

Ressortforschungsberichte zum Strahlenschutz

**Einfluss hochfrequenter elektromagnetischer Felder auf die
Gehirnaktivität, Schlaf und kognitive Leistungsfähigkeit älterer
Frauen
- Vorhaben 3614S30012**

**Auftragnehmer:
Charité - Universitätsmedizin Berlin**

**H. Danker-Hopfe
H. Dorn
T. Eggert
C. Sauter**

Das Vorhaben wurde mit Mitteln des Bundesministeriums für Umwelt, Naturschutz und nukleare Sicherheit (BMU) und im Auftrag des Bundesamtes für Strahlenschutz (BfS) durchgeführt.

Dieser Band enthält einen Ergebnisbericht eines vom Bundesamt für Strahlenschutz im Rahmen der Ressortforschung des BMU (UFOPLAN) in Auftrag gegebenen Untersuchungsvorhabens. Verantwortlich für den Inhalt sind allein die Autoren. Das BfS übernimmt keine Gewähr für die Richtigkeit, die Genauigkeit und Vollständigkeit der Angaben sowie die Beachtung privater Rechte Dritter. Der Auftraggeber behält sich alle Rechte vor. Insbesondere darf dieser Bericht nur mit seiner Zustimmung ganz oder teilweise vervielfältigt werden.

Der Bericht gibt die Auffassung und Meinung des Auftragnehmers wieder und muss nicht mit der des BfS übereinstimmen.

BfS-RESFOR-143/19

Bitte beziehen Sie sich beim Zitieren dieses Dokumentes immer auf folgende URN:
urn:nbn:de:0221-2019013117414

Salzgitter, Februar 2019

Abschlussbericht

Einfluss hochfrequenter elektromagnetischer Felder auf
die Gehirnaktivität, Schlaf und kognitive
Leistungsfähigkeit älterer Frauen

erstellt im Auftrag des Bundesamtes für Strahlenschutz

Dezember 2018

Projektleitung:

Prof. Dr. rer. nat. Heidi Danker-Hopfe und Dr.-Ing. Hans Dorn

Kompetenzzentrum Schlafmedizin CC15
Charité - Universitätsmedizin Berlin
Hindenburgdamm 30
12203 Berlin

Tel.: +49 (0) 30 450 517 571

Fax: +49 (0) 30 450 517 941

Email: heidi.danker-hopfe@charite.de; hans.dorn@charite.de

Dipl.-Ing Gernot Schmid

Seibersdorf Laboratories
2444 Seibersdorf, TechGate Vienna
Donau-City-Straße 1,
A-1220 Wien, Österreich



Email: Gernot.Schmid@seibersdorf-laboratories.at

Abschlussbericht erstellt von:

Prof. Dr. rer. nat. Heidi Danker-Hopfe
Dr.-Ing Hans Dorn

unter Mitwirkung von:

Dr. rer.nat. Torsten Eggert
Dr. rer.nat. Cornelia Sauter

Kompetenzzentrum Schlafmedizin CC15
Charité - Universitätsmedizin Berlin
Hindenburgdamm 30
12203 Berlin

Der Bericht gibt die Auffassung und Meinung des Auftragnehmers wieder und muss nicht mit der Meinung des Auftraggebers (Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz, und nukleare Sicherheit) übereinstimmen.

Danksagung:

Unser Dank gilt all denen, die zum Gelingen des Projekts beigetragen haben:

- den 30 **Probandinnen**, die sich der Mühe unterzogen haben, über einen Zeitraum von 20 Wochen zuverlässig einmal pro Woche zur Datenerhebung in unser Labor zu kommen.
- den **Mitarbeitern und Mitarbeiterinnen des Kompetenzzentrums für Schlafmedizin sowie den Projektmitarbeitern und -mitarbeiterinnen**: Dr. rer. nat. Torsten Eggert, Dr. rer. nat. Jenny Kollek und Dipl. Psych. Sarah Krzycki, die als wissenschaftliche Mitarbeiter das Projekt betreut haben; Dr. med. Anita Peter und Dr. med. Marie-Luise Hansen für das sorgfältige Probandenscreening; Frau Dr. rer. nat. Cornelia Sauter, welche die Literaturübersicht zu Alters- und Geschlechtseffekten im Rahmen der Pilotstudie erarbeitet hat. Alle Mitarbeiter haben mit großem Engagement und persönlicher Flexibilität zur hohen Datenqualität und zügigen Durchführung der Datenerhebung beigetragen.
- den **studentischen Mitarbeiterinnen** (in alphabetischer Reihenfolge): Paul Alexander Appl, Nicole Deichmüller, Sarah Denker, Svenja Döbin, Natalia Goncharova, Alisa Kuzmenko, Marlene Hartmann, Sophia Kontaxi, Liza Michaels, Antonia Ostgathe, Leon Philipp, Martin Rätzsch, Sophia Schoderer, Benjamin Seegert, Maike Stolz und Sarah Wehmeier, von denen die Probandinnen in der Nacht zuverlässig betreut wurden. Auch sie zeichneten sich durch eine große Flexibilität und Bereitschaft zur Übernahme von Verantwortung aus.
- Herrn Dipl.-Ing. Gernot Schmid von den **Seibersdorf Laboratories**, 2444 Seibersdorf, Österreich und seinen Mitarbeitern MSc René Hirtl und Dipl.-Ing. Richard Überbacher für die dosimetrische Charakterisierung der Expositionsanlage.
- Der **Siesta Group Schlafanalyse GmbH**, 1210 Wien, Österreich für die Auswertung der Polysomnographien
- **Frau PD Dr. Blanka Pophof** vom Bundesamt für Strahlenschutz, die uns in der Betreuung des Projekts stets eine fachkompetente Ansprechpartnerin war.
- **Dipl.-Psych. Matthias Mohse**, für die Bereitstellung von Leihgeräten zur Durchführung der Aktigraphie.

Inhaltsverzeichnis

I	Zusammenfassung	11
II	Einleitung	17
III	Literaturübersicht	21
III.1	Einleitung	21
III.2	Literaturübersicht zum Mobilfunk	21
III.2.1	Mobilfunkstudien zum spontanen Wach-EEG	22
III.2.2	Mobilfunkstudien zu evozierten Potenzialen	24
III.2.3	Mobilfunkstudien zu kognitiven Funktionen.....	26
III.2.4	Mobilfunkstudien zur Makrostruktur des Schlafs.....	27
III.2.5	Mobilfunkstudien zur Mikrostruktur des Schlafs	28
III.3	Zusammenfassung der Forschungsergebnisse zum Digitalfunk	29
III.3.1	TETRA-Studien zum spontanen Wach-EEG.....	30
III.3.2	TETRA-Studien zu evozierten Potenzialen	30
III.3.3	TETRA-Studien zu kognitiven Funktionen.....	30
III.3.4	TETRA-Studien zum Schlaf.....	32
III.4	Schlussfolgerungen	32
III.5	Literatur	33
IV	Zielsetzung und Design der Studie	41
IV.1	Hintergrund und Ziele der Studie und Begründung	41
IV.2	Design der Studie	42
V	Exposition	46
V.1	Gestaltung der Messräume	46
V.2	Technische Bedingungen für die Messplätze	46
V.3	Maßnahmen zur Sicherung der Datenqualität bei EEG-Ableitung unter Exposition	47
V.4	Überprüfung der Polysomnographie-Aufzeichnungen auf Störungen	49
V.5	Verfahren zur Beseitigung evtl. verbliebener expositionsabhängiger Artefakte	51
VI	Bericht zum Aufbau einer Expositionseinrichtung	53
VI.1	Einleitung und Zielsetzung	53
VI.2	Beschreibung der entwickelten Anlage	54
VI.2.1	Aufbau und Komponenten der Anlage	54

VI.2.2	Antenne.....	55
VI.2.3	Expositionssignale.....	58
VI.2.3.1	Realisiertes TETRA-Signal.....	58
VI.2.3.2	Realisiertes GSM900-Signal.....	59
VI.2.4	Steuersoftware.....	60
VI.3	Charakterisierung der Expositionseinrichtung.....	61
VI.3.1	Dosisfindung und Unsicherheitsabschätzung.....	61
VI.3.1.1	Validierung des numerischen Quellenmodells.....	61
VI.3.1.2	Variation der Antennenposition am Kopf.....	63
VI.3.1.3	Variation der Antennenanpassung zufolge Variationen der Antennenposition.....	66
VI.3.1.4	Anatomische Unterschiede zwischen Probanden.....	66
VI.3.1.5	Schwankungsbereich der dielektrischen Gewebeparameter.....	66
VI.3.1.6	Schwankungsbereich der Hautfeuchte.....	67
VI.3.1.7	Einfluss von Feuchteschwankungen der Textilummantelung der Antenne.....	67
VI.3.1.8	Einfluss der EEG-Elektroden.....	67
VI.3.1.9	Zusammenfassende Unsicherheitsabschätzung.....	69
VI.3.2	Gehirnregionspezifische Absorptionsanalyse.....	70
VI.3.3	Temperaturuntersuchungen.....	72
VI.4	Messung der Hintergrundfelder am Probandenplatz.....	74
VI.5	Literatur.....	75
VI.6	Verweis Anhang.....	76
VII	Probandinnen.....	77
VII.1	Ein- und Ausschlusskriterien.....	77
VII.2	Verfahren zur Probandenrekrutierung.....	77
VII.2.1	Stufe 1: Telefoninterview.....	78
VII.2.2	Stufe 2: Fragebögen.....	79
VII.2.2.1.	Allgemeiner Schlaffragebogen (ASF).....	79
VII.2.2.2.	Pittsburgh Schlafqualitätsindex (PSQI).....	79
VII.2.2.3.	Morgen-Abendtyp-Bestimmung (MAB).....	80
VII.2.2.4.	Schlafstagebuch.....	80
VII.2.2.5.	Epworth Schläfrigkeitsskala (ESS).....	80
VII.2.2.6.	Selbstbeurteilungs-Depressions-Skala (SDS).....	81
VII.2.2.7.	Selbstbeurteilungs-Angst-Skala (SAS).....	81
VII.2.2.8.	Händigkeitsfragebogen.....	81
VII.2.2.9.	Fragebogen bezüglich der Einstellung zur Nutzung von Mobilfunktelefonen.....	81
VII.2.3	Stufe 3: Screening-Untersuchung.....	82
VII.2.4	Stufe 4: Polysomnographische Screening-Untersuchung.....	82

VII.3	Ergebnisse der Probandenrekrutierung	84
VIII	Methodik der Datenerhebung.....	86
VIII.1	Polysomnographie (PSG).....	86
VIII.2	EEG-Aufzeichnungen während der Tagesuntersuchungen	86
VIII.2.1	Alpha Attenuation Test (AAT)	86
VIII.2.2	Ruhe-EEG	86
VIII.2.3	Evozierte Potentiale (EP)	87
VIII.2.3.1.	Akustisch evozierte Potentiale (AEP) - Wahlreaktion auf Töne.....	88
VIII.2.3.2.	Akustisch evozierte Potentiale (AEP) - Oddball Paradigma	88
VIII.2.4	Ereigniskorrelierte Potentiale (EKP) und langsame Hirnpotentiale (LP).....	90
VIII.2.4.1.	Contingent Negative Variation (CNV)	90
VIII.2.4.2.	Bereitschaftspotential (BP).....	92
VIII.2.4.3.	DC-Potential und Visuelle Folgereaktion (VMT)	93
VIII.3	Pupillographischer Schläfrigkeitstest (PST)	94
VIII.4	Tests zur Objektivierung aufmerksamkeitsbezogener Prozesse.....	94
VIII.4.1	Test zur selektiven Aufmerksamkeit	95
VIII.4.2	Test zur geteilten Aufmerksamkeit.....	96
VIII.4.3	Vigilanztest	97
VIII.5	Test zum Arbeitsgedächtnis (WMT)	98
VIII.6	Fragebögen und Selbstbeurteilungsverfahren während der Studie.....	99
VIII.6.1	Abend- und Morgenprotokolle.....	99
VIII.6.2	Visuelle Analogskalen (VAS)	100
VIII.6.3	Positive and Negative Affect Schedule (PANAS)	100
VIII.6.4	State-Trait-Angst-Inventar (STAI)	101
VIII.6.5	Gießener Beschwerdebogen (GGB-24)	101
VIII.6.6	Wärmewahrnehmung.....	101
IX	Methodik der Datenauswertung.....	102
IX.1	Auswertung der Schlafdaten	102
IX.1.1	Computer-assistierte Auswertung der Schlafparameter mit dem Somnolyzer 24x7	102
IX.1.2	Powerspektralanalyse.....	107
IX.1.3	Automatische Auswertung von Spindeln mit der Methode nach Adamczyk et al. (2015)	108
IX.2	Auswertung der am Tag erhobenen physiologischen Daten	109
IX.2.1	Auswertung des Alpha Attenuation Tests.....	110
IX.2.2	Auswertung des Ruhe-EEGs.....	111
IX.2.3	Vorverarbeitung aller evozierten Potentiale (EP)	111
IX.2.4	Auswertung der ereigniskorrelierten bzw. langsamen Hirnpotentiale	115
IX.2.5	Auswertung der akustisch evozierten Potentiale.....	116

IX.2.6	Auswertung des Pupillographischen Schläfrigkeitstests	116
IX.3	Auswertung der Leistungsparameter der evozierten Potentiale	117
IX.3.1	Auswertung der Leistungsparameter der Wahlreaktion auf Töne	117
IX.3.2	Auswertung der Leistungsparameter des Oddball Paradigmas	117
IX.3.3	Auswertung der Leistungsparameter der Contingent Negative Variation	118
IX.3.4	Auswertung der Leistungsparameter der Visuellen Folgeaktion	118
IX.4	Auswertung der Tests zur Objektivierung aufmerksamkeits-bezogener Prozesse.....	118
IX.4.1	Auswertung des Tests zur selektiven Aufmerksamkeit	118
IX.4.2	Auswertung des Tests zur geteilten Aufmerksamkeit	119
IX.4.3	Auswertung des Vigilanztests.....	120
IX.5	Auswertung des Tests zum Arbeitsgedächtnis (n-back).....	120
IX.6	Statistische Auswertung der Daten	121
X	Ergebnisse zum Schlaf	125
X.1	Quantitative Schlafparameter	125
X.2	Ergebnisse der Auswertung der Powerspektralwerte	138
X.2.1	Stadium N1 (EEG-Parameter auf Frequenzbandebene)	139
X.2.2	Stadium N1 (Spektrallinien)	141
X.2.3	Stadium N2 (EEG-Parameter auf Frequenzbandebene)	143
X.2.4	Stadium N2 (Spektrallinien)	145
X.2.5	Stadium N3 (EEG-Parameter auf Frequenzbandebene)	147
X.2.6	Stadium N3 (Spektrallinien)	149
X.2.7	Stadium NREM (EEG-Parameter auf Frequenzbandebene)	151
X.2.8	Stadium NREM (Spektrallinien)	153
X.2.9	Stadium REM (EEG-Parameter auf Frequenzbandebene)	155
X.2.10	Stadium REM (Spektrallinien).....	155
X.2.11	Zusammenfassung der Ergebnisse aus den Kapiteln X.2.1 bis X.2.10	157
X.3	Ergebnisse der Spindelanalyse.....	159
X.3.1	Powerspektralwerte	160
X.3.2	Diskrete Schlafspindelereignisse.....	164
X.4	Ergebnisse der Fragebögen während der Schlaflabornächte	165
X.4.1	Ergebnisse der Abend- und Morgenprotokolle	165
X.4.2	Ergebnisse der Visuellen Analogskalen zur Schlaflabornacht	166
X.4.3	Ergebnisse der Positive and Negative Affect Schedule zur Schlaflabornacht	168
X.4.4	Ergebnisse des State-Trait-Angst-Inventars zur Schlaflabornacht.....	169
X.4.5	Ergebnisse des Gießener Beschwerdebogens zur Schlaflabornacht	170
X.4.6	Ergebnisse der Wärmeempfindung zur Schlaflabornacht	172
X.4.7	Zusammenfassung der Ergebnisse aus den Kapiteln X.4.1 bis X.4.6.	172

XI	Ergebnisse zum Tag	175
XI.1	Ergebnisse der Tests zur tonischen zentralnervösen Aktivierung	175
XI.1.1	Ergebnisse des Alpha Attenuation Tests (AAT)	175
XI.1.2	Ergebnisse des Pupillographischen Schläfrigkeitstests	176
XI.1.3	Zusammenfassung der Ergebnisse aus den Kapiteln XI.1.1 und XI.1.2.....	176
XI.2	Ergebnisse der Powerspektralwerte im Ruhe-EEG	177
XI.2.1	Ruhe-EEG-Parameter auf Frequenzbandebene	177
XI.2.2	Ruhe-EEG-Parameter auf Basis der Spektrallinien.....	179
XI.3	Ergebnisse der am Tag durchgeführten psychophysiologischen Experimente	181
XI.3.1	Ergebnisse der Contingent Negative Variation (CNV)	181
XI.3.2	Ergebnisse des Bereitschaftspotentials (BP)	182
XI.3.3	Ergebnisse der Visuellen Folgereaktion (VMT) und des DC-Potentials.....	182
XI.3.4	Ergebnisse der akustisch evozierten Potentiale (AEP) - Wahlreaktion auf Töne	183
XI.3.5	Ergebnisse der akustisch evozierten Potentiale (AEP) - Oddball Paradigma.....	183
XI.3.6	Zusammenfassung der Ergebnisse aus den Kapiteln XI.3.1 bis XI.3.5	184
XI.4	Ergebnisse der Tests zur Objektivierung aufmerksamkeits-bezogener Prozesse	185
XI.4.1	Ergebnisse des Tests zur selektiven Aufmerksamkeit	185
XI.4.2	Ergebnisse des Tests zur Geteilten Aufmerksamkeit.....	186
XI.4.3	Ergebnisse des Vigilanztests.....	187
XI.4.4	Zusammenfassung der Ergebnisse aus den Kapiteln XI.4.1 bis XI.4.3	189
XI.5	Ergebnisse des Tests zum Arbeitsgedächtnis (n-back)	190
XI.6	Ergebnisse der Fragebögen während der Tagestestungen	191
XI.6.1	Ergebnisse der Visuellen Analogskalen zu den Tagestestungen	191
XI.6.2	Ergebnisse der Positive and Negative Affect Schedule zu den Tagestestungen	193
XI.6.3	Ergebnisse des State-Trait-Angst-Inventars zu den Tagestestungen.....	194
XI.6.4	Ergebnisse des Gießener Beschwerdebogens zu den Tagestestungen	195
XI.6.5	Ergebnisse der Wärmeempfindung zu den Tagestestungen	196
XI.6.6	Zusammenfassung der Ergebnisse aus den Kapiteln XI.6.1 bis XI.6.5.	197
XII	Literaturverzeichnis	199
XIII	Abkürzungsverzeichnis	210
XIV	Abbildungsverzeichnis	216
XV	Tabellenverzeichnis	221

I Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden randomisierten, doppelblinden, cross-over Studie war es, zu untersuchen, ob eine Exposition mit hochfrequenten elektromagnetischen Feldern (RF-EMF), wie sie bei Gebrauch von GSM900 Mobiltelefonen und Endgeräten des TETRA (BOS) Funks entstehen, einen akuten Einfluss auf das zentrale Nervensystem (ZNS) haben. Dabei wurden mögliche Einflüsse auf das Gehirn im Schlaf sowie im Wachzustand in Ruhe und bei kognitiver Beanspruchung untersucht. Der Schlaf wurde als Modell für eine Gehirntätigkeit ohne bewusste Kontrolle unter weitest gehendem Ausschluss exogener Faktoren herangezogen. Bisherige Studien wurden aus Vergleichsgründen und zur Reduktion von alters- und geschlechtsspezifischer Variabilität überwiegend an jungen gesunden Männern (18-30 Jahre) durchgeführt. Um der Frage nachzugehen, ob andere Bevölkerungsgruppen, wie z.B. ältere Personen, möglicherweise empfindlicher auf RF-EMF reagieren, wurden in der vorliegenden Studie Frauen im fortgeschrittenen Erwachsenenalter (60-80 Jahre) untersucht.

In der vorliegenden Studie kamen drei unterschiedliche Expositionssignale zum Einsatz: 1) Scheinexposition mit einem Teilkörper SAR-Wert (über 10 g gemittelt) von 0 W/kg, 2) GSM 900 Exposition mit einem Teilkörper SAR-Wert (über 10 g gemittelt) von 2.0 W/kg und 3) TETRA Exposition mit einem Teilkörper SAR-Wert (über 10 g gemittelt) von 6.0 W/kg. Die Befeldung des Kopfes erfolgte über eine flache Antenne mit Schaumstoffpolster und Textilumhüllung, die am linken Ohr angebracht wurde. Für die Studie liegt ein positives Votum der Ethikkommission der Charité - Universitätsmedizin Berlin vor.

Das Screening der Probandinnen umfasste neben der Überprüfung der Ein- und Ausschlusskriterien auf der Basis von Fragebögen eine ausführliche internistische, neurologische und psychiatrische Untersuchung. Nach einer erfolgreich absolvierten Adaptationsnacht, die zum einen der Eingewöhnung in die Laborumgebung und zum anderen dem Screening von klinisch nicht fassbaren Schlafstörungen diente, wurden die Probandinnen eine Woche später zu einem Eingewöhnungs- und Übungstag in das Labor eingeladen, um mit den einzelnen Testverfahren vertraut gemacht zu werden. Anschließend verbrachten die Probandinnen im Abstand von jeweils einer Woche neun weitere Studiennächte und neun weitere Studientage im Labor (jeweils je drei Experimentalbedingungen für jedes der drei Expositionssignale).

Insgesamt haben 30 Frauen mit einem Durchschnittsalter von 67.8 ± 5.7 Jahren (Range: 60-80 Jahre) an der vorliegenden Studie teilgenommen. In den Studiennächten wurden die Probandinnen vor dem Zubettgehen 30 min auf der linken Kopfseite exponiert und danach für die gesamte Dauer der Nacht (7,5 Stunden). Es wurden Daten zur Schlafarchitektur, zu Schlafspindelparametern sowie Powerspektralwerte des Schlaf-EEGs ausgewertet. An den Studientagen wurde der Grad der tonischen Aktivierung des ZNS mit dem Pupillografischen Schläfrigkeitstest (PST), dem Alpha Attenuation Test (AAT) und dem Ruhe-EEG bei geschlossenen Augen gemessen. Zur Erfassung der phasischen Aktivierung wurden Tests zu verschiedenen evozierten Potentialen (Bereitschaftspotential, Contingent Negative Variation, langsames Potential durch eine visuelle Folgeaufgabe, akustisch evozierte

Potentiale: N1, P2 und P3) mit und ohne zusätzlichen Verhaltensparametern wie Reaktionszeiten und Anzahl der richtigen Reaktionen herangezogen. Darüber hinaus wurden Effekte auf die selektive Aufmerksamkeit, die geteilte Aufmerksamkeit, die Daueraufmerksamkeit und das Arbeitsgedächtnis untersucht. Vor Beginn der Tagesuntersuchungen wurde ebenfalls für 30 min exponiert, und es folgten Tests mit paralleler EEG-Aufzeichnung mit einer Gesamtdauer von ca. 2.5 Stunden. Zur Vermeidung von Tageszeiteffekten wurden alle Tests am Nachmittag ab ca. 15:00 Uhr durchgeführt.

Vor und nach jeder Untersuchungsnacht sowie jeder Tagestestung füllten die Probandinnen Selbstbeurteilungsskalen zur aktuellen Befindlichkeit und zu Symptomen aus: visuelle Analogskalen (VAS), Positive and Negative Affect Schedule (PANAS), State-Trait-Angst-Inventar (STAI) und den Gießener Beschwerdebogen (GEB-24). Zusätzlich wurden in den GEB-24 verstreut vier Fragen zu eventuellen Wärmewahrnehmungen am Kopf eingefügt.

Zur Datenauswertung wurde ein konservativer Ansatz gewählt. Basis für die Analyse von Expositionseffekten waren robuste Mittelwerte der Merkmalsausprägung für die jeweils drei Untersuchungstage bzw. -nächte mit gleicher Exposition. Da es in dieser Studie nicht beabsichtigt war, die Auswirkungen der beiden Hochfrequenzsignale miteinander zu vergleichen, wurden ausschließlich paarweise Analysen auf der Ebene individueller Unterschiede zwischen der jeweiligen Verumexpositionsbedingung und der Scheinexpositionsbedingung durchgeführt. Bis auf die statistische Auswertung der Spektralleistungen des Ruhe- und des Schlaf-EEGs kamen abhängig vom Ergebnis des Kolmogorov-Smirnov-Tests auf Normalverteilung entweder t-Tests für abhängige Stichproben oder der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test zum Einsatz. Zur Auswertung der Spektralleistungen kam ein exakter (verteilungsfreier) Permutationstest getrennt für alle einzelnen Ergebnisparameter (d.h. Spektrallinien und Frequenzbänder), Elektroden und Zeitabschnitte zum Einsatz. Für alle statistischen Analysen wurde die Statistiksoftware SAS (Version 9.4) verwendet und es wurde mit einer zweiseitigen Irrtumswahrscheinlichkeit $p < 0.05$ getestet.

Die Untersuchung eines möglichen Expositionseffektes auf die Gehirnaktivität im Schlaf zeigte bei den älteren Frauen insgesamt mehr statistisch bedeutsame Unterschiede in der Makrostruktur des Schlafes unter Hochfrequenzexposition als bei jüngeren Männern. Die beobachteten Effekte lassen auf eine schlafkonsolidierende Wirkung von Hochfrequenzexposition schließen. Die Auswertung der Powerspektralwerte ergab, dass die GSM-Exposition überwiegend in den Schlafstadien N2, N3 und NREM eine statistisch signifikant geringere EEG-Power in höheren Frequenzbereichen an frontal gelegenen Elektrodenpositionen zur Folge hatte. Unter der TETRA-Exposition war dagegen überwiegend der tiefe Delta-Frequenzbereich betroffen, mit statistisch signifikant erhöhter EEG-Power im Stadium N1 an frontalen Ableitpunkten und in den Stadien N2 und NREM auch an weiter posterior gelegene Elektroden. Auch diese Ergebnisse können als schlafkonsolidierende Wirkung von Hochfrequenzexposition gedeutet werden. Bei der Spindelanalyse ließen sich keine nennenswerten expositionsabhängigen Variationen der Schlafspindelparameter feststellen. Zusammenfassend lässt sich keiner der beobachteten Effekte im Hinblick auf einen gestörten Schlaf unter Exposition interpretieren.

Während der PST und der AAT keinen Anhalt für einen Einfluss einer Hochfrequenzexposition auf die tonische Aktivierung des Gehirns im Wachzustand lieferten, zeigte sich beim Wach-EEG eine statistisch signifikant erhöhte EEG-Power im Alpha-Frequenzbereich unter TETRA-Exposition. Diese leichten physiologischen Variationen werden jedoch nicht in den Parametern zur Erfassung der phasischen Aktivierung reflektiert (Ausnahme: Contingent Negative Variation und P300; hier weisen die Ergebnisse in beiden Fällen auf eine effizientere Reizverarbeitung unter GSM-Exposition hin). Mit einigen wenigen Ausnahmen [längere Reaktionszeiten (Mittelwert + Median) unter GSM-Exposition im 1. Teilabschnitt des Vigilanztests sowie längere Reaktionszeiten (Median) unter GSM- und TETRA-Exposition beim Test zur geteilten Aufmerksamkeit] ließen sich auch keine systematischen Effekte auf die drei untersuchten Aufmerksamkeitskomponenten Vigilanz, selektive sowie geteilte Aufmerksamkeit beobachten. Für das Arbeitsgedächtnis zeigten sich ebenfalls keine systematischen Effekte.

Ein Vergleich von Symptomen und Befindlichkeit vor und nach Exposition ließ nur sehr geringe Variation in Abhängigkeit von der Exposition erkennen. In den Experimentalnächten waren allerdings die Fragebogenergebnisparameter, die von einer Exposition betroffen waren, mit einer Ausnahme ausschließlich der subjektiven Schlafwahrnehmung zuzuordnen und können als „besserer Schlaf“ infolge einer Hochfrequenzexposition gedeutet werden. Diese subjektiven Einschätzungen entsprechen den Beobachtungen für die objektiv messbaren Schlafparameter. Die Ergebnisse zur Wärmewahrnehmung lassen den Schluss zu, dass die Probandinnen wegen einer möglichen Wärmeentwicklung der Antenne weder beeinflusst noch entblindet wurden.

Insgesamt zeigen die Daten, dass die Hirnaktivität gemessen an Powerspektralwerten des Wach- und des Schlaf-EEGs zwischen den Expositionsbedingungen variieren kann, was zu einer Vielzahl an Untersuchungsergebnissen aus diesem speziellen Forschungsbereich passt. Diese leichten physiologischen Veränderungen spiegeln sich jedoch in der Regel weder auf der Verhaltensebene wider noch äußern sie sich in Symptomen. Insbesondere anhand der Daten zum Schlaf kann auch festgehalten werden, dass die Ergebnisse der älteren Frauen deutlich von denen junger Männer abweichen. Ob es sich dabei aber um alters- und/oder geschlechtsspezifische Unterschiede handelt, kann erst beantwortet werden, wenn auch die Daten einer Studie an älteren Männern (60-80 Jahre) ausgewertet sind. Die bisherigen Aussagen beziehen sich außerdem ausschließlich auf Gruppenebene. Analysen auf individueller Ebene, die aufgrund des Vorliegens mehrerer Messwerte pro Expositionsbedingung und Individuum möglich wären, stehen ebenfalls noch aus.

Summary

The aim of the present randomized, double-blind cross-over study was to investigate acute effects of radiofrequency electromagnetic fields (RF-EMF) emitted by GSM900 mobile phones and TETRA (BOS) handheld devices on the central nervous system (CNS). Possible effects on the sleeping brain as well as on the waking brain in resting state and under cognitive demand were studied. Sleep was used as a model for brain activity without conscious control in which exogenous factors are eliminated to a large extent. Previous studies have been conducted mainly on young healthy men for comparative reasons and to reduce age- and gender-specific variability. To address the question whether other population groups such as elderly individuals may be more sensitive to RF-EMF, women at an advanced age (60-80 years) were examined in the present study.

In the present study three different exposure signals were applied: 1) Sham exposure with a partial body SAR value of 0 W/kg (averaged over 10 g of tissue), 2) GSM 900 exposure with a partial body SAR value of 2.0 W/kg (averaged over 10 g of tissue) and 3) TETRA exposure a partial body SAR value of 6.0 W/kg (averaged over 10 g of tissue). Exposure of the head was realized by a printed circuit board antenna with a foam cushioning and a textile cover that was fixed at the left ear. A positive ethics vote for the present study was obtained from the Charité - University Medicine Berlin.

The screening of eligible subjects comprised a questionnaire based review of inclusion and exclusion criteria and a detailed physical, psychiatric and neurological medical examination. The week succeeding the adaptation night, which served as screening night for sleep disorders and as an adjustment night to the lab environment, subjects were invited to a test session to become familiar with the test procedures. In the following, subjects spent nine further study nights and nine further study days in the lab on a weekly rotating basis (three experimental conditions for each of the three exposure signals, respectively).

Overall, 30 women with a mean age of 67.8 ± 5.7 years (range: 60-80 years) participated in the present study. At study nights subjects were exposed at the left side of the head for 30 min prior to sleep and afterwards for the duration of the whole night (7.5 hours). Sleep architecture, sleep spindle parameters and power spectra of the sleep EEG were analysed. Daytime assessments comprised the level of tonic alertness as measured by the pupillographic sleepiness test (PST), the alpha-attenuation test (AAT) and the resting state waking EEG with eyes closed. Phasic alertness was tested by several evoked potentials (readiness potential, contingent negative variation, slow potential arising from a visual monitoring task, and auditory evoked potentials: N1, P2, and P3) with and without behavioural measures like reaction times and number of correct responses. Additionally effects on selective attention, divided attention, vigilance and working memory were investigated. Prior to testing subjects were exposed for 30 min followed by tests with parallel EEG registration for a duration of around 2.5 hours. To avoid time of day effects, all tests were performed in the afternoon starting at approximately 03:00 p.m.

Prior to and after every study night and daytime testing participants filled in self rating scales on mood and symptoms: visual analogue scales (VAS), Positive and Negative Affect Schedule (PANAS), State-Trait-Anxiety Inventory (STAI) and the Giessen Subjective Complaints List (GGB-24). Additionally four questions related to a possible thermal perception at the head were scattered among questions of the GGB-24.

Data analysis followed a conservative approach. Analyses of exposure effects were based on robust means calculated individually on the basis of the three nights/days with the same exposure condition. As it was not intended to compare the two RF signals with each other, only pairwise analyses based on individual differences between the respective verum exposure condition and the sham exposure condition were performed. Except for statistical analyses of the waking and sleep EEG power spectra, exposure effects were analysed either by a t-test for paired observations or by a Wilcoxon matched pairs signed rank test depending on the results of the Kolmogorov-Smirnov test for normal distribution. EEG power spectra was analyzed by an exact (distribution free) permutation test performed separately for all single outcome parameters (i.e. frequency bins and bands), electrodes and time periods. All statistical analyses, tested with double-sided $p < 0.05$, were conducted with SAS (version 9.4).

In the elderly women exposure effects on brain activity during sleep showed more statistically significant differences in the macrostructure of sleep under RF exposure than in younger men. These effects point to a sleep-consolidating effect of RF exposure. Analysis of the power spectra values revealed that GSM exposure mainly resulted in a statistically significant lower EEG power in higher frequency bands at frontal electrode positions in the sleep stages N2, N3 and NREM. On the other hand, TETRA exposure mainly affected the deep delta frequency band, with statistically significant increased EEG power in sleep stage N1 at frontal electrode positions and in sleep stage N2 and NREM also at posterior electrodes. These results can also be interpreted to reflect a sleep-consolidating effect of RF exposure. The spindle analysis revealed no important exposure-dependent variations in the investigated sleep spindle parameters. In summary, none of the observed effects can be interpreted in terms of a disturbed sleep under exposure.

While the PST and the AAT did not reveal any evidence for an RF exposure effect on the tonic level of central nervous alertness, power spectra of the waking EEG was increased in the alpha frequency range following TETRA exposure. These slight physiological variations, however, are typically not reflected in parameters of phasic alertness (exception: Contingent Negative Variation and P300 where results indicate a more efficient information processing under GSM exposure). With some exceptions [increased reaction time (mean + median) under GSM exposure in the first part of the vigilance task as well as increased reaction time (median) under GSM and TETRA exposure in the selective attention task] no systematic exposure related differences were observed for the three attention components: vigilance, selective and divided attention. There were also no systematic effects on working memory.

A pre-post exposure comparison of mood and symptoms revealed only slight variation in relation to exposure. However, with one exception, the study night questionnaire outcome parameters, which were affected by exposure, were exclusively attributable to subjective sleep perception and can be interpreted as "better sleep" under RF exposure. These subjective assessments correspond to the

observations for the objectively measured sleep parameters. Results of thermal perception suggest that the subjects were neither influenced nor unblinded due to a possible heating from the antenna.

Overall the data indicate that brain activity as measured by power spectra of the wake and of the sleep EEG may differ between exposure conditions. This is in line with several other study results in this specific field of research. The slight physiological changes, however, are typically not reflected by behavioural measures and symptoms. Moreover, in particular the sleep data shows that the effects seen in elderly women differ significantly from those of young men. Whether these differences are age- and / or gender-specific can only be answered when the data of a study in elderly men (60 to 80 years) is analyzed. So far results refer to the group level. Analyses at the individual level, which can be performed based on multiple assessments per exposure condition and subject, are still pending.

II Einleitung

Angesichts der weiten Verbreitung von Mobiltelefonen und Mobilfunkbasisstationen, DECT-Telefonen, Smartmetern, Wi-Fi zu Hause und in Schulen, Radio- und Fernsehtürme etc, gibt es in Teilen der Bevölkerung eine Besorgnis, dass die von diesen Quellen ausgehenden hochfrequenten elektromagnetischen Felder negative Konsequenzen für die Gesundheit haben könnten. In Deutschland wurde dieser Besorgnis vom Institut für angewandte Sozialwissenschaften (Infas) im Rahmen des Deutschen Mobilfunkforschungsprogramms in repräsentativen Querschnittstudien nachgegangen, die in vier aufeinanderfolgenden Jahren (2003-2006) sowie im Jahr 2009 durchgeführt wurden (Infas, 2004, 2005a, 2005b, 2006, 2010). Es zeigte sich, dass der Anteil besorgter Personen im Beobachtungszeitraum 2003-2006 leicht rückläufig war (2003: 31 %, 2004: 30 %, 2005: 30 % und 2006: 27 %), jedoch im Jahr 2009 mit 31 % wieder auf dem Niveau von den Jahren 2003-2005 lag. In einer weiteren Anschlussbefragung aus dem Jahr 2013 sank der Anteil besorgter Personen leicht auf 29 % (LINK, 2014). Alles in allem kann festgehalten werden, dass knapp ein Drittel der Befragten über den gesamten Beobachtungszeitraum hinweg eine Besorgnis hinsichtlich gesundheitlicher Konsequenzen durch den Mobilfunk angegeben hatte. Der Anteil der Befragten, die sich durch elektromagnetische Felder des Mobilfunks gesundheitlich beeinträchtigt fühlten, war für den Zeitraum 2003-2009 mit 8-10 % (2003: 8 %, 2004: 9 %, 2005: 10 %, 2006: 9 % und 2009: 10 %) relativ konstant. 2013 nahm der Anteil beeinträchtigter Personen im Vergleich zu den Vorjahren leicht ab (7 %; LINK, 2014). Das bedeutet, dass knapp einer von zehn Befragten angab, unter gesundheitlichen Beeinträchtigungen durch den Mobilfunk zu leiden, wobei Mobilfunksendeanlagen überwiegend als wesentlichste Quelle der Beeinträchtigung angesehen wurden (Ausnahme: 2009 bildeten Mobiltelefone die stärkste Quelle der Beeinträchtigung). Die am häufigsten genannten Beschwerden waren Kopfschmerzen/Migräne (9-18%) sowie mit konstanter Häufigkeit von 11-12 % Schlafstörungen.

Auf europäischer Ebene wurde zuletzt in 2010 eine Evaluierung der öffentlichen Wahrnehmung von möglichen Gesundheitsrisiken durch elektromagnetische Felder vorgenommen. Die Ergebnisse der persönlichen Interviews dazu mit 26.602 Teilnehmern aus 27 Mitgliedsstaaten wurden im Special Eurobarometer 347 zu *Electromagnetic Fields* im Jahr 2010 publiziert (European Commission, 2010). Auch in dieser Umfrage zeigt sich, dass die Befürchtungen hinsichtlich der von Mobilfunkbasisstationen ausgehenden Felder größer sind als die Mobiltelefone betreffende Besorgnis. Auf die Frage *Bitte sagen Sie mir für Mobilfunkbasisstationen, inwieweit sie Ihrer Meinung nach Einfluss auf Ihre Gesundheit haben* gaben Europaweit 33 % der Befragten an, dass Mobilfunksendemasten einen starken Einfluss auf die menschliche Gesundheit haben (Variationsbreite von 6 % in Finnland bis 79 % in Italien), weitere 37 % meinten, dass sie zumindest einen gewissen Einfluss haben. In Deutschland war die Anzahl der Personen, die einen starken Einfluss annahmen mit 26 % deutlich geringer als im europaweiten Durchschnitt, allerdings nahmen 45 % an, dass Mobilfunksendemasten zumindest einen gewissen Einfluss auf die Gesundheit haben. Europaweit gaben 26 % der Befragten an, dass Mobiltelefone Ihrer Meinung nach einen starken Effekt auf Gesundheit haben (Variationsbreite 7 % in Holland bis 69 % in Italien), einen gewissen Effekt vermuteten 41 %. Auch hier lag die die Befürchtung

starker Effekte in der deutschen Bevölkerung mit 17 % deutlich unter dem Durchschnitt für Europa. Einen gewissen Effekt vermuteten allerdings 49 % der befragten Deutschen.

Aus diesem Anlass bewerten nationale sowie internationale Behörden und Organisationen von Zeit zu Zeit die vorliegende Evidenz für gesundheitliche Beeinträchtigungen, darunter die World Health Organisation (WHO), die International Commission on Non-Ionizing Radiation and Protection (ICNIRP) sowie das Scientific Committee on Newly Identified Health Risks (SCENIHR) der Europäischen Kommission (EU). Zur Bewertung der Evidenz von gesundheitlichen Beeinträchtigungen werden a) epidemiologische Studien, b) humanexperimentelle Studien, c) tierexperimentelle Studien (in-vivo Studien) sowie d) Untersuchungen auf zellulärer und molekularer Ebene (in-vitro) herangezogen. Während die WHO (Van Deventer et al., 2011) und ICNIRP (ICNIRP, 1998, 2009) noch an Updates ihrer Stellungnahmen arbeiten, wurde im Januar 2015 die Stellungnahme von SCENIHR zum Thema Potential Health Effects of Exposure to Electromagnetic Fields (EMF) publiziert (SCENIHR, 2015).

In dieser Stellungnahme wurden die aus humanexperimentellen Studien mit Hochfrequenzexposition vorliegenden Ergebnisse wie folgt zusammenfassend bewertet:

Overall, neurophysiological studies on possible effects of RF exposure on brain function in humans (macrostructure of sleep, power of the sleep EEG, resting state waking EEG, event-related potentials, slow brain potentials, cognition, as well as regional blood flow and oxygenation changes) yielded variable results. Reasons for this are, among others, different exposure conditions and set-ups, the great number of investigated outcome measures, missing replication studies in a strict sense, different levels of control of the vigilance state, and varying statistical properties. Effects sizes are usually not reported. Furthermore, it is rarely stated that measures were taken to avoid interference between the recording system and the exposure when assessments are made during exposure. RF interference can lead to artefacts as shown by Fouquet et al. (2013). On the other hand electrodes and cables of an EEG recording system change the RF field distribution (Murbach et al. 2014). In spite of the repeatedly stated "consistency" of results showing that pulsed RF EMF exposure leads to sleep EEG effects (SSM 2013), power spectra differences are observed 1) in varying EEG frequency bands (not only in the spindle frequency range), 2) with regard to different reference sleep stages (NREM stage 2, NREM including all NREM stages, and REM), and 3) concerning different time frames (whole night, first 20 or 30 min of NREM sleep or NREM stage 2 sleep, first or later sleep cycles, 4th NREM episode). This variation is underlined by more recent studies. These results of single studies have not been confirmed by exact replication studies performed by other laboratories.

Most of the human studies have been performed in young subjects and predominantly in males. Since neurophysiological parameters might change with age, it is not known whether CNS effects might differently affect elderly or younger (children and adolescents) subjects. There are some studies indicating that effects might vary with age and gender. In studies, which cover males and females separate analyses should be performed in order not to miss gender specific effects. Very few of the studies, which include females, state that the menstrual cycle was controlled, a factor, which affects most of the neurophysiological outcome parameters. This requires adequate sample sizes for both males and females. Another aspect is that studies with a parallel group design should be avoided in studies investigating EEG effects. Especially the power spectra of the sleep EEG is known to show a high inter-individual variation and high intra-individual stability (Buckelmüller et al. 2006) Furthermore it is not known whether subjects with pre-existing medical conditions may be affected differently.

Moreover, most of the provocation studies investigating possible RF-EMF effects on brain activity have used either a commercial mobile phone for exposure or tried to mimic the exposure pattern of typical handheld devices. Almost all of them have reported the maximum SAR over 1 or 10 g but not a detailed SAR distribution. In some cases more detailed information is available in earlier publications of the group. It is well known that different phone models give rise to very different

anatomical distributions (Wilén et al. 2003, Deltour et al. 2011). To ensure reproducibility of such studies simulating the use of handset and its effects at least a detailed description of the hardware and its use (e.g. distance from the head position according to standards etc.) should be provided. A brain region specific SAR distribution would be helpful for the discussion of results (SCENIHR 2015, p126-127).

Daraus wurde folgende Schlussfolgerung gezogen:

Most of the recent studies have reported an effect of RF exposure on the spectral power of sleep and the waking resting state EEG. The effects on sleep EEG, however, are not restricted to the spindle frequency range. Furthermore, half of the experimental studies looking at the macrostructure of sleep (especially those with a longer duration of exposure) also found effects, which, however, are not consistent with regard to the affected sleep parameters. It seems that with regard to event-related potentials and slow brain oscillations, results are inconsistent. There is a lack of data for specific age groups. One study indicates that children and adolescents seem to be less affected. Overall there is a lack of evidence that RF affects cognitive functions in humans. Studies looking at possible effects of RF fields on cognitive functions have often included multiple outcome measures. Where effects have been found by individual studies, these have typically only been observed in a small number of these outcomes, with little consistency between studies as to which exact outcomes are affected. The earlier described evidence that RF exposure may affect brain activities as reflected by EEG studies during wake and sleep is further substantiated by the more recent studies. However, the relevance of the small physiological changes remains unclear and mechanistic explanation is still lacking. (SCENIHR 2015, p 127).

Und folgender Forschungsbedarf für humanexperimentelle Studien wurden daraus abgeleitet:

Most neurophysiological studies on possible effects of RF exposure on brain function in volunteers have been performed with young and predominately male subjects. Since brain structure and brain physiology changes with age possible RF EMF effects may also show age dependencies. It is not known whether effects may change with age, and further studies using elderly and children and adolescent subjects are recommended as a medium high priority on sleep and sleep EEG power [..], waking EEG [..], and a medium priority on cognition [..]. In particular, every study assessing EEG during exposure must ensure that the RF signal does not affect the acquisition of the EEG. If the device used to record the EEG does not offer an adequate resistance against electromagnetic interference, either detectable artefacts in the EEG signal or subtle changes of the electrical properties of the recording system might occur and bias the results. Future studies should report that they have considered this problem. Studies on possible effects on cognition must pay attention to numerous other factors that can affect the test results. These include exposure design (cross-over vs. Parallel group design, exposure before or during testing, avoidance of carryover effects), selection of test subjects (age, sex, inclusion and exclusion criteria), consumption of caffeinated beverages and alcohol, motivation, test sequence and duration, and time of day. For example, a study of 30 young men (Sauter et al. 2011) showed that after correcting for multiple testing, the time of day was the only factor that affected the results of cognitive tests: exposure had no effect. Overall, there is a high priority research need for (preferably multicentre) neurophysiological studies in volunteers with pre-defined effect sizes, based on a priori considerations of power and sample size (type I and type II errors and adequate sample size for the statistical test(s) to be used) for data analysis according to a predefined analysis protocol [..]. There are a few studies indicating that women are more affected than men, exposure effects vary with age, and that patient populations could be more affected than healthy subjects. Hence, proposed studies should cover a wide range of ages, look at data for females and males separately and, if possible, include patient populations, e.g. insomniacs in sleep studies or patients with neurological disorders including neurodegenerative diseases (SCENIHR 2015, p 221).

Ziel des vorliegenden Forschungsvorhabens ist es zu prüfen, ob hochfrequente elektromagnetische Felder, die von Mobilfunk-Endgeräten ausgehen, die Gehirnaktivität im Wachzustand und Schlaf und die kognitive Leistungsfähigkeit von Frauen im fortgeschrittenen Erwachsenenalter (ab 60 Jahre)

beeinträchtigen können. Untersucht wurden die nächtliche Schlafqualität, sowie tagsüber die kognitive Leistungsfähigkeit, beides unter einer mehrstündigen Exposition mit simulierten Signalen der Endgeräte nach dem GSM und TETRA Standard. Das Schlaf-EEG wird als Modell für eine gut untersuchte und durch die Umgebung wenig beeinflusste Gehirnaktivität dienen. Um den Einfluss eines Telefonats kurz vor dem Schlafengehen zu testen, begann die Exposition 30 min vor dem Schlaf. Tagsüber wurden während einer mehrstündigen Exposition die kognitive Leistungsfähigkeit (Reaktionszeiten, Gedächtnis, Wachsamkeit) und das Wach-EEG untersucht. Bisher publizierte Effekte traten häufiger bei niedrigeren Frequenzen und höheren SAR Werten auf, deswegen wurde mit GSM (900 MHz, 2 W/kg) und TETRA (400 MHz, 6 W/kg) exponiert.

Es sollte geklärt werden, welche physiologischen Änderungen bei zulässigen Expositionen auftreten, welcher Wirkungsmechanismus verantwortlich ist und welche individuellen Ausgangssituationen eine Empfindlichkeit fördern. Die gesundheitliche Relevanz der Ergebnisse sollte im Sinne des Strahlenschutzes bewertet werden.

III Literaturübersicht

Im Rahmen einer Pilotphase zu diesem Projekt wurde eine Literaturübersicht zum Thema Einfluss hochfrequenter elektromagnetischer Felder auf die Gehirnaktivität, Schlaf und kognitive Leistungsfähigkeit älterer Personen beider Geschlechter erstellt (Sauter et al., 2014). Die Zusammenstellung umfasst Studien, die im Zeitraum 2007 bis Anfang 2014 publiziert wurden. Diese Literaturübersicht wurde mit den seither bis einschließlich Januar 2016 publizierten Studien ergänzt und ist hier in der ergänzten Form wiedergegeben.

III.1 Einleitung

Die vorliegende Literaturübersicht wurde im Auftrag des Bundesamtes für Strahlenschutz (BfS) erstellt und bezieht sich auf die wissenschaftlichen Erkenntnisse, die in den letzten zwei Jahrzehnten zur Thematik hochfrequenter (HF; engl. radio frequency = RF) elektromagnetischer Felder (EMF), wie sie bei der Benutzung von Mobilfunk (GSM = Global System for Mobile Communications und UMTS = Universal Mobile Telecommunications System) und Digitalfunk (TETRA = Terrestrial Trunked Radio) entstehen, gewonnen wurden. Das Hauptaugenmerk wurde in der Analyse der Studien auf mögliche Alters- und/oder Geschlechtseffekte gerichtet.

Im Rahmen zweier bereits abgeschlossener Studien wurden Literaturübersichten publiziert, die von der Homepage des BfS heruntergeladen werden können (Danker-Hopfe und Dorn, 2007; Sauter et al., 2010). In der ersten Studie wurden wissenschaftliche Studien zu möglichen Auswirkungen des Mobilfunks auf die menschliche Gehirnaktivität (im Ruhezustand, während kognitiver Aufgaben, im Schlaf) berücksichtigt, die bis einschließlich 2007 publiziert wurden (Danker-Hopfe und Dorn, 2007). In der neueren Literaturübersicht wurden wissenschaftliche Studien zum Digitalfunk (TETRA) zusammengefasst, die bis Dezember 2013 erschienen sind und sowohl mögliche Effekte auf den Menschen als auch im Rahmen von Tier- und Zelluntersuchungen (in vitro) zum Inhalt hatten (Sauter et al., 2010). Die Ergebnisse dieser beiden Literaturübersichten wurden im vorliegenden Bericht zusammengefasst und mit den Studien, die seit 2007 zu GSM und UMTS publiziert wurden, ergänzt, wobei u.a. auch die Literaturlauswertung berücksichtigt wurde, die Frau Prof. Heidi Danker-Hopfe für den Wissenschaftlichen Ausschuss "Neu auftretende und neu identifizierte Gesundheitsrisiken" (Scientific Committee on Emerging and Newly Identified Health Risks, SCENIHR, 2015) durchgeführt hat. Für die hier aufgeführte Zusammenstellung wurden darüber hinaus Publikationen berücksichtigt, die danach bis einschließlich Januar 2016 publiziert wurden.

III.2 Literaturübersicht zum Mobilfunk

In den folgenden Kapiteln werden Studien aus den Jahren 1996 bis 2007, die im Abschlussbericht des bereits abgeschlossenen Projekts „Untersuchungen an Probanden unter Exposition mit hochfrequenten elektromagnetischen Feldern von Mobiltelefonen“ (Danker-Hopfe und Dorn, 2007) ausführlich

besprochen wurden, um Studien aus den Jahren 2007 bis Januar 2016 ergänzt. Eine tabellarische Zusammenfassung der neueren Studien findet sich im Anhang.

III.2.1 Mobilfunkstudien zum spontanen Wach-EEG

Wie in der Literaturübersicht des Abschlussberichts zum Projekt „Untersuchungen an Probanden unter Exposition mit hochfrequenten elektromagnetischen Feldern von Mobiltelefonen“ (Danker-Hopfe und Dorn, 2007) zum Untersuchungsendpunkt Wach-EEG ausführlicher dargestellt, zeigten sich in den bis 2007 berücksichtigten Studien in acht (Gehlen et al., 1996; Hietanen et al., 2000; Hinrichs und Heinze, 2006; Jahre et al., 1996; Krafczyk et al., 1998; Krafczyk et al., 2002; Röschke und Mann, 1997; Spittler et al., 1997) von 17 Studien keine Auswirkungen kurzzeitiger Exposition elektromagnetischer Felder, die bei einer Exposition mit GSM-Signalen um 900 MHz bzw. 1800 MHz entstehen, auf die Gehirnaktivität im Wachzustand. Wenn Effekte gefunden wurden, führten diese in fast allen Studien (sieben von neun Studien) zu einer Zunahme der Power im Alphafrequenzbereich, die sich allerdings im Rahmen der physiologischen Variationsbreite bewegte (Croft et al., 2002; Croft et al., 2007; Curcio et al., 2005; Regel et al., 2007a; Reiser et al., 1995; Vecchio et al., 2007; von Klitzing, 1995).

Seit 2007 wurden bis Januar 2016 17 weitere Publikationen in Zeitschriften mit peer-review Prozess zu möglichen Auswirkungen elektromagnetischer Felder auf die Gehirnaktivität im Wachzustand publiziert (Tab. AIII.1). Davon wurden in 13 der 17 Veröffentlichungen signifikante Veränderungen im Wach-EEG berichtet, die mit neun Studien überwiegend den Alphafrequenzbereich betrafen (Croft et al., 2008; Croft et al., 2010; Ghosn et al., 2015; Hinrikus et al., 2008b; Perentos et al., 2013; Suhhova et al., 2013; Vecchio et al., 2010; Vecchio et al., 2012a; Vecchio et al., 2012b). Allerdings waren in den neueren Studien auch andere Frequenzbändern betroffen [z.B. signifikante Zunahme im Gamma-Frequenzbereich bei Curcio et al. (2015)] und Effekte äußerten sich auch in Form einer Abnahme der EEG-Aktivität infolge einer Exposition [z.B. signifikante Abnahme der Alpha-Power bei Ghosn et al. (2015)].

Effekte von Alter wurden in vier der 17 Publikationen berichtet. In einer Studie an 120 Erwachsenen im Alter von 18 bis 69 Jahren (74 Frauen, 46 Männer), deren EEG während einer 30-minütigen Exposition mit einem GSM-Mobiltelefon oder unter Scheinexposition abgeleitet wurden, zeigte sich eine höhere Alphaaktivität während der Verum-Exposition mit einem Maximum der Aktivität am Hinterkopf (parietal) der exponierten Seite (ipsilateral). Es gab keinen signifikanten Zusammenhang mit dem Alter oder dem Geschlecht der untersuchten Personen (Croft et al., 2008).

In einer weiteren Studie von Croft et al. (2010) zeigte sich in einer Gruppe junger Erwachsener (19-40 Jahre) eine statistisch signifikante Zunahme der Alpha-Power unter GSM-Exposition, dieser Effekt war jedoch weder in einer jüngeren (13-15 Jahre) und noch in einer älteren Vergleichsgruppe (55-70 Jahre) aufgetreten. Des Weiteren war der Effekt unter UMTS in allen drei Altersgruppen nicht signifikant geringer als die beobachtete Zunahme der Alpha-Aktivität bei jungen Erwachsenen. Dazu passend war die subjektiv erlebte Aktivierung in der Gruppe der jungen Erwachsenen in der Thayer Activation-Deactivation Adjective Check List größer unter GSM (Trendniveau) und unter UMTS

signifikant stärker. Croft et al. (2010) schlossen daraus, dass Jugendliche nicht sensitiver reagierten als Erwachsene. Erwachsene im Alter zwischen 41 und 54 Jahren und Jugendliche zwischen 16 und 18 Jahren wurden in der Studie von Croft et al. (2010) nicht berücksichtigt.

Eine Arbeitsgruppe, die sich wiederholt mit der interhemisphärischen Kohärenz („Zusammenspiel der linken und rechten Gehirnhälfte“) im EEG und Auswirkungen elektromagnetischer Felder des Mobilfunks beschäftigt hat, fand ebenfalls einen Alterseffekt im Zusammenhang mit einer Exposition mit einem GSM-Mobiltelefon, der sich allerdings nur auf die ältere Gruppe auswirkte (Vecchio et al., 2010): die interhemisphärische Kohärenz der dominanten Alphafrequenz in der älteren Erwachsenengruppe (47-84 Jahre), die sich aus neun Frauen in der Postmenopause und sieben Männern zusammensetzte, nahm im Vergleich zu 15 jungen Männern im Alter zwischen 20 und 37 Jahren unter GSM-Exposition signifikant zu. Sie interpretierten ihre Ergebnisse dahingehend, dass das physiologische Alter mit Veränderungen der funktionellen Organisation der kortikalen neuronalen Synchronisation verbunden ist.

Auch in einer Untersuchung zu möglichen Einflüssen elektromagnetischer Felder mit zwei unterschiedlichen Intensitäten von GSM-Handgeräten auf das Wach-EEG und kognitive Funktionen von 11- bis 13-jährigen bestätigte sich eine vermutete höhere Sensibilität dieser Altersgruppe gegenüber elektromagnetischen Feldern des Mobilfunks nicht (Loughran et al., 2013). Eine mögliche Erklärung von Loughran et al. (2013) war, dass die Gehirne von Heranwachsenden „formbarer“ und daher schneller in der Lage wären, sich externen Einflüssen anzupassen bzw. nach Croft et al. (2010) „widerstandsfähiger“ wären. Denkbar wäre auch, dass die Stichprobengröße ($n = 22$) für die mit dem chronologischen Alter verbundene ausgeprägte Variabilität des biologischen Alters zu gering war, um Effekte zu detektieren.

Die Frage eines möglichen Einflusses des Geschlechts bzw. einer Interaktion des Geschlechts mit potenziellen HF-EMF-Auswirkungen wurde in lediglich zwei der 17 Studien untersucht. Während bei Croft et al. (2008) in einer größeren Gruppe von Frauen und Männern keine Wechselwirkungen oder Unterschiede in Bezug auf die Wirkung elektromagnetischer Felder auf das Wach-EEG beobachtet wurden, fanden Hountala et al. (2008) einen Interaktionseffekt zwischen GSM-Exposition und Geschlecht und der spektralen Leistungskohärenz (SPC). Frauen hatten eine höhere SPC im Prä-Stimulus-EEG unter Exposition mit 900 MHz und 1800 MHz während der Durchführung einer Wechsler Gedächtnisaufgabe (Zahlenspanne) für eine Dauer von 45 Minuten im Vergleich zur Baseline, wohingegen Männer gegenteilige Effekte unter 1800 MHz zeigten. Obwohl in der Scheinbedingung keine Unterschiede hinsichtlich der untersuchten Parameter zwischen den Geschlechtern gefunden wurden, wurde das Ergebnis dahingehend interpretiert, dass Alpha- und Beta-Frequenzen des EEGs mit Aufmerksamkeits- und Gedächtnisprozessen in Zusammenhang stünden, die bei weiblichen und männlichen Gehirnen funktionell unterschiedlich organisiert seien. Dazu ist kritisch anzumerken, dass pro Expositionsbedingung jeweils nur 10 Frauen bzw. 9-10 Männer untersucht wurden, die aufgrund fehlender Unterschiede in den Scheinbedingungen für die weiteren Analysen gemeinsam berücksichtigt wurden (zweifache Varianzanalyse zur Berechnung des Geschlechts x EMF-Interaktionseffekts). Des Weiteren fehlen eindeutige Angaben zur Verblindung, es ist aber von einer Einfach-Verblindung auszugehen („The order (...) was random and the subjects were unaware of the experimental condition.“

p. 189; Hountala et al., 2008). Es wurden keine Ergebnisse zum Wechsler Gedächtnistest präsentiert. In einer früheren Publikation derselben Arbeitsgruppe (Papageorgiou et al., 2004) wurden Resultate zum Wechsler Gedächtnistest aus dem ersten Experiment (GSM 900 MHz, 10 Frauen, 9 Männer; mittleres Alter: 23.3 ± 2.2 Jahre) berichtet. Es zeigten sich keine Unterschiede in der Gedächtnisleistung zwischen der GSM- und der Scheinexpositionsbedingung (Vergleiche getrennt für Frauen und Männer) und innerhalb einer Bedingung zwischen Frauen und Männern. Des Weiteren war die EEG-Power der Baseline-Messung bei Männern höher als bei Frauen und nahm während der Exposition bei Männern ab, bei Frauen hingegen zu.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass in der Mehrzahl der Studien Effekte pulsmodulierter HF-EMF auf die Gehirntätigkeit im wachen Ruhezustand bei Erwachsenen gefunden wurden, wobei die am häufigsten gefundene Veränderung (Zunahme und Abnahme) im Alphafrequenzbereich registriert wurde (Croft et al., 2002; Croft et al., 2007; Croft et al., 2008; Croft et al., 2010; Curcio et al., 2005; Ghosn et al., 2015; Hinrikus et al., 2008b; Perentos et al., 2013; Regel et al., 2007a; Reiser et al., 1995; Suhhova et al., 2013; Vecchio et al., 2010; Vecchio et al., 2007; Vecchio et al., 2012a; Vecchio et al., 2012b; von Klitzing, 1995).

Die wenigen Studien, in welchen Jugendliche (Loughran et al., 2013) und auch ältere Erwachsene (Croft et al., 2010; Vecchio et al., 2010) untersucht wurden, zeigten eine größere Sensibilität gegenüber HF-EMF auf die spektrale Leistung im wachen Ruhe-EEG im jungem Erwachsenenalter bzw. bei älteren Erwachsenen, nicht jedoch bei Jugendlichen. Inwiefern das Geschlecht für die Ergebnisse im Wach-EEG unter Exposition mit elektromagnetischen Feldern eine Rolle spielt, kann aufgrund der unzureichenden Datenlage zum gegenwärtigen Zeitpunkt nicht zuverlässig beurteilt werden. Eine belastbare Aussage zur altersbedingten Variabilität in möglichen HF-EMF Effekten ist aufgrund der Datenlage derzeit ebenfalls nicht möglich.

III.2.2 Mobilfunkstudien zu evozierten Potenzialen

Von den 25 zwischen 1998 und 2007 erschienenen Studien (vgl. Literaturübersicht bei Danker-Hopfe und Dorn, 2007), in welchen potenzielle Auswirkungen von EMF des Mobilfunks auf verschiedene Arten von evozierten Potenzialen sowie die ereignisbezogene Desynchronisation und Synchronisation des EEG (ERD/ERS) untersucht wurden, sind in 16 Veränderungen in Amplituden oder Latenz oder weiteren Parametern zur Beschreibung evozierter Potenziale beobachtet worden, die aber aufgrund der unterschiedlichen Versuchsdesigns und Paradigmen keine eindeutige Richtung erkennen lassen. In den 21 Studien aus dem Zeitraum 2007 bis Januar 2016 nahm die Anzahl der Publikationen, die Effekte berichteten, ab: In knapp der Hälfte (9) der Studien wurde zumindest teilweise ein EMF-Effekt gefunden, in 12 zeigten sich keine Veränderungen (Tab. AIII.2). In vier Publikationen führte eine Exposition mit HF-EMF zu einer Reduktion der Amplituden der untersuchten Potenziale (Bak et al., 2010; Colletti et al., 2011; de Tommaso et al., 2009; Mandala et al., 2014), in einem Fall zu höheren Amplituden (Leung et al., 2011). Verlängerte Latenzen wurden in drei Publikationen (Colletti et al., 2011; Khullar et al., 2013; Mandala et al., 2014) beschrieben, wobei zwei der drei Veröffentlichungen aus ein und derselben Arbeitsgruppe stammen (Colletti et al., 2011;

Mandala et al., 2014). In den Studien von Colletti et al. (2011) und Mandala et al. (2014) wurden jeweils 12 Patientinnen und Patienten mit Morbus Meniere auf zwei Parallelgruppen aufgeteilt und während einer Operation entweder mit einem Mobiltelefon (GSM 900 MHz) exponiert oder scheinexponiert. Die Latenzen der dabei abgeleiteten Cochlea-Potenziale waren in der Verum-Gruppe länger und die Amplituden geringer als in der Scheinexpositionsgruppe. Neben dem Design und der geringen Anzahl an untersuchten Patientinnen und Patienten ist kritisch anzumerken, dass es sich um einfach-blinde Experimente handelte. Tombini et al. (2013) untersuchten 10 Epilepsie- Patientinnen und Patienten unter drei verschiedenen Expositionsbedingungen im doppelblinden cross-over Design und fanden eine erhöhte kortikale Exzitabilität in der mit einem GSM-Mobiltelefon exponierten Kopfseite (kontralateral zum Epilepsieherd), gemessen anhand motorisch evozierter Potenziale.

Leung et al. (2011) untersuchten, neben kognitiven Funktionen (siehe auch Croft et al., 2010), die Effekte von GSM- und UMTS-Exposition mit Mobiltelefonen auf verschiedene ereigniskorrelierte Potenziale und die ERD/ERS bei 41 Jugendlichen (13-15 Jahre), 42 junge Erwachsenen (19-40 Jahre) und 20 älteren Erwachsenen (55-70 Jahre) in einem doppelblinden cross-over Design. Im Vergleich zur Scheinexpositionsbedingung waren die Amplituden der N100 unter GSM größer und sowohl unter der GSM- als auch unter UMTS-Befeldung waren die ERD/ERS-Antworten verzögert, es zeigte sich aber keine Abhängigkeit vom Alter. In keiner weiteren Studie wurde ein möglicher Einfluss des Alters auf die evozierten Potenziale bzw. Interaktionseffekte mit HF-EMF untersucht. In zwei unabhängigen Studien, ohne direkten Vergleich, untersuchte eine Arbeitsgruppe Kinder im Alter von 11-12 Jahren (Kwon et al., 2010a) und junge Erwachsene (Kwon et al., 2009) mit einem durchschnittlichen Alter von $23,1 \pm 4,5$ Jahren (Mittelwert und Standardabweichung). Sie verwendeten dabei dasselbe einfachblinde Studiendesign, um mögliche Auswirkungen eines kommerziellen GSM-Mobiltelefons auf die Latenz und Amplitude der Mismatch Negativity, ein Potenzial, das durch abweichenden Ton in einer Folge gleicher Töne ausgelöst wird, zu analysieren. In beiden Altersgruppen blieben die untersuchten Parameter unverändert.

Potenzielle Einflüsse des Geschlechts auf evozierte Potenziale wurden in zwei Studien untersucht (Carrubba et al., 2010; Maganioti et al., 2010). In einer einfach-blinden Studie an 13 Frauen und sieben Männern im Alter zwischen 18 und 62 Jahren führte eine mobilfunktypische Pulsfrequenz von 217 Hz bei 90 % der Untersuchten zur Auslösung evozierter Potenziale (Carrubba et al., 2010). Das Geschlecht wirkte sich dabei nicht auf die Latenzen und die Dauer der evozierten Potenziale aus.

Maganioti et al. (2010) publizierten Ergebnisse zur P600, die während der Durchführung eines Untertests aus dem Wechsler Gedächtnistest (Zahlenspanne) abgeleitet wurden, unter zwei verschiedenen Expositionstypen (900 MHz und 1800 MHz). Zu dieser Studie wurden auch Daten zum Wach-EEG in einer anderen Publikation präsentiert (siehe auch Hountala et al., 2008). Wie auch beim Wach-EEG wurde ein Geschlecht x HF-EMF Interaktionseffekt festgestellt, der sich darin äußerte, dass ohne Exposition Frauen im Vergleich zu Männern eine verringerte Amplitude an anterioren Elektroden und kürzere Latenzen an zentralen Elektroden aufwiesen. Dieser Unterschied wurde durch beide Expositionsbedingungen aufgehoben. Die Schwächen dieser Studie liegen, wie bereits zuvor beim

Wach-EEG beschrieben, in der geringen Anzahl, der Einfachverblindung und der fragwürdigen statistischen Auswertung.

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass, wenn auch in geringerem Maße als beim Wach-EEG, Effekte einer Exposition auf unterschiedliche Formen evozierter Potenziale gefunden wurden, und dass diese in der Regel zu einer Verringerung der Amplitude führten. Bis dato wurde nur in jeweils einer Studie der Einfluss von Alter bzw. Geschlecht untersucht. Da andere Studien gezeigt haben, dass sowohl das Alter als auch das Geschlecht die Ergebnisse von evozierten Potenzialen beeinflussen können (vgl. Diskussion bei Bak et al., 2010), sollten entsprechende Studien durchgeführt werden.

III.2.3 Mobilfunkstudien zu kognitiven Funktionen

Die größte Anzahl an Publikationen zu potenziellen Auswirkungen elektromagnetischer Felder des Mobilfunks auf den Menschen in experimentellen Studien ist im Bereich kognitiver Funktionen zu verzeichnen. Allein zwischen 1996 und 2013 wurden 57 Beiträge aus Studien in wissenschaftlichen Zeitschriften publiziert. Entsprechend groß sind die Vielfalt der Studiendesigns und die Art der untersuchten kognitiven Funktionen und Tests (vgl. auch die Literaturübersicht bei Danker-Hopfe und Dorn, 2007). Im Zeitraum von 1996 bis 2007 wurden in 16 von 37 Studien Effekte gefunden, die überwiegend ($n = 9$) eine Verbesserung der kognitiven Leistung in Form einer schnelleren Reaktionsfähigkeit bedeuteten. In den 22 Studien, die im Zeitraum 2007 bis 2016 publiziert wurden, wurden in knapp der Hälfte der Studien ($n = 10$) Expositionseffekte gefunden. In diesem Zeitraum war das Verhältnis der Anzahl von Studien, in welchen Verbesserungen auf die kognitiven Leistungsparameter ($n = 6$) gefunden wurden, zu jenen mit Verschlechterungen in der Leistung ($n = 4$) in etwa gleich groß (Tab. AIII.3). Im Allgemeinen muss berücksichtigt werden, dass gefundene Veränderungen nur sehr marginal waren, teilweise nur einzelne Testabschnitte (Luria et al., 2009; Schmid et al., 2012a) oder nur einen Test oder einzelne Testparameter von mehreren untersuchten betrafen (Cinel et al., 2008; Luria et al., 2009; Regel et al., 2007b; Schmid et al., 2012a), oder nur in spezifischen Probandengruppen auftraten (Wiholm et al., 2009). Die große Heterogenität wurde auch in diversen Übersichtsarbeiten aufgezeigt und entsprechende Empfehlungen zu einer Vereinheitlichung bei der Durchführung von Expositionsstudien zu kognitiven Funktionen wurden vorgeschlagen (Regel und Achermann, 2011). Im Allgemeinen sprechen die Übersichtsarbeiten und Metaanalysen der letzten Jahre (Barth et al., 2011; Kwon und Hamalainen, 2011; Regel und Achermann, 2011; Valentini et al., 2011; van Rongen et al., 2009) gegen einen (bedeutsamen) Einfluss elektromagnetischer Felder des Mobilfunks auf kognitive Funktionen gesunder Erwachsener (siehe auch SCENIHR, 2015).

Studien zum Alterseinfluss sind nur in begrenzter Zahl vorhanden. Riddervold et al. (2008) untersuchten 40 Jugendliche im Alter zwischen 15 und 16 Jahren und verglichen sie mit 40 Erwachsenen im Alter von 35 bis 40 Jahren. Es zeigte sich weder ein HF-EMF Effekt einer 45 Minuten dauernden Exposition mit einem UMTS-Basisstationssignal auf die Vigilanzleistung, die Aufmerksamkeit und das Gedächtnis in verschiedenen Tests noch ein signifikanter Effekt des Alters. In einer Studie, in welcher drei Altersgruppen untersucht wurden, zeigte nur die jüngste Gruppe während einer UMTS-Exposition eine

schlechtere Leistung im n-Back Test (Alter: 13-15 Jahre; Leung et al., 2011). Leung et al. (2011) spekulierten, dass Jugendliche über schlechtere Kompensationsmöglichkeiten als Erwachsene verfügen könnten. Auf der anderen Seite hatte eine GSM-Exposition keinen Alterseffekt ergeben und auch in der Oddball-Aufgabe waren keine Alterseinflüsse erkennbar (vgl. Kap. Evozierte Potenziale). In einer einfachblinden Studie an 160 Erwachsenen im Altersbereich zwischen 18 und 31 Jahren wurde neben der täglichen Nutzungsdauer eines GSM-Mobiltelefons das Alter in der Analyse berücksichtigt (Mortazavi et al., 2012). Eine Befeldung mit GSM führte zu signifikant schnelleren Reaktionszeiten nach Ende der Exposition im Vergleich zur Scheinexposition, die jedoch unabhängig vom Alter waren. In der Studie von Mortazavi et al. (2012) wurde allerdings ein Geschlechtseffekt beobachtet: die Frauen reagierten im Vergleich zu den Männern signifikant langsamer, wenn das Mobiltelefon im Gesprächs- und Stand-by-Modus war. Die Bewertung dieses Ergebnisses ist nicht möglich, da neben dem mangelhaften Studiendesign (einfachblind) Angaben zu den Baseline- oder Differenzwerten fehlen.

Der Geschlechtsaspekt wurde auch in einer weiteren einfachblinden Studie mit Parallelgruppendesign mit einer 15 Minuten dauernden Exposition (1800MHz-Signal) konstatiert (Smythe und Costall, 2003). Männer hatten eine geringere Fehleranzahl in einer räumlichen Kurzzeitgedächtnisaufgabe in der Abfragesituation eine Woche nach der Exposition als Frauen. Smythe und Costall (2003) interpretierten ihre Ergebnisse als geschlechtsabhängige EMF-Effekte.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die geringe Anzahl der Studien bzw. die teilweise mangelhafte Qualität der Studiendesigns die Beantwortung der Frage nach möglichen Interaktionen von Alter und Geschlecht mit einer HF-EMF-Exposition und den Zielvariablen kognitiver Funktionen zum derzeitigen Zeitpunkt nicht zulässt. Entsprechende Studien zur Klärung dieser Aspekte sollten durchgeführt werden, da gerade im Bereich der Kognition das Alter und unter Umständen auch das Geschlecht bei der Ausführung bestimmter Aufgaben eine Rolle spielen und dementsprechende Wechselwirkungen mit HF-EMF denkbar sind.

III.2.4 Mobilfunkstudien zur Makrostruktur des Schlafs

Aus dem Zeitraum 1996 bis Januar 2016 liegen 27 Publikationen zum Einfluss von HF-EMF auf die Makrostruktur des Schlafs vor (siehe Tab. AIII.4 und Danker-Hopfe und Dorn, 2007). In 17 der 27 Publikationen wurden keine Veränderungen der Makrostruktur unter Einfluss von HF-EMF berichtet. In den Studien, in welchen signifikante Effekte gefunden wurden, führten diese in vier Fällen zu einer geringfügig schlechteren objektiven Schlafqualität unter Verum- im Vergleich zur Scheinexposition (Arnetz et al., 2007; Hung et al., 2007; Lowden et al., 2011; Lustenberger et al., 2013), in zwei Studien zu einer Verbesserung (Borbely et al., 1999; Mann und Röschke, 1996) und in vier Studien zu Veränderungen der Makrostruktur, die keine eindeutige Beurteilung des Effekts hinsichtlich der Schlafqualität zulassen (Danker-Hopfe et al., 2011; Loughran et al., 2005; Schmid et al., 2012b; Danker-Hopfe et al. 2016). Im Falle einer Studie wurden die Probanden in einem cross-over Design mit zwei unterschiedlichen Mobilfunksignaltypen exponiert (GSM und UMTS), aber nur im Falle der GSM-Exposition zeigte sich eine überzufällige Anzahl signifikanter Effekte auf die Schlafarchitektur, die sowohl für eine Beeinträchtigung als auch für eine Verbesserung der objektiven Schlafqualität sprachen

(Danker-Hopfe et al., 2011). Die Studie von Danker-Hopfe et al. (2016) belegt Unterschiede in Effekten auf individueller Ebene, die sich im Hinblick auf den REM-Schlaf als konsistent erweisen. Lustenberger et al. (2015) konnten dagegen keine auf individueller Ebene reproduzierbaren Effekte auf die Makrostruktur des Schlafes finden. Generell scheint es, dass eine UMTS-Exposition einen schwächeren Einfluss auf das Wach- bzw. Schlaf-EEG des Menschen hat als eine GSM-Exposition (Croft et al., 2010; Danker-Hopfe et al., 2011; Nakatani-Enomoto et al., 2013), und dass sich Effekte eher in Studien zeigen, die welchen über einen länger dauernden Zeitraum exponiert wurde.

In keiner der Studien wurde ein möglicher Effekt des Alters oder des Geschlechts auf die Schlafmakrostruktur und/oder mögliche Interaktionen mit der HF-EMF Exposition berücksichtigt. Dies liegt v.a. darin begründet, dass in der überwiegenden Mehrzahl der Studien ausschließlich Männer im jungen Erwachsenenalter teilnahmen. Nakatani-Enomoto et al. (2013) exponierten sieben Frauen und 12 Männer im Alter zwischen 22 und 39 Jahren drei Stunden lang mit einem UMTS-Signal und fanden im nachfolgenden Schlaf weder Auswirkungen auf die Makro- noch auf die Mikrostruktur. Sie thematisierten allerdings mögliche Effekte bei älteren Erwachsenen und hypothesisierten, dass der Schlaf in einer älteren Gruppe im Gegensatz zu ihrer untersuchten Altersgruppe durch Expositionseffekte beeinflusst werden könnte. Unterschiedliche Effekte in Abhängigkeit vom Alter sind naheliegend, denn es ist bekannt, dass sich sowohl die Schlafarchitektur als auch die Mikrostruktur des Schlafs mit dem Alter verändert (Danker-Hopfe et al., 2005; Dijk et al., 1989b; Ohayon et al., 2004).

In zehn (Arnetz et al., 2007; Danker-Hopfe et al., 2010; Hinrichs und Heinze, 1998; Hinrichs et al., 2005; Jech et al., 2001; Leitgeb et al., 2008; Loughran et al., 2012; Loughran et al., 2005; Lowden et al., 2011; Nakatani-Enomoto et al., 2013) der 25 Publikationen wurden Frauen und Männer untersucht. In keiner einzigen der genannten Publikationen wurden Daten zu einem potenziellen Einfluss des Geschlechts auf die Makrostruktur des Schlafs präsentiert. Auch hier dürfte der limitierende Faktor in der geringen Anzahl der untersuchten Frauen und Männer liegen. In zwei Studien einer Arbeitsgruppe wurden Geschlechtseffekte ausschließlich in Bezug auf die Mikrostruktur publiziert (siehe nächstes Kapitel Loughran et al., 2012; Loughran et al., 2005). Es fehlen daher eindeutig Studien, die sich mit möglichen alters- und geschlechtsspezifischen Effekten in Mobilfunk-Expositionsstudien befassen.

III.2.5 Mobilfunkstudien zur Mikrostruktur des Schlafs

In 10 der 20 Studien, die seit 1996 zu potenziellen Effekten von Mobilfunkexposition auf die Mikrostruktur des Schlafs publiziert wurden (Tab. AIII.5), wurde eine Zunahme der Powerspektralwerte im Alpha- und/oder Spindelfrequenzbereich gefunden (Borbely et al., 1999; Huber et al., 2000; Huber et al., 2002; Lebedeva et al., 2001; Loughran et al., 2012; Loughran et al., 2005; Lowden et al., 2011; Regel et al., 2007b; Schmid et al., 2012a; Schmid et al., 2012b). In vier Studien nahm die Power (auch) in anderen Frequenzbereichen unter Verum-Exposition zu (Hung et al., 2007; Lowden et al., 2011; Lustenberger et al., 2013; Schmid et al., 2012b). In einer Studie von Lustenberger et al. (2015), in der das Schlaf-EEG mit 128 Elektroden erfasst wurde, fand sich ein Anstieg der Power im Delta-Theta-Frequenzbereich in verschiedenen fronto-zentralen Elektroden; nach Kontrolle für multiples Testen blieb jedoch kein signifikantes Cluster von Elektroden übrig. Lediglich in einer Studie

wurde eine Abnahme der Amplitude im REM-Schlaf beobachtet (Mann und Röschke, 1996), und in sechs Studien blieb die Power im EEG unter HF-EMF unverändert (Fritzer et al., 2007; Hinrichs und Heinze, 1998; Hinrichs et al., 2005; Nakatani-Enomoto et al., 2013; Wagner et al., 2000; Wagner et al., 1998).

Lediglich eine Arbeitsgruppe analysierte den Zusammenhang zwischen den signifikanten Expositionseffekten im Spindelbereich und dem Alter und/oder Geschlecht der Probandinnen und Probanden (Loughran et al., 2012; Loughran et al., 2005). Entsprechend handelt es sich bei diesen beiden Studien um die einzigen experimentellen Laborstudien zum Nachtschlaf, an welchen neben jungen Erwachsenen auch Männer und Frauen über 50 Jahre teilnahmen (Loughran et al., 2012; Loughran et al., 2005). In der ersten Studie fanden Loughran et al. (2005), die eine Zunahme der EEG-Power im Spindelfrequenzbereich bei 27 Männern und 23 Frauen nach einer 30 Minuten dauernden Exposition vor dem Zubettgehen beschrieben, weder einen Alters- noch einen Geschlechtseffekt auf die EEG-Power. Allerdings berichteten sie über eine größere Varianz der Powerspektralwerte bei den Frauen, für deren Ursache sie unterschiedliche Phasen des Menstruationszyklus annahmen. Dafür spricht z.B. auch eine Studie an jungen Frauen, in der gezeigt wurde, dass die Frequenz der Schlafspindeln in Abhängigkeit vom Menstruationszyklus variiert (Driver et al., 1996). In ihrer zweiten Studie fanden Loughran et al. (2012) erneut keinen Alterseffekt auf die unter Exposition veränderten Powerwerte im Spindelfrequenzbereich, aber einen Einfluss des Geschlechts. Bei Frauen zeigten sich stärkere Unterschiede in der Power zwischen der Verum- und Scheinexposition als bei Männern. Hier ist zu berücksichtigen, dass lediglich 13 Frauen und sieben Männer im Alter von 20 bis 51 Jahren, die auch an der Studie von Loughran et al. (2005) teilnahmen, untersucht wurden.

Inwiefern das Alter und/oder das Geschlecht mit potenziellen Expositionseffekten und diversen Schlafparametern interagiert, kann aufgrund der unzureichenden Datenlage noch nicht beantwortet werden. Neben Studien, in welchen die Phasen des Menstruationszyklus kontrolliert werden sollten, müssten auch Studien mit älteren Erwachsenen entworfen bzw. repliziert werden.

III.3 Zusammenfassung der Forschungsergebnisse zum Digitalfunk

In der Literaturübersicht zu TETRA wurden sämtliche Studien, die bis 2010 zu möglichen Auswirkungen von TETRA-Signalen auf Mensch, Tier und Zelle zusammengefasst (Sauter et al., 2010). In dem folgenden kurzen Überblick werden ausschließlich Ergebnisse aus experimentellen Studien zu potenziellen Auswirkungen auf den Menschen berücksichtigt. Der Publikationszeitraum wurde um die letzten drei Jahre erweitert. Ein Großteil der Studien wurde (noch) nicht in peer-review Zeitschriften veröffentlicht, aber aufgrund der ohnehin geringen Anzahl an Studien zu TETRA wurden diese dennoch berücksichtigt.

III.3.1 TETRA-Studien zum spontanen Wach-EEG

Die einzige Studie zum Wach-EEG wurde in einem Abschlussbericht veröffentlicht und zeigte keine Veränderungen unter TETRA-Einfluss (Butler, 2005). In der Studie wurden neben den evozierten Potenzialen auch das Spontan-EEG bei 12 Versuchspersonen untersucht. Es liegen keine Angaben zum Geschlecht vor. Das Alter für die Gesamtgruppe von 18 Probanden lag zwischen 18 und 39 Jahren. Es wurden in dem genannten Bericht keine Analysen zu Alters- und Geschlechtseinflüssen präsentiert.

III.3.2 TETRA-Studien zu evozierten Potenzialen

Studien zu evozierten Potentialen und Wach-EEG, die bislang nur in Abschluss- oder Kongressberichten veröffentlicht wurden, zeigten keine Hinweise auf einen Einfluss von TETRA-Funk auf die untersuchten Parameter (Butler, 2005; Freude et al., 2006; Ullsperger et al., 2003). Zu den Probanden der Studie von Butler (2005) liegen keine Geschlechtsangaben vor, das Alter lag zwischen 18 und 39 Jahren. In den Studien der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA) wurden einmal 10 junge Männer (Ullsperger et al., 2003) und in einer anderen Studie sechs Männer und vier Frauen im Alter von 18 bis 28 Jahren (Freude et al., 2006) untersucht. Inzwischen liegt eine in *Environmental Research* publizierte Studie vor (Tab. AIII.2). Eggert et al. (2015) untersuchten Effekte einer TETRA Exposition (385 MHz) auf langsame kortikale Potenziale (Slow Cortical Potentials, SCPs) an 30 jungen gesunden männlichen Probanden (20-30 Jahre), die potentielle Nutzer der Technologie waren. In dieser randomisierten, doppelblinden cross-over Studie wurden drei Expositionen (Scheinexposition, TETRA max SAR_{10g} im Kopf: 1.5 W/kg und 6.0 W/kg) über eine an der linken Kopfseite getragenen Antenne verabreicht. Diese Antenne wurde speziell für die Studie entwickelt, sie bildete die Exposition durch ein tragbares TETRA Funkgerät ab. Für Details zur Exposition sei auf Schmid et al. (2012c) verwiesen. An insgesamt neun Testtagen wurde der Effekt der Exposition (je drei Tage pro Expositionsbedingung) auf drei SCPs untersucht: Clock Monitoring Task (CMT), Contingent Negative Variation (CNV) und das Bereitschaftspotential (BP). Für CMT und CNV wurden auch die zugehörigen Verhaltensvariablen erfasst. Die Ergebnisse zeigen, dass weder für die SCPs noch für die Verhaltensparameter expositionsbedingte Unterschiede gefunden wurden. In keiner der Studien wurden Alters- und Geschlechtseinflüsse berücksichtigt.

III.3.3 TETRA-Studien zu kognitiven Funktionen

Bis Januar 2016 wurden lediglich zwei Studien zum Einfluss elektromagnetischer Felder von TETRA-Endgeräten auf kognitive Funktionen in einer wissenschaftlichen peer-review Zeitschrift veröffentlicht (Tab. AIII.3). In der Studie von Riddervold et al. (2010) zeigten sich keine Effekte auf die Reaktionsfähigkeit, die Aufmerksamkeit, sowie auf das Kurzzeit- und das visuell räumliche Arbeitsgedächtnis von 53 männlichen Erwachsenen mit einem mittleren Alter von 36.4 ± 8.4 Jahren. Sauter et al. (2015) untersuchten den Effekt von TETRA Exposition (max SAR_{10g} 1.5 W/kg und 6.0 W/kg) auf die geteilte Aufmerksamkeit, die selektive Aufmerksamkeit, Vigilanz und das

Arbeitsgedächtnis. Darüber hinaus wurden Effekte auf die Stimmung, das Wohlbefinden und somatische Beschwerden subjektiv erfasst. Die Stichprobe ist die gleiche wie in der Studie von Eggert et al. (2015). Das durchschnittliche Alter der 30 gesunden jungen männlichen Teilnehmer betrug 25.4 ± 2.6 Jahre). Während TETRA-Exposition keinen Einfluss auf Stimmung, Wohlbefinden, somatische Beschwerden, geteilte und selektive Aufmerksamkeit sowie das Arbeitsgedächtnis in der geringsten (0-back) und höchsten Schwierigkeitsstufe (3-back) hatte, zeigte sich im Vigilanztest eine geringere Streuung der Reaktionszeiten, bei Exposition mit TETRA 1.5 W/kg im Vergleich zur Scheinexposition. In der 1-back Aufgabe zum Arbeitsgedächtnis waren die Reaktionszeiten unter beiden TETRA-Expositionen höher als in der Bedingung mit Scheinexposition. In der 2-back Aufgabe waren sie dagegen geringer. Darüber hinaus war die Anzahl korrekter Reaktionen in der 1.5 W/kg Expositionsbedingung höher unter Scheinexposition, in der 6.0 W/kg Expositionsbedingung dagegen niedriger. Insgesamt sprechen die Ergebnisse gegen einen negativen Einfluss von TETRA-Exposition auf kognitive Funktionen.

In einer weiteren umfangreichen Studie, die nur in einem Abschlussbericht publiziert wurde, zeigte sich - bei insgesamt 22 verschiedenen Tests - lediglich in einem Test zum semantischen Kurzzeitgedächtnis ein signifikanter TETRA-Einfluss in Form einer höheren Fehlerrate unter rechtsseitiger Exposition verglichen zur Scheinexposition auf derselben Seite bei 40 Männern im Alter von 21 bis 45 Jahren (Smith et al., 2005). Aufgrund fehlender Effekte in anderen Tests, die ebenfalls das Kurzzeitgedächtnis überprüften, muss am ehesten von einem Zufallsergebnis ausgegangen werden.

In einer neueren Veröffentlichung der BAuA wurden Ergebnisse einer Studie vorgestellt, in welcher unterschiedliche kognitive Funktionen bei 24 Männern im Alter von 20 bis 30 Jahren unter dem Einfluss von TETRA 25 im Vergleich zu einer Scheinexposition untersucht wurden (Neuschulz, 2012). Es zeigte sich kein Expositionseinfluss auf die Testleistung. Auch die Testleistung (Winkelabweichung in einer Visuellen Beobachtungsaufgabe) der 10 jungen männlichen Probanden aus der BAuA-Studie von Ullsperger et al. (2003), die bereits in Kap. III.3.2 erwähnt wurde, wurde durch eine TETRA-Exposition nicht beeinträchtigt, ebenso wenig wie die Leistungsparameter Fehlerhäufigkeit und Genauigkeit in der Studie von Freude et al. (2006) an sechs Männern und vier Frauen im Alter von 18 bis 28 Jahren keinen Expositionseffekt zeigten.

Eine Studie zu elektromagnetischen Feldern von TETRA-Basisstationen brachte keine Hinweise auf eine Beeinflussung kognitiver Funktionen von 51 „elektrosensiblen“ Personen (31 Frauen, 20 Männer) sowie von 132 alters- und geschlechtsgematchten Kontrollpersonen (67 Frauen, 65 Männer; Wallace et al., 2012). An dieser Studie nahmen in beiden Gruppen sowohl Frauen als auch Männer mit einer Altersbandbreite von 18 bis 80 Jahren teil. Es wurde auf ein ausgewogenes Geschlechterverhältnis und vergleichbare Altersgruppen geachtet, mögliche Wechselwirkungen von Alter und Geschlecht mit der kognitiven Leistung unter Verum- oder Scheinexposition wurden jedoch nicht analysiert.

III.3.4 TETRA-Studien zum Schlaf

Bis dato wurde noch keine Studie zum Einfluss eines TETRA-Signals auf den Schlaf publiziert. Die Ergebnisse eines Projekts zum Einfluss von TETRA-Signalen auf die Gehirnaktivität im Wachzustand, bei der Durchführung kognitiver Aufgaben und im Schlaf von jungen gesunden Probanden zwischen 20 und 30 Jahren, sind als Abschlussbericht auf der Seite des Bundesamts für Strahlenschutz abrufbar (Danker-Hopfe und Dorn, 2014). Die Ergebnisse dieser Untersuchung ließen keine nennenswerten Auswirkungen einer TETRA-Exposition auf die Makrostruktur des Schlafes (Schlafarchitektur) erkennen. Hinsichtlich der Mikrostruktur des Schlafes zeigte sich, dass Powerspektralwerte des NREM-Schlafes (Frequenzbänder: F3, F4, C3, C4, O1, O2; Spektrallinien bei einer Auflösung von 0,25 Hz: C3) in Abhängigkeit von der Exposition variieren können und Effekte mit zunehmender Expositionsdauer (im letzten Schlafzyklus) deutlicher zu werden scheinen. Eine „Dosis-Wirkungs-Beziehung“ konnte in diesem Zusammenhang nicht festgestellt werden. Schlafspindelparameter als weitere Mikrostruktur des Schlafes wiesen dagegen keine expositionsabhängigen Variationen auf. Die Datenlage zu potenziellen Einflüssen des Digitalfunks TETRA auf den Schlaf und mögliche Wechselwirkungen mit dem Geschlecht oder Alter ist derzeit absolut unzureichend.

III.4 Schlussfolgerungen

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass Studien zu potenziellen Einflüssen sowohl des Mobilfunks als auch des Digitalfunks TETRA in Bezug auf mögliche Interaktionen mit dem Geschlecht oder Alter fehlen.

In der Mehrzahl der Mobilfunk-Studien zum spontanen Wach-EEG wurden Veränderungen im Alphafrequenzbereich registriert. Für TETRA liegt lediglich ein Abschlussbericht einer Studie vor, in welcher auch das Wach-EEG analysiert wurde, wobei aber das Geschlecht der untersuchten 18 Personen nicht angegeben wurde. Es zeigten sich keine Expositionseffekte. Inwiefern das Alter und das Geschlecht für die Ergebnisse im Wach-EEG unter Exposition mit elektromagnetischen Feldern generell eine Rolle spielen, kann aufgrund der unzureichenden Datenlage zum gegenwärtigen Zeitpunkt nicht zuverlässig beurteilt werden.

Wenn auch in geringerem Maße als beim Wach-EEG, so wurden Effekte einer Exposition mit mobilfunktypischen Signalen auf diverse evozierte Potenziale gefunden, die sich meistens in einer Verringerung der Amplitude niederschlugen. Es liegt nur jeweils eine Studie zum Einfluss von Alter bzw. Geschlecht vor. Da andere Studien gezeigt haben, dass sowohl das Alter als auch das Geschlecht die Ergebnisse von evozierten Potenzialen beeinflussen können (vgl. Diskussion bei Bak et al., 2010), sollten entsprechende Studien durchgeführt werden.

Die größte Anzahl an Studien zu möglichen Auswirkungen elektromagnetischer Felder auf den Menschen liegt in Bezug auf den Mobilfunk und kognitive Funktionen vor. Die Studienergebnisse sprechen sowohl für als auch gegen einen Effekt, wobei der Einfluss des Alters und des Geschlechts auf die untersuchten Leistungsbereiche in den wenigsten Studien berücksichtigt wurde. Im Gegensatz

zu der Fülle an Mobilfunkstudien wurde in der Forschung zu Effekten von TETRA auf kognitive Funktionen bisher nur eine einzige Studie in einer wissenschaftlichen peer-review Zeitschrift publiziert (Riddervold et al., 2010). In dieser Studie wurden ausschließlich Männer im mittleren Erwachsenenalter untersucht. Studien zu kognitiven Funktionen unter TETRA-Exposition an Frauen und älteren Probandinnen und Probanden fehlen komplett.

Da in den Mobilfunk-Expositionsstudien wiederholt relativ konstante Effekte auf das Schlaf-EEG gefunden wurden, sollte in zukünftigen Studien überprüft werden, ob und wie sich diese Effekte auf ältere Erwachsene beiderlei Geschlechts auswirken. Aus der Schlafforschung ist bekannt, dass sich sowohl die Makro- als auch die Mikrostruktur im Verlauf des Lebens ändern und Unterschiede zwischen Männern und Frauen bestehen (Danker-Hopfe et al., 2005; Dijk et al., 1989a; Latta et al., 2005; Rediehs et al., 1990). Dijk et al. (1989), die bei Frauen höhere Powerspektralwerte in einem Frequenzbereich von 0,25 bis 11,0 Hz als bei Männern fanden, führten diese Ergebnisse nicht auf eine möglicherweise verschiedene Schlafregulation zwischen den Geschlechtern zurück, sondern vermuteten Unterschiede in der Schädelcharakteristik als ursächlich für ihre Beobachtungen. Gerade in Bezug auf das Schlaf-EEG wurden konstant Effekte in jenem Frequenzbereich gefunden, der auch bei Dijk et al. (1989) betroffen war (Spindelfrequenzbereich, Alpha, Theta und Delta) wurde. Da die Ergebnisse der meisten Studien auf jungen Männern beruhen, sollten in zukünftigen Studien nicht nur ältere Erwachsene berücksichtigt werden, sondern auch Frauen unterschiedlichen Alters, um mögliche essenzielle Interaktionen zwischen Geschlecht, Alter und Exposition aufzudecken. Diese Forderung trifft auch ganz besonders auf TETRA-Expositionsstudien zu, da bisher lediglich eine Studie zum Einfluss von TETRA auf die Gehirnaktivität während des Schlafs von jungen männlichen Probanden durchgeführt wurde, die erst in den nächsten Monaten publiziert werden wird. Des Weiteren sollte bei Experimenten mit Frauen im gebärfähigen Alter die Phasen des Menstruationszyklus kontrolliert werden, was bisher nur in einer einzigen Studie erfolgt ist (Tombini et al, 2013) und was als möglicher wichtiger Einflussfaktor auf das EEG diskutiert wurde (Driver et al., 1996; Loughran et al., 2005).

