen, die in dieser Studie betrachtet werden sollen, um als mögliche Grundlage für Folgestudien zu dienen:

- I) Die oben genannten Stimulationen (a) bis (c) führen zu weniger Fehlern, einer erhöhten Genauigkeit und einer kürzeren Reaktionszeit in der Verhaltensaufgabe.
- II) Die oben genannten Stimulationen (a) bis (c) können hirnelektrische Aktivität im Theta-Bereich induzieren und im Alpha-Bereich unterdrücken.
- III) Die oben genannten Stimulationen (a) bis (c) führen zu stärkeren und früheren ERN- und P300-Potentialen.
- IV) Die oben genannten Stimulationen (a) bis (c) verhindern eine auftretende Müdigkeit, was im Verlauf der Messung zu gleichbleibenden Fehlerzahlen, Reaktionszeiten und ERP-Amplituden führt.

### 3 Methoden

Die vorliegende Studie wurde am Institut für medizinische Psychologie und medizinische Soziologie des Universitätsklinikums Schleswig-Holstein an der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel durchgeführt und von der Ethikkommission der Medizinischen Fakultät genehmigt (Aktenzeichen: D 599/15, Anhang A).

#### 3.1 Studiendesign

Um die Effekte akustischer Stimulation zu untersuchen, wurde jeder Proband vier Mal eingeladen und bei jeder Messung einer anderen Stimulation/Kontrollstimulation mit Kopfhörern ausgesetzt:

- a) Kein Ton (Kontrollstimulation)
- b) Weißes Rauschen
- c) Binauraler Beat, 6 Hz
- d) Monauraler Beat, 6 Hz

Im Einzelnen erfolgte zunächst eine fünfminütige EEG-Aufnahme bei geschlossenen Augen (Ruheaufnahme, *resting state*-Aufnahme) mit Stimulation, beziehungsweise Kontrollstimulation. Anschließend absolvierten die Probanden eine Aufmerksamkeitsaufgabe (Go-/NoGo-Paradigma) unter fortlaufender Stimulation für etwa 28 Minuten. Zum Abschluss wurde erneut eine fünfminütige EEG-Aufnahme bei geschlossenen Augen, jedoch ohne Stimulation, durchgeführt.

Die Reihenfolge der Stimulationen war randomisiert und dem Probanden wurde die Art der Stimulation nicht mitgeteilt, wenngleich die Konditionen mit Rauschen und keinem Ton zweifelsfrei erkannt werden können.

#### 3.2 Studienteilnehmer

Gesucht wurden ausschließlich Männer, da die Inzidenz von ADHS beim männlichen Geschlecht höher ist (Wittchen und Hoyer 2011, S. 678) und so eine bessere Vergleichbarkeit mit der geplanten Folgestudie, Durchführung an AHDS-Patienten, erreicht werden soll. Dabei wurden Probanden im Alter von 18 bis 30 Jahren eingeschlossen. Der Kontakt wurde über Aushänge (Anhang B) an universitären Orten und auf Internetplattformen, sowie über Mundpropaganda im Bekanntenkreis des Untersuchers hergestellt.

Jede potentielle Versuchsperson wurde vor den eigentlichen Messungen zu einer Voruntersuchung eingeladen, erhielt dort zunächst schriftliche Informationen zur Studie (Anhang C), erstellte einen Probandencode zur anonymisierten Datenspeicherung (Anhang D) und unterschrieb eine Einverständniserklärung bezüglich der Teilnahme und Datenverwendung (Anhang E). Anschließend wurde eine zielgerichtete Anamnese (Anhang F) und folgende Fragebögen und Tests durchgeführt: Die Probanden beantworteten den Edinburgh-Händigkeitfragebogen (Oldfield 1971) und bearbeiteten außerdem den Screeningtest für ADHS bei Erwachsenen ADHS-E (Schmidt und Petermann 2009) sowie die Symptom-Checkliste-90, revidierte Version 1994 (Franke 2002), ein Screening auf psychiatrische Erkrankungen. Zusätzlich wurde der visuelle Grundintelligenztest Skala 2 CFT-20-R (Weiß 2006) mit Messzeitverlängerung durchgeführt.

Nicht in die Studie aufgenommen wurden Probanden, bei denen mindestens einer der folgenden Punkte zutraf:

- Linkshändigkeit oder ein Wert im negativen Bereich des Edinburgh-Händigkeitfragebogen (linkshändig < - 70; beidhändig - 70 bis 70; rechtshändig > 70)
- Ein Intelligenzquotient (IQ)-Wert unter 85 erzielt im CFT-20-R
- Das Vorliegen von relevanten internistischen, neurologischen oder psychiatrischen Erkrankungen: Einschätzung mittels der zielgerichteten Anamnese, dem ADHS-E, sowie dem SCL-90-R
- Eine regelmäßige Medikamenteneinnahme

Letztlich nahmen 25 Probanden an der Studie teil, wobei im Verlauf der Studie zwei Probanden ausschieden, da einer nicht zu allen vier Messungen erschien und der Andere aufgrund starken Stirnrunzelns eine EEG-Aufzeichnung unmöglich machte. In die Auswertung wurden somit 23 männliche Probanden im Alter zwischen 20 und 28 Jahren (Mittelwert  $M = 24.6$ , Standardabweichung  $SD = 1.8$ ) eingeschlossen. 22 davon hatten als höchsten Schulabschluss das Abitur abgelegt und ein Proband den Hauptschulabschluss. Zum Untersuchungszeitpunkt waren unter den Versuchspersonen vier Berufstätige, 18 Studenten und ein Schüler. Jeder Proband erhielt als Aufwandsentschädigung vier Kinogutscheine in einem Wert von je 7,90 €.

### **3.3 Experimentelle Vorgehensweise**

#### **3.3.1 Ablauf der Messungen.**

Die Termine für die Messungen wurden individuell mit jedem Probanden abgestimmt, wobei zwischen den Sitzungen ein Abstand von mindestens sieben Tagen eingehalten wurde, um Lerneffekte zu verringern. Außerdem fanden alle vier Messungen eines Probanden ungefähr zur gleichen Tageszeit statt, damit die Leistungsfähigkeit weniger von dem individuellen Tagesverlauf der Müdigkeit oder Erschöpfung beeinflusst wurde. Neun Probanden hatten ihre Messungen am Vormittag und 14 Probanden am Nachmittag.

Bei der ersten Sitzung wurde der Kopfumfang bestimmt und anschließend eine passende EEG-Haube für die kommenden Messungen ausgewählt. Zur Verwendung kam die EasyCap (Brain Products GmbH) mit 64 Kanälen in den Größen 54 cm, 56 cm und 58 cm. Die Impedanzen der Elektroden wurden unter 10 k $\Omega$  gehalten. Weiterhin wurden die Elektroden HEOG1 und HEOG2 für die horizontalen Augenbewegungen und die Elektroden IO und Fp1 für die vertikalen Augenbewegungen angelegt. Die Anordnung der Elektroden ist in Abbildung 2 dargestellt. Aufgenommen wurde das Signal mit dem Programm BrainVision Recorder (Brain Products GmbH).

Während der EEG-Aufnahmen saßen die Probanden mit einem Abstand von 63 cm zwischen Stirn und Bildschirm vor dem Computer. Zur Bearbeitung der Aufmerksamkeitsaufgabe erhielten sie ein Ablagekissen in den Schoß auf dem sie in entspannter Haltung eine kabellose Maus mit der rechten Hand benutzen konnten. Der Raum war leicht abgedunkelt. Nach der Messung erhielten die Probanden den Kinogutschein und hatten die Möglichkeit, sich die Haare zu waschen.

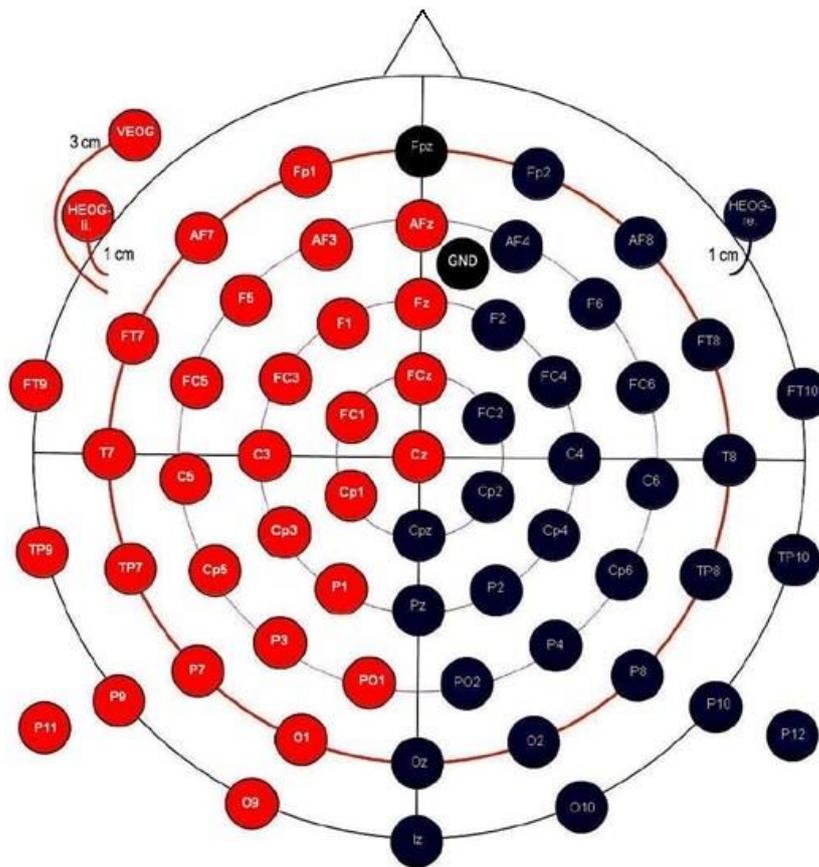


Abbildung 2. Anordnung der Elektroden der verwendeten 64-Kanal-EEG-Kappen.

### 3.3.2 Stimulationen.

Die Stimulationstöne wurden mit MatLab (MathWorks) programmiert. Wie in Abschnitt 2.1 beschrieben unterscheiden sich die verwendeten Töne grundlegend. Die Summation einer Vielzahl von Frequenzen führt zu einem Mischton, der als Rauschen wahrgenommen wird. Dieses diente uns als weißes Rauschen. Da die neuronale Antwort für binaurale und monaurale Beats auf niedrige Trägerfrequenzen stärker ausfällt als für hohe Frequenzen (vgl. Abschnitt 2.1), wurden für diese Studie, wie zum Beispiel auch in der Studie von Draganova et al. (2008), niedrige Trägerfrequenzen um 520 Hz ausgewählt. Der binaurale Beat wurde dadurch erzeugt, dass auf dem einen Ohr ein Ton mit einer Frequenz von 517 Hz, auf dem anderen Ohr von 523 Hz abgespielt wurde. Die resultierende Differenz von 6 Hz wird als schlagender Ton wahrgenommen. Beim monauralen Beat wurden die Ausgangsfrequenzen von 517 Hz und 523 Hz direkt übereinandergelegt und das Ergebnis anschließend über beide Kopfhörer ausgegeben.

Die Tonwiedergabe erfolgte mit handelsüblichen In-Ear-Kopfhörern der Firma Sennheiser (Sennheiser CX 1.00, Anhang G). Vor der ersten Messung wurde eine Lautstärke

bestimmt, die für alle weiteren Messungen des Probanden erneut eingestellt wurde. Da die Möglichkeit einer genauen Lautstärkemessung in Dezibel nicht gegeben war, wurden subjektiv mittlere Lautstärken akzeptiert. Dafür hörte der Proband den binauralen Beat und wählte eine Lautstärke, die für ihn deutlich wahrnehmbar, jedoch auch über mehr als 30 Minuten gut auszuhalten sein sollte.

Die Bedingung ohne Ton erfolgte mit eingesteckten Kopfhörern ohne das Abspielen eines Tons, um eine möglichst ähnliche Situation zu schaffen und Umgebungsgeräusche zu dämpfen.

### **3.3.3 Go-/NoGo-Paradigma.**

Das Go-/NoGo-Paradigma ist eine klassische Verhaltensaufgabe, um Konzentration und Aufmerksamkeit zu prüfen. Besonders die Leistung eine Reaktion zu unterdrücken steht dabei im Vordergrund (Manly et al. 1999).

Für das Abspielen der Aufgabe wurde die Software Presentation (Neurobehavioral Systems) genutzt. Die Probanden wurden angewiesen, während der gesamten Messung ein zentrales Fixationskreuz anzusehen und aus dem peripheren Sichtfeld Zahlen wahrzunehmen, die um etwa 14° vom Zentrum abweichend am linken unteren Bildschirmrand erschienen. Bei den Zahlen 1 bis 4 und 6 bis 9 (Go-Bedingung) sollte so schnell wie möglich die linke Maustaste gedrückt werden, während bei der Zahl 5 (NoGo-Bedingung) nicht geklickt werden sollte.

Insgesamt wurden 1000 Wiederholungen, davon 800 Go-Bedingungen und 200 NoGo-Bedingungen, durchgeführt, wobei die Zahlen in zufälliger Reihenfolge präsentiert wurden. Die Zahlen waren für 200 ms sichtbar. Die Zeit zwischen den Wiederholungen betrug im Durchschnitt 1500 ms, wobei die genaue Zeit von 1300 ms bis 1700 ms variierte. So ergab sich für die Bearbeitung der Aufgabe eine Gesamtdauer von ungefähr 28 Minuten.

Das Klicken nach einem Go-Stimulus wurde als Treffer (*Hit*) definiert und das Zurückhalten nach einem NoGo-Stimulus als Unterdrückung (*Withhold*). Dem gegenüber stehen die negativen Ereignisse mit einem Klick nach einem NoGo-Stimulus, der als Fehler (*False Alarm, commission*) bezeichnet wird und die Auslassungen (*Misses, omissions*) als fehlende Antwort nach einem Go-Stimulus.

### 3.4 Vorverarbeitung der EEG-Daten

Die Auswertung der EEG-Daten wurde mit dem Programm BrainVision Analyzer 2.1.2 der Firma Brain Products durchgeführt. Dafür wurden die folgenden Schritte zur Vorverarbeitung angewandt.

Zunächst erfolgte das manuelle Sichten von Elektroden, die durch Artefakte deutlich verändert waren. Diese Kanäle wurden von der weiteren Auswertung ausgeschlossen. Alle weiteren Schritte wurden in einem Template zusammengefasst und automatisiert auf die Datensätze der Go-/NoGo-EEG-Aufnahmen angewandt.

- 1.) *Average*: Aus allen Kanälen, bis auf denen für die Augenbewegungen, wurde eine neue Referenz gebildet.
- 2.) *IIR-Filters*: Der Frequenzbereich wurde auf 1 Hz bis 40 Hz begrenzt und ein Notch-Filter von 50 Hz eingestellt.
- 3.) *Segmentation*: Der Datensatz wurde in die 1000 Wiederholungen segmentiert, mit einer Länge von je 1500 ms.
- 4.) *Artifact Rejection*: Zur Korrektur von Artefakten wurden Abschnitte gesucht, die einen Amplitudensprung von 75  $\mu\text{V}/\text{ms}$  oder eine maximale Amplitude von über 150  $\mu\text{V}$  überschritten. Für die Kanäle Fp1 und Fp2 wurde die maximale Amplitude auf 300  $\mu\text{V}$  erhöht, da sie wegen ihrer Lokalisation von Augenbewegungen stärker betroffen waren und nicht fälschlicherweise als artefaktbelastet markiert werden sollten.
- 5.) *Ocular Correction ICA*: Um Augenbewegungen wie Blinzeln zu entfernen, wurden für die vertikalen Augenbewegungen die Kanäle IO und Fp1 festgelegt. Für die horizontalen Augenbewegungen wurden die Kanäle HEOG1 und HEOG2 genutzt. Mit dem ICA-Verfahren konnte somit der Einfluss der Augenbewegungen in den übrigen Kanälen herausgerechnet werden. Anschließend wurden die Kanäle HEOG1, HEOG2, IO und Fp1 für die übrige Auswertung ausgeschlossen.
- 6.) Es folgten verschiedene Segmentierungen, um bestimmte Zeitabschnitte genauer zu betrachten:
  - a. Post-Antwort-Segmente für Treffer und Fehler (-200 bis 600 ms)
    - i. Segmente A (0 bis 100 ms), B (100 bis 200 ms) und C (200 bis 400 ms)

- b. Pre-Stimulus-Segmente für Treffer, Fehler und Unterdrückungen:
  - i. Segmente D (-400 bis -200 ms) und E (-200 bis 0 ms)
- c. Post-Stimulus-Segmente für Go- und NoGo-Wiederholungen (-200 bis 800 ms)

7.) Frequenzanalyse: Für die Segmente A bis E wurden folgende Schritte durchgeführt:

- a. *Fast Fourier Transformation*: Dieser Schritt stellt eine Umwandlung von der Zeit- in die Frequenzdomäne dar. Anschließend wurden einzelne Frequenzbänder exportiert: 6Hz (5.5 – 6.5 Hz), Theta (3.0 – 7.5 Hz) und Alpha (8 – 12 Hz).
- b. *Average*: Ein Mittelwert wurde gebildet, wobei der sogenannte *Individual Channel Mode* aktiviert wurde, sodass artefaktbelastete Kanäle (siehe Schritt 3. und 5.) nicht in den Mittelwert mit einbezogen wurden.
- c. *Export*: Einzelne Frequenzbänder wurden exportiert: 6Hz (5.5 – 6.5 Hz), Theta (3.0 – 7.5 Hz) und Alpha (8 – 12 Hz).

8.) ERP-Berechnung: Für die Post-Antwort-Segmente (-200 bis 600 ms) und die Post-Stimulus-Segmente (-200 bis 800 ms) wurden folgende Schritte durchgeführt:

- a. *Baseline Correction*: Korrektur der Nulllinie anhand der 200 ms vor dem Ereignis.
- b. *Average und Peak-Detection*: Erkennung und Export der lokalen Maxima an den gemittelten Graphen jedes Probanden. Die ERN wurde als negativstes Maximum in FCz im Zeitraum von 0 bis 100 ms in den Post-Fehler-Segmenten gesucht. Die P300-Maxima wurden in Pz im Zeitraum von 100 bis 500 ms in den Post-Stimulus-Segmenten gesucht.
- c. *Grand Average*: Mittelung der Segmente über mehrere Probanden. Post-Treffer-Segmente, sowie Go- und NoGo-Segmente, für alle Probanden ( $N = 23$ ). Post-Fehler-Segmente für die Probandengruppe mit den meisten Fehlern ( $n = 12$ ), um den Einfluss von Probanden mit wenigen (oder sogar nur einzelnen) Fehlern zu verhindern.

Die Auswertung der Ruhe-EEG-Aufnahmen erfolgte mit den gleichen Filtern und



### 3.5 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung wurde mit dem Programm IBM SPSS Statistics 21 durchgeführt.

Die Tests in der Voruntersuchung dienten vorrangig der Einschätzung, ob die Probanden für die Studie geeignet waren. Außerdem wurden die Werte der in der Voruntersuchung erhobenen Variablen mit den Werten der Verhaltensvariablen (Anzahl der Fehler und der Treffer, Genauigkeit und Reaktionszeiten) auf Korrelationen getestet, um eine Konfundierung der Verhaltensvariablen auszuschließen.

Für die Verhaltensvariablen und die Werte der EEG-Auswertungen wurden mittels Varianzanalysen (engl. analysis of variance; ANOVA) mit Messwiederholungen ein möglicher Einfluss des Hauptfaktors Stimulation, mit den vier Bedingungen kein Ton, weißes Rauschen, binaurale Beats und monaurale Beats überprüft. Bei signifikanten Effekten wurde post-hoc der Least Significant Difference (LSD) Test zur Suche nach spezifischen Effekten benutzt. Da es sich bei dieser Studie um eine explorative Untersuchung handelt, wurde die Irrtumswahrscheinlichkeit nicht korrigiert (Victor et al. 2010). Signifikante Ergebnisse weisen zwar auf einen Effekt hin, könnten aber auch rein zufällig entstanden sein und sollten deswegen in zukünftigen Studien überprüft und günstigenfalls bestätigt werden. Um die Bedeutung eines Ergebnisses darzustellen, wurde anschließend die Effektgröße  $r$  anhand der F-Werte aus den Kontrasten bestimmt. Die Effektgröße lässt sich nach Cohen (1992) in kleine Effekte ( $r > 0.1$ ), mittlere Effekte ( $r > 0.3$ ) und große Effekte ( $r > 0.5$ ) unterscheiden.

Für die Verhaltensdaten wurde die ANOVAs für die Ergebnisse der Aufmerksamkeitsaufgabe (Anzahl der Fehler und der Treffer, Genauigkeit und Reaktionszeiten) durchgeführt. Zusätzlich wurde der Unterschied zwischen den Reaktionszeiten von Treffern und Fehlern mit einem t-Test für verbundene Stichproben überprüft.

Die Frequenzanalyse der EEG-Daten erfolgte an den neun vorher ermittelten Regionen. Mittels der t-Tests für verbundene Stichproben wurde überprüft, ob an den vorliegenden Daten das Modell des Theta-Alpha-Couplings bestätigt werden kann. Für die Suche nach Stimulationseffekten auf die Frequenzbänder jeder Region wurden mehrere ANOVAs wie im Vorherigen beschrieben berechnet. Dies wurde sowohl für alle in Abschnitt 3.4 beschriebenen Segmentierungen der Verhaltensaufgabe, als auch für die Frequenzexporte aus den Ruheaufnahmen durchgeführt. Bei den Ruheaufnahmen wurde zusätzlich eine zweifaktorielle ANOVA mit den Hauptfaktoren Stimulation (4 Bedingungen) und Zeit (2 Bedingungen) für den Vergleich der Ruheaufnahmen vor und nach der Aufgabe berechnet, um Veränderungen am

Frequenzmuster zu erkennen.

