

**Perzeptuelles Lernen
am Beispiel des Bewegungssehens:
objektive und subjektive Leistung und
der Einfluss von transkranieller
Wechselstromstimulation**

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin**

**der Medizinischen Fakultät
der Eberhard Karls Universität
zu Tübingen**

vorgelegt von

Kümmel, Florian Sebastian

2015

Dekan: Professor Dr. I. B. Autenrieth
1. Berichterstatter: Professor Dr. T. Haarmeier
2. Berichterstatter: Professor Dr. H. Wilhelm

Meinen Eltern Doris und Wolfram
und meiner Schwester Stefanie

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	6
1.1	Lernen im Rahmen von Wahrnehmungsleistungen	6
1.2	Visuelle Wahrnehmung und Sehentscheidung.....	6
1.3	Sicherheit von Entscheidungen	8
1.4	Oszillationen des Gehirns und transkranielle Stromstimulation	9
1.5	Konkrete Fragestellungen und Hypothesen	11
2	Material und Methoden	12
2.1	Versuchspersonen.....	12
2.2	Versuchsanordnung	14
2.3	EEG	16
2.3.1	Allgemeine Informationen zum EEG	16
2.3.2	Ereigniskorrelierte Potenziale	18
2.3.3	Anordnung der EEG-Elektroden	19
2.3.4	Erfassung und Auswertung elektrophysiologischer Daten	22
2.4	Visueller Reiz.....	23
2.5	Zeitlicher Ablauf eines Durchgangs.....	27
2.6	Zeitlicher Ablauf des Experiments	29
2.7	Bedeutung und Berechnung von Genauigkeit und Entscheidungssicherheit.....	31
2.8	Transkranielle alternierende Stromstimulation (tACS)	35
2.9	Risiken und Nebenwirkungen der Studie	37
2.10	Erfassung und Auswertung psychophysischer Daten	38
3	Ergebnisse	40
3.1	Psychophysik.....	40
3.2	Reaktionszeiten	75
3.3	Augendaten	86
3.4	EEG-Daten	87

4	Diskussion.....	88
4.1	Diskussion der Verhaltensdaten.....	88
4.2	Diskussion der elektrophysiologischen Daten	102
5	Zusammenfassung	103
6	Verzeichnisse.....	105
6.1	Abbildungsverzeichnis.....	105
6.2	Tabellenverzeichnis.....	108
6.3	Literaturverzeichnis	109
7	Anhang	113
7.1	Fragebogen	113
7.2	Danksagung	114
7.3	Lebenslauf.....	116

1 Einleitung

1.1 Lernen im Rahmen von Wahrnehmungsleistungen

Das Leben stellt für jeden Menschen einen kontinuierlichen Lernprozess dar. Wird eine Aufgabe zum ersten Mal durchgeführt, erreicht der Lernende bei der Durchführung dieser Aufgabe ein bestimmtes Fähigkeitslevel. Dieses Level stellt sein individuelles Startlevel dar. Bei vielen Aufgaben kann sich der Lernende durch Wiederholung und Übung im Rahmen von Lernprozessen verbessern. Diese Lernprozesse beschränken sich nicht nur auf manuelle Fertigkeiten, wie beispielsweise das Klavierspiel, sondern können auch abstraktere Vorgänge der Sinnessysteme des Menschen umfassen. So kann der Gehörsinn trainiert werden, um Töne zu unterscheiden oder auch die Wahrnehmung von Geschmack und Geruch durch Training verbessert werden. Ein Sinn, der seit Langem in der Wissenschaft erforscht wird, ist die visuelle Wahrnehmung (Ball und Sekuler (1982) und Goldstone (1998)).

Um Lernprozesse objektiv erfassen und zwischen verschiedenen Individuen vergleichen zu können, müssen analoge Messbedingungen geschaffen und ein Übungsszenario kreiert werden, das einen quantitativen Vergleich erlaubt.

In der vorliegenden Studie wurde hierzu die Diskrimination eines visuellen Bewegungsreizes untersucht. Hierbei wurde die objektive Leistung der Probanden analysiert, wahrnehmungsschwelennahe Reize zu erkennen. Die beschriebene Leistungsanalyse stellt ein spannendes Forschungsfeld dar und wird in dieser Arbeit genauer betrachtet.

1.2 Visuelle Wahrnehmung und Sehentscheidung

Der Sehvorgang umfasst neben der Registrierung von Photonen durch die Netzhaut die cortikale Verarbeitung und Interpretation des visuellen Signals. Die Photonen werden zunächst in der Retina verarbeitet und dann über den Nervus opticus und das Corpus geniculum laterale an den primären visuellen Cortex

(Area striata, V1) weitergeleitet. Hierbei erfolgt die Signalweitergabe retinotop und es werden primäre Informationen über Helligkeit und Kontrast verarbeitet. Die Informationen erreichen nun über sekundäre visuelle Areale höhere kognitive Verarbeitungszentren des Cortex (Van Essen und Mitarbeiter (2001)), welche einerseits eine zunehmende Spezialisierung aufweisen (z.B. Farbe, Form und Bewegung), andererseits Informationen verschiedener Quellen (multimodal) integrieren (Grill-Spector und Malach (2004)). Durch den Verarbeitungsprozess gewonnene relevante Informationen können nun in verschiedene Systeme überführt werden.

Es hat sich als konzeptuell nützlich erwiesen, visuelle Wahrnehmung als einen Entscheidungsprozess zu begreifen (Gold und Shadlen (2001), (2007)). Entscheidender Vorteil ist die Möglichkeit, den Sehvorgang dadurch mathematisch beschreibbar zu machen, indem auf etablierte Modelle der statistischen Interferenz im Rahmen einer Bayesschen Wahrscheinlichkeitsstrategie zurückgegriffen wird. Nach dem Bayesschen Konzept werden hierbei Informationen aus früheren Erfahrungen genutzt, um neue sensorische Informationen besser einschätzen zu können und dadurch zu einer optimalen Wahrnehmungsentscheidung zu gelangen (Kording und Wolpert (2004)). Bei dieser statistischen Betrachtung findet in dieser Studie die Entscheidungssicherheit als eine Variable des Modells Verwendung. Daher stellt die Betrachtung der Entscheidungssicherheit einen relevanten Gesichtspunkt im Rahmen von visuellen Wahrnehmungsprozessen dar.

Eine Studie von Kiani und Shadlen (2009) mit Rhesusaffen, in welcher Entscheidungssicherheit am Beispiel des Bewegungssehens untersucht wurde, konnte zeigen, dass sowohl Informationen zur Entscheidungsfindung, als auch zur Entscheidungssicherheit im lateralen intraparietalen Kortex verarbeitet werden. Dieses Ergebnis belegt, dass bereits Rhesusaffen über eine metakognitive Kategorie wie Entscheidungssicherheit verfügen und dessen neurophysiologische Grundlage weniger im präfrontalen als bereits im parietalen Kortex angesiedelt ist.

1.3 Sicherheit von Entscheidungen

Daneben soll ein weiteres Themenfeld in das Zentrum dieser Arbeit gerückt werden - die subjektive Sicherheit einer Entscheidung. Die Entscheidungssicherheit beschreibt nach Kiani und Shadlen (2009) „den Grad, mit welchem ein Entscheider glaubt, dass seine getroffene Wahl voraussichtlich korrekt ist“. Mit anderen Worten stellt die Entscheidungssicherheit einen Bewertungsmaßstab der subjektiven Einschätzung eines Probanden in seine objektive Leistung dar. Diese Entscheidungssicherheit kann dabei von großem Zweifel bis zu absoluter Überzeugung in die eigene Leistung reichen.

Knill und Pouget (2004), Kepecs und Mitarbeiter (2008) und Kiani und Shadlen (2009) zeigten, dass die Entscheidungssicherheit von der schon gemachten Erfahrung und dem zu erwartenden Ergebnis beeinflusst wird. In bisherigen Studien wurde allerdings kaum der Zusammenhang zwischen subjektiver Selbsteinschätzung der eigenen Leistung auf der einen und objektiver Leistung auf der anderen Seite betrachtet (Fahle (2009)). Bisherige Studien fokussierten sich fast ausschließlich auf die Analyse objektiver Leistung bei Wahrnehmungsexperimenten.

Eine neue Studie von Schwiedrzik und Mitarbeiter (2011) legt nahe, dass sich objektive Leistung und Entscheidungssicherheit im Bezug auf die örtliche und zeitliche Dimension unterscheiden. Sie zeigten, dass bei einer räumlich neu positionierten Stimuluspräsentation Lerneffekte der Entscheidungssicherheit (Selbsteinschätzung) überdauerten, während Lerneffekte der objektiven Leistung erneut trainiert werden mussten. Daraus schlussfolgerten sie, dass bei Wahrnehmungsexperimenten neben objektiver Leistung auch immer die Entscheidungssicherheit mit betrachtet werden sollte.

Bei Wahrnehmungsexperimenten stellt die einzelne und gemeinsame Betrachtung von objektiver Leistung und Entscheidungssicherheit ein noch relativ wenig bearbeitetes Forschungsgebiet dar, in dem noch viele neue

Erkenntnisse verborgen sein können. Mit dieser Arbeit soll versucht werden hierzu neue Aussagen und Erkenntnisse zu gewinnen.

1.4 Oszillationen des Gehirns und transkranielle Stromstimulation

Die neuronale Aktivität des Gehirns zeichnet sich durch oszillatorische Rhythmen in einem weiten Frequenzspektrum aus. So können Frequenzen zwischen 0,1 Hz bis über 100 Hz auftreten. Diese Frequenzen können in Bänder (Delta, Theta, Alpha, Beta und Gamma) eingeteilt werden. Die Frage, ob diese Rhythmen ausschließlich die Arbeit des Gehirns widerspiegeln und damit als Epiphänomen aufzufassen sind, oder ob diese Oszillationen selbst funktionaler Träger dieser Arbeitsprozesse sind, ist Gegenstand einer über Jahrzehnte und kontrovers geführten wissenschaftlichen Diskussion (Shadlen und Movshon (1999) und Singer (1999)).

Bei der Analyse dieser Rhythmen im Rahmen von visuellen Wahrnehmungsexperimenten fanden Romei und Mitarbeiter (2012) in der Tat Einflüsse oszillatorischer Hirnrhythmen auf die neuronale Verarbeitung dieser visuellen Wahrnehmungsprozesse. Untersuchungen von Kayser und Mitarbeiter (2009) und Mazzone und Mitarbeiter (2010) zeigen zudem, dass der Signalgehalt von Aktionspotenzialen im visuellen Kortex abhängt von ihrem Auftreten innerhalb von langsamer oszillatorischer Aktivität: Der Signalgehalt ist in bestimmten Phasen langsamer Delta-Aktivität hoch, in anderen niedrig. Wieder andere Studien legen nahe, dass kortikalen Wahrnehmungsprozessen oszillatorische Neuronenaktivität zu Grund liegt (Buzsaki und Mitarbeiter (2012)).

In einer Vorarbeit unserer Arbeitsgruppe (Händel und Haarmeier (2009)) wurde diese Sichtweise bestätigt. Hier korrelierte das erfolgreiche Erkennen schwacher visueller Stimuli mit der Kopplung von niederfrequenten (Delta) mit hochfrequenten (Gamma) Rhythmen im Bereich der frühen visuellen Bereiche.

Da die beschriebenen Studien nur Korrelationen herstellen konnten, sind Strategien wünschenswert, welche es durch experimentelle Manipulation

erlauben, Oszillationen zu verändern und damit kausale Beziehungen zur visuellen Wahrnehmung zu prüfen. Ein hierfür grundsätzlich geeignetes und immer häufiger in der klinischen Forschung eingesetztes Verfahren ist die transkranielle alternierende Stromstimulation (tACS). Bei der tACS wird ein transkortikaler Wechselstrom (mit Stromstärken um 1,5 mA) mit Hilfe zweier auf der Kopfhaut angebrachter Elektroden appliziert.

Zaehle und Mitarbeiter (2010) wiesen 2010 nach, dass diese occipitale Wechselstromstimulation die EEG-Rhythmen von Probanden beeinflusste und auch nach Stimulationsende überdauernde Effekte im EEG zeigte. Eine Studie von Kanai und Mitarbeiter (2008) konnte zeigen, dass eine tACS Stimulation des Okzipitalpols mit unterschiedlichen Frequenzen in Umgebungen verschiedener Helligkeit zu visuellen Wahrnehmungseffekten (Phosphene) führen kann.

Basierend auf den Beobachtungen von Händel und Haarmeier (2009) sowie Mazzoni und Mitarbeiter (2010) erscheint es möglich, dass visuelle Diskrimination in besonderer Weise auf neuronaler Aktivität in präferierten Phasen langsamer (3 Hz, Delta) Aktivität basiert. Entsprechend könnte es möglich sein, durch Stimulation des Occipitalpols im niederfrequenten 3 Hz-Bereich eine Verbesserung (oder auch Verschlechterung) der visuellen Diskriminationsleistung von Bewegungsreizen zu induzieren. Eines der Ziele der vorliegenden Arbeit war es deshalb, mit Hilfe der tACS zu untersuchen, ob eine occipitale Stromapplikation auf Wahrnehmungsschwellen des Bewegungssehens und Lernprozesse Einfluss nehmen kann. Darüber hinaus sollten möglicherweise überdauernde Effekte der tACS auf die mit dem EEG registrierte Hirnaktivität analysiert werden.

Bis heute fehlen erfolgreiche Therapien der Rehabilitation visueller Fähigkeiten nach Hirnschädigung, wie beispielsweise Schlaganfällen (Gianutsos (1997)). Mit dem Einsatz der transkraniellen Stromstimulation verbindet sich auch die Hoffnung, diesen Patienten in Zukunft zusätzliche Rehabilitationsmaßnahmen

anbieten zu können. Zur Grundlagenforschung in diesem Bereich soll diese Studie beitragen.

1.5 Konkrete Fragestellungen und Hypothesen

Die vorliegende Arbeit möchte Antworten auf folgende Fragen geben:

- Wie verändert sich die objektive Diskriminationsleistung im Verlauf des perzeptuellen Lernens, beispielhaft untersucht für das Erkennen globaler visueller Bewegung ?
- Wie verändert sich die Entscheidungssicherheit der Probanden im Verlauf des perzeptuellen Lernens?
- Wie verhält sich Entscheidungssicherheit zu objektiver Lernleistung? Entwickelt sich die objektive und subjektive Leistungsbewertung im Verlauf des Experiments unabhängig voneinander oder gleichen sich die Werte in ihrer Entwicklung einander an?
- Welche Faktoren determinieren den Lernerfolg, d.h. die Verbesserung der visuellen Diskrimination? Spielt Entscheidungssicherheit oder das Ausgangsniveau eine entscheidende Rolle?
- Hat die subjektive Selbsteinschätzung der Probanden Einfluss auf die Reaktionszeit? Beeinflussen objektive Versuchsbedingungen die Reaktionszeit? Wie verhält sich die Reaktionszeit in verschiedenen Stimulationsbedingungen?
- Gibt es einen Einfluss der transkraniellen alternierenden Stromstimulation auf die objektive Lernleistung oder die Entscheidungssicherheit in visuellen Wahrnehmungsexperimenten?
- Gibt es frequenzspezifische Effekte der tACS auf die oszillatorische Aktivität des Gehirns? Falls ja, sind diese Effekte kurz- oder langfristig überdauernd?

2 Material und Methoden

2.1 Versuchspersonen

Für die Studie wurden 30 gesunde Normalprobandinnen/Normalprobanden rekrutiert. Darunter befanden sich 10 Männer und 20 Frauen mit einem Durchschnittsalter von 31,0 Jahren (Spannbreite: 23 bis 58 Jahre). Als Teilnehmer wurden Studenten der Universität Tübingen, Doktoranden der Medizinischen Fakultät der Universität Tübingen und private Kontakte rekrutiert. Die Teilnahme an der Studie erfolgte unentgeltlich.

Folgende Kriterien wurden an die Teilnehmer gestellt:

Einschlusskriterien	Ausschlusskriterien:
<ul style="list-style-type: none">- Alter ≥ 18 und ≤ 65- Einwilligungsfähigkeit- Visus (ggf. korrigiert) mindestens 0,8	<ul style="list-style-type: none">- Alter < 18 oder > 65- Neurologische Erkrankungen (insbesondere Epilepsie)- Kardiologische Erkrankungen: Herzrhythmusstörungen, Schrittmacher- Psychiatrische Erkrankungen- Erkrankungen des Auges (insbesondere Schielen)- Visus kleiner 0,8

Tabelle 1: Ein- und Ausschlusskriterien für die Teilnahme als Proband

Unter den Probanden waren 1 Links- und 29 Rechtshänder. Alle Probanden hatten einen normalen Visus bzw. waren mit Sehhilfe auf diesen korrigiert. Für die Zahl der Probanden wurde eine Studie von Antal und Mitarbeiter (2004) zu Stimulationen mit Gleichstrom herangezogen und, um eine größtmögliche Stabilität der Effekte beobachten zu können, verdreifacht.

Die Versuchsteilnehmer wurden vor dem Experiment aufgeklärt und ihnen wurde die Möglichkeit geboten Fragen zu stellen. Im Anschluss füllten die Probanden einen Fragebogen (siehe Kapitel 7.1) aus und willigten schriftlich in

die Teilnahme ein. Einzelheiten zu den Fragebögen sind in Tabelle 2 zusammengestellt. Die Zuordnung des Probandennamens zu der Probandennummer ist beim Studienleiter hinterlegt. Ein positives Votum der Ethik-Kommission der Medizinischen Fakultät der Universität Tübingen zu den Versuchen in dieser Studie liegt vor.

Probanden- Nummer	Alter	Geschlecht	Händigkeit	höchste Schulau- sbildung / Abschluss / Semester- zahl	Sehhilfe	Sehhilfe - Art	Sehhilfe getragen
1	23	w	R	3	ja	Kontaktlinsen	ja
2	24	m	R	7	ja	Brille	nein
3	24	w	R	10	nein	-	nein
4	23	w	L	8	nein	-	nein
5	27	m	R	4	nein	-	nein
6	25	m	R	11	ja	Brille	nein
7	35	w	R	Bachelor	ja	Brille	ja
8	25	w	R	10	nein	-	nein
9	25	w	R	9	ja	Kontaktlinsen	ja
10	26	w	R	9	nein	-	nein
11	25	w	R	10	nein	-	nein
12	48	m	R	10	ja	Brille	ja
13	43	w	R	Diplom	ja	Brille	ja
14	24	m	R	8	ja	Kontaktlinsen	ja
15	29	m	R	12	nein	-	nein
16	24	m	R	9	ja	Brille	ja
17	25	w	R	8	ja	Kontaktlinsen	ja
18	23	m	R	Bachelor	nein	-	nein
19	27	w	R	11	ja	Kontaktlinsen	ja
20	25	w	R	10	ja	Brille	ja
21	54	w	R	Universitätsabschluss	ja	Brille	ja
22	26	w	R	11	ja	Kontaktlinsen	ja
23	25	w	R	10	ja	Kontaktlinsen	ja
24	25	w	R	9	ja	Brille	ja
25	25	w	R	10	nein	-	nein
26	56	w	R	Staatsexamen	ja	Brille	ja
27	23	w	R	5	ja	Brille	ja
28	58	m	R	Abitur	nein	-	nein
29	30	m	R	11	nein	-	nein
30	58	w	R	Staatsexamen	ja	Brille	ja

Tabelle 2: Probanden-Fragebögen - Demografischer Überblick

2.2 Versuchsanordnung

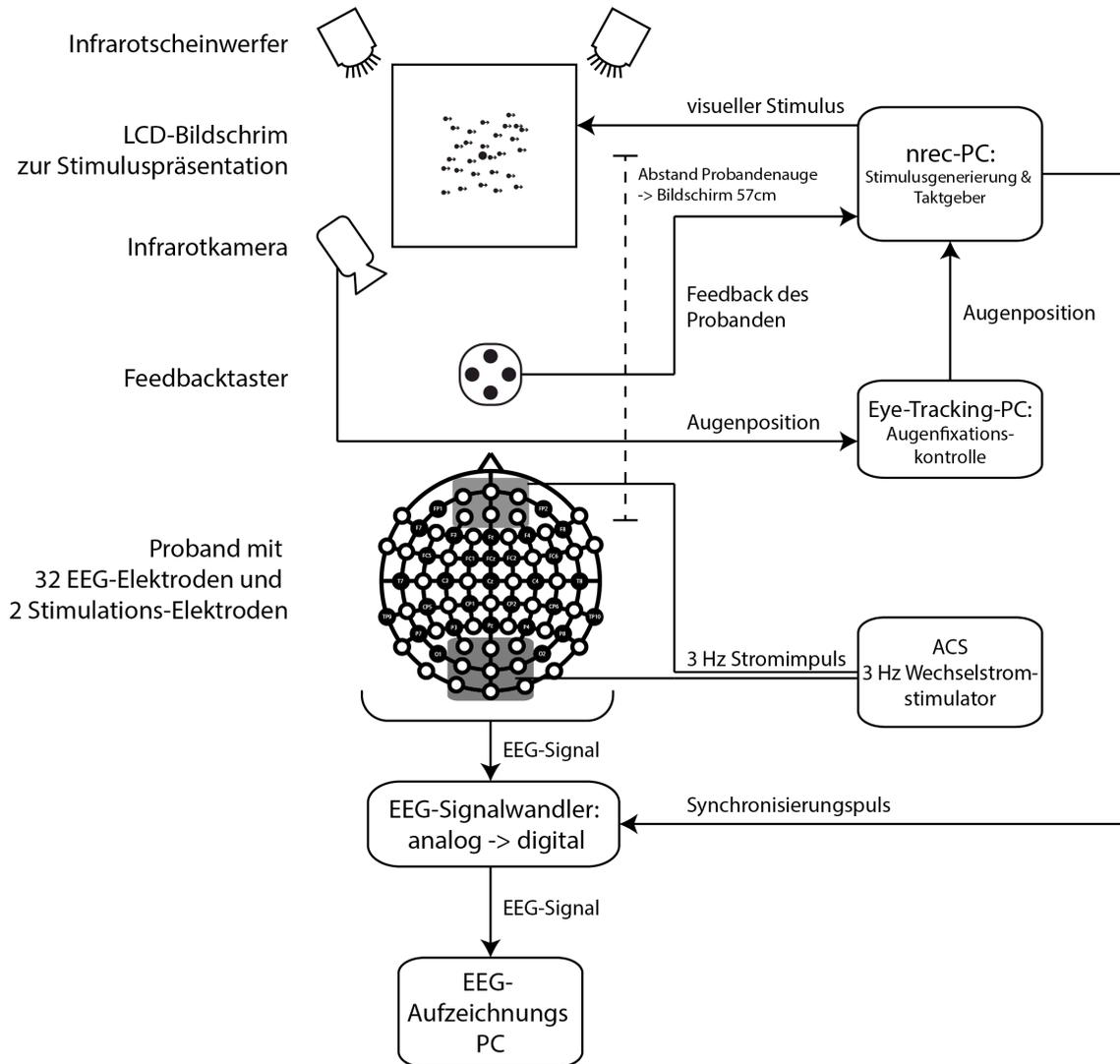


Abbildung 1: Beschreibung der Versuchsanordnung

Während des Versuches wurde ein visueller Stimulus durch den als „nrec-PC“ bezeichneten Computer generiert und auf dem Bildschirm präsentiert. Die Probanden saßen 57 cm von dem LCD-Bildschirm entfernt. Die Antworten der Probanden wurden mit Hilfe eines Feedbacktasters registriert. Während des Versuches wurde ein kontinuierliches EEG abgeleitet. Je nach Stimulationsblock wurde über zwei Elektroden ein elektrischer Wechselstrom appliziert. Mit Hilfe einer Videokamera („Infrarotkamera“) wurde die Augenposition ermittelt. Die Augenpositionsdaten, die Eigenschaften des visuellen Stimulus und das Feedback des Probanden wurden elektronisch aufgezeichnet. Die EEG-Daten wurden separat aufgezeichnet und mit den Psychophysikdaten synchronisiert.

Die Probanden saßen auf einem bequemen Untersuchungsstuhl vor einem LCD-Bildschirm (Firma: NEC Display Solutions Europe GmbH, 80637 München, Deutschland; Modell: 90GX2 pro, 19 Zoll TFT Monitor), auf dem die visuellen Stimuli präsentiert wurden. Die Generierung der visuellen Stimuli erfolgte mittels einer im Hause entwickelten Software, dem „*nrec*“ System (open source *nrec* measurement system, <http://nrec.neurologie.uni-tuebingen.de>, erstellt von F. Bunjes, J. Gukelberger und Mitarbeitern), ausgeführt auf einem handelsüblichen Linuxrechner.

Die Probanden betteten bei der Messung ihren Hinterkopf in ein kugelgefülltes Styropor-Vakuum-Kissen ein, um Bewegungen des Kopfes zu reduzieren. Weiterhin bestehende Kopf- und Augenbewegungen wurden durch ein von F. Bunjes und J. Gukelberger (Universität Tübingen, Deutschland) konstruiertes Eye-Tracking-System aufgezeichnet. Dies ermöglichte die Bestimmung der mittleren Augenposition, um diese bei der Auswertung auf statistische Effekte untersuchen zu können. Der Versuchsraum wurde während des gesamten Versuches völlig abgedunkelt. Die Messung fand in der Abteilung für Kognitive Neurologie im Uniklinikum Tübingen auf dem Schnarrenberg statt.

Im Verlauf des Versuches wurde die Position des Probandenauges kontrolliert und Augenbewegungen aufgezeichnet. Hierfür wurde ein Auge mit 2 Infrarotstrahlern beleuchtet. Eine Infrarotkamera, die am Bildschirm angebracht war, zeichnete die Reflektionen der Scheinwerfer und die Pupille in einem Auge des Probanden auf. Anhand der Stellung der Reflektionen zur Pupille konnte die Augenposition berechnet werden. Die Augenpositionsdaten wurden zusammen mit den Informationen des Feedbacktasters synchronisiert und aufgezeichnet. Während des Versuches war die Sicht der Versuchsteilnehmer binokular.

Vor jedem Versuchsblocks wurde die relative Augenposition zum Bildschirm kalibriert. Dadurch wurde bei der Auswertung eine Berechnung der tatsächlichen Augenposition möglich.

2.3 EEG

2.3.1 Allgemeine Informationen zum EEG

Jede Nervenzelle umgibt durch ihre Ladungsdifferenz zwischen Intra- und Extrazellularraum ein elektrisches Feld. „Aktivität der Nervenzellen im Gehirn lassen [nun] transmembranäre Spannungen entstehen, die im extrazellulären Medium gemessen werden können“ (Buzsaki und Mitarbeiter (2012)). Bei der Elektroenzephalographie werden die elektrischen Feldpotentiale, d.h. die Summenaktivität großer synchronisierter Nervenverbände, von der Kopfhaut abgeleitet und aufgezeichnet (siehe Abbildung 2). Das Signal wird hierbei hauptsächlich durch postsynaptische Potentiale von Pyramidenzellen im Neocortex erzeugt.

Das EEG leitet nun nicht die elektrische Aktivität einer einzelnen Nervenzelle ab, sondern die summierten Potenziale mehrerer Nervenzellen. Es ist also nicht möglich, Effekte auf Einzelzellebene zu untersuchen. Jedoch ist eine Betrachtung globaler Aktivierungsmuster möglich.

Die große Stärke der elektroenzephalographischen Methode ist die im „Sub-Millisekunden-Bereich liegende Zeitauflösung“ (Buzsaki und Mitarbeiter (2012)).

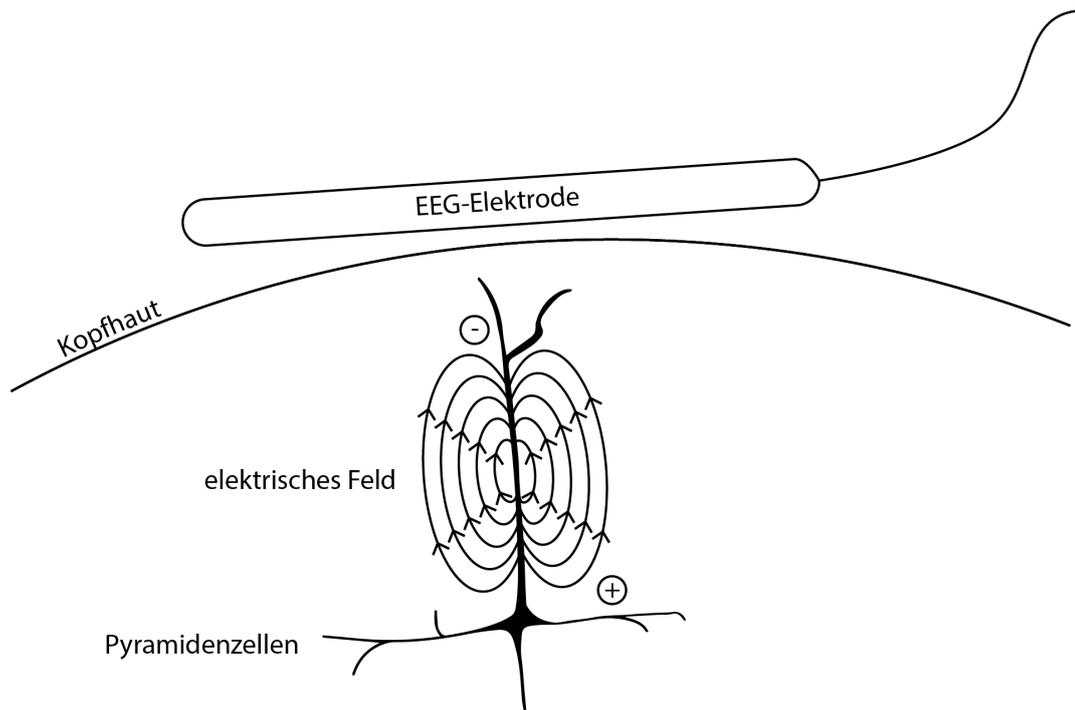


Abbildung 2: Potenzialentstehung bei der EEG-Aufzeichnung

Die Abbildung stellt die Entstehung der Potentiale bei der EEG-Aufzeichnung schematisch dar. Eine Pyramidenzelle ist von einem elektrischen Feld umgeben. An der Kopfhaut befindet sich eine EEG-Elektrode, die die an der Kopfhaut noch registrierbaren elektrischen Felder aufzeichnet. Die einzelnen Elemente der Abbildung sind nicht maßstabsgetreu dargestellt. (Quelle: Angelehnt an Abb. 26.1 B aus Klinka und Mitarbeiter (2010))

Das Spektrum des EEGs schließt einen breiten Frequenzbereich ein. So können Frequenzen zwischen 0,1 Hz bis über 100 Hz auftreten, deren jeweiliges Auftreten kritisch von der Wachheit bzw. dem Bewusstseinszustand abhängen. Für eine Übersicht der Frequenzbänder siehe Tabelle 3. Die in dieser Arbeit verwendete Einordnung in verschiedene Frequenzbereiche folgt der Einteilung von Zschocke und Hansen (2002).

Frequenzband	Frequenzbereich
δ	0,1 Hz - 4 Hz
θ	4 Hz - 8 Hz
α	8 Hz - 13Hz
β	13 Hz - 30 Hz
γ	> 30Hz

Tabelle 3: Übersicht über EEG-Frequenzbänder

Aktuelle Studien diskutieren Kopplungsvorgänge von Hirnaktivitäten im Rahmen von Wahrnehmungsstudien (Engel und Singer (2001)). Im Rahmen dieser Vorgänge können Synchronisierungsprozesse von Oszillationen beobachtet werden (Händel und Haarmeier (2009)). Diese Kopplungs- und Synchronisierungsvorgänge können anhand von EEG-Analysen betrachtet werden.

Aus ethischen Gründen fand eine Befundung des Ruhe-EEG durch klinische Mitarbeiter des Uniklinikums Tübingens statt, alle abgeleiteten EEGs waren nach klinischen Kriterien unauffällig.

2.3.2 Ereigniskorrelierte Potenziale

Ereigniskorrelierte Potenziale (ERP) beschreiben eine elektrophysiologische Antwort auf einen Reiz. Genauer gesprochen sind dies Potenziale im EEG, die an Ereignisse (z.B. visuell, auditiv, etc.) gekoppelt sind und in einem bestimmten zeitlichen Abstand zu diesen Ereignissen auftreten. In dieser Studie wurden VEP (visuell evozierte Potenziale) betrachtet.

Da ERP niedrige Amplituden haben, sind sie in einem spontanen EEG meist nicht zu erkennen: sie erheben sich kaum sichtbar über die anderen Fluktuationen des Signals. Um ERP aus dem EEG herauszufiltern, müssen viele stimulationsbezogene Abschnitte betrachtet und gemittelt werden. Diese Mittelung kann abhängig vom Ziel der Analyse sowohl auf Einzelprobandenebene (um z.B. „Intraindividuell evozierte Potenziale“ zu untersuchen), als auch

im Rahmen eines Grand Average mit mehreren Probanden (um „interindividuell evozierte Potenziale“ zu untersuchen) angewandt werden.

Die Zeit zwischen ERP und auslösendem Ereignis deutet auf den Ursprung des ERP hin. Beispielsweise weisen VEP einen Ausschlag (P100) nach etwa 100 ms auf. Diese Differenz entspricht der Zeit die ein von der Netzhaut aufgezeichneter Lichtimpuls entlang der Neuronen bis zum Okzipitalpol benötigt.

Des Weiteren kann eine Zeit-Frequenz-Analyse durchgeführt werden, um damit eventuelle Subkomponenten der evozierten Potenziale darzustellen.

2.3.3 Anordnung der EEG-Elektroden

Die Ableitung des EEGs erfolgte anhand des 10/20-Systems von Jasper (1958) nach den Standards der International Federation of Clinical Neurophysiology.

Die Elektroden werden anhand folgender Koordination auf der Kopfhaut angelegt: Die Verbindungslinie zwischen Nasion und Inion wird in 6 Abschnitte unterteilt. Eine weitere Linie verbindet die zwei präaurikulären Punkte (die vor den Ohren liegen). Eine dritte Linie verbindet Nasion, die präaurikulären Punkte und Inion. Die Linienführung und Unterteilung ist in Abbildung 3 illustriert.

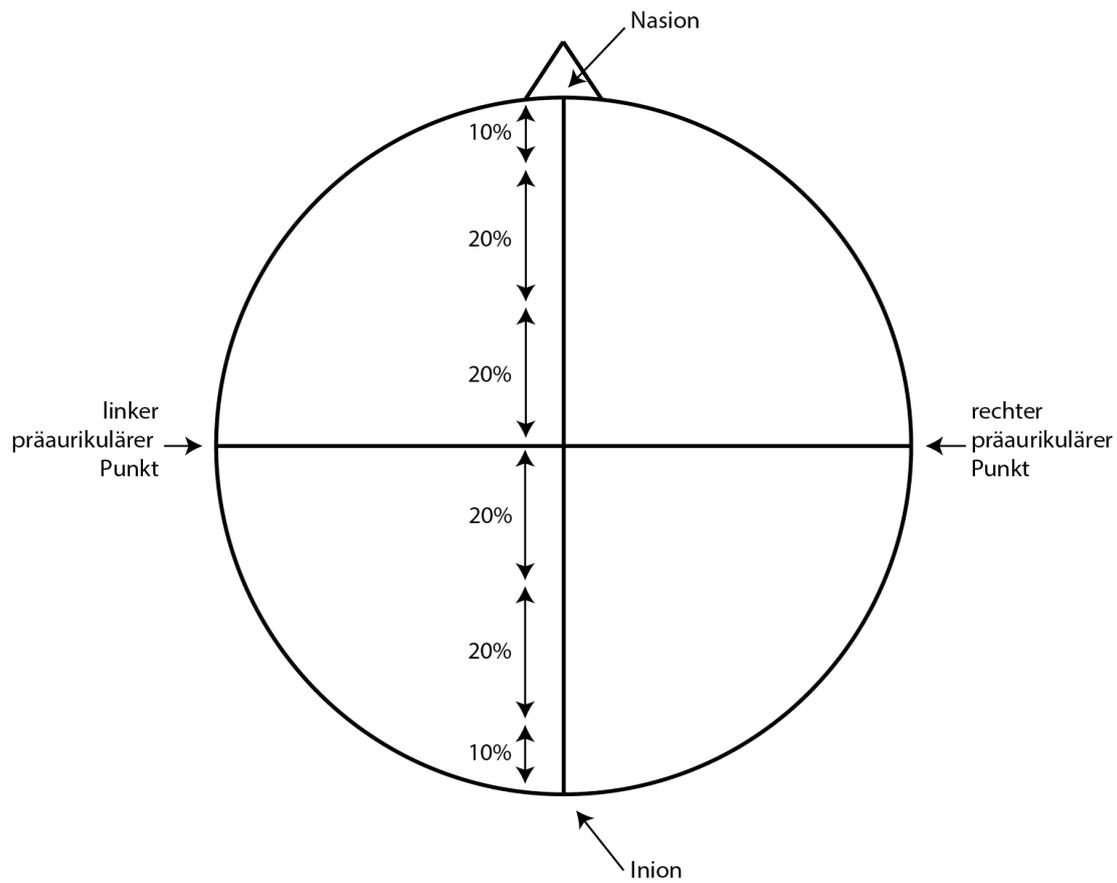


Abbildung 3: Das 10/20-System

Die Abbildung zeigt eine Aufsicht auf einen Schädel. Eingezeichnet ist die Unterteilung der Verbindungslinie zwischen Nasion und Inion bei dem 10/20 System von Jasper (1958). Die Aufteilung der Abschnitte erfolgt beginnend beim Nasion nach folgendem Prozentsystem: 10%-20%-20%-20%-20%-10%.

