universität wien

MASTERARBEIT

Titel der Masterarbeit

„Elektroenzephalografische Analyse von Nachtfahrten in Bezug auf die Vigilanz“

Verfasser

Uwe Richter, BA

angestrebter akademischer Grad

Master of Science (MSc)

Wien, 2012

Studienkennzahl lt. Studienblatt:	A 066 827
Studienrichtung lt. Studienblatt:	Masterstudium Anthropologie
Betreuerin / Betreuer:	o. Univ.-Prof. Dr. John Dittami

„Müdigkeit macht alle Menschen zu Geschwistern“

Hallgrimur Helgason

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
TABELLEN- UND ABBILDUNGSVERZEICHNIS	5
VERZEICHNIS DER VERWENDETEN ABKÜRZUNGEN	7
1. EINLEITUNG UND THEORIE	8
1.1 Vigilanz	9
1.2 Das Enzephalogramm: Parameter und deren Interpretation	11
1.3 Messartefakte	14
1.4 Computergestützte Auswertung des EEGs	15
1.5 Die Messung von Vigilanzschwankungen mit dem EEG	16
1.6 EEG basierte Vigilanzmessung bei Autofahrten	18
1.6.1 Rezente Studien	19
1.6.2 Fragestellung der Studie	21
2. METHODEN	23
2.1 Studiendesign, Probanden/-innen	23
2.1.1 Nachtfahrten unter „Naturalistic Driving“ - Bedingungen	24
2.1.2 Probanden/-innen	25
2.1.3 Versuchsablauf	26
2.1.3.1 EEG-Aufzeichnungen	26
2.1.3.1.1 Verstärkereinstellungen und Filtersettings	28
2.1.3.1.2 Elektrodenpositionen	29
2.1.3.1.3 Datenspeicherung	30
2.2. Analyseschritte der Fragestellung	30
2.2.1 Auswahl der auszuwertenden EEG-Signalabschnitte	30
2.2.2 Quantitative EEG-Analyse (QEEG)	33
2.2.3 Visuelle Artefaktminimierung	34
2.2.4 Ausgewählte Datensätze	35
2.2.5 Statistische Auswertung	36

3. RESULTATE 37
3.1 Alpha Slow-Wave Index (ASI) 37
3.2 Absolute Alpha-Power (ABR-Alpha) 38
3.3 Relative Alpha-Power (RBR-Alpha) 39
3.4 Index der Alpha-Anteriorisation (IAA) 40
3.5 Einzelfallanalysen 41

4. DISKUSSION 51
4.1 Zusammenfassung der Resultate 51
4.2 Vergleich und Interpretation 53
4.3 Ausblicke 55

5. LITERATURVERZEICHNIS 57

6. ANHANG 62
Danksagung 62
Curriculum Vitae 64
Abstract 66

TABELLEN- und ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Seite

Abbildung 2.1: Luftaufnahme des ÖAMTC-Testgelände/Teesdorf (Quelle: ÖAMTC) 25

Abbildung 2.2: Versuchsablauf der Nachtfahrtstudie (Quelle: G. Klösch) 27

Abbildung 2.3: Verwendete PSG-Aufnahmesysteme (Quelle: Herstellerfotos) 28

Abbildung 2.4: Elektrodenpositionen nach dem 10/20 System (Quelle: Iber et al. 2007) 29

Abbildung 2.5: Luftaufnahme des ÖAMTC-Testgelände/Teesdorf (Quelle: Google-Maps) 31

Abbildung 2.6: „Skysafe“ Videoaufzeichnungssystem (Quelle: Foto, G. Klösch) 32

Abbildung 2.7: Screenshot der Videodisplay-Software „Black Box“ (Grafik: G. Klösch) 32

Abbildung 2.8: Screenshot von der Alpha-Trace Auswertesoftware für QEEG (eigene Grafik) 35

Abbildung 2.9: Überblick über die auswertbaren EEG-Aufnahmen (eigene Grafik) 35

Abbildung 3.1: Veränderungen des ASI im Verlauf der zweistündigen Nachtfahrt (eigene Grafik) 37

Abbildung 3.2: Absolute Alpha-Power (ABR-Alpha) an den frontalen Elektrodenpositionen (eigene Grafik) 38

Abbildung 3.3: Relative Alpha-Power (RBR-Alpha) an den zentralen Elektrodenpositionen (eigene Grafik) 39

Abbildung 3.4: Verteilung des IAA während einer zweistündigen Nachtfahrt (eigene Grafik) 40

Abbildung 3.5: Probandin 2004: Veränderungen des RBR-Alphaanteiles (eigene Grafik) 43

Abbildung 3.6: Probandin 2004: FFT-Analyse der frontalen, zentralen und okzipitalen EEG-Ableitungen (Grafik von G. Klösch) 44

Seite

Abbildung 3.7: Proband 2012: Veränderungen des RBR-Alphaanteiles (eigene Grafik) 45
Abbildung 3.8: Proband 2012: Zusammenhang zwischen RBR-Alpha und der Fahrzeit (eigene Grafik) 45
Abbildung 3.9: Proband 2012: FFT-Analyse der frontalen, zentralen und okzipitalen EEG-Ableitungen (Grafik von G. Klösch) 46
Abbildung 3.10: Proband 2048: Veränderungen des RBR-Alphaanteiles (eigene Grafik) 47
Abbildung 3.11: Proband 2048: Zusammenhang zwischen RBR-Alpha und der Fahrzeit (eigene Grafik) 47
Abbildung 3.12: Proband 2048: FFT-Analyse der frontalen, zentralen und okzipitalen EEG-Ableitungen (Grafik von G. Klösch) 48
Abbildung 3.13: Probandin 2058: Episoden mit Gruppen langsamer Wellen (eigene Grafik) 49
Abbildung 3.14: Probandin 2058: FFT-Analyse der frontalen, zentralen und okzipitalen EEG-Ableitungen (Grafik von G. Klösch) 50

Tabelle 2.1: Tabellarischer Überblick über die technischen Spezifikationen der verwendeten PSG-Aufnahmesysteme 28
Tabelle 3.1: Übersicht über die ausgewählten Probanden/ Probandinnen 42

VERZEICHNIS DER VERWENDETEN ABKÜRZUNGEN

AASM = American Academy of Sleep Medicine

ABR = Absolute Band Ratio

AIC = Akaike's Information Criterion

ASFINAG = Autobahnen- und Schnellstraßen-Finanzierungs-Aktiengesellschaft

ARAS = Aufsteigendes retikuläres Aktivierungssystem

ASI = Alpha Slow-Wave Index

ATR oder TAR = Alpha-Theta-Ratio oder Theta-Alpha-Ratio

EEG = Elektroenzephalografie

EDF = European Data Format

fMRI = funktionellen Magnetresonanztomografie

FR = Formatio retikularis

FFT = Fast Fourier Transformation

GPS = Global Positioning System

Hz = Hertz

IAA = Index der Alpha-Anteriorisation

ICH = International Conference on Harmonisation (of Technical Requirements for Registration of Pharmaceuticals for Human Use)

ISWF = Institut für Schlaf-Wach-Forschung

KSS = Karolinska Schläfrigkeitsskala

µV = Mikrovolt

NDS = Naturalistic Driving Studies

ÖAMTC = Österreichischer Automobil, Motorrad- und Touring Club

PSG = Polysomnografie

QEEG = quantitative EEG (Analyse)

RBR = Relative Band Ratio (relative Power eines bestimmten Frequenzbandes)

sec = second (Sekunde)

VI = Vigilanzindex

ZNS = Zentralnervensystem

1. EINLEITUNG UND THEORIE

Der Gau von Tschernobyl (1986), das Zugunglück von Eschede (1998) und die Havarie der Costa Concordia (2012) haben eine gemeinsame Ursache: menschliches Versagen. Doch hinter dem scheinbaren Unvermögen in kritischen Situationen innerhalb von Sekundenbruchteilen die richtigen Entscheidungen zu treffen, verbirgt sich oft ein Mangel an Wachheit und damit verbunden Vigilanz. So verstanden, ist Vigilanz die Fähigkeit, in monotonen Situationen auf seltene Ereignisse möglichst rasch und effizient reagieren. Nach aktuellen Schätzungen sind zwischen 30 bis 90% aller Unfälle in der Industrie auf mangelnde Aufmerksamkeit und Konzentration - im engeren Sinne also auf Beeinträchtigungen der Vigilanz - zurückzuführen (Orth 2012). Die Gründe für eine Beeinträchtigung der Vigilanz (oder auch Daueraufmerksamkeit) sind vielfältig; die Palette reicht von Überforderung (Reizüberflutung), monotonen Arbeitsbedingungen (Überwachungstätigkeiten vor Bildschirmwänden) bis hin zu Schlafdefiziten oder das Arbeiten während der Nachtstunden.

Diese Studie beschäftigt sich mit den Auswirkungen nächtlicher Autofahrten auf die Aufmerksamkeit (Vigilanz) des Fahrers unter „naturalistic driving“ Bedingungen. Während einer zweistündigen Nachtfahrt wurden die Hirnströme der Fahrer mittels Elektroenzephalografie (EEG, siehe unten) kontinuierlich aufgezeichnet. Die Aufnahmen werden im Rahmen dieser Arbeit mit den Methoden der quantitativen EEG-Analyse untersucht und unter Berücksichtigung des Vigilanzkonzeptes interpretiert. In den Eingangskapiteln soll dem Leser vermittelt werden wobei es sich bei dem Begriff Vigilanz handelt. Die daraus resultierenden Modellvorstellungen werden am Ende des Theorieteiles in Hypothesen über die zu erwartenden EEG-Veränderungen während der Nachtfahrten zusammengefasst. Die statistische Auswertung der einzelnen EEG-Frequenzbänder (Gruppenauswertung) umfasst auch die Darstellung der Veränderungen bei ausgewählten Einzelfällen. Dabei wird der Versuch unternommen, anhand der vorhandenen Messungen, Prädiktoren für den weiteren Verlauf der EEG-Veränderungen zu identifizieren.

1.1 Vigilanz

Vigilanz kommt etymologisch von dem Wort “Vigilia” und bedeutet so viel wie Nachtwache (stehen). Es ist ein wissenschaftliches Konstrukt, das schwer bestimmbar ist. Im weitesten Sinne versteht man darunter einen Zustand der Wachheit, der es dem Organismus gestattet, auf externe oder interne Reize adäquat zu reagieren. *“When vigilance is high, mind and body are poised in readiness to respond to any event external or internal*” (Head 1926). Vigilanz ist, nach dieser Definition, bedingt durch einen Fokus, der selektiv auf monotone Vorgänge gerichtet ist und das Potenzial beinhaltet, auf seltene Ereignisse angemessen zu reagieren.

Neuroanatomisch hat man für diese „Aufmerksamkeit“ Strukturen postuliert. Darunter die Formatio reticularis, ein diffuses Geflecht von Neuronen, welches vom Rückenmark in die Mendulla oblongata, zum Pons, weiter zu Thalamus und von dort aus in die Basalganglien zieht. Als Hirnschrittmacher (Wlasak 2012) bezeichnet, steht dieses komplexe Nervengeflecht in Verdacht, als Taktgeber und Indikator für Vigilanz zu fungieren. Seit den Studien von Moruzzi & Magoun (1949) ist bekannt, dass eine gesteigerte retikuläre Aktivierung mit einer vermehrten Bewusstseinshelligkeit einhergeht, die Neurotransmitter dafür sind Serotonin und Noradrenalin. Moruzzi & Magoun haben Schlafende geweckt und Ruhende in die Lage versetzt, sich besser zu konzentrieren. Evidenz für die Stimulation eines Aufsteigenden Retikulären Aktivierendem System (ARAS) und damit der Vigilanz erhielt man durch Beobachtungen mittels EEG: Hirnströme von 40 Hz zeigten sich bei hoher Erregung, hingegen Hirnströme von 3 Hz nur im Tiefschlaf.

Über Nervenbahnen zum Thalamus (speziell zum Nucleus retikularis Thalami, Nucleus ruber und Subastanzia nigra) hat der Hirnstamm wiederum Verbindung zum gesamten Neocortex. Somit besteht Grund zur Annahme, dass der Thalamus, zusammen mit der Formatio retikularis an der Steuerung des Vigilanzsystems Anteil hat. Der Thalamus gilt in der Anatomie schon lange als “Tor des Bewusstseins” (Pape et al. 2005), und zusammen mit der Verknüpfung durch die retikulären Bahnen (als Teil der Formatio retikularis) entsteht das neue Gesamtkonstrukt, das als ARAS bezeichnet wird. Es wird postuliert, dass das ARAS moduliert, was in das Bewusstsein dringt.

Aufmerksamkeit scheint kein passives Geschehen zu sein, es wird vom neuronalen Konstrukt (eben dem ARAS) und von den subjektiven Wahrnehmungsmustern beeinflusst. Experimentell konnte man nachweisen, dass eine hochfrequente Reizung des ARAS (über die retikulären Bahnen) "*die visuelle Diskrimination verbessert, die Erregbarkeit des motorischen Kortex erhöht und die Amplitude von sensorisch evozierten Potenzialen erhöht*" (Kugler 1984). Es wurde dazu postuliert, dass „höhere Vigilanzstufen" mit einer erhöhten elektrischen Interaktion zwischen den Nervenbahnen einhergehen. Das hätte zur Folge, dass anhand der Frequenzveränderungen im EEG das Ausmaß des Vigilanzzustandes eines Probanden eingestuft werden könnte. Einige Studien haben dies unter Hinzunahme der Elektromyografie zu untermauern versucht (Kubicki 1979, Laufs et al. 2003).

Damit das System nicht an einer Überreizung kollabiert und das Erregungsniveau der Hirnrinde auf einem angemessenen Niveau gehalten werden kann, muss es antagonistische Mechanismen geben. Den inhibitorischen Mechanismus vermutet man im Neocortex im Lobus präfrontalis. Es ist bekannt, dass der präfrontale Cortex mit dem limbischen System und mit posterior gelagerten Hirnarealen in Verbindung steht. Man geht weiter davon aus, dass der präfrontale Cortex auf das Striatum, den Thalamus und somit auf das ARAS hemmend wirkt: *„Die Auswahl der Erregungen, die verstärkt oder abgeschwächt weitergegeben werden sollen, werden aus der präfrontalen Großhirnrinde zum Striatum und Thalamus geleitet"* (Mörike 2001).

Diese Erklärung der Vigilanzsteuerung ist dennoch unvollständig. So postuliert Mörike, dass die Vigilanz nicht ausschließlich durch afferente Zuflüsse aus dem Rückenmark und den Hirnnerven beeinflusst wird: „*Man nimmt an, daß cholinerge Systeme im aufsteigenden reticulären System bei Orientierungs- und Weckreaktionen eine Rolle spielen"* (Mörike 2001). Vigilanz müsste daher auch der Motivation unterliegen, wobei das limbische System und Neurotransmitter wie Vasopressin und Dopamin maßgeblich beteiligt sind.

Zusammenfassend wird festgehalten, dass die Vigilanz in der einschlägigen Literatur weitgehend als Aufmerksamkeits- und Gewahrheits-potential des Bewusstseins verstanden wird, wobei das Bewusstsein

weitgehend vom Aktivierungsgrad des ARAS abhängt. Auf neurophysiologischer Ebene gilt: je höher die Entladungsfrequenz großer Zellverbände im Cortex, desto munterer und aufmerksamer ist das jeweilige Individuum. Dieser Vorgang kann mittels Elektroenzephalografie (EEG) gemessen werden wobei experimentell nachgewiesen wurde, dass bei < 6 Hz nicht mehr von einem Wachbewusstsein gesprochen werden kann.

1.2 Das Elektroenzephalogramm: Parameter und deren Interpretation

Die Elektroenzephalografie wird als Werkzeug verwendet um Vigilanzschwankungen zu messen. Die EEG–Signale entstehen durch Potentialveränderungen an den Synapsen großer Neuronenverbände. Um eine EEG-Messung durchführen zu können werden mindestens zwei Elektroden benötigt: eine messende (elektrisch aktive) Elektrode und eine Referenzelektrode (elektrisch inaktiv bzw. neutraler Punkt: meist wird gegen den Processus mastoideus gemessen). Daneben müssen eine Reihe weiterer technischer Spezifikationen berücksichtigt werden, wie Filtereinstellungen und Verstärkungsfaktor der Messanordnung. Bei der Digitalisierung eines Biosignales spielt die Abtastrate (= Digitalisierungsrate) eine wesentliche Rolle. Diese muss stets doppelt so hoch sein wie die höchste, vom Verstärker gemessene Frequenz (Nyquist-Theorem). So muss bei der Digitalisierung eines Frequenzbereiches $\leq$ 50 Hz eine Abtastrate von mindestens 100 Hz gewählt werden. Die daraus folgende Darstellung der Signalschwankungen über die Zeit wird als EEG bezeichnet. Die Frequenzmuster werden in Klassen eingeteilt um Gesetzmäßigkeiten zu dokumentieren. In diesem Sinne lassen sich die einzelnen Frequenzbänder nach Ebner (2011) wie folgt charakterisieren:

β–Aktivität (Betaband): 14 - 40 Hz, wobei eine Frequenz von 15 – 25 Hz am häufigsten ist und frontozentral deutlicher ausgeprägt ist als okzipital. Vermutet wird, dass bei derart hohen Frequenzen komplexere kognitive Vorgänge ablaufen. Ein Zerfall des Betarhythmus in langsamere Frequenzanteile gilt als ein Anzeichen für einen Vigilanzabfall und leichter Schläfrigkeit.

α–Aktivität (Alphaband): 7,5 - 13 Hz, am ausgeprägtesten um die 10 Hz. Bei Müdigkeitsuntersuchungen ist dies einer der interessantesten Parameter, da bei müden Personen meistens ein langsamer Alpha von etwa 8 Hz zu beobachten ist. Der Alpharhythmus tritt meistens spindelförmig auf. Die Amplituden sind meistens symmetrisch verteilt, wenn doch Abweichungen vorkommen, liegen diese unter 50%. Die Amplitude liegt meist unter 50 µV. Für gewöhnlich tritt ein Alpharhythmus bei geschlossenen Augen auf. Laut Kriterien der American Academy for Sleep Medicine (AASM: Iber et al. 2007) wird das Stadium N1 (erste Schlafphase) gewertet, sofern der Anteil okzipitaler Alphawellen mehr als die Hälfte der ausgewerteten Epoche entspricht (> 15 Sekunden).

µ-Aktivität (Mµ-Rhythmus): Eine bereits veraltete Einteilung der Mµ-Rhythmus definiert diesen mit einer Frequenz zwischen 7 – 11 Hz und liegt so ganz klar innerhalb des Alphabandes. Der Mµ-Rhythmus ist in der zentral-parietalen Region am ausgeprägtesten. Genau wie der Alpharhythmus liegt die Amplitude unter 50 µV und kann synchron wie asynchron auftreten. In einigen Studien wird der Mµ-Rhythmus als ein Indikator für Müdigkeit gewertet (Mitler 1997).

θ–Aktivität (Thetaband): 4 - 7 Hz, im Wachen mit niedriger Amplitude unter 30 µV. Theta–Aktivität wird über dem temporalen Cortex am häufigsten beobachtet und gelten als ein Indikator für Schläfrigkeit bzw. einer deutlichen Vigilanzverminderung.

