

Ressortforschungsberichte zur kerntechnischen Sicherheit und zum Strahlenschutz

**Probandenstudie zur Untersuchung des Einflusses der für TETRA
genutzten Signalcharakteristik auf kognitive Funktionen
- Vorhaben FM8846**

**Auftragnehmer:
Charité - Universitätsmedizin, Berlin**

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

Das Vorhaben wurde mit Mitteln des Bundesministeriums für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit (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-94/14

Bitte beziehen Sie sich beim Zitieren dieses Dokumentes immer auf folgende URN:
urn:nbn:de:0221-2014090311644

Salzgitter, September 2014

**Probandenstudie zur Untersuchung
des Einflusses der für TETRA
genutzten Signalcharakteristik auf
kognitive Funktionen**

Abschlussbericht

erstellt im Auftrag des
Bundesamtes für Strahlenschutz

Dezember 2013

Projektleitung:

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

Kompetenzzentrum Schlafmedizin CC15
Charité - Universitätsmedizin Berlin
Eschenallee 3
14050 Berlin

T +49 (0) 30 8445 8600 oder 8613
F +49 (0) 30 8445 8233
E-mail: heidi.danker-hopfe@charite.de
hans.dorn@charite.de

Dr. - Ing. Achim Bahr und Dipl. Ing. Thomas Bolz

Institut für Mobil- und Satellitentechnik IMST GmbH
Carl-Friedrich-Gauss Str. 2
47475 Kamp Lintfort
Tel.: +49 2842 981 100
Fax: +49 2842 981 199
E-Mail: achim.bahr@imst.de
thomas.bolz@imst.de



Dipl.-Ing Gernot Schmid

Seibersdorf Laboratories
2444 Seibersdorf, TechGate Vienna
Donau-City-Straße 1,
A-1220 Wien, Österreich
E-mail: 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. Cornelia Sauter
Dipl.-Biol. Torsten Eggert
Kompetenzzentrum Schlafmedizin CC15, Charité - Universitätsmedizin Berlin

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

Danksagung:

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

- den **32 Probanden**, 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. Dipl.Psych. Cornelia Sauter, Dipl.-Biol. Torsten Eggert und Dipl-Math. Alexander Marasanov, die als wissenschaftliche Mitarbeiter das Projekt betreut haben, Dr. med. Anita Peter, Dr. med. Claudine Dujardin und Dr. med. Marie-Luise Hansen für das sorgfältige Probandenscreening, Frau Stefanie Marquat für die Ableitung des Screening Wach-EEGs, Andrea Schmidt für die Auswertung von Polysomnogrammen zur Qualitätskontrolle, sowie Silke Radohs, die als medizinisch-technische Angestellte das Projekt intensiv betreut hat. Alle Mitarbeiter haben mit großem Engagement und persönlicher Flexibilität zur hohen Datenqualität und zügigen Durchführung der Datenerhebung beigetragen.
- den **studentischen Mitarbeiterinnen**: Juliane Paul, Juliane Schlee, Laura Kruse und Sarah Denker, von denen die Probanden in der Nacht zuverlässig betreut wurden. Auch sie zeichneten sich durch eine große Flexibilität und Bereitschaft zur Übernahme von Verantwortung aus.
- den **Mitarbeitern der IMST GmbH**, 47475 Kamp Lintfort: Dr. Achim Bahr und Dr.-Ing. Thomas Bolz, für die Entwicklung und Betreuung der Expositionsanlage.
- Herrn Dipl.-Ing. Gernot Schmid von den **Seibersdorf Laboratories**, 2444 Seibersdorf, Österreich für die dosimetrische Charakterisierung der Expositionsanlage.
- Der **Siesta Group Schlafanalyse GmbH**, 1210 Wien, Österreich für die Auswertung der Polysomnogrammen
- **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 Bereitsstellung von Leihgeräten zur Durchführung der Aktigraphie.

Inhaltsverzeichnis

I	Zusammenfassung	10
II	Einleitung	16
III	Literaturübersicht	18
III.1	Einleitung	18
III.2	Eigenschaften und Verbreitung von TETRA.....	18
III.2.1	Technische Spezifikationen von TETRA	19
III.2.2	TETRA-Funk in Deutschland	21
III.2.3	Gesetzliche Grundlagen	22
III.3	Stand der Forschungsprojekte zu TETRA	24
III.3.1	Deutsche Forschungsprojekte zu TETRA	24
III.3.1.1	Bundesanstalt für den Digitalfunk der Behörden und Organisationen mit Sicherheitsaufgaben und Bundesamt für Strahlenschutz (BDBOS).....	24
III.3.1.2	Bundesamt für Strahlenschutz (BfS)	25
III.3.1.3	Forschungsgemeinschaft Funk (FGF)	25
III.3.1.4	Bundesamt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA)	25
III.3.2	Das Britische Mobilfunkforschungsprogramm	26
III.3.3	Das Dänische Mobilfunkforschungsprogramm	27
III.4	Ergebnisse aus den Forschungsprojekten	27
III.4.1	Studien zu Exposition und Dosimetrie bei TETRA	27
III.4.2	In-vitro-Studien.....	32
III.4.3	In-vivo-Studien	34
III.4.3.1	Tier-Experimente.....	34
III.4.3.2	Studien zu berufsbedingter Nutzung von TETRA.....	37
III.4.3.3	Studien zu biologischen Effekten von TETRA auf das Herz-Kreislaufsystem.....	40
III.4.3.4	Studien zu biologischen Effekten von TETRA auf das Zentrale Nervensystem.....	41
III.4.3.4.1	Evozierte Potentiale und EEG	41
III.4.3.4.2	Kognitive Funktionen	43
III.4.3.5	Studien zu Elektrosensibilität	48
III.5	Zusammenfassung Literaturübersicht	50
IV	Zielsetzung und Design der Studie	51
IV.1	Ziele der Studie und Begründung	51

IV.2	Design der Studie	51
V	Exposition	56
V.1	Rahmenbedingungen.....	56
V.1.1	Hintergrundfelder im Messraum.....	56
V.1.1.1	HF-Felder (100 kHz – 3 GHz).....	56
V.1.1.2	NF-Felder (5 Hz - 30 kHz).....	57
V.1.2	Vorbereitung des Laborraums	57
V.1.3	Ablauf der Studie	58
V.1.4	Maßnahmen zur Sicherung der Datenqualität bei EEG-Ableitung unter Exposition	59
V.1.5	Überprüfung der Polysomnographie-Aufzeichnungen auf Störungen durch die Exposition.....	60
V.2	Abschlussbericht zum Aufbau einer Expositionseinrichtung	63
V.2.1	Einleitung und Zielsetzung.....	63
V.2.2	Beschreibung der Expositionseinrichtung.....	63
V.2.2.1	Aufbau der Expositionseinrichtung	63
V.2.2.2	Aufbau der Antenne	64
V.2.2.3	Beschreibung des Testsignals.....	66
V.2.2.4	Steuerung der Expositionseinrichtung	67
V.2.3	Charakterisierung der Expositionseinrichtung	68
V.2.3.1	Dosisfindung und Unsicherheitsabschätzung.....	69
V.2.3.1.1	Validierung des numerischen Quellenmodells.....	69
V.2.3.1.2	Variation der Antennenposition am Kopf	71
V.2.3.1.3	Variation der Antennenanpassung zufolge Variation der Antennenposition	74
V.2.3.1.4	Anatomische Unterschiede zwischen Probanden	74
V.2.3.1.5	Schwankungsbereich der dielektrischen Gewebeparameter	74
V.2.3.1.6	Schwankungsbereich der Hautfeuchte	75
V.2.3.1.7	Einfluss von Feuchteschwankungen der Textilmantelung der Antenne	75
V.2.3.1.8	Einfluss der EEG-Elektroden	75
V.2.3.2	Gehirnregionspezifische Absorptionsanalyse.....	78
V.2.4	Messung der Hintergrundfelder	80
V.2.5	Literatur	81
V.2.6	Verweis Anhang.....	81

VI	Pilotstudie zur Überprüfung der Wärmewahrnehmung	82
VI.1	Ablauf der Studie	82
VI.1.1	Studiendesign	82
VI.1.2	Probanden.....	83
VI.1.3	Temperaturmessung.....	83
VI.1.4	Erfassung der subjektiven Beurteilung	85
VI.1.5	Auswertung der Daten	85
VI.1.6	Statistik.....	86
VI.2	Ergebnisse	86
VI.2.1	Symptomäußerungen von Probanden.....	86
VI.2.2	Subjektive Wärmewahrnehmung.....	86
VI.2.3	Objektive Wärmentwicklung.....	88
VI.2.4	Subjektive Wärmewahrnehmung im Vergleich zur vorherigen Messung – Zusammenhang mit objektiven Expositionsunterschieden.....	93
VI.3	Zusammenfassung	95
VII	Probanden.....	97
VII.1	Ein- und Ausschlusskriterien.....	97
VII.2	Verfahren zur Probandenrekrutierung	99
VII.2.1	Stufe 1: Telefoninterview	99
VII.2.2	Stufe 2: Fragebögen	99
VII.2.2.1	Allgemeiner Schlaffragebogen (ASF)	100
VII.2.2.2	Pittsburgh Schlafqualitätsindex (PSQI).....	100
VII.2.2.3	Landecker Inventar zur Erfassung von Schlafstörungen (LISST)	101
VII.2.2.4	Morgen-Abendtyp-Bestimmung (MAB).....	101
VII.2.2.5	Schlaftagebuch	101
VII.2.2.6	Epworth Schläfrigkeitsskala (ESS)	101
VII.2.2.7	Selbstbeurteilungs-Depressions-Skala (SDS).....	102
VII.2.2.8	Selbstbeurteilungs-Angst-Skala (SAS).....	102
VII.2.3	Stufe 3: Screening-Untersuchung.....	102
VII.2.4	Stufe 4: Polysomnographische Screening-Untersuchung	103
VII.3	Ergebnisse der Probandenrekrutierung.....	105