Die Bestimmung der ERN-Maxima und -Latenzen erfolgte einzeln für die Gruppe der Probanden, die nach einem Mediansplit eine geringere Genauigkeit, und damit eine hohe Fehlerzahl, aufwiesen ( $n = 12$ ). So wurde ein für die Berechnung sinnvolles Mindestmaß an gemachten Fehlern gewährleistet. Ebenso wurden die P300-Maxima für Go- und NoGo-Stimuli einzeln für jeden Probanden bestimmt, wobei für diese Berechnung das gesamte Kollektiv ( $N = 23$ ) herangezogen wurde. Anschließend wurde ebenfalls mittels ANOVA-Berechnungen nach Stimulationseffekten auf die ERN- und P300-Maxima gesucht. Für den Vergleich zwischen den Go- und den NoGo-Amplituden wurden t-Tests berechnet.

Um den Einfluss von Müdigkeit zu betrachten, wurden die Daten der Go-/NoGo-Aufgabe jedes Probanden in zwei gleichgroße Blöcke geteilt, sodass diese jeweils 500 Wiederholungen enthielten. Dies entspricht je 400 Go- und 100 NoGo-Bedingungen über einen Zeitraum von circa 14 Minuten. Anschließend wurden zweifaktorielle ANOVAs mit Messwiederholungen mit den Faktoren Stimulation (4 Bedingungen) und Zeit (2 Bedingungen) berechnet, um Veränderungen zwischen den beiden Blöcken und mögliche Stimulationseffekte zu erkennen. Dies wurde sowohl für die Verhaltensvariablen als auch für die maximalen Amplituden von ERN ( $n = 12$ ), Go-P300 ( $N = 23$ ) und NoGo-P300 ( $N = 23$ ) durchgeführt. Für den einfachen Vergleich der Amplitudenveränderung vom ersten zum zweiten Block innerhalb einer Stimulationsart wurden t-Tests verwendet.

## 4 Ergebnisse

### 4.1 Ergebnisse der Voruntersuchung

Im Händigkeitsfragebogen lagen vier Probanden mit einem Wert von unter 70 im beidhändigen Bereich. Der niedrigste Wert lag mit 43 Punkten jedoch noch weit entfernt vom linkshändigen Bereich ( $< -70$ ), sodass kein Ausschluss erfolgte.

Waren bei Probanden die T-Werte einzelner Unterskalen im ADHS-E oder SCL-90-R größer als 60, das heißt mehr als eine Standardabweichung über der Norm, wurde dies toleriert solange der Gesamtwert keinen Hinweis auf das Vorliegen einer Erkrankung bot.

Im ADHS-E ergab sich ein Mittelwert von 50.83 ( $SD = 7.38$ ) und in der Unterskala Aufmerksamkeitssteuerung ein Mittelwert von 58.96 ( $SD = 7.34$ ). Der Test gibt einen Normbereich von  $50 \pm 10$  an. Dies entspricht dem Bereich von  $\pm 1 SD$  um den Mittelwert (Schmidt und Petermann 2009). Bei zwei Probanden war der Gesamtwert mit 60 und 61 über

dieser Norm, sodass der Einschluss in die Studie erst erfolgte, nachdem ein weiterführendes Gespräch mit einer Psychologin des Instituts den Verdacht von ADHS nicht bestätigen konnte.

Die Auswertung des SCL-90-R, für den Franke (2002) ebenfalls den Normbereich von 40 bis 60 angibt, ergab einen Mittelwert von 47.43 ( $SD = 5.98$ ), wobei ein Proband mit einem Gesamtwert über 60 auffiel. Da der Screeningtest jedoch vorrangig die letzten sieben Tage betrachtet, stellte sich dieser Befund nur als temporäre Veränderung heraus. Eine Teilnahme an der Studie war möglich, da sich die Auffälligkeiten nicht als dauerhaften Zustand darstellten.

Der Intelligenztest CFT-20 R zeigte ein mittleres Ergebnis von 119.24 ( $SD = 11.78$ ). Es musste kein Proband aufgrund dieses Tests ausgeschlossen werden.

Es wurden starke Korrelationen ( $p < .01$ ) innerhalb von einzelnen Tests und einige schwächere Korrelationen ( $p > .01$ ) zwischen den Testdaten und den Verhaltensvariablen gefunden. Die Korrelationstabellen sind im Anhang H beigefügt, wobei Signifikanzen mit Sternchen markiert sind.

## 4.2 Verhaltensdaten in dem Go-/NoGo-Paradigma

### 4.2.1 Deskriptive Statistiken.

Tabelle 1

*Mittelwerte  $\pm$  Standardabweichungen der erhobenen Verhaltensvariablen*

	Kein Ton	Weißes Rauschen	Binauraler Beat	Monauraler Beat
Anzahl der Treffer	795.17 $\pm$ 9.93	793.30 $\pm$ 19.32	797.39 $\pm$ 3.34	796.26 $\pm$ 4.63
Anzahl der Fehler	56.97 $\pm$ 35.72	53.70 $\pm$ 36.76	50.78 $\pm$ 35.67	56.35 $\pm$ 40.19
Genauigkeit [%]	93.82 $\pm$ 4.08	93.96 $\pm$ 4.55	94.66 $\pm$ 3.79	93.99 $\pm$ 4.21
Reaktionszeit Treffer [ms]	362.68 $\pm$ 45.23	375.64 $\pm$ 58.08	370.82 $\pm$ 47.60	375.91 $\pm$ 72.94
Reaktionszeit Fehler [ms]	307.56 $\pm$ 27.47	319.37 $\pm$ 43.54	311.02 $\pm$ 36.11	316.86 $\pm$ 54.40

*Anmerkung.*  $N = 23$ . Die Genauigkeit entspricht dem Anteil der richtigen Entscheidungen (Treffer und Unterdrückung) an allen Wiederholungen (1000).

#### 4.2.2 Varianzanalysen und Mittelwertvergleiche.

Da bei den Variablen Anzahl der Treffer, Reaktionszeit Treffer und Reaktionszeit Fehler der Mauchly-Test eine Verletzung der Sphärizität der ANOVA ergab,  $p < .05$  und  $\epsilon < .75$ , wurde für diese Werte die Greenhouse-Geisser-Korrektur verwendet. Die durchgeführte ANOVA mit Messwiederholung zeigt keinen signifikanten Einfluss des Faktors Stimulationsart auf die Anzahl von Treffern und Fehlern, Genauigkeit oder Reaktionszeiten (vgl. Tabelle 2). Auffällig ist lediglich die kürzere Reaktionszeit bei begangenen Fehlern im Vergleich zu den Treffern. Um diesen Sachverhalt zu überprüfen, wurden mittels eines zweiseitigen t-Tests bei verbundenen Stichproben eine signifikant kürzere Reaktionszeit ( $p < .001$ ) bei Fehlern als bei Treffern gefunden. Dieser Effekt zeigte sich bei allen Stimulationsarten.

Tabelle 2

*F-Werte und Signifikanzen für die ANOVA-Berechnungen zu den Verhaltensvariablen*

ANOVA-Berechnung mit dem Faktor Stimulationsart	F-Wert	Signifikanz
Anzahl der Treffer	0.88	0.38
Anzahl der Fehler	1.07	0.37
Genauigkeit [%]	1.15	0.34
Reaktionszeit Treffer [ms]	0.94	0.34
Reaktionszeit Fehler [ms]	0.84	0.44

*Anmerkung.*  $N = 23$ . Signifikanzniveau: 0.05.

Um Versuchspersonen, die viele oder wenig Fehler machten, getrennt voneinander zu betrachten, wird die Kohorte mithilfe eines Mediansplits in zwei etwa gleich große Gruppen geteilt. Der Median der Gesamtstichprobe hinsichtlich der Genauigkeit in der Kondition kein Ton beträgt 94.5%. Durch den Mediansplit erhält man eine Gruppe A (geringe Genauigkeit,  $n = 12$ ) mit Ausgangswerten  $\leq 94.5\%$  und eine Gruppe B (hohe Genauigkeit,  $n = 11$ ) mit Werten  $> 94.5\%$ . Abbildung 4 zeigt die Werte für Genauigkeit für jeden Probanden, um die Aufteilung in die Gruppen A und B zu veranschaulichen. Die Gruppe A hat 76% aller Fehler begangen und pro Messung im Mittel 79.48 ( $SD = 26.85$ ) (Gesamt:  $M = 54.45$ ,  $SD = 35.19$ ) Fehler. Dabei fallen in dieser Gruppe eine geringere Fehlerzahl und eine höhere Genauigkeit besonders unter der Stimulation mit dem binauralen Beat auf (vgl. Tabelle 3).

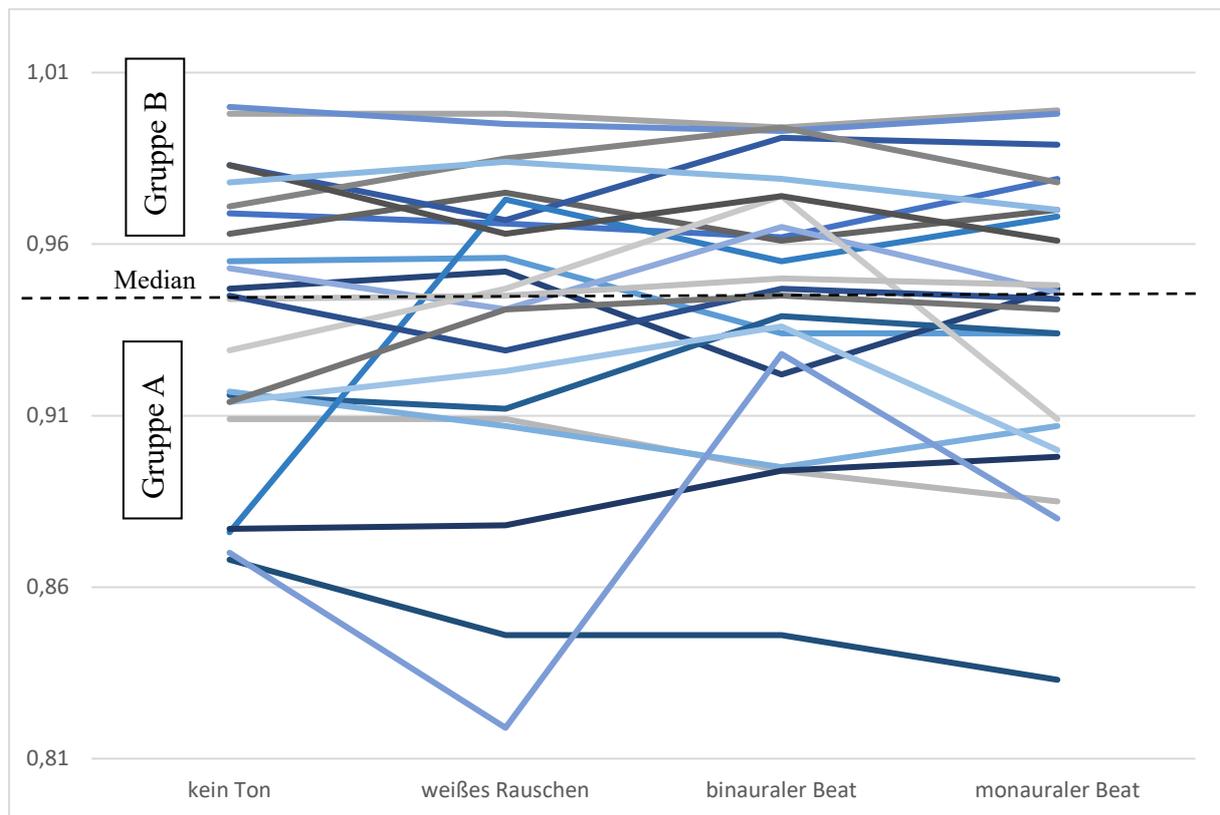


Abbildung 4. X-Achse: Stimulationsarten. Y-Achse: Genauigkeit in %. Jede Linie entspricht einem Probanden. Median für kein Ton: 94.5%. Gruppe A (geringe Genauigkeit) mit  $n = 12$ . Gruppe B (hohe Genauigkeit) mit  $n = 11$ .

Tabelle 3

Mittelwerte  $\pm$  Standardabweichungen der erhobenen Verhaltensvariablen in Gruppe A

	Kein Ton	Weißes Rauschen	Binauraler Beat	Monauraler Beat
Anzahl der Fehler	85.17 $\pm$ 21.33	78.50 $\pm$ 31.66	71.33 $\pm$ 32.34	82.92 $\pm$ 34.40
Genauigkeit [%]	90.66 $\pm$ 2.75	91.08 $\pm$ 4.41	92.53 $\pm$ 3.59	91.25 $\pm$ 3.71

Anmerkung.  $n = 12$ . Die Genauigkeit entspricht dem Anteil der richtigen Entscheidungen (Treffer und Unterdrückung) an allen Wiederholungen (1000).

Im zweiseitigen t-Test mit verbundenen Stichproben ist tendenziell ein Abfall der Fehlerzahl ( $p = .076$ ) und ein Anstieg der Genauigkeit ( $p = .065$ ) zu erkennen auch wenn dieser Effekt in einer ANOVA über die zwölf Probanden nicht signifikant wird (Fehlerzahl:  $F(3, 33) = 1.67, p = .19$ ; Genauigkeit:  $F(3, 33) = 1.63, p = .20$ ).

Unabhängig von der Stimulationsart zeigte sich eine höhere Fehlerzahl beim ersten Testzeitpunkt ( $M = 62.87$ ,  $SD = 37.37$ ) im Vergleich zu den Testzeitpunkten zwei ( $M = 54.00$ ,  $SD = 36.62$ ), drei ( $M = 50.70$ ,  $SD = 37.87$ ) und vier ( $M = 50.17$ ,  $SD = 35.43$ ) mit  $p < .05$ . Zwischen den Testzeitpunkten zwei und drei, sowie drei und vier gab es keinen signifikanten Unterschied ( $p > .05$ ).

### 4.3 EEG-Daten

#### 4.3.1 Frequenzanalyse der Ruhe-EEG-Aufnahmen.

Um einen möglichen Effekt der Stimulationsarten auf die Frequenzverteilung in den fünfminütigen Ruhe-EEG-Aufnahmen vor und nach der Verhaltensaufgabe aufzudecken, wurden ANOVAs mit Messwiederholungen für alle neun Regionen und für jedes ausgewählte Frequenzband berechnet.

In allen Frequenzbändern und Regionen, sowie für die Ruheaufnahme nach der Verhaltensaufgabe ergaben sich keine signifikanten Stimulationseffekte. Für den Vergleich zwischen den beiden Ruheaufnahmen ergaben sich signifikante Ergebnisse für den Faktor Zeit in den Regionen 1 bis 3 und 7 bis 9 für das Frequenzband von 5.5 bis 6.5 Hz mit  $F(1, 22) > 5.28$  und  $p < .03$ . Ebenso gab es einen signifikanten Zeiteffekt in den Regionen 1, 2 und 7 bis 9 für den Thetabereich mit  $F(1, 22) > 4.303$  und  $p < .05$ . Dieser Unterschied zeigte sich in den post-hoc Vergleichen als signifikant höhere 6 Hz- und Theta-Power in den genannten Regionen im Ruhezustand nach der Aufgabe mit  $p < .05$ . Für den Faktor Stimulation und mögliche Interaktionseffekte wurden keine signifikanten Ergebnisse gefunden.

#### 4.3.2 Antwortbezogene Frequenzanalyse.

Um das Modell des Theta-Alpha-Couplings (siehe Abschnitt 2.2.1) zu überprüfen, wurden t-Tests mit verbundenen Stichproben in der Bedingung ohne Ton durchgeführt. Es fand sich für das Segment B (100 bis 200 ms) in Region 5 (zentral) eine höhere Theta-Frequenz nach Fehlern ( $M = 33, 59 \mu\text{V}$ ,  $SD = 22.23$ ) im Vergleich zu Treffern ( $M = 11.52 \mu\text{V}$ ,  $SD = 6.76$ ) mit  $p = .005$ . Dieser Theta-Anstieg in Segment B ist graphisch in der Frequenz-Zeit-Abbildung (*Wavelet*) für den Kanal Cz als roter Bereich sichtbar. Hier wurde die Differenz zwischen den Fehler-Segmenten und den Treffer-Segmenten dargestellt (Abbildung 5). Eine okzipitale Alpha-Unterdrückung nach Fehlern wurde nicht gefunden. So waren die Vergleiche zwischen den Fehler- und den Treffersegmenten A, B und C in den Regionen 7, 8 und 9 nicht signifikant mit

$p > .05$ . Ebenso war keine erhöhte okzipitale Alpha-Power vor Fehlern erkennbar, mit  $p > .05$  in den Vergleichen zwischen den Fehlern und den Unterdrückungen in den Segmenten D und E für die Regionen 7, 8 und 9.

In den ANOVA-Berechnungen, die für den Hauptfaktor Stimulation in allen Regionen und Segmenten für Treffer, Fehler und Unterdrückungen durchgeführt wurde, fiel kein signifikanter Effekt auf.

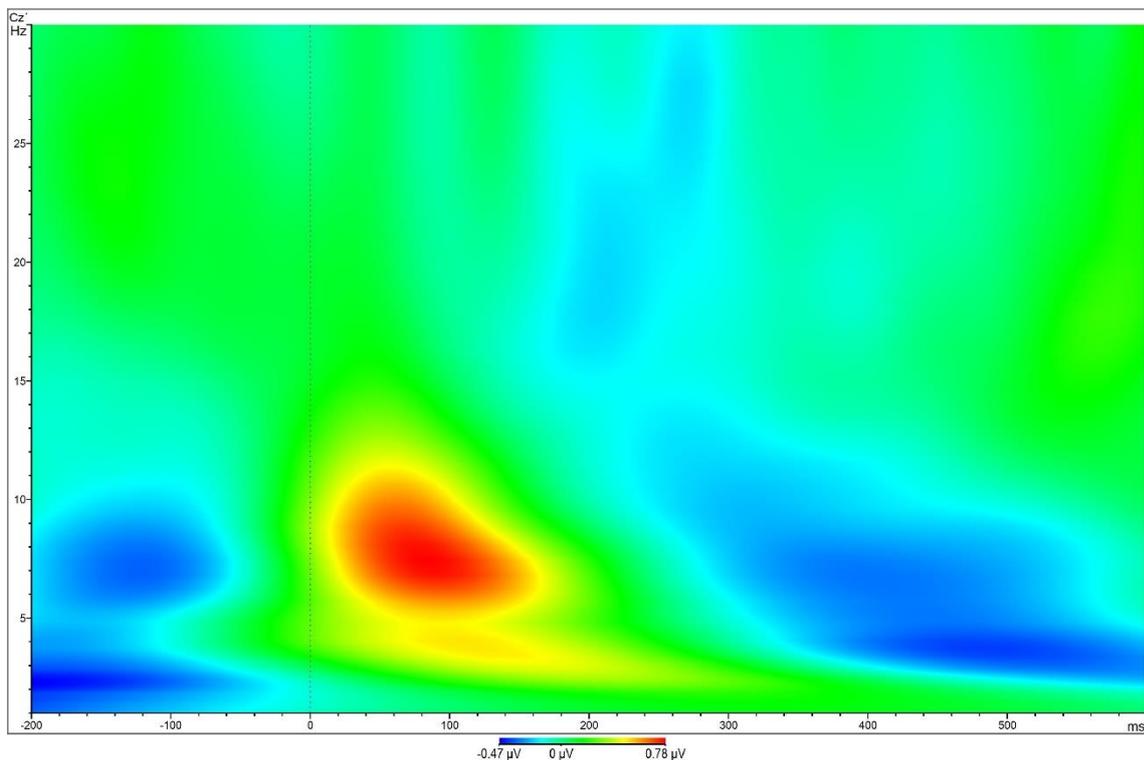


Abbildung 5. Frequenz-Zeit-Abbildung für die Differenz zwischen den Fehlern und den Treffern in Cz für  $n = 12$ . rot = vermehrte Frequenzaktivität in Fehler-Segmenten. blau = vermehrte Frequenzaktivität in Treffer-Segmenten.  $t_0$  = Fehler Mausclick. y-Achse in Hertz. x-Achse in ms.

#### 4.3.3 Error related negativity und Go-/NoGo-P300.

Die ERN-Amplituden und -Latenzen wurden definiert als der maximale negative Ausschlag bis 100 ms nach dem Klick bei einem Fehler im Kanal FCz. Um die maximalen Amplituden für Go- und NoGo-P300 zu bestimmen, wurde im Kanal Pz für den Zeitraum von 200 bis 600 ms nach Maxima gesucht.

Die Mittelwerte und Standardabweichungen sind in Tabelle 4 dargestellt, während die Abbildungen 6 bis 8 die Grand Averages (gemittelter Graph einer Elektrode über mehrere Probanden) für ERN, Go-P300 und NoGo-P300 zeigen.