δ–Aktivität (Deltaband): ist charakterisiert durch eine Frequenz von weniger als 4 Hz. Deltawellen treten bei Gesunden nur im Stadium des Tiefschlafes oder aber in der Narkose auf. Die Amplitude einer Deltawelle ist sehr hoch und beträgt mindestens 75 µV.

Neben der Frequenz spielt auch die Amplitude ebenfalls eine Bedeutung bei der Beschreibung des EEGs (Papadelis 2007). Die Amplitude wird von einem Signalminimum bis zu einem Signalmaximum (bei

sinusförmigen Signalen) oder von einem Kurvennulldurchgang bis zum nächsten Nulldurchgang gemessen und in µV angegeben.

Amplitudenunterschiede in den EEG-Ableitungen entstehen u.a. durch eine unterschiedlich dicke Schädelkalotte, schwankende Hautwiderstände, sowie der Zusammensetzung der Dura (wobei der Liquor auch eine Rolle dürfte). Zudem nimmt die Amplitude mit dem Alter ab. Für Aussagen über den Amplitudenverlauf ist eine sorgfältige Kalibration der Biosignalverstärker unumgänglich.

Auch die Lokalisation der Elektroden an der Schädeloberfläche ist bei der Ableitung von Hirnströmen bedeutsam. Für die Positionierung der Elektroden wurden verschiedene Schemata vorgeschlagen; durchgesetzt hat sich das 10/20 System (Jasper 1958), nach dem 21 Elektroden in genau definierten Abständen auf der Schädeloberfläche verteilt werden. Grob werden dabei frontale, zentrale, parietale, temporale und okzipitale Elektrodenpositionen unterschieden. Bei Schlafableitungen wird meist ein stark vereinfachtes Montageschema verwendet (siehe: Iber et al. 2007, *Abbildung 2.4*). Dieses sieht zwei frontale, zwei zentrale und zwei okzipitale Elektrodenpositionen vor.

Die Rhythmizität und Morphologie des Signals spielen vor allem bei der visuellen Analyse von EEG-Ableitungen eine wesentliche Rolle. Sind die Wellen monomorph bzw. uniform, so werden sie als rhythmisch und stabil bezeichnet (Ebner 2011). Als Sonderfall können EEG-Wellen auch die Form einer Sinuskurve annehmen. Diese Wellen werden dementsprechend sinusoidal genannt. Für gewöhnlich ist in den jeweiligen Spektren ein Grundrhythmus zu beobachten, der durch einen dominanten Grundrhythmus bestimmt wird. Kubicki und Höller (1980) unterscheiden drei Grundrhythmen, wobei dem Alphagrundrhythmus die größte Bedeutung zukommt. Bei etwa 85% aller Menschen ist dieser zu beobachten, ist annähernd sinusförmig, mit einer dominanten Frequenz etwa um die 10 Hz und einer Amplitude zwischen 10 bis 15 µV.

1.3 Messartefakte

Da EEG Ableitungen Niederspannungsmessungen sind, gibt es eine Reihe von Faktoren die zur Signalveränderung und Messfehler führen können. Die so genannten *„Artefakte sind Potenzialschwankungen im EEG, die nicht vom Gehirn ausgehen“* [Ebner 2011]. Je nach der Störquelle werden biologische und technische Artefakte unterschieden:

<u>Biologische Artefakte</u>

→ Auf – und Abschwellen der Grundlinie über längere Zeitabschnitte

→ abrupter Beginn und abruptes Ende eines Frequenzbandes

→ gleichzeitiges Vorkommen verschiedener Frequenzbänder über mehreren Hirnarealen

→ gleiche Frequenz über allen Hirnarealen zur selben Zeit (Synchronisation)

→ abrupte positive und negative Phasenumkehr zum gleichem Zeitpunkt

→ asymmetrische Erhöhung der Grundaktivität

→ Pulsartefakte durch Einstreuungen der Herzaktivität; möglicherweise verursacht durch die Platzierung der Elektrode auf einem Blutgefäß (z.B. Ateria carotis communis)

<u>Technische Artefakte</u>

Die meisten technischen Artefakte betreffen nur einen EEG-Kanal und es zeigt sich eine Aktivität, die in keinem Zusammenhang zu den restlichen Kanälen steht. Dies kann etwa durch das Verrutschen oder durch unvollständige Haftung/Klebung einer Elektrode verursacht werden.

Auch können abrupte Signalsprünge in einigen Kanälen auftreten, verursacht durch Potentialschwankungen an den Elektroden. Dieses Phänomen wird auch als „elektrostatisches Artefakt“ (Ebner 2011) bezeichnet, mit Frequenzanteile von mehr als 60 Hz. Die Störungen betreffen häufig nur einen Kanal.

Es können so genannte „Pop´s“ auftreten, verursacht durch kurzfristige Widerstandsänderungen zwischen Elektrode und Kopfhaut. Dabei bleibt zwar die Hintergrundaktivität erhalten, doch die Grundlinie des

EEGs verschiebt sich entweder in Richtung positiv oder negativ (Amplitudenschwankungen).
50 Hz Einstreuungen durch den Wechselstrom („Netzbrumm“) der Stromversorgung können viele Ursachen haben (defekte Elektrodenkabel, mangelnde elektrische Abschirmung). Grundsätzlich können alle elektrischen Geräte, die auf Funkwellen basieren (Handys, GPS) Artefakte verursachen und wie „typische“ Biosignale aussehen. Welcher Art diese Artefakte sind bzw. welche Muster sie zeigen, lässt sich nicht voraussagen.

1.4 Computergestützte Auswertung des EEGs

Mittels computergestützter Verfahren wurden neue Möglichkeiten der EEG-Analyse (quantitative EEG-Analyse: QEEG) entwickelt, die weit über die Möglichkeiten visueller Auswertungen hinausgehen. Auf diese Weise ist man in der Lage auch topographische Informationen zu berücksichtigen und Karten der Gehirnaktivität anzulegen (Mapping-Technik). Diese Methode hat durchaus Parallelen zur funktionellen Magnetresonanztomografie (fMRI), kann jedoch nur die Potentialschwankungen am Cortex darstellen (geringe räumliche Auflösung bei gleichzeitig hoher zeitlicher Auflösung). Die hohe zeitliche Auflösung des EEGs kann mit Hilfe einer farblichen Kodierung der unterschiedlichen Frequenzverläufe über kurze Zeitabschnitte differenziert dargestellt werden (Densitiy Spectral Arrays). Die daraus gewonnene Information ist ähnlich dem Mapping, allerdings ohne räumliche Auflösung.

Mit Hilfe der Spektralanalyse können verschiedene EEG-Frequenzbänder miteinander verglichen und einer weiteren mathematischen Auswertung (z.B. Principle Component Analysis, Faktor– oder Diskriminanzanalyse) zugeführt werden. Dazu wird ein auswertbarer Abschnitt oder ein Muster markiert (z.B. zwei bis 12 Sekunden). Pro Elektrode kann nun das EEG-Spektrum auf die **dominante Frequenz** hin untersucht werden, welche einen Mittelwert der über den Zeitraum gemessenen Frequenzen darstellt. Weiterhin kann man überprüfen, wie sich die Median– oder **Schwerpunktfrequenz** innerhalb eines Spektrums verteilt. Letztere hebt sich von der dominanten Frequenz insofern ab, dass ebenfalls „Ausreißer“ berücksichtigt werden. Informationen über die Amplitude sind genauso zu gewinnen.

Bei klinischen Studien zu Vigilanzschwankungen hat sich vor allem die Spektralkraft, unterteilt in absolute und relative Power bewährt:

Absolute Power (uv^2/cycle/sec, nach Evans 1999): Die Power gibt die Gesamtleistung des betreffenden Spektralbandes in Summe an, ohne dabei die Beziehung zu den anderen Frequenzbändern zu berücksichtigen Dazu wird im jeweiligen Zeitintervall die Frequenz mit der Amplitude multipliziert und ergibt somit einen Wert für die absolute Leistung des jeweiligen Frequenzbandes. Addiert man weiter alle Spektren miteinander, so erhält man die Gesamtleistung des EEG-Signals. Es ist für eine klinische Auswertung und Vergleichbarkeit notwendig, die jeweils benachbarten Spektralkräfte mit zu berücksichtigen.

Relative Power: Im Gegensatz zur absoluten Spektralkraft gibt die relative Spektralkraft das Verhältnis der einzelnen Spektralkraft zur Gesamtheit wieder. Es geht dabei lediglich um die prozentuale Beziehung der Frequenzbänder zueinander und lässt damit das Amplitudenkriterium außen vor. Damit wird in gewisser Hinsicht eine z-Transformation erzielt, die es ermöglicht, heterogene Datensätze miteinander zu vergleichen. Wie oben erwähnt, ist das Amplitudenkriterium allein nicht aussagekräftig, es ist beeinflusst durch die Leitfähigkeit, die Dicke der Schädelkalotte, das Alter, das Geschlecht usw. Bei der Darstellung der Verhältnisse zueinander geht somit die Information über die Amplitude verloren. Vor allem eine Theta- und Deltaaktivität kann dadurch falsch interpretiert werden.

1.5 Die Messung von Vigilanzschwankungen mit dem EEG

Das EEG ist bis heute die am weitesten verbreitete Methode um vigilanzassoziierte zentralnervös gesteuerte Phänomene zu messen. Dabei kommt eine Vielfalt von Ansätzen zur Anwendung. Die Messungen reichen von globalen Parametern, bis hin zur Klassifizierung und quantitativen Bestimmung einzelner Vigilanzstadien (siehe Streitberg et al. 1987). Eine wesentliche Rolle spielen dabei das Alpha- und Thetaband:

Alpha Slow-Wave Index (ASI: Matejcek 1982). Mit dem ASI wird das Verhältnis der Alphawellen zu den langsameren Theta- und Deltawellen nach der Formel *ASI = Alpha/(Delta + Theta)* berechnet. Es gilt: je niedriger der ASI-Indexwert desto stärker dominieren langsame Hirnströme, je höher der ASI desto größer ist der Anteil schneller Frequenzen.

Theta/Alpha-Ratio (TAR bzw. ATR: Goldenberg et al. 1988). Die TAR bzw. ATR gibt das Verhältnis der Theta- zu den Alphawellen (und umgekehrt) innerhalb eines zeitlich definierten Signalabschnittes an.

Index der Alpha-Anteriorisation (IAA: Herrmann 1984) Mit dem IAA kann die kortikale Verteilung der Alphawellen bestimmt werden. Der Index wird berechnet durch den Vergleich der absoluten Alphapower über der frontalen mit der über den okzipitalen Regionen ermittelten. Der Verlagerung der Alphafrequenzen nach frontal wird mit Ermüdungserscheinungen und verminderter Vigilanz gleichgesetzt.

Absolute Alpha-Power (ABR-Alpha: Papadelis 2007). Diese gibt das Verhältnis der Frequenz im Alphaband zum Verhältnis der Amplitude des Signals an. Es wird angenommen, dass je höher der ABR-Wert ist, desto niedriger soll die Vigilanz sein.

Relative Alpha-Bandratio (RBR-Alpha: Papadelis 2007). Die RBR gibt den prozentualen Anteil z.B. der Alphapower an der Gesamtheit der, an der Schädeloberfläche gemessenen EEG-Frequenzbänder an, ohne das Verhältnis der Amplitude zu berücksichtigen.

Alphafrequenzwandel (Bente 1984; Saroj 2007; Simon 2011). Dies ist ein allgemeines Maß um die Veränderungen des Alphafrequenzanteiles in einer EEG-Ableitung zu beschreiben. Bente postulierte bereits 1984, dass sich *„an den typischen Strukturmerkmalen dieses Wandels [Alphafrequenzwandel] … die Wahl geeigneter Vigilanzindikatoren orientieren“* sollte.

Vigilanzindex (VI: Herrmann 1986). In dem Vigilanzmodell nach Herrmann et al. (in: Streitberg et al. 1987) werden fünf Vigilanzstufen unterschieden (W_1 = konzentrierte Wachheit bis W_5 = Schläfrigkeit). Neben den bereits erwähnten Vigilanzmaßen wird dabei auch ein VI bestimmt.

1.6 EEG basierte Vigilanzmessung bei Autofahrten

Kurzfristige Vigilanzeinbrüche während dem Bedienen von Maschinen oder dem Lenken eines Fahrzeuges (Auto, Flugzeug, Zug usw.) werden meist unscharf als „Sekundenschlaf“ bezeichnet und führen häufig zu fatalen Unfällen. Sowohl die psychische als auch die physikalische Leistungsfähigkeit scheinen an diesem Punkt erschöpft und auf ein Mindestmaß herabgesetzt. Die Dunkelziffer aller Unfälle im automobilen Verkehr, welche durch Sekundenschlaf verursacht werden, ist sehr hoch. Nicht alle Unfälle können exakt darauf zurückgeführt werden, aber Zulley & Knapp kommen nach Durchsicht der Unfallakten in Deutschland zum folgendem Schluss: *„Zusammengenommen waren Einschlafen und verminderte Aufmerksamkeit für fast zwei Drittel aller untersuchten Unfälle verantwortlich“* (Zulley & Knapp 1991)

Typische müdigkeitsbedingte Unfälle ereignen sich in den frühen Morgenstunden und nachmittags ab 14 Uhr. Die Gründe dafür sind komplex. Sie reichen von chronobiologischen Aspekten, über Bedingungen wie bequemer Sitzkomfort, monotone Strecke, stereotype Verhaltensweisen, vorhersehbare und reizarme Umgebung bis hin zum Alter und der Persönlichkeit des Fahrers / der Fahrerin (Risikobereitschaft).

Bei der wissenschaftlichen Auseinandersetzung mit dem Thema Sekundenschlaf wird den möglichen Vorzeichen eines abrupten Vigilanzabfalles besonders breiten Raum gegeben. Rühle et al. (2008) meinen, dass dem Sekundenschlaf „*eine Phase voraus[geht], die von einer verminderten Leistungsfähigkeit begleitet wird, und in der eine erhöhte Fehlerrate während der jeweiligen Tätigkeit festgestellt werden kann.“* Eine verminderte Aufmerksamkeits- und Leistungsfähigkeit und die damit verbundene Fehleranfälligkeit wurde in weiteren Studien bestätigt (z.B. Swanson et al. 2008) und gilt als ein, wenn auch unspezifisches Vorzeichen für Sekundenschlaf. Eine verminderte Vigilanz muss also einer Sekundenschlafepisode vorausgehen; im Umkehrschluss müsste daher die Wahrscheinlichkeit für ein Sekundenschlafereignis bei hohem Vigilanzniveau sehr gering sein.

Wie lange eine Sekundenschlafepisode anhält, wird, abhängig von dem Studiendesign, sehr unterschiedlich bewertet. Die Angaben reichen von

etwa drei bis 15 Sekunden (Tirunahari et al. 2003) bis hin zu von 0,2 bis 30 Sekunden (Rühle et al. 2008).

Uneinigkeit herrscht auch darüber wie ein Sekundenschlafereignis am besten erfasst werden kann. Die Methoden umfassen so unterschiedliche Ansätze wie das Bestimmen des Lidschlages (eine Übersicht in: Santamaria & Chiappa 1987) über die Verhaltensbeobachtung (Muttray et al. 2007) und der Registrierung des Fahrverhaltens (z.B. Spur- Lenkbewegungen: Akerstedt et al. 2005). Als „Goldstandard“ gilt aber nach wie vor die Bestimmung der Vigilanz mittels EEG.

1.6.1 Rezente Studien

Weltweit wurden nur wenige Studien unter den Bedingungen des „naturalistic dirving“ durchgeführt. Die meisten Studien fanden an Fahrsimulatoren statt und somit nicht unter realitätsnahen Bedingungen.

Bereits 1997 haben Mitler & Miller eine EEG-Studie zur Erforschung von Vigilanz und Müdigkeitsindikatoren bei einer Stichprobe von Berufskraftwagenfahrern (n= 80) publiziert. Bei zwei der untersuchten Fahrer konnten während der Fahrt sogar Episoden mit Schlafstadium 1 gefunden werden, mit einer Dauer bis zu 520 Sekunden. Für die Stichprobe typisch waren jedoch Verschiebungen in der Alphaaktivität von okzipital nach frontal. Dies wurde von den Autoren als „der“ Indikator für Vigilanzschwankungen diskutiert.

Papadelis et al. (2007) untersuchten Autofahrer ebenfalls unter realitätsnahen Bedingungen und analysierte die aufgezeichneten EEGs sowohl auf der Makro- als auch auf der Mikroebene. Die Stichprobe bestand aus 21 Fahrern (darunter eine Frau), mit mindestens vierjähriger Fahrpraxis und einer jährlichen Kilometerleistung von 10.000 km. Vor der Testfahrt wurden die Versuchspersonen über 24 Stunden schlafdepriviert. Auf mikroskopischer Ebene zeigten sich Veränderungen im Alphaband (sogenannte Alphabursts) gehäuft vor Fahrfehlern. Alphabursts wurden charakterisiert durch Frequenzanteile sowohl im langsamen Alpha– als auch im hochfrequenten Thetaband, mit einem Maximum über zentralen und parietalen Hirnregionen: „*The occurrence of these bursts was consistent with the nine serve driving errors events (before the events). Alpha*

synchronization bursts were observed before minor driving errors (in two cases), and additionally two more times independently from any driving error" [Papadelis et al. 2007]. Alphabursts traten synchron in allen Kanälen auf, hatten aber nicht immer Fahrfehler zur Folge. Vor allen beobachteten Fahrfehlern wurden jedoch Alphabursts gefunden. Untermauert wird diese Hypothese durch die Beobachtung, dass Alphabursts bei schlafdeprivierten Personen vermehrt auftreten. Auf makroskopischer Ebene wurde die relative Power der einzelnen Frequenzbänder untersucht. Dabei zeigten sich im Alpha- und Deltaband die markantesten Veränderungen. In beiden Frequenzbändern stieg die relative Power über die Zeit an, während die des Betabandes sank.

In einer aktuellen Studie von Simon et al. (2011) wurden ebenfalls mikroskopische Veränderungen im Alphaband (Alphaspindeln oder Alphabursts) als Indikatoren für Ermüdung und Schläfrigkeit angenommen. 55 Probanden mussten im Personenwagen auf einer deutschen Autobahn 480 km bewältigen. 10 Testpersonen konnten die Fahrt aufgrund von starker Übermüdung nicht fortsetzen. Die Daten der Studienabbrecher waren dabei ein Glücksfall, da sich die Alphabandpower der letzten 20 Minuten vor Abbruch signifikant von den der ersten 20 Minuten der Fahrt unterschied: *"Statistical analysis of real driving data revealed increases between the first (awake) and the last (drowsy) 20 min of the drive for all alpha spindle parameters except spindle frequency. For the same alpha spindle parameters effect sizes were larger than for alpha band power"[*Simon et al. 2011]. Die Alphaspindeln traten zwar auf allen Kanälen synchron auf, waren aber über dem parietalen und okzipitalen Cortex am deutlichsten zu erkennen. Die Forscher kamen zu dem Schluss, dass ein Algorithmus zur Detektion von Alphaspindeln die beste Aussage über die Müdigkeit eines Fahrers liefert und nicht die relative oder absolute Alphabandpower.