Das Elektroenzephalogramm wurde mit Hilfe von Silber-Silberchlorid-Ringelektroden an 32 Kontaktflächen (siehe Abbildung 4) aufgezeichnet. 30 Elektroden wurden in einer elastischen Haube (Firma: Easycap GmbH ehemals FMS Falk Minow Services, Inning a. Ammersee, Deutschland; Modell: EasyCap M33; www.easycap.de) angebracht. Dabei befanden sich 2 Elektroden (TP9 und TP10) hinter dem Processus mastoideus (Warzenfortsatzes des Schläfenbeins). Weiterhin wurden über 2 Augenelektroden (Elektrookulogramm) horizontale (HEOG) und vertikale (VEOG) Augenbewegungen aufgezeichnet. Die Augenelektroden befanden sich sowohl 10 mm unterhalb des rechten Auges als auch 10 mm lateral des rechten äußeren Angulus oculi (Lidwinkels).

Die Elektrode AFz diente als Grund-Elektrode (Elektrode mit Nullpotential, Erde), gegen die alle anderen Elektroden gemessen wurden. Die Impedanz betrug weniger als 5 k Ω . Zur Kontaktherstellung zwischen Elektroden und Kopfhaut wurde ein abrasives Gel (Modell: Abralyt HiCl 1000g, Firma: Easycap GmbH ehemals FMS Falk Minow Services, Inning a. Ammersee, Deutschland) verwendet. Die Kontaktstellen wurden vor der Messung mit Isopropylalkohol (70%) entfettet.

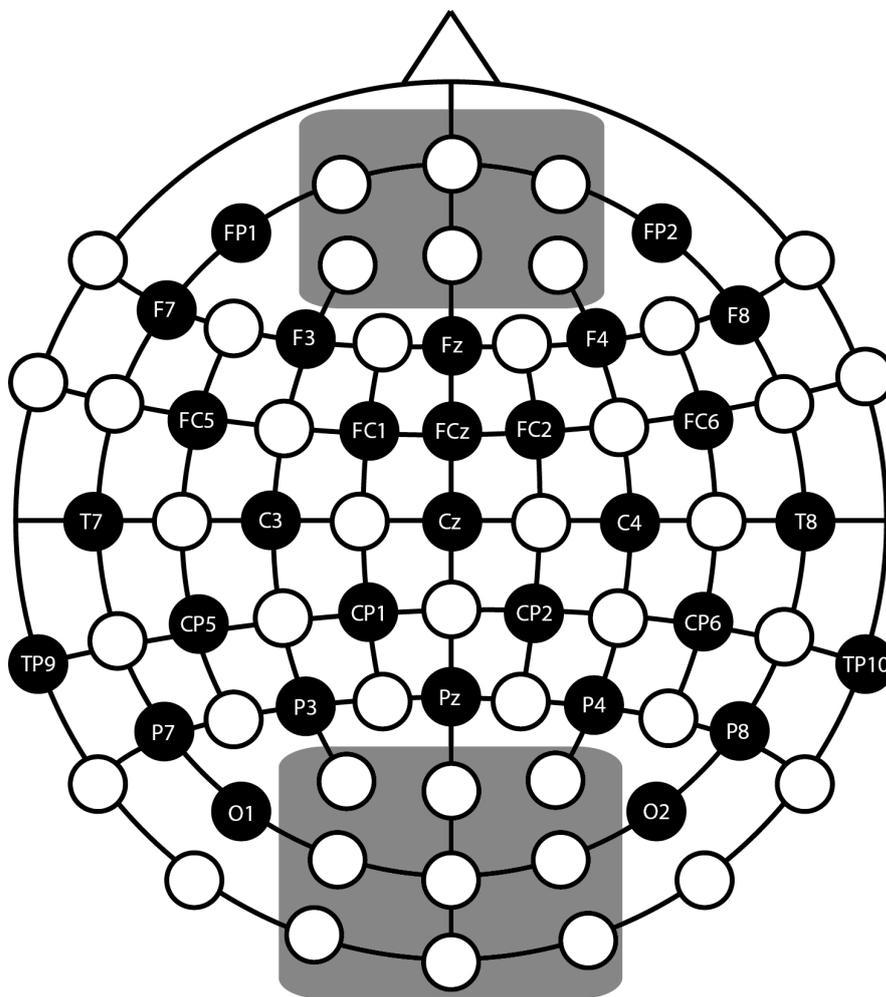


Abbildung 4: Anordnung der EEG- und Stimulationselektroden

Die Aufzeichnung des EEGs erfolgte mit 32 Elektroden. 30 Elektroden wurden nach dem Schema in dieser Abbildung in eine elastische Haube eingebracht. Nicht eingezeichnet sind die beiden Augenelektroden mit deren Hilfe horizontale (HEOG) und vertikale (VEOG) Augenbewegungen aufgezeichnet

wurden. TP9 und TP10 wurden hinter dem Warzenfortsatz des Schläfenbeins (*Processus mastoideus*) angebracht. Außerdem sind die beiden Stimulationselektroden eingezeichnet, deren Position der Mitte des Hinterkopfes (*Protuberantia occipitalis externa*) und der Mitte der Stirn (entspricht in etwa der *Tubera frontalia*) entsprach.

2.3.4 Erfassung und Auswertung elektrophysiologischer Daten

Die EEG-Aufzeichnung erfolgte kontinuierlich und wurde auf eine Bandbreite von 0,03 - 100 Hz (3 dB Punkte) verstärkt. Das analoge EEG-Signal wurde mit einer Abtastrate von 1000 Hz und einem Tiefpassfilter von 0,53 Hz mit Hilfe des EEG-Signalwandlers an den EEG-PC weitergeleitet und digitalisiert (12 bit, 0,122 $\mu\text{V/bit}$) (siehe Abbildung 1). Die EEG-Aufzeichnung und Digitalisierung erfolgte mit Geräten (Modell: brainvision professional BRAINAMP standard) und Software (brainvision professional RECORDER) der Firma Brain Products (Brain Products GmbH, Gilching, Deutschland; www.brainproducts.com). Die elektrophysiologischen Daten wurden mit Hilfe eines Analogsignals des nrec-Computers an den EEG-Signalwandler synchronisiert.

Die EEG-Daten wurden in das Programm Brain Vision Analyzer (Firma: Brain Products GmbH, Gilching, Deutschland) eingelesen. Die Benennung (siehe Abbildung 6) von stimulierten (S3) und nicht stimulierten (S65) Durchgängen im EEG wechselte sich bei dieser Studie ab. Bei wenigen Durchgängen war diese Benennung vertauscht. Dies wurde manuell korrigiert. Fehlerhafte Durchgänge wurden aussortiert.

Anschließend wurden die Dateien in das Computerprogramm MATLAB eingelesen, um dort analysiert zu werden. Zur Verarbeitung der EEG-Daten wurde die EEG-Verarbeitungs-Umgebung FieldTrip von Oostenveld und Mitarbeiter (2011) verwendet. Diese Umgebung ermöglichte es, statistische Analysen und Zeit-Frequenz-Analysen durchzuführen und die EEG-Daten grafisch darzustellen.

Die EEG-Daten wurden in dieser Umgebung zunächst vorverarbeitet, d.h. es wurden aus dem kontinuierlichen EEG-Signal die einzelnen Durchgänge herausgeschnitten, mit Hoch- (35 Hz) und Tiefpassfiltern (0,53 Hz) gefiltert und auf die Zeitstrecke 0,466 ms bis 0,666 ms Baseline korrigiert.

Im Anschluss wurden die Augenartefakte korrigiert. Da auch die Stimulation weitere Artefakte in den nichtstimulierten EEG-Bereichen hinterließ, wurde eine Independent Component Analyse (ICA) durchgeführt, die die EEG-Signale auf Stimulationsmuster hin untersuchte, um diese aus dem EEG-Signal herausrechnen zu können.

Die EEG-Signale wurden danach in einem Grand-Average miteinander verrechnet und statistisch analysiert. Es wurde geprüft, ob sich die unter den verschiedenen Stimulationsbedingungen evozierten Potenziale signifikant unterscheiden.

Als weitere Analysemethode wurde die Zeit-Frequenz-Analyse eingesetzt, um die im EEG-Signal enthaltene Frequenzen betrachten zu können.

2.4 Visueller Reiz

Während des Versuches wurde ein visueller Stimulus präsentiert. Der Stimulus wurde dazu verwendet, die Wahrnehmungsschwelle des Bewegungssehens der Probanden zu bestimmen. Die Veränderung dieser Schwelle und der daraus eventuell resultierende Lerneffekt sollte in diesem Versuch erfasst werden. Zusätzlich sollte der Einfluss einer alternierenden transcraniellen Stromstimulation auf das Diskriminierungsverhalten dieser Schwelle festgestellt werden. Hierfür wurde der Stimulus in der Bildschirmmitte, d.h. im zentralen Gesichtsfeld des Probanden präsentiert. Diese zentrale Präsentation sollte zu einer bihemisphärischen Verarbeitung des Reizes führen. Für die Stimulation wurde eine erste Elektrode mittig am Occipitalpol platziert. Eine zweite Elektrode befand sich im Bereich des Frontalpol.

Als visueller Stimulus wurde ein Punkt-Kinematogramm verwendet. Dieser Reiz ist seit 1988 etabliert (Newsome und Pare (1988)) und gilt als Standardreiz, um die Fähigkeit zu bestimmen, globale Bewegung zu erkennen. Bei diesem Reiz soll der Proband die Bewegungsrichtung einer gleichgerichteten Punktwolke erkennen, die von einer zweiten ungerichteten Punktwolke überlagert wird, deren Punkte sich zufällig bewegen. Die Gesamtzahl von 475 weißen Punkten blieb während des gesamten Experiments gleich. Die Punkte hatten einen Radius von 0,133 Winkelminuten und eine Bewegungsgeschwindigkeit von 6 Winkelgrad pro Sekunde. Alle Punkte wurden in einem zentrierten Feld (Abmessung: 9 Winkelgrad x 9 Winkelgrad) auf dem Bildschirm dargeboten.

Eine gleichgerichtete Bewegung von Punkten wird als kohärent bezeichnet. Der Anteil der kohärenten Punkte an der Gesamtpunktzahl wird als Kohärenz oder Kohärenzstufe bezeichnet und kann zwischen 0% und 100% betragen.

In Abbildung 5 sind 4 verschiedene Kohärenzstufen und ihre Zusammensetzung aus einer ungerichteten und einer kohärenten Punktwolke illustriert. Hierzu ein Beispiel: Bei der Kohärenzstufe 15% (Abbildung 5, Zeile 2) sind im finalen Bild (Zeile 2, Bild 1) 20 Punkte zu sehen. 6 Punkte gehören der kohärenten Punktwolke an (Zeile 2, Bild 2) und 14 Punkte gehören der ungerichteten Punktwolke (Zeile 2, Bild 3) an. Der finale Stimulus überlagert nun diese 2 Punktwolken. Der Proband sollte nun die Richtung der kohärenten Punktwolke erkennen, im gezeigten Beispiel die Bewegung nach rechts. Während des Experiments konnte sich die kohärente Punktwolke pro Durchgang in eine von 4 Kardinalrichtungen bewegen (rechts, links, oben und unten).

Die Schwierigkeit der Diskriminationsaufgabe verhält sich entgegengesetzt zur Kohärenzstufe. Eine Kohärenzstufe von 15% ist schwieriger zu erkennen, als eine Kohärenzstufe von 35%. Da sich bei der Kohärenzstufe von 0% alle Punkte ungerichtet bewegten, musste der Proband hierbei raten.

Um keinen Punkt dauerhaft fixieren zu können, wurde die Lebensdauer eines Punktes auf 100 ms begrenzt. Nach Ablauf der Lebensdauer verschwand der Punkt vom Bildschirm. Als Ersatz wurde ein neuer, von der Bewegungsrichtung dem verschwundenen Punkt gleichgerichteter, Punkt an einer neuen Stelle auf dem Bildschirm generiert. Dieses Verfahren fand sowohl für Punkte aus der kohärenten, als auch aus der ungerichteten Punktwolke statt.

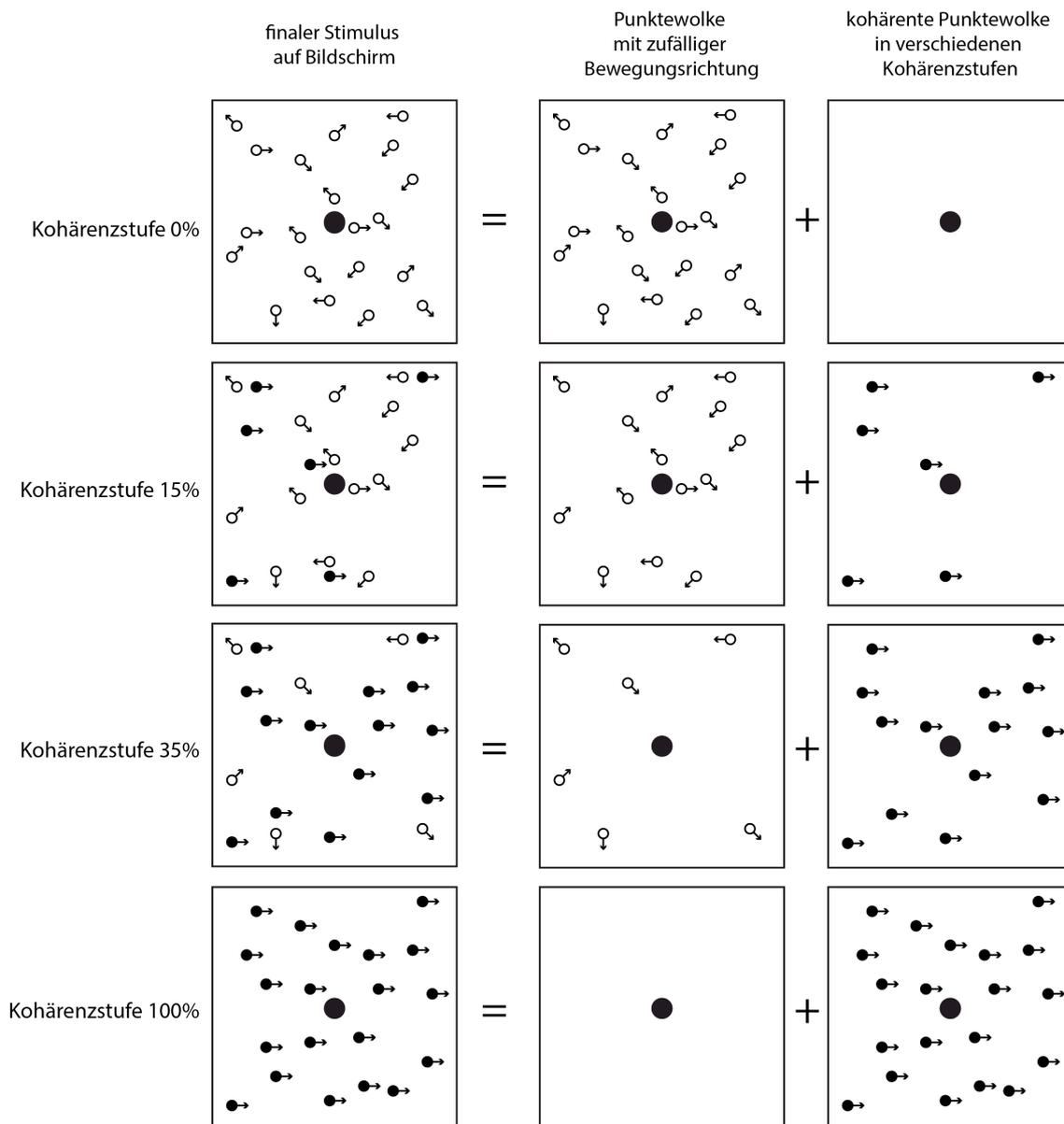


Abbildung 5: Zusammensetzung des visuellen Reizes

Jeder visuelle Stimulus, der den Probanden auf dem Bildschirm präsentiert wurde, setzte sich aus zwei Subgruppen an Punkten zusammen. Spalte 2 stellt

die Punkte mit zufälliger Bewegungsrichtung dar. Spalte 3 zeigt hingegen die Punkte, die eine kohärente gleichgerichtete Bewegung in eine von 4 Kardinalrichtungen ausführen. Spalte 1 zeigt für die verschiedenen Kohärenzstufen die Überlagerung der zwei Punktwolken. Die Kohärenzstufe gibt an, wie viel Prozent aller Punkte sich gleichgerichtet bewegen. Die Punkte sahen im Versuch alle gleich aus und waren weiß. Sie sind in dieser Abbildung zur Erläuterung unterschiedlich gemustert und farblich unterschieden (weiß bzw. schwarz). Ihre tatsächliche Anzahl wurde zudem zur Vereinfachung auf 20 statt 475 Punkten reduziert.

2.5 Zeitlicher Ablauf eines Durchgangs

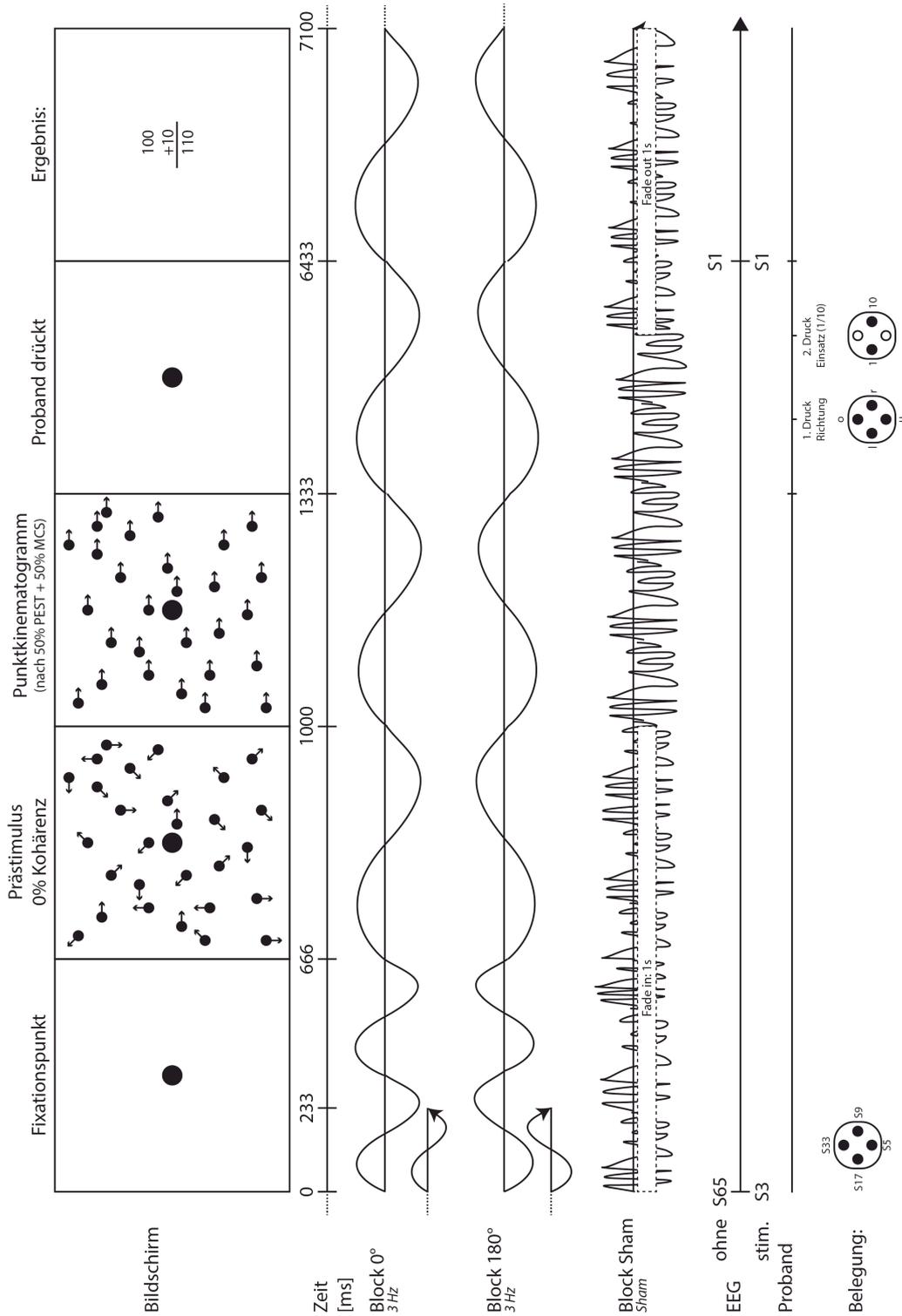


Abbildung 6: Zeitlicher Ablauf eines Durchgangs

Die Abbildung stellt den zeitlichen Ablauf eines Durchgangs dar. Die oberste Zeile beschreibt den Ablauf des visuellen Stimulus. Zunächst wurde ein roter

Fixationspunkt für 666 ms präsentiert. Zwischen 666 ms und 1000 ms wurde ein Prästimulus mit einer Kohärenz von 0% präsentiert, d.h. alle Punkte bewegten sich zufällig. Darauf folgend wurde für 333 ms der visuelle Diskriminationsreiz, ein Punktkinetogramm variierter Kohärenz, präsentiert. Nun hatten die Probanden 5100 ms Zeit, um durch Knopfdruck mitzuteilen, in welche der vier Kardinalrichtungen die globale Bewegung des Reizes gerichtet war und wie sicher sie sich ihrer Entscheidung waren. Die Tastenbelegung ist in der letzten Zeile dargestellt. Zwischen 6433 ms und 7100 ms wurde das Ergebnis des virtuellen Wetteinsatzes präsentiert. Zeile 2-4 stellt den Verlauf der Stimulation für die drei Stimulationsbedingungen (0°, 180° und sham) dar. Zeile 5 spiegelt das kontinuierlich aufgezeichnete EEG wider.

In Abbildung 6 ist der zeitliche Verlauf eines Durchgangs illustriert. Ein Durchgang dauerte 7100 ms. Zu Beginn eines Durchgangs wurde ein roter Punkt (Radius: 0,1667 Winkelminuten) im Zentrum des Bildschirms präsentiert. Der Proband wurde dazu angehalten während des gesamten Experiments diesen Punkt zu fixieren. Mit Hilfe der Infrarotkamera und des Augenbewegungsmeßsystems wurde eine Fixationskontrolle durchgeführt. Nach 666 ms wurde für 333 ms ein Punkt-Kinetogramm als Prästimulus mit einer Kohärenzstufe von 0 % präsentiert.

Zwischen 1000 ms und 1333 ms wurde der eigentliche Diskriminationsreiz mit einer Abmessung von 9 Winkelgrad x 9 Winkelgrad präsentiert, dessen Kohärenzstufe zwischen 0 % und 100 % betrug. Danach wurde der Stimulus wieder ausgeblendet und es war nur noch der rote Fixationspunkt zu sehen.

Im Zeitraum zwischen 1333 ms bis 6433 ms sollte der Proband seine Antworten geben. Dafür erhielt er zu Beginn des Experiments eine Tastatur, auf der 4 Tasten, den Bewegungsrichtungen des kohärenten Reizes entsprechend, abgebildet waren. Der Proband sollte 2 Antworten geben, wobei es keine Vorgabe des zu benutzenden Fingers gab.

Mit dem 1. Tastendruck gab der Proband die globale Richtung wieder, die er in der Punktwolke zu erkennen glaubte. Falls der Proband keine Richtung erkennen konnte, sollte er raten. Mit dem 2. Tastendruck sollte der Proband eine Einschätzung seiner persönlichen Sicherheit abgeben. Je nachdem, ob sich der Proband sicher oder unsicher über die Richtung der Punktwolke war,

konnte er 1 oder 10 virtuelle Punkte setzen, indem er auf den linken (1 Punkt) oder rechten (10 Punkte) Taster drückte. War die Diskrimination des Probanden richtig, wurden ihm die gesetzten Punkte zu seinem Punkteguthaben (Startguthaben: 100 Punkte) gutgeschrieben. War die Diskrimination falsch, wurde der Einsatz abgezogen. Auf diese Weise wurde die Entscheidungssicherheit des Probanden operationalisiert: bei hoher Sicherheit, würde er einen hohen Einsatz wagen, bei niedriger Sicherheit nur einen niedrigen. Das Guthaben war virtuell und wurde am Ende des Experiments nicht ausgezahlt. Erfolgt keine 2 Tastendrucke im vorgegebenen Zeitraum, galt der Durchgang als ungültig und wurde bei der späteren Auswertung nicht berücksichtigt. Im Zeitraum zwischen 6433 ms und 7100 ms wurde dem Probanden das Ergebnis seines virtuellen Wetteinsatzes auf dem Bildschirm dargestellt. In der obersten Zeile war sein Guthaben dargestellt, darunter erschien sein Einsatz, und in der letzten Zeile sein neues Guthaben.

Während des gesamten Durchgangs wurde ein kontinuierliches EEG-Signal aufgezeichnet. Dem EEG-PC wurden zur späteren Zuordnung der Durchgangsabschnitte Synchronisierungssignale übermittelt, die diese dann zusammen mit dem EEG aufzeichnete.

2.6 Zeitlicher Ablauf des Experiments

Für das Experiment wurden 30 Probanden rekrutiert, die in 6 Gruppen à 5 Probanden randomisiert zugeteilt wurden. Jede Gruppe durchlief 3 Stimulationsblöcke (Block 0°, Block 180° und Block Sham) in unterschiedlicher Abfolge (Zur Blockabfolge siehe Tabelle 4).

Die Blöcke unterschieden sich nur in der elektrischen Stimulation. Der Wechselstrom wurde in zwei verschiedenen Zeitbezügen zur visuell Stimualtion präsentiert. In einer ersten Bedingung, im Folgenden „0°“ genannt, fällt der Beginn des Ablaufs eines Durchgangs auf eine positivierende Phase der Stimulation. In einer zweiten Bedingung, im Folgenden „180°“ genannt, fällt der

Beginn des Ablaufs eines Durchgangs auf eine negativierende Phase der Stimulation. Die Stimulation des Sham-Blocks diente als experimentelle Kontrolle. Hierbei wurde ein „elektrisches Rauschen“ appliziert, das in der Stromstärke den Blöcken 0° bzw. 180° entsprach. Das Signal hatte dabei ein zufälliges, nicht erkennbares Muster ohne geordnete Phasenbeziehung zum visuellen Stimulus. Die Probanden konnten die Stimulationsart, auch durch ein an der Kopfhaut eventuell auftretendes Kribbeln, nicht voneinander unterscheiden.

Gruppe	Abfolge der Stimulationsblöcke		
1	0°	180°	sham
2	0°	sham	180°
3	180°	0°	sham
4	180°	sham	0°
5	sham	180°	0°
6	sham	0°	180°

Tabelle 4: Einteilung der Blockabfolge des Experiments

Die 30 Probanden der Studie wurden pseudorandomisiert in 6 Gruppen eingeteilt. Jede Gruppe durchlief 3 Stimulationsblöcke (0°, 180° und sham) nach dem in dieser Tabelle dargestellten Schema.

Für die spätere Analyse wurde jeder Block in 3 gleichgroße Abschnitte (Erster, Zweiter und Dritter unterteilt). Zwischen den Messblöcken fand eine 5-minütige Unterbrechung statt. Die 3 Messabschnitte eines Blockes fanden ohne Unterbrechung statt.

Die Probanden absolvierten zunächst 10 Durchgänge, um sich mit dem Ablauf des visuellen Stimulus und dem Feedbackmechanismus (siehe Kapitel 2.5) vertraut zu machen.

Im Anschluss an die Trainingsphase begannen die 3 Messblöcke. Jeder Messblock umfasste 220 Durchgänge. Zwischen jedem Messblock hatten die Probanden die Möglichkeit eine Pause von ca. 5 Minuten einzulegen.

Die Messung wurde als Einfachblindstudie konzipiert. Es war den Teilnehmer nicht möglich die Stimulationsart zu erkennen. Nur dem Studienleiter war die Zuordnung der Probanden zu der jeweiligen Stimulationsgruppe zugänglich.

Jede Messung dauerte etwa 180 min und die gesamte Messung eines Probanden fand an einem Tag statt.

2.7 Bedeutung und Berechnung von Genauigkeit und Entscheidungssicherheit

Bei dieser Studie wurden verschiedene psychophysische Parameter (Genauigkeit, Entscheidungssicherheit und Reaktionszeit) betrachtet und statistisch analysiert.

Als Quantifizierungs-Variablen der objektiven Leistung der Probanden wurde hierzu der Genauigkeitswert betrachtet. Dieser Wert beschrieb die Leistung eines Probanden, bei der Präsentation visueller Reize gleichgerichtete Bewegungen erkennen zu können. Durch wiederholte Darbietung der Reize konnte zusätzlich die Veränderung dieses Wertes im Rahmen eines dabei möglichen Lernprozesses betrachtet werden. Der Wert stellte somit ein Werkzeug dar, die Leistungsentwicklung und den Lernerfolg der Probanden zu charakterisieren und über den Verlauf des Experiments zu analysieren.

Die Entscheidungssicherheit der Probanden beschreibt die subjektive Einschätzung der Probanden in ihre objektive Leistung. Eine genauere Beschreibung findet sich in Kapitel 1.3.

Der visuelle Stimulus wurde durch einen standardisierten Bewegungsreiz repräsentiert, der die visuelle Wahrnehmungsschwelle des Bewegungssehens quantifizieren sollte.

Wie in Kapitel 2.4 beschrieben, konnte ein visueller Stimulus verschiedene Kohärenzstufen annehmen, die durch die Anzahl der gleichgerichteten Punkte in einer Punktwolke definiert wurden.

Für die spätere statistische Auswertung wurden nun für jeden Probanden und für jede Messgruppe (z.B. Stimulationsblock) Schwellenwerte für Genauigkeit und Entscheidungssicherheit bestimmt.

Um den Schwellenwert der Genauigkeit zu berechnen, wurde in einem Diagramm die Prozentzahl der richtig beantworteten Durchgänge über der jeweiligen Kohärenzstufe dargestellt. Für die Berechnung der Entscheidungssicherheits-Schwelle wurde für jede Kohärenzstufe der Entscheidungssicherheits-Index aufgetragen. Dieser Index dient der Vergleichbarkeit und wurde berechnet, indem niedrigen Entscheidungssicherheits-Antworten der Wert 0,25 und hohen Antworten der Wert 1 zugeordnet wurde. Für den Entscheidungssicherheits-Index einer Kohärenzstufe wurde nun der Mittelwert aus diesen zugeordneten Werten (0,25 und 1) gebildet und in einem Punktediagramm dargestellt. (siehe Abbildung 7).

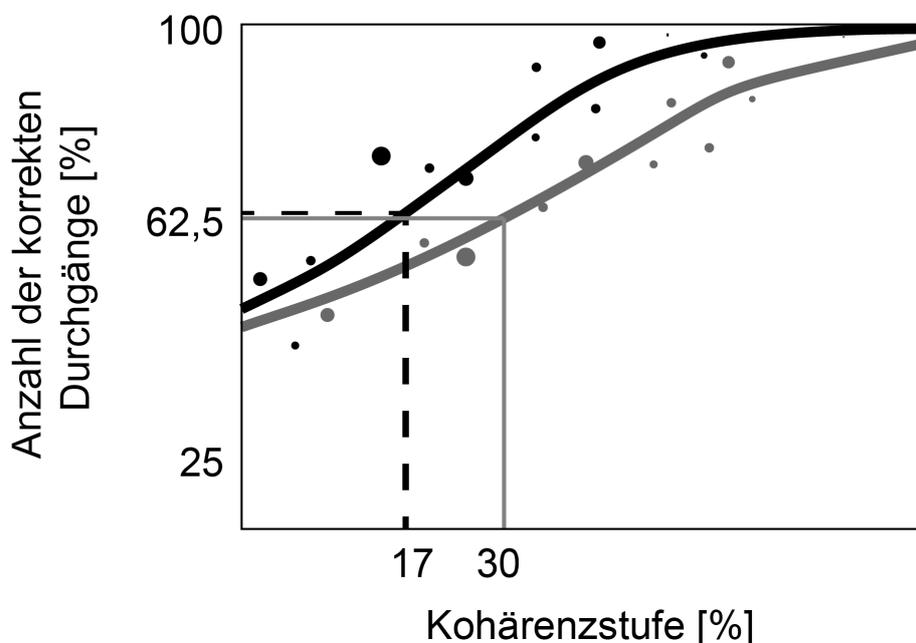


Abbildung 7: Kohärenzstufenmodell

Das Diagramm stellt auf der Abszisse den Prozentwert der Kohärenzstufe dar. Die Ordinate stellt den Anteil der korrekten Durchgänge in Prozent dar. Die Größe der eingezeichneten Punkte spiegelt die Anzahl der Durchgänge bei der jeweiligen Kohärenzstufe wieder. Durch dieses Punktediagramm wurde eine sigmoide Probit-Funktion nach McKee und Mitarbeiter (1985) gelegt, deren Wendepunkt bei 62,5% lag. Den Schwellenwerten für Genauigkeit und Entscheidungssicherheit entsprechen nun diejenigen x-Werte, deren y-Werte bei 62,5% liegen.

Durch dieses Punktediagramm wurde nun eine sigmoide Probit-Funktion (Kingdom und Prins (2010)) gelegt.

Den Schwellenwerten entsprachen nun die Kohärenzstufen, bei denen der Proband 62,5% der Durchgänge korrekt beantwortet hat (Genauigkeitsschwelle) bzw. der Entscheidungssicherheits-Index bei 62,5% lag (Entscheidungssicherheits-Schwelle). Diese Punkte stellten auch den Wendepunkt der Probit-Funktion dar.

Die Abfolge der Kohärenzstufen wurde bei dem Versuch durch zwei verschiedene Modelle, MCS und PEST, erzeugt, die mit gleicher Wahrscheinlichkeit (50% MCS und 50% PEST) präsentiert wurden. Die Abfolge von MCS und PEST wurde pseudorandomisiert. MCS steht dabei für ‚method of constant stimuli‘ und erzeugte eine pseudorandomisierte Reihenfolge vorher festgelegter Kohärenzstufen. In der vorliegenden Studie wurden die Kohärenzstufen 0%, 15%, 35% und 100% verwendet. Der Name PEST steht für ‚parameter estimation by sequential testing‘ (Liebermann und Pentland (1982)). PEST ist eine adaptive Anpassungsstrategie und passt sich dem Lern- und Antwortverhalten des Probanden an. Dem Probanden wurde bei dieser Strategie zunächst ein visueller Stimulus mit einer voreingestellten Kohärenzstufe von 80% präsentiert. Nun wurde bei jedem folgenden Durchgang die Schwierigkeit erhöht, indem niedrigere Kohärenzlevel in 20%-Schritten präsentiert wurden, d.h. zunächst 80%, danach 60%, dann 40%, bis der Proband eine falsche Antwort gab (siehe Abbildung 8). Im Falle der Falschantwort wurde die Schrittgröße halbiert (also auf 10%) und das Kohärenzlevel um diesen Wert erhöht, die Schwierigkeitsstufe also erleichtert.

War die Aussage wieder korrekt, wurde mit der verkleinerten Schrittgröße (in unserem Beispiel 10%) das Kohärenzlevel erniedrigt. Dieses Vorgehen wurde nun mit immer kleiner werdenden Schritten wiederholt.

Der Endpunkt war erreicht, wenn die Änderung des Kohärenzlevels 2 Prozentpunkte betrug. Danach startete die PEST-Strategie erneut.

Die PEST-Strategie versuchte also das probandenabhängige Kohärenzlevel zu ermitteln, indem es sich mit immer kleiner werdenden Schritten der Wahrnehmungsschwelle des Probanden annäherte.