III.5 Literatur

[In der ursprünglichen Literaturübersicht von Sauter et al. (2014) waren Haupttext und Tabellen im selben Dokument, für diesen Abschlussbericht wurden die Tabellen jedoch vom Haupttext getrennt und dem Anhang beigefügt. Das folgende Quellenverzeichnis umfasst also auch Angaben, die nicht im Text, sondern ausschließlich in den Tabellen zu finden sind]

Arnetz B, Akerstedt T, Hillert L, Lowden A, Kuster N, Wiholm C (2007). The Effects of 884 MHz GSM Wireless Communication Signals on Self-reported Symptoms and Sleep - An Experimental Provocation Study. In: PIERs Online, pp 1148-1150.

Bak M, Dudarewicz A, Zmyslony M, Sliwinska-Kowalska M (2010). Effects of GSM signals during exposure to event related potentials (ERPs). *Int J Occup Med Environ Health* 23:191-199.

Barth A, Ponocny I, Gnambs T, Winker R (2011). No effects of short-term exposure to mobile phone electromagnetic fields on human cognitive performance: A meta-analysis. *Bioelectromagnetics*.

- Borbely AA, Huber R, Graf T, Fuchs B, Gallmann E, Achermann P (1999). Pulsed high-frequency electromagnetic field affects human sleep and sleep electroencephalogram. *Neurosci Lett* 275:207-210.
- Butler S (2005). Detection of Effects of Microwave Radiation on the Electrical Activity of the Brain. Project RUM 21. July 2005. Bristol, UK. URL: https://tcca.info/fm_file/butlerfinalreport-pdf/ [Stand: 07.12.2018].
- Carrubba S, Frilot C, 2nd, Chesson AL, Jr., Marino AA (2010). Mobile-phone pulse triggers evoked potentials. *Neurosci Lett* 469:164-168.
- Cinel C, Boldini A, Fox E, Russo R (2008). Does the use of mobile phones affect human short-term memory or attention? *Applied Cognitive Psychology* 22:1113-1125.
- Colletti V, Mandala M, Manganotti P, Ramat S, Sacchetto L, Colletti L (2011). Intraoperative observation of changes in cochlear nerve action potentials during exposure to electromagnetic fields generated by mobile phones. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 82:766-771.
- Croft RJ, Chandler JS, Burgess AP, Barry RJ, Williams JD, Clarke AR (2002). Acute mobile phone operation affects neural function in humans. *Clin Neurophysiol* 113:1623-1632.
- Croft RJ, Hamblin DL, Spong J, Wood AW, McKenzie RJ, Stough C (2008). The effect of mobile phone electromagnetic fields on the alpha rhythm of human electroencephalogram. *Bioelectromagnetics* 29:1-10.
- Croft RJ, Leung S, McKenzie RJ, Loughran SP, Iskra S, Hamblin DL, Cooper NR (2010). Effects of 2G and 3G mobile phones on human alpha rhythms: Resting EEG in adolescents, young adults, and the elderly. *Bioelectromagnetics* 31:434-444.
- Curcio G, Ferrara M, Moroni F, D'Inzeo G, Bertini M, De Gennaro L (2005). Is the brain influenced by a phone call? An EEG study of resting wakefulness. *Neurosci Res* 53:265-270.
- Curcio G, Valentini E, Moroni F, Ferrara M, De Gennaro L, Bertini M (2008). Psychomotor performance is not influenced by brief repeated exposures to mobile phones. *Bioelectromagnetics* 29:237-241.
- Curcio G, Nardo D, Perrucci MG, Pasqualetti P, Chen TL, Del Gratta C, Romani GL, Rossini PM (2012). Effects of mobile phone signals over BOLD response while performing a cognitive task. *Clin Neurophysiol* 123:129-136.
- Curcio G, Mazzucchi E, Della Marca G, Vollono C, Rossini PM (2015) Electromagnetic fields and EEG spiking rate in patients with focal epilepsy. *Clin Neurophysiol* 126:659-666.
- Danker-Hopfe H, Schäfer M, Dorn H, Anderer P, Saletu B, Gruber G, Zeitlhofer J, Kunz D, Barbanoj M-J, Himanen S, Kemp B, Penzel T, Röschke J, Dorffner G (2005). Percentile reference charts for selected sleep parameters for 20- to 80-Year-Old healthy subjects from the SIESTA database. *Somnologie - Schlafforschung und Schlafmedizin* 9:3-14.
- Danker-Hopfe H, Dorn H (2007). Untersuchungen an Probanden unter Exposition mit hochfrequenten elektromagnetischen Feldern von Mobiltelefonen - Abschlussbericht. URL: http://www.emf-forschungsprogramm.de/forschung/biologie/biologie_abges/bio_080.html. [Stand: 07.12.2018]
- Danker-Hopfe H, Dorn H, Bornkessel C, Sauter C (2010). Do mobile phone base stations affect sleep of residents? Results from an experimental double-blind sham-controlled field study. *Am J Hum Biol* 22:613-618.
- Danker-Hopfe H, Dorn H, Bahr A, Anderer P, Sauter C (2011). Effects of electromagnetic fields emitted by mobile phones (GSM 900 and WCDMA/UMTS) on the macrostructure of sleep. *J Sleep Res* 20:73-81.
- Danker-Hopfe H, Dorn H (2014). Probandenstudie zur Untersuchung des Einflusses der für TETRA genutzten Signalcharakteristik auf kognitive Funktionen - Abschlussbericht. URL: https://doris.bfs.de/jspui/bitstream/urn:nbn:de:0221-2014090311644/3/BfS_2014_FM8846.pdf. [Stand: 07.12.2018].
- Danker-Hopfe H, Dorn H, Bolz T, Peter A, Hansen ML, Eggert T, Sauter C (2016) Effects of mobile phone exposure (GSM 900 and WCDMA/UMTS) on polysomnography based sleep quality: An

- intra- and interindividual perspective. *Environm Res* 145:50-60.de Tommaso M, Rossi P, Falsaperla R, Francesco Vde V, Santoro R, Federici A (2009). Mobile phones exposure induces changes of contingent negative variation in humans. *Neurosci Lett* 464:79-83.
- Dijk DJ, Beersma DG, Bloem GM (1989a). Sex differences in the sleep EEG of young adults: visual scoring and spectral analysis. *Sleep* 12:500-507.
- Dijk DJ, Beersma DG, van den Hoofdakker RH (1989b). All night spectral analysis of EEG sleep in young adult and middle-aged male subjects. *Neurobiol Aging* 10:677-682.
- Driver HS, Dijk DJ, Werth E, Biedermann K, Borbely AA (1996). Sleep and the sleep electroencephalogram across the menstrual cycle in young healthy women. *J Clin Endocrinol Metab* 81:728-735.
- Eggert T, Dorn H, Sauter C, Marasanov A, Hansen ML, Peter A, Schmid G, Bolz T, Danker-Hopfe H (2015) Terrestrial Trunked Radio (TETRA) exposure and its impact on slow cortical potentials. *Environm Res* 143:112-122
- Eliyahu I, Luria R, Hareuveny R, Margaliot M, Meiran N, Shani G (2006). Effects of radiofrequency radiation emitted by cellular telephones on the cognitive functions of humans. *Bioelectromagnetics* 27:119-126.
- Eltiti S, Wallace D, Ridgewell A, Zougkou K, Russo R, Sepulveda F, Fox E (2009). Short-term exposure to mobile phone base station signals does not affect cognitive functioning or physiological measures in individuals who report sensitivity to electromagnetic fields and controls. *Bioelectromagnetics* 30:556-563.
- Freude G, Ullsperger P, Erdmann U, Eggert S (2006). TETRA 25. Beeinflusst ein elektromagnetisches Feld die bioelektrische Hirnaktivität des Menschen? Newsletter Vierteljährliche Information der Forschungsgemeinschaft Funk eV 1:57-61.
- Fritzer G, Goder R, Friege L, Wachter J, Hansen V, Hinze-Selch D, Aldenhoff JB (2007). Effects of short- and long-term pulsed radiofrequency electromagnetic fields on night sleep and cognitive functions in healthy subjects. *Bioelectromagnetics* 28:316-325.
- Gehlen W, Spittler JF, Calabrese P (1996). Biologisch-zerebrale Effekte in niederfrequent gepulsten Hochfrequenzfeldern. Newsletter Edition Wissenschaft der Forschungsgemeinschaft Funk eV 12:3-28.
- Ghosn R, Yahia-Cherif L, Hugueville L, Ducorps A, Lemaréchal JD, Thuróczy G, de Seze R, Selmaoui B (2015) Radiofrequency signal affects alpha band in resting electroencephalogram. *J Neurophysiol* 113:2753-2759
- Hareuveny R, Eliyahu I, Luria R, Meiran N, Margaliot M (2011). Cognitive effects of cellular phones: a possible role of non-radiofrequency radiation factors. *Bioelectromagnetics* 32:585-588.
- Hietanen M, Kovala T, Hamalainen AM (2000). Human brain activity during exposure to radiofrequency fields emitted by cellular phones. *Scand J Work Environ Health* 26:87-92.
- Hinrichs H, Heinze HJ (1998). Neurophysiologisch messbare Wirkungen hochfrequenter elektromagnetischer Felder des GSM-1800-Netzes auf das Schlafverhalten gesunder Erwachsener. *Kleinheubacher Berichte* 41:105-110.*
- Hinrichs H, Heinze HJ, Rotte M (2005). Human sleep under the influence of a GSM 1800 electromagnetic farfield. *Somnologie* 9:185-191.
- Hinrichs H, Heinze HJ (2006). High frequency GSM-1800 fields with various modulations and field strengths: No short term effect on human awake EEG. *Edition Wissenschaft der FGF eV*:4-11.
- Hinrikus H, Parts M, Lass J, Tuulik V (2004). Changes in human EEG caused by low level modulated microwave stimulation. *Bioelectromagnetics* 25:431-440.
- Hinrikus H, Bachmann M, Lass J, Karai D, Tuulik V (2008a). Effect of low frequency modulated microwave exposure on human EEG: individual sensitivity. *Bioelectromagnetics* 29:527-538.

- Hinrikus H, Bachmann M, Lass J, Tomson R, Tuulik V (2008b). Effect of 7, 14 and 21 Hz modulated 450 MHz microwave radiation on human electroencephalographic rhythms. *Int J Radiat Biol* 84:69-79.
- Hinrikus H, Bachmann M, Lass J (2011). Parametric mechanism of excitation of the electroencephalographic rhythms by modulated microwave radiation. *Int J Radiat Biol* 87:1077-1085.
- Hountala CD, Maganioti AE, Papageorgiou CC, Nanou ED, Kyprianou MA, Tsiafakis VG, Rabavilas AD, Capsalis CN (2008). The spectral power coherence of the EEG under different EMF conditions. *Neurosci Lett* 441:188-192.
- Huber R, Graf T, Cote KA, Wittmann L, Gallmann E, Matter D, Schuderer J, Kuster N, Borbely AA, Achermann P (2000). Exposure to pulsed high-frequency electromagnetic field during waking affects human sleep EEG. *Neuroreport* 11:3321-3325.
- Huber R, Treyer V, Borbely AA, Schuderer J, Gottselig JM, Landolt HP, Werth E, Berthold T, Kuster N, Buck A, Achermann P (2002). Electromagnetic fields, such as those from mobile phones, alter regional cerebral blood flow and sleep and waking EEG. *J Sleep Res* 11:289-295.
- Hung CS, Anderson C, Horne JA, McEvoy P (2007). Mobile phone 'talk-mode' signal delays EEG-determined sleep onset. *Neurosci Lett* 421:82-86.
- Inomata-Terada S, Okabe S, Arai N, Hanajima R, Terao Y, Frubayashi T, Ugawa Y (2007). Effects of high frequency electromagnetic field (EMF) emitted by mobile phones on the human motor cortex. *Bioelectromagnetics* 28:553-561.
- Jahre K, Matkey K, Meckelburg H-J (1996). Der Einfluß von gepulsten elektromagnetischen Feldern auf das Elektroenzephalogramm von Menschen. *Newsletter Edition Wissenschaft der Forschungsgemeinschaft Funk eV* 9:3-47.
- Jech R, Sonka K, Ruzicka E, Nebuzelsky A, Bohm J, Juklickova M, Nevsimalova S (2001). Electromagnetic field of mobile phones affects visual event related potential in patients with narcolepsy. *Bioelectromagnetics* 22:519-528.
- Khullar S, Sood A, Sood S (2013). Auditory Brainstem Responses and EMFs Generated by Mobile Phones. *Indian J Otolaryngol Head Neck Surg* 65:645-649.
- Kleinlogel H, Dierks T, Koenig T, Lehmann H, Minder A, Berz R (2008a). Effects of weak mobile phone - electromagnetic fields (GSM, UMTS) on well-being and resting EEG. *Bioelectromagnetics* 29:479-487.
- Kleinlogel H, Dierks T, Koenig T, Lehmann H, Minder A, Berz R (2008b). Effects of weak mobile phone - electromagnetic fields (GSM, UMTS) on event related potentials and cognitive functions. *Bioelectromagnetics* 29:488-497.
- Krafczyk S, Bötzel K, Schulze S, Haberhauer PE, Mai N, Brix J, Scheel O (1998). Messung des Einflusses gepulster Mikrowellen auf die Hirnstromaktivität des Menschen.
- Krafczyk S, Haberhauer PE, Bötzel K, Brix J (2002). Sind EMF - Effekte auf das Ruhe-EEG und evozierte Hirnpotentiale nachweisbar? In: *Beeinflussen elektromagnetische Felder von Mobiltelefonen zentralnervöse Informationsverarbeitungsleistungen des Menschen? – Schriftenreihe der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin* (Hrsg) B. S. 147-162.
- Kwon MS, Kujala T, Huotilainen M, Shestakova A, Naatanen R, Hamalainen H (2009). Preattentive auditory information processing under exposure to the 902 MHz GSM mobile phone electromagnetic field: a mismatch negativity (MMN) study. *Bioelectromagnetics* 30:241-248.
- Kwon MS, Huotilainen M, Shestakova A, Kujala T, Naatanen R, Hamalainen H (2010a). No effects of mobile phone use on cortical auditory change-detection in children: an ERP study. *Bioelectromagnetics* 31:191-199.
- Kwon MS, Jaaskelainen SK, Toivo T, Hamalainen H (2010b). No effects of mobile phone electromagnetic field on auditory brainstem response. *Bioelectromagnetics* 31:48-55.
- Kwon MS, Hamalainen H (2011). Effects of mobile phone electromagnetic fields: critical evaluation of behavioral and neurophysiological studies. *Bioelectromagnetics* 32:253-272.

- Latta F, Leproult R, Tasali E, Hofmann E, Van Cauter E (2005). Sex differences in delta and alpha EEG activities in healthy older adults. *Sleep* 28:1525-1534.
- Lebedeva NN, Sulimov AV, Sulimova OP, Korotkovskaya TI, Gailus T (2001). Investigation of brain potentials in sleeping humans exposed to the electromagnetic field of mobile phones. *Crit Rev Biomed Eng* 29:125-133.
- Leitgeb N, Schröttner J, Cech R, Kerbl R (2008). EMF-protection sleep study near mobile phone base stations. *Somnologie - Schlafforschung und Schlafmedizin* 12:234-243.
- Leung S, Croft RJ, McKenzie RJ, Iskra S, Silber B, Cooper NR, O'Neill B, Cropley V, Diaz-Trujillo A, Hamblin D, Simpson D (2011). Effects of 2G and 3G mobile phones on performance and electrophysiology in adolescents, young adults and older adults. *Clin Neurophysiol* 122:2203-2216.
- Loughran SP, Wood AW, Barton JM, Croft RJ, Thompson B, Stough C (2005). The effect of electromagnetic fields emitted by mobile phones on human sleep. *Neuroreport* 16:1973-1976.
- Loughran SP, McKenzie RJ, Jackson ML, Howard ME, Croft RJ (2012). Individual differences in the effects of mobile phone exposure on human sleep: rethinking the problem. *Bioelectromagnetics* 33:86-93.
- Loughran SP, Benz DC, Schmid MR, Murbach M, Kuster N, Achermann P (2013). No increased sensitivity in brain activity of adolescents exposed to mobile phone-like emissions. *Clin Neurophysiol* 124:1303-1308.
- Lowden A, Akerstedt T, Ingre M, Wiholm C, Hillert L, Kuster N, Nilsson JP, Arnetz B (2011). Sleep after mobile phone exposure in subjects with mobile phone-related symptoms. *Bioelectromagnetics* 32:4-14.
- Luria R, Eliyahu I, Hareuveny R, Margalio M, Meiran N (2009). Cognitive effects of radiation emitted by cellular phones: the influence of exposure side and time. *Bioelectromagnetics* 30:198-204.
- Lustenberger C, Murbach M, Durr R, Schmid MR, Kuster N, Achermann P, Huber R (2013). Stimulation of the brain with radiofrequency electromagnetic field pulses affects sleep-dependent performance improvement. *Brain Stimul* 6:805-811.
- Lustenberger C, Murbach M, Tüshaus L, Wehrle F, Kuster N, Achermann P, Huber R (2015). Inter-individual and intra-individual variation of the effects of pulsed RF EMF exposure on the human sleep EEG. *Bioelectromagnetics* 36:169-177
- Maganioti AE, Hountala CD, Papageorgiou CC, Kyprianou MA, Rabavilas AD, Capsalis CN (2010). Principal component analysis of the P600 waveform: RF and gender effects. *Neurosci Lett* 478:19-23.
- Malek F, Rani KA, Rahim HA, Omar MH (2015) Effect of short-term mobile phone base station exposure on cognitive performance, body temperature, heart rate and blood pressure of Malaysians. *Sci Rep* 5:13206. doi: 10.1038/srep13206
- Mandala M, Colletti V, Sacchetto L, Manganotti P, Ramat S, Marcocci A, Colletti L (2014). Effect of Bluetooth headset and mobile phone electromagnetic fields on the human auditory nerve. *Laryngoscope* 124:255-259.
- Mann K, Röschke J (1996). Effects of pulsed high-frequency electromagnetic fields on human sleep. *Neuropsychobiology* 33:41-47.
- Movvahedi MM, Tavakkoli-Golpayegani A, Mortazavi SA, Haghani M, Razi Z, Shojaie-Fard MB, Zare M, Mina E, Mansourabadi L, Nazari-Jahromi, Safari A, Shokrpour N, Mortazavi SM (2014) Does exposure to GSM 900 MHz mobile phone radiation affect short-term memory of elementary school students? *J Pediatr Neurosci* 9:121-124.
- Mortazavi SM, Rouintan MS, Taeb S, Dehghan N, Ghaffarpanah AA, Sadeghi Z, Ghafouri F (2012). Human short-term exposure to electromagnetic fields emitted by mobile phones decreases computer-assisted visual reaction time. *Acta Neurol Belg* 112:171-175.

- Nakatani-Enomoto S, Furubayashi T, Ushiyama A, Groiss SJ, Ueshima K, Sokejima S, Simba AY, Wake K, Watanabe S, Nishikawa M, Miyawaki K, Taki M, Ugawa Y (2013). Effects of electromagnetic fields emitted from W-CDMA-like mobile phones on sleep in humans. *Bioelectromagnetics* 34:589-598.
- Neuschulz H (2012). Einfluss eines TETRA-Feldes auf kognitive Funktionen und Reaktionen in einer Ruhesituation. *EMF Spectrum*, 3:13-17.
- Nieto-Hernandez R, Williams J, Cleare AJ, Landau S, Wessely S, Rubin GJ (2011). Can exposure to a terrestrial trunked radio (TETRA)-like signal cause symptoms? A randomised double-blind provocation study. *Occup Environ Med* 68:339-344.
- Ohayon MM, Carskadon MA, Guilleminault C, Vitiello MV (2004). Meta-analysis of quantitative sleep parameters from childhood to old age in healthy individuals: developing normative sleep values across the human lifespan. *Sleep* 27:1255-1273.
- Papageorgiou CC, Nanou ED, Tsiafakis VG, Capsalis CN, Rabavilas AD (2004). Gender related differences on the EEG during a simulated mobile phone signal. *Neuroreport* 15:2557-2560.
- Parazzini M, Brazzale AR, Paglialonga A, Tognola G, Collet L, Moulin A, Lutman ME, Bell SL, Thomas NA, Uloziene I, Uloza V, Thuroczy G, Tavartkiladze G, Tsalighopoulos M, Kyriafinis G, Ravazzani P (2007). Effects of GSM cellular phones on human hearing: the European project "GUARD". *Radiat Res* 168:608-613.
- Parazzini M, Sibella F, Lutman ME, Mishra S, Moulin A, Sliwinska-Kowalska M, Woznicka E, Politanski P, Zmyslony M, Thuroczy G, Molnar F, Kubinyi G, Tavartkiladze G, Bronyakin S, Uloziene I, Uloza V, Gradauskiene E, Ravazzani P (2009). Effects of UMTS cellular phones on human hearing: results of the European project EMFnEAR. *Radiat Res* 172:244-251.
- Parazzini M, Lutman ME, Moulin A, Barnel C, Sliwinska-Kowalska M, Zmyslony M, Hernadi I, Stefanics G, Thuroczy G, Ravazzani P (2010). Absence of short-term effects of UMTS exposure on the human auditory system. *Radiat Res* 173:91-97.
- Perentos N, Croft RJ, McKenzie RJ, Cvetkovic D, Cosic I (2007). Comparison of the effects of continuous and pulsed mobile phone like RF exposure on the human EEG. *Australas Phys Eng Sci Med* 30:274-280.
- Perentos N, Croft RJ, McKenzie RJ, Cosic I (2013). The alpha band of the resting electroencephalogram under pulsed and continuous radio frequency exposures. *IEEE Trans Biomed Eng* 60:1702-1710.
- Rediehs MH, Reis JS, Creason NS (1990). Sleep in old age: focus on gender differences. *Sleep* 13:410-424.
- Regel SJ, Gottselig JM, Schuderer J, Tinguely G, Retey JV, Kuster N, Landolt HP, Achermann P (2007a). Pulsed radio frequency radiation affects cognitive performance and the waking electroencephalogram. *Neuroreport* 18:803-807.
- Regel SJ, Tinguely G, Schuderer J, Adam M, Kuster N, Landolt HP, Achermann P (2007b). Pulsed radio-frequency electromagnetic fields: dose-dependent effects on sleep, the sleep EEG and cognitive performance. *J Sleep Res* 16:253-258.
- Regel SJ, Achermann P (2011). Cognitive performance measures in bioelectromagnetic research--critical evaluation and recommendations. *Environ Health* 10:10.
- Reiser H, Dimpfel W, Schober F (1995). The influence of electromagnetic fields on human brain activity. *Eur J Med Res* 1:27-32.
- Riddervold IS, Pedersen GF, Andersen NT, Pedersen AD, Andersen JB, Zachariae R, Molhave L, Sigsgaard T, Kjaergaard SK (2008). Cognitive function and symptoms in adults and adolescents in relation to rf radiation from UMTS base stations. *Bioelectromagnetics* 29:257-267.
- Riddervold IS, Kjaergaard SK, Pedersen GF, Andersen NT, Franek O, Pedersen AD, Sigsgaard T, Zachariae R, Molhave L, Andersen JB (2010). No effect of TETRA hand portable transmission signals on human cognitive function and symptoms. *Bioelectromagnetics* 31:191-199.

- Röschke J, Mann K (1997). No short-term effects of digital mobile radio telephone on the awake human electroencephalogram. *Bioelectromagnetics* 18:172-176.
- Sauter C, Danker-Hopfe H, Dorn H, Eggert T, Schmid G (2010). Literaturübersicht im Rahmen des Projekts Probandenstudie zur Untersuchung des Einflusses der für TETRA genutzten Signalcharakteristik auf kognitive Funktionen. URL: <http://www.bfs.de/SharedDocs/Downloads/BfS/DE/berichte/emf/tetra-literaturuebersicht.html>. [Stand: 07.12.2018].
- Sauter C, Dorn H, Bahr A, Hansen ML, Peter A, Bajbouj M, Danker-Hopfe H (2011). Effects of exposure to electromagnetic fields emitted by GSM 900 and WCDMA mobile phones on cognitive function in young male subjects. *Bioelectromagnetics* 32:179-190.
- Sauter S, Eggert T, Dorn H, Schmid G, Bolz T, Marasanov A, Hansen ML, Peter A, Danker-Hopfe H (2015) Do signals of hand-held TETRA transmitter affect cognitive performance, well-being, mood, or somatic complaints in healthy young men? Results of a randomized double-blind cross-over provocation study. *Environm Res* 140:95-94.
- SCENIHR (2015). Public consultation on the preliminary opinion on potential health effects of exposure to electromagnetic fields (EMF). Scientific Committee on Emerging and Newly Identified Health Risks. Brussels. URL: http://ec.europa.eu/health/scientific_committees/consultations/public_consultations/scenih_r_consultation_19_en.htm [Stand: 07.12.2018].
- Schmid MR, Loughran SP, Regel SJ, Murbach M, Bratic Grunauer A, Rusterholz T, Bersagliere A, Kuster N, Achermann P (2012a). Sleep EEG alterations: effects of different pulse-modulated radio frequency electromagnetic fields. *J Sleep Res* 21:50-58.
- Schmid MR, Murbach M, Lustenberger C, Maire M, Kuster N, Achermann P, Loughran SP (2012b). Sleep EEG alterations: effects of pulsed magnetic fields versus pulse-modulated radio frequency electromagnetic fields. *J Sleep Res* 21:620-629.
- Schmid G, Bolz T, Überacher R, Escorihuela-Navarño A, Bahr A, Dorn H, Sauter C, Eggert T, Danker-Hopfe H (2012c) Design and dosimetric analysis of a 385 MHz TETRA head exposure system for use in human provocation studies. *Bioelectromagnetics* 33:594-603.
- Sievert U, Eggert S, Goltz S, Pau HW (2007). [Effects of electromagnetic fields emitted by cellular phone on auditory and vestibular labyrinth]. *Laryngorhinootologie* 86:264-270.
- Smythe JW, Costall B (2003). Mobile phone use facilitates memory in male, but not female, subjects. *Neuroreport* 14:243-246.
- Spittler JF, Calabrese P, Gehlen W (1997). Einfluß elektromagnetischer felder auf die menschliche Gehirntätigkeit. *Medizintechnik* 117:176-178.
- Stefanics G, Kellenyi L, Molnar F, Kubinyi G, Thuroczy G, Hernadi I (2007). Short GSM mobile phone exposure does not alter human auditory brainstem response. *BMC Public Health* 7:325.
- Stefanics G, Thuroczy G, Kellenyi L, Hernadi I (2008). Effects of twenty-minute 3G mobile phone irradiation on event related potential components and early gamma synchronization in auditory oddball paradigm. *Neuroscience* 157:453-462.
- Suhova A, Bachmann M, Karai D, Lass J, Hinrikus H (2013). Effect of microwave radiation on human EEG at two different levels of exposure. *Bioelectromagnetics* 34:264-274.
- Tombini M, Pellegrino G, Pasqualetti P, Assenza G, Benvenega A, Fabrizio E, Rossini PM (2013). Mobile phone emissions modulate brain excitability in patients with focal epilepsy. *Brain Stimul* 6:448-454.
- Trunk A, Stefanics G, Zentai N, Kovacs-Balint Z, Thuroczy G, Hernadi I (2013). No effects of a single 3G UMTS mobile phone exposure on spontaneous EEG activity, ERP correlates, and automatic deviance detection. *Bioelectromagnetics* 34:31-42.
- Ullsperger P, Freude G, Erdmann U, Eggert S (2003). Influence of electromagnetic fields of the tetra communication system on bioelectricel brain activity of healthy participants. *Bioelectromagnetics Society 25th Annual Meeting*. Hawaii, USA. 277.

- Unterlechner M, Sauter C, Schmid G, Zeitlhofer J (2008). No effect of an UMTS mobile phone-like electromagnetic field of 1.97 GHz on human attention and reaction time. *Bioelectromagnetics* 29:145-153.
- Valentini E, Ferrara M, Presaghi F, De Gennaro L, Curcio G (2011). Republished review: systematic review and meta-analysis of psychomotor effects of mobile phone electromagnetic fields. *Postgrad Med J* 87:643-651.
- van Rongen E, Croft R, Juutilainen J, Lagroye I, Miyakoshi J, Saunders R, de Seze R, Tenforde T, Verschaeve L, Veyret B, Xu Z (2009). Effects of radiofrequency electromagnetic fields on the human nervous system. *J Toxicol Environ Health B Crit Rev* 12:572-597.
- Vecchio F, Babiloni C, Ferreri F, Curcio G, Fini R, Del Percio C, Rossini PM (2007). Mobile phone emission modulates interhemispheric functional coupling of EEG alpha rhythms. *Eur J Neurosci* 25:1908-1913.
- Vecchio F, Babiloni C, Ferreri F, Buffo P, Cibelli G, Curcio G, van Dijkman S, Melgari JM, Giambattistelli F, Rossini PM (2010). Mobile phone emission modulates inter-hemispheric functional coupling of EEG alpha rhythms in elderly compared to young subjects. *Clin Neurophysiol* 121:163-171.
- Vecchio F, Buffo P, Sergio S, Iacoviello D, Rossini PM, Babiloni C (2012a). Mobile phone emission modulates event-related desynchronization of alpha rhythms and cognitive-motor performance in healthy humans. *Clin Neurophysiol* 123:121-128.
- Vecchio F, Tombini M, Buffo P, Assenza G, Pellegrino G, Benvenga A, Babiloni C, Rossini PM (2012b). Mobile phone emission increases inter-hemispheric functional coupling of electroencephalographic alpha rhythms in epileptic patients. *Int J Psychophysiol* 84:164-171.
- von Klitzing L (1995). Low-frequency pulsed electromagnetic fields influence EEG of man. *Physica Medica* XI:77-80.
- Wagner P, Roschke J, Mann K, Hiller W, Frank C (1998). Human sleep under the influence of pulsed radiofrequency electromagnetic fields: a polysomnographic study using standardized conditions. *Bioelectromagnetics* 19:199-202.
- Wagner P, Roschke J, Mann K, Fell J, Hiller W, Frank C, Grozinger M (2000). Human sleep EEG under the influence of pulsed radio frequency electromagnetic fields. Results from polysomnographies using submaximal high power flux densities. *Neuropsychobiology* 42:207-212.
- Wallace D, Eltiti S, Ridgewell A, Garner K, Russo R, Sepulveda F, Walker S, Quinlan T, Dudley S, Maung S, Deeble R, Fox E (2012). Cognitive and physiological responses in humans exposed to a TETRA base station signal in relation to perceived electromagnetic hypersensitivity. *Bioelectromagnetics* 33:23-39.
- Wiholm C, Lowden A, Kuster N, Hillert L, Arnetz BB, Akerstedt T, Moffat SD (2009). Mobile phone exposure and spatial memory. *Bioelectromagnetics* 30:59-65.

IV Zielsetzung und Design der Studie

IV.1 Hintergrund und Ziele der Studie und Begründung

Es ist Ressortaufgabe des Bundesministeriums für Umwelt, Naturschutz, und nukleare Sicherheit (BMU), den Schutz der gesamten Bevölkerung unabhängig von Alter und Geschlecht vor gesundheitlichen Risiken durch elektromagnetische Felder zu gewährleisten.

Ein Einfluss hochfrequenter elektromagnetischer Felder (HF-EMF) auf die Gehirnaktivität im Schlaf und im Wach sowie auf kognitive Prozesse wurde bisher in zwei Forschungsprojekten des BfS an jungen, gesunden männlichen Probanden (18-30 Jahre) untersucht. Während im ersten Projekt eine Exposition mit Signalen, die denen ausgehend von Mobilfunkendgeräten nach dem GSM und dem UMTS Standard ähnelten, eingesetzt wurde (M8808; Danker-Hopfe und Dorn, 2007), ist im zweiten Projekt eine Exposition, wie sie mit Endgeräten des Digitalen Behördenfunks nach dem TETRA Standard erfolgen kann, simuliert worden (FM8846; Danker-Hopfe und Dorn, 2014). Exposition und Studiendesign waren in diesen beiden Vorgängerstudien weitestgehend identisch. In beiden Studien wurden geringfügige physiologische Effekte, aber keine gesundheitliche Beeinträchtigung gefunden.

Die Frage, ob andere Bevölkerungsgruppen, wie z.B. ältere Frauen, möglicherweise empfindlicher auf HF-EMF reagieren, kann durch diese beiden Vorhaben nicht beantwortet werden. Einige aktuelle Studien deuten darauf hin, dass es alters- und geschlechtsspezifische sowie individuelle Unterschiede gibt und dass Frauen möglicherweise empfindlicher reagieren als Männer. Es handelt sich um einzelne nicht replizierte Arbeiten an kleinen Gruppen von Testpersonen, die bestätigt oder widerlegt werden müssen. Für eine umfassende Risikobewertung reichen sie nicht aus, deswegen ist weitere wissenschaftliche Forschung notwendig.

In der Stellungnahme zum Mobilfunk vom 30.09.2011 empfiehlt die Strahlenschutzkommission (SSK) Studien zur Altersabhängigkeit über die gesamte Lebensspanne, also auch bei älteren Personen (SSK, 2011). Insbesondere soll der Einfluss elektromagnetischer Felder auf das alternde Gehirn untersucht werden. Die WHO empfiehlt in der Research Agenda 2010 (WHO, 2010) ebenfalls, weitere Forschung zu Gehirn, EEG und dem Alterungsprozess durchzuführen.

Von der Öffentlichkeit wird regelmäßig kritisiert, dass in den bisherigen Forschungsvorhaben des Bundesamts für Strahlenschutz (BfS) nur gesunde junge Männer unter dem Einfluss einer Exposition von Mobilfunk-Endgeräten untersucht wurden. Da der Grundsatz des Strahlenschutzes darin besteht, Mensch und Umwelt vor der schädlichen Wirkung durch die verschiedenen Strahlungsarten zu schützen (BfS, 2017), ist die Forderung nach einem Strahlenschutz für alle Menschen, also auch für ältere Personen beider Geschlechter, gerechtfertigt.

Ziel des geplanten Forschungsvorhabens ist es, zu prüfen, ob hochfrequente elektromagnetische Felder, die von mobilen Endgeräten des Mobil- und Digitalfunks ausgehen, die Gehirnaktivität im Wachzustand und im Schlaf sowie die kognitive Leistungsfähigkeit von Frauen im fortgeschrittenen

Erwachsenenalter (ab 60 Jahre) beeinträchtigen können. Zu untersuchen ist die nächtliche Schlafqualität, sowie tagsüber die kognitive Leistungsfähigkeit, beides unter einer mehrstündigen Exposition mit simulierten Signalen der Endgeräte nach dem GSM und TETRA-Standard. Das Schlaf-EEG soll als Modell für eine gut untersuchte und durch die Umgebung wenig beeinflusste Gehirnaktivität dienen. Um den Einfluss eines Telefonats kurz vor dem Schlafengehen zu testen, beginnt die Exposition 30 min vor dem Schlaf. Tagsüber werden während einer mehrstündigen Exposition die kognitive Leistungsfähigkeit (Reaktionszeiten, Gedächtnis, Wachsamkeit) und das Wach-EEG untersucht. Bisher publizierte Effekte traten häufiger bei niedrigeren Frequenzen und höheren SAR-Werten auf, deswegen soll mit GSM (900 MHz, 2.0 W/kg) und TETRA (400 MHz, 6.0 W/kg) exponiert werden.

Es soll geklärt werden, welche physiologischen Änderungen bei zulässigen Expositionen auftreten, welcher Wirkungsmechanismus verantwortlich ist und welche individuellen Ausgangssituationen eine Empfindlichkeit fördern. Die gesundheitliche Relevanz der Ergebnisse ist im Sinne des Strahlenschutzes zu bewerten.

IV.2 Design der Studie

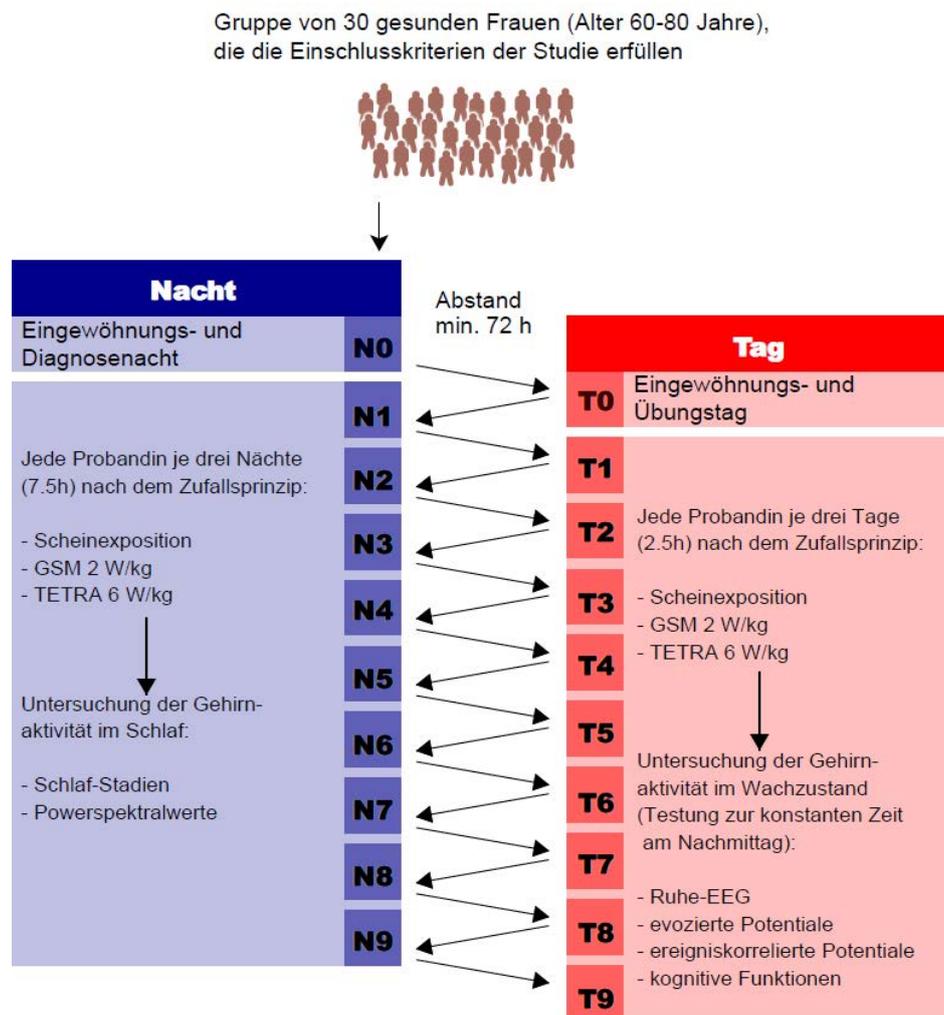


Abb. IV.1: Schematische Darstellung des Studiendesigns.

Probandinnen, die ihr Interesse an einer Studienteilnahme bekundeten, mussten zunächst ein umfangreiches Screening durchlaufen, um an der Studie teilnehmen zu können.

Das Screening umfasste mehrere Stufen, in denen alle Ein- und Ausschlusskriterien geprüft wurden. Detaillierte Informationen zur Rekrutierung der Probandinnen und zum Screening finden sich in Kap. VII.

Waren die Einschlusskriterien soweit erfüllt und lagen keine Ausschlusskriterien vor, verbrachten die Probanden zur Eingewöhnung sowie zum Ausschluss von Schlafstörungen eine Adaptationsnacht in unserem Schlaflabor. Zeigten die Probandinnen keine Auffälligkeiten, wurden sie eingeschlossen.

Im Anschluss an einen Übungstag folgten je neun Studiennächte und -tage im Labor. Die Durchführung der Labornächte und -tage fand überwiegend im Wechsel statt, in der Regel in einem zeitlichen Abstand von einer Woche (minimaler Abstand 72 Stunden). Daraus ergab sich eine Gesamtstudiedauer pro Probandin von ca. 20 Wochen (siehe Abb. IV.1).

Tab. IV.1: Ablauf einer Adaptations- bzw. Studiennacht.

Zeit	Aktion
ca. 18:00	Eintreffen der Probandin im Schlaflabor; Überprüfung von Alkoholgehalt in der Atemluft; Vorbereitung auf das Zubettgehen; Abgabe des Mobiltelefons und des Aktigraphens; Positionierung der Elektroden nach dem 10-20-System und Anbringen der übrigen Messfühler; Beginn Urinsammelprobe „Abend“
ca. 20:30	Positionierung der Antenne; Überprüfung der angebrachten Elektroden und Messfühler; Ausfüllen von Fragebögen
ca. 21:00	Blutdruckmessung am Testplatz; Speichelprobe (2 Salivetten); Anschluss an die Registriereinheit; je eine 5-minütige EEG-Baselinemessung mit geöffneten und geschlossenen Augen; Ende Urinsammelprobe „Abend“
ca. 21:30	Probandin ist komplett verkabelt; Start der 30-minütigen Vorexposition: Probandin sitzt entspannt am Testplatz und liest; Beginn Urinsammelprobe „Nacht“
ca. 22:00	Pausieren der Exposition; Blutdruckmessung am Testplatz; Abendhygiene sowie eventuell Toilettengang; Probandin liegt im Bett; Biologische Eichung
ca. 22:30	„Licht aus“- Zeitpunkt und Fortsetzung der Exposition; Nachtschlaf: 7.5 h
ca. 6:00	Nach exakt 7.5 h: „Licht an“- Zeitpunkt und Stoppen der Expositionsanlage; Speichelprobe (2 Salivetten); Blutdruckmessung am Testplatz; Entfernen der Elektroden und Messfühler; Ausfüllen von Fragebögen; Morgenhygiene und Frühstück; Ende Urinsammelprobe „Nacht“
ca. 7:00	Entlassung aus dem Labor

Es wurde ein möglicher Einfluss von Hochfrequenzexposition mit drei unterschiedlichen Expositionsbedingungen untersucht: a) Scheinexposition mit einem Teilkörper SAR-Wert (über 10 g gemittelt) von 0 W/kg, b) GSM 900 Exposition Teilkörper SAR-Wert (über 10 g gemittelt) von 2.0 W/kg

und c) TETRA Exposition mit einem Teilkörper SAR-Wert (über 10 g gemittelt) von 6.0 W/kg. Zu jeder Expositionsbedingung wurden für jede Probandin Daten an drei Testtagen und in drei Testnächten erhoben (siehe Abb. IV.1).

Über die gesamte Dauer der Studienteilnahme wurde der Schlaf-Wach-Rhythmus der Teilnehmer mittels Aktigraphie (Actiwatch Spectrum®, Respironics) kontrolliert. Ein besonderes Augenmerk wurde dabei auf die Nacht vor der jeweiligen Testbedingung gelegt. Da die Probandinnen mit wenigen Ausnahmen jeweils an den gleichen Wochentagen bzw. -nächten zur Untersuchung ins Labor kamen, wurde eine aus unterschiedlichen Wochentagen resultierende Variabilität in den Daten minimiert.

Tab. IV.2: Ablauf eines Übungs- bzw. Testtages.

Zeit	Aktion
ca. 13:00	Eintreffen der Probandin im Schlaflabor; Überprüfung von Alkoholgehalt in der Atemluft; Abgabe des Mobiltelefons und des Aktigraphens; Positionierung der Elektroden nach dem 10-20-System und Anbringen der EKG, EOG und EMG mentalis Elektroden
ca. 14:45	Positionierung der Antenne; Überprüfung der angebrachten Elektroden und Messfühler; Ausfüllen von Fragebögen; Blutdruckmessung am Testplatz; Speichelprobe (1 Salivette)
ca. 15:15	Probandin ist komplett verkabelt; eventuell Toilettengang; Anschluss an die Registriereinheit und biologische Eichung
ca. 15:30	Start der 30-minütigen Vorexposition: Probandin sitzt entspannt am Testplatz
ca. 16:00	Pausieren der Exposition; Blutdruckmessung am Testplatz; eventuell Toilettengang
ca. 16:15	Fortsetzung der Exposition und Starten der Tagestestung: <ul style="list-style-type: none"> • Pupillographischer Schläfrigkeitstest (PST) • Alpha Attenuation Test (AAT) • Ruhe-EEG • Wahlreaktion auf Töne (WaT) • Visual Monitoring Task (VMT) • Contingent Negative Variation (CNV) • Aufgabe zur Erzeugung eines Bereitschaftspotentials (BP) • Oddball Paradigma • Working Memory Task (WMT) • Test zur geteilten Aufmerksamkeit • (optischer) Vigilanztest • Daueraufmerksamkeitstest
ca. 18:30	Ende der Testung und Stoppen der Expositionsanlage, Blutdruckmessung am Testplatz; Speichelprobe (1 Salivette); Entfernen aller Sensoren; Ausfüllen von Fragebögen
ca. 19:15	Entlassung aus dem Labor

Die zu einer Adaptations- bzw. Studiennacht gehörenden Abläufe sind in Tab. IV.1 dargestellt. Die zu einem Übungs- bzw. Testtag gehörenden Abläufe sind in Tab. IV.2 zusammengestellt. Die Reihenfolge, in der die Tests bei den Tagesuntersuchungen durchgeführt wurden, wurde nicht verändert, d.h. sie war innerhalb und zwischen den Probandinnen konstant.

Zusammengefasst handelt es sich um eine randomisierte (die Expositionsbedingungen wurden zufällig zugeordnet), doppelblinde (weder Probandin noch Untersucher kannten die Untersuchungsbedingung), placebo-kontrollierte (die Placebo- oder Kontrollbedingung ist die Sham-Expositionsbedingung) cross-over-Studie (d.h. jede Probandin durchlief alle drei Versuchsbedingungen, jedoch in unterschiedlicher, zufällig zugeordneter Reihenfolge).

Die Probandinnen erhielten eine Aufwandsentschädigung in Höhe von 1.400,- € für das Durchlaufen von insgesamt 10 Nächten und 10 Tagen (inklusive Adaptationsnacht und Übungstag). Die Entschädigung erfolgte nicht linear, sondern stieg mit zunehmender Dauer der Studienteilnahme exponentiell an. Studiennächte, die aufgrund technischer bzw. aufgrund von Bedienungsfehlern wiederholt werden mussten, wurden gesondert mit 90 € vergütet, Studientage mit 50 €.

Für die Studie liegt ein positives Ethikvotum (datiert vom 8.10.2014) der Ethikkommission der Charité - Universitätsmedizin Berlin vor. Alle Untersuchungen wurden in Übereinstimmung mit den *Ethischen Grundsätzen für die medizinische Forschung am Menschen* (Deklaration von Helsinki, revidierte Version vom Oktober 2000 - Edinburgh) durchgeführt.

V Exposition

Die für die experimentellen Untersuchungen benutzte Expositionsanlage wurde durch die Seibersdorf Labor GmbH in Abstimmung mit der Studienleitung entwickelt. Die Überwachung der Anlage erfolgte unabhängig vom Studienteam durch die Seibersdorf Labor GmbH. Die Beschreibung der Expositionsanlage, die detaillierte dosimetrische Analyse sowie Messergebnisse zu den Hintergrundfeldern in den Untersuchungsräumen finden sich im Kapitel VI, entsprechend dem Abschlussbericht der Seibersdorf Labor GmbH.

Im vorliegenden Kapitel V werden die auf Seiten der Charité - Universitätsmedizin Berlin mit der Exposition in Zusammenhang stehenden Fakten beschrieben.

V.1 Gestaltung der Messräume

Die experimentellen Untersuchungen wurden in gegenüber elektromagnetischen Feldern abgeschirmten Räumen durchgeführt. Die Abschirmung wurde durch Aluminiumblech innerhalb des Wand- / Decken- und Fussbodenaufbaus erreicht. Dies ist nicht augenscheinlich erkennbar. Die Räume sind wohnlich gestaltet und gleichen aus Sicht der Versuchspersonen anderen Schlaflaboren. Sämtliche 230 V-Leitungen und haustechnische Signalleitungen wurden über Hochfrequenzfilter in die Räume geführt, Kabelverbindungen für die Experimente wurden zur Dämpfung äußerer Hochfrequenzsignale in Wanddurchführungen mit Ferritringen ausgestattet. Weiterhin wurden zur Minimierung elektrischer Wechselfelder vom Stromversorgungsnetz 230 V-Leitungen im Raum abgeschirmt ausgeführt. Die Effektivität der Maßnahmen wurde durch die Messung der Hintergrundfelder dokumentiert, siehe VI.4.

Zur Ausstattung der Untersuchungsräume für die Experimente wurden ausschließlich Holzmöbel verwendet. Dies minimiert Änderungen der Antenneneigenschaften bzw. der Feldverteilung bei Bewegungen der Versuchsperson relativ zum Mobiliar.

Für gleichbleibende und von Jahres- und Tageszeit unabhängige Untersuchungsbedingungen wurden die Messräume klimatisiert und vom äußeren Tageslicht getrennt. Während der Tagesuntersuchungen (außer der Pupillometrie) war konstant eine Deckenbeleuchtung eingeschaltet, die im Bereich der Versuchspersonen eine Beleuchtungsstärke von 600...1000 lx erzeugte.

V.2 Technische Bedingungen für die Messplätze

Digitale Funkgeräte können ebenso wie Mobiltelefone bei verschiedensten elektronischen Geräten in der Umgebung deutlich wahrnehmbare Störungen verursachen. Vergleichbare Wirkungen haben auch die Testsignale, die von der am Kopf der Versuchsperson getragenen Antenne abgestrahlt werden. Effekte dieser Art hätten die Blindheit der Studie verletzt. Deshalb waren zwei Maßnahmen erforderlich:

- Verzicht auf alle nicht notwendigen elektronischen Geräte, d.h. Mobiltelefone, Tonwiedergabegeräte, (Radios, MP3-Player etc.), Computer, Organizer, Taschenrechner,

elektronische Uhren etc. Diese durften nicht mit in den Untersuchungsraum hineingenommen werden.

- Auswahl bzw. Modifikation der in den Räumen erforderlichen elektronischen Geräte: Peripheriegeräte des Computers für psychometrische Tagestests (Bildschirm, Tastatur, Lautsprecher), Wechselsprechanlage, Polygraphie-Aufzeichnungsgerät.

Die für einige Tests erforderliche akustische Ausgabe über Soundkarte und Lautsprecher wurde durch die Hochfrequenz-Dämpfungswirkung von Ferritringen auf den Lautsprecher-Zuleitungen entstört. Diese Soundkarten-Ausgabe wurde zugleich in der Wechselsprech-Verbindung zwischen Studierendurchführenden und Versuchspersonen genutzt.

Für die Gegenrichtung wurden Mikrofone in der Nähe der Versuchspersonen benötigt. Im Interesse der Übertragungsqualität und damit einer guten Verständigung wurden Grenzflächen-Mikrofone (d.h. an einer Wandoberfläche aufliegende Systeme) benutzt. Intern handelte es sich um Elektret-Mikrofonkapseln mit dem zum Betrieb notwendigen eingebauten Vorverstärker. Zur Gewährleistung der Blindheit der Studierendurchführenden wurden die ansonsten gegenüber der Hochfrequenzexposition empfindlichen Mikrofone in eine Abschirmung integriert und mit innenliegenden Hochfrequenz-Sperrfiltern ausgestattet. Die weitere Elektronik wurde durch Ferritringe hinreichend entstört.

Störungen, die das Polysomnographiegerät zeigt, hätten ebenfalls die Blindheit, vor allem auf Seiten der Untersucher, verletzt. Außerdem hätten sie die Studienergebnisse direkt beeinflussen können. Die zur Vermeidung solcher Störungen ergriffenen Maßnahmen werden im folgenden Abschnitt näher ausgeführt.

V.3 Maßnahmen zur Sicherung der Datenqualität bei EEG-Ableitung unter Exposition

Um gegenseitigen Beeinflussungen der Registrierung der biologischen Signale und der Exposition mit dem Hochfrequenz-Signal am Kopf vorzubeugen, war die Entwicklung spezieller Erweiterungen der Registriergeräte (Filter und Abschirmungen) und von neuartigen EEG-Elektrodenkabeln erforderlich.

Modulierte Hochfrequenzsignale erzeugen in den empfindlichen EEG-Vorverstärkern niederfrequente Störungen, da die Halbleiterbauelemente der EEG-Vorverstärker durch ihre Nichtlinearitäten die Signale demodulieren. Die Störsignale können direkt oder auch durch Alias-Effekte in Frequenzbereichen der gemessenen Biosignale erscheinen und somit einerseits die Blindheit der Studierendurchführung stören und andererseits direkt die Ergebnisse der Auswertung in Studien wie der vorliegenden beeinflussen. Diese Störmöglichkeit muss in erster Linie an der Quelle minimiert werden. Im vorliegenden Projekt wurden für die EEG-Eingangsboxen, die die Verstärker und Analog-Digital-Wandler beinhalten, Aluminiumabschirm-gehäuse mit dicht verschraubbarem Deckel angefertigt. Die Kleinspannungs-Stromversorgungsleitungen sowie die Ethernet-Signalleitungen der Geräte wurden durch Ferritringe in Abschirmkammern geführt.

Die Signalübertragung für Markersignale (Synchronisation zwischen dem zeitlichen Ablauf der psychometrischen Tests und der EEG-Aufzeichnung) erfolgte über Kunststofflichtleiter.

Sämtliche Polygraphiesignale wurden über LC-Tiefpaßfilter 5. Ordnung geführt. Die Filter wurden mit keramischen Kondensatorarrays und Ferritplatten in Abschirmkammern realisiert (siehe Abb. V.1).



Abb. V.1: Tiefpaßfilter für EEG-Polysomnographieeingänge des Registriergerätes.

EEG-Kabel und Elektroden, die am Kopf leitend befestigt sind, führen zu zwei Beeinträchtigungen bei der Messung von EEG während gleichzeitiger Exposition mit elektromagnetischen Feldern:

1. die Kabel reduzieren Hochfrequenzfeldstärken parallel zur Kopfoberfläche infolge ihrer Eigenschaft als Leiter,
2. unter den Elektroden ändern sich lokal die Feldstärken durch Hochfrequenzstromflüsse in den Elektrodenkabeln.

Von der Seibersdorf Labor GmbH wurden die Änderungen der Exposition durch einfache EEG-Elektroden und Leitungen berechnet, siehe VI.3.1.8.

Beide Effekte lassen sich minimieren, indem die Leitfähigkeit der Kabel für die Hochfrequenzströme reduziert wird. Dafür kommen grundsätzlich resistive und induktive Impedanzen infrage. Da Ohmsche Widerstände (resistiv) zusätzliche EEG-Artefakte durch andere Quellen begünstigen, wurden Kabel verwendet, die auf ihrer gesamten Länge Induktivitätsbelag aufweisen (gewendelte Leiter). Die Herstellung erfolgte, indem Wendelfedern aus nichtrostendem Stahl mit Polyolefin-Schrumpfschlauch überzogen wurden (siehe Abb. V.2). Die Umhüllung sorgt für angenehmen Tragekomfort und einfache Handhabbarkeit. Der Ohmsche Widerstand des Stahldrahtes (etwa 400 Ohm für ein gesamtes Elektrodenkabel) trägt weiter zur Hochfrequenzdämpfung bei, beeinflusst aber die Impedanz für die Messung der EEG-Signale nicht wesentlich.

Der Einfluss derartiger Elektrodenleitungen auf die Hochfrequenz-Feldverteilung wurde bei der Seibersdorf Labor GmbH im Rahmen einer anderen Studie messtechnisch an einem Kopfphantom überprüft. Die Ergebnisse sind im Abschlussbericht „Probandenstudie zur Untersuchung des Einflusses der für TETRA genutzten Signalcharakteristik auf kognitive Funktionen“ (Danker-Hopfe und Dorn, 2014) unter V.2.3.1.8 beschrieben.



Abb. V.2: Elektrodenkabel mit Induktivitätsbelag.

V.4 Überprüfung der Polysomnographie-Aufzeichnungen auf Störungen

Modulierte Hochfrequenzsignale können durch ihre Einwirkung auf elektronische Schaltungen bei polygrafischen Aufzeichnungen Störungen erzeugen, die ihrerseits Signalparameter beeinflussen und auf diese Weise zu Unterschieden zwischen Ergebnissen für Exposition und Nichtexposition führen und damit biologische Effekte der Hochfrequenzsignale vortäuschen. Durch die in Kap. V.3 beschriebenen Maßnahmen wurde versucht, solche Einwirkungen so weit als möglich zu unterdrücken. Zur Überprüfung, inwieweit noch immer von der Exposition abhängige technische Artefakte in der Aufzeichnung entstanden sind, wurden Messungen mit einer Melone als Träger von Antenne und Kopfelektroden durchgeführt. Die Frucht ist ein einfaches elektrisches Modell für den menschlichen Kopf und leicht handhabbar. Präparation und Applikation von Elektroden geschah auf analoge Weise wie am menschlichen Kopf (Abb. V.3).

Unter jeder der drei Expositionsbedingungen Sham, TETRA und GSM 900 wurde mit der Melone am EEG-Gerät aufgezeichnet, entsprechend den Bedingungen während der Messungen mit Versuchspersonen. Die Aufzeichnungsdauer betrug jeweils mindestens eine Stunde. Von den aufgezeichneten Signalen wurden mittlere Leistungsspektren berechnet, einerseits mit Parametern entsprechend der Auswertung der Studiendaten, andererseits mit einer sehr feinen Frequenzauflösung von 0.011 Hz, die, anders als die in der Studie benutzten Analysen, eine hohe Empfindlichkeit gegenüber den zu erwartenden Störsignalen bedeutet. Die hochauflösenden Spektren (0.01 Hz) sind in Abb. V.4 für die direkt neben der Antenne liegende Lokalisation T3 gezeigt. Während bei Sham und GSM keinerlei Störungen erscheinen, sind bei TETRA die zu erwartenden Störfrequenzen von ca. 17.6 Hz, 35.3 Hz und 52.9 Hz erkennbar. Deutlich sichtbar ist in allen Messungen das Störsignal des 50 Hz Stromnetzes.



Abb. V.3: Melone mit Kopf-Elektroden und Antenne.

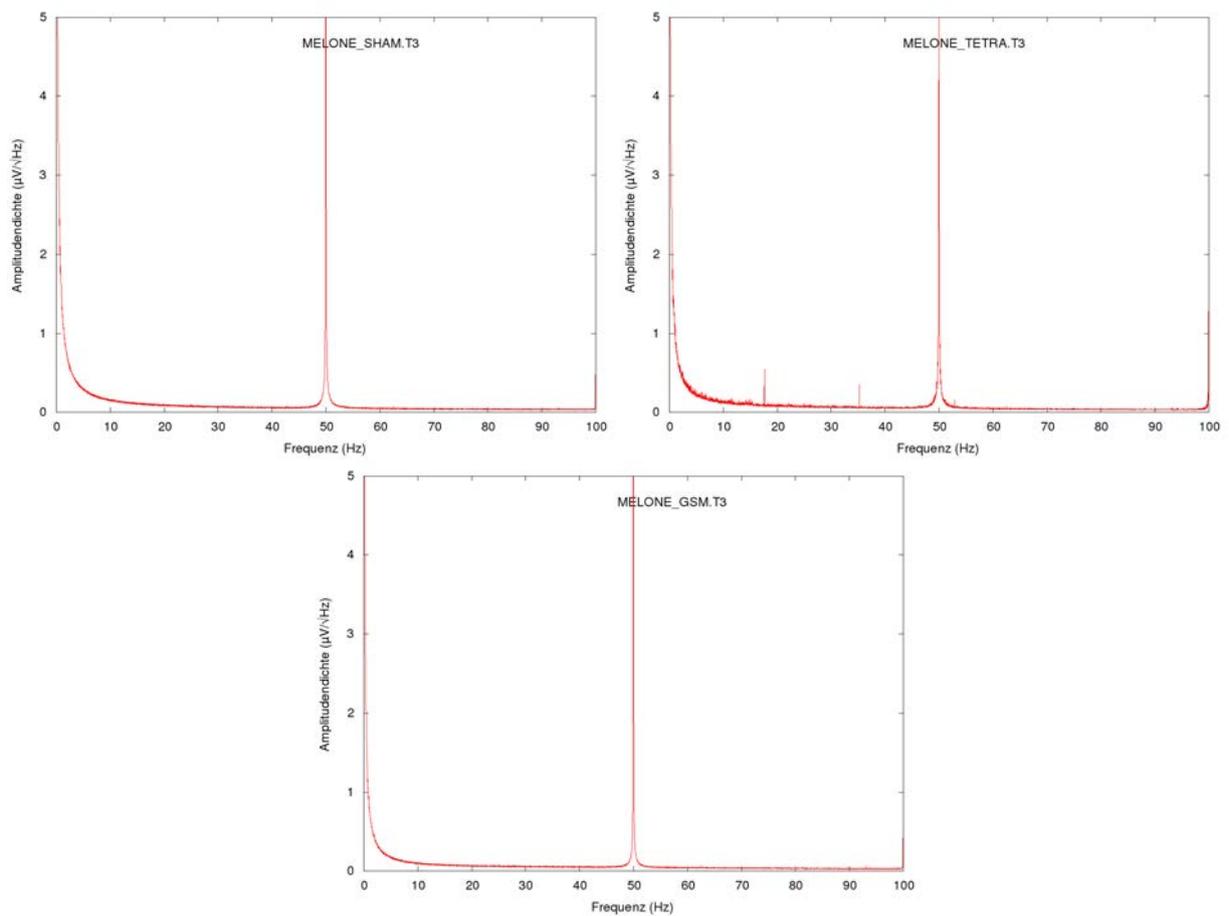


Abb. V.4: Spektren der Aufzeichnung mit einer Melone als Kopfphantom. Lokalisation T3, Frequenzauflösung 0.011 Hz; unter Sham (oben links), TETRA (oben rechts) und GSM-Exposition (unten)

Bei der gleichartigen Auswertung von Melonen-Messungen in einer früheren Studie mit TETRA-Signalen waren derartige Störungen auch bei der hochauflösenden Analyse nicht nachweisbar, d.h. sie lagen unterhalb des Rauschpegels. Dies ist darauf zurückzuführen, dass das frühere Aufzeichnungsgerät wesentlich kleiner war, mit Akkus betrieben wurde und ohne elektrische Kabelverbindungen außer den EEG-Eingängen arbeitete. Es konnte daher durch die Filter- und Abschirmmaßnahmen noch wirksamer gegen die Hochfrequenzeinwirkung geschützt werden.

Bei einer Analyse mit Parametern entsprechend den Auswertungen der Studie sind Störungen durch das TETRA-Signal in der Größenordnung des Rauschpegels und damit noch klein gegenüber dem EEG. Zur Verdeutlichung ist in Abb V.5 das Spektrum der Melonen-Messung mit der TETRA-Störung wie in Abb V.4, jedoch bei der in der Studie benutzten Auflösung 0,25 Hz dargestellt, außerdem zum Vergleich ein typisches EEG-Spektrum einer Versuchsperson im Wachzustand.

Die Störung 50 Hz vom 230 V Stromversorgungsnetz erscheint in den Spektren mit hohen Amplituden. Sie liegt aber außerhalb des in der Studie analysierten Frequenzbereichs und ist daher ohne Bedeutung. Sonstige Störsignale waren bei den Melonen-Messungen nicht feststellbar.

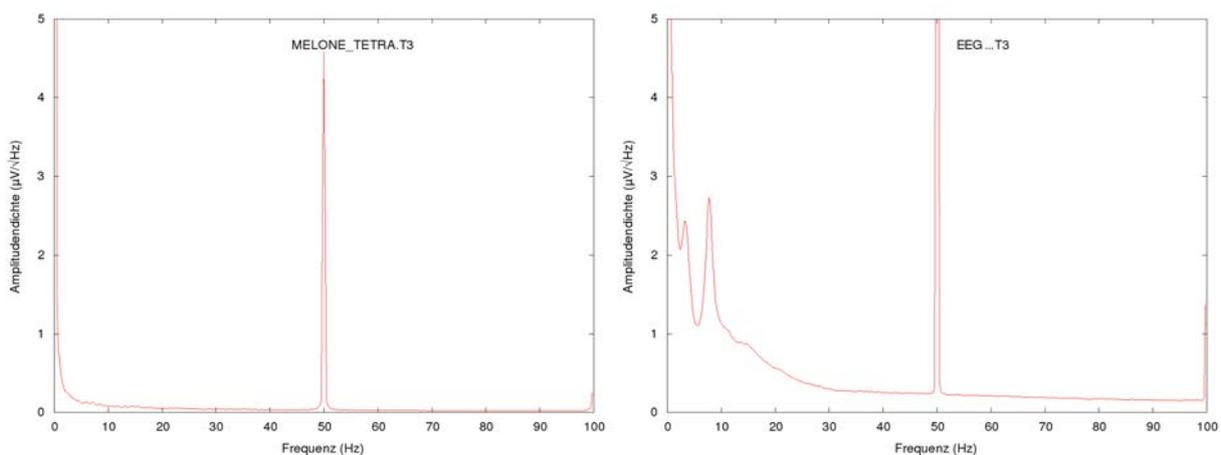


Abb. V.5: Spektren mit Frequenzauflösung 0,25 Hz für die Lokalisation T3. Links: Aufzeichnung mit Melone unter TETRA-Exposition, rechts: Wach-EEG einer Versuchsperson

V.5 Verfahren zur Beseitigung evtl. verbliebener expositionsabhängiger Artefakte

Um Auswirkungen von eventuell noch in den Aufzeichnungen enthaltenen expositionsbedingten Störungen auszuschließen, wurden alle Biosignale mit einem speziellen Filter behandelt, das die sehr schmalen Frequenzbereiche, in denen Störungen durch die Amplitudenmodulation des benutzten TETRA-Signals entstehen können, unterdrückt. Ein alternatives Verfahren mit Kompensation der Störsignale und automatischer Adaptation der Parameter wurde als weniger wirksam verworfen. Störungen durch die GSM-Signale können nur als Alias im EEG-Frequenzband erscheinen, sind damit von vornherein viel schwächer und konnten nicht nachgewiesen werden. Bei der Filterung wurde daher GSM nicht berücksichtigt.

Das Filter zur TETRA-Störsignaldämpfung wurde als FIR (finite impulse response, endliche Impulsantwort) der Ordnung 1600 (d.h. mit 1601 Stützwerten) für die Unterdrückung der potentiellen Störfrequenzen bei ca. 17.6 Hz (Grundfrequenz), ca. 35.3 Hz (1. Oberwelle) und ca. 52.9 Hz (2. Oberwelle) realisiert. Die 3. Oberwelle ist wegen des exakten Tastverhältnisses 0.25 des Expositionssignals nicht vorhanden. Weitere Oberwellen und Aliasfrequenzen werden mit einem zusätzlichen Tiefpass 70 Hz (FIR, 81 Stützwerte) unterdrückt. Die FIR Filter wurden manuell-iterativ optimiert unter Nutzung der Funktionen fir1() und freqz() des Programms octave (Version 3.8.2, 2014, John W. Eaton u.a.).

In Abb V.6 ist der Amplitudenfrequenzgang des Filters gezeigt. Die Dämpfung für höhere Störfrequenzen und Alias beträgt etwa 60 dB (1:1000 für Amplituden bzw. 1:1'000'000 für Power-Werte). Die Grundfrequenz sowie die 1. und 2. Oberwelle der Störung werden durch das Filter um mehr als 80 dB gedämpft (1:10'000 für Amplituden bzw. 1:100'000'000 für Power-Werte).

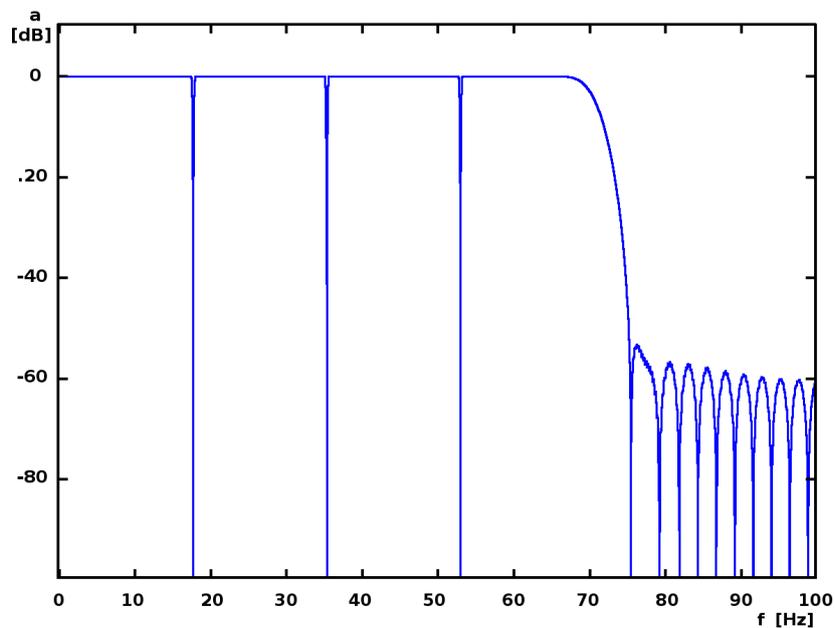


Abb. V.6: Amplitudenfrequenzgang des FIR Filters zur TETRA-Störsignaldämpfung.

Alle elektrisch abgeleiteten Signale in den Polysomnogrammen sowie in den Tagesaufzeichnungen wurden vor der weiteren Biosignalverarbeitung mit diesem Filter behandelt.

VI Bericht zum Aufbau einer Expositionseinrichtung

Die Expositionseinrichtung wurde von der Seibersdorf Labor GmbH in Abstimmung mit der Studienleitung entwickelt. Die Überwachung der Anlage erfolgte unabhängig vom Studienteam durch die Seibersdorf Labor GmbH. Die folgenden Ausführungen basieren auf dem Bericht der Seibersdorf Labor GmbH vom 9. September 2015: *Detaillierte dosimetrische Analyse einer Expositionsanlage für eine Probandenstudie mit Exposition des Kopfes mit TETRA- und GSM900-Signalen*. Dieser Bericht ist im Folgenden wörtlich wiedergegeben. Die Nummerierung der Überschriften, Abbildungen und Tabellen wurde an die Struktur des vorliegenden Abschlussberichts angepasst, indem den Nummerierungen im Originalbericht jeweils die Kapitelnummer VI vorangestellt wurde. Ergänzende Anmerkungen wurden als solche bezeichnet und in eckige Klammer gesetzt.

VI.1 Einleitung und Zielsetzung

Die Klinik und Hochschulambulanz für Psychiatrie und Psychotherapie der Charité Universitätsmedizin Berlin führt im Auftrag des Bundesamts für Strahlenschutz eine Probandenstudie im Hinblick auf mögliche Effekte von hochfrequenten elektromagnetischen Feldern auf zentralnervöse Verarbeitungsprozesse durch. Für die Befeldung des Kopfes der Probanden sollen elektromagnetische Felder verwendet werden wie sie bei Gebrauch von GSM900 Mobiltelefonen und Endgeräten des TETRA (BOS) Funks entstehen. Im Rahmen der doppelt verblindeten Studie sollen bei sitzenden bzw. schlafenden Probanden möglichst gut definierte Expositionen erzeugt werden, wie sie hinsichtlich der Feldverteilung und Energieabsorption bei Benützung von GSM900 und TETRA-Endgeräten im Bereich des Ohres auftreten können. Als Zielwerte der maximalen lokalen (über 10 g Gewebe gemittelten) SAR im Kopf der Probanden wurden 2 W/kg (GSM900) bzw. 6 W/kg (TETRA) festgelegt. Zur effizienten Abwicklung der Experimente soll eine Doppelplatz-Expositionsanlage realisiert werden, die die gleichzeitige und unabhängige Exposition von zwei Probanden erlaubt.

Die Anforderungen an die Expositionsanlage können folgendermaßen zusammengefasst werden.

- keine Einschränkung der Hände und des Gesichtsfeldes der Probanden
- Möglichkeit der Exposition von sitzenden Probanden und schlafenden Probanden
- Lokale Exposition im Bereich des Ohres, wie sie bei der Verwendung von Endgeräten auftreten kann, mittels einer an der linken Kopfseite befestigten Antenne
- 3 unterschiedliche Expositionsbedingungen: SHAM / GSM900 / TETRA (doppelt verblindet und randomisiert schaltbar)
- Expositionsstärke: GSM900: maxSAR_{10g} = 2 W/kg; TETRA: maxSAR_{10g} = 6 W/kg
- Minimierung der Expositionsunsicherheit (intra- und interindividuelle Variationen)
- hohe Leistungseffizienz (und damit geringe Verstärkerkosten)

- keine Entblindungsmöglichkeiten für die Probanden aufgrund von Wärmewahrnehmungen im Bereich der Antenne
- doppelblinde Applikation der Befeldung über bedienungsfreundliche Steuersoftware
- lückenlose Überwachung und verschlüsselte Aufzeichnung der expositionsrelevanten Systemparameter während der Exposition (zur Qualitätssicherung und Sicherheit der Probanden im Fehlerfall)
- Alarmfunktion bei Abweichung von den Sollexpositionsdaten (z.B. aufgrund Antennendefekt oder Kabelbruch) bzw. bei Gefahr der Überexposition der Probanden
- Möglichkeit der gleichzeitigen und unabhängigen Exposition von zwei Probanden

VI.2 Beschreibung der entwickelten Anlage

VI.2.1 Aufbau und Komponenten der Anlage

Abbildung VI.1 zeigt ein Übersichtsblockschaltbild der entwickelten Expositionsanlage. Zur Erfüllung der Anforderung einer unabhängigen und gleichzeitigen Befeldung von zwei Probanden ist die gesamte Hardware der Anlage doppelt ausgeführt. Die doppelt verblindete Ablaufsteuerung durch den Testleiter erfolgt über zwei Steuercomputer (Laptops), deren Synchronisation bezüglich der Probandendaten über einen zentralen Datenknoten in Form eines Mini NAS Servers (Digitus DN-7023, in Abbildung VI.1 nicht dargestellt) erfolgt¹. Zur Generierung der Hochfrequenzsignale zur Nachbildung der TETRA- bzw. GSM900-Exposition werden Signalgeneratoren des Typs SMC 100A der Firma Rhode & Schwarz verwendet, die hinsichtlich Signalform und Ausgangspegel über USB-Schnittstellen vom Steuercomputer konfigurierbar sind. Die Ausgangssignale der Signalgeneratoren werden mittels Breitband-Leistungsverstärker (Typ BLWA 2010-30, Fa. Bonn Elektronik) verstärkt, sodass die geforderten Zielwerte der Strahlungsabsorption im Kopf ($\text{maxSAR}_{10g} = 2 \text{ W/kg}$ bei GSM900-Exposition und $\text{maxSAR}_{10g} = 6 \text{ W/kg}$ bei TETRA-Exposition) erreicht werden. Mittels zweier Durchgangsleistungsmessgeräte NRT-Z44 (Rohde & Schwarz) werden jeweils die auf die Antenne zulaufende und die von der Antenne reflektierte Hochfrequenzleistung gemessen und die Messwerte zum Steuercomputer übertragen, wo sie von der Steuersoftware in regelmäßigen Abständen (alle 10 Sekunden) in verschlüsselter Form abgespeichert werden. Die Steuerung der Signalgenerierung, der Leistungsmessung, sowie die Datenerfassung erfolgt über USB-Schnittstellen des Steuercomputers. Die am Probandenkopf befestigten Antennen sind über verlustarme Hochfrequenzkabel mit der Expositionsanlage verbunden.

¹ Ursprünglich war geplant, die Anlage nur bezüglich aller HF-Komponenten doppelt auszuführen und die Ablaufsteuerung zentral von einem Steuercomputer (Laptop) aus zu bewerkstelligen (siehe Bericht *Entwicklung einer Expositionsanlage für eine Probandenstudie mit Exposition des Kopfes mit TETRA- und GSM900-Signalen* vom 26.03.2014). Aufgrund geänderter baulicher Gegebenheiten im Schlaflabor war jedoch eine Adaptierung auf das oben beschriebene System mit zwei Steuercomputern notwendig

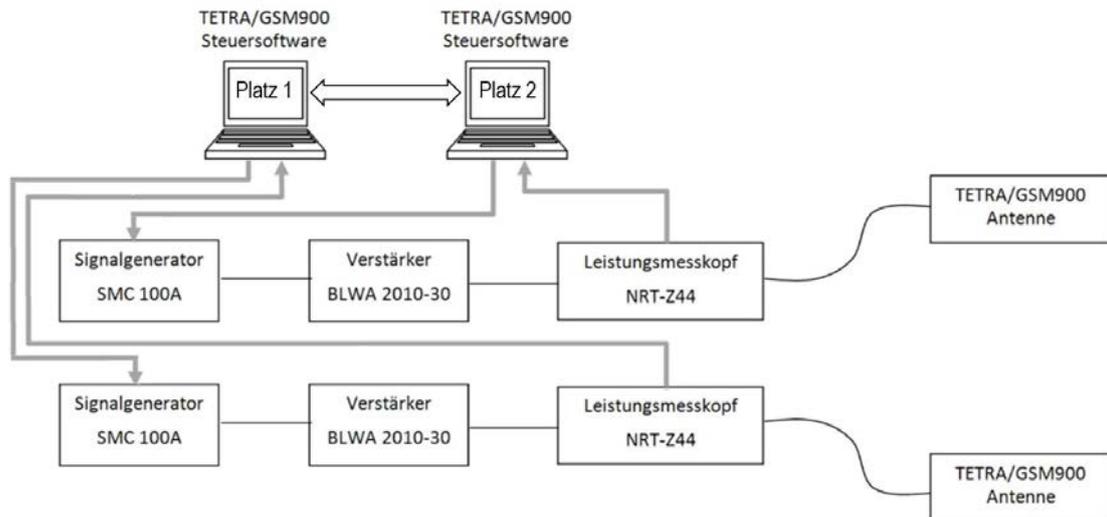


Abb. VI.1: Blockschaftbild der entwickelten Expositionsanlage.

Abbildung VI.2 zeigt die assemblierte Expositionsanlage (nur ein Laptop im Bild sichtbar). Alle Hochfrequenzkomponenten der Signalgenerierung, Signalverstärkung und Leistungsmessung sind in einem versperrbaren 19 Zoll Geräteschrank untergebracht. Das Glasfenster der Geräteschranktür ist mit einem Sichtschutz ausgestattet, so dass von außen keine Möglichkeit besteht Zustandsanzeigen der Geräte abzulesen (Wahrung der Verblindung). Die Steuercomputer (Laptops) sind über USB-Schnittstellen mit den im Geräteschrank untergebrachten Hochfrequenzgeräten verbunden. Verlustarme Hochfrequenzkabel leiten das Expositionssignal zu den am Probandenkopf befestigten Antennen.

VI.2.2 Antenne

Für das Grundprinzip der Antenne wurde auf ein aus früheren Studien bereits bewährtes Konzept zurückgegriffen ([1], [2]). Dieses Grundprinzip wurde zur Realisierung der Dualband-Antenne für TETRA (385 MHz) und GSM900 (915 MHz) entsprechend adaptiert. Zur Gewährleistung des Tragekomforts der Antenne über einen Zeitraum von mehreren Stunden handelt es sich dabei um eine planare Antenne, die am Kopf des Probanden befestigt werden kann und eine Exposition im Wachzustand und während des Schlafs ermöglicht.

Abbildung VI.3 zeigt die realisierte Antenne. Als Platinenmaterial dient beidseitig kupferbeschichtetes, verlustarmes RO4003® der Firma Rogers Corp. (Dicke 1,5 mm, $\epsilon_r = 3,38$, $\tan(\delta) = 0,0027@10\text{GHz}$). Bei der Antenne selbst handelt es sich um einen sog. „C-Patch“, der im oberen Bereich der Platine angebracht ist und zur Erzielung der Dualband-Funktion adaptiert wurde. Zur Vermeidung hoher elektrischer Feldstärken im Bereich von spitzen Metallkanten sind die Ecken der Leiterbahnen abgerundet. Zur Vermeidung von wahrnehmbaren Erwärmungen wurden die Verluste in den Leiterbahnen bzw. im Dielektrikum der Antenne durch die beidseitige Ausführung und eng liegende Durchkontaktierungen minimiert.



Abb. VI.2: Foto der assemblierten Expositionsanlage. Alle Hochfrequenzkomponenten der Signalgenerierung, Signalverstärkung und Leistungsmessung sind in einem versperrbaren 19 Zoll Geräteschrank untergebracht.

Der untere Teil der Antenne (in Abbildung VI.3 unterhalb der spiralförmigen Leiterbahn) wirkt als Antennenmasse, die ebenfalls beidseitig ausgeführt und durchkontaktiert ist. Gegenüber der in [1] und [2] beschriebenen (Monoband-) Antenne für ausschließlich 385 MHz TETRA Signale wurde einerseits die Struktur und Länge der Spiralförmigen Leiterbahn adaptiert, um die Dualband Charakteristik für TETRA (385 MHz) und GSM900 (915 MHz) zu realisieren, und andererseits die Geometrie der Antennenmasse verändert, um die Lage des Absorptionsmaximums im Probandenkopf für beide Frequenzen möglichst identisch zu halten. Zur Steigerung der Antenneneffizienz bei 900 MHz wurde unmittelbar vor dem Antennenspeisepunkt auf der Antennenrückseite zusätzlich ein Sleeve Balun (aus 3.2 mm Semi-Rigid Kabel) aufgebaut.

Die Antenne ist zur Befestigung der linken Kopfseite konzipiert. Um die Antenne möglichst nahe am Kopf zu platzieren, ist für das Ohr eine Aussparung vorgesehen. Zur besseren Befestigung der Antenne am Kopf der Probanden sind zusätzlich noch Ösen am oberen Rand der Platine vorgesehen.

Der Tragekomfort der Antenne wird durch einen Moosgummibelag ($\epsilon_r = 1,2$) erhöht und im oberen Antennenbereich (spiralförmige Leiterbahn) sorgt ein zusätzlicher, an die Kopfform angepasster Distanzhalter aus hartem und verlustarmen Schaumstoff (ROHACELL®) für einen definierten Abstand und eine stabile Lage der Antenne relativ zur Kopfoberfläche.



Abb. VI.3: Vorderseite der entwickelten planaren Dualband-Antenne für TETRA (385 MHz) und GSM900 (915 MHz) zur Befestigung am Probandenkopf.

Aus hygienischen Gründen ist die Antenne schließlich mit einem elastischen, abnehmbaren Textilbezug umhüllt. Abbildung VI.4 zeigt die textilmüllte Antenne, bereit zur Befestigung am Probandenkopf.

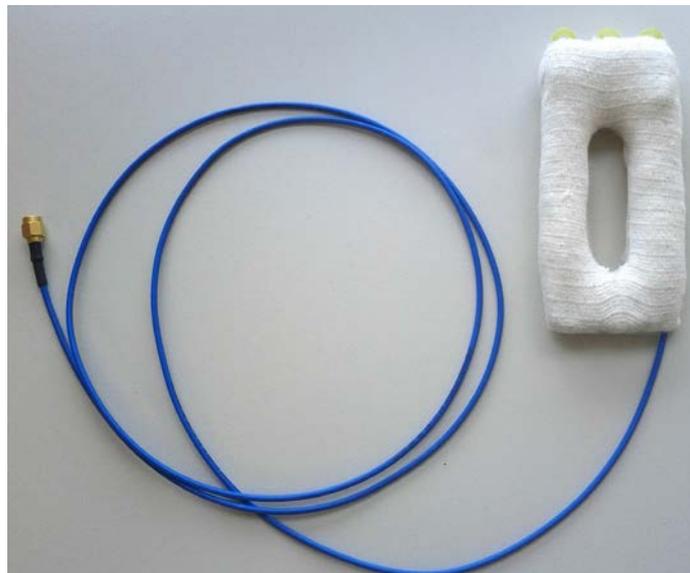


Abb. VI.4: Entwickelte Antenne betriebsbereit mit Textilumhüllung.

Der Betrag des Eingangsreflexionsfaktors der am Kopf getragenen Antenne ist in Abbildung VI.5 gezeigt. Bei den für die Exposition verwendeten Frequenzen von 385 MHz und 915 MHz beträgt der Betrag des Eingangsreflexionsfaktors bei am Kopf getragener Antenne weniger als -10 dB.

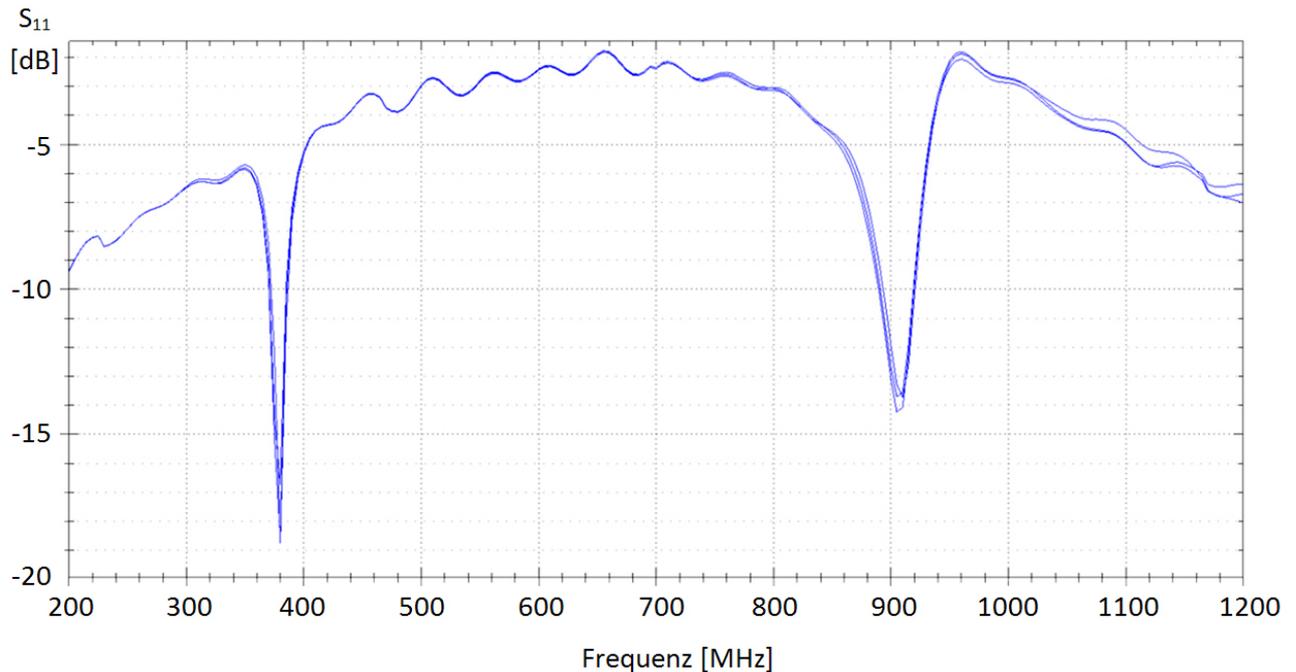


Abb. VI.5: Betrag des Eingangsrückreflexionsfaktors der Antenne, gemessen am Eingang des Antennenkabels. Die unterschiedlichen Messkurven im Diagramm entsprechen unterschiedlichen Messungen, jeweils nach Abnehmen und wieder Platzieren der Antenne am Kopf.

VI.2.3 Expositionssignale

Die Expositionsanlage soll die Befeldung der Probanden mit Signalen erlauben, die möglichst ähnlich jenen von TETRA- und GSM900-Endgeräten sind. Grundsätzlich arbeiten beide Funkssysteme nach dem TDMA (Time Division Multiple Access) - Verfahren bei dem sich mehrere Nutzer im Zeitbereich einen Frequenzkanal teilen (Zeitschlitzverfahren). D.h., die Einhüllende des abgestrahlten Hochfrequenzsignals enthält niederfrequente Spektralanteile, die insbesondere im Hinblick auf mögliche Wirkungen auf das EEG von Interesse sein könnten.

VI.2.3.1 Realisiertes TETRA-Signal

Beim hier betrachteten TETRA 25 System teilen sich im Gesprächsmodus bis zu vier Nutzer einen Frequenzkanal. Jedem dieser 4 Nutzer ist ein Zeitschlitz zugeordnet und die 4 Zeitslitze bilden einen Rahmen mit einer Dauer von 56,67 ms. Bei einer TDMA-Rahmendauer von 56,67 ms und einer Pulsdauer von 14,17 ms pro Übertragungskanal (Abbildung VI.6) resultiert eine Grundfrequenz der Einhüllenden von 17,65 Hz. Anzumerken ist, dass durch die Multirahmenstruktur (18 Rahmen, d.h., Gesamtlänge 1,02 s) in einem realen TETRA-Signal auch noch eine weniger stark ausgeprägte Spektralkomponente bei ca. 1 Hz existiert. Im Hinblick auf die Konsistenz zu früheren Studien ([1], [2]) wird im Rahmen des gegenständlichen Vorhabens jedoch ausschließlich ein TETRA-Signal mit 17,65 Hz Hauptspektralanteil der Einhüllenden verwendet (Abbildung VI.6).

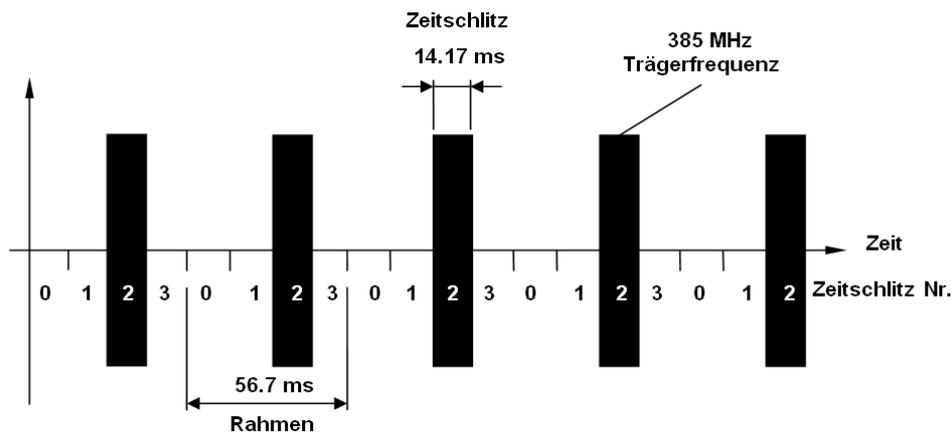


Abb. VI.6: Schematische Darstellung der Einhüllenden des realisierten TETRA Expositionssignals.

VI.2.3.2 Realisiertes GSM900-Signal

Im Gegensatz zu TETRA teilen sich im Gesprächsmodus bei GSM900 bis zu acht Nutzer einen Frequenzkanal. Jedem dieser 8 Nutzer ist ein Zeitschlitz zugeordnet und die 8 Zeitschlitze bilden einen Rahmen mit einer Dauer von 4,615 ms. Bei einer TDMA-Rahmendauer von 4,615 ms und einer Pulsdauer von 546,5 μ s pro Übertragungskanal (Abbildung VI.7) resultiert eine Grundfrequenz der Einhüllenden von 216,7 Hz. Anzumerken ist, dass durch die Multirahmenstruktur (26 Rahmen, d.h., Gesamtlänge 120 ms) in einem realen GSM-Signal auch noch eine weniger stark ausgeprägte Spektralkomponente bei ca. 8,2 Hz existiert, im DTX-Modus zusätzlich auch noch eine Spektralkomponente bei ca. 2 Hz. Im Hinblick auf die Konsistenz zu früheren Studien [3], wird im Rahmen des gegenständlichen Vorhabens jedoch ausschließlich ein GSM-Signal mit ca. 217 Hz Hauptpektralanteil der Einhüllenden verwendet (Abbildung VI.7).

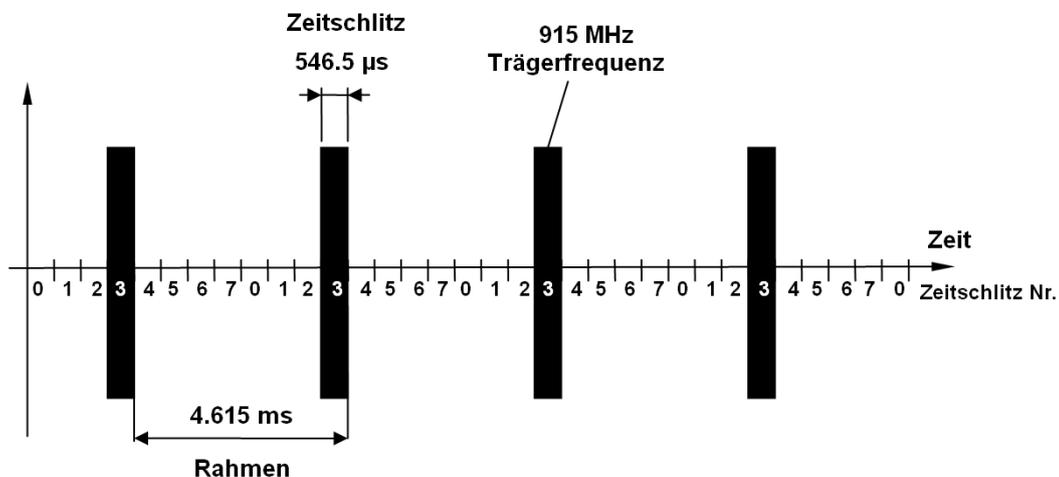


Abb. VI.7: Schematische Darstellung der Einhüllenden des realisierten GSM900 Expositionssignals.

VI.2.4 Steuersoftware

Die Steuersoftware für die Expositionsanlage wurde unter LabView™ entwickelt und ermöglicht die automatische, randomisierte und doppelt verblindete Ablaufsteuerung der Exposition, sowie die automatische Aufzeichnung der expositionsrelevanten Parameter (Vorwärts- und Rückwärtsleistung).

Für jeden der beiden Probandenplätze ist auf jeweils getrennten Steuercomputern ein identisches User-Interface im Hauptprogrammfenster realisiert über das die Exposition auf beiden Probandenplätzen, unabhängig voneinander gesteuert wird (Abbildung VI.8). Die Aufgabe des Testleiters besteht lediglich darin, den jeweiligen Probanden über die entsprechenden Bedienelemente aufzurufen und die Exposition mittels „Start“ und Stopp“ Bedienelementen zu starten bzw. zu beenden. Die Zulassung des jeweiligen Befeldungsschemas zu den einzelnen Probanden erfolgt beim ersten Aufruf und wird verschlüsselt am Steuercomputer und am zentralen Datenserver abgespeichert. Bei jedem weiteren Aufruf des Probanden wird automatisch die im jeweiligen Befeldungsschema vorgesehene Exposition appliziert. Entsprechende Hinweise im Programmfenster dienen als zusätzliche Überprüfungsmöglichkeit für den Testleiter, um Fehlexpositionen (Verwechslung von Probanden, etc.) zu vermeiden.

Zur Vermeidung von Bedienfehlern und/oder Systeminstabilitäten unterliegen alle Bedienelemente (PushButtons, Eingabefenster, etc.) einer strengen Freigabesteuerung, d.h., nur jene Bedienelemente die zu einem bestimmten Zeitpunkt des Experimentablaufs sinnvoll betätigt werden können, sind zur Betätigung freigegeben, alle zu einem Zeitpunkt nicht benötigten Bedienelemente sind deaktiviert.

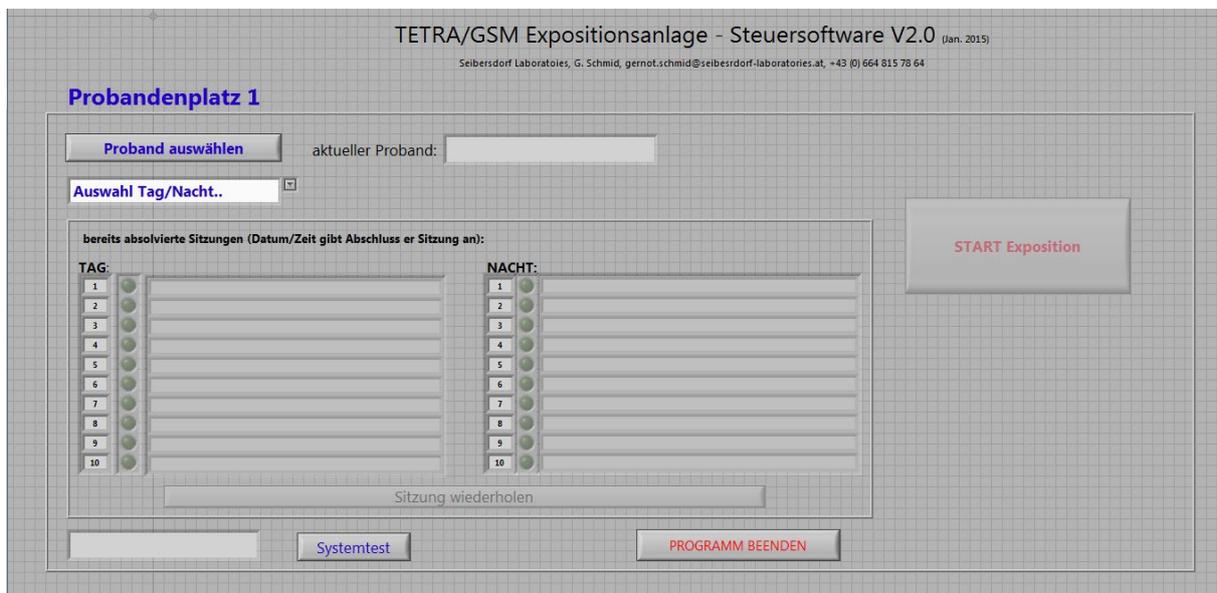


Abb. VI.8: Bedienoberfläche (Hauptfenster) der Steuersoftware.