Tabelle 4

*Mittelwerte ± Standardabweichungen der maximalen Amplituden und Latenzen*

	Kein Ton	Weißes Rauschen	Binauraler Beat	Monauraler Beat
ERN-Amplitude [ $\mu\text{V}$ ]	$-5.46 \pm 3.79$	$-5.63 \pm 2.91$	$-5.69 \pm 4.10$	$-3.88 \pm 2.80$
ERN-Latenz [ms]	$45.00 \pm 14.63$	$39.08 \pm 15.51$	$43.67 \pm 20.96$	$39.00 \pm 12.28$
Go-P300-Amplitude [ $\mu\text{V}$ ]	$2.62 \pm 0.85$	$3.05 \pm 1.36$	$2.95 \pm 1.29$	$2.87 \pm 1.31$
Go-P300-Latenz [ms]	$331.87 \pm 67.59$	$348.00 \pm 66.80$	$354.17 \pm 65.24$	$383.30 \pm 58.73$
NoGo-P300-Amplitude [ $\mu\text{V}$ ]	$5.06 \pm 1.59$	$4.77 \pm 1.89$	$4.94 \pm 2.00$	$4.69 \pm 1.97$
NoGo-P300-Latenz [ms]	$432.00 \pm 38.32$	$441.00 \pm 50.79$	$445.39 \pm 36.87$	$448.43 \pm 50.15$

*Anmerkung.* ERN für Gruppe A ( $n = 12$ ). Go-P300 und NoGo-P300 für alle Probanden ( $N = 23$ ).

Die ANOVA-Berechnungen für die Amplituden zeigten keine signifikanten Unterschiede für den Faktor Stimulation. Für die Latenzen war bei der Go-P300-Welle ein Haupteffekt der Stimulation signifikant,  $F(3, 66) = 3.27, p = .03$ . Die folgende Tabelle zeigt die dazugehörigen Ergebnisse. Dabei wurde die Signifikanz für den Wert ERN-Amplitude mittels Greenhouse-Geisser korrigiert, da im Mauchly-Test eine Verletzung der Sphärizität gezeigt wurde,  $p < .05$  und  $\epsilon < .75$ .

Generell fielen die P300-Amplituden für NoGo-Stimuli höher aus als für Go-Stimuli. Im zweiseitigen t-Test mit verbundenen Stichproben war der Vergleich zwischen NoGo- und Go-Amplituden für jede Stimulation signifikant mit  $p < .001$ .

Tabelle 5

*F-Werte und Signifikanzen für die ANOVA-Berechnungen zu Amplituden und Latenzen von ERN, Go-P300 und NoGo-P300*

ANOVA-Berechnung mit dem Faktor Stimulationsart	F-Wert	Signifikanz
ERN-Amplitude, $n = 12$	1.30	0.29
ERN-Latenz, $n = 12$	0.56	0.65

Go-P300-Amplitude, $N = 23$	1.51	0.22
Go-P300-Latenz, $N = 23$	3.27	<b>0.03</b>
NoGo-P300-Amplitude, $N = 23$	0.42	0.74
NoGo-P300-Latenz, $N = 23$	0.96	0.42

Anmerkung. Signifikanzniveau: 0.05

Das signifikante Ergebnis für die Go-P300-Latenz wurde mittels post-hoc LSD-Tests überprüft. Dabei zeigte sich für die Stimulationsart monauraler Beat eine signifikant längere Latenz im Vergleich zu keiner Stimulation mit  $p = .01$  und  $r = .52$ . Die in den Abbildungen 7 und 9 (Go-P300-Amplituden) sichtbaren Unterschiede ergaben in t-Tests eine Tendenz zu größeren Amplituden unter Stimulation (weißes Rauschen im Vergleich zu keinem Ton:  $p = .087$ ,  $r = .36$ ; binauraler Beat im Vergleich zu keinem Ton:  $p = .096$ ,  $r = .35$ ) auch wenn kein Haupteffekt der Stimulation auf die Go-P300-Amplitude zu finden war.

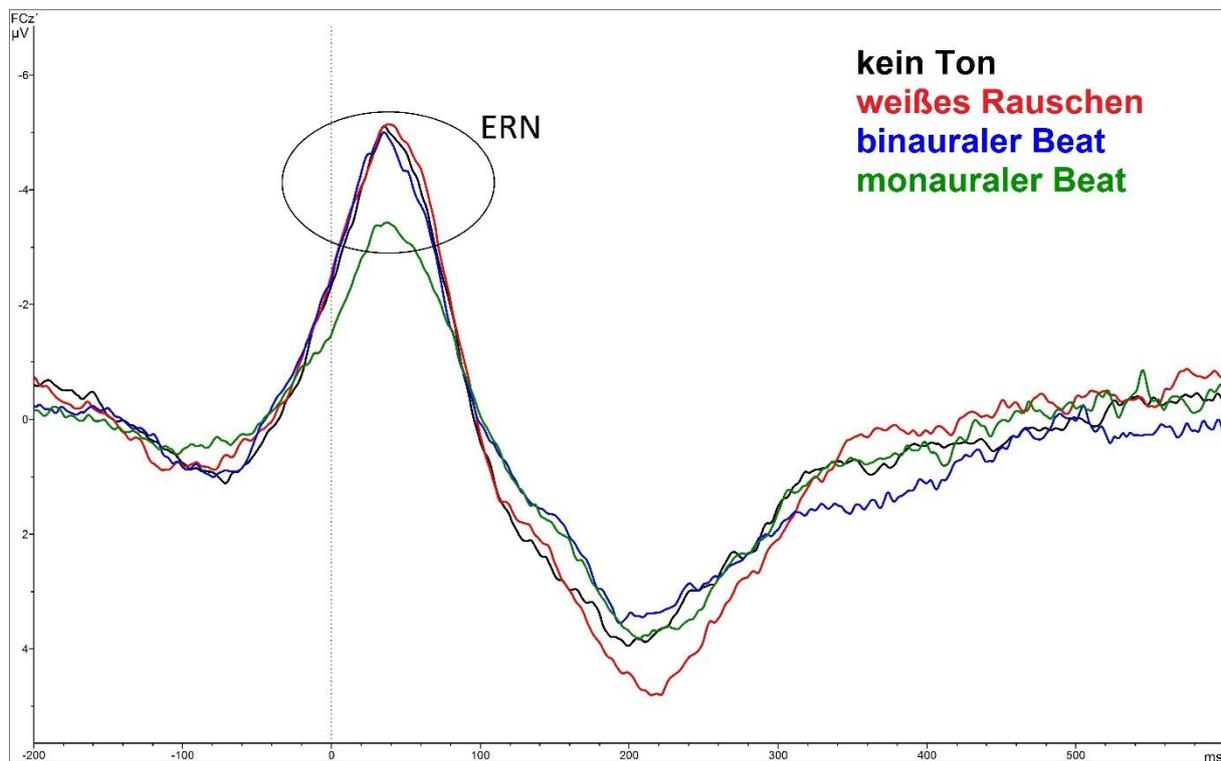


Abbildung 6. ERN in allen vier Stimulationen in FCz in Gruppe A ( $n = 12$ ).  $t_0$  = Fehler Mausclick. y-Achse in  $\mu V$ . x-Achse in ms.

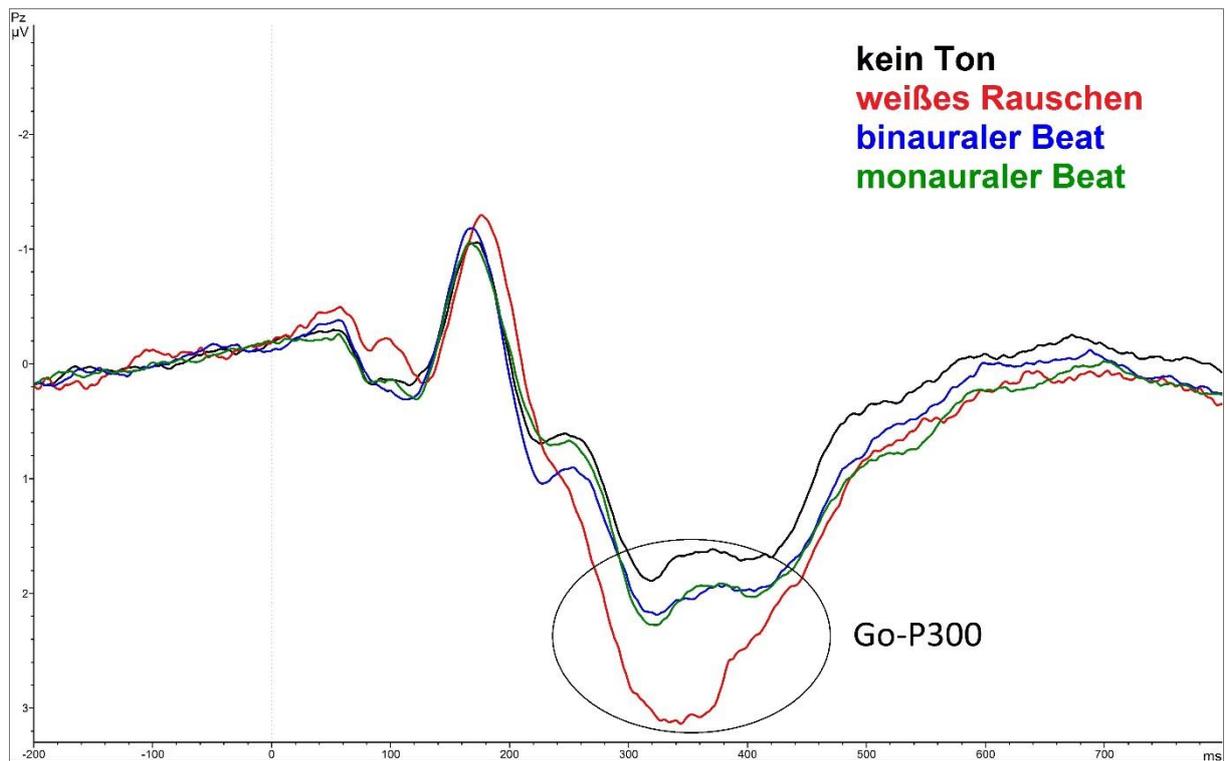


Abbildung 7. Go-P300 in allen vier Stimulationen in Pz ( $N = 23$ ).  $t_0$ =Go-Stimulus angezeigt. y-Achse in  $\mu\text{V}$ . x-Achse in ms.

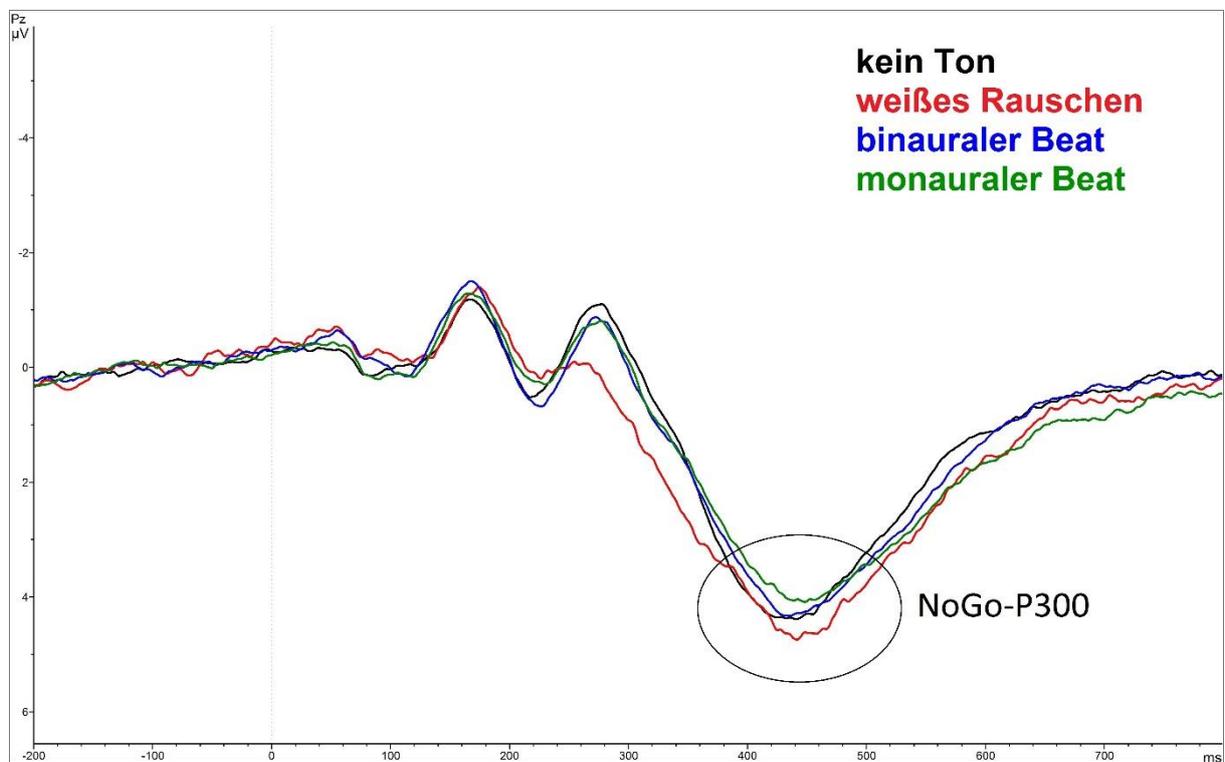


Abbildung 8. NoGo-P300 in allen vier Stimulationen in Pz ( $N = 23$ ).  $t_0$ =NoGo-Stimulus angezeigt. y-Achse in  $\mu\text{V}$ . x-Achse in ms.

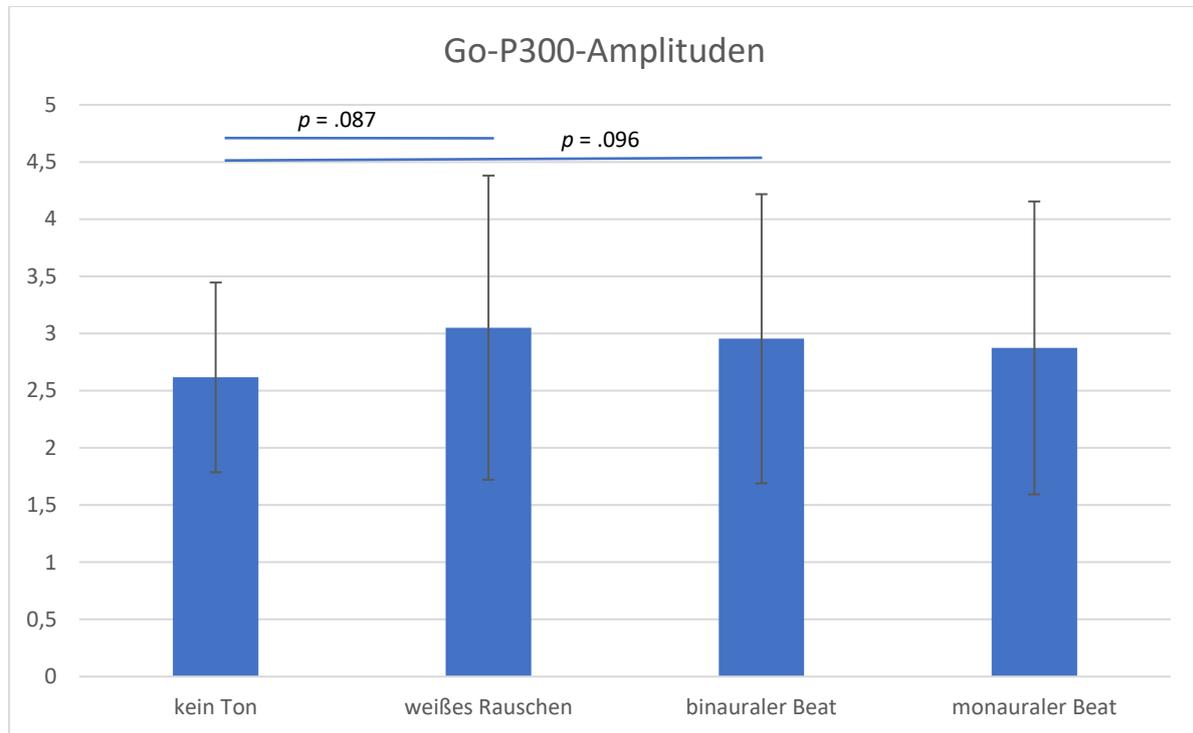


Abbildung 9.  $M \pm SD$  der maximalen Amplituden für Go-P300. X-Achse: Stimulationsarten. Y-Achse: maximale Amplitude in  $\mu V$ . p-Werte für den Vergleich der Stimulationsarten zu keinem Ton.

#### 4.4 Müdigkeit als Einflussfaktor

##### 4.4.1 Einfluss auf Verhaltensebene.

Durch die Aufteilung in einen ersten und einen zweiten Block konnten jeweils die zugehörigen Verhaltensvariablen ermittelt werden. Diese Anzahl der Fehler und die Reaktionszeiten sind in Tabelle 6 wiedergegeben. Die ANOVA zeigte einen signifikanten Haupteffekt der Zeit auf die Anzahl der Fehler,  $F(1, 20) = 6.11$ ,  $p = .023$ . Im post-hoc LSD-Test ergab sich ein Anstieg der Fehlerzahl (Mittelwertveränderung = 2.80,  $SD = 1.13$ ) mit  $p = .023$ . Für den Hauptfaktor Stimulation war kein signifikanter Einfluss zu bestimmen. Ebenso wurden keine Interaktionseffekte gefunden. Abbildung 10 zeigt die Anzahl der Fehler für den ersten und den zweiten Block, während Abbildung 11 die Veränderung der Fehlerzahl vom ersten zum zweiten Block zeigt.

Tabelle 6

Mittelwerte  $\pm$  Standardabweichungen der erhobenen Verhaltensvariablen

		Kein Ton	Weißes Rauschen	Binauraler Beat	Monauraler Beat
Anzahl der Treffer	1. Block	398.13 $\pm$ 3.93	398.04 $\pm$ 4.46	399.22 $\pm$ 1.54	398.43 $\pm$ 1.97
	2. Block	397.04 $\pm$ 6.15	395.04 $\pm$ 15.11	398.17 $\pm$ 2.10	397.83 $\pm$ 3.39
Anzahl der Fehler	1. Block	26.57 $\pm$ 17.40	26.22 $\pm$ 18.78	24.65 $\pm$ 17.19	26.26 $\pm$ 17.74
	2. Block	30.39 $\pm$ 19.86	27.48 $\pm$ 18.66	26.13 $\pm$ 19.00	30.04 $\pm$ 22.91
Reaktionszeit Treffer [ms]	1. Block	366.84 $\pm$ 51.16	376.58 $\pm$ 54.58	367.21 $\pm$ 44.42	374.34 $\pm$ 67.62
	2. Block	371.42 $\pm$ 60.27	374.70 $\pm$ 63.53	376.31 $\pm$ 51.75	377.51 $\pm$ 80.96
Reaktionszeit Fehler [ms]	1. Block	299.51 $\pm$ 27.94	311.84 $\pm$ 37.16	295.96 $\pm$ 71.49	296.30 $\pm$ 34.54
	2. Block	316.90 $\pm$ 37.12	330.04 $\pm$ 65.21	319.14 $\pm$ 51.36	342.56 $\pm$ 154.54

Anmerkung.  $N = 23$ . Die Genauigkeit entspricht dem Anteil der richtigen Entscheidungen (Treffer und Unterdrückung) an allen Wiederholungen (1000).

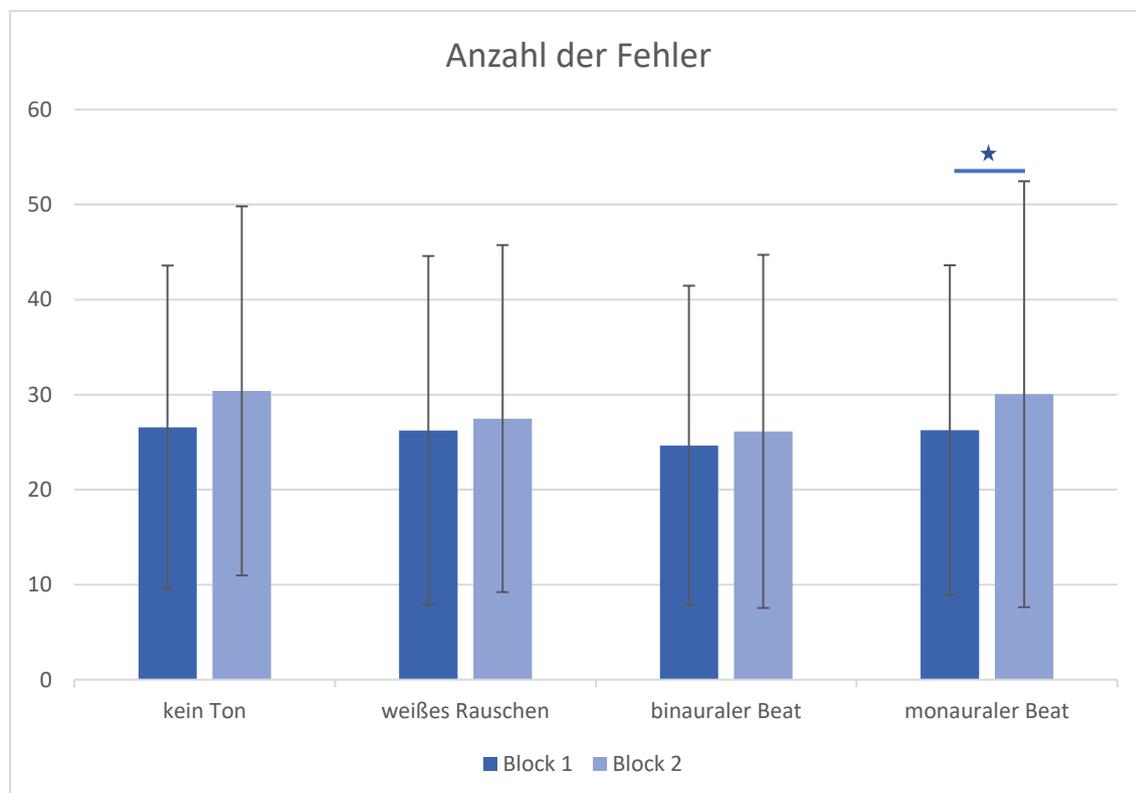


Abbildung 10.  $M \pm SD$  der Fehler für Block 1 und Block 2. \* für  $p < .05$ . X-Achse: Blöcke 1 und 2 der Stimulationen. Y-Achse: Anzahl der Fehler.