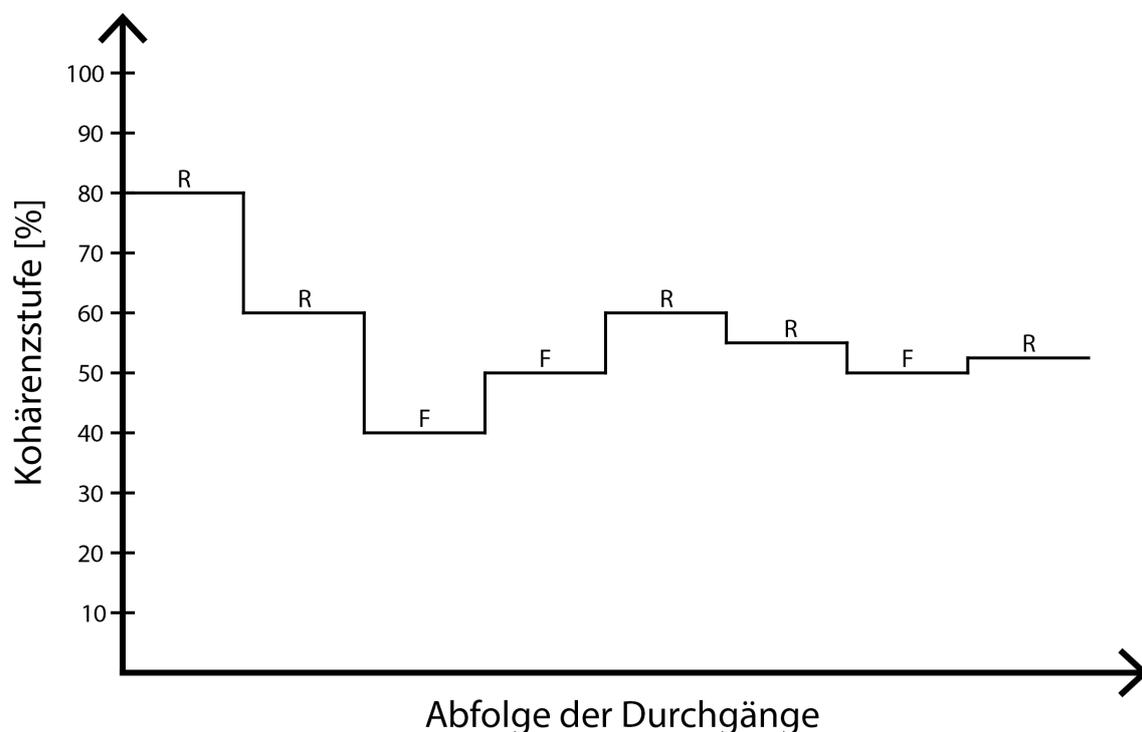


Abbildung 8: Kohärenzstufenmodell PEST

Das Diagramm stellt den Verlauf einer Kohärenzstufenentwicklung nach dem PEST-Modell (*parameter estimation by sequential testing*) dar. Die Abszisse stellt den zeitlichen Verlauf der Durchgänge dar, die Ordinate beschreibt die Kohärenzstufe in Prozent. Der erste Durchgang startete mit einer Kohärenz von 80%. Wurde der Durchgang richtig beantwortet (hier durch den Buchstaben R dargestellt), wurde die Kohärenzstufe um 20 Prozentpunkte kleiner, der Durchgang somit schwieriger. Wurde der Durchgang falsch beantwortet (hier durch den Buchstaben F dargestellt; beispielsweise Durchgang 3 bei einer Kohärenz von 40%), wurde die Kohärenzveränderung halbiert und der Kohärenzwert erhöht. Diese Stufengröße wurde beibehalten bis erneut eine

korrekte Durchgangsantwort gegeben wurde. Dieses Vorgehen wurde nun mit immer kleiner werdenden Stufen fortgeführt. Der Endpunkt des Stufenmodells war bei einer Schrittgröße von 2% erreicht. Dann startete die PEST-Strategie erneut.

2.8 Transkranielle alternierende Stromstimulation (tACS)

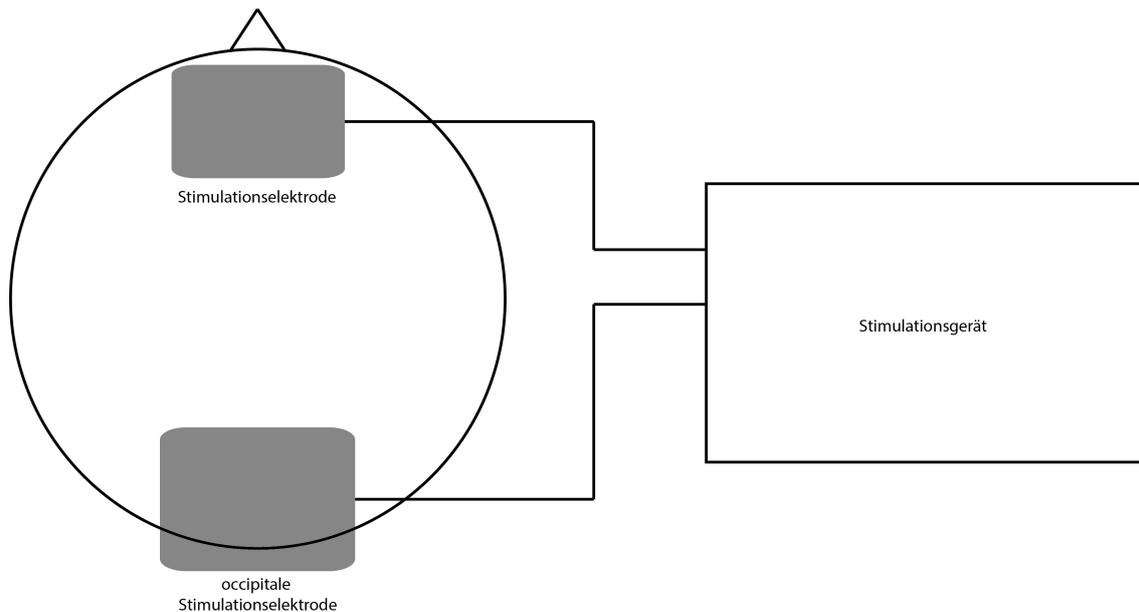


Abbildung 9: Stimulationsgerät mit Position der Stimulationselektroden

Mit Hilfe des Stimulationsgerätes konnten transkranielle alternierende Wechselströme mit einer Frequenz von 3 Hz und einer maximalen Stromstärke von 1,5 mA erzeugt werden. Die beiden dargestellten Elektroden, die von Schwammmaterial umgeben waren, wurden an der Mitte des Hinterkopfes (*Protuberantia occipitalis externa*) und mittig oberhalb der Stirn (entspricht in etwa der *Tubera frontalia*) platziert.

Als Stimulationsgerät wurde der DC-Stimulator plus, ein CE-zertifiziertes Medizinprodukt mit maximaler Stromstärke von 1,5 mA der Firma neuroConn (neuroConn GmbH, 98693 Ilmenau, Deutschland; www.neuroconn.de) verwendet. Die Stimulationselektroden hatten eine Größe von 5 cm x 7 cm = 35 cm², um lokale Irritationen zu vermeiden. Die Elektroden waren in Schwämmchen eingebracht, die mit physiologischer Kochsalzlösung getränkt waren.

Als Stimulationsposition wurde die Mitte des Hinterkopfes (Protuberantia occipitalis externa) gewählt. Die Zweitelektrode war in der Mitte oberhalb der Stirn (dies entspricht in etwa der Tubera frontalia) platziert. Der Grund für die Wahl der Elektrodenplatzierung ist in Kapitel 1.4 bereits aufgeführt.

Wie in Kapitel 2.6 beschrieben und in Abbildung 6 illustriert, erfolgte die Stimulation alternierend. Dies bedeutete, dass nur in jedem zweiten Durchgang elektrisch stimuliert wurde. Dieser Wechsel sollte es ermöglichen, in den Blöcken mit applizierter Stimulation möglichst artefaktfreie EEG-Signale aufzuzeichnen. Der Startpuls der Stimulation wurde vom nrec-PC übermittelt, um den visuellen Reiz mit der elektrischen Stimulation zu synchronisieren.

Drei verschiedene Stimulationsarten wurden, in Blöcken getrennt, appliziert. In zwei Bedingungen wurde Wechselstrom mit einer maximalen Amplitude von 1,5 mA in einem niederfrequenten Spektrum von 3 Hz appliziert. Der Wechselstrom wurde in zwei verschiedenen Zeitbezügen zur visuellen Stimualtion präsentiert. In der Bedingung „0°“, fällt der Beginn des Ablaufs eines Durchgangs auf eine positivierende Phase der Stimulation. In der zweiten Bedingung „180°“, fällt der Beginn des Ablaufs eines Durchgangs auf eine negativierende Phase der Stimulation. Die Dauer der Stimulationsblöcke 0° und 180° betrug 7100 ms. In der ersten Sekunde wurde dabei die Stromstärke linear auf 1,5 mA gesteigert (fade in) und in der letzten Sekunde wieder von 1,5 mA auf 0 mA reduziert (fade out). Dies sollte Stimulationsartefakte durch Kapazitätseffekte des Stimulators und der Elektroden in nicht stimulierten Durchgängen reduzieren.

Der Sham-Block, in welchem ein Gemisch verschieden frequenter Reize appliziert wurde, dauerte gerätebedingt 7000ms und enthielt auch eine fade in und eine fade out Phase von je einer Sekunde. Die gesamte Stimulationsdauer jedes Probanden betrug 40 min.

Die Akkus des Stimulationsgeräts wurden vor der Messung aufgeladen und das Gerät wurde während der Messung im Batteriebetrieb benutzt. Die Stimulation konnte jederzeit unterbrochen werden. Außerdem überprüfte das Stimulationsgerät kontinuierlich die Impedanz der Elektroden und konnte somit Elektroden

erkennen, die nicht an der Kopfhaut anlagen. In diesem Fall wurde die Stimulation sofort unterbrochen.

2.9 Risiken und Nebenwirkungen der Studie

Bei der Betrachtung der visuellen Stimuli, der Augenpositionsmessung und der EEG-Aufzeichnung waren keine Risiken zu erwarten.

Bei der Anwendung einer transkraniellen Stromstimulation mit max. 1,5 mA sind bisher keine schwerwiegenden unerwünschten Nebenwirkungen aufgetreten. Die verwendeten Stromstärken orientierten sich an den für Gleichstromstimulation aufgestellten Sicherheitskriterien von Agnew und McCreery (1987). Bei Einhaltung dieser Kriterien waren keine neuronalen Schädigungen zu erwarten.

Eine Studie von Iyer und Mitarbeiter (2005) zeigte bei zwanzigminütiger Stimulation des präfrontalen Cortex mit 2 mA keine negativen Effekte für die Versuchsteilnehmer.

Eine weitere Studie von Nitsche und Paulus (2001) bestimmte die Konzentration der NSE (neuronenspezifischen Enolase), die einen empfindlichen Marker für eine Schädigung von Neuronen darstellt. Die Konzentration stieg während des Experiments nicht an.

Ältere Publikationen von Bindman und Mitarbeiter (1964) berichteten von selten aufgetretenen leichten Nebenwirkungen, wie Hautirritationen und leichten Kopfschmerzen. Hier wurde allerdings an bis zu 5 Tagen pro Woche für ein halbes Jahr stimuliert. Diese Nebenwirkungen waren bei dieser aktuellen Studie und den Stimulationsparametern nicht zu erwarten.

Als wahrscheinlichere Nebenwirkung dieser aktuellen Studie konnte ein leichtes „Kribbeln“ an den Stimulationsorten auftreten. Die Art der Stimulation konnte anhand des eventuell auftretenden „Kribbelgefühls“ nicht unterschieden werden. Die Probanden konnten außerdem jederzeit ohne Nennung von Gründen die Messung pausieren oder abbrechen.

Die Versuchsteilnehmer wurden vor dem Experiment über die Risiken und Nebenwirkungen der tACS aufgeklärt und willigten schriftlich ein. Außerdem unterzeichneten die Teilnehmer eine Erklärung zum Datenschutz, die eine pseudonymisierte Verwendung der Messergebnisse im Rahmen dieser Studie zuließ. Ein positives Votum der Ethik-Kommission der Medizinischen Fakultät der Universität Tübingen zu den Versuchen in dieser Studie liegt vor.

2.10 Erfassung und Auswertung psychophysischer Daten

Die psychophysischen Daten (Genauigkeitsschwelle und Entscheidungssicherheits-Schwelle) und die Reaktionszeiten wurden mit Hilfe des Computerprogramms MATLAB (The MathWorks Inc, Version R2011b) aus den Rohdaten ausgelesen. Durchgänge mit fehlerhaftem Tastendruck wurden nicht in die Analyse aufgenommen. Für die Analysen wurden aus den Rohdaten die relevanten Durchgänge ausgewählt und daraus die Genauigkeitsschwellen, Entscheidungssicherheits-Schwellen, Sigawerte und Reaktionszeiten berechnet. Der Sigawert stellt ein Steigungsmaß am Wendepunkt der psychometrischen Kurve dar. Diese Daten wurden für die statistische Auswertung in das Computerprogramm SPSS (IBM, Version 20) überführt. Die statistische Analyse umfasste ein- und mehrfaktorielle Varianzanalysen (ANOVA) und Korrelationsanalysen, wie sie standardmäßig in der genannten Software implementiert sind.

Die Augenpositionsdaten wurde ebenfalls mit Hilfe des Computerprogramms MATLAB ausgelesen und anschließend mit dem Statistikprogramm SPSS analysiert. Die Augendaten (X- und Y-Position) wurden dabei für jeden Durchgang einzeln betrachtet. Basierend auf diesen Werten wurden Mittelwerte für jeden Messblock einzeln und für das gesamte Experiment des Probanden bestimmt.

Die Abbildungen wurden mit dem Programm Adobe Illustrator (Adobe Systems, USA, Version CS5) für diese Arbeit erstellt. Sämtliche Abbildungen ohne Quellenangaben sind eigene Darstellungen des Autors dieser Arbeit.

3 Ergebnisse

3.1 Psychophysik

Zur Analyse der psychophysischen Parameter wurden die Genauigkeits-Schwellen und die Entscheidungssicherheits-Schwellen der Probanden berechnet. Hierzu wurden für jede Kohärenzstufe die Anzahl korrekter Durchgänge und der Entscheidungssicherheits-Index in einem Diagramm aufgetragen. Aus diesen Diagrammen konnten die Schwellen anhand der in Kapitel 2.7 beschriebenen Methode berechnet werden.

In Abbildung 10 sind für alle Durchgänge der 30 Probanden in jeder der 4 Kohärenzstufen (0%, 15%, 35% und 100%) die Anzahl korrekter Durchgänge und der Entscheidungssicherheits-Index dargestellt.

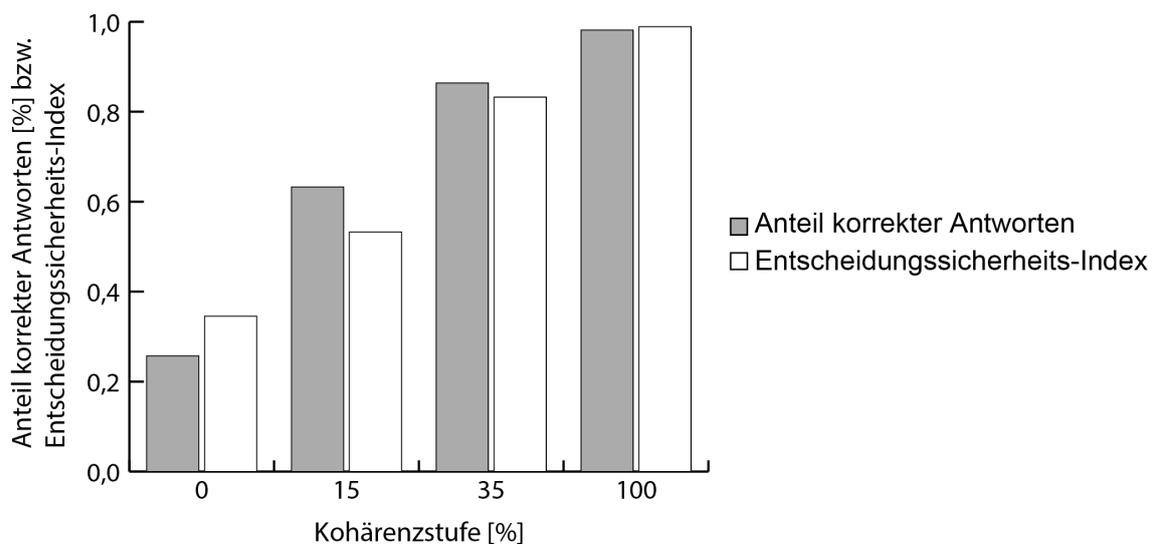


Abbildung 10: Anteil korrekter Antworten und Entscheidungssicherheits-Index aufgetragen für 4 Kohärenzstufen (MCS Werte)

Die Abbildung stellt für die 4 Kohärenzstufen 0%, 15%, 35% und 100% sowohl den Anteil der korrekten Durchgänge als auch den Entscheidungssicherheits-Index dar (Mittelwerte für n=30 Probanden).

In Abbildung 11 sind diejenigen Kohärenzstufen dargestellt, bei denen die Anzahl der Durchgänge mehr als 1% der gesamten Durchgangsanzahl

entsprach, d.h. hier wurden nicht nur die häufigen MCS Werte ausgewertet, sondern auch die PEST-Stufen, die individuell variierten. Auf der Ordinate wurden die Anzahl der korrekten Durchgänge und der Entscheidungssicherheits-Index für die jeweilige Kohärenzstufe aufgetragen.

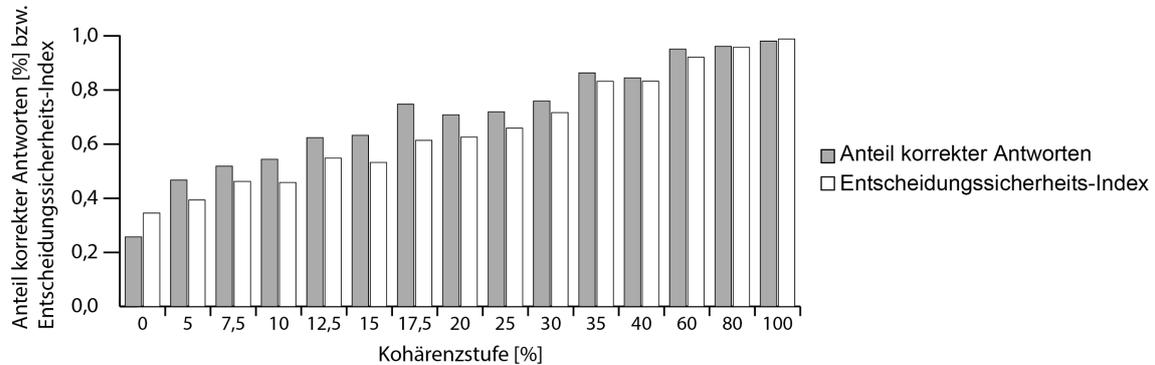


Abbildung 11: Anteil korrekter Antworten und Entscheidungssicherheits-Index aufgetragen für verschiedene Kohärenzstufen

Die Abbildung stellt für verschiedene Kohärenzstufen sowohl den Anteil der korrekten Durchgänge als auch den Entscheidungssicherheits-Index dar (Mittelwerte über $n=30$ Probanden). Dargestellt sind die Ergebnisse für Kohärenzstufen, die mindestens 1% der gesamten Durchgangsanzahl aller Probanden repräsentieren.

Sowohl Abbildung 10 als auch Abbildung 11 zeigen, dass die Anzahl korrekter Durchgänge und der Entscheidungssicherheits-Index bei steigenden Kohärenzstufen zunehmen. Das bedeutet, dass bei höheren Kohärenzstufen mehr Durchgänge richtig beantwortet wurden und die Probanden öfter die höhere Entscheidungssicherheits-Antwort gewählt haben.

Wie in den Methoden und in Tabelle 4 dargelegt, befand sich jeder Proband in einer von 6 Gruppen, die sich bzgl. der Abfolge der Stimulationsbedingungen unterschieden. Jeder Proband durchlief in seiner Gruppe 3 Messblöcke.

Es wurde nun die Entwicklung der Genauigkeitsschwelle im zeitlichen Verlauf und im Zusammenhang mit der Stimulationsbedingung betrachtet. In Abbildung 12 ist ersichtlich, dass die Diskriminationsschwelle im Verlauf des Experimentes kleiner wurde, sich also verbesserte.

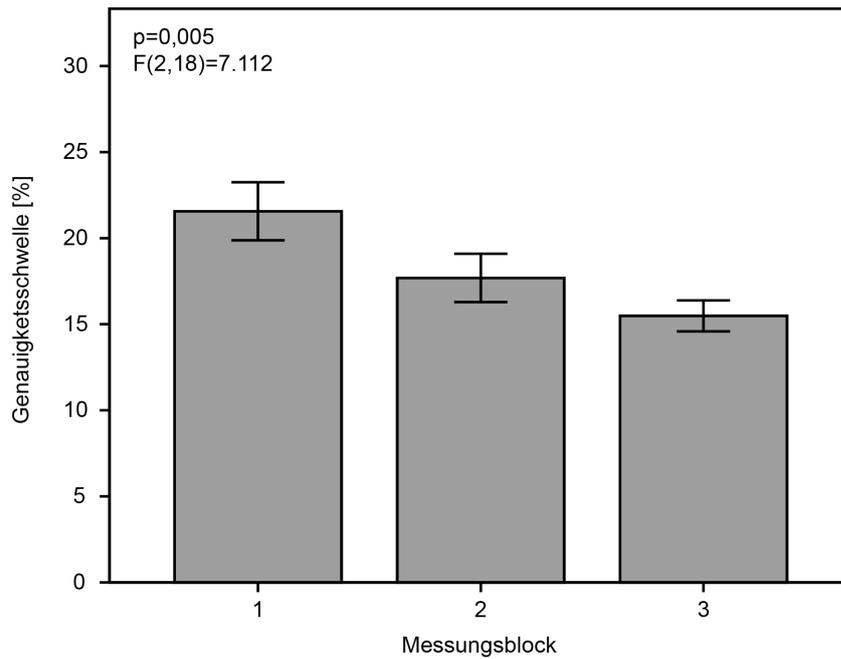


Abbildung 12: Genauigkeitsschwellen im zeitlichen Verlauf der Messungsblöcke

Die Abbildung stellt für jeden Messungsblock den Mittelwert und Standardfehler für die Genauigkeitsschwelle in Prozent dar ($n=30$ Probanden).

Die Stimulationsbedingung (Abbildung 13) zeigte hingegen keinen Einfluss auf die Genauigkeitsschwelle.

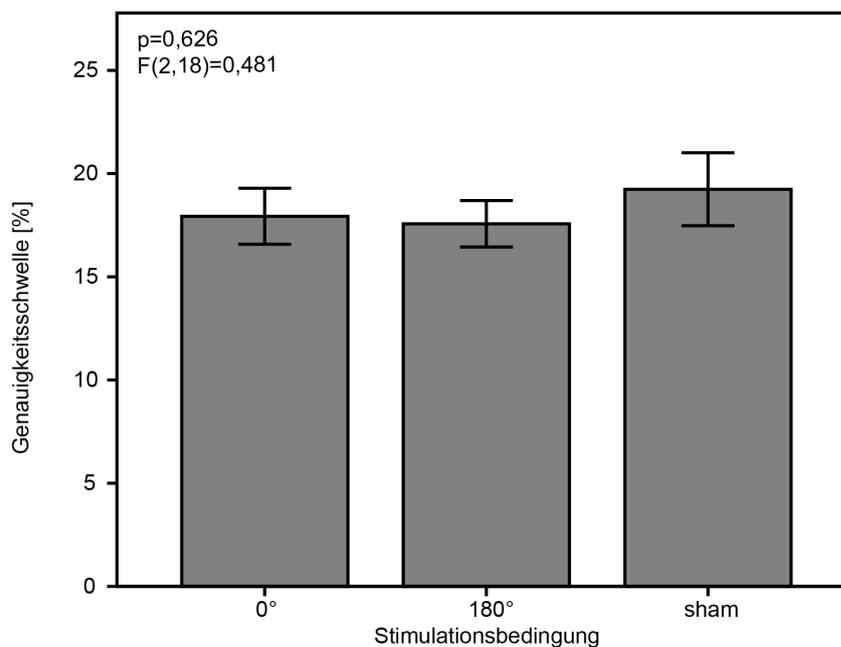


Abbildung 13: Genauigkeitsschwelle aufgetragen als Funktion der Stimulationsbedingung

Die Abbildung stellt für jede der 3 Stimulationsbedingungen (0°, 180° und sham) den Mittelwert und Standardfehler für die Genauigkeitsschwelle in Prozent dar (n=30 Probanden).

Eine zweifaktorielle ANOVA mit Messwiederholung mit den Faktoren Messungsblock und Stimulationsbedingung zeigte einen signifikanten Effekt des Messzeitpunktes auf die Genauigkeitsschwelle ($F[2,18] = 7,112$; $p=0,005$), hingegen war der Einfluss der Stimulationsbedingung nicht statistisch signifikant ($F[2,18] = 0,481$; $p<0,626$).

Neben der Genauigkeitsschwelle wurde die Entwicklung der Entscheidungssicherheits-Schwelle im Verlauf der Messblöcke analysiert. Abbildung 14 zeigt, dass die Sicherheitsschwelle ähnlich wie die Diskriminationsschwelle im zeitlichen Verlauf abnimmt.

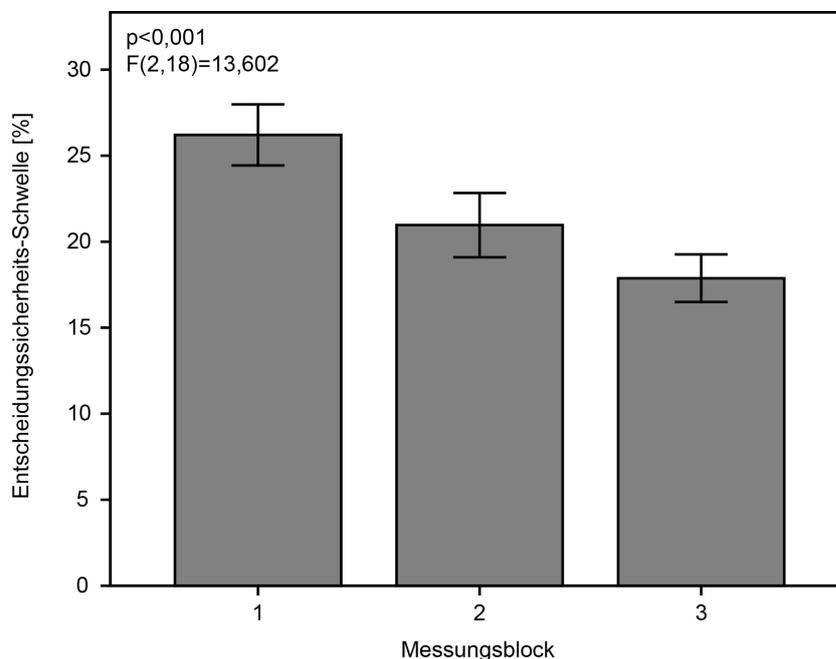


Abbildung 14: Entscheidungssicherheits-Schwellen im zeitlichen Verlauf der Messungsblöcke

Die Abbildung stellt für jeden Messungsblock den Mittelwert und Standardfehler für die Entscheidungssicherheits-Schwelle in Prozent dar (n=30 Probanden).

Die Stimulationsbedingung (Abbildung 15) zeigte hingegen keinen Einfluss auf die Sicherheitsschwelle.

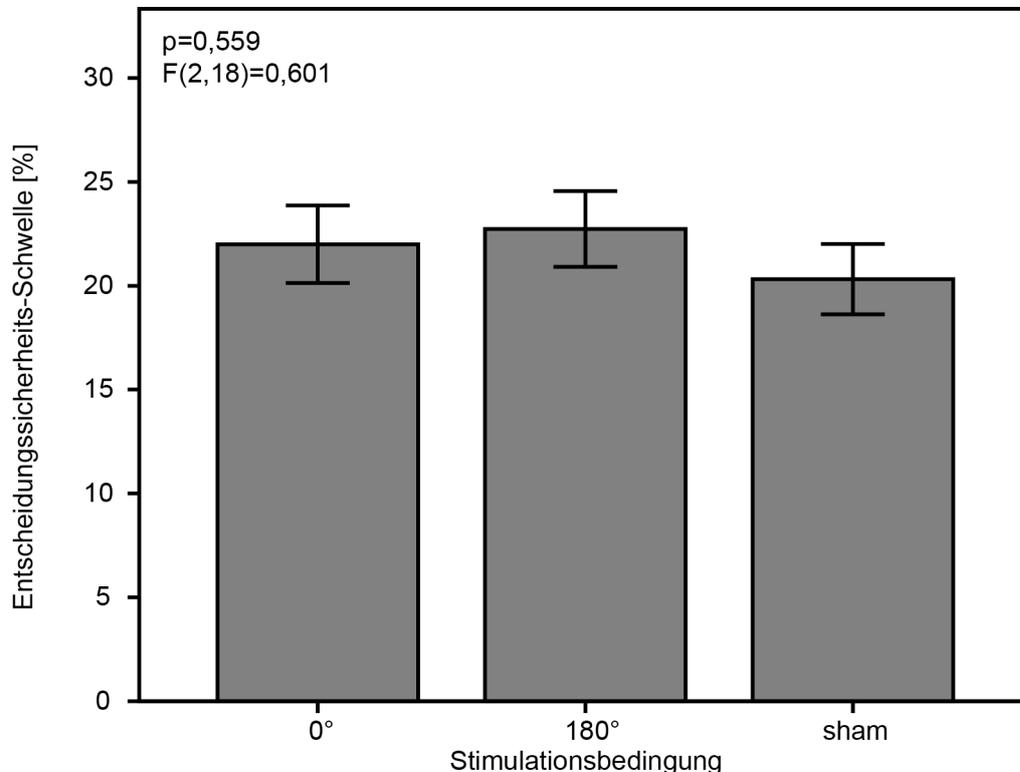


Abbildung 15: Entscheidungssicherheits-Schwelle aufgetragen als Funktion der Stimulationsbedingung

Die Abbildung stellt für jede der 3 Stimulationsbedingungen (0°, 180° und sham) den Mittelwert und Standardfehler für die Entscheidungssicherheits-Schwelle in Prozent dar (n=30 Probanden).

Auch hier belegte eine zweifaktorielle ANOVA mit den Faktoren Zeitpunkt und Stimulationsbedingung einen signifikanten Haupteffekt ($F[2,18] = 13,602$; $p < 0,001$) für den Faktor Zeitpunkt. Ebenso zeigte sich kein signifikanter Effekt ($F[2,18] = 0,601$; $p = 0,559$) der Stimulationsbedingung auf die Entscheidungssicherheits-Schwelle.

Diese Analysen legen somit nahe, dass die Stimulationsart auf die Genauigkeitsschwelle und die Entscheidungssicherheits-Schwelle keinen signifikanten Einfluss hat. Um diese Schlußfolgerung weiterführend zu prüfen,

wurden weitere Analysen durchgeführt. Die Ergebnisse dieser Analysen sind in Tabelle 5 zusammengefasst.

Es wurden im ersten Abschnitt der Tabelle zunächst im Rahmen von zweifaktoriellen ANOVAs die Genauigkeitsschwellen mit den Faktoren Stimulationsbedingung (0°, 180° und sham) und Messblock (Block A, Block B oder Block C) betrachtet (siehe oben). Hierbei zeigte sich kein signifikanter Einfluss der Stimulationsart auf die Messblöcke (Tabelle 5, $p=0,626$). Die darauffolgende 3-faktorielle ANOVA sollte prüfen, ob sich die Entwicklung der Schwellen innerhalb der drei Stimulationsblöcke unterscheidet. Hierzu wurde jeder der drei Einzelblöcke in je drei gleich große Abschnitte zerlegt. Die zeitliche Abfolge dieser drei Unterblöcke ist mit „Erster, Zweiter und Dritter“ bezeichnet, der neue Faktor wird als ‚INTRA‘ angesprochen (zur genaueren Erklärung siehe Kapitel 2.6). Auch unter Berücksichtigung des Zeitverlaufes innerhalb des jeweiligen Stimulationsblockes ergab sich kein statistisch signifikanter Einfluß der Stimulationsart (Tabelle 5, $p=0,995$). Als weiterer Faktor wurde ein spezifisches Maß eingeführt, um den Lerneffekt zu charakterisieren. Dieses Maß berechnet sich aus der Differenz der Unterblöcke „Erster“ minus „Dritter“ und beschreibt die Veränderung der Genauigkeitsschwelle zwischen diesen Werten. Auch unter Berücksichtigung dieses so definierten Lerneffekts zeigte sich kein signifikanter Einfluss der Stimulationsart (Tabelle 5, $p =0,226$).

Im zweiten Abschnitt der Tabelle wurden die gerade beschriebenen Analysen nun in analoger Weise für die Sigawerte durchgeführt. Die Sigawerte, ein Steigungsmaß der psychometrischen Kurven, hingen ebenfalls nicht von der Stimulationsart ab (Tabelle 5, $p=0,876$, $p=0,609$ und $p=0,692$). Zusätzlich wurden die Absolutwerte des Lerneffekts betrachtet. Die Differenzen der Genauigkeitsschwellen konnten sowohl positive als auch negative Werte ergeben, je nachdem, ob sich die Probanden im zeitlichen Verlauf verbesserten oder verschlechterten. Damit sich diese Differenzen nun im Mittel nicht mehr gegenseitig aufhoben, wurden die Absolutwerte der Differenz betrachtet. Auch

für dieses Maß zeigte sich kein statistisch signifikanter Einfluss der Stimulationsart (Tabelle 5, $p=0,627$).

Im dritten Abschnitt wurde analog zum ersten Abschnitt, der Zusammenhang der Entscheidungssicherheits-Schwellen und der Stimulationsart untersucht. Bei Betrachtung der Messblöcke (Block A, B und C), bei Betrachtung der Unterblöcke, als auch bei der Analyse des Lerneffekts konnte kein signifikanter Einfluss der Stimulationsart gezeigt werden (Tabelle 5, $p=0,559$, $p=0,557$ bzw. $p=0,558$).

Abschnitt 4 betrachtete analog zum zweiten Abschnitt die Sigmawerte, also das Steigungsmaß der psychometrischen Kurven für die Entscheidungssicherheit. Es konnte kein statistisch signifikanter Einfluss der Stimulationsart auf die Hauptmessblöcke (Block A, B und C), als auch auf die Unterblöcke gefunden werden (Tabelle 5, $p=0,462$ bzw. $p=0,338$). Die Untersuchung des Lerneffekts und des jeweiligen Absolutwertes in Bezug zur Stimulationsart zeigte keine Signifikanz (Tabelle 5, $p=0,953$ bzw. $p=0,311$).

In Abschnitt 5 wurden die Differenzwerte der oben genannten Genauigkeitsschwellen und Entscheidungssicherheits-Schwellen, als Maß des Verhältnisses der objektiven und subjektiven Leistung der Probanden, analysiert. Auf Messblockebene (Block A, B und C) und auf Ebene der Unterblöcke zeigte sich kein signifikanter Einfluss der Stimulationsart (Tabelle 5, $p=0,065$ bzw. $p=0,318$).

Die Differenz der Schwellen wurde zusätzlich mit Hilfe eines Quotienten untersucht, der im Folgenden als Michaelis-Quotient angesprochen werden soll. Dieser Quotient bildet sich als Differenz der Genauigkeitsschwelle minus der Entscheidungssicherheits-Schwelle geteilt durch die Summe der beiden Schwellen. Die Betrachtung dieses Wertes beruht auf der Überlegung, dass eine Verkleinerung der Differenz im zeitlichen Verlauf nicht nur von der Annäherung der beiden Werte stammen muss, sondern auch auf der Verkleinerung der jeweiligen Schwellen im zeitlichen Verlauf beruhen kann, was

dann auch zu einer Abstandsverkleinerung der Differenz führen würde. Der Michaelis-Kontrast fragt also, ob sich der Abstand zwischen den beiden Schwellen deutlicher verkleinert als aufgrund der reinen Schwellenabnahme zu erwarten wäre. Es konnte kein Einfluss der Stimulationsart auf die Michaelis-Quotienten auf Messblockebene und auf der Ebene der Unterblöcke gefunden werden (Tabelle 5, $p=0,092$ bzw. $p=0,172$).

Im Abschnitt 6 der Tabelle 5 wurden die Sigmawerte der Differenzen und Michaelis-Quotienten betrachtet. So zeigte sich kein signifikanter Einfluss der Stimulationsart auf Sigmawerte der Differenz der Schwellen und deren Michaelis-Quotienten auf Messblockebene (Tabelle 5, $p=0,170$ bzw. $p=0,171$), als auch auf Unterblockebene (Tabelle 5, $p=0,311$ bzw. $p=0,362$). Auch die Betrachtung der Absolutwerte zeigte auf Messblockebene (Tabelle 5, $p=0,507$ bzw. $p=0,287$), sowie auf der Ebene der Unterblöcke (Tabelle 5, $p=0,919$ bzw. $p=0,458$) keinen statistisch signifikanten Einfluss der Stimulationsart.