Während aktivierter Exposition werden die expositionsrelevanten Parameter (Vorwärts- und Rückwärtsleistung) in regelmäßigen Abständen (ca. alle 10 Sekunden) messtechnisch ermittelt,

kontrolliert und am Steuercomputer in verschlüsselter Form abgespeichert. Bei Vorliegen eines Systemfehlers erscheinen entsprechende Fehlermeldungen mit entsprechenden Hinweisen für den Testleiter zur Fehlerbehebung im Programmfenster. Bei Systemfehlern, die die Sicherheit der Probanden gefährden (Überexposition) erfolgt eine automatische Abschaltung der Anlage.

VI.3 Charakterisierung der Expositionseinrichtung

Im folgenden Abschnitt wird ausgehend von der Beschreibung des Antennendesigns die Unsicherheitsanalyse für die über 10 g Körpergewebe gemittelte SAR im Kopf vorgestellt. Basierend auf dieser Unsicherheitsanalyse wird die Eingangsleistung für die beiden Expositionslevel 2 W/kg (GSM900) bzw. 6 W/kg (TETRA) ermittelt. Am Ende des Abschnitts wird die numerische Bestimmung der SAR-Verteilung in verschiedenen Bereichen des menschlichen Gehirns beschrieben.

VI.3.1 Dosisfindung und Unsicherheitsabschätzung

Die gemäß Studiendesign festgelegten Zielexpositionswerte in Form der maximalen über 10 g Gewebe gemittelten SAR (maxSAR10g) betragen 6 W/kg (TETRA) und 2 W/kg (GSM900). Zur Ermittlung der notwendigen Antenneneingangsleistung, um die genannten Expositionslevel im Kopf der Probanden zu erreichen, waren zunächst die zu erwartenden Unsicherheiten zu untersuchen, wobei die folgenden Unsicherheitsquellen berücksichtigt wurden:

- Unsicherheiten des numerischen Quellenmodells,
- Variation der Antennenposition am Kopf (Auswirkung auf die SAR-Verteilung),
- Variationen der Antennenanpassung zufolge Variationen der Antennenposition,
- Anatomische Unterschiede zwischen Probanden,
- Biologischer Schwankungsbereich der dielektrischen Gewebeparameter,
- Schwankungsbereich der Hautfeuchte,
- Einfluss von Feuchteschwankungen der Textilmantelung der Antenne
- Einfluss der EEG-Elektroden

VI.3.1.1 Validierung des numerischen Quellenmodells

Für den vorliegenden Antennenprototyp wurde zunächst ein entsprechendes numerisches Modell in der Simulationsumgebung SEMCAD X V.14.8 (Schmid & Partner Engineering AG, Zürich) erstellt und auf Basis des Vergleichs von SAR-Messungen und entsprechenden FDTD-Simulationen im Flachphantom ($\epsilon_r = 44$, $\sigma = 0,87$ S/m für TETRA und $\epsilon_r = 41,5$, $\sigma = 0,97$ S/m für GSM900) validiert. Abbildung VI.9 zeigt das numerische Antennenmodell und die zur Validierung verwendete Anordnung mit 10 mm Distanz zwischen der Antenne und der gewebesimulierenden Flüssigkeit (Antenne parallel zum

Phantomboden ausgerichtet). Die Validierung erfolgte einerseits hinsichtlich der Verteilung der SAR und andererseits hinsichtlich des maxSAR10g-Wertes.

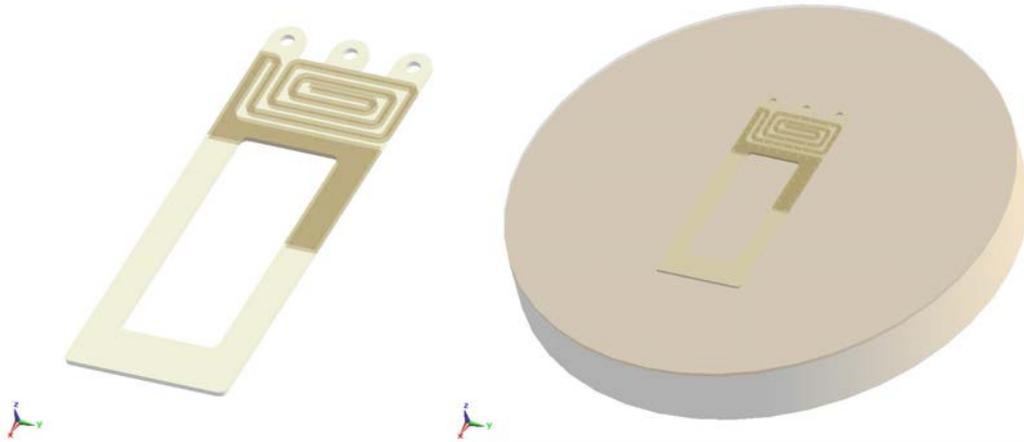


Abb. VI.9: Numerisches Antennenmodell (links) und numerisches Modell der Validierungsanordnung (rechts).

Abbildung VI.10 und Abbildung VI.11 zeigen den Vergleich der ungemittelten SAR-Verteilungen zwischen Messung und Simulation in einer Ebene 3 mm bzw. 8 mm innerhalb des Phantoms (parallel zum Phantomboden), respektive einem Abstand von 5 mm bzw. 10 mm zwischen Antenne und Phantom (ohne Phantomboden) wobei eine gute qualitative Übereinstimmung der SAR-Verteilung zwischen Simulation und Messung erkennbar ist.

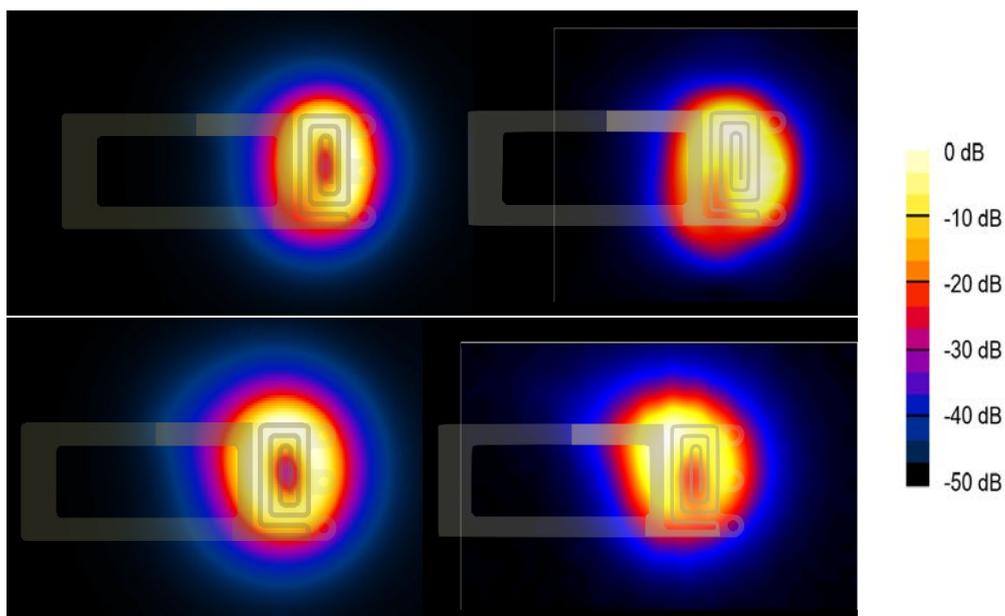


Abb. VI.10: Vergleich von Simulation (links) und Messung (rechts) in einer Ebene in 5 mm (oben) und 10 mm (unten) Distanz zur Antenne innerhalb des Flachphantoms für TETRA.

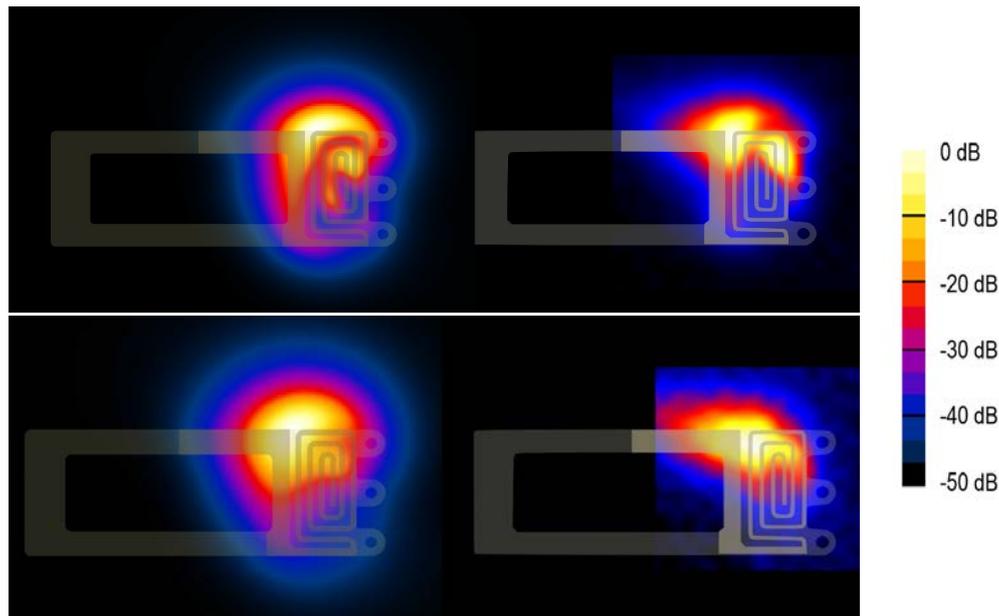


Abb. VI.11: Vergleich von Simulation (links) und Messung (rechts) in einer Ebene in 5 mm (oben) und 10 mm (unten) Distanz zur Antenne innerhalb des Flachphantoms für GSM900.

Bezüglich der maxSAR10g-Werte lagen die resultierenden Unsicherheiten des numerischen Antennenmodells für Antenne-Phantom Distanzen zwischen 5 und 10 mm sowohl bei TETRA als auch bei GSM900 bei weniger als $\pm 15\%$. Die Standard-Messunsicherheit der SAR-Messung für die betrachtete Messprozedur liegt bei ca. $\pm 10\%$.

VI.3.1.2 Variation der Antennenposition am Kopf

Die in der Praxis unvermeidlichen geringfügigen Variationen der Antennenposition relativ zum Kopf führen zu Variationen der SAR-Verteilung und der maxSAR10g-Werte, die im Unsicherheitsbudget der Exposition zu berücksichtigen sind.

Um realistische Werte für die Variationsbereiche zu ermitteln, wurde auf einen Datensatz aus [2] zurückgegriffen, der für eine bezüglich äußerer mechanischer Abmessungen idente Antenne ermittelt wurde, indem die Antenne von 20 Männern probeweise getragen und verschiedene geometrische Parameter gemessen wurden. Es wurde dabei die vorgesehene Trageweise der Antenne betrachtet, bei der die Ohrmuschel durch die Aussparung des Antennenträgers „hindurchgefädelt“ wird und sich das Schaumstoff-Distanz-Formstück mehr oder weniger gut an die Kopfoberfläche anschmiegt (siehe Abbildung VI.12).

Der Variationsbereich der Antennenposition wurde anhand eines Winkels α und zwei charakteristischen Distanzen d_1 und d_2 erhoben (siehe Abbildung VI.13):

d_1 : Distanz zwischen Antennenträgermaterial (R04003) und Kopfoberfläche an der Trägermaterial-Vorderkante, gemessen auf Höhe des Antennenmittelpunkts.

- d2: Distanz zwischen Antennenträgermaterial (R04003) und Kopfoberfläche an der Trägermaterial-Hinterkante, gemessen auf Höhe des Antennenmittelpunkts.
- α : Drehwinkel um die Ohr-zu-Ohr Achse, soweit dies ohne dauernde Krafteinwirkung auf die Ohrmuschel möglich war.



Abb. VI.12: Erhebung der Variationsbereiche charakteristischer geometrischer Parameter zur Abschätzung der Unsicherheiten zufolge von geringfügigen Schwankungen der Antennenposition.

Das Ergebnis der Erhebung der geometrischen Parameter für einen Variationsbereich von über 20 Personen ist in der Tabelle 1 aufgelistet.

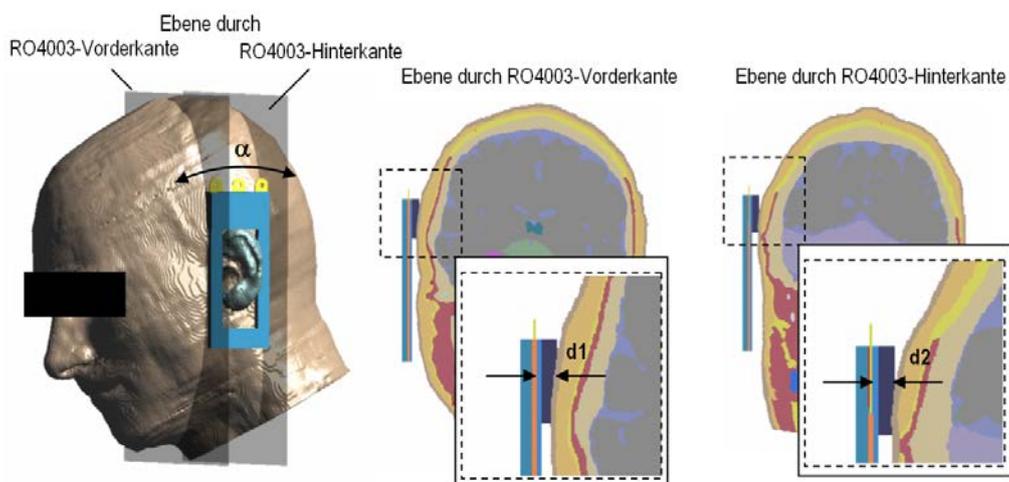


Abb. VI.13: Veranschaulichung der definierten geometrischen Parameter.

Tab. VI.1: Ergebnis der Erhebung der geometrischen Parameter für einen Variationsbereich von über 20 Personen.

Parameter	Wertebereich	Erklärung
α	0 ... 15°	gegenüber vertikaler bei aufrechter Kopf/Körperhaltung
d1	7 ... 10 mm	bei sanftem Anpressen der Antenne gegen den Kopf zur Nachstellung der Situation einer mittels der Ösen an der Kopfoberfläche befestigten Antenne (Situation „frei“)
d2	9 ... 12 mm	
d1	6 ... 8 mm	bei starkem Anpressen der Antenne gegen den Kopf zur Nachstellung der Situation, wenn der Proband mit der Antennenseite in einem Kissen liegt (Situation „im Kissen“)
d2	8 ... 10 mm	

Eine wesentliche Einflussgröße hinsichtlich der sich einstellenden Distanzen ist der Haarwuchs im Bereich der Antenne. Vor allem sehr dichtes, dickes, gewelltes Haar führt zu relativ großen Unterschieden (Variationen) zwischen den Situationen „frei“ und „im Kissen“, die zu intra-individuellen Variationen im Bereich von bis zu 3 - 4 mm führen können.

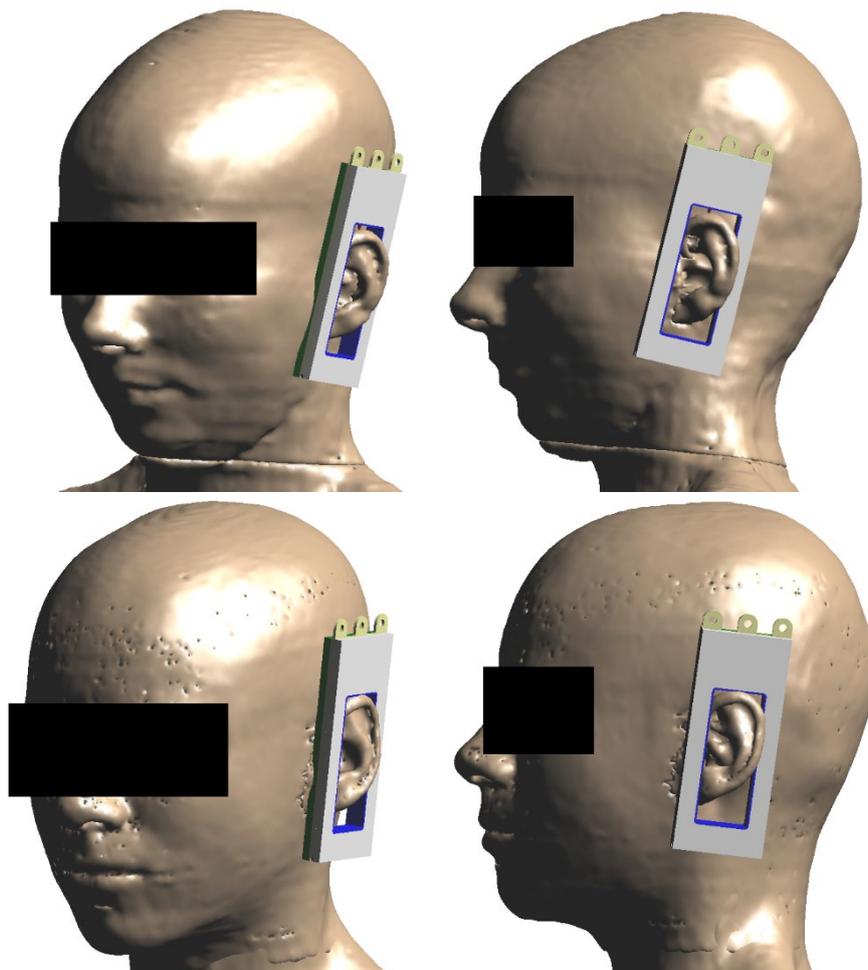


Abb. VI.14: Verwendete anatomische Kopfmodelle (oben: „Ella“, unten: „Luis“) aus der Virtual Family.

Zur Abschätzung der durch diese Parameterschwankungen verursachten resultierenden Unsicherheiten wurden Computersimulationen mit einem weiblichen („Ella“, Abbildung VI.14 oben) und einem männlichen („Luis“, Abbildung VI.14 unten) Kopfmodell bei Berücksichtigung der oben angeführten Variationsbereiche der Unsicherheitsparameter durchgeführt, wobei das Hauptaugenmerk der Variationssimulationen beim weiblichen Kopfmodell lag. Beide Modelle sind Teil der Virtual Family, die Zuordnung der dielektrischen Gewebeparameter erfolgte gemäß einer auf den Arbeiten von Gabriel et al. 1996 basierenden Internetdatenbank [4].

Bei Berücksichtigung der oben genannten Variationsbereiche und beider Kopfmodelle (insgesamt 8 unabhängige Simulationsläufe) ergibt sich ein Variationsbereich des maxSAR10g-Wertes von $\pm 30\%$ um einen Mittelwert der maxSAR10g von 9,05 W/kg/W für TETRA, sowie $\pm 33\%$ bei einem mittleren maxSAR10g von 5,35 W/kg/W bei GSM900.

VI.3.1.3 Variation der Antennenanpassung zufolge Variationen der Antennenposition

Durch die unmittelbare Nähe der Antenne zum Kopf führen Variationen der Antennenposition auch zu Variationen des Eingangsreflexionsfaktors (bzw. des S11-Streuparameters) der Antenne. Dieser Variationsbereich wurde experimentell unter realistischen Bedingungen mit unterschiedlichen Probanden (Antenne am Ohr während unterschiedlicher Liegestellungen) ermittelt. Die Ergebnisse dieser Untersuchungen zeigten, dass der Eingangsreflexionsfaktor bei den Zielfrequenzen kleiner als -7 dB bleibt, d.h., weniger als 20 % der auf die Antenne zulaufenden Leistung reflektiert wird.

Für die Unsicherheitsabschätzung wird im Mittel von 10 % Reflexion und einem Variationsbereich von ± 10 Prozentpunkten ausgegangen, d.h., der abgedeckte Variationsbereich des Eingangsreflexionsfaktors beträgt 0 bis 20 %.

VI.3.1.4 Anatomische Unterschiede zwischen Probanden

Aufgrund der Tatsache, dass die Unsicherheitsabschätzung bezüglich Variationen der Antennenposition mit zwei unterschiedlichen Kopfmodellen durchgeführt wurde, ist diese Unsicherheitsquelle (im Rahmen der gegebenen Möglichkeiten) implizit bereits in den oben dargestellten Ergebnissen berücksichtigt.

VI.3.1.5 Schwankungsbereich der dielektrischen Gewebeparameter

Individuelle Unterschiede in den dielektrischen Gewebeeigenschaften wirken sich ebenfalls direkt auf die resultierende Exposition aus. Als typischer Variationsbereich der relevanten Gewebeeigenschaften wird in der Literatur von ca. $\pm 20\%$ ausgegangen. Es wurden daher entsprechende Simulationen bei Variation der Gewebeparameter innerhalb dieses Bereiches durchgeführt, woraus sich ein Variationsbereich der maxSAR10g von $\pm 13\%$ für TETRA, bzw. $\pm 15\%$ für GSM900 ergab.

VI.3.1.6 Schwankungsbereich der Hautfeuchte

Bei Berücksichtigung der speziellen Expositionsart (Antenne direkt am Kopf, Antennenseite möglicherweise in Kissen gedreht) ist anzunehmen, dass auch die Hautfeuchte (Schweißbildung) während der Untersuchungen starken Schwankungen unterliegt. Es wurden deshalb Simulationen bei Verwendung der in der Literatur dokumentierten dielektrischen Kennwerte für trockene und nasse Haut durchgeführt. Die sich daraus ergebende resultierende Schwankungsbreite der maxSAR10g liegt für TETRA bei $\pm 2\%$, sowie für GSM900 bei $\pm 1\%$.

VI.3.1.7 Einfluss von Feuchteschwankungen der Textilummantelung der Antenne

Da die Probanden die Antenne mehrere Stunden am Kopf tragen und sich mit der die Antenne tragende Kopfseite auch in ein Kissen drehen können, ist die Frage zu klären, ob eine Schweiß-Durchfeuchtung des die Antenne umgebenden Textils zu einer merkbaren Beeinflussung der Exposition führt. Die Größenordnung des Einflusses dieser Unsicherheitsquelle wurde bereits in [2] untersucht und wird auch hier näherungsweise in der gleichen Größenordnung angenommen. Für realistische Feuchtegrade des Textils blieb der Variationsbereich des maxSAR10g Wertes kleiner als $\pm 3\%$.

VI.3.1.8 Einfluss der EEG-Elektroden

Da während der Exposition EEG-Ableitungen stattfinden, war schließlich die Frage zu klären, ob, bzw. inwieweit die am Probandenkopf befestigten EEG-Elektroden und Leitungen Einfluss auf die resultierende Expositionsverteilung haben. Dies wurde anhand einer Simulation mit dem Körpermodell „Ella“ bei nominaler Antennenposition ($\alpha = 7.5^\circ$, $d_1 = 8\text{ mm}$, $d_2 = 10\text{ mm}$, siehe auch Abbildung VI.15) untersucht.

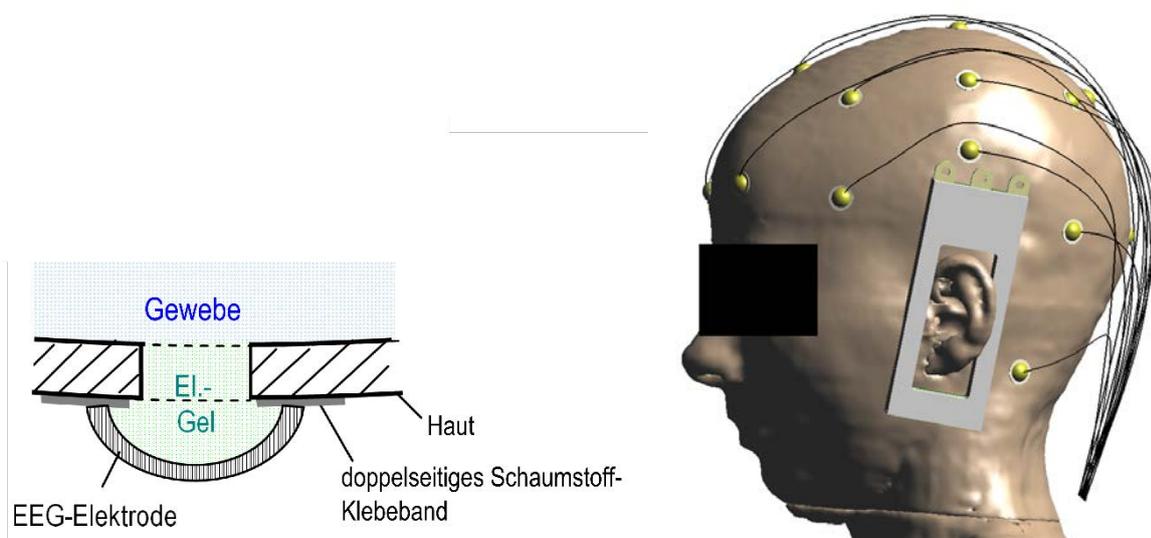


Abb. VI.15: Schema einer Elektrode inklusive Signalleitung, wie sie am Körpermodell anhand des 10-20-Systems positioniert wurde (links) und Ansicht des fertig modellierten Modells „Ella“ mit Antenne in Nominalposition sowie den EEG-Ableitungen an der linken Hemisphäre (rechts).

Die EEG-Elektroden wurden an der linken Hemisphäre des Modells, entsprechend der Antennenpositionierung am linken Ohr, nach dem 10-20-System positioniert (Abbildung VI.15, rechts), wobei das Elektrodengel möglichst großflächig, der Realität entsprechend, die Hautoberfläche des Modells berührt.

Abbildung VI.16 zeigt einen Vergleich der ungemittelten SAR-Verteilungen im Gehirn als Oberflächendarstellung aus dem ersichtlich wird, dass die EEG-Elektroden in der untersuchten Anordnung keinen relevanten Einfluss auf die SAR-Verteilung im Gehirn nehmen. Bezüglich der maxSAR10g beträgt die Variation ca. $\pm 7\%$ für TETRA sowie $\pm 2\%$ für GSM900.

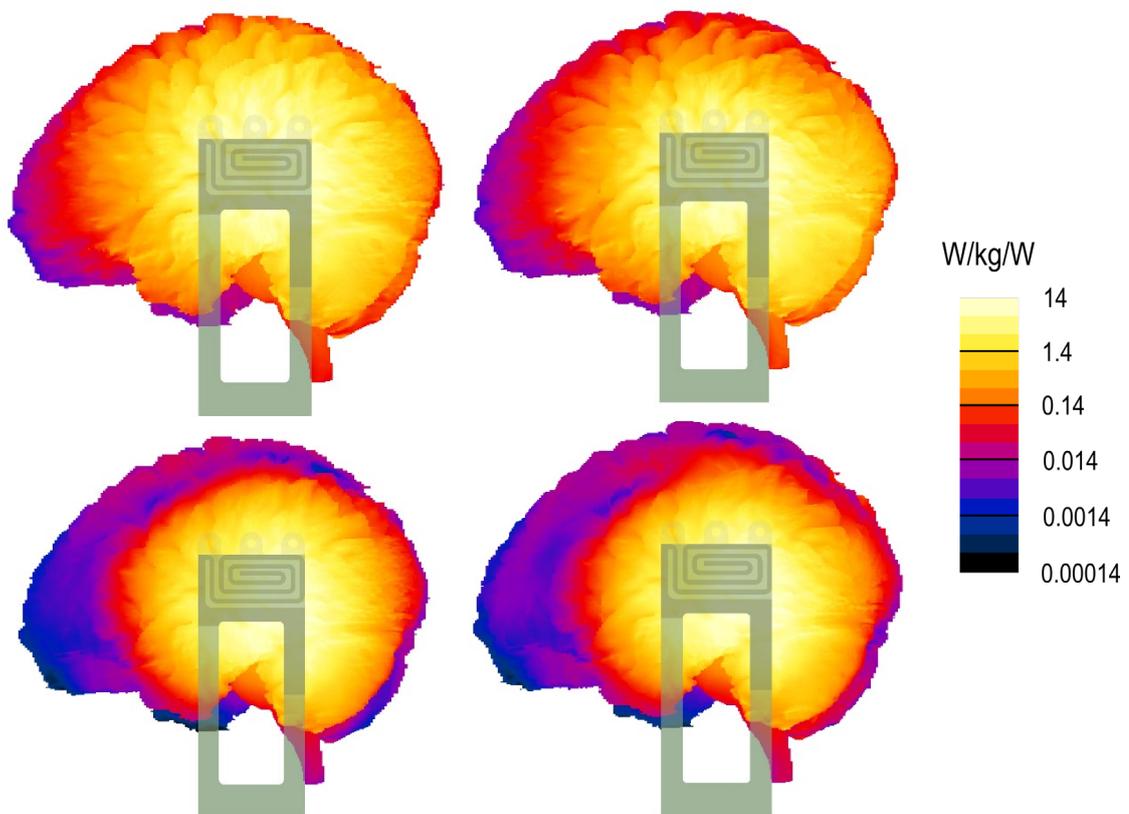


Abb. VI.16: Vergleich der (ungemittelten) SAR-Verteilungen im Gehirn mit (rechts) und ohne (links) EEG Elektroden für TETRA (oben) und GSM900 (unten) normiert auf jeweils 14 W/kg/W.

Um einerseits Beeinflussungen der Antennenanpassung und andererseits Einkopplungen des HF-Signals auf die EEG-Elektrodenleitungen zu vermeiden wird empfohlen, die EEG-Elektrodenleitungen so weit wie möglich getrennt vom Antennenkabel zu führen.

Anzumerken ist, dass die hier durchgeführten Unsicherheitsabschätzungen auf der Annahme von EEG Elektroden mit einfachen Drahtleitungen (geringe Induktivität, niedrige Impedanz im Hochfrequenzbereich) basieren und damit konservativ sind. In der Realität werden im Rahmen der Experimente spezielle EEG Elektroden mit gewendelten Leitungen (hohe Induktivität und damit hohe Impedanz im Hochfrequenzbereich) verwendet, was die Wechselwirkungen zwischen den EEG-

Elektroden und dem Hochfrequenzfeld deutlich geringer ausfallen lässt, als hier, aus Gründen notwendiger Vereinfachungen bei der numerischen Modellbildung, angegeben.

VI.3.1.9 Zusammenfassende Unsicherheitsabschätzung

Unter Berücksichtigung aller oben genannten Daten und Einflussgrößen ergeben sich die folgende Leistungsbilanz (Tabelle VI.2) und Unsicherheitsbilanz (Tabelle VI.3), wobei bei der Unsicherheitsbilanz näherungsweise statistische Unabhängigkeit der Einzelbeiträge und (in konservativer Weise) Normalverteilung aller Beiträge angenommen wurde.

Tab. VI.2: Leistungseffizienz und erforderliche angebotene HF-Leistung am Eingang des blauen (ca. 1,5 m langen) Antennenkabels.

	Exposition 6 W/kg (TETRA)	Exposition 2 W/kg (GSM900)
mittlere Leistungseffizienz bezüglich maxSAR10g	7,41 W/kg/W	9,09 W/kg/W
Erforderliche akzeptierte Leistung am Antenneneingang	0,81 W	0,22 W

Tab. VI.3: Unsicherheitsbilanz und sich daraus ergebende Variationsbereiche der zu erwartenden Exposition in Form der maxSAR10g für TETRA und GSM900.

Beschreibung der Unsicherheitsbeiträge	Unsicherheitsbeitrag	
	Expositionsstufe 6 W/kg (TETRA)	Expositionsstufe 2 W/kg (GSM900)
Antennennvalidierung	±15%	±15%
SAR Messunsicherheit	±10%	±10%
maxSAR10g Variation zufolge physiologischem Variationsbereich der dielektrischen Gewebeeigenschaften	±13%	±15%
maxSAR10g Variation zufolge physiologischem Variationsbereich der Hautfeuchte	±2%	±1%
maxSAR10g Variation zufolge Schweiß-Durchfeuchtung der Textilummantelung der Antenne (aus früheren Untersuchungen)	±3%	±3%
Schwankungsbreite des Eingangsreflexionsfaktors (Leistung)	±10%	10%
maxSAR10g Variation zufolge veränderlicher Antennenposition relativ zum Kopf	±30%	±33%
Gesamtunsicherheit (rss)	±39%	±42%
Min (maxSAR10g)	3.67 W/kg	1.16 W/kg
Max (maxSAR10g)	8.33 W/kg	2.84 W/kg

VI.3.2 Gehirnregionenspezifische Absorptionsanalyse

Aufgrund der stark lokalen Exposition des Gehirns ist für die Interpretation der Studienergebnisse weniger die maximale über 10g Gewebe gemittelte SAR (über alle Kopfgewebe gemittelte maxSAR10g) ausschlaggebend, sondern vielmehr die Absorption in den unterschiedlichen Gehirnbereichen. Einen groben Überblick über die Absorptionsverhältnisse im Modell Ella gibt Abbildung VI.17, wobei jeweils die Ergebnisse für TETRA und GSM900 gezeigt sind.

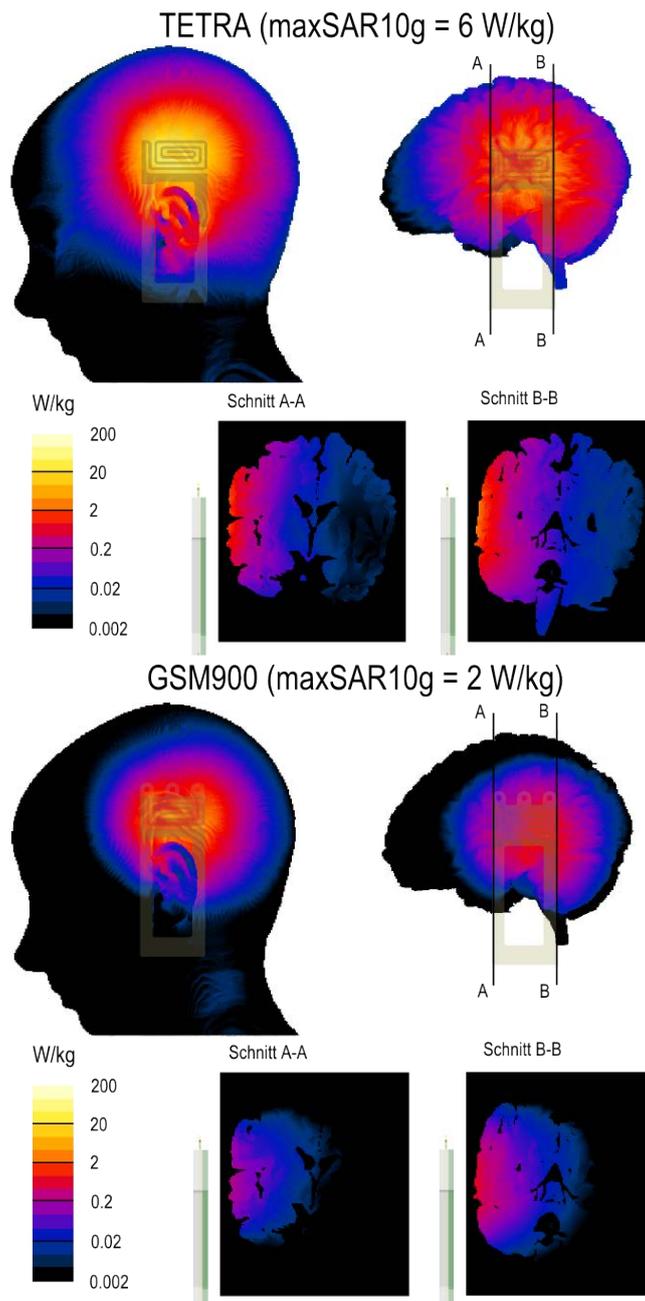


Abb. VI.17: Graphische Darstellung der Absorptionsverteilung im Kopf bzw. im Gehirn am Beispiel des Modells Ella mit der Antenne in Nominalposition für TETRA (oben) und GSM900 (unten).

Tab. VI.4: Mittlere SAR in den 50 am höchsten exponierten Gehirnregionen, sortiert nach den Ergebnissen von Ella in nominaler Position bei der Expositionsstufe von maxSAR10g = 6 W/kg (TETRA) bzw. maxSAR10g = 2 W/kg (GSM900).

Talairach-Level					mittlere SAR [mW/g] @ maxSAR10g = 6 W/kg (TETRA)			mittlere SAR [mW/g] @ maxSAR10g = 2 W/kg (GSM900)		
Level 1	Level 2 (Lobus)	Level 3 (Gyrus)	Level 4 (Gewebe) G = grau W = weiß	Level 5 (Brodmann Area)	MEAN	MAX	MIN	MEAN	MAX	MIN
*	*	Superior Temporal Gyrus	*	*	1.918	2.844	1.212	0.389	0.757	0.208
Left Cerebrum	Temporal	Postcentral Gyrus	*	*	1.831	3.268	1.083	0.224	0.456	0.132
*	Temporal	*	*	*	1.426	1.595	1.032	0.617	0.675	0.500
Left Cerebrum	Temporal	Supramarginal Gyrus	*	*	1.312	2.457	0.726	0.237	0.598	0.111
Left Cerebrum	Temporal	Middle Temporal Gyrus	G	37	1.244	1.550	0.970	0.412	0.562	0.301
Left Cerebrum	Occipital	Superior Temporal Gyrus	*	*	1.239	2.465	0.691	0.183	0.451	0.085
Left Cerebrum	Temporal	Inferior Temporal Gyrus	G	37	1.222	1.422	1.021	0.519	0.629	0.424
Left Cerebrum	Temporal	Transverse Temporal Gyrus	*	*	1.194	1.372	0.836	0.182	0.290	0.133
Left Cerebrum	Temporal	Middle Temporal Gyrus	G	20	1.186	1.361	0.962	0.592	0.691	0.498
Left Cerebrum	Occipital	Inferior Temporal Gyrus	*	*	1.160	1.471	0.814	0.352	0.509	0.243
Left Cerebrum	Temporal	Inferior Temporal Gyrus	G	19	1.123	1.407	0.805	0.346	0.502	0.220
Left Cerebrum	Temporal	Supramarginal Gyrus	G	40	1.052	1.627	0.650	0.241	0.467	0.119
Left Cerebrum	Temporal	Middle Occipital Gyrus	*	*	0.999	1.445	0.700	0.233	0.387	0.142
Left Cerebrum	Occipital	Inferior Temporal Gyrus	G	19	0.984	1.264	0.691	0.243	0.358	0.158
Left Cerebrum	Temporal	Superior Temporal Gyrus	G	42	0.953	1.215	0.767	0.229	0.398	0.172
Left Cerebrum	Temporal	Fusiform Gyrus	G	19	0.940	1.270	0.660	0.292	0.397	0.208
Left Cerebrum	Temporal	Inferior Temporal Gyrus	*	*	0.938	1.044	0.690	0.398	0.451	0.309
Left Cerebrum	Temporal	Transverse Temporal Gyrus	G	42	0.923	1.141	0.661	0.161	0.246	0.119
Left Cerebrum	Occipital	Inferior Temporal Gyrus	G	37	0.919	1.212	0.676	0.246	0.376	0.158
Left Cerebrum	Temporal	Middle Temporal Gyrus	G	*	0.918	1.514	0.700	0.384	0.677	0.301
Left Cerebrum	Temporal	Superior Temporal Gyrus	G	21	0.866	1.086	0.685	0.208	0.293	0.166
Left Cerebrum	Occipital	Middle Occipital Gyrus	G	37	0.858	1.167	0.642	0.244	0.375	0.163
Left Cerebrum	Temporal	Inferior Temporal Gyrus	W	*	0.844	0.943	0.719	0.352	0.415	0.295
Left Cerebrum	Temporal	Middle Temporal Gyrus	G	21	0.816	1.024	0.630	0.305	0.446	0.237
Left Cerebrum	Parietal	Postcentral Gyrus	G	1	0.771	1.301	0.426	0.075	0.147	0.034
Left Cerebrum	Parietal	Postcentral Gyrus	G	43	0.764	1.063	0.497	0.126	0.187	0.077
Left Cerebrum	Temporal	Middle Temporal Gyrus	*	*	0.762	1.045	0.568	0.243	0.348	0.173
Left Cerebrum	Occipital	Middle Temporal Gyrus	*	*	0.759	1.100	0.519	0.212	0.363	0.119
Left Cerebrum	Temporal	Inferior Temporal Gyrus	G	21	0.749	0.907	0.595	0.267	0.323	0.206
Left Cerebrum	Temporal	Inferior Temporal Gyrus	G	20	0.739	0.819	0.590	0.318	0.360	0.278
Left Cerebrum	Parietal	Supramarginal Gyrus	*	*	0.735	1.307	0.409	0.112	0.256	0.047
Left Cerebrum	Temporal	Superior Temporal Gyrus	G	22	0.697	0.888	0.533	0.225	0.352	0.154
Left Cerebrum	Temporal	Middle Temporal Gyrus	W	*	0.681	0.922	0.492	0.295	0.401	0.216
Left Cerebrum	Parietal	Supramarginal Gyrus	G	39	0.651	1.101	0.340	0.073	0.170	0.031
Left Cerebrum	Temporal	Superior Temporal Gyrus	G	39	0.649	1.021	0.414	0.171	0.317	0.091
Left Cerebrum	Parietal	Supramarginal Gyrus	G	40	0.644	1.099	0.370	0.104	0.231	0.044
Left Cerebrum	Occipital	Inferior Temporal Gyrus	G	*	0.643	0.891	0.461	0.162	0.259	0.101
Left Cerebrum	Parietal	Inferior Parietal Lobule	*	*	0.642	1.097	0.357	0.066	0.141	0.029
Left Cerebrum	Temporal	Middle Temporal Gyrus	G	22	0.639	0.990	0.556	0.489	0.657	0.339
Left Cerebrum	Temporal	Fusiform Gyrus	G	37	0.636	0.737	0.495	0.339	0.405	0.275
Left Cerebrum	Temporal	Precentral Gyrus	*	*	0.622	0.811	0.417	0.137	0.191	0.091
Left Cerebellum	Posterior	Tuber	*	*	0.620	0.794	0.341	0.241	0.303	0.093
Left Cerebrum	Temporal	Sub-Gyral	G	37	0.603	0.782	0.428	0.413	0.505	0.317
*	*	Inferior Temporal Gyrus	*	*	0.600	0.743	0.063	0.210	0.264	0.013
Left Cerebrum	Temporal	Fusiform Gyrus	*	*	0.595	0.675	0.433	0.290	0.340	0.244
Left Cerebrum	Temporal	Middle Temporal Gyrus	G	39	0.589	0.904	0.387	0.139	0.256	0.077
Left Cerebrum	Occipital	Inferior Temporal Gyrus	W	*	0.580	0.802	0.415	0.149	0.237	0.094
Left Cerebrum	Temporal	Fusiform Gyrus	G	36	0.570	0.656	0.469	0.284	0.367	0.233
Left Cerebrum	Occipital	Middle Temporal Gyrus	G	19	0.569	0.826	0.389	0.166	0.284	0.095
Left Cerebrum	Temporal	Superior Temporal Gyrus	G	*	0.565	0.705	0.458	0.169	0.229	0.134

Diese Darstellungsform der Absorptionsverteilung ist einerseits zwar anschaulich, andererseits lässt sie jedoch nur sehr eingeschränkt eine quantitative vergleichende Beurteilung der Absorption in unterschiedlichen Gehirnbereichen zu.

Neben den oben anhand einiger Beispiele gezeigten graphischen Möglichkeiten, die Verteilung der SAR im Gehirn zu dokumentieren, besteht auch die Möglichkeit einer detaillierten Auswertung der Simulationsergebnisse, basierend auf dem Talairach-Gehirnatlas [5]. Diese Auswertungen wurden für alle oben beschriebenen und mit dem Modell Ella bzw. Luis durchgeführten Simulationen, unter Zuhilfenahme eines speziellen in SEMCAD X implementierten Algorithmus vorgenommen. Die Ergebnisse sind für die beiden betrachteten Expositionsstufen TETRA und GSM900 in Tabelle VI.4 für die 50 am höchsten exponierten Gehirnareale zusammengefasst. Die angegebenen „mittleren“ SAR-Werte sind jeweils als Quotient der gesamten im jeweiligen Gehirnareal absorbierten HF-Leistung und der Gesamtmasse des jeweiligen Gehirnareals zu verstehen. MEAN-Werte beziehen sich auf die nominale Exposition ($\text{maxSAR}_{10g} = 6 \text{ W/kg}$ bzw. 2 W/kg), MAX- und MIN-Werte geben die gesamte Variationsbreite zufolge unterschiedlicher Antennenpositionen, unterschiedlicher Hautfeuchtegrade und unterschiedlicher dielektrischer Gewebeeigenschaften an. Die vollständige Liste mit den Auswertungsergebnissen mit über 800 unterschiedlichen Gehirnarealen findet sich im Anhang A2.

VI.3.3 Temperaturuntersuchungen

Um sicher zu stellen, dass eine Entblindung der Expositionen bedingt durch die Gewebe- und Antennenerwärmung aufgrund der HF-Einstrahlung, nicht möglich ist, wurden mit dem Modell Ella Thermosimulationen durchgeführt. Abbildung VI.18 zeigt die jeweiligen Messpunkte der in Abbildung VI.19 bzw. Abbildung VI.20 gezeigten Temperaturverläufe, sowie der in Tabelle 5 angeführten Temperaturanstiege nach einer Expositionsdauer von einer Stunde (entspricht eingeschwungenem Zustand der Temperaturänderung) bei einer Expositionsstufe von 6 W/kg (TETRA), respektive 2 W/kg (GSM900).

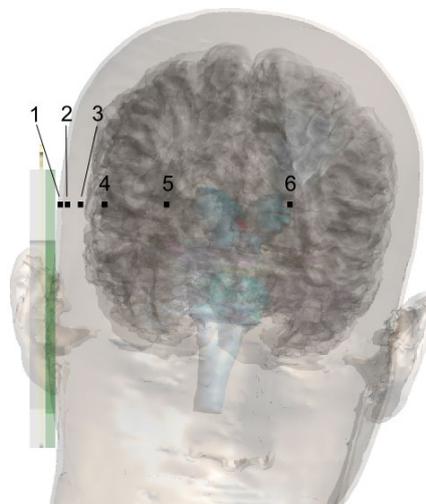


Abb. VI.18: Temperaturmesspunkte innerhalb des Modells Ella.

Wie zu erkennen ist, bleibt der Temperaturanstieg unterhalb jenes wahrnehmbaren Schwellwertes von einem Grad Celsius, der im Zuge einer eigens durchgeführten Vorstudie ermittelt wurde.

Tab. VI.5: Temperaturanstieg des Gewebes bedingt durch die HF-Einstrahlung sowie durch die Antennenerwärmung an definierten Messpunkten nach einer Expositionsdauer von einer Stunde (entspricht eingeschwungenem Zustand der Temperaturänderung).

Positionsnummer	Abstand zur Antenne [mm]	Gewebe/Region	Temperaturanstieg [°C]	
			Expositionsstufe 6 W/kg (TETRA)	Expositionsstufe 2 W/kg (GSM900)
1	7	Haut	0.85	0.82
2	10	Subkutanes Fett	0.71	0.56
3	15	Schädelknochen	0.39	0.27
4	25	Gehirn	0.04	0.03
5	50	Gehirn	< 0.01	< 0.01
6	100	Gehirn	< 0.01	< 0.01

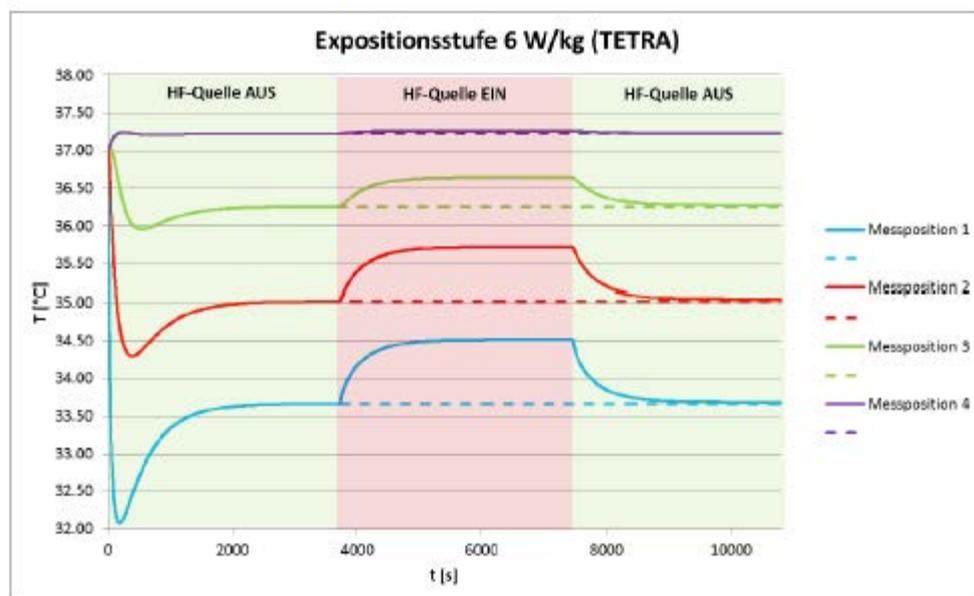


Abb. VI.19: Temperaturverläufe in den Messpositionen 1 bis 4 im Kopf des Modells Ella bei einer Expositionsstufe von 6 W/kg (TETRA) mit Berücksichtigung der Antennenerwärmung, wobei die HF-Quelle in den grünen Bereichen ausgeschaltet und im roten Bereich eingeschaltet ist. Die in Tabelle 5 aufgelisteten Temperaturanstiege verstehen sich als Differenz der Temperaturen vom Ende des roten sowie dem Ende des ersten grünen Bereiches.

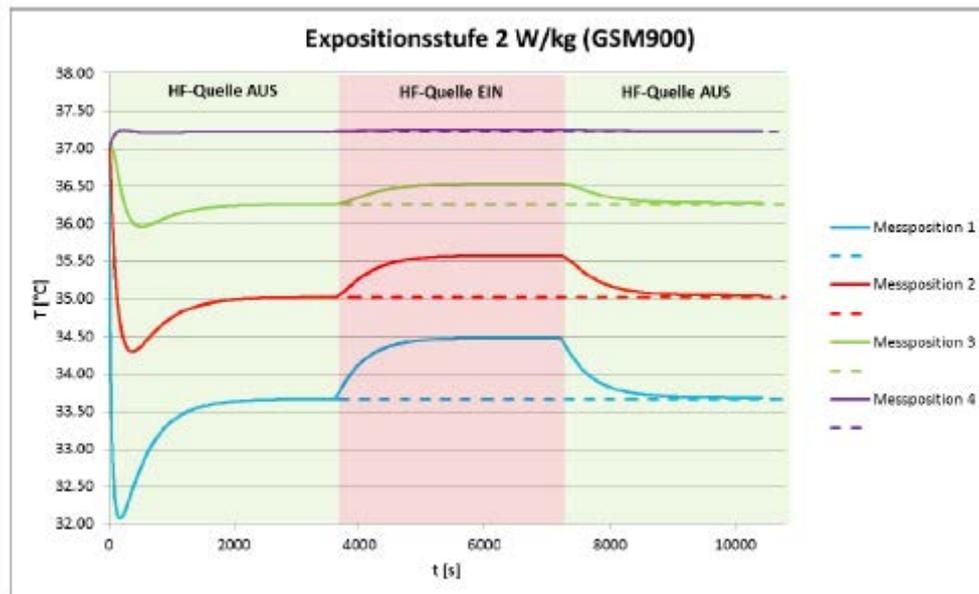


Abb. VI.20: Temperaturverläufe in den Messpositionen 1 bis 4 im Kopf des Modells Ella bei einer Expositionsstufe von 2 W/kg (GSM900) mit Berücksichtigung der Antennenerwärmung, wobei die HF-Quelle in den grünen Bereichen ausgeschaltet und im roten Bereich eingeschaltet ist. Die in Tabelle 5 aufgelisteten Temperaturanstiege verstehen sich als Differenz der Temperaturen vom Ende des roten sowie dem Ende des ersten grünen Bereiches.

VI.4 Messung der Hintergrundfelder am Probandenplatz

Im Rahmen der Installation der Expositionseinrichtung im Schlaflabor der Charité Berlin (Klinik und Hochschulambulanz für Psychiatrie und Psychotherapie, Hindenburgdamm 30, 12200 Berlin) wurden die elektromagnetischen Hintergrundimmissionen in den geschirmten Probandenräumen (Raumnummern: 5011-1509 und 5011-1510) im Frequenzbereich von 0 Hz bis 250 MHz (magnetisches Feld) bzw. 5 Hz bis 3 GHz (elektrisches Feld) gemessen.

Für die Messungen wurden die in Tabelle VI.6 angeführten Geräte verwendet. Gemessen wurde in mehreren Positionen im Aufenthaltsbereich der Probanden, insbesondere an der Position des Kopfes eines vor dem Tisch sitzenden Probanden und am Kopfende des Bettes, jeweils in der Situation, wie sie während der Experimente vorherrscht (Computer und Monitor am Tisch angeschaltet während der Messungen am Tisch, Computer und Monitor ausgeschaltet während der Messungen am Bett). Die Zimmerbeleuchtung war jeweils angeschaltet.

Die statische magnetische Flussdichte lag in allen untersuchten Positionen im Normalbereich des statischen Erdmagnetfeldes, d.h. zwischen 40 und 50 μT .

Außer bei 50 Hz lagen alle Immissionen im Frequenzbereich zwischen 5 Hz und 3 GHz unterhalb der Nachweisgrenzen der verwendeten Messgeräte (vgl. Tabelle VI.6), was die Effektivität der Abschirmmaßnahmen in den Probandenräumen bestätigt. Die gemessenen 50 Hz Immissionen sind in Tabelle VI.7 zusammengefasst.

Tab. VI.6: Verwendete Feldsonden, Einsatzfrequenzbereich und Nachweisgrenze.

Gerät	Hersteller	Feldsonde	Feld	Frequenzbereich	Nachweisgrenze	Ser.-Nr
MF 400	Chauvin Arnoux	MF05	B-Feld	0 Hz	1 μ T	100365AEK + 100352AEK
EFA 300	Narda	100 cm ²	B-Feld	5 Hz – 400 Hz	0,001 μ T	W-0010 + AP-0018
EFA 300	Narda	Würfel	E-Feld	5 Hz – 400 Hz	0.14 V/m	W-0010 + U-0014
ESM 100	Mascheck	ESM 100	E-Feld B-Feld	5 Hz – 400 kHz	0,1 V/m 0,001 μ T	971659
EHP 200	Narda	EHP 200	E-Feld	9 kHz – 30 MHz	0,05 V/m	020WJ80503
SRM3000	Narda	100 cm ²	B-Feld	100 kHz – 250 MHz	0,0001 μ T @ 100 kHz RBW	G00033 + B0066
SRM3000	Narda	100 cm ²	E-Feld	75 MHz – 3 GHz	0,03 V/m @ 100 kHz RBW	G00033 + G0045

Tab. VI.7: 50 Hz Hintergrundimmissionen in den Probandenräumen.

Messposition	Magnetische Flussdichte (50Hz) μ T	Elektrische Feldstärke (50 Hz) V/m
Raum 5011-1509, Bett, Kopfende	0,13	1,4
Raum 5011-1509, Arbeitsplatz, Kopfbereich	0,08	1,9
Raum 5011-1510, Bett, Kopfende	0,19	1,3
Raum 5011-1509, Arbeitsplatz, Kopfbereich	0,10	1,9

VI.5 Literatur

- [1] Bolz T, Bahr A, Schmid G, Überbacher R. 2010. Abschlussbericht zum Aufbau einer Expositionseinrichtung im Rahmen des Forschungsvorhabens „Probandenstudie zur Untersuchung des Einflusses der für TETRA genutzten Signalcharakteristik auf kognitive Funktionen“. Abrufbar unter URL: https://doris.bfs.de/jspui/bitstream/urn:nbn:de:0221-2014090311644/3/BfS_2014_FM8846.pdf. (Link „Beschreibung der Expositionsanlage“; Stand: 07.12.2018)
- [2] Schmid G, Bolz T, Überbacher R, Escorihuela-Navarro A, Bahr A, Dorn H, Sauter C, Eggert T, Danker-Hopfe H. 2012. Design and dosimetric analysis of a 385 MHz TETRA head exposure system for use in human provocation studies. *Bioelectromagnetics* 33:594-603

- [3] Bahr A, Dorn H, Bolz T. 2006. Dosimetric assessment of an exposure system for simulation GSM and WCDMA mobile phone usage. *Bioelectromagnetics* 27:320-327
- [4] Italian National Research Council: Internet resource for the calculation of dielectric properties of body tissues: <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/>.
- [5] Talairach, J., Tournoux, P.: Co-Planar Stereotaxic Atlas of the Human Brain. Thieme, Stuttgart 1988, ISBN 3-13-711701-1

VI.6 Verweis Anhang

Basierend auf dem Talairach-Gehirnatlas ist in den nachfolgenden Tabellen die numerische Auswertung der SAR für über 800 unterschiedliche Gehirnareale zusammengefasst. [In diesem Abschlussbericht findet sich die genannte Tabelle im Anhang (Tab. AVI.1)].

VII Probandinnen

VII.1 Ein- und Ausschlusskriterien

Die Zielstichprobe der Studie waren 30 gesunde, ältere Probandinnen im Alter von 60-80 Jahren. Die Kriterien, die erfüllt sein mussten, damit interessierte Teilnehmerinnen in die Studie eingeschlossen werden konnten, sind in Tab. VII.1 zusammengestellt. Ausschlusskriterien, die sich z.T. aus der Umkehr der Einschlusskriterien ergeben, sind in Tab.VII.2 dargestellt.

VII.2 Verfahren zur Probandenrekrutierung

Die Probandinnen wurden für diese Studie mit folgenden Verfahren rekrutiert: Teilnahme an früheren Studien, Mund-zu-Mund Propaganda, Flyer Seniorensport, Anzeigen auf eigener Homepage, Email-Verteiler des Vereins zur Förderung der Seniorenuniversität Berlin e.V. (pro seniores), Anzeigen auf Probanden.info.

Die Überprüfung der Ein- und Ausschlusskriterien erfolgte auf verschiedenen Ebenen.

Tab. VII.1: Einschlusskriterien für eine Studienteilnahme.

Einschlusskriterien
• Geschlecht: weiblich
• Alter: ≥ 60 und ≤ 80 Jahre
• körperliche und psychische Gesundheit
• Rechtshändigkeit
• Alpha-Rhythmus als Grundrhythmus im Ruhe-EEG mit geschlossenen Augen
• vorhandene Einwilligungsfähigkeit
• keine Schlafstörungen in der Vorgeschichte
• keine aktuelle subjektive Schlafstörung
• normale Tag-/Nachtorganisation
• keine Einnahme von Drogen, kein Substanzmissbrauch in der Vorgeschichte
• Nichtraucherin
• Keine nicht gut eingestellte Medikation, die das ZNS beeinflusst

Tab. VII.2: Ausschlusskriterien für eine Studienteilnahme.

Ausschlusskriterien
• Vorliegen schwerwiegender neurologischer und internistischer Vorerkrankungen
• psychiatrische Erkrankungen in der Vorgeschichte oder aktuell
• akute schwerwiegende körperliche Erkrankung
• Einschränkung der Konzentration oder Aufmerksamkeit, Beeinträchtigung der Merkfähigkeit oder des Gedächtnisses, der Sprache oder der Motorik
• Operationen und Eingriffe am ZNS in den letzten sechs Monaten
• Tätowierungen im Hals- und Kopfbereich
• Schlafstörungen in der Vorgeschichte oder aktuell
• Auffälligkeiten im EKG
• subjektiv erhöhte Einschlafneigung am Tag (Epworth Schläfrigkeitsskala, ESS- Score > 10)
• extremer Abendtyp (MAB-Score < 31), bei einem extremen Morgentyp (MAB-Score > 69) wurden für die Bewertung zusätzlich die Aufwachzeiten aus dem Schlaftagebuch herangezogen
• Pittsburgh Schlafqualitätsindex: PSQI > 6
• Selbstbeurteilungs-Angst Skala: SAS > 36
• Selbstbeurteilungs-Depressions Skala: SDS > 40
• ungewöhnliche Tag-/Nachtorganisation (regelmäßige Schichtarbeit)
• übermäßiger Alkoholkonsum (> 2 Gläser Wein/Tag oder > 3 Gläser Bier/Tag)
• elektronische Implantate jedweder Art
• Allergien, soweit sie für das Kleben von Elektroden von Bedeutung sind
• übermäßiger Konsum koffeinhaltiger Getränke (> 5 Tassen/Tag)
• stärkere Beeinträchtigung des Seh- und Hörvermögens (Brillenstärke > +/- 3 dpt, Erfordernis eines Hörgerätes)
• in der Adaptationsnacht im Labor: PLMS-Arousal-Index \geq 20/h, AHI-Index \geq 15/h
• in der Adaptationsnacht im Labor: Schlafeffizienz < 70%

VII.2.1 Stufe 1: Telefoninterview

Die Probandinnen haben sich entweder direkt telefonisch beim Studienpersonal gemeldet oder sind kontaktiert worden, nachdem sie per E-Mail Interesse an näheren Informationen zur Studie bekundet hatten. In dem Gespräch wurden die Interessentinnen über die Studie (Dauer, Screening-Untersuchungen, Abläufe etc.) informiert. Es erfolgte bereits ein erstes Screening auf

Ausschlusskriterien hinsichtlich Alter, Geschlecht, Händigkeit, Beruf (von Bedeutung für die Machbarkeit der Studie hinsichtlich des zeitlichen Aufwands), Krankheiten, Allergien, Medikamenteneinnahme, Tag-/Nachtrhythmus, Schlafstörungen, elektrisch leitfähige Implantate, Tätowierungen, übermäßiger Koffein-/Alkoholkonsum, Drogenkonsum, Seh- und Hörbeeinträchtigungen sowie Raucherstatus.

VII.2.2 Stufe 2: Fragebögen

Die auf der nächsten Stufe des Screenings verwendeten Fragebögen sind in Tab. VII.3 zusammengestellt und im Folgenden kurz beschrieben.

Tab. VII.3: Fragebögen, die zum Screening eingesetzt wurden.

Im Screening eingesetzte Fragebögen
• Allgemeiner Schlaffragebogen (ASF)
• Pittsburgh Schlafqualitätsindex (PSQI)
• Morgen-Abendtyp-Bestimmung (MAB)
• Schlaftagebuch (Abend-Morgen-Protokolle)
• Epworth Sleepiness Scale (ESS)
• Selbstbeurteilungs-Depressions Skala (SDS)
• Selbstbeurteilungs-Angst Skala (SAS)
• Händigkeitsfragebogen
• Fragebogen bezüglich der Einstellung zur Nutzung von Mobilfunktelefonen

VII.2.2.1. Allgemeiner Schlaffragebogen (ASF)

Der Allgemeine Schlaffragebogen (ASF) ist ein 100-Item-Screeningfragebogen und gehört in der Ambulanz unseres Schlaflabors zu den täglich eingesetzten Verfahren (ASF; Zulley, 2002). Er liefert Angaben zum allgemeinen Schlaf-/Wachverhalten sowie zur Leistungsfähigkeit und gibt Hinweise auf das mögliche Vorliegen von Schlafstörungen und von differentialdiagnostisch zu erwägenden Störungen. Des Weiteren enthält der ASF Fragen zu Vorerkrankungen und zur Familienanamnese sowie zu aktueller Medikamenteneinnahme, zu Alkohol- und Nikotinkonsum.

VII.2.2.2. Pittsburgh Schlafqualitätsindex (PSQI)

Dieses Selbstbeurteilungsverfahren erfasst quantitative Aspekte der Schlafqualität wie Schlafdauer, Einschlaf latenz, Anzahl der nächtlichen Aufwachereignisse, aber auch subjektive Aspekte der Schlaftiefe und der Erholbarkeit des Schlafes (Buysse et al., 1989). Der Pittsburgh Schlafqualitätsindex

(PSQI) besteht aus 19 Selbstbeurteilungsfragen sowie fünf Fragen, die von einem Partner oder Mitbewohner beurteilt werden sollen, wobei in die Auswertung nur die selbstbeurteilten Fragen eingehen. Die Beurteilungsbasis umfasst die zurückliegenden vier Wochen. Insgesamt gehen sieben Komponenten in die Beurteilung ein: subjektive Schlafqualität, Schlaflatenz, Schlafdauer, Schlaffeffizienz, Schlafstörungen, Schlafmittelkonsum und Tagesmüdigkeit. Bei jungen Personen ist ein Gesamtwert ≤ 5 unauffällig, Werte > 5 weisen dagegen auf eine reduzierte Schlafqualität hin. Da bei gesunden älteren Personen ein PSQI-Score von 6 nicht selten ist (Buysse et al. 1991), wurde in der vorliegenden Studie ein Gesamtwert ≤ 6 als unauffällig akzeptiert. Die hier verwendete deutsche Version stammt von der Homepage der Deutschen Gesellschaft für Schlafforschung und Schlafmedizin (DGSM; DGSM, o.J.a).

VII.2.2.3. Morgen-Abendtyp-Bestimmung (MAB)

Der Fragebogen zur Bestimmung des Morgen- und Abendtyps (MAB) nach Horne und Östberg (1976) erhebt interindividuelle Differenzen der bevorzugten Zubettgehzeit sowie der bevorzugten Aktivitätsverteilung über den Tag und erlaubt eine Einteilung in 5 verschiedene Typen. Auf diese Weise lässt sich die individuelle Phasenlage der circadianen Rhythmik einschätzen. Die Auswertung der 19 Fragen führt zu einer Kategorisierung in „stark ausgeprägte Morgentypen“ (Score > 69), „schwach ausgeprägte Morgentypen“ (Score = 59-69), „Indifferenztypen“ (Score = 42-58), „schwach ausgeprägte Abendtypen“ (Score = 31-41) und „stark ausgeprägte Abendtypen“ (Score < 31). Probanden mit deutlicher Phasenverschiebung waren in der vorliegenden Studie auszuschließen. In der vorliegenden Studie wurde die deutsche Version von Östberg (1976) verwendet.

VII.2.2.4. Schlafstagebuch

Über einen Zeitraum von zwei Wochen vor Beginn der Studie dokumentierten die Probanden die Zeit ihres Zubettgehens und Aufstehens, ihre Schlafdauer, Schlaflatenz sowie die Anzahl und Dauer nächtlicher Aufwachepisodes und bewerteten die Schlafqualität in der Kurzversion des Abend- und Morgenprotokolls. Auf diese Weise sollten Unregelmäßigkeiten der Tag-/Nachtorganisation sowie ein chronischer Schlafmangel aufgedeckt werden. Die Kurzversion kann von der Homepage der DGSM heruntergeladen werden (DGSM, o.J.b).

VII.2.2.5. Epworth Schläfrigkeitsskala (ESS)

Bei der von Johns (1991) entwickelten Epworth Schläfrigkeitsskala (ESS) handelt es sich um einen Kurzfragebogen zur Erfassung der Einschlafneigung bzw. allgemeinen Tagesschläfrigkeit unabhängig von der Tages- und Wochenzeit. Retrospektiv wird die subjektiv eingeschätzte Einschlafneigung in acht typischen Alltagssituationen erhoben. Die Bewertung der acht Alltagssituationen durch den Probanden erfolgt auf einer vierstufigen Skala (0 = würde niemals einnicken; 3 = hohe Wahrscheinlichkeit einzunicken). Der Gesamtwert liegt zwischen 0 und 24, bei einem Wert > 10 wird von einer erhöhten Einschlafneigung ausgegangen. In der vorliegenden Studie wurde die deutsche Version der DGSM eingesetzt (DGSM, o.J.c).

VII.2.2.6. Selbstbeurteilungs-Depressions-Skala (SDS)

Die Self-Rating Depression Scale (SDS) ist eine von Zung (1965) entwickelte Selbstbeurteilungsskala zur Aufdeckung und quantifizierbaren Abschätzung depressiver Zustände. Der Proband gibt auf einer vierstufigen Skala (von 1 = „nie oder selten“ bis 4 = „meistens oder immer“) an, wie oft Symptome, Erlebnisse oder Beschwerden bei ihm auftreten. Die Summe der Punktwerte der 20 Items ergibt den Gesamt-Rohwert, zum Ausschluss aus der Studie führten Punktwerte über 40.

VII.2.2.7. Selbstbeurteilungs-Angst-Skala (SAS)

Bei der von Zung (1971) entwickelten Selbstbeurteilungs-Angst-Skala (SAS) handelt es sich um eine Selbstbeurteilungsskala zur Erfassung von Angst als klinischer Erkrankungsform. Die Einschätzung der Auftretenshäufigkeit von Symptomen, Erlebnissen oder Beschwerden durch den Probanden erfolgt auf einer vierstufigen Skala (von 1 = „nie oder selten“ bis 4 = „meistens oder immer“). Die Summe der gewichteten Items ergibt den Gesamt-Rohwert, Rohwerte > 36 gelten als Morbiditätshinweis und führten zum Ausschluss aus der Studie.

VII.2.2.8. Händigkeitfragebogen

Beim Händigkeitfragebogen von Briggs und Nebes (1975) werden 12 Alltagssituationen abgefragt, für die die Präferenz des Handgebrauchs angegeben werden soll. Die Skala umfasst fünf Stufen (immer links, meistens links, keine Bevorzugung, meistens rechts, immer rechts). Strikte Handbevorzugungen geben +2 Punkte für „immer rechts“ und -2 Punkte für „immer links“. +1 Punkt bzw. -1 Punkt ergeben sich aus den Antworten „meistens rechts“ und „meistens links“. Für die Antwort „keine Bevorzugung“ gibt es keinen Punkt. Eine Gesamtpunktzahl von -24 bis -9 entspricht einer Linkshändigkeit, -8 bis +8 Punkte werden als beidhändig gewertet und +9 bis +24 Punkte entsprechen einer Rechtshändigkeit. Linkshändigkeit und Beidhändigkeit stellten ein Ausschlusskriterium dar. Der Fragebogen wurde noch um zwei Items mit Bezug zur Studie erweitert, die allerdings bei der Auswertung des Fragebogens nicht berücksichtigt wurden.

VII.2.2.9. Fragebogen bezüglich der Einstellung zur Nutzung von Mobilfunktelefonen

Um die Einstellung der Probandinnen zum Mobilfunk zu erheben, wurde ein Großteil des Fragenkatalogs aus den jährlichen Befragungen des Infas und des Instituts für Markt- und Sozialforschung (LINK) übernommen, die zum Thema „Wahrnehmung der Bevölkerung im Bereich Mobilfunk“ im Rahmen des Deutschen Mobilfunkforschungsprogramms in den Jahren 2003-2006 sowie 2009 und 2013 durchgeführt wurden (Infas, 2004, 2005a, 2005b, 2006, 2010; LINK 2014). Die Fragen betrafen einerseits den eigenen Gebrauch von Mobilfunktelefonen, den Wissensstand und die Beschäftigung mit dem Thema elektromagnetische Felder, sowie andererseits die Risikowahrnehmung im Hinblick auf elektromagnetische Felder im Kontext anderer Umwelt- und Gesundheitsbelastungen mit gesundheitlichem Gefährdungspotential und Besorgtheit und die Einschätzung der gesundheitlichen Beeinträchtigung durch elektromagnetische Felder.

VII.2.3 Stufe 3: Screening-Untersuchung

Diese Stufe des Screenings umfasste die in Tab. VII.4 zusammengestellten Verfahren. Die medizinische Untersuchung, die von einer Studienärztin durchgeführt wurde, sowie die Aufzeichnung eines EKGs dauerten etwa eine Stunde und wurden mit 10 € vergütet.

Tab. VII.4: Untersuchungen im Vorfeld der Studie (Screening-Untersuchungen).

Screening-Untersuchungen
<ul style="list-style-type: none"> • neurologisch-psychiatrisch-internistische Untersuchung
<ul style="list-style-type: none"> • Elektrokardiogramm (EKG)
<ul style="list-style-type: none"> • Ggf. ambulante Registrierung von Atmungsparametern (SOMNOcheck effortTM)

Die Registrierung des EKGs erfolgte nach den Standards von Einthoven, Goldberger, und Wilson (Brustwandableitung und Extremitäten) mit einem 12-Kanal-Gerät der Firma Schiller. Sofern sich aus diesen Untersuchungen keine Auffälligkeiten ergaben, konnten die Probanden das Labor wieder verlassen. Bei Verdacht auf schlafbezogene Atmungsstörungen wurde zusätzlich ein ambulantes Schlafapnoe-Screening mittels SOMNOcheck effortTM durchgeführt, d.h. die Probandinnen haben ein Polygraphiegerät für eine Aufzeichnung zu Hause mitbekommen.

SOMNOcheck effortTM ist ein ambulant einsetzbares Gerät für das Screening von schlafbezogenen Atmungsstörungen. Das Gerät misst u.a. den Atemfluss, die Herzfrequenz, die Sauerstoffsättigung und die Körperlage. Die aufgezeichneten Signale ermöglichen die Erkennung von Apnoen, Hypopnoen, Sauerstoffentsättigungen und Herzfrequenzvariationen, wobei aufgrund der zusätzlichen Messung von Thorax- und Abdomenexkursionen zwischen zentralen, obstruktiven und gemischten Apnoen unterschieden werden kann. In der vorliegenden Studie wurde das Gerät bei Verdacht auf eine schlafbezogene Atmungsstörung eingesetzt.

VII.2.4 Stufe 4: Polysomnographische Screening-Untersuchung

Sofern keine der in Stufe 1 bis Stufe 3 aufgeführten Untersuchungen zu einem Ausschluss führte, wurde in einer polysomnographischen Adaptations- und Diagnostiknacht das Vorliegen von Schlafstörungen weiter abgeklärt.

Die polysomnographischen Daten wurden mit dem Polysmith-Aufnahmesystem Neurofax EEG/Polysmith der Firma Nihon Kohden erhoben. Es wurden 19 EEG-Elektroden nach dem 10-20-System (Jasper, 1958), zwei Mastoidelektroden und eine Erdelektrode (Fpz) platziert (siehe Abb. VII.1), und es wurde gegen eine im Aufnahmesystem gebildete interne Referenz abgeleitet. Die Weiterbearbeitung der aufgezeichneten Daten sowie die Klassifikation der Schlafstadien erfolgte nach den Regeln der American Academy of Sleep Medicine (Iber et al., 2007).

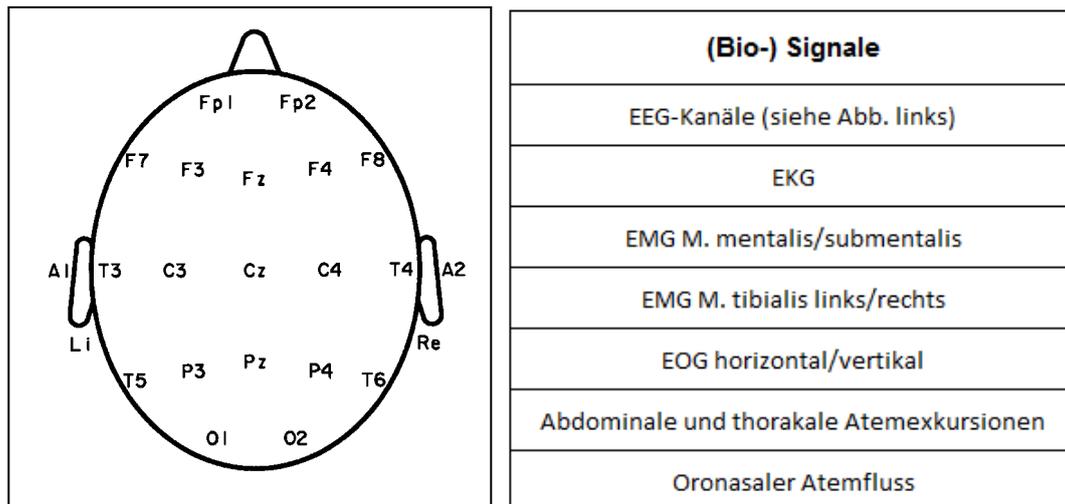


Abb. VII.1: *links:* Positionierung der EEG-Elektroden (nach dem 10-20-System) in der Adaptationsnacht (sowie in den Studiennächten und -tagen); *rechts:* Auflistung der aufgezeichneten (Bio-) Signale.

Zur Aufzeichnung der EEG-, EOG- und der Muskelaktivitäts- (Electromyogramm, EMG) Signale wurden Silber/Silberchlorid (Ag/AgCL) Einmalelektroden verwendet, die mit speziell für diese Anwendung konstruierten Kabeln versehen wurden (vergl. Kap. V.2). Die Impedanz wurde für die EEG-Elektroden $< 10 \text{ k}\Omega$ gehalten. Die EMG-Elektroden wurden bilateral über dem musculus mentalis platziert. Zusätzlich zu den am Kopf abgeleiteten Biosignalen wurde - ebenfalls mit Einmal-Silber/Silberchlorid-Elektroden - ein subclaviculäres Elektrokardiogramm (EKG) aufgezeichnet sowie ein EMG an beiden Beinen jeweils über dem anterioren musculus tibialis. Die abdominalen und thorakalen Atemexkursionen wurden mit Piezo-Film-Dehnungsurten (SleepSense®, Scientific Laboratory Products) aufgezeichnet. Der oronasale Atemfluss wurde mit einem Thermistor-Sensor (SleepSense®, Scientific Laboratory Products) registriert. Atemgurte, oronasaler Atemfluss und die EMG-Elektroden am Bein wurden ausschließlich während der Screeningnacht eingesetzt.

In Abb. VII.2 sind die Positionen der Elektroden am Kopf und im Gesicht zu sehen, sowie die Antenne mit Stoffhülle, wie sie am Ohr der Probandin fixiert wurde.

Um zu verhindern, dass durch die im Experiment benutzten modulierten Hochfrequenzsignale in der Elektronik des Aufzeichnungsgerätes Artefakte entstehen, wurde das Gerät speziell ausgestattet. Die betreffenden Maßnahmen sind in Kap. V.2 beschrieben.

Die Abtastfrequenz für alle Biosignale und für die Marker betrug 200 Hz. Spezielle Filter sind während der Aufnahme nicht wirksam. Die Zeitkonstante bei der Aufzeichnung betrug hardwarebedingt mehrere Sekunden. Für die Schlaf-Auswertung, die von der SIESTA-Group GmbH (Wien, Österreich) durchgeführt wurden, galten die Empfehlungen der American Academy of Sleep Medicine (AASM).



Abb. VII.2: Probandin mit 19 nach dem 10-20-System positionierten Elektroden und Dualband-Antenne mit Stoffhülle.

VII.3 Ergebnisse der Probandenrekrutierung

In Abb. VII.3 ist das Ergebnis des Probandenscreenings ausgeführt. Der Abbildung ist zu entnehmen, wie viele Studieninteressentinnen im Verlauf des Screenings aus welchen Gründen die Studien beendet haben/beenden mussten.

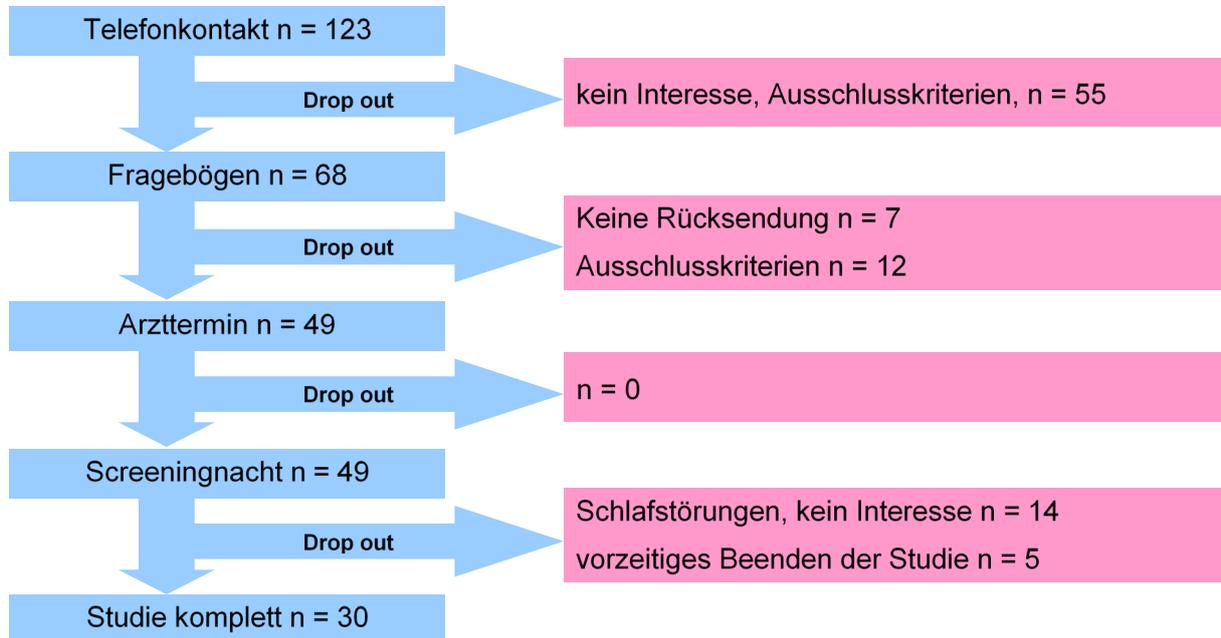


Abb. VII.3: Probandenrekrutierung.

Von den insgesamt 600 Experimentalbedingungen (30 Probandinnen) mussten lediglich 12 Nächte wiederholt werden. Im Wesentlichen waren dafür technische Probleme (zu hohe Reflexionswerte und technische Komplikationen mit dem Polysmith-Aufnahmesystem von Nihon Kohden) verantwortlich.

Bedienungsfehler waren selten. Deskriptive Statistiken zur endgültigen Stichprobe finden sich in Tab. VII.5.

Tab. VII.5: Stichprobencharakteristika. (Alter zum Zeitpunkt des Studieneinschlusses, Gesamtwerte für PSQI: Pittsburgh Schlafqualitätsindex; ESS: Epworth Schläfrigkeitsskala; SAS: Selbstbeurteilungs-Angst-Skala; SDS: Selbstbeurteilungs-Angst-Skala, MAB: Morgen-Abendtyp- Fragebogen, AHI: Apnoe-Hypnoe-Index; PLMAI: Index für periodische Beinbewegungen mit Arousal)

Merkmal	Mittelwert ± Standardabweichung	Range
Alter [Jahre]	67.8 ± 5.7	60-80
PSQI	3.6 ± 1.6	1-6
ESS	4.7 ± 2.2	1-9
SAS	25.6 ± 4.1	20-35
SDS	28.0 ± 3.9	21-37
MAB	59.0 ± 8.9	39-79
Einschlaflatenz [min]	17.8 ± 14.2	1.5-49.0
Schlafeffizienz [%]	83.3 ± 6.8	70.6-95.6
AHI [pro h Schlaf]	3.1 ± 3.5	0.1-13.1
PLMAI [pro h Schlaf]	6.3 ± 6.4	0.0-18.3

VIII Methodik der Datenerhebung

Die im Rahmen des Probandenscreenings verwendeten Verfahren wurden in Kap. VII bereits beschrieben. Im Folgenden sind alle Untersuchungsverfahren und psychophysiologischen Tests, die zur Erfassung eines möglichen Einflusses elektromagnetischer Felder auf die Gehirnfunktion im Schlaf und im Wachzustand (in Ruhe und bei kognitiver Beanspruchung) eingesetzt wurden, kurz beschrieben.

VIII.1 Polysomnographie (PSG)

Das EEG wurde in jeder Studiennacht mit 19 Elektroden abgeleitet. Abweichend von der polysomnographischen Ableitung in der Screeningnacht (Kap. VII.2.4), wurde in den Studienächten auf die Aufzeichnung des Muskeltonus an den Beinen (EMG M. tibialis links/rechts) und der Atemparameter (Atemexkursionen und Atemfluss) verzichtet. Die Impedanz der Ag/AgCl-EEG-Elektroden wurde $< 10 \text{ k}\Omega$ gehalten.

VIII.2 EEG-Aufzeichnungen während der Tagesuntersuchungen

Am Tag wurde zusätzlich zu den 19 EEG-Elektroden das EOG (vertikal und horizontal) und das mentale EMG abgeleitet. Das EOG wurde aufgezeichnet, um damit eine Augenartefaktkorrektur zur besseren Analyse des EEGs vornehmen zu können (vgl. Kap. IX. 2.3). Auf die Registrierung des EMG submentalis wurde verzichtet. Die Impedanz der Ag/AgCl-EEG-Elektroden wurde auch tagsüber $< 10 \text{ k}\Omega$ gehalten.

VIII.2.1 Alpha Attenuation Test (AAT)

Der Alpha Attenuation Test (AAT; Stampi et al., 1993; 1995) wurde als physiologisch basierte Methode zur Erfassung von Variationen im Grad der Schläfrigkeit entwickelt. Hintergrund ist, dass die bei geschlossenen Augen ableitbare Alpha-Aktivität eine Tendenz zur Abnahme bei zunehmender Schläfrigkeit aufweist. Gleichzeitig nimmt bei geöffneten Augen die Alpha-Aktivität bei zunehmender Schläfrigkeit zu. Der Koeffizient der Alpha-Aktivität bei geschlossenen und geöffneten Augen (Alpha Attenuation Coefficient, AAC), kann somit als Indikator physiologischer Schläfrigkeit betrachtet werden. Der Test dauerte insgesamt sechseinhalb Minuten. Beginnend mit einem 2-minütigen Abschnitt bei geschlossenen Augen zur Adaptation folgten jeweils 30-sec Abschnitte bei geöffneten Augen und 1-minütige Abschnitte bei geschlossenen Augen. Der dritte Zyklus mit geschlossenen Augen dauerte 5 min und wurde auch zur Auswertung eines Ruhe-EEGs verwendet (siehe Kap. VIII.2.2). Von diesem letzten Abschnitt ging die erste Minute in die AAT-Auswertung ein.

VIII.2.2 Ruhe-EEG

Das Ruhe-EEG misst spontane Schwankungen der Hirnstromaktivität im Ruhezustand (ohne Intervention) bei geschlossenen Augen. Unter diesen Bedingungen zeigt jede Hirnregion eine

bestimmte Form der lokalen Grundaktivität, wobei die okzipital bis parietal auftretende Grundaktivität auch als Grundrhythmus bezeichnet wird, der den EEG-Typ bestimmt. Bei ca. 85 % aller Menschen liegt die okzipitale Grundaktivität im Alpha-Bereich (Zschocke und Hansen, 2012). In der vorliegenden Studie wurden nur Personen berücksichtigt, die eine Alpha-Aktivität im EEG bei geschlossenen Augen zeigen. Die Messung des Ruhe-EEGs dauerte fünf Minuten und erfolgte direkt im Anschluss an den AAT.

VIII.2.3 Evozierte Potentiale (EP)

Die evozierten Potentiale (EP) sind seit mehr als drei Jahrzehnten ein häufig eingesetztes Instrumentarium im klinischen Alltag (Maurer et al., 2005). Mittels EP können die motorischen (motorisch evozierte Potentiale; MEP), die sensiblen (somatosensorische Potentiale; SEP), die auditorischen (akustisch evozierte Potentiale; AEP) sowie die optischen (visuell evozierte Potentiale; VEP) Bahnen untersucht werden. Aus physiologischer Sicht können alle Potentialantworten im Elektroenzephalogramm (EEG), die durch einen externen Stimulus ausgelöst wurden, als EP bezeichnet werden (Maurer et al., 2005). Dieser Begriff erschien aber nicht ausreichend, um auch Potentialabfolgen, die zusätzlich reizunabhängigen psychologischen Faktoren unterliegen, korrekt beschreiben zu können. Deshalb wurde die Bezeichnung der ereigniskorrelierten Potentiale (EKP; event-related potentials, ERP) eingeführt (Luck, 2005). Laut Gerloff (2005) sind EKP hirnelektrische Korrelate konzertierter neuronaler Aktivität, die komplexere Verarbeitungsprozesse des Kortex widerspiegeln. Im Gegensatz zu den EP, die überwiegend von physikalischen Reizparametern abhängen, sind die EKP eher unabhängig von der Beschaffenheit des Reizes. Aufgrund der hohen Korrelation mit den Reizparametern weisen EP daher auch eher kürzere Latenzen auf als die EKP. Obwohl die Begriffsbestimmung sehr unscharf ist, wählt Gerloff (2005) eine pragmatische Einteilung, bei der EKP von EP mit kurzer Latenz (< 100 ms) abzugrenzen sind.

Zu den AEP gehören ca. 30 positive und negative Potentialschwankungen, die sich bei Beschallung eines oder beider Ohren in der Nähe des äußeren Gehörgangs und in der Scheitelregion ableiten lassen. Reizkorrelierte AEP, die von den Reizqualitäten abhängen, werden entsprechend ihrer Latenz in frühe, mittlere und späte AEP unterteilt. Sehr späte Komponenten wie die P300, die zusätzlich noch psychologischen Faktoren unterliegen, sind dagegen bereits den EKP zuzuordnen (Maurer et al., 2005). Wie bei allen EP ist die Nomenklatur der AEP-Komponenten sehr uneinheitlich, so werden die Potentiale P1, N1, P2 und P3 auch als P100, N100, P200 und P300 bezeichnet, wobei P für „positive“ und N für „negative“ Potentiale benutzt wird (Gerloff, 2005). Während einige Komponenten, wie z.B. N100 und P200, nach jedem sensorischen Stimulus auftreten (obligatorische Komponenten) und deren Amplituden und Latenzen mit physikalischen und zeitlichen Eigenschaften des Stimulus variieren (Martin et al., 2007), werden andere, wie z.B. die P300, nur bedingt durch physikalische Veränderungen beeinflusst, zeigen dagegen aber u.a. eine starke Aufmerksamkeitsabhängigkeit (Duncan et al., 2009). Zur Analyse der Komponenten N100, P200 und P300 kamen in der vorliegenden Studie zwei AEP-Paradigmen zur Anwendung (siehe nachfolgende Kap. VIII.2.3.1 und Kap. VIII. 2.3.2).

VIII.2.3.1. Akustisch evozierte Potentiale (AEP) - Wahlreaktion auf Töne

Zwischen 50 und 300 ms nach der Präsentation eines (akustischen) Stimulus zeigt sich eine Veränderung im EEG, die als P1-N1-P2-Komplex bezeichnet wird (siehe Abb. VIII.1). Es wird angenommen, dass dieser Komplex die Stimulusdetektion widerspiegelt und die kortikale Verarbeitung des Reizes einläutet, was eine Grundvoraussetzung für eine spätere Diskrimination von Reizen darstellt (Martin et al., 2007). Laut Gerloff (2005) kann die N1 als Korrelat einer Art Orientierungsreaktion angesehen werden und reflektiert vermutlich eine Analyse physikalischer Stimuluseigenschaften. Die drei Einzelkomponenten werden in unterschiedlichen auditorischen Hirnarealen (z.B. primärer und sekundärer auditorischer Kortex) generiert (Martin et al., 2008).

Bei der Wahlreaktion auf Töne wurden in zufälliger Folge und in zufälligem zeitlichem Abstand (2.5 - 7.5 sec) Töne zweier unterschiedlicher Tonhöhen (1000 Hz und 2000 Hz) präsentiert. Der Proband sollte den jeweiligen Ton möglichst schnell durch Drücken einer Taste abschalten. Es gab für jeden der beiden Töne eine eigene Taste. Mit der linken Hand wurde der tiefe, mit der rechten Hand der hohe Ton abgeschaltet. Der Proband saß auf einem Stuhl in bequemer Haltung mit geschlossenen Augen. Dieser Test dauerte ca. 5 Minuten. Parallel wurden auch Leistungsparameter zu diesem Test erfasst (vgl. Kap. IX.3.1).

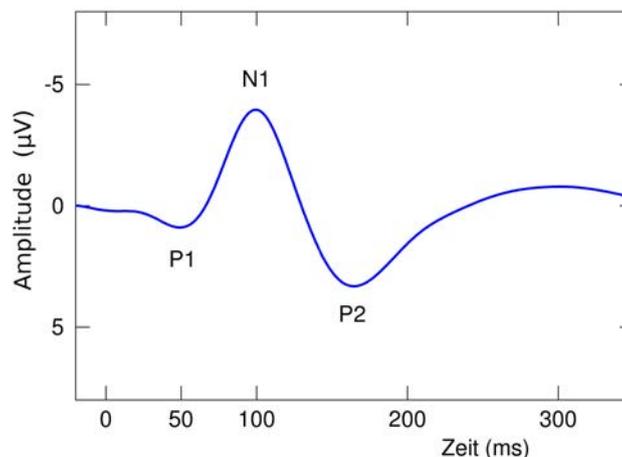


Abb. VIII.1: Der P1-N1-P2-Komplex ausgelöst durch einen "Klick-Ton".

VIII.2.3.2. Akustisch evozierte Potentiale (AEP) - Oddball Paradigma

Die P300 des akustisch evozierten Potentials gehört zu den späten AEPs und kann somit auch als EKP verstanden werden (Maurer et al., 2005). Die P300, erstmals beschrieben von Sutton et al. (1965), die mit einer Latenz von ca. 300 ms nach unerwarteten, aufgabenrelevanten Stimuli beobachtet werden kann, wird üblicherweise mit einem klassischen Oddball Paradigma untersucht (siehe Abb. VIII.2). Bei diesem Test werden häufige (Nichtzielreize) und seltene Töne (Zielreize), die sich in ihrer Frequenz deutlich unterscheiden, mittels Kopfhörer in randomisierter Form in gut wahrnehmbarer Lautstärke

dargeboten (Hegerl, 1998). Die Testinstruktion sieht üblicherweise vor, dass nur auf die Zielreize geachtet und (entweder mental oder physisch) reagiert werden soll (Polich, 2013).

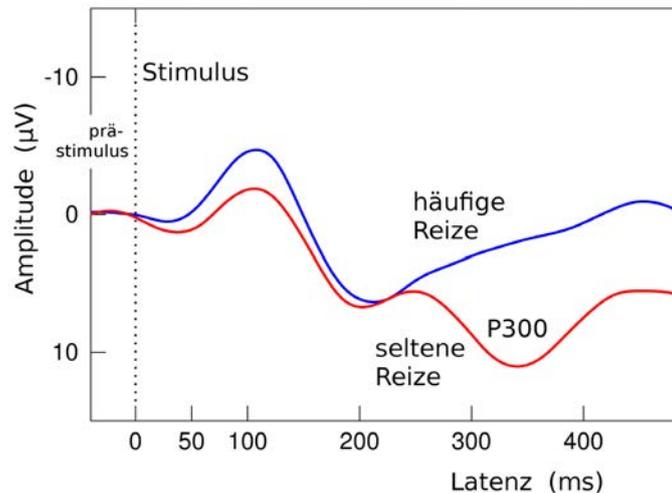


Abb. VIII.2: Die P300 ist ein positives Potential, das mit einer Latenz von ca. 300 ms nach unerwarteten, aufgabenrelevanten, seltenen Stimuli auftritt. Gezeigt sind Reizantworten nach häufigen (oben) und seltenen Tönen (unten).

Es wird angenommen, dass die P300 immer dann ausgelöst wird, wenn eine Erwartung, die vorher durch die häufige Präsentation unbedeutsamer Stimuli, also der Nichtzielreize, aufgebaut wurde, nicht erfüllt wird. Ob die Erwartungen erfüllt werden oder nicht, entscheidet sich bei einem durch Aufmerksamkeit gesteuerten Vergleich zwischen neu ankommendem Reiz und einem bereits abgespeicherten Reizmuster im Arbeitsgedächtnis. Werden Abweichungen zwischen den Reizen festgestellt, hat dies eine Korrektur der fehlerhaften Erwartungen zur Folge, was sich in einer Modifikation der Reizmusterrepräsentation im Arbeitsgedächtnis äußert („Context Updating Theory“) und sich im Auftreten der P300 widerspiegelt (Birbaumer und Schmidt, 2005; Polich, 2013).