VIII	Methodik der Datenerhebung	108
VIII.1	Polysomnographie (PSG)	108
VIII.2	EEG-Aufzeichnungen während der Tagesuntersuchungen	108
VIII.2.1	Alpha Attenuation Test (AAT)	108
VIII.2.2	Ruhe-EEG	109
VIII.2.3	Evozierte Potentiale (EP).....	109
VIII.2.3.1	Akustisch evozierte Potentiale (AEP) - Wahlreaktion auf Töne.....	110
VIII.2.3.2	Akustisch evozierte Potentiale (AEP) – Oddball Paradigma	111
VIII.2.4	Ereigniskorrelierte Potentiale (EKP) und langsame Hirnpotentiale (LP)	112
VIII.2.4.1	Contingent Negative Variation (CNV).....	112
VIII.2.4.2	Bereitschaftspotential (BP)	114
VIII.2.4.3	DC-Potential und Visuelle Folgereaktion (VMT)	115
VIII.3	Pupillographischer Schläfrigkeitstest (PST).....	116
VIII.4	Tests zur Objektivierung aufmerksamkeitsbezogener Prozesse.....	116
VIII.4.1	Test zur selektiven Aufmerksamkeit	118
VIII.4.2	Test zur geteilten Aufmerksamkeit.....	119
VIII.4.3	Vigilanztest.....	119
VIII.5	Test zum Arbeitsgedächtnis (WMT).....	120
VIII.6	Fragebögen und Selbstbeurteilungsverfahren während der Studie	121
VIII.6.1	Abend- und Morgenprotokolle.....	121
VIII.6.2	Visuelle Analogskalen (VAS)	122
VIII.6.3	Positive and Negative Affect Schedule (PANAS)	122
VIII.6.4	State-Trait-Angst-Inventar (STAI)	123
VIII.6.5	Gießener Beschwerdebogen (GGB-24).....	123
VIII.6.6	Wärmewahrnehmung.....	124
IX	Methodik der Datenauswertung	125
IX.1	Auswertung der Schlafdaten.....	125
IX.1.1	Computer-assistierte Auswertung der Schlafparameter mit dem Somnolyzer 24x7	126
IX.1.2	Powerspektralanalyse mit Somnolyzer 24x7	131
IX.1.3	Automatische Auswertung von Spindeln mit dem Somnolyzer 24 x 7	131
IX.2	Auswertung der am Tag erhobenen physiologischen Daten.....	133
IX.2.1	Auswertung des Alpha Attenuation Tests.....	133

IX.2.2	Auswertung des Ruhe-EEGs	134
IX.2.3	Vorverarbeitung aller evozierten Potentiale (EP).....	135
IX.2.4	Auswertung der ereigniskorrelierten bzw. langsamen Hirnpotentiale.....	138
IX.2.5	Auswertung der akustisch evozierten Potentiale	139
IX.2.6	Auswertung des Pupillographischen Schläfrigkeitstests	140
IX.3	Auswertung der Leistungsparameter der evozierten Potentialen.....	141
IX.3.1	Auswertung der Leistungsparameter der Wahlreaktion auf Töne	141
IX.3.2	Auswertung der Leistungsparameter des Oddball Paradigmas	141
IX.3.3	Auswertung der Leistungsparameter der Contingent Negative Variation.....	141
IX.3.4	Auswertung der Leistungsparameter der Visuellen Folgereaktion	141
IX.4	Auswertung der Tests zur Objektivierung aufmerksamkeitsbezogener Prozesse	142
IX.4.1	Auswertung des Tests zur selektiven Aufmerksamkeit	142
IX.4.2	Auswertung des Tests zur Geteilten Aufmerksamkeit	143
IX.4.3	Auswertung des Vigilanztests	143
IX.5	Auswertung des Tests zum Arbeitsgedächtnis (n-back)	144
IX.6	Statistische Auswertung der Daten.....	144
X	Ergebnisse zum Schlaf.....	147
X.1	Quantitative Schlafparameter	147
X.2	Ergebnisse der Auswertung der Powerspektralwerte.....	152
X.3	Ergebnisse der Spindelanalyse	160
X.4	Ergebnisse der Fragebögen während der Schlaflabornächte	162
X.4.1	Ergebnisse der Abend- und Morgenprotokolle	162
X.4.2	Ergebnisse der Visuellen Analogskalen zur Schlaflabornacht	164
X.4.3	Ergebnisse der Positive and Negative Affect Schedule zur Schlaflabornacht	165
X.4.4	Ergebnisse des State-Trait-Angst-Inventars zur Schlaflabornacht.....	166
X.4.5	Ergebnisse des Gießener Beschwerdebogens zur Schlaflabornacht	167
X.4.6	Ergebnisse der Wärmeempfindung zur Schlaflabornacht	168
XI	Ergebnisse zum Tag	170
XI.1	Ergebnisse der am Tag durchgeführten psychophysiologischen Experimente.....	170
XI.1.1	Ergebnisse des Alpha Attenuation Tests (AAT)	170
XI.1.2	Ergebnisse der Powerspektralwerte im Ruhe-EEG.....	171
XI.1.3	Ergebnisse der evozierten Potentialen	182

XI.1.3.1	Ergebnisse der Contingent Negative Variation (CNV).....	182
XI.1.3.2	Ergebnisse des Bereitschaftspotentials (BP).....	183
XI.1.3.3	Ergebnisse der Visuellen Folgereaktion (VMT) und des DC-Potentials	184
XI.1.3.4	Ergebnisse der akustisch evozierten Potentiale (AEP) - Wahlreaktion auf Töne.....	186
XI.1.3.5	Ergebnisse der akustisch evozierten Potentiale (AEP) – Oddball Paradigma	187
XI.2	Ergebnisse des Pupillographischen Schläfrigkeitstests	188
XI.3	Ergebnisse der Tests zur Objektivierung aufmerksamkeitsbezogener Prozesse	189
XI.3.1	Ergebnisse des Tests zur selektiven Aufmerksamkeit	189
XI.3.2	Ergebnisse des Tests zur Geteilten Aufmerksamkeit.....	190
XI.3.3	Ergebnisse des Vigilanztests	192
XI.4	Ergebnisse des Tests zum Arbeitsgedächtnis (n-back)	195
XI.5	Ergebnisse der Fragebögen während der Tagestestungen	200
XI.5.1	Ergebnisse der Visuellen Analogskalen zu den Tagestestungen.....	200
XI.5.2	Ergebnisse der Positive and Negative Affect Schedule zu den Tagestestungen.....	202
XI.5.3	Ergebnisse des State-Trait-Angst-Inventars zu den Tagestestungen	203
XI.5.4	Ergebnisse des Gießener Beschwerdebogens zu den Tagestestungen	204
XI.5.5	Ergebnisse der Wärmeempfindung zu den Tagestestungen	206
XII	Literatur.....	207
XIII	Abkürzungsverzeichnis.....	221
XIV	Abbildungsverzeichnis.....	227
XV	Tabellenverzeichnis	232

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 von Terrestrial Trunked Radio (TETRA) Endgeräten ausgehen, 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. Die Studie wurde zum einen aus Vergleichsgründen (Vergleich mit Mobilfunkstudien) und zum anderen zur Reduktion von alters- und geschlechtsspezifischer Variabilität an 30 jungen gesunden Männern (18 – 30 Jahre) durchgeführt.

Humanstudien, in denen ein möglicher Effekt von RF-EMF-Exposition im Vergleich zu einer Scheinexposition untersucht wird, sind doppel-blind durchzuführen. Da eine Wahrnehmung der durch die Exposition entstehenden Wärme die Blindheit gefährden würde, wurde zunächst eine Vorstudie an 15 männlichen Personen (Alter 23 – 36 Jahre) durchgeführt. In dieser Vorstudie wurden die gleichen Expositionssignale wie in der Hauptstudie benutzt: pulsmoduliertes Hochfrequenzsignal mit einer Trägerfrequenz von 385 MHz, einer Pulsbreite von 14,17 ms und einer Periodendauer von 56,67 ms (d.h. Tastverhältnis 25%, Pulsfrequenz 17,65 Hz). In einem randomisierten, doppelblinden cross-over Design wurden drei Expositionen (Scheinexposition, sowie maximale SAR-Werte (gemittelt über 10g) 1,5 W/kg und 6 W/kg) vergleichend untersucht. Die flache Antenne mit Schaumstoffpolster und Textilhülle wurde am linken Ohr angebracht. Für Details zur Exposition sowie zur dosimetrischen Charakterisierung der Anlage sei auf Schmid et al. (2012) verwiesen.

In der Vorstudie wurde die Hauttemperatur an zwei Positionen nahe dem Strahler der Antenne faseroptisch gemessen. Zusätzlich wurden die Probanden zur subjektiven Wärmewahrnehmung befragt. Die Messungen ergaben einen deutlichen Anstieg der Hauttemperatur unter Exposition: bis zu 0,8 °C gemittelt für die beiden Positionen bei einer Exposition mit maxSAR_{10g} von 6 W/kg. Die Teilnehmer waren jedoch nicht in der Lage, zwischen den Expositionsbedingungen zu unterscheiden, so dass die Blindheit gewährleistet war.

Die Hauptstudie ist bei ClinicalTrials.gov registriert (NCT01117597), und es liegt ein positives Votum der Ethikkommission der Charité - Universitätsmedizin Berlin für diese Studie vor. Das Screening der Studienteilnehmer umfasste neben der Überprüfung der Ein- und Ausschlusskriterien auf der Basis von Fragebögen und ambulanten Aufzeichnungen des Schlafes eine ausführliche internistische, neurologische und psychiatrische Untersuchung. Nach einer Adaptationsnacht, die zum einen der Eingewöhnung in die Laborumgebung und zum anderen dem Screening von klinisch nicht fassbaren Schlafstörungen diente, verbrachten die Probanden im Abstand von jeweils zwei Wochen neun Studiennächte im Labor (je drei für jede Expositionsbedingung). In den Studiennächten wurden die Probanden vor dem Zubettgehen 30 min auf der linken Kopfseite exponiert und danach für die

gesamte Dauer der Nacht (8 Stunden). Es wurden Daten zur Schlafarchitektur, Schlafspindelparameter sowie Powerspektralwerte des Schlaf-EEGs ausgewertet.