Methode	Faktoren		Spezifizierung der ANOVA, Signifikanzwerte							
			Faktor	Sphärizität angenommen (df)	Sphärizität Fehler (df)	Greenhouse- Geisser (df)	Greenhouse- Geisser-Fehler (df)	F	p	
ABSCHNITT 1: Genauigkeitsschwelle										
2-way ANOVA	INTER	STIM	STIM	2	18				0,481	0,626
3-way ANOVA	INTER	INTRA	STIM	STIM	2	18			0,005	0,995
2-way ANOVA des Lerneffekts Erster-Dritter	INTER	STIM	STIM	2	18				1,619	0,226
ABSCHNITT 2: Sigmawerte der Genauigkeitsschwelle										
3-way ANOVA	INTER	STIM	INTRA	STIM			1,216	10,947	0,047	0,876
2-way ANOVA	INTER	STIM	STIM	2	18				0,510	0,609
2-way ANOVA Erster-Dritter	INTER	STIM	STIM				1,215	10,932	0,224	0,692
2-way ANOVA ABS (Erster-Dritter)	INTER	STIM	STIM				1,250	11,246	0,328	0,627
ABSCHNITT 3: Entscheidungssicherheits-Schwelle										
2-way ANOVA	INTER	STIM	STIM	2	18				0,601	0,559
3-way ANOVA	INTER	INTRA	STIM	STIM	2	18			0,604	0,557
2-way ANOVA des Lerneffekts Erster-Dritter	INTER	STIM	STIM	2	18				0,603	0,558

ABSCHNITT 4: Sigawerte der Entscheidungssicherheits-Schwelle

3-way ANOVA	INTER	STIM	INTRA	STIM	2	18			0,807	0,462
2-way ANOVA	INTER	STIM		STIM	2	18			1,154	0,338
2-way ANOVA	INTER	STIM		STIM	2	18			0,049	0,953
Erster-Dritter										
2-way ANOVA	INTER	STIM		STIM			1,212	10,904	1,247	0,311
ABS (Erster-Dritter)										

ABSCHNITT 5: Differenz der Genauigkeitsschwelle und Entscheidungssicherheits-Schwelle

2-way ANOVA	INTER	STIM		STIM			2	18	3,194	0,065
GS-ES										
3-way ANOVA	INTER	INTRA	STIM	STIM	2	18			1,222	0,318
GS-ES										
2-way ANOVA	INTER	STIM		STIM	2	18			2,730	0,092
Michaelis-Quot (GS-ES)/ (GS+ES)										
3-way ANOVA	INTER	INTRA	STIM	STIM	2	18			1,945	0,172
Michaelis-Quot (GS-ES)/ (GS+ES)										

ABSCHNITT 6: Sigawerte der Differenz der Genauigkeitsschwelle und der Entscheidungssicherheits-Schwelle

2-way ANOVA	INTER	STIM		STIM	2	18			1,958	0,170
GS-ES										
2-way ANOVA	INTER	STIM		STIM			1,289	11,603	0,571	0,507
ABS(GS-ES)										
2-way ANOVA	INTER	STIM		STIM	2	18			1,952	0,171
Michaelis-Quot (GS-ES)/ (GS+ES)										
2-way ANOVA	INTER	STIM		STIM	2	18			1,338	0,287
ABS Michaelis-Quot (GS-ES)/ (GS+ES)										
3-way ANOVA	INTER	INTRA	STIM	STIM	2	18			1,247	0,311
GS-ES										
3-way ANOVA	INTER	INTRA	STIM	STIM					0,085	0,919
ABS(GS-ES)										
3-way ANOVA	INTER	INTRA	STIM	STIM	2	18			1,076	0,362
Michaelis-Quot (GS-ES)/ (GS+ES)										
3-way ANOVA	INTER	INTRA	STIM	STIM	2	18			0,816	0,458
ABS Michaelis-Quot (GS-ES)/ (GS+ES)										

Tabelle 5: Statistische Prüfung des Einflusses der Stimulation auf die Genauigkeitsschwelle, Entscheidungssicherheits-Schwelle und Stimulationsbedingung

Alle statistischen Angaben beziehen sich auf den Einfluß der Stimulationsbedingung (STIM). Im Versuch wurden die Probanden in 6 Gruppen eingeteilt und durchliefen dabei 3 konsekutive Blöcke. Der Faktor INTER steht für diese Blockeinteilung, d.h. die zeitliche Reihenfolge des Blockes. Für die Statistik wurde jeder Block in 3 Unterblöcke (Erster, Zweiter und Dritter) weiter unterteilt (Faktor: INTRA). GS steht für Genauigkeitsschwelle, ES für Entscheidungssicherheits-Schwelle. ABS steht für den Absolutwert. Der Michaelis-Quotient beschreibt die Differenz der Genauigkeitsschwelle und der Entscheidungssicherheits-Schwelle, geteilt durch die Summe der beiden Werte. War der Mauchly-Test auf Sphärizität signifikant, wurden die Werte Greenhouse-Geisser korrigiert (siehe Spalte 8 und 9).

Der in Kapitel 1.4 motivierte Einfluss der Stimulationsart auf die psychophysischen Parameter (Genauigkeitsschwelle und Entscheidungssicherheits-Schwelle) konnte somit durch keine der Betrachtungen nachgewiesen werden. Gleichwohl zeigten sich deutliche Einflüsse des Meßzeitpunktes auf die psychophysischen Parameter, welche belegen, dass die Probanden (unabhängig der Stimulation) während des Gesamtexperimentes lernten: Sowohl die Diskriminationsschwelle als auch die Entscheidungssicherheits-Schwelle wurde im Verlauf des Experimentes kleiner, d.h. die Probanden konnten zunehmend schwierigere Reize richtig diskriminieren und waren sich ihrer Einschätzungen zunehmend sicherer. Die Abhängigkeit dieses perzeptuellen Lernens und ihre Determinanten werden im Folgenden weiter analysiert.

Für diese Analysen wurde der Faktor Stimulationsart nicht mehr berücksichtigt und alle Messdaten wurden für die verschiedenen Messzeitpunkte (Block A, Block B oder Block C) gepoolt. Wie oben ausgeführt, wurden die Blöcke zur weiteren Analyse in je 3 gleichgroße weitere Unterblöcke aufgeteilt, um die Zeitauflösung des Lernprozesses zu verbessern. So teilt sich Block A in Block A1, A2 und A3 auf (Abbildung 16), sowie Block B und Block C entsprechend. Man erhält dadurch 9 Messzeitpunkte mit jeweils 30 Probandendatensätzen. Die in Abbildung 16 dargestellte Daten wurden mit einer univariaten einfaktoriellen ANOVA analysiert. Die Varianzanalyse zeigte erwartungsgemäß

einen signifikanten Effekt ($F[8,261]=3,258$; $p=0,001$) des Messzeitpunktes auf die Genauigkeitsschwelle und bestätigt damit den zuvor schon für die 3 Meßblöcke beobachteten Effekt. Abbildung 16 deutet zudem an, dass die Änderung der Schwellen am Anfang des Lernens deutlicher ausgeprägter war als am Ende der Messung, an welchem der Lernprozess weitgehend in Sättigung gegangen zu sein schien.

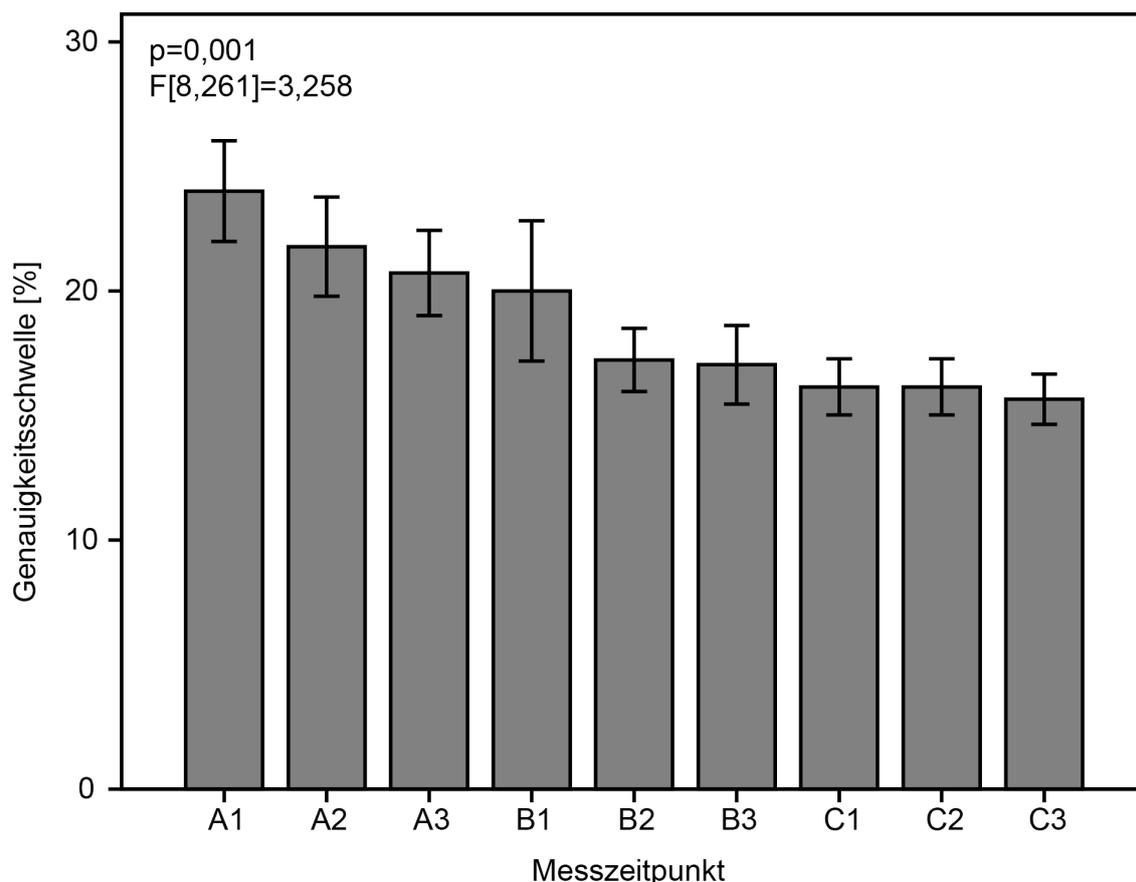


Abbildung 16: Genauigkeitsschwelle aufgetragen als Funktion der 9 Messzeitpunkte

Die Abbildung stellt für die 9 Messzeitpunkte den Mittelwert und Standardfehler für die Genauigkeitsschwelle in Prozent dar ($n=30$ Probanden). Zwischen A3 und B1 bzw. B3 und C1 fand jeweils eine kurze Messpause statt.

Eine analoge Analyse wurde für die Entscheidungssicherheitsschwellen durchgeführt (Abbildung 17). Ähnlich wie bei der Genauigkeitsschwelle zeigte sich eine weitgehend monotone Abnahme mit am Anfang deutlichen, am Ende

geringeren Änderungen der Schwelle pro Zeiteinheit. Auch für die Entscheidungssicherheitsschwellen zeigte die einfaktorielle ANOVA einen signifikanten Einfluß des Meßzeitpunktes ($F[8,261]=5,056$; $p<0,001$). Eine genaue Betrachtung der Abbildung 17 zeigt außerdem, dass nach der kurzen Pause zwischen Messblock A3 und B1 die Entscheidungssicherheits-Schwelle im Mittel und numerisch kurz ansteigt, um dann im Verlauf des Messblockes B wieder zu fallen. Eine ähnliche Tendenz zeigt sich nach Block B.

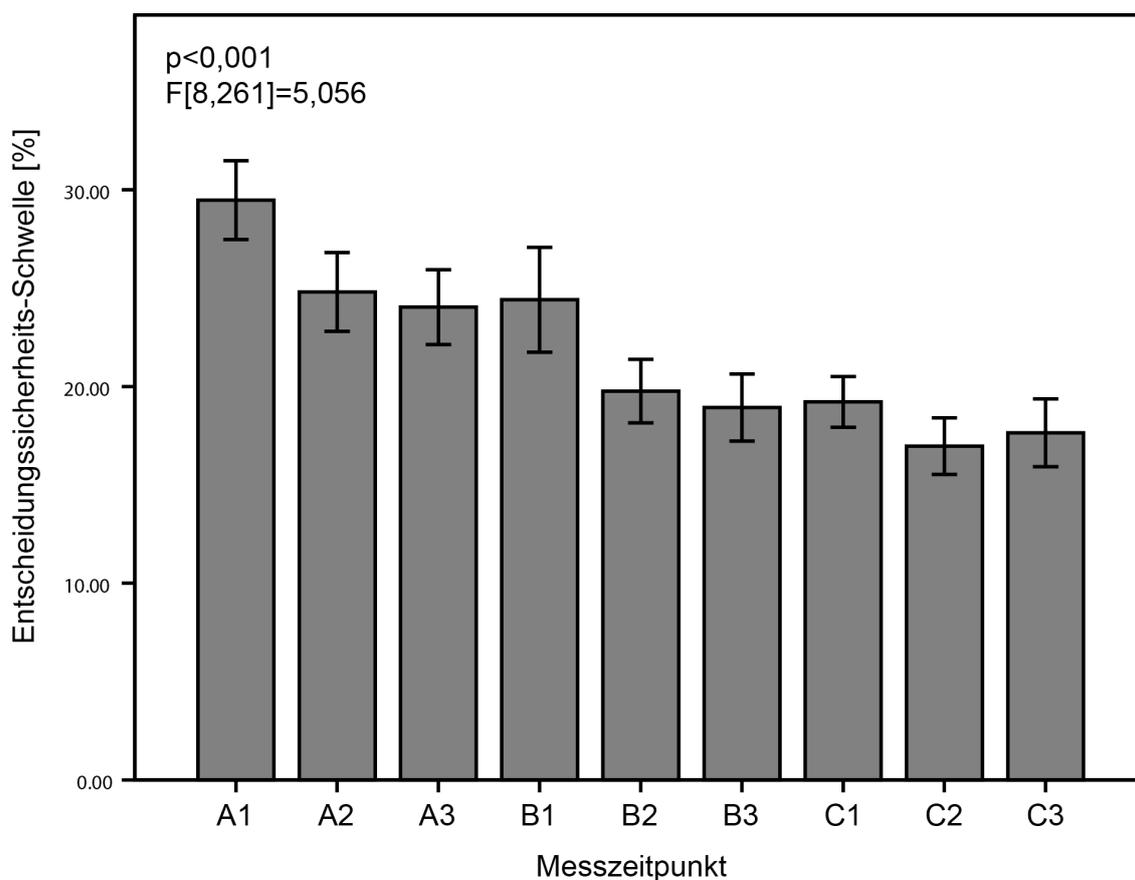


Abbildung 17: Entscheidungssicherheits-Schwelle aufgetragen als Funktion der 9 Messzeitpunkte

Die Abbildung stellt für die 9 Messzeitpunkte den Mittelwert und Standardfehler für die Entscheidungssicherheits-Schwelle in Prozent dar ($n=30$ Probanden).

In Abbildung 18 wurden die Genauigkeitsschwellen jedes Probanden für alle 9 Messzeitpunkte aufgetragen. Die lineare Regression zeigt, dass die

Genauigkeitsschwelle im Verlauf der Zeit signifikant ($R=-0.278$; $p<0,001$) kleiner wurde und sich die objektive Leistung dadurch verbesserte.

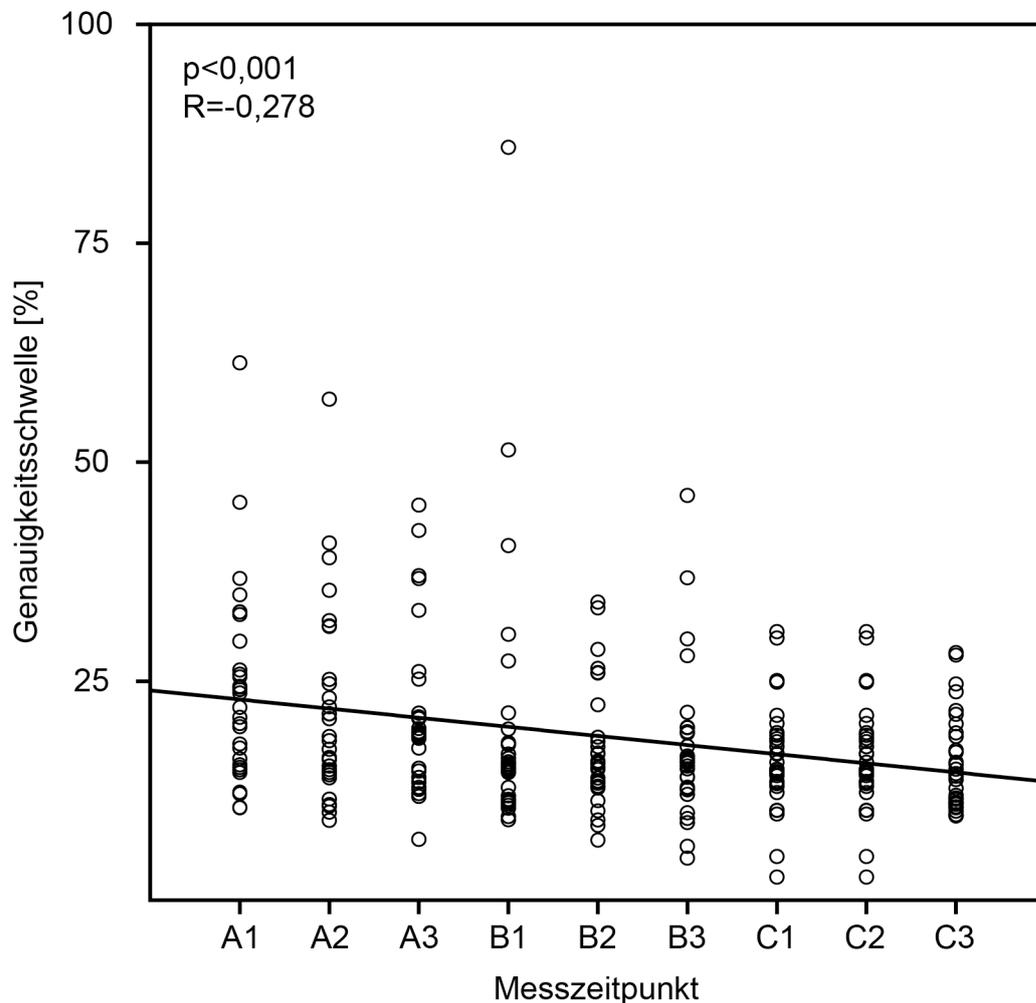


Abbildung 18: Genauigkeitsschwellen der 30 Probanden für jeden Messzeitpunkt

Analog stellt Abbildung 19 die Entscheidungssicherheits-Schwelle aller 30 Probanden für jeden Messzeitpunkt dar. Auch hier zeigt die lineare Regression, dass die Entscheidungssicherheits-Schwelle im Verlauf der Zeit signifikant ($R=-0.344$; $p<0,001$) kleiner wurde.

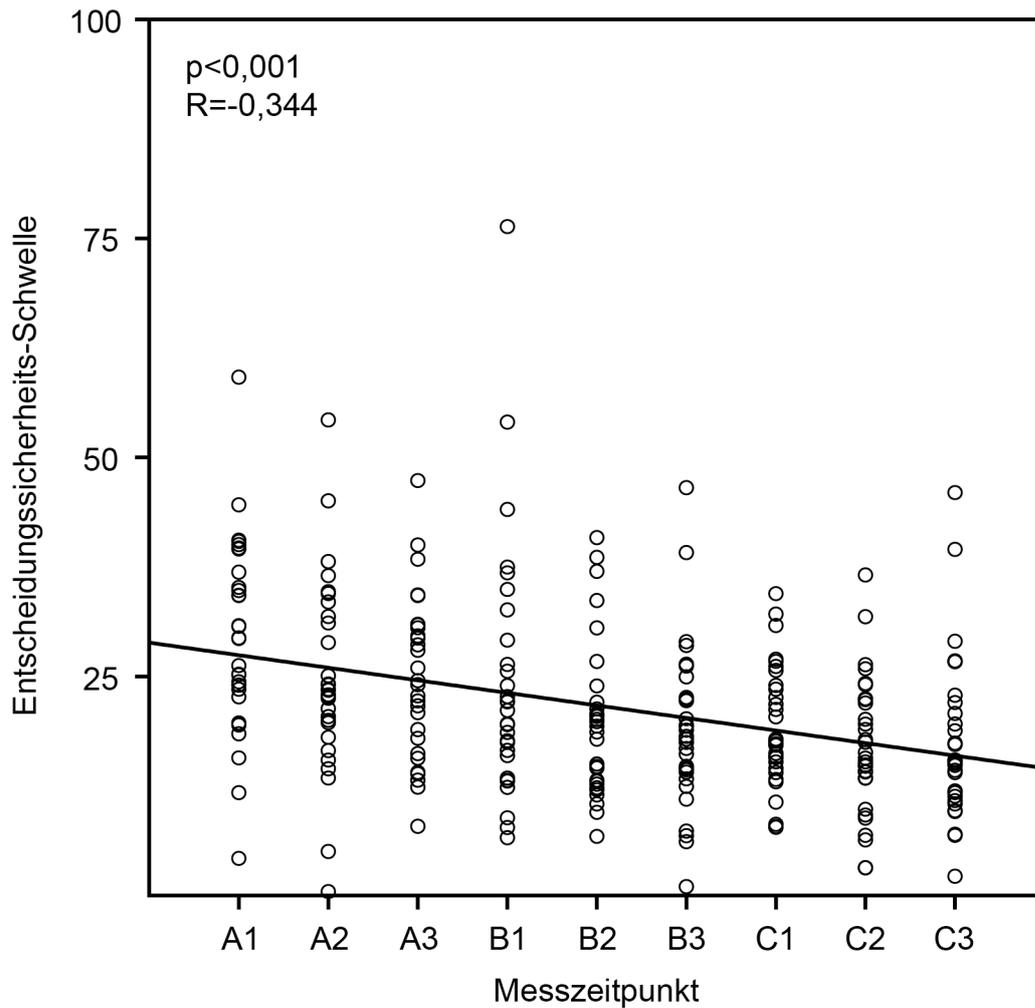


Abbildung 19: Entscheidungssicherheits-Schwellen der 30 Probanden für jeden Messzeitpunkt

Sowohl die Genauigkeits-Schwelle als auch die Entscheidungssicherheits-Schwelle spiegelten in ihrer zeitlichen Entwicklung somit einen signifikanten Lernerfolg wider. In zahlreichen Studien wurde etabliert, dass objektiver und subjektiver Diskriminationserfolg eng miteinander korrelieren (beispielsweise Pleskac und Busemeyer (2010)).

Um das Verhältnis von objektiver (Genauigkeitsschwelle) und subjektiver (Entscheidungssicherheits-Schwelle) Leistung zueinander zu parametrisieren, wurde in den folgenden Analysen die Differenz (Genauigkeitsschwelle minus Entscheidungssicherheits-Schwelle) der beiden Werte betrachtet. Diese

Differenz ist ein Maß dafür, wie weit die subjektive Einschätzung vom objektiven Diskriminationserfolg abweicht. Ist die Genauigkeitsschwelle größer als die Entscheidungssicherheits-Schwelle ergibt dies einen negativen Wert: der Proband überschätzt seine Diskriminationsleistung. Wenn die Entscheidungssicherheits-Schwelle größer als die Genauigkeits-Schwelle ist, ist es entsprechend umgekehrt und der Wert positiv: der Proband unterschätzt seine Diskriminationsleistung.

Abbildung 20 zeigt diese Differenz für alle 9 Messzeitpunkte. Eine lineare Regression ergab, dass die Differenz der Schwellen im Verlauf der Zeit keine signifikante ($R=0,097$; $p<0,111$) Entwicklung zeigte.

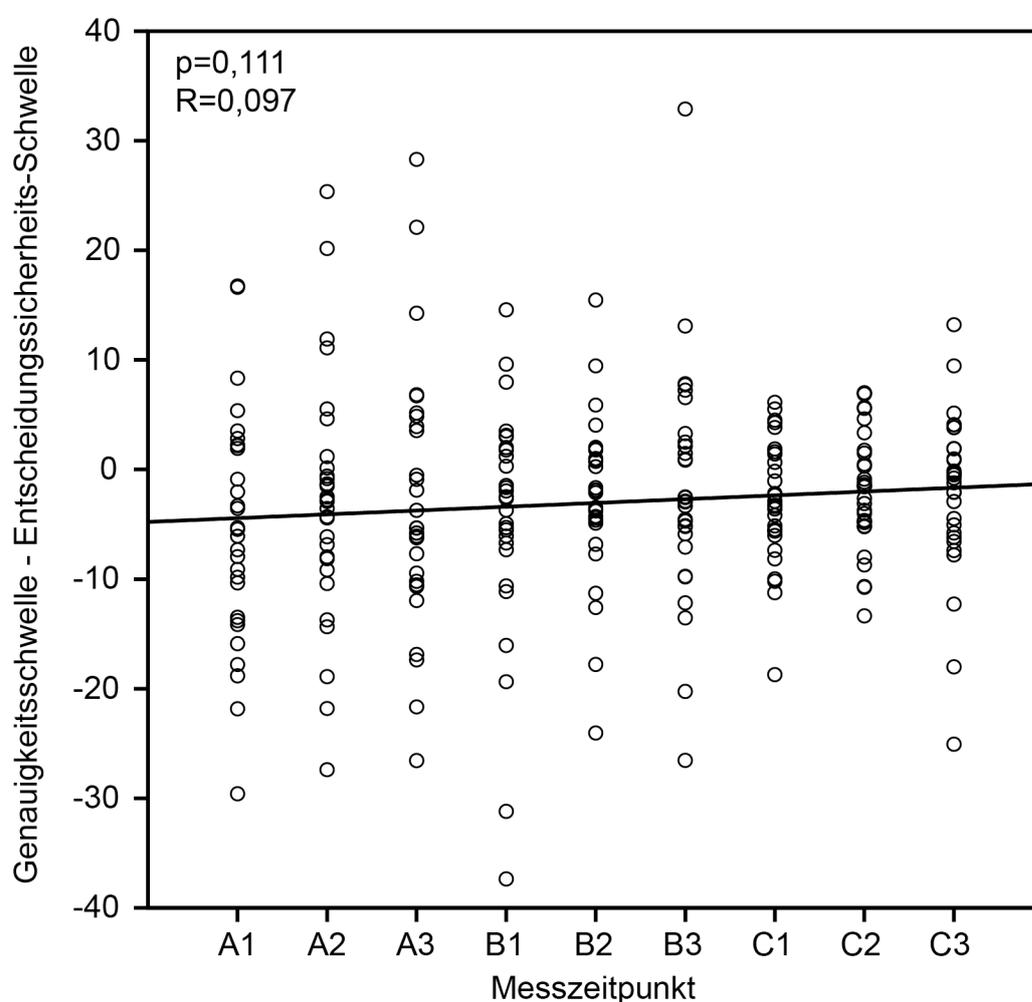


Abbildung 20: Differenz der Schwellen (Genauigkeit minus Entscheidungssicherheit) für jeden Messzeitpunkt

Die Abbildung stellt für jeden der 9 Messzeitpunkte 30 Probandenwerte dar. Jeder Wert entspricht dabei dem Mittelwerte der Differenz aus Genauigkeitsschwelle und Entscheidungssicherheits-Schwelle eines Probanden für diesen Messzeitpunkt.

Da die Differenz der Schwellen sowohl positive als auch negative Werte annehmen konnte, wurden auch die Absolutwerte der Differenz betrachtet. Diese Differenzen können sich durch positive und negative Vorzeichen im Mittel nicht mehr gegenseitig aufheben und liefern dadurch ein zuverlässigeres Maß für die Validität der Entscheidungssicherheit: Wie weit wich die eigene Einschätzung der Sicherheit im Mittel vom objektiven Diskriminationserfolg ab?

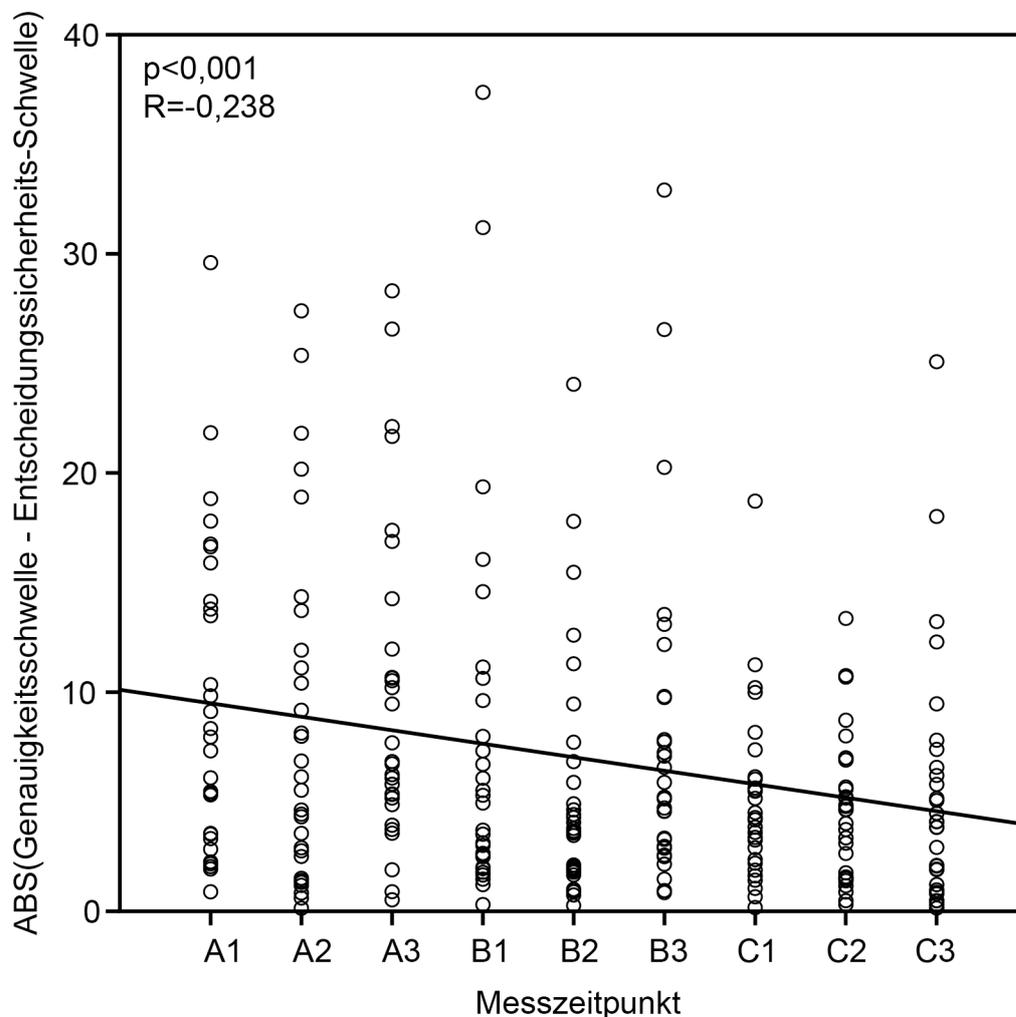


Abbildung 21: Absolutwerte der Schwellendifferenz (Genauigkeit minus Entscheidungssicherheit) für jeden Messzeitpunkt

Die Abbildung stellt für jeden der 9 Messzeitpunkte 30 Probandenwerte dar. Jeder Wert entspricht dabei dem Absolutwert der Mittelwertdifferenz aus Genauigkeitsschwelle und Entscheidungssicherheits-Schwelle eines Probanden für diesen Messzeitpunkt.

Abbildung 21 zeigt die Absolutwerte der Schwellendifferenz im Zeitverlauf. Die lineare Regression ergab, dass die Differenz der Schwellen im Verlauf der Zeit signifikant ($R=-0,238$; $p<0,001$) kleiner wurde. Dies bedeutet, dass sich objektive und subjektive Leistungsbeschreibung im Verlauf angleichen. Dies könnte zum Beispiel ausdrücken, dass sich im Zeitverlauf die subjektive Selbsteinschätzung der objektiven Leistung anpasst.

Die Differenz der Schwellen im zeitlichen Verlauf kann auch mit Hilfe des oben definierten Michaelis-Quotienten und deren Absolutwerte zu den jeweiligen Ausgangswerten referenziert werden.

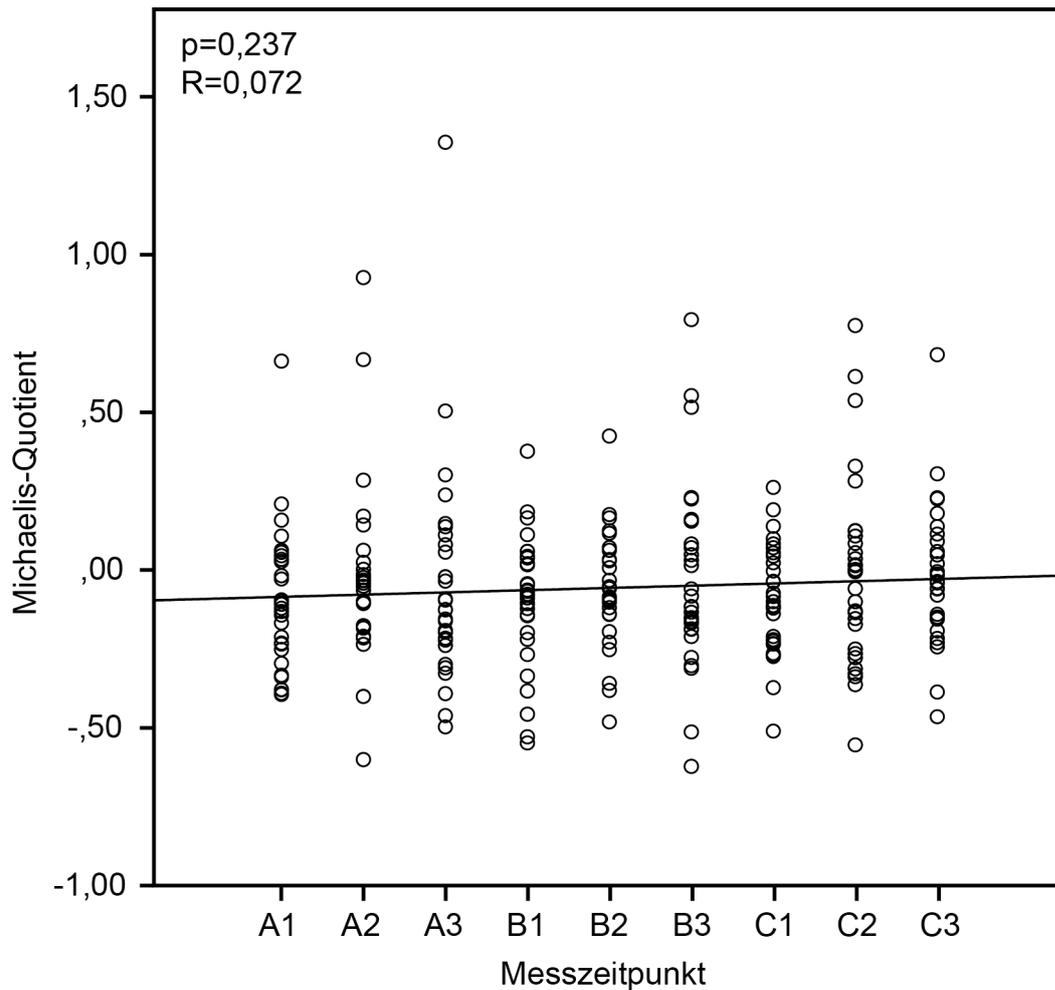


Abbildung 22: Michaelis-Quotient für jeden Messzeitpunkt

Die Abbildung stellt für jeden der 9 Messzeitpunkte 30 Werte dar. Jeder Wert entspricht dabei den Mittelwerten der Michaelis-Quotienten (gebildet aus der Differenz Genauigkeitsschwelle minus Entscheidungssicherheits-Schwelle, dividiert durch deren Summe) eines Probanden für diesen Messzeitpunkt.

Abbildung 22 zeigt die Michaelis-Quotienten für die verschiedenen Zeitpunkte. Die lineare Regression zeigte, dass die Michaelis-Quotienten im Verlauf der Zeit keine signifikante Entwicklung zeigten ($R=0,072$; $p<0,237$).

Abbildung 23 zeigt die Michaelis-Quotienten der absoluten Differenzen im zeitlichen Verlauf.