1.6.2 Fragestellung der Studie

Aufgrund der in den vorherigen Kapiteln dargestellten Studien sind vigilanzassoziierte EEG-Veränderungen vor allem in den Alpha- und Thetafrequenzbändern zu erwarten. In dieser Studie werden EEG-Datensätze, aufgezeichnet während nächtlicher Autofahrten unter möglicht realitätsnahen Fahrbedingungen (naturalistic driving) untersucht. Eine detaillierte Beschreibung des Studienablaufes und der Datensätze. Findet sich im Kapitel 2.

Es wird erwartet, dass sich signifikante Veränderungen im ASI, AAI, ABR-Alpha, RBR-Alpha zeigen, wobei ein Signifikanzniveau von $p \leq 0{,}05$ angenommen wird.

Hypothese H1: Im Laufe der zweistündigen Nachtfahrt findet eine signifikante Verschiebung im EEG-Frequenzband hin zu langsameren Frequenzanteilen (des Alpha- und Thetabandes), bei gleichzeitiger Abnahme rascher Frequenzanteile (des Betabandes), statt. Diese Veränderungen zeigen sich:

- in einer signifikanten Zunahme des ASI
- in einer Zunahme der absoluten Alpha-Power (ABR-Alpha)
- und einer relativen Zunahme der Alphafrequenz im Vergleich zu schnelleren Frequenzanteilen des Betabandes (RBR-Alpha)

Hypothese H2: Im Laufe der zweistündigen Nachtfahrt findet eine signifikante Veränderung in der topografischen Verteilung der Frequenzbänder statt. Es wird erwartet, dass von den okzipitalen Elektrodenpositionen aus (gemessen an der Elektrodenposition O1/O2), eine Verlagerung der Alphahintergrundaktivität zu den frontalen Elektrodenpositionen (gemessen an den Elektrodenpositionen C3/C4, F3/F4) hin, stattfindet. Dieser Prozess zeigt sich in einer signifikanten Veränderungen des IAA.

Zusatzannahme zur zweiten Hypothese: Über den Elektrodenpositionen F3, F4, C3, C4 ist eine Zunahme der Alphaaktivität zu beobachten (=

Alphastrukturwandel) und äußert sich in einem vermehrten Auftreten von subvigilen Alphabursts und Alphaevents (Alphaspindeln).

Zeigen sich die in den Hypothesen H1 und H2 postulierten signifikante Veränderungen, werden diese als bedeutsame Veränderungen/Verminderungen in der Vigilanz des Testfahrers interpretiert, die u.a. das Auftreten von Fahrfehlern oder Mikroschlafepisoden (Sekundenschlafphänomene) begünstigen können.

Ausgewertet werden EEG-Signalabschnitte von einer Mindestlänge von zwei Sekunden während des Fahrens auf einem geraden Streckenabschnitt (pro Runde mindestens ein zwei Sekundenabschnitt pro Elektrodenposition. Wenn nicht anders angegeben, erfolgte die Berechnung immer an F3, C3 und O1 bzw. als Mittelwert von F3/F4, C3/C4, O1/O2.

2. METHODEN

Die im Rahmen der Masterarbeit ausgewerteten Daten stammen aus einer Evaluationsstudie zum Thema Sekundenschlaf, welches vom ÖAMTC, dem Institut für Schlaf-Wach-Forschung (ISWF) und der ASFINAG initiiert und im Herbst 2010 durchgeführt wurde. Die Studie hatte zum Ziel, unter möglichst realistischen Fahrbedingungen („naturalistic driving“), das Fahrverhalten von Autofahrern während einer zweistündigen Nachtfahrt zu analysieren und die Auswirkungen einer 30-minütigen Fahrpause zu evaluieren. Die Testfahrer wurden vor Fahrbeginn per Los zu einer der beiden Untersuchungs-bedingungen (mit/ohne Fahrpause) zugeteilt. Fahrzeit bis zur Pause betrug 90 Minuten. Danach konnte eine Gruppe eine Pause einlegen. Die übrigen Fahrer mussten noch 30 Minuten fahren. Die „Nettofahrzeit“ war für beide Gruppen gleich lang.

2.1 Studiendesign, Probanden/-innen

Die Studie sah vor, dass ausgewählte Probanden/-innen alleine im eigenen Auto, auf einem gesicherten Rundparcours eine Strecke von ca. 2,5 km zurücklegen, zu einer Zeit, in der sie normalerweise nicht fahren würden (zwischen 2.00 und 4.00 in der Nacht). Das Fahrverhalten der Teilnehmer/-innen wurde mittels GPS-Peilsendern und Videokameras aufgezeichnet (zur Geschwindigkeitsfeststellung und zur Bestimmung des Spurverhaltens). Mit Hilfe tragbarer EEG-Geräte wurde die Hirnaktivität kontinuierlich aufgezeichnet, sowie das Verhalten der Testpersonen mittels zweier Videokameras gefilmt (Gesicht und Körperbewegungen).

Das Konzept des „naturalistic driving“ wurde deshalb gewählt, weil bis dato ein Großteil der Fahrstudien zum Themenbereich Schläfrigkeit im Straßenverkehr unter realitätsfernen Bedingungen in Fahrsimulatoren durchgeführt wurden und daher Zweifel über deren Reliabilität und Validität bestehen. Darüber hinaus galten folgende Bedingungen:

- Testpersonen sollen mindestens 15 Stunden wach sein, jedoch die Nacht davor ausreichend geschlafen haben (natürlicher Schlafdruck)

- Die Testbedingung hat gewisse Anforderungen an die Aufmerksamkeit und Konzentrationsleistung zu stellen, soll aber nicht zu anstrengend und monoton wirken (mäßige testspezifische Ermüdung und Demotivation gegeben durch Fahrten auf einem nicht schwierigen Rundkurs, ohne Gegenverkehr)
- Testfahrten finden zu einem Tageszeitpunkt statt, zu dem sich gehäuft Unfälle aufgrund von Übermüdung/Sekundenschlaf ereignen (Grund: zirkadian bedingtes Leistungstief bei Fahrten nach Mitternacht oder am späten Nachmittag).

2.1.1 Nachtfahrten unter Bedingungen des „Naturalistic Driving“

Unter „Naturalistic Driving Studies“ (NDS) werden Verkehrsstudien verstanden, die im natürlichen Verkehrs- und Fahrerumfeld stattfinden. Damit ist es möglich unter realistischen Bedingungen Informationen über das Fahrverhalten und den Einfluss unterschiedlicher Fahrsituationen auf den Verkehrsteilnehmer /der Verkehrsteilnehmerin und das Fahrzeug zu untersuchen. Im Gegensatz zu Laboruntersuchungen sind ND-Studien weniger experimentell orientiert und dienen in erster Linie der deskriptiven Datenerfassung von fahrerbasiertem Verhalten. Erfasst wird dieses durch unterschiedliche Messinstrumente, die am Fahrer oder direkt im Auto angebracht sind (z.B. Kameras, GPS, Beschleunigungsmesser, Systeme zur Erfassung von Biosignalen usw.).

Verkehrsstudien während der Nachtstunden sind als NDS besonders schwierig durchzuführen, da sie in punkto Sicherheit für den Fahrzeuglenker / der Fahrzeuglenkerin und an das technische Equipment sehr hohe Anforderungen stellen (z.B. Infrarotkameras, hohe Sicherheitsstandards). Ein Kompromiss ist dabei die Nutzung von speziellen Testgeländen (z.B. Landebahnen) oder gesperrten Straßenabschnitten.

Ideale Möglichkeiten bietet das Testgelände des ÖAMTCs in Teesdorf/Niederösterreich (*Abbildung 2.1*). Der etwa 2,5 km lange Rundparcours entspricht mit seinen Kurven und Steigungen einer Überlandstraße, jedoch unter den Bedingungen eines „Feldlabors“. Die Strecke kann von neuralgischen Punkten aus lückenlos von speziell geschultem technischem Personal überwacht werden. Die Autofahrer auf

dem Testgelände können so via Funk jederzeit instruiert und informiert werden.

Abbildung 2.1: Luftaufnahme des ÖAMTC-Testgeländes in Teesdorf (Niederösterreich). Die für die Nachtfahrten ausgewählte Streck hat eine Länge von ca. 2,5 km (Quelle: ÖAMTC)

2.1.2 Probanden/-innen

Mit Hilfe von validierten Fragebögen (Pittsburgh Schlafqualitätsindex, Epworth Schläfrigkeitsfragebogen, Fragebogen zum Chronotypen) wurden freiwillige Testpersonen voruntersucht und anhand einer Liste von Auswahlkriterien vorselektiert (z.B. genügende Fahrerfahrung, keine chronischen Erkrankungen, keine Berufskraftfahrer/-innen, usw.). Von den mehr als 200 Interessenten/Interessentinnen wurden dann 60 Probanden/Probandinnen ausgewählt und zur Teilnahme an der Studie eingeladen. Die Nachtfahrten fanden jeweils von Freitag auf Samstag und Samstag auf Sonntag im Zeitraum September bis Ende November 2010 statt.

Alle Probanden/Probandinnen unterschrieben eine Einverständnis-erklärung und wurden über den Zweck der Untersuchung aufgeklärt. Die Evaluationsstudie wurde unter Berücksichtigung der „*Guidelines for Good Clinical Practice*“ (E6[R1], Ausgabe vom 10. Juni 1996, publiziert auf der ICH Website: www.ICH.org) und nach den Richtlinien der *Declaration of Helsinki*

(Fassung: Juni 1964, publiziert auf www.wma.net), durchgeführt. Alle Teilnehmer/-innen an dem Projekt waren versichert, wurden verpflegt und es wurde eine Aufwandsentschädigung ausbezahlt.

Insgesamt umfasst die Evaluationsstudie Datensätze von 59 Personen im Alter zwischen 30 und 54 Jahren. Die Daten eines Probanden konnten aufgrund von Aufzeichnungsproblemen nicht verwendet werden. Das Durchschnittsalter der Versuchsgruppe liegt bei 40,8 Jahren (+/- 7,03). Aufgeteilt nach dem Geschlecht ergeben sich folgende Fallzahlen:

Frauen: n = 26 (30 bis 48 Jahre); Durchschnittsalter: 38,04 Jahre (+/- 6,26)

Männer: n = 33 (30 bis 54 Jahre); Durchschnittsalter: 43 Jahre (+/- 6,91)

2.1.3 Versuchsablauf

Das Untersuchungsprotokoll sah vor, dass die Probanden/ Probandinnen sich um 22.00 Uhr am Testgelände einfinden. Nach einer Begrüßung und nochmaligen Instruktion über den genauen Ablauf der Testfahrten wurde eine Reihe von psychometrischen Tests vorgegeben. Ein detaillierter Ablauf der Testnacht ist aus der *Abbildung 2.2* zu entnehmen.

2.1.3.1 EEG-Aufzeichnungen

Die EEG-Aufzeichnungen wurden mittels tragbaren Systemen durchgeführt. Zum Einsatz kamen drei Geräte der FA. SOMNOmedics (SOMNOmedics AT, Medizintechnik GmbH, A-3104 St. Pölten):

- ein *SOMNOscreen*™ mit insgesamt 16 Kanälen
- zwei Geräte der Marke *SOMNOwatch*™ mit jeweils sechs Kanälen.

Das System *SOMNOscreen*™ erlaubt, zusätzlich zu den EEG-Registrierungen, die Aufnahme eines zeitsynchronen Videobildes.

Weiter wurde ein 16 Kanal ambulanter EEG-Rekorder (*Alpha-mobil*™) der Fa. B.E.S.T. Medical Systems (Dr. Grossegger GmbH, A-1180 Wien) mit ebenfalls zeitsynchroner Videoaufzeichnung verwendet (die drei Gerätetypen sind in *Abbildung 2.3* zu sehen).

Die EEG Geräte und die Aufnahmesoftware wurde von den Herstellern für die Dauer der Untersuchung kostenlos zur Verfügung gestellt.

VERSUCHSABLAUF IN DER TESTNACHT

Begrüßung und Instruktion der VersuchteilnehmerInnen

1. Testung am Abend
(ab ca. 22.30 bis 23.30 Uhr)
Schlaffragebogen
Tagesfragebogen
Fragebogen zum Chronotyp (D-MEQ)
Karolinska-Fragebogen (KSS) zur momentanen Müdigkeit
Erhebung der momentanen Befindlichkeit
Alphabetischer Durchstreichtest (AD-Test)
Reaktionszeitmessung (Computertest)
1. Speichelprobe (Kortisolmessung)

Entspanntes Beisammensein (Buffet)

Vorbereitung und Starten der EEG-Ableitungen
(Anbringen der Elektroden)
In den Autos: Anbringen der GPS-Empfänger, Videokameras, Funkgeräte; Verortung der Laptops für EEG-Aufzeichnungen

Instruktionen der Streckenwarte (Fahrtechniker)

Start der Testfahrten
(von 2.00 bis 4.00/4.30 Uhr)
2. Speichelprobe (Kortisolmessung)
Ersten Runden unter Anleitung der Instruktoren zum

1. Gruppe (Durchfahrer)	**2. Gruppe (Napper)**
fährt ohne Pause zwei Stunden durch	30 Minuten Pause nach 1,5 Stunden; KSS-Fragebogen

2. Testung am Abend
(ab ca. 4.00 bis 5.00 Uhr)
Karolinska-Fragebogen (KSS) zur momentanen Müdigkeit
Erhebung der momentanen Befindlichkeit
Alphabetischer Durchstreichtest (AD-Test)
Reaktionszeitmessung (Computertest)
ÖAMTC-Fragebogen zu Sekundenschlaf
3. Speichelprobe (Kortisolmessung)

Ende der Testnacht

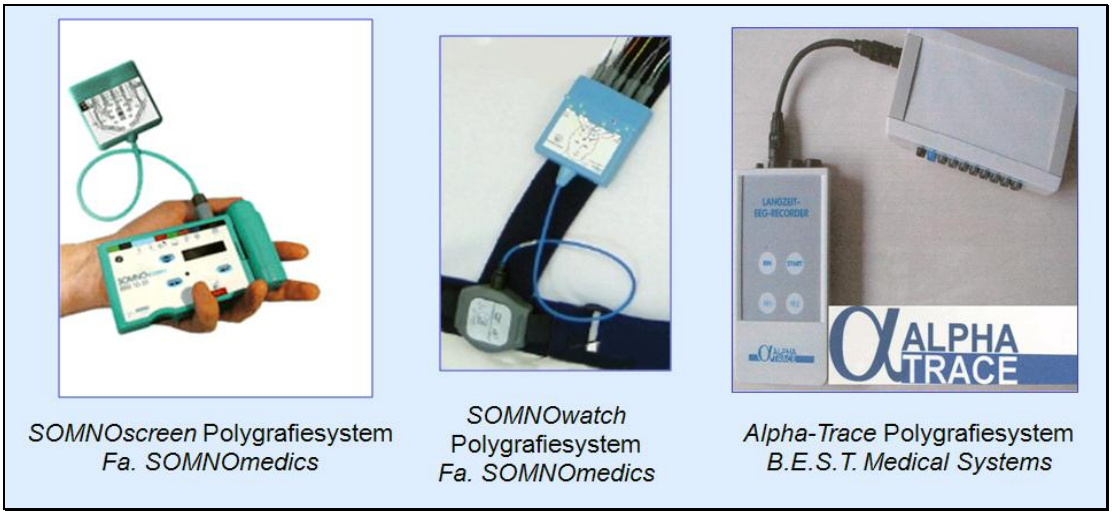
Abbildung 2.2: Detaillierte Darstellung des Versuchsablaufes während der Nachtfahrten am ÖAMTC-Testgelände in Teesdorf/Niederösterreich

2.1.3.1.1 Verstärkereinstellungen und Filtersettings

Die technischen Spezifikationen der drei verwendeten Gerätetypen sind in *Tabelle 2.1* aufgelistet. Um Unterschiede in den Aufnahmen von den drei Geräten zu verhindern, wurden vergleichbare Filter- und Verstärker-einstellungen verwendet.

Tabelle 2.1: Tabellarischer Überblick über die technischen Spezifikationen der verwendeten PSG-Aufnahmesysteme.

	SOMNOscreen™	**SOMNOwatch™**	**Alpha-mobil™**
Eingangswiderstand	> 100 MΩ	> 100 MΩ	> 100 MΩ
Tiefpassfilter (EEG)	70 Hz	128 Hz	70 Hz
Hochpassfilter (EEG)	0,2 Hz	0,2 Hz	0,2 Hz
Abtastrate (EEG)	128 Hz	256 Hz	128 Hz
Auflösung (Digital)	16 Bit/Kanal	16 Bit/Kanal	13 Bit/Kanal
verwendete Kanäle	8 EEG	4 EEG	8 EEG
	2 EOG	2 EOG	2 EOG
	1 EMG	1 EMG	1 EMG



SOMNOscreen Polygrafiesystem
Fa. SOMNOmedics

SOMNOwatch
Polygrafiesystem
Fa. SOMNOmedics

Alpha-Trace Polygrafiesystem
B.E.S.T. Medical Systems

Abbildung 2.3: Bei der Nachtfahrtstudie wurden ein SOMNOscreen, zwei SOMNOwatch und ein Alpha-Trace Polygrafierekorder verwendet (Herstellerfotos).

Aufgrund der großen Datenmenge mussten die zeitsynchronen Video-aufzeichnungen parallel auf einem tragbaren PC gespeichert werden.

Alle EEG-Signale wurden auf Compact-Flash Karten gespeichert und für die weitere Auswertung in das European Data Format (EDF: Kemp et al. 1992) umgewandelt.

Die verwendeten EEG-Aufnahmegeräte sind als medizintechnische Geräte zertifiziert (CE-certified) und verfügen über alle für die medizinische Anwendung notwendigen sicherheitstechnischen Prüfungen. Sie erfüllen in Hinblick auf Verstärkertechnik (hochohmige Differenzverstärker), Filtercharakteristika und Störungssicherheit alle Erfordernisse für EEG-Ableitungen im klinischen Bereich und für polygrafische Schlafableitungen (Iber et al. 2007).

2.1.3.1.2 Elektrodenpositionen

Die Elektroden (Goldelektroden der *Fa. Grass*) wurden gemäß dem 10/20 System (Jaspers 1958) angebracht. Je nach Aufnahmesystem wurden bis zu acht EEG-Kanäle aufgezeichnet, mindestens aber vier EEG-Spuren. Das Aufnahmeprotokoll sah folgende Elektrodenpositionen vor (Klammer zusätzliche Kanäle): F3 (F4), C3 (C4), O1 (O2), M1 (M2). Als Referenz wurden gegen eine zusätzliche Elektrode (Cz`) abgeleitet, sodass eine nachträgliche Verschaltung gegen die Referenzpunkte M1 und/oder M2 möglich waren (*Abbildung 2.4*).

