

Okulare Artefakte im Elektroencephalogramm

**Ein empirischer Vergleich der Korrekturmethoden Rejection
Procedure und der Eye Movement Correction Procedure von Gratton
und Coles (1989)**

**Diplomarbeit von
Katja Barz
Matrikel - Nr. 612431**

**Betreuer:
Prof. Dr. Dieter Bartussek
Dr. Dirk. Hagemann**

Inhaltsverzeichnis

1. Einführung.....	3
2. Okulare Artefakte.....	5
2.1 Generierung von okularen Artefakten und ihre Auswirkung.....	5
2.2 Methoden zur Korrektur okularer Artefakte	8
2.2.1 Rejection Procedure.....	8
2.2.2 Regressionsverfahren	9
2.2.3 Die Eye Movement Corrcction Procedure von Gratton et al. (1983).....	18
3. Fragestellung	22
4. Methode.....	23
4.1 Versuchspersonen.....	23
4.2 Versuchsablauf.....	23
4.3 EEG Aufzeichnung und Quantifizierung	24
4.4 Datenanalyse	28
5. Ergebnisse	31
5.1 Delta-Band	31
5.1.1 Genereller Effekt	31
5.1.2 Differenzieller Effekt.....	33
5.2 Theta-Band	34
5.2.1 Genereller Effekt	34
5.2.2. Differenzieller Effekt.....	36
5.3 Alpha-Band	36
5.3.1 Genereller Effekt	37
5.3.2 Differenzieller Effekt.....	39
5.4 Beta-Band.....	39
5.4.1 Genereller Effekt	39
5.4.2 Differenzieller Effekt.....	41
5.5 Weiterführende Fragen und Ergebnisse	42
5.6 Ergebnisse der Asymmetriemaße	50
5.6.1 Genereller Effekt	50
5.6.2 Differenzieller Effekt.....	51
6. Diskussion	52
7. Literaturverzeichnis.....	58

Anhang A Mathematische Herleitung der Propagationsfaktoren des Korrekturalgorithmus von Gratton et al. (1983)	61
Anhang B Propagationsfaktorentabelle.....	63
Anhang C Ergebnistabellen der Varianzanalysen und Post-Hoc-	65
Anhang D Korrelationstabellen.....	78

1. Einführung

Bei der Ableitung des Elektroencephalogramm (EEG) können verschiedene Faktoren das durch das Gehirn generierte Potenzial verzerren. Diese Verzerrungen sind nicht auf neuronale Aktivität zurückzuführen, sondern beispielsweise auf externe elektrische Einstreuungen. Die Verzerrungen werden als Artefakte bezeichnet. Ein Artefakt, das bei der Aufzeichnung von EEG-Daten unvermeidbar ist, ist das okulare Artefakt. Dieses Artefakt entsteht dadurch, dass das Auge selbst ein elektrisches Feld erzeugt, was mit den Ableitungen der vom Gehirn generierten Potenziale interferiert. Es ist den Versuchspersonen während einer Erhebung nicht möglich, Augenbewegungen und Lidschläge (Blinks) völlig zu vermeiden. Außerdem konnte Verleger (1991) in einer Studie zeigen, dass die Aufforderung an die Versuchspersonen, Augenbewegungen möglichst zu vermeiden, einer zweiten kognitiven Aufgabe entspricht und so zu Veränderungen der N1 und P3 im Ereignis-korrelierten Potenzial (EKP) führt.

Aus diesem Grund wurden verschiedene Verfahren zur Korrektur okularer Artefakte entwickelt. Es sind zwei Gruppen dieser Korrekturverfahren zu unterscheiden. Eine Gruppe bilden die nicht-mathematischen Verfahren, und die zweite Gruppe bilden die mathematischen Verfahren. Ziel dieser Studie ist es, zwei Korrekturverfahren, eines aus jeder Gruppe, miteinander zu vergleichen. Das nicht-mathematische Verfahren war die Rejection Procedure. Diese wird meistens bei spontanen EEG-Daten angewendet und ist ein sehr aufwändiges Verfahren. Das mathematische Verfahren war die Eye Movement Correction Procedure (EMCP) von Gratton und Coles (1989). Die EMCP ist ein regressionsanalytischer Ansatz und wird meistens bei EKP-Daten verwendet. Die genaue Beschreibung der beiden Korrekturverfahren erfolgt in Kapitel zwei.

Der Vergleich der beiden Korrekturverfahren war zum einem aus praktischen Gründen von Interesse. Weil die Rejection Procedure ein eher aufwendiges Verfahren ist, wäre die EMCP der Rejection Procedure bei gleichen Ergebnissen nach der Korrektur der okularen Artefakte durch das jeweilige Verfahren vorzuziehen. Zum anderen ist es nach dem Vergleich möglich zu entscheiden, welche Kritik an dem jeweiligen Korrekturverfahren als schwerwiegender zu bewerten ist. Eine ausführlichere Beschreibung der Fragestellung erfolgt in Kapitel 3.

Die Darstellung des methodischen Vorgehens und der statistischen Auswertung wird in Kapitel 4 beschrieben. Die Ergebnisse des Vergleichs werden in Kapitel 5 aufgeführt. Die Ergebnisse des direkten Vergleiches zwischen der Rejection Procedure und der EMCP führten zu weiteren interessanten Fragestellungen, die in diesem Kapitel ebenfalls bearbeitet werden. Die abschließende Diskussion fasst noch einmal alle Ergebnisse zusammen. Des Weiteren

wird auf Kritikpunkte des jeweiligen Korrekturverfahrens eingegangen und weiterführende Aspekte zu dieser Thematik erörtert.

2. Okulare Artefakte

Okulare Artefakte führen bei der Erhebung von EEG-Daten zu schweren Verzerrungen des EEGs. Der erste Teil dieses Kapitels erklärt, warum Augenbewegungen zu Artefakten führen und warum diese Artefakte bei EEG-Ableitungen nicht vermieden werden können. Aus diesem Grund wurden viele Korrekturverfahren für okulare Artefakte entwickelt, um die EEG-Daten besser interpretieren zu können. Als Erstes wird die Rejection Procedure erklärt. Dies ist ein nicht mathematisches Verfahren und wird meistens zur Korrektur der okularen Artefakte des spontanen EEGs verwendet. Neben dieser Methode gibt es mathematische Verfahren, die regressionsanalytischen Korrekturverfahren. Nach einer allgemeinen Erklärung wird auf die Unterschiede zwischen diesen Verfahren eingegangen. Die Eye Movement Correction Procedure (EMCP) von Gratton, Coles und Donchin (1983), auch ein regressionsanalytischer Ansatz, wird am Ende des Kapitels genauer erläutert.

2.1 Generierung von okularen Artefakten und ihre Auswirkung

Das Elektroencephalogramm (EEG) ist eine Methode, um hirnelektrische Aktivität zu erfassen. Diese wird gemessen durch eine Spannungsdifferenz zwischen zwei Elektroden auf dem Kopf. Unter dem Begriff des spontanen EEG versteht man die Messung der ununterbrochenen, an der Schädeloberfläche registrierbaren Spannungsschwankungen. Im Vergleich dazu erfasst man mit dem EEG auch Potenzialveränderungen, die durch ein bestimmtes Ereignis hervorgerufen werden, die Ereignis-korrelierten Potenziale (EKP) (Schandry, 1998).

Bei der Ableitung des EEG können verschiedene Artefakte das durch das Gehirn generierte Potenzial verzerren. Man unterscheidet zwischen biologischen Artefakten und Artefakten, die durch externe elektrische Einstreuungen entstehen. So kommt es z. B. durch einen nicht elektrisch abgeschirmten Untersuchungsraum zu externen elektrischen Einstreuungen. Diese interferieren mit dem EEG. Unter dem Begriff „biologische Artefakte“ fasst man alle aufgefangenen Biosignale, die nicht hirnelektrischer Natur sind, wie z.B. Muskelbewegungen. (Schandry, 1998).

Ein biologisches Artefakt, mit dem sich die Forschung intensiv beschäftigt, sind die Verzerrungen, die durch Augenbewegungen hervorgerufen werden. Diese sind bei der Ableitung von hirnelektrischer Aktivität nicht zu vermeiden (Schandry, 1998).

Während einer EEG-Ableitung werden die Augen auf unterschiedlichste Weise bewegt. So unterscheidet man z. B. zwischen Sakkaden, glatten Folgebewegungen und vestibulären

Bewegungen. Sakkaden sind ruckartige, sprunghafte Bewegungen, die beim Wechsel des Blicks von einem zu einem anderen Objekt auftreten. Verfolgen die Augen ein sich bewegendes Objekt, so spricht man von glatten Folgebewegungen. Um bei einer Kopfbewegung ein Objekt fixieren zu können, bedarf es Anpassungsbewegungen, die vestibuläre Bewegungen genannt werden (Schandry, 1998).

Diese Augenbewegungen interferieren mit der Ableitung der vom Gehirn generierten Potenziale, weil die Augen selbst einen großen Dipol bilden, der ein eigenes elektrisches Feld erzeugt (Gratton, 1998).

Dieser Dipol entsteht dadurch, dass im Vergleich zur Retina die Kornea des Auges positiv geladen ist. Diese beiden Strukturen bilden so zusammen den elektrischen Dipol. Dieser Dipol ist die Ursache für die okularen Artefakte. Das durch den Dipol generierte elektrische Feld pflanzt sich über den Kopf fort. Vor allem in der Nähe der Augen und der anterioren Kopfregeion interferieren die durch die Augen generierten Potenziale mit den Potenzialen, die vom Gehirn generiert werden. So registriert das EEG nicht reine neuronale Potenziale, sondern neuronale Potenziale, die von okularen Artefakten überlagert sind (Hagemann und Naumann, 2001).

Um die Auswirkung der okularen Artefakte auf die EEG-Ableitung erfassen zu können, werden die okularen Potenziale extra abgeleitet. Die Registrierung der durch die Augenbewegungen entstandenen Potenziale erfolgt durch die Elektrokulografie. Deren aufgezeichnete Kurve wird als Elektrokulogramm (EOG) bezeichnet. Bei dieser Methode macht man sich die Dipoleigenschaft des Auges zunutze. Dafür werden Elektroden um die Augen angebracht. Zur Messung von vertikalen Augenbewegungen werden die Elektroden über und unter dem Auge platziert, so dass sie in einer Linie mit der Pupille liegen. Zur Ableitung von horizontalen Bewegungen werden die Elektroden entweder so angebracht, dass eine Elektrode im Epikanthus des rechten Auges und die andere im Epikanthus des linken Auges liegt (binokulare Ableitung) oder so, dass die Elektroden links und rechts eines Auges liegen (Schandry, 1998). Sind die Augen nun geradeaus gerichtet, so sind Kornea und Retina gleich weit von den Augenelektroden entfernt. Bei dieser Augenstellung ist das EOG-Potenzial, laut Definition, null. Eine Veränderung dieser Augenposition durch eine horizontale oder vertikale Augenbewegung führt dazu, dass sich die eher positiv geladene Kornea der einen Elektrode nähert und die Retina der anderen Elektrode (Oster und Stern, 1980). Durch diese Bewegung des Auges kommt es zu Potenzialverschiebungen an den angebrachten Elektroden in einer Größe von 10 bis 40 μV pro Grad (Schandry, 1998).

Nicht nur vertikale und horizontale Augenbewegungen führen zu Potenzialschwankungen. Auch ein Lidschlag (Blink) führt zu Veränderungen im EOG-Potenzial. Diese Veränderungen werden durch die Elektroden über und unterhalb eines Auges erfasst. Nach Oster und Stern (1980) erhöht der Lidschluss die Leitfähigkeit zwischen den Elektroden und dem Dipol. Blinks entstehen durch eine schnelle Bewegung des Augenlides. Sie bewirken ein charakteristisches Potenzial von 800 μV mit einer Dauer von 200-400 ms. Die Potenziale, die durch die horizontalen und vertikalen Augenbewegungen entstehen, haben eine kleinere Amplitude, sind aber von längerer Dauer (Brunia, Möcks und van den Bergen-Lenssen, 1989). Die Augenartefakte der Blinks und der horizontalen und vertikalen Augenbewegungen unterscheiden sich nicht nur in der Amplitude und Dauer ihrer Potenziale, sondern sie pflanzen sich auch unterschiedlich auf dem Schädel fort (Gratton, Coles und Donchin, 1983). Die Größe des Effektes der okularen Artefakte auf die unterschiedlichen Skalpelektroden der EEG-Ableitung ist von mehreren Faktoren abhängig. So führen vertikale Augenbewegungen zu einer größeren Verzerrung der neuronalen Aktivität an der sagitalen Achse. Dagegen kommt es bei horizontalen Augenbewegungen zu einer größeren Verzerrung an der koronalen Achse. Der Einfluss der okularen Artefakte ist anterior stärker als posterior. Aber dieser Einfluss interagiert auch mit der Art der Augenbewegung. So beeinflussen die durch vertikale Augenbewegungen generierten Potenziale mehr die zentral liegenden Elektroden und die durch horizontale Augenbewegungen generierten Potenziale mehr die parietal liegenden Elektroden (Gratton, 1998). Des Weiteren können sich die okularen Artefakte bei offenen oder geschlossenen Augen unterschiedlich fortpflanzen (Gasser, Sroka, & Möcks, 1985). Auch könnte ein Unterschied zwischen der Auswirkung eines bewussten oder unbewussten Lidschlags existieren (Gratton, 1998).

Die okularen Artefakte können größer sein als die vom Gehirn generierten Potenziale und das vor allem in der Nähe der Augen. Bei EKPs sind die okularen Artefakte ein besonderes Problem. Bei diesen Ableitungen sind häufig Aufgaben zu lösen, z.B. eine Verfolgungsaufgabe, die mit starken Augenbewegungen verbunden sind. Durch diese Aufgaben werden große okularen Potenzialen generiert, was zu einer großen Interferenz mit den vom Gehirn generierten Potenzialen führt. (Brunia et al., 1989). Aber auch zufällig auftretende Augenbewegungen oder Blinks stellen ein Problem dar. Man könnte diese EOG-Potenziale zwar durch die Mittelungstechnik eliminieren, wenn sie nicht zeitlich an ein Signal gebunden sind. Aber auch mit dieser Mittelung würden die EOG-Potenziale zu einer Erhöhung der Variabilität führen (Gasser, Sroka und Möcks 1986).

Bei der Messung der hirnelektrischen Aktivität sind okulare Artefakte unvermeidbar. Diese okularen Potenziale interferieren bei jeder Ableitung mit den neuronalen Potenzialen. Wegen diesen Gründen ist es unbedingt notwendig, Korrekturverfahren für die Verzerrungen durch okulare Artefakte anzuwenden. In der Forschung findet man verschiedene Korrekturansätze, die im Folgenden weiter erläutert werden.

2.2 Methoden zur Korrektur okularer Artefakte

In diesem Abschnitt werden verschiedene Korrekturverfahren für okulare Artefakte beschrieben. Zuerst wird ein nicht-mathematisches Verfahren, die Rejection Procedure, erläutert. Anschließend werden die allgemeinen Annahmen der regressionsanalytischen Korrekturverfahren und die Unterschiede zwischen den verschiedenen Ansätzen erklärt. Ein Ansatz, die Eye Movement Correction Procedure von Gratton et al. (1983), wird ausführlich beschrieben. Für den Vergleich zwischen den Korrekturverfahren okularer Artefakte wurden in dieser Studie die Rejection Procedure und eine Erweiterung der Eye Movement Correction Procedure von Gratton und Coles (1989) verwendet.

2.2.1 Rejection Procedure

Diese Methode wird häufig zur Beseitigung der okularen Artefakte aus dem EEG angewendet. Es werden die Bereiche aus den EEG-Daten herausgeschnitten, die durch die Augenbewegungen verunreinigt wurden. Bei der Verwendung dieser Methode erhalten die Versuchspersonen meistens die Instruktion, Augenbewegungen möglichst zu vermeiden. Der Vorteil dieses Korrekturverfahren ist seine Einfachheit und die Vermeidung von komplexen Berechnungen (Gratton, 1998).

Nach Gratton (1998) ist die Identifikation der durch die Augenbewegungen verunreinigten Bereiche der Ableitungen kritisch zu sehen. Diese geschieht entweder durch eine individuelle Inspektion der Daten oder durch einen Suchalgorithmus, der anhand von vorher festgelegten Kriterien vorgeht. Bei der Identifikation der herauszuschneidenden Bereiche besteht die Gefahr, verunreinigte Bereiche zu akzeptieren oder augenartefaktfreie Bereiche von dem Datensatz zu entfernen. Ein weiteres Problem stellt die Instruktion an die Versuchspersonen dar, die Augen möglichst wenig zu bewegen. Diese Anweisung ist eine zusätzliche kognitive Aufgabe für die Versuchspersonen, was zu Interferenzen mit den eigentlichen Fragestellungen führen kann (Gratton, 1998). Zum Beispiel konnte Verleger (1991) in seiner Studie zeigen,

dass die Instruktion „Blinks möglichst zu vermeiden“ zu einer Veränderung der Amplitude des evozierten Potenzials (P3 und N1) führte. Dieses Verfahren führt auch zu einem großen Datenverlust. Der Datenverlust ist vor allem bei Versuchspersonen groß, die von Natur aus einen großen Anteil an Augenbewegungen haben, wie z. B. Kinder oder klinische Gruppen. Es ist auch fraglich, ob die nach der Korrektur verbleibenden artefaktfreien Teilmessstrecken noch repräsentativ sind für die ursprüngliche gesamte Messstrecke. Die mögliche nicht vorhandene Repräsentativität kann vor allem dann problematisch sein, wenn die zu vergleichenden Bedingungen oder Versuchspersonen unterschiedliche Frequenzen bei den Augenbewegungen und Blinks haben (Gratton, 1998).

Es ist bekannt, dass Augenbewegungen im Zusammenhang mit psychologischen Prozessen stehen. Sie werden z.B. bei der Untersuchung von Aufmerksamkeitsprozessen verwendet. So birgt die Rejection Procedure in der EKP-Forschung die Gefahr, dass Teilstücke, die für die Fragestellung am interessantesten sind, aus dem Datensatz mit entfernt werden. Denn diese Teilstücke sind oft bedingt durch das experimentelle Design mit okularen Artefakten verunreinigt (Brunia et al., 1989).

All diese Kritikpunkte haben Forscher dazu veranlasst, weitere Korrekturverfahren zur Beseitigung okularer Artefakte zu entwickeln.

2.2.2 Regressionsverfahren

Die Regressionsverfahren sind mathematische Korrekturverfahren, die das EEG von okularen Artefakten befreien, ohne dass ein Verlust von Daten auftritt.

Diese Verfahren gehen davon aus, dass der Effekt der okularen Artefakte auf verschiedene Elektrodenpaare linear ist. Das heißt, dass das Verhältnis des durch die horizontalen und vertikalen Augenbewegungen erzeugten Spannungsunterschiedes an zwei verschiedenen Elektrodenpaaren konstant ist und das über einen großen Bereich von Augenbewegungen (Gratton, 1998). Untersuchungen haben gezeigt, dass die Voraussetzung der Linearität bei horizontalen Augenbewegungen gegeben ist. Bei vertikalen Augenbewegungen findet man diesen linearen Zusammenhang nur bei Abwärtsbewegungen der Augen. Bei Aufwärtsbewegungen variiert das Verhältnis etwas. Dies lässt sich wahrscheinlich durch die gleichzeitige Bewegung des Augenlides erklären (Hilyard und Galambos, 1970). Bei nicht zu großen Augenbewegungen ist diese Abweichung zur Linearität jedoch vernachlässigbar (Overton und Shagass, 1969). Eine Voraussetzung für die Annahme der Linearität der Effekte

der Augenbewegungen ist, dass beide Augen sich parallel bewegen. Dies ist bei den meisten EEG-Ableitungen gegeben (Gratton, 1998).

Ganz allgemein gehen diese Verfahren von dem folgenden Ansatz aus:

$$bEEG = wEEG + k \cdot hEOG + j \cdot vEOG$$

k, j = Propagationsfaktor

Das bedeutet, dass sich das beobachtete EEG (bEEG) aus den folgenden Teilbereichen zusammensetzt: dem wahren EEG (wEEG), dem vertikalen EOG (vEOG) und dem horizontalen EOG (hEOG) (Gratton, 1998). k und j sind Propagationsfaktoren (Fortpflanzungsfaktoren). Diese sind notwendig, weil sich das EOG unterschiedlich über den Kopf fortpflanzt. Es würden Fehler entstehen, wenn das EOG an jeder Elektrode zum gleichen Anteil zu dem wahren EEG addiert werden würde. Deswegen wird das EOG mit den Propagationsfaktoren gewichtet. Die Propagationsfaktoren werden für jede Elektrodenposition separat geschätzt. Das bedeutet, dass das EOG an jeder Elektrodenposition mit einem anderen Gewicht zu dem beobachteten EEG beiträgt (Gratton et al., 1983). Nach der Umstellung der Formel ist es möglich, das wahre EEG aus der Differenz zwischen dem beobachteten EEG und dem gewichteten horizontalen und gewichteten vertikalen EOG zu schätzen (Gratton, 1998).

$$wEEG = bEEG - k \cdot hEOG - j \cdot vEOG$$

Empirische Studien haben gezeigt, dass der Propagationsfaktor für Blinks systematisch kleiner ist als für Augenbewegungen (Overton und Shagass, 1969). Bei einer korrekten Schätzung der Propagationsfaktoren sollten diese in ihrer Größe von anterior nach posterior abnehmen. Des Weiteren sollten die Propagationsfaktoren für die horizontalen Augenbewegungen unterschiedliche Vorzeichen für die beiden Hemisphären haben. Auch sollten die Werte der Propagationsfaktoren für das horizontale EOG an den partialen Elektroden höher sein als die an den zentralen Elektroden. Große Abweichungen dieses Verlaufs lassen auf einen Fehler bei der Schätzung der Propagationsfaktoren schließen (Gratton, 1998).

Das Regressionsmodell ist eine Vereinfachung des Zusammenhangs zwischen der Aktivität des EOGs und EEGs und deren Erfassung. Diese setzt voraus, dass das EOG ausschließlich Augenaktivität erfasst. Dies ist nicht der Fall. Die EOG-Elektroden erfassen neben dem EOG auch durch das Gehirn generierte Potenziale, sowie andere Potenziale, die z.B. durch Körperbewegungen entstehen. Diese zusätzlich erfassten Potenziale verringern die Validität der regressionsanalytischen okularen Artefaktkorrektur. In Perioden, in denen keine Augenaktivität vorhanden ist, kann z.B. dauerhaftes EEG im EOG höhere

Propagationsfaktoren vortäuschen. Ein zweites Beispiel für dieses Problem ist, dass niedrig frequentiertes Rauschen durch Artefakte, die nicht okularen Ursprungs sind, den Propagationsfaktor erhöhen kann, wenn es auch von den EEG-Elektroden erfasst wird (Möcks, Gasser und Sroka, 1989). Croft und Barry (2002) haben die Auswirkung der Subtraktion von neuronaler Aktivität aus den EEG-Daten bei der okularen Artefaktkorrektur untersucht. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass der Subtraktionsfehler, also das Subtrahieren von EEG aus den EEG-Daten, durch die regressionsanalytische okulare Artefaktkorrektur vernachlässigbar ist. In dieser Studie zeigten sie auch, dass die Instruktion „die Augen möglichst nicht zu bewegen und nicht zu blinzeln“ zu größeren Fehlern führte, als der Subtraktionsfehler. Croft und Barry (2002) betonen aber, dass diese Ergebnisse repliziert werden müssen, um mögliche Fehlschlüsse ausschließen zu können.

Die regressionsanalytischen Korrekturverfahren unterscheiden sich sehr stark in der Art der Schätzung der Propagationsfaktoren. Auf diese Unterschiede wird nun im Folgenden eingegangen.

Anzahl der EOG-Kanäle

Die unterschiedlichen regressionsanalytischen Ansätze unterscheiden sich in der Anzahl ihrer EOG-Ableitungen.

So verwenden Gratton et al. (1983) bei ihrer Eye Movement Correction Procedure (EMCP) nur eine EOG-Ableitung zur Korrektur der okularen Artefakte. Allerdings ist die Verwendung von zu wenigen EOG-Kanälen kritisch. In Regressionsanalysen entstehen Verzerrungen, wenn ein Regressor, der in den Daten vorhanden ist, nicht berücksichtigt wird (Möcks et al., 1989). Als Beispiel nennen Möcks et al. (1989) die von vielen Autoren berichteten höheren vertikalen Propagationsfaktoren für Augenbewegungen ohne die Blinkbewegungen. Eine Erklärung dafür ist die Tatsache, dass Augenbewegungen, ohne Blinkbewegungen, noch weitere Komponenten als nur vertikales EOG beinhalten. So könnte man die unterschiedlichen Propagationsfaktoren auf Verzerrungen durch die Regression zurückführen, wenn nur das vertikale EOG für die Schätzung beachtet wurde (Möcks et al., 1989). Andere Studien konnten zeigen, dass die Verwendung von zwei EOG-Kanälen eine bessere Korrektur der EEG-Ableitungen bietet (Elbert, Lutzenberger, Rockstroh und Bierbaumer, 1985; Gratton, 1998), weshalb die EMCP durch einen zweiten Kanal erweitert wurde (Gratton und Coles, 1989; Miller, Gratton, & Yee, 1988). Auch andere Autoren verwenden zwei EOG-Kanäle, um den Einfluss der vertikalen und horizontalen Augenbewegungen auf die EEG-Ableitungen besser schätzen zu können, so z.B. Möcks et al. (1989) oder van Driel, Woestenburg und van

Blokland-Vogelgesang (1989). Lutzenberger und Elbert (1989) modifizierten das Korrekturverfahren von Gratton und Coles (1989). Zusätzlich zu dem vertikalen und horizontalen EOG wird bei ihnen noch eine dritte Komponente des EOG erfasst, das radiale EOG (REOG). Das REOG kann laut den Autoren bei bestimmten Augenbewegungen unabhängig von den beiden anderen Komponenten sein. Modellschätzungen zeigen einen Korrekturfehler von 3%-6%, wenn das REOG bei der Augenkorrektur nicht beachtet wird (Elbert et al., 1985). Allerdings zeigte sich bei einem Vergleich zwischen den Verfahren mit zwei oder drei Kanälen kein Unterschied in den Ergebnissen (Brunia et al., 1989). Gratton (1998) geht davon aus, dass ein dritter EOG-Kanal nur dann weitere Vorteile bei der Augenkorrektur bringt, wenn große Abweichungen von der Augenkonvergenz zu erwarten sind.