In der auf die Adaptationsnacht folgenden Woche verbrachten die Probanden einen Tag im Labor, der ebenfalls der Eingewöhnung in die Laborsituation und dem Üben der Tests diente. Am Tag 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. Alternierend zu den Untersuchungen des Schlafes wurden die Tagestestungen im zweiwöchigen Abstand durchgeführt mit ebenfalls drei Testtagen pro Expositionsbedingung. Vor Beginn der Testungen wurde für 30 min exponiert, und es folgten Tests mit paralleler EEG-Aufzeichnung mit einer Gesamtdauer von ca. zwei Stunden. Zur Vermeidung von Tageszeiteffekten wurden alle Tests am Nachmittag durchgeführt.

Vor und nach jeder Untersuchungsnacht sowie jeder Tagestestung füllten die Studienteilnehmer 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. Abhängig vom Ergebnis des Kolmogorov-Smirnov-Tests auf Normalverteilung (getestet mit einer zweiseitigen Irrtumswahrscheinlichkeit $p < 0.01$) wurden Expositionseffekte mittels parametrischer (gemischte lineare Modelle) bzw. nichtparametrischer (Friedman Rangvarianzanalyse) Varianzanalysen für abhängige Stichproben mit dem Faktor „Exposition“ getestet. Bei signifikanten Ergebnissen (getestet wurde mit einer zweiseitigen Irrtumswahrscheinlichkeit $p < 0.05$) wurden a posteriori Tests auf paarweise Unterschiede basierend auf individuellen Differenzen durchgeführt. Für alle statistischen Analysen wurde die Statistiksoftware SAS (Version 9.3) verwendet. Mit einer Stichprobe von $n=30$ lassen sich bei einer zweiseitigen Irrtumswahrscheinlichkeit von 0.05 und einer Power von 0.80 Effektgrößen von ca. 0.50 in Tests für gepaarte bzw. abhängige Beobachtungen als statistisch signifikant nachweisen.

Die Ergebnisse der Untersuchung eines möglichen Expositionseffektes auf die Gehirnaktivität im Schlaf ließen keine nennenswerten Auswirkungen auf die Makrostruktur des Schlafes (Schlafarchitektur) erkennen. Ebenso ließen sich keine systematischen Variationen der Schlafspindelparameter beobachten. Die ausgewerteten Powerspektralwerte des NREM-Schlafes (Frequenzbänder: F3, F4, C3, C4, O1, O2; Spektrallinien bei einer Auflösung von 0,25 Hz: C3) können

in Abhängigkeit von der Exposition variieren, wobei Effekte mit zunehmender Expositionsdauer (im letzten Schlafzyklus) deutlicher zu werden scheinen. Die meisten der beobachteten Unterschiede lassen jedoch keine „Dosis-Wirkungs-Beziehung“ erkennen.

Während der PST und der AAT keinen Anhalt für einen Einfluss von TETRA-Exposition auf die tonische Aktivierung des Gehirns im Wachzustand liefern, zeigen die Powerspektralwerte des Wach-EEGs insbesondere bei Auswertung auf der Basis von Spektrallinien bei einer Auflösung von 0,25 Hz mehr signifikante Ergebnisse als zufällig zu erwarten gewesen wären. Diese leichten physiologischen Variationen werden jedoch nicht in den Parametern zur Erfassung der phasischen Aktivierung reflektiert (Ausnahme: Contingent Negative Variation; hier weisen die Ergebnisse auf eine effizientere Reizverarbeitung unter Exposition hin). Mit einer Ausnahme (reduzierte Varianz der Reaktionszeiten unter Exposition im Vigilanztest) ließen sich auch keine Effekte auf die drei untersuchten Aufmerksamkeitskomponenten Vigilanz, selektive sowie geteilte Aufmerksamkeit beobachten. Für das Arbeitsgedächtnis zeigten sich inkonsistente Ergebnisse. Ein Vergleich von Symptomen und Befindlichkeit vor und nach Exposition ließ ebenfalls keine Variation in Abhängigkeit von der Exposition erkennen. Die Ergebnisse zur Wärmewahrnehmung bestätigen die Ergebnisse der Vorstudie.

Insgesamt zeigen die Daten, wie schon für RF-EMF im Mobilfunkfrequenzbereich, dass die Hirnaktivität gemessen an Powerspektralwerten des Wach- und des Schlaf-EEGs zwischen den Expositionsbedingungen variieren kann. Diese leichten physiologischen Veränderungen zeigen sich jedoch in der Regel weder für Verhaltensparameter noch für Symptome. Die bisherigen Aussagen beziehen sich jedoch ausschließlich auf die Gruppenebene. Analysen auf individueller Ebene, die aufgrund des Vorliegens mehrerer Messwerte pro Expositionsbedingung und Individuum möglich wären, stehen noch aus. Angesichts der Tatsache, dass die Hirnaktivität im Wachzustand und im Schlaf alters- und geschlechtsspezifisch variiert, ist unklar, inwieweit diese Ergebnisse, die für junge gesunde Männer beobachtet wurden, auf andere Altersklassen und auf Frauen übertragen werden können.

Summary

Aim of the present randomized, double-blind cross-over study was to investigate acute effects of radiofrequency electromagnetic fields (RF-EMF) emitted by Terrestrial Trunked Radio (TETRA) 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. For reasons of comparison (to mobile phone studies) and to reduce variability related to age and gender 30 healthy young males (18 – 30 years) were included.

Human studies investigating possible RF-EMF effects in comparison to sham exposure have to be performed double-blind. Since perception of skin warming resulting from exposure would compromise the blinding, a pilot study was performed with 15 male subjects (age 23 – 36). In this pilot study the same exposure signals as in the main study were applied: a 385 MHz carrier frequency pulse modulated with a pulse length of 14.17 ms and a pulse period of 56.67 ms (i.e. duty cycle 25%; 17.65 Hz pulse modulation). In a randomized, double-blind cross-over design three exposure conditions (sham as well as maxSAR_{10g} values of 1,5 W/kg and 6 W/kg, respectively) were investigated. The printed circuit board antenna with a foam cushioning and a textile cover was fixed at the left ear. For further details concerning the exposure setup and dosimetric characterisation see Schmid et al. (2012).

In the pilot study skin temperature was measured using a fibre optical device at two positions close to the radiating element of the antenna. Additionally subjective perception of warming was assessed. The measurements revealed a temperature rise proportional to the supplied RF power with an average temperature increase at the two locations of 0.8 °C following the high exposure level of maxSAR_{10g} = 6 W/kg. However, subjects were not able to distinguish between exposure conditions.

The main study is registered at *ClinicalTrials.gov* (NCT01117597) and the Charité - University Medicine Berlin issued a positive ethics vote for this study. The screening of eligible subjects comprised a questionnaire based review of inclusion and exclusion criteria as well as ambulatory sleep recordings and a detailed physical, psychiatric and neurological medical examination. An adaptation night, which served as screening night for sleep disorders and as an adjustment night to the lab environment, was followed by nine study nights separated by a two weeks interval (three for each exposure condition). 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 (8 hours). Sleep architecture, sleep spindle parameters and powerspectra of the sleep EEG were analysed.

The week succeeding the adaptation night subjects underwent a test session to become familiar with the test procedures and the lab environment. Daytime assessment 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. Alternating to study nights daytime assessments were performed every second week, also with three test sessions per exposure condition. Prior to testing subjects were exposed for 30 min followed by tests with parallel EEG registration for a duration of approximately 2 hours. To avoid time of day effects, all tests were performed in the afternoon.

Pre and post 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. Depending on the results of the Kolmogorov-Smirnov test for normal distribution (tested with a double sided $p < 0.01$) exposure effects were analysed by a parametric (mixed linear models) or a non parametric (Friedman test) analysis of variance for dependent measures with the factor "exposure". In case of significant results (tested with $p < 0.05$) a posteriori tests for pairwise differences between exposure conditions based on individual differences were performed. All statistical analyses were conducted with SAS (version 9.3). A sample size of $n=30$ enables to detect a standardized effect size of approximately 0.50 with a double-sided $p = 0.05$ and a power = 0.80 for paired or dependent measures, respectively.

No important exposure effect on brain activity during sleep was observed for the macrostructure of sleep (sleep architecture). There were also no systematic variations of sleep spindle parameters with exposure. Powerspectra of NREM sleep (frequency bands at F3, F4, C3, C4, O1, and O2 as well as spectral densities at 0.25 Hz resolution at C3) may vary with exposure. Effects seem to be more pronounced with increasing duration of exposure (last cycle of the night). Most of the observed differences, however, do not reflect a "dose-response" relationship.

While the PST and the AAT did not reveal any evidence for an exposure effect on the tonic level of central nervous alertness, powerspectra based on 0.25 Hz frequency bins yielded more statistically significant results than expected by chance. These slight physiological variations, however, are typically not reflected in parameters of phasic alertness (exception: Contingent Negative Variation where results indicate a more efficient information processing under exposure). With one exception (reduced variance of the reaction time in the vigilance task) no exposure related differences were observed for the three attention components: vigilance, selective and divided attention. Results concerning the working memory were inconsistent. A pre-post exposure comparison of mood and symptoms did not reveal any variation in relation to exposure. Results of thermal perception in the main study confirmed those of the pilot study.

Overall the data indicate – as for RF EMF exposure from mobile phones – that brain activity as measured by powerspectra of the wake and of the sleep EEG may differ between exposure conditions. The slight physiological changes, however, are typically not reflected by behavioural measures and symptoms. So far results refer to the group level. Analyses at the individual level which are possible based on multiple assessments per exposure condition and person are still pending. Given that brain activity during wake and sleep varies with age and gender, it is open whether these results, which were observed for young healthy males can be transferred to elderly subjects and to women.