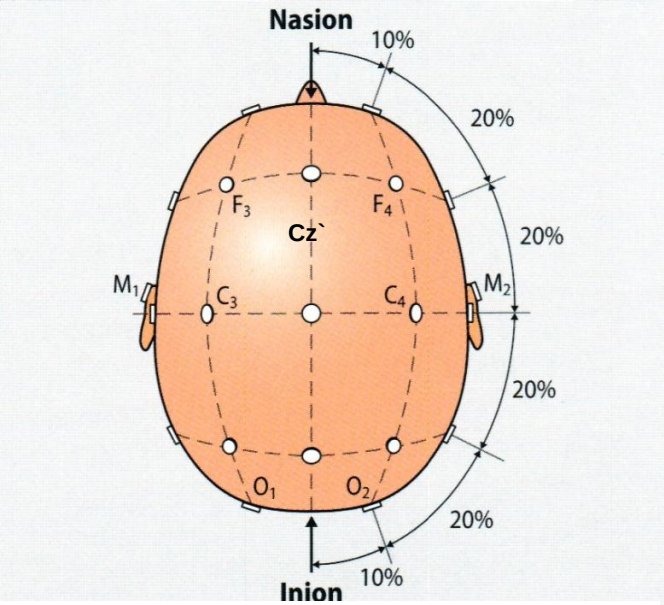


Abbildung 2.4: Elektrodenpositionen nach dem 10/20 System und den Empfehlungen der AASM für Schlafableitungen (aus: Iber et al. 2007)

Da das Untersuchungsprotokoll auch eine „Nap-Bedingung“ vorsah, wurden zusätzlich noch ein Elektrookulogramm (linkes, rechtes Auge) und ein Elektromyogramm (zwei Elektroden am Kinn) mit aufgezeichnet um so eine visuelle Schlafstadienklassifikation nach den AASM-Kriterien (Iber et al. 2007) durchführen zu können.

2.1.3.1.3 Datenspeicherung

Die anonymisierten EEG-Rohdaten wurden auf externe Festplatten gespeichert. Um eine größtmögliche Datensicherheit zu gewährleisten wurden alle Datensätze dreifach gesichert. Analysen wurden ausschließlich mit den kopierten Rohdaten durchgeführt.

2.2 Analyseschritte der Fragestellung

Ziel dieser Untersuchung ist die quantitative Analyse von EEG-Abschnitten während einer zweistündigen Nachtfahrt unter „realistic driving“ Bedingungen. Dabei soll geklärt werden, inwiefern Veränderungen in verschiedenen EEG-Frequenzbändern mit Vigilanzschwankungen in Beziehung gebracht, und als Indikator für Ermüdung gewertet werden können.

Damit der Einfluss von Störvariablen (wie Bewegungen) oder erhöhte Aufmerksamkeit durch anspruchsvollere Streckenabschnitte (z.B. Kurven oder beeinträchtigte Sicht) minimiert wird, wurde entschieden nur EEG-Aufzeichnungen während des Fahrens auf einer Gerade zu analysieren. So konnte gewährleistet werden, dass die Beanspruchung des Fahrers / der Fahrerin pro Runde und während der gesamten Fahrzeit vergleichbar bleibt und so Effekte, wie Ermüdung sich deutlicher in den EEG-Ableitungen finden lassen.

2.2.1 Auswahl der auszuwertenden EEG-Signalabschnitte

Um die für die QEEG Analyse relevanten Streckenabschnitte (siehe rot markierte Fläche in *Abbildung 2.5*) eindeutig zuordnen zu können, wurden anhand der GPS-Zeitangaben die Durchfahrtszeiten (Beginn und Ende) der Gerade für jede Runde bestimmt. Die GPS-Koordinaten wurden mittels am Autodach befestigter Peilsender (Fa. Kart-Data, A-5162 Obertrum/See, Österreich) erhoben.

Für die etwa 400 Meter lange Gerade benötigten die Testpersonen bei einer Durchschnittsgeschwindigkeit von ca. 45 km/h weniger als 30 sec. Deshalb musste die Identifizierung der zu analysierenden Video- und EEG-Sequenzen mit großer Sorgfalt und Präzision erfolgen.

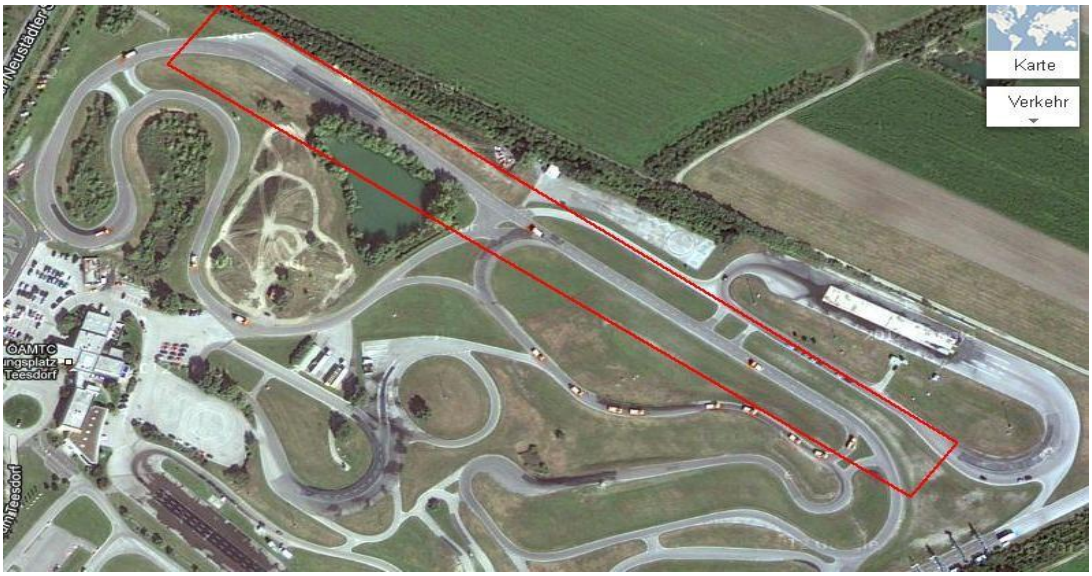


Abbildung 2.5: Luftaufnahme des ÖAMTC-Testgeländes in Teesdorf (Niederösterreich). Das rote Rechteck markiert die Gerade von etwa 400 Meter Länge (= jener Streckenabschnitt, der für die QEEG-Auswertung herangezogen wurde). Quelle: Google-Maps

Im nächsten Schritt wurden unter Zuhilfenahme der Videoaufzeichnungen die GPS-Zeitkoordinaten nochmals überprüft und den entsprechenden EEG-Aufzeichnungen zugeordnet. Dieser Prozess wurde noch durch die während der Datenerhebungsphase stattfindende Winterzeitumstellung erschwert, da die Zeitangaben der einzelnen Datenquellen (GPS-, Video-, EEG-System) nicht mehr 100%ig zeitsynchron waren. In einzelnen Aufnahmen entstanden so Unterschiede von mehr als 60 Minuten. In diesen Fällen konnten erst durch mehrere Korrekturdurchgänge die passenden Zeitabschnitte gefunden und validiert werden.

Als Displayprogramm für die Darstellung der EEG-Kurven wurde der EDF-Viewer *„Sleepexplorer“* (Version V1.0: Freeware von Thomas Nössler, 2004) verwendet. Für die Darstellung der Videosequenzen wurde das Displayprogramm des *„Skysafe“* Video-Aufnahmesystems (Fa. Shenzhen Soben Skysafe HiTech Development Co. Ltd., Shenzhen, China) *„Black Box“* der Fa. Mteksoft Inc. China (Version V3.06E, 2009) verwendet (siehe *Abbildungen 2.6* und *2.7*).

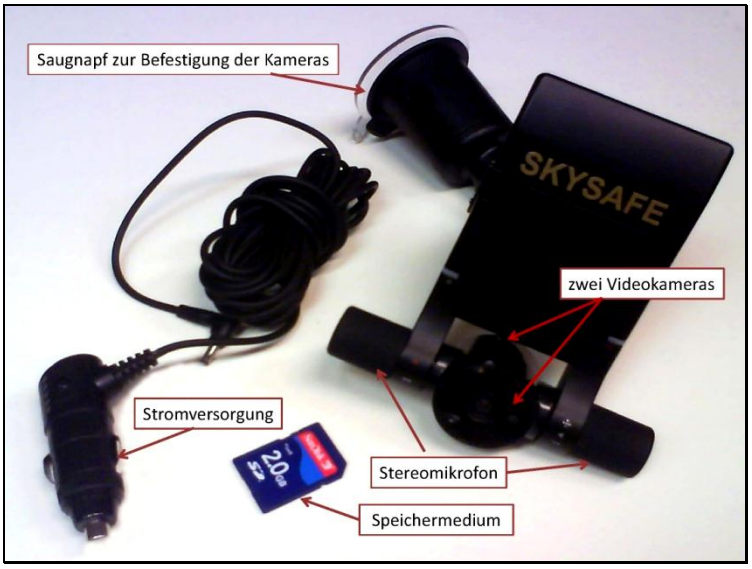


Abbildung 2.6: „Skysafe“ Videoaufzeichnungssystem (Shenzhen Soben Skysafe HiTech Development, Co, Ltd., China). Mit Hilfe der synchronen Aufzeichnung von zwei Videobildern (vom Fahrer/-in und der Fahrstrecke) konnten die für die QEEG-Analyse notwendigen Streckenabschnitte identifiziert werden.

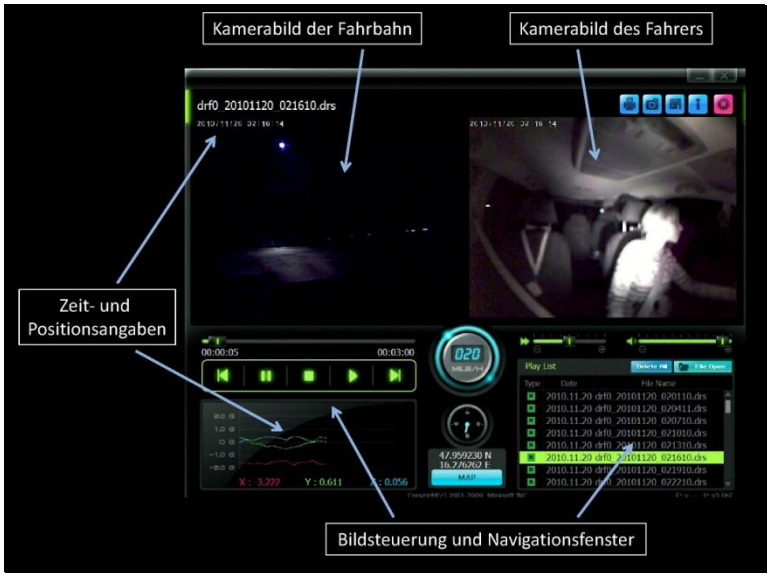


Abbildung 2.7: Darstellung der aufgezeichneten Videosequenzen mit der Software „Black Box“ (Fa. Mteksoft Inc., China) zur Identifizierung der auszuwertenden Strecken-abschnitte.

2.2.2 Quantitative EEG-Analyse (QEEG-Analyse)

Die quantitative Auswertung der EEG-Files erfolgte ausschließlich mit kopierten Datensätzen. Veränderungen an den Rohdaten waren somit ausgeschlossen. Die EEG-Aufzeichnungen wurden nach der Umwandlung in das EDF mit der Software „*QEEG Analyse*™“ (B.E.S.T. Medical, Dr. Gossegger, A-1180 Wien) analysiert. Als Grundlage für die Auswertung diente das Benutzerhandbuch zur QEEG-Analyse (Version 4.17, 2007):

Um die Leistungsspektren in einem EEG-Abschnitt zu berechnen, ist es notwendig, artefaktfreie Signalabschnitte von mindestens zwei Sekunden Länge auszuwählen und per Mausklick zu markieren. *„Bei der Berechnung der Leistungsspektren wird der markierte EEG-Abschnitt dahingehend untersucht, bei welchen Frequenzen die EEG-Signale mehr Aktivität (Amplitude) aufweisen*“ (Handbuch, Seite 9-12 ff).

Die Berechnung der Spektren kann entweder in vier oder in zwei Sekunden Blöcken mittels Fast Fourier Transformation (FFT) erfolgen. Jeder Block wird dabei mit einem Kosinus-Fenster zu 25% überlagert („tapering“) und, je nach Abtastfrequenz, mit unterschiedlicher Anzahl von Datenpunkten Fourier transformiert. Bei einer Abtastfrequenz von 256 Hz werden z.B. 1024 Datenpunkte berechnet. Danach wird pro Block die spektrale Leistungsdichte berechnet, daraus die Wurzel gezogen, sowie die Ergebnisse pro Analyseblock aufsummiert und gemittelt.

Für die Berechnung der Spektren wurden folgende Bandgrenzen definiert, wobei um Überlappungen zu vermeiden, die Berechnungen immer um 0,1 Hz unter der oberen Grenze des jeweiligen Frequenzbandes liegen (z.B. statt 3,5 Hz: 3,4 Hz):

Deltaband: 0,5 bis 3,5 Hz
Thetaband: 3,5 bis 7,5 Hz
Alphaband: 7,5 bis 12,5 Hz
Betaband: 12,5 bis 35 Hz (bei einer Tiefpassfilterung bei 70 Hz)

Für jedes angeführte Frequenzband sind pro markierten 2-sec EEG-Abschnitt folgende Werte berechnet worden:

absolute Leistung (Werte in µV)
relative Leistung (Werte in %)
dominante Frequenz (Werte in Hz)
Schwerpunktfrequenz (Werte in Hz)

Die berechneten Werte wurden in *Microsoft* Excel™-Tabellen übertragen, sortiert und danach in SPSS-Dateien umgewandelt.

Essentiell für die Güte der Berechnung ist dabei die Auswahl der zu analysierenden EEG-Abschnitte. Diese dürfen - soweit wie möglich – nicht von Störungen (Artefakte) überlagert sein.

Bei den Einzelfalldarstellungen wurden die EEG-Spektralanalysen über die Elektrodenpositionen F3, C3, O1 (referenziert gegen A2) mittels der *DOMINOlight* Software der Fa. *SOMNOmedics* (Version 1.2) berechnet (FFT-Spektralanalyse basierend auf der Standardeinstellung für 256 Hz Abtastrate und 1024 Datenpunkten). Eine Artefaktminimierung wurde hierbei jedoch nicht durchgeführt.

2.2.3 Visuelle Artefaktminimierung

Wie bereits in einem vorherigen Kapitel dargestellt, können Artefakte mitunter nur schwer von typischen Hirnstrombildern und EEG-Grafoelementen unterschieden werden. Es kam vor, dass sich Probanden/Probandinnen am Kopf kratzten, sich an dem Autositz rieben oder, - trotz Verbotes – während der Nachtfahrten Kaugummi kauten. Diese, durch Bewegungen verursachte Artefakte können Thetawellen täuschend ähnlich sein (siehe *Abbildung 2.8*).

Die Identifizierung von Störsignalen wird durch zeitsynchrone Videoaufzeichnungen wesentlich erleichtert. Zusätzlich erschwerten technische Artefakte, wie Elektrodendefekte, Wackelkontakte oder Störungen durch die Bordelektronik beim Starten des Fahrzeuges die Auswahl der passenden EEG-Abschnitte. Da sich solche Störsignale im Nachhinein durch Filterung nicht korrigieren lassen, müssen artefaktreiche Signalabschnitte von der QEEG-Analyse ausgeschlossen werden.

Abbildung 2.8: Screenshot (Alpha-Trace Auswertesoftware für QEEG) eines 10 sec EEG-Signalabschnittes mit Artefakten (rot markiert).

2.2.4 Ausgewählte Datensätze

Aufgrund unterschiedlicher Faktoren (Überlagerung der EEG-Signale durch Bewegungen, Ausfälle der Stromversorgung usw.) konnten nicht alle EEG-Aufnahmen verwendet werden. Verwertbare EEG-Aufzeichnungen sind von 28 Testpersonen vorhanden (*Abbildung 2.9)*.

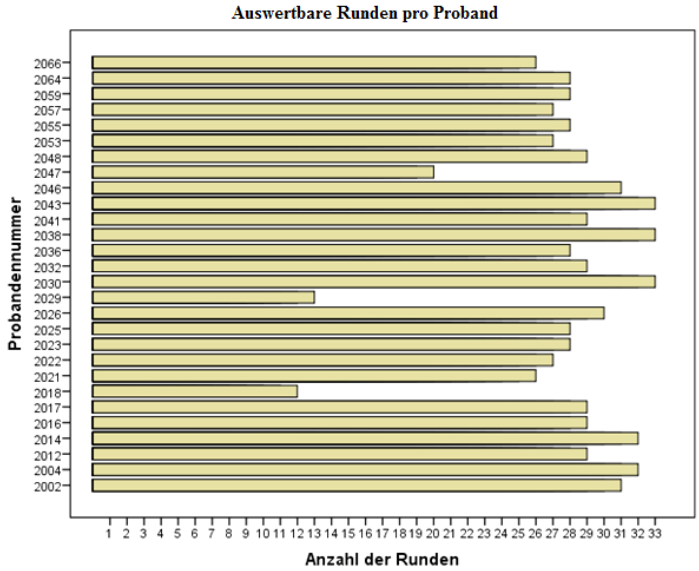


Abbildung 2.9: Überblick über die auswertbaren EEG-Aufnahmen von 28 Versuchspersonen. Die Streuung reicht von 12 Runden bis maximal 33 Runden. Probanden/Probandinnen, bei denen weniger als 12 Runden auswertbar waren, wurden nicht analysiert.

Prinzipiell wurden artefaktfreie Epochen zuerst immer in F3, C3 und O1 markiert. Bei Störungen in einer dieser EEG-Spuren wurde die gegenüberliegende EEG-Spur verwendet, sofern diese artefaktfrei war (z.B. C3 durch C4; O1 durch O2 usw.). Ziel war es, möglichst lange artefaktfreie Signalabschnitte über die zweistündige Aufnahmeperiode zu erhalten.

Verwendet wurden letztendlich aber nur Datensätze mit Aufzeichnungen über mehr als 12 Runden, sodass eine Stichprobe von n= 18 Fahrern/Fahrerinnen übrig blieb. Pro Proband/-in konnten durchschnittlich 22 Runden analysiert werden.

Einen Überblick über alle für die QEEG-Analyse verwendeten Datensätze findet sich in *Tabelle 2.2*.

2.2.5 Statistische Auswertung

Mit dem Programm IBM SPSS Statistics (Version 20) wurden Deskriptivstatistiken gerechnet und die Ergebnisse in Form von Tabellen und Grafiken dargestellt. Die Überprüfung der Hypothesen erfolgte durch Korrelationsrechnungen (Pearson Korrelationskoeffizient). Bedeutsame Unterschiede wurden ab einem Signifikanzniveau von $p \leq 0{,}05$ angenommen. Die Überprüfung der Hypothesen H1/H2 erfolgt sowohl als Gruppenvergleich als auch als Einzelfallanalyse.

Die Einzelfallanalysen werden herangezogen um zu überprüfen, ob die Modellannahme - „Frequenzverlangsamung im EEG sind typisch (charakteristisch) für einer zweistündigen Nachtfahrt“ - richtig ist. Die Modellannahme wird anhand logistischer Regressionsmodelle statistisch überprüft.