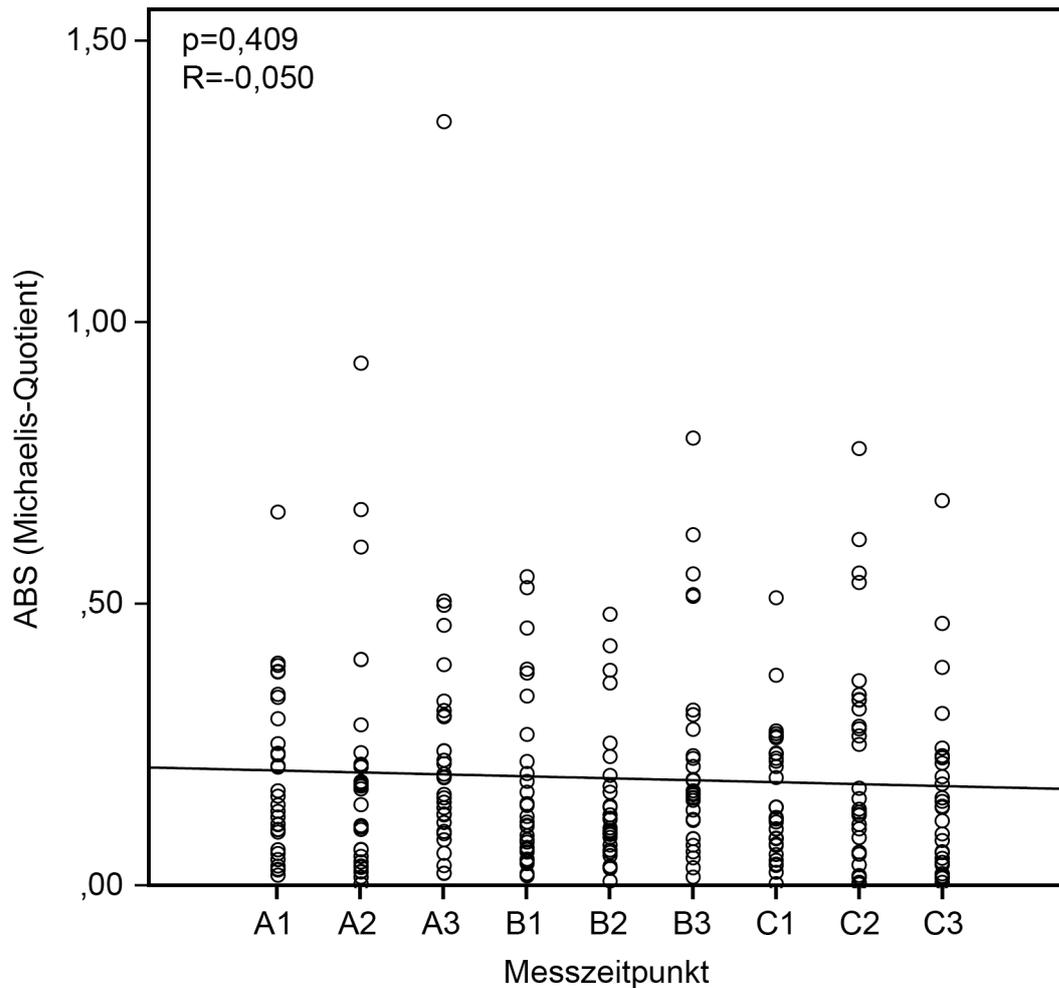


Abbildung 23: Absolutwerte des Michaelis-Quotienten für jeden Messzeitpunkt

Die Abbildung stellt für jeden der 9 Messzeitpunkte 30 Werte dar. Jeder Wert entspricht dabei dem Absolutwert der Mittelwerte der Michaelis-Quotienten (gebildet aus Genauigkeitsschwelle und Entscheidungssicherheits-Schwelle) eines Probanden für diesen Messzeitpunkt.

Die lineare Regression in Abbildung 23 ergab, dass die Absolutwerte der Michaelis-Quotienten im Verlauf der Zeit keine signifikante Entwicklung zeigten ($R=-0,050$; $p=0,409$). Der Michaelis-Quotient untersucht, ob sich der Abstand der Schwellen deutlicher verkleinert, als aufgrund der Schwellenabnahme zu erwarten wäre. Da es keine signifikante Entwicklung gab, bedeutet dies, dass der Effekt hinreichend durch die Schwellenabnahme erklärt ist.

Zahlreiche Studien (beispielsweise Pleskac und Busemeyer (2010)) konnten zeigen, dass objektiver und subjektiver Diskriminationserfolg eng miteinander korrelieren. Es stellt sich nun die Frage, ob die Schwellenentwicklung für Genauigkeit und Sicherheit unabhängig erfolgen oder die eine Entwicklung die andere bedingt. Deshalb soll nun die Korrelation zwischen Genauigkeit und Entscheidungssicherheit betrachtet werden.

Die erste Analyse testet hierbei, wie sich die Genauigkeitswerte der 30 Probanden aus ihren 3 Messblöcken zu den entsprechenden Entscheidungssicherheitswerten aus der jeweiligen Messung verhalten.

Abbildung 24 stellt dies dar. Die beiden Schwellen korrelieren hierbei signifikant ($R=0,581$; $p<0,001$). Mit anderen Worten, Probanden mit hohen (schlechten) Genauigkeitsschwellen hatten tendenziell hohe Entscheidungssicherheits-Schwellen, d.h. sie hatten in ihre perzeptuellen Entscheidungen auch relativ wenig Vertrauen.

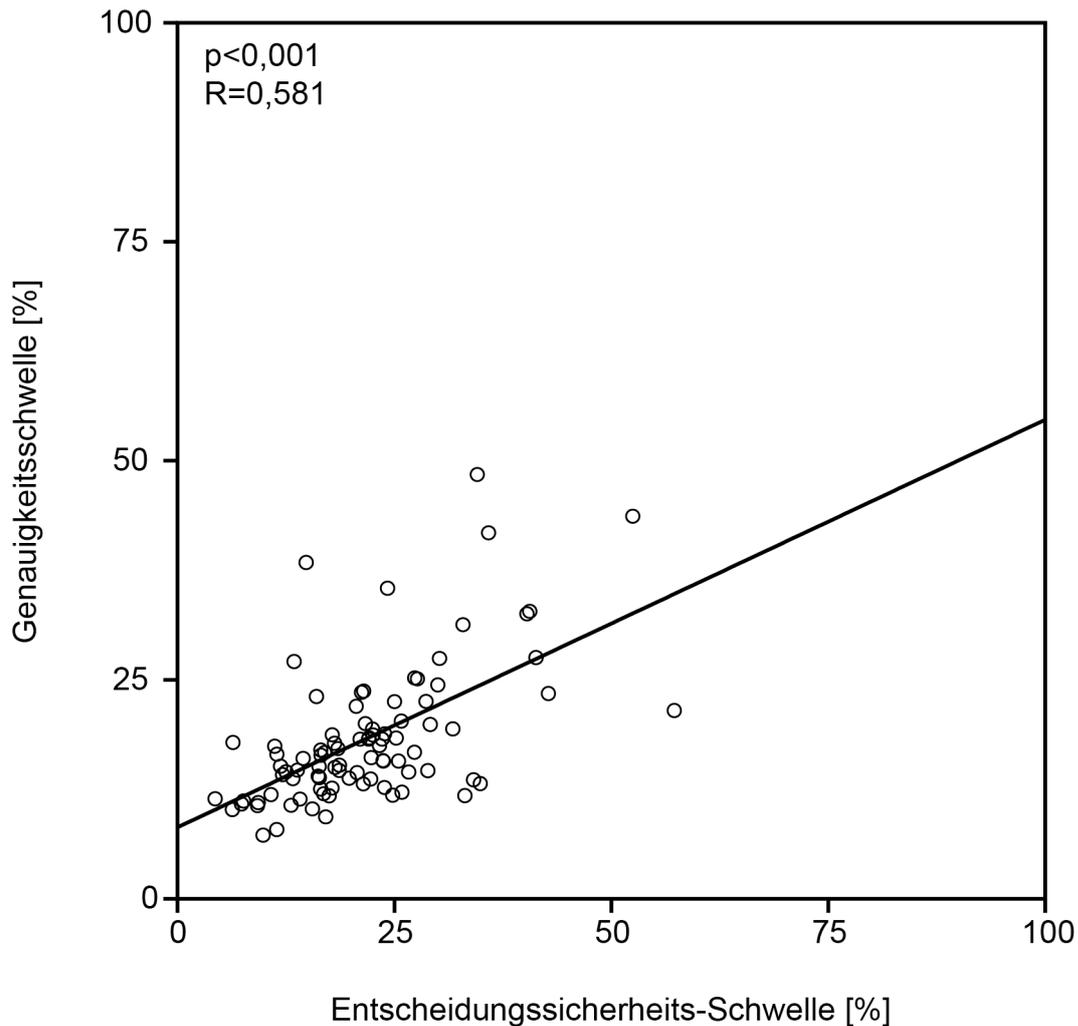


Abbildung 24: Darstellung der Korrelation zwischen den beiden Schwellenwerten (Genauigkeit und Entscheidungssicherheit)

Hierbei wurden die Werte jedes Probanden und jedes Messblockes aufgetragen. Es sind 90 Werte dargestellt, da 30 Probanden je 3 Messblöcke (A, B und C) durchliefen.

In der zweiten Analyse wurde die Korrelation unter Berücksichtigung der bereits eingeführten Unterblöcke analysiert. Wie beschrieben, wurde jeder der 3 Messblöcke in 3 Unterblöcke unterteilt. Somit ergaben sich 270 Werte (30 Probanden x 3 Messblöcke x 3 Unterblöcke), diese wurden in Abbildung 25 dargestellt. Die Abbildung 25 zeigt, dass die Genauigkeitsschwelle mit der Entscheidungssicherheits-Schwelle auch bei dieser Betrachtung hochsignifikant korrelierte ($R=0,577$; $p<0,001$).

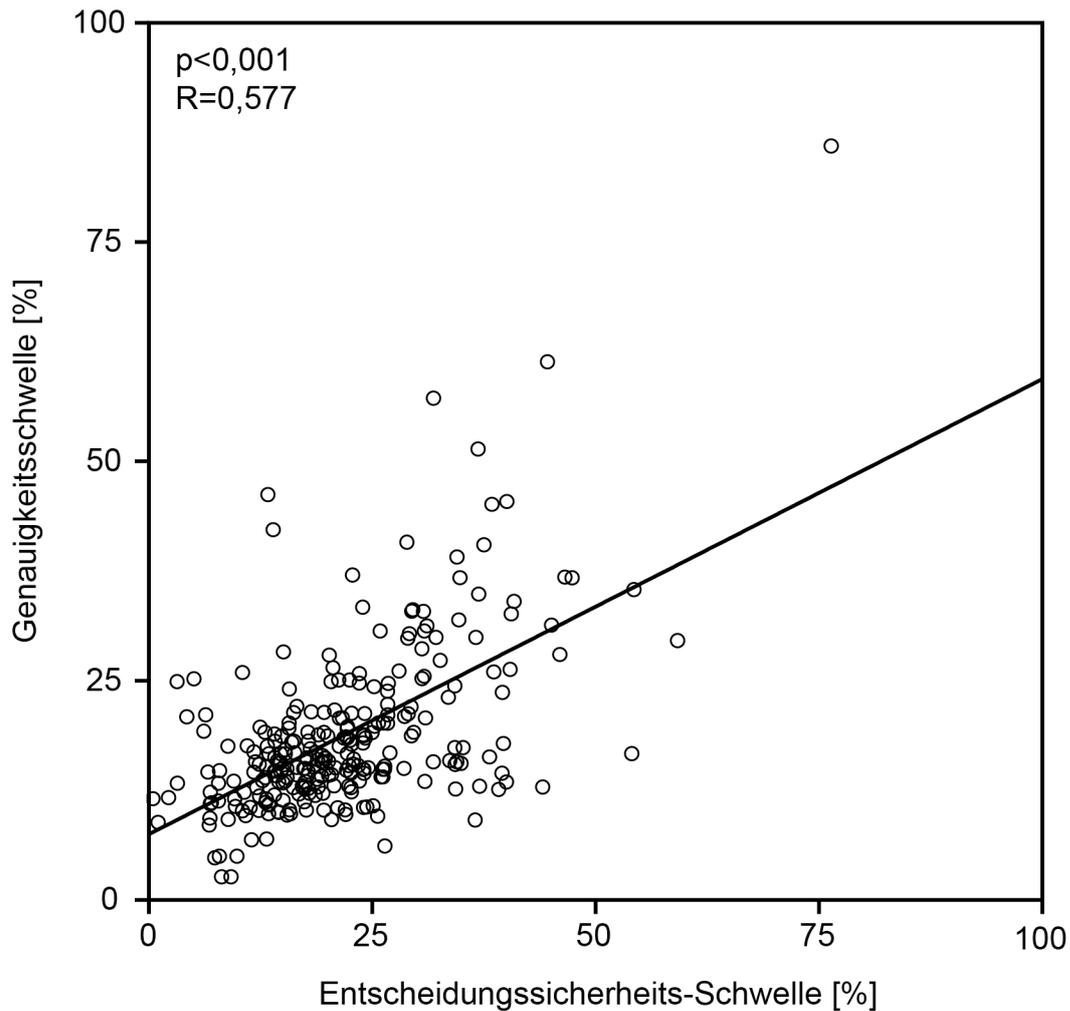


Abbildung 25: Darstellung der Korrelation zwischen den beiden Schwellenwerten (Genauigkeit und Entscheidungssicherheits)

In dieser Abbildung sind 270 Datenwerte dargestellt. Die 3 Messblöcke wurden in 3 Unterblöcke eingeteilt was 9 Messzeitpunkten entsprach. Es wurden für jeden der 30 Probanden die 9 Messwerte abgebildet.

Diese zwei Korrelationsanalysen zeigen, dass die Entscheidungssicherheit signifikant mit der Genauigkeit korreliert. Dies trifft sowohl für Schwellen in Messblockunterteilung (3 Gruppen) als auch in der kleineren Subgruppenunterteilung (3 Messblöcke x 3 Unterteilungen = 9 Subgruppen) zu.

Die zwei Analysen zeigen, dass die subjektive Einschätzung sehr gut die Veränderungen in der objektiven Leistung widerspiegelt.

Die folgenden Analysen untersuchten die Frage, welche Faktoren ein erfolgreiches Lernen determinierten. Um den Lernerfolg zu quantifizieren, wurde die Veränderung der Genauigkeitsschwellen zwischen erster Bestimmung (erster Unterblock) und letzter Bestimmung (letzter Unterblock) berechnet: Schwelle für Block 1 minus Schwelle für Block 9. Diese Differenz liefert somit ein Maß für die Schwellenentwicklung vom Anfang bis zum Ende des Experimentes. In einer zweiten Betrachtung wurde dieser Lernerfolg für kleinere zeitliche Abschnitte definiert. Hierzu wurde zunächst die Schwellendifferenz zwischen allen benachbarten Unterblöcken, d.h. den Subgruppenwerten ($n+1$) und den Vorwerten (n) gebildet, d.h. es wurde die Differenz zwischen Schwellen aus Unterblock 2 und 1, sowie 3 und 2, usw. berechnet.

Diese beiden Maße wurden für die Genauigkeitsschwelle für jeden Probanden berechnet und als Funktion verschiedener Faktoren analysiert:

1. Genauigkeitsschwelle am Anfang der Messung, d.h. Schwelle bei Unterblock 1. Dieser Faktor wurde in Betracht gezogen, da erfolgreiches Lernen vom Ausgangsniveau der Leistung abhängen könnte (siehe Abbildung 26).
2. Entscheidungssicherheitsschwelle am Anfang der Messung, d.h. Schwelle bei Unterblock 1. Dies wurde untersucht, da erfolgreiches Lernen auch vom Ausgangsniveau der subjektiven Leistung abhängen könnte (siehe Abbildung 27).
3. Differenz (absolut) zwischen Genauigkeitsschwelle und Entscheidungssicherheits-Schwelle geteilt durch die Genauigkeitsschwelle von den jeweiligen Schwellen in Unterblock 1. Dieses Konzept wurde als Validitätsmaß ähnlich dem oben definierten Michaelis-Quotienten eingeführt: Die Differenz aus Genauigkeit und Sicherheit in Unterblock 1 beschreibt, wie gut der Proband seine objektive Leistung am Anfang des Experimentes einschätzt. Ist die Differenz groß, so ist die Einschätzung schlecht, d.h. diskrepanz von seiner objektiven Leistung – je kleiner sie ist, desto realistischer schätzt der Proband seine objektive Leistung ein. Um diese Differenz zwischen den Probanden vergleichbar

zu machen und zu standardisieren, wurde sie zur jeweiligen Ausgangsleistung des Probanden referenziert, d.h. die Differenz wurde durch die Ausgangsschwelle geteilt. Da die Probanden ihre objektive Leistung über- aber auch unterschätzen konnten, konnte das Ergebnis des Validitätsmaßes positiv, als auch negativ sein. Um auch diese Vorzeichenunterschiede auszugleichen und die Werte vergleichbar zu machen, wurde der Absolutwert des Validitätsmaßes verwendet. Das Validitätsmaß beschreibt also, wie gut bzw. realistisch die subjektive Selbsteinschätzung die tatsächliche Leistung widerspiegelt.

Dieser Faktor wurde betrachtet, da erfolgreiches Lernen auch von dieser Validität in Unterblock 1 abhängen könnte, d.h. dem internen Wissen, ob eine Diskrimination tatsächlich falsch oder richtig war (siehe Abbildung 28).

4. Genauigkeitsschwelle im jeweils vorhergehenden Unterblock. Es besteht die Möglichkeit, dass erfolgreiches Lernen von der gerade unmittelbar vorher erbrachten Leistung abhängig ist (siehe Abbildung 30).
5. Entscheidungssicherheitsschwelle im jeweils vorhergehenden Unterblock. Dieser Faktor wurde betrachtet, da erfolgreiches Lernen auch von der unmittelbar vorhergehenden subjektiven Einschätzung in die eigene Leistung abhängen könnte (siehe Abbildung 31).
6. Validitätsmaß im jeweils vorhergehenden Unterblock. Dieser Faktor wurde in Betracht gezogen, da erfolgreiches Lernen von einer realistischen Einschätzung in die soeben erbrachte Leistung abhängen kann (siehe Abbildung 32).

Zunächst wurde die Lernentwicklung der Genauigkeit als Funktion der Ausgangsschwelle der Genauigkeit betrachtet. Abbildung 26 stellt dies dar. Die Analyse der Werte zeigte eine signifikante Korrelation ($R=0,873$; $p<0,001$). Dies legt nahe, dass erfolgreiches Lernen vom Ausgangsniveau abhängt. Je höher die Ausgangsschwelle (eine hohe Ausgangsschwelle zeigt ein „schlechtes bzw. noch verbesserbares“ Ausgangsniveau), desto größer ist die mögliche Schwellenverbesserung und damit die objektive Leistungsverbesserung.

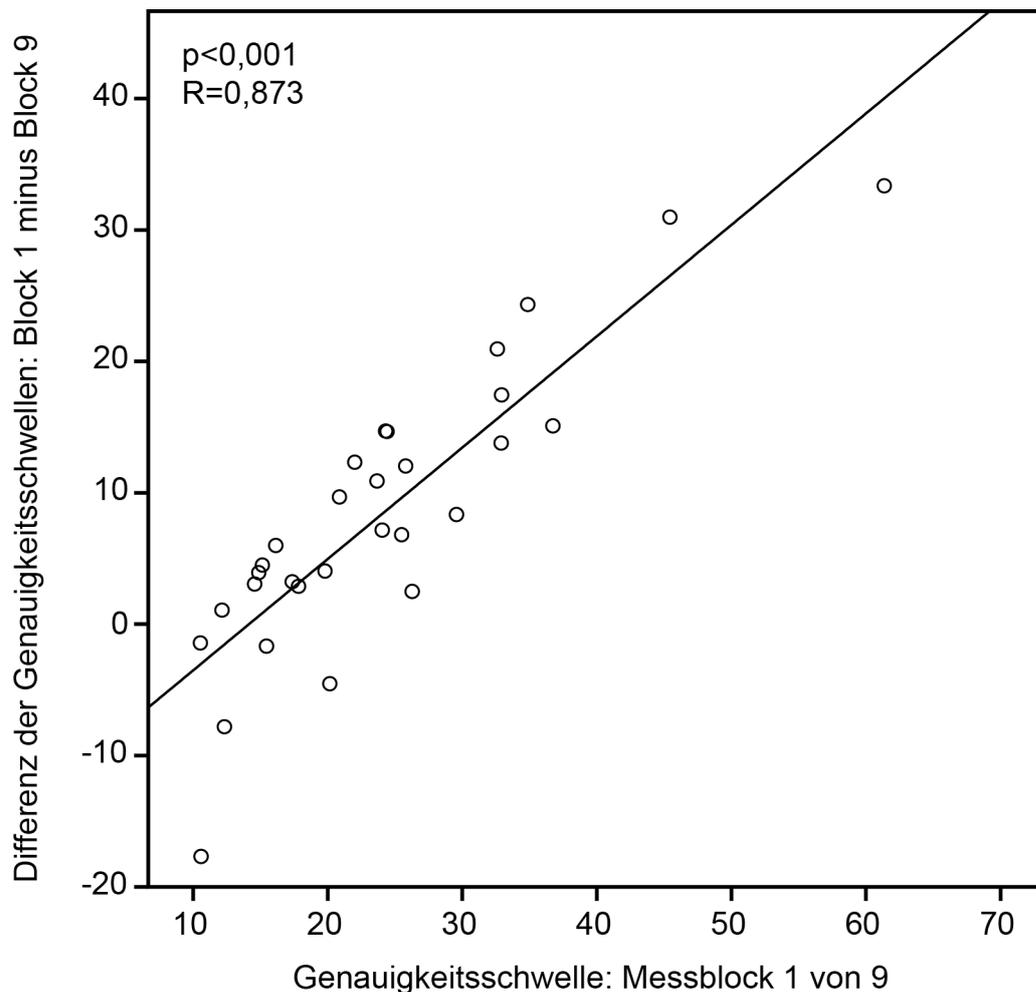


Abbildung 26: Korrelation zwischen Lernerfolg und Ausgangsschwelle der Genauigkeit. Darstellung der Differenz der Genauigkeitsschwellen (Block 1 minus Block 9) aufgetragen über den Genauigkeitsschwellen zum ersten Meßzeitpunkt (Messblock 1)

Diese Abbildung stellt für jeden der 30 Probanden einen Messwert dar. Die x-Achse stellt die Genauigkeitsschwelle in Messblock 1 (von 9) dar. Die y-Achse stellt den zugehörigen Differenzwert der Genauigkeitsschwellen von Block 1 und 9 dar. Diese Differenz spiegelt die Lernentwicklung von Block 1 zu Block 9 wider. Probanden verbesserten sich umso stärker, je schlechter ihr Ausgangswert war.

In Abbildung 27 wurde die Lernentwicklung der Genauigkeitsschwelle (Block 1 minus Block 9) in Bezug zur Ausgangs-Entscheidungssicherheit in Block 1 von 9 gesetzt. Es wurde eine schwach signifikante Korrelation ($R=0,384$; $p=0,036$)

gefunden. Mit anderen Worten, Probanden mit schlechten (hohen) Ausgangsschwellen der subjektiven Leistung, d.h. mit niedriger Entscheidungssicherheit am Anfang, waren diejenigen, welche ihre Genauigkeit im Verlauf am meisten verbesserten.

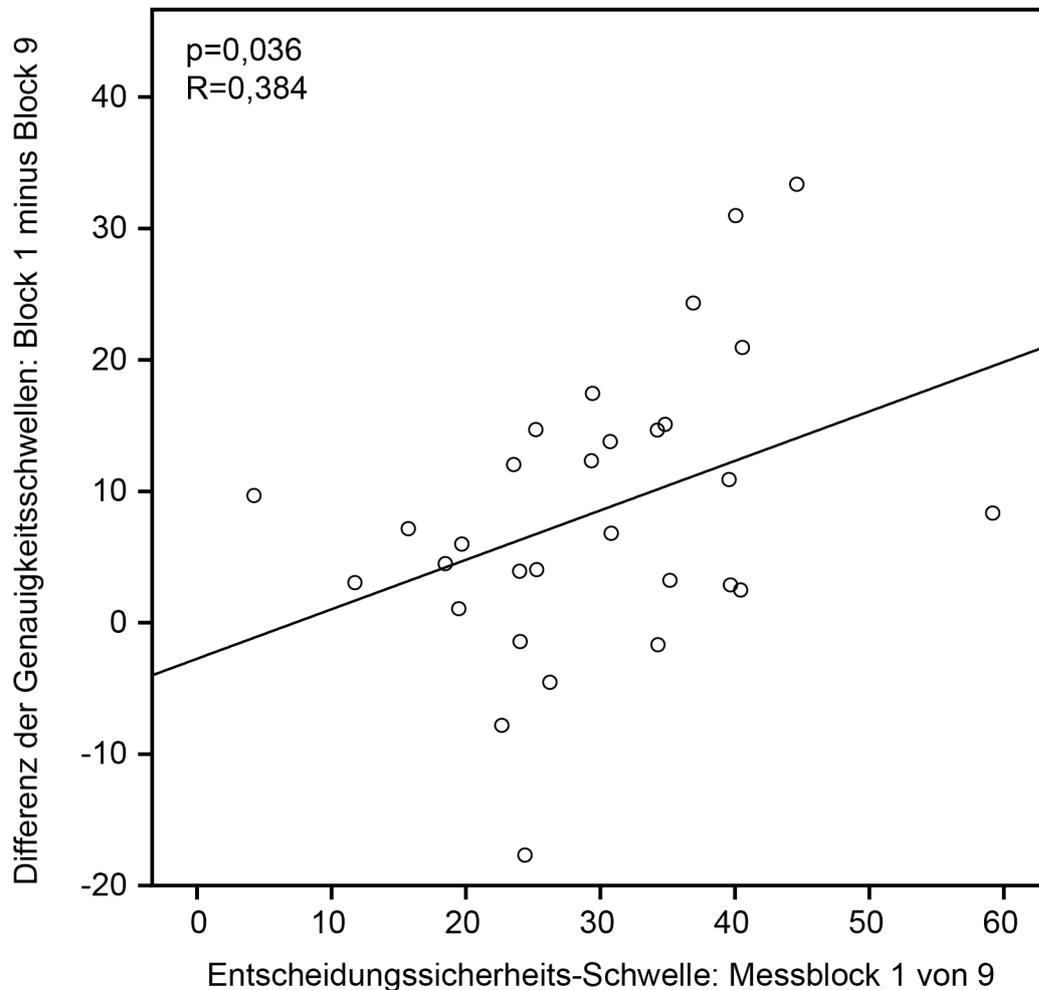


Abbildung 27: Korrelation zwischen Lernerfolg und Ausgangsschwelle der Entscheidungssicherheit. Darstellung der Differenz der Genauigkeitsschwellen (Block 1 minus Block 9) aufgetragen über den Entscheidungssicherheits-Schwellen zum ersten Messzeitpunkt (Messblock 1)

Diese Abbildung stellt für jeden der 30 Probanden einen Messwert dar. Die x-Achse stellt die Entscheidungssicherheits-Schwelle in Messblock 1 (von 9) dar. Die y-Achse stellt den zugehörigen Differenzwert der Genauigkeitsschwellen von Block 1 und 9 dar. Diese Differenz spiegelt die Lernentwicklung von Block 1

zu Block 9 wider. Probanden verbesserten sich umso stärker, je schlechter ihr Ausgangswert der Entscheidungssicherheit war.

Wie oben beschrieben, sollte auch geprüft werden, ob erfolgreiches Lernen von der Validität der eigenen Einschätzung abhing. Abbildung 28 zeigt die Lernentwicklung der Genauigkeitsschwelle (Block 1 minus Block 9) in Abhängigkeit des oben definierten Validitätsmaßes zum Zeitpunkt des ersten Meßblockes. Es bestand eine signifikante negative Korrelation ($R=-0,622$; $p=0,001$). Das bedeutet, dass ein niedriger Wert für das Validitätsmaß, also eine gute bzw. realistische Einschätzung in die tatsächliche Leistung am Anfang des Experimentes mit einer größeren Verbesserung der Genauigkeit im Verlauf des Experimentes assoziiert war. Eine schlechte bzw. unrealistische Einschätzung am Anfang des Experimentes war hingegen mit einer geringeren Verbesserung der Genauigkeit im Verlauf des Experimentes assoziiert. Mit anderen Worten, wer sich anfangs realistisch einschätzte, verbesserte sich im Experiment deutlicher als jemand, der sich unrealistisch einschätzte.

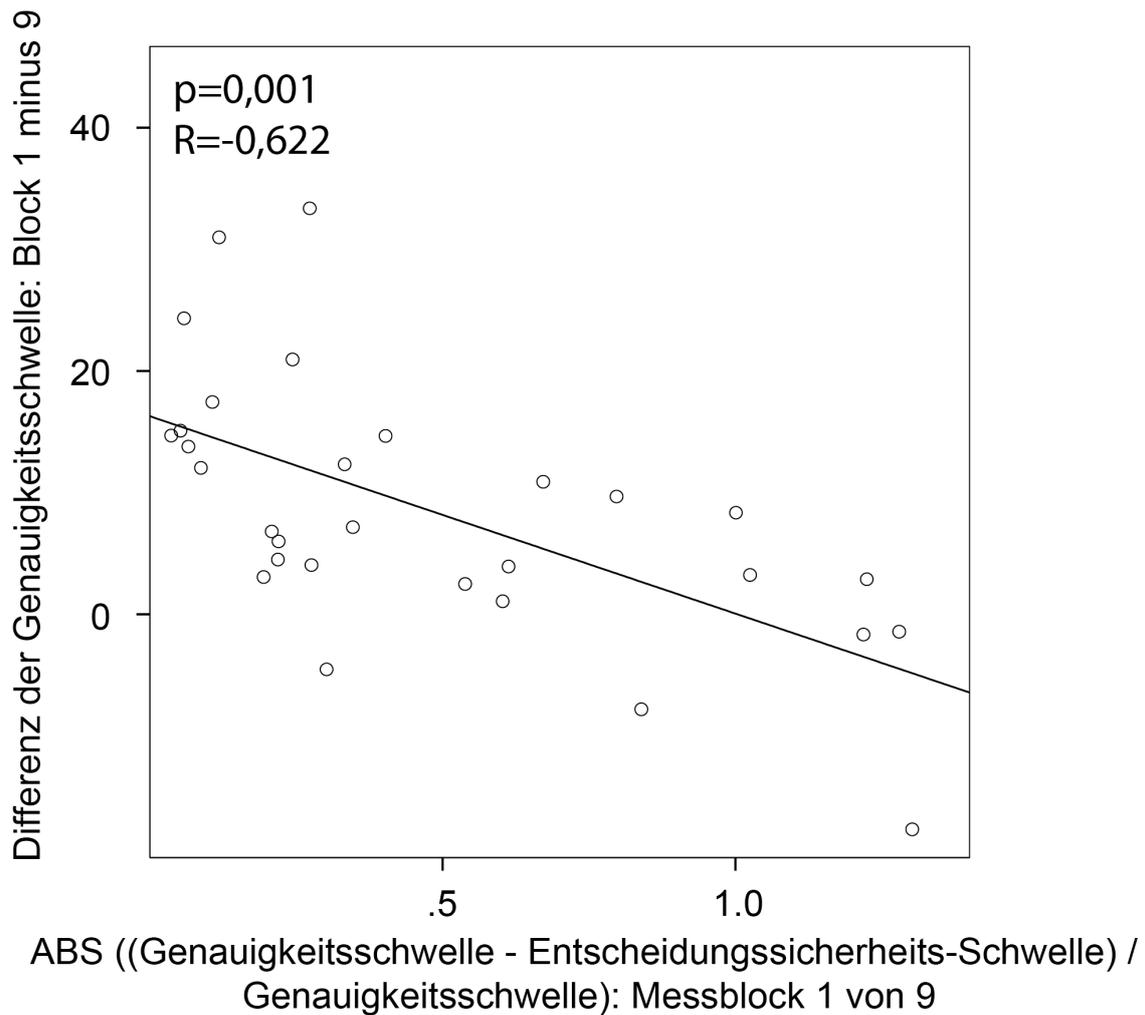


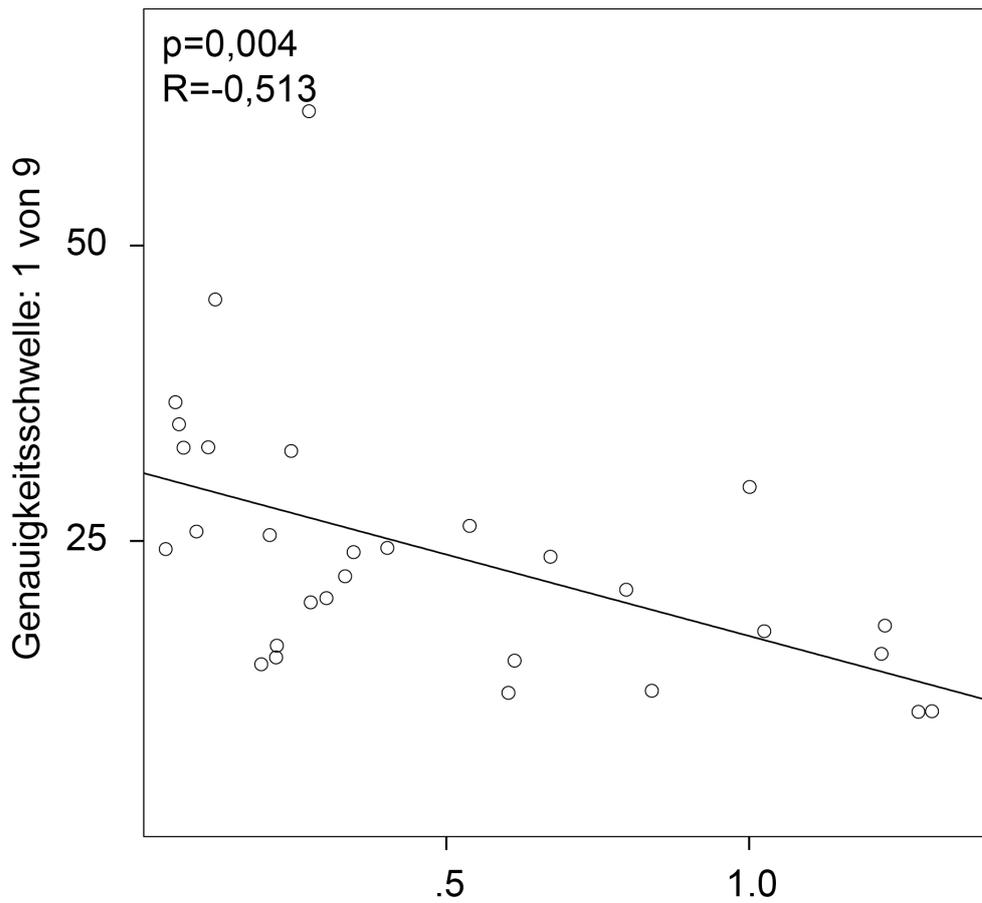
Abbildung 28: Korrelation zwischen Lernerfolg und Validität der Eigeneinschätzung am Anfang der Messung. Darstellung der Differenz der Genauigkeitsschwellen (Block 1 minus Block 9) aufgetragen über der Validität zum ersten Meßzeitpunkt (Messblock 1).

Diese Abbildung stellt für jeden der 30 Probanden einen Messwert dar. Die x-Achse stellt die Validität (ABS ((Genauigkeitsschwelle – Entscheidungssicherheits-Schwelle) / Genauigkeitsschwelle)) in Messblock 1 von 9 dar. Ein Wert nahe Null zeigt hohe Validität an. Die y-Achse stellt den zugehörigen Differenzwert der Genauigkeitsschwellen von Block 1 und 9 und damit den Lernerfolg dar. Eine große positive Differenz spiegelt eine deutliche Verbesserung durch Lernen wider. Gutes Lernen korreliert mit hoher Validität im Ausgangsblock.

Wie in Abbildung 25 gezeigt wurde, korreliert die Genauigkeitsschwelle signifikant mit der Entscheidungssicherheits-Schwelle. Eine Korrelation besteht

zudem zwischen Validität und Genauigkeitsschwelle: So zeigt die Abbildung 29, dass die Validität des Unterblocks 1 signifikant mit der Genauigkeitsschwelle in Unterblock 1 korreliert ($R=0,513$; $p=0,004$). Da beide Schwellenwerte und auch das Validitätsmaß aus dem Ausgangsblock mit gutem Lernerfolg assoziiert waren und die Faktoren zudem miteinander korrelierten, wurde eine partielle Korrelationsanalyse durchgeführt, um den spezifischen Beitrag der jeweiligen Faktoren zu der Korrelation zum Lernen darzustellen. Diese partielle Korrelationsanalyse zeigte, dass korrigiert für den Einflussfaktor Genauigkeit der Faktor Entscheidungssicherheitsschwelle im Anfangsblock nicht signifikant mit dem objektiven Lernerfolg korrelierte ($R=-0,221$; $p=0,250$).

Mit anderen Worten, die ursprünglich gesehene Korrelation der Sicherheit und des Validitätsmaßes am Anfang mit dem Lernerfolg erklärt sich durch ihre Kovarianz mit der Genauigkeitsschwelle am Anfang.



ABS ((Genauigkeitsschwelle - Entscheidungssicherheits-Schwelle) / Genauigkeitsschwelle): Messblock 1 von 9

Abbildung 29: Korrelation zwischen Genauigkeitsschwelle und Validitätsmaß. Darstellung der Genauigkeitsschwellen (Block 1) gegenüber der Validität in Messblock 1 von 9.

Diese Abbildung stellt für jeden der 30 Probanden einen Messwert dar. Die x-Achse stellt die Validität (ABS ((Genauigkeitsschwelle – Entscheidungssicherheits-Schwelle) / Genauigkeitsschwelle)) in Messblock 1 von 9 dar. Die y-Achse stellt den zugehörigen Wert der Genauigkeitsschwellen von Block 1 dar.

Wie oben ausgeführt, wurden zwei Parameter definiert, um Lernen zu quantifizieren. In den bisher gezeigten Analysen wurde die Differenz der Genauigkeitsschwellen am Anfang und zum Ende der Messung gebildet (Schwelle von Block 1 minus Schwelle von Block 9). Um eine größere zeitliche Auflösung des Lernprozesses zu erzielen, wurden nicht nur die beiden extremen Meßwerte berücksichtigt, sondern in einem zweiten Schritt auch die

Differenzen zwischen allen benachbarten Subblöcken. Die Veränderungen der Schwellenwerte von einem (n) zum nächsten (n+1) Unterblock sind in Abbildung 30 als Funktion der jeweiligen (n) Ausgangsschwelle des jeweiligen Probanden dargestellt. Es sind insgesamt 240 Werte eingezeichnet, da bei 9 Subblöcken 8 Differenzen gebildet werden konnten (n=30 Probanden).