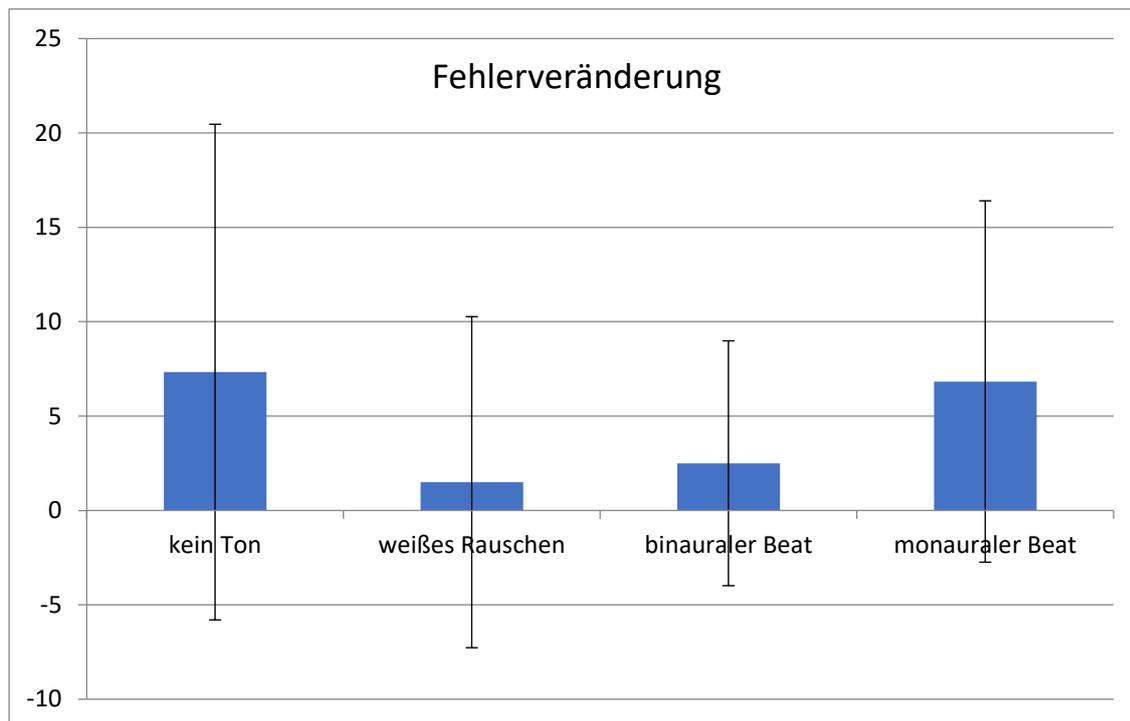


Abbildung 11.  $M \pm SD$  der Veränderung der Fehlerzahl von Block 1 zu Block 2. X-Achse: Stimulationsarten. Y-Achse: Fehlerveränderung.

#### 4.4.2 Einfluss auf EEG-Ebene.

Es wurden die maximalen Amplituden für ERN, Go-P300 und NoGo-P300 jeweils für den ersten und den zweiten Block bestimmt. Die Tabelle 7 zeigt die dazugehörigen Mittelwerte und Standardabweichungen.

Tabelle 7

*Mittelwert  $\pm$  Standardabweichungen der maximalen Amplituden und Latenzen*

Maximale Amplituden [ $\mu$ V]	Kein Ton	Weißes Rauschen	Binauraler Beat	Monauraler Beat
ERN, 1. Block	$-6.59 \pm 4.48$	$-5.56 \pm 3.01$	$-6.02 \pm 4.17$	$-4.62 \pm 2.88$
ERN, 2. Block	$-5.00 \pm 3.42$	$-6.03 \pm 2.79$	$-5.69 \pm 4.29$	$-3.85 \pm 2.62$
Go-P300, 1. Block	$2.85 \pm 0.91$	$3.23 \pm 1.32$	$3.10 \pm 1.49$	$3.19 \pm 1.44$
Go-P300, 2. Block	$2.55 \pm 0.93$	$3.05 \pm 1.36$	$2.95 \pm 1.21$	$2.76 \pm 1.45$
NoGo-P300, 1. Block	$5.39 \pm 1.82$	$4.97 \pm 1.90$	$5.09 \pm 2.16$	$4.98 \pm 2.06$
NoGo-P300, 2. Block	$5.00 \pm 1.47$	$4.93 \pm 1.89$	$5.04 \pm 1.99$	$4.70 \pm 1.97$

Latenzen [ms]	Kein Ton	Weißes Rauschen	Binauraler Beat	Monauraler Beat
ERN, 1. Block	42.00 ± 22.22	40.42 ± 13.82	48.92 ± 23.35	48.83 ± 29.35
ERN, 2. Block	55.83 ± 46.83	38.00 ± 18.19	44.08 ± 23.80	36.00 ± 21.48
Go-P300, 1. Block	340.40 ± 57.79	341.57 ± 54.22	348.83 ± 65.60	382.22 ± 55.58
Go-P300, 2. Block	344.48 ± 69.95	349.04 ± 73.46	363.09 ± 77.52	369.65 ± 59.12
NoGo-P300, 1. Block	436.13 ± 44.51	437.52 ± 61.60	455.52 ± 39.89	444.22 ± 49.22
NoGo-P300, 2. Block	441.91 ± 33.64	451.57 ± 46.90	455.52 ± 39.89	456.17 ± 50.62

*Anmerkung.* Amplituden und Latenzen für ERN in Gruppe A (n = 12). Go-P300 und NoGo-P300 über alle Probanden (N = 23).

Anschließend wurden ANOVA-Berechnungen mit den Faktoren Stimulation (vier Stimulationsarten) und Zeit (erster und zweiter Block) durchgeführt, deren Ergebnisse in Tabelle 8 aufgeführt sind. Für den Haupteffekt der Stimulation auf die ERN-Amplitude, sowie den Interaktionseffekt von Stimulation\*Zeit auf die Go-P300-Amplitude, ERN-Latenz und NoGo-P300-Latenz zeigte der Mauchly-Test eine Verletzung der Sphärizität ( $p < .05$  und  $\epsilon < .75$ ), sodass hier die Greenhouse-Geisser-Korrektur verwendet wurde. Es fanden sich signifikante Haupteffekte der Zeit auf die ERN-Amplitude,  $F(1, 11) = 19.27$ ,  $p = .001$ , auf die Go-P300-Amplitude,  $F(1, 22) = 8.71$ ,  $p = .007$ , und auf die NoGo-P300-Latenz,  $F(1, 22) = 5.89$ ,  $p = .024$ . Außerdem war ein signifikanter Interaktionseffekt von Stimulation\*Zeit auf die ERN-Amplitude erkennbar mit  $F(3, 33) = 3.76$ ,  $p = .02$ . Alle weiteren Effekte waren nicht signifikant. Die post-hoc Vergleiche zeigten im zweiten Block verglichen mit dem ersten Block signifikant niedrigere ERN-Amplituden mit,  $p = .001$ ,  $r = .80$ , und Go-P300-Amplituden,  $p = .007$ ,  $r = .53$ . Der Zeiteffekt auf die NoGo-P300-Latenz ergab signifikant längere Latenzen im zweiten Block,  $p = .024$ ,  $r = .46$ . Die Interaktion zwischen Stimulation und Zeit ließ eine signifikant unterschiedliche Veränderung vom ersten zum zweiten Block erkennen, wenn die Stimulationsart weißes Rauschen mit der Kondition kein Ton verglichen wurde,  $p = .022$ ,  $r = .63$ .

Vergleicht man innerhalb eines Blocks die maximalen Amplituden, so zeigen sich im zweiten Block erhöhte Go-P300-Amplituden bei weißem Rauschen und bei binauralen Beats im Vergleich zu keinem Ton. Bei einer durchgeführten ANOVA wird der Hauptfaktor Stimulation zwar nicht signifikant mit  $F(1, 22) = 2.230$ ,  $p = .093$ , allerdings weisen explorative t-Tests signifikante Werte auf (weißes Rauschen zu keinem Ton:  $p = .037$ ,  $r = .43$ ; Beats zu

keinem Ton:  $p = .017$ ,  $r = .48$ ). Im ersten Block sind sowohl die ANOVA als auch die entsprechenden t-Tests mit p-Werten  $> .15$  nicht signifikant.

Die Abbildungen 12 bis 14 stellen die Grand Averages für ERN, Go-P300 und NoGo-P300 dar. Dabei zeigt jede Abbildung die Veränderung vom ersten zum zweiten Block jeweils für alle Stimulationsarten. Zur Verdeutlichung zeigt Abbildung 15 die mittleren Amplitudenveränderungen vom ersten zum zweiten Block anhand von Balkendiagrammen.

Tabelle 8

*F-Werte und Signifikanzen für die ANOVA-Berechnungen zu Amplituden und Latenzen von ERN, Go-P300 und NoGo-P300*

ANOVA-Berechnungen	Faktor	F-Wert	Signifikanz
ERN-Amplitude (n = 12)	Stimulation	1.035	0.390
	Zeit	19.271	<b>0.001</b>
	Stimulation*Zeit	3.755	<b>0.020</b>
ERN-Latenz (n = 12)	Stimulation	0.633	0.599
	Zeit	0.124	0.731
	Stimulation*Zeit	1.278	0.298
Go-P300-Amplitude (N = 23)	Stimulation	1.589	0.203
	Zeit	8.706	<b>0.007</b>
	Stimulation*Zeit	0.965	0.388
Go-P300-Latenz (N = 23)	Stimulation	2.159	0.101
	Zeit	0.298	0.591
	Stimulation*Zeit	1.085	0.362
NoGo-P300-Amplitude (N = 23)	Stimulation	0.345	0.793
	Zeit	2.384	0.137
	Stimulation*Zeit	1.150	0.336
NoGo-P300-Latenz (N = 23)	Stimulation	0.477	0.699
	Zeit	5.887	<b>0.024</b>
	Stimulation*Zeit	0.267	0.741

*Anmerkung.* Signifikanzniveau: 0.05.

Durchgeführte t-Tests mit verbundenen Stichproben zeigten folgende (Tabelle 9) signifikante Ergebnisse für den Vergleich vom ersten zum zweiten Block. In den Abbildungen 12 bis 15 sind diese signifikanten Unterschiede als Sternchen markiert.

Tabelle 9

*Mittelwertveränderungen und p-Werte für zweiseitige t-Tests mit verbundenen Stichproben zwischen dem 1. Block und dem 2. Block für die Amplituden von ERN, Go- und NoGo-P300*

Vergleich zwischen 1. Block und 2. Block	Mittelwertveränderung [ $\mu\text{V}$ ]	p-Wert
ERN-Amplitude ohne Ton	-1.60	<b>0.017</b>
ERN-Amplitude monauraler Beat	-0.77	<b>0.013</b>
Go-P300-Amplitude ohne Ton	-0.30	<b>0.005</b>
Go-P300-Amplitude monauraler Beat	-0.42	<b>0.050</b>
NoGo-P300-Amplitude ohne Ton	-0.39	<b>0.047</b>

*Anmerkung.* Zweiseitiger t-Test mit verbundenen Stichproben. Signifikanzniveau: 0.05.

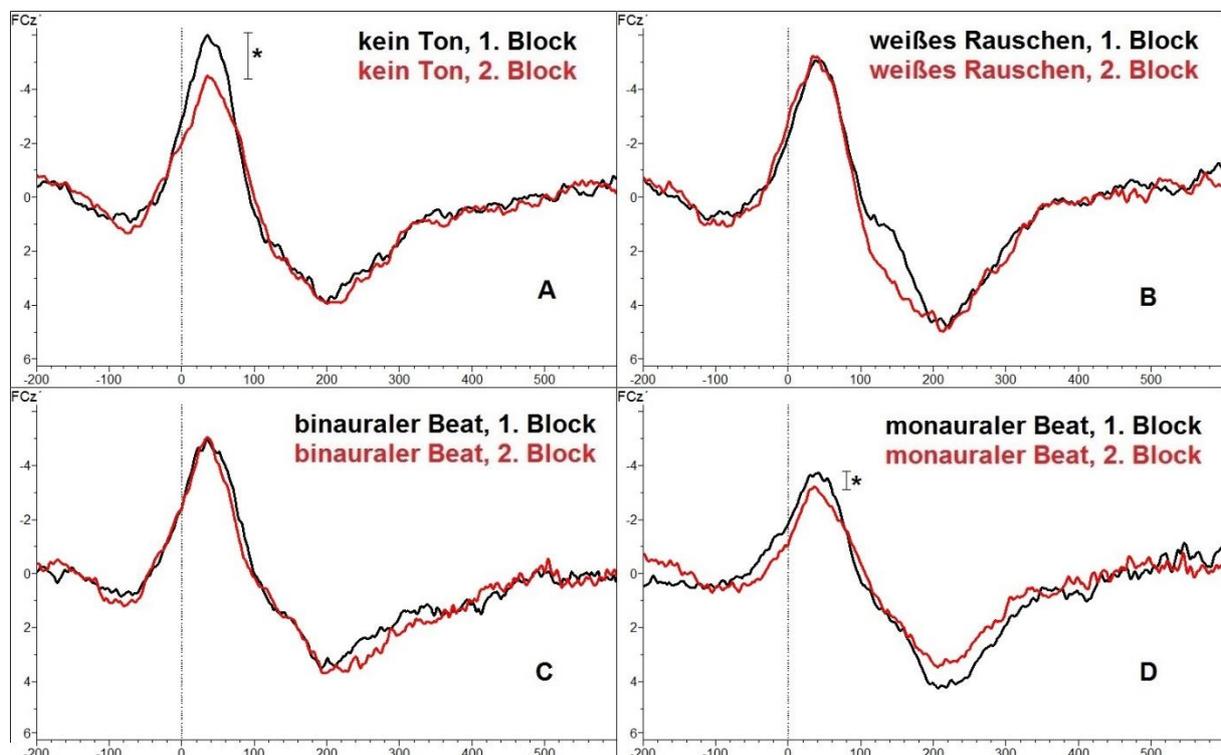


Abbildung 12. ERN-Amplituden. Weiteres siehe unten.

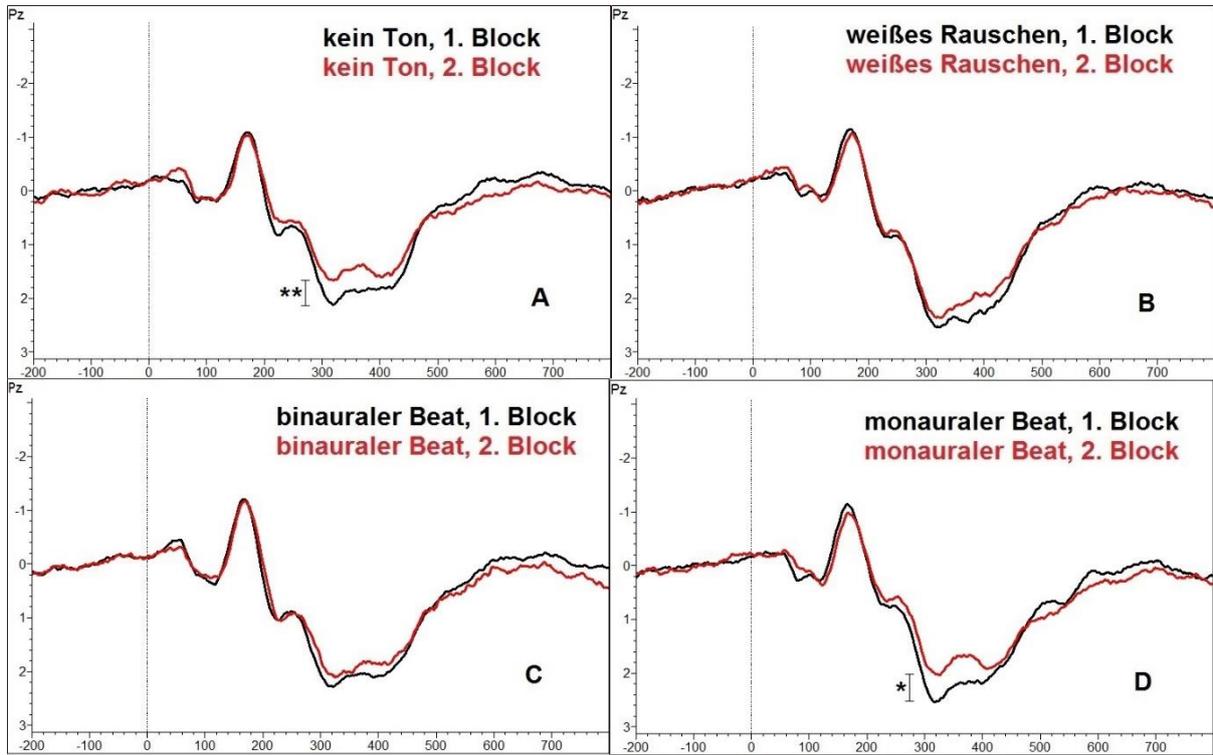


Abbildung 13. Go-P300-Amplituden. Weiteres siehe unten.

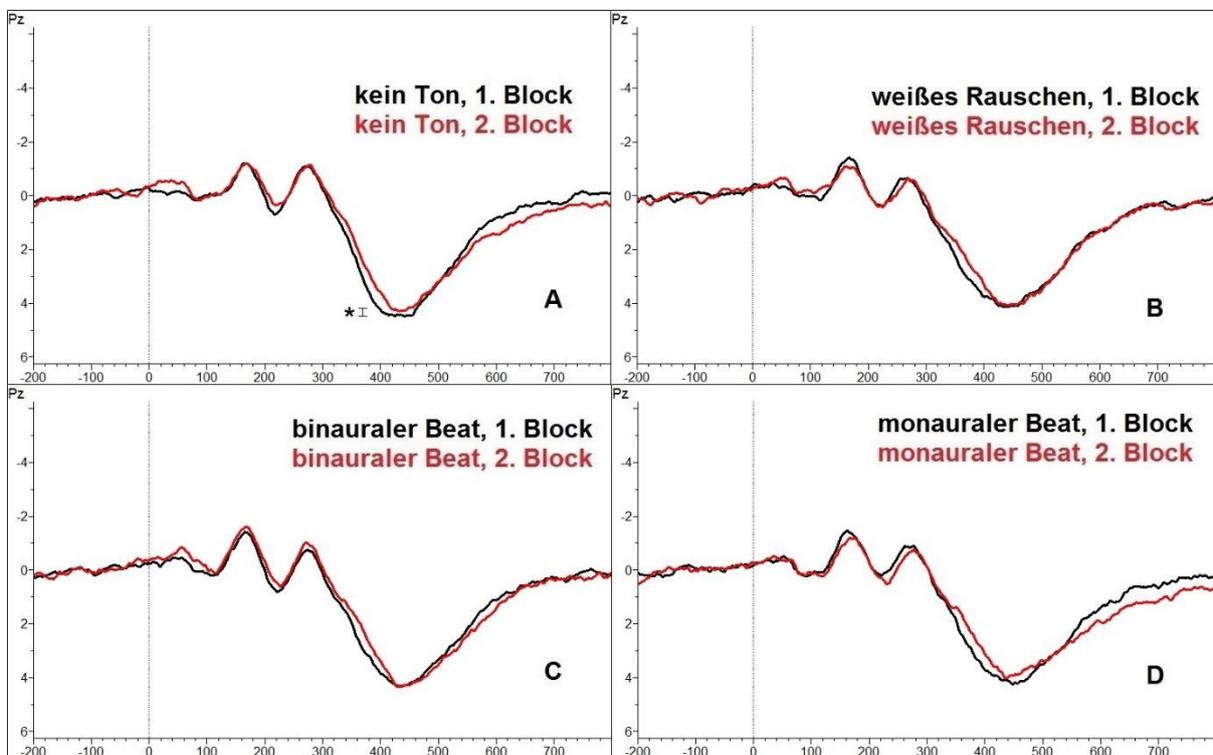
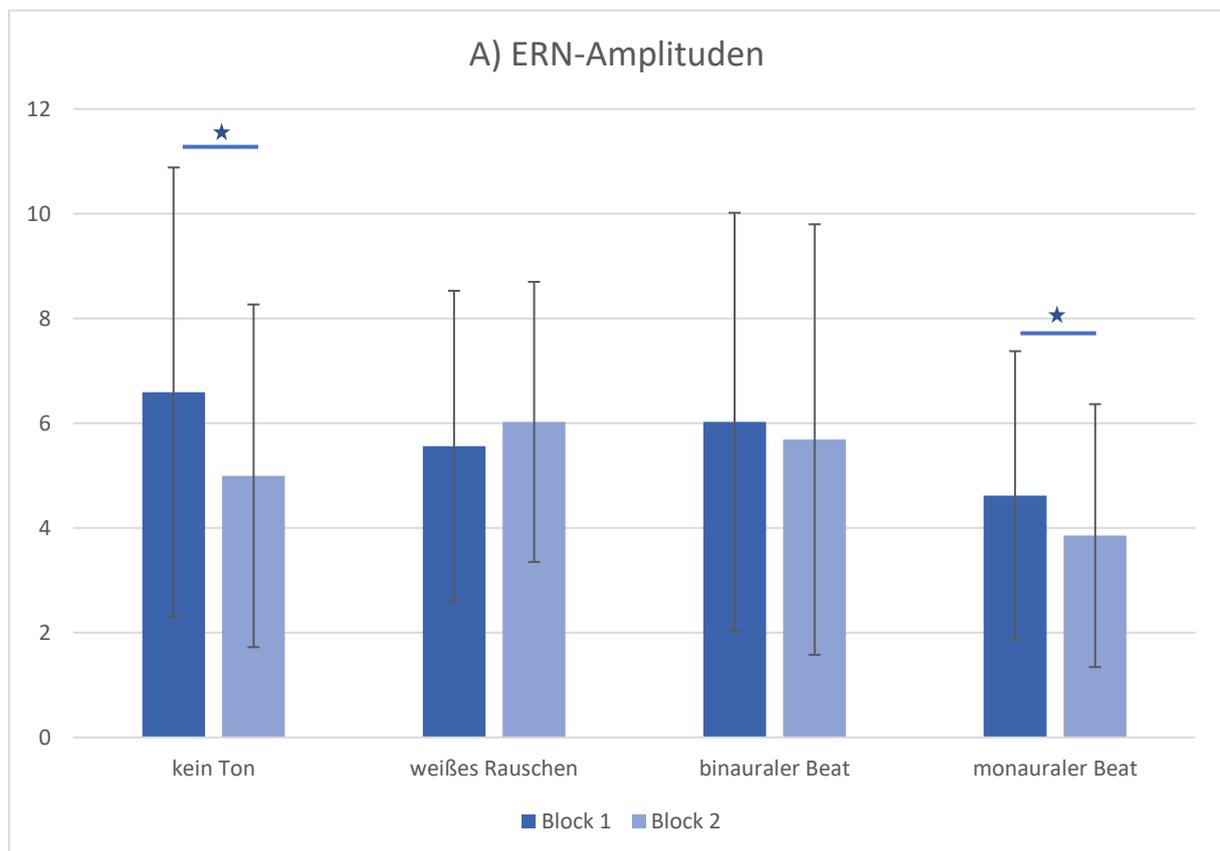