Korrektur offline oder online

Ein weiterer Unterschied zwischen den Korrekturverfahren ist der Zeitpunkt der Korrektur. So werden die EEG-Ableitungen bei Girton und Kamiya (1973) während der Datenerhebung, also online, von den okularen Artefakten befreit. Bei anderen Verfahren, wie z.B. Gratton (1983) oder Möcks et al. (1989), wird die Korrektur nach der Datenerhebung durchgeführt, mit der so genannten Offline-Methode. Die Online-Methode hat den Vorteil, dass Messstrecken, die wegen zu vielen Artefakten eliminiert wurden, nach der regulären Messung wiederholt werden können. Das setzt allerdings voraus, dass die Wiederholung der Messung keine anderen Nachteile mit sich bringt, wie z.B. Übungseffekte oder Ähnliches (Christ, 2001). Der Nachteil der Online-Methode im Vergleich zur Offline-Methode ist, dass im Vorfeld der eigentlichen Untersuchung ein spezieller Durchgang, mit Augenbewegungen, der so genannte Calibration-Trial, erhoben werden muss. Dieser Durchgang ist notwendig, um die Propagationsfaktoren schätzen zu können. Im Calibration-Trial werden die Versuchspersonen gebeten ihre Augen zu bewegen. Dieses Vorgehen ist deswegen von Nachteil, weil unbewusste Augenbewegungen sich von bewussten Augenbewegungen unterscheiden (Records, 1979, nach Gratton et al., 1983, p.469). Dieser Unterschied führt zu unterschiedlichen okularen Artefakten, für die auch unterschiedliche Propagationsfaktoren berechnet werden müssten. Dies geschieht aber nicht bei dem Vorgehen mit der Online-Methode (Gratton et al., 1983). Eine weitere Frage ist, ob alle Augenbewegungen der experimentellen Erhebung auch im Calibration-Trial gemacht wurden. Dies könnte zusätzlich dazu führen, dass die so geschätzten Propagationsfaktoren nicht für die experimentellen Daten passen, da sie auf der Grundlage anderer Augenbewegungen geschätzt wurden (van den Berg-

Lenssen und Brunia, 1989a). Bei diesem Vorgehen besteht zum einen die Gefahr, dass die Daten für die Schätzung unpassend. Zum anderen besteht die Gefahr, dass weniger Daten in die Schätzung der Propagationsfaktoren eingehen, was eine schlechtere Schätzung der Propagationsfaktoren bedeutet. Ohne einen Calibration-Trial geht eine größere Stichprobe (Durchgänge*Zeitpunkte) in die Schätzung der Propagationsfaktoren ein, wodurch die Schätzung reliabler wird (Gratton et al., 1983).

Calibration-Trials werden aber nicht nur bei Online-Korrekturverfahren verwendet, sondern auch bei Offline-Methoden. So verwenden van den Berg-Lenssen und Brunia (1989a) für die Schätzung der Propagationsfaktoren einen Calibration-Trial mit der Begründung, dass in diesem EOG kein EEG vorhanden ist, was für die experimentelle Fragestellung von Interesse wäre. Das hat den Vorteil, dass das relevante EEG, was ohne Calibration-Trial zu einem kleinen Anteil in der EOG-Ableitung enthalten ist, bei der Augenkorrektur nicht von den EEG-Daten subtrahiert wird (van den Berg-Lenssen und Brunia, 1989a).

Unterscheidung zwischen Blink und Augenbewegungen

Einige regressionsanalytische Ansätze berechnen unterschiedliche Propagationsfaktoren für Augenbewegungen und Blinks. Die Vertreter dieser Ansätze begründen dieses Vorgehen damit, dass die Bewegung des Augenlids bei den Blinks zu zusätzlicher Aktivität führt, die ein charakteristisches Feld produziert. Die Berechnung nur eines Propagationsfaktors wäre somit nicht valide (Gratton et al., 1983). Berg und Scherg (1991) kamen in ihrer Untersuchung auch zu dem Ergebnis, dass sich vertikale Augenbewegungen und Blinks in der Art wie sie sich über den Kopf fortpflanzen unterscheiden. Aus diesen Ergebnissen schlossen die Forscher, dass vertikale Augenbewegungen und Blinks nicht mit nur einem Propagationsfaktor korrigiert werden können. Nach diesen Ergebnissen ist es sinnvoll einen Propagationsfaktor für die Blinks und einen Propagationsfaktor für die Augenbewegungen zu berechnen. Es existieren zwei Probleme bei diesem Vorgehen. Eine Schwierigkeit ist, dass Blinks meist mit Augenbewegungen zusammen auftreten, so dass ein Blink alleine, wenn überhaupt, nur sehr selten auftritt. Das zweite Problem besteht darin, dass die Schätzung des Propagationsfaktors für Blinks schwierig ist. Blinks treten nur sehr kurz und unregelmäßig auf, was zu einer geringen Datenmenge und somit zu einer ungenauen Schätzung führt (van den Berg-Lenssen und Brunia, 1989b). Möcks et al. (1989) vermuten, dass der Unterschied zwischen den Propagationsfaktoren für Augenbewegungen und Blinks durch die Verwendung von nur einem EOG-Kanal, dem vertikalen, entstanden ist. Dies begründen die Forscher damit, dass das Fehlen eines in den Daten enthaltenen Prädiktors in einer Regression zu

Verzerrungen im Ergebnis führt. In diesem Fall ist der fehlende Prädiktor der horizontale EOG-Kanal. Diese Annahme wird durch das Ergebnis von Gratton und Coles (1989) unterstützt. Hier wurden der vertikale und der horizontale EOG-Kanäle zur okularen Artefaktkorrektur verwendet. Die getrennt geschätzten Propagationsfaktoren für Blinks und Augenbewegungen waren gleich. Dieses Ergebnis widerspricht den Ergebnissen von okularen Artefaktkorrekturen, bei denen nur ein EOG-Kanal verwendet wurde. Hier unterschieden sich die Propagationsfaktoren für Blinks und Augenbewegungen (van den Berg-Lenssen und Brunia, 1989b). Gratton und Coles (1989), die die Trennung zwischen Blinks und Augenbewegungen vertreten, sind der Meinung, dass man zu dem Ergebnis ihrer Studie keine Aussage machen kann. Für diese Schätzung der verschiedenen Propagationsfaktoren wurden Daten von nur einer Versuchsperson und nur einem Durchgang verwendet. Gratton (1998) fand in einem weiteren Experiment mit nur einer Versuchsperson, aber zwei verwendeten EOG-Kanälen, Unterschiede zwischen den Propagationsfaktoren für Augenbewegungen und Blinks. Dies spricht wiederum gegen die Annahme von Möcks et al. (1989).

Subtraktion des EKPs vor der Schätzung der Propagationsfaktoren

Gratton et al. (1983) und Gratton und Coles (1989) subtrahieren vor der Schätzung der okularen Artefakte das EKP von den EOG- und EEG-Daten. Sie bilden einen Mittelwert über alle Durchgänge jeder Bedingung, getrennt für jede Elektrode. Dieser Mittelwert entspricht dem EKP des EEGs und EOGs und wird von dem jeweiligen zugehörigen Durchgang subtrahiert. Die Autoren begründen dieses Vorgehen damit, dass, wenn Ereignis-korrelierte Effekte sowohl im EEG als auch im EOG enthalten sind, es ohne die vorherige Subtraktion des EKPs, zu einer Überschätzung der Propagationsfaktoren kommen würde (Gratton et al., 1983). Möcks et al. (1989) sehen bei diesem Vorgehen die Gefahr, dass durch die Subtraktion des EKPs die Korrektur ungenau wird. Dies begründen die Autoren damit, dass durch die Subtraktion des EKPs zu viel okulare Aktivität aus den Daten entfernt wird, wenn in den Daten hauptsächlich Ereignis-korrelierte Augenaktivität vorhanden ist. Je weniger okulare Aktivität in den Daten enthalten ist, desto ungenauer werden die Schätzungen der Propagationsfaktoren und damit die Korrektur der okularen Artefakte. Um diesem Problem aus dem Weg zu gehen, schlagen Möcks et al. (1989) vor, für die Schätzung der Propagationsfaktoren Epochen heranzuziehen, die keine EKPs enthalten.

Multiple stage Regression oder simultane multiple Regression

Die Ansätze unterscheiden sich in dem regressionsanalytischen Vorgehen. Wie schon erwähnt wurde gezeigt, dass die Verwendung von mehreren EOG-Kanälen zu einer besseren Korrektur führt (siehe Ellbert et al. 1985). Aus diesem Grund wird heute bei vielen regressionsanalytischen Korrekturverfahren eine multiple Regression gerechnet, d.h. es wird mehr als ein EOG-Kanal zu Korrektur verwendet.

Man unterscheidet bei den multiplen Ansätzen zwischen dem multiplen stage und dem simultan multiplen Ansatz.

Beim multiplen stage Ansatz wird der Propagationsfaktor für den ersten EOG-Kanal geschätzt, und die EEG-Daten werden im nächsten Schritt korrigiert. Das so korrigierte EEG wird zur Berechnung des zweiten Propagationsfaktors des zweiten EOG-Kanals verwendet, mit dem die schon einmal korrigierten EEG-Daten wieder korrigiert werden. Das zuvor korrigierte EEG wird immer wieder zur Schätzung des nächsten Propagationsfaktors verwendet, bis keine weiteren EOG-Kanäle mehr vorhanden sind (Croft und Barry, 2000). Zum Beispiel gehen so van Driel et al. (1989) bei ihrer okularen Artefaktkorrektur vor.

Bei der simultan multiplen Regression werden die gewichteten EOG-Kanäle von dem gemessenen EEG gleichzeitig subtrahiert. Es werden zuerst alle Propagationsfaktoren für die abgeleiteten EOG-Kanäle geschätzt. Anschließend werden in einem Schritt alle gewichteten EOG-Kanäle von dem gemessenen EEG subtrahiert (Croft und Barry, 2000). Gratton und Coles (1989) verwenden zum Beispiel eine simultane multiple Regression zur Korrektur okulärer Artefakte.

Beide Arten der Korrektur, die simultan multiple und die multiple stage, haben ihre Nachteile. Bei dem simultanen Ansatz entspricht der Determinationskoeffizient (r^2) dem Effekt des entsprechenden EOG-Kanals auf das EEG ohne den Einfluss der anderen EOG-Elektroden. Das bedeutet, dass die gemeinsame Varianz zwischen den EOG-Kanälen nicht im Determinationskoeffizienten irgendeines EOG-Kanals enthalten ist. Das führt dazu, dass, wenn alle EOG-Kanäle korreliert werden, dieser Determinationskoeffizient kleiner ist als die Summe der Determinationskoeffizienten erster Ordnung (Croft und Barry, 2000). Dieses Problem ist vermeidbar durch die Anwendung der multiple stage Regression. Bei dieser Art der okularen Artefaktkorrektur wird die gemeinsame Varianz der EOG-Kanäle dem ersten EOG-Kanal der okularen Artefaktkorrektur zugeteilt, wodurch diese nicht verloren geht. Als Beispiel siehe van Driel et al. (1989) (Croft und Barry 2000). Aber auch diese Methode ist problematisch. So konnte Tuan (1989) zeigen, dass, wenn eine multiple Kolinearität zwischen den EOG-Kanälen vorhanden ist, die erste Korrektur okuläre Artefakte in die Daten einführt. Diese werden auch im zweiten Schritt nicht beseitigt. Je höher die multiple Kolinearität und je

höher der Einfluss des EOGs ist, desto stärker ist diese Überkorrektur. Dagegen ist bei der simultanen multiplen Regression nur die Interpretation des Determinationskoeffizienten problematisch, was nichts über die Güte der Propagationsfaktoren aussagt. Auch wenn die EOG-Kanäle miteinander korrelieren, so sollte der Propagationsfaktor doch zu einer guten Korrektur führen (Croft und Barry, 2000).

Croft und Barry (2000) haben die verschiedenen Regressionsanalysen mithilfe eines Computer simulierten Datensatzes verglichen. Sie variierten die verwendeten Regressionsansätze zur Korrektur okularer Artefakte. Die simulierten Daten wurden mit einer einfachen Regression korrigiert, wobei einmal das VEOG und einmal das HEOG verwendet wurde. Die Korrektur mit dem multiplen stage Ansatz wurde auch variiert; einmal wurde mit dem HEOG begonnen und einmal mit dem VEOG. Das dritte Korrekturverfahren war die simultane multiple Regression. Des Weiteren wurde die Stärke der multiplen Kolinearität variiert, um deren Einfluss auf die Güte der unterschiedlichen Vorgehensweisen der okularen Artefaktkorrekturen zu überprüfen. Als abhängige Variable wurde die Korrelation zwischen den korrigierten EEG-Daten und den vom Computer simulierten okularen artefaktfreien EEG-Daten berechnet. Das Ergebnis dieser Untersuchung war, dass die simultane multiple Regressionsanalyse der multiple stage Regressionsanalyse überlegen war. Die zeigte sich darin, dass die mit der simultanen multiplen Regression korrigierten EEG-Daten signifikant höher mit den artefaktfreien EEG-Daten korrelierten. Aber die multiple stage Regression kam zu besseren Ergebnissen als die Regressionsanalyse mit nur einem EOG-Kanal, unabhängig davon, ob der vertikale oder horizontale EOG-Kanal zur Korrektur verwendet wurde. Ein weiteres interessantes Ergebnis dieser Studie war, dass die multiple stage Regressionsanalyse nur bei höherer multipler Kolinearität zu signifikant schlechteren Ergebnissen kam als die simultan multiple Regression.

Frequency domain Ansatz vs. Time domain Ansatz

Der größte Unterschied zwischen den regressionsanalytischen Ansätzen ist die Unterscheidung zwischen den Time Domain Approach (TDA) und den Frequency Domain Approach (FDA). Gratton et al. (1983) oder Lutzenberger und Elbert (1989) gehen bei ihren Korrekturverfahren von den Annahmen der TDA aus. Die Ansätze von Gasser et al. (1986) oder van Driel et al. (1989) gehen von den Annahmen der FDA aus.

Der TDA macht keine Unterscheidung bei der Schätzung der Propagationsfaktoren für Augenbewegungen in unterschiedlichen Frequenzbereichen. Des Weiteren geht der Ansatz davon aus, dass sich die okularen Artefakte direkt ohne Zeitverzögerung über den gesamten

Skalp fortpflanzen. Diese Annahme beruht auf der Idee, dass das elektrische Feld des Auges von elektrostatischer Natur ist und sich somit direkt über den gesamten Kopf fortpflanzt (Gratton, 1998). Die Ansätze des FDA gehen davon aus, dass sich die okularen Artefakte mit zeitlicher Verzögerung über den Kopf ausbreiten können. Eine weitere Annahme ist, dass sich die elektrischen Felder der Augenbewegungen je nach Frequenz unterschiedlich ausbreiten. Ein Vorteil des FDA ist die leichtere Trennung zwischen Blinks und Augenbewegungen für die Berechnung der unterschiedlichen Propagationsfaktoren, weil das Frequenzspektrum für die Augenbewegungen und die Blinks unterschiedlich sind. Da der TDA keine Unterscheidung der verschiedenen Frequenzen vornimmt, ist die Trennung von Blinks und Augenbewegungen in dem TDA sehr schwer, wenn nicht sogar unmöglich, wenn Blinks und Augenbewegungen zusammen auftreten. Der FDA unterscheidet die Frequenzen, so dass hier eine Trennung von Augenbewegungen und Blinks möglich ist (van Driel et al., 1989). Gratton et al. (1983) und Gratton und Coles (1989) trennen in ihren Korrekturverfahren auch zwischen der Korrektur von Blinks und Augenbewegungen, obwohl sie auf den Annahmen des TDA aufbauen. Die Korrekturverfahren des FDA können besser mit nicht okularen Potenzialen umgehen, die durch die EOG-, aber nicht durch die EEG-Elektroden erfasst werden. Der Einfluss dieser Potenziale wird besser reduziert durch die Verwendung von frequenzabhängigen Propagationsfaktoren. Die frequenzabhängigen Propagationsfaktoren werden in den höheren Frequenzbereichen, in denen keine okulare Aktivität vorhanden, auf null gesetzt. Dadurch werden die nicht okularen Potenziale nicht mit der okularen Artefaktkorrektur in das EEG eingeführt werden (Möcks et al., 1989).

Ein weiterer Vorteil des FDA ist, dass sie besser mit langsamen Drifts (Abweichungen) bei längeren Aufzeichnungsepochen umgehen kann. Diese Potenziale führen bei dem TDA zu einer ungenauen Artefaktkorrektur. Allerdings können diese Probleme im Vorfeld vermieden werden, entweder durch eine adäquate Filterung oder durch die Wahl von kurzen Aufzeichnungsepochen für die Augenkorrektur (Gratton, 1998). Es ist möglich, dass hochfrequente neuronale Aktivität mit niedriger Amplitude die okulare Aktivität verunreinigt (Oster und Stern, 1980), die selbst nur wenig hoch-frequente Aktivität enthält (über 5 Hz). Dies ist kein ernsthaftes Problem für den TDA, weil die okulare Aktivität dominiert wird von niedrigen Frequenzen. In den niedrigen Frequenzbereichen ist okulare Aktivität um einiges größer als die neuronale Aktivität. Das bedeutet, dass die Schätzung des Propagationsfaktors durch diese Verunreinigung der okularen Aktivität nicht stark beeinflusst wird. Bei dem FDA würde bei diesen Voraussetzungen die Regressionsprozedur zu einer falschen Erhöhung des Propagationsfaktors bei hohen Frequenzen führen und somit zu einer Überkorrektur der

okularen Artefakte. Dies könnte durch eine Filterung vermieden werden, um so die hohen Propagationsfaktoren bei hohen Frequenzen zu reduzieren (Gratton, 1998).

Es ist sehr schwierig zu entscheiden, welche Vorgehensweise bei der Korrektur okularer Artefakte die richtige oder die beste ist. Das Problem ist, dass kein wahres Kriterium existiert, welches zum Vergleich der Korrekturverfahren herangezogen werden könnte. Das wahre artefaktfreie EEG ist nicht bekannt. Der TDA und der FDA gehen von unterschiedlichen Voraussetzungen aus, was die Fortpflanzung der okularen Artefakte über den Skalp betrifft. Dies führt zu einer unterschiedlichen Berechnung der Propagationsfaktoren für die okulare Artefaktkorrektur. Trotz der unterschiedlichen Vorgehensweisen kamen die Forscher im Tilburg Symposium (Brunia et al. 1989) zu sehr ähnlichen Ergebnissen. Anhand dieser Daten ist es nicht möglich zu entscheiden, ob bei der okularen Artefaktkorrektur die Verwendung des TDA oder des FDA vorzuziehen ist.

Im Folgenden wird die Eye Movement Correction Procedure von Gratton, Coles und Donchin (1983) genauer erklärt. Es wird auch auf ihre Erweiterung (Gratton und Coles, 1989) eingegangen, die häufig in der Forschung für die Korrektur okularer Artefakte sowohl bei EKP als auch bei spontanen EEG verwendet wird.

2.2.3 Die Eye Movement Corrction Procedure von Gratton et al. (1983)

Die folgenden Ausführungen beziehen sich hauptsächlich auf den Artikel von Gratton et al. (1983).

Die Eye Movement Correction Procedure (EMCP) ist ein regressionsanalytischer Korrekturalgorithmus, der auf den Annahmen des TDA aufbaut. Nach Ansicht der Autoren vermeidet dieser Ansatz vor allem drei Probleme im Vergleich zu einigen anderen regressionsanalytischen Verfahren. Der erste Vorteil dieser Methode ist, dass für die Schätzung der Propagationsfaktoren die Daten aus der empirischen Erhebung verwendet werden. Es wird kein Calibration-Trial benötigt, dessen Nachteile schon erläutert wurden (siehe Kapitel 2.2.2). Des Weiteren werden in diesem Korrekturverfahren die Propagationsfaktoren getrennt für Augenbewegungen und Blinks berechnet. Das ist eine Besonderheit für eine TDA-Regressionsanalyse, weil diese die Trennung von Blinks und Augenbewegungen trotz der Vorteile (siehe Kapitel 2.2.2) nur selten vornehmen. Die Propagationsfaktoren werden nach der Beseitigung des Ereignis-korrelierten EOG und EEG von den Daten geschätzt. Durch dieses Vorgehen wird eine Überschätzung der Propagationsfaktoren verhindert. Diese würde nach Meinung der Autoren auftreten, wenn

noch Ereignis-korrelierte Effekte in den EOG- und EEG-Daten vorhanden wären. Somit wird eine Überkorrektur der okularen Artefakte verhindert, was ein weiterer Vorteil dieses Verfahrens ist. Bei der Anwendung des Algorithmus gibt es allerdings die Möglichkeit, diesen Schritt der Mittelwertbildung nicht ausführen zu lassen. Dies ist vor allem bei der okularen Artefaktkorrektur von spontanen EEG-Daten sinnvoll, weil diese kein Ereignis-korreliertes Potenzial beinhalten.

Die mathematische Schätzung der Propagationsfaktoren wird in Anhang A beschrieben. Die EMCP geht in mehreren Schritten vor. Im ersten Schritt werden für jede Bedingung alle Durchgänge, getrennt für jede Elektrode, gemittelt. Diese gesamten Mittelwerte schätzen nach Ansicht der Autoren die Stimulus korrelierte Aktivität der die EEG- und die EOG-Kanäle. Im nächsten Schritt wird dieses EKP von den passenden einmaligen Durchgängen subtrahiert. Dadurch enthält man einen EEG- und EOG-Datensatz, der frei von EKP ist. Zuerst wird der Propagationsfaktor für die Blinks geschätzt. Hierbei entspricht das Ereignis unkorrelierte EEG der abhängigen Variablen und das Ereignis unkorrelierte EOG der unabhängigen Variablen. Zuerst werden alle Bereiche im EOG bestimmt, an denen die elektrische Aktivität ein bestimmtes Kriterium überschreitet. Die Höhe des Kriteriums wird von den Autoren nicht angegeben. Diese Bereiche werden verwendet, um die Propagationsfaktoren für die Blinks zu schätzen. Das durch die so geschätzten Propagationsfaktoren gewichtete EOG wird im nächsten Schritt von dem ursprünglichen EEG, d.h. von dem EEG vor der EKP-Subtraktion, subtrahiert. So erhält man einen EEG-Datensatz, der frei von Blinkartefakten ist. Das so korrigierte EEG wird anschließend weiter verwendet, um mit dem gleichen Vorgehen die Propagationsfaktoren für die Augenbewegungen zu schätzen. Mit diesen wird das EOG wieder gewichtet und von dem schon Blink artefaktfreien EEG subtrahiert. Nach der Korrektur jedes einzelnen Durchgangs werden diese wieder gemittelt. So erhält man ein okular artefaktfreies EEG. Wichtig ist zu betonen, dass alle Propagationsfaktoren durch nicht Ereignis-korrelierter Aktivität geschätzt werden. Diese okulare Artefaktkorrektur wird getrennt für jede Elektrodenposition und jede Versuchsperson durchgeführt.

Das Verfahren wurde von Miller, Gratton und Yee (1988) erweitert. Zum einem wurden die Schätzungen effektiver, zum anderen wurde die Regressionsanalyse durch eine zweite EOG-Elektrode erweitert. Neben dem vertikalen EOG-Kanal wird bei der erweiterten Methode auch der horizontale EOG-Kanal für die okulare Artefaktkorrektur verwendet. Bei dieser Erweiterung werden die gewichteten EOG-Kanäle in zwei Schritten von den beobachteten EEG-Daten subtrahiert, was der multiple stage Regressionsanalyse entspricht. Diese Vorgehensweise wurde noch einmal geändert. So verwenden Gratton und Coles (1989) den

Algorithmus als simultan multiple Regressionsanalyse, die beiden EOG-Kanäle werden in einem Schritt von dem beobachteten EEG subtrahiert. Nach Croft und Barry (2000) liefert diese Art der Regressionsanalyse die besten Korrekturergebnisse. Die Version der EMCP von Gratton und Coles (1989) wurde auch in dieser Studie verwendet. Für die Anwendung des Korrekturalgorithmus existiert ein Computerprogramm, was sehr leicht zu bedienen ist.

Gratton et al. (1983) führten einige Untersuchungen durch, um die Validität und Reliabilität dieses regressionsanalytischen Korrekturverfahrens zu bestätigen.