II Einleitung

Aufgabe der Bundesanstalt für den Digitalfunk der Behörden und Organisationen mit Sicherheitsaufgaben (BDBOS) ist es, im öffentlichen Interesse ein bundesweit einheitliches digitales Sprech- und Datenfunksystems für Behörden und Organisationen mit Sicherheitsaufgaben (Digitalfunk BOS) in Deutschland aufzubauen, zu betreiben und seine Funktionsfähigkeit sicherzustellen. Das BOS-Funksystem wird nach dem TETRA- (Terrestrial Trunked Radio) Standard unter Berücksichtigung strenger Sicherheitsanforderungen aufgebaut. Beim Aufbau des BOS-Netzes sind grundlegende Anforderungen des Strahlenschutzes zu berücksichtigen. Im Bereich der Strahlenschutzforschung kann zwar auf Erfahrungen aus dem Bereich des Mobilfunknetzausbaus zurückgegriffen werden, jedoch besteht im Bereich des Digitalfunks darüber hinausgehender Forschungsbedarf, um die für den Aufbau und den Betrieb des BOS-Netzes erforderlichen wissenschaftlichen Erkenntnisse und Entscheidungshilfen zu verbessern, sowie ausreichende Information der Öffentlichkeit und der Endgerätenutzer zu gewährleisten. In diesem Zusammenhang hat das Bundesamt für Strahlenschutz mit der BDBOS eine Vereinbarung geschlossen, deren Ziel es ist beim Aufbau des BOS-Funknetzes die grundlegenden Anforderungen des Strahlenschutzes sowie der Information und Risikokommunikation angemessen zu berücksichtigen. In der Vereinbarung ist festgelegt, dass die BDBOS zur Klärung offener wissenschaftlicher Fragen die Durchführung von Forschungsvorhaben zur Risikobewertung von Feldern des TETRA-Standards finanziert. Es werden zwei Forschungsvorhaben durchgeführt, die beide im Jahr 2009 begonnen haben:

1. Modellierung der Verteilung von SAR-Werten im gesamten Körper und detailliert im Bereich des Kopfes unter besonderer Berücksichtigung des Auges bei Expositionen durch in Deutschland verwendete TETRA-Endgeräte
2. Probandenstudie zur Untersuchung des Einflusses der für TETRA genutzten Signalcharakteristik auf kognitive Funktionen.

Das letztgenannte Forschungsprojekt wurde unter Leitung von Frau Prof. Dr. Heidi Danker-Hopfe und Dr.-Ing. Hans Dorn im Kompetenzzentrum für Schlafmedizin der Charité durchgeführt.

Der zu diesem Projekt hier vorgelegte Abschlussbericht ist in dreizehn Abschnitte gegliedert. Dieser Einleitung folgt eine Literaturübersicht (Kap. III), die im Jahr 2010 im Auftrag des Bundesamtes für Strahlenschutz (BfS) als Teilleistung in diesem Projekt erbracht wurde (Sauter et al., 2010a) und als pdf-Datei zum Download auf der Homepage des BfS (http://www.bfs.de/de/elektro/hff/papiere.html/TETRA_Literaturuebersicht.pdf) abrufbar ist. Für den vorliegenden Abschlussbericht wurde die Literaturübersicht aktualisiert und mit neuen Angaben zum Stand des Aufbaus der TETRA-Netze in Deutschland und in Europa versehen. Des Weiteren wurde die Stellungnahme der Britischen Health Protection Agency aus 2012 zu nicht-ionisierender Strahlung berücksichtigt (HPA, 2012). Die Darstellung des aktuellen Forschungsstandes wurde um zwei neuere Originalarbeiten zum Einfluss elektromagnetischer Felder von TETRA-Endgeräten auf körperliche Symptome bei elektrosensitiven

Personen (Nieto-Hernandez et al., 2011) und zu möglichen Effekten von TETRA-Basisstationen auf kognitive Funktionen und physiologische Parameter (Wallace et al., 2012) erweitert.

Nach Darstellung der Zielsetzung und des Designs der Studie (Kap. IV) folgen eine Beschreibung der experimentellen Rahmenbedingungen sowie der technischen Details der Expositionseinrichtung und deren dosimetrische Charakterisierung (Kap. V). Letzteres erfolgt auf der Basis des von unseren Kooperationspartnern Dipl.-Ing Gernot Schmid und Dr.-Ing. Thomas Bolz gemeinsam verfassten Berichts (Bolz et al., 2010), der auf der Homepage des BfS als eigenständiges Dokument abrufbar ist (http://www.bfs.de/de/bfs/forschung/dm_forschung/studien_tetra/Probandenstudie_kognitive_Funktionen.html). Zur Überprüfung der Wärmewahrnehmung wurde eine Pilotstudie durchgeführt, deren Ergebnisse ebenfalls auf Basis des auf der Homepage des BfS bereits als Dokument verfügbaren Berichts (Sauter et al., 2010b) (http://www.bfs.de/de/bfs/forschung/dm_forschung/studien_tetra/Probandenstudie_kognitive_Funktionen.html) ergänzt wurde (vgl. Kap. VI). Daran anschließend folgen die Beschreibung der Probanden und ihrer Rekrutierung (Kap. VII), das methodische Vorgehen bei der Datenerhebung (Kap. VIII) und die Methodik der Datenauswertung (Kap. IX). Die Ergebnisse werden unmittelbar im Kontext des aktuellen Standes der Forschung diskutiert und sind in Ergebnisse zum Schlaf (Kap. X) und zum Tag (XI) gegliedert. Das Literaturverzeichnis (Kap. XII) und das Abkürzungsverzeichnis komplettieren den Abschlussbericht.

III Literaturübersicht

Zu Beginn dieses Projekts wurde bereits eine Literaturübersicht erstellt, die alle Studien, die bis März 2010 bekannt waren bzw. publiziert wurden, berücksichtigt (Sauter et al., 2010a). Sie ist auf der Homepage des BfS abrufbar (http://www.bfs.de/de/bfs/forschung/_dm_forschung/studien_tetra/Probandenstudie_kognitive_Funktionen.html). Die folgende Literaturübersicht basiert auf dem Bericht vom 22. März 2010 und wurde um aktuelle Projekte und Publikationen der vergangenen drei Jahre ergänzt.

III.1 Einleitung

Die Einführung des digitalen Sprech- und Datenfunksystems für Behörden und Organisationen mit Sicherheitsaufgaben (Digitalfunk BOS) in Deutschland, welches mit dem TETRA- (Terrestrial Trunked Radio) Standard arbeitet, hat in einem Teil der Bevölkerung und der (potenziellen) Nutzer Fragen zu möglichen Auswirkungen dieser Technologie auf den Menschen aufgeworfen. Im Gegensatz zur Mobilfunkforschung wurde schon vor dem Aufbau des TETRA-Netzes begonnen, mögliche biologische Effekte der daraus resultierenden elektromagnetischen Felder zu untersuchen. Die Anzahl der nationalen und internationalen Studien zu TETRA ist im Gegensatz zur Mobilfunkforschung allerdings noch wesentlich geringer und die wenigen Studien zu potenziellen Auswirkungen von TETRA auf die Gehirnfunktionen des Menschen sind bisher überwiegend in Abschlussberichten, jedoch nur zwei Fällen in wissenschaftlichen Zeitschriften, bei denen eine Begutachtung durch Expertinnen und Experten erfolgt („peer-reviewed“), veröffentlicht worden.

Parallel zum Ausbau des TETRA-Funks in Deutschland hat die Bundesanstalt für den Digitalfunk der Behörden und Organisationen mit Sicherheitsaufgaben (BDBOS) gemeinsam mit dem Bundesamt für Strahlenschutz (BfS) eine Verwaltungsvereinbarung getroffen und zwei Forschungsprojekte zum TETRA-Funk in Auftrag gegeben, um wissenschaftliche Unsicherheiten bei der Bewertung der Exposition durch TETRA- Anwendungen weiter zu reduzieren.

Die vorliegende Literaturübersicht enthält einen kurzen Abriss über die technischen Spezifikationen von TETRA-Funk, sowie über die Verbreitung des BOS-Funk in Europa, mit besonderer Berücksichtigung der Lage in Deutschland. Darüber hinaus werden die bisher durchgeführten Forschungsaktivitäten nationaler und internationaler Forschergruppen zum TETRA-Funk vorgestellt und die Ergebnisse bereits abgeschlossener Studien werden diskutiert.

III.2 Eigenschaften und Verbreitung von TETRA

TETRA (Terrestrial Trunked Radio) ist ein Standard für die digitale Informationsübermittlung (Bündelfunk), der von Behörden und Organisationen mit Sicherheitsaufgaben (BOS: Landes- und Bundespolizei, Feuerwehren, Rettungsdienste – Deutsches Rotes Kreuz, Arbeiter-Samariter-Bund, Johanniter Unfallhilfe usw.- Technisches Hilfswerk, Zollbehörden und Verfassungsschutzämter) sowie

von der Industrie, dem öffentlichen Personennahverkehr, Flughäfen und Militär zunehmend genutzt wird. Der in der Mitte der 1990er Jahre entwickelte TETRA-Standard löst das seit den 60er Jahren eingesetzte und bis Ende der 80er Jahre weltweit verwendete analoge Sprechfunknetz zunehmend ab (Linde, 2008). Die erste Version des Standards wurde im Jahr 1995 als ETSI-Standard (ETSI: Europäisches Institut für Telekommunikationsnormen) veröffentlicht. Gegenüber den herkömmlichen, gegenwärtig von BOS zumeist noch genutzten analogen Funkgeräten, bietet TETRA eine Reihe von Vorteilen, wie z.B. hohe Abhörsicherheit, die Möglichkeit der simultanen Übertragung von Sprache und Daten, die Möglichkeit für Gruppen- und Prioritätsrufe und einen Direktmodus in Bereichen ohne Netzinfrastruktur.

III.2.1 Technische Spezifikationen von TETRA

TETRA Funknetze sind, sehr ähnlich wie die bekannten Mobilfunknetze von GSM (Global System for Mobile Communications) und UMTS (Universal Mobile Telecommunications System), in einer zellularen Struktur mit Basisstationen organisiert. In Europa sind für TETRA mehrere Frequenzbänder im Frequenzbereich zwischen 380 MHz und 470 MHz vorgesehen. Konkret in Deutschland ist der Frequenzbereich 380-385 MHz für den BOS-Uplink (Kommunikation vom Endgerät zur Basisstation) und der Frequenzbereich 390-395 MHz für den BOS-Downlink (Kommunikation von der Basisstation zum Endgerät) vorgesehen. Private TETRA-Dienste arbeiten in anderen Frequenzbereichen, oberhalb von 400 MHz. In Abbildung 1 ist die Feldquellenansicht für TETRA-Geräte im Vergleich zu anderen elektromagnetischen Quellen dargestellt (aus: <http://www.emf-portal.de>).