Abbildung 14. NoGo-P300-Amplituden. Weiteres siehe unten.

zu *Abbildung 12*. ERN in allen vier Stimulationen in FCz in Gruppe A ( $n = 12$ ). Die schwarzen Graphen zeigen das Mittel aus dem 1. Block, die roten Graphen zeigen das Mittel aus dem 2. Block. (A) kein Ton. (B) weißes Rauschen. (C) binauraler Beat. (D) monauraler Beat. Signifikante Amplitudenveränderungen markiert mit \* ( $p < 0.05$ ).  $t_0$  = Fehler Mausclick. y-Achse in  $\mu V$ . x-Achse in ms.

zu *Abbildung 13*. Go-P300 in allen vier Stimulationen in Pz ( $N = 23$ ). Die schwarzen Graphen zeigen das Mittel aus dem 1. Block, die roten Graphen zeigen das Mittel aus dem 2. Block. (A) kein Ton. (B) weißes Rauschen. (C) binauraler Beat. (D) monauraler Beat. Signifikante Amplitudenveränderungen markiert mit \* ( $p < 0.05$ ) und \*\* ( $p < 0.01$ ).  $t_0$  = Go-Stimulus angezeigt. y-Achse in  $\mu V$ . x-Achse in ms.

zu *Abbildung 14*. NoGo-P300 in allen vier Stimulationen in Pz ( $N = 23$ ); Die schwarzen Graphen zeigen das Mittel aus dem 1. Block, die roten Graphen zeigen das Mittel aus dem 2. Block. (A) kein Ton. (B) weißes Rauschen. (C) binauraler Beat. (D) monauraler Beat. Signifikante Amplitudenveränderungen markiert mit \* ( $p < 0.05$ ).  $t_0$  = NoGo-Stimulus angezeigt. y-Achse in  $\mu V$ . x-Achse in ms.



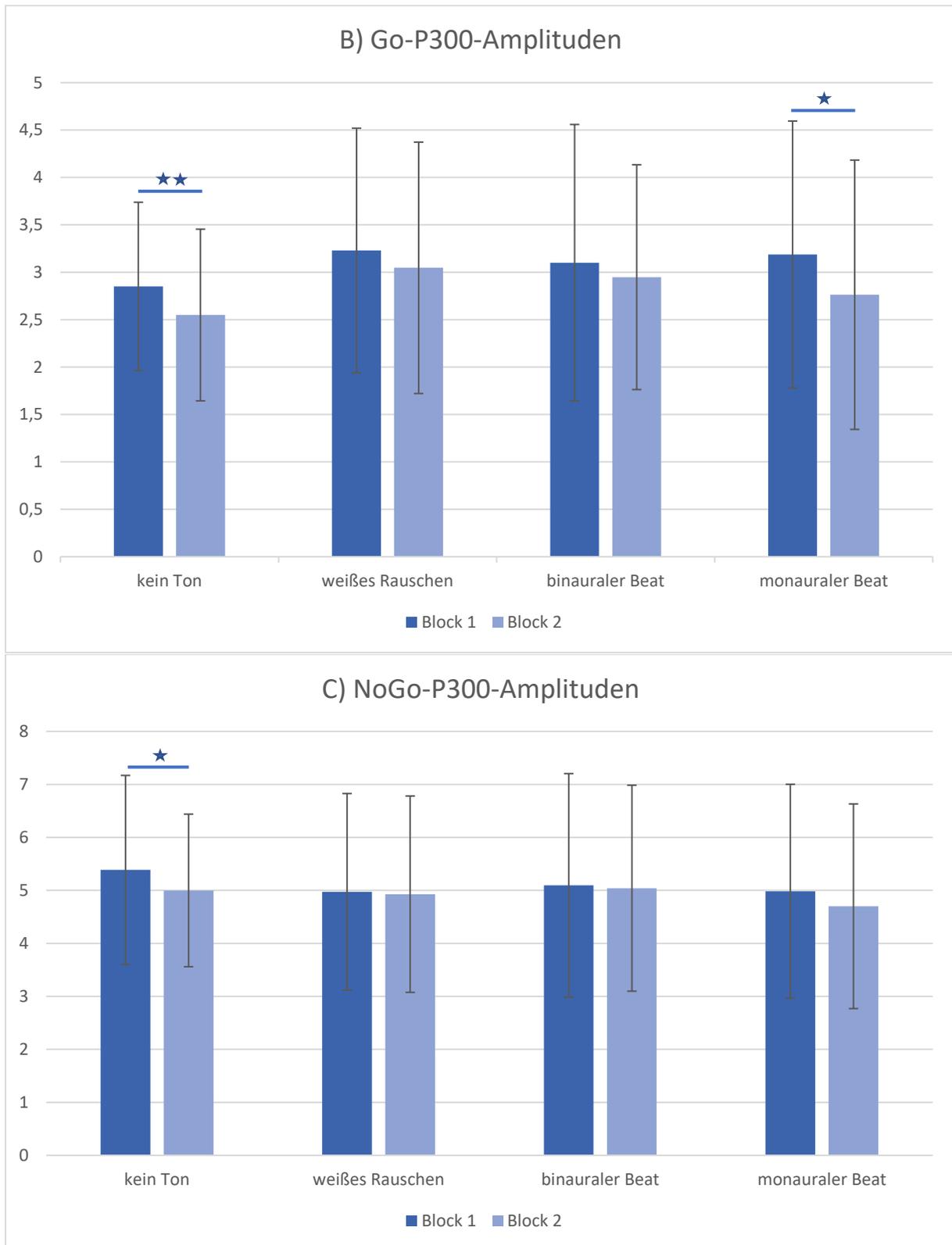


Abbildung 15:  $M \pm SD$  der maximalen Amplituden für A) ERN, B) Go-P300 und C) NoGo-P300. Negative Werte bei den ERN-Amplituden sind hier positiv aufgetragen. \* für  $p < .05$ , \*\* für  $p < .01$ . x-Achse: Blöcke 1 und 2 der Stimulationen. y-Achse: Amplituden in  $\mu V$ .

## 5 Diskussion

Ziel der vorliegenden Studie war es, explorativ nach möglichen Effekten unterschiedlicher akustischer Stimulationsarten zu suchen. Dafür wurden die in Abschnitt 2.4 formulierten Hypothesen betrachtet und darüber hinaus nach Stimulationseffekten gesucht. Es wurden Versuchspersonen ausgewählt, die als Kontrollgruppe für spätere Studien in Frage kommen.

### 5.1 Verhaltensdaten

Die Korrelationstabelle mit den Werten der Ergebnisse aus den Vortests und der Verhaltensvariablen zeigte einige schwächere Korrelationen mit einem Pearson-Koeffizienten  $< 0.6$  ( $p > .01$ ). Ein möglicher inhaltlicher Zusammenhang und eventuelle Auswirkungen auf die Studie wurden in einem Expertengespräch eingeschätzt. Infolge dessen wurden diese Befunde aber aufgrund der für eine Korrelationsberechnung vergleichsweise geringen Stichprobengröße als Zufallsbefunde interpretiert, ein inhaltlicher Zusammenhang war nicht plausibel. Hochsignifikante Korrelationen ( $p < .01$ ) waren nur zwischen Variablen, die sich auf den gleichen Vortest bezogen, also zum Beispiel zwischen den Unterskalen und dem Gesamtwert des ADHS-Tests, sichtbar. Testinterne Korrelationen sind zu erwarten und haben keinen weiteren Einfluss auf die folgende Interpretation der Ergebnisse.

In den Varianzanalysen bezüglich eines Stimulationseinflusses auf die Verhaltensvariablen zeigte sich kein Stimulationseffekt, sodass Hypothese I nicht bestätigt werden konnte. Außerdem zeigte sich ein Deckeneffekt: Viele Probanden machten nur sehr wenige Fehler. Dies könnte man so interpretieren, dass die Aufgabe für einige Probanden zu leicht und daher kaum eine Verbesserung möglich war. Ähnliche Ergebnisse beobachteten auch schon Brauer et al. (2018) bei der Durchführung einer Go/NoGo-Aufgabe von gesunden Probanden.

Eine weitere Erklärung könnte sein, dass die Stimulation nicht auf alle Probanden gleichermaßen wirkte. Durch die Teilung in eine Gruppe A, mit geringer Genauigkeit, und eine Gruppe B, mit hoher Genauigkeit, konnte eine Tendenz zu besseren Leistungen unter der Stimulation mit binauralem Beats in Gruppe A gefunden werden. Dabei bleibt festzuhalten, dass dieser Effekt nicht signifikant war und daher lediglich eine mögliche Richtung angeben kann. Insbesondere Abbildung 4 zeigt, dass einzelne Probanden eine große Leistungsvariabilität aufwiesen, die das Ergebnis begünstigt haben könnte. Es lässt sich jedoch die Vermutung

aufstellen, dass diejenigen Probanden von einer Stimulation profitieren, für die die Aufgabe nicht zu leicht war. Für die Versuchspersonen der Gruppe B stellte die Go-/NoGo-Aufgabe anscheinend keine großen Schwierigkeiten dar, sodass auch nur ein geringer Spielraum zur Verbesserung vorhanden war. Dieser Sachverhalt sollte in folgenden Studien überprüft werden. Vor dem Hintergrund dieser Ergebnisse würde sich dieses Paradigma zur Durchführung einer Studie mit ADHS Patienten eignen, da bei dieser klinischen Versuchspersonengruppe mehr Fehler bei einer Aufmerksamkeitsaufgabe zu erwarten sind (Epstein et al. 2003). Die Ergebnisse der vorliegenden Studie weisen also möglicherweise darauf hin, dass diese Personen eher von einer akustischen Stimulation profitieren könnten. Dies deckt sich mit den Ergebnissen von Söderlund et al. (2007), die zeigten, dass nur Patienten mit ADHS von einer Stimulation mit weißem Rauschen profitieren konnten (vgl. Abschnitt 2.1.3).

Unabhängig von der Stimulationsart zeigte sich, dass bei begangenen Fehlern die Reaktionszeit kürzer war als bei Treffern. Dies ist im Sinne des *Speed-Accuracy-Tradeoff* zu interpretieren, welcher besagt, dass eine schnellere Antwort zu Lasten der Genauigkeit erreicht wird (Heitz 2014). Wenn also zu schnell gedrückt wurde, blieb weniger Zeit für die Ermittlung der korrekten Entscheidung und es passierten folglich mehr Fehler.

## 5.2 EEG-Daten

Die Frequenzanalyse der Ruheaufnahmen zeigte keinen Einfluss der verschiedenen Stimulationsarten auf die 6 Hz-, Theta- oder Alpha-Bänder. Es muss also der Schluss gezogen werden, dass diese Studie nicht in der Lage war, eine bestimmte Frequenzaktivität zu induzieren. So können die Hypothese II und beispielsweise das Ergebnis von Jirakittayakorn und Wongsawat (2017), die bei der Stimulation mit binauralen Beats mit niedrigen Trägerfrequenzen eine erhöhte Theta-Power in frontalen und parieto-zentralen Regionen beobachteten, nicht bestätigt werden.

Im Vergleich der Ruheaufnahmen vor und nach der Aufgabe zeigte sich ein Anstieg der Theta- und 6Hz-Power in frontalen und okzipitalen Regionen. Dieser Effekt trat jedoch unabhängig von der Stimulationsart auf und bedarf daher einer alternativen Erklärung. Ein Ansatz hierfür könnte sein, dass eine vermehrte Theta-Aktivität bei geistiger Ruhe und im Übergang zum Schlaf zu finden ist (Deetjen et al. 2005, S. 285). So lässt sich am ehesten die Vermutung aufstellen, dass die Probanden nach der halbstündigen Aufgabe erschöpft sind und der Theta-Anstieg als Ausdruck der Entspannung während der fünfminütigen Phase mit

geschlossenen Augen auftritt.

Das Phänomen des Theta-Alpha-Coupling konnte nur teilweise bestätigt werden. So fand sich zwar ein Anstieg der Theta-Frequenz nach Fehlern im Vergleich zu Treffern, jedoch wurde keine okzipitale Alpha-Unterdrückung beobachtet. Auch eine erhöhte Alpha-Aktivität vor Fehlern konnte in dieser Studie nicht beobachtet werden. Der Theta-Anstieg in Segment B (100 bis 200 ms) liegt in dem Zeitraum, den Mazaheri et al. (2009) für eine erhöhte Theta-Power angeben haben (0 bis 600 ms nach Fehlern). Allerdings zeigte deren Studie eher Veränderungen in frontalen Elektroden, während diese Studie den Theta-Anstieg in Region 5, also in zentralen Bereichen, fand. Die Region 5 beinhaltet allerdings noch den Kanal FCz, der ebenfalls als frontale Ableitung anzusehen ist und somit zumindest teilweise die Verschiebung in eher zentrale Regionen erklären kann.

In den ANOVAs zum Stimulationseinfluss auf die Frequenzbänder wurde kein Effekt gefunden. Es zeigt sich also das gleiche Bild wie in den Ruheaufnahmen und eine Veränderung der Frequenzaktivitäten ließ sich weder durch weißes Rauschen, noch durch binaurale oder monaurale Beats erreichen. Festzuhalten bleibt demnach, dass das Modell des Theta-Alpha-Couplings, wenn auch mit Einschränkungen, erkennbar ist, aber die ausgewählten Stimulationsarten keinen Einfluss darauf nehmen konnten.

Bezüglich der ereigniskorrelierten Potentiale ERN und P300 wurde nach Veränderungen der Amplituden oder Latenzen gesucht. Eine erhöhte Amplitude oder kürzere Latenz spräche dabei für verbesserte kognitive Ressourcen für Aufmerksamkeit und Fehlerregulation (vgl. Abschnitte 2.2.2 und 2.2.3). Die durchgeführte ANOVA zeigte nur für die Werte der Go-P300-Latenzen einen signifikanten Einfluss des Faktors Stimulation. Dabei ergab sich ein signifikant verzögertes Go-P300-Maximum bei der Stimulation mit monauralen Beats im Vergleich zu keinem Ton. Dies könnte für eine behinderte Antwortverarbeitung sprechen, wobei dieser Effekt nicht auf Verhaltensebene sichtbar wäre.

Für die restlichen Parameter waren die Ergebnisse der ANOVA nicht signifikant, wobei für die Go-P300-Amplituden eine Erhöhung unter Stimulation mit weißem Rauschen und binauralen Beats auffiel. Dabei muss betont werden, dass diese Veränderung nur als Tendenz erkennbar ist und dementsprechend mit Vorsicht bewertet werden muss. Wie in Abschnitt 2.2.3 beschrieben wurde, treten höhere Amplituden bei leichteren Aufgaben auf und können auch als Maß für die Aufmerksamkeit interpretiert werden. Die vorliegenden Ergebnisse zeigen also womöglich einen positiven Einfluss von weißem Rauschen und binauralen Beats auf

Aufmerksamkeitsprozesse. Für die NoGo-P300-Welle war keine Veränderung zu sehen. Dies entspricht den Ergebnissen von Bajiot et al. (2016), die einen Stimulationseffekt von weißem Rauschen ebenfalls nur für die Go-P300 und nicht für die NoGo-P300 finden konnten. Eine mögliche Erklärung in unseren Daten könnte die Anzahl der Wiederholungen sein. In jeder Messung wurden 800 Go-Stimuli und nur 200 NoGo-Stimuli präsentiert. Ein möglicher Effekt fällt demnach eher in der Bedingung mit der größeren Anzahl auf, da hier die Streuung durch die höhere Fallzahl vermindert werden kann.

Im Vergleich zu den Go-P300-Amplituden fallen die NoGo-P300-Amplituden signifikant größer aus. Dieser Fund entspricht den Literaturergebnissen, die besagen, dass unerwartete Ereignisse zu höheren Amplituden führen (vgl. Abschnitt 2.2.3). Für die Suche nach Stimulationseffekten ist dieser Sachverhalt jedoch nicht von Bedeutung.

Es bleibt festzuhalten, dass die Hypothese III nicht bestätigt werden konnte, auch wenn es Hinweise dafür gibt, dass es einen positiven Effekt auf die ereigniskorrelierten Potentiale geben könnte.

### 5.3 Ermüdung

In den Verhaltensvariablen zeigte die ANOVA einen Anstieg der Fehlerzahl im zweiten Block der Verhaltensaufgabe. Dieser Effekt war jedoch unabhängig von der Stimulationsart. Insofern lässt sich zwar eine abnehmende Leistungsfähigkeit mit auftretender Ermüdung erkennen, allerdings ist aufgrund des fehlenden Interaktionseffekts nicht von einer Beeinflussung durch eine Stimulationsart auszugehen. Abbildung 11 deutet zwar einen geringeren Fehleranstieg in den Bedingungen mit weißem Rauschen und binauralen Beats an, allerdings ist dies nicht signifikant unterschiedlich zu der Bedingung ohne Ton. Die großen Fehlerbalken zeigen bereits an, dass eine deutliche Streuung der Ergebnisse vorlag, was erklärt warum keine signifikant unterschiedliche Veränderung vorlag.

Bei Betrachtung der ERP fielen im Vergleich vom ersten zum zweiten Block verringerte maximale Amplituden der ereigniskorrelierten Potentiale im zweiten Block auf. Dies wurde sowohl durch die signifikanten Ergebnisse der ANOVA für den Faktor Zeit bei den ERN- und Go-P300-Amplituden sichtbar, als auch zeigten die t-Tests und die graphischen Darstellungen (Abbildung 12 bis 15) abnehmende Amplituden für ERN, Go-P300 und NoGo-P300 in der Kondition ohne Ton. Dies entspricht im Groben den Ergebnissen der Literatur. Xiao et al. (2015) und Kato et al. (2009) zeigten ebenfalls eine Abnahme der ERN-Amplitude. Kato et al. fanden

jedoch nur für die NoGo-P300 eine Abnahme, während die Go-P300 unverändert blieb. Hier stehen also gegensätzliche Befunde gegenüber. Falkenstein et al. (2002) beobachteten keine Veränderungen der P300 und trafen die Aussage, dass die Mechanismen der Antwortunterdrückung robust gegenüber geistige Ermüdung seien. Diese Aussage scheint mit der vorliegenden Studie eher widerlegt zu werden, sodass von einem Einfluss von einsetzender Müdigkeit auf die Antwortunterdrückung und somit auch auf die P300 auszugehen ist.

Es bleibt festzuhalten, dass auftretende Ermüdung anhand der maximalen Amplituden von ERN und P300 messbar war. Eine erfolgreiche Stimulation sollte demnach die Abnahme der Amplituden verringern. In der graphischen Auswertung ist keine signifikante Abnahme vom ersten zum zweiten Block für die Stimulationen weißes Rauschen und binaurale Beats sichtbar. Um jedoch eine sichere Aussage zu treffen, ob die Veränderung sich signifikant von der Kondition ohne Ton unterscheidet, muss in der ANOVA auf Interaktionseffekte zwischen den Faktoren Stimulation und Zeit geachtet werden. Hier zeigt sich eine signifikant unterschiedliche Veränderung der ERN-Amplitude bei weißem Rauschen im Vergleich zu keinem Ton. Während ohne Stimulation die ERN-Amplitude abfällt, ist dies unter Stimulation mit weißem Rauschen nicht der Fall. Weißes Rauschen scheint somit in der Lage die auftretende Ermüdung, gemessen an der ERN-Amplitude, zu verhindern. Hypothese IV kann also zumindest in Teilen bestätigt werden.