In der ersten Studie überprüften die Autoren die Validität des Algorithmus durch einen Vergleich zwischen korrigierten EEGs und dem „wahren“ EEG. Das „wahre EEG“ wurde durch die Rejection Procedure geschätzt. Die Autoren verglichen, ob das durch die EMCP korrigierte EEG dem „wahren“ EEG ähnlicher ist als ein zufällig korrigiertes EEG. Um die EEG-Ableitungen zufällig zu korrigieren, wurden zehn randomisierte Propagationsfaktoren aus dem Wertebereich (-1) bis (+1) gezogen. Mit diesen Propagationsfaktoren wurden ebenso die EEGs korrigiert. Das Ergebnis dieses Vergleiches war, dass das mit der EMCP korrigierte EEG dem „wahren“ EEG ähnlicher war als das zufällig korrigierte EEG. In manchen Fällen waren die Abweichungen der zufällig korrigierten EEGs kleiner als die Abweichungen der regressionsanalytisch korrigierten EEGs von dem „wahren“ EEG. Das ist entweder durch eine schlechte Schätzung des „wahren“ EEGs zu erklären oder durch die zu geringe okulare Aktivität der Versuchsperson, die zu einer schlechteren Korrektur durch die EMCP führte. Ein zweites Kriterium für die Güte der EMCP war die Verminderung der Varianz zwischen den EKPs. Dies ist dadurch zu begründen, dass die Augenbewegungen die Varianz zwischen den Durchgängen steigern, und somit müssten sich die einzelnen Durchgänge nach der okularen Artefaktkorrektur ähnlicher sein. Verglichen wurden die einzelnen Durchgänge von je einer Versuchsperson in der gleichen Bedingung jeweils unkorrigiert und korrigiert. In allen Bedingungen waren sich die korrigierten EKPs ähnlicher als die unkorrigierten, was für eine stärkere Reduktion der Varianz bei den korrigierten EKPs spricht.

In einem weiteren Experiment wurde die Stabilität der Propagationsfaktoren über verschiedene Blöcke von Durchgängen bei einer Versuchsperson in derselben experimentellen Bedingung, wie auch zwischen den Bedingungen, überprüft. Es zeigte sich keine Überlappung der Propagationsfaktoren bei den verschiedenen Elektroden in den unterschiedlichen Durchgängen. Die Propagationsfaktoren wurden von frontal nach parietal kleiner. Die Werte der Propagationsfaktoren waren stabil zwischen den Versuchspersonen für die einzelnen Elektroden. Innerhalb einer Versuchsperson und Bedingung waren die Werte der Propagationsfaktoren ebenfalls stabil. Es zeigte sich aber eine geringe Variabilität

zwischen den Sitzungen, die man auf kleinere Unterschiede in der Elektrodenplatzierung oder im Widerstand zurückführen kann. Diese Variabilität zeigt, wie wichtig es ist, wenigstens für jede experimentelle Sitzung eigene Propagationsfaktoren zu berechnen.

Diese von den Autoren selbst durchgeführten Studien lassen darauf schließen, dass die EMCP okulare Artefakte aus den EEG-Daten entfernt, somit die Qualität der Daten verbessert und eine bessere Interpretation der EEG-Daten ermöglicht.

Christ (2001) hat die EMCP auf unterschiedlichste EEG-Daten angewandt, um das Verfahren zu untersuchen. Der Korrekturalgorithmus von Gratton und Coles (1989) wurde zur Korrektur von unwillkürlichen Blinks, von zeitgebundenen willkürlichen Blinks und von reizbezogenen willkürlichen Blinks verwendet. Unter unwillkürlichen Blinks versteht man Blinks, die ohne Reizpräsentation und unwillkürlich auftreten. Zeitgebundene willkürliche Blinks sind Blinks, die bewusst nach einer bestimmten Zeit ausgeführt werden. Bei reizbezogenen willkürlichen Blinks ist es ähnlich, nur dass hier auf einen bestimmten Reiz bewusst mit einem Blink reagiert wird und nicht nach einem bestimmten Zeitraum. Christ (2001) hat die EMCP noch auf weitere Datenversionen angewendet, auf die in diesem Zusammenhang aber nicht näher eingegangen wird, weil dies für diese Arbeit nicht von Interesse ist. Nach der okularen Artefaktkorrektur mit der EMCP zeigte sich eine Reduktion der Varianz der EEG-Daten im Gegensatz zu den Daten vor der Korrektur bei unwillkürlichen Blinks. Allerdings wurden an manchen Elektroden (Fpz und Fz) nicht die gesamten Artefakte minimiert, was einer Unterkorrektur gleich kommt. Ein Vergleich der Ergebnisse von der EMCP und der Rejection Procedure zeigte, dass die EMCP im frontopolaren und frontalen Bereich unpräzise korrigiert hat. Auch bei den willkürlichen Blinks zeigte die Korrektur der EMCP Ungenauigkeiten im frontopolaren und frontalen Bereich, auch wenn diese hier kleiner waren. Eine gelungene Korrektur bis auf die frontopolare Position zeigte sich bei den reizbezogenen willkürlichen Blinks. Aber auch bei diesen Augenbewegungen führte die EMCP zu einer Unterkorrektur an Fpz. Die Ergebnisse der reizbezogenen willkürlichen Blinks legen nahe, dass die EMCP zu zuverlässigen Ergebnissen gelangte, wenn genügend Ereignis-korrelierte Aktivität für die Subtraktion solcher Effekte auf den EEG- und EOG-Kanälen vorlag (Christ, 2001).

3. Fragestellung

Christ (2001) zeigt mit ihrer Studie, dass die EMCP von Gratton und Coles (1989) im frontopolaren und auch im frontalen Bereich zu einer Unterkorrektur der okularen Artefakte für verschiedene Blinkversionen führt. Ziel dieser Untersuchung ist ein Vergleich der Rejection Procedure und der EMCP in der Anwendung auf spontane EEG-Daten. In der vorliegenden Arbeit wurden Blinks, sowie horizontale und vertikale Augenbewegungen aus spontanen EEG-Daten korrigiert. Verglichen wurden die Mittelwerte einzelner Frequenzbänder, die nach einer Spektralanalyse durch die Mittelung der Power Density Spektren der einzelnen Versuchspersonen berechnet wurden. Es wurden vier Frequenzbänder verwendet, das Delta-Band (0,5-4 Hz), das Theta-Band (4-8 Hz), das Alpha-Band (8-13 Hz) und das Beta-Band (13-30 Hz).

Der Vergleich der beiden Korrekturverfahren ist aus zwei Gründen interessant.

Der erste Grund betrifft die praktische Durchführung der Korrektur von okularen Artefakten. Die Rejection Procedure, die häufig auf spontane EEG-Daten angewendet wird, ist ein sehr aufwendiges Verfahren. Dagegen ist die EMCP in ihrer Anwendung sehr praktisch, weil sie mithilfe des Computerprogramms leicht und schnell anwendbar ist. Bei eventuell gleichen Ergebnissen der Verfahren wäre die EMCP aus praktischen Gründen der Rejection Procedure vorzuziehen. Vor allem wäre dies ein wichtiges Ergebnis für die Emotionsforschung. Hier werden die okularen Artefakte mit der Rejection Procedure korrigiert, so dass gleiche Ergebnisse der Korrekturverfahren eine große Arbeitserleichterung in diesem Forschungsbereich bedeuten würden. Weil Alpha-Aktivität ein Indikator für neuronale Deaktivierung ist, ist diese Aktivität in der Emotionsforschung wichtig. Aus diesem Grund sind in dieser Studie die Ergebnisse des Vergleichs im Alpha-Band von besonderem Interesse. Die Asymmetriemaße im Alpha-Band sind in der Emotionsforschung ebenfalls wichtige Maße. Deswegen wird der methodische Vergleich auch für die Asymmetriemaße im Alpha-Band durchgeführt

Des Weiteren kann der methodische Vergleich Aufschluss darüber geben, welche Kritik an den beiden Korrekturverfahren schwerwiegender ist. Führen Rejection Procedure und EMCP zu denselben Ergebnissen, so kann man davon ausgehen, dass die jeweiligen Nachteile des Verfahrens zu nicht so großen Fehlern führen, wie die jeweiligen Kritiker behaupten. Werden die okularen Artefakte allerdings durch eine Methode besser korrigiert, so sind die Nachteile des schlechteren Verfahrens kritischer zu sehen.

4. Methode

Für diese Untersuchung wurden die Daten aus der Studie „The effects of ocular artifacts on (lateralized) broadband power in the EEG“ von Hagemann und Naumann (2001) verwendet. Das Ziel dieser Studie war es, die Effekte der Augenbewegungen und der Blinks auf die Einzelwerte und die Asymmetriewerte der Frequenzbänder auf das EEG zu untersuchen. Des Weiteren untersuchten die Autoren die Notwendigkeit der Kontrolle oder Korrektur der okularen Artefakte für das EEG im Alpha- und Beta-Bereich (Hagemann und Naumann, 2001).

4.1 Versuchspersonen

Die Stichprobe dieser Studie stammt aus einer Längsschnittstudie, die 1998 an der Universität Trier zu einer Fragestellung über Gehirnasymmetrien und Emotionen durchgeführt wurde. Die ersten 31 Versuchspersonen zum ersten Messzeitpunkt dieser Längsschnittstudie bilden die Stichprobe der vorliegenden Untersuchung.

19 Frauen und 12 Männer mit einem Durchschnittsalter von 24 Jahren (Range: 19-36 Jahre) nahmen an der Untersuchung teil. Alle Versuchspersonen waren Studenten/innen (Hagemann und Naumann, 2001).

Während der Untersuchung trug keine der Versuchspersonen Kontaktlinsen. So sollte eine durch einen Fremdkörper evozierte Augenbewegung verhindert werden, da diese zu einer erhöhten Verzerrung im EEG führt. Versuchspersonen mit einer Sehschwäche trugen während der Untersuchung eine geeignete Brille. Vor der Datenerhebung wurde jede Versuchsperson darüber informiert, dass sie die Untersuchung ohne die Angabe von Gründen jederzeit beenden kann. Ebenso wurde eine schriftliche Einverständniserklärung eingeholt (Hagemann, 1999).

4.2 Versuchsablauf

Während der gesamten Messung saßen die Versuchspersonen in einer elektrisch abgeschirmten, schalldichten und klimatisierten Kabine. Die Messung beinhaltete die Aufzeichnung von zwölf Ruhe-EEGs von je einminütiger Dauer. Nach jedem vierten Ruhe-EEG gab es eine einminütige Pause. Eine Hälfte der Messungen wurde mit geschlossenen (Z) und die andere Hälfte mit geöffneten Augen (A) aufgezeichnet. Die Versuchspersonen wurden einer der beiden ausbalancierten Reihenfolgen (AZZA-ZAAZ-AZZA oder ZAAZ-

AZZA-ZAAZ) randomisiert zugeteilt. So erhielt man zwei Versionen des Ruhe-EEGs, eine mit geöffneten Augen und eine mit geschlossenen Augen. Die einzigen Instruktionen, die die Versuchspersonen über ein Mikrofon erhielten, waren, dass sie sich entspannen sollten und wann sie ihre Augen öffnen oder schließen sollten. Man verzichtete bewusst auf die Instruktion „möglichst Augenbewegungen und Blinks zu vermeiden“, um so eine Konfundierung mit aufgabenspezifischer Gehirnaktivität zu verhindern (vgl. Kapitel 2.2.1). Nach der Instruktion wurden das EEG und das EOG für jede Ruhephase aufgezeichnet. Für die Längsschnittstudie mussten die Versuchspersonen noch weitere Aufgaben lösen, die aber für diese Untersuchung nicht von Interesse sind, weswegen auf ihre Darstellung hier verzichtet wird (für Interessierte siehe Hagemann, 1999).

4.3 EEG Aufzeichnung und Quantifizierung

Das EEG wurde mithilfe einer flexiblen Elektrodenkappe (*ECI-Electrocap International, Inc.*; Blom und Anneveldt, 1982) mit 32 Elektroden des internationalen 10/10 Systems (Chaterian, Lettich und Nelson, 1985) erhoben. Wie üblich haben Nasion und Inion als anatomische Marker für das Anlegen der Kappe gedient. Die vom Gehirn generierten Potenziale wurden an den folgenden Kanälen erfasst: fronto-polar (Fp1, Fpz, Fp2), frontal (F7, F3, Fz, F4, F8), fronto-temporal (Ft7, Ft8), fronto-central (Fc3, Fcz, Fc4), anterior-temporal (T3, T4), central (C3, Cz, C4), temporo-parietal (Tp7, Tp8), centro-parietal (Cp3, Cpz, Cp4), posterior-temporal (T5, T6), parietal (P3, Pz, P4), occipital (O1, Oz, O2). Zusätzlich wurden noch die Ohrläppchen (A1, A2) abgeleitet. Alle Elektroden wurden gegen die gemeinsame Referenz Vertex (Cz) abgeleitet. Die Augenbewegungen und Blinks wurden mit dem horizontalen und vertikalen EOG erfasst. Für die Aufzeichnung des horizontalen EOG wurden die Elektroden am Epicanthus von jedem Auge angebracht. Das vertikale EOG wurde durch Elektroden an der supra-orbitalen und infra-orbitalen Position auf einer Linie mit der Pupille des rechten Auges aufgezeichnet. Zinnelektroden wurden für die Aufzeichnung des EEGs verwendet und gesinterte Silber-Silberchlorid-Elektroden für das EOG (Polich und Lawson, 1985). Bevor die Elektroden an die entsprechenden Stellen auf dem Skalp, den Ohrläppchen und auf dem Gesicht der Versuchspersonen angebracht wurden, wurden diese zuerst mit Alkohol gereinigt und dann leicht angeraut. Dies führte zu einer Elektrodenimpedanz von unter 5 k Ω an jeder Stelle. Die Impedanzunterschiede zwischen den homologen Seiten waren unter 1 k Ω . Das EEG und das EOG wurden mit einem 32 kanäligen SynAmps Model 5083 Verstärker (Input Impedanz, 10 M Ω ; Neurosacn, Inc.) aufgezeichnet. Die Ableitung erfolgte mit

Wechselspannungsverstärkung (alternating current, AC). Um Verzerrungen (Aliasing) vorzubeugen, wurde die Tiefpassfilterung auf 40Hz. Die Hochpassfilterung wurde auf 0,3 Hz gesetzt, um eine Übersteuerung des Verstärkers zu verhindern. EEG und EOG wurden mit einer Abtastfrequenz von 200Hz digitalisiert und auf Festplatte gespeichert. Diese Datenaufzeichnung erfolgte auf einem PC (CPU: Pentium-166MHz; RAM: 32 MB; Festplatte: 4 GB; Betriebssystem: MS-DOS 6.22) mit Hilfe des Programms Scan 3.0 (Modul: Aquire; Neuroscan, Inc.).

Nach der Datenerhebung wurden die EEG- und EOG-Ableitungen in einem speziellen Auswertungsprogramm weiterverarbeitet (Brain Vision Analyzer Version 1.04, © Brain-Products GmbH 1998-2002).

Nach dem Einlesen der Daten in das Auswertungsprogramm wurden die EEG- und EOG-Ableitungen einem visuellen Artefaktscreeningprozess unterzogen, d.h. die Ableitungen wurden visuell nach nicht-okularen Artefakten abgesucht. Diese anderweitig verunreinigten Bereiche wurden aus den Daten entfernt, so dass der Datensatz frei von nicht okularen Artefakten war. Die EEG-Daten, die durch die Rejection Procedure korrigiert wurden, wurden nach der okularen Artefaktkorrektur rereferenziert. Die durch die EMCP korrigierten EEG-Daten wurden vor der Anwendung des regressionsanalytischen Algorithmus rereferenziert. Aus dem während der Datenerhebung bipolar gegen den Vertex (Cz) abgeleiteten EEG wurde eine Ableitung gegen die (mathematisch) „verbundenen Mastoiden/Ohren“ berechnet. Um die Daten zu rereferenzieren, wurde von den Sample-Werten der bipolaren Ableitungen aller Skalpelektroden jeweils die Hälfte der Sample-Werte der zeitgleich registrierten Ableitungen von A1 und A2 subtrahiert. Die folgende Formel zeigt als Beispiel die Berechnung der neuen Ableitung für die FP1-Elektrode:

$$FP1 \rightarrow A1/A2 = FP1 \rightarrow Cz - \frac{1}{2} (A1 \rightarrow Cz) - \frac{1}{2} (A2 \rightarrow Cz)$$

Dieses Vorgehen hat einen großen Vorteil im Vergleich zu einer Ableitung der Zielelektrode gegen physikalisch verbundene Ohren. Wenn die beiden Ohrläppchen (A1, A2) verbunden sind, und dieser Leiter einen geringen elektrischen Widerstand hat, so kann es zu einem Potenzialausgleich zwischen den Hemisphären kommen. Dieser Ausgleich könnte tatsächlich vorhandene Asymmetrien zwischen den Hemisphären reduzieren (Katznelson, 1981). Leitet man aber alle Elektroden bipolar über einen hochohmigen Verstärker ab, wie in dieser Studie geschehen, dann verhindert der hohe Eingangswiderstand des Gerätes einen solchen Potenzialausgleich, so dass eventuell vorhandene Asymmetrien erfasst werden können (Hagemann, 1999).

Nach der Rereferenzierung wurden die okularen Artefakte der Daten einmal mit der Rejection Procedure und einmal mit der EMCP von Gratton und Coles (1989) korrigiert.

Rejection Procedure

Dieses Verfahren wurde durch visuelle Inspektion durchgeführt, ohne die Hilfe eines Suchalgorithmus. Es wurden alle Bereiche, die Merkmale einer Augenbewegung oder eines Blinks beinhalteten, von den Daten entfernt, so dass nur neuronale Aktivität in den EEG-Daten enthalten blieb. Diese Korrektur wurde von Hagemann durchgeführt, der zu diesem Zeitpunkt fünf Jahre Erfahrung mit der Erhebung und Auswertung von EEG-Daten besaß. Nach der Korrektur wurden die Daten aufgeteilt in die Bedingung „Augen zu“ und „Augen auf“, was den beiden Versionen des Ruhe-EEGs entspricht. Durch die Korrektur der okularen Artefakte mit der Rejection Procedure wurden in der Bedingung „Augen zu“ 73% der spontan EEG-Daten akzeptiert und in der Bedingung „Augen auf“ wurden 54% der spontan EEG-Daten akzeptiert. Diese artefaktfreien Bereiche wurden für alle weiteren Analysen verwendet. Anschließend wurde für jede Versuchsperson, für die Bedingungen und für jeden EEG- und EOG-Kanal getrennt eine Spektralanalyse gerechnet.

Dazu wurden die Daten in 1,28s lange, nicht überlappende Segmente aufgeteilt. Diese Länge wurde aus folgenden Gründen gewählt. Um ein Frequenzband mit einer Ausdehnung von nur 4 Hz zu messen, wurde mit einer Frequenzauflösung von wenigstens 1 Hz geplant. Dafür müssen die einzelnen Segmente länger als eine Sekunde sein. Um einen möglichst großen Teil der Daten verwenden zu können, mussten die Segmente jedoch möglichst kurz sein. Durch kurze Teilstücke bleiben, vor allem bei der Rejection Procedure, kurze artefaktfreie EEG-Ableitungen zwischen zwei Blinks in den Daten erhalten. Der verwendete Fast-Fourier-Algorithmus fordert, dass jede Epoche 2^n Datenpunkte beinhaltet, da der Algorithmus die Segmente so oft halbiert, bis nur noch Strecken mit zwei Datenpunkten vorhanden sind (für technische Details siehe Newland, 1984). Weil die Daten mit 200 Hz gesampelt wurden, wurde die Länge von 1,28s für die einzelnen Segmente gewählt, was $2^8 = 256$ Datenpunkten entspricht. Diese Länge war ein guter Kompromiss zwischen der Frequenzauflösung und dem Ziel, einen möglichst großen Teil der Daten verwenden zu können. Alle Segmente wurden durch ein Hanning-Fenster (20%, d.h. 10% auf jeder Seite) extrahiert. Die extrahierten Epochen wurden dann einer Fast-Fourier-Transformation (FFT) unterzogen und zwar getrennt für jede Elektrode, für jede Versuchsperson und für die Bedingungen Augen auf vs. Augen zu. Das Ergebnis waren Power-Density-Spektren mit einer Frequenzauflösung von 0,781Hz.

EMCP von Gratton und Coles (1989)

Bei diesem Korrekturverfahren wurde der Datensatz zuerst in 1,28s lange Teilstücke geteilt. Diese Aufteilung war notwendig, weil der Algorithmus vom Gratton und Coles (1989) in dem Auswertungsprogramm so implementiert ist, dass er nur auf segmentierte Teilstücke anwendbar ist. Die Länge 1,28s wurde aus den schon genannten Gründe für den Fast-Fourier-Algorithmus gewählt (siehe Abschnitt *Rejection Procedure*). Anschließend wurde der Korrekturalgorithmus ohne den ersten Schritt „der Subtraktion des EKPS“ (siehe Kapitel 2.2.2.1) auf die EEG-Ableitungen angewandt. Das Ergebnis war ein Datensatz ohne okulare Artefakte. Diese Korrektur führte zu keinem Verlust von Datenstrecken, weil der Algorithmus nur die EOG-Aktivitäten von den verunreinigten Teilstücken subtrahierte, aber die EEG-Aktivität in den Daten enthalten blieben. Die über die Versuchspersonen gemittelten Propagationsfaktoren sind in Tabelle B1 in Anhang B aufgeführt. Anschließend wurden die Daten ebenfalls in die zwei Bedingungen, „Augen zu“ vs. „Augen auf“, aufgeteilt. Nach der regressionsanalytischen okularen Artefaktkorrektur wurde auch mit diesen Daten eine Spektralanalyse gerechnet mit denselben Einstellungen wie bei den Daten, die durch die *Rejection Procedure* korrigiert wurden (siehe Abschnitt *Rejection Procedure*).

Das Ergebnis der zwei Spektralanalysen waren vier verschiedene Bedingungen von einzelnen Power-Density-Spektren (Rejection - Augen zu; Rejection - Augen auf; EMCP - Augen zu; EMCP - Augen auf). Diese vier Bedingungen der Power-Density-Spektren wurden jeweils halbiert in gerade und ungerade Gruppen. Dies geschah, indem alle Power-Density-Spektren einer Version durchnummeriert wurden. Die mit geraden Ziffern bezeichneten Spektren wurden der „geraden Gruppe“ und die ungerade bezifferten Spektren der „ungeraden Gruppe“ zugeteilt und das jeweils getrennt für die vier Versionen. Diese Aufteilung erleichtert die spätere Reliabilitätsanalyse. Dieses Vorgehen führte zu acht Gruppen von Power-Density-Spektren. Über diese Spektren wurde getrennt für jede Gruppe ein Mittelwert, für die vier Frequenzbänder delta (0,5 – 4 Hz), theta (4 – 8 Hz), alpha (8 – 13 Hz) und beta (13 – 30 Hz) gebildet. Das geschah für jede Versuchsperson und jeden EEG- und EOG-Kanal extra. Die Anzahl der einzelnen Segmente, die in die Berechnung der jeweiligen Mittelwerte eingegangen waren, unterschieden sich für die beiden Methoden. Dies war auf die Reduktion der Datenmenge bei der Verwendung der *Rejection Procedure* zurückzuführen. Die gebildeten Mittelwerte wurden für die anschließende Datenanalyse in das Computerprogramm SPSS (SPSS 11.0 für Windows) eingelesen. Vor der statistischen Analyse wurden die Daten normalisiert, um die Voraussetzung für die statistischen Auswertungsverfahren zu schaffen.

Dazu wurden die Mittelwerte des Theta-, Alpha- und Beta-Bandes logarithmiert und die Mittelwerte des Delta-Bandes wurden radiziert (für die Details der Normalisierung von Frequenzbändern, siehe Gasser, Bächer und Möcks 1982). Zusätzlich zu den Einzelwerten wurden Asymmetriemaße im Alpha-Band gebildet. Dafür wurde jeweils der normalisierte Mittelwert der Power-Density-Spektren der rechten Elektrode von dem normalisierten Mittelwert der Power-Density-Spektren der zugehörigen linken Elektrode subtrahiert. Dies wurde getrennt für alle Elektroden und jede Versuchsperson im Alpha-Band durchgeführt. Als Beispiel die Berechnung des Asymmetriemaßes F3/F4:

$$F3/F4 = F3 - F4$$

Durch die Verwendung der unterschiedlichen okularen Artefaktkorrekturverfahren und die Bedingungen „Augen zu“ vs. „Augen auf“ erhält man zwei Faktoren mit jeweils zwei Stufen.

4.4 Datenanalyse

Für die statistische Datenanalyse wurden nicht alle 32 abgeleiteten EEG-Kanäle verwendet. Es gingen nur 16 Kanäle in die Analyse ein. Die folgenden Kanäle wurden in die statistische Auswertung miteinbezogen: frontopolar (Fp1, Fp2), lateral frontal (F7, F8), medial frontal (F3, F4), anterior temporal (T3, T4), central (C3, C4), posterior temporal (T5, T6), parietal (P3, P4) und occipital (O1, O2).