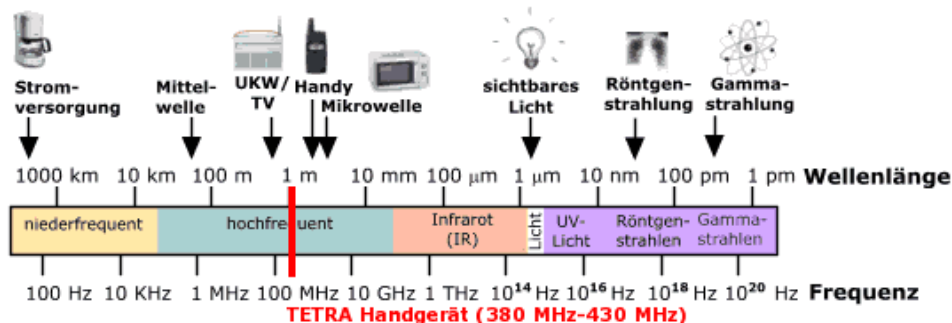


Abb. 1: Elektromagnetisches Spektrum und TETRA (aus: <http://www.emf-portal.de>)

Wie aus den Angaben zum Uplink- und Downlink-Frequenzbereich ersichtlich, arbeitet TETRA, wie auch GSM und UMTS, mittels so genannten Frequenzduplex (FDD), mit einem Duplexabstand von 10 MHz. Ein TETRA-Funkkanal benötigt 25 kHz Bandbreite und es stehen damit innerhalb des für BOS reservierten 5 MHz breiten Frequenzbandes eine ausreichende Anzahl von Frequenzkanälen zur Verfügung, um ein effizientes zelluläres Netz unter Mehrfachausnutzung der Frequenzen aufzubauen. Als Zugriffsverfahren unterschiedlicher Gespräche innerhalb eines Funkkanals verwendet TETRA, wie auch GSM, ein Zeitschlitzverfahren (TDMA: Time Division Multiple Access bzw. Zeitmultiplexverfahren), wobei bei TETRA insgesamt 4 Zeitschlitz pro Frequenzkanal zur Verfügung stehen (im Gegensatz zu GSM, wo 8 Zeitschlitz pro Frequenzkanal verfügbar sind). Die Länge eines

TETRA-Zeitschlitzes beträgt 14,167 ms, womit sich als Rahmenlänge $4 \times 14,167 \text{ ms} = 56,67 \text{ ms}$ ergeben. Das von einem TETRA Funkgerät im Gesprächsmodus ausgesendete Signal folgt daher dem in Abbildung 2 schematisch dargestellten Timing. Das von einem TETRA Endgerät ausgesendete Signal (im Rahmen dieses Projekts von Interesse), ist daher ein gepulstes Hochfrequenzsignal. Aus diesem Zeitverlauf ergibt sich eine ausgeprägte 17,6 Hz Komponente in der Signaleinhüllenden im Gesprächsmodus, die teilweise (hypothetisch) als potenziell biologisch wirksam angesehen wird. Zusätzlich ist in der Einhüllenden des TETRA Uplink-Signals auch noch eine (weniger stark ausgeprägte) Frequenzkomponente bei ca. 1 Hz enthalten, die sich aus der Zusammenfassung von jeweils 18 Rahmen zu einem Multirahmen ergibt ($18 \times 56,7 \text{ ms} = 1,02 \text{ s}$). Bei Übertragung von Daten können einer TETRA-Verbindung, ähnlich wie bei GPRS/GSM, zusätzliche Zeitschlitze (bis maximal 4) zugeordnet werden und es ergeben sich damit entsprechend andere Frequenzkomponenten in der Signaleinhüllenden.

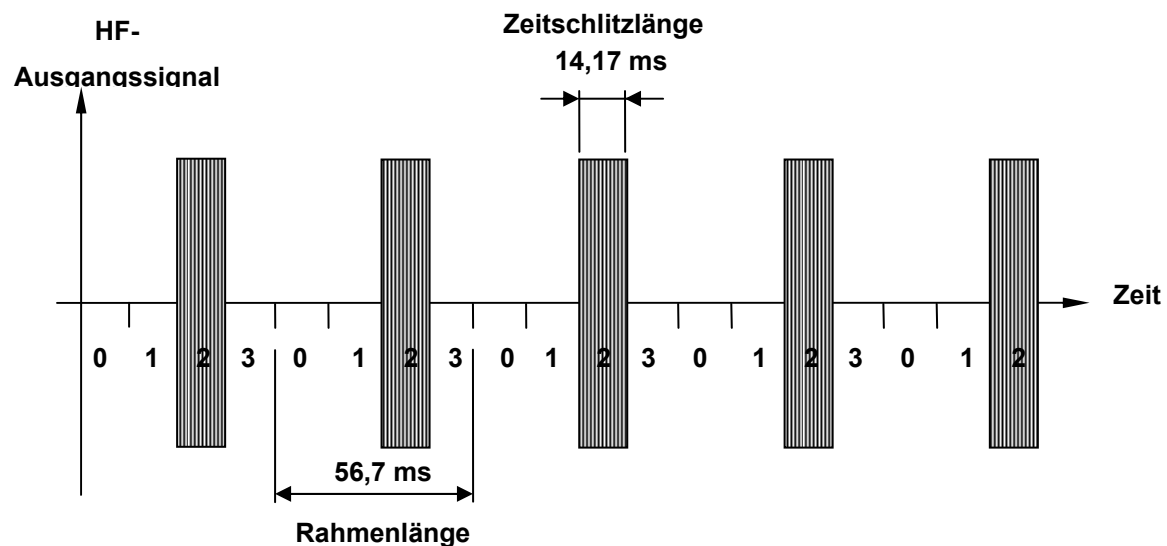


Abb. 2: Schema des Zeitverlaufs des HF-Ausgangssignals eines TETRA Endgerätes (hier im Zeitschlitz 2 arbeitend) im Gesprächsmodus

Das Timing des TETRA Downlink-Signals ist sinngemäß davon abhängig, wie viele Zeitschlitze im jeweils betrachteten Frequenzkanal gerade belegt sind (durch Gespräche oder Datenübertragung) und entspricht bei voller Kanalausnutzung (alle 4 Zeitschlitze belegt) daher eher einer kontinuierlichen HF-Aussendung. Bei Belegung von weniger als 4 Zeitschlitzen entspricht das Signal im jeweiligen Downlink-Frequenzkanal, wie auch das Uplink-Signal, einer gepulsten HF-Aussendung.

Der TETRA-Standard definiert Funkgeräte unterschiedlicher Leistungsklassen mit Spitzensendeleistungen zwischen 0,3 W (Klasse 5) und 30 W (Klasse 1). Handgehaltene Geräte, die auch in der Nähe des Kopfes betrieben werden können, besitzen üblicherweise nicht mehr als 3 W Spitzensendeleistung und gehören damit den Leistungsklassen 3-5 an.

Weiters besitzt TETRA eine automatische Leistungsregelung in 5 dB-Schritten, die bei guter Funkverbindung zwischen Basisstation und Endgerät, die Sendeleistungen auf das notwendige Mindestmaß reduziert. Anders als bei GSM, entscheidet jedoch das TETRA Endgerät völlig autonom (d.h., nicht auf Befehl der Basisstation) über die von ihm gerade ausgesendete Sendeleistungsstufe. Die geringste Sendeleistungsstufe eines TETRA Endgerätes entspricht nominell 15 dBm (entsprechend ca. 30 mW Spitzensendeleistung).

III.2.2 TETRA-Funk in Deutschland

Für die Organisation des Netzaufbaus und dessen Wartung ist die Bundesanstalt für den Digitalfunk der Behörden und Organisationen mit Sicherheitsaufgaben (BDBOS) zuständig, die am 2. April 2007 ihre Arbeit aufnahm und unter deren Verwaltung bis Ende 2014 ein flächendeckendes TETRA-Funknetz in Deutschland realisiert werden soll (BDBOS, 2013). Am 1. Juni 2007 wurde auf der Konferenz der Innenminister des Bundes und der Länder ein Verwaltungsabkommen für den Aufbau eines bundesweiten TETRA-Netzes unterzeichnet.

In Deutschland wird das TETRA-Netz der BOS für die Kommunikation von etwa 500.000 Nutzern ausgelegt werden (BDBOS, 2013). Die Umstellung auf einen digitalen Behördenfunk sieht bundesweit einen Aufbau von 4300-4500 Basisstationen sowie 64 Kernnetzstandorten (Vermittlungsstellen, Transitvermittlungsstellen, Netzverwaltungszentren) in insgesamt 45 Netzabschnitten vor (BDBOS, 2013). Seit Mai 2013 steht das Kernnetz des Digitalfunk BOS deutschlandweit zur Verfügung (BDBOS, 2013; siehe Abb. 3). Von den geplanten 4.500 Basisstationen an 4.300 Standorten wurden zum 13. Mai 2013 3.776 mit Systemtechnik ausgestattet und 3.118 Basisstationen in das BOS-Digitalnetz integriert (BDBOS, 2013). Die deutschlandweite Netzabdeckung betrug damit im Mai 2013 ca. 79%. Die Anzahl der Nutzerinnen und Nutzer lag im Oktober 2013 bei 387.000. Mit 500.000 Nutzerinnen und Nutzern entsteht in Deutschland das weltweit größte TETRA-Netz (BDBOS, 2013).

In Deutschland soll in einer Frist von 10 Jahren, in denen beide Netze parallel betrieben werden, komplett von analoger auf digitale Kommunikation umgestellt werden.

Im privatwirtschaftlichen Bereich ist TETRA als universelles innerbetriebliches Kommunikationsmedium in der Industrie und bei Verkehrsbetrieben in Deutschland bereits länger im Einsatz.