Hierbei kommen Zeitreihenanalysen (Programm: *Wolfram Mathematica,* Version 8.0), und generalisierte lineare Modelle zur Anwendung. Anhand des Akaike Information Criterion (AIC) wird die Richtigkeit des verwendeten Regressionsmodells überprüft werden. Exemplarisch wird abschließend bei vier ausgewählten Probanden/ Probandinnen gezeigt, ob mittels linearer Regression eine Aussage über den weiteren Verlauf der Vigilanz möglich ist.

3 RESULTATE

3.1 Alpha Slow-Wave Index (ASI)

Der ASI verändert sich signifikant im Laufe der zweistündigen Fahrzeit und nimmt von anfänglich 0,83 auf 0,98 zu (t-Test: $p < 0{,}03$). Wie aus *Abbildung 3.1* ersichtlich, korreliert der ASI jedoch nur mäßig mit der Fahrzeit (Pearson Korrelationskoeffizient: $r = 0{,}084$, $p < 0{,}03$).

Der ASI Gruppenmittelwert von 0,8 (= Wert zu Beginn der Nachtfahrten) wird bei den weiteren Berechnungen als Cut off dienen: Werte < 0,8 werden als Indikator für einen Vigilanzabfall angesehen.

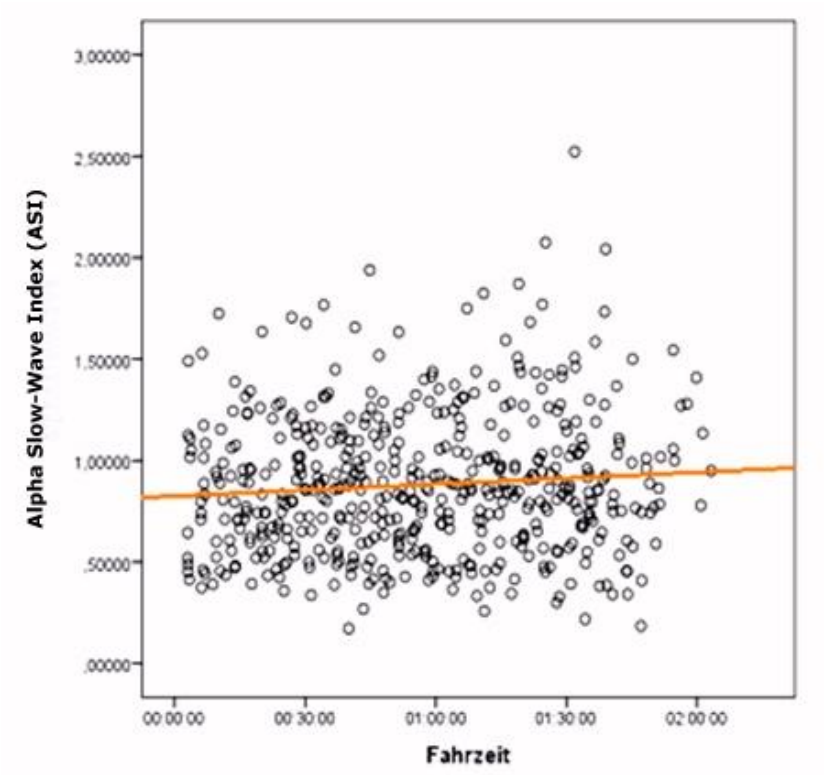


Abbildung 3.1: Veränderungen des ASI (y-Achse) im Verlauf der zweistündigen Nachtfahrt (Zeitangaben = y-Achse). Der ASI nimmt signifikant zu, die Korrelation zwischen ASI und Fahrzeit ist jedoch gering (Pearson Korrelationskoeffizient: $r = 0{,}084$; $p < 0{,}03$).

3.2 Absolute Alpha-Power (ABR-Alpha)

Im Gruppenvergleich (n= 15) zeigt sich bei Testfahrern/ Testfahrerinnen mit vollständigen Datensätzen (sowohl der okzipitalen, zentralen und frontalen EEG-Ableitungen) in der absoluten Alpha-Power keine signifikante Veränderung im Laufe der zweistündigen Nachtfahrt. Wie aus *Abbildung 3.2* ersichtlich, finden sich bei den einzelnen Elektrodenpositionen (hier dargestellt F3/F4) ein tendenzieller Anstieg der ABR-Alpha im Laufe der zwei Stunden (Lineare Regression: r^2= 0,004). Dieser ist jedoch nicht signifikant (Korrelation nach Pearson r= 0,066; p= 0.81).

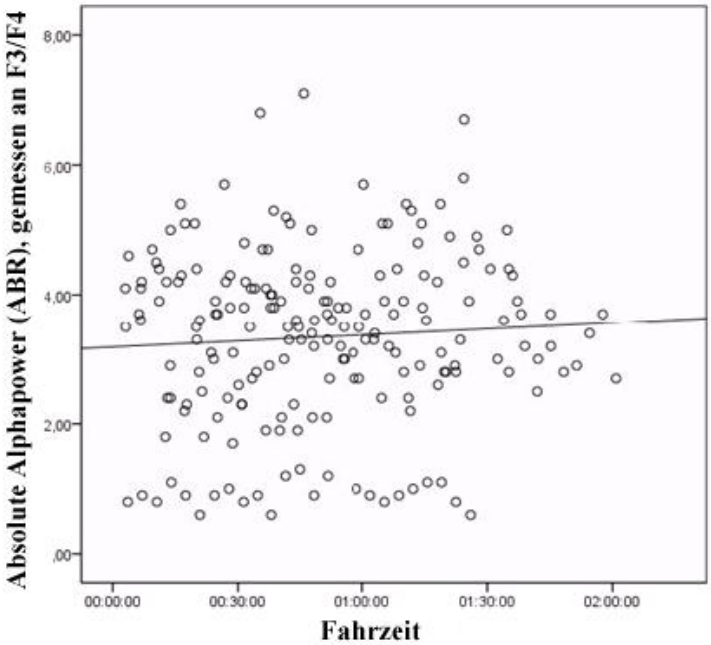


Abbildung 3.2: Verlauf der ABR-Alpha, dargestellt an den frontalen Elektrodenpositionen (F3/F4) bei 15 Probanden/Probandinnen während einer zweistündigen Nachtfahrt. Es zeigen sich keine signifikanten Zusammenhänge zwischen der absoluten Alpha-Power und der Fahrzeit.

3.3 Relative Alpha-Power (RBR-Alpha)

Im Gruppenvergleich zeigt sich bei Testfahrern/Testfahrerinnen (n= 15) mit vollständigen Datensätzen (sowohl der okzipitalen, zentralen und frontalen EEG-Ableitungen), in der relativen Alpha-Power eine signifikante Veränderung im Laufe der zweistündigen Nachtfahrt. Wie aus *Abbildung 2.12* ersichtlich, korreliert die RBR-Alpha (hier dargestellt bei den zentralen Elektrodenpositionen C3/C4) signifikant mit der Fahrzeit (Korrelation nach Pearson r= 0,124; p= 0,005).

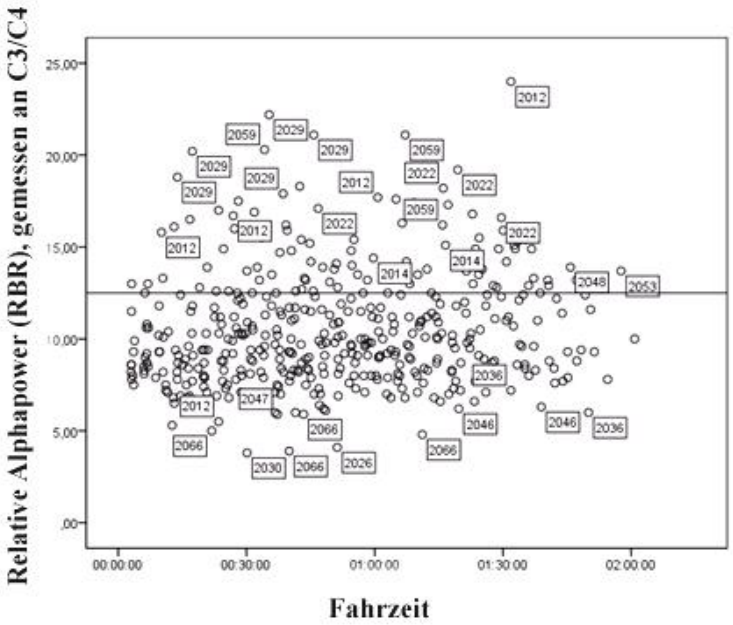


Abbildung 3.3: Relative Alpha-Power (RBR-Alpha), gemessen an den zentralen Elektrodenpositionen (C3/C4) bei 15 Probanden/Probandinnen mit vollständiger Elektrodenmontage (okzipital, zentral frontal) während einer zweistündigen Nachtfahrt. Es zeigt sich ein signifikanter Zusammenhang zwischen der relativen Alpha-Power über den zentralen Elektrodenpositionen und der Fahrzeit (Korrelation nach Pearson). Die Probandennummern sind in den Rechtecken ersichtlich.

3.4 Index der Alpha-Anteriorisation (IAA)

Bei 15 Probanden/Probandinnen mit kompletter Montage (F1/F2, C3/C4, O1/O2) konnten im Gruppenvergleich eine signifikante Verschiebung des Alphabandes von okzipital zu den frontalen Elektrodenpositionen hin gefunden werden (Alphaanteriorisation). Dies zeigt sich in einem positiven Korrelationskoeffizienten (nach Pearson: r= 0,26; p< 0,0005) zwischen der Fahrzeit (= Anzahl der zurückgelegten Runden) und dem IAA (siehe *Abbildung 3.4*).

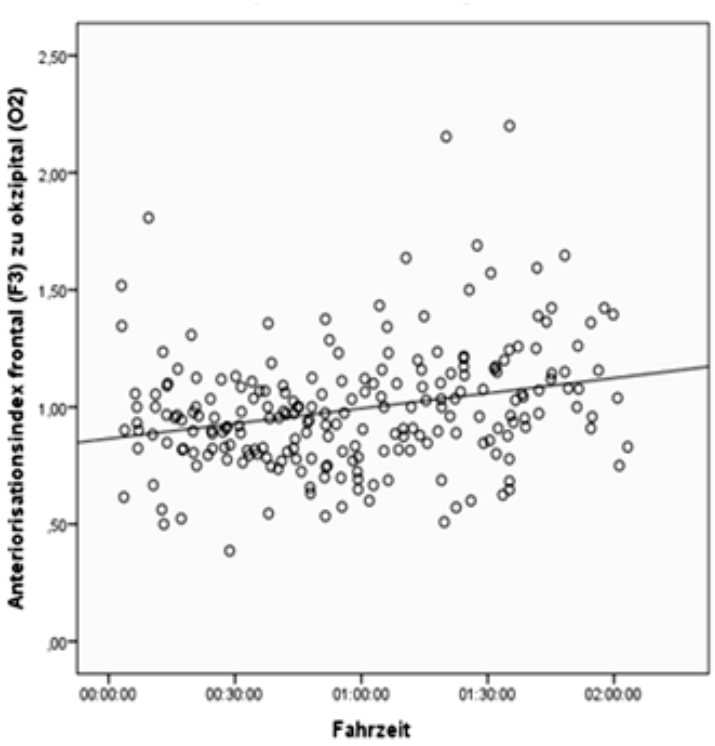


Abbildung 3.4: Verteilung des IAA während einer zweistündigen Nachtfahrt (y-Achse: Fahrzeit) bei 15 Probanden/Probandinnen mit vollständiger Elektroden-montage (okzipital, zentral frontal). Es zeigt sich eine signifikante positive Korrelation (Korrelationskoeffizient nach Pearson) zwischen dem IAA (Verhältnis okzipital zu frontal) und der Fahrzeit.

Bei Probanden/Probandinnen, von denen lediglich die okzipitalen und zentralen oder frontalen Elektrodenpositionen ausgewertet werden konnten, zeigt sich hingegen eine nur geringe Korrelation zwischen Fahrzeit und dem IAA (Korrelationskoeffizient nach Pearson: r= -0,07; p< 0,05).

3.5 Einzelfalldarstellungen

Globale Aussagen über den Vigilanzverlauf in der Gesamtgruppe der Autofahrer/-innen wurden mit dem ASI, der ABR-Alpha, der RBR-Alpha und dem IAA beschrieben. In einem weiteren Schritt wurde mittels logistischer Regressionsanalyse geprüft, ob es einen ursächlichen Zusammenhang zwischen der Fahrdauer und den EEG-Frequenzmaßen (z.B. der RBR-Alpha) gibt. Geprüft wurden folgende Regressionsmodelle:

- lineare Regression
- nichtlineare Regressionsmodelle:
  - quadratische Regression
  - kubische Regression
  - Regression vierten Grades

Die Überprüfung der Regressionsmodelle anhand des AIC (Akaikes Informationskriterium, korrigiert für kleine Fallzahlen) erbrachte, dass für diesen Datensatz nur ein lineares Regressionsmodell zulässig ist.

Im Folgenden werden exemplarisch drei Probanden/Probandinnen gezeigt, bei denen anhand der Verläufe der Regressionsgerade, eine Aussage über den zu erwartenden Verlauf des RBR-Alpha möglich ist. Bei dem vierten Beispiel war aufgrund der zahlreichen Artefakte eine quantitative EEG-Analyse nicht möglich. Bei der visuellen Mikroanalyse der EEG-Aufzeichnungen fanden sich jedoch interessante Frequenzmuster, die ebenfalls dargestellt und diskutiert werden.

Die Auswahl der Probanden/Probandinnen erfolgte anhand folgender Kriterien:

- Beispiele für ASI = </> 0,8 (dem Cut off von 0,8 liegt der Gruppenmittelwert zugrunde)
- Besonderheiten in den EEG-Ableitungen (spezielle EEG Grafo-elemente), die im Zusammenhang mit Vigilanzschwankungen stehen
- für die Gesamtgruppe repräsentative Veränderungen in den EEG-Frequenzspektren
- möglichst vollständige Datensätze

Tabelle 3.1: Übersicht über die ausgewählten Probanden/Probandinnen (n= 18). Die Einzelfalldarstellungen sind blau markiert. Der violett markierte Datensatz konnte quantitativ nicht ausgewertet werden, wird aber aufgrund besonderer EEG-Merkmale trotzdem präsentiert. Dargestellt sind nur die signifikanten Ergebnisse bei ASI, RBR-Alpha und IAA (Pearson Korrelationskoeffizient: $p \leq 0{,}05$).

Abkürzungen: m= männlich; w= weiblich; n.s.= nicht signifikant; MW= Mittelwert

Proband/-in	Alter	Sex	Rundenanzahl	ASI*	RBR-Alpha	IAA(MW)
2002	48	m	20	**< 0,8**	n.s.	0,5
2004	41	w	32	**< 0,8**	n.s.	0,2
2012	44	m	29	> 0,9	0,3	n.s.
2014	42	m	29	**0,8**	n.s.	n.s.
2016	40	w	22	**< 0,8**	n.s.	n.s.
2021	44	m	15	**< 0,8**	n.s.	n.s.
2022	42	w	20	> 0,9	n.s.	-0,5
2023	30	w	27	> 0,9	n.s.	0,3
2026	40	w	22	**< 0,8**	n.s.	-0,5
2030	54	m	23	> 0,9	n.s.	n.s.
2032	30	w	17	**0,8**	n.s.	n.s.
2038	47	m	32	> 0,9	n.s.	0,4
2043	47	m	17	> 0,9	n.s.	n.s.
2046	46	m	27	**< 0,8**	n.s.	n.s.
2048	44	m	16	> 0,9	0,5	n.s.
2053	33	m	16	> 0,9	0,4	n.s.
(2058)**	48	w		-	-	-
2059	34	m	16	> 0,9	n.s.	n.s.
2066	42	w	18	**< 0,8**	n.s.	n.s.
N= 18	**MW= 41,6**	**7w/11m**	**MW= 22**	**≤ 0,8: n= 9**		

* ASI-Werte ≤ 0,8: Indikator für Schläfrigkeit

** die EEG-Aufzeichnungen der Probandin wurden wegen der zahlreichen Artefakte quantitativ nicht analysiert

Probandin 2004

Während der Fahrzeit verändert sich der RBR-Alphaanteil der Probandin 2004 nicht signifikant (*Abbildung 3.5*) und korreliert auch nicht mit der Fahrdauer (Pearson Korrelationskoeffizient r= 0,051; p> 0,4).

Auch lassen sich in den einzelnen Frequenmzbändern keine eindeutigen Trends in Richtung Verlangsamung oder Beschleunigung erkennen (siehe *Abbildung 3.6*). Artefakte (Bewegungen, Lidschlag) verursachen einen deutlichen Anstieg im Powerspektrum des Deltabandes (okzipitale Ableitung in *Abbildung 3.6*).

Der ASI liegt unter 0,8 (= Cut off für Vigilanzabfall), wodurch sich ein Trend in Richtung Verminderung der Vigilanz vermuten ließe.

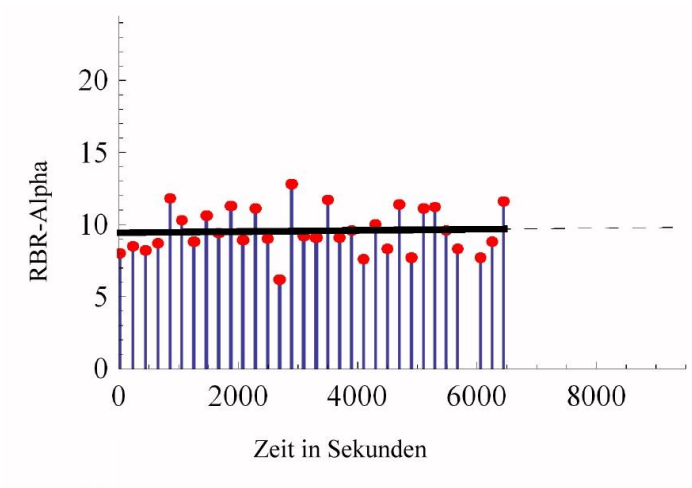


Abbildung 3.5: Geringe Schwankungen in dem RBR-Alphaanteil zeigen keinen tendenziellen Anstieg oder abfall in der Regressionsgerade. Es ist zu erwarten, dass dieser Trend anhält (Regressionsgerade: schwarz-gestrichelte Linie).