Für die Genauigkeitsschwelle ergab sich eine signifikante Korrelation der Schwellendifferenz ((n+1) – n) gegenüber den Vorgängerschwellen (n) (R=0,534; p<0,001). Mit anderen Worten, Probanden mit schlechten Schwellen waren diejenigen, welche in der folgenden Messung sich am ehesten verbessern würden. Diese Analyse bestätigte damit den oben genannten Befund.

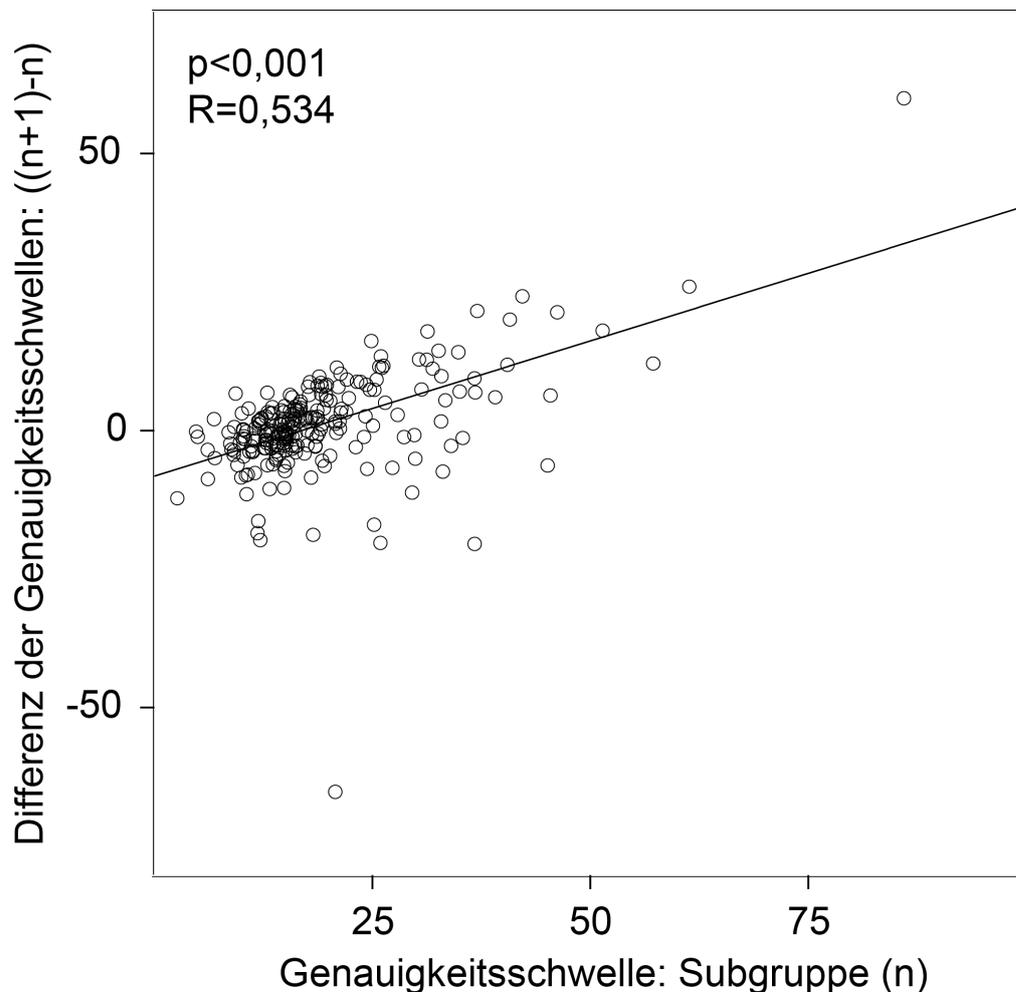


Abbildung 30: Korrelation der Lernentwicklung auf Subgruppenebene ((n+1)-n) und den Vorgängerschwellen (n) der Genauigkeit.

Diese Abbildung stellt die Lernentwicklung der Genauigkeitsschwellen zwischen den 9 Messzeitpunkten dar. Hierzu wurde die Schwellendifferenz zwischen einem Messzeitpunkt $(n+1)$ und dem Vorwert (n) gebildet. Diese Schwellendifferenzen $((n+1)-n)$ der Genauigkeit wurden nun über den jeweiligen Genauigkeitsschwellen zum Zeitpunkt (n) aufgetragen. Probanden verbesserten sich umso stärker, je schlechter ihr vorausgegangener Wert war.

Analog wurde in Abbildung 31 die Lernentwicklung in den Subgruppen in Abhängigkeit der entsprechenden Entscheidungssicherheits-Schwellen betrachtet. Die Analyse zeigte auch hier eine signifikante ($R=0,290$; $p<0,001$) Korrelation.

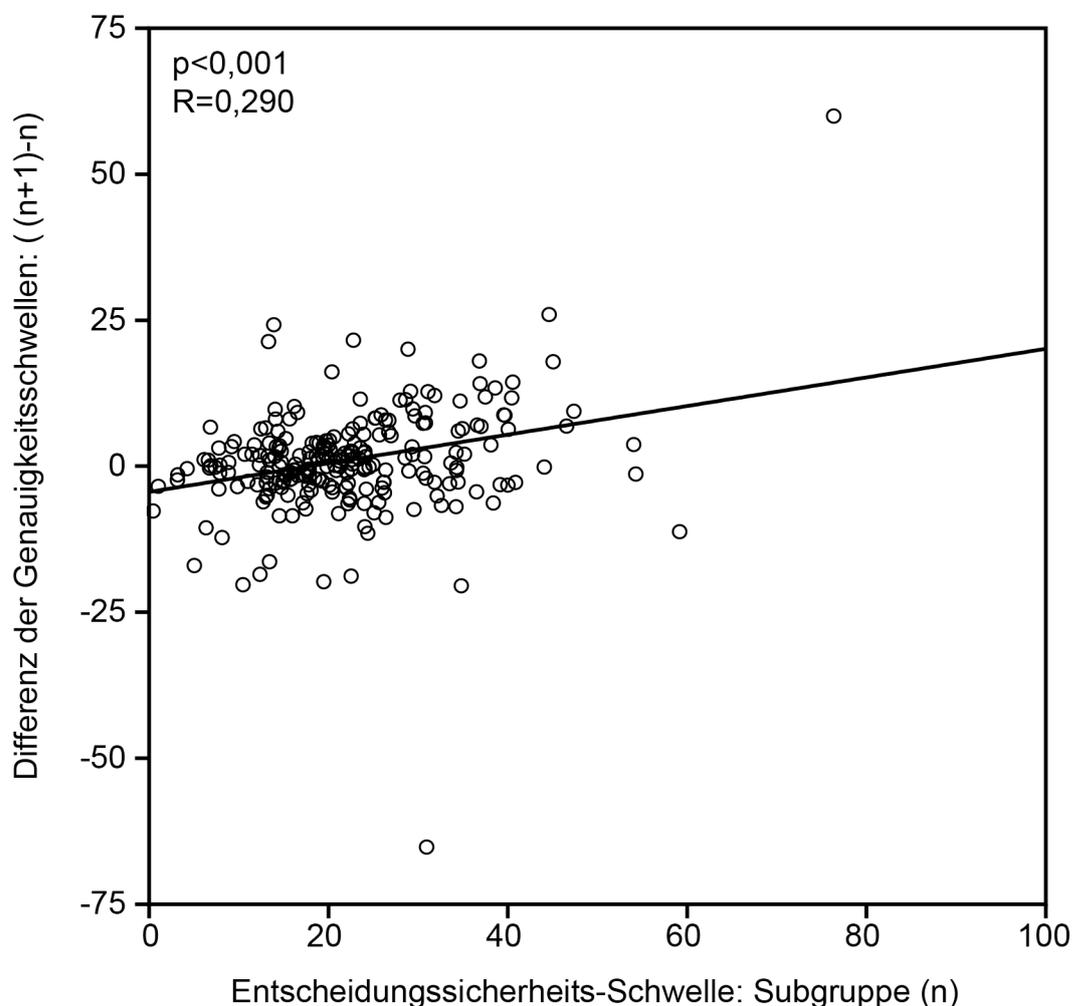


Abbildung 31: Korrelation der Lernentwicklung auf Subgruppenebene $((n+1)-n)$ und den Vorgängerschwelen (n) der Entscheidungssicherheit.

Diese Abbildung stellt die Lernentwicklung der Genauigkeitsschwellen zwischen den 9 Messzeitpunkten dar. Hierzu wurde die Schwellendifferenz zwischen einem Messzeitpunkt (n+1) und dem Vorwert (n) gebildet. Diese Schwellendifferenzen ((n+1)-n) der Genauigkeit wurden nun über den zugehörigen Entscheidungssicherheits-Schwellen zum Zeitpunkt (n) aufgetragen. Probanden verbesserten sich umso stärker, je schlechter ihre Selbsteinschätzung in die vorausgegangene Leistung war.

In Abbildung 32 erfolgte die inkrementelle Betrachtung der Lernentwicklung der Genauigkeitsschwelle in den Subgruppen (n) in Relation zum Validitätsmaß. Diese zeigte eine signifikante Korrelation ($R=-0,163$; $p=0,011$). Das bedeutet, dass ein niedriges Validitätsmaß, also eine gute bzw. realistische Einschätzung in die tatsächliche Leistung in der vorhergehenden Untergruppe, mit einer stärkeren Verbesserung der objektiven Leistung im Verlauf zwischen zwei aufeinanderfolgenden Unterguppen assoziiert war. Eine schlechte bzw. unrealistische Einschätzung war hingegen mit einer geringeren Verbesserung der Genauigkeit im Verlauf zwischen zwei aufeinanderfolgenden Unterguppen assoziiert. Mit anderen Worten, wer sich zu einem gegebenen Zeitpunkt realistisch einschätzte, verbesserte sich im darauffolgenden Zeitraum deutlicher als jemand der sich unrealistisch einschätzte.

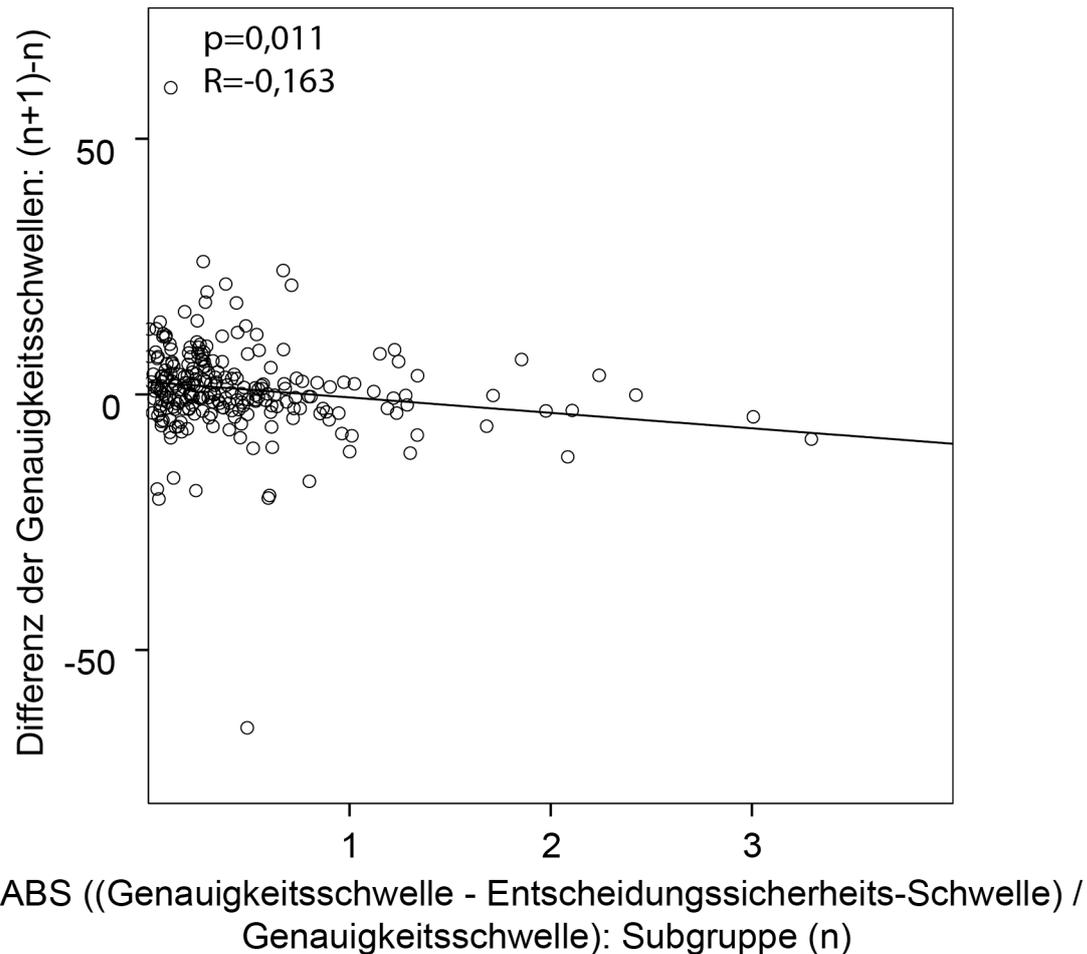


Abbildung 32: Korrelation der Lernentwicklung auf Subgruppenebene ((n+1)-n) und Validität der Eigeneinschätzung der Vorgängerschwelle (n).

Diese Abbildung stellt die Lernentwicklung der Genauigkeitsschwellen zwischen den 9 Messzeitpunkten dar. Hierzu wurde die Schwellendifferenz zwischen einem Messzeitpunkt (n+1) und dem Vorwert (n) gebildet. Diese Schwellendifferenzen ((n+1)-n) der Genauigkeit wurden nun über den zugehörigen Validitätswerten (ABS ((Genauigkeitsschwelle - Entscheidungssicherheits-Schwelle) / Genauigkeitsschwelle)) in den Subgruppen (n) aufgetragen. Probanden verbesserten sich umso mehr, je realistischer sie sich einschätzten.

Abbildung 33 zeigt auch hier, dass die Validitätsmaße in den jeweiligen Unterguppen signifikant ($R=-0,269$; $p<0,001$) mit den Genauigkeitsschwellen in den jeweiligen Unterguppen korrelieren. Auch in diesem Fall wurde deshalb für die Kovarianz durch Rechnung partieller Korrelationen korrigiert.

Diese partielle Korrelationsanalyse zeigte, dass korrigiert für den Einflussfaktor Genauigkeit der Faktor Entscheidungssicherheitsschwelle in den jeweiligen Untergruppen nicht signifikant mit dem objektiven Lernerfolg korrelierte ($R=-0,041$; $p=0,532$). Auch hier zeigte sich also, dass die ursprüngliche Korrelation von Entscheidungssicherheit und Validität mit dem Lernen Ergebnis der Kovarianz mit den Genauigkeitsschwellen war.

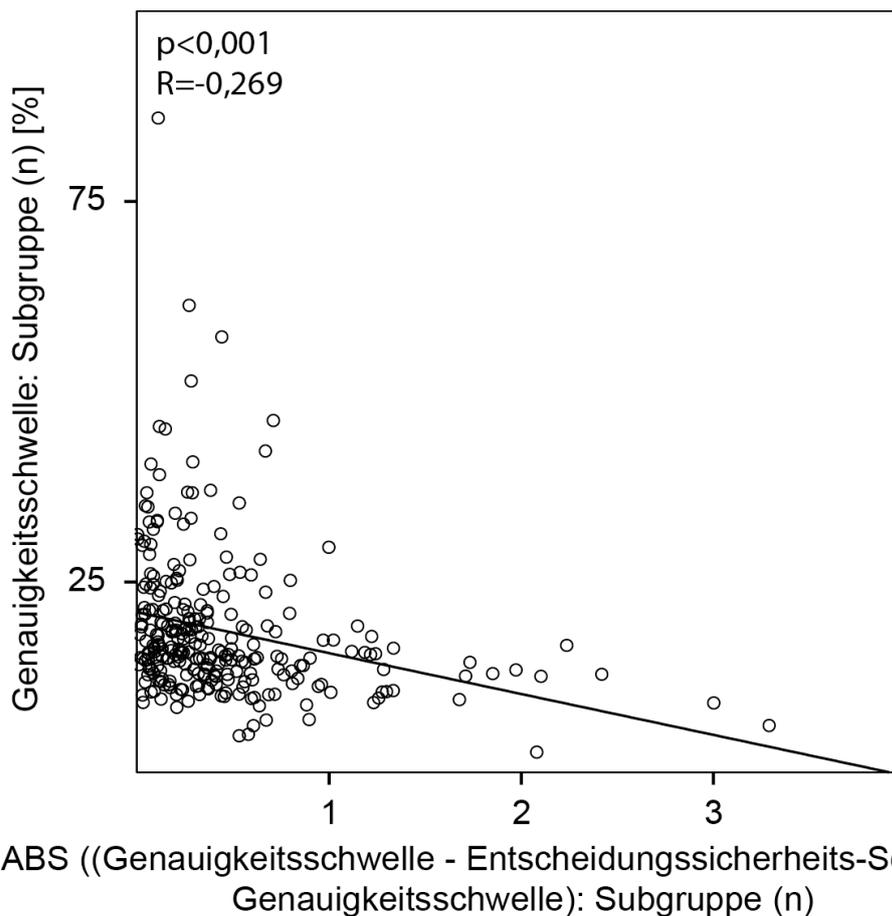


Abbildung 33: Korrelation zwischen Genauigkeitsschwelle in den Subgruppen (n) und Validitätsmaß in den Subgruppen (n)

Diese Abbildung stellt die Genauigkeitsschwellen in den Subgruppen (n) als 270 Datenwerte dar. (Die 3 Messblöcke wurden in 3 Unterblöcke eingeteilt was 9 Messzeitpunkten entsprach. Es wurden für jeden der 30 Probanden die 9 Messwerte abgebildet.) Diese Genauigkeitsschwellen (n) wurden nun über den zugehörigen Validitätswerten (ABS ((Genauigkeitsschwelle – Entscheidungssicherheits-Schwelle) / Genauigkeitsschwelle)) in den Subgruppen n aufgetragen.

3.2 Reaktionszeiten

Dieses Kapitel stellt die Reaktionszeiten der Probanden für verschiedene Faktoren und Stimulationsbedingungen dar. Zunächst werden die Ergebnisse der Reaktionszeit-Analysen stimulationsunabhängig dargelegt. Anschließend folgt die Darstellung der Ergebnisse bezogen auf die verschiedenen Stimulationsbedingungen.

Abbildung 34 stellt die über alle Probanden und über das gesamte Experiment gemittelten Reaktionszeiten für die vier verschiedenen Kohärenzstufen (0%, 15%, 35% und 100%) dar. Eine höhere Kohärenzzahl bedeutet ein einfacheres Erkennen der Bewegungsrichtung. Die Abbildung zeigt, dass mit zunehmender Kohärenz die Reaktionszeit der Probanden kürzer wird. Eine einfaktorielles ANOVA mit Messwiederholung wies diesen Einfluss des Faktors Kohärenzstufe auf die Reaktionszeit als signifikant aus ($F[1,466, 42,523]=78,103; p<0,001$).

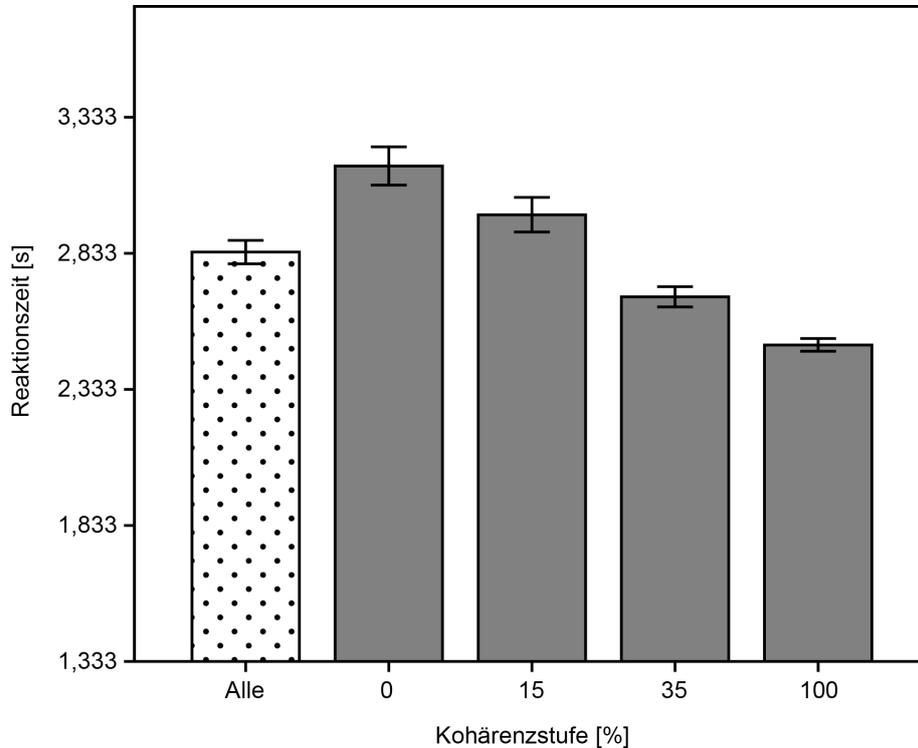


Abbildung 34: Reaktionszeiten für die verschiedenen Kohärenzstufen

Die Abbildung stellt die Reaktionszeiten (Mittelwerte und Standardfehler) für die verschiedenen Kohärenzstufen (0%, 15%, 35% und 100%) der Stimulusbewegung dar (n=30 Probanden). Der erste Balken (ALLE) zeigt die mittlere Reaktionszeit aller Probanden, gemittelt über alle Kohärenzstufen.

Abbildung 35 stellt die Reaktionszeiten für korrekte und inkorrekte Antworten dar. Diesen Werten ist der Mittelwert aller Probanden über das gesamte Experiment gegenübergestellt. Bei Durchgängen mit korrekt gegebener Antwort zeigten Probanden eine kürzere Reaktionszeit als bei inkorrekten Durchgängen ($t=-10,474$; $df=29$; $p<0,001$).

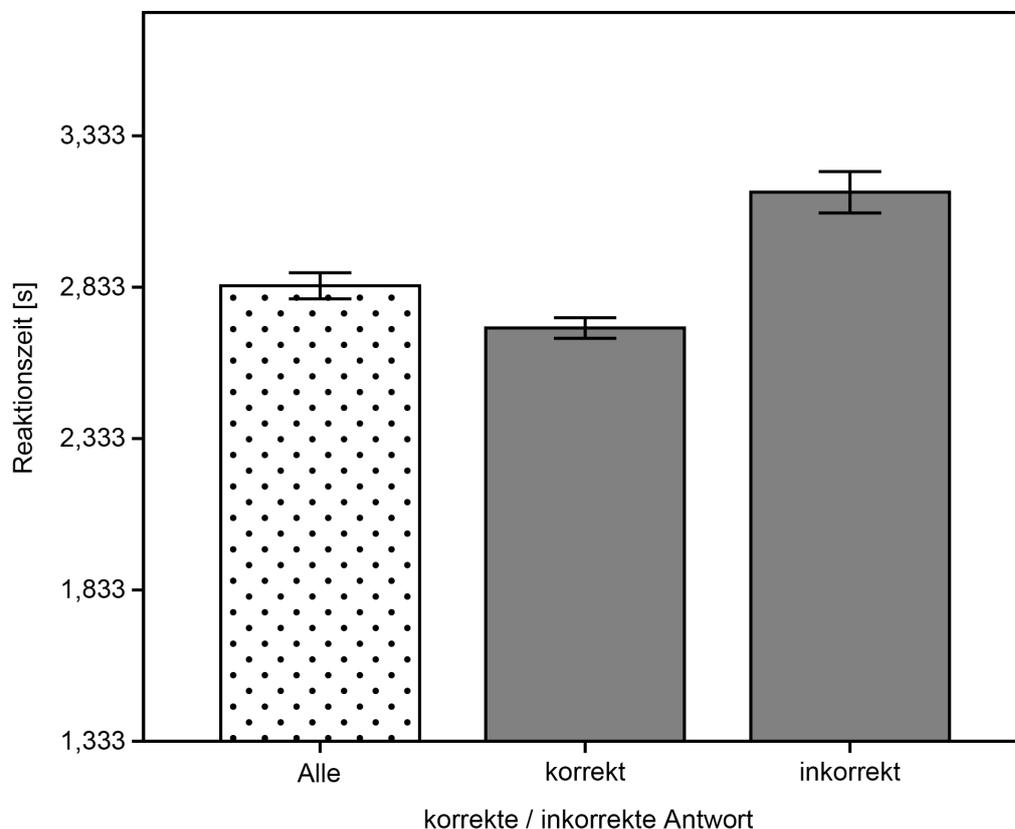


Abbildung 35: Reaktionszeiten für korrekte und inkorrekte Antworten

Die Abbildung stellt die Reaktionszeiten (Mittelwerte und Standardfehler) für korrekte und inkorrekte Antworten dar. Der erste Balken zeigt die mittlere Reaktionszeit aller Probanden über alle Durchgänge.

Abbildung 36 stellt die Reaktionszeiten für hohe und niedrige Entscheidungssicherheits-Antworten und den Mittelwert aller Probanden für das

gesamte Experiment dar. Bei Durchgängen mit hohen Entscheidungssicherheits-Antworten zeigten Probanden eine kürzere Reaktionszeit als bei Durchgängen mit niedrigen Entscheidungssicherheits-Antworten ($t=-10,534$; $df=29$; $p<0,001$).

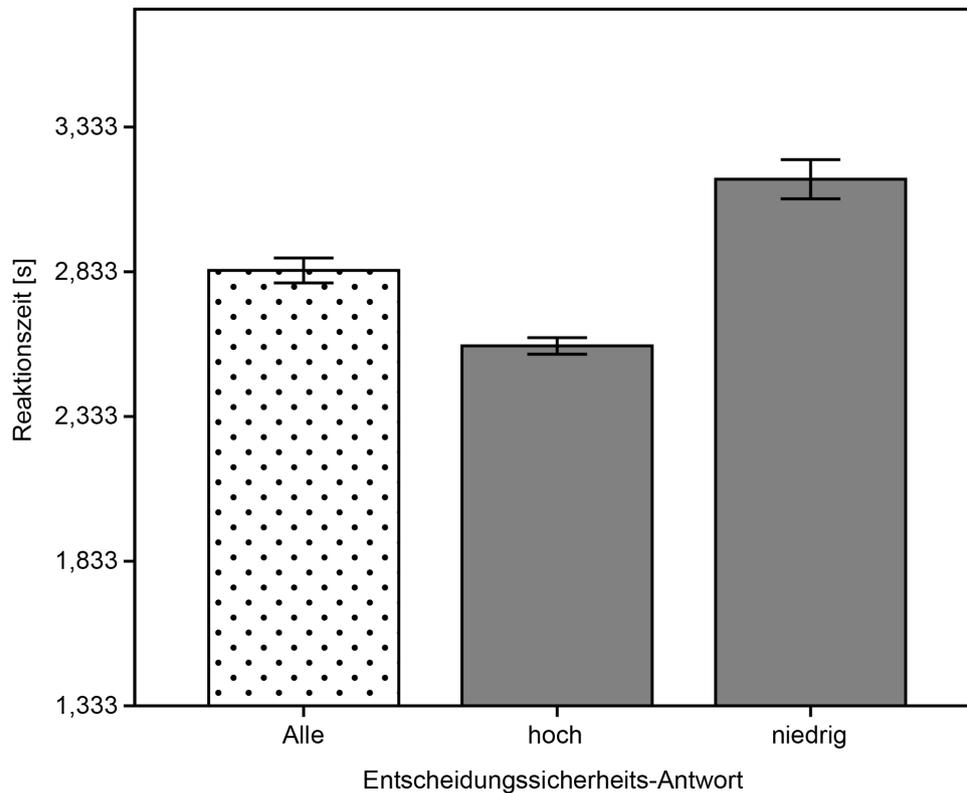


Abbildung 36: Reaktionszeiten bei hohen und niedrigen Entscheidungssicherheits-Antworten

Die Abbildung stellt die Reaktionszeiten (Mittelwerte und Standardfehler) für hohe und niedrige Entscheidungssicherheits-Antworten dar. Der erste Balken zeigt die mittlere Reaktionszeit aller Probanden über alle Durchgänge.

Abbildung 37 stellt in einer Übersicht die Mittelwerte der Reaktionszeiten für die verschiedenen Kohärenzstufen den korrekten und inkorrekte Antworten und den hohen und niedrigen Entscheidungssicherheits-Antworten einander gegenüber.

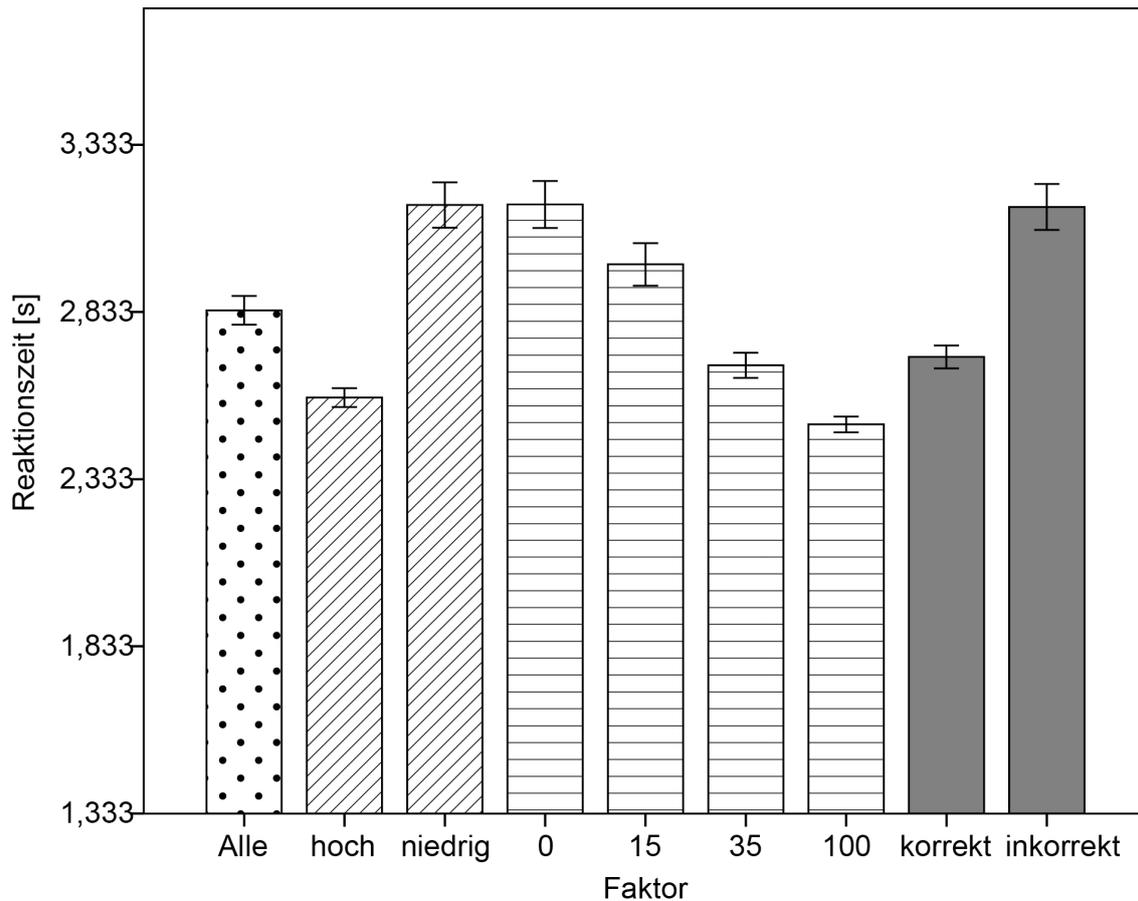


Abbildung 37: Übersicht über die Reaktionszeiten

Die Abbildung stellt in einer Übersicht die Mittelwerte und Standardfehler der Reaktionszeiten für die verschiedenen Kohärenzstufen (Balken mit Querstrichen) den korrekten und inkorrekte Antworten (graue Balken) und den hohen und niedrigen Entscheidungssicherheits-Antworten (Balken mit schräger Schraffierung) einander gegenüber. Der erste Balken zeigt die mittlere Reaktionszeit aller Probanden im gesamten Experiment.

Im folgenden Abschnitt werden die Reaktionszeiten für die verschiedenen Faktoren im zeitlichen Verlauf analysiert.

Tabelle 6 stellt die Reaktionszeiten für folgende Faktoren dar: korrekte/inkorrekte Antwort, Entscheidungssicherheits-Antwort hoch/niedrig und Stimulus-Kohärenz 0% / 15% / 35% / 100% für das gesamte Experiment und im zeitlichen Verlauf der Messblöcke.

Faktor	Messblock: 1-3		Messblock: 1		Messblock: 2		Messblock: 3	
	MW	SF	MW	SF	MW	SF	MW	SF
COH 0	3,154	0,070	3,324	0,383	3,066	0,383	3,077	0,435
COH 15	2,975	0,063	3,138	0,346	2,917	0,412	2,880	0,370
COH 35	2,673	0,037	2,794	0,232	2,627	0,202	2,594	0,234
COH 100	2,497	0,024	2,567	0,179	2,464	0,124	2,450	0,121
korrekt	2,698	0,034	2,791	0,188	2,663	0,199	2,645	0,197
inkorrekt	3,147	0,069	3,285	0,365	3,082	0,388	3,063	0,456
hoch	2,577	0,028	2,649	0,172	2,549	0,156	2,533	0,154
niedrig	3,153	0,067	3,282	0,347	3,099	0,393	3,076	0,439
Alle	2,838	0,043	2,951	0,233	2,793	0,244	2,770	0,261

Tabelle 6: Reaktionszeiten im zeitlichen Verlauf des Experiments

Die Tabelle stellt die Reaktionszeiten (Mittelwerte und Standardfehler) im zeitlichen Verlauf des Experiments für die verschiedenen Faktoren: korrekte / inkorrekte Antwort, Entscheidungssicherheits-Antwort hoch / niedrig und Stimulus-Kohärenz 0% / 15% / 35% / 100% dar. Die Reaktionszeiten sind in Sekunden angegeben. Die Spalte „Messblock: 1-3“ gibt die Mittelwerte der Reaktionszeiten wieder. Folgende Abkürzungen wurden verwendet: MW (=Mittelwert), SF (=Standardfehler), COH 0/15/35/100 (=Kohärenstufe 0% / 15% / 35% / 100%), korrekt / inkorrekt (=korrekte/inkorrekte Antwort), hoch / niedrig (Entscheidungssicherheits-Antwort hoch/niedrig), Alle (=alle Durchgänge wurden verwendet).

Abbildung 38 stellt die Reaktionszeiten für die verschiedenen Faktoren im Zeitverlauf dar.

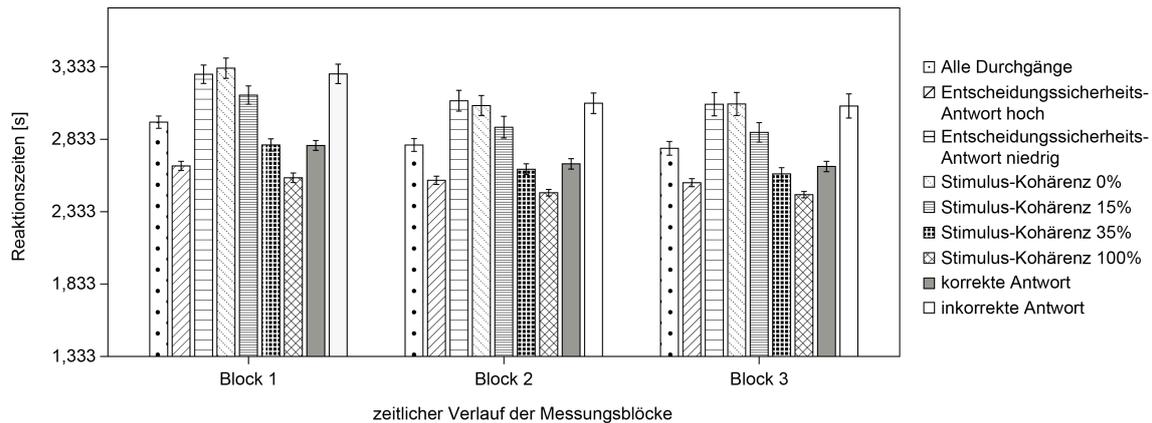


Abbildung 38: Reaktionszeiten im zeitlichen Verlauf

Die Abbildung stellt für die in der Legende aufgeführten Bedingungen den zeitlichen Verlauf der Reaktionszeiten dar. Jeder Block stellt den Mittelwert und den Standardfehler für den jeweiligen Faktor dar.