Dreizehn europäische Staaten – Belgien, Dänemark, Estland, Finnland, Großbritannien, Ungarn, Island (in Ballungsgebieten), Litauen, die Niederlande, Portugal, Schweden, Irland und Montenegro – verfügen bereits über ein landesweites TETRA-Netz (BDBOS, 2013). Acht weitere europäische Staaten bauen landesweite TETRA-Netze auf: Österreich, Bulgarien, Kroatien, Mazedonien, Norwegen, Rumänien, Serbien und Slowenien (BDBOS, 2013). Griechenland, Italien und Luxemburg planen den Aufbau von TETRA-Netzen.

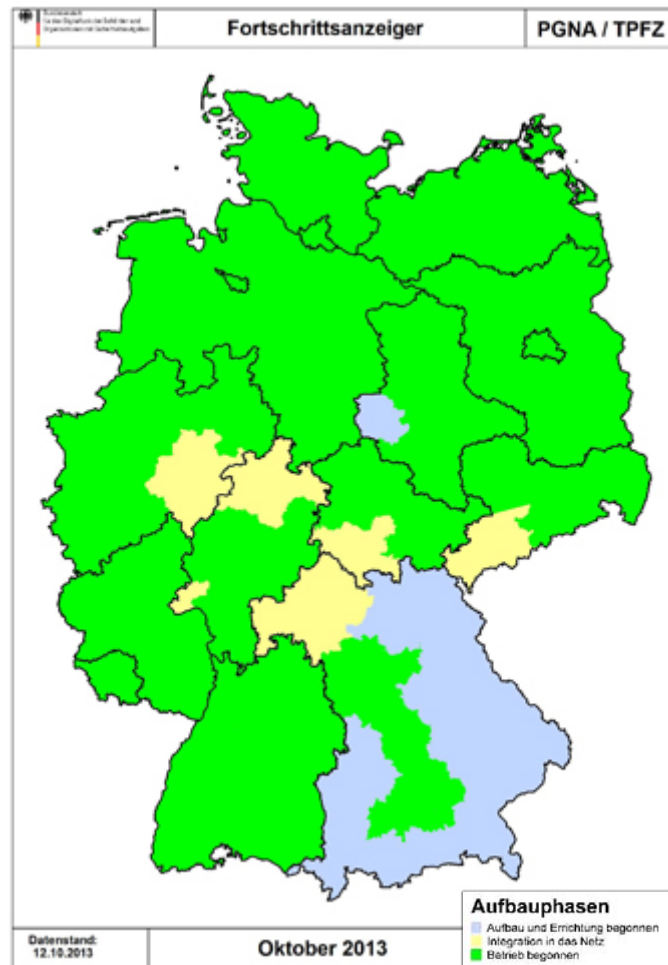


Abb. 3: Aktueller Stand des TETRA-Funknetzes in Deutschland (aus: <http://www.bdbos.bund.de>)

In Spanien, Frankreich, der Schweiz, Tschechien, der Slowakei ist ein in Europa parallel zu TETRA entwickelter Standard für die professionelle Telekommunikation in Sicherheitsnetzen im Einsatz, der TETRAPOL-Standard. Allerdings wird in diesen Ländern in einzelnen Landesteilen durchaus auch auf den TETRA-Standard zurückgegriffen (z.B. im Baskenland und in Prag; BDBOS, 2013). Die deutsche Bundeswehr verwendet TETRAPOL Bw (TETRAPOL Bundeswehr) zur Kommunikation im Auslandseinsatz (Bundeswehr, 2006). Dabei handelt es sich um eine Variante des zivilen TETRAPOL Systems, die den besonderen Anforderungen gerecht wird (Bundeswehr, 2006).

III.2.3 Gesetzliche Grundlagen

Mit dem Schutz vor evtl. schädlichen Auswirkungen nicht-ionisierender elektromagnetischer Felder befasst sich die „Empfehlung des EU-Ministerrates vom 12. Juli 1999 zur Begrenzung der Exposition der Bevölkerung gegenüber elektromagnetischen Feldern“ (0 Hz bis 300 GHz) (1999/519/EG, ABL. L 199/59 vom 30.07.1999), die in den Mitgliedsstaaten weitgehend in nationales Recht umgesetzt worden ist. Hinsichtlich der Festlegung von Grenzwerten stützt sich die EU-Ratsempfehlung auf Empfehlungen der "Internationalen Kommission zum Schutz vor nichtionisierender Strahlung" (ICNIRP, 1998).

Die Empfehlungen wurden im Jahr 2009 unter Berücksichtigung der in der Zwischenzeit erfolgten Forschung nochmals von der ICNIRP bestätigt (ICNIRP, 2009). Grundlage der Empfehlungen sind die wissenschaftlich nachgewiesenen gesundheitsrelevanten biologischen Wirkungen, die durch Feldeinwirkung ausgelöst werden können. In den Empfehlungen gibt es Basisgrenzwerte, die sich direkt auf die bekannten biologischen Wirkungen beziehen, sowie daraus abgeleitete Referenzwerte für die Messung von Immissionen (wie sie z.B. durch ortsfeste Sendeanlagen verursacht werden). Bei Immissionen unterhalb der Referenzwerte werden die Basisgrenzwerte nicht erreicht (Tab. 1).

Basisgrenzwerte sind im betreffenden Frequenzbereich mittlere spezifische Ganzkörper- und Teilkörper-Absorptionsraten (SAR).

Tab. 1: Basisgrenzwerte und Referenzwerte (bei 400MHz) für zeitlich veränderliche elektrische und magnetische Felder im Frequenzbereich 10MHz bis 10GHz

Art der Exposition	Basisgrenzwerte			Referenzwerte
	Durchschnittliche Ganzkörper SAR (W/kg)	Lokale SAR (Kopf und Rumpf) (W/kg)	Lokale SAR (Gliedermaßen) (W/kg)	Elektrische Feldstärker (V/m)
Berufliche Exposition	0,4	10	20	61
Exposition der Bevölkerung	0,08	2	4	28

Für Basisstationen sind die Basisgrenzwerte der Ganzkörper-SAR und die sich daraus ableitenden Referenzwerte (Leistungsflussdichten bzw. Feldstärken) relevant. Für den Gebrauch der Endgeräte ist die maximale Teilkörper-SAR von Bedeutung.

Bei allen hier betroffenen Grenzwerten wird zwischen der Exposition der Allgemeinbevölkerung und der Exposition von Beschäftigten bzw. einer beruflich bedingten Exposition unterschieden. Beruflich exponierte Personen sind Erwachsene, die unter weitgehend kontrollierbaren Bedingungen maximal für die Dauer des Arbeitstages exponiert werden und zur Vermeidung von Risiken unterwiesen worden sind. Die Basisgrenzwerte (SAR-Werte) für Beschäftigte berücksichtigen einen Sicherheitsfaktor von 10. Die allgemeine Bevölkerung kann hingegen dauerhaft exponiert sein, und es handelt sich um Menschen unterschiedlichen Alters und Gesundheitsstatus. Den Grenzwerten für die Allgemeinbevölkerung wurde deshalb der noch höhere Sicherheitsfaktor von 50 zugrunde gelegt.

In Deutschland sind bezüglich der elektromagnetischen Felder, die von Geräten und Anlagen des TETRA-Funks ausgehen, vor allem folgende Rechtsvorschriften zu beachten: Die „26. Verordnung zur Durchführung des Bundesimmissionsschutzgesetzes (26. BImSchV) - Verordnung über elektromagnetische Felder“ vom 16. Dezember 1996 (BGBl. I S. 1996) gilt in der novellierten Version

vom 21. August 2013 (BGBl. I S. 3259) für ortsfeste Anlagen, die elektromagnetische Felder im Frequenzbereich von 9 Kilohertz bis 300 Gigahertz erzeugen, ausgenommen sind Anlagen, die breitbandige elektromagnetische Impulse erzeugen und der Landesverteidigung dienen. Diese Verordnung gilt damit auch für Basisstationen des TETRA-Systems. Die Verordnung dient dem Schutz der Allgemeinheit bzw. der Nachbarschaft und gilt nicht für Beschäftigte, die bestimmungsgemäß Arbeiten an bzw. mit den Geräten und Anlagen durchführen. Für Beschäftigte gelten die Regelungen des Arbeitsschutzes, insbesondere die *„Berufsgenossenschaftliche Vorschrift für Sicherheit und Gesundheit bei der Arbeit – Unfallverhütungsvorschrift Elektromagnetische Felder“* (BGV B11) (BAnz. Nr. 100 vom 31.5.2001 S. 10820; ber. 16310).

Die 26. BImSchV gilt nicht für ortsveränderliche Anlagen oder für Mobilgeräte. Anlagen, die der Landesverteidigung dienen, sind ebenfalls nicht betroffen.

Für den Schutz vor Störeinträgen auf andere Anlagen und Geräte ist das *„Gesetz über die elektromagnetische Verträglichkeit von Betriebsmitteln“* vom 26. Februar 2008 (BGBl. I S. 220), das durch Artikel 3 des Gesetzes vom 29. Juli 2009 (BGBl. I S. 2409) geändert worden ist, einschlägig. Für eventuell erforderliche Standortbescheinigungsverfahren gilt die *Verordnung über das Nachweisverfahren zur Begrenzung elektromagnetischer Felder* (BEMFV) vom 20. August 2002 (BGBl. I, S. 3366), die durch Artikel 3 Absatz 20 des Gesetzes vom 7. Juli 2005 (BGBl. I S. 1970) geändert wurde. Darin wird auf die Grenzwerte nach der 26. BImSchV Bezug genommen.

III.3 Stand der Forschungsprojekte zu TETRA

Wie auch bei anderen mobilen Kommunikationsstandards (GSM, UMTS) werden von Teilen der Bevölkerung Befürchtungen hinsichtlich gesundheitlicher Beeinträchtigung durch TETRA-Basisstationen und TETRA-Handgeräte geäußert. Um etwaige biologische Effekte des TETRA-Funks zu untersuchen, sind bereits Simulationsstudien zur Verteilung der Exposition in biologischem Gewebe, zu Effekten auf zellulärer, histologischer, organischer und makroskopischer oder auf der Ebene des Individuums (Tier, Mensch) durchgeführt worden bzw. sind noch nicht abgeschlossen oder in Planung. Der aktuelle Stand der TETRA-Forschung national als auch international wird in den folgenden Kapiteln dargestellt.