Wie in Abschnitt 5.2 beschrieben, konnten tendenziell erhöhte Go-P300-Amplituden bei weißem Rauschen und bei binauralen Beats gefunden werden. Ebenso konnte im Vergleich der Stimulationen innerhalb der Blöcke eine Erhöhung der Go-P300-Amplitude im zweiten Block bei weißem Rauschen und binauralen Beats gefunden werden (Vgl. Abschnitt 4.4.2). Diese Erhöhung scheint vorrangig bei auftretender Ermüdung zu bestehen, da der Vergleich im ersten Block keine signifikanten Ergebnisse lieferte. Es muss jedoch erneut betont werden, dass diese Signifikanzen in den durchgeführten t-Tests zu finden waren, während die ANOVA für den Faktor Stimulation nicht signifikant war. Die Interpretation der Ergebnisse muss also unter Vorbehalt geschehen. Nichtsdestotrotz liegt die Vermutung nahe, dass bei Müdigkeit die Go-P300-Amplitude durch weißes Rauschen und binaurale Beats gegenüber keiner Stimulation erhöht werden kann.

## 5.4 Die Stimulationsarten im Überblick

### 5.4.1 Weißes Rauschen.

Bei der Betrachtung der Ergebnisse der Verhaltensaufgabe hatte die Stimulation mit weißem Rauschen keinen Einfluss auf die Anzahl der Fehler, Treffer und die Reaktionszeiten. Die Literatur legt jedoch nahe, dass besonders Patienten mit ADHS von einer Stimulation mit weißem Rauschen profitieren können, während gesunde Probanden keine Unterstützung erhalten. In Bezug auf das MBA-Modell kann die Stimulation mit weißem Rauschen bei manchen Individuen sogar hinderlich sein (Söderlund et al. 2007). Insofern kann dieses Modell die fehlende Leistungssteigerung in der Bedingung mit weißem Rauschen erklären. Der Ausblick auf die Folgestudie mit ADHS-Patienten ist insofern von besonderem Interesse.

Während kein Effekt auf die Verhaltensaufgabe gefunden werden konnte, steht der Einfluss auf die ereigniskorrelierten Potentiale im Vordergrund. So konnte eine tendenzielle Erhöhung der Go-P300-Amplitude beobachtet werden. Außerdem wurde der Ermüdungseffekt auf die ERN signifikant durch weißes Rauschen verhindert, während für die P300 zumindest der Vergleich im zweiten Block erhöhte Amplituden unter Stimulationsbedingung ergab. Man kann also auf neurophysiologischer Ebene davon ausgehen, dass die Stimulation mit weißem Rauschen den Prozess der Antwortregulation gegen Ermüdung resistenter macht.

### 5.4.2 Binaurale Beats.

Als einzige der Stimulationsarten konnte für binaurale Beats ein Effekt in den Verhaltensdaten gefunden werden. So ergab sich zumindest die Tendenz zu besseren Leistungen in der Go-/NoGo-Aufgabe, wenn nur die Gruppe der Probanden betrachtet wird, die vermehrt Fehler gemacht hat. Auch hier ist also ein Blick auf die zukünftige ADHS-Studie interessant, da dort ebenfalls eine höhere Fehlerquote erwartet wird. Eventuell ist die Gruppe A dieser Studie also ein Kollektiv, das einem ADHS-Kollektiv ähnelt und somit einen Ausblick auf zukünftige Ergebnisse gewährt.

In den EEG-Daten wurden Tendenzen zu höheren Go-P300-Amplituden im Gesamten und auch erhöhte Maxima im zweiten Block gefunden. Daraus ergibt sich die Vermutung, dass die Stimulation mit binauralen Beats einen günstigen Einfluss auf Aufmerksamkeitsprozesse haben könnte. Der Effekt auf die Ermüdung ist nicht so deutlich wie beim weißen Rauschen, aber auch hier lässt sich vermuten, dass auftretende Ermüdung abgeschwächt werden könnte.

### 5.4.3 Monaurale Beats.

Obwohl in Studien wie der von Schwarz und Taylor (2005) stärkere neurophysiologische Reaktionen auf monaurale Beats im Vergleich zu binauralen Beats gefunden wurden, konnten in dieser Studie kaum Effekte von monauralen Beats erkannt werden. Weder auf Verhaltensebene noch in den EEG-Daten wurde eine Veränderung durch monaurale Beats beobachtet. Im Vergleich zum weißen Rauschen und den binauralen Beats wurde bei den monauralen Beats auch kein verstärkender Einfluss auf die ERN- und P300-Amplituden gefunden. Eventuell könnten monaurale Beats sogar hinderlich sein, wenn man die verzögerte Go-P300-Latenz betrachtet (Vgl. Abschnitt 4.3.2).

### 5.5 Kritik an der Methodik

Um dieser Studie eine möglichst große Aussagekraft zu verleihen, absolvierte jeder Proband eine Vielzahl von Wiederholungen (1000). So konnten an einem relativ kleinen Probandenkollektiv genügend Daten gesammelt werden, um auch seltenere Ereignisse einer Go-/NoGo-Aufgabe, wie zum Beispiel absolvierte Fehler, auswerten zu können.

Allerdings wies die Studie auch einige Limitationen auf, die Einfluss auf die Ergebnisse genommen haben könnten. Zunächst wurde ein einseitiges Probandenkollektiv rekrutiert, das zum Großteil aus Versuchspersonen mit Hochschulreife bestand und von denen die Meisten Studenten waren. Mit einem mittleren IQ von 119 wies das Kollektiv überdurchschnittliche Werte auf. Die sehr guten Ergebnisse in der Go-/NoGo-Aufgabe können also durch die Probandenwahl erklärt werden. Trotzdem wurde diese Verhaltensaufgabe genutzt, um eine Vergleichbarkeit mit früheren Aufmerksamkeitsstudien herzustellen. Für genauere Auswertungen wäre zudem ein Test zum individuellen Aufmerksamkeitsvermögen sinnvoll gewesen, da der ADHS-E für diese spezifische Frage recht oberflächlich erscheint.

Außerdem fiel auf, dass die Anzahl der Fehler beim ersten Testzeitpunkt größer war als bei den Testzeitpunkten zwei bis vier, ohne dass eine Verbesserung zwischen den Testzeitpunkten zwei und drei, sowie drei und vier vorlag. Dies kann zwei Gründe haben: Einerseits ist es möglich, dass es einen Lerneffekt gab, sodass die Probanden nach der ersten Messung besser wurden. Andererseits fehlte ein Übungsdurchlauf vor der Verhaltensaufgabe, was besonders den ersten Testzeitpunkt beeinflusst haben könnte. Um den Einfluss der fehlenden Übungsaufgabe zu überprüfen, wurden die ersten zehn Wiederholungen aller Messzeitpunkte gelöscht. Dies entspricht jeweils acht Go- und zwei NoGo-Stimuli, sodass

davon auszugehen ist, dass die Aufgabe hinreichend verstanden werden konnte. Anschließend wurden die Verhaltensvariablen (also mit 990 Wiederholungen) bestimmt und mit der Analyse mit allen Wiederholungen (1000) verglichen. Dabei zeigte sich weiterhin eine erhöhte Fehlerzahl am ersten Testzeitpunkt. Die fehlende Übungsaufgabe ist also ein Problem, das einfach hätte behoben werden können, allerdings ist nur ein begrenzter Einfluss auf die Gesamtdaten vorhanden. Die Auswirkungen des Lerneffekts, also eine erhöhte Fehlerzahl am ersten Testzeitpunkt, sollte durch die Randomisierung der Stimulationsreihenfolge auf alle Stimulationsarten gleichartig aufgeteilt werden. Dies wäre auch der Fall gewesen, wenn die Stimulationsarten gleich häufig am ersten Testzeitpunkt benutzt worden wären, was leider nur eingeschränkt zutraf. So war die Bedingung kein Ton (2 Mal) deutlich seltener als das weiße Rauschen (10 Mal) bei Testzeitpunkt eins an der Reihe (binaurale Beats: 5, monaurale Beats: 6). Das erklärt sich dadurch, dass die Reihenfolge der Stimulationen zwar randomisiert, nicht aber gleichmäßig verteilt war. Das Problem, dass der erste Testzeitpunkt mit vermehrten Fehlern einherging trifft also ganz besonders die Bedingung mit weißem Rauschen. Wenn weißes Rauschen also die Leistung verbessern und somit Fehlerzahl verringern würde, wäre dieser Effekt dadurch eher abgemindert worden. In zukünftigen Studien ist also auf eine gleichmäßige Aufteilung der Stimulationsreihenfolge zu achten.

Bezüglich der EEG-Auswertung wäre es für die Frequenzanalyse sinnvoll gewesen, vor der Ruheaufnahme mit Stimulation zusätzlich eine Ruheaufnahme ohne Stimulation durchzuführen. So hätte ein Vergleich zwischen einer Stimulationsart mit einer tagesaktuellen Ruheaufnahme durchgeführt werden können. Eventuelle Stimulationseffekte auf das Frequenzspektrum hätten so eher erkannt werden können, da im Vergleich zwischen zwei Testzeitpunkten individuelle Schwankungen im EEG-Muster deutlich größer sein können.

Hinsichtlich der Betrachtung der Ermüdungsergebnisse wäre es interessant gewesen, Informationen über die (subjektive) Leistungsfähigkeit und Müdigkeit am Versuchstag zu erheben, da die Tagesform einen deutlichen Einfluss nehmen könnte. Eine mögliche Korrelation zwischen der Müdigkeit und den ERP-Amplituden wäre von Interesse gewesen. Außerdem ist es möglich, dass 14-minütige Blöcke zu kurz sind, um die Probanden wirklich zu ermüden und dies dann auch messen zu können. Frühere Studien setzten dafür oft mehr Zeit an. So betrug die Gesamtzeit bei Kato et al. (2009) und Xiao et al. (2015) jeweils eine Stunde. Eventuell scheint dies auch nur bei gesunden Probanden als zu kurz, während für ADHS-Patienten eine Stunde zu lang sein könnte, um sich überhaupt noch konzentrieren zu können.

Abschließend muss betont werden, dass vermehrt Tendenzen und die t-Tests nicht-signifikanter ANOVAs betrachtet wurden. So können diese Ergebnisse auf einen Effekt hinweisen, der eventuell erst bei einer größeren Stichprobe deutlich geworden wäre, da für die statistischen Berechnungen bei eher kleinen oder mittleren Effektstärken eine große Power wichtig ist, um diese Effekte, wenn vorhanden, aufdecken zu können. Da die Power von der Stichprobengröße abhängig ist, und diese in dieser Studie für manche statistischen Berechnungen vergleichsweise klein ist, ist es außerdem möglich, dass manche Effekte nur schwach zu erkennen waren. Andererseits können diese Funde auch zufällig entstanden sein und sollten demnach mit Vorsicht interpretiert werden und in zukünftigen Studien bestätigt oder widerlegt werden.

### **5.6 Ausblick und klinische Anwendung**

Diese Studie ergab interessante Hinweise, dass akustische Stimulation in der Lage ist, Aufmerksamkeitsprozesse günstig zu beeinflussen und eine Anwendung somit sowohl an Gesunden als auch an ADHS-Patienten interessant ist. Die Erkrankung ADHS hat in den letzten Jahren auch in der Öffentlichkeitswahrnehmung an Bedeutung gewonnen, wobei der Wunsch nach nichtmedikamentösen Therapien deutlich wird, um die teilweise starken Nebenwirkungen von Medikamenten wie Methylphenidat zu vermeiden (Reith 2013). Besonders die Ergebnisse der geplanten Studie mit ADHS-Patienten dürfen mit Spannung erwartet werden. Zunächst müssen die Ergebnisse dieser explorativen Studie unter Beachtung der in Abschnitt 5.5 genannten Limitationen bestätigt werden. Dafür könnten die im Abschnitt 2.4 formulierten Hypothesen verwendet werden, die in der vorliegenden Studie hilfreich waren, um explorativ nach Stimulationseffekten zu suchen. In Folgestudien muss unter anderem auf eine geeignete Stichprobengröße geachtet werden, um die Effekte klarer herausstellen zu können. Darüber hinaus bleiben noch andere Fragen offen. So müssen die optimale Stimulationsart und die passende Intensität, also Lautstärke und Dauer, gefunden werden. Zum Beispiel ist es unklar, ob eine dauerhafte Stimulation parallel zur Aufgabenbewältigung sinnvoll ist. Andere Studien benutzten bereits Modelle mit Stimulationen für eine bestimmte Zeit mehrmals pro Woche (Kennel et al. 2010; Chaieb et al. 2015). Außerdem wäre es hilfreich einen Prädiktor zu finden, in welchen alltäglichen Situationen eine Stimulation nötig und erfolgreich sein kann, sodass eine Stimulation nur in Phasen von Unaufmerksamkeit, zum Beispiel während des Schulunterrichts oder beim Autofahren, eingesetzt wird.

Abschließend lässt sich festhalten, dass noch ein langer Weg zu gehen ist, bis akustische Stimulation im Alltag eine Verwendung findet oder als Therapie bei ADHS-Patienten eingesetzt werden kann. Die Ergebnisse dieser Studie machen allerdings Hoffnung, dass in absehbarer Zeit erste Ziele erreicht werden können.

## 6 Zusammenfassung

In dieser Studie wurden 23 Männer zwischen 18 und 30 Jahren in vier Messungen untersucht. Es wurde eine akustische Stimulation mit weißem Rauschen, binauralen Beats und monauralen Beats durchgeführt und parallel eine Verhaltensaufgabe (Go-/NoGo-Aufgabe) absolviert. Als Kontrolle diente eine Messung mit gleichem Ablauf jedoch ohne akustische Stimulation. Während der Aufgabe sowie jeweils fünf Minuten davor und danach, wurde ein EEG abgeleitet. Es wurde nach Stimulationseffekten in der Leistung in der Verhaltensaufgabe, in den Frequenzspektren der Ruheaufnahmen und in den von Stimulus und Antwort abhängigen ereigniskorrelierten Potentialen gesucht. Weiterhin wurde geprüft, ob das Theta-Alpha-Coupling, ein Modell zur Fehlerregulation, einem Stimulationseinfluss unterliegt. Außerdem sollte untersucht werden, ob die Probanden im Laufe der Aufgabe ermüden und ob diese Ermüdung durch die Stimulationen beeinflusst wurde.

In den Verhaltensvariablen zeigte sich eine Tendenz zur Leistungssteigerung unter der Stimulation mit binauralen Beats in den zwölf der 23 Probanden, die ohne Stimulation die geringste Genauigkeit (Anteil der richtigen Antworten an allen Wiederholungen) in der Go-/NoGo-Aufgabe hatten. Es liegt der Schluss nahe, dass die Probanden von einer Stimulation profitieren können, die vermehrt Probleme mit der zu bewältigenden Aufgabe haben.

In den EEG-Daten zeigte sich eine Tendenz zu höheren Go-P300-Amplituden bei weißem Rauschen und binauralen Beats. Da die P300 als ein Maß der Aufmerksamkeit verstanden werden kann, lässt sich ein positiver Einfluss der beiden Stimulationsarten auf Aufmerksamkeitsprozesse interpretieren.

Um zu untersuchen, ob die Probanden im Laufe der 30-minütigen Aufgabe ermüden, wurde die Messung in zwei gleichgroße Blöcke aufgeteilt und diese gegeneinander verglichen. Es zeigte sich, dass die Stimulation mit weißem Rauschen die Abnahme der ERN-Amplitude vom ersten zum zweiten Block verhindern kann. Eine verringerte Abnahme in der ERN-Amplitude ist dabei ein Zeichen für eine geringere Ermüdung im Laufe der Verhaltensaufgabe. Außerdem sind die Go-P300-Amplituden im zweiten Block für weißes Rauschen und binaurale Beats größer als ohne Stimulation, was ebenfalls dafür spricht, dass zumindest auf neurophysiologischer Ebene eine Ermüdung mittels akustischer Stimulation abgeschwächt werden kann.

In der Frequenzanalyse ergab sich sowohl in den Ruhe-EEG-Aufnahmen als auch in den EEG-Aufnahmen während der Verhaltensaufgabe kein Stimulationseinfluss.

Das Prinzip des Theta-Alpha-Couplings konnte nur teilweise bestätigt werden und ließ sich mit den angewandten Stimulationsarten nicht beeinflussen. Insgesamt wurden für den monauralen Beat keine leistungssteigernden Effekte gefunden. Eine verzögerte Go-P300-Latenz lässt eventuell sogar einen hinderlichen Einfluss von monauralen Beats vermuten.

Abschließend scheinen weißes Rauschen und binaurale Beats erfolgsversprechende Stimulationsarten zu sein, um eine verbesserte Aufmerksamkeitsleistung zu erlangen oder einsetzende Ermüdung zu verhindern. Monaurale Beats sollten jedoch nicht außer Acht gelassen werden, da bisherige Studien bereits Effekte zeigen konnten.

## 7 Literatur

- Baijot, Simon; Slama, Hichem; Söderlund, Göran; Dan, Bernard; Deltenre, Paul; Colin, Cécile; Deconinck, Nicolas (2016): Neuropsychological and neurophysiological benefits from white noise in children with and without ADHD. In: *Behavioral and brain functions : BBF* 12 (1), S. 11. DOI: 10.1186/s12993-016-0095-y.
- Becher, Ann-Katrin; Höhne, Marlene; Axmacher, Nikolai; Chaieb, Leila; Elger, Christian E.; Fell, Juergen (2014): Intracranial electroencephalography power and phase synchronization changes during monaural and binaural beat stimulation. In: *The European journal of neuroscience* 41 (2), S. 254–263. DOI: 10.1111/ejn.12760.
- Brauer, Hannah; Kadish, Navah Ester; Pedersen, Anya; Siniatchkin, Michael; Moliadze, Vera (2018): No Modulatory Effects when Stimulating the Right Inferior Frontal Gyrus with Continuous 6 Hz tACS and tRNS on Response Inhibition. A Behavioral Study. In: *Neural plasticity* 2018, S. 3156796. DOI: 10.1155/2018/3156796.
- Buyck, Inez; Wiersema, Jan R. (2015): Electroencephalographic activity before and after cognitive effort in children with attention deficit/hyperactivity disorder. In: *Clinical EEG and neuroscience* 46 (2), S. 88–93. DOI: 10.1177/1550059414553244.
- Chaieb, Leila; Wilpert, Elke Caroline; Reber, Thomas P.; Fell, Juergen (2015): Auditory beat stimulation and its effects on cognition and mood States. In: *Frontiers in psychiatry* 6, S. 70. DOI: 10.3389/fpsy.2015.00070.
- Cohen, Jacob (1992): A power primer. In: *Psychological Bulletin* 112 (1), S. 155–159. DOI: 10.1037//0033-2909.112.1.155.
- Cook, Andrew; Bradley-Johnson, Sharon; Johnson, C. Merle (2014): Effects of white noise on off-task behavior and academic responding for children with ADHD. In: *Journal of applied behavior analysis* 47 (1), S. 160–164. DOI: 10.1002/jaba.79.
- Datta, Avijit; Cusack, Rhodri; Hawkins, Kari; Heutink, Joost; Rorden, Chris; Robertson, Ian H.; Manly, Tom (2007): The p300 as a marker of waning attention and error propensity. In: *Computational intelligence and neuroscience*, S. 93968. DOI: 10.1155/2007/93968.
- Deetjen, Peter; Speckmann, Erwin-Joseph; Hescheler, Jürgen (Hg.) (2005): Physiologie. 4., vollst. überarb. Aufl. München: Elsevier Urban & Fischer.
- Draganova, Rossitza; Roß, Bernhard; Wollbrink, Andreas; Pantev, Christo (2008): Cortical steady-state responses to central and peripheral auditory beats. In: *Cerebral cortex (New York, N.Y. : 1991)* 18 (5), S. 1193–1200. DOI: 10.1093/cercor/bhm153.
- Epstein, J.; Erkanli, A.; Conners, C. K.; Klaric, J.; Costello, J. E.; Angold, A. (2003): Relations between continuous performance test performance measures and ADHD behaviors. In: *Journal of Abnormal Child Psychology* 31 (5), S. 543–554, zuletzt geprüft am 18.10.2017.
- Falkenstein, M.; Hohnsbein, J.; Hoormann, J.; Blanke, L. (1991): Effects of crossmodal divided attention on late ERP components. II. Error processing in choice reaction tasks. In: *Electroencephalography and clinical Neurophysiology* 78 (6), S. 447–455.
- Falkenstein, M.; Hoormann, J.; Christ, S.; Hohnsbein, J. (2000): ERP components on reaction errors and their functional significance. A tutorial. In: *Biological psychology* 51 (2-3), S. 87–107.