Vor der Durchführung der interessierenden Vergleiche wurde eine Reliabilitätskontrolle für alle Messungen durchgeführt. Diese Kontrolle ist notwendig, weil sie die Interpretation einer Korrelation zwischen zwei Variablen erleichtert. Eine geringe Korrelation kann entweder auf einen nicht vorhandenen Zusammenhang zwischen den beiden Variablen zurückgeführt werden oder auf die geringe Reliabilität von einer oder beiden Variablen oder auf eine Kombination der beiden möglichen Ursachen (Hagemann und Naumann, 2001). Zur Reliabilitätskontrolle wurden die parallelen Mittelwerte getrennt für die einzelnen Frequenzbänder (delta, theta, alpha, beta), die Methoden (Rejection Procedure, EMCP) und die Bedingung (Augen auf vs. Augen zu) miteinander korreliert. Es wurde die Spearman-Brown-Formel angewendet, um die Reliabilität der gesamten Werte zu schätzen. Insgesamt war die Reliabilität sehr gut. Im Delta-Band lagen die Reliabilität für die mit der Rejection Procedure korrigierten Daten für die Bedingung „Augen zu“ zwischen $0,94 \leq r \leq 0,98$. In der Bedingung „Augen auf“ waren die Korrelationen etwas geringer, aber immer noch gut ($0,76 \leq r \leq 0,96$). Bei den durch die EMCP korrigierten Daten ergaben sich bei den beiden Bedingungen im Delta-Band eine sehr gute Reliabilität („Augen zu“: $0,92 \leq r \leq 0,99$; „Augen

auf“: $0,94 \leq r \leq 0,99$). Die Reliabilität der durch die Rejection Procedure korrigierten Daten im Theta-Band lagen in der Bedingung „Augen zu“ im Bereich $0,98 \leq r \leq 0,99$ und in der Bedingung „Augen auf“ im Bereich $0,95 \leq r \leq 0,98$. Bei den durch die EMCP korrigierten Daten fiel die Reliabilität im Theta-Band noch höher aus („Augen zu“: $0,98 \leq r \leq 0,99$; „Augen auf“: $0,98 \leq r \leq 0,99$). Im Alpha-Band war die Reliabilität beider unterschiedlich korrigierten Datensätze sehr hoch (Rejection Procedure: „Augen zu“: $0,988 \leq r \leq 0,997$; „Augen auf“: $0,98 \leq r \leq 0,99$; EMCP: „Augen zu“: $r \geq 0,99$; „Augen auf“: $r \geq 0,99$). Die Reliabilität der durch die Rejection Procedure korrigierten Daten im Beta-Band war die höchste der vier Frequenzbänder. Sie lag in der Bedingung „Augen zu“ und „Augen auf“ im Bereich $r \geq 0,99$. Bei den durch die EMCP korrigierten Daten lag die Reliabilität für die Bedingung „Augen zu“ und „Augen auf“ im Bereich $r \geq 0,99$. Mit dieser hohen Reliabilität in allen vier Frequenzbändern sind mögliche niedrige Korrelationen auf einen nicht existierenden Zusammenhang zwischen den Variablen zurückzuführen.

Für die weiteren Analysen wurden die Daten wieder zusammengefasst, d.h. die ungerade und die gerade Gruppe der jeweiligen Version bildeten wieder eine Gruppe.

Der mögliche Unterschied zwischen den Methoden wurde anhand von zwei möglichen Effekten untersucht. Cronbach (1957) unterscheidet zwischen dem experimentellen und korrelationalen Design. Hagemann und Naumann (2001) folgen dieser Unterscheidung und unterscheiden zwei statistische Effekte. Die Autoren unterscheiden zwischen dem generellen Effekt, der aus dem experimentelles Design folgt, und differentiellen Effekt, der aus dem korrelationalen Design folgt. Der generelle Effekt ist dann gegeben, wenn eine experimentelle Manipulation eine Veränderung des Mittelwertes bewirkt. Das bedeutet, dass sich die Position aller oder der meisten Versuchspersonen in dieselbe Richtung verändert hat. Dieser Effekt kann z.B. mit Varianzanalysen untersucht werden. Verändern sich die Positionen der Versuchspersonen in unterschiedliche Richtungen durch die experimentelle Manipulation, so spricht man von einem differentiellen Effekt. Dieser Effekt wird mit der Korrelationsanalyse untersucht, weil die unterschiedliche Veränderung eine Verringerung der gemeinsamen Varianz zwischen den beiden Variablen bedeutet, was sich wiederum in einer niedrigen Korrelation zeigt. Es ist wichtig zu betonen, dass die beiden Effekte sowohl getrennt als auch gemeinsam auftreten können. Das bedeutet, dass beide Effekte bei einer Analyse getrennt von einander kontrolliert werden müssen (Hagemann und Naumann, 2001).

Um einen möglichen Haupteffekt zwischen den Methoden zu erfassen, wurde eine vierfaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung auf allen vier Faktoren für die Einzelmaße gerechnet. Die vier Faktoren waren:

- Methode (2 Stufen: Rejection Procedure, EMCP)
- Bedingung (2 Stufen: Augen zu, Augen auf)
- Hemisphäre (12 Stufen: linke Hemisphäre, rechte Hemisphäre)
- Region (8 Stufen: FP1/2, F7/8; F3/4, T3/4, C3/4, T5/6, P3/4, O1/2)

Diese Varianzanalyse wurde getrennt für alle vier Frequenzbänder gerechnet. Die Effektgrößen wurden mit Hays ω^2 berechnet (Hay, 1974). Diese Effektgröße gibt den Anteil der Varianz der abhängigen Variablen an, der auf die Variation der unabhängigen Variable zurückzuführen ist. Diese Effektgröße ist vergleichbar mit dem Determinationskoeffizienten (r^2) (siehe Hays, 1974). Die Werte der Effektgrößen wurden nach den Richtlinien von Cohen (1988) bewertet. Danach entspricht ein ω^2 von 0,01 einem keinem Effekt, ein ω^2 von 0,06 einem mittleren Effekt und ein ω^2 von 0,14 einem großen Effekt (Cohen, 1988).

Um einen möglichen Haupteffekt der Methoden bei den Asymmetriemaßen im Alpha-Band zu erfassen, wurde eine zweifaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung auf beiden Faktoren gerechnet. Die beiden Faktoren waren:

- Methode (2 Stufen: Rejection Procedure, EMCP)
- Region (8 Stufen: FP1/2, F7/8; F3/4, T3/4, C3/4, T5/6, P3/4, O1/2)

Für den differenziellen Effekt wurde eine Korrelationsanalyse gerechnet. Korreliert wurden die beiden Methoden, Rejection Procedure und EMCP, an den jeweiligen Elektrodenpositionen. Diese Korrelation wurde getrennt für die einzelnen Frequenzbänder und die beiden Bedingungen durchgeführt. Bei den Asymmetriemaßen wurde ebenfalls eine Korrelationsanalyse zur Überprüfung des differenziellen Effektes gerechnet. Hier wurden die beiden Methoden miteinander korreliert und zwar getrennt für die einzelnen Elektrodenregionen. Bei einer Korrelation $r < 0,70$ war ein differentieller Effekt gegeben. Bei einer Korrelation von $r < 0,80$ war ein kleiner differentieller Effekt gegeben.

Um einer Alpha-Fehler-Kumulierung vorzubeugen wurden, die Daten mit einer Bonferoni-Holm-Korrektur mit einem kumulierten Signifikanzniveau von 0,05 korrigiert. Bei allen Effekten die den Faktor „Region“ beinhalteten wurden die Freiheitsgrade mit der Greenhouse-Geisser-Korrektur korrigiert, um die Verletzung Sphärizitätsannahme zu kompensieren.

5. Ergebnisse

Im folgenden Abschnitt werden die Ergebnisse beschrieben. Die Darstellung erfolgt anhand der vier verschiedenen Frequenzbänder, dem Delta-, Theta-, Alpha- und Beta-Band, und das jeweils für den generellen und differenziellen Effekt. Das Ergebnis des generellen Effektes führte zu weiteren interessanten Fragestellungen. Die Untersuchungen zu diesen Fragestellungen und ihre Ergebnisse werden nach den Ergebnissen der vier Frequenzbänder dargestellt. Anschließend werden die Ergebnisse der Asymmetriemaße im Alpha-Band getrennt für den generellen und differenziellen Effekt beschrieben.

5.1 Delta-Band

Im Folgenden werden die Ergebnisse des generellen und differenziellen Effekts im Delta-Band beschrieben.

5.1.1 Genereller Effekt

Die Ergebnisse der vierfaktoriellen Varianzanalyse mit Messwiederholung auf allen vier Faktoren sind in Tabelle C1 in Anhang C dargestellt. Die Faktoren waren die „Methode“ (Rejection Procedure, EMCP), die „Bedingung“ (Augen zu, Augen auf), die „Hemisphäre“ (rechts, links) und die „Region“ (8 Elektrodenpositionen).

Tabelle 1 zeigt, dass der Haupteffekt der „Methode“ signifikant wurde mit einem großen Effekt ($F_{(1,30)} = 17,22$; $p = 0,000$; $\omega^2 = 0,21$). Das bedeutete, es gab einen generellen Effekt der Methode. Der Unterschied zwischen den beiden korrigierten Datensätzen war darauf zurückzuführen, dass in dem durch die Rejection Procedure korrigierten Datensatz mehr Power Density, d. h. mehr Aktivität enthalten war, als in dem durch die EMCP korrigierten Datensatz.

Die Wechselwirkung zwischen den Faktoren „Methode“ und „Hemisphäre“ wurde mit einer hohen Teststärke nicht signifikant ($F_{(1,30)} = 2,43$; $p = 0,130$; $1 - \beta = 0,98$). Das bedeutet, dass die beiden Korrekturverfahren die okularen Artefakte der EEG-Daten der jeweilige Hemisphäre nicht unterschiedlich korrigieren.

Die Wechselwirkung zwischen den Faktoren „Methode“ und „Region“ mit einem großen Effekt signifikant ($F_{(7,210)} = 14,76$; $p = 0,000$; $\omega^2 = 0,16$). Abbildung 1 ist der Verlauf der

Power Density Werte in Abhängigkeit von den über die Hemisphären gemittelten Elektrodenpositionen zu sehen.

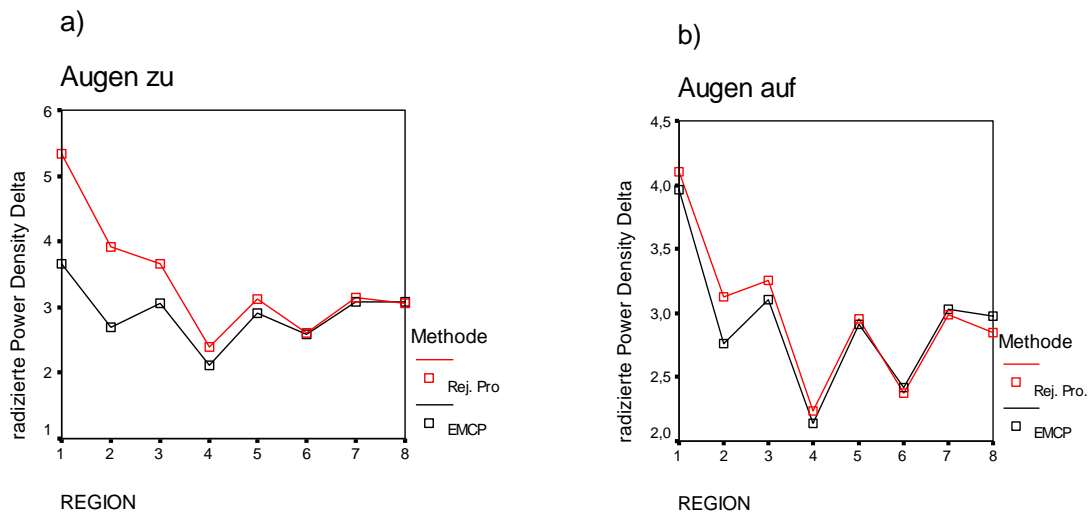


Abbildung 1. Der Verlauf der radizierten Power Density Werte im Delta-Band, getrennt für die beiden Bedingungen a) „Augen zu“ und b) „Augen auf“ in Abhängigkeit von den über die Hemisphären gemittelten Elektrodenpositionen (1=FP1/FP2; 2=F7/F8; 3=F3/F4; 4=T3/T4; 5=C3/C4; 6=T5/T6; 7=P3/P4; 8=O1/O2)

Abbildung 1 zeigt, dass der Unterschied zwischen den beiden Korrekturverfahren im frontalen Bereich stärker war und nach posterior abnahm. Dies traf für beide Bedingungen zu, wobei der Unterschied in der Bedingung „Augen zu“ stärker war als in der Bedingung „Augen auf“. In der Bedingung „Augen auf“ war bei der über die beiden Hemisphären gemittelte occipitalen Elektrode (8=O1/O2) nach der Korrektur durch die EMCP mehr Power Density in den Daten enthalten, als bei den durch die Rejection Procedure korrigierten Daten.

Um zu überprüfen an welchen Elektrodenpositionen der Unterschied zwischen den beiden Korrekturverfahren signifikant ist, wurde eine Post-Hoc-Analyse für die Wechselwirkung zwischen den Faktoren „Methode“ und „Region“ gerechnet. Die Tabellen C2 und C3 im Anhang C zeigen die Ergebnisse der Post-Hoc-Analyse der Wechselwirkung zwischen den Faktoren „Methode“ und „Region“ getrennt für die beiden Bedingungen. Bei dieser Analyse wurde zur Vorbeugung der Alpha-Fehlerkumulierung eine Bonferoni-Holm-Korrektur mit einem kumulierten Signifikanzniveau von 0,05 durchgeführt. In der Bedingung „Augen zu“ wurden der Unterschied zwischen der Rejection Procedure und der EMCP an der parietale und die occipitale Elektrodenposition nicht signifikant (P3/P4: $t_{(30)} = 2,33$; $p = 0,027$; $1-\beta = 0,61$; O1/O2: $t_{(30)} = -0,52$; $p = 0,604$; $1-\beta = 0,61$) An allen anderen Elektrodenpositionen

unterschieden sich die Power Density der durch die Rejection Procedure korrigierten Daten von denen der durch die EMCP korrigierten Daten signifikant mit einem großen Effekt (alle $t_{(30)} \geq 4,70$; alle $p = 0,000$; alle $\omega^2 \geq 0,25$). In der Bedingung „Augen zu“ wurden nur der Unterschied an der occipitalen Elektrodenposition mit einem großen Effekt signifikant ($t_{(30)} = -5,76$; $p = 0,000$; $\omega^2 = 0,34$). Wie schon erwähnt war in diesem Fall die Power Density der durch die EMCP korrigierten Daten größer als die Power Density der durch die Rejection Procedure korrigierten Daten.

5.1.2 Differenzieller Effekt

Die Ergebnisse der Korrelationsanalyse der Einzelwerte zeigt Tabelle D1 im Anhang D. Die beiden Korrekturverfahren Rejection Procedure und EMCP wurden an den jeweiligen Elektrodenpositionen korreliert, und das wurde getrennt für die beiden Bedingungen „Augen zu“ vs. „Augen auf“ und getrennt für die vier Frequenzbänder durchgeführt. Im Delta-Band waren die Korrelationen in der Bedingung „Augen zu“ im frontalen Bereich gering, aber sie stiegen nach posterior an ($0,15 \leq r \leq 0,98$). Die Korrelationen im frontalen Bereich wurden bei einem kumulierten Alphafehlerniveau von 0,05 nach einer Bonferoni-Holm-Korrektur nach allen sechzehn t-Tests nicht signifikant, die restlichen Elektrodenpositionen wurden auf diesem Signifikanzniveau signifikant. Für die Bedingung „Augen auf“ zeigte sich ein ähnlicher Verlauf, aber hier waren die Korrelationen im frontalen Bereich etwas größer ($0,41 \leq r \leq 0,97$). In dieser Bedingung wurden alle Korrelationen nach einer Bonferoni-Holm-Korrektur signifikant.

Im Delta-Band existierte im frontalen Bereich in beiden Bedingungen ein differenzieller Effekt, hier waren die Korrelationen $r < 0,70$. In der Bedingung „Augen zu“ existierte auch an der Elektrode T4 ein differenzieller Effekt ($r = 0,65$). In der Bedingung „Augen zu“ existierte an Elektrode C3 ($r = 0,79$) und in der Bedingung „Augen auf“ an der Elektrode C4 ($r = 0,70$) ein kleiner differenzieller Effekt. An allen anderen Elektrodenpositionen führte die Verwendung der unterschiedlichen Korrekturverfahren für okulare Artefakte zu keinem differenziellen Effekt (siehe Tabelle D1).

5.2 Theta-Band

In diesem Abschnitt werden die Ergebnisse im Theta-Band beschrieben und zwar getrennt für den generellen und differenziellen Effekt.

5.2.1 Genereller Effekt

In Tabelle C4 in Anhang C sind die Ergebnisse der vierfaktoriellen Varianzanalyse mit Messwiederholung auf allen vier Faktoren, mit den Faktoren „Methode“ (Rejection Procedure, EMCP), „Bedingung“ (Augen zu, Augen auf), „Hemisphäre“ (rechts, links) und die „Region“ (8 Elektrodenpositionen) dargestellt.

Auch bei dieser Varianzanalyse wurde der Haupteffekt „Methode“ signifikant mit einem größeren Effekt wie im Delta-Band ($F_{(1,30)} = 31,99$; $p = 0,000$; $\omega^2 = 0,33$). Dieses Ergebnis sprach auch für einen generellen Effekt im Theta-Band. Auch in diesem Frequenzband waren die Power Density Werte der durch die Rejection Procedure korrigierten EEG-Daten höher als die der durch die EMCP korrigierten Daten.

Die Wechselwirkung zwischen den Faktoren „Methode“ und „Hemisphäre“ wurde mit einem kleinen Effekt signifikant ($F_{(1,30)} = 5,77$; $p = 0,023$; $\omega^2 = 0,03$). Die Verwendung der unterschiedlichen Korrekturverfahren für okulare Artefakte führte dazu, dass der Unterschied zwischen den Power Density Werten der unterschiedlich korrigierten EEG-Daten auf der rechten Hemisphäre größer war als der Unterschied auf der linken Hemisphäre.

Die Wechselwirkung zwischen den Faktoren „Methode“ und „Region“ wurde auch mit einem großen Effekt signifikant ($F_{(7,210)} = 14,66$; $p = 0,000$; $\omega^2 = 0,16$). Abbildung 2 zeigt den Verlauf der Werte getrennt für die beiden Bedingungen in Abhängigkeit von den über die Hemisphären gemittelten Elektrodenpositionen.

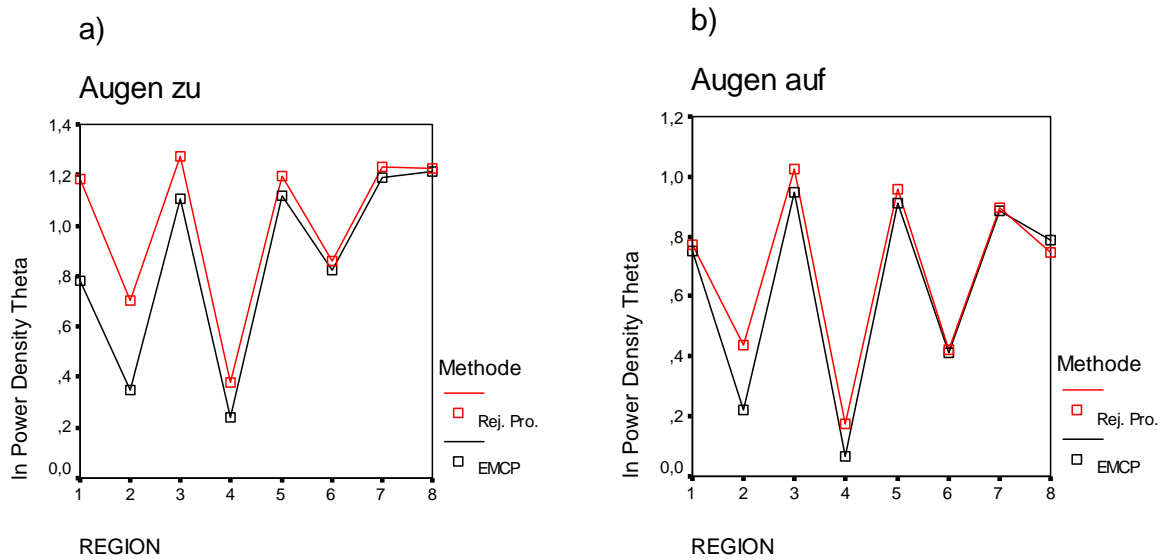


Abbildung 2. Der Verlauf der In Power Density Werte im Theta-Band, getrennt für die beiden Bedingungen a) „Augen zu“ und b) „Augen auf“ in Abhängigkeit von den über die Hemisphären gemittelten Elektrodenpositionen (1=FP1/FP2; 2=F7/F8; 3=F3/F4; 4=T3/T4; 5=C3/C4; 6=T5/T6; 7=P3/P4; 8=O1/O2)

Wie in Abbildung 2 zu erkennen ist, war der Unterschied zwischen den beiden Datensätzen im frontalen Bereich wieder größer als im posterioren Bereich, und das war vor allem in der Bedingung „Augen zu“ der Fall. Auch in diesem Frequenzband war in der Bedingung „Augen auf“ der Power Density Wert, der durch die EMCP korrigierten Daten, an der über die Hemisphären gemittelten occipitalen Elektrode (8=O1/O2) größer als der durch die Rejection Procedure korrigierte Wert. Der Unterschied war aber kleiner als im Delta-Band.

Auch in diesem Frequenzband wurde eine Post-Hoc-Analyse der Wechselwirkung zwischen den Faktoren „Methode“ und „Region“ berechnet. Die Ergebnisse der Post-Hoc-Analyse zeigten, dass sich in der Bedingung „Augen zu“ die Power Density Werten der durch die Rejection Procedure korrigierten Daten und die Power Density Werten der durch die EMCP korrigierten Daten an allen Elektrodenpositionen nach einer Bonferoni-Holm-Korrektur mit großen Effekten signifikant unterschieden (alle $t_{(30)} \geq 4,76$; alle $p = 0,000$; alle $\omega^2 \geq 0,26$; siehe Tabbel C5 Anhang C) außer an der occipitalen Position ($t_{(30)} = 1,94$; $p = 0,062$; $1-\beta = 0,61$). Wie Tabelle C6 in Anhang C zeigt, wurde der Unterschied zwischen den Methoden an der frontopolaren und der parietalen Elektrodenposition in der Bedingung „Augen auf“ nicht signifikant (FP1/FP2: $t_{(30)} = 0,26$; $p = 0,793$; $1-\beta = 0,61$; P3/4: $t_{(30)} = 0,70$; $p = 0,489$; $1-\beta = 0,61$). Die Power Density Werte der durch die Rejection Procedure korrigierten Daten und die Power Density Werten der durch die EMCP korrigierten Daten unterschieden sich an den anderen Positionen signifikant mit großen Effekten (alle $t_{(30)} \geq 3,61$; alle $p \leq 0,001$; alle

$\omega^2 \geq 0,16$). Auch im Theta-Band war in dieser Bedingung, wie in der Abbildung 2 zu erkennen ist, an der occipitalen Position die Power Density der durch die EMCP korrigierten EEG-Daten größer als die der durch die Rejection Procedure korrigierten Daten. Dieser Unterschied wurde ebenso mit einem großen Effekt signifikant ($t_{(30)} = -3,41$; $p = 0,002$; $\omega^2 = 0,15$). Die Differenzen zwischen den großen Unterschieden der Mittelwerte in der Abbildung und den kleineren t-Werten in der Tabelle im Vergleich zu den kleineren Unterschieden in der Abbildung und den teilweise größeren t-Wert in der Tabelle waren durch die große Streuung der Daten im frontalen Bereich zu erklären die zu einer Reduktion des t-Wertes führen. Bei dieser Analyse wurde zur Vorbeugung der Alpha-Fehlerkumulierung eine Bonferoni-Holm-Korrektur mit einem kumulierten Signifikanzniveau von 0,05 durchgeführt.

5.2.2. Differenzieller Effekt

Die Ergebnisse der Korrelationsanalyse der Einzelwerte für den differenziellen Effekt im Theta-Band zeigt Tabelle D1 im Anhang D. Korreliert wurden die beiden Korrekturverfahren Rejection Procedure und EMCP an den jeweiligen Elektrodenpositionen und das getrennt für die beiden Bedingungen „Augen zu“ vs. „Augen auf“ und getrennt für die vier Frequenzbänder. Wie Tabelle D1 zeigt, stiegen die Korrelationen von frontal nach posterior an und das in beiden Bedingungen. Die Korrelationen in der Bedingung „Augen zu“ lagen in dem Bereich $0,58 \leq r \leq 0,99$ und die der Bedingung „Augen auf“ in dem Bereich $0,32 \leq r \leq 0,99$. Alle Korrelationen waren nach einer Bonferoni-Holm-Korrektur signifikant, bis auf die Korrelation der Fp2-Elektrode in der Bedingung „Augen auf“, diese wurde nicht signifikant.

In diesem Frequenzband führte die Verwendung der unterschiedlichen Korrekturverfahren für okulare Artefakte an den frontopolen Elektrodenpositionen zu differenziellen Effekten. Das traf für beiden Bedingungen zu ($r < 0,60$). In der Bedingung „Augen auf“ existierte ein kleiner differenzieller Effekt an der Elektrode F8 ($r = 0,74$). An den restlichen Elektrodenpositionen waren die Korrelationen in beiden Bedingungen größer ($r > 0,70$), so dass nicht von differenziellen Effekten gesprochen werden konnte. (siehe Tabelle D1).

5.3 Alpha-Band

Im Folgenden werden die Ergebnisse des generellen und differenziellen Effekts im Alpha-Band beschrieben.

5.3.1 Genereller Effekt

Die Ergebnisse der vierfaktoriellen Varianzanalyse mit Messwiederholung auf allen vier Faktoren sind in Tabelle C7 in Anhang C dargestellt. Die Faktoren waren die „Methode“ (Rejection Procedure, EMCP), die „Bedingung“ (Augen zu, Augen auf), die „Hemisphäre“ (rechts, links) und die „Region“ (8 Elektrodenpositionen).

Der Haupteffekt „Methode“ wurde mit dem größten Effekt der vier Frequenzbänder signifikant ($F_{(1,30)} = 70,21$; $p = 0,000$; $\omega^2 = 0,53$). Der Unterschied zwischen den Methoden war auf die geringere Power Density der durch die EMCP korrigierten Daten zurückzuführen im Vergleich zu den Power Density Werten der durch die Rejection Procedure korrigierten Daten. Es existierte somit auch ein genereller Effekt im Alpha-Band.