Die P300 kann in eine P3a- und in eine P3b-Komponente unterteilt werden, wobei die P3b-Komponente der klassischen P300 entspricht (Gerloff, 2005; Hegerl, 1998). Die P3a tritt bei nicht aufgabenrelevanten, seltenen und unerwarteten Reizen auf, die ebenfalls einen aufmerksamkeitsgesteuerten, erwartungsverletzenden Prozess widerspiegelt, allerdings wegen der Unbedeutsamkeit des Reizes keine Korrektur zur Folge hat. Im Gegensatz zur P3b ist die Latenz der P3a etwas kürzer (Polich, 2013). Während die P3a eher einen frontalen Ursprung zu haben scheint (Polich, 2013), ist nach Gerloff (2005, S. 515) davon auszugehen, dass die klassische P300 „...vorwiegend im Bereich des temporoparietalen Überganges und den benachbarten parietalen und temporalen neokortikalen Regionen generiert wird.“

In der vorliegenden Studie kam ein modifiziertes Oddball-Paradigma (= 3-Stimulus-Aufgabe) zur Anwendung, in dem neben häufigen und seltenen Tönen auch sogenannte Novel-Reize dargeboten wurden. Letztere dienten dazu, die etwas früher auftretende P3a-Komponente der P300 auszulösen.

Über Lautsprecher wurden akustische Reize dargeboten, die einer von drei Reizklassen angehörten: häufige Töne (1000 Hz) in 70 % der Trials, seltene Töne (2000 Hz) in 15 % der Trials sowie sogenannte Novel-Reize (hier: komplexe, unterschiedliche Geräusche) ebenfalls in 15 % der Trials. Die Probanden hatten die Aufgabe, mit dem Zeigefinger der rechten Hand eine Taste zu drücken, wenn ein seltener Ton präsentiert wurde. Die akustischen Reize hatten eine Dauer von 150 ms und eine Lautstärke (Schalldruckpegel) von 60 dB. Dieser Versuch wurde wie u.a. bei Eulitz et al. (1998) beschrieben durchgeführt. Dieser Test dauerte insgesamt ca. 20 min. Neben den AEP wurden zusätzlich noch Verhaltensdaten für die Auswertung berücksichtigt.

VIII.2.4 Ereigniskorrelierte Potentiale (EKP) und langsame Hirnpotentiale (LP)

Wie bereits erwähnt, sind EKP durch externe Stimuli ausgelöste Potentiale mit längeren Latenzen, die eher mit psychologischen Faktoren wie Aufmerksamkeit und Motivation assoziiert sind. Von den EKP abzugrenzen sind andererseits jedoch auch die sogenannten langsamen Hirnpotentiale (LP; engl.: slow potentials), die häufig erst 500 ms nach Reizbeginn nachweisbar sind. Zu dieser Gruppe gehören prinzipiell auch die Contingent Negative Variation (CNV, siehe Kap. VIII.2.4.1) sowie das Bereitschaftspotential (BP, readiness potential, RP, siehe Kap. VIII.2.4.2), die mit ihren Latenzen zwischen EKP und langsamen Hirnpotentialen liegen und beide zu den motorisch evozierten kortikalen Potentialen zählen (Gerloff, 2005). Langsame Potentiale sind negative oder positive Gleichspannungsverschiebungen, die auf bestimmte Ereignisse eher träge reagieren. Während eine Negativierung mit einer stärkeren Synchronisation einlaufender tonischer Impulssalven an den apikalen Dendriten einhergeht und elektrophysiologisch einen Mobilisierungszustand des betreffenden Areals darstellt, repräsentiert eine Positivierung entweder die Hemmung oder den „Verbrauch“ der Mobilisierung, was in beiden Fällen zu einer reduzierten Erregbarkeit des jeweiligen Kortexareals führt (Birbaumer und Schmidt, 2005) In der vorliegenden Studie wurden die drei im Folgenden beschriebenen Verfahren zur Erzeugung von LP herangezogen.

VIII.2.4.1. Contingent Negative Variation (CNV)

Die Erwartungswelle oder auch Contingent Negative Variation (CNV) gehört - wie das Bereitschaftspotential - zu den motorisch evozierten oder auch bewegungskorrelierten kortikalen Potentialen (movement related cortical potentials, MRCP). Beide nehmen eine Zwischenstellung zwischen EKP und langsamen Hirnpotentialen ein. Die CNV wird im Rahmen einer getriggerten Bewegung abgeleitet, wodurch sie sich vom Bereitschaftspotential unterscheidet. Die von Walter et al. (1964) erstmals beschriebene CNV wird als Ausdruck eines Vorbereitungs- und Orientierungsprozesses im Hinblick auf die Ausführung einer geforderten motorischen Antwort verstanden (Gerloff, 2005). Es werden zwei Stimuli präsentiert, zunächst ein Warnsignal (S1), gefolgt von einem imperativen Stimulus (S2), der eine Reaktion erfordert, die nicht notwendigerweise motorisch sein muss. Die unmittelbare Antwort auf das Warnsignal wird als Orientierungsreaktion verstanden und kann als frühe CNV bezeichnet werden. Bis zum Erscheinen des zweiten Stimulus zeigt sich eine langsame Negativierung, oder auch späte CNV, die als Korrelat der Antwortvorbereitung (typischerweise Bewegungs-

vorbereitung) interpretiert werden kann (Gerloff, 2005). Während die frühe CNV direkt nach dem Warnsignal beginnt und ihr negatives Maximum nach etwa 1.0 s nach dem Warnsignal erreicht (Van Boxtel und Bocker, 2004), ist der Beginn der späten CNV ca. 0.5-1.0 s vor dem zweiten Stimulus zu beobachten (Gerloff, 2005; siehe Abb. VIII.3).

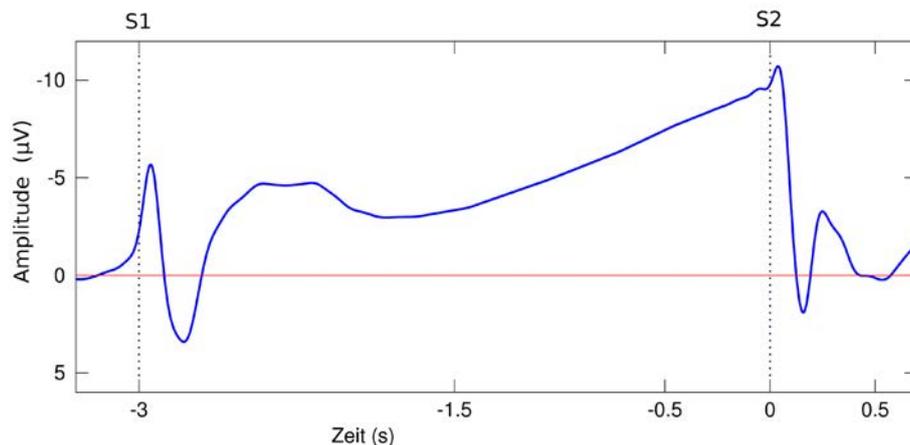


Abb. VIII.3: Schematische Darstellung der Contingent Negative Variation (CNV). Auf das Warnsignal S1, das eine Orientierungsreaktion nach sich zieht (frühe CNV), folgt bis zum imperativen Stimulus S2 eine langsame Negativierung (späte CNV), die als Antwortvorbereitung interpretiert werden kann.

Die Generatoren der späten CNV unterscheiden sich von den Generatoren des Bereitschaftspotentials (Gerloff, 2005). Das Maximum der CNV lässt sich symmetrisch frontal beobachten. Bei verbalen Stimuli und verbalen Reaktionen kann es zu einer Linkslateralisation kommen.

Die Aufgabe zur Erzeugung einer CNV ist charakterisiert durch Präsentation eines Warnreizes (S1), gefolgt von einem Befehlsreiz (S2), auf den vom Probanden möglichst schnell durch Tastendruck reagiert werden sollte. Der S1-Stimulus bestand im Erscheinen des Zeigers einer symbolisierten Uhr in der 12:00 Uhr Position. Der Beginn der Zeigerbewegung stellte den S2-Stimulus dar. Die Zeitspanne zwischen S1 und S2 betrug 2160 ms. Dies entsprach der Zeitdauer für drei Umdrehungen des Zeigers gegen den Uhrzeigersinn. Bei Betätigung der Taste blieb der Zeiger stehen, verschwand vom Bildschirm und tauchte nach einer zufälligen Zeit zwischen zwei und vier Sekunden wieder auf (neuer Stimulus S1; siehe Abb. VIII.4). Ein Testblock bestand aus 110 Trials, wobei die ersten 10 Trials Übungstrials darstellten. Insgesamt betrug die Testdauer ca. 10 Minuten. Dieser Test wurde identisch wie u.a. bei Freude et al. (2000) beschrieben durchgeführt. Neben den EEG-Variablen lieferte dieser Test auch eine Reaktionszeit als kognitiven Zielparameter.

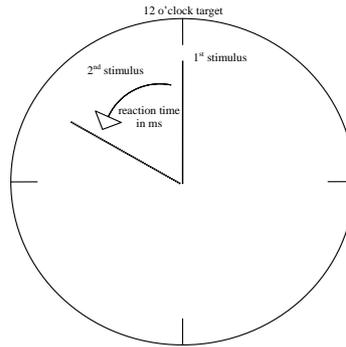


Abb. VIII.4: Schematische Darstellung der Aufgabe zur Erzeugung einer Contingent Negative Variation (CNV). Die Probanden sollten einen Zeiger, der in der 12:00 Uhr Position auftauchte (S1), so schnell wie möglich nach Loslaufen des Zeigers gegen den Uhrzeigersinn durch Drücken einer Taste (S2) stoppen.

VIII.2.4.2. Bereitschaftspotential (BP)

Wie die CNV gehört das Bereitschaftspotential (BP) zu den motorisch evozierten oder auch bewegungskorrelierten kortikalen Potentialen (movement related cortical potentials, MRCP). Es unterscheidet sich von der durch eine Bewegung getriggerte CNV dadurch, dass das BP die kortikale Aktivität im Zusammenhang mit einer selbstinitiierten Willkürbewegung darstellt (Gerloff, 2005). Zur Analyse werden die jeweils letzten 2-3 s vor Ausführung der Willkürbewegung herangezogen (Back-averaging). Das typische Bereitschaftspotential, das in Abb. VIII.5 dargestellt ist, lässt sich in verschiedene Komponenten zerlegen:

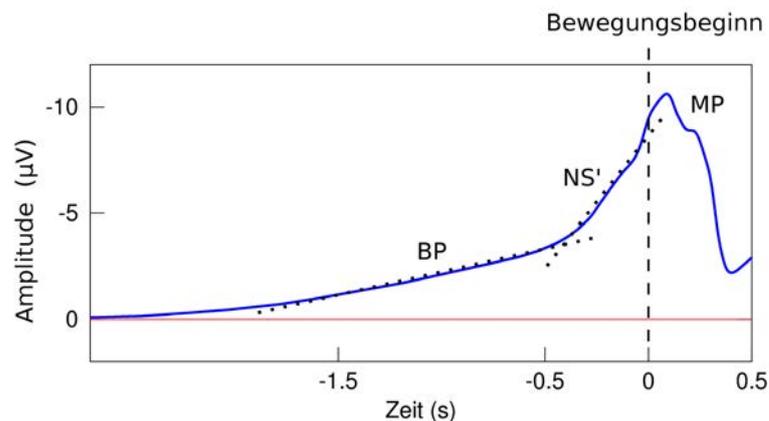


Abb. VIII.5: Bereitschaftspotential vor einer einfachen Fingerbewegung. Die eigentliche Bereitschaftspotentialkomponente (BP) beginnt ca. 1.5 s vor Beginn der Bewegung und wird gefolgt von der NS'-Komponente (terminal negative slope), die dann in das Motorpotential (MP) übergeht.

Die als Bereitschaftspotential bezeichnete Komponente beginnt ca. 1.5 s vor Beginn der Bewegung. Etwa 500 ms vor Bewegungsbeginn wird der Anstieg steiler, diese Komponente wird als NS' (terminal

negative slope) bezeichnet. Es folgt eine kurze Positivierung, die in eine negative Welle, dem Motorpotential (MP), übergeht und die in der Regel auch das absolute Maximum der Kurve darstellt. Hinsichtlich des Auftretens dieser Komponenten lassen sich topographische Unterschiede beobachten. Das BP ist typischerweise symmetrisch über dem frontozentralen mesialen Kortex zentriert, während die Komponenten NS' und MP fokal über der Zentralregion kontralateral zur bewegten Hand lokalisiert sind (Gerloff, 2005). Wie bereits erwähnt, haben das BP und die späte Komponente der CNV unterschiedliche Generatoren.

In diesem Test wurden die Probanden gebeten, mit ihrem rechten Zeigefinger eine Taste zu beliebigen Zeitpunkten insgesamt 100-mal zu drücken. Die Tastendrucke sollten jedoch nicht direkt nacheinander erfolgen. Augenbewegungen wurden minimiert, indem die Probanden angehalten waren, eine Ziffer in der Mitte des Bildschirms zu fixieren, die sich beim Tastendruck um jeweils eins erhöhte. Wie für die unter Kap. VIII.2.4.1 beschriebenen Tests wurde auch hier der Test genauso wie u.a. bei Freude et al. (2000) beschrieben durchgeführt. Dieser Test dauerte ca. 10 Minuten.

VIII.2.4.3. DC-Potential und Visuelle Folgereaktion (VMT)

Langsame Hirnpotentiale im engeren Sinn, die auch als DC-Potentiale bezeichnet werden, sind bei komplexen neurokognitiven Prozessen zu beobachten, so z.B. bei thematischer Sprachverarbeitung, mentalen räumlichen Aufgaben, mentaler Würfelrotation, arithmetischen Aufgaben, oder Musikverarbeitung und Bewegungssehen. In der vorliegenden Studie wurden entsprechende langsame Hirnpotentiale durch eine visuelle Folgereaktionsaufgabe (visual monitoring task, VMT) erzeugt. Als visuelle Folgereaktionsaufgabe wurde die clock-monitoring task (CMT) durchgeführt, die bei Freude et al. (1999) näher beschrieben und in Abb. VIII.6 dargestellt ist.

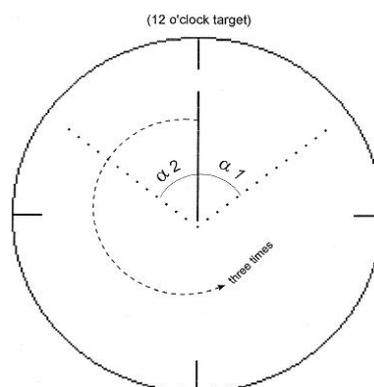


Abb. VIII.6: Schematische Darstellung der Clock-Monitoring Task (CMT). Die Probanden mussten einen sich drehenden Zeiger exakt in der 12:00 Uhr Position stoppen (aus Freude et al., 1999).

Am Bildschirm wurde eine symbolisierte Uhr dargestellt (der Durchmesser entspricht einem Blickwinkel von 9°). Der Uhrzeiger drehte sich gegen den Uhrzeigersinn und musste nach drei kompletten Umläufen so genau wie möglich in der 12:00 Uhr Position gestoppt werden. Dies geschah durch

Betätigen einer Maustaste mit dem rechten Zeigefinger. Eine Zeigerumdrehung dauerte 720 ms. Das Intertrial-Intervall variierte zufällig zwischen zwei und vier Sekunden. Am Beginn gab es 10 Übungstrials. Ein Testblock bestand aus 100 Trials und dauerte ca. 10 Minuten. Auch hier war neben den EEG-Variablen ein Leistungsparameter (Betrag der Winkelabweichung von der 12:00 Uhr Position beim Stoppen des Zeigers) auswertbar. Auch dieser Test wurde identisch wie u.a. bei Freude et al. (2000) beschrieben durchgeführt.

VIII.3 Pupillographischer Schläfrigkeitstest (PST)

Der Pupillographische Schläfrigkeitstest (PST; PSTeco, Fa. AMTech GmbH, Dossenheim) ist ein nichtinvasiver Test zur Objektivierung des Grades der zentralnervösen Aktivierung und somit indirekt auch der Schläfrigkeit. Mit Hilfe eines Pupillographen wird in einem ruhigen, komplett abgedunkelten Raum für eine Dauer von elf Minuten die Motilität der Pupille registriert. Die Erkennung des Pupillendurchmessers im Dunkeln erfolgt über eine Infrarotkamera. Die Probanden sitzen dabei auf einem bequemen Stuhl, mit dem Kopf in einer kombinierten Kinn- und Stirnstütze ruhend, und fixieren einen roten Leuchtpunkt in ca. 80 cm Entfernung. Um sicherzustellen, dass keine weiteren Lichteinflüsse die Messung stören können, tragen die Probanden zusätzlich noch eine lichtdichte Brille. Primärer Zielparameter des PST ist der Pupillenunruheindex (PUI). Der PUI entspricht den Veränderungen der Pupillenweite in Millimeter pro Minute. Eine zunehmende Schläfrigkeit ist dabei mit größeren Schwankungen im Pupillenverhalten und -durchmesser assoziiert (Danker-Hopfe et al., 2001; Wilhelm, 2007; Wilhelm et al., 1996). Normwerte für die hier untersuchte Altersgruppe wurden von Eggert et al. (2012) publiziert.

VIII.4 Tests zur Objektivierung aufmerksamkeitsbezogener Prozesse

Zur Untersuchung der Auswirkung von EMF-Exposition auf aufmerksamkeitsbezogene Prozesse wurde das von der Arbeitsgruppe Vigilanz der Deutschen Gesellschaft für Schlafforschung und Schlafmedizin (Weeß et al., 1998, 2000) zur Vereinheitlichung der Terminologie müdigkeits- und schläfrigkeitsbezogener Prozesse vorgeschlagene Aufmerksamkeitsmodell benutzt, das auf Posner und Rafal (1987) zurückgeführt werden kann.

Nach diesem Aufmerksamkeitsmodell können fünf aufmerksamkeits- bzw. müdigkeitsbezogene Aspekte unterschieden werden, die der Leistungsfähigkeit zu Grunde liegen: tonische und phasische zentralnervöse Aktivierung (Alertness), selektive Aufmerksamkeit, Vigilanz und geteilte Aufmerksamkeit. Die unbewusste zentralnervöse Aktivierung mit ihrer tonischen und phasischen Komponente geht dabei den bewusst kontrollierbaren Aufmerksamkeitsfunktionen der selektiven Aufmerksamkeit, Vigilanz und geteilten Aufmerksamkeit voraus (Weeß et al., 1998) und wurde mit den zuvor beschriebenen psychophysiologischen Tests (siehe Kap. VIII.2) erfasst. Unterschiedliche Wachheitsgrade werden dabei auf die tonische Komponente der zentralnervösen Aktivierung zurückgeführt, die circadianen Schwankungen unterliegen. Die phasische Komponente hingegen bezieht sich auf die Fähigkeit eines

Individuums, das zentralnervöse Aktivierungsniveau in Erwartung eines relevanten Reizes, der eine Reaktion erfordert, vorübergehend zu erhöhen.

Selektive Aufmerksamkeit bezeichnet in diesem Modell die Fähigkeit zur Auswahl relevanter Reize aus der Summe der auf ein Individuum einwirkenden Reize. Unter geteilter Aufmerksamkeit wird die Fähigkeit zu schneller, automatisierter und kontrollierter sowie geteilter und paralleler Informationsverarbeitung verstanden. Vigilanz schließlich wird definiert als unspezifische, organismische Reaktionsbereitschaft oder Fähigkeit, die Aufmerksamkeit in einer monotonen Situation mit selten und zufällig auftretenden Reizen über einen längeren Zeitraum auf einem hohen Niveau zu halten (Weeß et al., 1998).

Die im Rahmen der Tagesuntersuchung durchgeführten Tests sind in Tab. VIII.1 hinsichtlich der mit ihnen gemessenen Komponenten dargestellt. Im Folgenden werden lediglich die Tests noch einmal aufgegriffen, die unter Kap. VIII.2 noch nicht beschrieben sind.

Tab. VIII.1: Tests zur Erfassung von Aufmerksamkeitskomponenten.

Aufmerksamkeitskomponente	Merkmal	Testverfahren
Selektive Aufmerksamkeit	<ul style="list-style-type: none"> • Fähigkeit, unter hohem Tempo die Aufmerksamkeit über längere Zeiträume für eine bestimmte Aufgabe aufrecht zu erhalten • Fähigkeit, Störreize, Interferenzen und Ablenkungen „auszublenden“ 	Daueraufmerksamkeitstest (DAUF) auf Basis des Wiener Testsystems
Geteilte Aufmerksamkeit	<ul style="list-style-type: none"> • Geschwindigkeit der Informationsverarbeitung • Fähigkeit zu geteilter und paralleler Informationsverarbeitung • Fähigkeit zu automatisierter und kontrollierter Verarbeitung 	Test „Geteilte Aufmerksamkeit“ (TAP: Testbatterie zur Aufmerksamkeitsprüfung von Zimmermann und Fimm)
Vigilanz	<ul style="list-style-type: none"> • Unspezifische organismische Reaktionsbereitschaft, Fähigkeit über lange Zeiträume auf seltene und zufällig auftretende Reize zu reagieren • unterliegt der bewussten Kontrolle 	Vigilanztest (TAP: Testbatterie zur Aufmerksamkeitsprüfung von Zimmermann und Fimm)

VIII.4.1 Test zur selektiven Aufmerksamkeit

Mittels des computerisierten Tests „Daueraufmerksamkeit“ der auf dem Wiener Testsystem basiert, wurde die längerfristige selektive Aufmerksamkeit bei hoher Reizfrequenz erfasst. Gemessen wurden die Genauigkeit sowie die Schnelligkeit der Testbearbeitung. Somit beinhaltete das Testverfahren auch

eine zeitliche Anforderung (Speed-Test-Verfahren), wodurch die Effekte eines gestörten Schlafes besser wiedergegeben werden als durch Tests ohne zeitlichen Druck (Power-Testverfahren; Weeß et al., 1998). Die Testdauer betrug ca. 10 Minuten.

Der Testaufbau des Daueraufmerksamkeitstests basierend auf dem Wiener Testsystem wurde mit der Software E-Prime (Psychological Software Tools, Sharpsburg PA, USA) nachgebildet und ist wie folgt: Auf dem Bildschirm werden sieben Dreiecke in einer Reihe gleichzeitig dargeboten, wobei die Spitzen der einzelnen Dreiecke jeweils nach oben oder unten zeigen können (Abb. VIII.7). Für die durchgeführte Testung wurde die Reihenfolge der Dreiecke in unregelmäßigen Sprüngen in unterschiedlichen Zeilen des Bildschirms vorgegeben. Der Proband wurde instruiert, immer dann möglichst rasch die grüne Taste des Probandenpanels zu drücken, wenn ein kritischer Reiz erschien. Dieser lag immer dann vor, wenn drei der sieben Dreiecke mit der Spitze nach unten zeigten. Die Reizdauer betrug im gewählten Testverfahren 100 ms, die Pausendauer 50 ms. Präsentiert wurden insgesamt 400 Reize, davon waren 80 „kritische Reize“ in 10 Teilzeiten mit jeweils 8 kritischen Reizen. Die Gesamtdauer des Tests betrug ca. 10 Minuten.



Abb. VIII.7: Monitoransicht mit Instruktionen für die Durchführung des DAUF-Test.

An den jeweils ersten Testtagen, die zur Eingewöhnung dienten, wurde der Test mit einer vorgeschalteten Instruktions- und Übungsphase durchgeführt und wenn nötig beliebig oft wiederholt. An den Testtagen war erneut vor jedem Testdurchgang eine kurze Übungsphase vorgeschaltet. Die erhobenen Zielparameter sind in Kap. IX.4.1 dargestellt.

VIII.4.2 Test zur geteilten Aufmerksamkeit

Mit dem Test zur geteilten Aufmerksamkeit sollte die Leistung in Situationen erfasst werden, in denen gleichzeitig auf zwei Anforderungen reagiert werden muss. Die geteilte Aufmerksamkeit kann mittels

sogenannter „dual-task“ Aufgaben überprüft werden, d.h. mit Aufgaben in denen gleichzeitig zwei Reizdarbietungen beachtet werden müssen.

Die Aufmerksamkeitskomponente Geteilte Aufmerksamkeit wurde mit einem Test aus der Testbatterie zur Aufmerksamkeitsprüfung (TAP) von Zimmermann und Fimm (2002a) erfasst. In dem hier verwendeten Test werden eine optische (das Erkennen eines Quadrates, das von mehreren auf dem Bildschirm erscheinenden Kreuzen gebildet wird) und eine akustische Aufgabe (das Erkennen einer Unregelmäßigkeit in der alternierenden Folge eines hohen und eines tiefen Tons: di da di da „da“ di da) herangezogen, wobei in einem Testdurchgang zunächst überprüft wird, ob die beiden Aufgaben getrennt bewältigt werden können.

Es wurden insgesamt 100 optische Reize und 200 akustische Reize dargeboten. Die Testdauer betrug fünf Minuten. Die Anzahl der kritischen Reize in dieser Zeit betrug 33 (17 optische und 16 akustische). Die Probanden erhielten die Aufgabe, so schnell wie möglich die Reaktionstaste zu drücken, wenn entweder vier auf dem Bildschirm erscheinende Kreuze ein Quadrat bilden (Abb. VIII.8) oder der gleiche Ton zweimal hintereinander zu hören ist. Die erhobenen Parameter werden in Kap. IX.4.2 beschrieben.

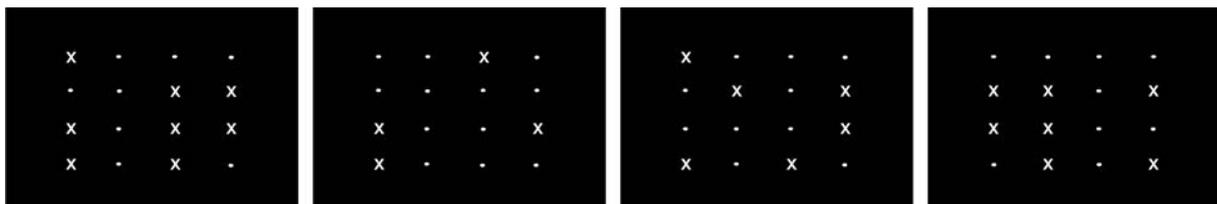


Abb. VIII.8: Schematische Darstellung einer Abfolge von Bildern aus dem Test zur Geteilten Aufmerksamkeit der TAP.

VIII.4.3 Vigilanztest

Vigilanztests sollten in der Regel über einen längeren Zeitraum (> 30 Minuten) durchgeführt werden. Da die insgesamt für alle Tests zur Verfügung stehende Zeit jedoch beschränkt war, wurde in diesem Projekt ein 10 Minuten dauernder Test aus der TAP-Testbatterie (Zimmermann und Fimm, 2002a) eingesetzt. Verwendet wurde ein optischer Vigilanztest, in dem ein „vertikal bewegter Balken“ mit wechselnder Amplitude auf und ab pendelt. Entdeckt werden sollte ein deutlich größerer Ausschlag nach oben (siehe Abb. VIII.9).



Abb. VIII.9: Schematische Darstellung einer Abfolge von Bildern aus dem Vigilanztest der TAP.

Die Testdauer betrug 10 Minuten, es wurde eine geringe Reizdichte (insgesamt 12 für die Versuchsdauer) gewählt. Vor jedem Versuchsdurchgang wurde ein Vorversuch durchgeführt. Die ausgewerteten Variablen sind unter Kap. IX.4.3 beschrieben.

VIII.5 Test zum Arbeitsgedächtnis (WMT)

Im Arbeitsgedächtnis können Informationen über Sekunden bis Minuten lebendig gehalten werden (Birbaumer und Schmidt, 2005). Das Arbeitsgedächtnis ist im Wesentlichen eine Funktion des dorsolateralen präfrontalen Kortex (DLPFC). Da die Kapazität des Arbeitsgedächtnisses limitiert ist, nimmt die Leistung in entsprechenden kognitiven Tests mit zunehmender Beanspruchung ab. Zur Überprüfung, ob sich die Leistung des Arbeitsgedächtnisses unter Exposition verändert, wurde ein n-back-Paradigma herangezogen, das in der Clinical Brain Disorders Branch des National Institute of Mental Health entwickelt wurde (zur Beschreibung des Paradigmas siehe auch Callicott et al. (1999).

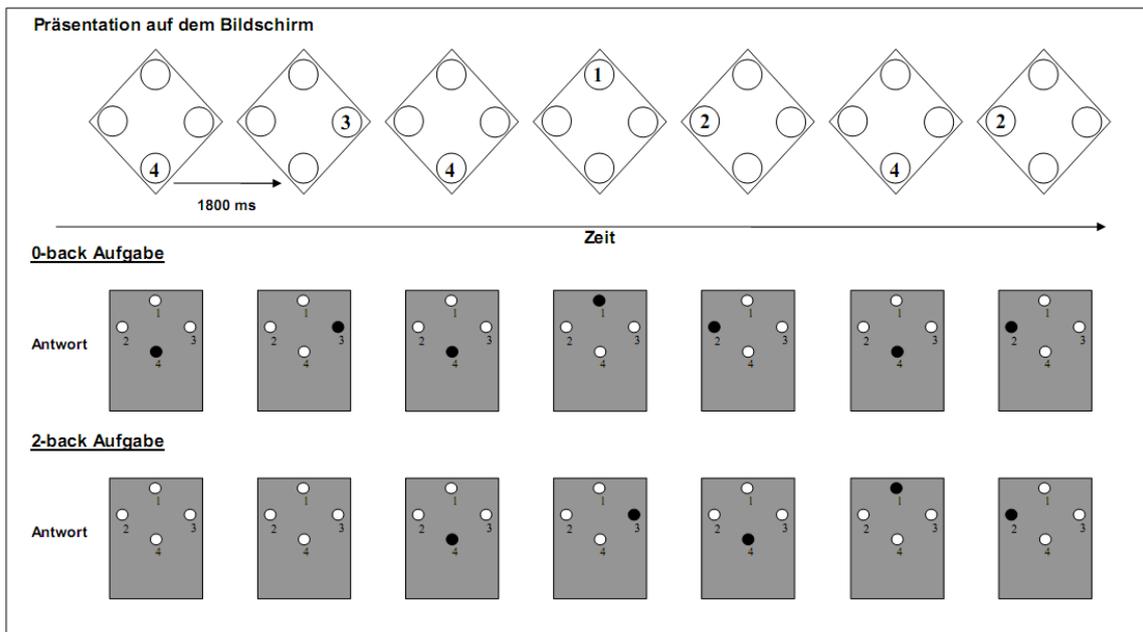


Abb. VIII.10: N-back Aufgabe zur Überprüfung des Arbeitsgedächtnisses am Beispiel der 0-back und der 2-back-Aufgabe. Auf einem Bildschirm erscheinen in zufälliger Folge an 4 Positionen (links, rechts, oben, unten) in einer Raute die Ziffern 1-4, wobei die Zuordnung zwischen der Position und der Ziffer konstant ist (oberer Teil der Abbildung). Bei der 0-back-Aufgabe soll immer genau die Ziffer auf einem Antworttaster gedrückt werden, die gerade auf dem Bildschirm gezeigt wird (mittlerer Teil der Abbildung). Bei der 2-back-Aufgabe soll immer die Ziffer gedrückt werden, die 2 Schritte vorher angezeigt wurde, was impliziert, dass die ersten beiden Präsentationen keine Antwort erfordern, die Ziffern sich jedoch gemerkt werden müssen (unterer Teil der Abbildung). Bei der 1-back-Aufgabe muss entsprechend verfahren werden.

Auf einem Bildschirm wurde eine Raute dargestellt. Auf dieser Raute erschienen in einer zufälligen Folge Ziffern zwischen 1 und 4, wobei die Zuordnung zwischen der Position und der Ziffer konstant war (siehe Abb. VIII.10). Der Test umfasste drei Schwierigkeitsgrade, die sich darin unterschieden, dass die Probandinnen sich an die jeweils n=0 (0-back oder no-back), n=1 (1-back) oder n=2 (2-back) Schritte

zurückliegende Ziffer/Position erinnern und auf einer geometrisch ähnlich angeordneten Tastatur diese Position durch Tastendruck angeben sollten. Der leichteste Schwierigkeitsgrad (0-back bzw. no-back) erforderte eine Reaktion ohne Beteiligung des Arbeitsgedächtnisses, da auf die präsentierten Stimuli direkt reagiert werden musste, was einem einfachen Reaktionszeittest entspricht.

Es waren in einer Sitzung 8 no-back Testblöcke sowie jeweils 8 n-back Testblöcke mit je 14 Stimuli abzuarbeiten. Die Abfolge der Testblöcke erfolgte wiederholt aufsteigend, beginnend mit no-back. Die Stimuli wurden im Testblock alle 1.8 s präsentiert und die Dauer der Stimuli betrug 0.4 s. Zwischen den Testblöcken gab es Pausen von 5 s und darauffolgend für 2.3 s die Anzeige der nächsten Versuchssituation (0-back bzw. 1-back oder 2-back).

Aus diesem Test lassen sich als Leistungsparameter Reaktionszeiten der richtigen Reaktionen, sowie die Anzahl korrekter und falscher Reaktionen ableiten. Dieser Test dauerte insgesamt ca. 10 Minuten.

VIII.6 Fragebögen und Selbstbeurteilungsverfahren während der Studie

Da die Gesamtdauer des Experiments für einen Probanden sich über einen Zeitraum von 20 Wochen erstreckte, wurden einige Skalen, die beim Screening eingesetzt wurden, in der Mitte des Untersuchungszeitraums und zum Ende des Untersuchungszeitraums noch einmal erhoben (vergl. Tab. VIII.2), um die Homogenität der Schlafqualität im Allgemeinen und der Tagesbefindlichkeit überprüfen bzw. kontrollieren zu können.

Tab. VIII.2: Fragebögen, die im Verlauf der Studie wiederholt eingesetzt wurden.

Fragebögen, die im Verlauf der Studie wiederholt ausgefüllt wurden
• Epworth Schläfrigkeitsskala (ESS): 4., 7. und 10. Tagestestung
• Selbstbeurteilung Depression Skala (SDS): 4., 7. und 10. Tagestestung
• Selbstbeurteilung Angst Skala (SAS): 4., 7. und 10. Tagestestung
• Pittsburgh Schlafqualitätsindex (PSQI): 10. Tagestestung

Vor jeder Studiennacht und jedem Studientag protokollierten die Probandinnen die Nahrungsaufnahme (Menge, Zeit und Ort). Außerdem wurden zu jeder Studiennacht und zu jedem Studientag sowohl vorher als auch nachher die im Folgenden beschriebenen Fragebögen ausgefüllt (Ausnahme: bei den Tagesuntersuchungen wurde nur das Morgenprotokoll eingesetzt).

VIII.6.1 Abend- und Morgenprotokolle

Die Standardversion des Abend- und Morgenprotokolls wurde vom Arbeitskreis Diagnostik der DGSM entwickelt und eignet sich sowohl für Forschungszwecke als auch für den klinischen Alltag (Hoffmann et al., 1997). Das Abendprotokoll wurde vor jeder Nacht, die im Schlaflabor verbracht wurde,

eingesetzt. Es erhebt die aktuelle Befindlichkeit, die Leistungsfähigkeit und die Müdigkeit während des vorangegangenen Tages. Zusätzlich erfasst das Abendprotokoll, ob die Probanden im Verlauf des Tages besonderen Belastungen ausgesetzt waren oder während des Tages geschlafen haben, was die Ergebnisse der Untersuchungen beeinflussen könnte. Das Morgenprotokoll wurde jedes Mal unmittelbar nach dem Aufstehen im Schlaflabor sowie vor jeder Tagesuntersuchung ausgefüllt. Es erfragt das subjektive Befinden sowie die subjektive Bewertung der Schlafqualität und Schlafdauer. Außerdem können Beeinträchtigungen durch die Messsituation angegeben werden. Die Abend- und Morgenprotokolle können von der Homepage der DGSM heruntergeladen werden (DGSM, o.J.d).

VIII.6.2 Visuelle Analogskalen (VAS)

Visuelle Analogskalen eignen sich gut, um subjektive Empfindungen genau messen und quantifizieren zu können (VAS; Bond und Lader, 1974). Weitere Vorteile sind, dass sie leicht verständlich und schnell zu bearbeiten sind. Auf einer 100 mm langen Linie wird durch einen senkrechten Strich der momentan empfundene Grad eines bestimmten Gefühls markiert. Die Pole (0 bis 100) entsprechen dabei den Extremzuständen. Folgende Empfindungen wurden abgefragt:

- Frische: wundervoll frisch und energiegeladen – schrecklich müde und lustlos
- Entspannung: entspannt – angespannt
- Wachheit: hellwach – schläfrig
- Konzentration: konzentriert – unkonzentriert
- Interesse: lustlos – interessiert
- Ängstlichkeit: ängstlich – gelassen

VIII.6.3 Positive and Negative Affect Schedule (PANAS)

Mit Hilfe dieses Selbstbeurteilungsfragebogens können unterschiedliche Gefühle und Empfindungen beschrieben werden (PANAS; Watson et al., 1988). Der Fragebogen besteht aus 20 Items, wobei die eine Hälfte der Items positive und die andere Hälfte der Items negative Gefühle widerspiegelt. Anhand von fünf Abstufungen (von 1 = „ganz wenig oder gar nicht“ bis 5 = „äußerst“) soll die Intensität des entsprechenden Stimmungszustandes angegeben werden. Die Werte der Skalen werden getrennt voneinander aufaddiert. Der Fragebogen umfasst sechs verschiedene Zeitinstruktionen, sodass sich die Beschreibung der Affektlage auch auf zurückliegende Zeitpunkte beziehen kann. Für die vorliegende Studie war jedoch ausschließlich der aktuelle Gefühlszustand von Bedeutung. Es wurde die deutsche Version des Fragebogens verwendet (Krohne et al., 1996). Für die Summen der Items „Positiver Affekt“ (PA) und „Negativer Affekt“ (NA) wurden von Watson et al. (1988) Normwerte für alle sechs verschiedenen Zeitintervalle erstellt, die von einer überwiegend studentischen Population aus den USA stammen. In der deutschen Validierungsstudie (Krohne et al., 1996) wurden Mittelwerte und Standardabweichungen auf Einzelitemebene publiziert, die von 349 Personen (205 Frauen und 144 Männern) stammen, die die PANAS in einer neutralen Situation ausgefüllt haben.

VIII.6.4 State-Trait-Angst-Inventar (STAI)

Das State-Trait-Angst-Inventar ist ein Verfahren zur Erfassung von Angst (STAI; Spielberger, 1983). Dabei ermöglicht das Inventar eine Unterscheidung zwischen Angst als situationsbedingten Zustand (State) und Angst als mehr oder weniger festen Bestandteil der Persönlichkeit (Trait). Für beide Dimensionen stehen getrennte Fragebögen mit jeweils 20 Items zur Verfügung. Der in der vorliegenden Studie eingesetzte State-Fragebogen umfasst zehn positiv und zehn negativ formulierte Feststellungen zur Selbstbeschreibung. Vier Intensitätsstufen (von 1 = „überhaupt nicht“ bis 4 = „sehr“) ermöglichen die Einschätzung des aktuellen Gefühlszustandes. Es sind somit Werte von 20 bis 80 möglich. Die hier eingesetzte deutsche Version entspricht einer Übersetzung von Laux et al. (1981). Für die Interpretation der Ergebnisse stehen Normwerte (Mittelwerte und Standardabweichungen) getrennt für Männer und Frauen und nach verschiedenen Altersklassen zur Verfügung (Spielberger, 1983).

VIII.6.5 Gießener Beschwerdebogen (GBB-24)

Der Gießener Beschwerdebogen (Brähler und Scheer, 1979) ist ein häufig verwendetes Verfahren zur Erfassung der psychosomatischen Mitbedingtheit von körperlichen Beschwerden. Die hier eingesetzte Kurzform GBB-24 umfasst 24 Beschwerden, die vier unterschiedlichen Bereichen (Erschöpfung, Magenbeschwerden, Gliederschmerzen, Herzbeschwerden) zugeordnet werden (Brähler et al., 2008). Die Stärke der einzelnen Beschwerden wird auf einer 5-Stufen-Skala (nicht = 0, kaum = 1, einigermaßen = 2, erheblich = 3, stark = 4) bewertet. Der Gesamtwert spiegelt den Beschwerdedruck wider. Es wurden die Summenwerte für die vier Bereiche (Erschöpfung, Magenbeschwerden, Gliederschmerzen, Herzbeschwerden) und der Gesamtwert (Beschwerdedruck) dieser vier Bereiche für den GBB-24 berechnet. Für einen Vergleich der Mittelwerte der vorliegenden Stichprobe mit Werten aus der Allgemeinbevölkerung stehen Normwerte für Männer bis 40 Jahren für den Gesamtwert und die vier Subskalen zur Verfügung (Brähler et al., 2008).

VIII.6.6 Wärmewahrnehmung

Für die vorliegende Studie wurde der GBB-24 um folgende vier Items hinsichtlich möglicherweise aufgetretener Erwärmungen im Kopfbereich erweitert: Frage 4 „Wärmegefühl an der Stirn“, Frage 13 „Wärmegefühl an der rechten Kopfseite“, Frage 18 „Wärmegefühl am Hinterkopf“ und Frage 24 „Wärmegefühl an der linken Kopfseite“. Diese Fragen wurden unter die ursprünglichen 24 Items verteilt und gesondert auf Einzelitemebene ausgewertet.

IX Methodik der Datenauswertung

Im Folgenden sind die Methoden der Datenauswertung und – sofern nötig - der zugehörigen Datenvorverarbeitung für die während der Nacht (Kap. IX.1) und die am Tag (Kap. IX.2) erhobenen physiologischen bzw. psychophysiologischen Daten getrennt dargestellt.

IX.1 Auswertung der Schlafdaten

Im Schlaf-EEG sind langsame Signalkomponenten enthalten, deren absolute Amplituden und Wellenformen für die Klassifikation von Bedeutung sind. Die automatische Klassifikation setzt bei EEG-Signalen eine Hochpassfilterung mit dem von der AASM (Iber et al., 2007) empfohlenen Hochpassfilter von 0.3 Hz (Zeitkonstante von 0.53 s) voraus.

Spezielle Filter sind während der Aufnahme nicht wirksam. Die Zeitkonstante bei der Aufzeichnung betrug hardwarebedingt mehrere Sekunden. Für die Schlafauswertungen, die von der SIESTA Group GmbH (Wien, Österreich) durchgeführt wurden, galten die AASM-Empfehlungen.

Zur Auswertung der Schlafdaten auf makrostruktureller (quantitative Schlafparameter) und mikrostruktureller Ebene (Powerspektralanalyse und Spindelanalyse) wurden verschiedene Verfahren herangezogen:

- Computer-assistierte Auswertung mit dem Somnolyzer 24x7 nach AASM-Kriterien (Iber et al., 2007), von der Food and Drug Administration (FDA) anerkannt (Anderer et al., 2010)
- Powerspektralwerte für alle 19 Elektroden
- Automatische Auswertung von Spindeln mit der Methode nach Adamczyk (Adamczyk et al., 2015)

IX.1.1 Computer-assistierte Auswertung der Schlafparameter mit dem Somnolyzer 24x7

Zur Elimination von Auswertereffekten durch menschliche Scorer wurden die Daten mit dem Somnolyzer 24x7 ausgewertet, der im Rahmen eines von der EU geförderten Projekts entwickelt wurde, in dem unsere Arbeitsgruppe mitgearbeitet hat.

Eine detaillierte Beschreibung des Auswerte-Algorithmus nach Rechtschaffen und Kales (1968) findet sich bei Anderer et al. (Anderer et al., 2005, 2006). Im Rahmen einer von der American Academy of Sleep Medicine (AASM) gestarteten Initiative zur Revision der Rechtschaffen und Kales Richtlinien zur Auswertung von Polysomnographien wurden kürzlich umfangreiche Reviews zur Übereinstimmung von visuell gescorten Schlafstadien zwischen Experten (Silber et al., 2007) sowie deren Übereinstimmung mit automatischen Auswertesystemen (Penzel et al., 2007) publiziert. Von den insgesamt 119 zur Auswertung herangezogenen Publikationen, wurde nur zweien der Evidenzlevel 1 zuerkannt, eine davon ist die Arbeit zum Somnolyzer 24x7 von Anderer et al. (2005). Penzel et al. (2007, p. 111)

resümieren: “...a recent large-scale, multicenter, well-designed validation study performed in Europe as part of the „Siesta-Project“. Five hundred ninety recordings, split between development and validation samples, were used. This group of researchers found 80 % agreement between their computer system scoring and human scoring. Test-retest reliability with the computer system was very close to complete agreement.” Für dieses Auswertesystem dürfte deshalb folgende Aussage zutreffen: „Overall, the literature concerning sleep stage validation appears to provide evidence that human and computer agreement with some systems, circumstances of training, and human editing interventions has reached the level of results of human scoring agreement between different laboratories“ (Penzel et al. 2007, p. 112). Diese automatische Auswertesoftware wurde und wird in zahlreichen klinischen Studien zur Erprobung neuer Substanzen in der Behandlung von Schlafstörungen eingesetzt.

Die elektrophysiologischen Merkmale, die vom Somnolyzer 24x7 zur automatischen Schlafstadien-erkennung herangezogen werden, sind Deltawellen (charakteristisch für den Tiefschlaf mit einer Amplitude von mindestens 75 μV und einer Frequenz von maximal 2 Hz) Schlafspindeln (transiente Wellenform im EEG mit einer Frequenz von 12-14 Hz und einer Dauer von mindestens 0,5 sec; überwiegend in Stadium 2 auftretend), K-Komplexe (plötzlicher Beginn mit einer scharfen negativen Welle, der direkt anschließend eine hochamplitudige langsame positive Welle folgt; v.a. in Stadium 2 vorherrschend), Vertexzacke (große negative Wellenform des späten Stadium 1 im 4-6 Hz Frequenzbereich mit einer Amplitude von bis zu 200 μV), Alphawellen (Frequenzbereich 8-12 Hz im entspannten Wachzustand bei geschlossenen Augen), Augenbewegungen, Blinzeln sowie tonisches und phasisches EMG (Anderer et al., 2005).

Vor Verarbeitung der aufgezeichneten Biosignale wird mittels digitaler Filter, glättender Filter auf der Basis autoregressiver Modelle (Larsen und Prinz, 1991), adaptiver Verfahren zur Rauschunterdrückung (Sahul et al., 1995) sowie einer Independent Component Analysis (Roberts, 1998) eine Artefaktminimierung durchgeführt. Anschließend erfolgt eine Identifikation der verbliebenen Artefakte mittels Überprüfung des Überschreitens von Spannungsgrenzwerten (Schlögl et al., 1999), diskriminanzanalytischer Verfahren (Anderer et al., 1999) adaptiver Grenzwerte (gleitende Mediane, Brunner et al., 1996), nicht überwachter Netzwerke (NeoART, Schaltenbrand et al., 1993, 1996), einer Distance Rejection (Schaltenbrand et al., 1993, 1996), einer Uncertainty Rejection (Schaltenbrand et al., 1993, 1996), einer Automatic Relevance Determination (MacKay, 1995), probabilistischer graphischer Methoden (Jensen, 1996) sowie modelbasierter Artefakterkennung (Kemp et al., 2000). Eine ausführlichere Übersicht zum SIESTA-Artefaktdetektor findet sich auch bei Anderer et al. (2006). Die Anpassung des Somnolyzers 24x7 an den AASM-Standard ist bei Anderer et al. (2010) beschrieben.

Der Übergang vom Wachzustand in den Schlaf ist gekennzeichnet durch eine Umorganisation der neuronalen Funktion in mehreren Stufen. Diese Umorganisation äußert sich u.a. in einer zunehmenden Verlangsamung der Hirnstromaktivität, die in regelmäßigen Abständen durch Phasen von Aktivierung unterbrochen wird, sowie im Auftreten besonderer Potentialmuster, die einen im Vergleich zum Wach andersartigen Zustand signalisieren. Die im EEG nachweisbare unterschiedliche neuronale Aktivität im Schlaf hat zur Unterscheidung von fünf Schlafstadien und eines Stadiums mit Bewegung (Movement

Time – MT) geführt: der durch schnelle Augenbewegungen (rapid eye movements) gekennzeichnete REM-Schlaf, sowie vier weitere non-REM (NREM) Schlafstadien (NREM1 – NREM4), die auf der Basis des Anteils langsamer und hochamplitudiger Wellen im EEG differenziert werden (Rechtschaffen und Kales, 1968). Seit 2007 (Iber et al., 2007) gibt es nach einer umfassenden Überarbeitung des ursprünglichen Manuals von Rechtschaffen und Kales (1968) einen neuen Standard zur Schlafstadienklassifikation der American Academy of Sleep Medicine (AASM). Die Anzahl der Schlafstadien wurde von ursprünglich sechs auf vier reduziert, in beiden Standards gibt es zusätzlich das Stadium Wach bzw. W (vgl. Abb. IX.1).

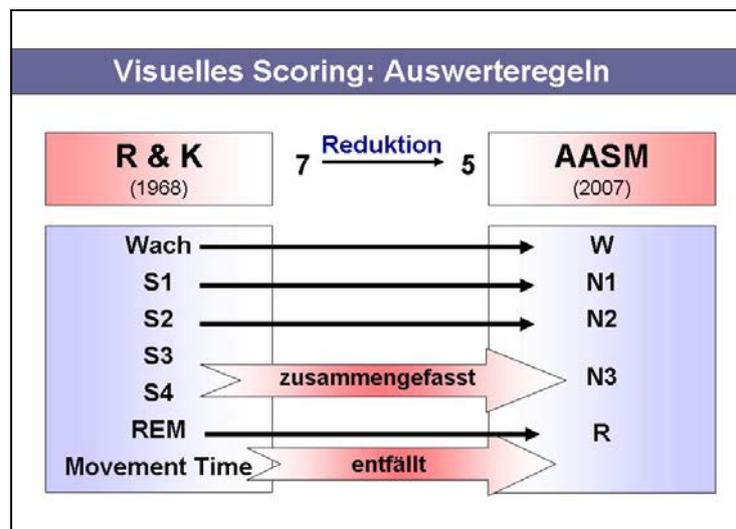


Abb. IX.1: Die Reduktion und Umbenennung der Schlafstadien von Rechtschaffen und Kales in die Klassifikation nach den Regeln der American Academy of Sleep Medicine. (N=Non-REM, S=Stadium)

Schlaf ist ein sehr komplexer, vom zentralen Nervensystem gesteuerter biologischer Prozess, der einerseits sensitiv auf externe Einflüsse reagiert (z.B. Lärm) und andererseits exogene Einflüsse und Stressoren auch weitgehend ausschaltet. Es ist ein Zustand, der im Allgemeinen sechs bis acht Stunden anhält, so dass die Auswirkung eines exogenen Faktors über einen längeren Zeitraum beobachtet werden kann.

Wie zuvor erwähnt, lässt sich die im EEG nachweisbare unterschiedliche neuronale Aktivität im Schlaf in vier verschiedene Schlafstadien einteilen: der durch schnelle Augenbewegungen (rapid eye movements) gekennzeichnete REM-Schlaf (Stadium R), sowie drei weitere non-REM (NREM) Schlafstadien (N1 – N3). N3 wird auch als Slow Wave Sleep (SWS) bezeichnet, da im EEG dieses Stadiums besonders langsame, hochamplitudige Delta-Wellen auftreten. Diese Schlafauswertung erfolgt in Epochen von 30 Sekunden. Zur Analyse möglicher Effekte hochfrequenter elektromagnetischer Felder wurden als primäre Zielparameter die in Tab. IX.1 zusammengestellten Schlafvariablen herangezogen, die nach AASM (Iber et al., 2007) im klinischen Kontext stets

anzugeben sind. Lediglich die Gesamtaufnahmezeit und die Zeit, die im Bett verbracht wurde (Time in Bed; TIB) wurden nicht berücksichtigt, da sie in der Studie in allen Fällen konstant 7.5 Stunden betrug.

Tab. IX.1: Schlafvariablen nach AASM.

Schlafvariablen nach AASM
• Gesamtschlafzeit („Total sleep time“, TST; in min)
• Schlaflatenz (SL; von „Licht aus“ bis zur ersten Epoche irgendeines Schlafstadiums; in min)
• R Latenz (RL; von Schlafbeginn bis zur ersten Epoche Stadium R; in min)
• Wach nach Schlafbeginn („Wake after sleep onset“, WASO; alle Stadien W während der Gesamtaufnahmezeit minus Schlaflatenz; in min)
• Schlaffeffizienz (SE) in Prozent (TST/TIB)*100
• Zeit für jedes Stadium (N1, N2, N3, R; min)
• Prozent der TST für jedes Stadium (N1, N2, N3, R; %)

Zusätzlich zu diesen 13 Variablen wurden unter explorativem Aspekt 12 weitere aus den Auswertungen ableitbare Parameter zur Charakterisierung des Schlafes berücksichtigt. Dazu zählen verschiedene Latenzen, d.h. Zeiten bis zum Erreichen verschiedener Schlafstadien ab „Licht aus“-Zeitpunkt bzw. Schlafbeginn, Variablen zur Dauer des Wachseins und der Häufigkeit des Aufwachens während der Nacht, sowie Parameter zur Beschreibung der Schlafstadienwechsel. Diese zusätzlichen Parameter sind in Tab. IX.2 aufgelistet. Außerdem wurden für die vorliegende Auswertung Parameter zur Beschreibung von Arousal im Schlaf herangezogen. Die Arousalanalyse umfasste sechs Variablen, die in Tab. IX.3 zusammengestellt sind.

Alle bisher erwähnten Parameter zur Beschreibung der Makrostruktur des Schlafes beziehen sich auf die gesamte Nacht. Eine Auswertung des Nachtschlafs ist aber auch noch nach Zyklen (erster Zyklus, mittlere Zyklen, letzter Zyklus) und/oder nach statischeren zeitlichen Unterteilungen wie z.B. Nachtvierteln möglich. In der Vorgängerstudie zum TETRA-Funk erfolgte diese zusätzliche Auswertung ausschließlich nach Zyklen.

Eine Vorabanalyse der Schlafzyklen von den untersuchten älteren Frauen hatte allerdings ergeben, dass eine vergleichbare Auswertung für die vorliegende Studie nicht sinnvoll möglich ist. Zum einen zeigte sich, dass die Länge des ersten und des letzten Schlafzyklus zwischen den Nächten sehr stark variierte. So betrug die Länge des ersten Schlafzyklus im Mittel (Median) 100.5 min mit einem Interquartilsabstand von 56.0 min (P25: 78.5 min; P75: 134.5 min) und die des letzten Schlafzyklus im Mittel (Median) 114.0 min mit einem Interquartilsabstand von 47.75 min (P25: 97.0 min; P75: 144.75 min). Zum anderen wurde aus der Analyse deutlich, dass bei einigen Probandinnen in mehreren der im Labor verbrachten Nächten weniger als drei Schlafzyklen auftraten (insgesamt waren 19 Nächte betroffen). Da infolge dieses Ergebnisses einzelne Probandinnen von einer Analyse auf

Basis des letzten Schlafzyklus hätten ausgeschlossen werden müssen, wurde entschieden, den ersten Schlafzyklus sowie das letzte Schlafviertel für die Auswertung heranzuziehen. Dabei konnten folgende Variablen berücksichtigt werden: Gesamtschlafzeit (TST), Schlafeffizienz (SE), Wach in der Gesamtschlafperiode (WTSP), Zeit und Prozent für jedes Stadium, sowie für Anzahl der Aufwachereignisse in der TST (FW) und pro h TST (FWTST) und Anzahl der Schlafstadienwechsel in der TST (FS) und pro h TST (FSTST).

Tab. IX.2: Zusätzliche Schlafparameter.

Zusätzliche Schlafparameter
• Gesamtschlafperiode („Total sleep period“, TSP; in min)
• Wach in der Gesamtschlafperiode (WTSP in min)
• Anzahl der Aufwachereignisse in der TST (FW)
• Anzahl der Aufwachereignisse / Stunde TST (FWTST)
• Anzahl der Stadienwechsel in der TST (FS)
• Anzahl der Stadienwechsel / Stunde TST (FSTST)
• Latenz LN2 (Zeit von „Licht aus“ bis zur ersten Epoche N2)
• Latenz LN3 (Zeit von „Licht aus“ bis zur ersten Epoche N3)
• Latenz LR (Zeit von „Licht aus“ bis zur ersten Epoche R)
• Schlaflatenz SLRuK („Licht aus“ bis zu den ersten drei Epochen N1 oder zur ersten Epoche jedes andren Schlafstadiums)
• Schlaflatenz LCONT („Licht aus“ bis zu den ersten 20 nacheinander folgenden Epochen jedes beliebigen Stadiums)
• Latenz N3L (Zeit von Schlafbeginn bis zum ersten Auftreten einer Epoche N3)

Tab. IX.3: Arousalparameter (Somnolyzer 24x7).

Arousalparameter
• Anzahl aller Arousal in TST (C_NS00)
• Anzahl aller Arousal in Non-REM (C_NN00)
• Anzahl aller Arousal in REM (C_NR00)
• Arousal Index / Stunde TST (C_IS00)
• Arousal Index / Stunde NREM (C_IN00)
• Arousal Index / Stunde REM (C_IR00)

Insgesamt umfasste die Analyse zur Makrostruktur des Schlafes 61 Schlafvariablen. Eine Liste aller Variablen mit den entsprechenden Definitionen findet sich im Anhang (Tab. AIX.1).

IX.1.2 Powerspektralanalyse

Bei Powerspektren oder Leistungsspektren werden Leistungsgrößen als Maß für die Stärke der Einzelkomponenten benutzt. Leistungsgrößen sind Parameter, die zum Quadrat der Amplituden der ursprünglichen Signale proportional sind. Jedes Signal, d.h. jeder Zeitverlauf einer physikalischen Größe (z.B. der elektrischen Spannung zwischen Kopfelektroden im EEG), lässt sich als Summe von einzelnen Schwingungsvorgängen mit unterschiedlichen Frequenzen darstellen. Dabei werden die Stärken der Einzelkomponenten über die Frequenz als Spektrum bezeichnet. Spektren werden z.B. mittels der Fourier-Transformation für einzelne Zeitabschnitte des ursprünglichen Signals berechnet.

Entsprechend dem in den Vorgängerstudien benutzten Algorithmus aus dem Somnolyzer 24x7 (Anderer et al., 2005, 2006) wurden nach Artefakterkennung und –elimination artefaktfreie 4s-Abschnitte der Aufzeichnung nach der Welch-Methode (Welch, 1961) bei einer Überlappung von 2 s herangezogen, mit einem von-Hann-Zeitfenster versehen und gemittelt, um die Powerspektralwerte für 30s-Epochen zu berechnen. In die Mittelung gehen daher für jede Epoche maximal 14 Segmente mit je 4 s Länge ein.

Zur Artefakterkennung wurden zwei Kriterien benutzt. A) Amplitudenkriterium: Segmente mit einer zu hohen Differenz zwischen absolutem Maximum und absolutem Minimum wurden als artefaktbehaftet betrachtet und verworfen. Hierbei wurde das gesamte 4s-Segment ohne Anwendung der Zeitfensterfunktion betrachtet. Der Grenzwert wurde so gewählt, dass noch kein nennenswerter Anteil der Segmente im Schlafstadium N3 (durch Delta-Wellen bzw. K-Komplexe) fälschlicherweise ausgeschlossen wird. Empirisch ergab sich eine Spitze-Spitze-Amplitude $> 300\mu\text{V}$ als Ausschlusskriterium. Eine weitere Fehlerquelle für die Artefaktbereinigung mit dem Amplitudenkriterium waren Störungen vom 50 Hz Stromnetz mit unterschiedlicher Amplitude, die wiederum zu einem erhöhten Anteil fälschlich ausgeschlossener Abschnitte im Schlafstadium N3 führen, da sich die 50 Hz-Störungen mit den Delta-Wellen überlagern und daher die Amplitudengrenze ($300\ \mu\text{V}$) der Artefakterkennung leichter erreicht wird. Dies wurde durch ein Sperrfilter für 50 Hz-Signale vor der Spektralanalyse vermieden (IIR 2. Ordnung, $Q = 5$). Eine Beeinflussung der bei der Spektralanalyse betrachteten Frequenzbereiche ist vernachlässigbar. B) Als weiteres Kriterium zur Artefakterkennung wurde ähnlich dem von Adamczyk et al., (2015) beschriebenen Verfahren die mittlere Signalstärke (Effektivwert der Spannung) für den Frequenzbereich 19.8 bis 45.5 Hz herangezogen. Überschritt diese im Segment einen Grenzwert von $5.75\ \mu\text{V}$, so wurde das Segment als artefaktbehaftet betrachtet und verworfen. Die im EEG vorkommenden Signalstärken im betreffenden Frequenzbereich liegen unterhalb des Grenzwertes. Dieses Artefaktkriterium reagiert auf Überlagerung mit EMG, Rauschen bzw. starken sonstigen Störungen.

Der EEG-Frequenzbereich kann entweder in Form einzelner Spektrallinien betrachtet oder zu bestimmten Frequenzbändern zusammengefasst werden. Allerdings existiert in der Literatur hinsichtlich

der Anzahl und der genauen Zusammensetzung von Frequenzbändern keine allgemein gültige Definition. Dies hat zur Folge, dass Ergebnisse aus quantitativen EEG-Studien teilweise nur bedingt miteinander verglichen werden können. Um eine Vergleichbarkeit zwischen Pharamaco-EEG-Schlaf-Studien zu gewährleisten, hat sich die International Pharamaco-EEG Society (IPEG) um eine Vereinheitlichung bei der Ergebnisdarstellung bemüht und Empfehlungen für eine mögliche Einteilung des für den Schlaf relevanten EEG-Frequenzbereiches in Frequenzbänder vorgeschlagen (Jobert et al., 2013). In Anlehnung an diese Richtlinien wurden in der vorliegenden Studie Powerspektren mit einer Auflösung von 0.25 Hz für den Frequenzbereich von 0,50 Hz bis 19,75 Hz (78 Spektrallinien in $\mu V^2/Hz$) berücksichtigt, die sich in folgende Frequenzbänder (mittleren Leistung in μV^2) zusammenfassen lassen: Delta (0.50-3.75 Hz), Theta (4.00-7.75 Hz), Alpha (8.00-11.75 Hz), Beta1 (12.00-15.75 Hz) und Beta2 (16.00-19.75 Hz). Außerdem wurden in der vorliegenden Studie die Bereiche der Spindelfrequenzen nach dem AASM-Standard (Iber et al., 2007) betrachtet (breiter gefasster Schlafspindelfrequenzbereich: 11.00-16.00 Hz; enger gefasster Schlafspindelfrequenzbereich: 12.00-14.00 Hz). Wie von der IPEG empfohlen, ist die Aktivität des EEG für die einzelnen Frequenzbänder als absolute Power angegeben (Jobert et al., 2013). Insgesamt ergeben sich daraus 85 Variablen, die für die statistische Analyse berücksichtigt wurden.

Es können mittlere Spektren für die gesamte Nacht sowohl für die Gesamtschlafzeit als auch getrennt für die Stadien N1, N2, N3 und REM-Schlaf (R) und die kombinierten NREM-Schlafstadien (N1 + N2 + N3) ausgewertet werden. Wie bereits erwähnt, ist zusätzlich eine Auswertung nach bestimmten Zeitabschnitten (Schlafzyklen, Schlafvierteln, etc.) prinzipiell möglich. In der vorliegenden Untersuchung konnten allerdings nicht alle Auswertemöglichkeiten berücksichtigt werden, weswegen sich die hier durchgeführte Analyse ausschließlich auf die gesamte Nacht, jedoch getrennt nach den Stadien N1, N2, N3, R und NREM bezieht. Die ermittelten Powerspektralwerte wurden für alle 19 Ableitungen (Fp1, Fp2, Fz, F3, F4, F7, F8, T3, C3, Cz, C4, T4, T5, P3, Pz, P4, T6, O1, O2) herangezogen. Die gemittelten Mastoide dienten als Referenz für alle Spektralberechnungen. Die Anwendung der oben beschriebenen Artefakterkennungskriterien hatte eine Artefaktrate von etwa durchschnittlich 5 % zur Folge, die im Wesentlichen auf Bewegungen und/oder temporären Elektrodenausfällen zurückzuführen ist.

IX.1.3 Automatische Auswertung von Spindeln mit der Methode nach Adamczyk et al. (2015)

Um die Frage nach dem Einfluss elektromagnetischer Felder auf die Mikrostruktur des Schlafes genauer zu untersuchen, wurde vor dem Hintergrund der Beobachtung einer Veränderung der Powerspektralwerte im Spindelfrequenzbereich durch elektromagnetische Felder des Mobilfunks (u.a. Borbely et al., 1999; Huber et al., 2000; Huber et al., 2003; Huber et al., 2002; Loughran et al., 2005) das Graphoelement Spindel des Schlaf-EEG detailliert analysiert.

Da die Erkennung von Spindeln eine sehr hohe Inter- und Intra-Ratervariabilität aufweist, wurde die Analyse der Spindelaktivität in dieser Studie automatisch mit der Methode nach Adamczyk et al. (2015) durchgeführt. Der Algorithmus basiert auf einer zeitkontinuierlichen Wavelet-Transformation. Dieses

Verfahren misst mit einer hohen zeitlichen Auflösung den Amplitudenverlauf unterschiedlicher Frequenzanteile. Schlafspindeln sind wegen ihres begrenzten Frequenzbereiches und der an- und abschwellenden Form ein Muster, das sich mit diesem Verfahren besonders gut detektieren lässt.

Vor der eigentlichen Analyse wurden zunächst durch Muskelartefakte gestörte sowie von Alpha-EEG dominierte Abschnitte entfernt, da diese Fremdsignale den Algorithmus zur Spindelerkennung beeinträchtigen. Als Artefakt galten EMG-Störungen, die durch hohe Amplituden ($> 5.75 \mu\text{V}$ effektiv) im Frequenzbereich 19.8 bis 45.5 Hz erkannt wurden. Alpha-dominiertes EEG wurde bei einem Verhältnis zwischen Alpha (8-12 Hz) zu Delta (2-4 Hz) von mehr als 1,1 angenommen.

Zur Gewinnung von Schwellwerten für die spätere Erkennung von Spindeln wurde das Spektrum der Grundaktivität im Frequenzbereich von 6 bis 18 Hz durch Fouriertransformation und zeitliche Mittelung mit Medianen bestimmt. Aktivität, die bestimmte Vielfache der Grundaktivität im Maximum und im Mittel überschritt, galt als Spindelaktivität. Die Parameter wurden von Adamczyk et al. (2015) für eine hohe Interrater-Reliabilität des Algorithmus zu der kommerziell verfügbaren SIESTA-Spindelanalyse und zum Experten-Scoring optimiert.

Die Spindelerkennung basiert auf den mit der Wavelet-Transformation ermittelten Zeitverläufen der Signalstärke bei einer Auflösung von 0.1 Hz im Frequenzbereich von 9 bis 16 Hz. Als Frequenz von erkannten Spindeln galt jeweils die Frequenz mit der höchsten Aktivität, wobei für die Suche nach langsamen und schnellen Spindeln unterschieden wurde. Ausgehend von dem Umstand, dass schnelle Spindeln überwiegend parietal und langsame Spindeln überwiegend frontal auftreten (De Gennaro und Ferrara, 2003; Zeitlhofer et al., 1997), wurden die Frequenzbereiche für „schnell“ und „langsam“ durch Vergleich der frontalen und parietalen Aktivität festgelegt. Für die langsamen Schlafspindeln wurde im Algorithmus von Adamczyk et al. (2015) der Bereich zwischen 11 und 13 Hz festgelegt, für die schnellen Schlafspindeln der Bereich zwischen 13 und 16 Hz.

Die detaillierte Untersuchung der Spindelaktivität in diesem Forschungsprojekt umfasste eine Analyse der schnellen Spindeln für die Lokalisationen P3-A2 und P4-A1 und der langsamen Spindeln für die Lokalisationen F3-A2 und F4-A1. Die vom Adamczyk-Algorithmus für die Schlaf-Epochen gelieferten Variablen mittlere Spindeldauer, mittlere Spindelamplitude und mittlere Spindelfrequenz wurden gewichtet mit der Anzahl von Spindeln in der Epoche gemittelt, die Anzahl der Spindeln wurde aufsummiert. Aus der Gesamtzahl der Spindeln wurde die Spindeldichte als Anzahl pro 30s-Epoche ermittelt, Die Mittelung bzw. Summenbildung erfolgte getrennt nach Schlafzyklen bzw. Abschnitten der Nacht und nach Schlafstadien entsprechend den auch für die Auswertung der Schlaf-Makrostruktur herangezogenen Hypnogrammen. Für die Auswertung wurden folgende Variablen für die Schlafstadien N2, N3 sowie für den gesamten NREM-Schlaf der gesamten Nacht verwendet: mittlere Spindeldichte, mittlere Spindeldauer, mittlere Spindelamplitude und mittlere Spindelfrequenz.

IX.2 Auswertung der am Tag erhobenen physiologischen Daten

Im ersten Schritt der Biosignalvorverarbeitung wurde auf sämtliche Tagesaufzeichnungen eine Augen-Artefakt-Korrektur angewandt, die die Datenqualität für alle Auswertungen des EEG verbessert. Da

EOG-Artefakte wegen der möglichen Synchronizität zu den untersuchten Ereignissen auf die Berechnung evozierter Potentiale besonders großen Einfluss haben können, wird diese Korrektur im entsprechenden Abschnitt IX.2.3 detailliert beschrieben. Im Anschluss daran wurden aus den Gesamttagesaufzeichnungen mit Hilfe des Programms „EDFcut“ die für die Auswertung der entsprechenden Tests benötigten Zeitabschnitte ausgeschnitten. Dafür wurden während der Datenaufzeichnung verfasste Protokolle mit Start- und Endzeiten sowie automatisch erkannte Markersignale der unterschiedlichen Tests zu Hilfe genommen.

Für die Bestimmung der Leistungsparameter wurden im Vorfeld der Auswertung für jeden Test Programme geschrieben, welche neben dem Sammeln der einzelnen Testdaten und der Übertragung dieser Werte in eine Tabelle auch eine automatische Berechnung der relevanten Variablen ermöglichten.

IX.2.1 Auswertung des Alpha Attenuation Tests

Der AAT und das Ruhe-EEG ohne Intervention wurden von den Probanden in einem kombinierten Versuchsmodul absolviert (siehe Kap. VIII.2.1). Um eine Beeinträchtigung der Artefakterkennung durch 50-Hz-Störungen vom Lichtnetz zu vermeiden, wurden sämtliche Signale mit einem Notch-Filter (IIR 2. Ordnung $F_0 = 50$ Hz; $Q = 5$) behandelt. Über die Zeit des AAT wurden mit einer Segmentlänge von 4s, einer von-Hann-Zeitfensterfunktion und 2s Überlappung spektrale Leistungen im Alpha-EEG-Band von 8-12 Hz (Spektrallinien, inklusive der Grenzen) für die Ableitungen O1-A2 sowie O2-A1 berechnet. Gleichzeitig wurden für dieselben Segmente Mittelwerte der Markersignale bestimmt. Da sich dabei nur für zeitlich vollständig in einem Abschnitt liegende Segmente genau die für die Abschnitte definierten Markerwerte von der Aufzeichnung ergeben, ließen sich die Segmente automatisch den AAT-Abschnitten mit geöffneten bzw. geschlossenen Augen zuordnen. Segmente mit Spitze-Spitze-Amplituden von mehr als 150 μ V im Original-EEG galten als artefaktbehaftet und wurden ausgeschlossen.

Nach Ausschluss der artefaktbehafteten 4s-Segmente wurde überprüft, wie viele Segmente pro Proband/Expositionsbedingung/Untersuchungstag, d.h. pro Testsituation zur Verfügung standen. Diese Überprüfung erfolgte für die „Augen-Auf“- und die „Augen-Zu“-Bedingung getrennt. Maximal standen pro „Augen-Auf“-Bedingung 13 Segmente (d.h. bei drei „Augen-Auf“-Testsituationen 3x13 Segmente) und pro „Augen-Zu“-Bedingung 28 Segmente (d.h. bei drei „Augen-Zu“-Testsituationen 3x28 Segmente) für die Auswertung zur Verfügung. Anschließend wurde die Anzahl der artefaktfreien Segmente für jede Bedingung („Augen-Auf“ und „Augen-Zu“) summiert. Es wurden allerdings nur Testsituationen berücksichtigt, bei denen mindestens 2/3 aller Segmente (56) für die „Augen-Zu“-Bedingung und mindestens 2/3 aller Segmente (26) für die „Augen-Auf“-Bedingung artefaktfrei waren. Nach diesen Kriterien waren mehr als 97 % aller AAT-Messungen für die Auswertung geeignet.

Für jede Messung wurde die gemittelte Alpha-Leistung bei geschlossenen Augen, die gemittelte Alpha-Leistung bei geöffneten Augen sowie der Alpha Attenuation Coefficient (AAC) als Verhältnis der gemittelten Alpha-Leistung bei geschlossenen Augen zu der bei geöffneten Augen ermittelt.

IX.2.2 Auswertung des Ruhe-EEGs

Das Ruhe-EEG über 5 min erfolgte direkt im Anschluss an den AAT. Der Abschnitt „Ruhe ohne Intervention“ wurde anhand der bei der Versuchsdurchführung aufgezeichneten Markersignale identifiziert. Für diesen Abschnitt wurden mit einer Segmentlänge von 4s, einer von-Hann-Zeitfensterfunktion und 2 s Überlappung der Segmente gemittelte Leistungsspektren berechnet. Diese Spektrallinien hatten damit eine Frequenzauflösung von 0,25 Hz. In Anlehnung an die von der IPEG publizierten Richtlinien zur Aufzeichnung und Bewertung von Pharmaco-EEG-Studien auf Basis des Wach-EEG (Jobert et al, 2012) wurde in der vorliegenden Studie der Frequenzbereich von 1.50 Hz bis 20.75 Hz (78 Spektrallinien in $\mu\text{V}^2/\text{Hz}$) betrachtet, der wiederum in folgende Frequenzbänder (mittlere Leistung in μV^2) unterteilt wurde: Delta (1.50-5.75 Hz), Theta (6.00-8.25 Hz), Alpha1 (8.50-10.25 Hz), Alpha2 (10.50-12.25 Hz), Beta1 (12.50-18.25 Hz) und Beta2 (18.50-20.75 Hz). Als gemeinsame Referenz wurden jeweils die gemittelten Mastoidelektroden $((A1 + A2) / 2)$ verwendet. Wie für die Ergebnisparameter des Schlaf-EEGs wurden auch hier die Aktivitäten im EEG als absolute Powerwerte angegeben. Zusammengefasst resultierte daraus eine Variablenanzahl von 84, die für die statistische Analyse berücksichtigt wurden.

Um eine Beeinträchtigung der Artefakterkennung durch 50Hz-Störungen vom Lichtnetz zu vermeiden, wurden sämtliche Signale mit einem Notch-Filter (IIR 2. Ordnung $F_0 = 50 \text{ Hz}$; $Q = 5$) behandelt. Segmente mit Spitze-Spitze-Amplituden von mehr als $150 \mu\text{V}$ im Original-EEG galten als artefaktbehaftet und wurden ausgeschlossen. Von den maximal 148 Segmenten pro Ruhe-EEG mussten mindestens $2/3$ aller Segmente (99) artefaktfrei sein, damit sie für die Auswertung berücksichtigt wurden. Es zeigte sich, dass der Datenverlust minimal war, da mehr als 96 % der Ruhe-EEG-Segmente für die Auswertung geeignet waren. Die Mehrzahl der ausgeschlossenen Ruhe-EEG-Segmente war auf nicht vollständig korrigierte Augenartefakte am frontopolen Ableitpunkt Fp1 zurückzuführen. Nichtsdestotrotz erfolgte die Auswertung der spektralen Leistung des Ruhe-EEGs für alle 19 Lokalisationen. Insgesamt ergab sich daraus eine Gesamtvariablenanzahl von 1596 pro Ruhe-EEG-Abschnitt.

IX.2.3 Vorverarbeitung aller evozierten Potentiale (EP)

In der vorliegenden Studie gab es drei psychometrische Tests, bei denen EKP bzw. langsame Hirnpotentiale betrachtet wurden: Die Aufgabe zur visuellen Folgereaktion (VMT), die Aufgabe zur Messung einer Erwartungswelle (CNV) und die Aufgabe zur Erzeugung eines Bereitschaftspotentials (BP). Zusätzlich wurden noch zwei Tests zur Erzeugung von AEP durchgeführt: der Test „Wahlreaktion auf Töne“ sowie ein modifiziertes Oddball-Paradigma (= 3-Stimulus-Aufgabe). Da alle Potentiale derselben Vorverarbeitung bedurften, wird diese im Folgenden detailliert erläutert. Anschließend wird dann näher auf die eigentliche Auswertung jedes einzelnen Potentials eingegangen. Die Beschreibung der Auswertung der in den gleichen Versuchsmodulen entstandenen psychometrischen Testergebnisse erfolgt in den entsprechenden Unterkapiteln.

Die Vorverarbeitung der Daten sowie die eigentliche Auswertung erfolgte mit den MATLAB (Version R2015b) Toolboxen ERPLAB (Version 5.1.1.0; Lopez-Calderon und Luck, 2014.) und EEGLAB (Version 13.6.5b; Delorme und Makeig, 2004). Bei diesen beiden Toolboxen handelt es sich um frei erhältliche Open Source-Programme, die die Auswertung kontinuierlicher und zeitgebundener EEG/ERP-Daten erleichtern. Sie ermöglichen u.a. die graphische Darstellung von evozierten und ereigniskorrelierten Potentialen, die Analyse unabhängiger Komponenten (independent component analysis, ICA) und Zeit-Frequenz-Analysen. Das in EEGLAB einbindbare frei erhältliche Zusatztool Biosig (© Schloegl 2003, 2004; Version 1.0; Vidaurre et al., 2011) ermöglicht das Einlesen des Datenformats EDF (European Data Format), welches in der vorliegenden Studie verwendet wurde.

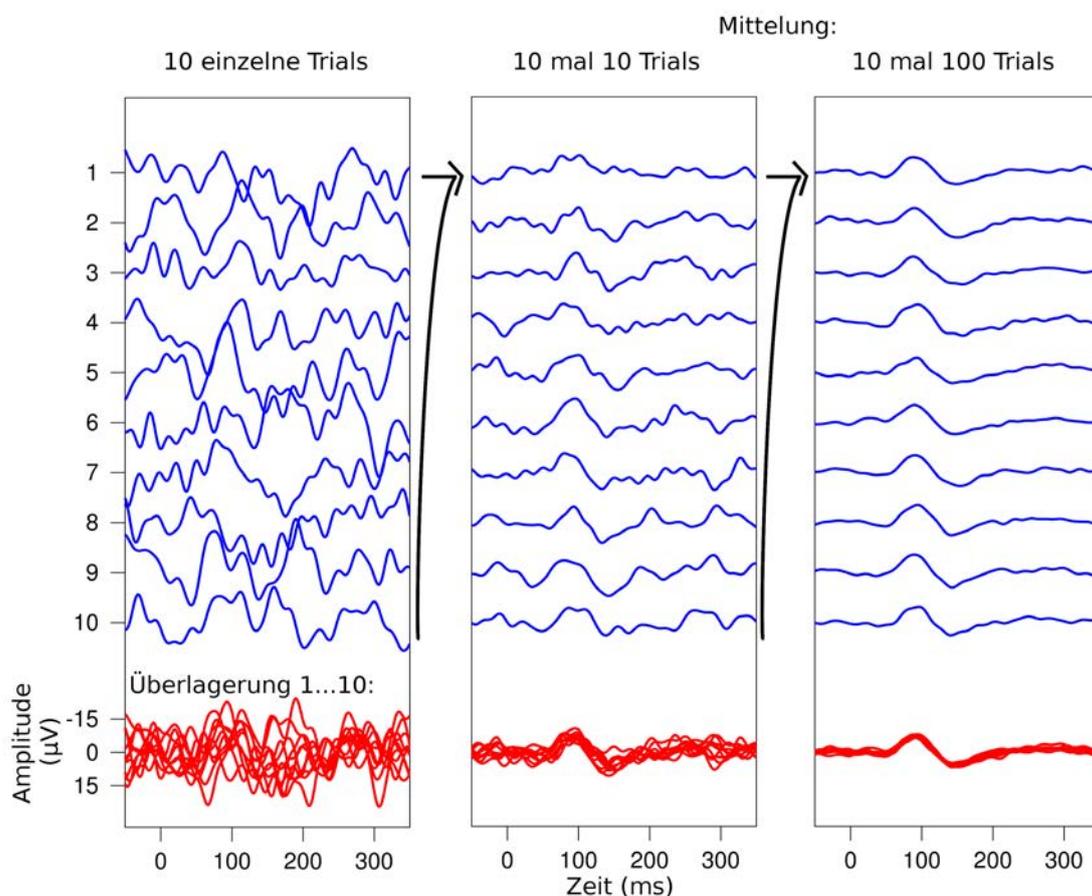


Abb. IX.2: Das Prinzip des „averaging“. Das Signal-Rausch-Verhältnis verbessert sich mit steigender Trialanzahl und anschließender Mittelung.

Alle evozierten Aktivitäten haben gemeinsam, dass sie im Vergleich zum originalen EEG sehr niedrige Amplitude aufweisen. Dies führt dazu, dass ein einzelnes Trial nicht ausreichend ist, um das entsprechende Ereignis im Roh-EEG ausfindig machen zu können, da das Signal-Rausch-Verhältnis zu klein ist. Es gilt also, dieses Verhältnis zu verbessern, was durch eine größere Trialanzahl und einer anschließenden Mittelung dieser Trials erreicht werden kann. Dadurch wird das zu untersuchende Signal, welches in seinem Verlauf in jedem Trial nahezu identisch ist, hervorgehoben, während sich das

Rauschen, das eher zufällig ist, gegenseitig aufhebt (siehe Abb. IX.2). Diese Technik wird auch als „averaging“ bezeichnet (Gerloff, 2005; Luck, 2005).

Gleichzeitig können die evozierten Signale in den einzelnen Trials jedoch mehr oder weniger starken Störeinflüssen ausgesetzt sein. Diese Artefakte können zwar durch die Mittelung relativ vermindert werden, beeinflussen aber dennoch das Ergebnis, wenn sie hohe Amplituden aufweisen (Luck, 2005). Eine Quelle für Artefakte hoher Amplitude, insbesondere in den frontopolaren, frontalen und zentralen Ableitungen des EEG, sind die durch Augenbewegungen und den Lidschlag erzeugten elektrischen Signale. Ursache dafür ist die Wirkung der Augen als elektrische Dipole, d.h. als Spannungsquellen, die mit unterschiedlicher Blickrichtung und damit variabler Lage der Kontaktfläche der Augen zur Umgebung unterschiedliche Potentialverteilungen an der Kopfoberfläche erzeugen. Variierende Kontaktflächen gibt es auch durch die Bewegung der Augenlider, vor allem beim Lidschlag (Croft und Barry, 2000). Ebenso problematisch ist es, wenn die entsprechende Störung zeitlich synchron zu den evozierten Aktivitäten auftritt und somit nicht durch die Mittelung entfernt werden kann. Daher ist es ratsam, Trials mit starken Artefakten von der Mittelung auszuschließen (Luck, 2005).

Üblicherweise wird zum Ausschluss von artifiziellen Trials ein Amplitudenkriterium herangezogen. Überschreitet die maximale Differenz zwischen Spannungswerten innerhalb des Trials einen festgelegten Grenzwert, der im normalen EEG nicht auftritt, so wird das Trial verworfen (Luck, 2005). Dies kann für die einzelne betroffene Spur erfolgen, oder für alle Spuren des Trials, sobald eine Spur betroffen ist. Die in dieser Studie angewendete konsequenter Vorgehensweise, also der Ausschluss jeweils des gesamten Trials, vermeidet, dass Potentiale an unterschiedlichen Lokalisationen aus unterschiedlichen Gruppen von Trials gebildet werden könnten. Andererseits bedeutet ein großer Anteil ausgeschlossener Daten größere Varianz in den ermittelten Potentialen. Außerdem kann bei dieser Herangehensweise nicht ausgeschlossen werden, dass möglicherweise Trials verworfen werden, deren zu große Amplitude gar nicht einer Störung zuzuschreiben ist (falsch positiv) oder dass Störungen mit geringeren Amplituden nicht als solche erkannt werden und somit erhalten bleiben (falsch negativ). Beides führt dazu, dass das Endergebnis verfälscht wird (Luck, 2005).

Diese etwas ungenaue Art der Artefaktbereinigung kann optimiert werden, indem die durch Augenbewegungen und Lidschlag bedingten Artefakte im EEG durch eine rechnerische Kompensation bereits im Vorfeld stark reduziert werden. Kompensation bedeutet, dass die in der jeweiligen Ableitung auftretenden (Augen-)Artefaktsignale möglichst genau ermittelt (vorhergesagt) und dann vom EEG-Signal subtrahiert werden (Luck, 2005). Zur Berechnung der Artefaktsignale werden (elektrische) EOG-Registrierungen benötigt, also Signale, die, vom EEG weitgehend unbeeinflusst, Augenbewegungen und Lidschlag darstellen. Üblicherweise werden zwei EOG-Signale aufgezeichnet, ein horizontales und ein vertikales EOG (Croft und Barry, 2000).

Unter der vereinfachenden Annahme linearer Beziehungen zwischen den an unterschiedlichen Punkten messbaren Spannungen, die auf Lidschlag und Augenbewegungen zurückgehen, und unter Vernachlässigung von Konvergenzbewegungen, lassen sich die Artefaktsignale aller EEG-Kanäle näherungsweise als Linearkombinationen der zwei EOG-Signale bestimmen. Dabei wird weiterhin davon ausgegangen, dass der Lidschlag näherungsweise die gleiche örtliche Verteilung des

verursachten elektrischen Feldes aufweist, wie eine Komponente der Augenbewegungen (Schlögl et al., 2007).

Andere Verfahren zur Trennung der Augen-Artefakte vom EEG-Signal, die z.B. auf einer Independent Component Analysis (ICA) in Verbindung mit einem Dipolmodell basieren, isolieren die Augen-Signale direkt in den EEG-Kanälen aufgrund ihrer örtlichen Herkunft, können aber bei EEG-Signalen, die einen zeitlichen Zusammenhang zum EOG haben, zu einer Verfälschung des EEG führen (Joyce et al., 2004).

Im vorliegenden Projekt wurde die bei Schlögl et al. (2007) beschriebene Kompensation mit Linearkombinationen der EOG-Signale benutzt. Die Qualität der Artefaktreduktion hängt maßgeblich von der Festlegung der Koeffizienten ab. Die Berechnung geeigneter Koeffizienten kann mit linearen Regressionen zwischen EOG- und EEG-Signalen erfolgen, wobei das EOG-Signal als unabhängige Variable angenommen werden muss. Im vorliegenden Projekt wurden Programme für die Berechnung der Koeffizienten sowie für die EOG-Artefaktkompensation erstellt.

Die Bestimmung der Koeffizienten erfolgte aus einer speziell für diesen Zweck angefertigten Aufzeichnung bestehend aus: (1) Blickbewegungen links/rechts (90 s), (2) Blickbewegungen oben/unten (90 s) und (3) Augenzwinkern (20 s). Die Gesamtdauer dieser Aufzeichnung betrug ca. 3.5 min. Grundsätzlich wurden Koeffizienten für jede Tagesmessung der Versuchsperson individuell bestimmt und benutzt. Mit einer visuellen Kontrolle aller berechneten Koeffizienten wurden Störungen in den speziellen EOG-Aufzeichnungen identifiziert und in diesen Fällen bei intaktem EOG während der psychometrischen Tests ersatzweise mittlere Koeffizienten (Median) der Versuchsperson genutzt. Für die Berechnung der Koeffizienten wurden alle Signale Bandpass-gefiltert (FIR, 1270. Ordnung, Durchlassbereich 0.3-3 Hz). Dies bevorzugt die EOG-Signale und minimiert so Störungen durch Artefakte sowie einen Einfluss des EEG auf die Koeffizientenberechnung.

Nach der Artefaktkompensation wurden für jeden Test die Signale auf gemittelte Mastoide referenziert und die Trials, die auf richtigen Verhaltensantworten beruhten und die nicht durch die Artefakterkennung über ein Amplitudenkriterium von $\pm 150 \mu\text{V}$ ausgeschlossen wurden, gemittelt. Dies wurde allerdings nicht für jede einzelne Messung getrennt durchgeführt, sondern es wurde ein „grand average“ über die Daten aus den jeweils drei Tagesaufzeichnungen der entsprechenden Expositionsbedingungen gebildet (arithmetisches Mittel). Diese Vorgehensweise führt zu einer robusteren Schätzung der Zielparameter (insbesondere der Latenzen). Mit diesen Werten wurden dann anschließend je nach Test unterschiedliche Parameter berechnet.

Es standen alle 19 Kanäle (Fp1, Fp2, F7, F3, Fz, F4, F8, T3, C3, C4, T4, T5, P3, Pz, P4, T6, O1 und O2) für die Auswertung zur Verfügung. Die Auswahl der berücksichtigten Elektroden erfolgte testspezifisch. Für jede Auswertung notwendig waren jedoch die Ohrelektrodenkanäle A1 und A2, die als Referenz dienten, und ein Markerkanal mit testspezifischen Informationen. Die Information des Markerkanals wurde in die Datenaufzeichnung importiert, was die anschließende Extraktion der Trials ermöglichte.

IX.2.4 Auswertung der ereigniskorrelierten bzw. langsamen Hirnpotentiale

Da bei dem Test zur Erzeugung einer CNV sowie bei der VMT-Aufgabe die ersten zehn Trials Testdurchläufe waren, wurden diese von der Auswertung ausgeschlossen. Somit konnten bei beiden Tests maximal 100 Trials ausgewertet werden. Bei dem Test zur Erzeugung eines BP sind ebenfalls im Maximalfall 100 Trials in die Analyse eingegangen. Das Reliabilitätskriterium, das erfüllt sein musste, damit eine Testsituation für die Auswertung berücksichtigt werden konnte, lag bei 40 verwendbaren Trials. Denn laut Brunia et al. (2013) sind 30-40 Trials normalerweise ausreichend, um ein langsames Hirnpotential nach Mittelung sichtbar zu machen. Unter dieser Einschränkung waren mehr als 98 % aller Testsituationen zur Erzeugung eines BP und 100 % aller CNV- und VMT-Messungen für die Auswertung geeignet.

Die Markerinformation, auf die die Bestimmung gemittelter Potentiale bezogen wurde, war bei allen drei Aufgaben der Zeitpunkt des Tastendrucks (engl. response-locked averages). Dieser war als Zeitpunkt 0 definiert. Ein Trial umfasste jeweils 2500 ms vor dem Zeitpunkt des Tastendrucks bis 500 ms nach dem Tastendruck. Für CNV und VMT erfolgte eine Korrektur der Baseline, d.h. eine Festlegung des Ordinaten-Nullpunkts anhand des Potential-Mittelwerts im Zeitraum 2500 ms bis 2300 ms vor dem Tastendruck (Freude et al., 2000). Für das BP erfolgte eine Baselinekorrektur im Zeitfenster 2500 ms bis 2000 ms vor dem Tastendruck. Durch den vom Probanden selbst bestimmten Ablauf war dieses Experiment von höherer Streuung zwischen den Trials betroffen, daher wurde hier ein längerer Zeitraum für die Baselinekorrektur gewählt.

Für eine numerische Auswertung wurde der Mittelwert der Amplituden der langsamen Potentiale errechnet (Area under the curve - AUC). Dies erfolgte für die CNV- und VMT-Potentiale jeweils über ein Zeitintervall von 0.5 s, das bei -0.5 s begann und bei 0 s (Zeitpunkt des Tastendrucks) endete. Für das BP wurden zwei mittlere Amplituden berechnet, nämlich eine im Bereich von -2 s bis -0.5 s vor dem Tastendruck (entspricht dem eigentlichen BP) und im Bereich von -0.5 s bis zum Tastendruck (entspricht dem terminal negative slope - NS').

Da sowohl die CNV als auch das BP am besten über frontalen und zentralen Arealen abgeleitet werden können (Brunia und van Boxtel, 2000; Luck, 2005), wurden für beide Tests die Mittelwerte der Amplituden an den Elektrodenpositionen F3, Fz, F4, C3, Cz und C4 ermittelt. Die VMT-Aufgabe im Zusammenhang mit langsamen Hirnpotentialen wurde bisher nur von Freude und Mitarbeitern (Freude et al., 2000; Freude et al., 1999) durchgeführt, weshalb keine genauen Elektrodenpositionen angegeben werden können, an denen eine maximale Ausprägung zu erwarten wäre. Laut Gerloff (2005) können langsame Hirnpotentiale prinzipiell jedoch als Ausdruck kortikaler Aktivierung beliebiger Hirnareale interpretiert werden, sofern diese ein Oberflächen-negatives Potential mit ausreichender Amplitude produzieren können. Weite Teile des frontalen, temporalen, parietalen und lateralen okzipitalen Kortex sind dazu in der Lage. Aus diesem Grund wurde entschieden, bis auf die nicht symmetrisch angebrachten Elektroden Fp1, Fp2, T3, T4, T5 und T6 alle Elektrodenpositionen für die Berechnung der Mittelwerte der Amplituden zu berücksichtigen (F7, F8, F3, Fz, F4, C3, Cz, C4, P3, Pz, P4, O1 und O2).

IX.2.5 Auswertung der akustisch evozierten Potentiale

Bei der Wahlreaktion auf Töne sind insgesamt 60 akustische Stimuli präsentiert worden, auf die so schnell wie möglich per Tastendruck reagiert werden sollte. Das Oddball-Paradigma umfasste 600 akustische Stimuli, von denen aber nur 90 eine Reaktion erforderten. Trials wurden ausgeschlossen, wenn entweder falsch reagiert wurde oder Artefakte (Amplitudenkriterium: 150 μV) vorlagen. Die Bedingung, dass mindestens 2/3 der Daten vorhanden sein mussten, damit eine Testsituation für die Auswertung berücksichtigt wurde, hatte bei beiden Tests einen geringen Datenverlust zur Folge.

Die Markerinformation, auf die die Bestimmung gemittelter Potentiale bezogen wurde, war bei diesen beiden Versuchen der Zeitpunkt des akustischen Reizes (engl. stimulus-locked averages). Dieser war als Zeitpunkt 0 definiert. Eine Versuchsepoche umfasste jeweils 200 ms vor dem Zeitpunkt des Stimulus bis 800 ms (Oddball-Paradigma) bzw. 300 ms (Wahlreaktion auf Töne) nach dem Beginn des Stimulus. Es erfolgte eine Korrektur der Baseline, d.h. eine Festlegung des Ordinaten-Nullpunkts anhand des Potential-Mittelwerts im Zeitraum von -200 ms bis 0 ms vor dem Tastendruck.

Während die P1 des P1-N1-P2-Komplexes bei Erwachsenen nur eine sehr geringe Amplitude aufweist, weswegen sie auch in der vorliegenden Studie nicht weiter berücksichtigt wurde, sind die Amplituden der N1 und P2 mit 2-5 μV deutlicher ausgeprägt (Martin et al., 2007). Bei der Wahlreaktion auf Töne umfasste die numerische Auswertung neben den Peak-Amplituden zusätzlich noch die Latenzen dieser beiden letztgenannten Komponenten im Bereich 55 ms bis 155 ms (N1) bzw. 125 ms bis 285 ms (P2). Beim Oddball-Paradigma wurde die Peak-Amplitude der P3b-Komponente im Bereich 240 ms bis 450 ms bestimmt. Für die numerische Auswertung wurden dann letztendlich Differenzen zwischen den Peak-Amplituden der seltenen und der häufigen Töne gebildet.

Der P1-N1-P2-Komplex zeigt sich am deutlichsten an den zentralen Elektroden der mittleren Querreihe. Gemäß dem internationalen 10-20-System nach Jasper (1958) entspricht dies den Elektrodenpositionen C3, Cz und C4. Für die Auswertung wurden die Amplituden dieser drei Elektroden herangezogen. In einem Leitfaden zum Einsatz von EKP in der klinischen Forschung wird berichtet, dass die Elektrodenkonfiguration zum Ableiten der P300 mindestens die Ableitpunkte der zentralen Längsreihe umfassen sollte. Es wird zwar empfohlen, andere Elektrodenreihen hinzuzufügen, um somit die unterschiedliche Ausprägung des Potentials auf dem Kopf detaillierter erfassen zu können, primär dient diese Hinzunahme jedoch eher der Diskriminierung der einzelnen Subkomponenten der P300 (Duncan et al., 2009). Da in der vorliegenden Studie diese Unterscheidung nicht vorgenommen wurde, sind ausschließlich die Lokalisationen Fz, Cz und Pz für die Ermittlung der Amplituden berücksichtigt worden.