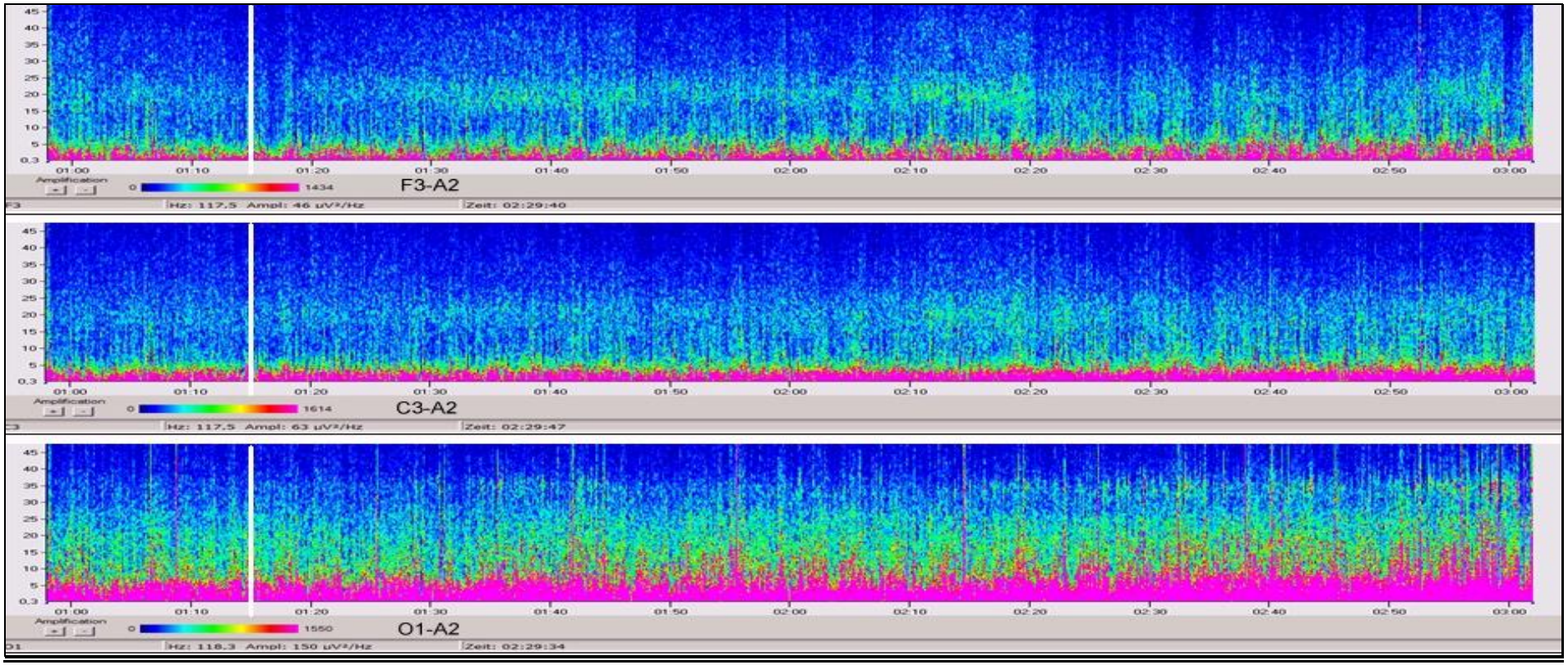


Abbildung 3.6: FFT-Analyse der frontalen (oberste Spur), zentralen und okzipitalen EEG-Ableitungen bei der Probandin 2004. Blaue Farben bedeuten eine geringe, helle (rot) eine hohe EEG-Bandpower. Die weiße Linie markiert den Beginn der eigentlichen Nachtfahrt (davor: drei Übungsrunden). Während der gesamten Fahrzeit zeigen sich mäßig ausgepägte Schwankungen in den raschen Frequenzanteilen (z.B. O1). Der hohe Anteil im Frequenzbereich < 10 Hz (violett) wird durch die zahlreich auftretenden Augenbewegungen (Lidschläge) mitverursacht.

Proband 2012

Bei diesem Proband nimmt während der Fahrzeit der RBR-Alphaanteil kontinuierlich zu, der RBR-Betaanteil entsprechend ab (*Abbildung 3.7*). Wie aus *Abbildung 3.8* ersichtlich, korreliert der RBR-Alphaanteil auch signifikant mit der Fahrdauer (Pearson Korrelationskoeffizient: r= 0,32; p< 0,04).

In der FFT-Analyse über die gesamte EEG-Aufnahmezeit zeigt sich eine ausgeprägte Alphaaktivität über allen Ableitepositionen (F3, C3, O1) mit einer dominaten Frequenz um 10 Hz (*Abbildung 3.9*). In den letzten 30 Minuten Fahrtzeit reduziert sich der Anteil der schnellen EEG-Frequenzen über den zentralen Ableitepositionen. Der ASI liegt über dem Cutoff von 0,8.

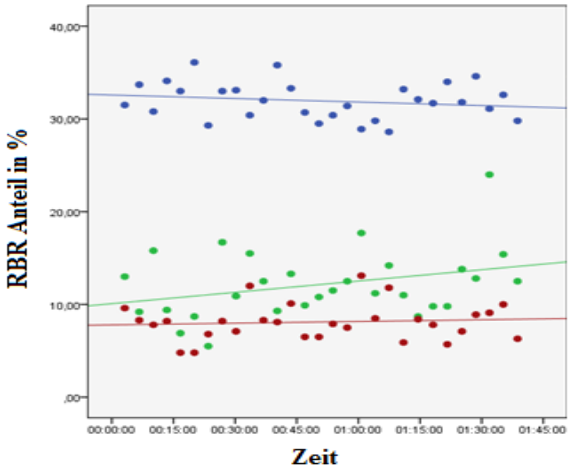


Abbildung 3.7: Veränderungen des RBR-Alphaanteiles (grün) im Vergleich zu RBR-Beta (blau) und RBR-Theta (rot) während einer zweistündigen Nachtfahrt.

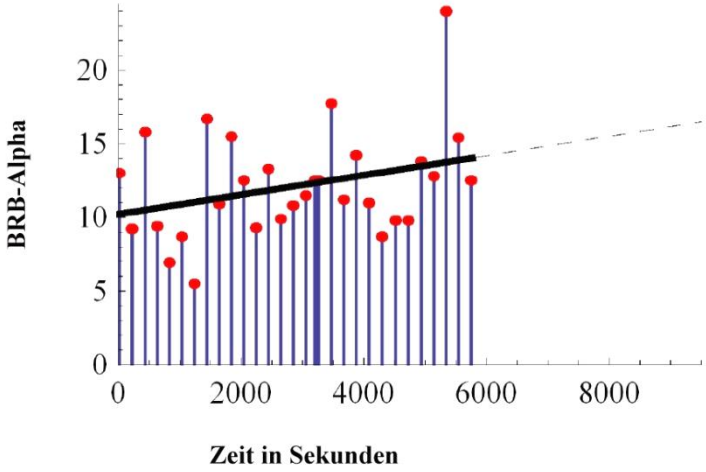


Abbildung 3.8: Trotz starker Schwankungen zeigt sich ein signifikanter Zusammenhang zwischen dem Anstieg im RBR-Alpha und der Fahrzeitdauer (Pearson Korrelationskoeffizient: p> 0,04). Es ist zu erwarten, dass dieser Trend anhält (Regressionsgerade: schwarz-gestrichelte Linie).

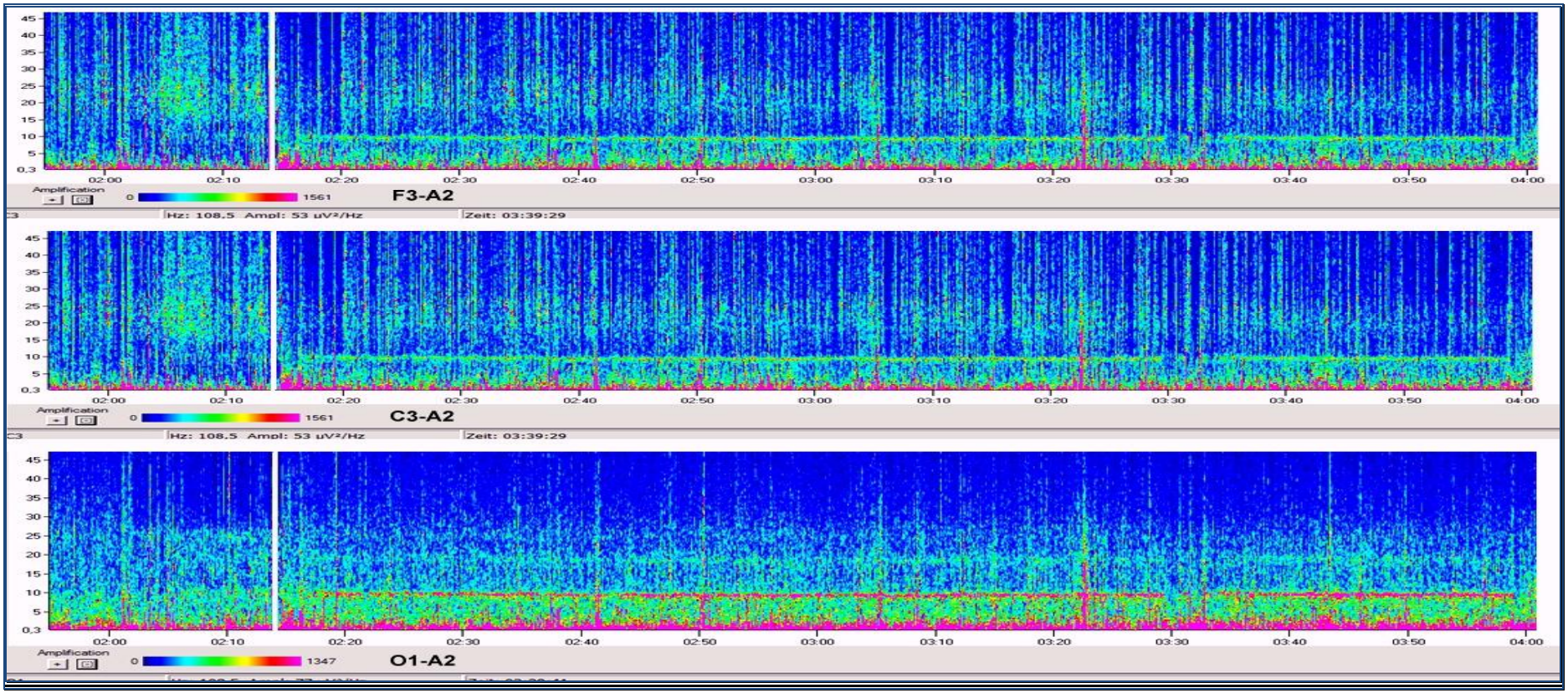


Abbildung 3.9: FFT-Analyse der frontalen (oberste Spur), zentralen und okzipitalen EEG-Ableitung des Probanden 2012. Blaue Farben bedeuten eine geringe, helle (rot) eine hohe EEG-Bandpower. Die weiße Linie markiert den Beginn der eigentlichen Nachtfahrt (davor: drei Übungsrunden). In den letzten 30 Minuten Fahrt ist ein Abfall in den raschen Frequenanteilen (>15 Hz, siehe y-Achse der Grafik) vor allem über dem zentralen Cortex zu beobachten. Im Deltaband zeigen sich keine Veränderungen.

Proband 2048

Wie aus *Abbildung 3.10* ersichtlich, nimmt der RBR-Alphaanteil während der Nachtfahrt signifikant zu, der RBR-Betaanteil ab (*Abbildung 3.10).* Dieser Trend zeigt sich schon in der ersten Stunde der Nachtfahrt (*Abbildung 3.12)*, am deutlichsten in der okzipitalen Ableitespur (O1-A2). Der RBR-Alphaanteil korreliert positiv mit der Fahrzeit (*Abbildungen 3.11:* Pearson Korrelationskoeffizient: r= 0,54; p< 0,01), der RBR-Betaanteil hingegen negativ (Pearson Korrelationskoeffizient: r= -0,44; p= 0,04). Der ASI liegt über dem Cut off Wert von 0,8.

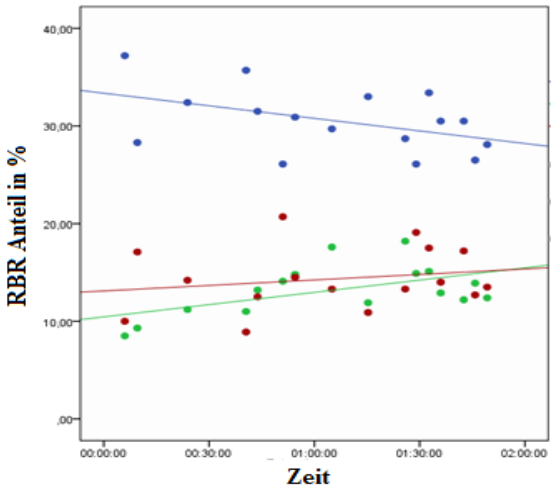


Abbildung 3.10: Veränderungen des RBR-Alphaanteiles (rot) im Vergleich zu RBR-Beta (blau) und RBR-Theta (grün) während einer zweistündigen Nachtfahrt.

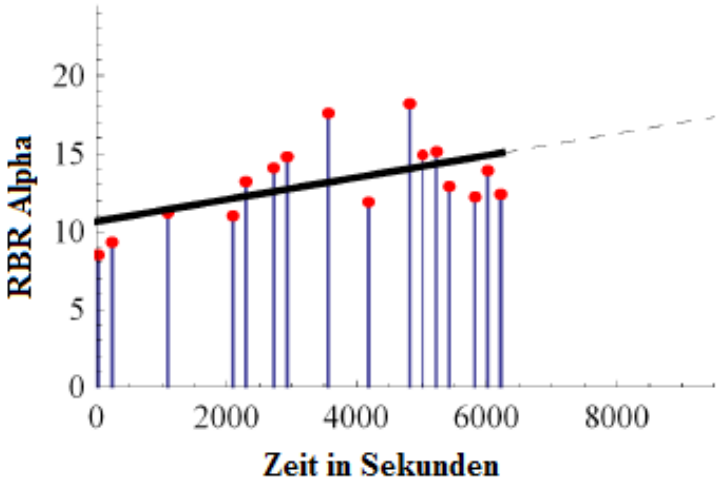


Abbildung 3.11: Aufgrund von Artefakten konnten nicht alle EEG-Sequenzen/Runde ausgewertet werden. Kontinuierlicher Anstieg des RBR-Alphaanteiles über die Fahrzeit; dieser Trend wird wahrscheinlich anhalten (Regressionsgerade: schwarz-gestrichelte Linie).

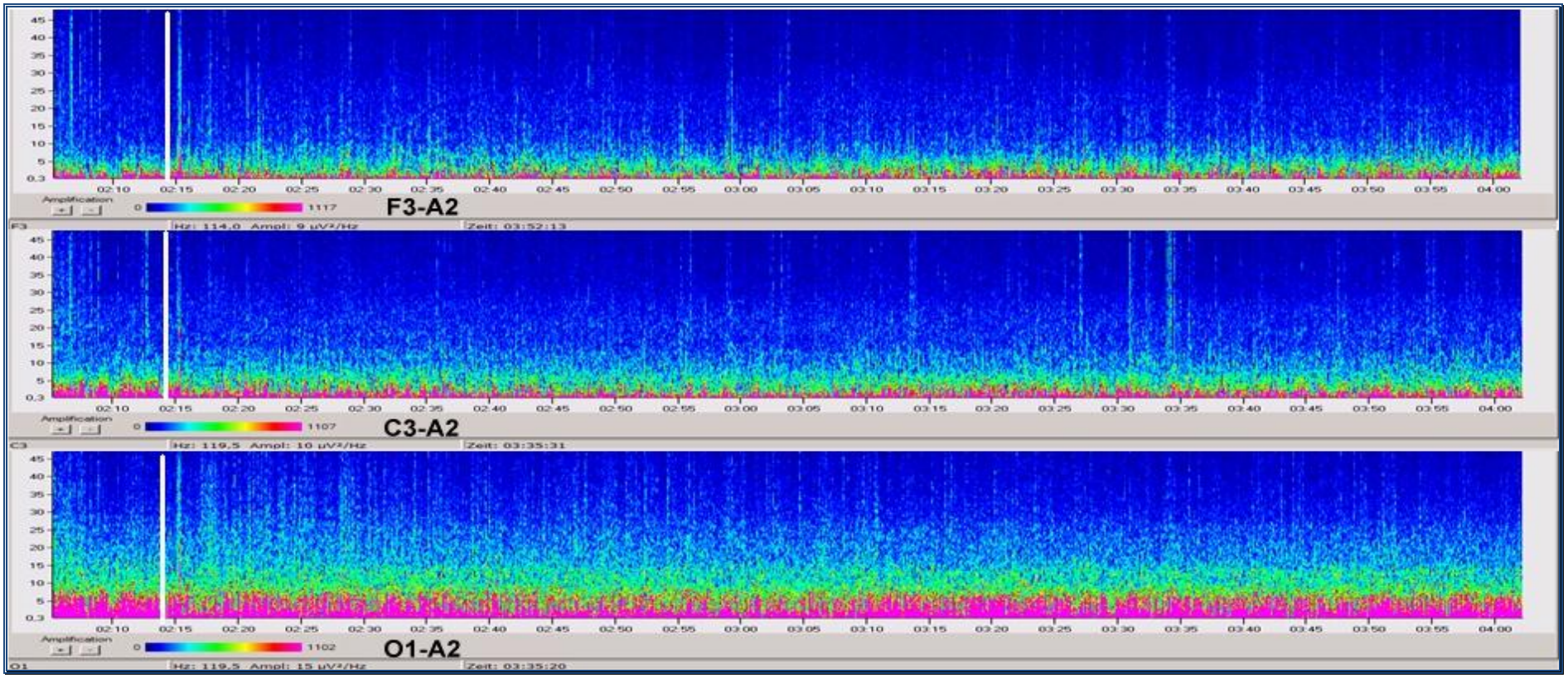


Abbildung 3.12: FFT-Analyse der frontalen (oberste Spur), zentralen und okzipitalen EEG-Ableitungen beim Proband 2048. Blaue Farben bedeuten eine geringe, helle (rot) eine hohe EEG-Bandpower. Die weiße Linie markiert den Beginn der eigentlichen Nachtfahrt (davor: drei Übungsrunden). Zu sehen sind Fluktuationen in den schnellen EEG-Frequenzanteilen, insbesondere über der frontalen und ozipitalen Hirnregionen.

Probandin 2058

Wegen zahlreicher Artefakte konnten die EEG-Aufzeichnung der Probandin 2058 nicht lückenlos quantitativ analysiert werden. Die Aufzeichnung ist trotzdem von Interesse.

Wie in der *Abbildung 3.14* ersichtlich, zeigt sich über den gesamten Fahrverlauf eine ausgeprägte Aktivität im langsamen Alphabereich (< 10Hz), sowohl okzipital als auch zentral und gegen Ende der Fahrzeit auch frontal. Bei der visuellen Auswertung des EEGs fanden sich immer wieder Epochen mit hochamplitudigen Gruppen von Alphawellen, knapp unter 8 Hz.

Bei vier weiteren Versuchspersonen traten ebenfalls ähnliche EEG-Episoden mit langsamen Wellen auf (siehe die rote Markierung in *Abbildung 3.13*). Eine vergleichbare EEG-Aktivität, als paroxysmaler Theta oder paroxysmale Alphabursts bezeichnet, tritt bei Kindern und Jugendlichen in Phasen starker Übermüdung auf. Da diese Episoden keine Verhaltensauffälligkeiten oder gröbere Fahrfehler zur Folge hatten, wurden diese Fahrer keiner getrennten Analyse unterzogen. Solche EEG-Grafoelemente treten zeitsynchron über mehreren Hirnregionen auf (auch zentral und frontal) und gelten als deutlicher Indikator eines müdigkeitsbedingten Alphastrukturwandels.