Die Wechselwirkung zwischen den Faktoren „Methode“ und „Hemisphäre“ wurde im Alpha-Band mit einer hohen Teststärke nicht signifikant ($F_{(1,30)} = 2,60$; $p = 0,117$; $1 - \beta = 0,98$). Das bedeutet, dass die beiden Korrekturverfahren die okularen Artefakte der EEG-Daten der jeweilige Hemisphäre nicht unterschiedlich korrigieren.

Die Wechselwirkung zwischen den Faktoren „Methode“ und „Region“ wurde mit einem großen Effekt signifikant ($F_{(7,210)} = 46,59$; $p = 0,000$; $\omega^2 = 0,39$). Den Verlauf der Power Density Werte getrennt für die beiden Bedingungen „Augen zu“ vs. „Augen auf“ in Abhängigkeit von den über die Hemisphären gemittelten Elektrodenpositionen zeigt Abbildung 3. Dieser Unterschied war in beiden Bedingungen im frontalen Bereich größer als im posterioren Bereich.

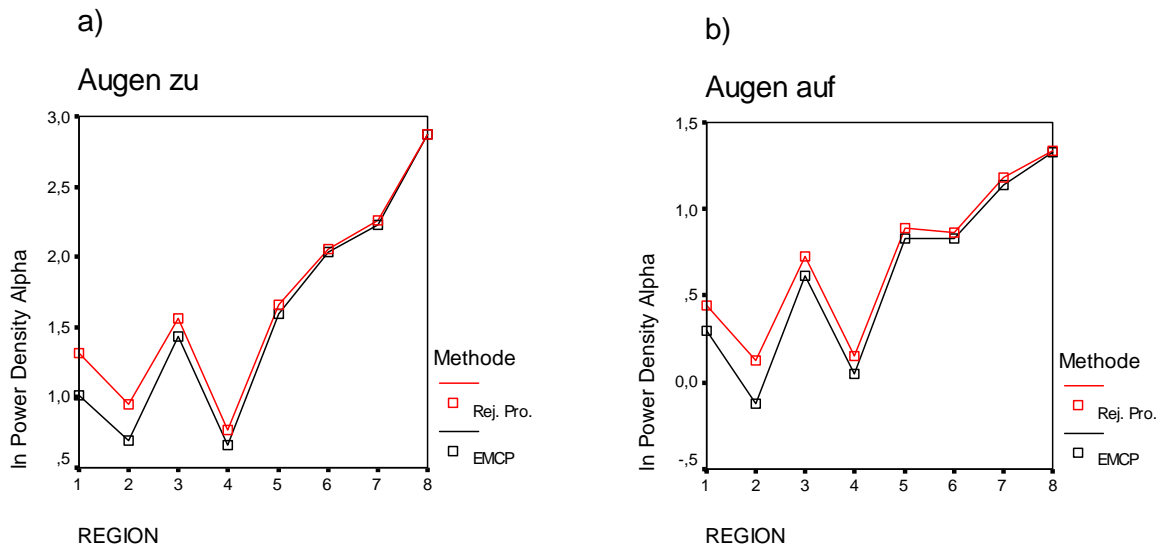


Abbildung 3. Der Verlauf der In Power Density Werte im Alpha-Band, getrennt für die beiden Bedingungen a) „Augen zu“ und b) „Augen auf“ in Abhängigkeit von den über die Hemisphären gemittelten Elektrodenpositionen (1=FP1/FP2; 2=F7/F8; 3=F3/F4; 4=T3/T4; 5=C3/C4; 6=T5/T6; 7=P3/P4; 8=O1/O2)

Um zu überprüfen welche Unterschiede zwischen den Methoden an den jeweiligen Elektrodenpositionen signifikant sind, wurde eine Post-Hoc-Analyse für die Wechselwirkung zwischen den Faktoren „Methode“ und „Region“ gerechnet. Die Tabellen C8 und C9 im Anhang C zeigen die Ergebnisse der Post-Hoc-Analyse. Bei dieser Analyse wurde zur Vorbeugung der Alpha-Fehlerkumulierung eine Bonferoni-Holm-Korrektur mit einem kumulierten Signifikanzniveau von 0,05 durchgeführt. In der Bedingung „Augen zu“ unterschieden sich die Power Density Werte der durch die Rejection Procedure korrigierten Daten und die Power Density Werten der durch die EMCP korrigierten Daten an der parietale und der occipitale Elektrodenposition nicht signifikant (P3/P4: $t_{(30)} = 2,35$; $p = 0,025$; $1-\beta = 0,61$; O1/O2: $t_{(30)} = 0,15$; $p = 0,886$; $1-\beta = 0,61$). Alle Unterschied zwischen den Methoden an den anderen Elektrodenpositionen wurden mit einem großen Effekt signifikant (alle $t_{(30)} \geq 6,67$; alle $p = 0,000$; alle $\omega^2 \geq 0,41$). In der Bedingung „Augen auf“ unterschieden sich die Power Density Werte der durch die Rejection Procedure korrigierten Daten und die Power Density Werten der durch die EMCP korrigierten Daten an der occipitalen Elektrodenposition nicht signifikant ($t_{(30)} = 0,49$; $p = 0,685$; $1-\beta = 0,61$). An der frontopolaren Position wurde der Unterschied zwischen den Methoden mit einem mittleren Effekt signifikant ($t_{(30)} = 2,97$; $p = 0,006$; $\omega^2 = 0,11$) und an den restlichen Elektrodenpositionen mit einem großen Effekt signifikant (alle $t_{(30)} \geq 3,80$; alle $p \leq 0,001$; alle $\omega^2 \geq 0,18$). In diesem Frequenzband waren

die großen Unterschiede zwischen den Mittelwertsdifferenzen in den Abbildungen und den im Vergleich dazu kleineren t-Werten aus der Post-Hoc-Analyse auch auf die Verringerung der t-Werte durch die größere Streuung der EEG-Daten im frontalen Bereich zurückzuführen.

5.3.2 Differenzieller Effekt

Die Ergebnisse der Korrelationsanalyse in Tabelle D1 in Anhang D zeigen, dass die Korrelationen im Alpha-Band höher sind als im Delta- und im Theta-Band. Auch hier wurden die beiden Korrekturverfahren Rejection Procedure und EMCP an den jeweiligen Elektrodenpositionen, getrennt für die beiden Bedingungen „Augen zu“ vs. „Augen auf“ und getrennt für die vier Frequenzbänder korreliert. Der Unterschied zwischen den frontalen und posterioren Korrelationen war nicht so groß wie bei den beiden anderen Frequenzbändern. Die Korrelationen zeigten nur einen geringen Anstieg von frontal nach posterior. In der Bedingung „Augen zu“ waren die Korrelationen sehr groß ($r \geq 0,99$), in der Bedingung „Augen auf“ lagen sie zwischen $0,867 \leq r \leq 0,99$. Alle Korrelationen waren nach einer Bonferoni-Holm-Korrektur signifikant.

Alle Korrelationen im Alpha-Band lagen über 0,80. In diesem Frequenzband führte die unterschiedliche Korrektur der okularen Artefakte an keiner Elektrodenposition zu einem differenziellen Effekt (siehe Tabelle D1).

5.4 Beta-Band

Im folgenden Abschnitt werden die Ergebnisse des Beta-Bandes beschrieben. Die Darstellung erfolgt getrennt für den generellen und differenziellen Effekt.

5.4.1 Genereller Effekt

Die Ergebnisse der vierfaktoriellen Varianzanalyse mit Messwiederholung auf allen vier Faktoren, mit den Faktoren „Methode“ (Rejection Procedure, EMCP), „Bedingung“ (Augen zu, Augen auf), „Hemisphäre“ (rechts, links) und die „Region“ (8 Elektrodenpositionen) sind in Tabelle C10 im Anhang C dargestellt.

Wie in Tabelle C4 zu erkennen ist, wurde der Haupteffekt „Methode“ mit einem großen Effekt signifikant ($F_{(1,30)} = 25,69$; $p = 0,000$; $\omega^2 = 0,28$). Auch in diesem Frequenzband war der Unterschied auf die größere Reduktion der Power Density Werte durch die Anwendung der EMCP zurückzuführen. Das bedeutet, dass es im Beta-Band einen generellen Effekt gab.

Die Wechselwirkung zwischen den beiden Faktoren „Methode“ und „Hemisphäre“ wurde mit einem mittelgroßen Effekt signifikant ($F_{(1,30)} = 15,20$; $p = 0,001$; $\omega^2 = 0,10$). Wie schon im Theta-Band führte die Verwendung der verschiedenen Korrekturverfahren dazu, dass der Unterschied zwischen den unterschiedlich korrigierten Power Density Werten der EEG-Daten auf der rechten Hemisphäre größer war als der Unterschied zwischen den Werten auf der linken Hemisphäre.

Die Wechselwirkung zwischen den beiden Faktoren „Methode“ und „Region“ wurde mit einem großen Effekt signifikant ($F_{(7,210)} = 23,51$; $p = 0,000$; $\omega^2 = 0,24$). Abbildung 4 zeigt den Verlauf der Power Density Werte getrennt für die beiden Bedingungen „Augen zu“ vs. „Augen auf“ in Abhängigkeit von den über die Hemisphären gemittelten Elektrodenpositionen zeigt.

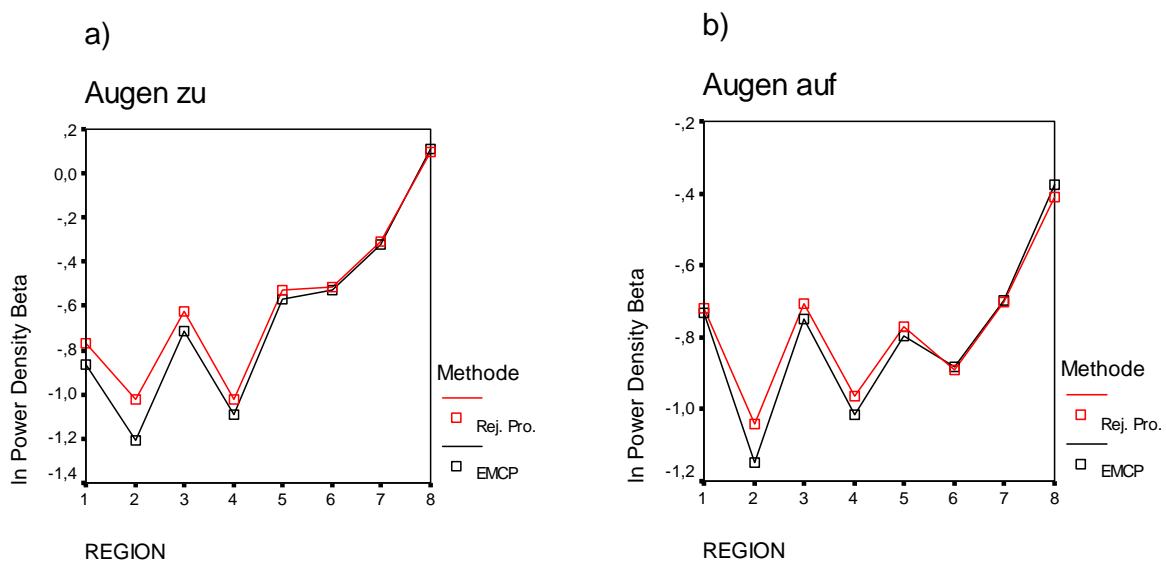


Abbildung 4. Der Verlauf der In Power Density Werte im Beta-Band, getrennt für die beiden Bedingungen a) „Augen zu“ und b) „Augen auf“ in Abhängigkeit von den über die Hemisphären gemittelten Elektrodenpositionen (1=FP1/FP2; 2=F7/F8; 3=F3/F4; 4=T3/T4; 5=C3/C4; 6=T5/T6; 7=P3/P4; 8=O1/O2)

Der Unterschied zwischen den beiden Methoden war in beiden Bedingungen im anterioren Bereich größer als im posterioren Bereich. In der Bedingung „Augen auf“ hatten die durch die EMCP korrigierten Werte an der über die Hemisphären gemittelten occipitalen Elektrodenposition (8=O1/O2) einen größeren Power Density Wert als die durch die Rejection Procedure korrigierten EEG-Daten (siehe Abbildung 4).

Auch hier wurde eine Post-Hoc-Analyse gerechnet, um herauszufinden, an welchen Elektrodenpositionen der Unterschied zwischen den beiden Methoden signifikant ist. Die Ergebnisse der Post-Hoc-Analyse zeigt die Tabelle C11 für die Bedingung „Augen zu“ und die Tabelle C12 für die Bedingung „Augen auf“ im Anhang C. Wie im Alpha-Band

unterschieden sich auch im Beta-Band in der Bedingung „Augen zu“ die Power Density Werte der durch die Rejection Procedure korrigierten Daten und die Power Density Werten der durch die EMCP korrigierten Daten an der paritalen und der occipitalen Elektrodenposition nicht signifikant (beide $t_{(30)} \leq 2,31$; beide $p \geq 0,028$; beide $1-\beta = 0,61$). Der Unterschied an den restlichen Elektrodenpositionen wurden mit einem großen Effekt signifikant (alle $t_{(30)} \geq 3,40$; alle $p \leq 0,002$; alle $\omega^2 \geq 0,15$). In der Bedingung „Augen auf“ wurde an frontoparen und der parietalen Elektrodenposition der Unterschied zwischen den beiden Methoden nicht signifikant (beide $t_{(30)} \leq 0,43$; beide $p \geq 0,669$; beide $1-\beta = 0,61$). Die Power Density Werte der durch die Rejection Procedure korrigierten Daten und die Power Density Werten der durch die EMCP korrigierten Daten unterschieden sich an der occipitalen Positio signifikant mit einem mittleren Effekt ($t_{(30)} = -2,38$; $p = 0,01$; $\omega^2 = 0,09$). Allerdings waren hier wieder, wie auch schon bei den beiden tiefen Frequenzbändern, die Power Density Werte der durch die EMCP korrigierten Daten höher als die der durch die Rejection Procedure korrigierten Daten. Bei den anderen Elektroden waren die Power Density Werte der durch die Rejection Procedure korrigierten Daten höher. Diese wurden auch alle signifikant (alle $t_{(30)} \geq 2,98$; alle $p \leq 0,006$; alle $\omega^2 \geq 0,11$). Die Erklärung für die Unterschiede zwischen den großen Mittelwertsdifferenzen in den Abbildungen und den kleinere t-Werten der Post-Hoc-Analyse waren die größeren Streuungen der Daten im frontalen Bereich, die zu einer Reduktion der t-Werte führen. Auch bei dieser Analyse wurde zur Vorbeugung der Alpha-Fehlerkumulierung eine Bonferoni-Holm-Korrektur mit einem kumulierten Signifikanzniveau von 0,05 durchgeführt.

5.4.2 Differenzieller Effekt

Die Ergebnisse der Korrelationsanalyse der Einzelwerte für den differenziellen Effekt im Beta-Band zeigt Tabelle D1 im Anhang D. Korreliert wurden die beiden Korrekturverfahren Rejection Procedure und EMCP an den jeweiligen Elektrodenpositionen und das getrennt für die beiden Bedingungen „Augen zu“ vs. „Augen auf“ und getrennt für die vier Frequenzbänder. Die Korrelationen im Beta-Band waren die höchsten von allen vier Frequenzbändern. Wie in Tabelle D1 zu erkennen ist, zeigte sich auch hier ein Anstieg der Korrelationen von anterior nach posterior, wobei dieser Anstieg aufgrund der hohen Korrelationen im anterioren Bereich nicht so groß war wie in den anderen Frequenzbändern. Die Korrelationen lagen in der Bedingung „Augen zu“ zwischen $0,93 \leq r \leq 0,99$ und in der

Bedingung „Augen auf“ zwischen $0,96 \leq r \leq 0,99$. Alle Korrelationen waren nach einer Bonferoni-Holm-Korrektur signifikant.

Im Beta-Band waren die Korrelationen am höchste. Die Korrelationen waren an jeder Elektrodenposition größer als 0,90, das bedeutete, dass in diesem Frequenzband kein differenzieller Effekt existierte (siehe Tabelle D1).

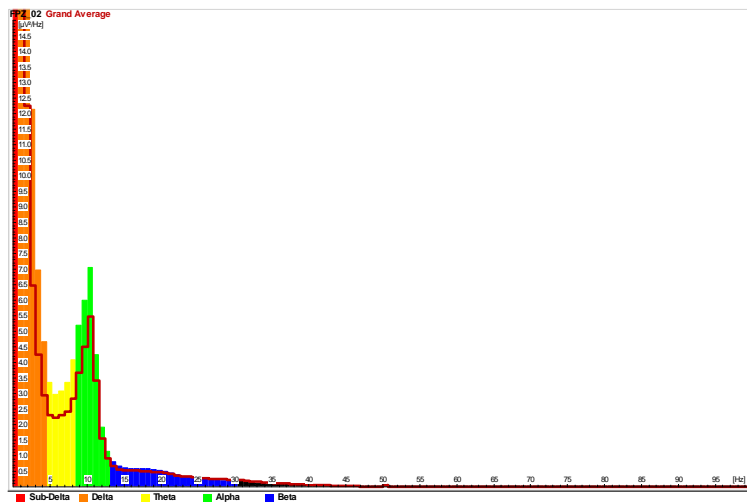
5.5 Weiterführende Fragen und Ergebnisse

Das Ergebnis des Haupteffektes der Methoden in allen vier Frequenzbändern führte zu der Frage, wie dieser Unterschied zu erklären war. Auf diese Frage gab es zwei mögliche Antworten. Entweder korrigierte die EMCP die durch die Rejection Procedure nicht korrigierten okularen Artefakte aus den EEG-Daten oder sie entfernte neben der okularen Aktivität zusätzlich neuronale Aktivität aus den EEG-Daten. Zur Überprüfung dieser Frage wurde der Grand Average aller Power Density Spektren über alle Versuchspersonen, getrennt für die beiden Methoden, getrennt für die sechzehn Elektroden und getrennt für die beiden Bedingungen, „Augen zu“ vs. „Augen auf“, gebildet. Anschließend wurden die jeweils zugehörigen Grand Average Spektren der beiden Methoden übereinander gelegt, um einen direkten Vergleich der Methoden zu ermöglichen. Abbildung 5 zeigt das Grand Average Spektrum für die Elektroden FPZ, FP, CZ und PZ in der Bedingung „Augen zu“.

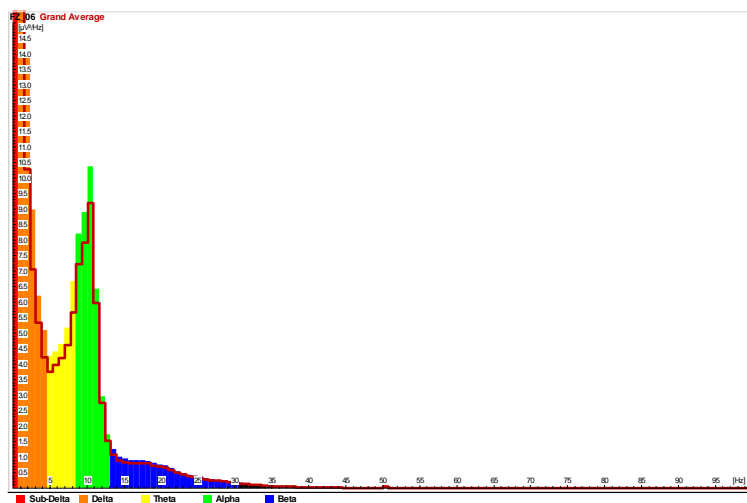
Die rote Linie in Abbildung 5 entspricht dem Grand Average Spektrum nach der Durchführung der EMCP, und das farbige Spektrum entspricht dem Grand Average Spektrum nach der Durchführung der Rejection Procedure. Anhand der Abbildung 5 waren zwei Dinge erkennbar. Zum einem war ein stark ausgeprägter Alpha-Peak (grüner Bereich) in dem durch die Rejection Procedure korrigierten Grand Average Spektren zu erkennen. Die starke Ausprägung dieser Peaks zeigte, dass keine okularen Artefakte mehr in den durch die Rejection Procedure korrigierten Daten enthalten sein konnten. Bei einer unsauberen Korrektur durch die Rejection Procedure wäre der Alpha-Peak durch die noch vorhandenen okularen Artefakte abgeflacht worden, was bei diesen Daten nicht der Fall war. Der Alpha-Peak ist auch ein Zeichen für neuronale Aktivität. Als zweites ist in Abbildung 5 zu erkennen, dass der Alpha-Peak des durch die EMPC korrigierten Grand-Average-Spektren weniger stark ausgeprägt war als der Peak des durch die Rejection Procedure korrigierten Grand Average Spektren. Daraus war zu schließen, dass die EMCP bei der Korrektur okulärer Artefakte neben okulärer Aktivität auch neuronale Aktivitäten aus den EEG-Daten entfernt.

Die Reduktion der neuronalen Aktivität durch die Verwendung der EMCP zeigte sich an allen sechzehn Elektrodenpositionen.

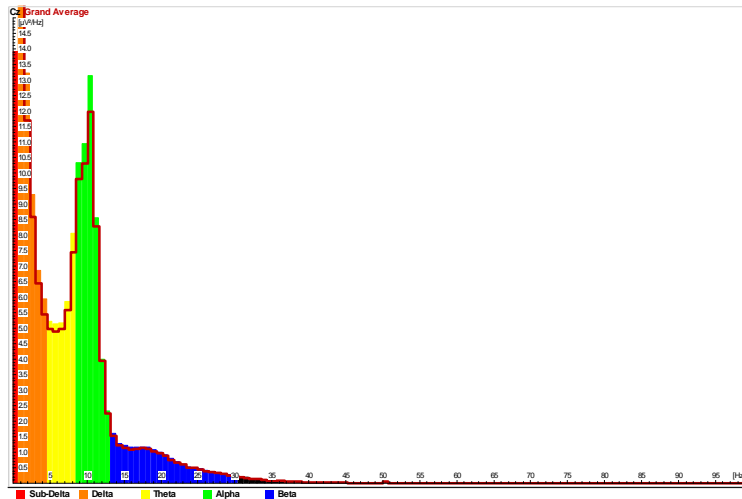
a) FPZ



b) FZ



c) CZ



d) PZ

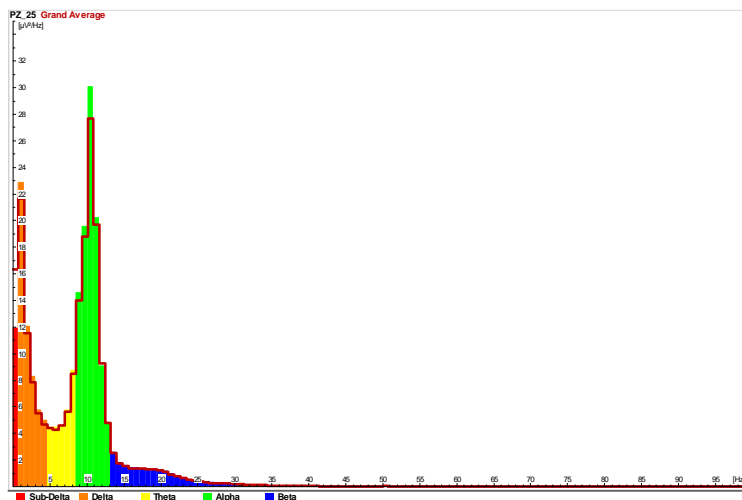


Abbildung 5. Grand Average Spektrum der a) Elektrodenposition FPZ (y-Achse: $0-15\mu\text{V}^2/\text{Hz}$); b) Elektrodenposition FZ (y-Achse: $0-15\mu\text{V}^2/\text{Hz}$); c) Elektrodenposition CZ (y-Achse: $0-15\mu\text{V}^2/\text{Hz}$); d) Elektrodenposition PZ (y-Achse: $0-35\mu\text{V}^2/\text{Hz}$) in der Bedingung „Augen zu“

Buntes Spektrum = korrigiert mit Rejection Procedure; Rote Linie = korrigiert mit EMCP

(Orange = Delta-Band (0,5-4 Hz), Gelb = Theta-Band (4-8 Hz), Grün = Alpha-Band (8-13 Hz) Blau = Beta-Band (13-30 Hz))

Dieses Ergebnis führte zu der weiteren Frage, ob die Reduktion der Power Density durch die Anwendung der EMCP eine Auswirkung auf einen Treatmenteffekt zeigen würde. Zur Überprüfung dieser Frage wurden die Bedingungen „Augen zu“ vs. „Augen auf“ herangezogen, die im Alpha-Band ein Treatment darstellen. Es wurde wieder die vierfaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung auf allen vier Faktoren gerechnet. Die Faktoren waren „Methode“, „Bedingung“, „Hemisphäre“ und „Region“. Wie Tabelle C7 zeigt, war der Haupteffekt Bedingung im Alpha-Band hochsignifikant mit einer Effektgröße

von $\omega^2 = 0,66$ ($F_{(1,30)} = 123,87$; $p \leq 0,000$). In der Bedingung „Augen zu“ war mehr Alpha-Aktivität im Vergleich zur Bedingung „Augen auf“ vorhanden. Die Wechselwirkung zwischen dem Faktor „Methoden“ und dem Faktor „Bedingung“ war nicht signifikant ($F_{(1,30)} = 1,22$; $p = 0,278$; $1-\beta = 0,98$). Um dieses Ergebnis auf deskriptiver Ebene zu kontrollieren, wurde eine dreifaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung auf allen drei Faktoren, getrennt für die beiden Methoden, für das Alpha-Band gerechnet. Die Faktoren waren:

- Bedingung (2 Stufen: Augen zu, Augen auf)
- Hemisphäre (2 Stufen: linke Hemisphäre, rechte Hemisphäre)
- Region (8 Stufen: FP1/2, F7/8; F3/4, T3/4, C3/4, T5/6, P3/4, O1/2)

Die Ergebnisse dieser Varianzanalyse zeigt Tabelle C13 im Anhang C. Auch bei dieser Analyse wurde der Haupteffekt „Bedingung“ signifikant (Rejection Procedure: $F_{(1,30)} = 129,19$; $p = 0,000$; $\omega^2 = 0,67$; EMCP: $F_{(1,30)} = 116,81$; $p = 0,000$; $\omega^2 = 0,65$). Die F-Werte für den Haupteffekt „Bedingung“ der beiden Korrekturverfahren unterschieden sich, aber bei Betrachtung der Effektgröße konnte von keinem Unterschied zwischen den Korrekturmethode gesprochen werden. Diese Ergebnisse der beiden Varianzanalysen sprachen gegen einen generellen Einfluss der Verwendung der unterschiedlichen Methoden auf den Treatmenteffekt „Bedingung“ im Alpha-Band.