III.3.1 Deutsche Forschungsprojekte zu TETRA

In Deutschland laufen bereits seit Mitte der 90er Jahre Studien zu möglichen gesundheitlichen Auswirkungen von TETRA. Nachfolgend wird der aktuelle Stand der Aktivitäten unterschiedlicher Forschungsgruppen und Forschungsförderer erläutert.

III.3.1.1 Bundesanstalt für den Digitalfunk der Behörden und Organisationen mit Sicherheitsaufgaben und Bundesamt für Strahlenschutz (BDBOS)

Die Bundesanstalt für den Digitalfunk der Behörden und Organisationen mit Sicherheitsaufgaben (BDBOS) und das Bundesamt für Strahlenschutz (BfS) haben eine Zusammenarbeit über Fragen

gesundheitlicher Auswirkungen des Digitalfunks BOS und über damit verbundene Forschungsvorhaben vereinbart (BDBOS, 2008). Das erste Projekt „Modellierung der Verteilung von SAR-Werten im gesamten Körper und detailliert im Bereich des Kopfes unter besonderer Berücksichtigung des Auges bei Expositionen durch in Deutschland verwendete TETRA-Endgeräte“ ist bereits abgeschlossen. Der Abschlussbericht (Bodendorf, 2013) ist auf der Homepage des BfS abrufbar

(http://www.bfs.de/de/bfs/forschung/dm_forschung/studien_tetra/SAR_Werte_Exposition_TETRA.html).

Die zweite Studie ist die hier präsentierte „Probandenstudie zur Untersuchung des Einflusses der für TETRA genutzten Signalcharakteristik auf kognitive Funktionen“, die Gegenstand dieses Abschlussberichts ist.

III.3.1.2 Bundesamt für Strahlenschutz (BfS)

Im Rahmen des Deutschen Mobilfunkforschungsprogramms wurde eine dosimetrische Studie zur TETRA- Exposition durchgeführt. Die Ergebnisse der Studie von Schmid et al. (2006) zur Bestimmung der Expositionsverteilung von HF Feldern im menschlichen Körper, unter Berücksichtigung kleiner Strukturen und thermophysologisch relevanter Parameter werden im Kap. III.4.1 näher ausgeführt.

Wie unter Kap. III.3.1.1 erläutert, hat das BfS zwei Forschungsprojekte zur Risikobewertung von Feldern des TETRA-Standards in Auftrag gegeben, die von der BDBOS finanziert werden. Die Forschungsprojekte wurden im Jahr 2009 begonnen.

III.3.1.3 Forschungsgemeinschaft Funk (FGF)

Die Forschungsgemeinschaft Funk e.V. (FGF) hat bereits in den 90er Jahren drei Studien zu biologischen Wirkungen hochfrequenter elektromagnetischer Felder in Auftrag gegeben (FGF, 2010; Gollnick, 1997). An der Universität Bonn wurden Versuche zu analogen Funksystemen der BOS (180 MHz) durchgeführt (Linz et al., 1999). An der Freien Universität Berlin und an der Universität Gesamthochschule Essen wurden Experimente zum digitalen Funksystem (380 MHz, mit 17,65 Hz gepulst) unternommen (Antonopoulos et al., 1998; Fitzner et al., 1995). Der technische Aufbau und die reproduzierbare Feldexposition von Zellen wurden durch die Bergische Universität Wuppertal und die Universität Braunschweig gewährleistet (Hansen und Streckert, 1998). Die Ergebnisse der Studien zum digitalen BOS-Funk werden in Kap. III.4.2 erläutert.

III.3.1.4 Bundesamt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA)

Vom Bundesamt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA) wurde in Zusammenarbeit mit der Bundeswehr ein Projekt zu TETRAPOL und möglichen Auswirkungen auf das Befinden und die Aufmerksamkeitsleistung von Menschen in verschiedenen Anforderungssituationen durchgeführt, sowie eines zum Einfluss niederfrequenter gepulster elektromagnetischer Felder des kommerziellen Mobilfunkstandards TETRA (380 - 400 MHz) auf das Befinden und die Leistung in verschiedenen Anforderungssituationen (BAuA, 2007b, 2007a). Zu beiden Studien liegen Tagungsberichte und zwei

Artikel (Freude et al., 2006; Neuschulz, 2012) zu Teilergebnissen in Zeitschriften vor, die keinen peer-review Prozess durchführen .

III.3.2 Das Britische Mobilfunkforschungsprogramm

1999 gab die britische Regierung eine Literaturanalyse zu möglichen Auswirkungen elektromagnetischer Felder von Mobiltelefonen auf die Gesundheit in Auftrag. Im daraus resultierenden Bericht, auch bekannt als „The Stewart Report“, kam die „Independent Expert Group on Mobile Phones“ (IEGMP) zu dem Schluss, dass bei Einhaltung der Grenzwerte des National Radiological Protection Boards (NRPB, 1999) und der International Commission on Non-Ionising Radiation Protection (ICNIRP, 1998) keine gesundheitliche Beeinträchtigung der Allgemeinbevölkerung zu befürchten sei (IEGMP, 2000). Die Autoren empfahlen allerdings als Vorsichtsmaßnahme eine Amplitudenmodulation um 16 Hz zu vermeiden, da einige, allerdings nicht alle Studien einen Einfluss von entsprechend modulierten Signalen auf die Kalzium-Ionen Aktivität in isoliertem Nervengewebe gefunden hatten (IEGMP, 2000).

In der Folge erstellte eine unabhängige Beratergruppe der britischen Strahlenschutzkommission (Advisory Group on Non-ionising Radiation, AGNIR der NRPB) eine ausführliche Analyse zu potenziellen Auswirkungen von TETRA auf die Gesundheit (NRPB, 2001). Der Bericht enthält Ausführungen zu technischen Aspekten von TETRA und zur Exposition. Ein Kapitel fasst die Forschungsergebnisse zu biologischen Effekten Amplituden-modulierter Hochfrequenz-Felder zusammen. Zum Thema TETRA-Exposition und menschliches Gehirn waren zum Zeitpunkt der Berichterstellung keine Studien bekannt, weshalb ein Forschungsbedarf für diesen Bereich geäußert wurde. Es wurde u.a. empfohlen, Studien zu kognitiven Funktionen bei Menschen unter Exposition von TETRA-Handgeräten („Handsets“) sowie Forschungsprojekte zur praktischen Anwendung und den Bedingungen, denen Berufsgruppen beim Gebrauch von TETRA ausgesetzt sind, durchzuführen.

Basierend auf diesen Empfehlungen wurden zehn Projekte zu TETRA vom Britischen Mobilfunk Forschungsprogramm (UK MTHR I; Mobile Telecommunications and Health Research Programme, 2007) bzw. vom Britischen Innenministerium (UK Home Office) finanziert. Eine Studie beschäftigte sich mit Gehirnfunktionen, sowie Gen- und Proteinexpression bei Mäusen (Sienkiewicz, 2006). Eine Studie wurde zur Thematik der Kalzium-Ionen Aktivität durchgeführt (Green et al., 2005; Smith et al., 2005) und drei zu Dosimetrie (Chadwick, 2003, 2006; Dimbylow et al., 2003b, 2003a). In vier Studien wurden Probanden in einem experimentellen Setting untersucht (Airwave Health Monitoring Programme, 2006; Barker et al., 2007; Butler, 2005; Nieto-Hernandez et al., 2011; Wallace et al., 2010, 2012) und im Rahmen von drei „Feldstudien“ wurde der Einsatz und die Auswirkung von TETRA-Geräten auf Polizeipersonal analysiert (Airwave Health Monitoring Programme, 2006; Litchfield und Sorahan, 2004; van Tongeren et al., 2005). In einem Bericht zu den Ergebnissen des Britischen Mobilfunkforschungsprogramms (Mobile Telecommunications and Health Research Programme, 2007) wurde der Schluss gezogen, dass es einen Forschungsbedarf zu Elektrosensibilität unter TETRA-Funk gibt, der in einer zweiten Phase des Britischen

Mobilfunkforschungsprogramms (MTHR II) mit einer Studie zu TETRA-Endgeräten (Nieto-Hernandez et al., 2011) und einer zu TETRA-Basisstationen (Wallace et al., 2010, 2012) abgedeckt werden sollte. Der aktuelle Stand und bereits vorliegende Ergebnisse aller Studien zu TETRA im Britischen Mobilfunkforschungsprogramm werden in den nachfolgenden Kapiteln vorgestellt.

2012 hat die unabhängige Advisory Group on Non-ionising Radiation (AGNIR) einen aktualisierten Bericht zu gesundheitlichen Auswirkungen hochfrequenter (RF = radio frequency) elektromagnetischer Felder (EMF) veröffentlicht (Health Protection Agency, HPA, 2012). Darin wurden auch die Studien zu TETRA von Green et al. (2005), Lerchl et al. (2008), Riddervold et al. (2010) und Wallace et al. (2010) bewertet. Die HPA kommt zu dem Schluss, dass es keine überzeugende Evidenz für gesundheitsschädigende Wirkungen von hochfrequenten elektromagnetischen Feldern, die unterhalb der international zulässigen Grenzwerte liegen, auf Erwachsene oder Kinder gibt (HPA, 2012).

III.3.3 Das Dänische Mobilfunkforschungsprogramm

Im Dänischen Mobilfunkforschungsprogramm wurde neben anderen Studien zum Mobilfunk eine doppelblinde Studie zu kognitiven Funktionen und Symptomen während TETRA-Exposition durchgeführt, die im März 2010 veröffentlicht wurde (Riddervold et al., 2010). Diese Studie wird im Kap. III.4.3.4.2 näher beschrieben.

III.4 Ergebnisse aus den Forschungsprojekten

Von den Ergebnissen aus den verschiedenen Forschungsprogrammen und -projekten ist bis dato nur ein relativ kleiner Teil in peer-reviewed Fachzeitschriften publiziert worden. Aus diesem Grund standen für die nachfolgende Beschreibung mancher Studien nur Informationen aus Endberichten, Abstracts von wissenschaftlichen Kongressen oder Präsentationen zur Verfügung.