IX.2.6 Auswertung des Pupillographischen Schläfrigkeitstests

Beim PST wird mit einer Abtastfrequenz von 25 Hz die Position und der Durchmesser der Pupille bestimmt. Durch Lidschluss oder Zwinkern erzeugte Störungen werden interpoliert und als prozentualer Anteil am Ende der Messung angegeben. Die Testung dauert insgesamt 11 Minuten, unterteilt in 8 Fenster á 82 s. Aufgrund einer Softwareumstellung hatte sich im Laufe der Studie herausgestellt, dass

die Messungen etwas länger als 11 min andauerten. Der Grund war ein Programmierfehler, der dazu führte, dass jedes 6. Bild verloren ging. Für die Korrektur der Messdauer wurde bei den Messungen nach jedem 6. Bild ein Blink (fehlender Messwert, Durchmesser = 0) eingesetzt, der dann von der Software wie ein fehlender einzelner Frame behandelt wurde. Diese einzelnen „Löcher“ werden standardmäßig durch den Mittelwert aus dem vorangegangenen und dem nachfolgenden Durchmesserwert ersetzt. Dieses Korrekturverfahren kann angewandt werden, da das Pupillensystem mit einer Grenzfrequenz von 6 Hz gegenüber der Abtastrate von 25 Hz sehr träge ist. Die Grenzfrequenz der zu bewertenden Schläfrigkeitwellen liegt nochmals deutlich niedriger, typischerweise bei < 0.5 Hz. Das Einfügen einzelner gemittelter Messwerte verändert die Berechnung des Zielparameters PUI (Pupillary Unrest Index) deshalb nur unwesentlich, zumal der Algorithmus standardmäßig bereits eine Tiefpassfilterung enthält. Die überschüssigen Messwerte am Ende wurden gelöscht. Die Messzeitverlängerung entstand dadurch, dass die Messung solange lief bis die erwartete Anzahl an Messpunkten erreicht war. Verlorene Frames wurden deshalb am Ende „aufgefüllt“, was dann zu der Verlängerung geführt hat. Die Berechnung des PUI erfolgte entsprechend (Lüdtke et al., 1998).

IX.3 Auswertung der Leistungsparameter der evozierten Potentiale

IX.3.1 Auswertung der Leistungsparameter der Wahlreaktion auf Töne

Als Zielparameter wurden Schnelligkeit und Genauigkeit, mit der Töne zweier unterschiedlicher Tonhöhen, die in zufälliger Folge und in zufälligem zeitlichem Abstand präsentiert wurden, durch Drücken der richtigen von zwei den beiden Tönen zugeordneten Tasten abgeschaltet wurden. Insgesamt wurden sieben Parameter zur Beschreibung der Testleistung erhoben: die mittlere Reaktionszeit, die Standardabweichung der Reaktionszeit, die Anzahl der insgesamt fehlerhaften Zyklen, die aufgliedert wurde nach der Art der Fehler in falsche Reaktionen, d.h. Reaktionen mit der falschen Hand, zu frühe Reaktionen, verspätete Reaktionen und Drücken beider Tasten. Da die drei zuletzt genannten Fehler in der untersuchten Stichprobe älterer gesunder Frauen nur sehr selten vorkommen, wurden sie für die Auswertung nicht weiter berücksichtigt. Damit zusammenhängend sind sich die Anzahlen der fehlerhaften Zyklen und der Reaktionen, die mit der falschen Hand getätigt wurden, sehr ähnlich, weshalb auch letztere weggelassen wurden. Somit wurden drei Parameter zur Beschreibung der Leistung ausgewertet. Diese drei Parameter wurden jeweils pro Versuchsdurchlauf über alle 60 Trials bestimmt. Drei Einzelmessungen mussten wegen vertauschter Tasten von der Auswertung ausgeschlossen werden.

IX.3.2 Auswertung der Leistungsparameter des Oddball Paradigmas

Als Leistungsparameter wurden die mittlere Reaktionszeit auf seltene Töne und die Anzahl der fehlerhaften Reaktionen erhoben. Aufgrund einer fehlerhaften Versuchsdurchführung musste eine

Einzelmessung von der Auswertung ausgeschlossen werden. Die Mittelung der Parameter pro Versuchsdurchlauf erfolgte hier ausschließlich für die seltenen Stimuli.

IX.3.3 Auswertung der Leistungsparameter der Contingent Negative Variation

Zusätzlich zur EEG-Auswertung nach dem in Kap. IX.2.3 und IX.2.4 beschriebenen Verfahren wurde bei der CNV eine Reaktionszeit als Leistungsparameter ermittelt. Die Reaktionszeit wurde aus der Differenz zwischen Loslaufen des Zeigers und Anhalten des Zeigers berechnet. Diese wurde jeweils pro Versuchsdurchlauf über alle 100 Trials gemittelt. Alle Messungen konnten für die statistische Auswertung berücksichtigt werden.

IX.3.4 Auswertung der Leistungsparameter der Visuellen Folgereaktion

Auch bei der Aufgabe zur visuellen Folgereaktion wurde neben dem EEG-Parameter ein Leistungsparameter bestimmt. Dazu wurde der Betrag der Winkelabweichung der tatsächlichen Zeigerstopp-Position von der 12-Uhr-Position als Performance-Parameter ausgewertet. Auch dieser Parameter wurde jeweils pro Versuchsdurchlauf über alle 100 Trials gemittelt. Es wurde kein Unterschied zwischen Zeigerstopp vor und nach der 12-Uhr-Position gemacht. Bei diesem Test mussten drei Messungen wegen technischer Probleme von der statistischen Auswertung ausgeschlossen werden.

IX.4 Auswertung der Tests zur Objektivierung aufmerksamkeitsbezogener Prozesse

Die Tests zur Messung der Aufmerksamkeitskomponenten wurden von der jeweiligen Testsoftware automatisch ausgewertet. Die Zielparameter werden im Folgenden für jeden Test beschrieben.

IX.4.1 Auswertung des Tests zur selektiven Aufmerksamkeit

Der Test liefert insgesamt 10 Zielparameter. Da die Anzahl der falschen und der ausgelassenen Reaktionen bei älteren gesunden Probandinnen in der Regel nicht variiert und Mittelwerte und Streuungsmaße für Teilzeiten damit nicht gut diskriminierten, wurden für die weitere Auswertung lediglich die für die Gesamtdauer des Tests berechneten Parameter Anzahl der Richtigen, sowie Mittelwert und Streuung der Reaktionszeit herangezogen (nachfolgend fett gedruckt). Alle Messungen konnten für die statistische Auswertung berücksichtigt werden.

- **Anzahl der Richtigen** (Gesamtzahl der richtig beantworteten kritischen Reize. Als „richtig“ wurden Reaktionen bewertet, bei denen ein Tastendruck während der Vorgabe des kritischen Reizes oder in der anschließenden Pause bis zur nächsten Reizvorgabe erfolgte.)
- **Mittelwert der Reaktionszeit** (s) (Durchschnittliche Reaktionszeit bei richtig beantworteten kritischen Reizen)

- **Standardabweichung der Reaktionszeit (s)** (Standardabweichung der Reaktionszeiten über den gesamten Testverlauf)
- Anzahl der Falschen (Gesamtzahl der falschen Reaktionen. Als „falsch“ wurde eine Reaktion bewertet, die ohne Vorgabe eines kritischen Reizes – auch in der darauffolgenden Pause – erfolgte.)
- Anzahl der Ausgelassenen (Gesamtzahl der nicht erfolgten Reaktionen auf einen kritischen Reiz. Als „Ausgelassen“ wird gezählt, wenn selbst innerhalb der Pausendauer keine Reaktion des Probanden erfolgt. Die Summe aus der Anzahl der Richtigen und Anzahl der Ausgelassenen ergibt die Anzahl der kritischen Reize).
- Mittelwert der Richtigen (Mittelwert der Variable „Anzahl der Richtigen“ für die insgesamt 10 Teilzeiten)
- Standardabweichung der Richtigen (Standardabweichung der Variable „Anzahl der Richtigen“ für die insgesamt 10 Teilzeiten)
- Mittelwert der Ausgelassenen (Mittelwert der Variable „Anzahl der Ausgelassenen“ für die insgesamt 10 Teilzeiten)
- Mittelwert der Falschen (Mittelwert der Variable „Anzahl der Falschen“ für die insgesamt 10 Teilzeiten)
- Standardabweichung der Falschen (Standardabweichung der Variable „Anzahl der Falschen“ für die insgesamt 10 Teilzeiten)

IX.4.2 Auswertung des Tests zur geteilten Aufmerksamkeit

Zu diesem Test werden acht Ergebnisparameter ausgegeben, die zum einen für den gesamten Test und zum anderen getrennt für optische und akustische kritische Reize ausgegeben werden. Der Test liefert daher insgesamt 24 Zielparameter, je acht für die optische und die akustische Teilaufgabe getrennt sowie acht für den kombinierten Test. Da die Anzahl der antizipierten, der ausgelassenen, der fehlerhaften und der verzögerten Reaktionen in der von uns untersuchten Stichprobe gering war, wurden diese Parameter für die weitere Auswertung nicht berücksichtigt. Für die Auswertung dieses Berichts wurden somit nur die ersten vier Parameter herangezogen (nachfolgend fett gedruckt). Bei diesem Test mussten fünf Messungen wegen technischer Probleme ($n = 1$) und fehlerhaftem Verhalten ($n = 4$) von der statistischen Auswertung ausgeschlossen werden.

- **Mittelwert der Reaktionszeit (ms)**
- **Standardabweichung der Reaktionszeit (ms)**
- **Median der Reaktionszeit (ms)**
- **Anzahl der richtigen Reaktionen**
- Anzahl der antizipierten Reaktionen (=Reaktionen mit Reaktionszeiten kleiner 100 ms)

- Anzahl der ausgelassenen Reaktionen
- Anzahl der Fehlreaktionen (=Reaktionen auf einen nicht-kritischen Reiz = „falscher Alarm“)
- Anzahl der Ausreißer (stellen, bezogen auf die Verteilung der individuellen Reaktionszeiten, verzögerte Reaktionen dar)

IX.4.3 Auswertung des Vigilanztests

Der über 10 Minuten durchgeführte Vigilanztest liefert acht Zielparameter. Diese acht Parameter werden für die gesamte Testdauer (10 Minuten) und für die ersten und die letzten fünf Minuten des Tests getrennt ausgegeben. Da auch bei diesem Test die Anzahl der antizipierten, der ausgelassenen, der fehlerhaften und der verzögerten Reaktionen in der von uns untersuchten Stichprobe äußerst gering war, wurden sie für die weitere Auswertung ebenfalls nicht berücksichtigt. Die vier ausgewählten (fett gedruckt) Zielvariablen wurden für den gesamten Untersuchungszeitraum berechnet und nicht für die zwei Abschnitte getrennt. Vier Messungen mussten wegen unterschiedlicher Reizdichte ($n = 2$) und fehlerhaftem Verhalten ($n = 2$) von der statistischen Auswertung ausgeschlossen werden.

- **Mittelwert der Reaktionszeit** (ms)
- **Standardabweichung der Reaktionszeit** (ms)
- **Median der Reaktionszeit** (ms)
- **Anzahl der richtigen Reaktionen**
- Anzahl der antizipierten Reaktionen (=Reaktionen mit Reaktionszeiten kleiner 100 ms)
- Anzahl der ausgelassenen Reaktionen
- Anzahl der Fehlreaktionen (=Reaktionen auf einen nicht-kritischen Reiz = „falscher Alarm“)
- Anzahl der Ausreißer (stellen, bezogen auf die Verteilung der individuellen Reaktionszeiten, verzögerte Reaktionen dar)

IX.5 Auswertung des Tests zum Arbeitsgedächtnis (n-back)

Bei der Working Memory Task (n-back, vgl. Kap. VIII.5) waren in jeder Versuchssitzung 8 Testblöcke mit der Aufgabe no-back (direkte Antwort auf den präsentierten Stimulus) und jeweils 8 Testblöcke mit den Aufgaben 1-back, und 2-back (Angabe des jeweils um „n“ Schritte zurückliegenden Stimulus) enthalten. Die Aufgaben wurden sich wiederholend in aufsteigender Reihenfolge absolviert. Mit 14 Stimuli in jedem Testblock ergaben sich je Versuchssitzung insgesamt 112 Stimuli für no-back, 1-back und 2-back. Die Anzahl der richtigen und falschen Reaktionen sowie die mittlere Reaktionszeit wurden für jeden Testblock während der Versuchsdurchführung berechnet. Bei der Aufgabe 1-back muss jeweils der erste Stimulus unbeantwortet bleiben (keine Taste drücken ist die richtige Reaktion), da noch kein um einen Schritt zurückliegender Stimulus präsentiert wurde. Diese Reaktion wurde nicht mitgezählt. Für die Aufgabe 2-back wurde dies entsprechend angepasst, so dass die Höchstzahl

richtiger Reaktionen pro Testblock bei no-back bei 14, bei 1-back bei 13 und bei 2-back bei 12 lag. Am Ende jeder Versuchssitzung erfolgte eine Mittelung der acht einzelnen Ergebnisse pro Schwierigkeitsgrad. Alle Messungen konnten für die statistische Auswertung berücksichtigt werden.

IX.6 Statistische Auswertung der Daten

Die Datenanalyse folgt einem konservativen Ansatz. Die jeweils pro Proband über die drei identischen Expositionsbedingungen erzielten Mittelwerte bildeten als robuste Schätzer den Ausgangspunkt für die statistischen Analysen. Die Art der Mittelung ist dabei merkmalspezifisch. Für die Makrostruktur des Schlafes sowie für die Schlafspindeln wurde der Median herangezogen, das Poolen der Daten für die Spektralleistung im Schlaf erfolgte hingegen über das arithmetische Mittel. Alle EEG-basierten Daten aus den Tagesaufzeichnungen wurden ebenfalls über das arithmetische Mittel gepoolt, was für die EPs bereits im Zusammenhang mit der Vorverarbeitung der Daten erfolgte (vgl. Kap. IX.2.3). Für alle anderen Verfahren, d.h. Pupillographie, Verhaltensantworten und Fragebögen (außer für die subjektive Wärmeempfindung am Kopf sowie die Einschätzung bezüglich der Erholbarkeit der Nacht), ist der Median als robuster Schätzer herangezogen worden. Unabhängig von der Wahl des Mittelwertes hatte dies jedoch zur Folge, dass auf die Berücksichtigung eines Sequenzeffekts verzichtet werden musste.

Da es in dieser Studie nicht beabsichtigt war, die Auswirkungen der beiden Hochfrequenzsignale direkt miteinander zu vergleichen, wurden ausschließlich paarweise Analysen auf der Ebene individueller Unterschiede zwischen der jeweiligen Verumexpositionsbedingung und der Scheinexpositionsbedingung durchgeführt. Für alle nicht kategorialen Variablen aus den Fragebögen wurden vorab noch Differenzen zwischen den Abfragezeitpunkten gebildet, indem die Werte zum Zeitpunkt „vor der Testbedingung“ von den Werten zum Zeitpunkt „nach der Testbedingung“ subtrahiert wurden. Es wurde also die „prä-post“-Veränderung der Variablen (berechnet als post minus prä) als primärer Zielparameter betrachtet.

Wegen der gepaarten Natur der Daten wurden für intervallskalierte Merkmale ausschließlich statistische Verfahren für abhängige Variablen verwendet. Bei normalverteilten Daten (Prüfung erfolgte anhand des Kolmogorov-Smirnov-Tests) wurden t-Tests für abhängige Stichproben gerechnet. Bei nicht normalverteilten Daten wurde der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test herangezogen.

Da absolute Powerspektralwerte auch nach Anwendung gängiger Datentransformationen häufig nur eine eingeschränkte Normalverteilung aufweisen (Gasser, 1982), was dazu führt, dass klassische parametrische statistische Testverfahren an Robustheit bezüglich des Fehlers 1. Art verlieren, wurde für die statistische Auswertung der Spektralleistungen des Ruhe- und des Schlaf-EEGs ein exakter (verteilungsfreier) Permutationstest getrennt für alle einzelnen Ergebnisparameter (d.h. Spektrallinien, Frequenzbänder), Elektroden und Zeitabschnitte eingesetzt. Bei einem Permutationstest erfolgt die Testentscheidung nicht anhand einer theoretisch angenommenen Verteilung, sondern sie basiert auf der Permutationsverteilung der beobachteten Daten. Diese Verteilung ergibt sich aus den Teststatistiken aller durchgeführten Permutationen. Bei Permutationen handelt es sich um Neuordnungen der vorliegenden Daten in einer bestimmten Reihenfolge. Im Falle von abhängigen

Daten beim Zweistichprobenproblem erfolgt diese Neuordnung der Zahlen ausschließlich auf der Ebene der Datenpaare. Für jedes Datenpaar gibt es also genau 2 mögliche Permutationen, für n Datenpaare entsprechend 2^n Permutationen. Werden alle Permutationen berücksichtigt, handelt es sich um einen exakten Test. Unter der Nullhypothese treten alle Permutationen gleichwahrscheinlich auf, die Werte können also beliebig zwischen den Datenpaaren vertauscht werden. Handelt es sich bei der beobachteten Permutation allerdings um extreme Werte, deren Auftretswahrscheinlichkeit unterhalb des nominalen Signifikanzniveaus liegt, können die beobachteten Mittelwertunterschiede als statistisch signifikant eingestuft werden. Da sich die Permutationsverteilung also direkt aus der beobachteten Stichprobe ergibt, sind Permutationsverfahren verteilungsfrei. Je größer der Stichprobenumfang, desto mehr Rechnerleistung wird benötigt, Permutationsverfahren durchzuführen. Bei einer großen Stichprobe wird daher mittels der Monte-Carlo-Statistik eine bestimmte Anzahl an Zufallspermutationen erzeugt, mit denen ein approximativer p-Wert berechnet werden kann. Bei kleinen Stichproben ist es aber mit der heutigen Rechnerleistung durchaus möglich, exakte Permutationstests durchzuführen (Groppe, 2011).

Bei quantitativen EEG-Untersuchungen – besonders, wenn es sich um explorative Ansätze handelt – ist es häufig der Fall, dass der Studie nicht nur eine Haupthypothese zugrunde liegt, sondern multiple Hypothesen/Endpunkte überprüft werden. Daraus ergibt sich zwangsläufig die Problematik des multiplen Testens. Darunter versteht man, dass mit zunehmender Anzahl der durchgeführten Einzeltests die Wahrscheinlichkeit, dass ein Fehler 1. Art auftritt bzw. die Nullhypothese fälschlicherweise verworfen wird, dramatisch ansteigt, weswegen dieses Phänomen auch als Alphafehler-Kumulierung bezeichnet wird. Wird z.B. das Signifikanzniveau auf $\alpha = 5\%$ festgelegt, so beträgt die Irrtumswahrscheinlichkeit für einen einzelnen Test genau 5% . Bei 100 durchgeführten statistischen Tests erhöht sich die Gesamt-Irrtumswahrscheinlichkeit dagegen auf über 99% , was bedeutet, dass bei 100 Einzeltests fast sicher mindestens ein falsch-positives Ergebnis rein zufällig erwartet werden kann. Um der Alphafehler-Kumulierung entgegenzuwirken, stehen mehrere Korrekturmöglichkeiten zur Verfügung, die entweder die „Family wise error rate (FWER)“ betreffen oder auf der „False discovery rate (FDR)“ beruhen. FWER-Methoden versuchen die Wahrscheinlichkeit, dass mindestens eine von allen untersuchten Nullhypothesen fälschlich ablehnt wird, zu kontrollieren, indem das Signifikanzniveau für alle Einzeltests gesenkt wird, FDR-Korrekturverfahren kontrollieren dagegen den erwarteten Anteil fälschlich abgelehnter Nullhypothesen im Verhältnis zu allen abgelehnten Nullhypothesen, indem sie diesen auf z.B. 5% beschränken. Während FWER-Methoden den Nachteil haben, dass sie eher konservativ sind und gerade bei einer großen Anzahl durchgeführter statistischer Tests den Fehler 2. Art, d.h. die Annahme der Nullhypothese, obwohl sie falsch ist, begünstigen, wird mit der FDR-Kontrolle zwar ein deutlich weniger striktes Fehlerkriterium verwendet, jedoch werden dadurch auch mehr falsch-positive Aussagen akzeptiert (Victor, 2010). In der vorliegenden Studie wurde auf eine Korrektur für multiples Testen verzichtet. Es wurde lediglich für jeden Endpunkt getrennt die in Abhängigkeit von der Anzahl der durchgeführten Einzeltests und des gewählten Signifikanzniveaus rein zufällig erwartbaren falsch-positiven Ergebnisse berechnet und mit der tatsächlich beobachteten Anzahl der statistisch signifikanten Ergebnisse verglichen. Da p-Werte – ob korrigiert oder nicht – generell keine direkte Aussage über die Richtung oder Größe einer Differenz erlauben, wurden

außerdem Effektstärken und Konfidenzintervalle als Maße für die Relevanz der beobachteten Ergebnisse berechnet (Du Prel et al., 2009; Sullivan und Feinn, 2012). Diese Vorgehensweise war aber nicht nur auf die EEG-Analysen beschränkt, sondern erfolgte für alle untersuchten Ergebnisparameter.

Zur Bestimmung der Effektgröße wurde der Schätzer r verwendet. Für den gepaarten t-Test lässt sich dieser Schätzer anhand der Formel $r = \sqrt{t^2 / (t^2 + df)}$ berechnen (Field und Miles, 2010). Für den Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test wurde für die Berechnung dieses Schätzers die Formel $r = |Z| / \sqrt{n}$ verwendet (Corder und Foreman, 2009). Die Formel zur Berechnung von Z lautet $Z = S / \sqrt{(n*(n+1)*(2n+1) / 24)}$. Die Teststatistik S entspricht dabei der positiven Rangsumme minus der Rangsumme, die unter der Nullhypothese erwartet wird. Laut Cohen (1988) gelten für r folgende Faustregeln zur Einschätzung der Größe eines Effekts: $r < 0.1$ (kein Effekt), $0.1 \leq r < 0.3$ (kleiner Effekt), $0.3 \leq r < 0.5$ (mittlerer Effekt) und $r \geq 0.5$ (großer Effekt).

Der in der vorliegenden Studie eingesetzte exakte Permutationstest basiert auf einer bei Pratt (1959) beschriebenen Alternative des Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Tests und ist detailliert in der Arbeit von Leuchs und Neuhäuser (2010) beschrieben. Im Gegensatz zum ursprünglichen Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test, bei dem Null-Differenzen ignoriert und aus dem Datensatz entfernt werden, verbleiben die Null Differenzen bei der Pratt-Modifikation dieses Tests im Datensatz und bekommen den Rang Null zugeordnet. Entsprechend ist darauf zu achten, dass auch die nach Pratt modifizierten Tabellen der Teststatistik W für die Bestimmung kritischer Werte verwendet werden (Rahe, 1974). Zusätzlich zu den Signifikanzwerten sind noch bei jedem Test 95%-Konfidenzintervalle bzw. parameterfreie Konfidenzgrenzen (Hahn und Meeker, 1991) sowie Effektgrößenschätzer angegeben. Die statistische Auswertung der subjektiven Wärmeempfindung am Kopf sowie der Einschätzung bezüglich der Erholbarkeit der Nacht erfolgte auf Einzelitemebene mittels des Stuart-Maxwell Tests für zwei abhängige Stichproben. Dieser Test prüft die Kontingenztafel zweier kategorialer Variablen mit mehr als zwei Merkmalsausprägungen auf Homogenität der Randverteilungen. Hierfür wurden jedoch die nicht gepoolten Daten verwendet, um die Häufigkeitsauszählungen der Kategorien durch die Mittelung nicht zu verzerren. Da drei der fünf Merkmalsausprägungen bei allen vier Einzelitems zur Wärmeempfindung überhaupt gar nicht vorkamen, wurden vor der Auswertung dieser Fragen neue Kategorien gebildet, indem die Veränderungen über Nacht den drei Merkmalsausprägungen „kälter“, „gleich“ und „wärmer“ zugeordnet wurden.

Da Tests für abhängige Variablen voraussetzen, dass eine balancierte Datenstruktur vorliegt, wurden Probanden, bei denen mindestens eine Expositionsausprägung auch nach dem Poolen der Daten fehlte, komplett von der statistischen Analyse ausgeschlossen. Dies führte dazu, dass die statistische Auswertung der Spektralanalyse des Schlaf-EEGs für das Stadium N3 im ersten Schlafzyklus an allen 19 Lokalisationen nur mit einer reduzierten Stichprobe von $n = 29$ durchgeführt werden konnte. Der Grund hierfür war, dass bei einer Probandin in allen drei Sham-Nächten im ersten Schlafzyklus kein Tiefschlaf vorkam. Zehn Probandinnen wiesen im letzten Schlafviertel in der Mehrzahl ihrer im Labor verbrachten Messnächte keinen Tiefschlaf auf. Bei einer weiteren Probandin zeigte sich, dass drei Elektroden mehrheitlich so stark artefaktbehaftet waren, dass diese ebenfalls von der Analyse des Stadiums N3 im letzten Schlafviertel ausgeschlossen werden mussten. Entsprechend konnte die

statistische Auswertung der Spektralanalyse des Schlaf-EEGs für das Stadium N3 im letzten Schlafviertel für die Lokalisationen (Fp2, F3 und T6) nur mit einer reduzierten Stichprobe von $n = 19$ durchgeführt werden. Für alle anderen 16 Elektroden wurde eine Stichprobe von $n = 20$ verwendet. Beim Ruhe-EEG musste für die Lokalisation Fp1 wegen zu starker Artefakte ein Datensatz ($n = 29$) entfernt werden. Für den AAT mussten ebenfalls wegen zu starker Artefakte an der Lokalisation O1 Datensätze von drei Versuchspersonen ($n = 27$) und an der Lokalisation O2 ein Datensatz ($n = 29$) ausgeschlossen werden. Aufgrund anfänglicher technischer Probleme, den PST direkt im Untersuchungsraum durchführen zu können, konnten für die statistische Auswertung der Ergebnisparameter des PST nur Datensätze von 26 Versuchspersonen berücksichtigt werden.

Alle Tests wurden mit einer zweiseitigen Irrtumswahrscheinlichkeit $p < 0.05$ durchgeführt. Für die statistischen Analysen wurde das Statistikprogramm SAS Version 9.4. für Windows verwendet.

Zur Illustration der Ergebnisse der Powerspektralanalysen wurden folgende vier Maße in Form von Ganzkopf-Mappings topographisch dargestellt (engl. Topoplots): (1) Mediane der mittleren spektralen Leistungsdichten in den untersuchten Frequenzbändern bzw. Indizes getrennt nach Exposition (2) Differenzen der mittleren spektralen Leistungsdichten in den untersuchten Frequenzbändern bzw. Indizes zwischen den beiden Verumexpositionen und der Scheinexpositionsbedingung ausgedrückt in Prozent zur Scheinexpositionsbedingung, (3) Signifikanzwerte und (4) Effektgrößenschätzer. Die Skalen für die Darstellung der p-Werte wurden so angepasst, dass sich aus einer Grundfarbe grün die signifikanten Ergebnisse und Trends farbig abheben, wobei entsprechend der Polarität des Effekts unterschiedliche Farbbereiche benutzt werden. Für die Visualisierung statistisch signifikanter Ergebnisse/Effekte bei den einzelnen Spektrallinien wurden Rasterdiagramme (engl. Grid plots) verwendet. Zur graphischen Darstellung statistisch signifikanter Ergebnisse in allen anderen Tests wurden zum einen Wasserfalldiagramme (engl. Waterfall plots) gewählt, um die statistische Verteilung der individuellen Messwerte aufzuzeigen. Da die individuellen Daten für diese Art der Darstellung der Größe nach absteigend sortiert wurden, ist zu beachten, dass die Anordnung der Probandinnen auf der Abszissenachse für jede Zielvariable unterschiedlich ist. Ein direkter individueller Vergleich zwischen den einzelnen Wasserfalldiagrammen ist somit nicht möglich. Zum anderen wurden für die Darstellung dieser Ergebnisse auf der Gruppenebene Kastengrafiken (engl. Box-Whisker-Plots) erstellt. Der Kasten (engl. Box) entspricht dabei dem Bereich, in dem die mittleren 50 % der Daten enthalten sind [(obere Grenze: 75. Perzentil; untere Grenze: 25. Perzentil). Der Bereich zwischen diesen Grenzen wird als Interquartilsabstand (engl. interquartile range (IQR)] bezeichnet. Die Daten, die sich innerhalb des 1.5-fachen des Interquartilsabstandes unterhalb des 25. Perzentils und innerhalb des 1.5-fachen des Interquartilsabstandes oberhalb des 75. Perzentils befinden, sind durch die beiden Antennen (engl. Whiskers) repräsentiert. Die Grenzpunkte der Whisker stellen jeweils den größten und den kleinsten Wert dieser Bereiche dar, was dazu führt, dass die beiden Whiskers nicht zwangsläufig gleich lang sein müssen. Werte, die außerhalb des 1.5-fachen des Interquartilsabstandes liegen sind durch einen Kreis kenntlich gemacht. Der Strich bzw. die x-förmige Markierung innerhalb der Box kennzeichnen jeweils den Median und das arithmetische Mittel der Verteilung.

X Ergebnisse zum Schlaf

Bei den folgenden Ergebnisdarstellungen und in den Diskussionen wird - sofern möglich - nachstehende Struktur eingehalten:

1. Sofern verfügbar, werden die unter der Sham-Bedingung erhobenen Daten mit Referenzwerten (möglichst alters- und geschlechtsspezifisch übereinstimmend) verglichen, um die Repräsentativität der Stichprobe zu belegen. Bei fehlenden Referenzwerten wurden im Bericht zur TETRA-Studie (Danker-Hopfe und Dorn, 2014) zur Überprüfung der Repräsentativität die unter der Sham-Exposition beobachteten Ergebnisse herangezogen und mit den unter der Sham-Exposition beobachteten Ergebnissen aus der Mobilfunkstudie (Danker-Hopfe und Dorn, 2007) verglichen. Dies war möglich, da in beiden Studien junge Männer zwischen 18 und 30 Jahren untersucht wurden. Für diesen Bericht ist diese Vorgehensweise allerdings aufgrund des abweichenden Alters und Geschlechts der untersuchten Personen nicht möglich.
2. Bei der Darstellung der Ergebnisse zur Frage eines möglichen Effekts der beiden Verumexpositionen im Vergleich zur Scheinexposition liegt im Bericht das Hauptaugenmerk überwiegend auf den Merkmalen, deren Ausprägungen statistisch signifikante Verteilungsunterschiede zwischen den Expositionsbedingungen erkennen lassen. Eine detaillierte tabellarische Übersicht sämtlicher Ergebnisse der statistischen Auswertungen (mit Ausnahme der einzelnen Spektrallinien) ist im Anhang zu finden (Tab. AX.1-AX.15).
3. Bei identisch angewandter Methodik bezüglich Datenerhebung und Datenweiterverarbeitung werden die expositionsabhängigen Ergebnisse der aktuellen Studie mit denen der beiden Vorgängerstudien (Danker-Hopfe und Dorn, 2007, 2014) verglichen. Bei den Ergebnisdarstellungen zum Schlaf ist dies nur für die Makrostruktur sowie für die subjektiven Angaben aus dem Morgenprotokoll möglich. Die Ergebnisse der restlichen eingesetzten Studienfragebögen können nur mit denen aus der Studie zum TETRA-Funk (Danker-Hopfe und Dorn, 2014) verglichen werden. Wegen abweichender Vorgehensweisen v.a. bei der Bereinigung von Artefakten in den Schlaf-EEG-Aufzeichnungen und bei den quantitativen Datenanalysen (Spektral- und Schlafspindelberechnungen) ist ein Vergleich von EEG-basierten Parametern mit keiner der beiden Vorgängerstudien sinnvoll möglich.

X.1 Quantitative Schlafparameter

Um die Teilnehmerinnen der Studie hinsichtlich ihres Schlafes im Vergleich zu Referenzstichproben zu charakterisieren, wurden die 13 Schlafparameter ausgewählt, die nach AASM (Iber 2007) zur Beschreibung des Nachtschlafes herangezogen werden sollten. Die Daten der Teilnehmerinnen (weiblich, Alter 60-80 Jahre) für die nicht exponierten Nächte (Sham-Bedingung) wurden mit denen von zwei gesunden Referenzstichprobe verglichen. Es liegen zwei Studien mit Referenzwerten nach dem AASM-Standard vor (Moser et al., 2009; Mitterling et al., 2015), diese wurden zum Vergleich herangezogen (siehe Tab. X.1). Die bei Moser et al. (2009) angegebenen Werte für gesunde Personen

sind unterteilt nach dem Alter (< 60 Jahre und ≥ 60 Jahre), sie basieren auf Daten von Männern und Frauen.

Tab. X.1: Vergleich von 13 Schlafparametern zur Charakterisierung der Stichprobe im Vergleich zu einer Referenzstichprobe älterer gesunder Männer und Frauen. [Moser et al., 2009: 60-80 Jahre, N=31 (14 M, 17 F); Mitterling et al., 2015: 60-77 Jahre, N=24 (7 M, 17 F)].

Variable	Stichprobe (AASM)	Referenzwerte Moser et al. (2009) (AASM)	Referenzwerte Mitterling et al. (2015) (AASM)
TST (min)	364.9 ± 43.7	382.9 ± 57.0	378.3 (216.0 – 440.0) ¹⁾
SL (min)	16.9 ± 14.1	16.4 ± 15.0	16.2 (4.4 – 119.0) ¹⁾
RL (min)	105.3 ± 55.6	83.7 ± 44.6	155.5 (60.0 – 396.5) ¹⁾
WASO (min)	64.0 ± 41.1	79.9 ± 46.2	70.2 ²⁾
SE (%)	81.1 ± 9.6	79.9 ± 10.5	79.7 (44.5 – 90.9) ¹⁾
N1 (min)	59.2 ± 19.4	66.8 ± 32.0	47.6 ²⁾
N2 (min)	185.0 ± 35.8	186.3 ± 49.4	204.2 ²⁾
N3 (min)	57.6 ± 27.0	59.5 ± 44.1	68.8 ²⁾
R (min)	62.7 ± 22.2	70.4 ± 22.0	47.6 ²⁾
N1 (% TST)	16.4 ± 6.2	17.6 ± 8.2	
N2 (% TST)	50.5 ± 7.8	48.4 ± 10.5	
N3 (% TST)	16.2 ± 7.7	15.7 ± 11.7	
R (% TST)	17.0 ± 5.1	18.2 ± 5.2	
N1 (% SPT)	14.2 (6.4 – 25.9) ¹⁾		10.3 (4.0 – 20.5) ¹⁾
N2 (% SPT)	43.6 (24.3 – 60.2) ¹⁾		44.2 (22.3 – 54.7) ¹⁾
N3 (% SPT)	13.6 (3.5 – 29.3) ¹⁾		14.9 (2.4 – 35.6) ¹⁾
R (% SPT)	14.8 (4.6 – 25.4) ¹⁾		10.3 (1.9 – 21.9) ¹⁾

¹⁾ mean (range); ²⁾ rückgerechnet aus SPT (entspricht TSP) in Minuten und WASO in % SPT bzw. TSP.

Insgesamt zeigt sich eine gute Übereinstimmung zwischen den Daten der vorliegenden Stichprobe älterer Frauen mit den Referenzwerten von Moser et al. (2009). Dies gilt im Hinblick auf die Gesamtschlafzeit, die Schlaflatenz und die REM-Schlaf latenz auch für die von Mitterling et al. (2015) beschriebene Vergleichsstichprobe. Die etwas größeren Abweichungen zu den von Mitterling et al. (2015) publizierten Daten für die prozentualen Schlafstadienanteile lassen sich durch eine abweichende 100%-Bezugsgröße erklären. In der vorliegenden Arbeit sowie bei Moser et al. (2009) wurden die Anteile der verschiedenen Schlafstadien in Prozent der

Gesamtschlafzeit (TST) berechnet, während Mitterling et al. (2015) als 100%- Bezugsgröße die Schlafperiodenzeit (SPT) gewählt haben, die im Mittel 84 Minuten größer ist als die Gesamtschlafzeit.

Von den insgesamt 61 betrachteten Schlafparametern konnten beim paarweisen Vergleich zwischen GSM und Sham 31 (50.8 %) bei vorliegender Normalverteilung mit parametrischen Methoden auf Unterschiede zwischen den Expositionsbedingungen überprüft werden, bei den restlichen 30 (49.2 %) wurde der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test herangezogen. Für den paarweisen Vergleich zwischen TETRA 6.0 und Sham konnten 35 Schlafparameter (57.4 %) bei vorliegender Normalverteilung mit parametrischen Methoden und 26 Schlafparameter (42.6 %) bei fehlender Normalverteilung mit nonparametrischen Methoden auf Unterschiede zwischen den Expositionsbedingungen überprüft werden. Die detaillierten Testergebnisse sind im Anhang zusammengestellt (Tab. AX.1).

Insgesamt ließen beim paarweisen Vergleich zwischen GSM und Sham 10 der 61 Parameter (16.4 %; siehe Tab. AX.1) signifikante Verteilungsunterschiede zwischen den Expositionsbedingungen erkennen, was über der Anzahl der bei 61 mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit $p = 0.05$ durchgeführten Tests zufällig als signifikant zu erwartenden Ergebnisse ($n = 3$) liegt. Folgende Variablen variierten statistisch signifikant in Abhängigkeit von der Exposition: (1) Schlaflatenz definiert nach R&K, (2) Schlaflatenz zum kontinuierlichen Schlaf, (3 + 4) Latenzen vom Licht-aus-Zeitpunkt zu den Stadien N2 und N3, (5) N1-Anteil von der Gesamtschlafzeit in Prozent, (6) Anzahl der Arousals im REM-Schlaf, (7) Arousalindex pro Stunde REM-Schlaf, (8) N3-Anteil von der Gesamtschlafzeit des ersten Schlafzyklus in Prozent, (9) Anzahl der Aufwachereignisse im ersten Schlafzyklus sowie (10) Anzahl der Stadienwechsel im ersten Schlafzyklus (vgl. Tab. X.2-X.5).

Beim paarweisen Vergleich zwischen TETRA 6.0 und Sham ließen 13 der 61 Parameter (21.3%; siehe Tab. AX.1) signifikante Verteilungsunterschiede zwischen den Expositionsbedingungen erkennen, was ebenfalls über der Anzahl der bei 61 mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit $p = 0.05$ durchgeführten Tests zufällig als signifikant zu erwartenden Ergebnisse ($n=3$) liegt. Folgende Variablen variierten statistisch signifikant in Abhängigkeit von der Exposition: (1) REM-Latenz, (2) Tiefschlaflatenz, (3) Latenz vom Licht-aus-Zeitpunkt zum Stadium REM, (4) Wachanteil innerhalb der TSP, (5) Anzahl der Arousals im REM-Schlaf, (6) Arousalindex pro Stunde REM-Schlaf, (7) Gesamtschlafzeit im ersten Schlafzyklus, (8+9) Anzahl der Stadienwechsel und die Anzahl der Aufwachereignisse im ersten Schlafzyklus, (10) Aufwachindex pro Stunde Schlaf im ersten Schlafzyklus, (11+12) N1- und N2-Anteil in Minuten im ersten Schlafzyklus sowie (13) N3-Anteil von der Gesamtschlafzeit des ersten Schlafzyklus in Prozent (vgl. Tab. X.2 – X.5).

Der besseren Übersichtlichkeit halber sind die untersuchten 61 Parameter zur Beschreibung der Makrostruktur des Schlafes zu vier Gruppen zusammengefasst worden: (1) Parameter zu Schlaf-Wach-Zeiten, (2) Latenzparameter, (3) Parameter zur Schlafarchitektur und (4) Parameter zur Schlafkontinuität.

Wie Tab. X.2 zu entnehmen ist, führte die TETRA-Exposition im Vergleich zur Schein-Exposition bezogen auf die gesamte Nacht zu einer Reduktion des Wachanteils in der Gesamtschlafperiode um durchschnittlich (Median) 5.3 min, was einem mittleren Effekt entspricht. Die mittlere Zunahme der

Gesamtschlafzeit (Mittelwert: 10.25 min) und daraus resultierend auch der Schlaffeffizienz (Mittelwert: 2.3 %) waren zwar statistisch nicht signifikant, trotzdem aber von mittlerer Effektgröße $r = 0.30$. Außerdem zeigte sich unter der TETRA-Expositionsbedingung im Vergleich zu Sham ein um durchschnittlich 11.1 min verringerter Gesamtschlafanteil im ersten Schlafzyklus. Hierbei handelt es sich ebenfalls um einen mittleren Effekt. Obwohl die unter TETRA-Exposition beobachtete kürzere Wachphase in der Gesamtschlafperiode des vierten Nachtviertels statistisch nicht signifikant war (Median: -2.5 min), liegt die Effektgröße für diesen Unterschied bei $r = 0.33$ und entspricht damit auch einem mittleren Effekt.

Tab. X.2: Ergebnisse des paarweisen Vergleichs zwischen den beiden Verum-Expositionsbedingungen und der Sham-Expositionsbedingung für die ausgewerteten Parameter zu den Schlaf-Wach-Zeiten.

Paarweiser Vergleich	Zeitabschnitt	Variable	Einheit	Effekt-richtung	P	Effekt-größe
GSM – Sham	Gesamte Nacht	Gesamtschlafzeit	min	-	n.s.	0.16
		Gesamtschlafperiode	min	-	n.s.	0.19
		Wach nach Schlafbeginn	min	-	n.s.	0.19
		Wach in der Gesamtschlafperiode	min	-	n.s.	0.18
		Schlaffeffizienz-Index	%	-	n.s.	0.17
	1. Schlafzyklus	Gesamtschlafzeit	min	-	n.s.	0.21
		Wach in der Gesamtschlafperiode	min	-	n.s.	0.11
		Schlaffeffizienz-Index	%	-	n.s.	0.01
	4. Nachtviertel	Gesamtschlafzeit	min	-	n.s.	0.15
		Wach in der Gesamtschlafperiode	min	-	n.s.	0.14
		Schlaffeffizienz-Index	%	-	n.s.	0.15
	TETRA – Sham	Gesamte Nacht	Gesamtschlafzeit	min	(↑)	n.s.
Gesamtschlafperiode			min	-	n.s.	0.05
Wach nach Schlafbeginn			min	-	n.s.	0.22
Wach in der Gesamtschlafperiode			min	↓	0.0384	0.37
Schlaffeffizienz-Index			%	(↑)	n.s.	0.30
1. Schlafzyklus		Gesamtschlafzeit	min	↓	0.0139	0.44
		Wach in der Gesamtschlafperiode	min	-	n.s.	0.29
		Schlaffeffizienz-Index	%	-	n.s.	0.19
4. Nachtviertel		Gesamtschlafzeit	min	-	n.s.	0.08
		Wach in der Gesamtschlafperiode	min	(↓)	n.s.	0.33
		Schlaffeffizienz-Index	%	-	n.s.	0.08

Effektrichtung: ↓ = statistisch signifikante Abnahme unter der Verumexposition; nicht signifikante mittlere Effekte sind in Klammern [Abnahme: (↓); Zunahme: (↑)] gesetzt. Statistisch signifikante Ergebnisse ($p < 0.05$) sind fettgedruckt. Unabhängig von statistischer Signifikanz sind mittlere Effekte ebenfalls in fetter Schrift kenntlich gemacht.

In Tab. X.3 sind die Ergebnisse zu den Latenzparametern dargestellt. Die Schlaflatenz (definiert nach R&K) und die Schlaflatenz zum kontinuierlichen Schlaf waren unter der GSM-Exposition im Vergleich zur Sham-Exposition im Mittel (Median) kürzer (LSRK: -1.5 min; LCONT: -5.8 min). Auch die Latenzen vom Licht-aus-Zeitpunkt zum Stadium N2 und N3 waren unter der GSM-Exposition im Vergleich zur Sham-Exposition im Mittel (Median) kürzer (LN2: -2.3 min; LN3: -5.3 min). Alle anderen Latenzen inklusive der Schlaflatenz nach AASM lagen unter der GSM-Exposition durchschnittlich (Median) zwar auch verkürzt vor (SLAT: -1.0 min; RL: -3.3 min; N3L: -3.0 min; LR: -7.5 min), jedoch waren diese Abweichungen statistisch nicht signifikant. Werden allerdings die Effektgrößen zur Beurteilung herangezogen, wird deutlich, dass bei allen Latenzparametern unabhängig von statistischer Signifikanz Effekte von mittlerer Größe festgestellt werden konnten. Rein deskriptiv betrachtet hatte auch die TETRA-Exposition im Vergleich zur Sham-Bedingung ausschließlich verkürzte Latenzen zur Folge. Statistisch signifikant und von mindestens mittlerer Effektgröße waren aber, wie bereits erwähnt, nur die durchschnittlichen (Median) Abweichungen der REM-Latenz (RL: -7.8 min), Tiefschlaf-Latenz (N3L: -2.8 min) und der Latenz vom Licht-aus-Zeitpunkt zum Stadium REM (LR: -15.5 min). Für letztgenanntes Ergebnis liegt die Effektgröße sogar bei $r = 0.50$, was einem großen Effekt entspricht.

Tab. X.3: Ergebnisse des paarweisen Vergleichs zwischen den beiden Verum-Expositionsbedingungen und der Sham-Expositionsbedingung für die ausgewerteten Latenzparameter.

Paarweiser Vergleich	Zeitabschnitt	Variable	Einheit	Effekt-richtung	P	Effekt-größe
GSM – Sham	Gesamte Nacht	Schlaflatenz	min	(↓)	n.s.	0.33
		Latenz zu 10 min kontinuierlichem Schlaf	min	↓	0.0228	0.41
		Schlaflatenz (definiert nach R&K)	min	↓	0.0481	0.34
		REM-Schlaf-Latenz	min	(↓)	n.s.	0.32
		Tiefschlaf-Latenz	min	(↓)	n.s.	0.32
		Latenz von „Licht aus“ bis N2	min	↓	0.0101	0.43
		Latenz von „Licht aus“ bis N3	min	↓	0.0281	0.39
		Latenz von „Licht aus“ bis REM	min	(↓)	n.s.	0.32
TETRA – Sham	Gesamte Nacht	Schlaflatenz	min	-	n.s.	0.19
		Latenz zu 10 min kontinuierlichem Schlaf	min	-	n.s.	0.09
		Schlaflatenz (definiert nach R&K)	min	-	n.s.	0.20
		REM-Schlaf-Latenz	min	↓	0.0113	0.38
		Tiefschlaf-Latenz	min	↓	0.0285	0.35
		Latenz von „Licht aus“ bis N2	min	-	n.s.	0.21
		Latenz von „Licht aus“ bis N3	min	-	n.s.	0.28
		Latenz von „Licht aus“ bis REM	min	↓	0.0042	0.50

Effektrichtung: ↓ = statistisch signifikante Abnahme unter der Verumexposition; nicht signifikante mittlere Effekte sind in Klammern [Abnahme: (↓)] gesetzt. Statistisch signifikante Ergebnisse ($p < 0.05$) sind fettgedruckt. Unabhängig von statistischer Signifikanz sind mittlere Effekte ebenfalls in fetter Schrift kenntlich gemacht. Große Effekte sind zusätzlich noch kursiv dargestellt.

Tab. X.4.1 und X.4.2 zeigen die Ergebnisse zu den Parametern, die zur Beschreibung der Schlafarchitektur herangezogen wurden. Aus Tab. X.4.1 wird ersichtlich, dass der prozentuale N1-Anteil von der Gesamtschlafzeit unter der GSM-Expositionsbedingung durchschnittlich um 2.2 % geringer war als unter Sham, der Anteil an N2-Schlaf in Minuten dagegen unter Exposition zunahm (Mittelwert: 9.9 min). Beides entsprach einem mittleren Effekt, aber nur erstgenannter war statistisch signifikant. Mittlere GSM-Expositionseffekte in Form von geringeren Anteilen konnten auch für die beiden Variablen Anteil an N1-Schlaf in Minuten (N1; Median: -2.3 min) und Anteil an N2-Schlaf in Prozent (N2P; Median: -2.4 %) im ersten Schlafzyklus festgestellt werden, wobei auch bei diesen beiden die Verteilungsunterschiede statistisch nicht signifikant waren.

Tab. X.4.1: Ergebnisse des paarweisen Vergleichs zwischen der GSM-Expositionsbedingung und der Sham-Expositionsbedingung für die ausgewerteten Parameter zur Schlafarchitektur.

Paarweiser Vergleich	Zeitabschnitt	Variable	Einheit	Effekt-richtung	P	Effekt-größe	
GSM – Sham	Gesamte Nacht	Stadium N1	min	-	n.s.	0.26	
		Anteil Stadium N1 von der TST	%	↓	0.0325	0.39	
		Stadium N2	min	(↑)	n.s.	0.32	
		Anteil Stadium N2 von der TST	%	-	n.s.	0.24	
		Stadium N3	min	-	n.s.	0.14	
		Anteil Stadium N3 von der TST	%	-	n.s.	0.04	
		Stadium REM	min	-	n.s.	0.15	
		Anteil Stadium REM von der TST	%	-	n.s.	0.11	
		1. Schlafzyklus	Stadium N1	min	(↓)	n.s.	0.31
			Anteil Stadium N1 von der TST	%	-	n.s.	0.17
			Stadium N2	min	-	n.s.	0.28
			Anteil Stadium N2 von der TST	%	(↓)	n.s.	0.32
	Stadium N3		min	-	n.s.	0.10	
	Anteil Stadium N3 von der TST		%	↑	0.0113	0.45	
	4. Nachtviertel	Stadium REM	min	-	n.s.	0.06	
		Anteil Stadium REM von der TST	%	-	n.s.	0.06	
		Stadium N1	min	-	n.s.	0.02	
		Anteil Stadium N1 von der TST	%	-	n.s.	0.16	
		Stadium N2	min	-	n.s.	0.22	
		Anteil Stadium N2 von der TST	%	-	n.s.	0.05	
		Stadium N3	min	-	n.s.	0.14	
		Anteil Stadium N3 von der TST	%	-	n.s.	0.13	
		Stadium REM	min	-	n.s.	0.07	
		Anteil Stadium REM von der TST	%	-	n.s.	0.10	

Effektrichtung: ↓ = statistisch signifikante Abnahme unter der Verumexposition; ↑ = statistisch signifikante Zunahme unter der Verumexposition; nicht signifikante mittlere Effekte sind in Klammern [Abnahme: (↓); Zunahme: (↑)] gesetzt. Statistisch signifikante Ergebnisse ($p < 0.05$) sind fettgedruckt. Unabhängig von statistischer Signifikanz sind mittlere Effekte ebenfalls in fetter Schrift kenntlich gemacht.

Die unter beiden Verum-Expositionsbedingungen beobachtete Zunahme des Anteils an Tiefschlaf in Prozent (N3P) im ersten Schlafzyklus war dagegen statistisch signifikant (Tab. X.4.1 und Tab. X.4.2). Durchschnittlich (Median) erhöhte sich der Anteil unter Exposition um 5.8 % (GSM) bzw. um 5.1 % (TETRA), was in beiden Fällen einem mittleren Effekt entspricht. Wie die GSM-Exposition hatte auch die TETRA-Expositionsbedingung Auswirkungen auf die N1- und N2-Schlafanteile in Minuten im ersten Schlafzyklus, nur waren sie hier statistisch signifikant. In beiden Fällen konnte unter Exposition im Vergleich zu Sham ein um durchschnittlich (Median) 4.0 min (N1) bzw. 8.2 min (N2) verkürzter Anteil gezeigt werden. Erstgenannter Effekt ist groß, bei letztgenanntem handelt es sich um einen mittleren Effekt (Tab. X.4.2).

Tab. X.4.2: Ergebnisse des paarweisen Vergleichs zwischen der TETRA-Expositionsbedingung und der Sham-Expositionsbedingung für die ausgewerteten Parameter zur Schlafarchitektur.

Paarweiser Vergleich	Zeitabschnitt	Variable	Einheit	Effekt-richtung	P	Effekt-größe
TETRA – Sham	Gesamte Nacht	Stadium N1	min	-	n.s.	0.01
		Anteil Stadium N1 von der TST	%	-	n.s.	0.14
		Stadium N2	min	-	n.s.	0.13
		Anteil Stadium N2 von der TST	%	-	n.s.	0.01
		Stadium N3	min	(↑)	n.s.	0.32
		Anteil Stadium N3 von der TST	%	-	n.s.	0.21
		Stadium REM	min	-	n.s.	0.06
		Anteil Stadium REM von der TST	%	-	n.s.	0.17
	1. Schlafzyklus	Stadium N1	min	↓	0.0008	0.51
		Anteil Stadium N1 von der TST	%	-	n.s.	0.25
		Stadium N2	min	↓	0.0058	0.48
		Anteil Stadium N2 von der TST	%	-	n.s.	0.29
		Stadium N3	min	(↑)	n.s.	0.31
		Anteil Stadium N3 von der TST	%	↑	0.0069	0.48
		Stadium REM	min	-	n.s.	0.05
		Anteil Stadium REM von der TST	%	-	n.s.	0.04
	4. Nachtviertel	Stadium N1	min	-	n.s.	0.14
		Anteil Stadium N1 von der TST	%	-	n.s.	0.17
		Stadium N2	min	-	n.s.	0.08
		Anteil Stadium N2 von der TST	%	-	n.s.	0.03
		Stadium N3	min	-	n.s.	0.02
		Anteil Stadium N3 von der TST	%	-	n.s.	0.02
		Stadium REM	min	-	n.s.	0.13
		Anteil Stadium REM von der TST	%	-	n.s.	0.10

Effektrichtung: ↓ = statistisch signifikante Abnahme unter der Verumexposition; ↑ = statistisch signifikante Zunahme unter der Verumexposition; nicht signifikante mittlere Effekte sind in Klammern [Zunahme: (↑)] gesetzt. Statistisch signifikante Ergebnisse ($p < 0.05$) sind fettgedruckt. Unabhängig von statistischer Signifikanz sind mittlere Effekte ebenfalls in fetter Schrift kenntlich gemacht. Große Effekte sind zusätzlich noch kursiv dargestellt.

Statistisch nicht signifikante Veränderungen, die aber dennoch einem mittleren Effekt entsprechen, konnten außerdem noch für den Anteil an N3-Schlaf in Minuten bezogen auf die gesamte Nacht und im ersten Schlafzyklus beobachtet werden. In beiden Fällen hatte die TETRA-Exposition im Vergleich zu Sham durchschnittlich einen höheren Tiefschlafanteil zur Folge (gesamte Nacht: 5.5 min; erster Schlafzyklus: 4.7 min).

Wie Tab. X.5 zu entnehmen ist, war bezogen auf die gesamte Nacht die Anzahl der Arousals im REM-Schlaf sowohl unter der GSM-Expositionsbedingung (Median: -1.0; mittlerer Effekt) als auch unter der TETRA-Expositionsbedingung (Mittelwert: -1.9; mittlerer Effekt) geringer als unter der Sham-Bedingung. Ein ähnliches Ergebnis konnte auch für den Arousalindex pro Stunde REM-Schlaf beobachtet werden. Auch dieser war sowohl unter der GSM-Expositionsbedingung (Median: -0.8; mittlerer Effekt) als auch unter der TETRA-Expositionsbedingung (Mittelwert: -1.7; mittlerer Effekt) geringer als unter der Sham-Bedingung. Die Anzahl der Aufwachereignisse sowie die Anzahl der Stadienwechsel in der Gesamtschlafzeit des ersten Schlafzyklus lagen ebenfalls unter beiden Verum-Expositionsbedingungen im Vergleich zur Sham-Bedingung verringert vor. Im Mittel (Median) konnten unter der GSM-Exposition 1.0 Aufwachereignisse und unter der TETRA-Exposition 1.6 Aufwachereignisse (Mittelwert) weniger als unter der Sham-Exposition beobachtet werden. Beide Effekte sind von mittlerer Größe. Für die Stadienwechsel waren es durchschnittlich (Mittelwert) 6.7 (GSM) und 9.7 (TETRA) Ereignisse weniger als unter der Schein-Exposition. Beide Unterschiede sind ebenfalls als mittelgroß einzustufen. Von mittlerer Größe waren auch der unter GSM-Exposition im Vergleich zu Sham festgestellte reduzierte Aufwachindex pro Stunde Schlaf (Median: -0.2) und die verminderte Anzahl an Schlafstadienwechsel (Mittelwert: -9.2), jeweils bezogen auf die gesamte Nacht, sowie der unter TETRA-Exposition im Vergleich zu Sham beobachtete reduzierte Schlafstadienwechselindex pro Stunde Schlaf im ersten Schlafzyklus (Mittelwert: -2.1). Diese Abweichungen waren allerdings statistisch nicht signifikant. Statistisch signifikant war dagegen der unter der TETRA-Exposition im Vergleich zur Schein-Exposition im Mittel (Mittelwert) reduziert aufgetretene Aufwachindex pro Stunde Schlaf in der Gesamtschlafzeit des ersten Schlafzyklus (-0.4). Dieser Effekt ist ebenfalls als mittelgroß zu bewerten.

Der Schlaf-Wach-Zyklus und die Schlafstruktur reflektieren die spontane Aktivität von autoregulatorischen zentralnervösen Prozessen (Anderer et al., 2006). In der vorliegenden Studie wurde der Schlaf als Modell für die Untersuchung des Einflusses von elektromagnetischen Feldern auf das zentrale Nervensystem herangezogen. Der Schlaf ist u.a. deshalb besonders geeignet, weil er ein reversibler Verhaltenszustand ist, der durch eine Abkoppelung der Wahrnehmung und damit verbunden eine relative Unempfindlichkeit gegenüber Umwelteinflüssen gekennzeichnet ist. Damit können viele Einflussfaktoren, die bei Untersuchungen zum Einfluss elektromagnetischer Felder auf die Gehirnfunktion im Wachzustand als Confounder angesehen werden müssen, kontrolliert werden.

In der vorliegenden Studie wurde – wie bereits in den Vergleichsstudien (Danker-Hopfe und Dorn, 2007, 2014) - über die gesamte Nacht exponiert. Während bei der Vergleichsstudie von Danker-Hopfe und Dorn (2007) zwei unterschiedliche Mobilfunksignale zum Einsatz kamen, wurden bei der Studie von Danker-Hopfe und Dorn (2014) zwei unterschiedlich starke TETRA-Signale verwendet.

Tab. X.5: Ergebnisse des paarweisen Vergleichs zwischen den beiden Verum-Expositionsbedingungen und der Sham-Expositionsbedingung für die ausgewerteten Parameter zur Schlafkontinuität.

Paarweiser Vergleich	Zeitabschnitt	Variable	Einheit	Effekt-richtung	P	Effekt-größe	
GSM – Sham	Gesamte Nacht	Anzahl Aufwachereignisse	#	-	n.s.	0.11	
		Aufwachereignisse Index	/h TST	(↓)	n.s.	0.32	
		Anzahl Schlafstadienwechsel	#	(↓)	n.s.	0.30	
		Schlafstadienwechsel Index	/h TST	-	n.s.	0.27	
		Anzahl Arousal in der TST	#	-	n.s.	0.17	
		Anzahl Arousal im NREM-Schlaf	#	-	n.s.	0.12	
		Anzahl Arousal im REM-Schlaf	#	↓	0.0394	0.33	
		Arousal Index (TST)	/h TST	-	n.s.	0.29	
		Arousal Index (NREM-Schlaf)	/h NREM	-	n.s.	0.29	
		Arousal Index (REM-Schlaf)	/h REM	↓	0.0069	0.48	
	1. Schlafzyklus	Anzahl Aufwachereignisse	#	↓	0.0263	0.30	
		Aufwachereignisse Index	/h TST	-	n.s.	0.20	
		Anzahl Schlafstadienwechsel	#	↓	0.0316	0.39	
		Schlafstadienwechsel Index	/h TST	-	n.s.	0.08	
	4. Nachtviertel	Anzahl Aufwachereignisse	#	-	n.s.	0.14	
		Aufwachereignisse Index	/h TST	-	n.s.	0.02	
		Anzahl Schlafstadienwechsel	#	-	n.s.	0.06	
		Schlafstadienwechsel Index	/h TST	-	n.s.	0.09	
	TETRA – Sham	Gesamte Nacht	Anzahl Aufwachereignisse	#	-	n.s.	0.01
			Aufwachereignisse Index	/h TST	-	n.s.	0.10
Anzahl Schlafstadienwechsel			#	-	n.s.	0.06	
Schlafstadienwechsel Index			/h TST	-	n.s.	0.08	
Anzahl Arousal in der TST			#	-	n.s.	0.10	
Anzahl Arousal im NREM-Schlaf			#	-	n.s.	0.01	
Anzahl Arousal im REM-Schlaf			#	↓	0.0281	0.39	
Arousal Index (TST)			/h TST	-	n.s.	0.29	
Arousal Index (NREM-Schlaf)			/h NREM	-	n.s.	0.19	
Arousal Index (REM-Schlaf)			/h REM	↓	0.0252	0.40	
1. Schlafzyklus		Anzahl Aufwachereignisse	#	↓	0.0054	0.49	
		Aufwachereignisse Index	/h TST	↓	0.0447	0.36	
		Anzahl Schlafstadienwechsel	#	↓	0.0052	0.49	
		Schlafstadienwechsel Index	/h TST	(↓)	n.s.	0.30	
4. Nachtviertel		Anzahl Aufwachereignisse	#	-	n.s.	0.17	
		Aufwachereignisse Index	/h TST	-	n.s.	0.07	
		Anzahl Schlafstadienwechsel	#	-	n.s.	0.17	
		Schlafstadienwechsel Index	/h TST	-	n.s.	0.05	

Effektrichtung: ↓ = statistisch signifikante Abnahme unter der Verumexposition; nicht signifikante mittlere Effekte sind in Klammern [Abnahme: (↓)] gesetzt. Statistisch signifikante Ergebnisse ($p < 0.05$) sind fettgedruckt. Unabhängig von statistischer Signifikanz sind mittlere Effekte ebenfalls in fetter Schrift kenntlich gemacht.

Das stärkere der beiden Signale überschreitet die gesetzlich zulässigen Grenzwerte für die Allgemeinbevölkerung, nicht jedoch die zulässigen Höchstwerte für beruflich exponierte Personen. Die vorliegende Studie ist unseres Wissens die erste Studie, in welcher der Einfluss einer Mobilfunk- und einer TETRA-Exposition auf den Schlaf älterer Frauen experimentell untersucht wird.

Insgesamt lassen sich bei den älteren Frauen mehr statistisch bedeutsame Unterschiede in der Makrostruktur des Schlafes unter Hochfrequenz-Exposition beobachten als bei jüngeren Männern (Tab. X.6-X.9). In der Studie, in der Effekte von TETRA-Exposition (Sham TETRA 1.5 W/kg und TETRA 6.0 W/kg) auf die Makrostruktur junger Männer untersucht wurden, waren lediglich zwei Variablen unter der stärkeren TETRA-Exposition signifikant: die Tiefschlaf latenz (siehe Tab. X.7) und das Stadium N2 (min) im ersten Schlafzyklus (siehe Tab. X.8). In beiden Fällen hatte die Exposition eine Abnahme zur Folge und entsprach einem mittleren Effekt. Somit sind - bis auf die Tiefschlaf latenz - die betroffenen Variablen bei den älteren Frauen komplett andere als bei den jüngeren Männern unter TETRA-Exposition.

Tab. X.6: Vergleich zwischen den in der vorliegenden Studie beobachteten Effekten mit denen aus den beiden Vergleichsstudien an jungen Männern für die ausgewerteten Parameter zu den Schlaf-Wach-Zeiten.

Variable	Einheit	EMF 60+ (ältere Frauen)		Mobilfunk (junge Männer)		TETRA-Funk (junge Männer)	
		GSM 2.0 W/kg	TETRA 6.0 W/kg	GSM 2.0 W/kg	UMTS 2.0 W/kg	TETRA 1.5 W/kg	TETRA 6.0 W/kg
Gesamte Nacht							
Gesamtschlafzeit	min	-	(↑)	-	-	-	-
Gesamtschlafperiode	min	-	-	-	-	-	-
Wach nach Schlafbeginn	min	-	-	-	-	-	-
Wach in der Gesamtschlafperiode	min	-	↓	-	-	-	-
Schlafeffizienz-Index	%	-	(↑)	-	-	-	-
1. Schlafzyklus							
Gesamtschlafzeit	min	-	↓	-	-	-	-
Wach in der Gesamtschlafperiode	min	-	-	-	-	-	-
Schlafeffizienz-Index	%	-	-	-	-	-	-
4. Nachtviertel							
Gesamtschlafzeit	min	-	-	-	-	(↑)	(↑)
Wach in der Gesamtschlafperiode	min	-	(↓)	-	-	-	-
Schlafeffizienz-Index	%	-	-	-	-	-	-

Effektrichtung: ↓ = statistisch signifikante Abnahme unter der Verumexposition (mittlerer Effekt); nicht signifikante mittlere Effekte sind in Klammern [Abnahme: (↓); Zunahme: (↑)] gesetzt.

In der ebenfalls an jungen Männern durchgeführten Studie zum Einfluss von Mobilfunk-Exposition (Danker-Hopfe und Dorn, 2007; Danker-Hopfe et al., 2011) wurden die Effekte von GSM- bzw. UMTS-Exposition jeweils paarweise gegen Sham getestet. Statistisch signifikante Unterschiede ließen

sich für den REM-Schlaf in Minuten und für den REM-Schlaf in Prozent unter beiden Exposition beobachten. Unter UMTS-Exposition war außerdem der REM-Schlaf in Prozent im ersten Schlafzyklus statistisch signifikant. Während die Effekte für die gesamte Nacht als groß einzustufen waren, war der Effekt im ersten Schlafzyklus von mittlerer Größe (siehe Tab. X.8). Unter GSM war außerdem noch die verkürzte Latenz vom Licht aus-Zeitpunkt zum Stadium N2 statistisch signifikant. Hierbei handelte es sich um einen mittleren Effekt (siehe Tab. X.7).

Tab. X.7: Vergleich zwischen den in der vorliegenden Studie beobachteten Effekten mit denen aus den beiden Vergleichsstudien an jungen Männern für die ausgewerteten Latenzparameter.

Variable	Einheit	EMF 60+ (ältere Frauen)		Mobilfunk (junge Männer)		TETRA-Funk (junge Männer)	
		GSM 2.0 W/kg	TETRA 6.0 W/kg	GSM 2.0 W/kg	UMTS 2.0 W/kg	TETRA 1.5 W/kg	TETRA 6.0 W/kg
Gesamte Nacht							
Schlaflatenz	min	(↓)	-	-	-	-	-
Latenz zu 10 min kontinuierlichem Schlaf	min	↓	-	-	-	-	-
Schlaflatenz (definiert nach R&K)	min	↓	-	N/A	N/A	-	-
REM-Schlaf-Latenz	min	(↓)	↓	-	-	-	-
Tiefschlaflatenz	min	(↓)	↓	-	-	-	↓
Latenz von „Licht aus“ bis N2	min	↓	-	↓	-	-	-
Latenz von „Licht aus“ bis N3	min	↓	-	-	-	-	-
Latenz von „Licht aus“ bis REM	min	(↓)	↓↓	-	-	-	-

Effektrichtung: ↓ = statistisch signifikante Abnahme unter der Verumexposition (mittlerer Effekt); ↓↓ = statistisch signifikante Abnahme unter der Verumexposition (großer Effekt); nicht signifikante mittlere Effekte sind in Klammern [Abnahme: (↓)] gesetzt. N/A = Information steht nicht zur Verfügung, da dieser Parameter nicht ausgewertet wurde.

Die Zahl der signifikanten Unterschiede in der Verteilung von Variablen zur Beschreibung der Makrostruktur des Schlafes ist bei den älteren Frauen mit 10 (16.4 %) für die GSM-Exposition und mit 13 (21.3 %) für die TETRA 6.0-Exposition deutlich höher als bei jungen Männern. Danker-Hopfe et al. (2011) haben die unter GSM-Exposition beobachteten Ergebnisse vorsichtig wie folgt interpretiert: "... the results could be interpreted – if the data need to be interpreted physiologically at all – as pointing towards a sleep-consolidating effect of EMF" (Danker-Hopfe et al., 2011, p. 79/80). Die vorliegende Studie an älteren Frauen liefert weitere Hinweise auf eine schlafkonsolidierende Wirkung von Hochfrequenzexposition. Die überwiegende Anzahl der Parameter, die signifikante Expositionseffekte erkennen lassen, weist auf einen „besseren“ Schlaf unter Hochfrequenzexposition hin: Verringerung der Schlaflatenz, weniger Arousal im REM-Schlaf, eine verminderte Anzahl von Aufwachereignissen und Stadienwechsel in der Gesamtschlafzeit des ersten Schlafzyklus, weniger Leichtschlaf (N1) und mehr Tiefschlaf (N3) im ersten Schlafzyklus. Die beobachtete statistisch signifikant reduzierte Gesamtschlafzeit scheint zunächst einmal im Kontrast zu diesen Ergebnissen zu stehen.

Allerdings lässt sich dieser Befund bei Berücksichtigung der Zykluslänge auch anderweitig erklären. Ein Schlafzyklus beschreibt die regelmäßige Abfolge von NREM- und anschließendem REM-Schlaf. Häufig tritt nach dem REM-Schlaf eine kurze Wachperiode auf, bevor dann der nächste Schlafzyklus beginnt. Das erste Auftreten von REM-Schlaf wird durch die REM-Schlaflatenz angegeben.

Tab. X.8: Vergleich zwischen den in der vorliegenden Studie beobachteten Effekten mit denen aus den beiden Vergleichsstudien an jungen Männern für die ausgewerteten Parameter zur Schlafarchitektur.

Variable	Einheit	EMF 60+ (ältere Frauen)		Mobilfunk (junge Männer)		TETRA-Funk (junge Männer)	
		GSM 2.0 W/kg	TETRA 6.0 W/kg	GSM 2.0 W/kg	UMTS 2.0 W/kg	TETRA 1.5 W/kg	TETRA 6.0 W/kg
Gesamte Nacht							
Stadium N1	min	-	-	-	-	-	-
Anteil Stadium N1 von der TST	%	↓	-	-	-	(↑)	-
Stadium N2	min	(↑)	-	-	-	-	-
Anteil Stadium N2 von der TST	%	-	-	-	-	-	-
Stadium N3	min	-	(↑)	-	-	-	-
Anteil Stadium N3 von der TST	%	-	-	-	-	-	-
Stadium REM	min	-	-	↑↑	↑↑	-	-
Anteil Stadium REM von der TST	%	-	-	↑↑	↑↑	-	-
1. Schlafzyklus							
Stadium N1	min	(↓)	↓↓	-	-	-	-
Anteil Stadium N1 von der TST	%	-	-	-	-	(↑)	-
Stadium N2	min	-	↓	-	-	-	↓
Anteil Stadium N2 von der TST	%	(↓)	-	-	-	-	-
Stadium N3	min	-	(↑)	(↓)	-	-	-
Anteil Stadium N3 von der TST	%	↑	↑	-	-	-	-
Stadium REM	min	-	-	-	(↑)	-	-
Anteil Stadium REM von der TST	%	-	-	-	↑	-	-
4. Nachtviertel							
Stadium N1	min	-	-	-	-	-	-
Anteil Stadium N1 von der TST	%	-	-	-	-	-	-
Stadium N2	min	-	-	-	-	-	-
Anteil Stadium N2 von der TST	%	-	-	-	-	-	-
Stadium N3	min	-	-	-	-	-	-
Anteil Stadium N3 von der TST	%	-	-	-	-	-	-
Stadium REM	min	-	-	-	-	-	-
Anteil Stadium REM von der TST	%	-	-	-	-	-	-

Effektrichtung: ↓ = statistisch signifikante Abnahme unter der Verumexposition (mittlerer Effekt); ↓↓ = statistisch signifikante Abnahme unter der Verumexposition (großer Effekt); ↑ = statistisch signifikante Zunahme unter der Verumexposition (mittlerer Effekt); ↑↑ = statistisch signifikante Zunahme unter der Verumexposition (großer Effekt); nicht signifikante mittlere Effekte sind in Klammern [Abnahme: (↓); Zunahme: (↑)] gesetzt.

Da die TETRA-Exposition im Vergleich zu Sham eine statistisch signifikant verkürzte REM-Schlaf latenz zur Folge hatte, der REM-Schlafanteil im ersten Schlafzyklus aber weder in Minuten noch in Prozent zwischen diesen beiden Expositionsbedingungen statistisch signifikant variierte, wurde vermutet, dass die Dauer des ersten Schlafzyklus von der Exposition betroffen sein könnte. Ein paarweiser Vergleich zwischen der TETRA- und der Sham-Expositionsbedingung für diesen Zielparameter bestätigte diese Annahme. Die Länge des ersten Schlafzyklus war unter TETRA um durchschnittlich 17.4 min kürzer als unter Sham ($p = 0.0101$), womit sich die kürzere Gesamtschlafzeit im ersten Schlafzyklus erklären lässt.

Tab. X.9: Vergleich zwischen den in den vorliegenden Studien beobachteten Effekten mit denen aus den beiden Vergleichsstudien an jungen Männern für die ausgewerteten Parameter zur Schlafkontinuität.

Variable	Einheit	EMF 60+ (ältere Frauen)		Mobilfunk (junge Männer)		TETRA-Funk (junge Männer)	
		GSM 2.0 W/kg	TETRA 6.0 W/kg	GSM 2.0 W/kg	UMTS 2.0 W/kg	TETRA 1.5 W/kg	TETRA 6.0 W/kg
Gesamte Nacht							
Anzahl Aufwachereignisse	#	-	-	-	-	-	-
Aufwachereignisse Index	/h TST	(↓)	-	-	-	-	-
Anzahl Schlafstadienwechsel	#	(↓)	-	-	-	-	-
Schlafstadienwechsel Index	/h TST	-	-	-	-	-	-
Anzahl Arousal in der TST	#	-	-	-	-	-	-
Anzahl Arousal im NREM-Schlaf	#	-	-	-	-	-	-
Anzahl Arousal im REM-Schlaf	#	↓	↓	-	-	-	-
Arousal Index (TST)	/h TST	-	-	-	-	-	-
Arousal Index (NREM-Schlaf)	/h NREM	-	-	-	-	-	-
Arousal Index (REM-Schlaf)	/h REM	↓	↓	-	-	-	-
1. Schlafzyklus							
Anzahl Aufwachereignisse	#	↓	↓	-	-	(↓)	-
Aufwachereignisse Index	/h TST	-	↓	-	-	-	-
Anzahl Schlafstadienwechsel	#	↓	↓	-	-	-	-
Schlafstadienwechsel Index	/h TST	-	(↓)	-	-	-	-
4. Nachtviertel							
Anzahl Aufwachereignisse	#	-	-	-	-	-	-
Aufwachereignisse Index	/h TST	-	-	-	-	-	-
Anzahl Schlafstadienwechsel	#	-	-	-	-	-	-
Schlafstadienwechsel Index	/h TST	-	-	-	-	-	-

Effektrichtung: ↓ = statistisch signifikante Abnahme unter der Verumexposition (mittlerer Effekt); nicht signifikante mittlere Effekte sind in Klammern [Abnahme: (↓)] gesetzt.

Keine der beobachteten expositionsabhängigen Variationen lässt sich somit im Hinblick auf einen gestörten Schlaf unter Exposition interpretieren. Insgesamt kann aus den Ergebnissen geschlussfolgert

werden, dass gesundheitlich relevante negative Veränderungen der Makrostruktur des Schlafes nicht zu beobachten sind.

Die unter GSM- und UMTS-Exposition bei jungen Männern auf Gruppen- (Danker-Hopfe und Dorn, 2007, Danker-Hopfe et al., 2011) sowie auf individueller Ebene (Danker-Hopfe et al., 2016) beobachtete Zunahme des REM-Schlafes konnte bei älteren Frauen nicht beobachtet werden. Eine Analyse auf individueller Ebene steht allerdings noch aus. Es wurde jedoch bei den älteren Frauen unter Hochfrequenzexposition (TETRA 6.0-Exposition) ein früheres Auftreten von REM-Schlaf (kürzere REM-Schlaf Latenz) im Verlauf der Nacht beobachtet.

Gemeinsam mit den Ergebnissen einer noch laufenden Studie an älteren Männern kann diese Studie zur Klärung der Frage nach alters- (nur für Männer) und geschlechtsspezifischen (nur für ältere Personen) Unterschieden in möglichen Expositionseffekten beitragen. Unbeantwortet bleibt aber weiterhin die Frage, ob Effekte bei Personen mit vorbestehenden Schlafstörungen möglicherweise von denen bei nicht schlafgestörten Personen abweichen.

X.2 Ergebnisse der Auswertung der Powerspektralwerte

Die große Anzahl an Analysemöglichkeiten der Powerspektralwerte aus den Studiennächten ist in Kap. IX.1.2 detailliert beschrieben worden und in Abb. X.1 noch einmal schematisch dargestellt.

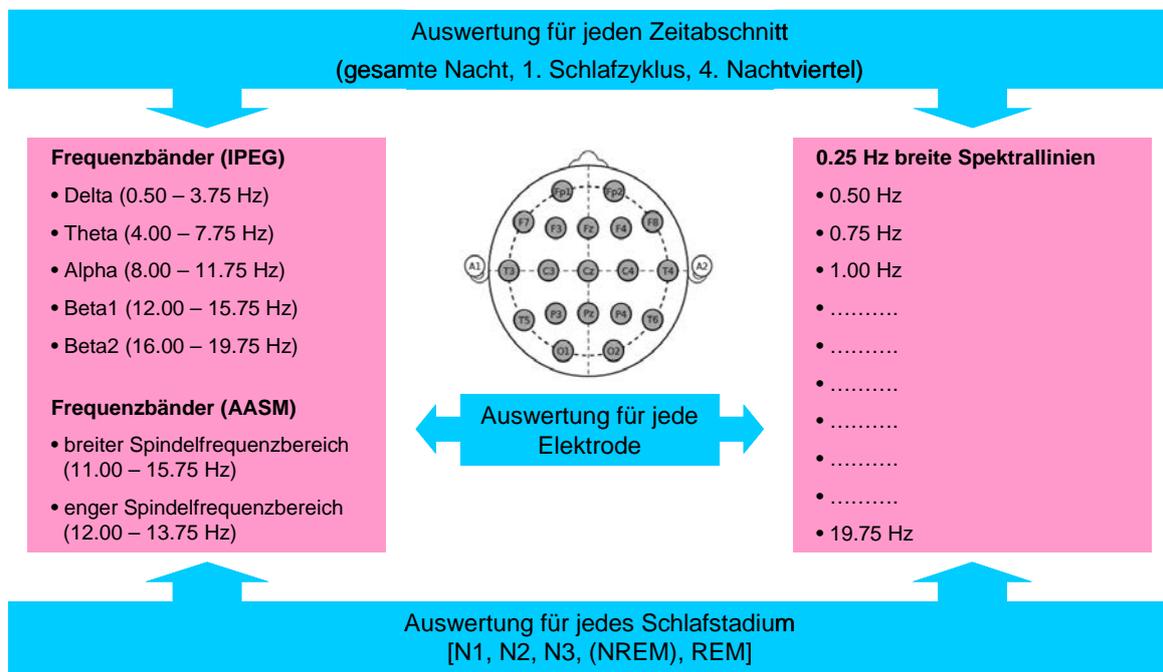


Abb. X.1: Schematische Darstellung möglicher quantitativer Schlaf-EEG-Analysen.

Die vorliegende Analyse der paarweisen Differenzen zwischen der Verum- und der Scheinexpositionsbedingung umfasste eine nach Schlafstadien getrennte Auswertung der spektralen Leistung bzw. EEG-

Power in den von der IPEG festgelegten Frequenzbändern Delta (0.50-3.75 Hz), Theta (4.00-7.75 Hz), Alpha (8.00-11.75 Hz), Beta1 (12.00-15.75 Hz) und Beta2 (16.00-19.75 Hz). Außerdem wurden noch die Leistungsdichten für die einzelnen 0.25 Hz-Spektrallinien für den Bereich zwischen 0.50 Hz und 19.75 Hz für die Auswertung herangezogen. Die jeweils paarweisen Analysen erfolgten getrennt für jeden der 19 Ableitpunkte. Wie bereits erwähnt, beschränkt sich die Ergebnisdarstellung im vorliegenden Bericht auf die jeweiligen Analysen bezogen auf die gesamte Nacht.

Für die Auswertung der EEG-Parameter auf Frequenzbandebene wurden demnach pro Analyse insgesamt 95 Einzeltests durchgeführt (5 Zielparameter x 19 Lokalisationen). Angesichts der zugelassenen zweiseitigen Irrtumswahrscheinlichkeit von 0.05 waren also pro Analyse 5 zufallsbedingt als signifikant zu erwarten. Für die Auswertung auf Basis der Spektrallinien lag die zufallsbedingte Anzahl statistisch signifikanter Ergebnisse jeweils bei 74 (78 Zielparameter x 19 Lokalisationen). Für jedes der fünf Stadien werden die Ergebnisse in Form von Ganzkopf-Mappings (Frequenzbänder) und Rasterdiagrammen (p-Werte und Effektgrößen zu den Spektrallinien) präsentiert. Bei statistisch signifikanten Abweichungen in den Frequenzbändern werden im Bericht zusätzlich noch deskriptive Statistiken angegeben. Eine komplette Übersicht für alle Frequenzbänder und Lokalisationen findet sich im Anhang (Tab. AX.2-AX.6).

X.2.1 Stadium N1 (EEG-Parameter auf Frequenzbandebene)

Die Analysen der paarweisen Differenzen zwischen der GSM- und der Scheinexpositionsbedingung ergaben an keiner der 19 Lokalisationen in den fünf untersuchten Frequenzbändern ein statistisch signifikantes Ergebnis. Insgesamt wiesen alle Unterschiede auch nur eine sehr geringe Effektstärke auf. Unter der TETRA-Exposition ließen sich dagegen an den Lokalisationen Fp2, F7, F3 und F8 im Delta-Frequenzband und an der Lokalisation Pz im Theta-Frequenzband 5 statistisch signifikante Ergebnisse beobachten, was bei einer zweiseitigen Irrtumswahrscheinlichkeit von 0.05 gerade der zufällig zu erwartenden Anzahl entspricht. In beiden Frequenzbändern war die EEG-Power unter TETRA höher als unter der Sham-Exposition. Obwohl statistisch nicht signifikant, konnten expositionsabhängige EEG-Power-Zunahmen von mittlerer Effektstärke auch an nahezu allen anderen Lokalisationen im Delta-Frequenzband festgestellt werden (siehe Abb. X.2 sowie Tab. X.10 und Tab. AX.2 im Anhang).

Tab. X.10: EEG-Parameter auf Frequenzbandebene, die statistisch signifikant zwischen der TETRA- und der Scheinexpositionsbedingung für das Stadium N1 der gesamten Nacht variieren.

Parameter	Lokalisation	n	TETRA - Sham		
			Median (μV^2)	95 %-KI (μV^2)	p-Wert
deltaIPEG	Fp2	30	7.9884	(-3.6068; 15.1750)	0.0473
deltaIPEG	F7	30	5.8797	(1.3964; 17.3477)	0.0106
deltaIPEG	F3	30	4.8918	(-0.5383; 16.1067)	0.0197
deltaIPEG	F8	30	4.8375	(-1.2942; 17.7869)	0.0384
thetaIPEG	Pz	30	1.2203	(-0.1040; 1.8186)	0.0364

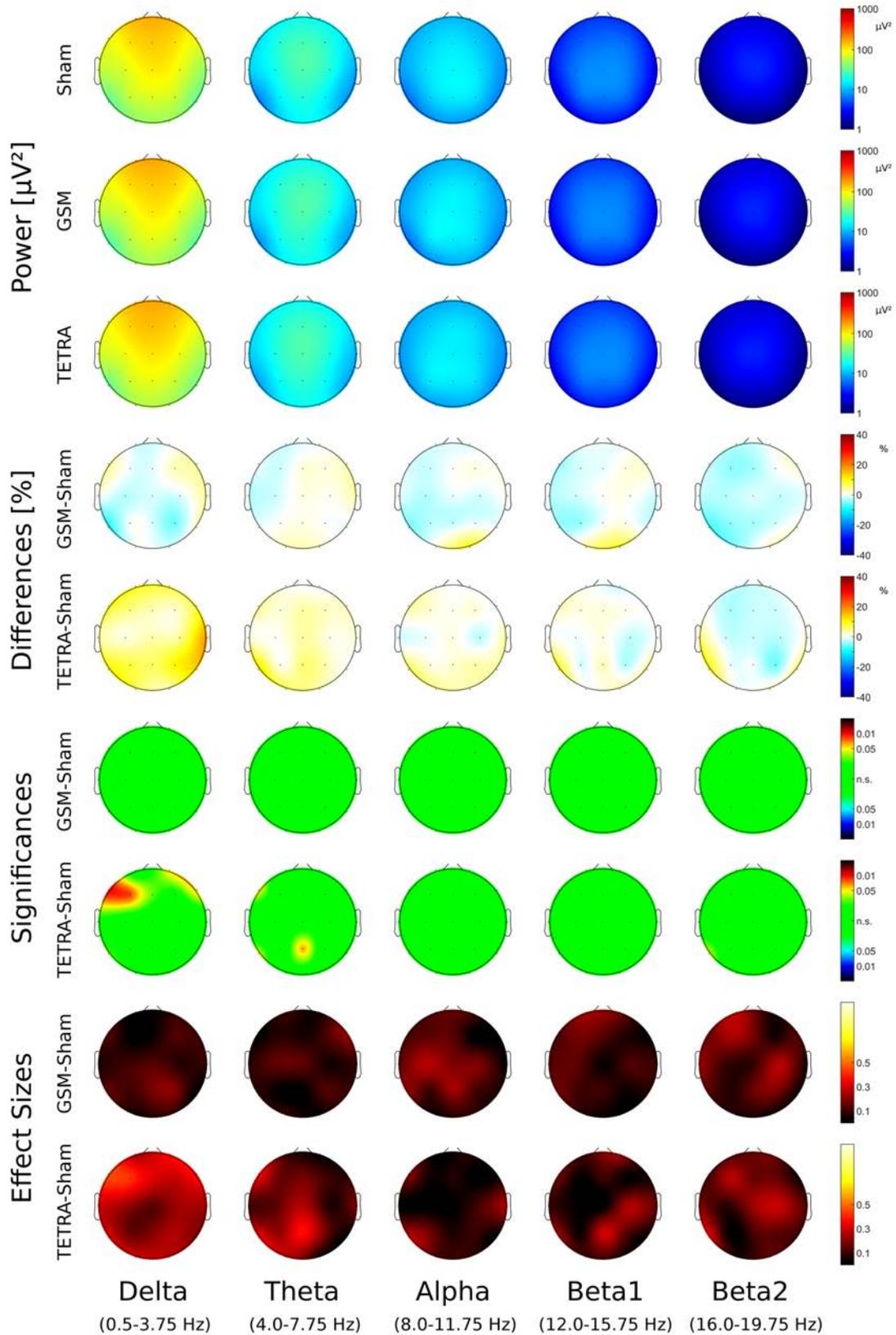


Abb. X.2: Topoplots auf Basis der IPEG-Frequenzbänder für das Stadium N1 der gesamten Nacht. Dargestellt sind die absoluten Spektralwerte, die Spektralwertdifferenzen zwischen der jeweiligen Verumexpositionsbedingung und Sham in % zu Sham, die p-Werte und der Effektgrößenschätzer r [$r < 0.1$ (kein Effekt), $0.1 \leq r < 0.3$ (kleiner Effekt), $0.3 \leq r < 0.5$ (mittlerer Effekt) und $r \geq 0.5$ (großer Effekt)].

X.2.2 Stadium N1 (Spektrallinien)

Die Analyse der paarweisen Differenzen zwischen der GSM- und der Scheinexpositionsbedingung bei einer spektralen Auflösung von 0.25 Hz ergab 9 statistisch signifikante Ergebnisse, was bei einer zweiseitigen Irrtumswahrscheinlichkeit von 0.05 weniger ist als die zufallsbedingt zu erwartende Anzahl (siehe Abb. X.3a). Die beobachteten Ergebnisse entsprachen überall mittleren Effekten (siehe Abb. X.4a).

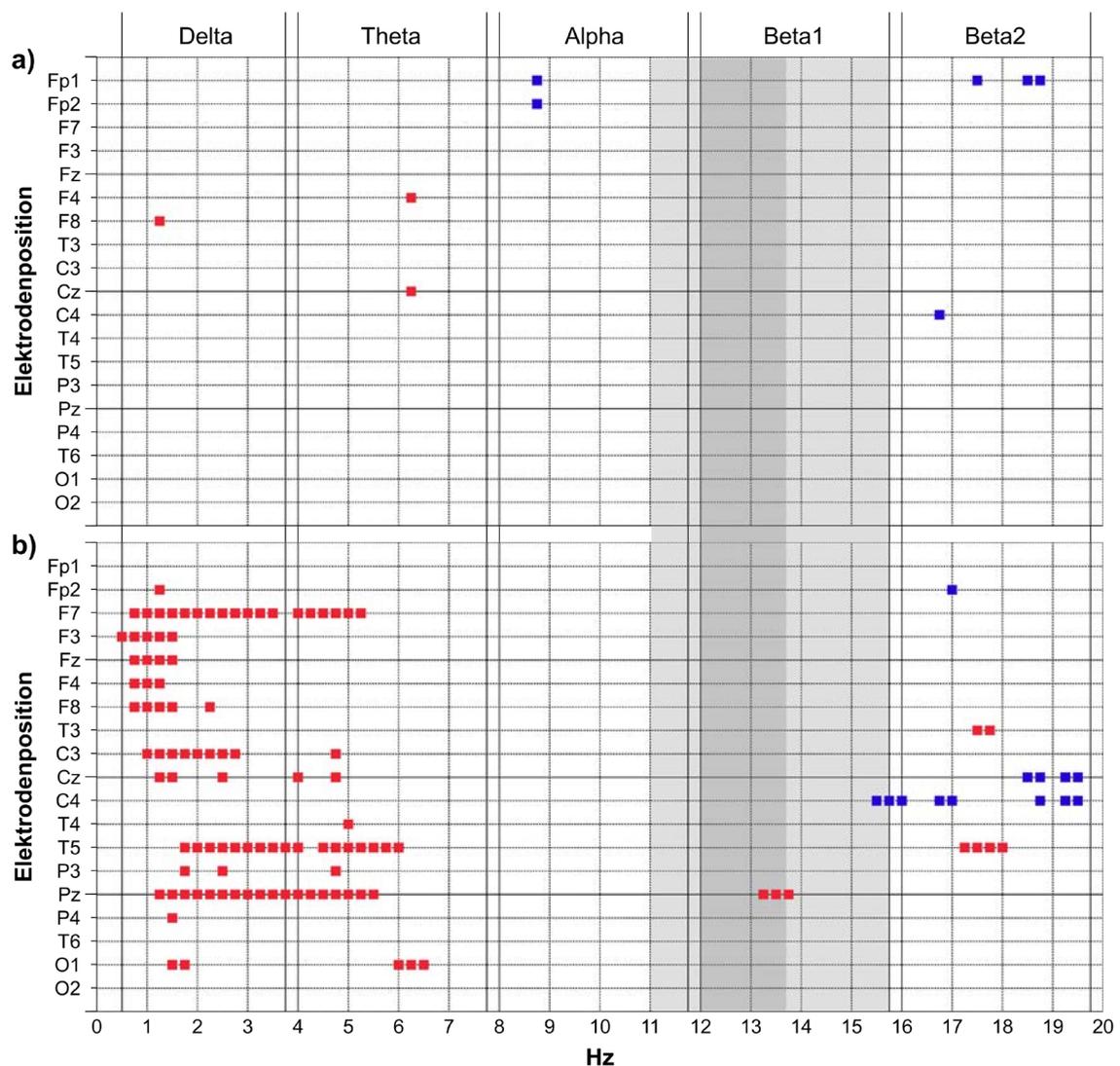


Abb. X.3: Darstellung aller signifikanten Ergebnisse auf Basis der Spektrallinien in einem Rasterdiagramm für das Stadium N1 der gesamten Nacht. a) Vergleich GSM gegen Sham; b) Vergleich TETRA gegen Sham (Rot = Zunahme der EEG-Power unter der Verumexposition; Blau = Abnahme der EEG-Power unter der Verumexposition). Hellgraue bzw. dunkelgraue Schattierung: breitgefasser bzw. enggefasser Spindelfrequenzbereich.

Im Vergleich dazu wiesen unter der TETRA-Exposition 117 Spektrallinien statistisch signifikante Ergebnisse auf. Diese Anzahl lag deutlich über der, die bei einer zweiseitigen Irrtumswahrscheinlichkeit

von 0.05 zufällig zu erwarten gewesen wäre. Die meisten davon befanden sich im Delta- und im Thetafrequenzband und zeigten eine erhöhte Leistungsdichte unter Exposition. An den Elektrodenpositionen F7, C3, T5 und Pz war dieser Effekt in mehreren zusammenhängenden Spektrallinien zu beobachten (siehe Abb. X.3b). An den Elektroden F7 und C3 waren diese Effekte sogar teilweise als groß anzusehen (siehe Abb. X.4b). Im Beta2-Frequenzband führte die Exposition hingegen vereinzelt zu einer verringerten Leistungsdichte, wobei die meisten Spektrallinien an der Elektrodenposition C4 betroffen waren (siehe Abb. X.3b). Diese Effekte waren jeweils von mittlerer Größe (siehe Abb. X.4b).

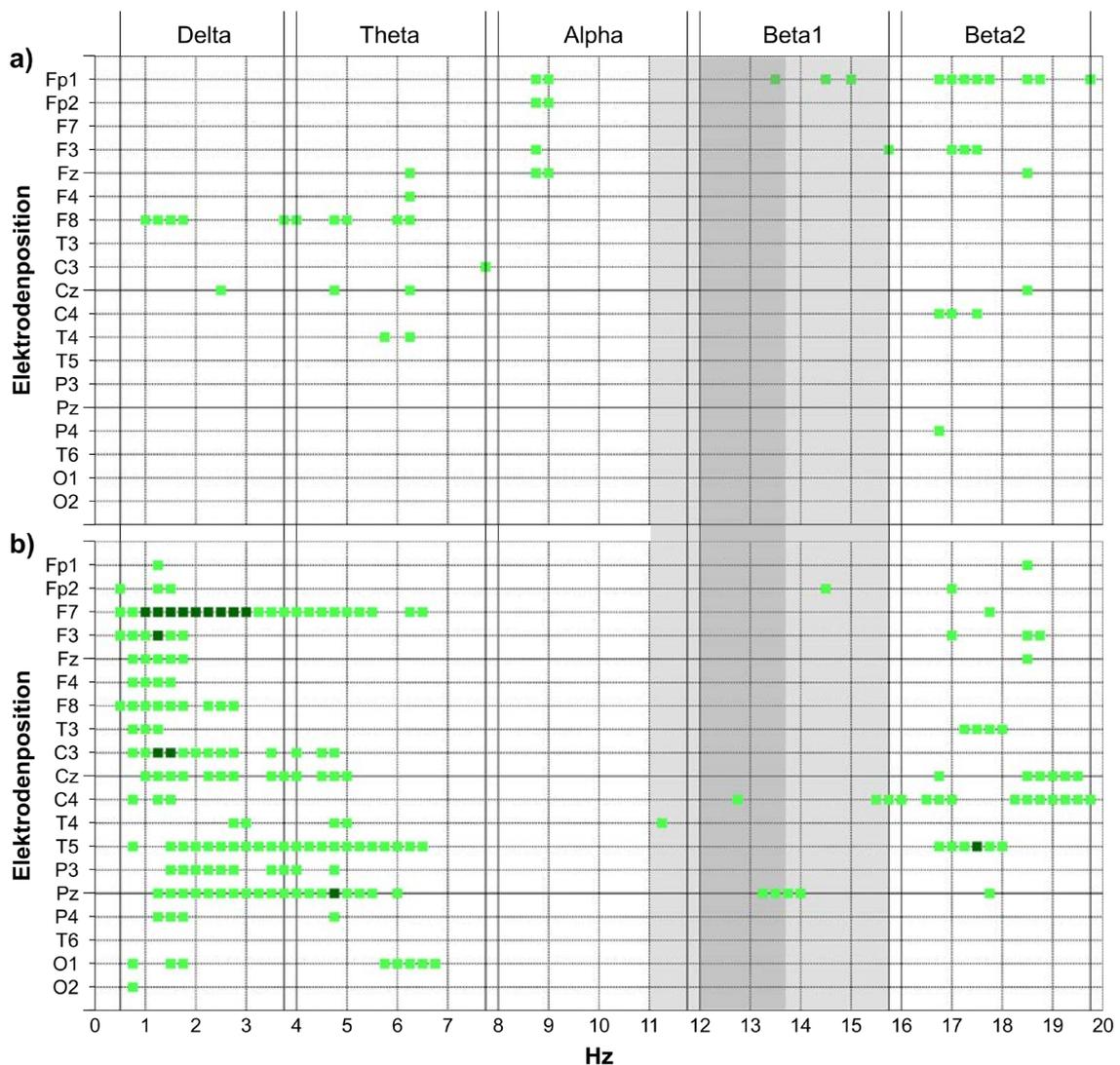


Abb. X.4: Darstellung aller mittleren und größeren beobachteten Effektgrößen auf Basis der Spektrallinien in einem Rasterdiagramm für das Stadium N1 der gesamten Nacht. a) Vergleich GSM gegen Sham; b) Vergleich TETRA gegen Sham (hellgrün = mittlere Effekte; dunkelgrün = große Effekte). Hellgraue bzw. dunkelgraue Schattierung: breitfasster bzw. engefasster Spindelfrequenzbereich.