- Falkenstein, Michael; Hoormann, Jörg; Hohsbein, Joachim (2002): Inhibition-Related ERP Components. Variation with Modality, Age, and Time-on-Task. In: *Journal of Psychophysiology* 16 (3), S. 167–175. DOI: 10.1027//0269-8803.16.3.167.
- Franke, G. (2002): Die Symptom-Checkliste von Derogatis (SCL-90-R) - Deutsche Version - Manual. Göttingen: Beltz Test.
- Gao, Xiang; Cao, Hongbao; Ming, Dong; Qi, Hongzhi; Wang, Xuemin; Wang, Xiaolu et al. (2014): Analysis of EEG activity in response to binaural beats with different frequencies. In: *International journal of psychophysiology : official journal of the International Organization of Psychophysiology* 94 (3), S. 399–406. DOI: 10.1016/j.ijpsycho.2014.10.010.
- Gentsch, Antje; Ullsperger, Peter; Ullsperger, Markus (2009): Dissociable medial frontal negativities from a common monitoring system for self- and externally caused failure of goal achievement. In: *NeuroImage* 47 (4), S. 2023–2030. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2009.05.064.
- Goodin, Peter; Ciorciari, Joseph; Baker, Kate; Carey, Anne-Marie; Carrey, Anne-Marie; Harper, Michelle; Kaufman, Jordy (2012): A high-density EEG investigation into steady state binaural beat stimulation. In: *PloS one* 7 (4), e34789. DOI: 10.1371/journal.pone.0034789.
- Hajcak, Greg; Moser, Jason S.; Yeung, Nick; Simons, Robert F. (2005): On the ERN and the significance of errors. In: *Psychophysiology* 42 (2), S. 151–160. DOI: 10.1111/j.1469-8986.2005.00270.x.
- Heitz, Richard P. (2014): The speed-accuracy tradeoff. History, physiology, methodology, and behavior. In: *Frontiers in neuroscience* 8, S. 150. DOI: 10.3389/fnins.2014.00150.
- Jirakittayakorn, Nantawachara; Wongsawat, Yodchanan (2017): Brain Responses to a 6-Hz Binaural Beat. Effects on General Theta Rhythm and Frontal Midline Theta Activity. In: *Frontiers in neuroscience* 11, S. 365. DOI: 10.3389/fnins.2017.00365.
- Kato, Yuichiro; Endo, Hiroshi; Kizuka, Tomohiro (2009): Mental fatigue and impaired response processes. Event-related brain potentials in a Go/NoGo task. In: *International journal of psychophysiology : official journal of the International Organization of Psychophysiology* 72 (2), S. 204–211. DOI: 10.1016/j.ijpsycho.2008.12.008.
- Kennel, Susan; Taylor, Ann Gill; Lyon, Debra; Bourguignon, Cheryl (2010): Pilot feasibility study of binaural auditory beats for reducing symptoms of inattention in children and adolescents with attention-deficit/hyperactivity disorder. In: *Journal of pediatric nursing* 25 (1), S. 3–11. DOI: 10.1016/j.pedn.2008.06.010.
- Kirk, R. E.; Hecht, E. (1963): Maintenance of vigilance by programmed noise. In: *Perceptual and motor skills* 16, S. 553–560. DOI: 10.2466/pms.1963.16.2.553.
- Kok, A. (2001): On the utility of P3 amplitude as a measure of processing capacity. In: *Psychophysiology* 38 (3), S. 557–577. DOI: 10.1017/S0048577201990559.
- Lane, James D.; Kasian, Stefan J.; Owens, Justine E.; Marsh, Gail R. (1998): Binaural Auditory Beats Affect Vigilance Performance and Mood. In: *Physiology & Behavior* 63 (2), S. 249–252. DOI: 10.1016/S0031-9384(97)00436-8.
- Manly, Tom; Robertson, Ian H.; Galloway, Maria; Hawkins, Kari (1999): The absent mind: further investigations of sustained attention to response. In: *Neuropsychologia* (37), S. 661–670. DOI: 10.1016/S0028-3932(98)00127-4.
- Mazaheri, Ali; Fassbender, Catherine; Coffey-Corina, Sharon; Hartanto, Tadeus A.;

- Schweitzer, Julie B.; Mangun, George R. (2014): Differential oscillatory electroencephalogram between attention-deficit/hyperactivity disorder subtypes and typically developing adolescents. In: *Biological psychiatry* 76 (5), S. 422–429. DOI: 10.1016/j.biopsych.2013.08.023.
- Mazaheri, Ali; Nieuwenhuis, Ingrid L. C.; van Dijk, Hanneke; Jensen, Ole (2009): Prestimulus alpha and mu activity predicts failure to inhibit motor responses. In: *Human brain mapping* 30 (6), S. 1791–1800. DOI: 10.1002/hbm.20763.
- Oldfield, R. (1971): The Assessment and Analysis of Handedness: The Edinburgh Inventory. In: *Neuropsychologia* (9), S. 97–113.
- Ortiz, T.; Martínez, A. M.; Fernández, A.; Maestu, F.; Campo, P.; Hornero, R. et al. (2008): Impact of auditory stimulation at a frequency of 5 Hz in verbal memory. In: *Actas espanolas de psiquiatria* 36 (6), S. 307–313.
- Oster, Gerald (1973): Auditory Beats in the Brain. In: *Scientific American*.
- Padmanabhan, R.; Hildreth, A. J.; Laws, D. (2005): A prospective, randomised, controlled study examining binaural beat audio and pre-operative anxiety in patients undergoing general anaesthesia for day case surgery. In: *Anaesthesia* 60 (9), S. 874–877. DOI: 10.1111/j.1365-2044.2005.04287.x.
- Polich, John (2007): Updating P300. An integrative theory of P3a and P3b. In: *Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology* 118 (10), S. 2128–2148. DOI: 10.1016/j.clinph.2007.04.019.
- Reedijk, Susan A.; Bolders, Anne; Hommel, Bernhard (2013): The impact of binaural beats on creativity. In: *Frontiers in human neuroscience* 7, S. 786. DOI: 10.3389/fnhum.2013.00786.
- Reith, Katja (2013): Malte ist clean. Leben mit ADHS - ohne Ritalin. stern.de. Online verfügbar unter <http://www.stern.de/panorama/wissen/mensch/leben-mit-adhs---ohne-ritalin--malte-ist-clean--3796818.html>, zuletzt geprüft am 03.10.2017.
- Roß, Bernhard; Borgmann, Christian; Draganova, Rossitza; Roberts, Larry E.; Pantev, Christo (2000): A high-precision magnetoencephalographic study of human auditory steady-state responses to amplitude-modulated tones. In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 108 (2), S. 679–691. DOI: 10.1121/1.429600.
- Roß, Bernhard; Draganova, Rossitza; Picton, Terence W.; Pantev, Christo (2003): Frequency specificity of 40-Hz auditory steady-state responses. In: *Hearing Research* 186 (1-2), S. 57–68. DOI: 10.1016/S0378-5955(03)00299-5.
- Schmidt, S.; Petermann, F. (2009): ADHS-Screening für Erwachsene. Frankfurt a. M.: Pearson Assessment and Information.
- Schwarz, D. W. F.; Taylor, P. (2005): Human auditory steady state responses to binaural and monaural beats. In: *Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology* 116 (3), S. 658–668. DOI: 10.1016/j.clinph.2004.09.014.
- Sikström, Sverker; Söderlund, Göran (2007): Stimulus-dependent dopamine release in attention-deficit/hyperactivity disorder. In: *Psychological review* 114 (4), S. 1047–1075. DOI: 10.1037/0033-295X.114.4.1047.
- Söderlund, Göran; Sikström, Sverker; Smart, Andrew (2007): Listen to the noise. Noise is beneficial for cognitive performance in ADHD. In: *Journal of child psychology and*

*psychiatry, and allied disciplines* 48 (8), S. 840–847. DOI: 10.1111/j.1469-7610.2007.01749.x.

Stevens, Larry; Haga, Zach; Queen, Brandy; Brady, Brian; Adams, Deanna; Gilbert, Jaime et al. (2003): Binaural beat induced theta EEG activity and hypnotic susceptibility. Contradictory results and technical considerations. In: *The American journal of clinical hypnosis* 45 (4), S. 295–309. DOI: 10.1080/00029157.2003.10403543.

Vernon, D.; Peryer, G.; Louch, J.; Shaw, M. (2014): Tracking EEG changes in response to alpha and beta binaural beats. In: *International journal of psychophysiology : official journal of the International Organization of Psychophysiology* 93 (1), S. 134–139. DOI: 10.1016/j.ijpsycho.2012.10.008.

Victor, A.; Elsäßer, A.; Hommel, G.; Blettner, M. (2010): Wie bewertet man die p-Wert-Flut? Hinweise zum Umgang mit dem multiplen Testen – Teil 10 der Serie zur Bewertung wissenschaftlicher Publikationen. In: *Deutsches Ärzteblatt* 107 (4), S. 50–56. DOI: 10.3238/arztebl.2010.0050.

Weiß, R. (2006): Grundintelligenztest Skala 2 - Revision. Göttingen: Hogrefe Verlag.

Wittchen, Hans-Ulrich; Hoyer, Jürgen (Hg.) (2011): *Klinische Psychologie & Psychotherapie*. 2., überarb. und erw. Aufl. Heidelberg: Springer-Medizin (Springer-Lehrbuch).

Woltering, Steven; Liu, Zhongxu; Rokeach, Alan; Tannock, Rosemary (2013): Neurophysiological differences in inhibitory control between adults with ADHD and their peers. In: *Neuropsychologia* 51 (10), S. 1888–1895. DOI: 10.1016/j.neuropsychologia.2013.06.023.

Xiao, Yi; Ma, Feng; Lv, Yixuan; Cai, Gui; Teng, Peng; Xu, FengGang; Chen, Shanguang (2015): Sustained attention is associated with error processing impairment. Evidence from mental fatigue study in four-choice reaction time task. In: *PloS one* 10 (3), e0117837. DOI: 10.1371/journal.pone.0117837.

## 8 Anhang

### Anhang A: Votum der Ethikkommission

MEDIZINISCHE FAKULTÄT  
DER CHRISTIAN-ALBRECHTS-UNIVERSITÄT ZU KIEL

ETHIK-KOMMISSION



Universitäts-Kinderklinik · Schwanenweg 20 · 24105 Kiel

Prof. Dr. Michael Siniatchkin  
Institut für Medizinische Psychologie und  
Medizinische Soziologie  
Preußerstraße 1-9  
24105 Kiel

Postadresse:  
Arnold-Heller-Straße 3 / Haus 9  
D-24105 Kiel  
Telefon 04 31 / 597-18 09  
Telefax 04 31 / 597-53 33  
ethikkomm@email.uni-kiel.de

Datum: 6. Januar 2016

**AZ.:** D 599/15 (bitte stets angeben)  
**Studienplan:** **Akustische Stimulation und deren Einfluss auf neurophysiologische Mechanismen der Fehlerverarbeitung und Fehlerregulation bei gesunden Probanden und bei Patienten mit Aufmerksamkeitsdefizit/ Hyperaktivitätsstörung (ADHS)**  
Anschreiben undatiert; Basisformular für einen Ethikantrag vom 16. Dezember 2015; Studienprotokoll Version N1 vom 16. Dezember 2015; Testheft; Rekrutierungsaushang; Flyer (gesunde Kinder und Jugendliche); Flyer (Kinder und Jugendliche mit ADHS); Probandeninformation und Einwilligungserklärung (bis 18 Jahre) Version N1 vom 16. Dezember 2015; Elterninformation und Einverständniserklärung Version N1 vom 16. Dezember 2015; Probandeninformation und Einwilligungserklärung (ab 18 Jahre) Version N1 vom 16. Dezember 2015; Elterninformation gesunde Kontrollen Version 2 vom 20. April 2015

**Studienleiter und Antragsteller:** Prof. Dr. med. Michael Siniatchkin, Institut für Medizinische Psychologie und Medizinische Soziologie, UKSH Campus Kiel undatiert (Eingang: 17. Dezember 2015)  
**Antrag vom:**

Sehr geehrter Herr Kollege Siniatchkin,

wir bestätigen den Eingang des obengenannten Antrages zur Beratung gemäß § 15 Berufsordnung (BO) der Ärztekammer Schleswig-Holstein.

Nach Durchsicht der Unterlagen durch die Geschäftsstelle und durch mich als Vorsitzenden der Ethik-Kommission bestehen gegen die Durchführung der Studie keine berufsethischen und berufsrechtlichen Bedenken.

**Die im Folgenden aufgeführten Hinweise müssen beachtet werden:**

1. In den Rekrutierungsaushängen für Minderjährige sollte der Wert der Kinogutscheine in Euro ergänzt werden. Die Höhe aller einzelnen Kinogutscheine muss an die aktuellen Eintrittspreise angepasst sein, so dass ein Gutschein einen Kinobesuch abdeckt.
2. Es wird darauf hingewiesen, dass künftige Änderungen der Studie der Ethik-Kommission anzuzeigen sind und gegebenenfalls eine erneute Beratung erforderlich machen.
3. Die ethische und rechtliche Verantwortung für die Durchführung dieser Studie verbleibt beim Studienleiter.
4. Die Ethik-Kommission weist darauf hin, dass für eventuell in Zukunft teilnehmende

## Anhang B: Aushang für Probandensuche

### Probanden für EEG Studie gesucht

Im Rahmen meiner Doktorarbeit am Institut für Medizinische Psychologie und Medizinische Soziologie Kiel suche ich zur Erforschung akustischer Stimulation und deren Einfluss auf neurophysiologische Mechanismen der Fehlerverarbeitung **gesunde Probanden für eine EEG Studie**.

**Hintergrund:** In dieser Studie sollen grundlegende Erkenntnisse der Fehlerverarbeitung und Fehlerregulation bei gesunden Personen gewonnen werden. Dazu wird die Hirnaktivität während unterschiedlicher Tests mit Hilfe eines EEGs aufgezeichnet und versucht die Fehlerquote durch akustische Stimulation zu beeinflussen. Der Proband sitzt mit Kopfhörern und einer EEG-Haube vor einem Computer und löst eine einfache Aufmerksamkeitsübung. Es sollen neue Erkenntnisse gewonnen werden, die in Zukunft auch in der Behandlung von ADHS und anderen Erkrankungen eingesetzt werden könnten.

Die Teilnahme an den 4 Messterminen (+ Voruntersuchung) wird mit insgesamt 4 Kino-Gutscheinen (je 7,90€) vergütet

#### Voraussetzung für die Teilnahme:

- Sie sind männlich
- Sie sind zwischen 18-30 Jahre alt
- Sie haben keine relevanten internistischen, neurologischen oder psychiatrischen Vorerkrankungen und verfügen über ein normales Hörvermögen
- Sie sind Rechtshänder

Nähere Informationen unter : 0431-500-30835 oder Email: [eeg.studie.fehlermonitoring@gmail.com](mailto:eeg.studie.fehlermonitoring@gmail.com)

EEG Studie  
Tel.: 0431/500-30835  
[eeg.studie.fehlermonitoring@gmail.com](mailto:eeg.studie.fehlermonitoring@gmail.com)

**UK  
SH**

UNIVERSITÄTSKLINIKUM  
Schleswig-Holstein  
Campus Kiel

Institut für Medizinische  
Psychologie  
und Medizinische Soziologie  
Direktor: Prof. Dr. med.  
M. Siniatchkin  
Institut für Medizinische  
Psychologie und Medizinische  
Soziologie, AG PedBI,  
Schwanenweg 20, 24105 Kiel

## Anhang C: Informationsbroschüre für Studienteilnehmer



UNIVERSITÄTSKLINIKUM  
Schleswig-Holstein  
Campus Kiel  
Institut für Medizinische Psychologie  
und Medizinische Soziologie  
Direktor: Prof. Dr. med. M.Siniatchkin  
E-Mail: [siniatchkin@med-psych.uni-kiel.de](mailto:siniatchkin@med-psych.uni-kiel.de)  
Internet: [www.uni-kiel.de/med-psych](http://www.uni-kiel.de/med-psych)  
Tel: 0431 / 597-8751 Fax: 0431 / 597-8759

**Prüfstelle:** Institut für  
Medizinische Psychologie und Medizinische Soziologie

AG PedBI, Schwanenweg 20, 24105 Kiel  
Tel: 0431 / 597-8744

**Prüfarzt:** Prof. Dr. med. Michael Siniatchkin

### Information zur Studie

#### **Akustische Stimulation und deren Einfluss auf neurophysiologische Mechanismen der Fehlerverarbeitung und Fehlerregulation bei gesunden Probanden und bei Patienten mit Aufmerksamkeitsdefizit/Hyperaktivitätsstörung (ADHS)**

Sehr geehrte Teilnehmerin, sehr geehrter Teilnehmer!

An unserem Institut für Medizinische Psychologie und Medizinische Soziologie sind wir stetig bemüht, unser Wissen um psychische Erkrankungen zu erweitern. Dies ist auch sehr wichtig für die Weiterentwicklung von Therapieangeboten und Diagnoseverfahren. Dafür ist es oft nötig, zuerst nicht betroffene, gesunde Probanden zu untersuchen, um grundlegende Mechanismen zu erforschen. In dieser Arbeit sind wir immer auf die Hilfe von freiwilligen Teilnehmern angewiesen. Es würde uns daher sehr freuen, wenn Sie uns in dieser Arbeit durch Ihre Teilnahme an unserem Projekt über akustische Stimulation unterstützen würden.

Im Folgenden möchten wir Sie über die geplante Studie informieren, damit Sie eine Entscheidung treffen können.

#### **Hintergrundinformationen**

Die Aufmerksamkeitsdefizit-/Hyperaktivitätsstörung (ADHS) ist eine Erkrankung, die drei bis acht Prozent aller Grundschul Kinder betrifft und Auswirkungen bis ins Erwachsenenalter haben kann. Die betroffenen Personen haben Schwierigkeiten, sich zu konzentrieren, sind körperlich unruhig und handeln impulsiv. Bisherige Behandlungsmöglichkeiten sind Aufklärung über die Erkrankung, Beratung, verhaltenstherapeutische Interventionen und ggf. eine medikamentöse

Therapie, z.B. mit Methylphenidat.

In Studien hat man herausgefunden, dass Personen mit ADHS häufig eine Fehlfunktion in den vorderen Gehirnbereichen aufweisen. Man nimmt an, dass diese Fehlfunktion mit den Symptomen der ADHS, wie Unaufmerksamkeit und Unruhe, zusammenhängt.

Sowohl aus der Kinder- und Jugendpsychiatrie als auch aus der Erwachsenenpsychiatrie ist bereits bekannt, dass akustische Stimulation verschiedene Bereiche wie das Gedächtnis, die Kreativität und die Daueraufmerksamkeit positiv beeinflussen kann.

Je nach Untersuchung kommen dabei verschiedene Stimulationsarten zum Einsatz; zum Beispiel sogenannte Beats in bestimmten Frequenzen oder weißes oder pinkes Rauschen.

Mittels handelsüblicher in-ear-Kopfhörer werden die akustischen Stimuli dabei präsentiert.

Aus der einschlägigen Fachliteratur ist bislang keinerlei negativer oder nachteiliger Effekt der akustischen Stimulation bekannt.

### **Hintergrundinformationen über die eingesetzten Verfahren**

#### Akustische Stimulation

In Studien mit Erwachsenen hat sich die „akustische Stimulation“ als effektiv erwiesen, Gehirnbereiche zu erregen. Bei dieser Methode werden mittels in-ear-Kopfhörern akustische Reize übertragen. Dies ist nicht schmerzhaft und hat keine schädigende Wirkung auf das Gehirn.

#### Elektroenzephalographie (EEG)

Das EEG ist in der Routinediagnostik eine schmerzfreie und ungefährliche Methode, die schon seit mehr als 50 Jahren zum Einsatz kommt. Mittels EEG wird die vom Gehirn ausgehende elektrische Aktivität von der Kopfhaut abgeleitet. Diese elektrische Aktivität, welche mit dieser Methode erfasst wird, beruht auf der unablässigen Signalübertragung der Nervenzellen des Gehirns. EEG Untersuchungen sind vergleichbar mit EKG Untersuchungen des Herzens, die häufig von Hausärzten gemacht werden.

### **Wie sieht die Studienteilnahme konkret aus?**

Falls Sie sich für eine Teilnahme an der Studie entscheiden, würden wir Sie viermal (mit einer Pause von einer Woche) entweder mit einer akustischen Stimulation mit einem monauralen oder binauralen Beat von 6-Hz (dabei werden entweder zwei leicht unterschiedliche Töne gemixt und auf beide Ohren gegeben oder die Töne werden getrennt voneinander in das rechte und linke Ohr gegeben) oder einer akustischen Stimulation mit weißem Rauschen oder ohne akustische Stimulation untersuchen.

Zuerst erfolgt ein Gespräch in dem die genauen Instruktionen für den experimentellen Ablauf gegeben werden. Anschließend, im experimentellen Teil, werden dann EEG-Aufnahmen und Tests (siehe nachfolgende Erläuterungen) durchgeführt. Insgesamt ist eine Dauer von 2 Stunden geplant.

Bei allen Probanden setzen sich die Tests aus einem Intelligenztest CFT-20R, einem Psychopathologiescreening (SCL-90-R), einem Fragebogen zum Ausschluss von ADHS

(ADHS-E), einer Händigkeitsuntersuchung und einer Befragung zum Ausschluss von neurologischen, otologischen und medizinischen Erkrankungen zusammen.

EEG-Messungen werden im Universitätsklinikum Schleswig-Holstein – Campus Kiel durchgeführt. Vor der Messung werden die EEG Elektroden platziert.

Die von Ihnen während der EEG-Messung zu lösende Aufgabe ist ein sogenanntes „Standard Go-/NoGo-Paradigma“: Hierbei werden visuelle Stimuli (Zahlen zwischen eins und neun) dargeboten und Sie müssen erkennen, ob es sich um einen „Go-Stimulus“ handelt, bei dem Sie einen Knopf drücken sollten, oder ob es sich um einen „NoGo-Stimulus“ handelt und Sie nicht auf den Knopf drücken sollten.

Jeder Stimulus wird über 200 ms und mit einem Abstand von 1.500 ms präsentiert. Hierbei beträgt die Rate Go zu NoGo 4 : 1. So werden insgesamt 800 Go- und 200 NoGo-Stimuli dargeboten. Dieser Teil der Untersuchung dauert 28 Minuten.