Um zu überprüfen, ob die Verwendung unterschiedlicher Methoden zur Korrektur okularer Artefakte einen Einfluss auf die Topografie der Treatmenteffekte hat, wurden die Wechselwirkungen der einzelnen Faktoren betrachtet.

Als Erstes wurde eine mögliche Auswirkung der Verwendung der unterschiedlichen Methoden auf den Zusammenhang zwischen den Hemisphären und den beiden Bedingungen überprüft. Wie Tabelle C3 zeigt, war die Wechselwirkung zwischen den Faktoren „Bedingung“ und „Hemisphäre“ nicht signifikant ($F_{(1,30)} = 3,81$; $p = 0,06$; $1-\beta = 0,98$). Allerdings wurde die Wechselwirkung zweiter Ordnung zwischen den Faktoren „Bedingung“, „Hemisphäre“ und „Methode“ signifikant ($F_{(1,30)} = 5,42$; $p = 0,027$; $\omega^2 = 0,02$). Nach diesem Ergebnis hatte die Verwendung der unterschiedlichen Methoden einen Einfluss auf die Wechselwirkung zwischen den Faktoren „Bedingung“ und „Hemisphäre“. Bei der Betrachtung der grafischen Darstellung des Zusammenhangs der Wechselwirkung zweiter Ordnung in Abbildung 6 ist zu erkennen, dass die Verwendung der EMCP zu einer Verminderung der Power Density führte. Dies entsprach dem Ergebnis des Haupteffektes „Methode“ im Alpha-Band. Gleichzeitig war aber auch der parallele Verlauf der Grafen zu

erkennen, wenn man die Abbildung 6a) und 6b) übereinander legen würde. Der kleine Effekt ($\omega^2 = 0,02$) und der parallele Verlauf der Grafen sprachen gegen eine inhaltlich bedeutsame Wechselwirkung zweiter Ordnung und somit gegen eine Verzerrung des Effektes zwischen den Faktoren „Bedingung“ und „Hemisphäre“ durch die Verwendung der unterschiedlichen Korrekturverfahren. Dieses Ergebnis konnte durch die dreifaktorielle Varianzanalyse nicht bestätigt werden, wie in Tabelle C13 zu erkennen ist. Bei der dreifaktoriellen Varianzanalyse wurde die Wechselwirkung zwischen den Faktoren „Bedingung“ und „Hemisphäre“ bei der Verwendung der Rejection Procedure nicht signifikant ($F_{(1,30)} = 2,00$; $p = 0,168$; $1-\beta = 0,99$), während diese Wechselwirkung bei der Verwendung der EMCP signifikant wurde ($F_{(1,30)} = 6,44$; $p = 0,017$; $\omega^2 = 0,04$). Dieser Unterschied in den Ergebnissen war auf die geringere Fehlervarianz bei der Verwendung der EMCP zurückzuführen.

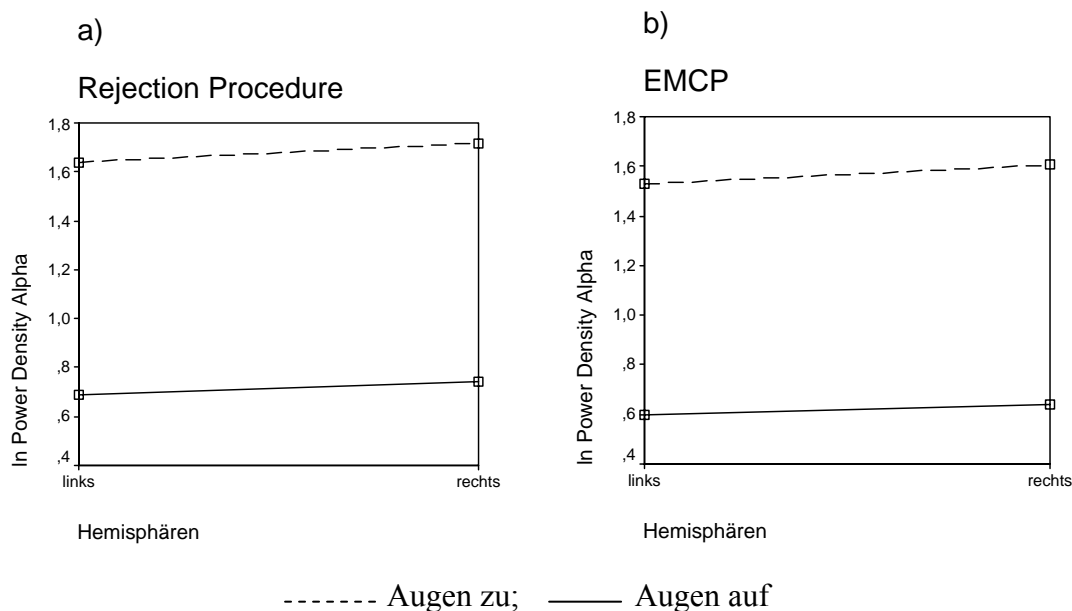


Abbildung 6 In Power Density Spektren im Alpha-Band in Abhängigkeit von den beiden Hemisphären, a) korrigiert mit der Rejection Procedure; b) korrigiert mit EMC

Als Nächstes wurde die Auswirkung der unterschiedlichen Korrekturverfahren auf den Zusammenhang zwischen den über die Hemisphären gemittelten Elektrodenpositionen und den beiden Bedingungen überprüft. Die Wechselwirkung zwischen den Faktoren „Bedingung“ und „Region“ war signifikant mit einem großen Effekt, wie Tabelle C3 zeigt ($F_{(7,210)} = 50,03$; $p = 0,000$; $\omega^2 = 0,41$). Um zu kontrollieren, ob die Verwendung der unterschiedlichen Korrekturmethode einen Einfluss auf die Wechselwirkung zwischen den Faktoren „Bedingung“ und „Region“ hatte, musste die dreifache Wechselwirkung zwischen den Faktoren „Bedingung“, „Region“ und „Methode“ betrachtet werden. Diese dreifache

Wechselwirkung war signifikant mit einem mittelgroßen Effekt ($F_{(7,210)} = 10,87$; $p = 0,00$; $\omega^2 = 0,06$; siehe Tab.C13). Nach diesem Ergebnis hatte die Verwendung unterschiedlicher okularer Artefaktkorrekturverfahren einen Einfluss auf den Zusammenhang zwischen den Faktoren „Bedingung“ und „Region“ im Alpha-Band. In Abbildung 7 zeigt sich, dass die durch die EMCP korrigierten Werte eine geringere Power Density besaßen, was wieder dem Ergebnis des Haupteffekts „Methode“ entsprach. Im anterioren Bereich ist der Unterschied zwischen den beiden Bedingungen bei den durch die Rejection Procedure korrigierten Daten größer, als bei den durch die EMCP korrigierten Daten. Das bedeutet, dass die Verwendung unterschiedlicher Korrekturverfahren einen Einfluss auf den Zusammenhang zwischen den über die Hemisphären gemittelten Elektrodenpositionen und den beiden Bedingungen im anterioren Bereich hat. Die Rejection Procedure differenziert anterior besser zwischen den Bedingungen „Augen zu“ und „Augen auf“ als die EMCP. Würde die beiden Abbildungen übereinander gelegt werden, so würden die Graphen im posterioren Bereich parallel verlaufen. Dies sprach gegen eine inhaltlich bedeutsame Wechselwirkung zwischen den Faktoren „Methode“, „Bedingung“ und „Region“ im posterioren Bereich.

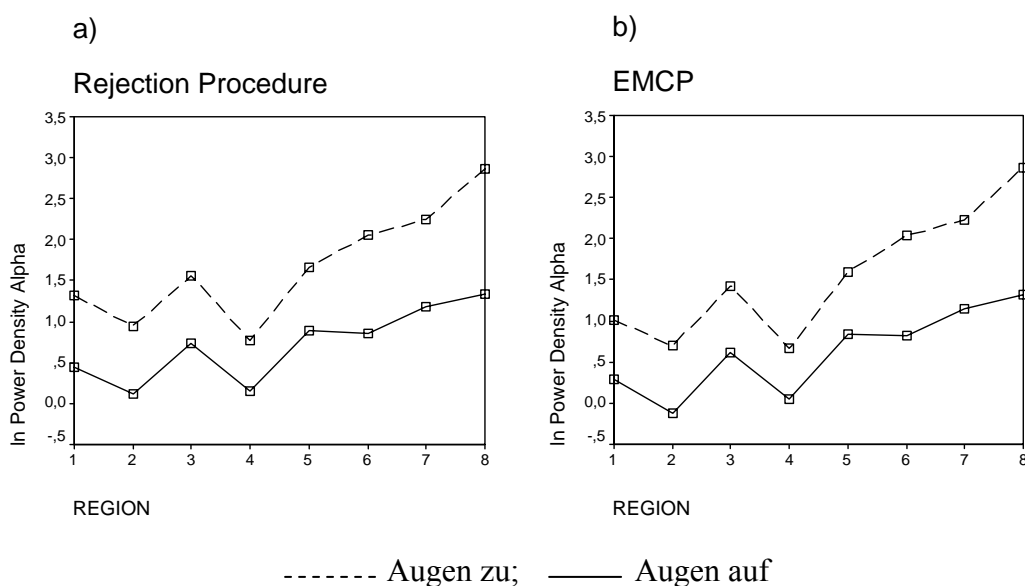
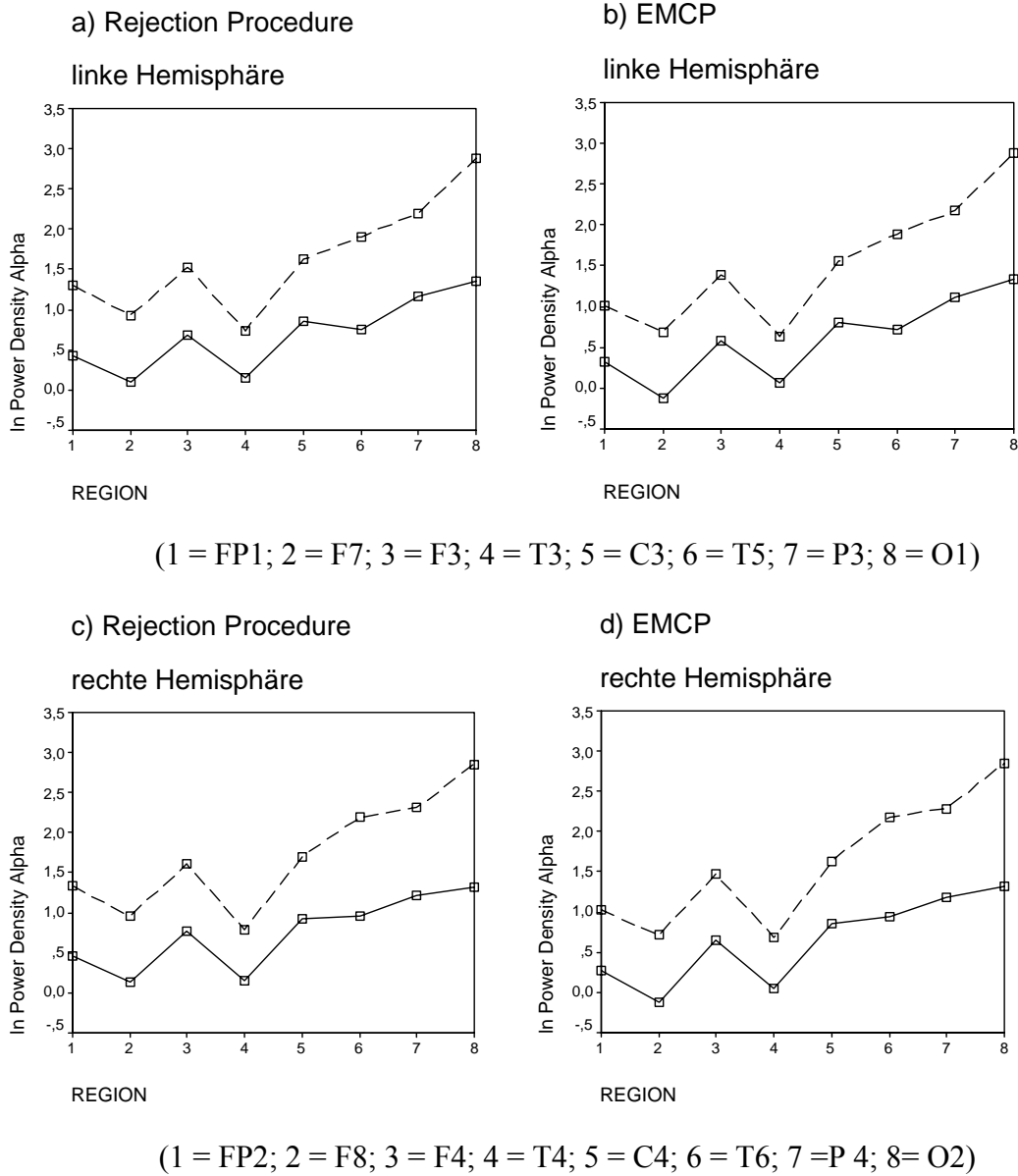


Abbildung 7 In Power Density Spektren im Alpha-Band in Abhängigkeit von den über die Hemisphären gemittelten Elektrodenpositionen, a) wurde mit der Rejection Procedure korrigiert; b) wurde mit EMCP korrigiert (1=FP1/FP2; 2=F7/F8; 3=F3/F4; 4=T3/T4; 5=C3/C4; 6=T5/T6; 7=P3/P4; 8=O1/O2)

Die Ergebnisse dreifaktorielle Varianzanalyse konnte dies bestätigt (siehe Tab. C13). Bei beiden Methoden wurde die zweifache Wechselwirkung zwischen den Faktoren „Bedingung“ und „Region“ signifikant mit großen Effekten, die sich in ihren Werten nicht stark

unterschieden (Rejection Procedure: $F_{(7,210)} = 45,38$; $p = 0,000$; $\omega^2 = 0,38$; EMCP: $F_{(7,210)} = 51,64$; $p = 0,000$; $\omega^2 = 0,41$). Dieses Ergebnis sprach gegen eine Verzerrung des Effektes zwischen den Faktoren „Region“ und „Bedingung“ bei der Verwendung unterschiedlicher Verfahren zur Korrektur okularer Artefakte.

Als Letztes musste noch die Auswirkung der Verwendung der unterschiedlichen okularen Artefaktkorrekturverfahren auf den Zusammenhang zwischen den direkten Elektrodenpositionen und den beiden Bedingungen überprüft werden. Wie in Tabelle C7 zu erkennen ist, wurde die vierfache Wechselwirkung der Faktoren „Methode“, „Bedingung“, „Hemisphäre“ und „Region“ mit einem kleinen Effekt signifikant ($F_{(7,210)} = 4,00$; $p = 0,01$; $\omega^2 = 0,01$). Aber auch in diesem Fall zeigt die Abbildung 8, dass die Verwendung der unterschiedlichen Korrekturverfahren keine inhaltlich fassbaren Auswirkungen auf den Zusammenhang zwischen den genauen Elektrodenpositionen und den Bedingungen „Augen zu“ vs. „Augen auf“ im Alpha-Band hatte. Die Grafen der beiden Korrekturverfahren würden parallel verlaufen, wenn man die jeweils passenden Abbildungen (a und b, c und d) übereinander legen würde. Auch in diesem Fall konnte nicht von einer inhaltlich bedeutsamen Wechselwirkung dritter Ordnung gesprochen werden. Dies traf sowohl für die linke, also auch für die rechte Hemisphäre zu. Die Ergebnisse der dreifaktoriellen Varianzanalyse unterschieden sich von den Ergebnissen der vierfaktoriellen Varianzanalyse. Bei beiden Korrekturverfahren wurde die dreifache Wechselwirkung zwischen den Faktoren „Bedingung“, „Hemisphäre“ und „Region“ nicht signifikant mit einer großen Teststärke bei der Annahme eines mittelgroßen Effektes (Rejection Procedure: $F_{(7,210)} = 1,22$; $p = 0,303$; $1-\beta = 1,00$; EMCP: $F_{(7,210)} = 1,00$; $p = 0,407$; $1-\beta = 1,00$; siehe Tabelle C13). Dieser Unterschied in den Ergebnissen war auf die größere Anzahl von Beobachtungen bei der Wechselwirkung dritter Ordnung bei der vierfaktoriellen Varianzanalyse mit Messwiederholung zurückzuführen, durch die ein kleiner Effekt gefunden werden konnte.



----- Augen zu; ——— Augen auf

Abbildung 8. In Power Density Spektren im Alpha Band in Abhängigkeit von den Elektrodenpositionen getrennt für die beiden Hemisphären und für die Korrekturmethode (a, c wurden mit der Rejection Procedure korrigiert, b, d wurden mit der EMCP korrigiert)

5.6 Ergebnisse der Asymmetriemaße

In diesem Abschnitt werden die Ergebnisse der Asymmetriemaße im Alpha-Band beschrieben. Die Darstellung erfolgt getrennt für den generellen und differenziellen Effekt.

5.6.1 Genereller Effekt

Für die Asymmetriemaße im Alpha-Band wurde eine zweifaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung auf beiden Faktoren gerechnet. Die Faktoren waren „Methode“ (Rejection Procedure, EMCP) und „Region“ (8 Elektrodenpositionen). Die Ergebnisse dieser Analyse zeigt Tabelle C14. Der Haupteffekt „Methode“ wurde nicht signifikant ($F_{(1,20)} = 2,60$; $p = 0,117$; $1 - \beta = 0,84$). Das bedeutet, dass kein genereller Effekt bei den Asymmetriemaßen im Alpha-Band existierte.

Die Wechselwirkung zwischen den Faktoren „Methode“ und „Region“ wurde mit einem Effekt von $\omega^2 = 0,05$ signifikant ($F_{(1,30)} = 5,59$; $p = 0,002$). Abbildung 9 zeigt den Verlauf der Power Density Werte der Asymmetriemaße im Alpha-Band in Abhängigkeit von den Elektrodenpositionen. In dieser Abbildung ist zu erkennen, dass sich die beiden Grafen im frontopolaren Bereich unterscheiden. In diesem Falle hatten die durch die EMCP korrigierten EEG-Daten (positiver Asymmetriewert) einen höheren Asymmetriewert, als die durch die Rejection Procedure korrigierten Daten (negativer Asymmetriewert). Die unterschiedlichen Vorzeichen der Asymmetriemaße im frontopolaren Bereich zeigten, dass bei den durch die Rejection Procedure korrigierten EEG-Daten die neuronale Aktivität auf der rechten Hemisphäre größer war als auf der linken. Bei den EEG-Daten, die durch die EMCP korrigiert wurden, war im frontopolaren Bereich die neuronale Aktivität auf der linken Hemisphäre größer als auf der rechten. An den anderen Elektrodenpositionen zeigte sich kein großer Unterschied zwischen den beiden Korrekturverfahren (siehe Abbildung 9).

Die Ergebnisse der Post-Hoc-Analyse für die Wechselwirkung zwischen den Faktoren „Methode“ und „Region“ zeigt Tabelle C15 in Anhang C. Es wurde nur der Unterschied zwischen den beiden Korrekturverfahren an der Elektrodenposition FP1/FP2 mit einem großen Effekt signifikant ($t_{(30)} = -3,57$; $p = 0,001$; $\omega^2 = 0,16$). Das bedeutete, dass die Verwendung der verschiedenen Verfahren zur Korrektur okularer Artefakte zu unterschiedlichen Asymmetriemaßen im frontopolaren Bereich führte. An allen anderen Elektrodenpositionen gab es keinen signifikanten Unterschied zwischen den

Korrekturverfahren (alle t-Werte: $-1,70 \leq t_{(30)} \leq 1,91$; alle $p \geq 0,065$; $1-\beta = 0,61$). Bei dieser Analyse wurde zur Vorbeugung der Alpha-Fehlerkumulierung eine Bonferoni-Holm-Korrektur mit einem kumulierten Signifikanzniveau von 0,05 durchgeführt.

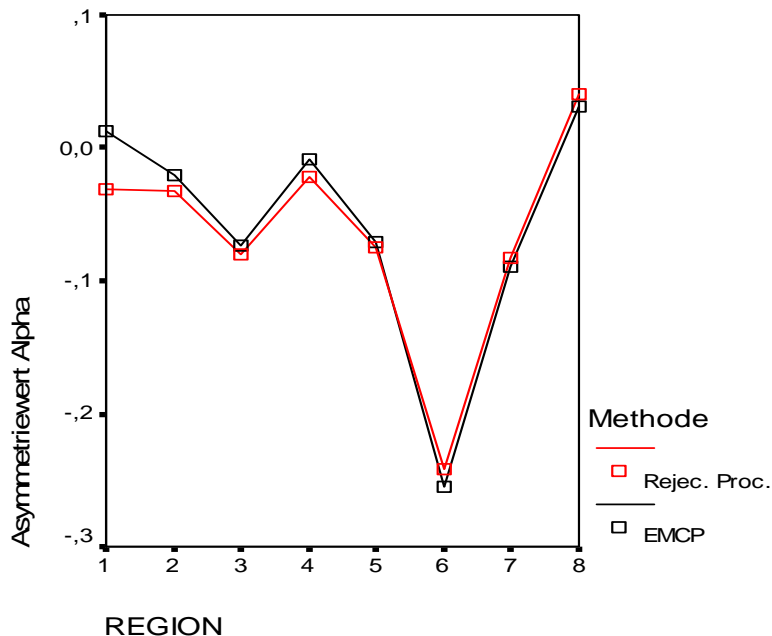


Abbildung 9. Verlauf des ln Power Density Spektrums der Asymmetriemaße im Alpha-Band in Abhängigkeit von den Elektrodenpositionen (1 = FP1/2; 2 = F7/8; 3 = F3/4; 4 = T3/4; 5 = C3/4; 6 = T5/6; 7 = P3/4; 8 = O1/O2).

5.6.2 Differenzieller Effekt

Zur Untersuchung des differenziellen Effektes wurden die beiden Methoden, Rejection Procedure und EMCP, getrennt für die Elektrodenpositionen korreliert. Das Ergebnis der Korrelationsanalyse zeigt Tabelle D2 in Anhang D. Die Korrelationen waren im frontopolaren und frontalen Bereich etwas geringer, sie stiegen aber nach posterior an ($0,65 \leq r \leq 0,99$). Alle Korrelationen waren signifikant nach einer Bonferoni-Holm-Korrektur.

Im frontopolaren Bereich war die Korrelation geringer, als an den anderen Elektrodenpositionen ($r < 0,70$). Im frontopolaren Bereich führte die Verwendung der unterschiedlichen Korrekturverfahren für okulare Artefakte zu einem differenziellen Effekt. Die restlichen hohen Korrelationen an den anderen Elektrodenpositionen zeigten, dass kein differenzieller Effekt an diesen Positionen im Alpha-Band existierte (siehe Tabelle D2).

6. Diskussion

Vorherige Studien haben gezeigt, dass die beiden Korrekturverfahren, die Rejection Procedure und die EMCP zu einer Verbesserung der Qualität der EEG-Daten führen, indem sie die okularen Artefakte aus den Daten entfernen (siehe Christ, 2001 oder Gratton et al., 1989). Ziel dieser Studie war es zu untersuchen, ob die Verwendung der beiden Korrekturverfahren zu unterschiedlichen Ergebnissen bei spontanen EEG-Daten führt. Diese Fragestellung war zum einen aus praktischen Gründen interessant. Die Rejection Procedure ist ein sehr aufwendiges Verfahren, so dass die EMCP bei gleichen Ergebnissen der Rejection Procedure vorzuziehen wäre. Zum anderen war von Interesse, durch den direkten Vergleich eine Aussage darüber machen zu können, welche Kritik an der jeweiligen Methode schwerwiegender ist. Bei diesem Vergleich wurden sowohl generelle als auch differenzielle Effekte untersucht.

Der direkte Vergleich zwischen der Rejection Procedure und der EMCP von Gratton und Coles (1989) für den generellen Effekt zeigte, dass die beiden Verfahren zu unterschiedlichen Ergebnissen führten. In allen vier Frequenzbereichen zeigten die Power Density Spektren der EEG-Daten, die durch die EMCP korrigiert wurden, geringere Power Density Werte als die Power Density Spektren der EEG-Daten, die mit der Rejection Procedure korrigiert wurden. Der größte Unterschied zeigte sich im Alpha-Band. Es existiert somit ein genereller Effekt zwischen den beiden Korrekturmethode Rejection Procedure und EMCP.