X.2.3 Stadium N2 (EEG-Parameter auf Frequenzbandebene)

Bei Betrachtung der paarweisen Differenzen zwischen der GSM- und der Scheinexpositionsbedingung zeigten sich vier statistisch signifikante Unterschiede, was bei einer zweiseitigen Irrtumswahrscheinlichkeit von 0.05 unter der zufällig zu erwartende Anzahl statistisch signifikanter Ergebnisse liegt. Im Alpha-, Beta1- und Beta2-Frequenzband lag die EEG-Power an der Lokalisation Fp1 expositionsbedingt verändert vor. Die EEG-Power an der Lokalisation F3 war im Beta1-Frequenzband betroffen. Aus den Topoplots zu den Effektgrößen wird deutlich, dass im Alpha- und Beta1- Frequenzband an mehreren weiteren Elektrodenpositionen Effekte von mittlerer Größe aufgetreten sind. In allen Fällen war die EEG-Power unter GSM geringer als unter der Sham-Exposition (siehe Abb. X.5 sowie Tab. X.11 und Tab. AX.3 im Anhang).

Tab. X.11: EEG-Parameter auf Frequenzbandebene, die statistisch signifikant zwischen der GSM- und Scheinexpositionsbedingung für das Stadium N2 der gesamten Nacht variieren.

Parameter	Lokalisation	n	GSM - Sham		
			Median (μV^2)	95 %-KI (μV^2)	p-Wert
alphaIPEG	Fp1	30	-0.1762	(-0.6043; -0.0079)	0.0197
beta1IPEG	Fp1	30	-0.1205	(-0.1958; 0.0161)	0.0293
beta1IPEG	F3	30	-0.1699	(-0.4418; -0.0897)	0.0473
beta2IPEG	Fp1	30	-0.0271	(-0.0874; -0.0008)	0.0497

Der paarweise Vergleich zwischen TETRA und Sham hatte zwei statistisch signifikante Ergebnisse zur Folge, was wiederum bei einer zweiseitigen Irrtumswahrscheinlichkeit von 0.05 unterhalb der zufällig zu erwartenden Anzahl liegt. Es stellte sich heraus, dass eine TETRA-Exposition zu einer erhöhten EEG-Power an den Lokalisationen T5 und O1 im Deltafrequenzband führt. Eine statistisch nicht signifikante Zunahme der Deltapower, die als mittlerer Effekt eingestuft wurde, konnte an der Position Pz gefunden werden. Ebenso statistisch nicht signifikant und von mittlerer Größe waren die Abnahmen der EEG-Power im Beta1-Band an der Lokalisation P4 (siehe Abb. X.5 sowie Tab. X.12 und Tab. AX.3 im Anhang).

Tab. X.12: EEG-Parameter auf Frequenzbandebene, die statistisch signifikant zwischen der TETRA- und Scheinexpositionsbedingung für das Stadium N2 der gesamten Nacht variieren.

Parameter	Lokalisation	n	TETRA - Sham		
			Median (μV^2)	95 %-KI (μV^2)	p-Wert
deltaIPEG	T5	30	5.5623	(2.4378; 12.4503)	0.0047
deltaIPEG	O1	30	11.7892	(-4.6308; 18.3240)	0.0449

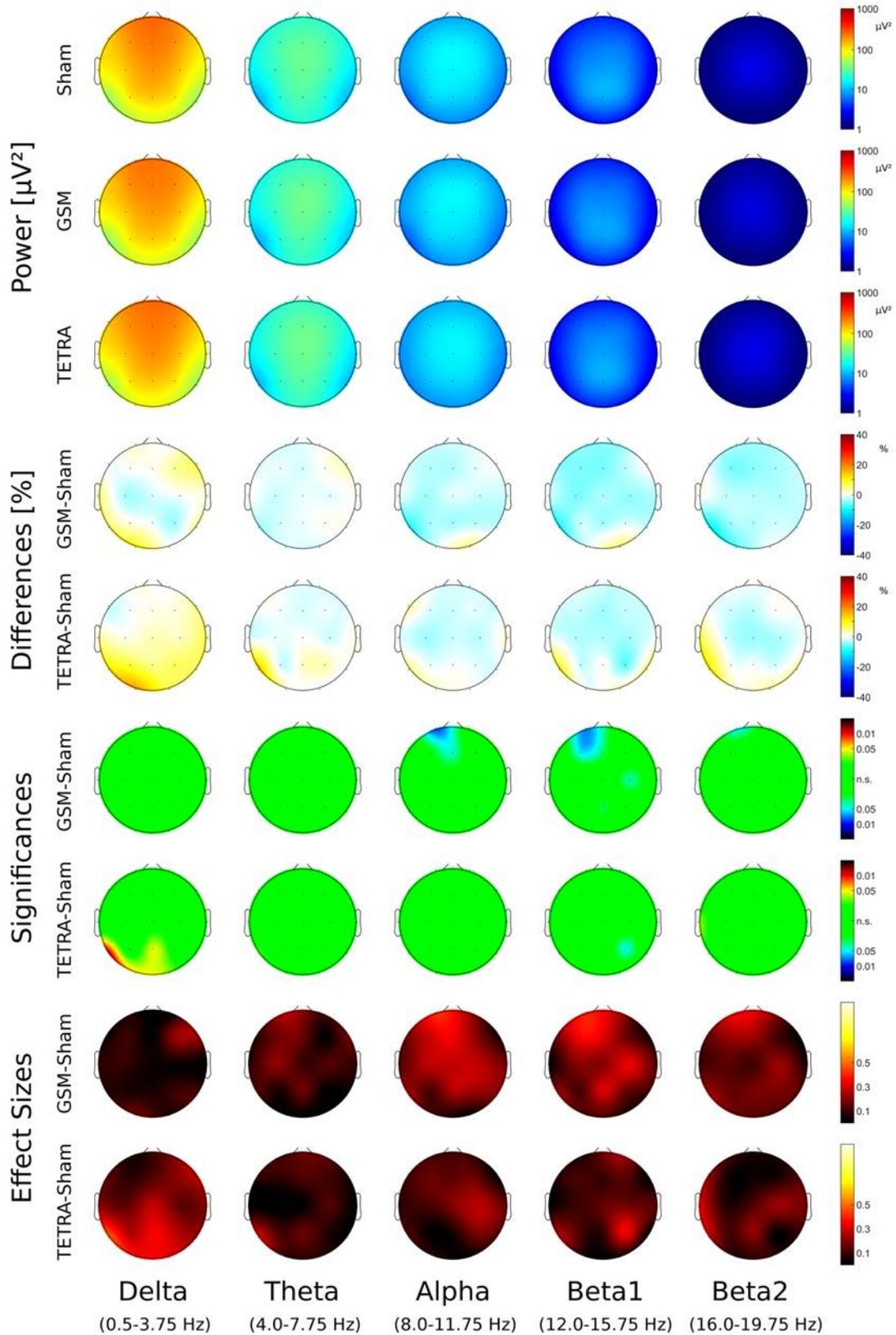


Abb. X.5: Topoplots auf Basis der IPEG-Frequenzbänder für das Stadium N2 der gesamten Nacht. Dargestellt sind die absoluten Spektralwerte, die Spektralwertdifferenzen zwischen der jeweiligen Verumexpositionsbedingung und Sham in % zu Sham, die p-Werte und der Effektgrößenschätzer r [$r < 0.1$ (kein Effekt), $0.1 \leq r < 0.3$ (kleiner Effekt), $0.3 \leq r < 0.5$ (mittlerer Effekt) und $r \geq 0.5$ (großer Effekt)].

X.2.4 Stadium N2 (Spektrallinien)

Die statistisch signifikanten Ergebnisse auf Basis der Spektrallinien, die aus der Analyse der paarweisen Differenzen zwischen der GSM- und der Scheinexpositionsbedingung resultierten, beliefen sich auf 51, was bei einer zweiseitigen Irrtumswahrscheinlichkeit von 0.05 weniger ist als die zufallsbedingt zu erwartende Anzahl. Aus Abb. X.6a geht hervor, dass den an den drei Elektrodenpositionen Fp1, F3 und Fz beobachteten statistisch signifikanten Expositionseffekten auf der Frequenzbandebene eine Reihe zusammenhängender statistisch signifikanter Spektrallinien zugrunde liegen. Alle aufgezeigten Ergebnisse entsprachen mittleren Effektengrößen (siehe Abb. X.7a).

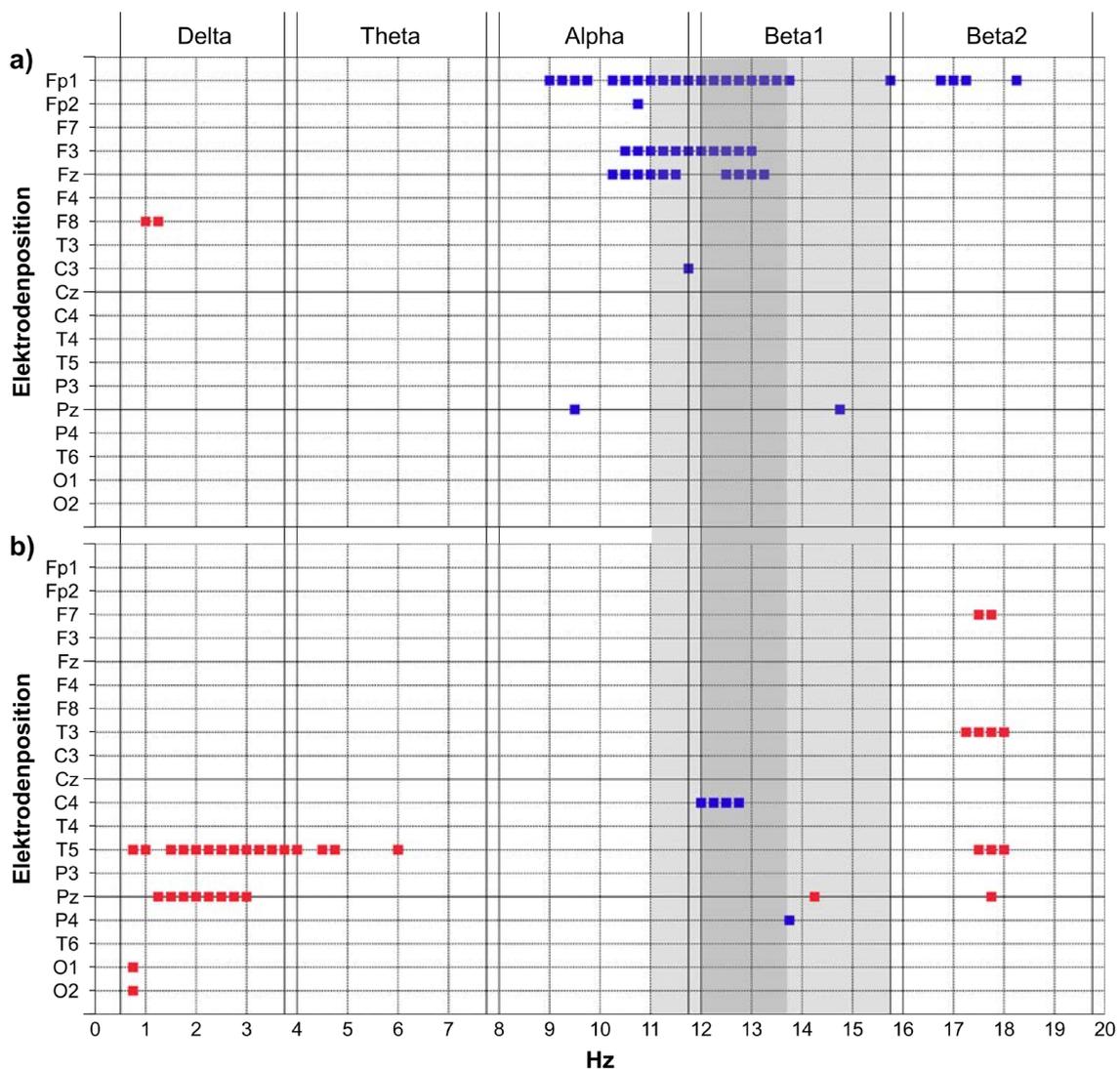


Abb. X.6: Darstellung aller signifikanten Ergebnisse auf Basis der Spektrallinien in einem Rasterdiagramm für das Stadium N2 der gesamten Nacht. a) Vergleich GSM gegen Sham; b) Vergleich TETRA gegen Sham (Rot = Zunahme der EEG-Power unter der Verumexposition; Blau = Abnahme der EEG-Power unter der Verumexposition). Hellgraue bzw. dunkelgraue Schattierung: breitfasster bzw. engfasster Spindelfrequenzbereich.

Unter der TETRA-Exposition ließen im Vergleich zur Scheinexpositionsbedingung 42 Spektrallinien statistisch signifikante Verteilungsunterschiede erkennen. Die Anzahl war aber ebenso nicht größer als die, die bei einer zweiseitigen Irrtumswahrscheinlichkeit von 0.05 zufällig zu erwarten gewesen wäre. In Abb. X.6b fällt auf, dass an Pz die spektrale Leistungsdichte in mehreren zusammenhängenden Spektrallinien des Delta-Frequenzbandes expositionsbedingt statistisch signifikant erhöht war, dieses Ergebnis aber zumindest nicht in Form eines statistisch signifikanten Effektes auf der Frequenzbandebene zum Ausdruck kommt. Im Gegensatz dazu beruht der beobachtete statistisch signifikante Effekt an der Position O1 im Deltafrequenzband auf nur einer statistisch signifikant variierenden Spektrallinie (siehe Abb. X.6b). Alle aufgedeckten Effekte entsprachen einer mittleren Größenordnung (siehe Abb. X7b).

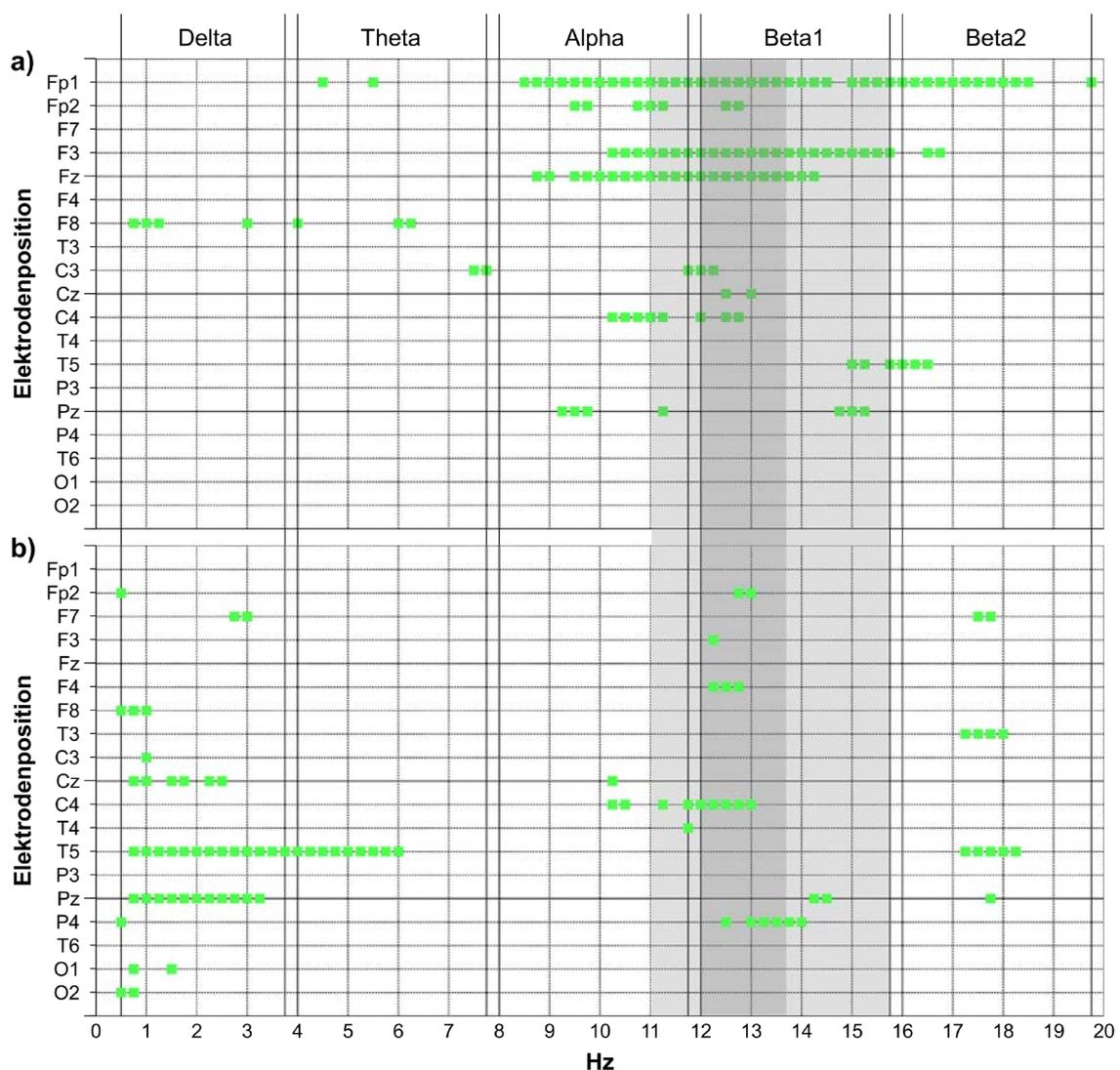


Abb. X.7: Darstellung aller mittleren und größeren beobachteten Effektgrößen auf Basis der Spektrallinien in einem Rasterdiagramm für das Stadium N2 der gesamten Nacht. a) Vergleich GSM gegen Sham; b) Vergleich TETRA gegen Sham (hellgrün = mittlere Effekte). Hellgraue bzw. dunkelgraue Schattierung: breitfasster bzw. engfasster Spindelfrequenzbereich.

X.2.5 Stadium N3 (EEG-Parameter auf Frequenzbandebene)

Die statistische Auswertung der paarweisen Differenzen zwischen GSM und Sham hatte 9 statistisch signifikante Abweichungen zum Ergebnis. Diese Anzahl lag über der bei einer zweiseitigen Irrtumswahrscheinlichkeit von 0.05 zufällig zu erwartenden Anzahl statistisch signifikanter Ergebnisse. Im Deltafrequenzband war die EEG-Power an der Lokalisation Cz und im Alpha-Frequenzband die EEG-Power an der Lokalisation Pz betroffen. Ein expositionsabhängiger Einfluss auf die EEG-Power konnte außerdem an den Position Fp1, F3 und Fz für die Frequenzbänder Beta1 und Beta2 gefunden werden.

Im Beta2-Frequenzband zeigte sich ein Expositionseffekt auf die EEG-Power am Ableitpunkt F4. Mittlere Effektgrößen, die nicht auf ein statistisch signifikantes Ergebnis zurückzuführen waren, konnten lokal im Alpha-Frequenzband an der Elektrode Fz und globaler in den Frequenzbändern Beta1 und Beta2 festgestellt werden. Mit Ausnahme des Effekts im Deltafrequenzband führte die Exposition immer zu einer Verringerung der EEG-Power (siehe Abb. X.8 sowie Tab. X.13 und Tab. AX.4 im Anhang).

Effekte infolge einer TETRA-Befeldung konnten nur für die Position C4 im Alpha-Frequenzband gefunden werden. Die unter Exposition festgestellte Power ist geringer als unter Sham, was jedoch bei nur einem statistisch signifikanten Ergebnis auch als Zufallsbefund zu werten sein könnte. Weitere nennenswerte Effekte, die keine statistische Signifikanz aufwiesen, sind nicht gefunden worden (siehe Abb. X.8 sowie Tab. X.14 und Tab. AX.4 im Anhang).

Tab. X.13: EEG-Parameter auf Frequenzbandebene, die statistisch signifikant zwischen der GSM- und Scheinexpositionsbedingung für das Stadium N3 der gesamten Nacht variieren.

Parameter	Lokalisation	n	GSM - Sham		p-Wert
			Median (μV^2)	95 %-KI (μV^2)	
deltaIPEG	Cz	30	13.0110	(-3.6935; 32.8235)	0.0427
alphaIPEG	Pz	30	-0.2903	(-0.8090; -0.0738)	0.0473
beta1IPEG	Fp1	30	-0.0586	(-0.1742; -0.0313)	0.0185
beta1IPEG	F3	30	-0.1188	(-0.3966; -0.0017)	0.0137
beta1IPEG	Fz	30	-0.1954	(-0.3026; 0.0409)	0.0185
beta2IPEG	Fp1	30	-0.0229	(-0.0482; 0.0006)	0.0310
beta2IPEG	F3	30	-0.0312	(-0.0754; -0.0068)	0.0043
beta2IPEG	Fz	30	-0.0372	(-0.1184; 0.0155)	0.0185
beta2IPEG	F4	30	-0.0296	(-0.0791; -0.0018)	0.0128

Tab. X.14: EEG-Parameter auf Frequenzbandebene, die statistisch signifikant zwischen der TETRA- und Scheinexpositionsbedingung für das Stadium N3 der gesamten Nacht variieren.

Parameter	Lokalisation	n	TETRA - Sham		p-Wert
			Median (μV^2)	95 %-KI (μV^2)	
alphaIPEG	C4	30	-0.6208	(-1.0462; 0.2701)	0.0405

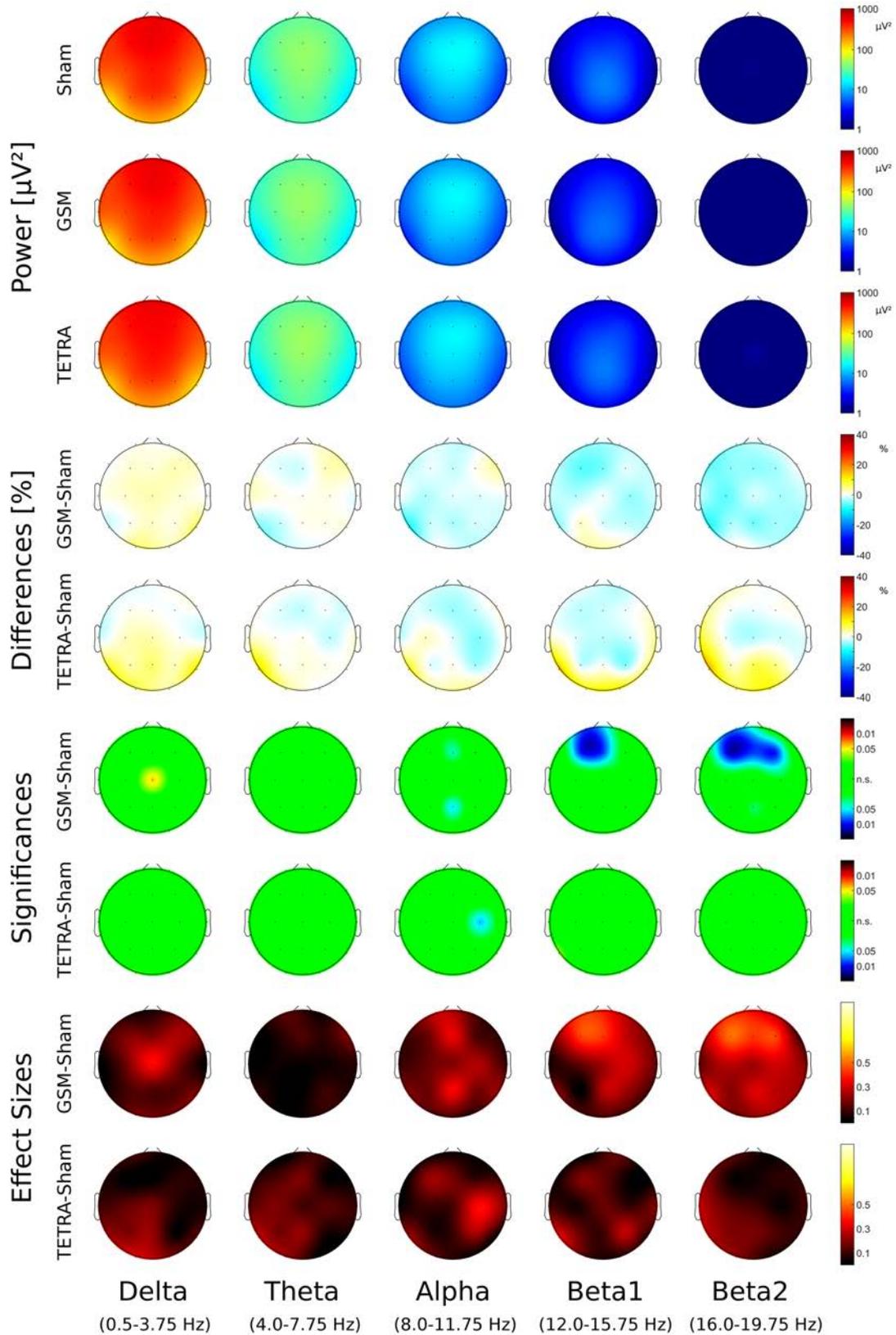


Abb. X.8: Topoplots auf Basis der IPEG-Frequenzbänder für das Stadium N3 der gesamten Nacht. Dargestellt sind die absoluten Spektralwerte, die Spektralwertdifferenzen zwischen der jeweiligen Verumexpositionsbedingung und Sham in % zu Sham, die p-Werte und der Effektgrößenschätzer r [$r < 0.1$ (kein Effekt), $0.1 \leq r < 0.3$ (kleiner Effekt), $0.3 \leq r < 0.5$ (mittlerer Effekt) und $r \geq 0.5$ (großer Effekt)].

X.2.6 Stadium N3 (Spektrallinien)

Von den insgesamt 1482 Tests, die im Rahmen der Analyse der paarweisen Differenzen zwischen der GSM- und der Shambedingung durchgeführt wurden, erwiesen sich 117 als statistisch signifikant, was mehr als die bei einer zweiseitigen Irrtumswahrscheinlichkeit von 0.05 zufällig zu erwartende Anzahl statistisch signifikanter Ergebnisse ist. Abb. X.9a verdeutlicht, dass die frontalen Spuren Fp1, F3, Fz und F4 mit vielen zusammenhängenden Spektrallinien am stärksten betroffen waren. An der Lokalisation F3 wiesen sogar alle Spektrallinien im Beta1- und Beta2-Frequenzbereich expositionsabhängige Variationen der Leistungsdichte auf. Einige der an den Ableitpunkten F3, Fz und F4 gefundenen Ergebnisse im Beta2-Frequenzband entsprachen dabei großen Effekten (siehe Abb. X10a).

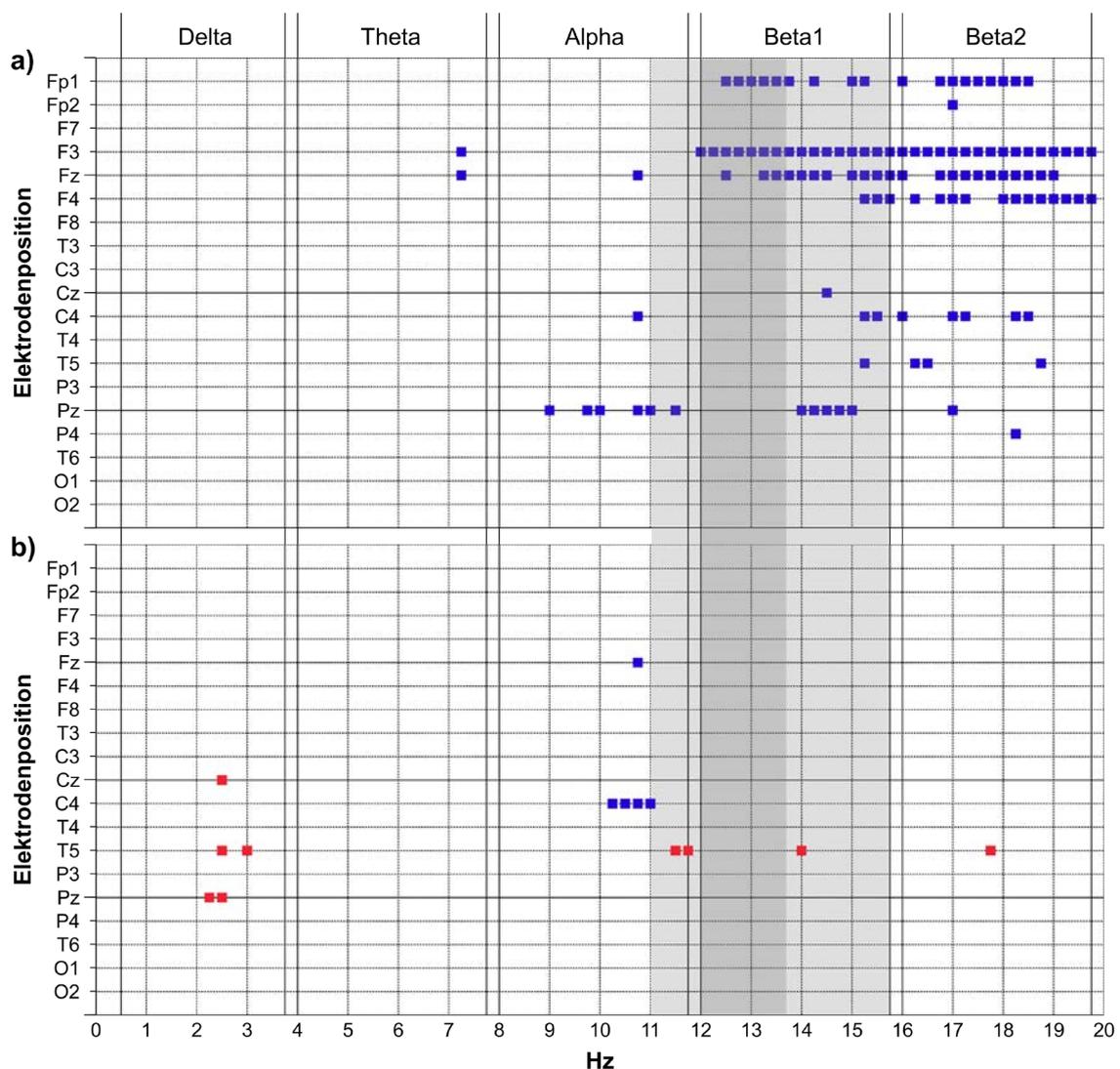


Abb. X.9: Darstellung aller signifikanten Ergebnisse auf Basis der Spektrallinien in einem Rasterdiagramm für das Stadium N3 der gesamten Nacht. a) Vergleich GSM gegen Sham; b) Vergleich TETRA gegen Sham (Rot = Zunahme der EEG-Power unter der Verumexposition; Blau = Abnahme der EEG-Power unter der Verumexposition). Hellgraue bzw. dunkelgraue Schattierung: breitgefaster bzw. enggefaster Spindelfrequenzbereich.

Der auf den paarweise gebildeten Differenzen beruhende Vergleich zwischen der TETRA- und der Scheinexpositionsbedingung ergab lediglich 14 statistisch signifikante Ergebnisse. Diese Anzahl lag deutlich unter dem Resultat, das bei 1482 Tests und bei einer zweiseitigen Irrtumswahrscheinlichkeit von 0.05 zufällig zu erwarten gewesen wäre. Die wenigen betroffenen Spektrallinien waren bis auf die vier zusammenhängenden, die im Alpha-Frequenzband an der Position C4 gefunden werden konnten, über alle Elektroden und Frequenzbereiche verstreut (Abb. X.10a). Die Effektgrößen befanden sich alle im mittleren Bereich (siehe Abb. X.11a).

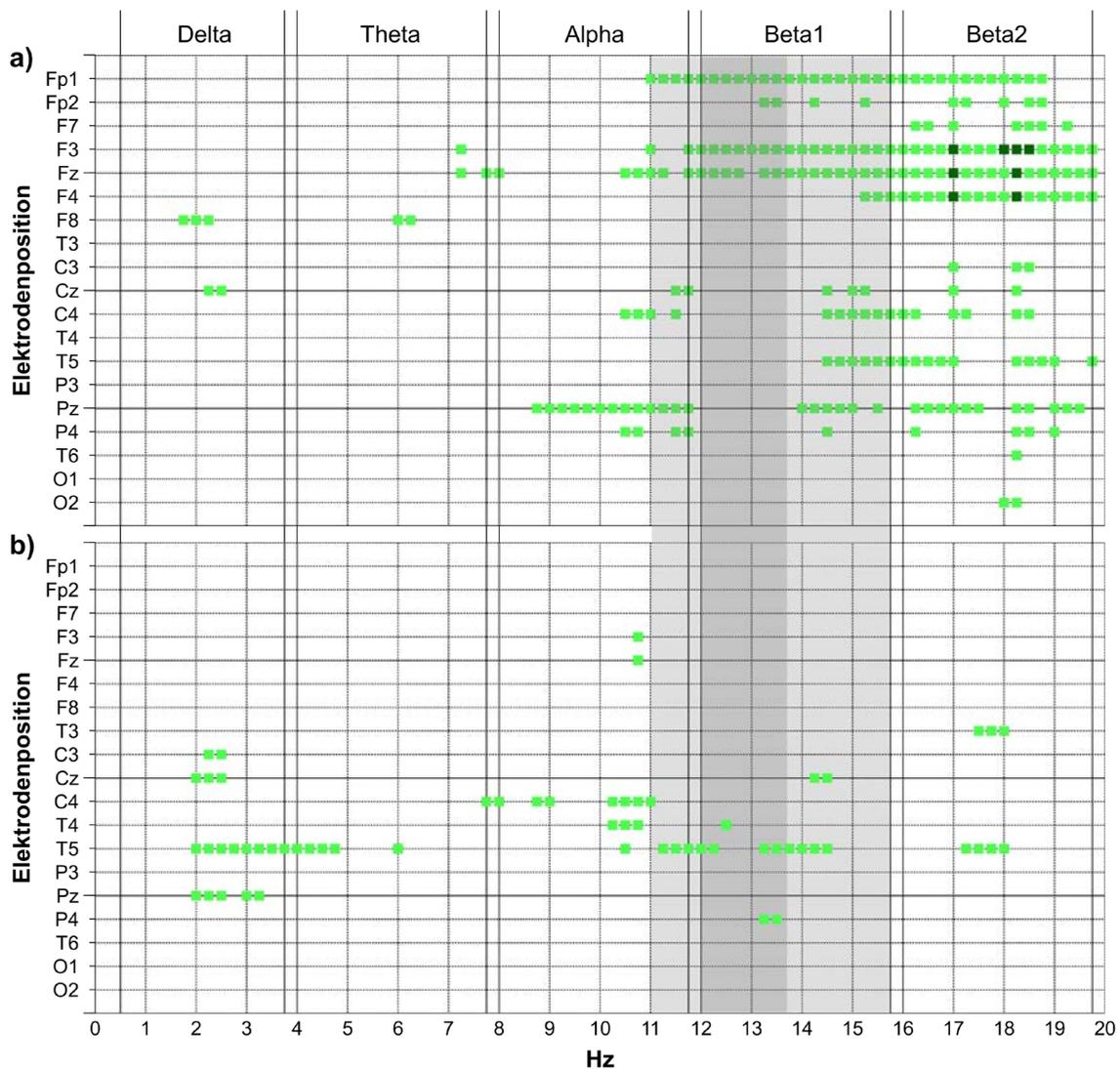


Abb. X.10: Darstellung aller mittleren und größeren beobachteten Effektgrößen auf Basis der Spektrallinien in einem Rasterdiagramm für das Stadium N3 der gesamten Nacht. a) Vergleich GSM gegen Sham; b) Vergleich TETRA gegen Sham (hellgrün = mittlere Effekte; dunkelgrün = große Effekte). Hellgraue bzw. dunkelgraue Schattierung: breitgefaster bzw. engefasster Spindelfrequenzbereich.

X.2.7 Stadium NREM (EEG-Parameter auf Frequenzbandebene)

Zur Überprüfung, ob GSM im Vergleich zu Sham einen Einfluss auf die EEG-Power in den untersuchten Frequenzbändern im NREM-Schlaf hatte, wurden 95 Tests durchgeführt. Davon wiesen vier statistisch signifikante Ergebnisse auf, was unter der Anzahl liegt, die bei einer zweiseitigen Irrtumswahrscheinlichkeit von 0.05 zufällig zu erwarten gewesen wäre. Die EEG-Power variierte im Alpha-Frequenzband an den Ableitpunkten Fp1 und Fz sowie im Beta1-Frequenzband an den Lokalisationen Fp1 und F3. In beiden Frequenzbändern zeigten sich auch an weiter posterior gelegenen Elektroden Effekte von mittlerer Größe, die jedoch statistisch nicht signifikant waren. Die Verumexposition hatte überall eine Abnahme der Spektralleistung zur Folge (siehe Abb. X.11 sowie Tab. X.15 und Tab. AX.5 im Anhang).

Tab. X.15: EEG-Parameter auf Frequenzbandebene, die statistisch signifikant zwischen der GSM- und Scheinexpositionsbedingung für das Stadium NREM der gesamten Nacht variieren.

Parameter	Lokalisation	n	GSM - Sham		
			Median (μV^2)	95 %-KI (μV^2)	p-Wert
alphaIPEG	Fp1	30	-0.2399	(-0.8319; 0.0689)	0.0262
alphaIPEG	Fz	30	-0.3161	(-0.8688; 0.0646)	0.0449
beta1IPEG	Fp1	30	-0.1101	(-0.2568; 0.0308)	0.0234
beta1IPEG	F3	30	-0.3174	(-0.4061; -0.0782)	0.0185

Beim entsprechenden Vergleich zwischen TETRA und Sham ergaben sich 5 statistisch signifikante Ergebnisse. Dies lag an der Grenze der bei einer zweiseitigen Irrtumswahrscheinlichkeit von 0.05 als zufällig zu erwartenden Ergebnisse. Die beobachteten Effekte betrafen das Delta-Frequenzband an den Positionen F4, Cz, T5, Pz und O2. Die TETRA-Exposition führte im Vergleich zu Sham zu einer Erhöhung der Delta-Power. Expositionsabhängige EEG-Power-Abnahmen in der Größe eines mittleren Effekts konnten noch im Beta1-Frequenzband an der Elektrode P4 beobachtet werden (siehe Abb. X.11 sowie Tab. X.16 und Tab. AX.5 im Anhang).

Tab. X.16: EEG-Parameter auf Frequenzbandebene, die statistisch signifikant zwischen der TETRA- und Scheinexpositionsbedingung für das Stadium NREM der gesamten Nacht variieren.

Parameter	Lokalisation	n	TETRA - Sham		
			Median (μV^2)	95 %-KI (μV^2)	p-Wert
deltaIPEG	F4	30	11.7289	(-2.7333; 22.8015)	0.0221
deltaIPEG	Cz	30	12.6003	(-1.8997; 24.3951)	0.0106
deltaIPEG	T5	30	9.4106	(1.9398; 16.8557)	0.0106
deltaIPEG	Pz	30	14.4102	(-1.9201; 17.4897)	0.0221
deltaIPEG	O2	30	5.8883	(-2.6612; 14.8924)	0.0449

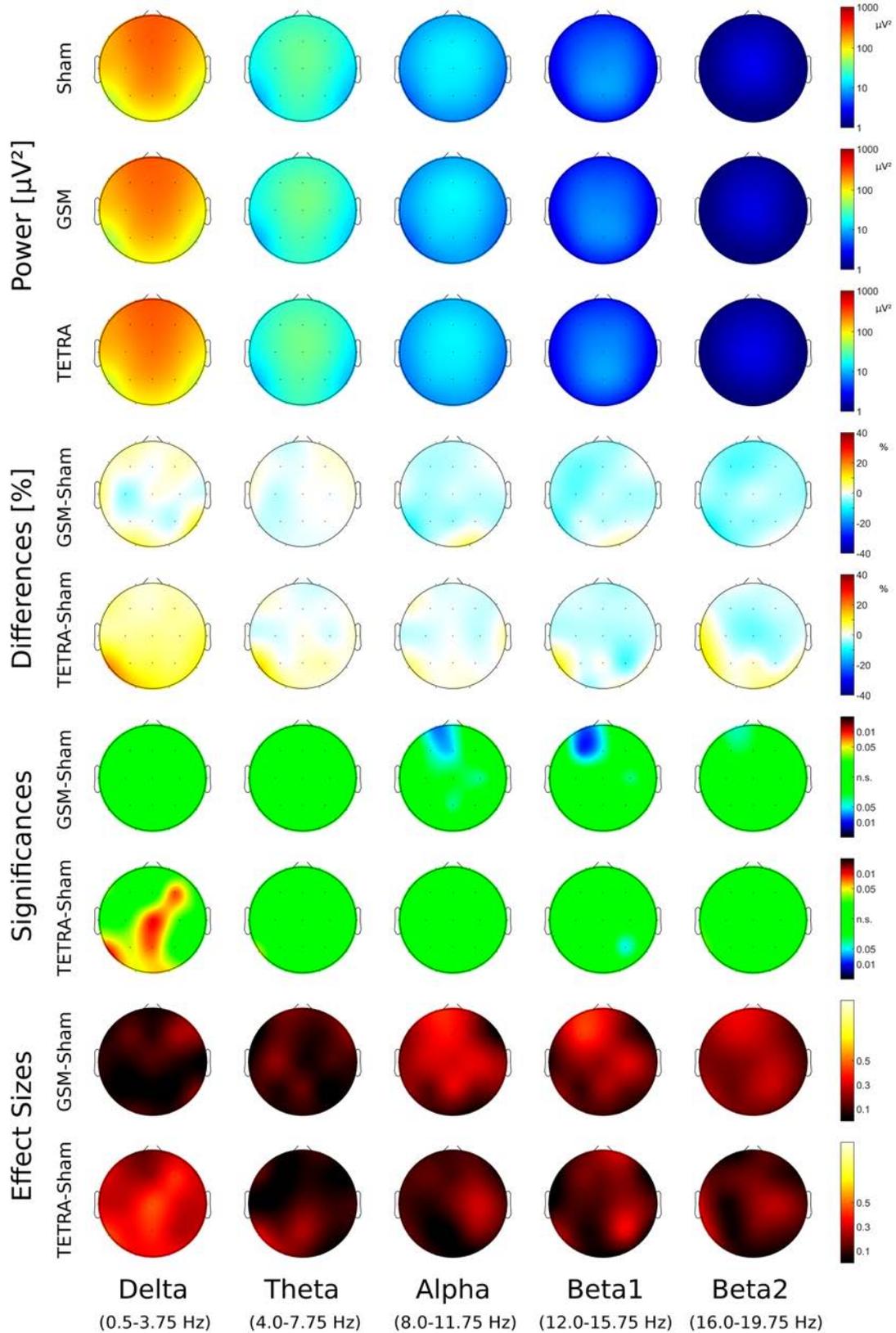


Abb. X.11: Topoplots auf Basis der IPEG-Frequenzbänder für das Stadium NREM der gesamten Nacht. Dargestellt sind die absoluten Spektralwerte, die Spektralwertdifferenzen zwischen der jeweiligen Verumexpositionsbedingung und Sham in % zu Sham, die p-Werte und der Effektgrößenschätzer r [$r < 0.1$ (kein Effekt), $0.1 \leq r < 0.3$ (kleiner Effekt), $0.3 \leq r < 0.5$ (mittlerer Effekt) und $r \geq 0.5$ (großer Effekt)].

X.2.8 Stadium NREM (Spektrallinien)

Die Analyse der paarweisen Differenzen zwischen der GSM- und der Scheinexpositionsbedingung bei einer spektralen Auflösung von 0.25 Hz ergab 66 statistisch signifikante Ergebnisse. Bei einer zweiseitigen Irrtumswahrscheinlichkeit von 0.05 wären bei 1482 durchgeführten Tests aber allein 74 statistisch signifikante Ergebnisse als Zufallsbefund zu erwarten gewesen. Die überwiegende Anzahl der gefundenen, zum Teil nah beieinanderliegenden Effekte in Form einer verringerten spektralen Leistungsdichte unter Exposition zeigte sich in den Spuren Fp1, F3 und Fz (siehe Abb. X.12a). Diese expositionsbedingten Unterschiede entsprachen allesamt mittleren Effektgrößen (siehe Abb. X.13a).

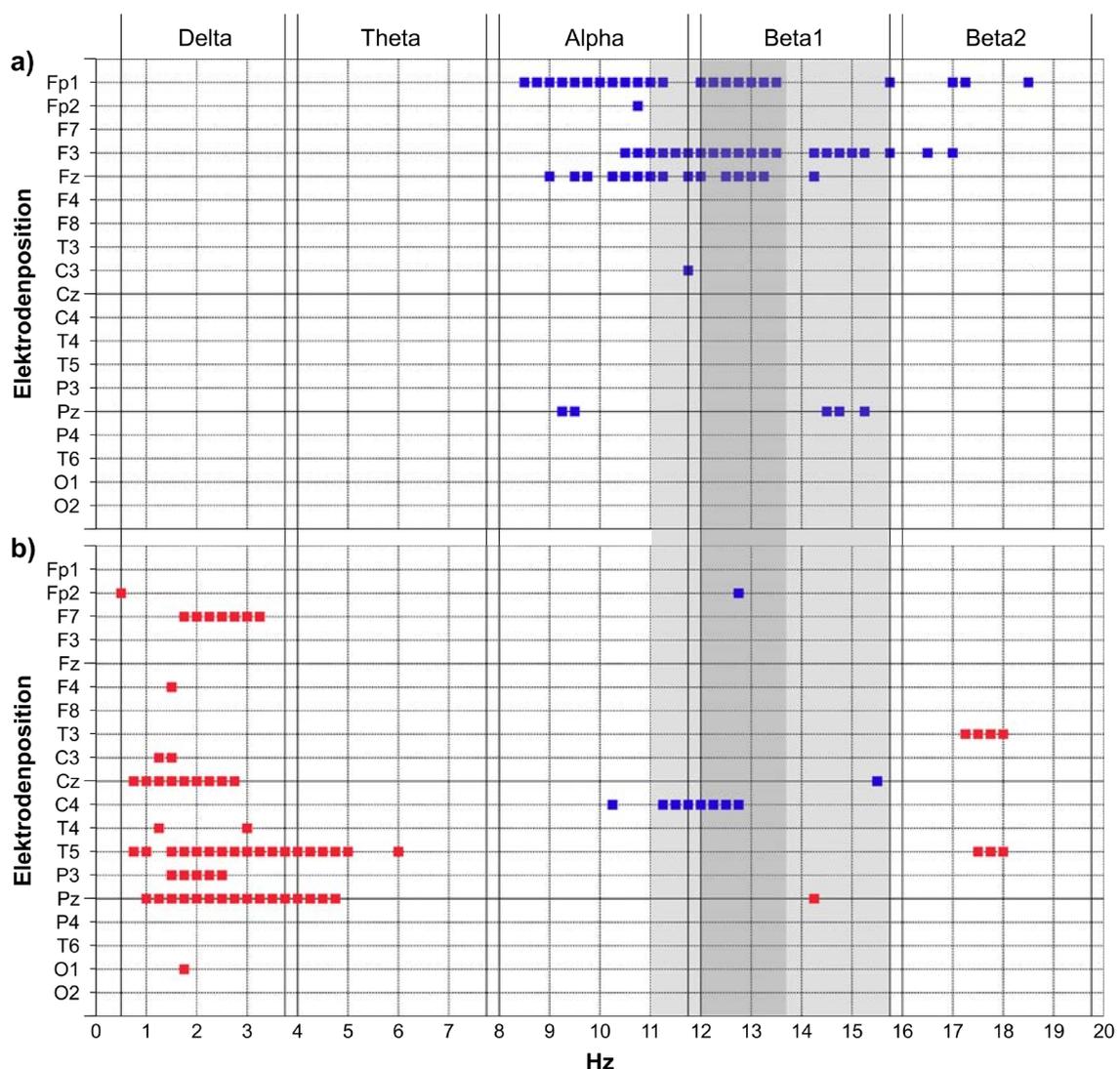


Abb. X.12: Darstellung aller signifikanten Ergebnisse auf Basis der Spektrallinien in einem Rasterdiagramm für das Stadium NREM der gesamten Nacht. a) Vergleich GSM gegen Sham; b) Vergleich TETRA gegen Sham (Rot = Zunahme der EEG-Power unter der Verumexposition; Blau = Abnahme der EEG-Power unter der Verumexposition). Hellgraue bzw. dunkelgraue Schattierung: breitfasster bzw. enggefaster Spindelfrequenzbereich.

Die TETRA-Exposition führte im Vergleich zur Shambedingung zu statistisch signifikanten Abweichungen in 80 Fällen, was größer war als die Anzahl, die bei einer zweiseitigen Irrtumswahrscheinlichkeit von 0.05 zufällig zu erwarten gewesen wäre. Abb. X.12b zeigt auf, dass an den Positionen F7, Cz, T5 und Pz jeweils mindestens 7 zusammenhängende Spektrallinien im Delta-Frequenzband von der Verumexposition betroffen waren. Hierbei handelte es sich zum Teil sogar um große Effekte (siehe Abb. X.13b). Erwähnenswert ist außerdem der mehrere Spektrallinien umfassende Effekt im Frequenzbereich zwischen 11.00 und 13.00 Hz an der Lokalisation C4 (siehe Abb. X.12b). Die unter Exposition aufgetretene verringerte Leistungsdichte, die sogar in einer Spektrallinie einem großen Effekt entsprach (siehe Abb. X.13b), ist auf der Ebene der Spektrallinien sehr deutlich, kommt jedoch interessanterweise auf der Frequenzbandebene gar nicht zum Vorschein (siehe Abb. X.11).

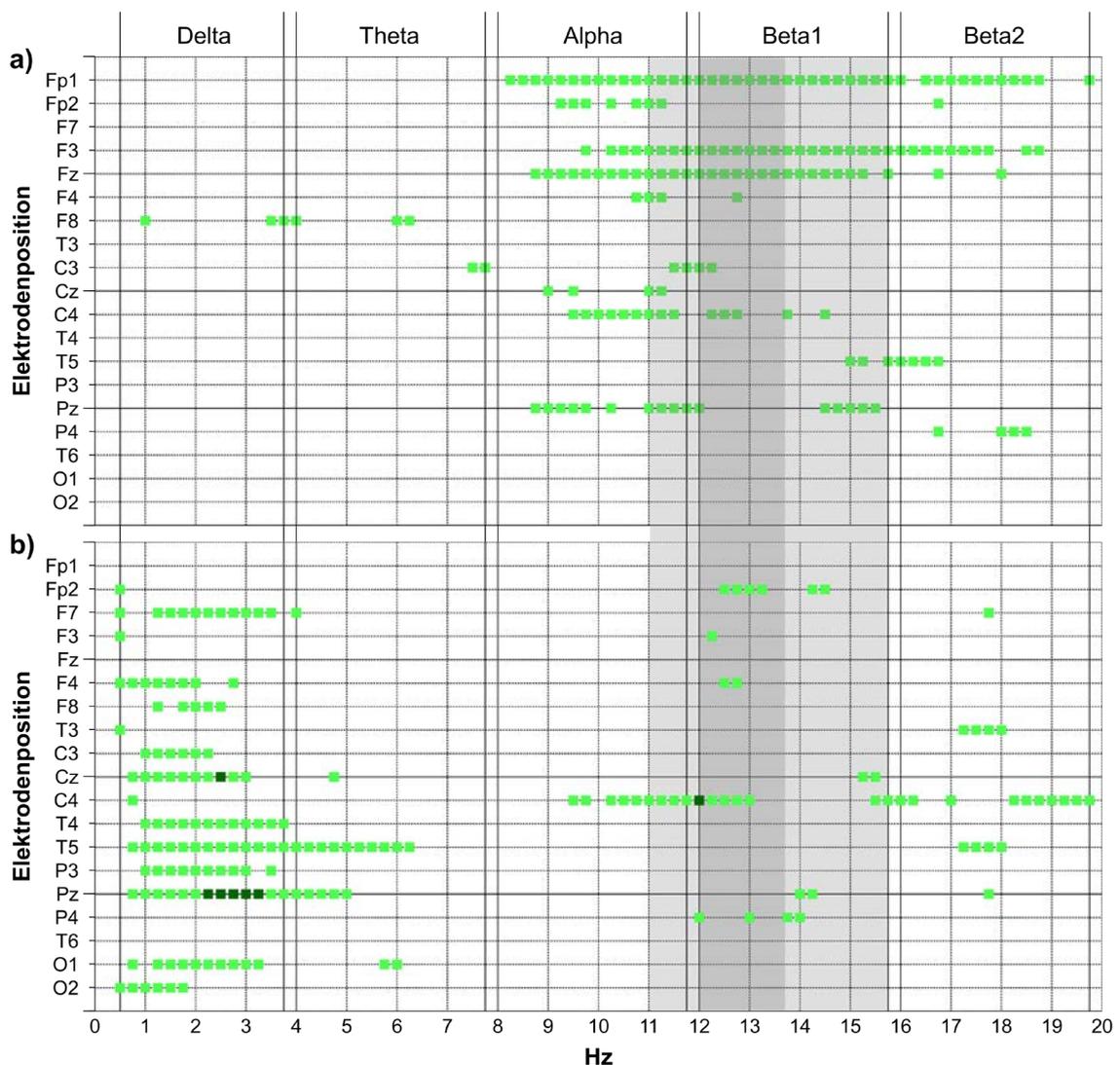


Abb. X.13: Darstellung aller mittleren und größeren beobachteten Effektgrößen auf Basis der Spektrallinien in einem Rasterdiagramm für das Stadium NREM der gesamten Nacht. a) Vergleich GSM gegen Sham; b) Vergleich TETRA gegen Sham (hellgrün = mittlere Effekte; dunkelgrün = große Effekte). Hellgraue bzw. dunkelgraue Schattierung: breitgefaster bzw. engefasster Spindelfrequenzbereich.

X.2.9 Stadium REM (EEG-Parameter auf Frequenzbandebene)

Wie beim Stadium N1 ergab auch die Auswertung der paarweisen Differenzen zwischen der GSM- und der Scheinexpositionsbedingung für den REM-Schlaf an keiner der 19 Lokalisationen in den fünf untersuchten EEG-Parametern auf Frequenzbandebene ein statistisch signifikantes Ergebnis. Auch hier waren fast alle beobachteten Abweichungen von kleiner Effektgröße. Unter der TETRA-Exposition zeigten sich dagegen im Alpha- und im Theta-Frequenzband jeweils an den Elektroden F7 und T5 statistisch signifikante Variationen der Spektralleistung in Abhängigkeit von der Exposition. Jedoch war diese Anzahl an Befunden geringer als die, die bei einer zweiseitigen Irrtumswahrscheinlichkeit von 0.05 zufällig zu erwarten gewesen wäre. In beiden Frequenzbändern war die EEG-Power unter TETRA höher als unter der Sham-Exposition. Bei näherer Betrachtung des Alpha-Frequenzbandes fällt auf, dass die Exposition an nahezu allen Elektroden eine Erhöhung der Spektralleistung zur Folge hatte, jedoch waren diese Effekte mittlerer Größe statistisch nicht signifikant (siehe Abb. X.14 sowie Tab. X.17 und Tab. AX.6 im Anhang).

Tab. X.17: EEG-Parameter auf Frequenzbandebene, die statistisch signifikant zwischen der TETRA- und Scheinexpositionsbedingung für das Stadium REM der gesamten Nacht variieren.

Parameter	Lokalisation	n	TETRA - Sham		
			Median (μV^2)	95 %-KI (μV^2)	p-Wert
thetalPEG	F7	30	0.3676	(-0.1990; 0.9608)	0.0449
thetalPEG	T5	30	0.6755	(-0.1951; 1.1332)	0.0293
alphaPEG	F7	30	0.2420	(-0.1022; 0.7750)	0.0497
alphaPEG	T5	30	0.5095	(-0.0293; 0.9148)	0.0221

X.2.10 Stadium REM (Spektrallinien)

Auch auf der Ebene der Spektrallinien konnten für den REM-Schlafanteil bezogen auf die ganze Nacht nach der Auswertung der paarweisen Differenzen zwischen der GSM- und der Scheinexpositionsbedingung nur minimale expositionsbedingte Unterschiede festgestellt werden. Lediglich zwei der 1482 durchgeführten Tests erwiesen sich als statistisch signifikant (siehe Abb. X.15a). Das liegt bei einer zweiseitigen Irrtumswahrscheinlichkeit von 0.05 natürlich unter der Anzahl an Ergebnissen, die zufällig als signifikant zu erwarten gewesen wäre. Unter der TETRA-Exposition im Vergleich zu Sham waren es 56 statistisch signifikante Ergebnisse, was auch unter der bei einer zweiseitigen Irrtumswahrscheinlichkeit von 0.05 zufällig als signifikant zu erwartenden Anzahl signifikanter Ergebnisse liegt. Die Effekte sind überwiegend an den Elektroden F7, T5 und Pz aufgetreten und betrafen zumindest teilweise zusammenhängende Spektrallinien im Delta-, Theta-, Alpha- und Beta2-Frequenzband (siehe Abb. X.15b). Bis auf einen großen Effekt für die 5Hz-Spektrallinie entsprachen alle beobachteten Abweichungen einem mittleren Effekt (siehe Abb. X.16).

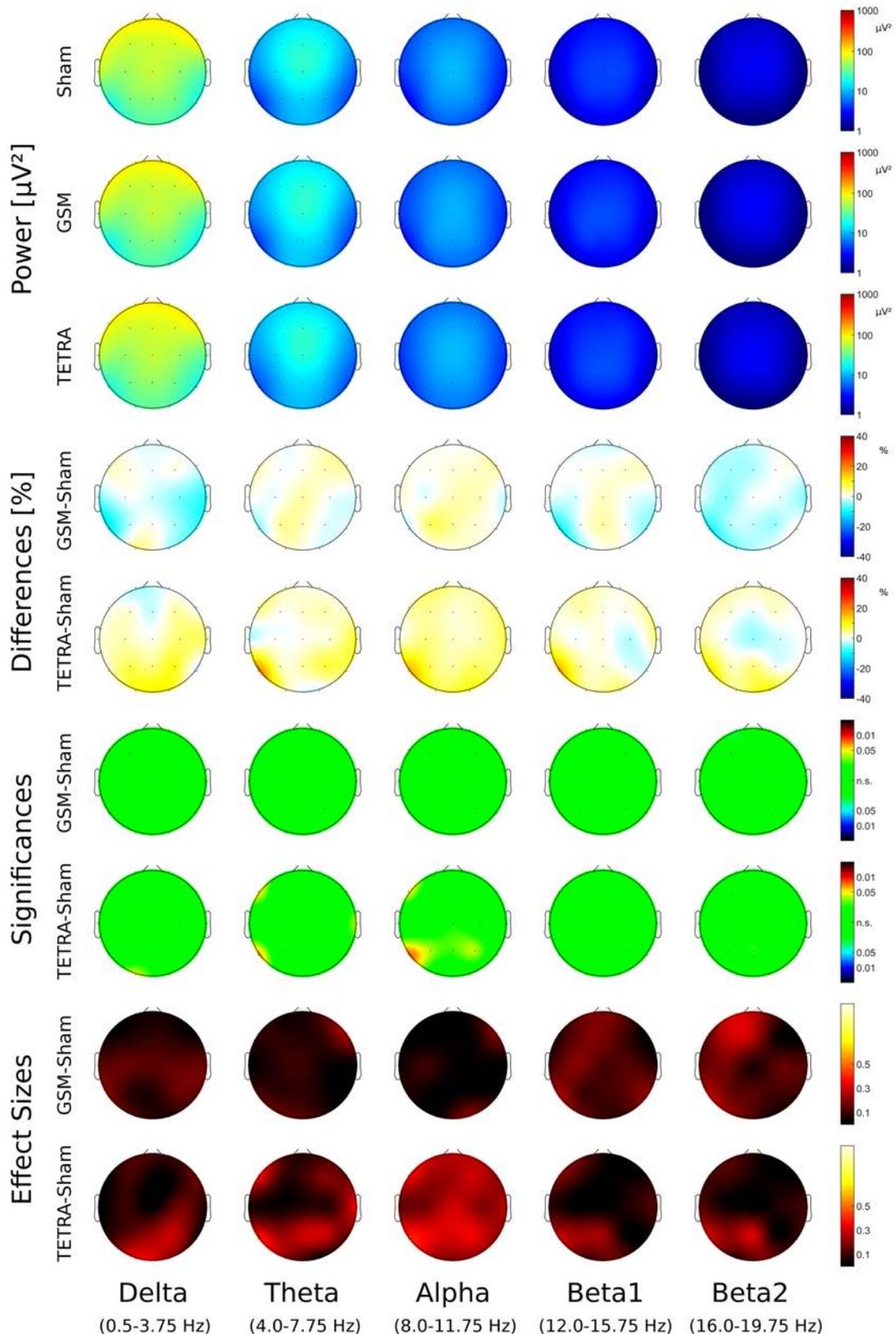


Abb. X.14: Topoplots auf Basis der IPEG-Frequenzbänder für das Stadium REM der gesamten Nacht. Dargestellt sind die absoluten Spektralwerte, die Spektralwertdifferenzen zwischen der jeweiligen Verumexpositionsbedingung und Sham in % zu Sham, die p-Werte und der Effektgrößenschätzer r [$r < 0.1$ (kein Effekt), $0.1 \leq r < 0.3$ (kleiner Effekt), $0.3 \leq r < 0.5$ (mittlerer Effekt) und $r \geq 0.5$ (großer Effekt)].

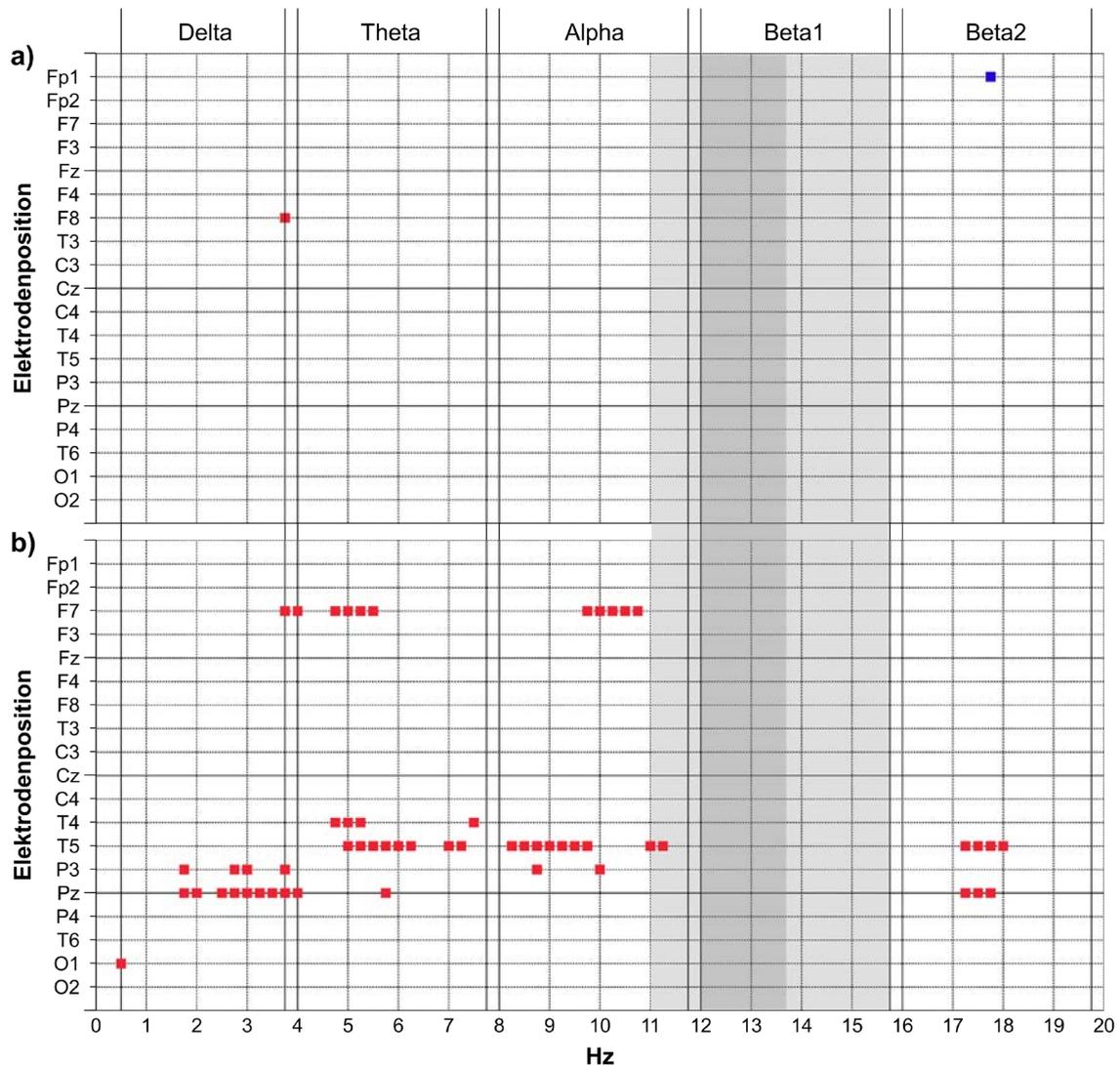


Abb. X.15: Darstellung aller signifikanten Ergebnisse auf Basis der Spektrallinien in einem Rasterdiagramm für das Stadium REM der gesamten Nacht. a) Vergleich GSM gegen Sham; b) Vergleich TETRA gegen Sham (Rot = Zunahme der EEG-Power unter der Verumexposition; Blau = Abnahme der EEG-Power unter der Verumexposition). Hellgraue bzw. dunkelgraue Schattierung: breitfasster bzw. engfasster Spindelfrequenzbereich.

X.2.11 Zusammenfassung der Ergebnisse aus den Kapiteln X.2.1 bis X.2.10

Zunächst einmal lässt sich festhalten, dass auch in der vorliegenden Studie Unterschiede in Powerspektralwerten (Leistung und Leistungsdichten) beobachtet werden konnten, was sich generell mit einer Vielzahl an Untersuchungsergebnissen aus diesem speziellen Forschungsbereich deckt. Die hier festgestellten Befunde, denen eine Auswertung nach Stadien jeweils bezogen auf die gesamte Nacht zugrunde liegt, lassen sich wie folgt zusammenfassen: Statistisch signifikante Effekte einer GSM-Exposition zeigten sich in der Regel vermehrt an frontal gelegenen Elektrodenpositionen und betrafen eher die höheren untersuchten Frequenzbereiche, die nach IPEG dem Beta1- und Beta2-Frequenzbereich zuzuordnen sind. Dabei hatte die Exposition immer eine verringerte EEG-

Power zur Folge. Die Effekte beschränkten sich allerdings auf die Schlafstadien N2 und N3 sowie auf den gesamten NREM-Schlaf.

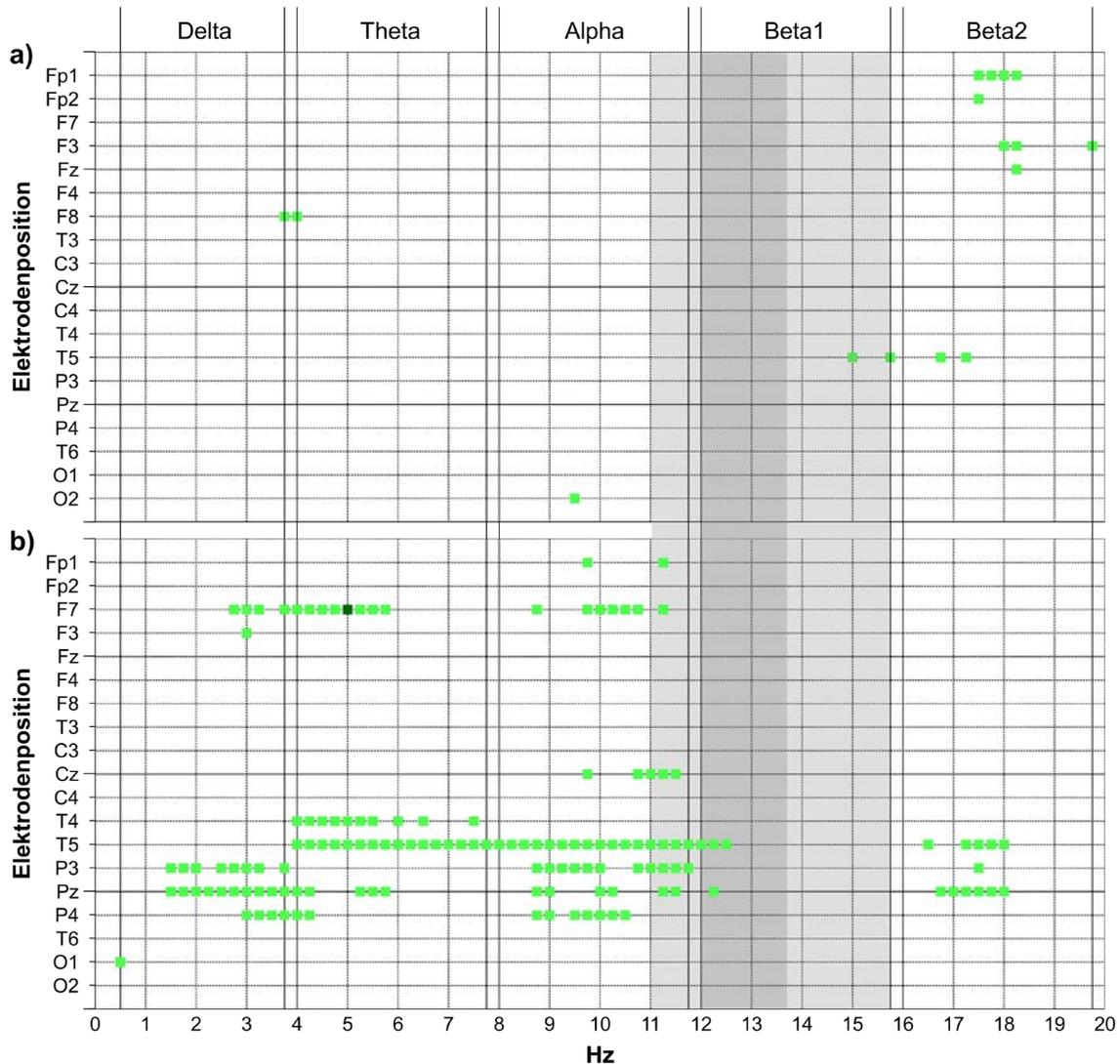


Abb. X.16: Darstellung aller mittleren und größeren beobachteten Effektgrößen auf Basis der Spektrallinien in einem Rasterdiagramm für das Stadium REM der gesamten Nacht. a) Vergleich GSM gegen Sham; b) Vergleich TETRA gegen Sham (hellgrün = mittlere Effekte; dunkelgrün = große Effekte). Hellgraue bzw. dunkelgraue Schattierung: breitfasster bzw. enggefaster Spindelfrequenzbereich.

Unter der TETRA-Exposition war überwiegend der tiefe Delta-Frequenzbereich betroffen. Diese statistisch signifikanten Effekte waren im Stadium N1 am deutlichsten an frontalen Ableitpunkten sichtbar, während im Stadium N2 sowie bei Betrachtung des gesamten NREM-Schlafs auch weiter posterior gelegene Elektroden Variationen der Spektralleistung in Abhängigkeit von der Exposition aufwiesen. Interessant ist, dass eine TETRA-Exposition (zumindest in diesen Bereichen) im Gegensatz zur GSM-Exposition immer zu einer Zunahme der EEG-Power führte. Für beide

Expositionsbedingungen lassen sich die Effekte aber in Richtung einer schlafkonsolidierenden Wirkung von Hochfrequenzexposition interpretieren.

Es gilt allerdings zu bedenken, dass bei einigen der durchgeführten Analysen die Mindestanzahl an statistisch signifikanten Ergebnissen, die der bei einer zweiseitigen Irrtumswahrscheinlichkeit von 0.05 zufällig als signifikant zu erwarten gewesen wären, nicht erreicht wurde. Für den Vergleich GSM gegen Sham trifft dies auf die Frequenzband-Analysen im N1-, N2-, NREM- und im REM-Schlaf zu. Auf der Ebene der Spektrallinien ist diese benötigte Mindestanzahl auch nur bei der Analyse zum Stadium N3 übertroffen worden. Beim Vergleich TETRA gegen Sham konnte bei den Analysen zu den Parametern auf Frequenzbandebene nur für den N1- und für den gesamten NREM-Schlaf eine ausreichend große Anzahl statistisch signifikanter Ergebnisse beobachtet werden. Auf der Ebene der Spektrallinien war dies ebenfalls nur für das Stadium N1 und für den gesamten NREM-Schlaf der Fall.

Während frühere Arbeiten insbesondere nach Exposition mit GSM 900 MHz für die Dauer von 30 Minuten vor Schlafbeginn zu Beginn des Nachtschlafes im Vergleich zur Sham-Exposition Unterschiede im Schlafspindelfrequenzbereich gezeigt haben (Borbely et al., 1999; Huber et al., 2000; Huber et al., 2003; Huber et al., 2002; Loughran et al., 2005; Regel et al., 2007b), hat sich bei Berücksichtigung neuerer Arbeiten herausgestellt, dass Effekte 1) nicht nur im Schlafspindelfrequenzbereich, sondern auch in anderen Frequenzbereichen beobachtet werden, 2) nicht nur der NREM-Schlaf (gesamt oder spezifisch Stadium 2 des NREM-Schlafes), sondern auch der REM-Schlaf betroffen sein kann und 3) unterschiedliche Zeiträume im Verlauf der Nacht betroffen sein können (die ganze Nacht, die ersten 30 min des NREM-Schlafes, der erste oder spätere Schlafzyklen). Eine Zusammenfassung findet sich in der Stellungnahme des Scientific Committee on Emerging and Newly Identified Health Risks (SCENIHR, 2015). Die Beobachtungen aus der vorliegenden Studie stützen dabei die Konklusion aus der SCENIHR-Stellungnahme, dass eine größere Heterogenität in den Ergebnissen als ursprünglich angenommen vorliegt. Gründe dafür sind u.a. unterschiedliche Expositionsbedingungen und -anlagen, die große Zahl der untersuchten Zielparameter, verschiedene Altersgruppen der untersuchten Probanden sowie unterschiedliche statistische Herangehensweisen.

X.3 Ergebnisse der Spindelanalyse

Schlafspindeln sind abgrenzbare an- und abschwellende Wellen, die wiederholt im Schlaf auftreten (Rodenbeck et al., 2006). Sie zeichnen sich durch eine Frequenz im Bereich von 11-16 Hz und einer Dauer von $\geq 0,5$ s aus (Iber et al., 2007). Schlafspindeln sind ein charakteristisches Merkmal des Schlafstadiums N2, können aber auch im Stadium N3 des NREM-Schlafes auftreten (De Gennaro und Ferrara, 2003). Topographisch lassen sich zwei Arten von Schlafspindeln unterscheiden: (1) langsame frontale Schlafspindeln und (2) schnelle parietale Schlafspindeln (De Gennaro und Ferrara, 2003; Zeitlhofer et al., 1997). Die EEG-Aktivität im Schlafspindelfrequenzbereich wird auch als Sigma-Aktivität bezeichnet.

Wie bereits im vorherigen Kapitel erwähnt, wurden in früheren Arbeiten, insbesondere in Folge einer GSM-Befeldung, Expositionseffekte im Schlafspindelfrequenzbereich gefunden. Die schwedische Radiation Safety Authority (SSM, 2013) bewertet die Ergebnisse wie folgt: „However, an association with EEG has been repeatedly observed. The most consistent effect seems to be an enhanced alpha band activity during sleep if exposed to a mobile phone prior to sleep.” (SSM, 2013; S. 10). Obwohl in den genannten Arbeiten [s.o. sowie SCENIHR (2015) für eine Zusammenschau dieser Studien] wiederholt Effekte auf die Powerspektralwerte im Schlafspindelfrequenzbereich gezeigt werden konnten, lässt sich jedoch bei relativer Konsistenz hinsichtlich des betroffenen Frequenzbereichs eine gewisse Inkonsistenz hinsichtlich des Zeitraums sowie des betroffenen Schlafstadiums/der betroffenen Schlafstadien beobachten: die ersten 30 min des NREM Schlafes (Loughran et al., 2005) bzw. der Stadien 2, 3, und 4 des ersten Schlafzyklus (Huber et al., 2000) bzw. NREM Schlaf (Stadien 2, 3 und 4) der gesamten Nacht (Huber et al., 2002; Regel et al., 2007b).

In dem vorliegenden Bericht werden deshalb dem Spindelfrequenzbereich des Schlaf-EEGs sowie den Spindeln als Mikrostruktur des Schlafes in diesem gesonderten Kapitel beschrieben. Die Analyse umfasste für die Schlafstadien N2, N3 sowie für den gesamten NREM-Schlaf eine auf paarweisen Differenzen zwischen der Verum- und der Scheinexpositionsbedingung beruhende Auswertung der Leistungsdichten in den nach dem AASM-Standard definierten Spindelfrequenzbändern 11.00-15.75 Hz (breit gefasstes Schlafspindelfrequenzband) und 12.00-13.75 Hz (eng gefasstes Schlafspindelfrequenzband; Iber et al., 2007). Auch hier erfolgten die jeweils paarweisen Analysen getrennt für jeden der 19 Ableitpunkte und waren beschränkt auf die gesamte Nacht. Für die Auswertung dieser EEG-Parameter wurden demnach pro Analyse insgesamt 38 Einzeltests durchgeführt (2 Zielparameter x 19 Lokalisationen). Angesichts der zugelassenen zweiseitigen Irrtumswahrscheinlichkeit von 0.05 waren also pro Analyse 2 zufallsbedingt als signifikant zu erwarten. Für jedes der drei Stadien werden die Ergebnisse getrennt nach untersuchtem Frequenzband in Form von Ganzkopf-Mappings präsentiert. Bei statistisch signifikanten Abweichungen in den Frequenzbändern werden im Bericht zusätzlich noch deskriptive Statistiken angegeben. Eine detaillierte Übersicht aller deskriptiven Statistiken unabhängig von statistischer Signifikanz ist in den Tab. AX.7-AX.9 im Anhang zu finden.

Zusätzlich wurden noch diskrete Schlafspindelereignisse betrachtet (siehe Kap. IX.1.3). Ausgewertet wurden die diskreten Schlafspindeln in der vorliegenden Studie für die Stadien N2 und N3 sowie für den gesamten NREM-Schlaf. Auch diese Analysen waren auf die gesamte Nacht beschränkt. Die dazugehörige detaillierte Ergebnisdarstellung befindet sich in Tab. AX.10 im Anhang.

X.3.1 Powerspektralwerte

Bei Betrachtung der paarweisen Differenzen zwischen der GSM- und der Scheinexpositionsbedingung zeigten sich für das Stadium N2 sieben, für das Stadium N3 sechs und für den gesamten NREM-Schlaf ebenfalls sechs statistisch signifikante Unterschiede, was bei einer zweiseitigen Irrtumswahrscheinlichkeit von 0.05 jeweils über der zufällig zu erwartende Anzahl statistisch signifikanter Ergebnisse liegt. In allen drei Stadien lag die EEG-Power in beiden

Spindelfrequenzbändern an den Lokalisation Fp1, F3 und Fz expositionsbedingt verändert vor. Für das Stadium N2 konnte außerdem im breit gefassten Spindelfrequenzband an den Positionen C4 eine expositionabhängige Veränderung der EEG-Power festgestellt werden. In allen Fällen war die EEG-Power unter GSM geringer als unter der Sham-Exposition.

Tab. X.18: Schlafspindelfrequenzparameter, die statistisch signifikant zwischen der GSM- und Scheinexpositionsbedingung für das Stadium N2 der gesamten Nacht variieren.

Parameter	Lokalisation	n	GSM - Sham		p-Wert
			Median (μV^2)	95 %-KI (μV^2)	
Spindel_breit_AASM	Fp1	30	-0.1490	(-0.3462; -0.0248)	0.0175
Spindel_breit_AASM	F3	30	-0.3436	(-0.6601; -0.1271)	0.0248
Spindel_breit_AASM	Fz	30	-0.2795	(-0.6076; -0.0608)	0.0405
Spindel_breit_AASM	C4	30	-0.4576	(-0.6954; 0.1123)	0.0497
Spindel_eng_AASM	Fp1	30	-0.0753	(-0.1453; -0.0152)	0.0155
Spindel_eng_AASM	F3	30	-0.1408	(-0.2675; -0.0885)	0.0449
Spindel_eng_AASM	Fz	30	-0.1545	(-0.2149; -0.0288)	0.0427

Tab. X.19: Schlafspindelfrequenzparameter, die statistisch signifikant zwischen der GSM- und Scheinexpositionsbedingung für das Stadium N3 der gesamten Nacht variieren.

Parameter	Lokalisation	n	GSM - Sham		p-Wert
			Median (μV^2)	95 %-KI (μV^2)	
Spindel_breit_AASM	Fp1	30	-0.0856	(-0.2816; 0.0454)	0.0449
Spindel_breit_AASM	F3	30	-0.1799	(-0.5973; -0.0521)	0.0185
Spindel_breit_AASM	Fz	30	-0.2600	(-0.5456; 0.0208)	0.0364
Spindel_eng_AASM	Fp1	30	-0.0398	(-0.1497; -0.0108)	0.0164
Spindel_eng_AASM	F3	30	-0.1030	(-0.3474; 0.0274)	0.0232
Spindel_eng_AASM	Fz	30	-0.1205	(-0.2138; 0.0080)	0.0345

Tab. X.20: Schlafspindelfrequenzparameter, die statistisch signifikant zwischen der GSM- und Scheinexpositionsbedingung für das Stadium NREM der gesamten Nacht variieren.

Parameter	Lokalisation	n	GSM - Sham		p-Wert
			Median (μV^2)	95 %-KI (μV^2)	
Spindel_breit_AASM	Fp1	30	-0.2048	(-0.3294; 0.0223)	0.0221
Spindel_breit_AASM	F3	30	-0.4248	(-0.6108; -0.0438)	0.0113
Spindel_breit_AASM	Fz	30	-0.3240	(-0.6204; 0.0011)	0.0327
Spindel_eng_AASM	Fp1	30	-0.0734	(-0.1489; 0.0089)	0.0120
Spindel_eng_AASM	F3	30	-0.1940	(-0.2860; -0.0677)	0.0164
Spindel_eng_AASM	Fz	30	-0.1192	(-0.2639; 0.0063)	0.0384

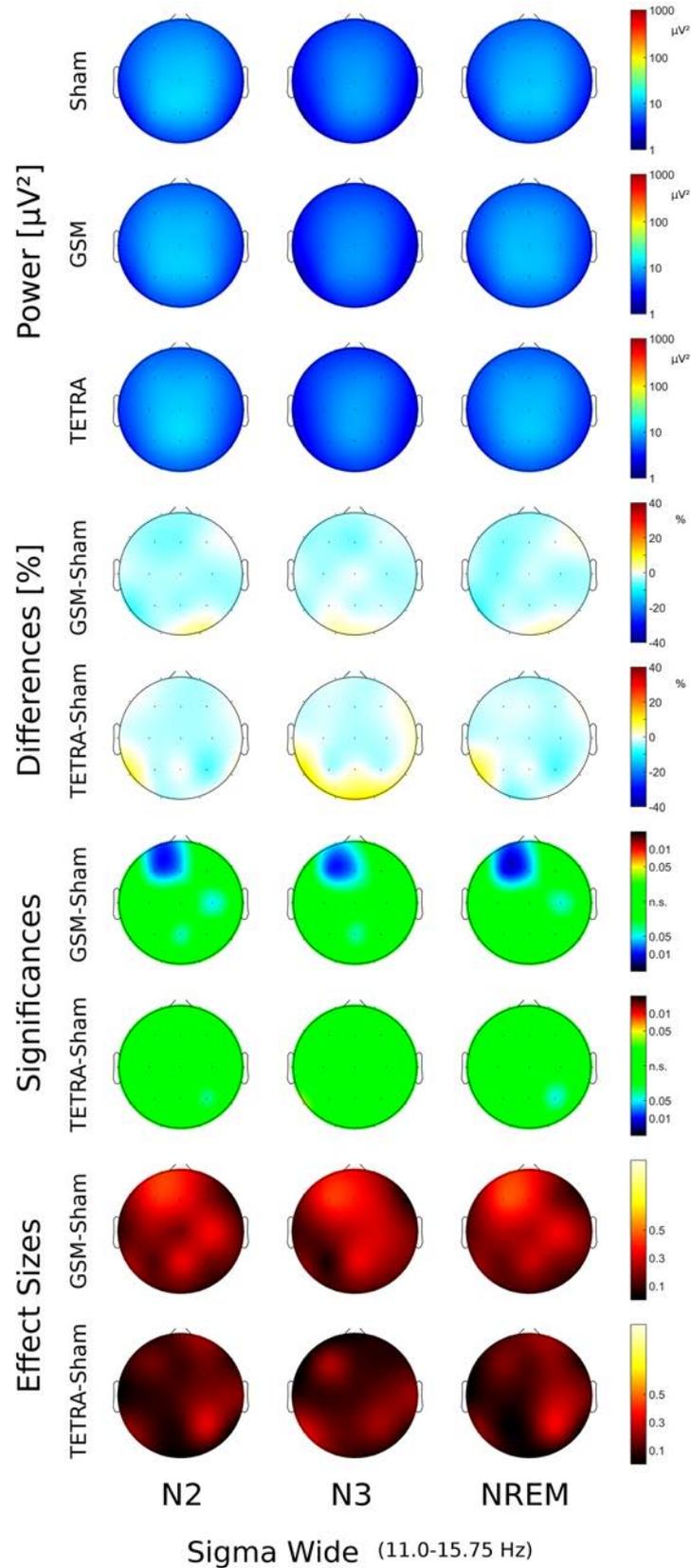


Abb. X.17: Topoplots auf Basis der Stadien N2, N3 und NREM der gesamten Nacht für das breit gefasste AASM-Spindelfrequenzband. Dargestellt sind die absoluten Spektralwerte, die Spektralwertdifferenzen zwischen der jeweiligen Verumexpositionsbedingung und Sham in % zu Sham, die p-Werte und der Effektgrößenschätzer r [$r < 0.1$ (kein Effekt), $0.1 \leq r < 0.3$ (kleiner Effekt), $0.3 \leq r < 0.5$ (mittlerer Effekt) und $r \geq 0.5$ (großer Effekt)].

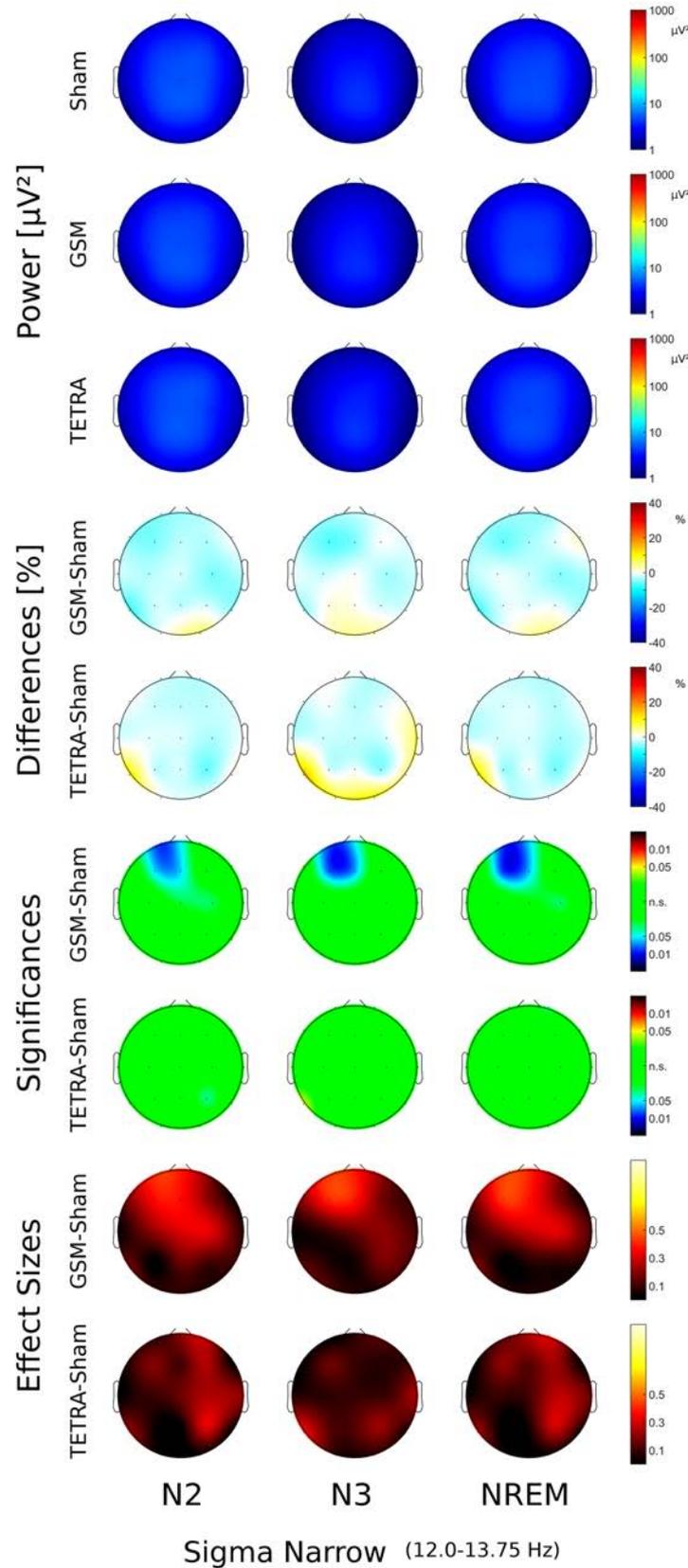


Abb. X.18: Topoplots auf Basis der Stadien N2, N3 und NREM der gesamten Nacht für das eng gefasste AASM-Spindelfrequenzband. Dargestellt sind die absoluten Spektralwerte, die Spektralwertdifferenzen zwischen der jeweiligen Verumexpositionsbedingung und Sham in % zu Sham, die p-Werte und der Effektgrößenschätzer r [$r < 0.1$ (kein Effekt), $0.1 \leq r < 0.3$ (kleiner Effekt), $0.3 \leq r < 0.5$ (mittlerer Effekt) und $r \geq 0.5$ (großer Effekt)].

Aus den Topoplots zu den Effektgrößen wird deutlich, dass es sich bei den Beobachtungen um mittlere Effekte handelte. Außerdem traten statistisch nicht signifikante Effekte von mittlerer Größe auch an weiter posterior gelegenen Elektroden auf, wobei diese Beobachtungen für das breit gefasste Spindelfrequenzband noch ausgeprägter waren (siehe Abb. X.17 und Abb. X.18 sowie Tab. X.18-X.20 und Tab. AX.7-AX.9 im Anhang). Eine TETRA-Exposition hatte hingegen in keinem der drei Schlafstadien eine statistisch signifikante expositionsbedingte Veränderung der EEG-Power in den beiden Spindelfrequenzbändern zur Folge.

X.3.2 Diskrete Schlafspindelereignisse

Zur Analyse der Schlafspindeln wurden die Ableitungen an den Elektroden F3 und F4 sowie P3 und P4 herangezogen, um den beschriebenen topographischen Unterschieden langsamer frontaler und schneller parietaler Schlafspindeln Rechnung zu tragen (Zeitlhofer et al., 1997). Diese topographischen Unterschiede wurden zunächst bei jungen gesunden Erwachsenen beschrieben, sie sind jedoch auch bei älteren Menschen zu beobachten. Martin et al. (2013) analysierten typische Spindelmerkmale von 114 gesunden Personen im Alter zwischen 20 und 73 Jahren und fanden dabei heraus, dass Schlafspindeln im Alter einigen Veränderungen unterliegen, die topographische Unterscheidung zwischen langsamen und schnellen Schlafspindeln bleibt aber erhalten.

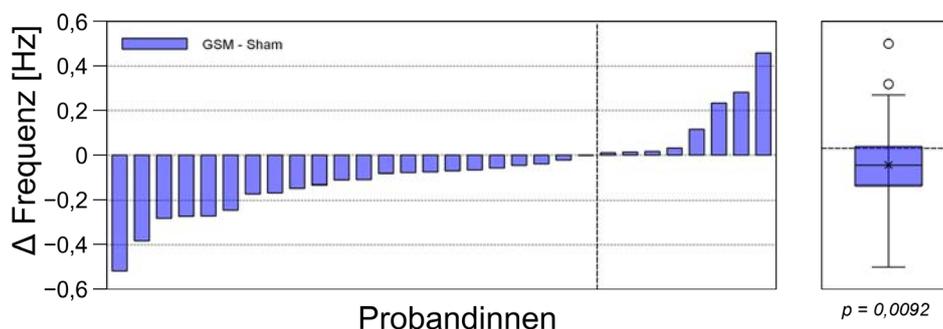


Abb. X.19: Waterfallplot und Boxplot der Verteilung der individuellen Differenzen für die mittlere Schlafspindelfrequenz im Stadium N3 an der Lokalisation P4. Beim paarweisen Vergleich zwischen der GSM- und der Sham-Expositionsbedingung konnte mittels Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test eine statistisch signifikante Abweichung von Null beobachtet werden ($p = 0.0092$). Die senkrecht verlaufende punktierte Linie im Waterfallplot unterteilt die individuellen Daten in negative und positive Differenzen.

Obwohl es für die untersuchte Altersklasse keine direkten Referenzwerte zu Spindelcharakteristika gibt, können die bei Martin et al. (2013) publizierten Angaben zu der Gruppe der Gruppe der 60-73-jährigen (12 Frauen) für einen Vergleich mit den vorliegenden Sham-Werten herangezogen werden. Martin et al. (2013) beobachteten Spindeldichten in Höhe von ungefähr 2.7 Spindeln pro Epoche (30s) sowohl am Ableitpunkt F3 als auch an P3. In der vorliegenden Studie betrug die Spindeldichte an F3 ebenfalls 2.7 ± 1.2 , die Spindeldichte an P3 war mit 1.8 ± 1.1 pro Epoche aber deutlich geringer. Die Spindelamplituden waren bei Martin et al. (2013) mit ungefähr 25 μV deutlich größer als die hier unter Sham beobachteten Spindelamplituden (F3: $9.0 \mu\text{V} \pm 2.1 \mu\text{V}$; P3: $11.1 \mu\text{V} \pm 2.5 \mu\text{V}$). Bei der

Spindeldauer verhält es sich genau andersherum. Die hier unter der Shambedingung detektierten Schlafspindeln waren im Durchschnitt an F3: $0.9 \text{ s} \pm 0.8 \text{ s}$ und an P3: $0.8 \text{ s} \pm 0.8 \text{ s}$ lang. Bei Martin et al. (2013) dauerten sie mit ca. 0.65 s etwas kürzer. Während die mittlere Frequenz der langsamen Spindeln an F3 ($11.1 \text{ Hz} \pm 0.6 \text{ Hz}$) in der vorliegenden Studie kleiner war als die in der Vergleichsgruppe (ca. 12.5 Hz), lag die mittlere Frequenz der schnellen Schlafspindeln an P3 mit $13.9 \text{ Hz} \pm 0.6 \text{ Hz}$ etwas darüber (Vergleichsgruppe: ca. 13.3 Hz).

Von den 16 für den Vergleich zwischen der GSM-Exposition und der Scheinbedingung durchgeführten Tests (4 Zielparameter x 4 Elektroden) pro Zeitabschnitt (N2, N3, NREM) konnte lediglich ein statistisch signifikantes Ergebnis erzielt werden.

Im Stadium N3 war die mittlere Spindelfrequenz an der Lokalisation P4 unter Verum kleiner als unter Sham. Im Mittel (Median) betrug die Differenz zwischen den beiden Expositionsbedingungen -0.07 Hz (siehe Abb. X.19 und Tab. AX.10 im Anhang). Unter TETRA konnte dagegen in keinem der drei Schlafstadien ein statistisch signifikanter Unterschied in der Spindeldichte, Spindeldauer, Spindelamplitude und Spindelfrequenz an den Elektroden F3, F4, P3 oder P4 gefunden werden (siehe Tab. AX.10 im Anhang).

X.4 Ergebnisse der Fragebögen während der Schlaflabornächte

Wie in Kap. VIII.6 beschrieben, wurden zusätzlich zu den objektiven Daten folgende validierte Fragebögen zur Erfassung subjektiver Daten eingesetzt: Abend- und Morgenprotokolle, visuelle Analogskalen, die deutsche Version der Positive and Negative Affect Schedule (PANAS), das State-Trait-Angst-Inventar (STAI) sowie der Gießener Beschwerdefragebogen (GBB-24). Zusätzlich wurden mit vier Fragen, die in den Gießener Beschwerdefragebogen eingearbeitet worden waren, Informationen zu subjektiv erlebten Erwärmungen im Kopfbereich erhoben.