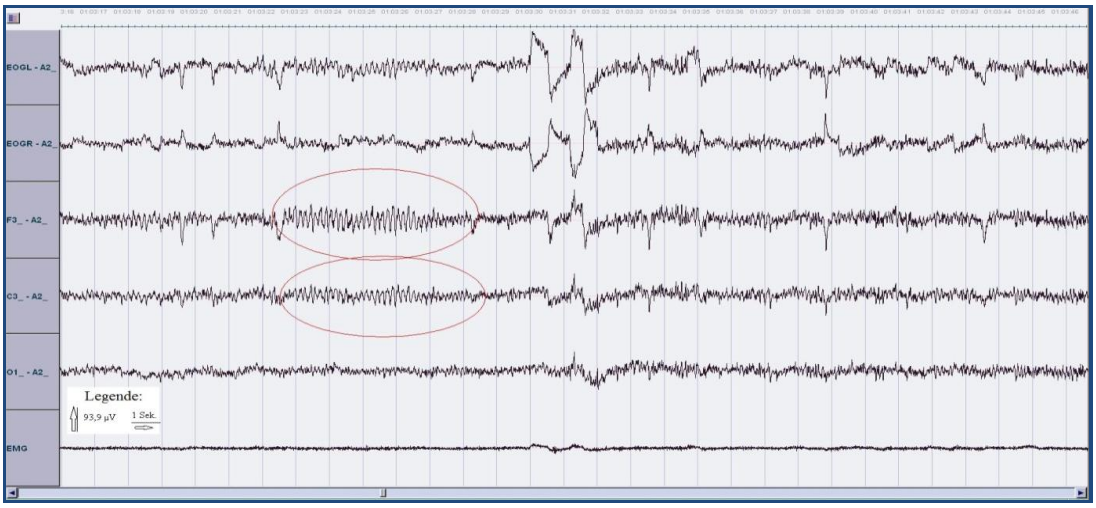


Abbildung 3.13: Episode mit Gruppen langsamer Wellen mit einer Frequenz knapp unter 8 Hz (rote Markierung) bei dem Probanden 2058. Diese, auch als paroxysmalare Theta oder als paroxysmale Alphabursts bezeichneten EEG-Grafoelemente treten in Phasen starker Übermüdung vor allem bei Kindern und Jugendlichen auf.

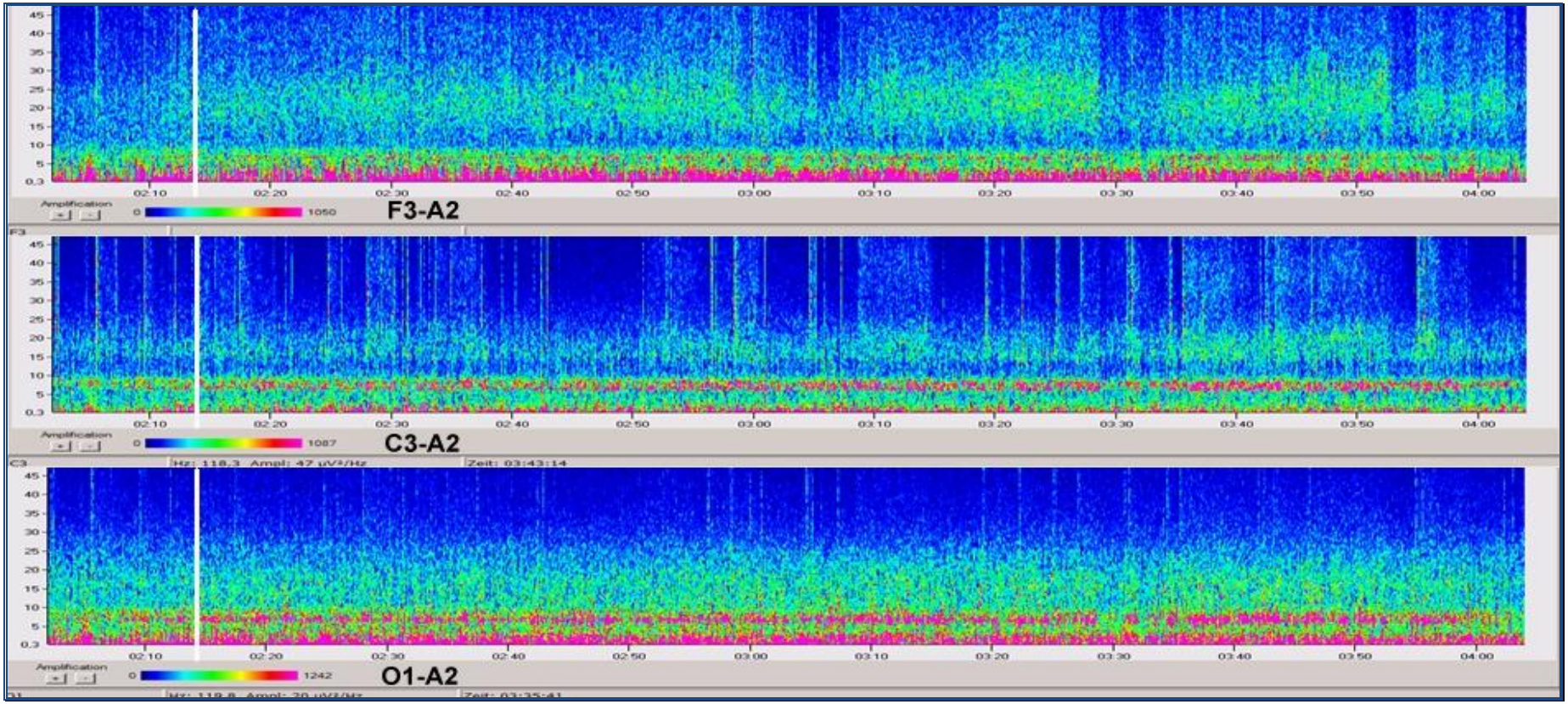


Abbildung 3.14: FFT-Analyse der frontalen (oberste Spur), zentralen und okzipitalen EEG-Ableitungen bei der Probandin 2058. Blaue Farben bedeuten eine geringe, helle (rot) eine hohe EEG-Power. Die weiße Linie markiert den Beginn der eigentlichen Nachtfahrt (davor: drei Übungsrunden). Während der gesamten Fahrzeit zeigt sich eine ausgeprägte, langsame Alphaaktivität (< 10 Hz) über der O1- und C3-, gegen Ende der Testfahrt auch an der F3-Elektrodenposition.

4. DISKUSSION

4.1 Zusammenfassung der Resultate

Im Rahmen dieser Untersuchung wurden EEG-Aufzeichnungen während einer zweistündigen Nachtfahrt unter Naturalistic Driving-Bedingungen quantitativ ausgewertet. Es wurde angenommen, dass sich zeitlich bedingte EEG-Veränderungen vor allem im Alpha-Frequenzband finden lassen, und dass diese auch ein charakteristisches topografisches Muster aufweisen (Alphaanteriorisation). Ausgewertet wurden visuell ausgewählte, artefaktfreie EEG-Epochen von einer Mindestlänge von zwei Sekunden die während dem Fahren auf einem geraden Streckenabschnitt registriert wurden. Der Auswertung liegen EEG-Aufzeichnungen von 18 Testpersonen zugrunde (mindestens 12 Testrunden pro Person).

Berechnet wurden der ASI, ABR-Alpha, RBR-Alpha und der IAA in der Gesamtgruppe. Darüber hinaus wurde mittels logistischer Regressions-analyse an drei ausgesuchten Probanden/Probandinnen geprüft, ob es einen Zusammenhang zwischen der Fahrdauer und den EEG-Frequenzmaßen (z.B. der RBR-Alpha) gibt und inwiefern sich Trends in der Gesamtgruppe auch bei den Einzelfällen wiederfinden lassen.

ASI: Der ASI nimmt während der Fahrzeit in der Gesamtgruppe signifikant zu (von 0,83 auf 0,98). Diese Zunahme beruht hauptsächlich auf einer relativen Abnahme des Beta- zugunsten des Alphaanteiles. Der Theta- und Deltaanteil hingegen veränderte sich nicht signifikant.

ABR-Alpha: Die Veränderungen im ABR-Alpha waren in der Gesamtgruppe nicht signifikant. Bei einzelnen Testfahrern/Testfahrerinnen zeigten sich signifikante Veränderungen, diese Effekte sind aber zu gering um einen eindeutigen Trend erkennen zu lassen.

RBR-Alpha: Demgegenüber nimmt die RBR-Alpha in der Gesamtgruppe signifikant zu und korreliert positiv mit der Dauer der Fahrzeit (Korrelation nach Pearson $r= 0,124$; $p= 0,005$). Dieser Anstieg geht auf Kosten des RBR-Betaanteiles. Die Power im Theta- und Deltaband verändert sich nicht.

IAA: Bei dem Vergleich zwischen den einzelnen Ableitepositionen am Cortex mittels IAA, finden sich in der Gesamtgruppe ebenfalls signifikante

Ergebnisse: im Laufe der Nachtfahrten nimmt die Alphaaktivität an den zentralen und frontalen Elektroden signifikant zu, im Vergleich zur okzipitalen Elektrode (Pearson Rangkorrelation: $r= 0,26$; $p< 0,0005$).

Die signifikanten Veränderungen im ASI und in der RBR-Alpha bestätigen die Annahme der Hypothese 1, dass EEG-Veränderungen während einer nächtlichen Autofahrt hauptsächlich das Alphaband betreffen. Allerdings wird der ABR-Alpha nicht beeinflusst, wodurch die Aussagekraft des Ergebnisses etwas eingeschränkt wird. Nach Joubert (2000) sind absolute Veränderungen in der EEG-Band Ratio aussagekräftiger als relative. Der Autor verweist auf pharmakologische Studien, bei denen sich beim Vergleich der relativern Powerspektralmaße aus mehreren Testserien ein Medikamenteneffekt nicht zeigte, bei absoluten Werten aber schon.

Auch sind ASI und der RBR-Alphaanteil voneinander nicht unabhängig, da in die Berechnung des ASI sowohl der relative Alpha als auch der relative Theta- und Deltaanteil eingehen.

Die signifikanten Veränderungen im IAA bestätigen die Annahme der Hypothese 2 und untermauern indirekt auch die die Gültigkeit der Hypothese 1. Allerdings dürften Alpha-Anteriorisierungseffekte deutlichen individuellen Schwankungen unterliegen. So sind Signifikanzen im IAA nur bei Testpersonen mit mindestens einer okzipitalen, zentralen und frontalen Elektrode zu finden, nicht jedoch bei jenen mit nur zwei Ableitepositionen (entweder zentral oder frontal).

Aufgrund der Ergebnisse kann der Schluss gezogen werden, dass während einer mehrstündigen Nachtfahrt sich EEG-Veränderungen hauptsächlich im Alphabereich zeigen. Diese Effekte sind nicht auf den okzipitalen Cortex beschränkt, sonder breiten sich allmählich auf zentrale und frontale Cortexareale aus. Diese Prozesse stehen im Zusammenhang mit einer Verminderung der Vigilanz und in weiterer Folge mit beginnender Schläfrigkeit.

Beim Vergleich von exemplarisch ausgewählten Einzelfällen finden sich individuelle Unterschiede, die den Gruppenergebnissen teilweise widersprechen. Eine Aufteilung nach Individuen mit einem ASI über oder unter dem Gruppenmittelwert von 0,8, erweist sich als hilfreich, vor allem in Hinblick auf die Vorhersagbarkeit der RBR-Alpha. Bei Werten über 0,8 findet

sich ein Trend hin zu einem ausgeprägten Anstieg des RBR-Alphaanteiles, nicht jedoch bei Werten unter dem Gruppenmittelwert.

Mit Hilfe logistischer Regressionsmodelle wurde die Vorhersagbarkeit einer weiteren Zu-/Abnahme in der RBR-Alpha getestet. Die Überprüfung für verschiedene Regressionsmodelle anhand des AIC (korrigiert für kleine Fallzahlen) erbrachte, dass die Anwendung eines lineares Regressionsmodells dafür am besten geeignet ist. Bei der Einzelfallanalyse zeigte sich, dass die Vorhersagbarkeit des BRB-Alpha mittels linear logistischen Regressionsmodell bei einem ASI > 0,8 besser gelingt als bei Werten $\leq$ 0,8. Zu beachten ist allerdings, dass bei der Regressionsmodell-prüfung auch die voneinander abhängige Variable ASI und RBR-Alpha hinein genommen wurden, sodass die beobachteten Zusammenhänge sich auch dadurch erklären lassen.

4.2 Vergleich und Interpretation

Bei den hier untersuchten Datensätzen konnten signifikante EEG-Frequenzänderungen lediglich im Alpha- und Betabereich (relative Bandpower) gefunden werden, nicht jedoch im Theta- und Deltabereich. Aufgrund des späten Testzeitpunktes (nach 23:00 Uhr) und nach mehr als 17 Stunden Wachzeit (überprüft anhand der Angaben der Testfahrer/-innen) wurde ein ausgeprägter Schlafdruck mit einer Zunahme in der relativen und absoluten Theta- und Deltapower erwartet. In einer Studie von Lal et al. (2003) mit 10 Versuchspersonen konnten nach zweistündiger Fahrt in einem Fahrsimulator signifikante Frequenzänderungen sowohl in den raschen (Beta, Alpha) als auch in den langsamen Frequenzanteilen (< 7 Hz) gefunden werden.

Papadelis et al. (2007) wiesen nach, dass es etwa fünf Sekunden vor dem Auftreten von Fahrfehlern zu einer signifikanten Erhöhung des RBR-Alpha kommt. Diese Erhöhung lag bei einigen Fällen sogar über 40% des Ausgangsniveaus**,** im Durchschnitt betrug sie etwa 20%**.** Gleichzeitig traten Veränderungen bei den schnellen Betawellen auf (= Gammaband, ab etwa 25 Hz) und der RBR-Gammaanteil verringerte sich signifikant. Bei den hier untersuchten Datensätzen zeigten sich im Bezug auf die RBR-Alpha ähnliche Veränderungen, wenn auch die Abweichungen vom Gruppenmittelwert nicht

über 30% lagen. Dies dürfte daran liegen, dass die Autofahrer im Gegensatz zu der Stichprobe bei Papadelis et al. nicht schlafdepriviert waren und der Schlafdruck trotz der späten Nachtstunde nicht ganz so hoch war. Es fanden sich in unserer Stichprobe auch keine Zusammenhänge zwischen einer Erhöhung der RBR-Alpha und Fahrfehlern. Allerdings waren geringfügige Fahrfehler bzw. Unaufmerksamkeiten aufgrund des Untersuchungsdesigns nicht detektierbar. Anhand der GPS-Aufzeichnungen konnten keine gravierenden Spurabweichungen nachgewiesen werden, allerdings auch bedingt durch die Ungenauigkeit der GPS-Datenerfassung, die eine räumliche Auflösung von weniger als einen Meter nicht zulässt.

Bei vier Fahrern/Fahrerinnen konnten während der Nachtfahrten auch Episoden mit paroxysmalen Theta- bzw. Alphabursts beobachtet werden (siehe *Abbildung 3.13*). In einer aktuellen Studie von Simon et al. (2011) wurden solche EEG-Muster als die aussagekräftigsten Indikatoren für einen (kurzfristigen) Vigilanzabfall beschrieben. Verschiebungen in den relativen Frequenzbandanteilen vor allem des Beta- und Alphabandes hingegen stehen eher im Zusammenhang mit längerfristigen Veränderungen der Vigilanz, so die Autoren. In vergleichbaren Studien (z.B. Mitler & Miller 1997) wurden immer wieder ähnlicher Beispiele mit „paroxysmalen“ Alpha-/Thetabursts gefunden. Wie sich im untersuchten Datensatz zeigte, traten entsprechende EEG-Muster nur bei einem geringen Prozentsatz (unter 10%) der Testpersonen auf. Allerdings spielt in diesem Zusammenhang die - individuell sehr unterschiedliche - dominante Alphafrequenz eine wichtige Rolle: bei Probanden 2012 zeigt sich eine dominante Alphafrequenz mit etwa 10 Hz (siehe *Abbildung 3.7*), bei der Probandin 2058 (mit sogenannten paroxysmalen Thetabursts) hingegen bei etwa 8 Hz. Eine (z.B. müdigkeitsbedingte) Verlangsamung des Alphagrundrhythmus um 25% würde bei Proband 2012 die dominante Frequenz auf 9 Hz vermindern, bei Probandin 2058 auf 7 Hz. Im ersten Beispiel liegt das Frequenzmaximum immer noch im Alphabereich, beim zweiten jedoch eindeutig im Thetabereich (*Abbildung 3.14*). Daher wird vorgeschlagen, bei Verwendung von Alpha-Frequenzmaßen (relativen sowie absoluten) zunächst immer die dominante Alphafrequenz zu bestimmen. Unter diesem Blickwinkel sind die Ausführungen von Simon et al. (2010) zu paroxysmalen Theta- bzw.

Alphaspindeln kritisch zu betrachten. Trotzdem wäre eine Reanalyse des hier verwendeten Datensatzes mittels eines Alphaspindel Detektors sinnvoll.

4.3 Ausblicke

Die Detektion von Schläfrigkeit beim Lenken eines Fahrzeuges wurde in den letzten Jahren mit besonderem Nachdruck vorangetrieben. Aktuell bieten zahlreiche Autohersteller eine breite Palette von Fahrerassistenz-systemen an, die Fahrer/die Fahrerin bei Anzeichen von Schläfrigkeit warnen sollen. Zum Einsatz kommen Müdigkeitsdetektoren („Müdigkeitswarner“ oder „Driver Alertness“ Systeme), die entweder mit Hilfe von Videoauf-zeichnungen der Kopf- und Augenbewegungen, des Lidschlages und des Fahrverhaltens (Spur- Lenkbewegungen), oder bei physiologischen Veränderungen (z.B. Herzratenvariabilität, EEG-Aufzeichnungen) Alarm schlagen. Vergleiche zwischen den angebotenen Müdikeitswarnern oder systematische Praxistests sind zurzeit nicht verfügbar.

Bei der wissenschaftlichen Auseinandersetzung mit der Problematik der Schläfrigkeitsmessung gelten EEG-basierte Ansätze (vgl. Simon et al., 2011; Lin et al. 2005) als „Gold Standard“. Allerdings herrscht Uneinigkeit darüber, welcher Parameter bei der quantitativen EEG-Analyse der am Besten geeignete und robusteste Schläfrigkeitsindikator ist. Konsensus besteht darüber, dass Veränderungen im Alphaband (absolute, relative Power, Alphaspindeldichte, IAA) am besten schläfrigkeitsinduzierte Vigilanzschwankungen widerspiegeln (Herrmann et al. 1986, 1988; Streitberg et al. 1987; Hong et al. 2004; Lin et al., 2005; Simon et al. 2011). Die hier präsentierten Resultate bestätigen weitgehend diese Annahme.