Bei der Messung wurde auf die Genauigkeit der Antworten mehr Wert gelegt als auf die Geschwindigkeit, mit der die Antwort gegeben wurden. Abbildung 39 und Abbildung 40 zeigen die mittleren Reaktionszeiten für den ersten (d.h. für die Richtungsangabe) und den zweiten (d.h. die subjektive Selbsteinschätzung) Tastendruck. Die Analysen zeigten trotz fehlendem Augenmerk auf Schnelligkeit, dass im zeitlichen Verlauf der Messungen sowohl der erste ($R=-0,316$; $p<0,001$), als auch der zweite ($R=-0,324$; $p<0,001$) Tastendruck mit kürzerer Latenz gegeben wurde. Eine zweifaktorielle ANOVA mit den Faktoren Zeitpunkt und Stimulation bestätigte, dass im Verlauf des Experimentes die Reaktionszeiten signifikant schneller wurden ($F(2,16)=5,726$; $p=0,013$), die Art der Stimulation die Reaktionszeiten hingegen nicht signifikant ($F(2,16)=0,948$; $p=0,408$) beeinflusste.

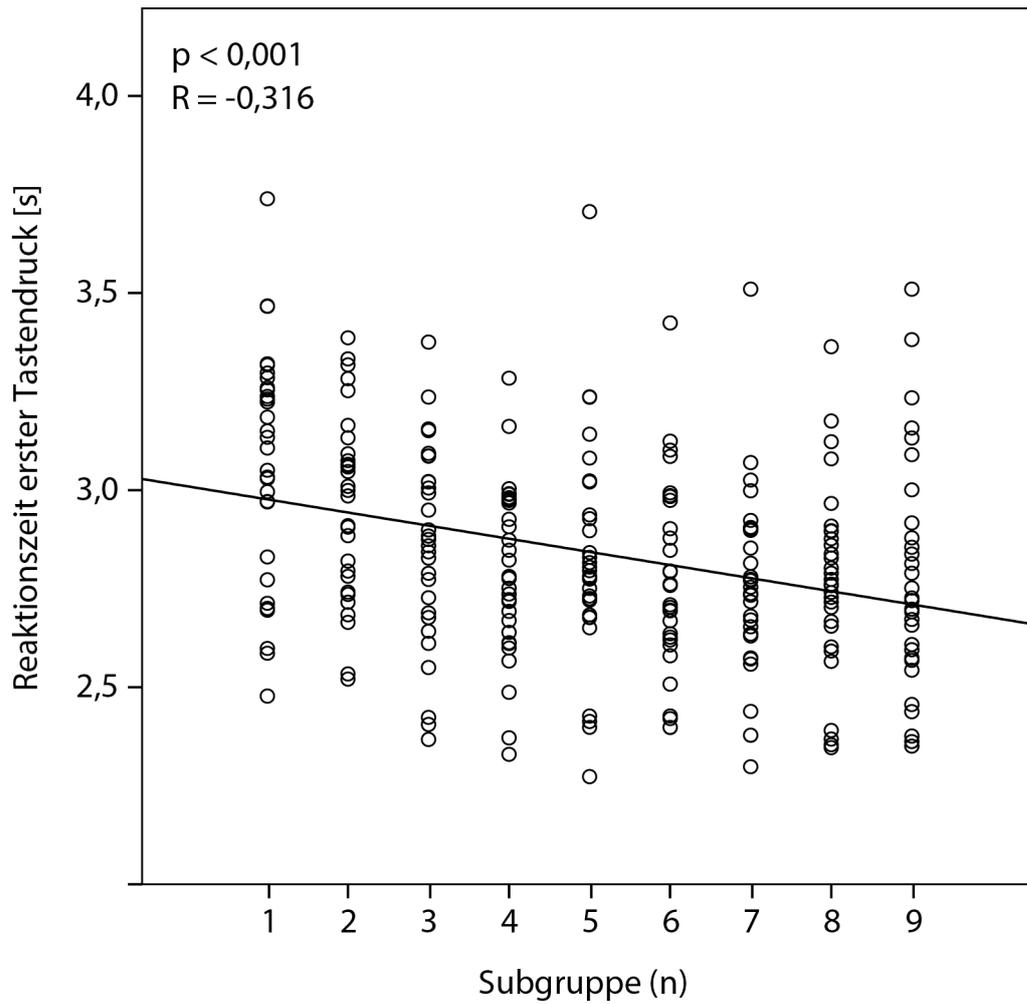


Abbildung 39: Reaktionszeiten für den ersten Tastendruck im zeitlichen Verlauf der Subgruppen (n)

Die Abbildung zeigt die mittleren Reaktionszeiten für den ersten Tastendruck, d.h. die Richtungsangabe, für jeden der 30 Probanden in den 9 Untergruppen.

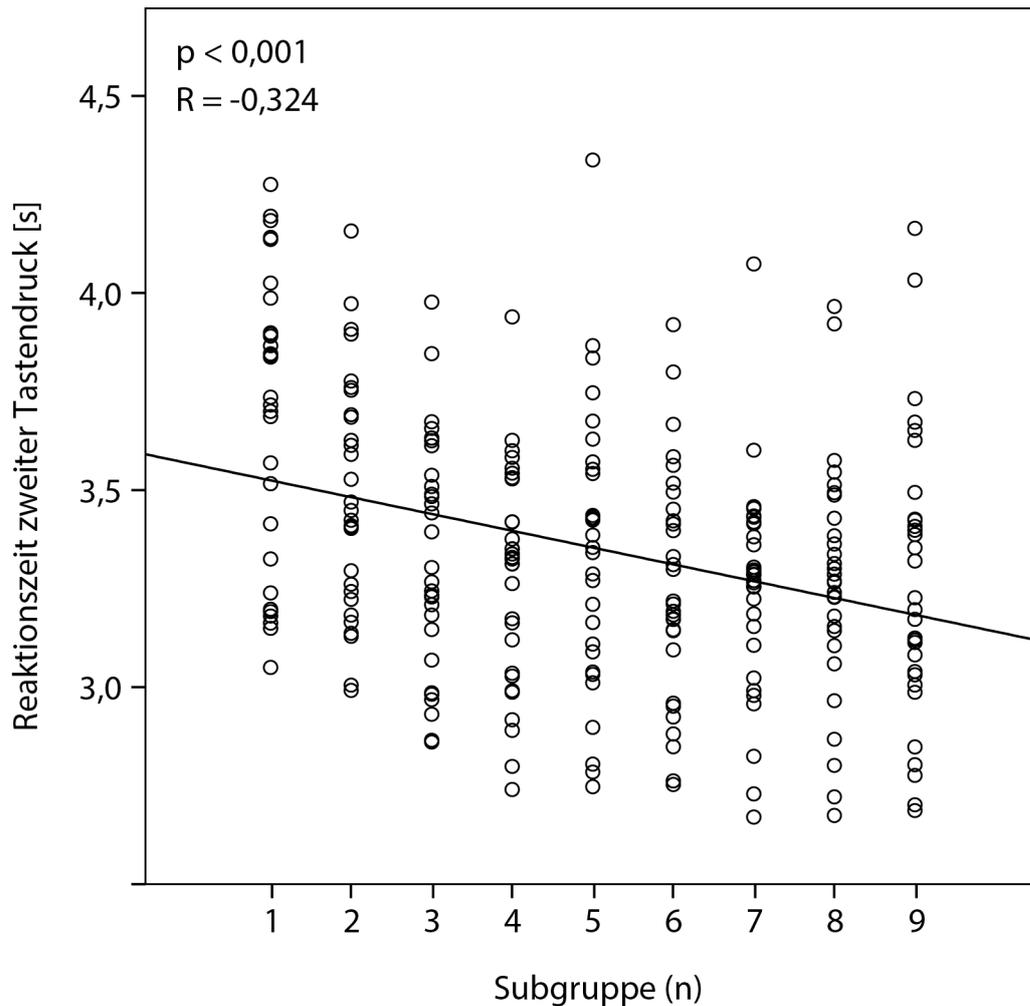


Abbildung 40: Reaktionszeiten für den zweiten Tastendruck im zeitlichen Verlauf der Subgruppen (n)

Die Abbildung zeigt die mittleren Reaktionszeiten für den zweiten Tastendruck, d.h. die subjektive Selbsteinschätzung, für jeden der 30 Probanden in den 9 Untergruppen dar.

Darüberhinaus wurde für jede der Bedingungen eine einfaktorielle ANOVA berechnet, die überprüfen sollte, ob der Zeitpunkt der Messung in den verschiedenen Bedingungen einen signifikanten Einfluss auf die Reaktionszeiten hatte. Diese Varianzanalysen zeigten, dass der Zeitpunkt einen signifikanten Einfluss auf die Reaktionszeit der Durchgänge mit hohen Entscheidungssicherheits-Antworten, für alle Kohärenzstufen (0%, 15%, 35% und 100%) Durchgänge und mit korrekten Antworten hatte. Jedoch war die Entwicklung der Reaktionszeit im zeitlichen Verlauf des Experiments für die

niedrigen Entscheidungssicherheits-Antworten und die inkorrekten Antworten nicht signifikant. Mit anderen Worten, richtige Diskriminationen wurden im Verlauf des Experimentes schneller, ebenso die Antworten auf mit hoher Sicherheit beantworteter Reize, nicht aber die Antworten auf falsch diskriminierte Reize. Diese Analysen bestätigten somit, dass die Probanden neben den erwarteten Veränderungen ihres Diskriminationsverhaltens auch andere typische Aspekte des Lernens zeigten. Tabelle 7 stellt die Ergebnisse der Varianzanalysen im Detail dar.

Faktor	Varianzanalysen
Alle	F[2,87]=4,800; p=0,011
hoch	F[2,87]=4,567; p=0,013
niedrig	F[2,87]=2,466; p=0,091
COH 0	F[2,87]=3,982; p=0,022
COH 15	F[2,87]=4,118; p=0,020
COH 35	F[2,87]=6,923; p=0,002
COH 100	F[2,87]=5,919; p=0,004
korrekt	F[2,87]=4,981; p=0,009
inkorrekt	F[2,87]=2,775; p=0,068

Tabelle 7: Varianzanalysen der Reaktionszeiten: Einfluß des Meßzeitpunktes

Die Tabelle stellt die Varianzanalysen der Reaktionszeiten im zeitlichen Verlauf des Experiments für alle Probanden für die verschiedenen Faktoren dar: korrekte / inkorrekte Antwort, Entscheidungssicherheits-Antwort hoch / niedrig und Stimulus-Kohärenz 0% / 15% / 35% / 100% dar. Folgende Abkürzungen

wurden verwendet: COH 0/15/35/100 (Kohärenzstufe 0% / 15% / 35% / 100%), korrekt / inkorrekt (=korrekte/inkorrekte Antwort), hoch / niedrig (Entscheidungssicherheits-Antwort hoch/niedrig), Alle (=alle Durchgänge wurden verwendet). Der Einfluß des Meßzeitpunktes war für alle Durchgänge mit Ausnahme falsch beantworteter oder solcher mit niedriger Entscheidungssicherheit signifikant.

Im folgenden Abschnitt werden Analysen der Reaktionszeiten für die verschiedenen elektrischen Stimulationsbedingungen dargestellt.

In Tabelle 8 sind die Reaktionszeiten und Standardfehler in den verschiedenen Stimulationsbedingungen für die verschiedenen Faktoren: korrekte/inkorrekte Antwort, Entscheidungssicherheits-Antwort hoch/niedrig und Stimulus-Kohärenz 0% / 15% / 35% / 100% dargestellt.

Faktor	Bedingung: Alle		Bedingung: 0°		Bedingung: 180°		Bedingung: sham	
	MW	SF	MW	SF	MW	SF	MW	SF
COH 0	3,154	0,070	3,137	0,081	3,142	0,078	3,188	0,068
COH 15	2,975	0,063	2,951	0,071	2,968	0,060	3,016	0,082
COH 35	2,673	0,037	2,689	0,045	2,670	0,042	2,655	0,044
COH 100	2,497	0,024	2,498	0,028	2,489	0,024	2,495	0,031
korrekt	2,698	0,034	2,704	0,037	2,692	0,034	2,703	0,041
inkorrekt	3,147	0,069	3,134	0,083	3,143	0,074	3,151	0,072
hoch	2,577	0,028	2,577	0,030	2,575	0,030	2,580	0,032
niedrig	3,153	0,067	3,138	0,077	3,136	0,070	3,183	0,074
Alle	2,838	0,043	2,833	0,048	2,835	0,044	2,846	0,049

Tabelle 8: Reaktionszeiten in den verschiedenen Stimulationsbedingungen

Die Tabelle stellt die Reaktionszeiten und Standardfehler in den verschiedenen Stimulationsbedingungen für die verschiedenen Faktoren: korrekte/inkorrekte Antwort, Entscheidungssicherheits-Antwort hoch / niedrig und Stimulus-Kohärenz 0% / 15% / 35% / 100% dar. Die Reaktionszeiten sind in Sekunden angegeben. Die Spalte „Bedingung: Alle“ gibt die Mittelwerte wieder. Folgende Abkürzungen wurden verwendet: MW (=Mittelwert), SF (=Standardfehler), COH 0/15/35/100 (Kohärenstufe 0% / 15% / 35% / 100%), korrekt / inkorrekt (=korrekte/inkorrekte Antwort), hoch / niedrig (Entscheidungssicherheits-Antwort hoch/niedrig), Alle (=alle Durchgänge wurden verwendet).

Um den Einfluss der Stimulationsart auf die Reaktionszeit zu untersuchen, wurden ein- und zweifaktorielle Varianzanalysen verwendet. Bei den zweifaktoriellen ANOVAs wurden neben der Stimulationsbedingung folgende weitere Faktoren berücksichtigt: korrekte/inkorrekte Antwort, Entscheidungssicherheits-Antwort hoch/niedrig und die Stimulus-Kohärenz 0% / 15% / 35% / 100%.

Eine einfaktorielle ANOVA mit Messwiederholung (Faktor: Stimulationsart) zeigte keinen signifikanten Einfluss ($F[2,58]=0,080$; $p=0,23$) der Stimulationsart auf die Reaktionszeit. Keine einzige der weiterführenden zweifaktoriellen ANOVAs zeigte einen signifikanten Einfluß der Stimulationsart auf die Reaktionszeit.

3.3 Augendaten

Während des gesamten Experiments wurden die Augenpositionen aufgezeichnet. Die Probanden wurden angewiesen einen zentralen Fixationspunkt zu fixieren. Für die Kontrolle der Fixation wurde die Abweichung der Augenposition von diesem Fixationspunkt während der Stimuluspräsentation ausgewertet. Die Augendaten konnten bei 3 Probanden nicht ausgewertet werden, da die Detektion der Purkinje-Reflexe (Lichtspiegelungen) auf dem Auge in den Infrarot-Bildern aufgrund der verwendeten Sehhilfe der Probanden nicht zuverlässig möglich war. Bei einem Probanden konnten die Augendaten eines Messblockes nicht ausgewertet werden. Dies war auf einen Aufzeichnungsfehler während der Messung zurückzuführen.

Abbildung 41 stellt die Mittelwerte und Standardfehler der Augenposition in Winkelgrad für die X- (horizontal) und Y- (vertikale) Koordinate für die 3 Messungsblöcke dar. Die Ergebnisse in Tabelle 9 zeigen, dass während der gesamten Messung eine stabile Fixierung des zentralen Punktes erfolgte. Die Mittelwerte und Standardfehler betragen $0,87^\circ \pm 0,04^\circ$ (X-Position) und $0,50^\circ \pm 0,04^\circ$ (Y-Position). Eine einfaktorielle ANOVA des Faktors Messzeitpunkt zeigte, dass die Augenposition im Verlauf des Experiments keine signifikanten Unterschiede aufwies (X-Position: $F[2,77]=0,206$; $p=0,814$; Y-Position $F[2,77]=1,112$; $p=0,334$). Dieses Ergebnis spricht dafür, dass die Schwellenveränderungen im Zeitverlauf nicht durch Änderungen des Fixationsverhaltens oder besondere okulomotorische Strategien bedingt waren.

Messungs-Nr.	X	X Standardfehler	Y	Y Standardfehler
1	0,91°	0,10°	0,60°	0,09°
2	0,82°	0,10°	0,41°	0,09°
3	0,87°	0,08°	0,51°	0,08°
Mittelwert	0,87°	0,04°	0,53°	0,04°

Tabelle 9: Mittelwerte und Standardfehler der Augenposition

Die Augenpositionen sind in Winkelgrad angegeben.

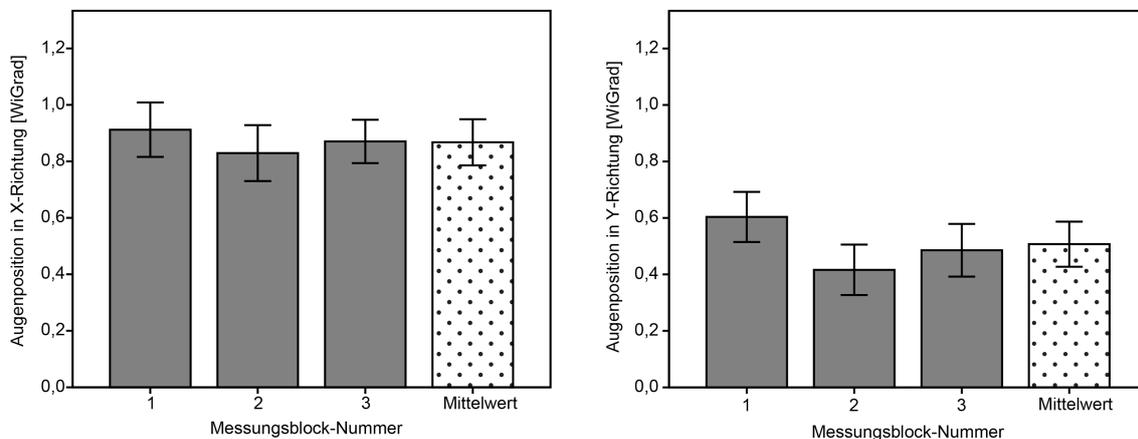


Abbildung 41: Augenposition

Die Abbildung stellt für die 3 Messungsblöcke die jeweiligen Mittelwerte der Augenposition in X- (linke Abbildung) und Y-Richtung (rechte Abbildung) dar. Außerdem ist für jeden Balken der Standardfehler eingezeichnet. Balken 4 stellt jeweils den Mittelwert über alle 3 Messungsblöcke dar. Die Augenposition ist in Winkelgrad angegeben.

3.4 EEG-Daten

Die elektrische Stimulation fand alternierend in jedem zweiten Durchgang statt. Die Auswertung des EEG zeigte, dass trotz dieses alternierenden Protokolles überdauernde Stimulationsartefakte in den nicht-stimulierten Durchgängen bestanden. Es kann vermutet werden, dass die Stimulationselektroden als Kondensator wirkten und überdauernde kapazitive Ladungen trugen, die sich im Anschluss an die stimulierten Durchgänge nur sehr langsam wieder abbauten. Diese Ladungen dürften die Artefakte in den nicht stimulierten Durchgängen im EEG-Signal erzeugt haben. Ein Ziel der EEG-Analyse war es, die EEG-Daten durch Bildung von Gesamtmitteln (Grand Average) von diesen Stimulationsartefakten zu bereinigen. Hierbei wurde angestrebt, die Störsignale im EEG durch Mittelung herausfiltern zu können. Außerdem wurde versucht, durch Anwendung verschiedener Filter das EEG-Signal zu bereinigen. Die EEG-Daten blieben trotz dieser Maßnahmen nach den Mittelungen und Filteranwendung weiterhin sehr verrauscht. Es war daher nicht möglich, ausreichend artefaktbereinigte EEG-Daten zur Auswertung evozierter Potenziale und weiteren statistischen Analyse aus den EEG-Rohdaten zu extrahieren. Aus demselben Grund konnten auch die geplanten Zeit-Frequenz-Analyse nicht durchgeführt werden.

4 Diskussion

4.1 Diskussion der Verhaltensdaten

Einflüsse der elektrischen Stimulation

Die Studie war als Lernexperiment konzipiert und das Grunddesign des Experiments basierte auf der Betrachtung subjektiver und objektiver Leistungsparameter. Neben der Entwicklung und dem Verhältnis von objektiver und subjektiver Diskriminationsleistung der Probanden wollte die vorliegende Studie auch die Reaktionszeiten untersuchen und mögliche Einflüsse einer transkraniellen alternierenden Stromstimulation prüfen (siehe Fragestellungen und Hypothesen in Kapitel 1.5).

In einer Studie von Kanai und Mitarbeiter (2008) konnten Effekte einer tACS auf das visuelle System in Form von Phosphenen (Lichtwahrnehmungen, die nicht durch externe Lichtquellen hervorgerufen werden) festgestellt werden. Die Arbeitsgruppe begründete diese visuellen Effekte mit einer Interaktion der oszillatorischen Stimulation und der oszillatorischen Hirnaktivität. Auf der Idee, dass oszillatorische Prozesse des Gehirns durch tACS verändert werden können, begründete sich unter anderem auch die Stimulations-Hypothesen der hier vorliegenden Studie. Die hier gewählten Stimulationsbedingungen, insbesondere die Stimulationsfrequenz im Delta-Bereich waren durch elektrophysiologische Untersuchungen beim Menschen (Händel und Haarmeier (2009)) und Affen (Kayser und Mitarbeiter (2009) und Mazzoni und Mitarbeiter (2010)) motiviert. In MEG Untersuchungen hatten Händel und Haarmeier (2009) gezeigt, dass erfolgreiche visuelle Diskrimination mit Kopplung hochfrequenter Hirnaktivität mit bestimmten Phasen langsamer Delta-Aktivität korreliert. Untersuchungen von Kayser und Mitarbeiter (2009) und Mazzoni und Mitarbeiter (2010) wiederum hatten belegt, dass der Signalgehalt von Aktionspotenzialen in präferierten Phasen von Delta-Aktivität besonders hoch ist.

Wie im Ergebnisteil dargelegt, konnte die vorliegende Studie keinen Einfluss der Stimulationsart auf Diskriminationsschwellen und subjektive Leistungsparameter finden.

Auch auf die zeitliche Veränderung der psychophysischen Parameter hatte die Stimulation keinen signifikanten Effekt. Dies galt sowohl für die objektiven und die subjektiven Parameter wie auch deren Verhältnis zueinander.

Diese Studie konnte somit keine Effekte der tACS auf objektive visuelle Diskrimination und Entscheidungssicherheit finden. Gründe für das abweichende Ergebnis gegenüber der Arbeit von Kanai und Mitarbeiter (2008) könnten unter anderem in den unterschiedlichen untersuchten Parametern liegen. So könnten beispielsweise Phosphene durch tACS induzierbar sein, hingegen Diskrimination und Lerneffekte durch eine externe Stimulation unbeeinflusst bleiben. Die Ergebnisse von Kanai und Mitarbeiter (2008) wurden bereits an anderer Stelle kontrovers diskutiert. So argumentierte Schwiedrzik (2009), dass tACS in der Studie von Kanai und Mitarbeiter (2008) keineswegs Einfluss auf oszillatorische Aktivitäten nehmen würde, sondern, wie bereits in früheren Studien von Meyer-Schwickerath und Magun (1951) und Brindley (1955) untersucht, die visuellen Effekte ein direktes Ergebnis der Stimulation der Retina seien.

Maurer (2012) untersuchte in einem Lernexperiment, inwiefern sich durch tDCS und repetitive Stimulation mit tDCS die Diskriminationsleistung für das Erkennen visueller Bewegung beeinflussen ließen. Auch hier zeigte sich durch diese Form der Stimulation kein Einfluss auf objektive Leistungsparameter. Diesem negativen Ergebnis steht die Arbeit von Antal und Mitarbeiter (2004) entgegen, die Einflüsse der Stromstimulation auf das Erkennen von Bewegung beobachteten. Eine Replikation dieses Ergebnisses steht jedoch aus.

Die Sicht, dass durch externe Stimulation kortikale Funktionen signifikant beeinflusst werden können, kann durch die vorliegende Studie nicht gestützt werden.

Nichtsdestotrotz zeigten aktuelle Studien von Zaehle und Mitarbeiter (2010) und Schutter und Hortensius (2011), dass durch Wechselstromstimulation eine Veränderung der Aktivität im EEG bzw. der kortikalen Erregbarkeit feststellbar waren. In Anbetracht dieser Ergebnisse sollte erwähnt werden, dass sich die Elektrodenposition, als auch die Stimulationsfrequenz zwischen Zaehle und Mitarbeiter (2010) und dieser Studie prinzipiell ähnelte aber im Detail doch auch unterschied. Als Stimulationsposition wurde in der aktuellen Studie die Mitte des Hinterkopfes (Protuberantia occipitalis externa) gewählt. Die Zweitelektrode war in der Mitte oberhalb der Stirn (dies entspricht in etwa der Tubera frontalia) platziert. Bei Zaehle und Mitarbeiter (2010) lagen beide Elektroden hingegen parieto-okzipital. Kar und Krekelberg (2014) zeigen in ihrer Studie, dass eine okzipitale tACS Stimulation mit 10 Hz zu einer Verbesserung der Bewegungsempfindlichkeit führt. Allerdings gab es auch hier, im Gegensatz zur aktuellen Studie, eine laterale Elektrodenpositionierung (die Elektroden waren in Bezug zum 10-20-System der EEG-Aufzeichnung über PO3 - PO7 angebracht) und die Stimulation erfolgte mit 10 Hz. Diese kleinen Unterschiede könnten den unterschiedlichen Ergebnissen zu Grunde liegen. Zukünftige Studien könnten versuchen durch variierte Bedingungen (Frequenz, Stromstärke, Elektrodenposition, Stimulationsdauer) zur weiteren Klärung dieser Fragestellungen beizutragen.

Die Betrachtung der Reaktionszeit sollte etwaige Einflüsse der transkranielle alternierenden Stromstimulation (tACS) auf die Reaktionszeiten prüfen. Die Studie konnte keinen signifikanten Zusammenhang zwischen der tACS und der Reaktionszeit finden. Es unterschieden sich die Reaktionszeiten weder für die Gruppe aller Durchgänge noch in den Untergruppen mit den verschiedenen psychophysischen Parametern (Entscheidungssicherheits-Antwort, Kohärenzstufe und korrekte bzw. inkorrekte Antworten).

Bolognini und Mitarbeiter (2010) konnten zeigen, dass durch Gleichstromstimulation (tDCS) des Parietalkortex eine Verkürzung der Reaktionszeit erreicht werden kann. Diese unterschiedlichen Ergebnisse können sowohl durch Unterschiede der Stimulationsart und – wahrscheinlicher noch – durch

die verschiedenen Stimulationsorte bedingt sein. Die tDCS versucht durch kontinuierliche Verschiebung von Membranpotenzialen und die tACS durch Veränderung oszillatorischer Prozesse Einfluss auf Hirnprozesse zu nehmen. Es bleibt auch hier weiterhin fraglich, ob die tACS unter anderen Bedingungen (beispielsweise durch Veränderung des Frequenzbereiches, der Stimulationsposition und der Stromstärke) zu einer Verkürzung der Reaktionszeit führen könnte.

Veränderung der objektiven und subjektiven Diskriminationsleistungen im Zeitverlauf: perzeptuelles Lernen

Da die Analysen (siehe Tabelle 5 und Abbildung 13) keinen Zusammenhang zwischen der Diskriminationsleistung und den Stimulationsbedingungen ergaben, wurde der Schwerpunkt dieser Arbeit auf die Analyse der psychophysischen Parameter gelegt. Die Entwicklung und das Verhältnis der objektiven und subjektiven Diskriminationsleistung stellten fortan den Mittelpunkt der Analysen dar.

Erwartungsgemäß und wie in zahlreichen Studien mit Humanprobanden (Händel und Mitarbeiter (2007), (2008) und Händel und Haarmeier (2009)) und nichthumanen Primaten (Britten und Mitarbeiter (1992)) belegt, hing die Anzahl korrekter Antworten von der Höhe der Kohärenzstufe des visuellen Stimulus ab. Eine ähnliche Abhängigkeit zeigte sich auch in dieser Studie. Für die Entscheidungssicherheitswerte konnte in dieser Studie ein entsprechendes Ergebnis gefunden werden. Verschiedene Studien (Kunimoto und Mitarbeiter (2001) und Wilimzig und Mitarbeiter (2008) und Zizlsperger und Mitarbeiter (2012)) zeigten, dass die subjektive Selbsteinschätzung der eigenen Leistung kohärenzabhängig ist. Das bedeutet, dass Probanden sich ihrer Richtungsentscheidung bei höheren Kohärenzen des visuellen Stimulus sicherer waren, als bei niedrigeren Kohärenzstufen. Die aktuelle Studie konnte dies ebenfalls bestätigen. Entsprechend der gemeinsamen Korrelation mit der Bewegungkohärenz waren auch subjektive Diskriminationsleistung und Entscheidungssicherheit eng miteinander korreliert. Diese Korrelation machte es notwendig, dass Veränderungen des Lernens auf Kovarianz zwischen den Faktoren hin geprüft werden mußten.

Die Genauigkeitsschwellen nahmen im zeitlichen Verlauf signifikant ab. Sie stellen ein objektives Maß für die Diskriminationsleistung dar. Sich verkleinernde Werte spiegeln eine Verbesserung dieser Leistung wider. Die Ergebnisse zeigen damit, dass die Probanden im zeitlichen Verlauf niedrigere Kohärenzstufen besser erkennen konnten. Damit zeigten sich die Kardinaligenschaften des perzeptuellen Lernens (Ball und Sekuler (1982) und

Goldstone (1998) und Gold und Mitarbeiter (1999)), das sich sowohl im Gesamtverlauf des Experimentes (Vergleich Block 1 versus 9) als auch in kleinerer Zeitauflösung (Vergleich der Unterblöcke n versus n+1) darstellen ließ.

Watanabe und Mitarbeiter (2001) untersuchten in einer Studie, wie sich das Erkennen visueller kohärenter Bewegungsreize verbessern lässt. Während des Experiments sollten die Probanden ihre Aufmerksamkeit auf einen zweiten visuellen Stimulus legen, auf die Bewegungsreize sollte keine Aufmerksamkeit gelegt werden. Nach der mehrmaligen Präsentation unterschwelliger Reize, also Reizen, die unterhalb der Wahrnehmungsschwelle lagen, konnten anschließend präsentierte überschwellige visuelle Bewegungsreize signifikant besser erkannt werden. Sie folgerten daraus, dass das alleinige Präsentieren unterschwelliger Reize zu perzeptuellem Lernen führe, auch wenn die unterschwellige Reizpräsentation nicht im Fokus der Aufmerksamkeit stand. Andere Arbeiten wiederum belegen, dass Aufmerksamkeit perzeptuelles Lernen fördert (Übersicht bei Fine und Jacobs (2002)).

In der aktuellen Studie lag die Aufmerksamkeit der Probanden sowohl bei unter- als auch bei überschwelligen Reizen auf den Bewegungsreizen. Da in der aktuellen Studie die visuellen Stimuli zentral präsentiert wurden, konnte keine Unterscheidung zwischen Durchgängen mit und ohne Aufmerksamkeit auf dem visuellen Stimulus getroffen werden. Beide zitierten Studien (Watanabe und Mitarbeiter (2001) und Schwiedrzik und Mitarbeiter (2011)) zeigten jedoch, dass eine wiederkehrende Präsentation von visuellen kohärenten Reizen in aufeinanderfolgenden Messungen zu besseren Genauigkeitsschwellen führten.

Schwiedrzik und Mitarbeiter (2011) untersuchten unter anderem, wie sich die Parameter objektive Leistung und subjektive Selbsteinschätzung für das Erkennen ähnlicher visueller Formen im zeitlichen Verlauf entwickelten. Sie konnten, wie auch in dieser Studie bestätigt, zeigen, dass sich die objektive Leistung im zeitlichen Verlauf der Trainingssession signifikant verbesserte. Sie zeigten, dass sich die objektive Leistung und Entscheidungssicherheit in Bezug auf die örtliche und zeitliche Dimension unterschieden. Bei einer räumlich

neupositionierten Stimuluspräsentation überdauernden Lerneffekte der Entscheidungssicherheit (Selbsteinschätzung), während Lerneffekte der objektiven Leistung erneut trainiert werden mussten. Basierend auf dieser Dissoziation vermuteten sie, dass die Verbesserung der Entscheidungssicherheit nicht nur ein Nebenprodukt der verbesserten Leistung ist und auf ihr basiert, sondern durch eigenständige neuronale Strukturen repräsentiert wird und eigenständig trainiert werden kann. Somit sollte die Entscheidungssicherheit bei der Untersuchung und des Verständnisses prezeptueller Lernvorgänge als eigenständiger Faktor betrachtet werden. Die vorliegende Studie setzte diese Forderung um und untersuchte darüber hinaus auch das Verhältnis dieser beiden Faktoren zueinander.

Für die Entscheidungssicherheits-Schwellen konnte diese Studie analoge Ergebnisse finden. Sowohl für die großen Messblöcke, als auch die kleineren Zeitabschnitte (Subgruppen) konnte für die Entwicklung der Entscheidungssicherheits-Schwelle im zeitlichen Verlauf eine Abnahme gezeigt werden. Probanden lernten somit im zeitlichen Verlauf Reize mit gleicher Schwierigkeit (Kohärenz) mit höherer Sicherheit zu beantworten.

Als Grund für diesen Effekt kommen zwei Erklärungen in Betracht. Diese Entwicklung kann entweder entstehen, wenn sich die Entscheidungssicherheitswerte den Genauigkeitswerten anpassen oder umgekehrt, wenn sich die Genauigkeitsschwellen den Entscheidungssicherheitswerten anpassen. Was nun Ursache und was Wirkung ist, kann streng betrachtet durch diese Ergebnisse nicht unterschieden werden. Es erscheint jedoch intuitiv naheliegend, dass der Betrachter im zeitlichen Verlauf seine eigene Leistung, die sich verbesserte, auch entsprechend als verbessert einschätzte. Diese Interpretation folgt dem Konzept, dass das metakognitive Konstrukt der Entscheidungssicherheit der kognitiven Funktion folgt und diese monitoriert.

Schwiedrzik und Mitarbeiter (2011) untersuchten neben der objektiven Leistung auch die Entwicklung der subjektiven Leistung. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass sich die subjektive Einschätzung der Probanden im zeitlichen Verlauf des Trainings signifikant verbesserte, d.h. die Entscheidungssicherheit stieg an.

Jedoch lieferte diese Studie keine Informationen zur Validität, also zur Frage, wie präzise die Entscheidungssicherheitsantworten die tatsächliche Leistung widerspiegeln. Die Analyse der Validitätsmaße sollte diesen Zusammenhang in der aktuellen Studie untersuchen.

Korrelation der objektiven und subjektiven Diskriminationsleistungen

Wie oben bereits angesprochen, konnte diese Studie zeigen, dass die subjektive Leistung mit der objektiven Leistung sehr eng und positiv korreliert.

Pleskac und Busemeyer (2010) fanden in einer Studie, dass Probanden bei visuellen Wahrnehmungsaufgaben, in welchen Linienlängen diskriminiert werden mußten, bei besserer objektiver Leistung ebenfalls eine höhere Entscheidungssicherheit zeigten. Diese Ergebnisse unterstützen die in der aktuellen Studie gefundenen Ergebnisse zur positiven Korrelation subjektiver und objektiver Leistung bei Experimenten des Bewegungssehens.

Unter bestimmten experimentellen Bedingungen lässt sich die enge gleichsinnige Entwicklung von objektiver Leistung und deren subjektiver Einschätzung jedoch auch dissoziieren: So konnten Rahnev und Mitarbeiter (2012) durch Einsatz von TMS (transkranielle Magnetstimulation) eine dissoziierende Entwicklung zwischen subjektiver und objektiver Leistung erzeugen. In dem Experiment führte eine okzipitale TMS bei der Präsentation eines unbewegten Stimulus zu einer Abnahme der objektiven Leistung. Jedoch nahm die subjektive Leistung, entgegen der erwarteten gleichgerichteten Abnahme, zu.

Eine erneute Betrachtung des Zusammenhangs zwischen objektiver Leistung, Entscheidungssicherheit und tACS scheint im Rahmen der Ergebnisse von Rahnev und Mitarbeiter (2012) lohnenswert. Alternative Stimulationsbedingungen und der Vergleich von Stimulationen mit TMS und tACS bieten sich hierbei für zukünftige Projekte an.

In anderen Experimenten zur Erforschung des Zusammenhangs zwischen der objektiven Leistung und der Entscheidungssicherheit von Probanden wurde als weiterer Parameter der Faktor Aufmerksamkeit manipuliert. Hierbei wurde die Aufmerksamkeit gezielt auf einen von mehreren Gesichtsfeldbereichen gelegt, in denen visuelle Stimuli präsentiert wurden. Der Proband sollte Stimuli, auf denen die Aufmerksamkeit lag, und andere, die nicht im Zentrum der Aufmerksamkeit lagen, diskriminieren und Entscheidungssicherheitsantworten geben.