X.4.1 Ergebnisse der Abend- und Morgenprotokolle

Von den mittels der Abend- und Morgenprotokolle (vgl. Kap. VIII.6.1) erhobenen Daten wurden aus dem Morgenprotokoll die Einschätzung zur Erholbarkeit des Nachtschlafes (fünf Antwortkategorien: sehr, ziemlich, mittelmäßig, kaum, gar nicht erholsam), die subjektiv empfundene Einschlafzeit (geschätzte Dauer vom Lichtlöschen bis zum Auftreten von Schlaf in Minuten), die Häufigkeit von Aufwachereignissen und die Dauer des Wachseins (in Minuten) sowie die subjektive Gesamtschlafzeit (in Minuten) berücksichtigt.

Eine Überprüfung der Häufigkeitsverteilungen von den fünf Ausprägungen der im Morgenprotokoll auf Ordinalskalenniveau erfassten Dimension Erholbarkeit des Schlafes zwischen den Expositionsbedingungen ergab, dass für beide Verumexpositionen jeweils im Vergleich zur Shamexposition keine signifikanten Unterschiede zu beobachten waren (siehe Abb. AX.1 im Anhang). Beim paarweisen Vergleich zwischen GSM und Sham ließen auch die übrigen subjektiv erhobenen Variablen: Einschlafzeit, Anzahl der Aufwachereignisse, nächtliche Wachdauer und die Gesamtschlafdauer keine signifikante Variation mit der Exposition erkennen (siehe Tab. AX.11 im Anhang).

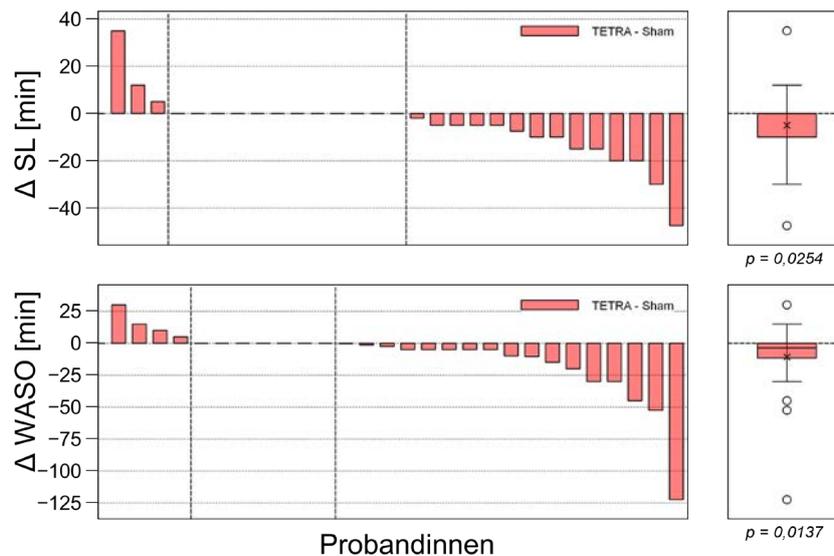


Abb. X.20: Waterfallplot und Boxplot der Verteilung der individuellen Differenzen für die subjektiv erhobenen Variablen Einschlafzeit (SL - oben) und nächtliche Wachdauer (WASO - unten). Beim paarweisen Vergleich zwischen der TETRA- und der Sham-Expositionsbedingung konnte mittels Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test für beide Variablen eine statistisch signifikante Abweichung von Null beobachtet werden (SL: $p = 0.0254$; WASO: $p = 0.0137$). Die senkrecht verlaufenden punktierten Linien im Waterfallplot unterteilen die individuellen Daten in negative und positive Differenzen. Werte zwischen den punktierten Linien sind Nulldifferenzen.

Für den paarweisen Vergleich zwischen TETRA 6.0 und Sham zeigten sich hingegen im Mittel (Median) eine kürzere subjektiv eingeschätzte Wachdauer nach Schlafbeginn (WASO: -3.75 min; $p = 0.0137$; Abb. X.20) sowie eine verkürzte subjektive Einschlafzeit infolge der Verumexposition ($p = 0.0254$), wobei letztgenannter Unterschied durchschnittlich (Median) 0 min betrug und somit erst beim Blick auf die Verteilung der Daten ersichtlich wird (siehe Abb. X.20 Anmerkung: Der nicht parametrische Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test basiert auf der Vergabe von Rängen und nicht direkt auf Unterschieden zwischen den zentralen Tendenzen zweier abhängiger Stichproben. Somit kann es unter bestimmten Konstellationen vorkommen, dass beispielsweise die Mediane der beiden verbundenen Stichproben identisch sind, die Rangzuordnung aber in einem statistisch signifikanten Unterschied resultiert). Bei der Anzahl der Aufwachereignisse sowie für die Gesamtschlafdauer konnten dagegen keine Expositionseffekte festgestellt werden (siehe Tab. AX.11 im Anhang).

In den Vergleichsstudien an jungen männlichen Probanden konnten weder unter GSM- bzw. unter UMTS-Exposition (Danker-Hopfe und Dorn, 2007) noch unter TETRA-Exposition (Danker-Hopfe und Dorn, 2014) signifikante Effekte auf die vier Parameter zur Beschreibung der subjektiven Schlafqualität beobachtet werden.

X.4.2 Ergebnisse der Visuellen Analogskalen zur Schlafabornacht

Wie in Kap. VIII.6.2 ausgeführt, wurden visuelle Analogskalen eingesetzt, um die im Folgenden aufgeführten sechs Dimensionen der Befindlichkeit vor und nach jeder Nacht zu erheben: Frische,

Entspannung, Wachheit, Konzentration, Interesse und Ängstlichkeit. Der Skalenbereich lag zwischen 0 und 100 mm, wobei die positiven Pole für die ersten vier Dimensionen bei 0 mm lagen und die negativen Ausprägungen bei 100 mm, für die Dimensionen Interesse und Ängstlichkeit waren niedrige Werte gleichbedeutend mit negativer Qualität und maximal positive Ausprägungen lagen bei 100 mm.

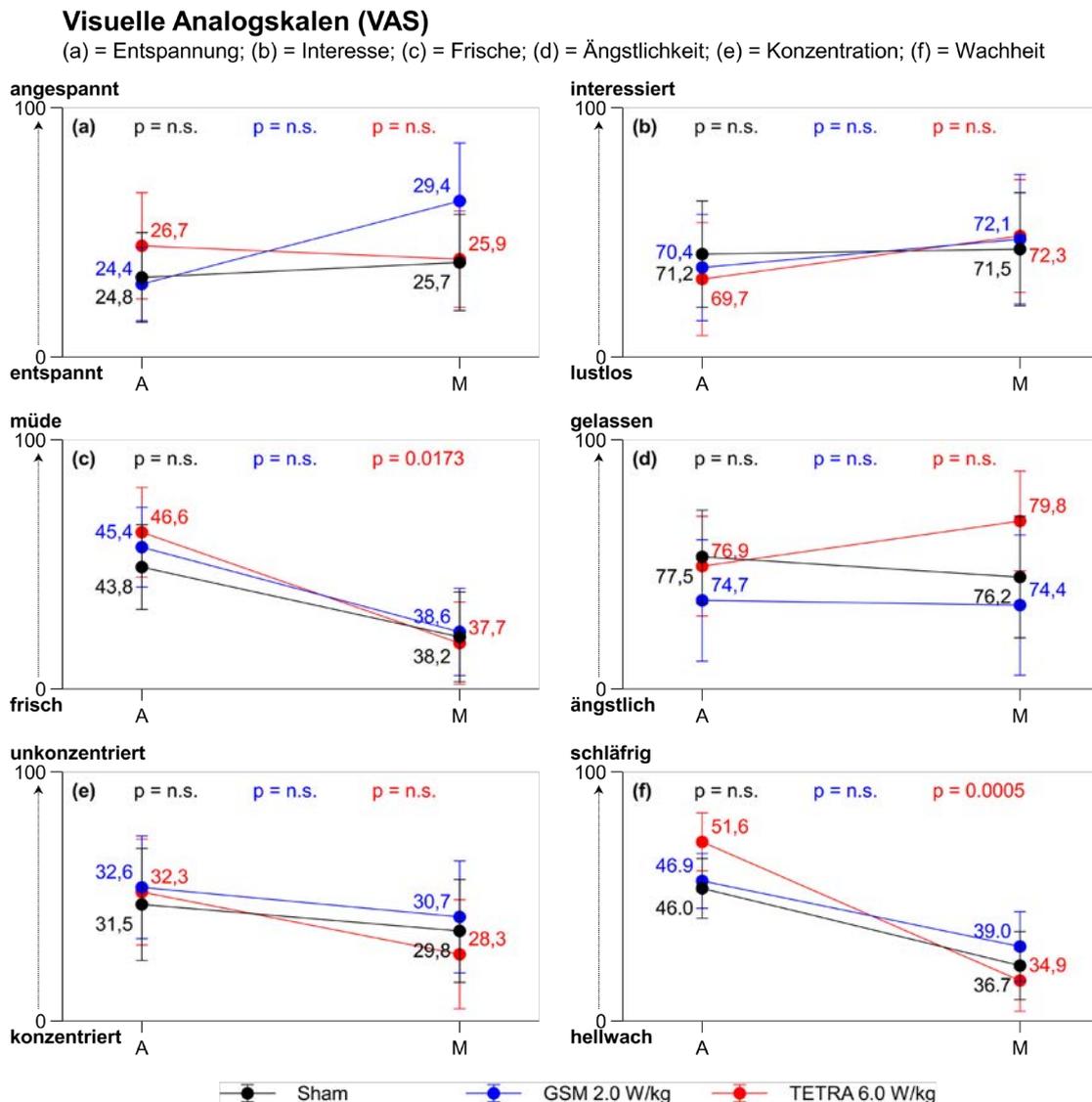


Abb. X.21: Ergebnisse (MW ± SE) der in den Studiennächten mittels visueller Analogskalen erfassten Befindlichkeiten. Statistisch signifikante Befindlichkeitsunterschiede zwischen den Expositionsbedingungen konnten für die verwendeten sechs Dimensionen weder am Abend noch am Morgen ausfindig gemacht werden. Hinsichtlich der Befindlichkeitsänderungen über Nacht waren lediglich die Dimensionen Frische und Wachheit unter der TETRA-Exposition statistisch signifikant betroffen. Zur übersichtlicheren Darstellung der Ergebnisse wurde auf eine exakte Skalierung der Ordinatenachse verzichtet und nur die Spannweite inklusive der entsprechenden Pole angegeben. A = abends; M = morgens.

Zu den Visuellen Analogskalen gibt es keine allgemein gültigen Referenzwerte, da sie kontext- bzw. situationsabhängig sind. Für alle sechs Dimensionen wurden sowohl am Abend als auch am Morgen

keine Unterschiede in den Einschätzungen zwischen der jeweiligen Verum- und der Shamexposition gefunden (siehe Tab. AX.12 im Anhang). Während die Dimensionen Entspannung und Ängstlichkeit keine einheitliche expositionsbedingte Veränderung über Nacht zeigten, wiesen die Dimensionen Interesse, Frische, Konzentration und Wachheit unter allen drei Befeldungsstufen positivere Ergebnisse am Morgen im Vergleich zum Abend auf. Statistisch signifikant waren diese Unterschiede aber nur für die beiden Dimensionen Frische und Wachheit unter der TETRA-Befeldung (siehe Abb. X.21).

Die paarweisen Vergleiche dieser Differenzen zwischen den Verumexpositionen und Sham hatten ergeben, dass unter der GSM-Exposition für keine der sechs erhobenen Befindlichkeitsdimensionen expositionsbedingte Unterschiede auftraten (siehe Tab. AX.13 im Anhang). Unter der TETRA-Befeldung war nur die Veränderung über Nacht für die Dimension Wachheit statistisch signifikant ($p = 0.0190$). Die Differenz betrug im Mittel (Median) -3.5 (siehe Abb. X.22 sowie Tab. AX.13 im Anhang).

Bei den jungen Männern aus der Studie zum TETRA-Funk (Danker-Hopfe und Dorn, 2014) hatten die eingesetzten Expositionsstufen hingegen gar keinen statistisch signifikanten Einfluss auf die sechs untersuchten Befindlichkeitsveränderungen über Nacht.

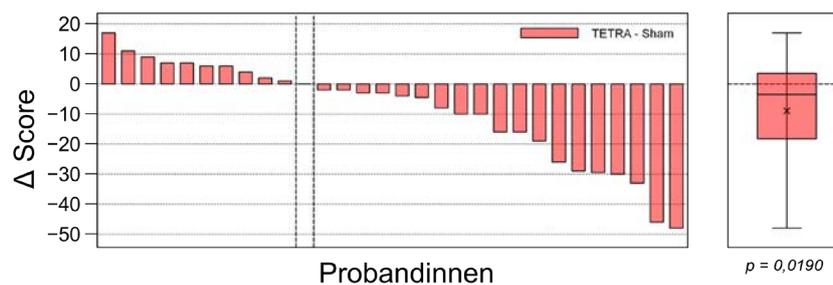


Abb. X.22: Waterfallplot und Boxplot der Verteilung der individuellen Differenzen für die Dimension Wachheit. Beim paarweisen Vergleich zwischen der TETRA- und der Sham-Expositionsbedingung konnte mittels Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test eine statistisch signifikante Abweichung von Null beobachtet werden ($p = 0.0190$). Die senkrecht verlaufenden punktierten Linien im Waterfallplot unterteilen die individuellen Daten in negative und positive Differenzen. Werte zwischen den punktierten Linien sind Nulldifferenzen.

X.4.3 Ergebnisse der Positive and Negative Affect Schedule zur Schlaflabornacht

Zur Überprüfung eines möglichen Einflusses einer GSM- oder TETRA-Exposition auf positive und/oder negative Gefühle bzw. Stimmungen wurde jeweils am Abend und am Morgen die PANAS eingesetzt, wobei der jeweils aktuelle Gefühlszustand erfasst wurde (vgl. Kap. VIII.6.3).

In der vorliegenden Studie zeigte sich, dass weder am Morgen noch am Abend Unterschiede zwischen den Verumexpositionen und der Scheinbedingung in der mit der PANAS erfassten Stimmung zu beobachten waren (siehe Tab. AX.12 im Anhang). Außerdem konnten unter allen drei Expositionsbedingungen keine Veränderungen über Nacht in den Komponenten beobachtet werden (siehe

Abb. X.23). Die Veränderungen über Nacht variierten weder für die positive noch für die negative Affektkomponente in Anhängigkeit von der Exposition (siehe Tab. AX.14 im Anhang).

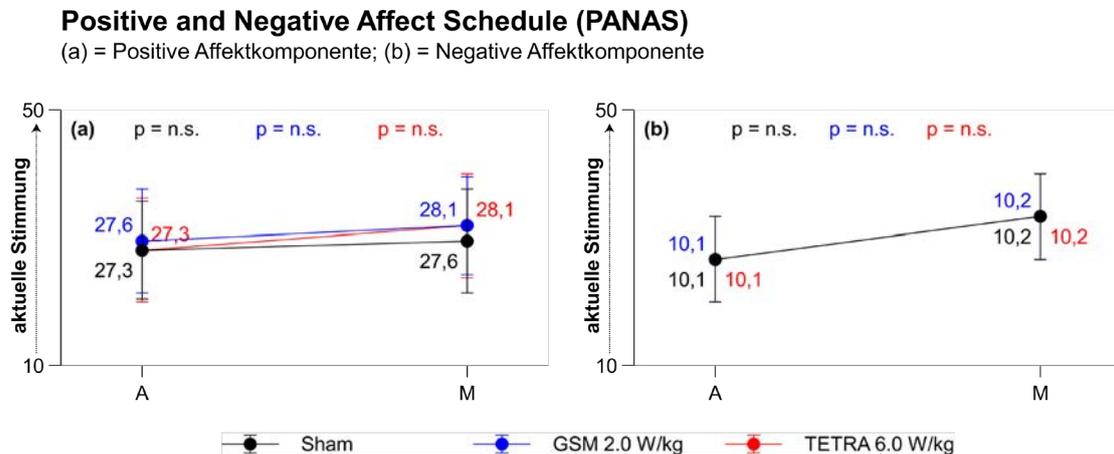


Abb. X.23: Ergebnisse (MW ± SE) der in den Studiennächten mittels der PANAS erfassten Stimmung. Statistisch signifikante Stimmungsunterschiede zwischen den Expositionsbedingungen konnten für die beiden verwendeten Affektkomponenten weder am Abend noch am Morgen beobachtet werden. Die Änderungen der Stimmung über Nacht waren ebenfalls unter keiner der drei Befeldungsstufen statistisch signifikant. Zur übersichtlicheren Darstellung der Ergebnisse wurde auf eine exakte Skalierung der Ordinatenachse verzichtet und nur die Spannweite der Werte angegeben. A = abends; M = morgens.

Dieses Ergebnis stimmt mit den Beobachtungen an jungen Männern aus der TETRA-Studie überein (Danker-Hopfe und Dorn, 2014).

X.4.4 Ergebnisse des State-Trait-Angst-Inventars zur Schlaflabornacht

In der vorliegenden Studie wurde vor und nach den Nächten das State-Trait-Angst-Inventar zur Erfassung von Angst als situationsbedingtem Zustand (State) herangezogen (vgl. Kap. VIII.6.4).

In der Shambedingung ließ sich vor Beginn der Exposition in der Schlaflabornacht ein Score von 31.2 ± 6.0 beobachten, welcher deutlich unter alters- und geschlechtsspezifischen Referenzdaten (Frauen aus Allgemeinbevölkerung, Alter: ab 60 Jahren) liegt (Laux et al., 1981): Mittelwert: 40.16 ± 10.7 . Der Aspekt der Angst als vorübergehender emotionaler Zustand war somit bei den hier untersuchten Probandinnen deutlich geringer ausgeprägt als bei den untersuchten Frauen aus der repräsentativen Referenzwertgruppe. Die statistische Analyse ergab weder für die Werte am Abend noch am Morgen statistisch signifikante Ergebnisse zwischen der jeweiligen Verumexposition und der Shambedingung (siehe Tab. AX.12 im Anhang). Auch die Veränderungen über Nacht wiesen keine statistisch signifikanten expositionsabhängigen Variationen auf (siehe Abb. X24). Ebenso ließen auch die Differenzen über Nacht keine expositionsbedingten Unterschiede für den STAI-State Score erkennen (siehe Tab. AX.15 im Anhang).

Stait-Trait-Angstinventar (STAI)

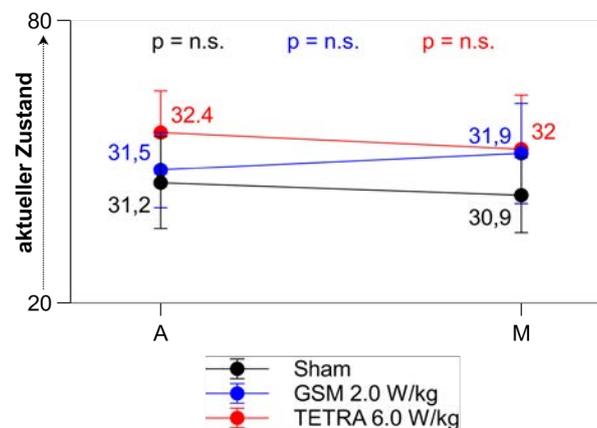


Abb. X.24: Ergebnisse (MW ± SE) der in den Studiennächten mittels des STAI erfassten Angst als situationsbedingter Zustand (State). Weder am Abend noch am Morgen zeigten sich statistisch signifikante Unterschiede im STAI-Score zwischen den Expositionsbedingungen. Ebenso gab es auch unter keiner der drei Befeldungsstufen statistisch signifikante Unterschiede im STAI-Score zwischen den beiden Messzeitpunkten. Zur übersichtlicheren Darstellung der Ergebnisse wurde auf eine exakte Skalierung der Ordinatenachse verzichtet und nur die Spannweite der Werte angegeben. A = abends; M = morgens.

Ein ähnliches Ergebnis konnte auch bei den jungen Männern aus der TETRA-Studie beobachtet werden (Danker-Hopfe und Dorn, 2014).

X.4.5 Ergebnisse des Gießener Beschwerdebogen zur Schlaflabornacht

Der Gießener Beschwerdebogen GBB-24 wurde verwendet, um abends und morgens körperliche Beschwerden zu erfassen (vgl. Kap. VIII.6.5).

Der GBB-24 zeigte, dass die hier untersuchten Probandinnen äußerst gesund waren und darum deutlich geringere Beschwerdeangaben als eine bevölkerungsrepräsentative Stichprobe (317 Frauen ab 61 Jahren) aus dem Fragebogenmanual (Brähler et al., 2008). Es wurden die Ausgangswerte von den Untersuchungszeitpunkten vor Beginn der Scheinexpositions Nächte der Normstichprobe (Brähler, 2008) gegenübergestellt: Erschöpfung: 1.7 ± 2.1 vs. 6.17 ± 4.4 ; Magenbeschwerden: 0.2 ± 0.9 vs. 2.44 ± 3.2 ; Gliederschmerzen: 1.4 ± 2.3 vs. 8.48 ± 4.7 ; Herzbeschwerden: 0.1 ± 0.3 vs. 3.78 ± 3.7 und Beschwerdedruck (=Gesamtwert der vier Kategorien): 3.5 ± 4.2 vs. 20.87 ± 13.3 (siehe Abb. X.25).

Die Scores der zusammengefassten Kategorien Erschöpfung (Kat. E), Magenbeschwerden (Kat. M), Gliederschmerzen (Kat. G) und Herzschmerzen (Kat. H) sowie der Gesamtbeschwerdedruck ($\sum B$) unterschieden sich weder am Abend noch am Morgen statistisch signifikant zwischen den Verumexpositionen und der Scheinbefeldung (siehe Tab. AX.12 im Anhang). Ebenso wiesen die Scores auch keine statistisch signifikanten Abweichungen über Nacht in Abhängigkeit von der Exposition auf (siehe Abb. X.25).

Gießener Beschwerdebogen (GBB-24)

(a) =Kat. E; (b) = Kat. M; (c) = Kat. G; (d) = Kat. H; (e) = Σ B

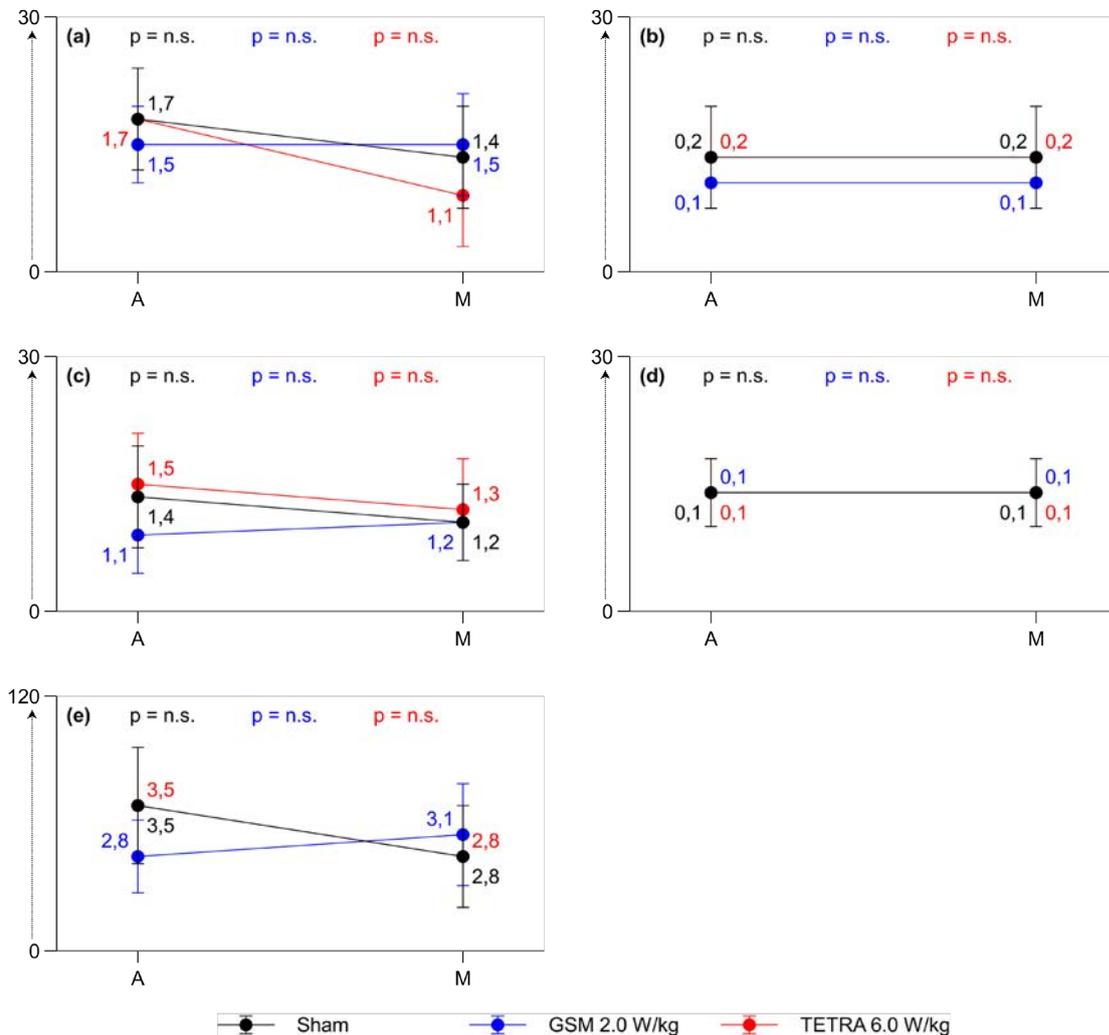


Abb. X.25: Ergebnisse (MW \pm SE) der in den Studiennächten mittels des GBB24 erfassten körperlichen Beschwerden. Statistisch signifikante Unterschiede in den körperlichen Beschwerden zwischen den Expositionsbedingungen konnten weder am Abend noch am Morgen festgestellt werden. Die Veränderungen der körperlichen Beschwerden über Nacht waren auch unter keiner der drei Befeldungsstufen statistisch signifikant. Zur übersichtlicheren Darstellung der Ergebnisse wurde auf eine exakte Skalierung der Ordinatenachse verzichtet und nur die Spannweite der Werte angegeben. Zusätzlich kann dadurch auch das Ausmaß der beobachteten körperlichen Beschwerden besser eingeschätzt werden. Kat. E = Kategorie Erschöpfung; Kat. M = Kategorie Magenschmerzen; Kat. G = Kategorie Gliederschmerzen; Kat. H = Kategorie Herzschmerzen; Σ B = Gesamtbeschwerdedruck; A = abends; M = morgens.

Die statistische Analyse der Veränderungen über Nacht ergab, dass die GSM-Exposition im Vergleich zur Scheinbedingung im Mittel (Median) eine geringere Abnahme der Erschöpfung zur Folge hatte. Da allerdings auch hier der Median der individuellen paarweisen Differenzen gleich Null ist, wird der Unterschied erst bei der Betrachtung der Verteilung der Daten deutlich (Abb. X.26; eine Anmerkung dazu findet sich in Kap.X.4.1). Alle anderen durchgeführten paarweisen Tests zwischen den beiden

Verum- und der Sham-Exposition unter Berücksichtigung der Beschwerde-Score-Veränderungen über Nacht waren hingegen statistisch nicht signifikant (siehe Tab. AX.16 im Anhang).

Bei den jungen Männern aus der TETRA-Studie zeigten sich hingegen für keine der untersuchten Beschwerdekategorien statistisch signifikante expositionsabhängige Variationen (Danker-Hopfe und Dorn, 2014).

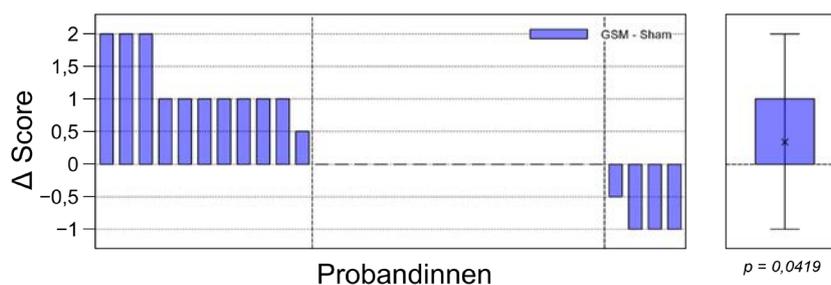


Abb. X.26: Waterfallplot und Boxplot der Verteilung der individuellen Differenzen für den Beschwerdescore zur Dimension Erschöpfung. Beim paarweisen Vergleich zwischen der GSM- und der Sham-Expositionsbedingung konnte mittels Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test eine statistisch signifikante Abweichung von Null beobachtet werden ($p = 0.0419$). Die senkrecht verlaufenden punktierten Linien im Waterfallplot unterteilen die individuellen Daten in negative und positive Differenzen. Werte zwischen den punktierten Linien sind Nulldifferenzen.

X.4.6 Ergebnisse der Wärmeempfindung zur Schlaflabornacht

Für die vorliegende Studie wurde der GBB-24 durch vier Items hinsichtlich der Wahrnehmung von möglicherweise aufgetretener Erwärmung im Kopfbereich erweitert (vgl. Kap. VIII.6.6). Für diese Items liegen keine Referenzwerte vor. Die Auswertung ergab weder für den paarweisen Vergleich zwischen der GSM- und der Shamexposition noch für den paarweisen Vergleich zwischen der TETRA- und der Shamexposition für eine der vier abgefragten Wärmeempfindungen am Kopf statistisch signifikante Verteilungsunterschiede zwischen den drei Merkmalsausprägungen (kälter, gleich und wärmer; siehe Abb. AX.2-AX.5 im Anhang).

Bei den jungen Männern aus der TETRA-Studie lagen ebenfalls keine statistisch signifikanten Verteilungsunterschiede in den Merkmalsausprägungen zum Wärmeempfinden vor (Danker-Hopfe und Dorn, 2014).

X.4.7 Zusammenfassung der Ergebnisse aus den Kapiteln X.4.1 bis X.4.6.

Die Auswertung der eingesetzten Fragebögen in den Experimentalnächten ergab, dass statistisch signifikante Variationen in Abhängigkeit von der Exposition bei den untersuchten Ergebnisparametern insgesamt nur sehr selten zu beobachten waren. Die Ergebnisparameter, die allerdings expositionsabhängige Unterschiede zeigten, waren mit einer Ausnahme ausschließlich der subjektiven Schlafwahrnehmung zuzuordnen (siehe Tab. X.21).

Tab. X.21: Ergebnisse des paarweisen Vergleichs zwischen den beiden Verum-Expositionsbedingungen und der Sham-Expositionsbedingung für die ausgewerteten Parameter bei den eingesetzten Fragebögen in den Studiennächten (exklusive der Fragen auf Einzelitemebene).

Paarweiser Vergleich	Fragebogen	Variable	Einheit	Effektrichtung	P	Effektgröße	
GSM – Sham	Morgenprotokoll	Schlaflatenz	min	-	n.s.	0.09	
	Morgenprotokoll	Aufwachereignisse	#	-	n.s.	0.09	
	Morgenprotokoll	WASO	min	-	n.s.	0.24	
	Morgenprotokoll	Gesamtschlafzeit	min	-	n.s.	0.09	
	VAS – Frische	Score ($\Delta M - A$)	mm	-	n.s.	0.12	
	VAS – Entspannung	Score ($\Delta M - A$)	mm	-	n.s.	0.08	
	VAS – Wachheit	Score ($\Delta M - A$)	mm	-	n.s.	0.08	
	VAS – Konzentration	Score ($\Delta M - A$)	mm	-	n.s.	0.14	
	VAS – Interesse	Score ($\Delta M - A$)	mm	-	n.s.	0.08	
	VAS – Ängstlichkeit	Score ($\Delta M - A$)	mm	-	n.s.	0.19	
	PANAS – Negativer Affekt	Score ($\Delta M - A$)		-	n.s.	0.01	
	PANAS – Positiver Affekt	Score ($\Delta M - A$)		-	n.s.	0.10	
	STAI	Score ($\Delta M - A$)		-	n.s.	0.11	
	GBB – Erschöpfung	Score ($\Delta M - A$)		↑	0.0419	0.14	
	GBB – Magenbeschwerden	Score ($\Delta M - A$)		-	n.s.	0.00	
	GBB – Gliederschmerzen	Score ($\Delta M - A$)		-	n.s.	0.01	
	GBB – Herzbeschwerden	Score ($\Delta M - A$)		-	n.s.	.	
	GBB – Gesamtbeschwerdedruck	Score ($\Delta M - A$)		-	n.s.	0.14	
	TETRA – Sham	Morgenprotokoll	Schlaflatenz	min	↓	0.0254	0.19
		Morgenprotokoll	Aufwachereignisse	#	-	n.s.	0.06
Morgenprotokoll		WASO	min	↓	0.0137	0.29	
Morgenprotokoll		Gesamtschlafzeit	min	-	n.s.	0.10	
VAS – Frische		Score ($\Delta M - A$)	mm	-	n.s.	0.25	
VAS – Entspannung		Score ($\Delta M - A$)	mm	-	n.s.	0.12	
VAS – Wachheit		Score ($\Delta M - A$)	mm	↓	0.0384	0.40	
VAS – Konzentration		Score ($\Delta M - A$)	mm	-	n.s.	0.25	
VAS – Interesse		Score ($\Delta M - A$)	mm	-	n.s.	0.22	
VAS – Ängstlichkeit		Score ($\Delta M - A$)	mm	-	n.s.	0.19	
PANAS – Negativer Affekt		Score ($\Delta M - A$)		-	n.s.	0.01	
PANAS – Positiver Affekt		Score ($\Delta M - A$)		-	n.s.	0.29	
STAI		Score ($\Delta M - A$)		-	n.s.	0.14	
GBB – Erschöpfung		Score ($\Delta M - A$)		-	n.s.	0.01	
GBB – Magenbeschwerden		Score ($\Delta M - A$)		-	n.s.	0.00	
GBB – Gliederschmerzen		Score ($\Delta M - A$)		-	n.s.	0.05	
GBB – Herzbeschwerden		Score ($\Delta M - A$)		-	n.s.	.	
GBB – Gesamtbeschwerdedruck		Score ($\Delta M - A$)		-	n.s.	0.07	

Effektrichtung: ↑ = statistisch signifikante Zunahme bzw. größere positive Differenz unter der Verumexposition; ↓ = statistisch signifikante Abnahme bzw. größere negative Differenz unter der Verumexposition. Statistisch signifikante Ergebnisse ($p < 0.05$) sind fettgedruckt. Mittlere Effekte sind ebenfalls in fetter Schrift kenntlich gemacht.

Dabei hat sich gezeigt, dass sich der aus den Ergebnissen zur Makrostruktur des Schlafes abgeleitete bessere „Schlaf“ infolge einer Hochfrequenzexposition auch auf der subjektiven Ebene wiederfinden lässt. So konnte unter der TETRA-Exposition im Vergleich zu Sham eine verringerte subjektive Schlaflatenz und eine kürzere subjektive Wachdauer festgestellt werden. Die subjektiv größere Wachheit am Morgen nach einer Nacht mit TETRA-Exposition im Vergleich zu einer Nacht mit Scheinbefeldung passt ebenfalls inhaltlich sehr gut zu einer besseren Schlafqualität unter Hochfrequenzexposition (siehe Tab. X.21). Entsprechend deuten auch die subjektiv erhobenen Daten auf eine schlafkonsolidierende Wirkung von Hochfrequenzexposition hin.

Da bei den Fragen zur Wahrnehmung möglicher expositionsbedingter Erwärmungen im Kopfbereich keine statistisch signifikanten Verteilungsunterschiede in den Antworten gefunden wurden, kann anhand der vorliegenden Ergebnisse ausgeschlossen werden, dass die Probandinnen wegen einer möglichen Wärmeentwicklung der Antenne beeinflusst oder entblindet wurden.

XI Ergebnisse zum Tag

In den folgenden Kapiteln sind die Ergebnisse zu den Testungen, die am Tag durchgeführt wurden, dargestellt. Die Darstellung und Diskussion der Ergebnisse erfolgt analog zu der in Kapitel X beschriebenen Vorgehensweise. Aus der Literatur ist bekannt, dass z.B. Reaktionszeiten bei psychometrischen Tests nicht nur ab einem Alter von 50 Jahren langsamer und variabler werden, sondern Männer auch schneller reagieren als Frauen (z.B. Der und Deary, 2006; Dykiert et al., 2012). Dementsprechend können auch hier für alle Zielparameter, für die es keine Referenzwerte gibt, aufgrund des abweichenden Alters und Geschlechts der untersuchten Personen keine Daten aus den beiden Vorgängerstudien zum Leistungsvergleich unter der Sham-Bedingung herangezogen werden. Ebenso ist ein Vergleich der expositionsabhängigen Ergebnisse mit den beiden Vorgängerstudien nur bedingt (TETRA-Studie) bzw. gar nicht möglich (Mobilfunkstudie). In der Vorgängerstudie zum Mobilfunk (Danker-Hopfe und Dorn, 2007) wurden nämlich abweichend von den nachfolgenden Studien Tagestestungen am Vormittag und am Nachmittag durchgeführt. Die Ergebnisse wurden in einem allgemeinen linearen Modell mit den Faktoren Exposition und Tageszeit analysiert. Für Vergleichsdaten, die sich nur auf die Nachmittagsuntersuchung beziehen, müssten neue statistische Analysen erfolgen, was den Rahmen einer Diskussion für den vorliegenden Bericht übersteigen würde. Ein Vergleich mit den expositionsabhängigen Daten aus der Vorgängerstudie zum TETRA-Funk (Danker-Hopfe und Dorn, 2014) ist dagegen, wie bereits in Kapitel X erwähnt, nur dann möglich, wenn die Datenerhebung und die anschließende Datenweiterverarbeitung auf identische Art und Weise erfolgten. Dies trifft auf alle Teilerperimente inklusive der eingesetzten Fragebögen mit Ausnahme des Ruhe-EEGs zu. Erneut waren v.a. die unterschiedlichen Vorgehensweisen bei der Artefaktbereinigung und bei der Spektralberechnung ausschlaggebend dafür, dass ein Vergleich mit der Vorgängerstudie zum TETRA-Funk entfallen muss.

XI.1 Ergebnisse der Tests zur tonischen zentralnervösen Aktivierung

XI.1.1 Ergebnisse des Alpha Attenuation Tests (AAT)

Wie in Kap. VIII.2.1 ausgeführt, kann der Alpha Attenuation Test als Indikator zur Erfassung von Müdigkeit auf physiologischer Ebene herangezogen werden. Mit zunehmender Müdigkeit nimmt der Alpha Attenuation Coefficient (AAC) ab. Referenzwerte sind für diesen Test nicht verfügbar.

Wie Tab. AXI.1 im Anhang zu entnehmen ist, konnten weder beim paarweisen Vergleich zwischen der GSM- und der Sham-Exposition noch beim paarweisen Vergleich zwischen der TETRA- und der Sham-Exposition statistisch signifikante Unterschiede in den gemittelten Leistungen der okzipital (an O1 und an O2) registrierten Alpha-Aktivität bei geöffneten und bei geschlossenen Augen sowie bei deren Verhältnisgröße (AAC) beobachtet werden.

In der Vergleichsstudie zum TETRA-Funk von Danker-Hopfe und Dorn (2014) konnte bei jungen Männern im Alter zwischen 18 und 30 Jahren ebenfalls kein Expositionseffekt auf die über den AAT erfasste Müdigkeit an den beiden Lokalisationen O1 und O2 gefunden werden.

XI.1.2 Ergebnisse des Pupillographischen Schläfrigkeitstests

Der mittels Pupillographie erfasste Parameter ist - wie der Alpha Attenuation Koeffizient - ein Marker der tonischen zentralnervösen Aktivierung. Primärer Schläfrigkeitsindikator des Pupillographischen Schläfrigkeitstests ist der Pupillenunruhe-Index (InPUI), der unter der Sham-Bedingung mit 3.84 (\pm 1.41) sehr gut mit dem Median einer 60-79-jährigen Referenzstichprobe (3.95) übereinstimmt (Eggert et al., 2012).

Die statistische Analyse lässt keinen signifikanten Unterschied im PUI zwischen den Expositionsbedingungen erkennen, was dafürspricht, dass die tonische zentralnervöse Aktivierung durch eine Mobilfunk- oder eine TETRA-Exposition, wie sie in der vorliegenden Studie vorgenommen wurde, nicht beeinflusst ist (siehe Tab. AXI.2 im Anhang).

In der Vorgängerstudie zum TETRA-Funk (Danker-Hopfe und Dorn, 2014) zeigten sich ebenfalls keine signifikanten Veränderungen des PUI in Abhängigkeit von der Exposition.

XI.1.3 Zusammenfassung der Ergebnisse aus den Kapiteln XI.1.1 und XI.1.2

Aus Tabelle XI.1 wird deutlich, dass bei den Ergebnisparametern zu den Tests zur tonischen zentralen Aktivierung keine statistisch signifikanten Variationen unter Hochfrequenzexposition aufgetreten sind.

Tab. XI.1: Ergebnisse des paarweisen Vergleichs zwischen der jeweiligen Verum- und der Sham-Expositionsbedingung für die ausgewerteten Parameter bei den durchgeführten Tests zur tonischen zentralnervösen Aktivierung.

Paarweiser Vergleich	Test	Variable	Einheit	Effektrichtung	P	Effektgröße
GSM – Sham	AAT <small>(Augen zu)</small>	EEG Leistung an O1	μV^2	-	n.s.	0.17
		EEG Leistung an O2	μV^2	-	n.s.	0.01
	AAT <small>(Augen auf)</small>	EEG Leistung an O1	μV^2	-	n.s.	0.06
		EEG Leistung an O2	μV^2	-	n.s.	0.03
	AAT <small>(AAC)</small>	Verhältnis: „Augen zu/Augen auf“ an O1	-	-	n.s.	0.10
		Verhältnis: „Augen zu/Augen auf“ an O2	-	-	n.s.	0.16
	PST	Pupillenunruheindex	mm/min	-	n.s.	0.03
TETRA – Sham	AAT <small>(Augen zu)</small>	EEG Leistung an O1	μV^2	-	n.s.	0.22
		EEG Leistung an O2	μV^2	-	n.s.	0.24
	AAT <small>(Augen auf)</small>	EEG Leistung an O1	μV^2	-	n.s.	0.05
		EEG Leistung an O2	μV^2	-	n.s.	0.07
	AAT <small>(AAC)</small>	Verhältnis: „Augen zu/Augen auf“ an O1	-	-	n.s.	0.25
		Verhältnis: „Augen zu/Augen auf“ an O2	-	-	n.s.	0.19
	PST	Pupillenunruheindex	mm/min	-	n.s.	0.04

Alle beobachteten Effekte, unabhängig von statistischer Signifikanz, waren maximal von kleiner Größe. Die Vorgängerstudie zum TETRA-Funk lieferte ebenfalls keinen Anhalt für einen Einfluss von Hochfrequenzexposition auf die tonische Aktivierung des Gehirns im Wachzustand.

XI.2 Ergebnisse der Powerspektralwerte im Ruhe-EEG

Nach der Bildung paarweiser Differenzen zwischen der jeweiligen Verum- und der Scheinexpositionsbedingung wurden die Powerspektraldaten des Ruhe-EEGs zunächst nach den von der IPEG festgelegten Frequenzbändern - Delta (1.50-5.75 Hz), Theta (6.00-8.25 Hz), Alpha1 (8.50-10.25 Hz), Alpha2 (10.50-12.25 Hz), Beta1 (12.50-18.25 Hz) und Beta2 (18.50-20.75 Hz) - und anschließend für einzelne 0.25Hz-Spektrallinien im Bereich zwischen 1.50 Hz bis 20.75 Hz ausgewertet. Die jeweils paarweisen Analysen erfolgten getrennt für jeden der 19 Ableitpunkte.

Für die Auswertung der EEG-Parameter auf Frequenzbandebene wurden demnach bei beiden Analysen insgesamt 114 Einzeltests durchgeführt (6 Zielparame-ter x 19 Lokalisationen). Bei einer zugelassenen zweiseitigen Irrtumswahrscheinlichkeit von 0.05 lag die Anzahl zufällig zu erwartender statistisch signifikanter Ergebnisse entsprechend pro Analyse bei 6. Für die Auswertung auf Basis der Spektrallinien lag die zufallsbedingte Anzahl statistisch signifikanter Ergebnisse jeweils bei 74 (78 Zielparame-ter x 19 Lokalisationen). Die Ergebnisse werden im Folgenden in Form von Ganzkopf-Mappings (Frequenzbänder) und Rasterdiagrammen (p-Werte und Effektgrößen zu den Spektrallinien) präsentiert. Bei statistisch signifikanten Abweichungen in den Frequenzbändern werden im Bericht zusätzlich noch deskriptive Statistiken angegeben. Eine komplette Übersicht für alle Frequenzbänder und Lokalisationen findet sich im Anhang (Tab. AXI.3).

XI.2.1 Ruhe-EEG-Parameter auf Frequenzbandebene

Bei einer paarweisen Betrachtung zwischen den Expositionsbedingungen zeigte sich, dass die GSM-Exposition im Vergleich zur Shambedingung zu keinen statistisch signifikanten Unterschieden in den untersuchten Frequenzbändern an den 19 Ableitelektroden führte. Alle Unterschiede entsprachen auch nur einer sehr geringen Effektstärke (siehe Abb. XI.1)

Tab. XI.2: Ruhe-EEG-Parameter auf Frequenzbandebene, die statistisch signifikant zwischen der TETRA- und Scheinexpositionsbedingung variieren.

Parameter	Lokalisation	n	TETRA - Sham		
			Median (μV^2)	95 %-KI (μV^2)	p-Wert
alpha1IPEG	Cz	30	0.0528	(0.0001; 0.1047)	0.0497
alpha2IPEG	C4	30	0.0231	(0.0063; 0.0533)	0.0384
alpha2IPEG	T4	30	0.0201	(-0.0014; 0.0389)	0.0106

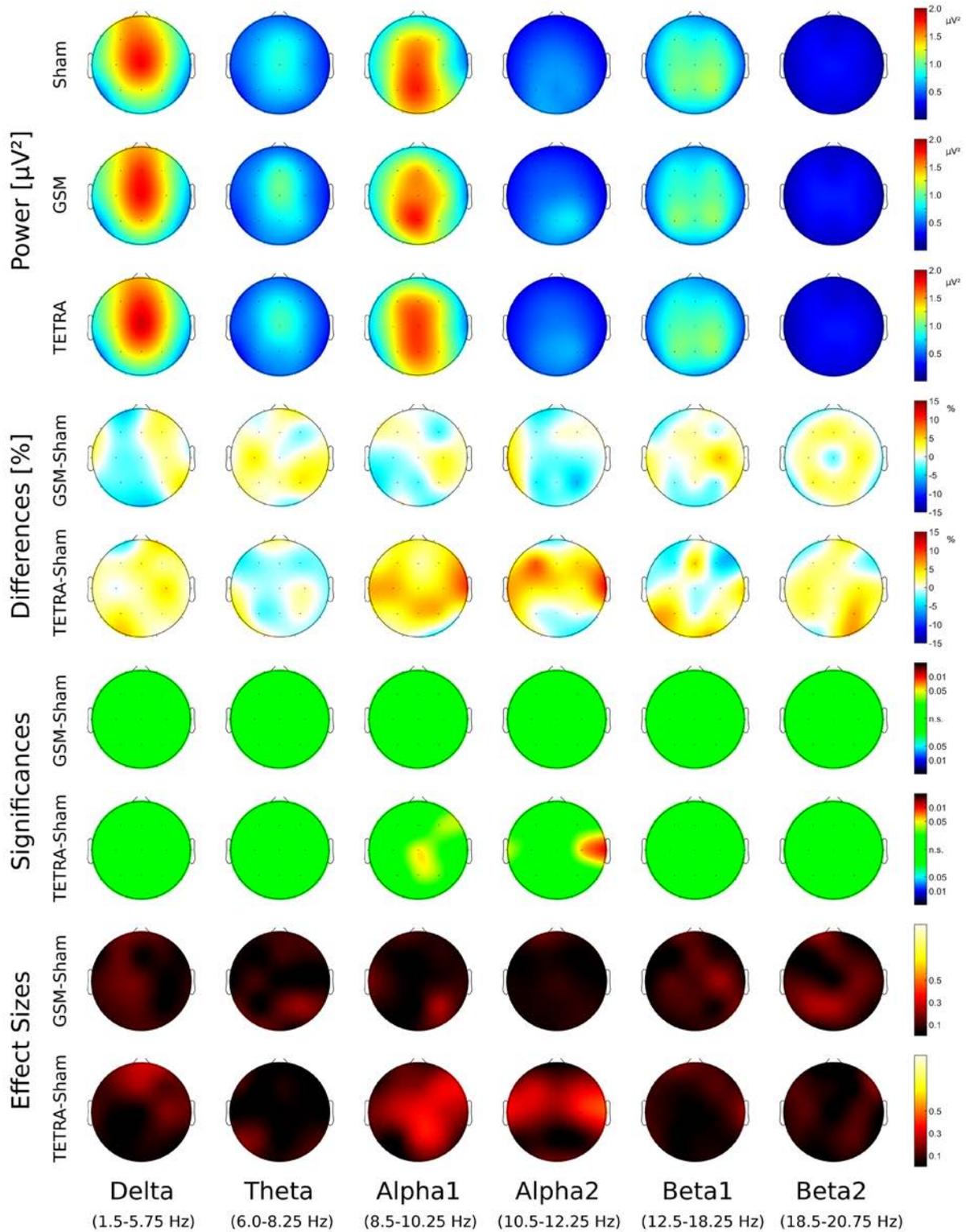


Abb. XI.1: Topoplots auf Basis der IPEG-Frequenzbänder für das Ruhe-EEG. Dargestellt sind die absoluten Spektralwerte, die Spektralwertdifferenzen zwischen der jeweiligen Verumexpositionsbedingung und Sham in % zu Sham, die p-Werte und der Effektgrößenschätzer r [$r < 0.1$ (kein Effekt), $0.1 \leq r < 0.3$ (kleiner Effekt), $0.3 \leq r < 0.5$ (mittlerer Effekt) und $r \geq 0.5$ (großer Effekt)].

Unter der TETRA-Exposition war die EEG-Power an der Ableitposition Cz im Alpha1-Frequenzband und an den Ableitpositionen C4 und T4 im Alpha2-Frequenzband statistisch signifikant höher als unter der Sham-Exposition (siehe Tab. XI.2). Mit drei Beobachtungen lag die Anzahl statistisch signifikanter Ergebnisse aber unter der Anzahl, die bei einer zweiseitigen Irrtumswahrscheinlichkeit von 0.05 zufällig zu erwarten ist. Obwohl statistisch nicht signifikant, konnten expositionsabhängige EEG-Power-Zunahmen von nahezu mittlerer Effektstärke auch an der Lokalisation F8 im Alpha1-Frequenzband und an den Positionen T3 und C3 im Alpha2-Frequenzband festgestellt werden (siehe Abb. XI.1 und Tab. AXI.3 im Anhang).

XI.2.2 Ruhe-EEG-Parameter auf Basis der Spektrallinien

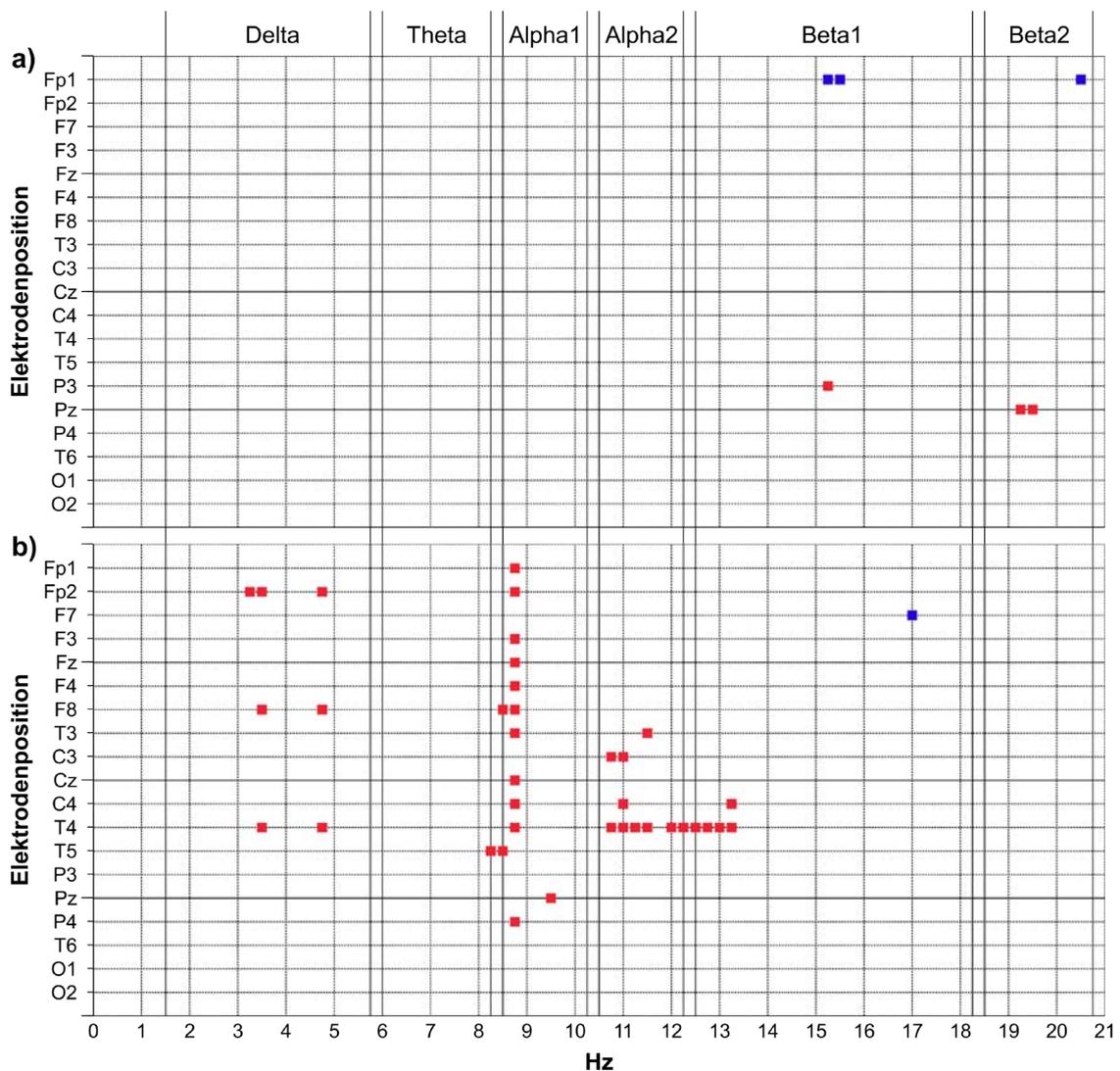


Abb. XI.2: Darstellung aller signifikanten Ergebnisse auf Basis der Spektrallinien in einem Rasterdiagramm für das Ruhe-EEG. a) Vergleich GSM gegen Sham; b) Vergleich TETRA gegen Sham (Rot = Zunahme der EEG-Power unter der Verumexposition; Blau = Abnahme der EEG-Power unter der Verumexposition).

Die Analyse der paarweisen Differenzen zwischen der GSM- und der Scheinexpositionsbedingung bei einer spektralen Auflösung von 0.25 Hz ergab 6 statistisch signifikante Ergebnisse, was bei einer zweiseitigen Irrtumswahrscheinlichkeit von 0.05 weniger ist als die zufallsbedingt zu erwartende Anzahl (siehe Abb. XI.2). Die beobachteten Ergebnisse entsprachen überall mittleren Effekten (siehe Abb. XI.3).

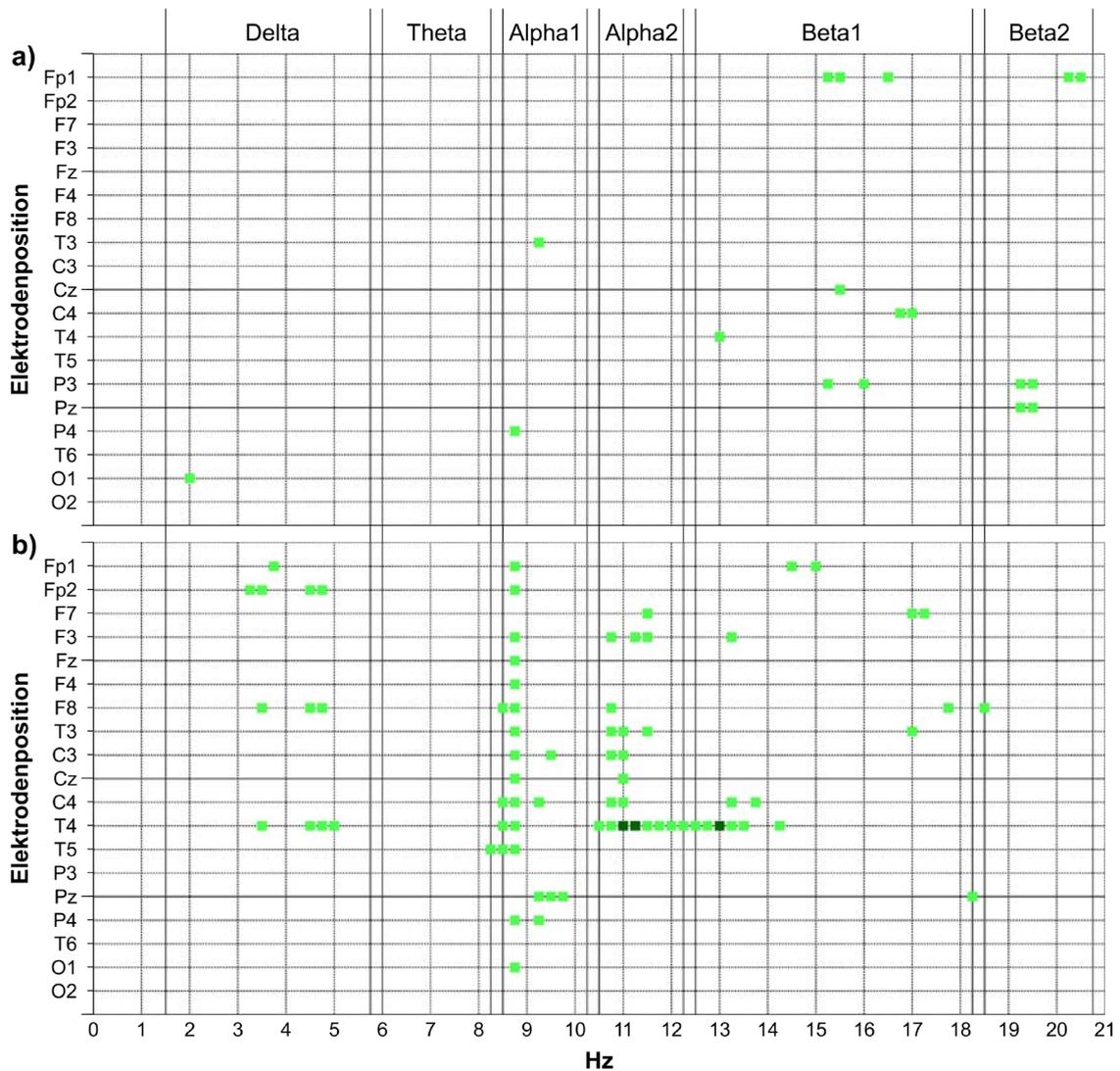


Abb. XI.3: Darstellung aller mittleren und größeren beobachteten Effektgrößen auf Basis der Spektrallinien in einem Rasterdiagramm für das Ruhe-EEG. a) Vergleich GSM gegen Sham; b) Vergleich TETRA gegen Sham (hellgrün = mittlere Effekte; dunkelgrün = große Effekte).

Unter der TETRA-Exposition waren dagegen 38 Spektrallinien statistisch signifikant betroffen, wobei auch diese Anzahl deutlich unter der lag, die bei einer zweiseitigen Irrtumswahrscheinlichkeit von 0.05 zufällig zu erwarten gewesen wäre. Die Mehrheit dieser Spektrallinien lag im Alpha1- und im Alpha2-Frequenzband und wies eine erhöhte spektrale Leistungsdichte unter Exposition auf. An der Elektrodenposition T4 konnte dieser Effekt für mehrere zusammenhängende Spektrallinien, die 180

teilweise sogar dem Beta1-Frequenzbereich zuzuordnen waren, beobachtet werden (siehe Abb. XI.2). Während allgemein mittlere Effektgrößen dominierten, konnten an der Elektrode T4 einige Effekte auch als groß eingestuft werden. (siehe Abb. XI.3).

Von den drei signifikanten Ergebnissen (Tab. XI.2) betreffen alle den Alpha-Frequenzbereich mit höherer Alhapower unter TETRA-Exposition. Zusammenfassend lässt sich also festhalten, dass der im Zusammenhang mit GSM-Exposition diskutierte Effekt auf das EEG im Alpha-Frequenzbereich (Effekte: Curcio et al., 2005; Vecchio et al., 2007; Croft et al., 2008; variierende Befunde: Krause et al., 2007; Regel et al., 2007a; kein Effekt: Gehlen et al., 1996; Hinrichs und Heinze, 2006) sich in dieser Studie nicht beobachten ließ.

XI.3 Ergebnisse der am Tag durchgeführten psychophysiologischen Experimente

In diesem Abschnitt erfolgt die Präsentation der Ergebnisse der Tests zur Ableitung evozierter Potentiale beginnend mit den jeweiligen analysierten EEG-Parametern, d.h. Amplituden und teilweise Latenzen an unterschiedlichen Elektrodenpositionen, gefolgt von – falls vorhanden – der Darstellung der Verhaltensparameter. Für alle nachfolgenden Tests gilt, dass es keine Referenz- oder Normwerte von systematisch nach Alter und Geschlecht untersuchten Stichproben zu den einzelnen Verfahren gibt, da es sich um Experimente und nicht um diagnostische Verfahren handelt.

XI.3.1 Ergebnisse der Contingent Negative Variation (CNV)

Zur Überprüfung eines möglichen Expositionseffekts auf die mittels EEG gemessene Contingent Negative Variation (CNV) wurden in der vorliegenden Studie lediglich die sechs Lokalisationen zur Auswertung herangezogen, an denen dieses Potential am stärksten ausgeprägt ist: F3, Fz, F4, C4, Cz und C4. Der Test, der dafür zum Einsatz kam, lieferte zusätzlich noch den Leistungsparameter Reaktionszeit, ermittelt aus der Differenz zwischen dem Loslaufen und dem Anhalten des Zeigers.

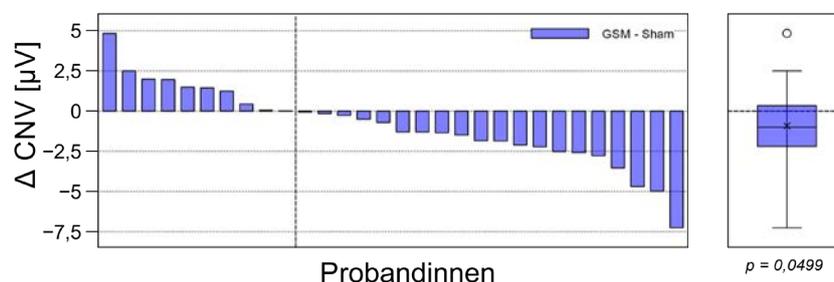


Abb. XI.4: Waterfallplot und Boxplot der Verteilung der individuellen Differenzen für die CNV an der Lokalisation F4. Beim paarweisen Vergleich zwischen der GSM- und der Sham-Expositionsbedingung konnte mittels t-Test für gepaarte Stichproben eine statistisch signifikante Abweichung von Null beobachtet werden ($p = 0.0499$). Die senkrecht verlaufende punktierte Linie im Waterfallplot unterteilt die individuellen Daten in negative und positive Differenzen.

Der paarweise Vergleich zwischen den Verum-Expositionen und der Sham-Bedingung ergab lediglich für die GSM-Expositionsbedingung an der Lokalisation F4 eine signifikante Variation der Amplitude des evozierten Potentials in Abhängigkeit von der Exposition (siehe. Tab. AXI.4 im Anhang). Im Mittel war die Negativierung der CNV unter der GSM-Exposition um $-0.92 \mu\text{V}$ größer als unter Sham (siehe Abb. XI.4). Wie Tab. AXI.5 im Anhang zu entnehmen ist, hatte keine der beiden untersuchten Verumexpositionssignale einen statistisch signifikanten Einfluss auf die Reaktionszeit in diesem Test.

In der Vergleichsstudie zum TETRA-Funk von Danker-Hopfe und Dorn (2014) konnte bei jungen Männern im Alter zwischen 18 und 30 Jahren an einer der sechs Lokalisationen (Fz) eine signifikante Variation der Amplitude des evozierten Potentials in Abhängigkeit von der stärkeren TETRA-Exposition beobachten werden. Bei multivariater Betrachtung der Daten konnte dieser Effekt jedoch nicht bestätigt werden (Eggert et al., 2015). Die gemessene Reaktionszeit wies in beiden Analyseverfahren keine statistisch signifikanten Expositionseffekte auf (Danker-Hopfe und Dorn, 2014; Eggert et al., 2015).

XI.3.2 Ergebnisse des Bereitschaftspotentials (BP)

Aus der Aufgabe zur Provokation eines Bereitschaftspotentials kann der Verhaltensparameter Reaktionszeit nicht erfasst oder ausgewertet werden, da aufgrund der Aufgabenstellung und einer frei gewählten Taktung ohne Stimuli kein Beginn bzw. Ausgangspunkt der Reaktion festgelegt werden kann. Bei dieser Aufgabe war die Amplitude des langsamen Potentials der Zielparameter der Auswertung der elektrophysiologischen Daten. Berücksichtigt wurde hier die als BP bezeichnete Amplitude beginnend ca. 1,5 s vor Beginn der Bewegung und die Amplitude im Bereich von 500 ms vor Bewegungsbeginn, d.h. der Abschnitt, in dem der Anstieg steiler wird und der als Terminal Negative Slope (NS') bezeichnet wird.

Wie Tab. AXI.6 im Anhang zu entnehmen ist, hatten die beiden Verumexpositionen an den jeweils drei betrachteten frontalen (F3, Fz und F4) und zentralen (C3, Cz und C4) Elektroden, an denen das Potential am deutlichsten zu erkennen ist, weder auf die Amplitude des Bereitschaftspotentials noch auf den Terminal Negative Slope einen signifikanten Effekt.

Dieses Ergebnis stimmt mit den nicht statistisch signifikanten Beobachtungen aus der Vorgängerstudie zum TETRA-Funk (Danker-Hopfe und Dorn, 2014; Eggert et al., 2015) überein.

XI.3.3 Ergebnisse der Visuellen Folgereaktion (VMT) und des DC-Potentials

Zur Überprüfung eines möglichen Expositionseffekts auf das mittels EEG gemessene langsame Potential infolge der visuellen Folgereaktionsaufgabe wurden 13 Elektrodenpositionen berücksichtigt. Der auf Verhaltensebene gemessene Zielparameter für die visuelle Folgereaktion war die Winkelabweichung von der 12:00 Uhr Position beim Stoppen des Zeigers ausgedrückt als Betrag.

An keiner der 13 Lokalisationen ließ sich eine signifikante Variation des Potentials in Abhängigkeit von den beiden Verumexpositionen beobachten (siehe. Tab. AXI.7 im Anhang). Wie Tab. AXI.8 im Anhang zu entnehmen ist, wies die Winkelabweichung (gemessen in Grad) auch keine statistisch signifikanten Abweichungen unter den beiden Verumexposition auf.

Diese Beobachtungen stehen im Einklang mit den Ergebnissen aus der Vorgängerstudie zum TETRA-Funk an jungen Männern (Danker-Hopfe und Dorn, 2014; Eggert et al., 2015), in der ebenfalls an keiner der 13 Lokalisationen ein signifikanter Expositionseinfluss auf das langsame Hirnpotential gefunden werden konnte. Des Weiteren hatte die Exposition auch keinen signifikanten Effekt auf die Winkelabweichung in diesem Test.

XI.3.4 Ergebnisse der akustisch evozierten Potentiale (AEP) - Wahlreaktion auf Töne

In dieser Aufgabe wurden neben den EEG-Variablen (N1- und P2-Latenzen sowie N1- und P2-Amplituden an den Lokalisationen C3, Cz und C4) als Zielparameter die Schnelligkeit (Mittelwert und Standardabweichung der Reaktionszeit) und die Genauigkeit der Bearbeitung (Anzahl von Zyklen mit Fehlern) analysiert.

Die beiden Verumexpositionen zeigten weder einen statistisch signifikanten Effekt auf die untersuchten EEG-Parameter, noch konnten expositionsabhängige Veränderungen der Leistungsparameter Schnelligkeit und Bearbeitungsgüte beobachtet werden (siehe. Tab. AXI.9-AXI.10 im Anhang).

Diese Ergebnisse stimmen mit denen aus der Vorgängerstudie zum TETRA-Funk (Danker-Hopfe und Dorn, 2014) überein, in der ebenfalls kein statistisch signifikanter Expositionseffekt auf die untersuchten EEG-Parameter und auf die Verhaltensparameter gefunden werden konnte.

XI.3.5 Ergebnisse der akustisch evozierten Potentiale (AEP) - Oddball Paradigma

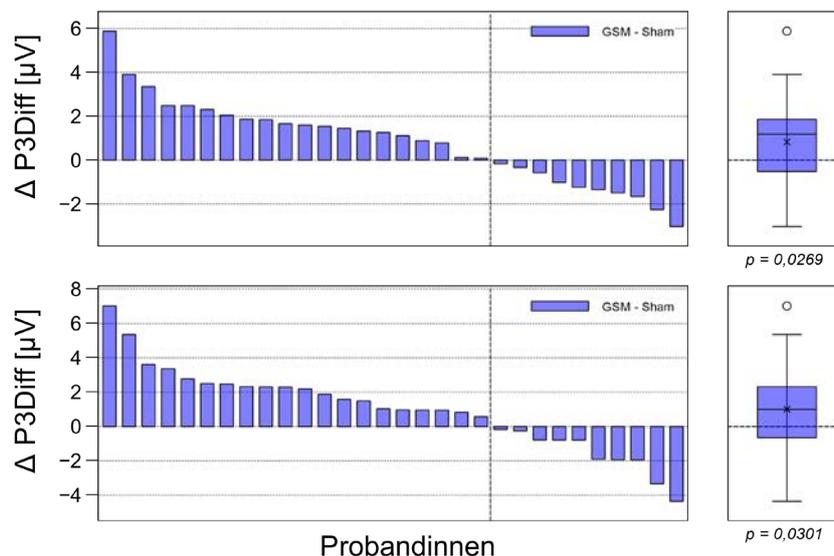


Abb. XI.5: Waterfallplots und Boxplots der Verteilung der individuellen Differenzen für die P3-Amplitudenunterschiede zwischen seltenen und häufigen Tönen an den Lokalisationen Fz (oben) und Pz (unten). Beim paarweisen Vergleich zwischen der GSM- und der Sham-Expositionsbedingung konnte jeweils mittels t-Test für gepaarte Stichproben eine statistisch signifikante Abweichung von Null beobachtet werden (Fz: $p = 0.0269$; Pz: $p = 0.0301$). Die senkrecht verlaufenden punktierten Linien in den Waterfallplots unterteilen die individuellen Daten in negative und positive Differenzen.

Zur Überprüfung eines möglichen Expositionseffekts auf die akustisch evozierten Potentiale des Oddball Paradigmas wurden in der vorliegenden Studie die P3-Amplitudenunterschiede zwischen seltenen und häufigen Tönen an den drei zentralen Lokalisationen Fz, Cz und Pz zur Auswertung herangezogen. Als Leistungsparameter für den Test wurden die mittlere Reaktionszeit auf seltene Töne und die Anzahl der fehlerhaften Reaktionen herangezogen.

Während die GSM-Exposition im Vergleich zu Sham statistisch signifikante Effekte auf den untersuchten EEG-Parameter an den Elektrodenpositionen Fz (MW: 0.83 μV) und Pz (MW: 1.01 μV) zeigte (Abb. XI.5), konnten expositionsabhängige Veränderungen der Leistungsparameter Schnelligkeit und Bearbeitungsgüte nicht beobachtet werden (siehe. Tab. AXI.11-AXI.12 im Anhang). Die TETRA-Exposition hatte auf keinen der untersuchten EEG- und Leistungsparametern einen Effekt, was im Einklang mit den Ergebnissen aus der Vorgängerstudie zum TETRA-Funk (Danker-Hopfe und Dorn, 2014) steht.

XI.3.6 Zusammenfassung der Ergebnisse aus den Kapiteln XI.3.1 bis XI.3.5

Tab. XI.3.1: Ergebnisse des paarweisen Vergleichs zwischen der GSM- und der Sham-Expositionsbedingung für die ausgewerteten Parameter in den psychophysiologischen Tests.

Paarweiser Vergleich	Test	Variable	Einheit	Effektrichtung	P	Effektgröße
GSM – Sham	CNV <small>(EEG)</small>	CNV-Amplitude an F4	μV	↑	0.0499	0.36
	CNV <small>(EEG)</small>	CNV-Amplitude an 5 weiteren Elektroden	μV	(↑) (C4)	n.s.	max 0.33
	CNV <small>(Verhalten)</small>	Reaktionszeit	ms	-	n.s.	0.11
	BP <small>(EEG)</small>	BP-Amplitude an 6 Elektroden	μV	-	n.s.	max 0.19
	BP <small>(EEG)</small>	NS'-Amplitude an 6 Elektroden	μV	-	n.s.	max 0.19
	VMT <small>(EEG)</small>	VMT-Amplitude an 13 Elektroden	μV	-	n.s.	max 0.25
	VMT <small>(Verhalten)</small>	Winkelabweichung	°	-	n.s.	0.09
	WAT <small>(EEG)</small>	Latenz N1 an 3 Elektroden	ms	-	n.s.	max 0.08
	WAT <small>(EEG)</small>	Amplitude N1 an 3 Elektroden	μV	-	n.s.	max 0.10
	WAT <small>(EEG)</small>	Latenz P2 an 3 Elektroden	ms	-	n.s.	max 0.19
	WAT <small>(EEG)</small>	Amplitude P2 an 3 Elektroden	μV	(↑) (C3)	n.s.	max 0.30
	WAT <small>(Verhalten)</small>	Reaktionszeit	ms	-	n.s.	0.00
	WAT <small>(Verhalten)</small>	Standardabweichung der Reaktionszeit	ms	-	n.s.	0.08
	WAT <small>(Verhalten)</small>	Fehler	#	-	n.s.	0.14
	Oddball <small>(EEG)</small>	P3-Amplitudendifferenz an Fz	μV	↑	0.0269	0.40
	Oddball <small>(EEG)</small>	P3-Amplitudendifferenz an Cz	μV	(↑)	n.s.	0.35
	Oddball <small>(EEG)</small>	P3-Amplitudendifferenz an Pz	μV	↑	0.0301	0.39
	Oddball <small>(Verhalten)</small>	Reaktionszeit	ms	-	n.s.	0.14
	Oddball <small>(Verhalten)</small>	Fehler	#	-	n.s.	0.04

Effektrichtung: ↑ = statistisch signifikante Zunahme unter der Verumexposition; nicht signifikante mittlere Effekte sind in Klammern [(↑)] gesetzt. Statistisch signifikante Ergebnisse ($p < 0.05$) sind fettgedruckt. Unabhängig von statistischer Signifikanz sind mittlere Effekte ebenfalls in fetter Schrift kenntlich gemacht.

In Übereinstimmung mit der Vorgängerstudie zum TETRA-Funk sind in der aktuellen Studie statistisch signifikante Variationen in Abhängigkeit von Hochfrequenzsignalen bei Ergebnisparametern von psychophysiologischen Tests nur sehr sporadisch aufgetreten (siehe Tab. XI.3a und XI.3b). Während unter einer TETRA-Exposition im Vergleich zu Sham überhaupt keine signifikanten Ergebnisse gefunden werden konnten, hatte die GSM-Exposition im Vergleich zu Sham bei zwei unterschiedlichen evozierten Potentialen (CNV an der Lokalisation F4 und P300 an den Elektrodenpositionen Fz und Pz) signifikant stärker ausgeprägte Amplituden zur Folge. Insgesamt handelte es sich bei allen beobachteten Abweichungen zwischen den Expositionsbedingungen um maximal mittlere Effekte.

Tab. XI.3.2: Ergebnisse des paarweisen Vergleichs zwischen der TETRA- und der Sham-Expositionsbedingung für die ausgewerteten Parameter in den psychophysiologischen Tests.

Paarweiser Vergleich	Test	Variable	Einheit	Effektrichtung	P	Effektgröße
TETRA – Sham	CNV _(EEG)	CNV-Amplitude an 6 Elektroden	µV	-	n.s.	max 0.23
	CNV _(Verhalten)	Reaktionszeit	ms	-	n.s.	0.27
	BP _(EEG)	BP-Amplitude an 6 Elektroden	µV	-	n.s.	max 0.13
	BP _(EEG)	NS'-Amplitude an 6 Elektroden	µV	-	n.s.	max 0.22
	VMT _(EEG)	VMT-Amplitude an 13 Elektroden	µV	-	n.s.	max 0.22
	VMT _(Verhalten)	Winkelabweichung	°	-	n.s.	0.18
	WAT _(EEG)	Latenz N1 an 3 Elektroden	ms	-	n.s.	max 0.07
	WAT _(EEG)	Amplitude N1 an 3 Elektroden	µV	-	n.s.	max 0.18
	WAT _(EEG)	Latenz P2 an 3 Elektroden	ms	-	n.s.	max 0.14
	WAT _(EEG)	Amplitude P2 an 3 Elektroden	µV	-	n.s.	max 0.23
	WAT _(Verhalten)	Reaktionszeit	ms	-	n.s.	0.09
	WAT _(Verhalten)	Standardabweichung der Reaktionszeit	ms	-	n.s.	0.01
	WAT _(Verhalten)	Fehler	#	-	n.s.	0.13
	Oddball _(EEG)	P3-Amplitudendifferenz an 3 Elektroden	µV	-	n.s.	max 0.09
	Oddball _(Verhalten)	Reaktionszeit	ms	-	n.s.	0.01
	Oddball _(Verhalten)	Fehler	#	-	n.s.	0.04

XI.4 Ergebnisse der Tests zur Objektivierung aufmerksamkeitsbezogener Prozesse

XI.4.1 Ergebnisse des Tests zur selektiven Aufmerksamkeit

Wie in Kapitel IX.4.1 ausgeführt, wurden für die vorliegende Auswertung lediglich die für die Gesamtdauer des Tests berechneten Parameter Anzahl der Richtigen, sowie Mittelwert und Streuung der Reaktionszeit herangezogen.

Der hier verwendete Test zur Messung der langfristigen selektiven Aufmerksamkeit wurde – wie schon in den Vergleichsstudien (Danker-Hopfe und Dorn, 2007, 2014; Sauter et al., 2011) – von einer ursprünglichen Dauer von 40 Minuten auf 10 Minuten gekürzt, um die Gesamtdauer der Testbatterie in

zumutbarem Rahmen zu halten. Ein Vergleich mit Normdaten, die vom Wiener Testsystem zur Verfügung stehen, ist deshalb nicht möglich.

Die statistische Analyse zeigte, dass der Median der Standardabweichung von den Reaktionszeiten expositionsbedingte Unterschiede aufwies. Im Vergleich zu Sham konnte sowohl unter der GSM- (MW: 8.43 ms) als auch unter der TETRA-Exposition (MW: 10.36 ms) eine statistisch signifikant größere Variabilität in den Reaktionszeiten festgestellt werden (siehe Abb. XI.6 sowie Tab. AXI.13 im Anhang).

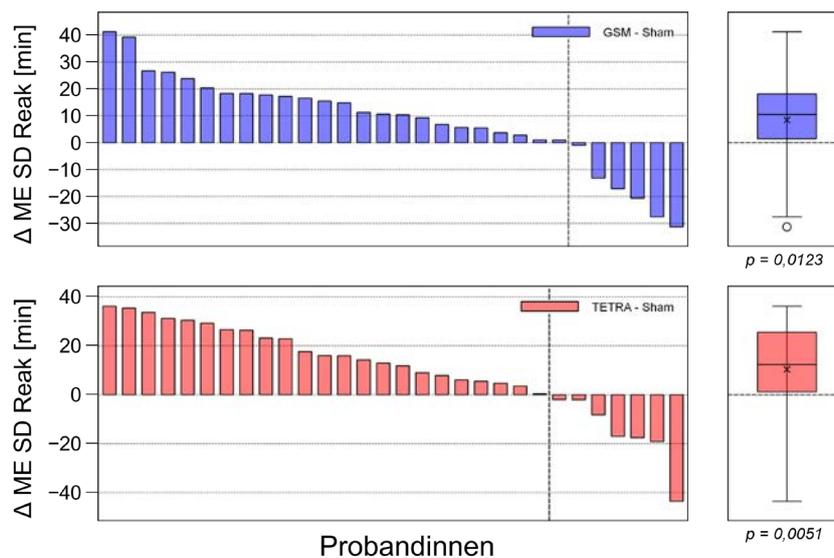


Abb. XI.6: Waterfallplots und Boxplots der Verteilung der individuellen Differenzen für den Median der Standardabweichung von den Reaktionszeiten. Beim paarweisen Vergleich zwischen der GSM- und der Sham-Expositionsbedingung (oben) und der beim paarweisen Vergleich zwischen der TETRA- und der Sham-Expositionsbedingung (unten) konnte jeweils mittels t-Test für gepaarte Stichproben eine statistisch signifikante Abweichung von Null beobachtet werden (GSM: $p = 0.0123$; TETRA: $p = 0.0051$). Die senkrecht verlaufenden punktierten Linien in den Waterfallplots unterteilen die individuellen Daten in negative und positive Differenzen.

In der Vergleichsstudie zum TETRA-Funk (Danker-Hopfe und Dorn, 2014; Sauter et al., 2015) konnte dagegen kein Einfluss der Exposition gefunden werden.

XI.4.2 Ergebnisse des Tests zur Geteilten Aufmerksamkeit

Die geteilte Aufmerksamkeit wurde mit einem Test aus der Testatterie zur Aufmerksamkeit (TAP) von Zimmermann und Fimm (2002a) erfasst. In diesem Test wurden eine optische und eine akustische Aufgabe kombiniert durchgeführt, aber getrennt ausgewertet (vgl. Kap. IX.4.2). Von der optischen und der akustischen Teilaufgabe sowie vom gesamten Test wurden jeweils der Mittelwert, die Standardabweichung, der Median der Reaktionszeit und die Anzahl der richtigen Reaktionen herangezogen.

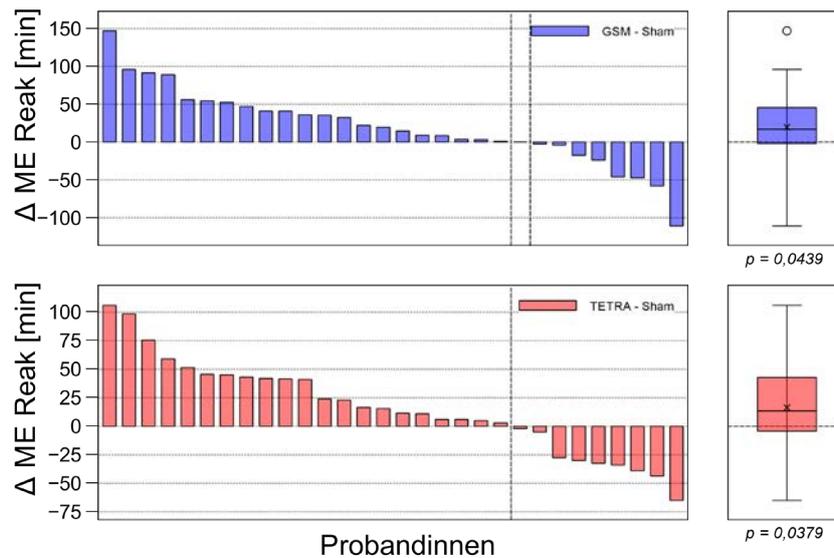


Abb. XI.7: Waterfallplots und Boxplots der Verteilung der individuellen Differenzen für den Median der Reaktionszeit der Gesamtaufgabe. Beim paarweisen Vergleich zwischen der GSM- und der Sham-Expositionsbedingung (oben) und der beim paarweisen Vergleich zwischen der TETRA- und der Sham-Expositionsbedingung (unten) konnte jeweils mittels t-Test für gepaarte Stichproben eine statistisch signifikante Abweichung von Null beobachtet werden (GSM: $p = 0,0439$; TETRA: $p = 0,0379$). Die senkrecht verlaufenden punktierten Linien in den Waterfallplots unterteilen die individuellen Daten in negative und positive Differenzen. Werte zwischen den punktierten Linien sind Nulldifferenzen.

Aus dem Ergänzungsmanual zur Testbatterie zur Aufmerksamkeitsprüfung (TAP), Version 1.7 (Zimmermann und Fimm, 2002b), können alterskorrigierte Normwerte für Erwachsene für die Mediane der Reaktionszeiten zu Vergleichszwecken berechnet werden. Demzufolge zeigen die Probandinnen aus der aktuellen Studie unter der Sham-Bedingung einen alterskorrigierten Median der Reaktionszeit von 719 ms. In der Normwerttabelle liegen die alterskorrigierten Mediane im Bereich von 723 bis 712 ms, was Prozenträngen zwischen 24 und 27 entspricht. Insgesamt liegt damit der Median der Reaktionszeit im unteren Drittel des Leistungsbereichs der entsprechenden Referenzstichprobe.

Die statistische Analyse der Daten ergab, dass der Median der Reaktionszeit der Gesamtaufgabe sowohl unter der GSM- (MW: 19.67 ms) als auch unter der TETRA-Exposition (MW: 16.38 ms) im Vergleich zu Sham statistisch signifikant erhöht war. Die Probandinnen reagierten also unter beiden Expositionsbedingungen langsamer (siehe Abb. XI.7 sowie Tab. AXI.14 im Anhang).

In der Vorgängerstudie zum TETRA-Funk (Danker-Hopfe und Dorn, 2014) konnten dagegen keinerlei Hinweise hinsichtlich expositionsabhängiger Variation der Reaktionszeiten, deren Standardabweichungen oder der Anzahl richtiger Reaktionen gefunden werden.

XI.4.3 Ergebnisse des Vigilanztests

Die optische Vigilanz wurde, wie die geteilte Aufmerksamkeit, mit einem Test aus der Testbatterie zur Aufmerksamkeit (TAP) von Zimmermann und Fimm (2002a) erfasst.

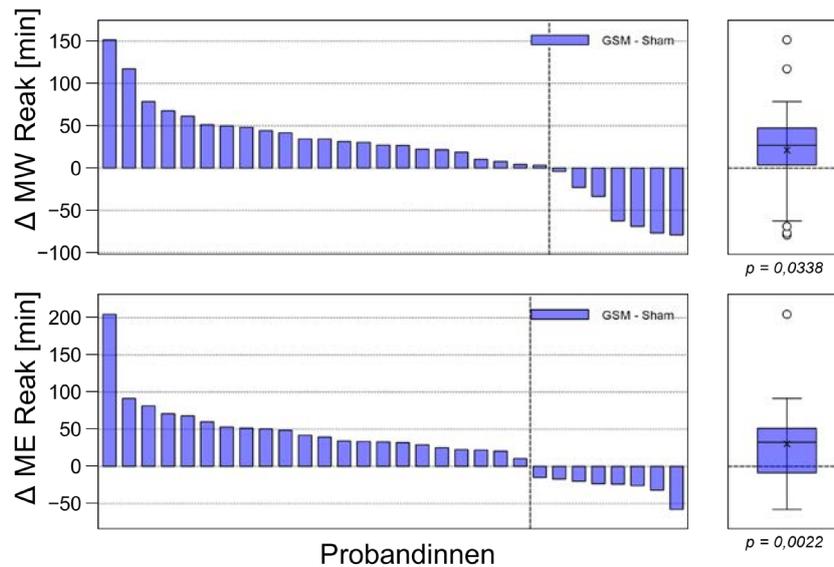


Abb. XI.8: Waterfallplots und Boxplots der Verteilung der individuellen Differenzen für den Mittelwert (oben) und den Median (unten) der Reaktionszeit des 1. Teilabschnitts. Beim paarweisen Vergleich zwischen der GSM- und der Sham-Expositionsbedingung konnte jeweils mittels t-Test für gepaarte Stichproben eine statistisch signifikante Abweichung von Null beobachtet werden (MW_Reak: $p = 0.0338$; Median_Reak: $p = 0.0022$). Die senkrecht verlaufenden punktierten Linien in den Waterfallplots unterteilen die individuellen Daten in negative und positive Differenzen.

Der Test liefert acht Zielparameter, die zum einen für die gesamte Testdauer (10 Minuten) und zum anderen für die ersten und die letzten fünf Minuten des Tests getrennt ausgegeben werden (vgl. Kap.IX.4.3). Da auch bei diesem Test die Anzahl der antizipierten, der ausgelassenen, der fehlerhaften und der verzögerten Reaktionen in der von uns untersuchten Stichprobe äußerst gering war, wurden sie für die weitere Auswertung ebenfalls nicht berücksichtigt.

Für diesen Test liegen Normwerte für Erwachsene für eine 30 Minuten dauernde Version vor, die aus diesem Grund nicht auf die hier verwendete 10 Minuten dauernde Version anwendbar sind (Zimmermann und Fimm, 2002b).

Die statistische Analyse der Daten ergab, dass sowohl die mittlere Reaktionszeit (arithmetisches Mittel) als auch der Median der Reaktionszeit im Mittel unter der GSM-Exposition im Vergleich zu Sham im ersten Teilabschnitt statistisch signifikant erhöht vorlag (MW_Reak: 21.18 ms; Median_Reak: 30.28 ms; siehe Abb. XI.8 sowie Tab. AXI.15 im Anhang).

In der Vorgängerstudie zum TETRA-Funk konnte ein statistisch signifikanter Expositionseffekt auf die durchschnittlichen Standardabweichungen von den gemittelten Reaktionszeiten für die ersten fünf Minuten des Tests und für den Gesamttest beobachtet werden. Post-hoc-Tests ergaben, dass die Standardabweichung unter einer Befeldung mit einem schwächeren TETRA-Signal (SAR: 1.5 W/kg) statistisch signifikant größer war als unter der Scheinbefeldung. Für die Befeldung mit dem stärkeren TETRA-Signal (SAR: 6.0 W/kg), welches dem in dieser Studie verwendeten Signal entsprach, traf dies hingegen nicht zu.

XI.4.4 Zusammenfassung der Ergebnisse aus den Kapiteln XI.4.1 bis XI.4.3

Auch bei den Tests zur Objektivierung aufmerksamkeitsbezogener Prozesse waren nur vereinzelt Ergebnisparameter statistisch signifikant von einer Hochfrequenzexposition betroffen (siehe Tab. XI.4). Die Effekte äußerten sich fast ausschließlich in verlängerten Reaktionszeiten unter beiden untersuchten Hochfrequenzsignalen, die überwiegend, unabhängig von statistischer Signifikanz, von mittlerer Größe waren, im Einzelfall aber auch als groß eingestuft werden konnten.

Tab. XI.4: Ergebnisse des paarweisen Vergleichs zwischen der jeweiligen Verum- und der Sham-Expositionsbedingung für die ausgewerteten Parameter bei den durchgeführten Tests zur Objektivierung aufmerksamkeitsbezogener Prozesse.

Paarweiser Vergleich	Test	Variable	Einheit	Effektrichtung	P	Effektgröße
GSM – Sham	GETAUF	Reaktionszeit (MW) für GT, OT und AT	ms	-	n.s.	max 0.14
	GETAUF	SD der Reaktionszeit für GT, OT und AT	ms	-	n.s.	max 0.14
	GETAUF	Reaktionszeit (Median) für GT	ms	↑	0.0439	0.36
	GETAUF	Reaktionszeit (Median) für OT und AT	ms	-	n.s.	max 0.11
	GETAUF	Richtige für GT, OT und AT	#	-	n.s.	max 0.03
	VIGIL	Reaktionszeit (MW) für 1. TA	ms	↑	0.0338	0.38
	VIGIL	Reaktionszeit (MW) für 2.TA und GT	ms	-	n.s.	max 0.25
	VIGIL	SD der Reaktionszeit für 1. TA, 2. TA und GT	ms	-	n.s.	max 0.13
	VIGIL	Reaktionszeit (Median) für 1. TA	ms	↑	0.0022	0.53
	VIGIL	Reaktionszeit (Median) für 2.TA und GT	ms	(↑) (GT)	n.s.	max 0.34
	VIGIL	Richtige für 1. TA, 2. TA und GT	#	-	n.s.	max 0.05
	DAUF	Reaktionszeit	ms	-	n.s.	0.06
	DAUF	SD der Reaktionszeit	ms	↑	0.0123	0.44
	DAUF	Richtige	#	-	n.s.	0.07
	TETRA – Sham	GETAUF	Reaktionszeit (MW) für GT, OT und AT	ms	-	n.s.
GETAUF		SD der Reaktionszeit für GT, OT und AT	ms	-	n.s.	max 0.13
GETAUF		Reaktionszeit (Median) für GT	ms	↑	0.0379	0.38
GETAUF		Reaktionszeit (Median) für OT und AT	ms	-	n.s.	max 0.27
GETAUF		Richtige für GT, OT und AT	#	-	n.s.	max 0.14
VIGIL		Reaktionszeit (MW) für 1. TA, 2.TA und GT	ms	-	n.s.	max 0.14
VIGIL		SD der Reaktionszeit für 1. TA, 2. TA und GT	ms	-	n.s.	max 0.24
VIGIL		Reaktionszeit (Median) für 1. TA, 2.TA und GT	ms	(↑) (1. TA+GT)	n.s.	max 0.35
VIGIL		Richtige für 1. TA, 2. TA und GT	#	-	n.s.	max 0.04
DAUF		Reaktionszeit	ms	-	n.s.	0.20
DAUF		SD der Reaktionszeit	ms	↑	0.0051	0.49
DAUF		Richtige	#	-	n.s.	0.08

Effektrichtung: ↑ = statistisch signifikante Zunahme unter der Verumexposition; nicht signifikante mittlere Effekte sind in Klammern [Zunahme: (↑)] gesetzt. Statistisch signifikante Ergebnisse ($p < 0.05$) sind fettgedruckt. Unabhängig von statistischer Signifikanz sind mittlere Effekte ebenfalls in fetter Schrift kenntlich gemacht. Große Effekte sind zusätzlich noch kursiv dargestellt. SD = Standardabweichung; GT = Gesamtest; OT = optische Teilaufgabe; AT = akustische Teilaufgabe; TA = Testabschnitt

In der Vorgängerstudie zum TETRA-Funk wurden zwar ebenfalls nur ganz wenige statistisch signifikante Ergebnisse gefunden, was generell zu den hier beschriebenen Beobachtungen passt, allerdings lagen bei den jungen Männern nicht überwiegend die Reaktionszeiten unter Exposition verändert vor, sondern die Streuung der Reaktionszeiten wies expositionsabhängige Abweichungen auf. Diese war unter Hochfrequenzsignaleinfluss geringer, die Reaktionszeiten also über den Test hinweg konstanter. Bei den älteren Frauen äußerte sich dieser Effekt dagegen in einer größeren Streuung der Reaktionszeiten.

XI.5 Ergebnisse des Tests zum Arbeitsgedächtnis (n-back)

Die in Kap. VIII. 5 und Kap. IX.5 beschriebene Aufgabe zum Arbeitsgedächtnis liefert pro Testparadigma (0-back, 1-back und 2-back) je drei Zielparameter: die mittlere Reaktionszeit sowie die Anzahl der falschen und der richtigen Reaktionen. Da die Anzahl der falschen Reaktionen sich als Differenz aus der Gesamtzahl der zu beantwortenden Stimuli und der Anzahl der richtigen Reaktionen ergibt, liefern diese beiden Variablen redundante Ergebnisse. Es wurde daher nur die Anzahl der richtigen Reaktionen, gemittelt über alle acht Durchgänge, berücksichtigt.