Um die Frage beantworten zu können, welche der Kritikpunkte an den beiden Korrekturverfahren schwerwiegender sind, musste die Ursache für die höheren Power Density Werte der durch die Rejection Procedure im Vergleich zu den Power Density Werten der durch die EMCP korrigierten Daten geklärt werden. Für diesen Unterschied gab es zwei mögliche Erklärungen. Eine Erklärung war, dass die EMCP die EEG-Daten von okularen Artefakten bereinigte, die bei der Durchführung der Rejection Procedure übersehen worden waren. Das würde bestätigen, dass bei der Rejection Procedure die Gefahr besteht, durch okulare Artefakte verunreinigte Bereiche zu akzeptieren (siehe Kapitel 2.2.1). Die zweite mögliche Erklärung war, dass die EMCP neben okularer Aktivität auch neuronale Aktivität aus den EEG-Daten entfernt. Diese Möglichkeit spräche für das Zutreffen des Kritikpunktes an der EMCP, dass das EOG auch immer neuronale Aktivität erfasst, die durch die Anwendung des Regressionsverfahrens mit aus den Daten entfernt wird (siehe Kapitel 2.2.2).

Die Antwort auf diese Frage gaben die Grand Averages der Power Density Spektren der EEG-Daten. Die Grand Averages der durch die Rejection Procedure korrigierten EEG-Daten

zeigten einen ausgeprägten Alpha-Peak. Der Alpha-Peak wird durch die in den EEG-Daten vorhandenen okularen Artefakte verzerrt. Das heißt, dass die Kurve der Power Density Spektrum einen Verlauf ähnlich einer inversen logarithmischen Kurve zeigt (siehe z.B. Abbildung 1 p.231 bei Hagemann und Naumann, 2001). Das bedeutet, dass die starke Ausprägung des Alpha-Peaks ein Zeichen dafür war, dass keine okularen Artefakte in den durch die Rejection Procedure korrigierten EEG-Daten mehr enthalten waren. Somit konnte in dieser Studie der Kritikpunkt an der Rejection Procedure, verunreinigte Teilbereiche zu akzeptieren, geschwächt werden. Der Alpha-Peak ist auch ein Zeichen für neuronale Aktivität. Beim Übereinanderlegen der zugehörigen Grand Average Spektren der beiden Methoden zeigte sich ein geringerer Alpha-Peak bei den Spektren der durch die EMCP korrigierten EEG-Daten. Daraus war zu schließen, dass die EMCP neben der okularen Aktivität auch neuronale Aktivität aus den EEG-Daten subtrahiert hatte. Der Kritikpunkt an den Regressionsverfahren, neben okulärer Aktivität auch neuronale Aktivität aus den Daten zu entfernen, wurde bei der Durchführung der EMCP in dieser Studie bestätigt.

Eine Ausnahme waren allerdings die Unterschiede an den occipitalen Elektrodenpositionen in der Bedingung „Augen auf“ im Delta-, Theta- und Beta-Band. An diesen Positionen unterschieden sich die beiden Methoden signifikant. Aber die Power Density Werte der durch die EMCP korrigierten Daten waren in diesem Fall signifikant höher als die Power Density Werte der durch die Rejection Procedure korrigierten Werte. Im Delta- und Theta-Band zeigte sich ein großer Effekt und im Beta-Band ein mittlerer Effekt. Für diesen Befund existieren zwei mögliche Erklärungen. Okulare Artefakte beeinflussen nur sehr gering die Elektroden im hinteren Bereich des Kopfes. Eine Erklärung wäre, dass die EMCP in diesem Bereich, dem occipitalen, so gut wie keine Aktivität aus den Daten subtrahiert. Im occipitalen Bereich sind zu wenig okulare Artefakte vorhanden, um einen großen Propagationsfaktor schätzen zu können. Das bedeutet, dass sich die Varianz der durch die EMCP korrigierten Daten nicht verringert. Dagegen schneidet die Rejection Procedure auch durch okulare Artefakte gering verunreinigt Bereiche aus den EEG-Daten heraus. Dies führt zu einer Verringerung der Varianz der Daten und dadurch zu kleineren Power Density Werte als bei den durch die EMCP korrigierten Daten. Die zweite Erklärung geht von der Annahme aus, dass genau während der Augenbewegungen und Blinks besonders viel Delta-, Theta- und Beta-Aktivität in den EEG-Ableitungen enthalten ist. Diese Bereiche werden durch die Korrektur der okularen Artefakte mit der Rejection Procedure völlig aus den Daten entfernt, weil sie gleichzeitig okulare Aktivität enthalten. Wird dagegen die EMCP verwendet, so bleibt die neuronale Aktivität dieser Frequenzbänder in den EEG-Daten enthalten, was wiederum eine

höhere Varianz der Daten bedeutet und somit höheren Power Density Werte. Auf diese Problematik wird später noch mal genauer eingegangen. Welche oder ob eine der beiden Erklärungen für diesen Befund zutreffend ist, kann anhand dieser Studie nicht beantwortet werden.

Eine andere mögliche Erklärung für die schlechtere Korrektur der okularen Artefakte durch die EMCP im Vergleich zur Rejection Procedure ist, dass bei der Erhebung der EEG-Daten zu wenige Augenbewegungen durchgeführt wurden. Das wäre problematisch, weil zu wenige okulare Artefakte in den Daten eine reliable Schätzung der Propagationsfaktoren verhindern können. Dies würde zu einer schlechten Korrektur führen (siehe Gratton, 1998). Dieses Problem war in der vorliegenden Studie nicht gegeben. Dies zeigte der Ausschuss der Rejection Procedure. Nach der Korrektur der okularen Artefakte durch die Rejection Procedure wurden nur 73% der EEG-Daten in der Bedingung „Augen zu“ und 54% der EEG-Daten in der Bedingung „Augen auf“ akzeptiert. Diese Werte zeigten, dass in den EEG-Daten genügend Augenbewegungen enthalten waren, um eine reliable Schätzung der Propagationsfaktoren zu gewährleisten.

Ein unterstützendes Ergebnis für die Entfernung von neuronaler Aktivität aus den EEG-Daten bei der okularen Artefaktkorrektur durch die EMCP geben Hagemann und Naumann (2001). In dieser Studie fanden die Forscher einen kleinen Alpha-Hügel in dem Segment des vertikalen EOG ohne okulare Artefakte in der Bedingung „Augen zu“. Dieser Hügel war weder in den Segmenten mit okularen Artefakten zu finden noch in der Bedingung „Augen auf“. Die neuronale Alpha-Aktivität ist mit geschlossenen Augen stärker als mit offenen Augen. Daraus schlossen Hagemann und Naumann (2001), dass der gefundene Alpha-Hügel im Segment des vertikalen EOG ohne okulare Artefakte in der Bedingung „Augen zu“ dem gewöhnlichen Alpha-Peak entspricht und somit neuronalen Ursprungs ist. Dies untermauerten die Autoren mit einer hohen Korrelation zwischen dem Alpha-Niveau des vertikalen EOGs ohne okulare Artefakte und dem ipsilateralen occipitalen Alphaniveau ohne okulare Artefakte in der Bedingung „Augen zu“. Bei den durch okulare Artefakte verunreinigten Daten fiel diese Korrelation geringer aus. Dieser Befund unterstützt die Annahme, dass das EOG neuronale Aktivitäten mit erfasst, die bei der Korrektur der okularen Artefakte durch die EMCP mit aus den EEG-Daten entfernt wird. Da in dieser Studie dieselben Daten wie bei Hagemann und Naumann (2001) verwendet wurden, ist anzunehmen, dass die durch das vertikale EOG erfasste neuronale Aktivität zu einer Aufblähung der Propagationsfaktoren geführt hat. Dadurch wurde bei der Korrektur der okularen Artefakte neben der okularen Aktivität auch neuronale Aktivität aus den EEG-Daten entfernt.

Der gefundene Unterschied zwischen der Rejection Procedure und der EMCP führte zu einer weiteren Frage. Es war von Interesse zu überprüfen, ob dieser Unterschied der Power Density Werte nach der unterschiedlichen okularen Artefaktkorrektur eine Auswirkung auf Treatmenteffekte hat. Diese Frage wurde anhand der beiden Bedingungen „Augen zu“ vs. „Augen auf“ überprüft. Der Bedingungsunterschied entspricht im Alpha-Band einem Treatment. Das Ergebnis dieser Analyse war, dass die unterschiedlichen Korrekturverfahren keine Auswirkung auf den Treatmenteffekt „Bedingung“ im Alpha-Band hatten. Auch führte die Verwendung der unterschiedlichen Korrekturverfahren zu keiner Verzerrung der Topografie des Treatmenteffektes. Das bedeutet, dass die EMCP zwar neuronale Aktivität aus den EEG-Daten entfernt, aber diese verringerte Power Density zu keinen Unterschieden im Treatmenteffekt „Bedingung“ führt. Somit ist aus praktischen Gründen die EMCP der Rejection Procedure bei diesem Datensatz vorzuziehen, da die EMCP weniger arbeitsaufwendig ist.

Die Verwendung der unterschiedlichen okularen Korrekturverfahren hatte keinen Einfluss auf die Asymmetriemaße im Alpha-Band. Die Wahl zwischen der Rejection Procedure und der EMCP von Gratton und Coles (1989) beeinflusste eventuell vorhandene Asymmetrien zwischen den beiden Hemisphären im Alpha-Band nicht.

Die Ergebnisse der Korrelationsanalysen zwischen der Rejection Procedure und der EMCP für die vier verschiedenen Frequenzbänder und die Asymmetriemaße im Alpha-Band zeigten unterschiedliche Ergebnisse, was die den differenziellen Effekt betraf. So führte die Verwendung der unterschiedlichen Korrekturverfahren für okulare Artefakte im frontalen Bereich des Delta-Bandes und im frontopolaren Bereich des Theta-Bandes in beiden Bedingungen zu differenziellen Effekten. Das bedeutet, dass die unterschiedlichen Korrekturverfahren für okulare Artefakte dazu führen, dass die Versuchspersonen je nach Korrekturverfahren in unterschiedliche Richtungen verschoben werden. In den anderen Bereichen in Delta- und Theta-Band existierte kein differenzieller Effekt. Im Alpha- und im Beta-Band und bei den Asymmetriemaßen im Alpha-Band existierte an keiner Elektrodenposition ein differenzieller Effekt. Der Unterschied zwischen den Frequenzbänder ist darauf zurückzuführen, dass die Augenbewegungen in den tieferen Frequenzbänder, d.h. im Delta- und Theta-Band, zu größeren Verzerrungen führen, als in den höheren Frequenzbänder, d.h. im Alpha- und Beta-Band. Dass der differenzielle Effekt nur im frontalen Bereich der tieferen Frequenzbänder existiert, ist durch die Tatsache zu erklären, dass die Augenbewegungen im frontalen Bereich zu viel größeren Verzerrungen führen, als im centralen oder posterioren Bereich des Kopfes.

Der direkte Vergleich der beiden Korrekturverfahren für okulare Artefakte hat gezeigt, dass die Kritikpunkte an der EMCP zutreffend sind, während der einzige kontrollierbare Kritikpunkt der Rejection Procedure, die Gefahr verunreinigte Bereiche zu akzeptieren, nicht bestätigt werden konnten. Die Gefahr, dass es durch die Bitte „die Augen möglichst nicht zu bewegen“ zu Verzerrungen der EEG-Daten kommen würde, bestand in dieser Studie nicht, da die Versuchspersonen eine solche Anweisung nicht erhalten haben. Ein weiterer Kritikpunkt an der Rejection Procedure, der für diese Studie nicht zutreffend war, war der, dass die am meisten interessierenden Teilstücke aus den EEG-Daten entfernt werden. Da es sich hier um einen spontanen EEG-Datensatz handelte, waren alle Teilstücke von gleichem Interesse. Die Reduktion der Datenmenge ist ein Kritikpunkt, der bei der Verwendung der Rejection Procedure immer bestehen bleibt, und somit auch für diese Studie zutreffend ist.

Diese Reduktion der Datenmenge stellt ein Problem für die Vergleichbarkeit der beiden unterschiedlich korrigierten Datensätze dar. Zum einen ist es sicherlich nicht unproblematisch, dass in die Berechnung der Mittelwerte getrennt für die beiden Methoden, getrennt für die Frequenzbänder, getrennt für die Elektroden, getrennt für die Bedingungen und getrennt für jede Versuchsperson eine unterschiedliche Anzahl an Segmenten für die jeweilige Methode eingegangen war. Aber neben der Reduktion der Daten führte die Verwendung der Rejection Procedure zu einem Datensatz, der andere neuronale Aktivität beinhaltete als der durch die EMCP korrigierten Datensatz. Diese Problematik wurde auch schon bei der Erklärungsmöglichkeit der Ergebnisse an den occipitalen Elektrodenpositionen in der Bedingung „Augen auf“ im Delta-, Theta-, und Beta-Band erwähnt und soll hier noch mal ausführlicher erläutert werden. Studien haben gezeigt, dass Augenbewegungen in Zusammenhang mit psychologischen Prozessen, wie z. B. Aufmerksamkeitsprozesse, stehen (siehe Kapitel. 2.2.1; Brunia et al., 1989). Das bedeutet, dass sich die neuronale Aktivität während einer Augenbewegung oder eines Blinks von der neuronalen Aktivität ohne Augenbewegung unterscheidet. Nach der Korrektur der okularen Artefakte durch die Rejection Procedure existierte ein Datensatz, in dem keine Abschnitte während eines Blinks oder einer Augenbewegung enthalten waren. Das heißt dass diese neuronale Aktivität völlig in dem durch die Rejection Procedure korrigierten Datensatz fehlte. Die neuronale Aktivität während eines Blinks oder einer Augenbewegung war aber in den durch die EMCP korrigierten Daten enthalten, da diese die Aktivität der okularen Artefakte entfernen, aber die neuronale Aktivität zu diesem Zeitpunkt zum größten Teil in den Daten enthalten bleibt. Dieser Unterschied wirft die Frage auf, inwieweit die beiden unterschiedlich korrigierten Datensätze direkt vergleichbar waren. Dieses Problem ist bei einem Vergleich der beiden Korrekturverfahren

mit empirischen Daten immer gegeben und empirisch nicht lösbar. Die einzige Lösungsmöglichkeit wäre ein Vergleich der Korrekturverfahren mit Hilfe von Computer simulierten Datensätzen. Dieser Weg wirft allerdings die Frage nach der externen Validität auf.

Insgesamt gesehen sind die Befunde dieser Studie erfreulich. Der direkte Vergleich zwischen der Rejection Procedure und der EMCP von Gratton und Coles (1989) hat gezeigt, dass die Verwendung der EMCP zu einer Reduktion der Power Density Werte der EEG-Daten im Vergleich zu den Power Density Werten der durch die Rejection Procedure korrigierten EEG-Daten führte, diese Reduktion aber zu keinem Unterschied in dem Treatmenteffekt „Augen zu“ vs. „Augen auf“ im Alpha-Band machte. Daraus kann geschlossen werden, dass aus praktischen Gründen die EMCP der Rejection Procedure bei einem ähnlichen Datensatz, wie in dieser Studie gegeben, vorzuziehen ist. Vorausgesetzt die Aktivität an den occipitalen Elektrodenpositionen im Delta-, Theta- oder Beta-Band sind nicht von besonderem Interesse. Zum anderen zeigen die Ergebnisse, dass andere Studien mit ähnlichen Datensätzen und Treatmenteffekten miteinander vergleichbar sind, auch wenn einmal die Rejection Procedure und einmal die EMCP zur Korrektur okularer Artefakte verwendet wurden.

Ob diese Ergebnisse auch auf andere Datensätze generalisierbar sind bedarf weiterer Untersuchungen.

7. Literaturverzeichnis

- Berg, P. & Scherg M. (1991). Dipole models of eye movements and blinks. *Electroencephalography Clinical Neurophysiology*, 79, 36-44.
- Blom J. B. & Anneveldt M. (1982). An electrocap tested. *Electroencephalography & Clinical Neurophysiology*, 54, 591-594.
- Brunia, C. H. M., Möcks, J., & Van den Bergen-Lenssen, M. M. C. (1989). Removing ocular artifacts while saving contaminated trials. *Journal of Psychophysiology*, 3, 2-13.
- Chatrian G. E, Lettich E, & Nelson P. L. (1985). Ten percent electrode system for topographic studies of spontaneous and evoked EEG activities. *Am J EEG Technol*, 25;83-92.
- Christ, S. (2001). *Der Einfluss okularer Artefakte auf das Electroencephalogramm – eine Evaluation des Augenkorrekturalgorithmus von Gratton, Coles, & Donchin (1983)*. Universität Trier: Diplomarbeit.
- Cohen, J. C. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences*, 2nd ed. Hillsdale, NJ: Erlbaum.
- Croft, R. J. & Barry, R. J. (2000). EOG correction: Which regression should we use?. *Psychophysiology*, 37, 123-125.
- Croft, R. J. & Barry R. J. (2002). Issues relating to the subtraction phase in the EOG artefact correction of the EEG. *International Journal of Psychophysiology*, 44, (2002), 187-195.
- Cronbach, L. J. (1957). The two disciplines of scientific psychology. *American Psychologist*, 12, 671-684.
- Elbert, T., Lutzenberger, W., Rockstroh, B., & Birbaumer, N. (1985). Removal of ocular artifacts from the EEG – a biophysical approach to the EOG. *Electroencephalography & Clinical Neurophysiology*, 60, 455-463
- Gasser, T., Bächer, P., & Möcks, J. (1982). Transformations towards the normal distribution of broad band spectral parameters of the EEG. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 53, 119-124.
- Gasser, T., Sroka, L., & Möcks, J. (1985). The transfer of EOG activity into the EEG for eyes open and closed. *Electroencephalography & Clinical Neurophysiology*, 61, 181-193.
- Gasser, T., Sroka, L., & Möcks, J. (1986). The correction of EOG artifacts by frequency dependent and frequency independent methods. *Psychophysiology*, 23, 704-712.

- Girton, D. G. & Kamiya, J. (1973). Simple on-line technique for removing eye movement artefacts from the EEG. *Electroencephalography Clinical Neurophysiology*, 34, 212-216.
- Gratton, G. (1998). Dealing with artefacts: The EOG contamination of the event-related brain Potenzial. *Behavior Research Methods, Instruments, & Computers*, 30 (1), 44-53.
- Gratton, G., Coles, M. G. H., & Donchin, E. (1983). A new method for off-line removal of ocular artefact. *Electroencephalography & Clinical Neurophysiology*, 55, 468-484.
- Gratton, G. & Coles, M. G. H. (1989). Generalization and evaluation of eye-movement artifacts from the EEG. *Journal of Psychophysiology*, 3, 14-16.
- Oster, P. J. & Stern, J. A. (1980). Measurement of eye movement in electrooculography. In Martin, I. & Venables, P. H. (Eds.), *Techniques in psychophysiology* (pp. 275-309). Chichester, U.K.: Wiley.
- Hays, W. L. (1974). *Statistics for the social sciences*, 2nd ed. London: Holt, Rinehart, & Winston.
- Hagemann, D., & Naumann, E. (2001). The effects of ocular artefacts (lateralized) broadband power in the EEG. *Clinical Neurophysiology*, 112, 215-231.
- Hagemann, D. (1999). *Tonische Asymmetrien corticaler Aktiviertheit und affektive Dispositionen: eine empirische Untersuchung latenter State- und Traitvariablen*. Berlin: Logos Verlag.
- Hagemann, D. & Naumann, E. (2001). The effects of ocular artefacts (lateralized) broadband power in the EEG. *Clinical Neurophysiology*, 112, 215-231
- Hillyard, S. A. & Galambos, R. (1970). Eye movement artefact in the CNV. *Electroencephalography Clinical Neurophysiology*, 28, 173-182.
- Katznelson, R. D. (1981). EEG recording, electrode placement, and aspects of generator localization. In P. L. Nunez (Ed.), *Electric fields of the brain* (pp. 176-213). New York: Oxford University Press.
- Lutzenberger, W. & Elbert, T. (1989). An Attempt of EOG Correction. *Journal of Psychophysiology*, 3, 20-21
- Miller, G. A., Gratton, G., & Yee, C. M. (1988). Generalized implementation of an eye movement correction procedure. *Psychophysiology*, 25, 241-243.
- Möcks, J., Gasser, T., & Sroka, L. (1989). Approaches to correcting EOG artifacts. *Journal of Psychophysiology*, 3, 21-26.
- Newland, D. E. (1984). *An introduction to random vibrations and spectral analysis*. 2nd ed. New York: Longman.

- Oster, P. J. & Stern, J. A. (1980). Measurement of eye movement in electrooculography. In Martin, I. & Venables, P. H. (Eds.), *Techniques in psychophysiology* (pp. 275-309). Chichester, U.K.: Wiley
- Overton, D. A. & Shagass C. (1969). Distribution of eye movement and eye blink potentials over the scalp. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 27, 546.
- Polich J, & Lawson D. (1985). Event-related potential paradigms using tin electrodes. *Am J EEG Technol*; 25;187-192.
- Schandry, R. (1998). *Lehrbuch Psychophysiology*. Weinheim: Psychologie Verlags Union.
- Tuan, P. D. (1989). A comment from the viewpoint of time series analysis. *Journal of Psychophysiology*, 3, 46-48.
- Van den Berg-Lenssen, M. M. C. & Brunia, C. H. M. (1989a). Correction of ocular artefacts in EEGs using an autoregressive model to describe the EEG. *Journal of Psychophysiology*, 3, 26-29.
- Van den Berg-Lenssen, M. M. C. & Brunia, C. H. M. (1989b). Participants' comments. *Journal of Psychophysiology*, 3, 38-39
- Van Driel G., Woestenburg J. C., & van Blokland-Vogelgesang, A. W. (1989). Frequency domain methods: a solution for the problems of EOG-EEG contamination in ERPs. *Journal of Psychophysiology*, 3, 29-34.
- Verleger, R. (1991). The instruction to refrain from blinking affects auditory P3 and N1 amplitudes. *Electroencephalography Clinical Neurophysiology*, 78, 240-251.

Anhang A Mathematische Herleitung der Propagationsfaktoren des Korrekturalgorithmus von Gratton et al. (1983)

Die folgenden Ausführungen beziehen sich alle auf den Artikel von Gratton et al. (1983).

Die Spannung, die man zwischen zwei beliebigen Elektroden zu irgendeinem Zeitpunkt in irgendeinem Durchgang misst, kann mit folgender Formel beschrieben werden:

$$V_t = ERP_t + EMA_t + N_t \quad (1)$$

Bei dieser Formel entspricht:

ERP_t = dem wahren EKP zu dem Zeitpunkt t ;

EMA_t = Beitrag der okularen Aktivität zu V_t

N_t = dem „Rauschen“, was alle elektrische Aktivität beinhaltet, die nicht Zeit bezogen oder Ereignis bezogen ist und nicht mit der okularen Aktivität im Zusammenhang steht

Es wird davon ausgegangen, dass der Erwartungswert von N_t null ist.

Des Weiteren gilt, dass

$$\bar{V}_t = E(V_t) = ERP_t + \bar{EMA}_t$$

wobei \bar{V}_t , der Mittelwert von V_t gemittelt über alle n Durchgänge, ein Schätzer für $E(V_t)$ ist und \bar{EMA}_t der gesamte Durchschnitt der individuellen EMAs ist. Man kann nicht davon ausgehen, dass der Erwartungswert von EMA_t null ist. Deswegen muss dieses Artefakt von dem V_t entfernt werden. Es wird angenommen, dass EMA ein gewichteter Wert des EOGs ist. Deswegen kann man auch sagen:

$$EMA_t = K(EOG_t) \quad (2)$$

EOG_t entspricht dem aufgezeichneten EOG zum Zeitpunkt t , K ist der Propagationsfaktor, der den Anteil des EOGs an V_t beschreibt.

Das Ziel dieses Korrekturverfahren ist es, K zu schätzen. Dieser Propagationsfaktor kann verwendet werden, um V_t zu korrigieren. Dadurch wird \bar{EMA}_t aus den Daten entfernt, und es ist eine bessere Interpretation der Daten möglich. Vor der Korrektur muss aber zuerst noch das unbekannte EMA_t geschätzt werden. Dafür geht man von der folgenden Annahme aus:

$$EOG_t = EMR_t + EMN_t \quad (3)$$

EMR_t entspricht hier der Spannung, die durch die Augenbewegung entstanden ist, und das zu einem bestimmten Zeitpunkt t durch ein Ereignis hervorgerufen wurde; EMN_t ist die

Spannung zu dem Zeitpunkt t , die allerdings nicht durch das Ereignis hervorgerufen wurde. Es wird davon ausgegangen, dass der Erwartungswert von EMN_t ist null.

Daraus folgt, dass V_t wie folgt beschreiben werden kann:

$$V_t = ERP_t + K(EMR_t + EMN_t) + N_t \quad (4)$$

Da die Erwartungswerte für EMN_t und N_t null sind, folgt daraus:

$$E(V_t) = ERP_t + K(EMR_t) \quad (5)$$

Da \bar{V}_t , also der Mittelwert von V_t gemittelt über alle n Durchgänge ist ein Schätzer für $E(V_t)$, kann daraus kann die folgenden Beziehungen gebildet werden:

Aus den Gleichungen (5) und (4) erhält man:

$$V_t - \bar{V}_t = K(EMN_t) + N_t \quad (6)$$

und von (6) und (3) erhält man:

$$V_t - \bar{V}_t = K(EOG_t - EMR_t) + N_t \quad (7)$$

EMR_t kann durch den Durchschnitt des EOGs geschätzt werden, daraus folgt:

$$V_t - \bar{V}_t = K(EOG_t - \overline{EOG}) + N_t \quad (8)$$

Es ist zu erkennen, dass alle Komponenten der Gleichung (8) in den Daten enthalten sind, außer K und N_t . Wie schon erwähnt ist der Erwartungswert von N_t null. K kann geschätzt werden mit der Methode der kleinsten Quadrate.