Wilimzig und Mitarbeiter (2008) und Rahnev und Mitarbeiter (2011) fanden in visuellen Wahrnehmungsexperimenten durch diese gezielte Aufmerksamkeitsausrichtung der Probanden eine Dissoziation von objektiver Leistung und subjektiver Einschätzung. Zizlsperger und Mitarbeiter (2012) konnten unter gezielter Manipulation der Aufmerksamkeit ebenfalls eine Dissoziation erreichen, allerdings mit anderen Vorzeichen. Hier liess sich Entscheidungssicherheit stärker als die objektive Diskriminationsleistung durch Aufmerksamkeit variieren.

Was bedeutet die gefundene Korrelation der Leistungsparameter für die Ergebnisse der aktuellen Studie? Es sollten gefundene Lerneffekte auch immer auf eine mögliche Kovarianz untersucht und die Ergebnisse entsprechend interpretiert werden.

Validität der objektiven und subjektiven Diskriminationsleistungen

Neben einer Verbesserung der Diskriminationsleistungen und einer Zunahme der Sicherheit der getroffenen perzeptuellen Leistungen nahm auch der absolute Abstand zwischen objektiver und subjektiver Diskriminationsleistung im Verlauf des Lernens ab. Auf den ersten Blick scheint dieser Befund nahezu legen, dass die perzeptuellen Entscheidungen im Verlauf des Lernens valider wurden.

Um diesen Befund zu überprüfen wurden die probandenspezifischen Differenzen in den Analysen durch die Summe aus den Ausgangs-Genauigkeits- und Ausgangs-Entscheidungssicherheitsschwellen geteilt und der jeweilige Differenzen-Quotient gebildet. Mit anderen Worten, es wurde untersucht, inwieweit sich die Schwellenwerte relativ annäherten. Im Ergebnis zeigte sich, dass nur Absolutwerte der Abstände, nicht jedoch die Relativwerte im zeitlichen Verlauf abnahmen. Diese Analysen, in welchen die Differenzenmaße auf die Schwellenwerte referenziert wurden, zeigen somit, dass die geringeren Abstände zwischen den Schwellen durch die kongruente Abnahme der Einzelschwellen bedingt war.

Einfluss der Ausgangsleistung auf das perzeptuelle Lernen

Ein weiteres Ziel war es, kritische Determinanten des perzeptuellen Lernens darzustellen. Hierzu wurden die Ausgangsschwellen von Genauigkeit, Entscheidungssicherheit und dem (metakognitiven) Validitätsmaß betrachtet und deren Einfluss auf den Lernvorgang untersucht. Hierzu wurde als Lernerfolg die Differenz der Genauigkeitsschwellen des ersten und letzten Messblockes berechnet. Die Studie konnte zeigen, dass diese Differenz signifikant mit der Ausgangs-Genauigkeitsschwelle korreliert. Probanden, die eine hohe Ausgangs-Genauigkeitsschwelle hatten, zeigten eine große Differenz zwischen objektiver Ausgangsleistung und objektiver Endleistung. Probanden mit kleinen, d.h. bereits sehr guten Ausgangsschwellen, zeigten hingegen kleine Differenzen. Da eine große Ausgangsschwelle bedeutet, dass die Probanden schlecht darin waren, kohärente visuelle Bewegungen zu erkennen, bot sich diesen ein deutliches Verbesserungspotenzial. Wer dagegen mit niedrigeren Schwellen begann, konnte schon zu Beginn die kohärenten Bewegungen gut erkennen und es bot sich kein vergleichbares Verbesserungspotenzial.

Die zusätzlich gefundene Korrelation zwischen dem Lernerfolg, d.h. der Schwellendifferenz aus Ausgangs- und Endleistung, mit der Entscheidungssicherheit bzw. dem Validitätsmaß am Anfang ist auf die Kovarianz der subjektiven und objektiven Leistung zurückzuführen: Wurde für diese Kovarianz durch Rechnung partieller Korrelationen korrigiert, stellte sich keine Korrelation zwischen Lernerfolg und Entscheidungssicherheit mehr dar. Somit stellte die objektive Ausgangsleistung bzw. die vorausgehende Leistung die wichtigste Determinante für den späteren Lernerfolg dar. Die Entscheidungssicherheit spiegelte dagegen diesen Lernerfolg wider, hatte den Daten dieser Studie zufolge jedoch keinen eigenständigen Einfluß auf den Lernerfolg.

Theorie des Lernens und Validität

Die Literatur unterscheidet verschiedene Formen des Lernen, die davon abhängen, ob sie durch Aufmerksamkeit gesteuert und beeinflusst werden oder kritisch von belohnender Rückmeldung abhängen (Übersicht z.B. bei Sasaki und Mitarbeiter (2010)). Perzeptuelles Lernen findet statt, wenn der Stimulus der Diskriminationsaufgabe mit Aufmerksamkeit belegt wird (Ahissar (2001) und Schoups und Mitarbeiter (2001)). Es konnte jedoch gezeigt werden, dass ein Lernvorgang auch durch Stimuli induziert werden kann, auf denen während des Versuches keine Aufmerksamkeit lag (Watanabe und Mitarbeiter (2001) und Britten und Mitarbeiter (1996)).

Diese Ergebnisse legen nahe, dass es neben der Aufmerksamkeit weitere Faktoren gibt, die für perzeptuelles Lernen relevant sind. Eine Theorie beschreibt visuelles perzeptuelles Lernen im Rahmen von „Reinforcement“- bzw. Verstärkungsvorgängen, bei denen die Verstärkung von „Belohnungssignalen“ (Tsuchiya und Koch (2005)) oder einem „Lehrersignal“ abhängt. Der Lernerfolg basiert hier kritisch von der Rückmeldung, ob ein Diskriminationsergebnis richtig ist oder nicht – nur wenn diese Rückmeldung verfügbar ist, kann der Proband gut lernen. Validität, basierend auf Entscheidungssicherheit, könnte ein solches Signal sein: es belohnt das System durch die Gewißheit eine Aufgabe mit Erfolg gelöst zu haben.

Wie in den Ergebnissen dargelegt, wird das Konzept, dass Validität, basierend auf Entscheidungssicherheit, das Lernen lenkt, in dieser Studie nicht gestützt: Der Lernerfolg hing nur von der Diskriminationsleistung am Anfang ab. Was kann der Grund hierfür sein? Ein Problem könnte sein, dass in dieser Studie ein supervidiertes Lernen stattfand, da die Probanden nach jedem Durchgang Rückmeldung über ihren Diskriminationserfolg erhielten: am Ende des Durchganges wurden dem Probanden in Abhängigkeit seines Diskriminationserfolges Punkte gutgeschrieben oder abgezogen und dies durch einen laufenden Zähler sichtbar gemacht. Das „interne Monitoring“, die interne Validität, war somit möglicherweise weniger bedeutsam und wurde vielleicht einfach durch die externe Rückmeldung überstimmt.

Einflüsse auf die Reaktionszeiten

Erwartungsgemäß, und wie in Studien mit Humanprobanden (Patzwahl und Zanker (2000)) und nichthumanen Primaten (Roitman und Shadlen (2002)) belegt, nahm die Reaktionszeit mit zunehmender Kohärenzstufe des visuellen Reizes ab. Eine ähnliche Abhängigkeit zeigte sich auch in dieser Studie.

Shadlen und Newsome (1996) vermuteten, dass bei schwachen Bewegungssignalen die Verarbeitung der Bewegungsrichtung mit einer länger andauernden kortikalen Integration der visuellen Richtungsinformationen verbunden ist, um eine zuverlässige Entscheidung bilden zu können. Diese länger andauernde Verarbeitung kann sich in verlängerten Reaktionszeiten widerspiegeln.

Weiterhin zeigte die aktuelle Studie einen signifikanten Zusammenhang zwischen kürzeren Reaktionszeiten und korrekten Antworten im Gegensatz zu längeren Reaktionszeiten bei falschen beantworteten Durchgängen. Roitman und Shadlen (2002) konnten bei einem ähnlichen Experiment mit nichthumanen Primaten für Kohärenzstufen zwischen 3,2% und 51,2% signifikante Unterschiede in den Reaktionszeiten zwischen korrekten und inkorrekten Durchgängen finden.

Die Analysen der Reaktionszeiten zeigten in der vorliegenden Studie, dass der zeitliche Verlauf einen signifikanten Einfluss auf die Reaktionszeit in den verschiedenen Bedingungen hatte. Eine Beschleunigung von Antworten im Zeitverlauf zeigte sich vor allem für Antworten mit hoher Sicherheit und für richtige Antworten. Für die niedrigen Entscheidungssicherheits-Antworten und die inkorrekten Antworten zeigte sich nur eine grenzwertige Signifikanz ($p=0,091$, bzw. $p=0,068$). Diese Analysen bestätigten somit, dass die Probanden neben den erwarteten Veränderungen ihres Diskriminationsverhaltens auch andere typische Aspekte des Lernens zeigten.

4.2 Diskussion der elektrophysiologischen Daten

Wie in Abschnitt 3.4 dargelegt, war es nicht möglich, ausreichend Artefaktbereinigte EEG-Signale zur Auswertung evozierter Potenziale und weiteren statistischen Analyse aus den EEG-Rohdaten zu extrahieren, da die elektrischen Stimulationsartefakte zu groß waren. Das Problem der elektrischen Stimulationsartefakte war antizipiert worden: Aus diesem Grund war ein Protokoll gewählt worden, in welchem Durchgänge mit elektrischer Stimulation sich mit solchen ohne Stimulation abwechselten. Jedoch überdauerten die Stimulationsartefakte aufgrund der hohen Kapazitäten die eigentlichen Stimulationszeiten erheblich, so dass auch in den Durchgängen ohne elektrische Stimulation die Artefakte sichtbar waren.

Zukünftige Studien könnten versuchen zwischen stimulierten und nicht stimulierten Durchgängen eine größere Pause zu integrieren, damit das elektrische Feld zwischen den Elektroden nach der Stimulation abgebaut werden kann. Alternativ könnte das Störsignal durch aufwendige Artefaktkorrekturen herausgefiltert werden, die derzeit noch nicht verfügbar waren und neu entwickelt werden müssten. Im idealen Fall erlauben solche Techniken zukünftig eine Auswertung von EEG Signalen unter synchroner elektrischer Stimulation.

5 Zusammenfassung

Unsere visuellen Leistungen sind das Ergebnis kontinuierlichen Lernens - ein Lernen, das früh in der Kindheit beginnt und für Patienten eine besondere Rolle wiedererlangt, die durch Hirnschädigung, wie beispielsweise Schlaganfälle, Teile ihrer Sehleistungen einbüßen. Für die Rehabilitation von Sehstörungen nach neurologischen Erkrankungen sind deshalb Strategien wertvoll, die das perzeptuelle Lernen fördern.

Am Beispiel des Bewegungssehens wurde perzeptuelles Lernen als Funktion zweier Faktoren untersucht, die geeignet scheinen perzeptuelles Lernen günstig zu beeinflussen. Einerseits wurde geprüft, ob Entscheidungssicherheit, d.h. die subjektive Gewißheit über den eigenen visuellen Diskriminationserfolg, für Lernvorgänge eine Rolle spielen könnte. Andererseits wurde geprüft, ob durch transkranielle, alternierende Stromstimulation (tACS) die Wahrnehmungsschwelle für das Bewegungssehen beeinflusst und / oder perzeptuelle Lernvorgänge gefördert werden können.

Um diese Fragen zu beantworten, wurden 30 gesunde, naive Humanprobanden einer visuellen Bewegungsdiskriminationsaufgabe unterzogen. Aufgabe der Probanden war es, die globale Bewegung eines Punkte-Kinematogramms inmitten von Störsignalen zu erkennen und die eigene Sicherheit dieser Diskrimination durch einen weiteren Tastendruck anzuzeigen. Die objektive Diskriminationsleistung und die subjektive Entscheidungssicherheit wurden im Zeitverlauf und in drei getrennten Blöcken untersucht, in welchen verschiedene Arten transkranieller Stromstimulation appliziert wurden (3 Hz Stimulation in zwei verschiedenen Phasenbezügen zur visuellen Reizung sowie Sham-Stimulation).

Im Ergebnis zeigte sich, dass tACS in der genannten Spezifizierung keinen Einfluss auf das subjektive oder objektive Diskriminationsverhalten der Probanden hatte. Andererseits wurde im Zeitverlauf eine signifikante Verbesserung der visuellen Bewegungsdiskrimination beobachtet, d.h. die Probanden lernten die Bewegungssignale besser zu unterscheiden. Auch verbesserte sich die Entscheidungssicherheit im Verlauf des Experimentes parallel mit den Diskriminationsschwellen. Das Ausmaß des Lernens, d.h. die

Verbesserung der visuellen Diskrimination im Zeitverlauf, hing allein von der Qualität der Diskrimination zu Anfang des Experimentes ab: Probanden mit hohen Ausgangsschwellen verbesserten sich im Verlauf des Experimentes am deutlichsten. Das Ausmaß der Schwellenverbesserung war nicht zusätzlich durch Entscheidungssicherheit beeinflusst.

In der Summe wird durch die vorliegende Arbeit somit nicht das Konzept gestützt, dass durch externe alternierende Stromstimulation mit einer Frequenz von 3 Hz kortikale Funktionen des Sehens signifikant beeinflusst werden können. Entscheidungssicherheit nimmt während des Lernens zu, ohne selbst die perzeptuelle Diskriminationsverbesserung zu steuern.

6 Verzeichnisse

6.1 *Abbildungsverzeichnis*

Abbildung 1: Beschreibung der Versuchsanordnung.....	14
Abbildung 2: Potenzialentstehung bei der EEG-Aufzeichnung.....	17
Abbildung 3: Das 10/20-System.....	20
Abbildung 4: Anordnung der EEG- und Stimulationselektroden	21
Abbildung 5: Zusammensetzung des visuellen Reizes.....	25
Abbildung 6: Zeitlicher Ablauf eines Durchgangs	27
Abbildung 7: Kohärenzstufenmodell	32
Abbildung 8: Kohärenzstufenmodell PEST	34
Abbildung 9: Stimulationsgerät mit Position der Stimulationselektroden	35
Abbildung 10: Anteil korrekter Antworten und Entscheidungssicherheits- Index aufgetragen für 4 Kohärenzstufen (MCS Werte).....	40
Abbildung 11: Anteil korrekter Antworten und Entscheidungssicherheits- Index aufgetragen für verschiedene Kohärenzstufen	41
Abbildung 12: Genauigkeitsschwellen im zeitlichen Verlauf der Messungsblöcke	42
Abbildung 13: Genauigkeitsschwelle aufgetragen als Funktion der Stimulationsbedingung.....	43
Abbildung 14: Entscheidungssicherheits-Schwellen im zeitlichen Verlauf der Messungsblöcke	43
Abbildung 15: Entscheidungssicherheits-Schwelle aufgetragen als Funktion der Stimulationsbedingung.....	44
Abbildung 16: Genauigkeitsschwelle aufgetragen als Funktion der 9 Messzeitpunkte	50
Abbildung 17: Entscheidungssicherheits-Schwelle aufgetragen als Funktion der 9 Messzeitpunkte	51
Abbildung 18: Genauigkeitsschwellen der 30 Probanden für jeden Messzeitpunkt	52

Abbildung 19: Entscheidungssicherheits-Schwellen der 30 Probanden für jeden Messzeitpunkt	53
Abbildung 20: Differenz der Schwellen (Genauigkeit minus Entscheidungssicherheit) für jeden Messzeitpunkt.....	54
Abbildung 21: Absolutwerte der Schwellendifferenz (Genauigkeit minus Entscheidungssicherheit) für jeden Messzeitpunkt.....	55
Abbildung 22: Michaelis-Quotient für jeden Messzeitpunkt	57
Abbildung 23: Absolutwerte des Michaelis-Quotienten für jeden Messzeitpunkt	58
Abbildung 24: Darstellung der Korrelation zwischen den beiden Schwellenwerten (Genauigkeit und Entscheidungssicherheit).....	60
Abbildung 25: Darstellung der Korrelation zwischen den beiden Schwellenwerten (Genauigkeit und Entscheidungssicherheits)	61
Abbildung 26: Korrelation zwischen Lernerfolg und Ausgangsschwelle der Genauigkeit. Darstellung der Differenz der Genauigkeitsschwellen (Block 1 minus Block 9) aufgetragen über den Genauigkeitsschwellen zum ersten Meßzeitpunkt (Messblock 1).....	64
Abbildung 27: Korrelation zwischen Lernerfolg und Ausgangsschwelle der Entscheidungssicherheit. Darstellung der Differenz der Genauigkeitsschwellen (Block 1 minus Block 9) aufgetragen über den Entscheidungssicherheits-Schwellen zum ersten Messzeitpunkt (Messblock 1).....	65
Abbildung 28: Korrelation zwischen Lernerfolg und Validität der Eigeneinschätzung am Anfang der Messung. Darstellung der Differenz der Genauigkeitsschwellen (Block 1 minus Block 9) aufgetragen über der Validität zum ersten Meßzeitpunkt (Messblock 1).	67

Abbildung 29: Korrelation zwischen Genauigkeitsschwelle und Validitätsmaß. Darstellung der Genauigkeitsschwellen (Block 1) gegenüber der Validität in Messblock 1 von 9.	69
Abbildung 30: Korrelation der Lernentwicklung auf Subgruppenebene ((n+1)-n) und den Vorgängerschwellen (n) der Genauigkeit.....	70
Abbildung 31: Korrelation der Lernentwicklung auf Subgruppenebene ((n+1)-n) und den Vorgängerschwellen (n) der Entscheidungssicherheit.	71
Abbildung 32: Korrelation der Lernentwicklung auf Subgruppenebene ((n+1)-n) und Validität der Eigeneinschätzung der Vorgängerschwelle (n).	73
Abbildung 33: Korrelation zwischen Genauigkeitsschwelle in den Subgruppen (n) und Validitätsmaß in den Subgruppen (n)	74
Abbildung 34: Reaktionszeiten für die verschiedenen Kohärenzstufen	75
Abbildung 35: Reaktionszeiten für korrekte und inkorrekte Antworten	76
Abbildung 36: Reaktionszeiten bei hohen und niedrigen Entscheidungssicherheits-Antworten	77
Abbildung 37: Übersicht über die Reaktionszeiten	78
Abbildung 38: Reaktionszeiten im zeitlichen Verlauf	80
Abbildung 39: Reaktionszeiten für den ersten Tastendruck im zeitlichen Verlauf der Subgruppen (n).....	81
Abbildung 40: Reaktionszeiten für den zweiten Tastendruck im zeitlichen Verlauf der Subgruppen (n).....	82
Abbildung 41: Augenposition	87

6.2 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Ein- und Ausschlusskriterien für die Teilnahme als Proband	12
Tabelle 2: Probanden-Fragebögen - Demografischer Überblick.....	13
Tabelle 3: Übersicht über EEG-Frequenzbänder	18
Tabelle 4: Einteilung der Blockabfolge des Experiments	30
Tabelle 5: Statistische Prüfung des Einflusses der Stimulation auf die Genauigkeitsschwelle, Entscheidungssicherheits-Schwelle und Stimulationsbedingung	48
Tabelle 6: Reaktionszeiten im zeitlichen Verlauf des Experiments	79
Tabelle 7: Varianzanalysen der Reaktionszeiten: Einfluß des Meßzeitpunktes	83
Tabelle 8: Reaktionszeiten in den verschiedenen Stimulationsbedingungen	85
Tabelle 9: Mittelwerte und Standardfehler der Augenposition	87

6.3 Literaturverzeichnis

- Agnew, W. F., D. B. McCreery (1987). "Considerations for safety in the use of extracranial stimulation for motor evoked potentials." Neurosurgery 20(1): 143-147.
- Ahissar, M. (2001). "Perceptual training: a tool for both modifying the brain and exploring it." Proc Natl Acad Sci U S A 98(21): 11842-11843.
- Antal, A., M. A. Nitsche, W. Kruse, T. Z. Kincses, K. P. Hoffmann, W. Paulus (2004). "Direct current stimulation over V5 enhances visuomotor coordination by improving motion perception in humans." J Cogn Neurosci 16(4): 521-527.
- Ball, K., R. Sekuler (1982). "A specific and enduring improvement in visual motion discrimination." Science 218(4573): 697-698.
- Bindman, L. J., O. C. Lippold, J. W. Redfearn (1964). "The Action of Brief Polarizing Currents on the Cerebral Cortex of the Rat (1) during Current Flow and (2) in the Production of Long-Lasting after-Effects." J Physiol 172: 369-382.
- Bolognini, N., F. Fregni, C. Casati, E. Olgiati, G. Vallar (2010). "Brain polarization of parietal cortex augments training-induced improvement of visual exploratory and attentional skills." Brain Res 1349: 76-89.
- Brindley, G. S. (1955). "The site of electrical excitation of the human eye." J Physiol 127(1): 189-200.
- Britten, K. H., W. T. Newsome, M. N. Shadlen, S. Celebrini, J. A. Movshon (1996). "A relationship between behavioral choice and the visual responses of neurons in macaque MT." Vis Neurosci 13(1): 87-100.
- Britten, K. H., M. N. Shadlen, W. T. Newsome, J. A. Movshon (1992). "The analysis of visual motion: a comparison of neuronal and psychophysical performance." J Neurosci 12(12): 4745-4765.
- Buzsaki, G., C. A. Anastassiou, C. Koch (2012). "The origin of extracellular fields and currents - EEG, ECoG, LFP and spikes." Nat Rev Neurosci 13(6): 407-420.
- Engel, A. K., W. Singer (2001). "Temporal binding and the neural correlates of sensory awareness." Trends Cogn Sci 5(1): 16-25.
- Fahle, M. (2009). Perceptual Learning. The Oxford companion to consciousness. T. Bayne, A. Cleeremans, P. Wilken. Oxford ; New York, Oxford University Press: 407-409.
- Fine, I., R. A. Jacobs (2002). "Comparing perceptual learning tasks: a review." J Vis 2(2): 190-203.
- Gianutsos, R. (1997). Vision rehabilitation following acquired brain injury. Functional visual behavior: A therapist's guide to evaluation and treatment options. G. M. Bethesda: 267-294.
- Gold, I. J., M. N. Shadlen (2001). "Neural computations that underlie decisions about sensory stimuli." TRENDS in Cognitive Sciences 5(1): 10-16.
- Gold, I. J., M. N. Shadlen (2007). "The Neural Basis of Decision Making." Annu. Rev. Neurosci. 30: 535-574.
- Gold, J., P. J. Bennett, A. B. Sekuler (1999). "Signal but not noise changes with perceptual learning." Nature 402(6758): 176-178.
- Goldstone, R. L. (1998). "Perceptual learning." Annu Rev Psychol 49: 585-612.

- Grill-Spector, K.,R. Malach (2004). "The human visual cortex." Annu Rev Neurosci 27: 649-677.
- Händel, B.,T. Haarmeier (2009). "Cross-frequency coupling of brain oscillations indicates the success in visual motion discrimination." Neuroimage 45(3): 1040-1046.
- Händel, B., W. Lutzenberger, P. Thier,T. Haarmeier (2007). "Opposite dependencies on visual motion coherence in human area MT+ and early visual cortex." Cereb Cortex 17(7): 1542-1549.
- Händel, B., W. Lutzenberger, P. Thier,T. Haarmeier (2008). "Selective attention increases the dependency of cortical responses on visual motion coherence in man." Cereb Cortex 18(12): 2902-2908.
- Iyer, M. B., U. Mattu, J. Grafman, M. Lomarev, S. Sato,E. M. Wassermann (2005). "Safety and cognitive effect of frontal DC brain polarization in healthy individuals." Neurology 64(5): 872-875.
- Jasper, H. (1958). The ten-twenty electrode system of the International Foundation. Electroencephalography and clinical neurophysiology. 10: 370-375.
- Kanai, R., L. Chaieb, A. Antal, V. Walsh,W. Paulus (2008). "Frequency-dependent electrical stimulation of the visual cortex." Curr Biol 18(23): 1839-1843.
- Kar, K.,B. Krekelberg (2014). "Transcranial alternating current stimulation attenuates visual motion adaptation." J Neurosci 34(21): 7334-7340.
- Kayser, C., M. A. Montemurro, N. K. Logothetis,S. Panzeri (2009). "Spike-phase coding boosts and stabilizes information carried by spatial and temporal spike patterns." Neuron 61(4): 597-608.
- Kepecs, A., N. Uchida, H. A. Zariwala,Z. F. Mainen (2008). "Neural correlates, computation and behavioural impact of decision confidence." Nature 455(7210): 227-231.
- Kiani, R.,M. N. Shadlen (2009). "Representation of confidence associated with a decision by neurons in the parietal cortex." Science 324(5928): 759-764.
- Kingdom, F. A. A.,N. Prins (2010). Psychophysics: A Practical Introduction, London, Academic Press.
- Klinke, R., H. Pape, A. Kurtz,S. Silberngl (2010). Physiologie : 68 Tabellen / hrsg. von Rainer Klinke ... Mit Beitr. von Rosemarie Baumann ... Ill. von Rüdiger Gay und Astried Rothenburger. R. Klinke. Stuttgart; New York, Thieme: 851.
- Knill, D. C.,A. Pouget (2004). "The Bayesian brain: the role of uncertainty in neural coding and computation." Trends Neurosci 27(12): 712-719.
- Kording, K. P.,D. M. Wolpert (2004). "Bayesian integration in sensorimotor learning." Nature 427(6971): 244-247.
- Kunimoto, C., J. Miller,H. Pashler (2001). "Confidence and accuracy of near-threshold discrimination responses." Conscious Cogn 10(3): 294-340.
- Liebermann, H.,A. Pentland (1982). "Microcomputer-based estimation of psychophysical thresholds: The best PEST." Behav Res Meth and Instr(14): 21-25.
- Maurer, G. (2012). Einfluss der transkraniellen DC-Stimulation auf die Bewegungswahrnehmung. Dissertation, Abteilung für kognitive Neurologie, Universität Tübingen, Tübingen.

- Mazzoni, A., K. Whittingstall, N. Brunel, N. K. Logothetis, S. Panzeri (2010). "Understanding the relationships between spike rate and delta/gamma frequency bands of LFPs and EEGs using a local cortical network model." Neuroimage 52(3): 956-972.
- McKee, S. P., S. A. Klein, D. Y. Teller (1985). "Statistical properties of forced-choice psychometric functions: implications of probit analysis." Percept Psychophys 37(4): 286-298.
- Meyer-Schwickerath, G., R. Magun (1951). "[Selective electric excitability of various portions of the retina]." Albrecht Von Graefes Arch Ophthalmol 151(7-8): 693-700.
- Newsome, W. T., E. B. Pare (1988). "A selective impairment of motion perception following lesions of the middle temporal visual area (MT)." J Neurosci 8(6): 2201-2211.
- Nitsche, M. A., W. Paulus (2001). "Sustained excitability elevations induced by transcranial DC motor cortex stimulation in humans." Neurology 57(10): 1899-1901.
- Oostenveld, R., P. Fries, E. Maris, J. M. Schoffelen (2011). "FieldTrip: Open source software for advanced analysis of MEG, EEG, and invasive electrophysiological data." Comput Intell Neurosci 2011: 156869.
- Patzwahl, D. R., J. M. Zanker (2000). "Mechanisms of human motion perception: combining evidence from evoked potentials, behavioural performance and computational modelling." Eur J Neurosci 12(1): 273-282.
- Pleskac, T. J., J. R. Busemeyer (2010). "Two-stage dynamic signal detection: a theory of choice, decision time, and confidence." Psychol Rev 117(3): 864-901.
- Rahnev, D., B. Maniscalco, T. Graves, E. Huang, F. P. de Lange, H. Lau (2011). "Attention induces conservative subjective biases in visual perception." Nat Neurosci 14(12): 1513-1515.
- Rahnev, D. A., L. Bahdo, F. P. de Lange, H. Lau (2012). "Prestimulus hemodynamic activity in dorsal attention network is negatively associated with decision confidence in visual perception." J Neurophysiol 108(5): 1529-1536.
- Rahnev, D. A., B. Maniscalco, B. Luber, H. Lau, S. H. Lisanby (2012). "Direct injection of noise to the visual cortex decreases accuracy but increases decision confidence." J Neurophysiol 107(6): 1556-1563.
- Roitman, J. D., M. N. Shadlen (2002). "Response of neurons in the lateral intraparietal area during a combined visual discrimination reaction time task." J Neurosci 22(21): 9475-9489.
- Romei, V., J. Gross, G. Thut (2012). "Sounds reset rhythms of visual cortex and corresponding human visual perception." Curr Biol 22(9): 807-813.
- Sasaki, Y., J. E. Nanez, T. Watanabe (2010). "Advances in visual perceptual learning and plasticity." Nat Rev Neurosci 11(1): 53-60.
- Schoups, A., R. Vogels, N. Qian, G. Orban (2001). "Practising orientation identification improves orientation coding in V1 neurons." Nature 412(6846): 549-553.
- Schutter, D. J., R. Hortensius (2011). "Brain oscillations and frequency-dependent modulation of cortical excitability." Brain Stimul 4(2): 97-103.

- Schwiedrzik, C. M. (2009). "Retina or visual cortex? The site of phosphene induction by transcranial alternating current stimulation." Front Integr Neurosci 3: 6.
- Schwiedrzik, C. M., W. Singer, L. Melloni (2011). "Subjective and objective learning effects dissociate in space and in time." Proc Natl Acad Sci U S A 108(11): 4506-4511.
- Shadlen, M. N., J. A. Movshon (1999). "Synchrony unbound: a critical evaluation of the temporal binding hypothesis." Neuron 24(1): 67-77, 111-125.
- Shadlen, M. N., W. T. Newsome (1996). "Motion perception: seeing and deciding." Proc Natl Acad Sci U S A 93(2): 628-633.
- Singer, W. (1999). "Neuronal synchrony: a versatile code for the definition of relations?" Neuron 24(1): 49-65, 111-125.
- Tsuchiya, N., C. Koch (2005). "Continuous flash suppression reduces negative afterimages." Nat Neurosci 8(8): 1096-1101.
- Van Essen, D. C., J. W. Lewis, H. A. Drury, N. Hadjikhani, R. B. Tootell, M. Bakircioglu, M. I. Miller (2001). "Mapping visual cortex in monkeys and humans using surface-based atlases." Vision Res 41(10-11): 1359-1378.
- Watanabe, T., J. E. Nanez, Y. Sasaki (2001). "Perceptual learning without perception." Nature 413(6858): 844-848.
- Wilimzig, C., N. Tsuchiya, M. Fahle, W. Einhauser, C. Koch (2008). "Spatial attention increases performance but not subjective confidence in a discrimination task." J Vis 8(5): 7 1-10.
- Zaehle, T., S. Rach, C. S. Herrmann (2010). "Transcranial alternating current stimulation enhances individual alpha activity in human EEG." PLoS One 5(11): e13766.
- Zizlsperger, L., T. Sauvigny, T. Haarmeier (2012). "Selective attention increases choice certainty in human decision making." PLoS One 7(7): e41136.

7 Anhang

7.1 Fragebogen

Fragebogen

Studie: Perzeptuelles Lernen am Beispiel des Bewegungssehens: objektive und subjektive Leistung und der Einfluss von transkranieller Wechselstromstimulation

Name: _____

Vorname: _____

Geburtsdatum (TT.MM.JJJJ): _____

Geschlecht: _____

Händigkeit(li/re): _____

Höchste Schulausbildung: _____

Höchster erreichter Studienabschluss – falls Studium

beendet Zahl der Semester: _____

Sehhilfe erforderlich: _____

falls ja welche Art: _____

falls ja: wurde die Sehhilfe bei der Messung getragen: _____

7.2 Danksagung

Ganz besonders möchte ich mich bei meinem Doktorvater Professor Dr. Thomas Haarmeier für die Betreuung meiner Doktorarbeit bedanken. Durch ihn wurde das Thema erst realisierbar und diese Arbeit in ihrer finalen Form möglich. Ich danke ihm für die große Unterstützung in fachlichen und methodischen Fragestellungen und die uneingeschränkte Hilfsbereitschaft während meiner ganzen Zeit als sein Doktorand. Er versteht es mit Geduld, Menschenkenntnis und viel Engagement Studenten zu fördern und zu betreuen. Seine persönliche Art und humorvolle Umgangsweise haben die zahlreichen Gespräche mit ihm und die Zeit als Doktorand in seiner Arbeitsgruppe zu besonderen Momenten gemacht, an die ich gerne zurückdenke. Herzlichen Dank Dir Thomas.

Mein besonderer Dank gilt Dr. Leopold Zizlsperger der mir zu jeder Zeit Ansprechpartner, Unterstützer und Freund war und auch über die Doktorarbeit hinaus ist. Dein grenzenloser Einsatz und dein zeitliches, fachliches und persönliches Engagement für mich und meine Arbeit ist außergewöhnlich und ich bin dir dafür von Herzen dankbar.

Gerne denke ich voller Freude an unsere monatelangen „Matlab- und SPSS-Trainings“ und unsere stundelangen Gespräche zurück und diese zaubern mir immer ein Lächeln ins Gesicht. Vielen, vielen Dank an dich Leopold.

Herrn Dr. Friedemann Bunjes möchte ich für die Programmierung der verwendeten visuellen Stimuli und der Unterstützung bei der Realisierung der simultanen Stimulation und Reizpräsentation danken.

Danken möchte auch meinen Probanden für ihre Geduld und ihr zeitliches Engagement, ohne deren Einsatz diese Arbeit nicht möglich gewesen wäre.

Ich möchte mich auch bei meinen Freunden bedanken, die zahlreich als Probanden an dieser Arbeit teilgenommen haben, mit denen ich ausgiebig das

Thema Frustrationstoleranztraining diskutieren konnte und die mich während meines Studiums begleitet haben.

Einen tiefen Dank möchte ich meinen Eltern und meiner Familie aussprechen, die mich nicht nur während dieser Arbeit immer motiviert und gefördert haben und auf deren Unterstützung ich mich in allen Lebensbereichen immer verlassen kann.

7.3 Lebenslauf

Name: Florian Kümmel
Kontakt: florian@kuemmel.com
+49 (160) 94946312
Geburtsdatum: 07.08.1986
Geburtsort: Stuttgart
Staatsangehörigkeit: deutsch
Familienstand: ledig
Fremdsprachen: Englisch, Französisch, Spanisch

AUSBILDUNG

Studium:	2007 - 2013	Studium der Humanmedizin, Universität Tübingen
	15.11.2013	Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
Klinische Praktika:	2012 - 2013	Praktisches Jahr Innere Medizin, Radiologie, Chirurgie Robert-Bosch-Krankenhaus, Stuttgart
	Feb. - Jul. 2012	Auslandsemester: Alpert Medical School, Brown University, Providence, RI, USA
	Sep. - Okt. 2011	Famulatur: HOPE-KID/CRU-Projekt, Virologie, University of Stellenbosch, Tygerberg Hospital, Cape Town, S. Africa
	Sep. 2010	Famulatur: Neurologische Intensivstation Universitätsklinikum Tübingen, Tübingen
	Aug. 2010	Famulatur: Kardiologie Katharinenhospital, Stuttgart
	Okt. - Dez. 2006	Volunteer, Mount Sinai Medical C., USA
Promotion:	seit 2009	Promotion am Universitätsklinikum Tübingen in der allgemeinen Neurologie, „Perzeptuelles Lernen am Beispiel des Bewegungssehens“
Schulbildung:	2006 1997 - 2006	Abitur Wilhelms-Gymnasium in Stuttgart
Tätigkeiten in der SMV:	2001 - 2006 1999 - 2006	Schulsprecher Klassensprecher

Schüleraustausch:	Apr. 2004	USA
	Mär. 2003	La Réunion
	Jun. - Aug. 2002	Australien

AUSZEICHNUNGEN

Stipendien:	2007 - 2013	Stipendiat der Studienstiftung des deutschen Volkes
	Feb. - Jul. 2012	Auslandsstipendium des Deutschen Akademischen Austauschdienstes

Auszeichnungen:	Ferry-Porsche-Preis der Porsche AG Preis für herausragende schulische Leistungen	
-----------------	---	--

AKTIVITÄTEN

Universität Tübingen:	2011 - 2012	Mitglied der Härtefallkommission der Med. Fakultät der Universität Tübingen
	2011 - 2013	Mitglied des Teddybär-Klinik Projekts
	2009 - 2012	Mitglied des Fakultätsrates der Med. Fakultät der Universität Tübingen
	2009 - 2011	Mitglied der Berufungskom. Neurologie
	2009 - 2012	Gestaltung der Erstsemester- Einführungsvorlesung mit Prof. Klessen
	2008	Präparierassistent am Anatomischen Institut
	2008 - 2012 2007 - 2013	Kassenwart der Fachschaft Medizin Semestersprecher und Fachschaftsvertreter

Interessen:	2009 - 2011	Teilnahme am Lebenswissenschaftlichen Kolleg der Studienstiftung des deutschen Volkes
	2008	Improvisationstheaterkurs an der Universität Tübingen
	2006 - 2014 2005	Fotografie und Grafikdesign Teilnahme an der Deutschen Schülerakademie
	2003 - 2006 seit 2001	Kepler-Seminar der Naturwissenschaften Gastmitglied des Magischen Zirkels von Deutschland

Sport:	Windsurfen, Ski fahren, Standard- und lateinamerikanischer Tanz
--------	--