Die verwendeten Algorithmen (ASI, ABR- und RBR-Alpha, IAA) erwiesen sich als sensitiv und objektiv, bedürften allerdings einiger Modifikationen. Es zeigte sich, dass bei guter EEG-Signalqualität eine quantitative EEG-Auswertung möglich und aussagekräftig war, nicht jedoch bei stark gestörten Aufzeichnungen. Bei der kommerziellen Verwendung EEG-gestützter Methoden zur Alertness-Kontrolle muss eine hinreichende Artefakterkennung und –minimierung gewährleistet sein.

Darüber hinaus ist der cortikale Ableiteort des EEG-Signals wesentlich. Der Alpharhythmus wird über den okzipitalen Regionen am

besten erfasst, durch das Aufliegen des Kopfes an der Nackenstütze des Fahrersitzes ist diese Ableiteposition jedoch problematisch. Die EEG-Signalerfassung an den zentralen Elektrodenpositionen erwies sich als deutlich weniger störanfällig. Da in der täglichen Praxis das Anbringen mehrerer Elektroden (zumindest mit dem zurzeit verfügbaren Material) nicht möglich sein wird (zusätzliche Elektroden bedeuten auch weitere Störquellen), können Algorithmen, die mehr als eine Elektrodenposition verwenden (z.B. IAA) nicht angewendet werden.

Auch ist eine Eichung/Kalibrierung auf den individuellen Alpha-Rhythmus des Fahrzeuglenkers/-lenkerin sinnvoll, wie aus den Aufzeichnungen des Probanden 2012 und der Probandin 2058 ersichtlich wird.

Fahrstudien unter den Bedingungen des naturalistic driving sind das ideale Setting um bereits am Markt erhältliche Müdikeitswarner zu testen bzw. weiter zu entwickeln. Im Gegensatz zu Fahrsimulatorstudien können so unter praxisnahen Bedingungen, sowohl die Funktionsweise als auch die Reaktionen der Testfahrer/Testfahrerinnen bei der Verwendung von Müdikeitswarner getestet und optimiert werden.

Aus den hier skizzierten Gründen ist ein störungsfreier und effizienter Einsatz EEG-basierter Vigilanzsysteme unter Alltagsbedingungen in absehbarer Zeit nicht zu erwarten. Dessen ungeachtet bleibt die Methode der quantitativen EEG-Analyse zur Detektion von schläfrigkeitsbedingten Vigilanzschwankungen unbestritten der „Gold Standard“ bei der Evaluation von Müdikeitswarnern für den Einsatz im Straßenverkehr.

5. LITERATURVERZEICHNIS

Akerstedt, Peters, Anund, Kecklund: „Impaired alertness and performance driving home from the night shift: a driving simulator study", *Journal of Sleep Research* 14, 2005, S. 17-20

Akerstedt & Gillberg: „Subjective and objective sleepiness in the active individual", *International Journal of Neuroscience* 52 (1-2), 1990, S. 29-37

Akerstedt: „Sleepiness as a consequence of shift-work", *Sleep* 11 (1), 1988, S. 17-34

Busch, Dubois, VanRullen: „The phase of ongoing EEG oscillations predicts visual perception", *The Journal of Neuroscience* 29 (24), 2009, S. 7869-7876

Busch & VanRullen: „Spontaneous EEG oscillations reveal periodic sampling of visual attention", Proceedings of the National Academy of Sciences of the USA 107 (37), 2010, S. 16048-16053

Borbély: „Schlaf", Fischer Verlag, Frankfurt, 2004

Bente: „Vigilance and evaluation of psychotropic drug effects on EEG", *Pharmacopsychiatrie und Neuropharmaokologie* 12 (2), 1979, S. 137-147

Bente: „Elektroenzephalographische Vigilanzbestimmungen: Methoden und Beispiele", Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 1984

Cantero, Atienza, Salas: „Human alpha oscillations in wakefulness, drowsiness period, and REM sleep: different electroencephalographic phenomena in the alpha band", *Clinical Neurophysiology* 32 (1), 2002, S. 54-71

Ebner: „EEG", Georg Thieme-Verlag, Stuttgart, 2011

Evans: „Introduction to quantitative Neurofeedback", Oxford Academic Press, Oxford, 1999

Goldenberg, Weil, von Frenckell: „Utilization of theta/alpha spectral ranges as an indicator of vigilance: pharmacological applications during repeated sleep latency test", *Neurophysioloy Clininique/Clinical Neurophysiology* 18 (5), 1988, S. 433-445

Grass & Gibbs: „Fourier transforms of the electroencephalogram during sleep", *Journal of Experimental Psychology* 31 (6), 1942, S. 465-477

Haufe, Treder, Gugler, Sagenbaum, Curio, Blankertz: „EEG potentials predict upcoming emergency brakings during simulated driving“, *Journal of Neuronal Engineering* 8 (5), 2011, [doi:10.1088/1741-2560/8/5/056001]

Herrmann, Kubicki, Röhmel: „Vigilance classification system: development, sample values, and application in nootropic drug research“, *Zeitschrift für Gerontopsychologie und -psychiatrie* 1 (1), 1988, S. 1-33

Herrmann, Kern, Röhmel: „Contribution to the search for vigilance-indicative EEG variables. Results of a controlled, double-blind study with pyritinol in elderly patients with symptoms of mental dysfunction“, *Pharmacopsychiatry* 19, 1986, S. 75-83

Hong, Chung, Kim: „Electroencephalographic study of drowsiness in simulated driving with sleep deprivation“, *International Journal of Industrial Ergonomics* 35 (4), 2004, S. 307–320

Iber, Ancoli-Israel, Chesson, Quan for the American Academy of Sleep Medicine: „The AASM manual for the scoring of sleep and associated events: rules, terminology and technical specifications”. 1st ed.: Westchester, Illinois: American Academy of Sleep Medicine, 2007

Jasper: „The ten-twenty electrode system of the International Federation”, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 10, 1958, S. 371–375

Joubert: “Recording EEG and EP data”. In: Saletu, Krijzer, Faber, Anderer (Eds) “Electrophysiological brain research in preclinical and clinical pharmacology and related fields – an update”. Facultas Universitätsverlag Wien, 2000

Kemp, Värri, Rosa, Nielsen, Gade: „A simple format for exchange of digitized polygraphic recordings”, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 82, 1992, S. 391-393

Kubicki & Höller: „Systematische Einteilung der EEG-Grundrhythmen und -Normvarianten“, *EEG-Labor* 2, 1980, S. 32-53

Kugler & Leutner (Hrsg.): „Vigilanz: Ihre Beeinflussung“, Roche Verlag, Basel, 1984

Lal, Craig & Nguyen: „Development of an algorithm for an EEG-based driver fatigue countermeasure“, *Journal of Safety Research* 34 (3), 2003, S. 321–328

Laufs, Krakow, Sterzer, Eger, Beyerle, Salek-Haddadi, Kleinschmidt: „Electroencephalographic signatures of attentional and cognitive default modes in spontaneous brain activity fluctuations at rest", *PNAS* 100 (19), 2003, S. 11053–11058

Lin, Wu, Liang, Chao, Chen, Jung: „EEG-based drowsiness estimation for safety driving using independent component analysis", *IEEE Transactions on Circuits and Systems* 52 (12), 2005, S. 2726-2738

Matejcek: „Vigilance and the EEG: psychological, physiological and pharmacological aspects". In: Herrmann (Hrsg.) „Electroencephalography in Drug Research", Fischer Verlag, Stuttgart, 1982

Miller: „Batch processing of 10.000 h of truck driver EEG data", *Biological Psychology* 40, 1995, S. 209-222

Mitler & Miller: „The sleep of long-haul truck drivers", *The New England Journal of Medicine* 337 (11), 1997, S. 755-761

Mörike, Betz, Mengenthaler: „Biologie des Menschen", Quelle & Mayer Verlag, Wiebelsheim, 2001

Müller & Frings: „Tier- und Humanphysiologie", Springer Verlag, Heidelberg, 2006

Moruzzi & Magoun: „Brain stem reticular formation and activation of the EEG", *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 1 (4), 1949, S. 455-473

Muttray, Hagenmeyer, Unhold, du Prel, Geißler: „Videoanalyse der Schläfrigkeit von Fahrern", *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft* 61 (4), 2007, S. 245-254

Niebling: „Einführung in die Elektroenzephalographie - physiologische Grundlagen des Elektroenzephalogramms", Barth Verlag, Leipzig, 1968

Orth: „Auswirkungen von Tagesmüdigkeit und –schläfrigkeit auf das Berufs- und Alltagsleben sowie Fahrtauglichkeit", *Blutalkohol* 49, 2012, S. 44

Papadelis, Chen, Kourtidou-Papadeli, Bamidis, Chouvarda, Bekiaris, Maglavera: „Monitoring sleepiness with on-board electrophysiological recordings for preventing sleep-deprived traffic accidents", *Clinical Neurophysiology* 118 (9), 2007, S. 1906-1922

Pape, Meuth, Seidenbecher, Munsch, Budde: „Der Thalamus: Tor zum Bewusstsein und Rhythmusgenerator im Gehirn“, *Neuroforum* 2, 2005, S. 44–54

Priest, Brichard, Aubert, Liistro, Rodenstein: „Microsleep during a simplified maintainance of wakefulness test. A validation study of the OSLER test“, *American Journal of Respiration and Critical Care Medicine* 163 (7), 2001, S. 1619-1625

Rühle, Franke, Nilius: „Sekundenschlaf, Schläfrigkeit und Verkehrstüchtigkeit beim Schlafapnoe-Syndrom“, *Pneumologie* 62, 2008, S. 595-601

Rechtschaffen & Kales: „A manual of standardized terminology, techniques and scoring system for sleep stages of human subjects“, US Government Printing Office, Washington DC, 1986

Rosenthal, Nykamp, Day, Syron, Roehrs, Fortier, Roth: „The detection of brief daytime sleep episodes“, *Sleep* 22 (2), 1999, S. 211-214

Saletu, Krijzer, Ferber, Anderer (Hrsg.): „Electrophysiological brain research in preclinical and clinical pharmacology and related fields – An update“, Facultas Universitätsverlag, Wien, 2000

Santamaria & Chiappa: „The EEG of Drowsiness in normal Adults“, *Journal of Clinical Neurophysiology* 4 (4), 1987, S. 327-382

Simon, Schmidt, Kincses, Fritzsche, Bruns, Aufmuth, Bogdan, Rosenstiel, Schrauf: „EEG Alpha spindle measures as indicators of driver fatigue under real traffic conditions“, *Clinical Neurophysiology* 122 (6), 2011, S. 1168-1178

„Schlaf, ein Phänomen und seine Störungen“, Spektrum der Wissenschaft Spezial, Heidelberg, 2009

Streitberg, Röhmel, Herrmann, Kubicki: „COMSTAT rule for vigilance classification based on spontaneous EEG activity“, *Neuropsychobiology* 17, 1987, S. 105-117

Strijkstra, Beersma, Drayer, Halbesma, Daan: „Subjective sleepiness correlates negatively with global alpha (8–12 Hz) and positively with central frontal theta (4–8 Hz) frequencies in the human resting awake electroencephalogram“, *Neuroscience Letters* 340 (1), 2003, S. 17-20

Swanson, Arnedt, Rosekind, Belenky, Balkin, Drake: „Sleep disorders and work performance: findings from the 2008 National Sleep Foundation

Sleep in America poll", *Journal of Sleep Research* 20, 2011, S. 487-494 [doi: 10.1111/j.1365-2869.2010.00890.x]

Tirunahari, Zaidi, Sharma, Skurnick, Ashtyani: „Microsleep and sleepiness - a comparison of multiple sleep latency test and scoring of microsleep as a diagnostic test for excessive daytime sleepiness", *Sleep Medicine* 4 (1), 2003, S. 63-67

Vakulin, Baulk, Catcheside, Anderson, van den Heuvel, Banks, McEvoy: „Effects of moderate sleep deprivation and low-dose alcohol on driving simulator performance and perception in young men", *Sleep* 30 (10), 2007, S. 1327–1333

Wlasak: „Implantat-Akupunktur: Grundlagen und Methodik", Springer Verlag, Berlin, 2012

Laufs, Krakow, Sterzer, Eger, Beyerle, Salek-Haddadi, Kleinschmidt: „Electroencephalographic signatures of attentional and cognitive default modes in spontaneous brain activity fluctuations at rest", *PNAS* 100 (19), 2003, S. 11053-11058

Zulley & Knab: „Unsere Innere Uhr", Herder Verlag, Freiburg, 2000

Zschocke & Kursawe (Hrsg.): „Klinische Elektroenzephalographie", Springer Verlag, 3. Auflage, Berlin, 2012

6. ANHANG

Danksagung

Allein ist der Mensch zu nichts fähig, möchte sich der Autor hiermit bei allen Menschen bedanken die Ihm auf die eine oder andere Weise geholfen haben.

Meinen Eltern:

Mein Vater, der über die Studienjahre ideell und finanziell unterstützt hat, mir Carepakete gesendet hat und in entschiedenen Situationen mit Wort und Tat zur Seite stand.

Meiner Mutter, die mich lange verwöhnt hat, mir alle Freiheiten gab, stets das Beste wollte und mich auf ungewöhnliche Weise auf Widrigkeiten im Leben vorbereitet hat.

Meinen Mentoren John Dittami und Gerhard Klösch und Hermann Prossinger:

Professor John Dittami hat mich in die wichtigsten Erkenntnisse der Chronobiologie und Biorhythmik eingeführt und das mit Elan und Freude, wie es nur künstlerische Menschen spenden können. Er war stets auf dem neusten Stand und gestaltete jede Vorlesung einzigartig.

Gerhard Klösch hat mich gelehrt wie man auf nüchterne und abgeklärte Weise von seinem kritischen Urteilsvermögen Gebrauch macht. Er hat mir gezeigt wie man die Fundamente der wissenschaftlichen Paradigmen untersucht, mich mit der Elektroenzephalografie vertraut gemacht und Einblicke in die Organisation und Projektplanung von wissenschaftlichen Projekten gegeben. Außerdem war er sehr zuverlässig, so dass man sich stets mit Fragen und Anregungen an Ihn wenden konnte.

Hermann Prossinger hat mich die Programmierung von Wolfram Matematica gelehrt und half mir auf selbstlose Weise mit der Zeitreihenanalyse. Seine geschärfte Logik war gepaart mit Humor und ironischen Untertönen.

Institutionen:

Dem Narrenturm (pathologisch anatomisches Museum des NHM): Insbesondere Dr. Beatrix Patzak, die mein Interesse auf die Pathologie und alternative Medizinmodelle gelenkt hat und mich den Wert von Disziplin und Zuverlässigkeit gelehrt hat. Die Arbeit bot ein hohes Maß an Verantwortung, Möglichkeit zur Forschung und das Team, so war bunt, wie motivierend.

Das Schlaflabor des Herz Jesu Hospital, hat mir gestattet Analysen vom Schläfern durchzuführen und hat somit meine Fähigkeit und mein Differenzierungsvermögen für die EEG-Muster geschärft. Insbesondere möchte ich OA Dr. Mühlbacher danken die mich zusätzlich in der respiratorischen Analyse geschult hat, und mit Herz bei der Arbeit war.

Freunden und Verwandten

Da wäre S. von Ihm habe ich gelernt dass man jeden Menschen würdevoll behandelt, egal in welchem Zustand sich dieser auch befindet. Außerdem habe ich mir von Ihm ein gewisses Maß an Strenge gegen sich selbst abgeschaut.

Weiterhin danke ich B. Für ihr kindliches Herz und ihren reifen Verstand, die mich in dieser Kombination sowohl zur Arbeit als auch zum Spielen motiviert hat.

Ich danke M. Für eine Freundschaft die bereits über 20 Jahre währt und jeden Wettkampf, jede Verbrüderung und jene Ehrlichkeit die als Kritik unersetzlich ist.

Curriculum Vitae

Personal Data

Name:	Uwe Richter
Birthday:	23. January 1985, born in Altdöbern (Brandenburg), Germany
Contact:	Dominikanergasse 13/10 in 1060 Vienna +43 699 172 011 83 (Austria) socrates3@gmx.de

Education

September 2010	begin study in Anthropology (MA)
April 2009	begin study in biology (BA) and world studies (MA) in Vienna
March 2009	graduation: „Bachelor of Arts“
October 2006	begin study culture & technology
October 2005	civil service at „Bauhaus“-school
June 2005	general qualification for university entrance

Work & Experience

Since 2010	guide at federal museum for Pathology and Anatomy
2009	museum in Cottbus
2008/09	tutor at the Technical University in Brandenburg (BTU)
2007/08	culture referent at BTU
2007/08	tutor at the Technical University in Brandenburg (BTU)
2000	worked at a physiotherapy practice

Skills

Language: English (fluently), Russian (2nd mother tongue), German (native language)

Teaching: human evolution, pathogeneses, physiology and anatomy

Organisation: Even treading („Logik der Gewalt“), Project management BBI, EE Film festival

Laboratory: immunoassays & enzyme assays (α -Amylase), EEG-analyses

Forensic: Anthropometry, sex & age estimation on human fossils, classification of pathology

Data management: Open Office, MS-EXCEL, SPSS, LaTeX, Wolfram Mathematica

Interests

Evolutionary Medicine, Colon bacteria & intrinsic nerve system, behavioural endocrinology, human ethnology, cancer research, preventive medicine, psychology and philosophy

Abstract

It is estimated, that about 9% to 30% of all deadly accidents are caused by microsleep episodes during driving. The term ‘microsleep’ describes a kind of drowsiness that lasts only for a few seconds. There is a lack of research on mircosleep and no common definition of what microsleep is or even whether it exists. This study focused on quantitative EEG-analysis during night-time driving in a naturalistic setting.

Experiment: An interdisciplinary project was conducted in cooperation with the ÖAMTC, the Institute for Sleep-Wake-Research, ASFINAG and the Department of Anthropology, University of Vienna. The study took place on an approximately 2.5 km long test-route at the ÖAMTC-Centre in Teesdorf. Subjects were healthy and experienced drivers of both sexes (25 years to 65), without any history of sleep disorders. Professional drivers were excluded. Each subject has to drive his or her own car, equipped with three on board cameras pointing onto the driver and to the street. All subjects were monitored by portable EEG-recorders and GPS-transmitters were attached to each car, to measure driving behaviour.

Results: 60 subjects took part, one was excluded during driving. 35 subjects had more or less good EEG-samples. In the end, 18 subjects could be analysed completely. Quantitative EEG-analyse was applied including calculation of absolute-, relative power, dominant frequency and focal-frequency. Significant correlations between ASI, RBR-alpha, IAA and the time of driving among all subjects were found (Pearson correlation coefficient) but not for ABR-alpha. Significant correlations were also found between changes in the alpha-band (RBR-alpha) and time of driving with the use of time series analyses and linear logistic regressions (examples shown in three pre-selected subjects).

Discussion: It is proposed that: The central electrode sites are a meaningful and easy to apply position to measure changes in vigilance over long time periods. Additionally, the calculation of the relative alpha-activity appears to be an effective parameter for changes and trends in vigilance. Finally, a more specific classification of vigilance states could be accomplished by adjusting the EEG analysis to individual alpha-bands.