Der Propagationsfaktor lässt sich also durch die folgenden Schritte schätzen:

1. Berechnung des \bar{V}_t und \overline{EOG}_t für alle Zeitpunkte über alle Durchgänge
2. Berechnen der Differenzen $(V_t - \bar{V}_t)$ und $(EOG - \overline{EOG}_t)$ für jeden Durchgang
3. Lösen der Gleichung mit Hilfe der Methode der kleinsten Quadrate $V_t - \bar{V}_t = K(EOG_t - \overline{EOG})$, durch die Verwendung der Differenzen $(V_t - \bar{V}_t)$ und $(EOG - \overline{EOG}_t)$, generiert über alle Durchgänge und Zeitpunkte

Dieses Verfahren wird getrennt für die Blinks und Augenbewegungen durchgeführt. Es wird davon ausgegangen, dass ein Blink dann aufgetreten ist, wenn das EOG-Signal ein festgelegtes Kriterium in einen Zeitintervall von 20ms überschreitet. Ein Blink liegt also dann vor, wenn gilt $(EOG_t - EOG_{t-10}) + (EOG_t - EOG_{t+10}) \geq \text{Kriterium}$.

Anhang B Propagationsfaktorentabelle

Tabelle B1

Die Propagationsfaktoren für die Blinks getrennt für den HEOG- und den VEOG-Kanal. Die Propagationsfaktoren wurden über die 31 Versuchspersonen gemittelt, getrennt für jede Elektrodenposition und die EOG-Kanäle, des Weiteren wird jeweils der minimale und maximale Propagationsfaktor für jede Elektrodenposition angegeben.

Elektrode	HEOG			VEOG		
	Minimum	Maximum	Mittelwert	Minimum	Maximum	Mittelwert
FP1	-0,05	0,23	0,07	-0,83	-0,29	-0,45
FP2	-0,12	0,07	-0,04	-0,71	-0,28	-0,43
F7	0,10	0,38	0,21	-0,46	-0,11	-0,20
F8	-0,27	-0,06	-0,19	-0,36	-0,12	-0,19
F3	0,00	0,16	0,07	-0,39	-0,14	-0,19
F4	-0,10	-0,01	-0,05	-0,38	-0,14	-0,19
T3	0,04	0,17	0,08	-0,26	-0,03	-0,07
T4	-0,18	-0,03	-0,08	-0,24	-0,03	-0,07
C3	-0,02	0,10	0,04	-0,28	-0,05	-0,09
C4	-0,08	0,00	-0,04	-0,27	-0,05	-0,09
T5	-0,01	0,07	0,03	-0,23	-0,02	-0,05
T6	-0,08	0,01	-0,03	-0,22	-0,02	-0,05
P3	-0,03	0,05	0,02	-0,24	-0,03	-0,06
P4.	-0,06	0,02	-0,01	-0,24	-0,03	-0,06
O1	-0,03	0,04	0,01	-0,22	-0,02	-0,04
O2	-0,06	0,03	0,00	-0,07	-0,01	-0,04

Tabelle B2

Die Propagationsfaktoren für die Augenbewegungen getrennt für den HEOG- und den VEOG-Kanal. Die Propagationsfaktoren wurden über die 31 Versuchspersonen gemittelt, getrennt für jede Elektrodenposition und die EOG-Kanäle, des Weiteren wird jeweils der minimale und maximale Propagationsfaktor für jede Elektrodenposition angegeben.

Elektrode	HEOG			VEOG		
	Minimum	Maximum	Mittelwert	Minimum	Maximum	Mittelwert
FP1	-0,01	0,17	0,07	-0,72	-0,23	-0,40
FP2	-0,12	0,03	-0,04	-0,62	-0,24	-0,38
F7	0,08	0,40	0,20	-0,46	-0,09	-0,18
F8	-0,28	-0,08	-0,18	-0,36	-0,10	-0,18
F3	0,02	0,16	0,07	-0,39	-0,11	-0,19
F4	-0,11	-0,02	-0,05	-0,38	-0,11	-0,19
T3	0,04	0,26	0,09	-0,27	-0,03	-0,07
T4	-0,20	-0,04	-0,09	-0,24	-0,03	-0,07
C3	0,02	0,15	0,05	-0,28	-0,05	-0,10
C4	-0,08	0,03	-0,04	-0,27	-0,06	-0,10
T5	0,02	0,15	0,04	-0,22	0,00	-0,04
T6	-0,11	0,00	-0,03	-0,21	-0,01	-0,04
P3	0,00	0,11	0,03	-0,24	-0,02	-0,06
P4.	-0,05	0,01	-0,02	-0,23	-0,02	-0,06
O1	-0,05	0,06	0,01	-0,21	0,02	-0,03
O2	-0,02	0,01	-0,01	-0,06	0,02	-0,03

Anhang C Ergebnisstabellen der Varianzanalysen und Post-Hoc-Tests

Tabelle C1

Ergebnis der vierfaktoriellen Varianzanalyse im Delta-Band mit Messwiederholung auf allen vier Faktoren mit den Faktoren „Methode“ (Rejection Procedure, EMCP), „Bedingung,“ (Augen zu, Augen auf) „Hemisphäre“ (Links, Rechts) und „Region“ (8 Elektrodenpositionen)

Delta-Band	F-Wert	ε- Green.- Geisser	df	P	ω^2	Power ($\Omega^2=0,06$; $\alpha=0,05$)
Haupteffekte						
Methoden	17,22	1,00	1; 30	0,000	0,21	
Bedingung	11,82	1,00	1; 30	0,002	0,14	
Hemisphäre	0,02	1,00	1; 30	0,877	0	0,83
Region	69,72	0,28	7; 210	0,000	0,66	
WW-1. Ordnung						
Methode*Bed.	34,40	1,00	1; 30	0,000	0,21	
Methode*Hem.	2,43	1,00	1; 30	0,130	0,01	0,98
Bed.*Hem.	0,51	1,00	1; 30	0,482	0	0,98
Methode*Region	14,76	0,17	7; 210	0,000	0,16	
Bed.*Region	4,45	0,21	7; 210	0,027	0,04	
Region*Hem.	8,66	0,44	7; 210	0,000	0,09	
WW-2. Ordnung						
Meth.*Bed.*Hem.	0,01	1,00	1; 30	0,933	0	1,00
Meth.*Bed.*Reg.	36,25	0,24	7; 210	0,000	0,2	
Bed.*Reg.*Hem.	2,05	0,41	7; 210	0,116	0	1,00
Meth.*Reg.*Hem.	2,06	0,39	7; 210	0,117	0	1,00
WW-3. Ordnung						
Meth.*Bed.*Reg.*Hem.	1,52	0,26	7; 210	0,228	0	1,00

Tabelle C2

Ergebnis des Post-Hoc-Analyse der einfachen Wechselwirkung der Faktoren „Methode“ (Rejection Procedure,

Delta-Band	t-Wert	df	P	ω^2	Power ($\Omega^2=0,06$; $\alpha=0,05$)
FP1/FP2	5,61	30	0,000*	0,32	
F7/F8	6,61	30	0,000*	0,41	
F3/F4	5,63	30	0,000*	0,33	
T3/T4	5,73	30	0,000*	0,34	
C3/C4	4,96	30	0,000*	0,28	
T5/T6	4,70	30	0,000*	0,25	
P3/P4	2,33	30	0,027	0,07	0,61
O1/O2	-0,52	30	0,604	0	0,61

EMCP)* „Region“ (8Elektorenpositionen) für die Bedingung „Augen zu“ im Delta-Band.

*Signifikant nach einer Bonferoni-Holm-Korrektur für alle 8 t-Tests mit $\alpha = 0,05$

Tabelle C3

Ergebnis des Post-Hoc-Analyse der einfachen Wechselwirkung der Faktoren „Methode“ (Rejection Procedure,

Delta-Band	t-Wert	df	P	ω^2	Power ($\Omega^2=0,06$; $\alpha=0,05$)
FP1/FP2	0,48	30	0,636	0	0,61
F7/F8	2,74	30	0,01	0,09	0,61
F3/F4	1,71	30	0,098	0,03	0,61
T3/T4	2,29	30	0,03	0,06	0,61
C3/C4	0,95	30	0,348	0	0,61
T5/T6	1,05	30	0,302	0	0,61
P3/P4	-1,18	30	0,249	0,01	0,61
O1/O2	-5,76	30	0,000*	0,34	

EMCP)* „Region“ (8Elektorenpositionen) für die Bedingung „Augen auf“ im Delta-Band.

*Signifikant nach einer Bonferoni-Holm-Korrektur für alle 8 t-Tests mit $\alpha = 0,05$

Tabelle C4

Ergebnis der vierfaktoriellen Varianzanalyse im Theta-Band mit Messwiederholung auf allen vier Faktoren mit den Faktoren „Methode“ (Rejection Procedure, EMCP), „Bedingung“, (Augen zu, Augen auf) „Hemisphäre“ (Links, Rechts) und „Region“ (8 Elektrodenpositionen)

Theta-Band	F-Wert	ϵ- Green.- Geisser	df	P	ω^2	Power ($\Omega^2=0,06$; $\alpha=0,05$)
Haupteffekte						
Methoden	31,99	1,00	1; 30	0,000	0,33	
Bedingung	50,16	1,00	1; 30	0,000	0,44	
Hemisphäre	2,71	1,00	1; 30	0,11	0,02	0,83
Region	105,48	0,34	7; 210	0,000	0,75	
WW-1. Ordnung						
Methode*Bed.	39,12	1,00	1; 30	0,000	0,23	
Methode*Hem.	5,77	1,00	1; 30	0,023	0,03	
Bed.*Hem.	3,67	1,00	1; 30	0,65	0,02	0,98
Methode*Region	14,66	0,17	7; 210	0,000	0,16	
Bed.*Region	13,19	0,22	7; 210	0,000	0,14	
Region*Hem.	5,87	0,61	7; 210	0,000	0,05	
WW-2. Ordnung						
Meth.*Bed.*Hem.	4,75	1,00	1; 30	0,037	0,01	
Meth.*Bed.*Reg.	25,21	0,21	7; 210	0,000	0,15	
Bed.*Reg.*Hem.	3,99	0,47	7; 210	0,008	0,01	
Meth.*Reg.*Hem.	9,70	0,37	7; 210	0,000	0,05	
WW-3. Ordnung						
Meth.*Bed.*Reg.*Hem.	8,19	0,33	7; 210	0,000	0,02	

Tabelle C5

Ergebnis des Post-Hoc-Analyse der einfachen Wechselwirkung der Faktoren „Methode“ (Rejection Procedure,

Theta-Band	t-Wert	df	P	ω^2	Power ($\Omega^2=0,06$; $\alpha=0,05$)
FP1/FP2	5,68	30	0,000*	0,34	
F7/F8	9,17	30	0,000*	0,57	
F3/F4	8,55	30	0,000*	0,54	
T3/T4	10,24	30	0,000*	0,63	
C3/C4	8,00	30	0,000*	0,50	
T5/T6	8,01	30	0,000*	0,50	
P3/P4	4,76	30	0,000*	0,26	
O1/O2	1,94	30	0,062	0,04	0,61

EMCP)* „Region“ (8Elektorenpositionen) für die Bedingung „Augen zu“ im Theta-Band.

*Signifikant nach einer Bonferoni-Holm-Korrektur für alle 8 t-Tests mit $\alpha = 0,05$

Tabelle C6

Ergebnis des Post-Hoc-Analyse der einfachen Wechselwirkung der Faktoren „Methode“ (Rejection Procedure,

Theta-Band	t-Wert	df	P	ω^2	Power ($\Omega^2=0,06$; $\alpha=0,05$)
FP1/FP2	0,26	30	0,793	0	0,61
F7/F8	4,92	30	0,000*	0,27	
F3/F4	3,61	30	0,001*	0,16	
T3/T4	6,34	30	0,000*	0,39	
C3/C4	3,79	30	0,001*	0,18	
T5/T6	4,73	30	0,000*	0,26	
P3/P4	0,70	30	0,489	0	0,61
O1/O2	-3,41	30	0,002*	0,15	

EMCP)* „Region“ (8Elektorenpositionen) für die Bedingung „Augen auf“ im Theta-Band.

*Signifikant nach einer Bonferoni-Holm-Korrektur für alle 8 t-Tests mit $\alpha = 0,05$

Tabelle C7

Ergebnis der vierfaktoriellen Varianzanalyse im Alpha-Band mit Messwiederholung auf allen vier Faktoren mit den Faktoren „Methode“ (Rejection Procedure, EMCP), „Bedingung“, (Augen zu, Augen auf) „Hemisphäre“

Alpha-Band	F-Wert	ε- Green.- Geisser	df	P	ω^2	Power ($\Omega^2=0,06$; $\alpha=0,05$)
Haupteffekte						
Methoden	70,21	1,00	1; 30	0,000	0,53	
Bedingung	123,87	1,00	1; 30	0,000	0,66	
Hemisphäre	10,58	1,00	1; 30	0,003	0,13	
Region	148,43	0,41	7; 210	0,000	0,81	
WW-1. Ordnung						
Methode*Bed.	1,22	1,00	1; 30	0,278	0	0,98
Methode*Hem.	2,60	1,00	1; 30	0,117	0,01	0,98
Bed.*Hem.	3,81	1,00	1; 30	0,06	0,02	0,98
Methode*Region	46,59	0,24	7; 210	0,000	0,39	
Bed.*Region	50,03	0,38	7; 210	0,000	0,41	
Region*Hem.	5,29	0,39	7; 210	0,003	0,05	
WW-2. Ordnung						
Meth.*Bed.*Hem.	5,42	1,00	1; 30	0,027	0,02	
Meth.*Bed.*Reg.	10,87	0,24	7; 210	0,000	0,06	
Bed.*Reg.*Hem.	0,99	0,48	7; 210	0,405	0	1,00
Meth.*Reg.*Hem.	5,59	0,39	7; 210	0,002	0,03	
WW-3. Ordnung						
Meth.*Bed.*Reg.*Hem.	4,00	0,43	7; 210	0,01	0,01	

(Links, Rechts) und „Region“ (8 Elektrodenpositionen)

Tabelle C8

Ergebnis des Post-Hoc-Analyse der einfachen Wechselwirkung der Faktoren „Methode“ (Rejection Procedure,

Alpha-Band	t-Wert	df	P	ω^2	Power ($\Omega^2=0,06$; $\alpha=0,05$)
FP1/FP2	13,61	30	0,000*	0,75	
F7/F8	13,80	30	0,000*	0,75	
F3/F4	13,49	30	0,000*	0,74	
T3/T4	10,70	30	0,000*	0,65	
C3/C4	7,55	30	0,000*	0,47	
T5/T6	6,67	30	0,000*	0,41	
P3/P4	2,35	30	0,025	0,07	0,61
O1/O2	0,15	30	0,886	0	0,61

EMCP)* „Region“ (8Elektorenpositionen) für die Bedingung „Augen zu“ im Alpha-Band.

*Signifikant nach einer Bonferoni-Holm-Korrektur für alle 8 t-Tests mit $\alpha = 0,05$

Tabelle C9

Ergebnis des Post-Hoc-Analyse der einfachen Wechselwirkung der Faktoren „Methode“ (Rejection Procedure,

Alpha-Band	t-Wert	df	P	ω^2	Power ($\Omega^2=0,06$; $\alpha=0,05$)
FP1/FP2	2,97	30	0,006*	0,11	
F7/F8	8,33	30	0,000*	0,52	
F3/F4	6,56	30	0,000*	0,40	
T3/T4	5,53	30	0,000*	0,32	
C3/C4	3,80	30	0,001*	0,18	
T5/T6	4,31	30	0,000*	0,22	
P3/P4	2,38	30	0,024*	0,07	
O1/O2	0,49	30	0,685	0	0,61

EMCP)* „Region“ (8Elektorenpositionen) für die Bedingung „Augen auf“ im Alpha-Band.

*Signifikant nach einer Bonferoni-Holm-Korrektur für alle 8 t-Tests mit $\alpha = 0,05$

Tabelle C10

Ergebnis der vierfaktoriellen Varianzanalyse im Beta-Band mit Messwiederholung auf allen vier Faktoren mit den Faktoren „Methode“ (Rejection Procedure, EMCP), „Bedingung“, (Augen zu, Augen auf) „Hemisphäre“ (Links, Rechts) und „Region“ (8 Elektrodenpositionen)

Beta-Band	F-Wert	ϵ- Green.- Geisser	df	P	ω^2	Power ($\Omega^2=0,06$; $\alpha=0,05$)
Haupteffekte						
Methoden	25,69	1,00	1; 30	0,000	0,28	
Bedingung	17,15	1,00	1; 30	0,000	0,21	
Hemisphäre	0,83	1,00	1; 30	0,37	0	0,83
Region	36,78	0,44	7; 210	0,000	0,50	
WW-1. Ordnung						
Methode*Bed.	19,23	1,00	1; 30	0,000	0,13	
Methode*Hem.	15,20	1,00	1; 30	0,001	0,1	
Bed.*Hem.	0,88	1,00	1; 30	0,356	0	0,98
Methode*Region	23,51	0,25	7; 210	0,000	0,24	
Bed.*Region	41,48	0,49	7; 210	0,000	0,36	
Region*Hem.	1,59	0,56	7; 210	0,183	0	1,00
WW-2. Ordnung						
Meth.*Bed.*Hem.	7,15	1,00	1; 30	0,012	0,02	
Meth.*Bed.*Reg.	8,01	0,41	7; 210	0,000	0,05	
Bed.*Reg.*Hem.	1,17	0,54	7; 210	0,326	0	1,00
Meth.*Reg.*Hem.	1,03	0,33	7; 210	0,374	0	1,00
WW-3. Ordnung						
Meth.*Bed.*Reg.*Hem.	1,03	0,36	7; 210	0,374	0	1,00

Tabelle C11

Ergebnis des Post-Hoc-Analyse der einfachen Wechselwirkung der Faktoren „Methode“ (Rejection Procedure,

Beta-Band	t-Wert	df	P	ω^2	Power ($\Omega^2=0,06$; $\alpha=0,05$)
FP1/FP2	3,40	30	0,002*	0,15	
F7/F8	9,39	30	0,000*	0,58	
F3/F4	9,73	30	0,000*	0,60	
T3/T4	6,50	30	0,000*	0,40	
C3/C4	6,73	30	0,000*	0,42	
T5/T6	4,80	30	0,000*	0,26	
P3/P4	2,31	30	0,028	0,07	0,61
O1/O2	-1,79	30	0,084	0,03	0,61

EMCP)* „Region“ (8Elektorenpositionen) für die Bedingung „Augen zu“ im Beta-Band.

*Signifikant nach einer Bonferoni-Holm-Korrektur für alle 8 t-Tests mit $\alpha = 0,05$

Tabelle C12

Ergebnis des Post-Hoc-Analyse der einfachen Wechselwirkung der Faktoren „Methode“ (Rejection Procedure,

Beta-Band	t-Wert	df	P	ω^2	Power ($\Omega^2=0,06$; $\alpha=0,05$)
FP1/FP2	0,43	30	0,669	0	0,61
F7/F8	5,36	30	0,000*	0,31	
F3/F4	3,17	30	0,003*	0,13	
T3/T4	4,91	30	0,000*	0,27	
C3/C4	3,45	30	0,002*	0,15	
T5/T6	2,98	30	0,006*	0,11	
P3/P4	-0,40	30	0,692	0	0,61
O1/O2	-2,74	30	0,010*	0,09	

EMCP)* „Region“ (8Elektorenpositionen) für die Bedingung „Augen auf“ im Beta-Band.

*Signifikant nach einer Bonferoni-Holm-Korrektur für alle 8 t-Tests mit $\alpha = 0,05$

Tabelle C13

Ergebnis der dreifaktoriellen Varianzanalyse im Alpha-Band mit Messwiederholung auf allen drei Faktoren mit den Faktoren „Bedingung“, (Augen zu, Augen auf) „Hemisphäre“ (Links, Rechts) und „Region“ (8 Elektrodenpositionen). Die dreifaktorielle Varianzanalyse wurde getrennt für die beiden Methoden gerechnet (R.P. = Rejection Procedure)

Alpha-Band	F-Wert	ε- Green- Geisser	df	P	ω^2	Power ($\Omega^2=0,06$; $\alpha=0,05$)
Haupteffekte						
R. P./Bedingung	129,19	1,00	1; 30	0,000	0,67	
EMCP/Bedingung	116,81	1,00	1; 30	0,000	0,65	
R. P./Hemisphäre	11,58	1,00	1; 30	0,002	0,14	
EMCP/Hemisphäre	9,43	1,00	1; 30	0,005	0,11	
R. P./Region	131,24	0,39	7; 210	0,000	0,79	
EMCP/Region	161,38	0,42	7; 10	0,000	0,82	
WW-1. Ordnung						
R. P./Bed.*Hem.	2,00	1,00	1; 30	0,168	0	0,99
EMCP/Bed.*Hem.	6,44	1,00	1; 30	0,017	0,04	
R. P./Bed.*Region	45,38	0,38	7; 210	0,000	0,38	
EMCP/Bed.*Region	51,64	0,41	7; 210	0,000	0,41	
R. P./Region*Hem.	4,88	0,39	7; 210	0,005	0,04	
EMCP/Region*Hem.	5,69	0,40	7; 210	0,002	0,05	
WW-2. Ordnung						
R. P./Bed.*Reg.*Hem.	1,22	0,45	7; 210	0,303	0	1,00
EMCP/Bed.*Reg.*Hem	1,00	0,51	7; 210	0,407	0	1,00

Tabelle C14:

Ergebnis der zweifaktoriellen Varianzanalyse mit Messwiederholung auf beiden Faktoren mit den Faktoren „Methode“ (Rejection Procedure, EMCP) und „Region“ (Elektrodenpositionen) für die Asymmetriemaße im

Alpha-Band	F-Wert	ε- Green- Geisser	df	P	ω^2	Power ($\Omega^2=0,06$; $\alpha=0,05$)
Haupteffekte						
Methoden	2,60	1,00	1; 30	0,117	0,02	0,84
Region	5,29	0,39	7; 210	0,003	0,10	
WW-1. Ordnung						
Methode*Region	5,59	0,39	7; 210	0,002	0,05	

Alpha-Band.

Tabelle C15

Ergebnis des Post-Hoc-Analyse der einfachen Wechselwirkung der Faktoren „Methode“ (Rejection Procedure,

Alpha-Band	t-Wert	df	P	ω^2	Power ($\Omega^2=0,06$; $\alpha=0,05$)
FP1-FP2	-3,57	30	0,001*	0,16	
F7-F8	-0,98	30	0,337	0	0,61
F3-F4	-1,70	30	0,100	0,03	0,61
T3-T4	-1,34	30	0,190	0,01	0,61
C3-C4	-0,90	30	0,377	0	0,61
T5-T6	1,91	30	0,065	0,04	0,61
P3-P4	1,62	30	0,115	0,03	0,61
O1-O2	1,56	30	0,130	0,02	0,61

EMCP)* „Region“ (8Elektrodenpositionen) für die Asymmetriemaße im Alpha-Band.

*Signifikant nach einer Bonferoni-Holm-Korrektur für alle 8 t-Tests mit $\alpha = 0,05$

Anhang D Korrelationstabellen

Tabelle D1

Ergebnisse der Korrelationsanalyse, korreliert wurden die beiden Methoden Rejection Procedure und EMCP getrennt für die beiden Bedingungen „Augen auf“ und „Augen zu“, getrennt für die vier Frequenzbänder, Delta-, Theta-, Alpha- und Beta-Band und für jede Elektrodenposition extra. Alle nicht-markierten Korrelationen sind signifikant nach einer Bonferoni-Holm-Korrektur für alle 16 zweiseitigen T-Tests mit $\alpha = 0,05$.

Rejection Procedure * EMCP

Elektroden- position	Augen zu				Augen auf			
	Delta- Band	Theta- Band	Alpha- Band	Beta- Band	Delta- Band	Theta- Band	Alpha- Band	Beta- Band
FP1	0,21*	0,60	0,99	0,93	0,49	0,42	0,87	0,96
FP2	0,15*	0,58	0,99	0,95	0,41	0,32*	0,91	0,96
F7	0,32*	0,82	0,99	0,93	0,68	0,80	0,95	0,97
F8	0,20*	0,83	0,99	0,94	0,60	0,74	0,96	0,97
F3	0,31*	0,95	0,99	0,99	0,58	0,92	0,99	0,99
F4	0,37	0,97	0,99	0,99	0,59	0,95	0,99	0,99
T3	0,80	0,99	0,99	0,99	0,81	0,97	0,99	0,99
T4	0,65	0,98	0,99	0,97	0,86	0,96	0,99	0,99
C3	0,79	0,99	0,99	0,99	0,79	0,98	0,99	0,99
C4	0,80	0,92	0,99	0,99	0,70	0,99	0,99	0,99
T5	0,94	0,99	0,99	0,99	0,94	0,99	0,99	0,99
T6	0,95	0,99	0,99	0,99	0,89	0,99	0,99	0,99
P3	0,92	0,99	0,99	0,99	0,82	0,98	0,99	0,99
P4	0,92	0,99	0,99	0,99	0,80	0,99	0,99	0,99
O1	0,98	0,99	0,99	0,99	0,92	0,98	0,99	0,99
O2	0,90	0,99	0,99	0,99	0,97	0,99	0,98	0,99

* nicht signifikant nach einer Bonferoni-Holm-Korrektur für alle 16 t-Tests mit $\alpha = 0,05$

Tabelle D2

Ergebnis der Korrelationsanalyse der Asymmetriemaße im Alpha-Band. Die beiden Methoden wurden getrennt für die Elektrodenregionen miteinander korreliert. Alle Korrelationen sind signifikant nach einer Bonferoni-Holm-Korrektur für alle 8 t-Tests mit $\alpha = 0,05$.

Rejection Procedure * EMCP

FP1/2	0,65
F7/8	0,90
F3/4	0,97
T3/4	0,97
C3/4	0,99
T5/6	0,99
P3/3	0,99
O1/2	0,99

Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich diese Arbeit selbstständig verfasst habe und keine anderen Hilfsmittel als die angegebenen Quellen verwendet habe.

(Katja Barz)