Es wird zusätzlich eine akustische Stimulation durchgeführt. Je nach Bedingung wird eine akustische Stimulation mit einem monauralen oder binauralen Beat von 6-Hz (dabei werden entweder zwei leicht unterschiedliche Töne gemixt und auf beide Ohren gegeben oder die Töne werden getrennt voneinander in das rechte und linke Ohr gegeben), weißem Rauschen oder keine akustische Stimulation durchgeführt. Die Stimulation erfolgt mittels handelsüblicher in-ear-Kopfhörer.

Um Erwartungseffekte zu vermeiden, wird die Art der Stimulation nicht mitgeteilt.

Außerdem werden von Ihnen noch EEG-resting-state-Aufnahmen gemacht: Sie werden in einem Ruhezustand vor und nach der Untersuchung bei geschlossenen Augen (je 5 Minuten) untersucht.

### **Was spricht für die Teilnahme an der Studie?**

Sie selbst werden nicht unmittelbar von dieser Studie profitieren. Die Ergebnisse ermöglichen es uns jedoch, weiterführende Erkenntnisse über den Einfluss akustischer Stimulation bei gesunden und altersgerecht entwickelten Kindern, Jugendlichen und Erwachsenen auf die Erregbarkeit des Gehirns zu gewinnen. In einem nachfolgenden Schritt wollen wir den therapeutischen Nutzen dieser Methode für die Behandlung von Kindern, Jugendlichen und Erwachsenen mit neurologischen und psychiatrischen Erkrankungen überprüfen. Sie würden uns daher durch Ihre Teilnahme unterstützen, therapeutische Maßnahmen für zukünftige Generationen zu optimieren.

### **Was könnte gegen die Teilnahme an dieser Studie sprechen und was sollte beachtet werden?**

Die Untersuchung in dieser Studie ist ungefährlich.

In der einschlägigen Forschungsliteratur wurden bisher keine nachteiligen oder negativen Effekte durch akustische Stimulation berichtet.

### **Ausschlusskriterien**

- Internistische, neurologische und weitere psychiatrische Erkrankungen

- Eingeschränktes Hörvermögen
- IQ < 85
- Medikamenteneinnahme

### **Dauer der Untersuchung**

Eine Sitzung wird ungefähr 2 Stunden dauern. Für Ihre Teilnahme erhalten Sie in jeder der 4 Sitzungen je einen Kinogutschein. (Höhe 7,50 Euro, Kinogutschein für Cinemaxx).

### **Datenschutz**

Im Rahmen der Untersuchung werden Daten, einschließlich Daten über Geschlecht und Alter, in pseudonymisierter Form (ohne Namensnennung und Geburtsdatum) aufgezeichnet und wissenschaftlich ausgewertet. Im Falle von Veröffentlichungen der Studienergebnisse bleibt die Vertraulichkeit der persönlichen Daten gewährleistet. Die Beachtung des Datenschutzgesetzes ist im vollen Umfang sichergestellt. Die Daten werden in Papierform sowie auf elektronischen Datenträgern im Institut für Medizinische Psychologie und Medizinische Soziologie gespeichert und verschlüsselt mindestens 10 Jahre aufbewahrt.

### **Weitere wichtige Informationen**

**Es wird ausdrücklich darauf hingewiesen, dass die Teilnahme an dieser Studie freiwillig ist. Wenn Sie diese ablehnen oder Ihre Einwilligung während der Studie zurückziehen, entstehen Ihnen keinesfalls irgendwelche Nachteile. Sie haben jederzeit das Recht, auch ohne Angabe von Gründen, von der Studie zurückzutreten.**

Falls Sie Interesse an unserer Arbeit haben und weitere Informationen haben möchten, können Sie sich gerne jederzeit an uns wenden.

Vielen Dank für Ihre Mithilfe!

---

Prof. Dr. med. Michael Siniatchkin

---

Dipl.-Psych. Karolin Waschull

Tel: 0431 / 597-8761

waschull@med-psych.uni-kiel.de

---

Dr. Vera Moliadze

Tel: 0431 / 597-8744

moliadze@med-psych.uni-kiel.de

## **Anhang D: Erstellung eines Probandencodes**

### **Probandencode**

Bitte füllen Sie diesen Zettel sorgfältig aus, denn er hilft uns dabei später alle Ihre Unterlagen und Messergebnisse zusammenzufügen, ohne dabei Ihren Namen verwenden zu müssen. Nur so können wir sicherstellen, dass Ihre Daten anonym bleiben.

---

*Vorname*

*Nachname*

Ihr persönlicher Probandencode wird wie folgt generiert:

1. Zweiter Buchstabe des Nachnamens
2. Erster Buchstabe des Geburtsortes
3. Geburtstag in Ziffern

Beispiel: Peter Schulz aus Berlin, Geburtsdatum 03.07.1978,  
Code: CB03

---

*Ihr Probandencode*

**Auf allen folgenden Unterlagen tragen Sie bitte nun nur noch Ihren Probandencode ein!**

## **Anhang E: Einverständniserklärung zur Studienteilnahme**

**UNIVERSITÄTSKLINIKUM  
Schleswig-Holstein  
Campus Kiel  
Institut für Medizinische Psychologie  
und Medizinische Soziologie  
Direktor: Prof. Dr. med. M.Siniatchkin  
E-Mail: siniatchkin@med-psych.uni-kiel.de  
Internet: www.uni-kiel.de/med-psych  
Tel: 0431 / 597-8751 Fax: 0431 / 597-8759**

**Prüfstelle:** Institut für Medizinische Psychologie und Medizinische Soziologie  
AG PedBI, Schwanenweg 20, 24105 Kiel  
Tel: 0431 / 597-8744

**Prüfarzt:** Prof. Dr. med. Michael Siniatchkin

### **Einwilligungserklärung zur Teilnahme an der Untersuchung:**

#### **Akustische Stimulation und deren Einfluss auf neurophysiologische Mechanismen der Fehlerverarbeitung und Fehlerregulation bei gesunden Probanden und bei Patienten mit Aufmerksamkeitsdefizit/Hyperaktivitätsstörung (ADHS)**

Name des Probanden in Druckbuchstaben:.....

Mir wurde gesagt, wozu die Studie stattfindet und was in der Studie gemacht wird. Alle Dinge, die mich dabei belasten könnten oder die mir passieren könnten, wurden mir erklärt. Ich habe dazu einen Text selbst gelesen oder vorgelesen bekommen und Herr / Frau \_\_\_\_\_ hat mit mir noch einmal alles besprochen. Alle meine Fragen sind vollständig beantwortet worden. Zeit war genügend dafür da.

### **Datenschutz**

- 1. Ich erkläre mich damit einverstanden, dass im Rahmen dieses Forschungsvorhabens personenbezogene Daten, insbesondere Angaben über meine Gesundheit, über mich erhoben und in Papierform sowie auf elektronischen Datenträgern im Institut für Medizinische Psychologie und Medizinische Soziologie, Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Kiel, aufgezeichnet werden.**
- 2. Ich bin darüber aufgeklärt worden, dass ich jederzeit die Teilnahme an dem Forschungsvorhaben beenden kann, ohne dass ich eine Begründung angeben muss. Beim Widerruf meiner Einwilligung an dem Forschungsvorhaben teilzunehmen, habe ich das Recht, die Löschung aller meiner bis dahin gespeicherten personenbezogenen Daten zu verlangen.**
- 3. Ich erkläre mich damit einverstanden, dass meine Daten nach Beendigung oder Abbruch des Forschungsvorhabens mindestens 10 Jahre aufbewahrt werden. Danach werden meine personenbezogenen Daten gelöscht.**

Eine Kopie der Probandeninformation und der Einwilligungserklärung habe ich erhalten. Das Original verbleibt beim Prüfarzt.

\_\_\_\_\_  
**Datum, Unterschrift der Versuchsperson**

\_\_\_\_\_  
**Datum, Unterschrift des aufklärenden Studienleiters**

Möglichkeit zur Dokumentation zusätzlicher Fragen oder sonstiger Aspekte des Aufklärungsgesprächs:

---

---

---

---

---

---

---

---

\_\_\_\_\_  
**Datum, Unterschrift der Versuchsperson**

\_\_\_\_\_  
**Datum, Unterschrift des aufklärenden Studienleiters**

## Anhang F: allgemeiner Anamnesebogen

### Anamnesebogen

Geburtsdatum:		Alter:		
Geschlecht	<input type="checkbox"/> männlich	<input type="checkbox"/> weiblich		
Schulabschluss	<input type="checkbox"/> keinen	<input type="checkbox"/> Hauptschule	<input type="checkbox"/> Realschule	<input type="checkbox"/> Abitur
Berufsausbildung				
Gegenwärtige Beschäftigung				
Familienstand	<input type="checkbox"/> ledig	<input type="checkbox"/> geschieden	<input type="checkbox"/> verheiratet	<input type="checkbox"/> verwitwet
Feste Partnerschaft	<input type="checkbox"/> ja		<input type="checkbox"/> nein	
Leiden/litten Sie an einer körperlichen Erkrankung oder Allergien?		<input type="checkbox"/> ja		<input type="checkbox"/> nein
Falls ja, bitte beschreiben.				
Hatten Sie Unfälle oder Erkrankungen mit Schädel-Hirn-Beteiligung?		<input type="checkbox"/> ja		<input type="checkbox"/> nein
Falls ja, bitte beschreiben.				
Hatten Sie Unfälle oder Erkrankungen, die Ihr Hörvermögen betreffen?		<input type="checkbox"/> ja		<input type="checkbox"/> nein
Falls ja, bitte beschreiben.				
Gab es in Ihrem Leben zu einem früheren oder zum jetzigen Zeitpunkt psychische Erkrankungen?		<input type="checkbox"/> ja		<input type="checkbox"/> nein
Falls ja, bitte beschreiben (Welche? Wie oft?)				

Wann?).		
Falls nein, Sie waren also auch noch nie bei einem Psychotherapeuten oder Psychiater in Behandlung oder in einer psychiatrischen Klinik?	<input type="checkbox"/> ja	<input type="checkbox"/> nein
Wurden Sie schon mal wegen irgendwelcher Medikamenten-, Alkohol- oder Drogenprobleme behandelt?	<input type="checkbox"/> ja	<input type="checkbox"/> nein
Falls ja, bitte beschreiben (Wegen was genau? Wie oft? Wann?).		
Nehmen Sie derzeit noch irgendwelche Medikamente?	<input type="checkbox"/> ja	<input type="checkbox"/> nein
Falls ja, bitte beschreiben (Was? Wofür ist das? Wie oft? Wann?).		

**Anhang G: In-Ear-Kopfhörer CX 1.00 der Firma Sennheiser**



Abbildung online verfügbar unter <http://de-de.sennheiser.com/ohrhoerer-cx-1-00>; zuletzt geprüft am 17.10.2017

## Anhang H: Korrelationstabelle der Verhaltensvariablen und der durchgeführten Tests

Korrelationen		Alter	CFT20_R Maximalzeit	CFT20_R Minimalzeit	Händigkeit	SCL90_R Gesamtwert	Tageszeit zur Messung	Trefferzahl kein Ton	Trefferzahl weißes Rauschen	Trefferzahl binauraler Beat	Trefferzahl monauraler Beat	Fehlerzahl kein Ton	Fehlerzahl weißes Rauschen	Fehlerzahl binauraler Beat	Fehlerzahl monauraler Beat	Genauigkeit kein Ton	Genauigkeit weißes Rauschen	Genauigkeit binauraler Beat	Genauigkeit monauraler Beat	mittlere RT Treffer kein Ton	mittlere RT Treffer weißes Rauschen	mittlere RT Treffer binauraler Beat	mittlere RT Treffer monauraler Beat	mittlere RT Fehler kein Ton	mittlere RT Fehler weißes Rauschen	mittlere RT Fehler binauraler Beat	mittlere RT Fehler monauraler Beat
Alter	Korrelation nach Pearson	1	,047	,015	-,027	-,131	-,456*	,259	,291	,275	,246	-,137	-,205	-,153	-,091	,183	,289	,168	,114	-,007	,060	,089	-,031	-,210	,095	,086	-,100
	Signifikanz (2-seitig)		,839	,945	,904	,552	,029	,233	,178	,205	,258	,533	,348	,487	,679	,403	,181	,444	,604	,973	,786	,688	,889	,347	,667	,696	,649
CFT20_R Maximalzeit	Korrelation nach Pearson		1	,889**	-,205	,061	-,074	-,409	-,515*	-,143	-,239	-,099	,180	,127	,190	-,012	-,365	-,132	-,208	-,175	-,041	-,010	,008	,461	,091	,283	,042
	Signifikanz (2-seitig)			,000	,372	,793	,751	,065	,017	,536	,298	,669	,435	,584	,410	,958	,104	,569	,367	,449	,860	,966	,972	,041	,695	,213	,857
CFT20_R Minimalzeit	Korrelation nach Pearson			1	-,194	,173	-,228	-,408	-,482*	-,266	-,203	,071	,334	,305	,334	-,161	-,474*	-,310	-,342	,091	-,144	-,227	-,144	,288	-,011	,144	-,125
	Signifikanz (2-seitig)				,376	,430	,296	,053	,020	,220	,352	,748	,119	,157	,119	,462	,022	,150	,111	,680	,511	,298	,513	,194	,959	,512	,570
Händigkeit	Korrelation nach Pearson				1	-,486*	,098	,384	,419*	-,129	,166	-,255	-,246	-,215	-,432*	,317	,376	,191	,430*	,192	,232	,218	,311	-,106	,152	-,064	,232
	Signifikanz (2-seitig)					,019	,657	,070	,046	,557	,450	,241	,258	,324	,040	,141	,077	,382	,040	,381	,286	,318	,149	,639	,489	,773	,287
SCL90_R Gesamtwert	Korrelation nach Pearson					1	,075	-,135	-,247	,018	-,026	-,140	-,063	,087	,039	,090	-,054	-,080	-,040	,203	,014	-,251	-,092	,084	-,034	-,145	-,156
	Signifikanz (2-seitig)						,734	,539	,256	,934	,908	,525	,774	,694	,861	,684	,808	,717	,857	,353	,950	,248	,676	,709	,879	,509	,478
Tageszeit zur Messung	Korrelation nach Pearson						1	-,261	-,209	-,095	-,131	,014	-,004	-,036	-,133	-,076	-,085	,025	,113	-,155	,002	-,122	,047	,196	-,032	-,374	,117
	Signifikanz (2-seitig)							,230	,339	,667	,552	,948	,984	,872	,544	,730	,700	,909	,608	,480	,993	,581	,833	,383	,885	,079	,594

Korrelationen ADHS_E		ADHS_E Gesamtwert	ADHS_E AS-Skala	ADHS_E EA-Skala	ADHS_E ID-Skala	ADHS_E ST-Skala	ADHS_E UU-Skala	Trefferzahl kein Ton	Trefferzahl weißes Rauschen	Trefferzahl binauraler Beat	Trefferzahl monauraler Beat	Fehlerzahl kein Ton	Fehlerzahl weißes Rauschen	Fehlerzahl binauraler Beat	Fehlerzahl monauraler Beat	Genauigkeit kein Ton	Genauigkeit weißes Rauschen	Genauigkeit binauraler Beat	Genauigkeit monauraler Beat	mittlere RT Treffer kein Ton	mittlere RT Treffer weißes Rauschen	mittlere RT Treffer binauraler Beat	mittlere RT Treffer monauraler Beat	mittlere RT Fehler kein Ton	mittlere RT Fehler weißes Rauschen	mittlere RT Fehler binauraler Beat	mittlere RT Fehler monauraler Beat
ADHS_E Gesamtwert	Korrelation nach Pearson	1	,669**	,781**	,583**	,568**	,484*	-,121	-,204	-,054	-,148	-,136	-,011	,011	,041	,090	-,078	-,016	-,055	,014	,029	-,093	-,049	,185	-,125	-,306	-,004
	Signifikanz (2-seitig)		,000	,000	,004	,005	,019	,582	,350	,806	,502	,535	,959	,959	,853	,683	,725	,944	,802	,951	,896	,674	,824	,409	,571	,155	,985
ADHS_E AS-Skala	Korrelation nach Pearson		1	,346	,289	,256	,166	-,262	-,276	,003	-,313	,120	,065	,031	,023	-,169	-,170	-,029	-,057	,038	,134	,025	,127	,174	,030	-,295	,210
	Signifikanz (2-seitig)			,106	,181	,239	,449	,228	,202	,991	,145	,587	,767	,890	,917	,442	,438	,897	,797	,864	,542	,910	,565	,440	,893	,172	,337
ADHS_E EA-Skala	Korrelation nach Pearson			1	,337	,409	,233	,166	-,021	,291	,166	-,324	-,230	-,186	-,094	,325	,177	,201	,108	,001	-,024	-,126	-,107	-,036	-,170	-,171	-,135
	Signifikanz (2-seitig)				,116	,052	,284	,449	,924	,178	,450	,131	,290	,395	,671	,131	,419	,358	,625	,998	,914	,567	,628	,875	,439	,436	,540
ADHS_E ID-Skala	Korrelation nach Pearson				1	,177	,053	-,267	-,317	-,308	-,230	,097	-,170	,230	,226	-,150	-,272	-,243	-,241	-,064	-,029	-,245	-,070	-,277	-,046	-,338	-,026
	Signifikanz (2-seitig)					,419	,811	,218	,141	,152	,290	,660	,438	,292	,300	,494	,210	,263	,268	,772	,896	,260	,750	,213	,835	,115	,908
ADHS_E ST-Skala	Korrelation nach Pearson					1	,068	,100	-,032	-,244	-,088	-,094	,040	,094	,054	,106	-,046	-,110	-,061	,003	,099	-,024	-,026	,129	,047	-,031	,040
	Signifikanz (2-seitig)						,757	,651	,884	,262	,691	,671	,857	,671	,807	,629	,836	,619	,782	,989	,653	,915	,906	,567	,832	,889	,858
ADHS_E UU-Skala	Korrelation nach Pearson						1	-,163	-,047	-,102	-,119	-,154	,062	,018	,037	,095	-,070	-,026	-,049	,070	-,062	,052	-,041	,139	-,165	-,067	-,049
	Signifikanz (2-seitig)							,457	,832	,643	,589	,483	,780	,936	,865	,665	,752	,908	,825	,750	,780	,813	,853	,536	,453	,761	,826

\*\* Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

\* Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant.

Es gilt n = 23 für alle Zellen

ADHS\_E AS-Skala = Aufmerksamkeitssteuerung

ADHS\_E EA-Skala = Emotion & Affekt

ADHS\_E ID-Skala = Impulskontrolle/Disinhibition

ADHS\_E ST-Skala = Stressintoleranz

ADHS\_E UU-Skala = Unruhe & Überaktivität

Genauigkeit = Anteil der richtigen Entscheidungen (Hit und Withhold) an allen Wiederholungen (1000)

mittlere RT = durchschnittliche Reaktionszeit

## **Impact of acoustic stimulation on motor response inhibition and error monitoring**

### **Introduction**

Previous studies suggested that acoustic stimulation can be used to modulate cognition, to reduce anxiety level as well as to enhance mood. In this study we investigated whether acoustic stimulation can modulate response inhibition and error monitoring in a continuous performance task. Using the Go-NoGo paradigm in healthy adults during MEG recordings, Mazaheri et al. (2009) was able to predict errors during response inhibition by theta-alpha coupling. Thus, it seems likely that frontal theta activity after an error may boost an adjustment of the mental state of individuals towards more preparatory alertness resulting in alpha decrease and better sustained performance. Here, we investigated whether acoustic stimulation can modulate theta-alpha-coupling and thereby have an effect on error processing.

### **Methods**

20 healthy young adults (18–30 years) participated in the crossover study. They ran through four conditions (randomized order): no stimulation, white noise, binaural beats at a frequency of 6 Hz and monaural beats at a frequency of 6 Hz. For all time points first, an EEG recording at rest with eyes closed (“Resting state”-EEG, 5 min) with stimulation (at 3 conditions) was performed. This is followed by an acoustic stimulation simultaneously with the implementation of an inhibition task (Go-NoGo task). Go/NoGo task: Each stimulus (numbers 1–9) was displayed for 0.2 s and the inter-trial interval was 1.5 s. Participants were asked to respond to all digits except of “5” by pressing a button with the right index finger. Digits “1–4” and “6–9” are thus the Go stimuli and digit “5” the NoGo stimulus. Correct Go-trials were categorized as “hits”, correct No-Go-trials as “withholds”, and responses on No-Go as “false alarms”. Stimulation: Acoustic stimulation was performed in different ways. Binaural beats were generated by presenting one ear with a different tone than the other ear. The difference in frequencies, in our case 6 Hz, results in a beating sensation. Whereas the prior superimposition of two tones with different frequencies result in a monaural beat, again at 6 Hz, that is then presented to the subject. Additionally we use white noise and no noise as a control condition.

### **Results**

Preliminary behavioral results show a tendency towards improvement of the number of false alarms during the three noise conditions. However, there are no significant findings. Looking at reaction times in false alarms, stimulation conditions have longer reaction times than no stimulation. Especially white noise shows longer reaction times while having the lowest variability in reaction times. Additionally the monaural beat stands out with a very high variability in reaction times.

### **Conclusion**

Our behavioral results so far show that acoustic stimulation could have the potential of modulating behavioral responses. So far, white noise seems to be a stimulation that might be able to stabilize performance variability in subjects. As a next step EEG-data as correlates of the behavioral data will be analyzed. These results shall be the basis for further studies, for example, with ADHD subjects.