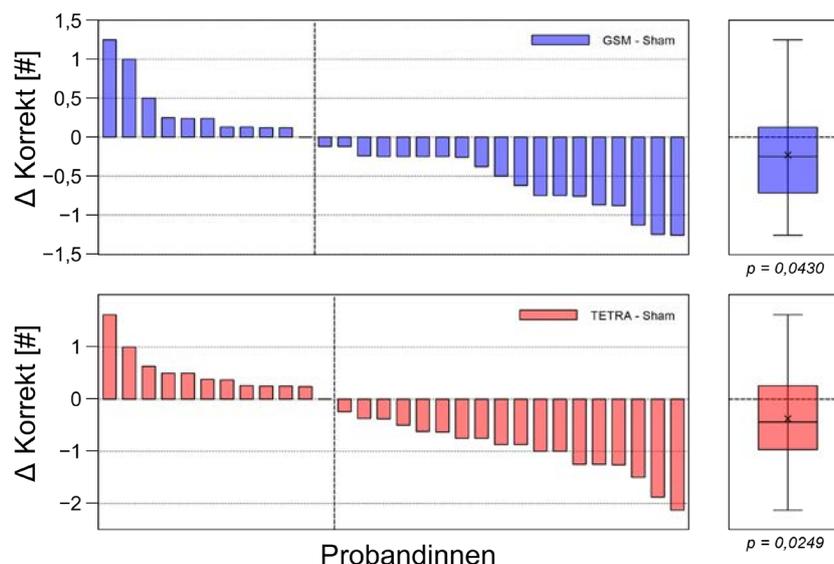


Abb. XI.9: Waterfallplots und Boxplots der Verteilung der individuellen Differenzen für die Anzahl richtiger Antworten beim 1-back (oben) und 2-back-Paradigma (unten). Beim paarweisen Vergleich zwischen der GSM- und der Sham-Expositionsbedingung (oben) und beim paarweisen Vergleich zwischen der TETRA- und der Sham-Expositionsbedingung (unten) konnte jeweils mittels t-Test für gepaarte Stichproben eine statistisch signifikante Abweichung von Null beobachtet werden (GSM: $p = 0.0430$; TETRA: $p = 0.0249$). Die senkrecht verlaufenden punktierten Linien in den Waterfallplots unterteilen die individuellen Daten in negative und positive Differenzen.

Für die in dieser Studie verwendete n-back Aufgabe gibt es keine Normwerte. In der Studie von Callicott et al. (1990), auf welcher dieser n-back Test in Bezug auf die Stimulusdarstellung beruht, fehlen Informationen zur mittleren oder zur durchschnittlichen Anzahl der Stimuli bzw. Anzahl der

Durchgänge pro Schwierigkeitsstufe sowie zur Reaktionszeit. Deshalb kann sie nicht zu Vergleichszwecken herangezogen werden.

Es zeigten sich statistisch signifikante Veränderungen in der Anzahl der richtigen Antworten unter beiden Verumexpositionen im Vergleich zu Sham. Wie in Abb.XI.9 dargestellt, konnten beim 1-back-Paradigma im Mittel unter GSM -0.23 weniger richtige Antworten angegeben werden. Die TETRA-Exposition hatte eine reduzierte Anzahl richtiger Antworten beim 2-back-Paradigma zur Folge (-0.37; siehe Tab. AXI.16 im Anhang).

Die statistische Analyse der Daten aus der Vorgängerstudie zum TETRA-Funk ergab für drei der insgesamt acht Parameter signifikante Unterschiede zwischen den Expositionen: mittlere Reaktionszeit im 1-back und 2-back Paradigma sowie die Anzahl der richtigen Reaktionen im 1-back Test. Beim paarweisen Vergleich zeigte sich, dass die Zahl der richtigen Reaktionen unter TETRA-Exposition mit 1,5 W/kg tendenziell größer ist, die Unterschiede jedoch statistisch nicht signifikant waren. Die Anzahl richtiger Reaktionen unter der 6 W/kg waren zum einen statistisch signifikant geringer als unter der Sham-Exposition, zum anderen aber auch signifikant geringer als unter Exposition mit 1,5 W/kg. Bei univariater Betrachtung der Verteilung der individuellen Differenzen in der mittleren Reaktionszeit im 1-back Paradigma ergab sich, dass keine der Verteilungen signifikant von Null abweicht. Die Reaktionszeiten unter 1,5 W/kg Exposition waren tendenziell höher als unter der Sham-Exposition. Für das 2-back Paradigma war unter der TETRA-Exposition die mittlere Reaktionszeit sowohl bei 1,5 W/kg als auch bei 6 W/kg geringer als unter der Sham-Bedingung. Zwischen den beiden Verum-Expositionen gab es keine statistisch signifikanten Unterschiede in der Reaktionszeit.

XI.6 Ergebnisse der Fragebögen während der Tagestestungen

Wie in Kap. VIII.6 beschrieben, wurden zusätzlich zu den objektiven Daten folgende validierte Fragebögen eingesetzt: visuelle Analogskalen, die deutsche Version der Positive and Negative Affect Schedule (PANAS), das State-Trait-Angst-Inventar (STAI) sowie der Gießener Beschwerdefragebogen (GBB-24). Zusätzlich wurden mit vier Fragen, die in den Gießener Beschwerdefragebogen eingearbeitet worden waren, Informationen zu subjektiv erlebten Erwärmungen im Kopfbereich erhoben.

XI.6.1 Ergebnisse der Visuellen Analogskalen zu den Tagestestungen

Wie in Kap. VIII.6.2 ausgeführt, wurden vor und nach jeder Tagesuntersuchung dieselben visuellen Analogskalen mit sechs verschiedenen Befindlichkeitsdimensionen wie in den Labornächten eingesetzt. Für die hier verwendeten visuellen Analogskalen gibt es keine allgemein gültigen Referenzwerte, da sie kontext- bzw. situationsabhängig sind und je nach Polung und Endpunkten unterschiedlich zu interpretieren sind.

Bei der Überprüfung, ob die Ausgangslage der Werte zu den sechs Dimensionen vor den Tagesuntersuchungen für alle drei Expositionsbedingungen vergleichbar war, zeigte sich, dass unter TETRA im Vergleich zu Sham statistisch signifikant größere Werte bei den Dimensionen Frische ($p = 0.0193$) und Wachheit ($p = 0.0117$) angegeben wurden. Für den Zeitpunkt nach der Testung konnte bei der Dimension Ängstlichkeit ($p = 0.0245$) ein statistisch signifikanter Unterschied in der

Einschätzung zwischen der GSM- und der Scheinexpositionsbedingung gefunden werden (siehe Tab. AXI.17 im Anhang).

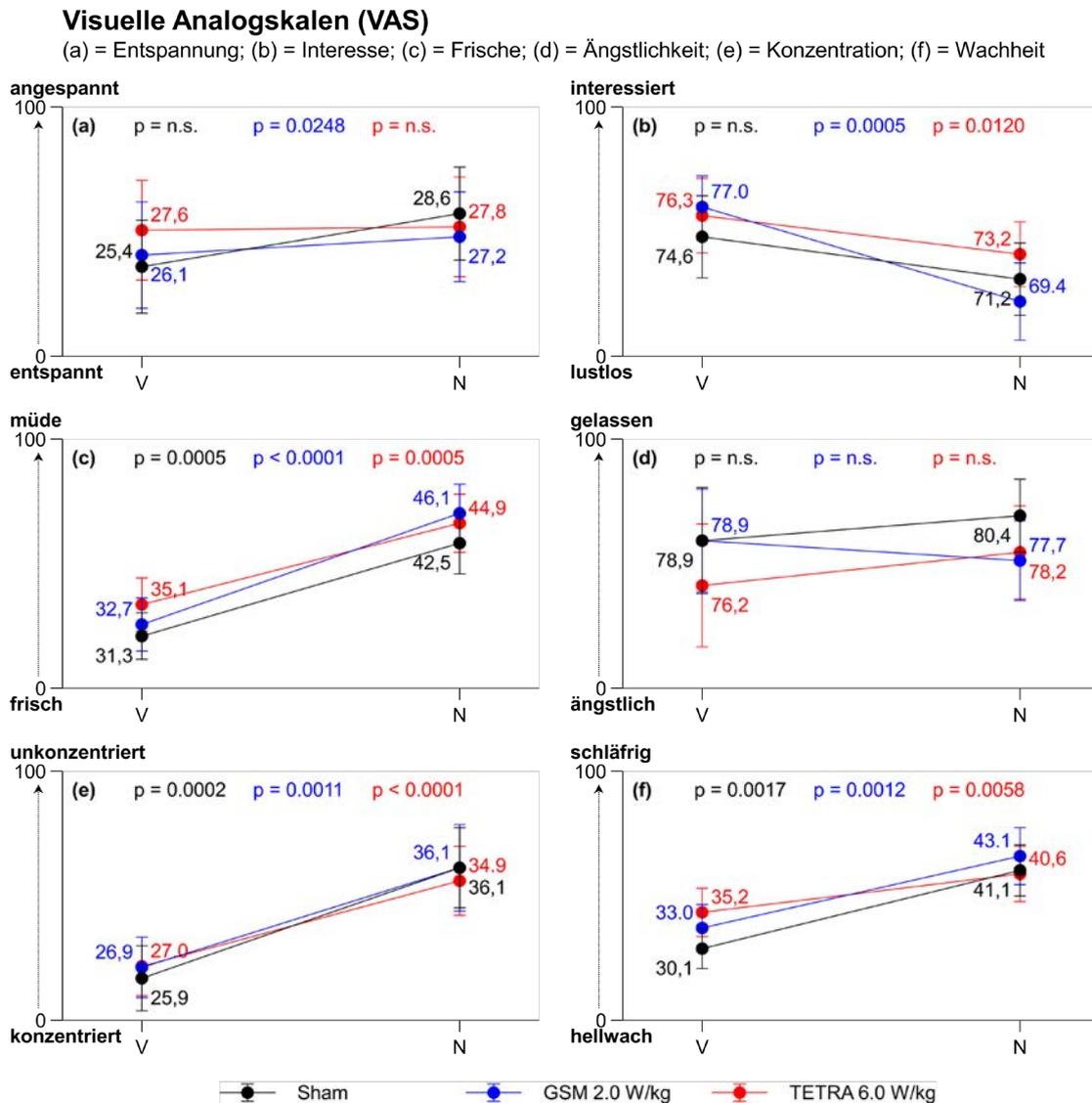


Abb. XI.10: Ergebnisse (MW ± SE) der an den Studientagen mittels visueller Analogskalen erfassten Befindlichkeiten. Statistisch signifikante Unterschiede in den Befindlichkeitseinschätzungen konnten vor der Tagestestung bei den Dimensionen Frische und Wachheit und nach der Tagestestung bei der Dimension Ängstlichkeit festgestellt werden (siehe Tab. AXI.17 im Anhang). Statistisch signifikante Veränderungen über die Dauer der Tagesuntersuchung waren außer bei der Dimension Ängstlichkeit überall zu beobachten. Zur übersichtlicheren Darstellung der Ergebnisse wurde auf eine exakte Skalierung der Ordinatenachse verzichtet und nur die Spannweite inklusive der entsprechenden Pole angegeben. V = vorher; N = nachher.

Statistisch signifikante Veränderungen über die Dauer der Tagesuntersuchung traten mit einer Ausnahme (Ängstlichkeit) bei allen Dimensionen auf (siehe Abb. XI.10). Während Unterschiede bei der Dimension Entspannung allerdings nur unter GSM-Exposition (weniger entspannt) und bei der Dimension Interesse unter beiden Verumexpositionsbedingungen (weniger interessiert) zu beobachten

waren, konnten bei den Dimensionen Frische, Konzentration und Wachheit unter allen drei Befeldungsstufen negativere Ergebnisse nach der Tagesuntersuchung festgestellt werden (weniger frisch und wach sowie weniger konzentriert). Diese Veränderungen waren aber allesamt vergleichbar zwischen den Expositionsbedingungen, sodass sich keine statistisch signifikanten Differenzen bei den paarweisen Vergleichen zwischen den Verumexpositionen und Sham ergeben hatten (siehe Tab. AXI.18 im Anhang).

Bei den jungen Männern aus der Studie zum TETRA-Funk unterschieden sich die sechs nach der Tagestestung erhobenen Dimensionen ebenfalls nicht zwischen den Expositionsbedingungen.

XI.6.2 Ergebnisse der Positive and Negative Affect Schedule zu den Tagestestungen

Zur Überprüfung eines möglichen Einflusses von TETRA-Exposition auf positive und/oder negative Gefühle bzw. Stimmung wurde die PANAS eingesetzt, wobei der jeweils aktuelle Gefühlszustand erfasst wurde.

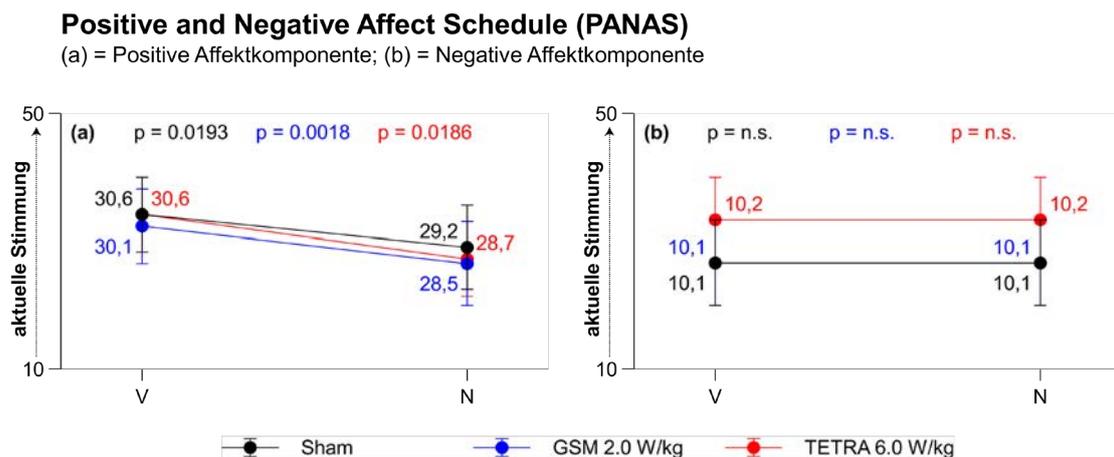


Abb. XI.11: Ergebnisse (MW ± SE) der an den Studientagen mittels der PANAS erfassten Stimmung. Statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Expositionsbedingungen bei den beiden untersuchten Affektkomponenten konnten weder vor noch nach der Testung auffindig gemacht werden. Unabhängig von der Exposition nahm die positive Stimmung aber über die Dauer der Tagestestung ab. Zur übersichtlicheren Darstellung der Ergebnisse wurde auf eine exakte Skalierung der Ordinatenachse verzichtet und nur die Spannweite der Werte angegeben. V = vorher; N = nachher.

Die mit der PANAS erfassten Stimmung unterschied sich weder vor noch nach der Tagesuntersuchung statistisch signifikant zwischen den Verumexpositionen und der Scheinbedingung (siehe Tab. AXI.17 im Anhang). Eine von der Exposition unabhängige Veränderung über die Dauer der Tagestestung konnte dagegen für die positive Befindlichkeit gefunden werden. Unter allen drei Befeldungsstufen war die positive Stimmung nach der Untersuchung weniger stark ausgeprägt als vorher (siehe Abb. XI.11). Es zeigte sich aber, dass weder die Veränderungen des positiven noch des negativen Affekts statistisch signifikante Variationen in Abhängigkeit von der Exposition aufwiesen (siehe Tab. AXI.19 im Anhang).

Auch bei den jungen Männern aus der TETRA-Studie waren die mittels des PANAS ermittelten positiven und negativen Befindlichkeiten nicht von der Exposition betroffen.

XI.6.3 Ergebnisse des State-Trait-Angst-Inventars zu den Tagestestungen

In der vorliegenden Studie wurde das State-Trait-Angst-Inventar zur Erfassung von Angst als situationsbedingten Zustand (State) herangezogen.

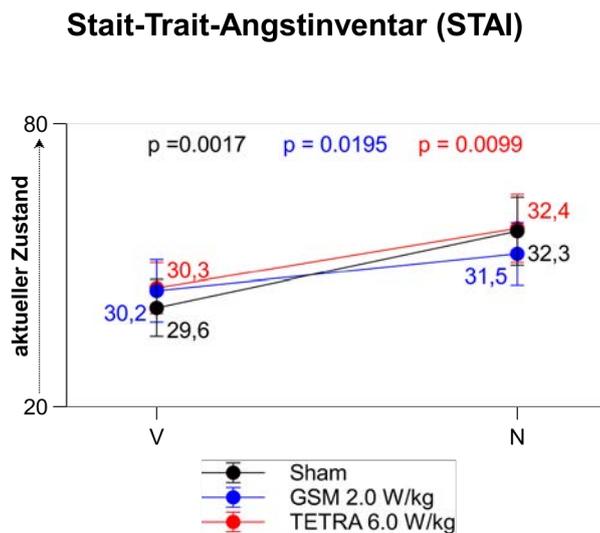


Abb. XI.12: Ergebnisse (MW ± SE) der an den Studientagen mittels des STAI erfassten Angst als situationsbedingter Zustand (State). Sowohl vor als auch nach den Tagesuntersuchungen waren die STAI-Scores zwischen den Expositionsbedingungen vergleichbar. Statistisch signifikante Veränderungen über die Dauer der Tagestestung konnten unter allen drei Befeldungsstufen beobachtet werden. Zur übersichtlicheren Darstellung der Ergebnisse wurde auf eine exakte Skalierung der Ordinatenachse verzichtet und nur die Spannweite der Werte angegeben. V = vorher; N = nachher.

In der Scheinbedingung (gemittelte Werte) ließ sich vor Beginn der Exposition der Tagestestungen ein Gesamtwert von $29,6 \pm 5,5$ feststellen, welcher deutlich unter alters- und geschlechtsspezifischen Referenzdaten (Frauen aus Allgemeinbevölkerung, Alter: ab 60 Jahren) liegt (Laux et al., 1981): Mittelwert: $40,16 \pm 10,7$. Das bedeutet, dass die hier untersuchten älteren Frauen geringere Ängstlichkeit empfinden als die vergleichbare Altersgruppe aus der Allgemeinbevölkerung.

Obwohl sich der STAI-Score weder vor noch nach der Tagesuntersuchung zwischen den Expositionsbedingungen unterschied (siehe Tab. AXI.17 im Anhang), konnte unter allen drei Befeldungsstufen eine statistisch signifikante Veränderung über die Dauer der Tagestestung festgestellt werden (siehe Abb. XI.12). Es zeigte sich, dass der STAI-Score nach der Tagesuntersuchung größer war als vorher.

Die statistische Analyse der paarweisen Differenzen zwischen den Verumexpositionsbedingungen und der Scheinbefeldung ließ dabei erkennen, dass der STAI-Score nur unter GSM weniger stark angestiegen ist als unter Sham (siehe Abb. XI.13 und Tab. AXI.20 im Anhang).

In der Vorgängerstudie zum TETRA-Funk konnten dagegen keine statistisch signifikanten Abweichungen des STAI-Scores in Abhängigkeit von der Exposition gefunden werden.

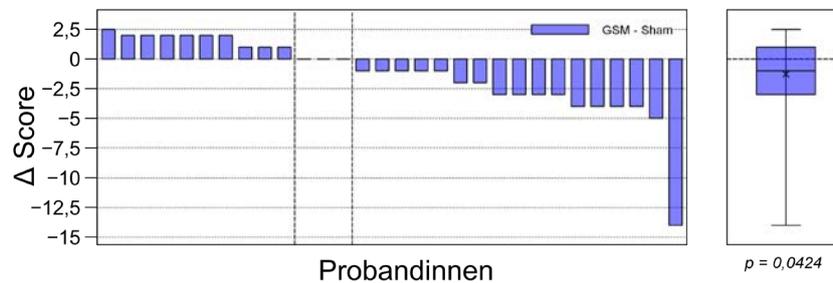


Abb. XI.13: Waterfallplot und Boxplot der Verteilung der individuellen Differenzen für den STAI-Score. Beim paarweisen Vergleich zwischen der GSM- und der Sham-Expositionsbedingung konnte mittels t-Test für gepaarte Stichproben eine statistisch signifikante Abweichung von Null beobachtet werden ($p = 0.0424$). Die senkrecht verlaufenden punktierten Linien im Waterfallplot unterteilen die individuellen Daten in negative und positive Differenzen. Werte zwischen den punktierten Linien sind Nulldifferenzen.

XI.6.4 Ergebnisse des Gießener Beschwerdebogens zu den Tagestestungen

Wie auch in den Labornächten äußerten die Probandinnen in der Tagestestung im Gießener Beschwerdefragebogen GBB-24 deutlich weniger körperliche Beschwerden [Erschöpfung: $1,0 \pm 0,3$; Magenbeschwerden: $0,2 \pm 0,2$; Gliederschmerzen: $1,1 \pm 0,4$; Herzbeschwerden: $0,1 \pm 0,06$ und Beschwerdedruck (=Gesamtwert der vier Kategorien): $2,5 \pm 0,6$] als die bevölkerungsrepräsentative Normstichprobe bestehend aus 317 Frauen im Alter ab 61 Jahren [Erschöpfung: $6,17 \pm 4,4$; Magenbeschwerden: $2,44 \pm 3,2$; Gliederschmerzen: $8,48 \pm 4,7$; Herzbeschwerden: $3,78 \pm 3,7$ und Beschwerdedruck (=Gesamtwert der vier Kategorien): $20,87 \pm 13,3$ (Brähler et al., 2008; siehe Abb. XI.14)].

Die Scores der zusammengefassten Kategorien Erschöpfung (Kat. E), Magenbeschwerden (Kat. M), Gliederschmerzen (Kat. G) und Herzschmerzen (Kat. H) sowie der Gesamtbeschwerdedruck ($\sum B$) wiesen weder am Abend noch am Morgen statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Verumexpositionen und der Scheinbefeldung auf (siehe Tab. AXI.17 im Anhang). Die Differenzen der Scores zwischen den beiden Erhebungszeitpunkten zeigten auch keine statistisch signifikante Variation mit der Exposition (siehe Abb. XI.14).

Die paarweisen statistischen Analysen ließen keine signifikanten Unterschiede in den Veränderungen der Beschwerde-Scores über die Dauer der Tagesuntersuchung in Abhängigkeit von der Exposition erkennen (siehe Tab. AXI.21 im Anhang)

Dieses Ergebnis passt zu den Beobachtungen aus der Vorgängerstudie zum TETRA-Funk, in der bei den jungen Männern ebenfalls keine Beschwerde-Score-Unterschiede gefunden werden konnte.

Gießener Beschwerdebogen (GBB-24)

(a) = Kat. E; (b) = Kat. M; (c) = Kat. G; (d) = Kat. H; (e) = $\sum B$

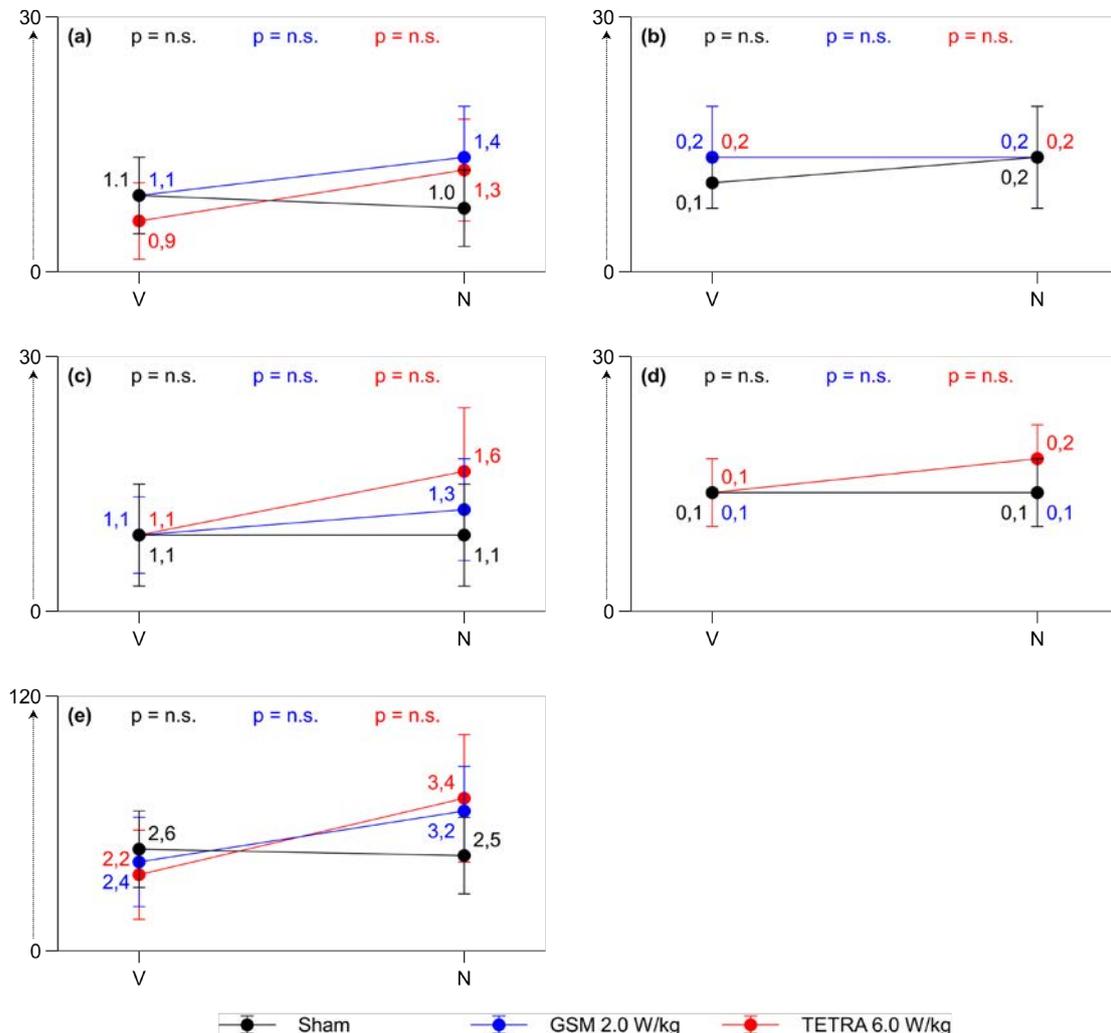


Abb. XI.14: Ergebnisse (MW \pm SE) der an den Studientagen mittels des GBB24 erfassten körperlichen Beschwerden. Statistisch signifikante Unterschiede konnten weder vor und nach einer Tagesuntersuchung noch bei den Veränderungen über die Dauer der Tagestestung auffindig gemacht werden. Zur übersichtlicheren Darstellung der Ergebnisse wurde auf eine exakte Skalierung der Ordinateachsen verzichtet und nur die Spannweite der Werte angegeben. Zusätzlich kann dadurch auch das Ausmaß der beobachteten körperlichen Beschwerden besser eingeschätzt werden. Kat. E = Kategorie Erschöpfung; Kat. M = Kategorie Magenschmerzen; Kat. G = Kategorie Gliederschmerzen; Kat. H = Kategorie Herzschmerzen; $\sum B$ = Gesamtbeschwerdedruck. V = vorher; N = nachher.

XI.6.5 Ergebnisse der Wärmeempfindung zu den Tagestestungen

Im Einklang mit den Ergebnissen aus den Experimentalnächten ergaben die zwischen den Expositionsbedingungen paarweisen Auswertungen der Wärmeempfindung für die Zeitpunkte vor und nach der Tagestestung keinen einzigen signifikanten Verteilungsunterschied zwischen den drei Merkmalsausprägungen (kälter, gleich und wärmer; siehe Abb. AXI.1-AXI.4 im Anhang).

Bei den jungen Männern aus der TETRA-Studie lagen ebenfalls keine statistisch signifikanten Verteilungsunterschiede in den Merkmalsausprägungen zum Wärmeempfinden vor.

XI.6.6 Zusammenfassung der Ergebnisse aus den Kapiteln XI.6.1 bis XI.6.5.

Im Vergleich zu den Experimentalnächten konnten bei den eingesetzten Fragebögen während der Tagestestungen insgesamt noch weniger statistisch signifikante expositionsabhängige Ergebnisse festgestellt werden.

Tab. XI.5: Ergebnisse des paarweisen Vergleichs zwischen der jeweiligen Verum- und der Sham-Expositionsbedingung für die ausgewerteten Parameter bei den eingesetzten Fragebögen an den Studientagen (exklusive der Fragen auf Einzelitemebene).

Paarweiser Vergleich	Fragebogen	Variable	Einheit	Effektrichtung	P	Effektgröße
GSM – Sham	VAS – Frische	Score ($\Delta M - A$)	mm	-	n.s.	0.01
	VAS – Entspannung	Score ($\Delta M - A$)	mm	-	n.s.	0.28
	VAS – Wachheit	Score ($\Delta M - A$)	mm	-	n.s.	0.20
	VAS – Konzentration	Score ($\Delta M - A$)	mm	-	n.s.	0.04
	VAS – Interesse	Score ($\Delta M - A$)	mm	-	n.s.	0.05
	VAS – Ängstlichkeit	Score ($\Delta M - A$)	mm	-	n.s.	0.12
	PANAS – Negativer Affekt	Score ($\Delta M - A$)		-	n.s.	0.00
	PANAS – Positiver Affekt	Score ($\Delta M - A$)		(↓)	n.s.	0.30
	STAI	Score ($\Delta M - A$)		↓	0.0424	0.37
	GBB – Erschöpfung	Score ($\Delta M - A$)		-	n.s.	0.05
	GBB – Magenbeschwerden	Score ($\Delta M - A$)		-	n.s.	.
	GBB – Gliederschmerzen	Score ($\Delta M - A$)		-	n.s.	0.02
	GBB – Herzbeschwerden	Score ($\Delta M - A$)		-	n.s.	.
	GBB – Gesamtbeschwerdedruck	Score ($\Delta M - A$)		-	n.s.	0.11
TETRA – Sham	VAS – Frische	Score ($\Delta M - A$)	mm	-	n.s.	0.05
	VAS – Entspannung	Score ($\Delta M - A$)	mm	-	n.s.	0.18
	VAS – Wachheit	Score ($\Delta M - A$)	mm	-	n.s.	0.19
	VAS – Konzentration	Score ($\Delta M - A$)	mm	-	n.s.	0.01
	VAS – Interesse	Score ($\Delta M - A$)	mm	-	n.s.	0.04
	VAS – Ängstlichkeit	Score ($\Delta M - A$)	mm	-	n.s.	0.00
	PANAS – Negativer Affekt	Score ($\Delta M - A$)		-	n.s.	0.00
	PANAS – Positiver Affekt	Score ($\Delta M - A$)		-	n.s.	0.07
	STAI	Score ($\Delta M - A$)		-	n.s.	0.05
	GBB – Erschöpfung	Score ($\Delta M - A$)		-	n.s.	0.07
	GBB – Magenbeschwerden	Score ($\Delta M - A$)		-	n.s.	.
	GBB – Gliederschmerzen	Score ($\Delta M - A$)		-	n.s.	0.06
	GBB – Herzbeschwerden	Score ($\Delta M - A$)		-	n.s.	0.00
	GBB – Gesamtbeschwerdedruck	Score ($\Delta M - A$)		-	n.s.	0.10

Effektrichtung: ↓ = statistisch signifikante Abnahme unter der Verumexposition; nicht signifikante mittlere Effekte sind in Klammern [Abnahme: (↓)] gesetzt. Statistisch signifikante Ergebnisse ($p < 0.05$) sind fettgedruckt. Unabhängig von statistischer Signifikanz sind mittlere Effekte ebenfalls in fetter Schrift kenntlich gemacht.

Lediglich die Veränderung des STAI-Scores über die Dauer der Tagesuntersuchung war unter der GSM-Exposition weniger deutlich ausgeprägt als unter der Sham-Bedingung. Für alle drei Befeldungsstufen vergleichbare statistisch signifikante Unterschiede zwischen den beiden Messzeitpunkten vor und nach der Tagestestung sind hingegen bei mehreren untersuchten Ergebnisparametern gefunden worden. So fühlten sich die Probandinnen nach der Testung z.B. weniger frisch, weniger wach und weniger konzentriert, wiesen eine geringere positive Stimmung auf und waren ängstlicher. Es ist sehr wahrscheinlich, dass dieses allgemein etwas negativere Wohlbefinden am Ende eines Untersuchungstages auf die zweistündige geistige und kognitive Beanspruchung zurückgeführt werden kann. Aufgrund der Tatsache, dass auch bei den Tagesuntersuchungen die Antworten bei den Fragen zur Wahrnehmung möglicher expositionsbedingter Erwärmungen im Kopfbereich keine statistisch signifikanten Verteilungsunterschiede aufwiesen, kann hier ebenfalls ausgeschlossen werden, dass die Probandinnen wegen einer möglichen Wärmeentwicklung der Antenne beeinflusst oder entblindet wurden.

XII Literaturverzeichnis

- Adamczyk M, Genzel L, Dresler M, Steiger A, Friess E (2015). Automatic Sleep Spindle Detection and Genetic Influence Estimation Using Continuous Wavelet Transform. *Front Hum Neurosci* 9:624.
- Anderer P, Roberts S, Schlogl A, Gruber G, Klosch G, Herrmann W, Rappelsberger P, Filz O, Barbanoj MJ, Dorffner G, Saletu B (1999). Artifact processing in computerized analysis of sleep EEG - a review. *Neuropsychobiology* 40:150-157.
- Anderer P, Gruber G, Parapatics S, Woertz M, Miazhynskaia T, Klosch G, Saletu B, Zeitlhofer J, Barbanoj MJ, Danker-Hopfe H, Himanen SL, Kemp B, Penzel T, Grozinger M, Kunz D, Rappelsberger P, Schlogl A, Dorffner G (2005). An E-health solution for automatic sleep classification according to Rechtschaffen and Kales: validation study of the Somnolyzer 24 x 7 utilizing the Siesta database. *Neuropsychobiology* 51:115-133.
- Anderer P, Saletu B, Saletu-Zyhlarz GM, Gruber G, Parapatics S, Miazhynskaia T, Woertz M, Rosipal R, Klösch G, Zeitlhofer J, Dorffner G (2006). Electrophysiological evaluation of sleep. In: *Textbook for the Training Course of the International Pharmacology-EEG Society, September 7&8, 2006, in the Awaji Island of Hyogo Prefecture*. Kinoshita T. S. 107-129.
- Anderer P, Moreau A, Woertz M, Ross M, Gruber G, Parapatics S, Loretz E, Heller E, Schmidt A, Boeck M, Moser D, Kloesch G, Saletu B, Saletu-Zyhlarz GM, Danker-Hopfe H, Zeitlhofer J, Dorffner G (2010). Computer-assisted sleep classification according to the standard of the American Academy of Sleep Medicine: validation study of the AASM version of the Somnolyzer 24 x 7. *Neuropsychobiology* 62:250-264.
- BfS (2017). *Strahlung und Strahlungsschutz*. URL: <http://www.bfs.de/SharedDocs/Downloads/BfS/DE/broschueren/str-u-strschutz.html> [Zugriff: 24.07.2018].
- Birbaumer N, Schmidt RF (2005). *Biologische Psychologie* (5th ed.). Berlin, Heidelberg, New York: Springer.
- Bond A, Lader M (1974). The use of analogue scales in rating subjective feelings. *Brit J Med Psychol* 47:211-218.
- Borbely AA, Huber R, Graf T, Fuchs B, Gallmann E, Achermann P (1999). Pulsed high-frequency electromagnetic field affects human sleep and sleep electroencephalogram. *Neurosci Lett* 275:207-210.
- Brähler E, Scheer JW (1979). Skalierung psychosomatischer Beschwerdekomplexe mit dem Giessener Beschwerdebogen (GEB). *Psychother Med Psychol* 29:14-27.
- Brähler E, Hinz A, Scheer JW (2008). *GEB-24. Der Giessener Beschwerdebogen 3., überarbeitete und neu normierte Auflage Edition*. Bern: Verlag Hans Huber, Hogrefe AG.
- Briggs GG, Nebes RD (1975). Patterns of Hand Preference in a Student Population. *Cortex* 11(3):230-238

- Brunia CHM, van Boxtel GJM (2000). Motor preparation. In: Caccioppo JT, Tassinari LG, Berntson GG (Eds). *Handbook of Psychophysiology* (2nd ed.). New York, NY, US: Cambridge University Press. pp. 507-532.
- Brunia CHM, van Boxtel GJM, Bocker KBE (2013). Negative slow waves as indices of anticipation: the Bereitschaftspotential, the Contingent Negative Variation, and the Stimulus-preceding Negativity. In: Luck SL, Kappenman ES (Eds). *The Oxford Handbook of Event-Related Potential Components*. New York, NY, US: Oxford University Press. pp. 189–207.
- Brunner DP, Vasko RC, Detka CS, Monahan JP, Reynolds CF III, Kupfer DJ (1996). Muscle artifacts in the sleep EEG: automated detection and effect on all-night EEG power spectra. *J Sleep Res* 5:155-164.
- Buckelmüller J, Landolt HP, Stassen HH, Achermann P (2006). Trait-like individual differences in the human sleep electroencephalogram. *Neuroscience* 138(1):351-356.
- Buysse DJ, Reynolds CF, Monk TH, Berman SR, Kupfer DJ (1989). The Pittsburgh Sleep Quality Index: a new instrument for psychiatric practice and research. *Psychiatry Res* 28:193-213.
- Buysse DJ, Reynolds CF, Monk TH, Hoch CC, Yeager AL, Kupfer DJ (1991). Quantification of subjective sleep quality in healthy elderly men and women using the Pittsburgh Sleep Quality Index (PSQI). *Sleep* 14(4):331-338.
- Callicott JH, Mattay VS, Bertolino A, Finn K, Coppola R, Frank JA, Goldberg TE, Weinberger DR (1999). Physiological characteristics of capacity constraints in working memory as revealed by functional MRI. *Cereb Cortex* 9:20-26.
- Cohen J (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. Hillsdale: Erlbaum.
- Corder GW, Foreman DI (2009). *Nonparametric Statistics for Non-Statisticians: A Step-by-Step Approach*. Hoboken, New Jersey: Jon Wiley & Sons, Inc
- Croft RJ, Barry RJ (2000). Removal of ocular artifact from the EEG: a review. *Neurophysiol Clin* 30:5-19.
- Croft RJ, Hamblin DL, Spong J, Wood AW, McKenzie RJ, Stough C (2008). The effect of mobile phone electromagnetic fields on the alpha rhythm of human electroencephalogram. *Bioelectromagnetics* 29:1-10.
- Curcio G, Ferrara M, Moroni F, D'Inzeo G, Bertini M, De Gennaro L (2005). Is the brain influenced by a phone call? An EEG study of resting wakefulness. *Neurosci Res* 53:265-270.
- Danker-Hopfe H, Kraemer S, Dorn H, Schmidt A, Ehlert I, Herrmann WM (2001). Time-of-day variations in different measures of sleepiness (MSLT, pupilligraphy, and SSS) and their interrelations. *Psychophysiology* 38:828-835.
- Danker-Hopfe H, Dorn H (2007). Untersuchungen an Probanden unter Exposition mit hochfrequenten elektromagnetischen Feldern von Mobiltelefonen - Abschlussbericht. URL: http://www.emf-forschungsprogramm.de/forschung/biologie/biologie_abges/bio_080.html [Zugriff: 24.07.2018].

- Danker-Hopfe H, Dorn H, Bahr A, Anderer P, Sauter C (2011). Effects of electromagnetic fields emitted by mobile phones (GSM 900 and WCDMA/UMTS) on the macrostructure of sleep. *J Sleep Res* 20:73-81.
- Danker-Hopfe H, Dorn H (2014). Probandenstudie zur Untersuchung des Einflusses der für TETRA genutzten Signalcharakteristik auf kognitive Funktionen - Abschlussbericht. URL: https://doris.bfs.de/jspui/bitstream/urn:nbn:de:0221-2014090311644/3/BfS_2014_FM8846.pdf [Zugriff: 24.07.2018].
- Danker-Hopfe H, Dorn H, Bolz T, Peter A, Hansen ML, Eggert T, Sauter C (2016) Effects of mobile phone exposure (GSM 900 and WCDMA/UMTS) on polysomnography based sleep quality: An intra- and interindividual perspective. *Environm Res* 145:50-60.
- De Gennaro L, Ferrara M (2003). Sleep spindles: an overview. *Sleep Med Rev* 7(5):423-440.
- Der G, Deary IJ (2006). Age and sex differences in reaction time in adulthood: Results from the United Kingdom Health and Lifestyle Survey. *Psychol Aging* 21(1):62-73.
- Delorme A, Makeig S (2004). EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis. *J Neurosci Methods* 134:9-21. URL: <http://www.sccn.ucsd.edu/eeglab/> [Zugriff: 24.07.2018].
- Deltour I, Wiart J, Taki M, Wake K, Varsier N, Mann S, Schüz J, Cardis E (2011). Analysis of three-dimensional SAR distributions emitted by mobile phones in an epidemiological perspective. *Bioelectromagnetics* 32(8):634-643.
- DGSM (o. J.a). Pittsburgh Schlafqualitätsindex (PSQI) [Online]; Verfügbar auf: <http://www.dgsm.de/downloads/fachinformationen/frageboegen/psqi.pdf> [Zugriff: 24.07.2018].
- DGSM (o. J.b). Zweiwöchiges Schlaftagebuch [Online]; Verfügbar auf: <http://www.dgsm.de/downloads/fachinformationen/frageboegen/2wochen.pdf> [Zugriff: 24.07.2018].
- DGSM (o. J.c). Epworth Schläfrigkeitsskala (ESS) [Online]; Verfügbar auf: <http://www.dgsm.de/downloads/fachinformationen/frageboegen/ess.pdf> [Zugriff: 24.07.2018].
- DGSM (o. J.d). Abend- und Morgenprotokolle [Online]; Verfügbar auf: <http://www.dgsm.de/downloads/fachinformationen/frageboegen/protokol.pdf> [Zugriff: 24.07.2018].
- Dunnigan K (2013). Tests of marginal homogeneity and special cases. *Pharmaceut Statist* 12:213–216
- Duncan CC, Barry RJ, Connolly JF, Fischer C, Michie PT, Naatanen R, Polich J, Reinvang I, Van Petten C (2009). Event-related potentials in clinical research: guidelines for eliciting, recording, and quantifying mismatch negativity, P300, and N400. *Clin Neurophysiol* 120:1883-1908.
- Du Prel JB, Hommel G, Röhrig B, Blettner M (2009). Confidence Interval or P-Value?: Part 4 of a Series on Evaluation of Scientific Publications. *Dtsch Arztebl Int* 106(19):335–339.
- Dykiert D, Der G, Starr JM, Deary IJ (2012). Sex Differences in Reaction Time Mean and Intraindividual Variability Across the Life Span; *Dev Psychol* 48(5):1262–1276.

- Eggert T, Sauter C, Popp R, Zeitlhofer J, Danker-Hopfe H (2012). The Pupillographic SleepinessTest in adults: effect of age, gender, and time of day on pupillometric variables. *Am J Hum Biol* 24:820-828.
- Eggert T, Dorn H, Sauter C, Marasanov A, Hansen ML, Peter A, Schmid G, Bolz T, Danker-Hopfe H (2015). Terrestrial Trunked Radio (TETRA) exposure and its impact on slow cortical potentials. *Environ Res* 143(Pt A):112-122.
- Eulitz C, Ullsperger P, Freude G, Elbert T (1998). Mobile phones modulate response patterns of human brain activity. *Neuroreport* 9:3229-3232.
- European Commission (2010). Special Eurobarometer 347 Wave 73.3: TNS Opinion & Social: Electromagnetic Fields. URL: http://ec.europa.eu/public_opinion/archives/ebs/ebs_347_en.pdf [Zugriff: 24.07.2018].
- Field A, Miles J (2010). *Discovering statistics using SAS (1st ed.)*. Los Angeles, London, New Dehli, Singapore, Washington DC: SAGE publications.
- Fouquet NC, Hawken MB, Elliott P, Burgess AP (2013). TETRA mobile radios interfere with electroencephalography recording equipment. *Med Eng Phys* 35:1688-1691.
- Freude G, Ullsperger P, Erdmann U (1999). Slow brain potentials in a visual monitoring task. *Int J Psychophysiol* 33:231-241.
- Freude G, Ullsperger P, Eggert S, Ruppe I (2000). Microwaves emitted by cellular telephones affect human slow brain potentials. *Eur J Appl Physiol* 81:18-27.
- Gasser T, Bächer P, Möcks J (1982). Transformations towards the normal distribution of broad band spectral parameters of the EEG. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 53:119-124.
- Gehlen W, Spittler JF, Calabrese P (1996). Biologisch-zerebrale Effekte in niederfrequent gepulsten Hochfrequenzfeldern. *Newsletter Edition Wissenschaft der Forschungsgemeinschaft Funk eV* 12:3-28.
- Gerloff C (2005). Ereigniskorrelierte Potenziale (EKP). In: Stöhr M, Dichgans J, Buettner UW, Hess CW (Eds). *Evozierte Potentiale: SEP - VEP - AEP - EKP - MEP (4th ed.)*. Berlin, Heidelberg, New York: Springer. pp. 499-538.
- Groppe DM, Urbach TP, Kutas M (2011). Mass univariate analysis of event-related brain potentials/fields I: A critical tutorial review. *Psychophysiology* 48:1711-1725.
- Hahn GJ, Meeker WQ (1991). *Statistical Intervals: A Guide for Practitioners*. New York: John Wiley & Sons.
- Hegerl U (1998). *Neurophysiologische Untersuchungen in der Psychiatrie. EEG, EKP, Schlafpolygraphie, Motorik, autonome Funktionen*. Berlin, Heidelberg, New York: Springer.
- Hinrichs H, Heinze HJ (2006). High frequency GSM-1800 fields with various modulations and field strengths: No short term effect on human awake EEG. *Edition Wissenschaft der FGF eV*:4-11.

- Hoffmann RM, Müller T, Hajak G, Cassel W (1997). Abend-Morgenprotokolle in Schlafforschung und Schlafmedizin - Ein Standardinstrument für den deutschsprachigen Raum. *Somnologie* 1:103-109.
- Horne JA, Östberg O (1976). A self-assessment questionnaire to determine morningness-eveningness in human circadian rhythms. *Int J Chronobiol* 4:97-110.
- Huber R, Graf T, Cote KA, Wittmann L, Gallmann E, Matter D, Schuderer J, Kuster N, Borbely AA, Achermann P (2000). Exposure to pulsed high-frequency electromagnetic field during waking affects human sleep EEG. *Neuroreport* 11:3321-3325.
- Huber R, Treyer V, Borbely AA, Schuderer J, Gottselig JM, Landolt HP, Werth E, Berthold T, Kuster N, Buck A, Achermann P (2002). Electromagnetic fields, such as those from mobile phones, alter regional cerebral blood flow and sleep and waking EEG. *J Sleep Res* 11:289-295.
- Huber R, Schuderer J, Graf T, Jutz K, Borbely AA, Kuster N, Achermann P (2003). Radio frequency electromagnetic field exposure in humans: Estimation of SAR distribution in the brain, effects on sleep and heart rate. *Bioelectromagnetics* 24:262-276.
- Iber C, Ancoli-Israel S, Chesson A, Quan SF, for the American Academy of Sleep Medicine (2007). *The AASM Manual for the Scoring of Sleep and Associated Events: rules, Terminology and technical Specifications.*, 1st ed. Edition. Westchester: Illinois: American Academy of Sleep Medicine.
- ICNIRP (1998). ICNIRP Guidelines: Guidelines for Limiting Exposure to Time-varying Electric, Magnetic, and Electromagnetic Fields (up to 300 GHz). *Health Phys* 74:494-522.
- ICNIRP (2009). ICNIRP statement on the "Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz)". *Health Phys* 97:257-258.
- Infas (2004): Ermittlung der Befürchtungen und Ängste der breiten Öffentlichkeit hinsichtlich möglicher Gefahren der hochfrequenten elektromagnetischen Felder des Mobilfunks - jährliche Umfragen, - Abschlussbericht über die Befragung im Jahr 2003 -, Institut für angewandte Sozialwissenschaft GmbH
- Infas (2005a): Ermittlung der Befürchtungen und Ängste der breiten Öffentlichkeit hinsichtlich möglicher Gefahren der hochfrequenten elektromagnetischen Felder des Mobilfunks - jährliche Umfragen, - Abschlussbericht über die Befragung im Jahr 2004 -, Institut für angewandte Sozialwissenschaft GmbH
- Infas (2005b): Ermittlung der Befürchtungen und Ängste der breiten Öffentlichkeit hinsichtlich möglicher Gefahren der hochfrequenten elektromagnetischen Felder des Mobilfunks - jährliche Umfragen, - Abschlussbericht über die Befragung im Jahr 2005 -, Institut für angewandte Sozialwissenschaft GmbH
- Infas (2006): Ermittlung der Befürchtungen und Ängste der breiten Öffentlichkeit hinsichtlich möglicher Gefahren der hochfrequenten elektromagnetischen Felder des Mobilfunks - jährliche Umfragen,

- Abschlussbericht über die Befragung im Jahr 2006 -, Institut für angewandte Sozialwissenschaft GmbH
- Infas (2010): Ermittlung der Befürchtungen und Ängste der breiten Öffentlichkeit hinsichtlich möglicher Gefahren der hochfrequenten elektromagnetischen Felder des Mobilfunks – Vorhaben 3609S80001, - Abschlussbericht über die Befragung im Jahr 2009 -, Institut für angewandte Sozialwissenschaft GmbH
- Jasper HH (1958). The ten twenty electrode system of the international federation. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 10:371–375.
- Jensen FV (1996). *An introduction to Bayesian Networks*. London: UCL Press.
- Jobert M, Wilson FJ, Ruigt GSF, Brunovsky M, Prichep LS, Drinkenburg WHIM (2012). Guidelines for the Recording and Evaluation of Pharmacoo-EEG Data in Man: The International Pharmacoo-EEG Society (IPEG). *Neuropsychobiology* 66:201-220.
- Jobert M, Wilson FJ, Roth T, Ruigt GSF, Anderer P, Drinkenburg WHIM (2013). Guidelines for the Recording and Evaluation of Pharmacoo-Sleep Studies in Man: The International Pharmacoo-EEG Society (IPEG). *Neuropsychobiology* 67:127-167.
- Johns MW (1991). A new method for measuring daytime sleepiness: the Epworth sleepiness scale. *Sleep* 14:540-545.
- Joyce CA, Gorodnitsky IF, Kutas M (2004). Automatic removal of eye movement and blink artifacts from EEG data using blind component separation. *Psychophysiology* 41:313-325.
- Kemp B, Zwiderman AH, Tuk B, Kamphuisen HA, Obery JJ (2000). Analysis of a sleep-dependent neuronal feedback loop: the slow-wave microcontinuity of the EEG. *IEEE Trans Biomed Eng* 47:1185-1194.
- Krause CM, Pesonen M, Haarala Bjornberg C, Hamalainen H (2007). Effects of pulsed and continuous wave 902 MHz mobile phone exposure on brain oscillatory activity during cognitive processing. *Bioelectromagnetics* 28:296-308.
- Krohne HW, Egloff B, Kohlmann C-W, Tausch A (1996). Untersuchungen mit einer deutschen Version der "Positive and Negative Affect Schedule" (PANAS). *Diagnostica* 42:139-156.
- Landis JR, Koch GG (1977). The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics* 33:159-174.
- Larsen LH, Prinz PN (1991). EKG artifacts suppression from the EEG. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 79:241-244.
- Laux L, Glanzmann P, Schaffner P, Spielberger CD (1981). *Das State-Trait-Angstinventar* [Testmappe mit Handanweisung, Fragebogen STAI-G Form X 1 und Fragebogen STAI-G Form X 2]. Weinheim: Beltz.

- Leuchs AK, Neuhäuser M (2010). A SAS/IML algorithm for exact nonparametric paired tests. *GMS Med Inform Biom Epidemiol* 6(1):Doc04.
- LINK (2014) Differenzierte Betrachtung der Nutzung und der Wahrnehmung des Mobilfunks - Vorhaben FM8854. In: LINK Institut für Markt- und Sozialforschung GmbH.
- Lopez-Calderon J, Luck SJ (2014). ERPLAB: An open-source toolbox for the analysis of event-related potentials. *Front Hum Neurosci* 8:213. URL: <http://www.github.com/lucklab/erplab/releases/> [Zugriff: 24.07.2018].
- Loughran SP, Wood AW, Barton JM, Croft RJ, Thompson B, Stough C (2005). The effect of electromagnetic fields emitted by mobile phones on human sleep. *Neuroreport* 16:1973-1976.
- Luck SJ (2005). An introduction to the event-related potential technique. Cambridge, MA: M.I.T. Press.
- Lüdtke H, Wilhelm B, Adler M, Schaeffel F, Wilhelm H (1998). Mathematical procedures in data recording and processing of pupillary fatigue waves. *Vision Res* 38:2889-2896.
- MacKay DJC (1995). Bayesian non-linear modelling for the energy prediction competition. In: *Maximum Entropy and Bayesian Methods* Heidbredder G. S.
- Martin BA, Trembley KL, Stapells DR (2007). Principles and applications of cortical auditory evoked potentials. In: Burkhard RF, Eggermont JJ, Don M (Eds.). *Auditory Evoked Potentials: Basic Principles and Clinical Application*. Philadelphia, Pennsylvania: Lippincott Williams & Wilkins, pp. 482-507.
- Martin BA, Tremblay KL, Korczak P (2008). Speech evoked potentials: from the laboratory to the clinic. *Ear Hear* 29:285-313.
- Martin N, Lafortune M, Godbout J, Barakat M, Robillard R, Poirier G, Bastien C, Carrier J (2013). Topography of age-related changes in sleep spindles. *Neurobiol Aging* 34(2):468-476.
- Maurer K, Lang N, Eckert J (2005). *Praxis der Evozierten Potentiale. SEP - AEP - MEP - VEP*, 2. Auflage Edition. Darmstadt: Steinkopf Verlag.
- Mitterling T, Högl B, Schönwald SV, Hackner H, Gabelia D, Biermayr M, Frauscher B. (2015). Sleep and Respiration in 100 Healthy Caucasian Sleepers - A Polysomnographic Study According to American Academy of Sleep Medicine Standards. *Sleep* 38(6):867-875.
- Moser D, Anderer P, Gruber G, Parapatics S, Loretz E, Boeck M, Kloesch G, Heller E, Schmidt A, Danker-Hopfe H, Saletu B, Zeitlhofer J, Dorffner G (2009). Sleep classification according to AASM and Rechtschaffen & Kales: effects on sleep scoring parameters. *Sleep* 32:139-149.
- Murbach M, Neufeld E, Christopoulou M, Achermann P, Kuster N (2014). Modeling of EEG electrode artifacts and thermal ripples in human radiofrequency exposure studies. *Bioelectromagnetics* 35(4):273-283.
- Östberg O. (1976) Zur Typologie der circadianen Phasenlage. In: Hildebrandt G. (eds) *Biologische Rhythmen und Arbeit*. Springer, Vienna

- Penzel T, Hirshkowitz M, Harsh J, Chervin RD, Butkov N, Kryger M, Malow B, Vitiello MV, Silber MH, Kushida CA, Chesson AL, Jr. (2007). Digital analysis and technical specifications. *J Clin Sleep Med* 3:109-120.
- Polich J (2013). Neuropsychology of P300. In: Luck SL, Kappenman ES (Eds). *The Oxford Handbook of Event-Related Potential Components*. New York, NY, US: Oxford University Press. pp. 159-188.
- Posner MI, Rafal RD (1987). Cognitive theories of attention and the rehabilitation of attentional deficits. In: Meier MJ, Benton AL, Diller L (Eds.). *Neuropsychological rehabilitation*. New York, NY, US: Guilford Press. pp. 182-201.
- Pratt JW (1959). Remarks on zeros and ties in the Wilcoxon Signed Rank procedures. *J Am Stat Assoc* 60:864-871.
- Rahe AJ (1974). Tables of critical values for the Pratt Matched Pair Signed Rank Statistic. *J Am Stat Assoc* 69:368-373.
- Rechtschaffen A, Kales A (1968). A manual of standardized terminology, techniques and scoring system for sleep stages of human subjects. Los Angeles: University of California, Brain Information Service/Brain Research Institute.
- Regel SJ, Gottselig JM, Schuderer J, Tinguely G, Retey JV, Kuster N, Landolt HP, Achermann P (2007a). Pulsed radio frequency radiation affects cognitive performance and the waking electroencephalogram. *Neuroreport* 18(8):803-807.
- Regel SJ, Tinguely G, Schuderer J, Adam M, Kuster N, Landolt HP, Achermann P (2007b). Pulsed radio-frequency electromagnetic fields: dose-dependent effects on sleep, the sleep EEG and cognitive performance. *J Sleep Res* 16:253-258.
- Rodenbeck A., Binder R, Geisler P, Danker-Hopfe H, Lund R, Raschke F, Weeß H, Schulz H (2006). A Review of Sleep EEG Patterns. Part I: A Compilation of Amended Rules for Their Visual Recognition according to Rechtschaffen and Kales. *Somnologie* 10:159-175.
- Roberts SJ (1998). Independent Component Analysis: Source Assessment Separation, a Bayesian Approach. *IEE Proceedings, Vision, Image and Signal Processing* 145:149-154.
- Sahul Z, Black B, Widro B, Guilleminault C (1995). EKG artefact cancellation from sleep EEG using adaptive filtering. *Sleep Research* 24A:486.
- Sauter C, Dorn H, Bahr A, Hansen ML, Peter A, Bajbouj M, Danker-Hopfe H (2011). Effects of exposure to electromagnetic fields emitted by GSM 900 and WCDMA mobile phones on cognitive function in young male subjects. *Bioelectromagnetics* 32:179-190.
- Sauter C, Eggert T, Dorn H, Danker-Hopfe H (2014). Literaturübersicht im Rahmen des Projekts: Einfluss hochfrequenter elektromagnetischer Felder auf Gehirnaktivität, Schlaf und kognitive Leistungsfähigkeit älterer Personen beider Geschlechter - Vorhaben 3613S30012. URL: <http://nbn-resolving.de/urn:nbn:de:0221-2014121212043> [Zugriff: 15.10.2018].

- Sauter C, Eggert T, Dorn H, Schmid G, Bolz T, Marasanov A, Hansen ML, Peter A, Danker-Hopfe H (2015). Do signals of a hand-held TETRA transmitter affect cognitive performance, well-being, mood or somatic complaints in healthy young men? Results of a randomized double-blind cross-over provocation study. *Environ Res* 140:85-94.
- SCENIHR (2015). Public consultation on the preliminary opinion on potential health effects of exposure to electromagnetic fields (EMF). Scientific Committee on Emerging and Newly Identified Health Risks. Brussels. URL: http://ec.europa.eu/health/scientific_committees/consultations/public_consultations/scenihr_consultation_19_en.htm [Zugriff: 24.07.2018].
- Schaltenbrand N, Lengelle R, Macher JP (1993). Neural network model: application to automatic analysis of human sleep. *Comput Biomed Res* 26:157-171.
- Schaltenbrand N, Lengelle R, Toussaint M, Luthringer R, Carelli G, Jacqmin A, Lainey E, Muzet A, Macher JP (1996). Sleep stage scoring using the neural network model: comparison between visual and automatic analysis in normal subjects and patients. *Sleep* 19:26-35.
- Schlögl A, Kemp B, Penzel T, Kunz D, Himanen SL, Varri A, Dorffner G, Pfurtscheller G (1999). Quality control of polysomnographic sleep data by histogram and entropy analysis. *Clin Neurophysiol* 110:2165-2170.
- Schlögl A, Keinrath C, Zimmermann D, Scherer R, Leeb R, Pfurtscheller G (2007). A fully automated correction method of EOG artifacts in EEG recordings. *Clin Neurophysiol* 118:98-104.
- Schuhfried G (1993). Wiener Testsystem Daueraufmerksamkeit, Version 3.00. . Mödling: Schuhfried Ges.m.b.H
- Silber MH, Ancoli-Israel S, Bonnet MH, Chokroverty S, Grigg-Damberger MM, Hirshkowitz M, Kapen S, Keenan SA, Kryger MH, Penzel T, Pressman MR, Iber C (2007). The visual scoring of sleep in adults. *J Clin Sleep Med* 3:121-131.
- Spielberger CD (1983). Manual for the State-Trait Anxiety Inventory (Self Evaluation Questionnaire). Palo Alto: Consulting Psychologists Press, Inc.
- SSK (2011). Biologische Auswirkungen des Mobilfunks – Gesamtschau. Stellungnahme der Strahlenschutzkommission. Verabschiedet in der 250. Sitzung der Strahlenschutzkommission am 29./30.09.2011.
- SSM (2013). Research 2013:19. Eighth report from SSM:s Scientific Council on Electromagnetic Fields. Stral Säkerhets Myndigheten (Swedish Radiation Safety Authority). URL: <http://www.stralsakerhetsmyndigheten.se/Publikationer/Rapport/Stralskydd/2013/201319/> [Zugriff: 24.07.2018].
- Stampi C, Stone P, Michimori A (1993). The Alpha Attenuation Test: A new quantitative method for assessing sleepiness and its relationship to the MSLT. *Sleep Research* 22:117.
- Stampi C, Michimori A, Aguirre A (1995). Comparison between three versions of the Alpha Attenuation Test for the objective assessment of sleepiness. *Sleep Research* 24:499.

- Sullivan GM, Feinn R (2012). Using Effect Size - or Why the P Value Is Not Enough. *J Grad Med Educ* 4(3):279–282.
- Sutton S, Braren M, Zubin J, John ER (1965). Evoked-potential correlates of stimulus uncertainty. *Science* 150:1187-1188.
- van Boxtel GJM, Bocker KBE (2004). Cortical measures of anticipation. *J Psychophysiol* 18:61-76.
- van Deventer E, van Rongen E, Saunders R (2011). WHO research agenda for radiofrequency fields. *Bioelectromagnetics* 32(5):417-421.
- Vecchio F, Babiloni C, Ferreri F, Curcio G, Fini R, Del Percio C, Rossini PM (2007). Mobile phone emission modulates interhemispheric functional coupling of EEG alpha rhythms. *Eur J Neurosci* 25:1908-1913.
- Victor A, Elsässer A, Hommel G, Blettner M (2010). Wie bewertet man die p-Wert-Flut? - Hinweise zum Umgang mit dem multiplen Testen. *Dtsch Arztebl Int* 107(4):50–6.
- Vidaurre C, Sander TH, Schlögl A. (2011). BioSig: The Free and Open Source Software Library for Biomedical Signal Processing. *Comput Intell Neurosci* ID:935364. URL: <http://biosig.sourceforge.net/download.html> [Zugriff: 24.07.2018].
- Walter WG, Cooper R, Aldridge VJ, McCallum WC, Winter AL (1964). Contingent Negative Variation: An Electric Sign of Sensorimotor Association and Expectancy in the Human Brain. *Nature* 203:380-384.
- Watson D, Clark LA, Tellegen A (1988). Development and validation of brief measures of positive and negative affect: the PANAS scales. *J Pers Soc Psychol* 54:1063-1070.
- Weeß H-G, Lund R, Gresele C, Böhning W, Sauter C, Steinberg R (1998). Vigilanz, Einschlafneigung, Daueraufmerksamkeit, Müdigkeit, Schläfrigkeit. Die Messung müdigkeitsbezogener Prozesse bei Hypersomnien. *Somnologie* 2:32-41.
- Weeß H-G, Sauter C, Geisler P, Böhning W, Wilhelm B, Rotte M, Gresele C, Schneider C, Schulz H, Lund R, Steinberg R, DGSM uAVd (2000). Vigilanz, Einschlafneigung, Daueraufmerksamkeit, Müdigkeit, Schläfrigkeit -Diagnostische Instrumentarien zur Messung müdigkeits- und schläfrigkeitsbezogener Prozesse und deren Gütekriterien. *Somnologie* 4:20-38.
- Welch PD (1961). A direct digital method of power spectrum estimation. *IBM J Res and Dev* 5:141-156.
- WHO (2010). Research Agenda for Radiofrequency Fields, World Health Organisation, URL: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs193/en/> [Zugriff: 24.07.2018].
- Wilén J, Sandström M, Hansson Mild K (2003). Subjective symptoms among mobile phone users - a consequence of absorption of radiofrequency fields?. *Bioelectromagnetics* 24(3):152-159.
- Wilhelm B, Wilhelm H, Lüdtkke H, Streicher P, Adler M (1996). Pupillographie zur objektiven Vigilanzprüfung: Methodische Probleme und Lösungsansätze. *Ophthalmologie* 93:446-450.

Wilhelm B (2007). Über die Spontanoszillationen der Pupille und ihre Beziehung zum zentralnervösen Aktivierungsniveau. Stuttgart, Berlin: Steinbeis-Edition.

Zeitlhofer J, Gruber G, Anderer P, Asenbaum S, Schimicek P, Saletu B (1997). Topographic distribution of sleep spindles in young healthy subjects. *J Sleep Res* 6:149-155.

Zimmermann P, Fimm B (2002a). A test battery for attentional performance In: Leclercq M, Zimmermann P. *Applied Neuropsychology of Attention: Theory, Diagnosis and Rehabilitation*. pp. 110-151.

Zimmermann P, Fimm B (2002b). Testbatterie zur Aufmerksamkeitsprüfung (TAP), Version 1.7. Teil 2 (Statistiken) (Erwachsenennormen). Herzogenrath: Vera Fimm/Psychologische Testsysteme.

Zschocke H, Hansen H-C (2012). *Klinische Elektroenzephalographie* (3rd ed.). Berlin, Heidelberg, New York: Springer Verlag.

Zulley J (2002). Schlafragebogen einer Schlafambulanz. In: Füller I (Ed.): *Wenn der Schlaf gestört ist*. pp. 154-166.

Zung WW (1965). A self-rating depression scale. *Arch Gen Psychiatry* 12:63-70.

Zung WW (1971). A rating instrument for anxiety disorders. *Psychosomatics* 12:371-379.

XIII Abkürzungsverzeichnis

A1, A2	Elektrodenposition Auriculum links, rechts
AAC	Alpha Attenuation Coefficient
AASM	American Academy of Sleep Medicine
AAT	Alpha Attenuation Test
Abb.	Abbildung
ABL	Amtsblatt
AEP	Akustisch evozierte Potentiale / Acoustic evoked potentials
AGNIR	Advisory Group on Non-ionising Radiation
AHI	Apnoe- Hypopnoe- Index
ANOVA	Analysis of Variance
ASF	Allgemeiner Schlafragebogen
AUC	Area under the curve
BAnz	Bundesanzeiger
BAuA	Bundesamt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin
BDBOS	Bundesanstalt für den Digitalfunk der Behörden und Organisationen mit Sicherheitsaufgaben
BEMFV	Verordnung über das Nachweisverfahren zur Begrenzung elektromagnetischer Felder
BfS	Bundesamt für Strahlenschutz
BGBI	Bundesgesetzblatt
BGV	Berufsgenossenschaftliche Vorschrift
BImSchV	Bundesimmissionsschutzgesetz
BOS	Behörden und Organisationen mit Sicherheitsaufgaben
BP	Bereitschaftspotential
BSPAN	Backward Digit Span
C3, C4, Cz	Elektrodenposition zentral links, rechts, Mitte
Ca	Calcium/ Kalzium
CANTAB	Cambridge Neuropsychological Test Automated Battery
CDR	call data records
CF	Compact Flash
cm ²	Quadratcentimeter
CMT	Clock Monitoring Task
CNS	Central Nervous System
CNV	Contingent Negative Variation
DAUF	Daueraufmerksamkeitstest
dB	Dezibel
dBm	Dezibel Milliwatt

DC	Gleichspannung, Gleichstrom (Direct Current)
DGSM	Deutsche Gesellschaft für Schlafforschung und Schlafmedizin
DLPFC	Dorsolateraler Präfrontaler Cortex
DMO	Direct Mode Operation
Dstl	Defence Science and Technology Laboratory
EDF	European Data Format
EEG	Elektroencephalogram / Elektroenzephalogramm
EG ABL	Amtsblatt der Europäischen Gemeinschaft
EKG	Elektrokardiogramm
EKP	Ereigniskorrelierte Potentiale
EMF	Electromagnetic Fields / elektromagnetische Felder
EMG	Electromyogramm
EOG	Elektrooculogramm
EP	Evoked Potentials / evozierte Potentiale
EPSP	exzitatorische Postsynaptische Potentiale
ERP	Event Related Potentials (ereigniskorrelierte Potentiale)
ESS	Epworth Sleepiness Scale
ETSI	Europäisches Institut für Telekommunikationsnormen
EU	Europäische Union
F3, F7	Elektrodenposition frontal, linkszentral, linkslateral
F4, F8, Fz	Elektrodenposition frontal rechtszentral, rechtslateral, Mitte
FDA	Food and Drug Administration
FDD	Frequenzduplex
FDMA	Frequency Division Multiple Access
FDTD	Finite Difference Time Domain
FGF	Forschungsgemeinschaft Funk
Fp1, Fp2, Fpz	Elektrodenposition frontopolar links, rechts, Mitte
FSI	Fachschaftsinitiative
FS	Anzahl der Schlafstadienwechsel
FSTST	Anzahl der Schlafstadienwechsel je Stunde TST
FW	Anzahl der Aufwach-Ereignisse
FWTST	Anzahl der Aufwach-Ereignisse je Stunde TST
g	Gramm
GBB 24	Gießener Beschwerdebogen
GDP	Gewerkschaft der Polizei
GHz	Gigahertz
GmbH	Gesellschaft mit beschränkter Haftung
GPRS	General Packet Radio Service
GSM	Global System for Mobile Communications
h	hour(s) Stunde(n)

HF	Hochfrequenz
HPA	Health Protection Agency
HV	Hyperventilation
Hz	Hertz
ICA	Independent Component Analysis
ICNIRP	International Commission on Non-Ionising Radiation Protection
IEC	International Electrotechnical Commission
IEE	Institution of Electrical Engineers
IEEE	Institute of Electric and Electronic Engineers
IEGMP	Independent Expert Group on Mobile Phones
IMST	Institut für Mobil- und Satellitentechnik
Infas	Institut für angewandte Sozialwissenschaften
IQR	Interquartilsabstand (interquartile range)
K	Kalium
K	Kelvin
Kap.	Kapitel
kHz	Kilohertz
LCONT	Latenz von „Licht aus“ bis zu den ersten 20 nacheinander folgenden Epochen jedes beliebigen Stadiums
CT	Letter Cancellation Task
LDA	lineare Diskriminanzanalyse
LN2, LN3, LR	Latenzen von „Licht aus“ bis zur ersten Epoche N3, N3, R
LP	langsames Potential
M.	Musculus
mm	Millimeter
m ²	Quadratmeter
MAB	Morgen- Abendtyp- Bestimmung
maxSAR10g	Maximalwert der über 10g zusammenhängendes Körpergewebe gemittelten Spezifischen Absorbtiionsrate
MEP	Motorisch Evozierte Potentiale
MHz	Megahertz
MP	Motor Potential
MP3	MPEG-1 Audio Layer 3
MRCP	Movement Related Cortical Potentials
MRI	Magnet Resonance Imaging
mRNA	messenger Ribonucleic Acid
MT	Movement Time
MTHR	Mobile Telecommunications and Health Research
mW	Milliwatt
mW/m ²	Milliwatt pro Quadratmeter

n-back	Test für das Arbeitsgedächtnis
N1, N2	evozierte Potentiale mit negativen Amplituden
N1, N2, N3	non-REM Schlafstadien
N3L	Latenz vom Schlafbeginn bis ertster Epoche N3
N2b	Komponente des evozierten Potentials N2
N100	evoziertes Potential mit negativer Amplitude, deren Gipfel ca. 100, msec nach Reizdarbietung auftritt
NA	negativer Affekt
NF	Niederfrequenz (5 Hz – 30 kHz)
Non-REM	Non Rapid Eye Movement
NREM	Non Rapid Eye Movement
NRPB	National Radiological Protection Board
ns	nicht signifikant
NS´	Terminal Negative Slope (Komponente von BP)
nT	Nanotesla
nPIU	natürlicher Logarithmus des PUI
nV	Nanovolt
NV	Normalverteilung
O1, O2, Oz	Elektrodenposition okzipital links, rechts, Mitte
OSPAN	Operation Span Task
p	Wahrscheinlichkeit
P1, P2, P3	evozierte Potentiale mit positiver Amplitude
P100, P200, P300	evoziertes Potential mit positiver Amplitude, deren Gipfel ca. 100, 200, 300 msec nach Reizdarbietung auftritt
P3a, P3b	Komponenten des evozierten Potentials P3
P3, P4, Pz	Elektrodenposition parietal links, rechts, Mitte
PA	positiver Affekt
PANAS	Positive and Negative Affect Schedule
PCR	Polymerase chain reaction
PLMAI	Index für Periodische Beinbewegungen mit Arousal
PLMS	Periodic Leg Movements
PSG	Polysomnografie
PSQI	Pittsburgh Sleep Quality Index
PST	Pupillografischer Schläfrigkeitstest
PUI	pupillary unrest index, Pupilleneruheindex
R	Schlafstadium REM
RAI	Respiratory Arousal Index
REM	Rapid Eye Movement
RF	Radio Frequency (Hochfrequenz)
RF-EMF	hochfrequente elektromagnetische Felder

RIA	Radioimmunassays
RL	REM-Latenz
RMS	Effektivwert (root mean square)
RNA	Ribonucleic acid
RP	Readiness Potential (Bereitschaftspotential, BP)
RT-PCR	Reverse Transcription Polymerase Chain Reaction
R&K	Rechtschaffen und Kales
S1	Warnreiz
S2	Befehlsreiz
SAR	Spezifische Absorptionsrate / Specific Absorption Rate
SAR10g	über 10 g zusammenhängendes Körpergewebe gemittelte Spezifische Absorptionsrate
SAS	Selbstbeurteilungs- Angst- Skala
SCENIHR	Scientific Committee on Emerging and Newly Identified Health Risks
SDS	Selbstbeurteilungs- Depressions- Skala
SE	Schlafeffizienz
SEP	Somatosensorisch Evozierte Potentiale
Sham	Scheinexposition
SL	Schlaflatenz
SSK	Strahlenschutzkommission
SSM	Swedish Radiation Safety Authority
SSP	Spatial Span
STAI	State- Trait- Angst Inventar / State- Trait Anxiety Inventory
SWS	Slow Wave Sleep
T3, T5	Elektrodenposition temporal links anterior, links posterior
T4, T6	Elektrodenposition temporal rechts anterior, rechts posterior
Tab.	Tabelle
TAP	Testbatterie zur Aufmerksamkeitsprüfung
TDMA	Time Division Multiple Access
TETRA	Terrestrial Trunked Radio
TETRAPOL Bw	TETRAPOL Bundeswehr
TETRAPOL	TETRA-Funkstandard für professionelle Anwender
TETREX	Software TETRA Exposure (IMST)
TIB	Time in Bed
TMB	Trail Making B Test
TSP	Gesamtschlafperiode / Total sleep period
TST	Total Sleep Time
UHF	Ultra High Frequency (Dezimeterwellen, 300 MHz-3000 MHz)
UK MTHR	Britisches Mobilfunkforschungsprogramm (Mobile Telecommunications and Health Research Programme)

UMTS	Universal Mobile Telecommunications System
VAS	visuelle Analogskala / visual analogue scale
V/m	Volt pro Meter
VEP	Visuell evozierte potenziale / Visual evoked potentials
VHF	Very High Frequency (Ultrakurzwelle, 30-300 MHz)
VMT	Visual Monitoring Task
W	Wach (wake)
W	Watt
W/kg	Watt pro Kilogramm
WaT	Wahlreaktion auf Töne
WASO	Wake after Sleep Onset
WMT	Working Memory Task
WTSP	Wach in der Gesamtschlafperiode
z.B.	zum Beispiel
ZNS	Zentrales Nervensystem
μV	Mikrovolt

XIV Abbildungsverzeichnis

Abb. IV.1: Schematische Darstellung des Studiendesigns.	42
Abb. V.1: Tiefpaßfilter für EEG-Polysomnographieeingänge des Registriergerätes.	48
Abb. V.2: Elektrodenkabel mit Induktivitätsbelag.	49
Abb. V.3: Melone mit Kopf-Elektroden und Antenne.....	50
Abb. V.4: Spektren der Aufzeichnung mit einer Melone als Kopfphantom.	50
Abb. V.5: Spektren mit Frequenzauflösung 0,25 Hz für die Lokalisation T3.....	51
Abb. V.6: Amplitudenfrequenzgang des FIR Filters zur TETRA-Störsignaldämpfung.....	52
Abb. VI.1: Blockschaltbild der entwickelten Expositionsanlage.	55
Abb. VI.2: Foto der assemblierten Expositionsanlage.	56
Abb. VI.3: Vorderseite der entwickelten planaren Dualband-Antenne für TETRA (385 MHz) und GSM900 (915 MHz) zur Befestigung am Probandenkopf.....	57
Abb. VI.4: Entwickelte Antenne betriebsbereit mit Textilumhüllung.	57
Abb. VI.5: Betrag des Eingangsreflexionsfaktors der Antenne, gemessen am Eingang des Antennenkabels.....	58
Abb. VI.6: Schematische Darstellung der Einhüllenden des realisierten TETRA Expositionssignals.....	59
Abb. VI.7: Schematische Darstellung der Einhüllenden des realisierten GSM900 Expositionssignals.....	59
Abb. VI.8: Bedienoberfläche (Hauptfenster) der Steuersoftware.	60
Abb. VI.9: Numerisches Antennenmodell (links) und numerisches Modell der Validierungsanordnung (rechts).	62
Abb. VI.10: Vergleich von Simulation (links) und Messung (rechts) in einer Ebene in 5 mm (oben) und 10 mm (unten) Distanz zur Antenne innerhalb des Flachphantoms für TETRA.....	62
Abb. VI.11: Vergleich von Simulation (links) und Messung (rechts) in einer Ebene in 5 mm (oben) und 10 mm (unten) Distanz zur Antenne innerhalb des Flachphantoms für GSM900.	63
Abb. VI.12: Erhebung der Variationsbereiche charakteristischer geometrischer Parameter zur Abschätzung der Unsicherheiten zufolge von geringfügigen Schwankungen der Antennenposition.....	64
Abb. VI.13: Veranschaulichung der definierten geometrischen Parameter.	64

Abb. VI.14: Verwendete anatomische Kopfmodelle (oben: „Ella“, unten: „Luis“) aus der Virtual Family.....	65
Abb. VI.15: Schema einer Elektrode inklusive Signalleitung, wie sie am Körpermodell anhand des 10-20-Systems positioniert wurde (links) und Ansicht des fertig modellierten Modells „Ella“ mit Antenne in Nominalposition sowie den EEG-Ableitungen an der linken Hemisphäre (rechts).	67
Abb. VI.16: Vergleich der (ungemittelten) SAR-Verteilungen im Gehirn mit (rechts) und ohne (links) EEG Elektroden für TETRA (oben) und GSM900 (unten) normiert auf jeweils 14 W/kg/W.....	68
Abb. VI.17: Graphische Darstellung der Absorptionsverteilung im Kopf bzw. im Gehirn am Beispiel des Modells Ella mit der Antenne in Nominalposition für TETRA (oben) und GSM900 (unten).....	70
Abb. VI.18: Temperaturmesspunkte innerhalb des Modells Ella.	72
Abb. VI.19: Temperaturverläufe in den Messpositionen 1 bis 4 im Kopf des Modells Ella bei einer Expositionsstufe von 6 W/kg (TETRA) mit Berücksichtigung der Antennenerwärmung, wobei die HF-Quelle in den grünen Bereichen ausgeschaltet und im roten Bereich eingeschaltet ist.....	73
Abb. VI.20: Temperaturverläufe in den Messpositionen 1 bis 4 im Kopf des Modells Ella bei einer Expositionsstufe von 2 W/kg (GSM900) mit Berücksichtigung der Antennenerwärmung, wobei die HF-Quelle in den grünen Bereichen ausgeschaltet und im roten Bereich eingeschaltet ist.....	74
Abb. VII.1: <i>links</i> : Positionierung der EEG-Elektroden (nach dem 10-20-System) in der Adaptationsnacht (sowie in den Studiennächten und –tagen); <i>rechts</i> : Auflistung der aufgezeichneten (Bio-) Signale.	83
Abb. VII.2: Probandin mit 19 nach dem 10-20-System positionierten Elektroden und Dualband-Antenne mit Stoffhülle.	84
Abb. VII.3: Probandenrekrutierung.....	84
Abb. VIII.1: Der P1-N1-P2-Komplex ausgelöst durch einen “Klick-Ton“.....	88
Abb. VIII.2: Die P300 ist ein positives Potential, das mit einer Latenz von ca. 300 ms nach unerwarteten, aufgabenrelevanten, seltenen Stimuli auftritt.....	89
Abb. VIII.3: Schematische Darstellung der Contingent Negative Variation (CNV).	91
Abb. VIII.4: Schematische Darstellung der Aufgabe zur Erzeugung einer Contingent Negative Variation (CNV).	92
Abb. VIII.5: Bereitschaftspotential vor einer einfachen Fingerbewegung.	92
Abb. VIII.6: Schematische Darstellung der Clock-Monitoring Task (CMT).	93

Abb. VIII.7: Monitoransicht mit Instruktionen für die Durchführung des DAUF-Test.....	96
Abb. VIII.8: Schematische Darstellung einer Abfolge von Bildern aus dem Test zur Geteilten Aufmerksamkeit der TAP.	97
Abb. VIII.9: Schematische Darstellung einer Abfolge von Bildern aus dem Vigilanztest der TAP.....	97
Abb. VIII.10: N-back Aufgabe zur Überprüfung des Arbeitsgedächtnisses am Beispiel der 0-back und der 2-back-Aufgabe.....	98
Abb. IX.1: Die Reduktion und Umbenennung der Schlafstadien von Rechtschaffen und Kales in die Klassifikation nach den Regeln der American Academy of Sleep Medicine.....	104
Abb. IX.2: Das Prinzip des „averaging“.	112
Abb. X.1: Schematische Darstellung möglicher quantitativer Schlaf-EEG-Analysen.	138
Abb. X.2: Topoplots auf Basis der IPEG-Frequenzbänder für das Stadium N1 der gesamten Nacht.	140
Abb. X.3: Darstellung aller signifikanten Ergebnisse auf Basis der Spektrallinien in einem Rasterdiagramm für das Stadium N1 der gesamten Nacht.	141
Abb. X.4: Darstellung aller mittleren und größeren beobachteten Effektgrößen auf Basis der Spektrallinien in einem Rasterdiagramm für das Stadium N1 der gesamten Nacht.....	142
Abb. X.5: Topoplots auf Basis der IPEG-Frequenzbänder für das Stadium N2 der gesamten Nacht.	144
Abb. X.6: Darstellung aller signifikanten Ergebnisse auf Basis der Spektrallinien in einem Rasterdiagramm für das Stadium N2 der gesamten Nacht.	145
Abb. X.7: Darstellung aller mittleren und größeren beobachteten Effektgrößen auf Basis der Spektrallinien in einem Rasterdiagramm für das Stadium N2 der gesamten Nacht.....	146
Abb. X.8: Topoplots auf Basis der IPEG-Frequenzbänder für das Stadium N3 der gesamten Nacht.	148
Abb. X.9: Darstellung aller signifikanten Ergebnisse auf Basis der Spektrallinien in einem Rasterdiagramm für das Stadium N3 der gesamten Nacht.	149
Abb. X.10: Darstellung aller mittleren und größeren beobachteten Effektgrößen auf Basis der Spektrallinien in einem Rasterdiagramm für das Stadium N3 der gesamten Nacht.....	150
Abb. X.11: Topoplots auf Basis der IPEG-Frequenzbänder für das Stadium NREM der gesamten Nacht.	152
Abb. X.12: Darstellung aller signifikanten Ergebnisse auf Basis der Spektrallinien in einem Rasterdiagramm für das Stadium NREM der gesamten Nacht.	153
Abb. X.13: Darstellung aller mittleren und größeren beobachteten Effektgrößen auf Basis der Spektrallinien in einem Rasterdiagramm für das Stadium NREM der gesamten Nacht.....	154

Abb. X.14: Topoplots auf Basis der IPEG-Frequenzbänder für das Stadium REM der gesamten Nacht.	156
Abb. X.15: Darstellung aller signifikanten Ergebnisse auf Basis der Spektrallinien in einem Rasterdiagramm für das Stadium REM der gesamten Nacht.	157
Abb. X.16: Darstellung aller mittleren und größeren beobachteten Effektgrößen auf Basis der Spektrallinien in einem Rasterdiagramm für das Stadium REM der gesamten Nacht.	158
Abb. X.17: Topoplots auf Basis der Stadien N2, N3 und NREM der gesamten Nacht für das breit gefasste AASM-Spindelfrequenzband.	162
Abb. X.18: Topoplots auf Basis der Stadien N2, N3 und NREM der gesamten Nacht für das eng gefasste AASM-Spindelfrequenzband.	163
Abb. X.19: Waterfallplot und Boxplot der Verteilung der individuellen Differenzen für die mittlere Schlafspindelfrequenz im Stadium N3 an der Lokalisation P4.	164
Abb. X.20: Waterfallplot und Boxplot der Verteilung der individuellen Differenzen für die subjektiv erhobenen Variablen Einschlaf latenz (SL - oben) und nächtliche Wachdauer (WASO - unten).	166
Abb. X.21: Ergebnisse (MW \pm SE) der in den Studiennächten mittels visueller Analogskalen erfassten Befindlichkeiten.	167
Abb. X.22: Waterfallplot und Boxplot der Verteilung der individuellen Differenzen für die Dimension Wachheit.	168
Abb. X.23: Ergebnisse (MW \pm SE) der in den Studiennächten mittels der PANAS erfassten Stimmung.	169
Abb. X.24: Ergebnisse (MW \pm SE) der in den Studiennächten mittels des STAI erfassten Angst als situationsbedingter Zustand (State).	170
Abb. X.25: Ergebnisse (MW \pm SE) der in den Studiennächten mittels des GBB24 erfassten körperlichen Beschwerden.	171
Abb. X.26: Waterfallplot und Boxplot der Verteilung der individuellen Differenzen für den Beschwerdescore zur Dimension Erschöpfung.	172
Abb. XI.1: Topoplots auf Basis der IPEG-Frequenzbänder für das Ruhe-EEG.	178
Abb. XI.2: Darstellung aller signifikanten Ergebnisse auf Basis der Spektrallinien in einem Rasterdiagramm für das Ruhe-EEG.	179
Abb. XI.3: Darstellung aller mittleren und größeren beobachteten Effektgrößen auf Basis der Spektrallinien in einem Rasterdiagramm für das Ruhe-EEG.	180
Abb. XI.4: Waterfallplot und Boxplot der Verteilung der individuellen Differenzen für die CNV an der Lokalisation F4.	181

Abb. XI.5: Waterfallplots und Boxplots der Verteilung der individuellen Differenzen für die P3-Amplitudenunterschiede zwischen seltenen und häufigen Tönen an den Lokalisationen Fz (oben) und Pz (unten).	183
Abb. XI.6: Waterfallplots und Boxplots der Verteilung der individuellen Differenzen für den Median der Standardabweichung von den Reaktionszeiten.....	186
Abb. XI.7: Waterfallplots und Boxplots der Verteilung der individuellen Differenzen für den Median der Reaktionszeit der Gesamtaufgabe.....	187
Abb. XI.8: Waterfallplots und Boxplots der Verteilung der individuellen Differenzen für den Mittelwert (oben) und den Median (unten) der Reaktionszeit des 1. Teilabschnitts.	188
Abb. XI.9: Waterfallplots und Boxplots der Verteilung der individuellen Differenzen für die Anzahl richtiger Antworten beim 1-back (oben) und 2-back-Paradigma (unten).	190
Abb. XI.10: Ergebnisse (MW \pm SE) der an den Studientagen mittels visueller Analogskalen erfassten Befindlichkeiten.	192
Abb. XI.11: Ergebnisse (MW \pm SE) der an den Studientagen mittels der PANAS erfassten Stimmung.	193
Abb. XI.12: Ergebnisse (MW \pm SE) der an den Studientagen mittels des STAI erfassten Angst als situationsbedingter Zustand (State).	194
Abb. XI.13: Waterfallplot und Boxplot der Verteilung der individuellen Differenzen für den STAI-Score.	195
Abb. XI.14: Ergebnisse (MW \pm SE) der an den Studientagen mittels des GBB24 erfassten körperlichen Beschwerden.....	196

XV Tabellenverzeichnis

Tab. IV.1: Ablauf einer Adaptations- bzw. Studiennacht.....	43
Tab. IV.2: Ablauf eines Übungs- bzw. Testtages.....	44
Tab. VI.1: Ergebnis der Erhebung der geometrischen Parameter für einen Variationsbereich von über 20 Personen.....	65
Tab. VI.2: Leistungseffizienz und erforderliche angebotene HF-Leistung am Eingang des blauen (ca. 1,5 m langen) Antennenkabels.	69
Tab. VI.3: Unsicherheitsbilanz und sich daraus ergebende Variationsbereiche der zu erwartenden Exposition in Form der maxSAR10g für TETRA und GSM900.....	69
Tab. VI.4: Mittlere SAR in den 50 am höchsten exponierten Gehirnregionen, sortiert nach den Ergebnissen von Ella in nominaler Position bei der Expositionsstufe von maxSAR10g = 6 W/kg (TETRA) bzw. maxSAR10g = 2 W/kg (GSM900).	71
Tab. VI.5: Temperaturanstieg des Gewebes bedingt durch die HF-Einstrahlung sowie durch die Antennenerwärmung an definierten Messpunkten nach einer Expositionsdauer von einer Stunde (entspricht eingeschwungenem Zustand der Temperaturänderung).	73
Tab. VI.6: Verwendete Feldsonden, Einsatzfrequenzbereich und Nachweisgrenze.	75
Tab. VI.7: 50 Hz Hintergrundimmissionen in den Probandenräumen.....	75
Tab. VII.1: Einschlusskriterien für eine Studienteilnahme.....	77
Tab. VII.2: Ausschlusskriterien für eine Studienteilnahme.....	78
Tab. VII.3: Fragebögen, die zum Screening eingesetzt wurden.	79
Tab. VII.4: Untersuchungen im Vorfeld der Studie (Screening-Untersuchungen).	82
Tab. VII.5: Stichprobencharakteristika.	85
Tab. VIII.1: Tests zur Erfassung von Aufmerksamkeitskomponenten.	95
Tab. VIII.2: Fragebögen, die im Verlauf der Studie wiederholt eingesetzt wurden.	99
Tab. IX.1: Schlafvariablen nach AASM.	105
Tab. IX.2: Zusätzliche Schlafparameter.	106
Tab. IX.3: Arousalparameter (Somnolyzer 24x7).....	106
Tab. X.1: Vergleich von 13 Schlafparametern zur Charakterisierung der Stichprobe im Vergleich zu einer Referenzstichprobe älterer gesunder Männer und Frauen.	126

Tab. X.2: Ergebnisse des paarweisen Vergleichs zwischen den beiden Verum-Expositionsbedingungen und der Sham-Expositionsbedingung für die ausgewerteten Parameter zu den Schlaf-Wach-Zeiten.....	128
Tab. X.3: Ergebnisse des paarweisen Vergleichs zwischen den beiden Verum-Expositionsbedingungen und der Sham-Expositionsbedingung für die ausgewerteten Latenzparameter.	129
Tab. X.4.1: Ergebnisse des paarweisen Vergleichs zwischen der GSM-Expositionsbedingung und der Sham-Expositionsbedingung für die ausgewerteten Parameter zur Schlafarchitektur.	130
Tab. X.4.2: Ergebnisse des paarweisen Vergleichs zwischen der TETRA-Expositionsbedingung und der Sham-Expositionsbedingung für die ausgewerteten Parameter zur Schlafarchitektur.....	131
Tab. X.5: Ergebnisse des paarweisen Vergleichs zwischen den beiden Verum-Expositionsbedingungen und der Sham-Expositionsbedingung für die ausgewerteten Parameter zur Schlafkontinuität.	133
Tab. X.6: Vergleich zwischen den in der vorliegenden Studie beobachteten Effekten mit denen aus den beiden Vergleichsstudien an jungen Männern für die ausgewerteten Parameter zu den Schlaf-Wach-Zeiten.....	134
Tab. X.7: Vergleich zwischen den in der vorliegenden Studie beobachteten Effekten mit denen aus den beiden Vergleichsstudien an jungen Männern für die ausgewerteten Latenzparameter.	135
Tab. X.8: Vergleich zwischen den in der vorliegenden Studie beobachteten Effekten mit denen aus den beiden Vergleichsstudien an jungen Männern für die ausgewerteten Parameter zur Schlafarchitektur.....	136
Tab. X.9: Vergleich zwischen den in den vorliegenden Studien beobachteten Effekten mit denen aus den beiden Vergleichsstudien an jungen Männern für die ausgewerteten Parameter zur Schlafkontinuität.	137
Tab. X.10: EEG-Parameter auf Frequenzbandebene, die statistisch signifikant zwischen der TETRA- und der Scheinexpositionsbedingung für das Stadium N1 der gesamten Nacht variieren.....	139
Tab. X.11: EEG-Parameter auf Frequenzbandebene, die statistisch signifikant zwischen der GSM- und Scheinexpositionsbedingung für das Stadium N2 der gesamten Nacht variieren.	143
Tab. X.12: EEG-Parameter auf Frequenzbandebene, die statistisch signifikant zwischen der TETRA- und Scheinexpositionsbedingung für das Stadium N2 der gesamten Nacht variieren.....	143
Tab. X.13: EEG-Parameter auf Frequenzbandebene, die statistisch signifikant zwischen der GSM- und Scheinexpositionsbedingung für das Stadium N3 der gesamten Nacht variieren.	147

Tab. X.14: EEG-Parameter auf Frequenzbandebene, die statistisch signifikant zwischen der TETRA- und Scheinexpositionsbedingung für das Stadium N3 der gesamten Nacht variieren.....	147
Tab. X.15: EEG-Parameter auf Frequenzbandebene, die statistisch signifikant zwischen der GSM- und Scheinexpositionsbedingung für das Stadium NREM der gesamten Nacht variieren.....	151
Tab. X.16: EEG-Parameter auf Frequenzbandebene, die statistisch signifikant zwischen der TETRA- und Scheinexpositionsbedingung für das Stadium NREM der gesamten Nacht variieren.....	151
Tab. X.17: EEG-Parameter auf Frequenzbandebene, die statistisch signifikant zwischen der TETRA- und Scheinexpositionsbedingung für das Stadium REM der gesamten Nacht variieren.....	155
Tab. X.18: Schlafspindelfrequenzparameter, die statistisch signifikant zwischen der GSM- und Scheinexpositionsbedingung für das Stadium N2 der gesamten Nacht variieren.....	161
Tab. X.19: Schlafspindelfrequenzparameter, die statistisch signifikant zwischen der GSM- und Scheinexpositionsbedingung für das Stadium N3 der gesamten Nacht variieren.....	161
Tab. X.20: Schlafspindelfrequenzparameter, die statistisch signifikant zwischen der GSM- und Scheinexpositionsbedingung für das Stadium NREM der gesamten Nacht variieren.....	161
Tab. X.21: Ergebnisse des paarweisen Vergleichs zwischen den beiden Verum-Expositionsbedingungen und der Sham-Expositionsbedingung für die ausgewerteten Parameter bei den eingesetzten Fragebögen in den Studienächten (exklusive der Fragen auf Einzelitemebene).....	173
Tab. XI.1: Ergebnisse des paarweisen Vergleichs zwischen der jeweiligen Verum- und der Sham-Expositionsbedingung für die ausgewerteten Parameter bei den durchgeführten Tests zur tonischen zentralnervösen Aktivierung.	176
Tab. XI.2: Ruhe-EEG-Parameter auf Frequenzbandebene, die statistisch signifikant zwischen der TETRA- und Scheinexpositionsbedingung variieren.	177
Tab. XI.3.1: Ergebnisse des paarweisen Vergleichs zwischen der GSM- und der Sham-Expositionsbedingung für die ausgewerteten Parameter in den psychophysiologischen Tests.....	184
Tab. XI.3.2: Ergebnisse des paarweisen Vergleichs zwischen der TETRA- und der Sham-Expositionsbedingung für die ausgewerteten Parameter in den psychophysiologischen Tests.....	185
Tab. XI.4: Ergebnisse des paarweisen Vergleichs zwischen der jeweiligen Verum- und der Sham-Expositionsbedingung für die ausgewerteten Parameter bei den durchgeführten Tests zur Objektivierung aufmerksamkeitsbezogener Prozesse.....	189

Tab. XI.5: Ergebnisse des paarweisen Vergleichs zwischen der jeweiligen Verum- und der Sham-Expositionsbedingung für die ausgewerteten Parameter bei den eingesetzten Fragebögen an den Studientagen (exklusive der Fragen auf Einzelitemebene)..... 197

Korrespondenzanschrift:

Prof. Dr. Heidi Danker-Hopfe
Kompetenzzentrum Schlafmedizin des CC15
Charité – Universitätsmedizin Berlin
Campus Benjamin Franklin
Hindenburgdamm 30
12200 Berlin
Tel.: 030 450 517571
Fax: 030 450 517941
e-mail: heidi.danker-hopfe@charite.de

| Verantwortung für Mensch und Umwelt |

Kontakt:

Bundesamt für Strahlenschutz

Postfach 10 01 49

38201 Salzgitter

Telefon: + 49 30 18333 - 0

Telefax: + 49 30 18333 - 1885

Internet: www.bfs.de

E-Mail: ePost@bfs.de

Gedruckt auf Recyclingpapier aus 100 % Altpapier.



Bundesamt für Strahlenschutz