III.4.1 Studien zu Exposition und Dosimetrie bei TETRA

Wissenschaftliche Arbeiten, die sich mit Art und Ausmaß der Exposition von Personen durch die TETRA-Technologie befassen, liegen bisher in nur relativ geringem Umfang vor.

In einer ausführlichen, auf FDTD-Computersimulationen (Finite Difference Time Domain) beruhenden Arbeit befassen sich Dimbylow und Mitarbeiter konkret mit der Exposition des menschlichen Kopfes durch TETRA-Funkgeräte (Dimbylow et al., 2003b, 2003a). Als Kopfmodell diente ein MRI-basiertes Modell eines Mannes mit neun unterscheidbaren Gewebebereichen. In Anlehnung an die ersten kommerziell erhältlichen TETRA-Handgeräte (Simoco und Motorola MTP700) wurden zwei unterschiedliche vereinfachte numerische Quellenmodelle erstellt. Als Gerätegehäuse wurde für beide Quellenmodelle jeweils eine quaderförmige Metallbox (34 mm x 50 mm x 134 mm) mit 6 mm Kunststoffüberzug verwendet, als Antenne einmal eine Helix- (8 mm Durchmesser, 4 mm Windungsabstand) und einmal eine Monopolantenne (15 cm lang). Die verwendeten

Antennenmodelle wurden messtechnisch anhand der Nahfeldverteilung validiert. Als Expositionssituationen wurden Haltungen vor dem Gesicht und seitlich neben dem Kopf betrachtet. In der Situation mit dem TETRA-Funkgerät vor dem Gesicht betrug der Minimalabstand vom Gerätegehäuse zur Kopfoberfläche ca. 6 mm und die Gehäuseoberkante lag etwa auf Höhe der Augenbrauen (senkrechte Ausrichtung des Gerätes). Bezüglich der Lage des Antennenfußpunktes relativ zum Kopf wurden vier unterschiedliche Fälle betrachtet: Mittelachse des Gerätegehäuses mittig zum Kopf, Antennenachse mittig vor rechtem Auge, Antennenachse mittig vor linkem Auge und Antennenachse mittig zum Kopf, wobei im letzten Fall das Gerät ca. 5 cm tiefer angenommen wurde, d.h., mit der Gehäuseoberkante etwa auf Höhe der Nasenspitze. Für die Haltung der Geräte seitlich des Kopfes wurden die Standardpositionen „cheek“ und „tilt“ gemäß IEC 62209-1 gewählt, bei denen (in einer Seitenansicht) die Gerätemittelachse mit der gedachten Linie vom Gehörgang zur Mundöffnung zur Deckung gebracht und die Mitte des Lautsprechers auf Höhe des Gehörgangs platziert wird, sowie das Gerät die Ohrmuschel berührt. In „cheek“ berührt zusätzlich der untere Bereich des Gerätegehäuses die Wange (Antenne entfernt sich dabei im Allgemeinen von der Kopfregion unmittelbar hinter dem Ohr) und in „tilt“ wird das Gerätegehäuse gegenüber der Grundausrichtung um 15° von der Wange wegbewegt, sodass sich die Antenne der Kopfregion hinter dem Ohr stark annähert. Zusätzlich wurden in dieser Arbeit einige Gerätepositionen untersucht, bei denen die Lage des Gerätes entlang der gedachten Linie vom Gehörgang zur Mundöffnung um einige Zentimeter variiert wurde.

Zusammenfassend zeigen die Berechnungsergebnisse aller untersuchten Gerätepositionen und Gerätemodelle maximale, über 10g zusammenhängendes Gewebe gemittelte SAR-Werte (maxSAR10g) zwischen ca. 0,4 W/kg und 1 W/kg für ein TETRA-Funkgerät mit 1 W Spitzensendeleistung, wobei das Gerätemodell mit Helixantenne tendenziell zu höheren maxSAR10g Werten führte. Dies weist darauf hin, dass für 1W TETRA-Geräte davon ausgegangen werden kann, dass unter üblichen Gebrauchsbedingungen die ICNIRP Basiswerte sowohl für die Allgemeinbevölkerung als auch für berufliche Exposition nicht überschritten werden. Für (ebenfalls erhältliche) TETRA-Handgeräte mit 3 W Spitzensendeleistung kann diese Aussage im Hinblick auf die Allgemeinbevölkerung nur mehr für Geräte mit Monopolantenne aufrechterhalten werden. Bei 3 W Geräten mit Helixantenne sind demnach Überschreitungen des Basiswertes für die Allgemeinbevölkerung möglich, hinsichtlich der Basiswerte für berufliche Exposition kann aber auch für 3 W Geräte mit Helixantenne unter üblichen Gebrauchsbedingungen die Übereinstimmung mit den Schutzziele der ICNIRP Guidelines angenommen werden.

In einem 2006 abgeschlossenen Forschungsvorhaben im Rahmen des Deutschen Mobilfunk Forschungsprogramms wurde die Absorptionsverteilung im menschlichen Kopf im Mobilfunkfrequenzbereich untersucht, wobei besonderes Augenmerk auf die Verhältnisse in kleinen, bis dahin noch nicht berücksichtigten Strukturen (Innenohr, Pinealdrüse, Augendetails) und auf die mit der Absorption einhergehende Gewebetemperaturerhöhungen unter Berücksichtigung thermophysiologicaler Parameter gelegt wurde (Schmid et al., 2006). Alle Analysen erfolgten auf Basis von FDTD-Berechnungen und eines detaillierten männlichen anatomischen Kopfmodells (57

unterschiedliche Gewebe- bzw. Organbereiche), wobei zum damaligen Zeitpunkt noch nicht verfügbare dielektrische und thermische Gewebeparameter der Pinealdrüse und des Innenohres in eigenen Messserien an menschlichem Gewebe ermittelt wurden (Schmid et al., 2007b; Schmid et al., 2007c). Neben Quellenmodellen repräsentativ für GSM900-, GSM1800- und UMTS-Mobiltelefone wurde auch konkret die Exposition durch ein Handfunkgerät bei 400 MHz mit Helixantenne analysiert, das als realistisches Modell eines TETRA Handgerätes angesehen werden kann. Das Quellenmodell bestand aus einem Metallquader als Gerätegehäuse (30 mm x 50 mm x 130 mm) mit Helixantenne (Durchmesser 8,6 mm, axiale Länge 61 mm, Drahtdurchmesser 1 mm, 14 Windungen). Zur Abdeckung realistischer worst case Gebrauchshaltungen wurde einerseits die Positionierung des Gerätes mit dem Antennenfußpunkt vor dem (geschlossenen) linken Auge (Distanz zwischen Augenlid und Antennenfußpunkt ca. 2,5 cm) und andererseits die Positionierung seitlich neben dem Kopf in „tilt“ Position gemäß IEC 62209-1 gewählt.

Aus den Berechnungsergebnissen in Schmid et al. (2006) können für reale TETRA-Handgeräte mit 1 W Spitzensendeleistung maxSAR10g Werte im Bereich zwischen 0,25 W/kg (Positionierung vor dem Auge) und 1 W/kg (seitliche Positionierung) abgeleitet werden, die sehr gut mit den oben genannten Befunden von Dimbylow et al. (2003a) übereinstimmen. Bei der Haltung des Gerätes vor dem Auge liegt bei den TETRA-Frequenzen das Absorptionsmaximum in der Haut, sowie in den vorderen Bereichen des Glaskörpers. Bei der seitlichen Positionierung des Gerätes, sind die Ohrmuschel, die angrenzende Kopfhaut und im Gehirn vor allem der Temporallappen die Bereiche mit der größten Absorption. Die maximalen bei den betrachteten Expositionssituationen zu erwartenden Temperaturanstiege im Gewebe, wurden unter der Annahme einer Ausschöpfung des ICNIRP-Basiswertes für die Allgemeinbevölkerung (d.h., SAR10g = 2W/kg) berechnet (Schmid et al., 2006; Schmid et al., 2007a). In peripheren Gehirnbereichen zeigten sich maximale Temperaturanstiege von bis zu ca. 0,15°C, im Innenohr bis zu ca. 0,08°C, sowie in tiefer liegenden Gehirnarealen bis zu ca. 0,05°C. Höhere maximale Temperaturanstiege ergaben sich in peripheren Gewebeschichten, z.B. der Haut mit bis zu ca. 0,9°C. Auch im Auge können, bei Haltung der Quelle ca. 2,5 cm vor dem Auge, unter ungünstigen thermophysiologicalen Bedingungen Temperaturerhöhungen bis zu ca. 0,9°C auftreten. Zu beachten ist, dass die genannten Temperaturanstiege für einen maxSAR10g Wert von 2 W/kg berechnet wurden und sich nur bei ausreichend langer Exposition (> ca. 20 Minuten) einstellen. Bei geringerer Befeldung (geringerer maxSAR10g) bzw. kürzerer Befeldungsdauer ergeben sich entsprechend geringere Temperaturanstiege.

Speziell mit dem Temperaturanstieg im Auge bei Befeldung mit Frequenzen des Mobilfunks (380 MHz, 900 MHz und 1800 MHz) befasst sich Wainwright (2007). Der Autor verwendet dabei die gleichen Abmessungen für das Gerätegehäuse wie Dimbylow et al. (2003a, 2003b), betrachtet bei 380 MHz jedoch unterschiedliche Monopol- und Helixantennen. Auch das verwendete Kopfmodell ist grundsätzlich das gleiche wie das von Dimbylow et al. (2003a, 2003b) verwendete, wobei jedoch die Augen bei Wainwright (2007) manuell als Kugelmodelle hinzumodelliert wurden, da die Augen im Originalkopfmodell nur sehr grob aufgelöst waren. Das verbesserte Augenmodell berücksichtigte schließlich Cornea, Sclera, Glaskörper und Linse. Im Unterschied zu den Berechnungen von Schmid

et al. (2006; 2007a) entspricht die Situation bei Wainwright (2007) einem geöffnetem Auge (kein Lid vor dem Augapfel). Für die Berechnungen wurde eine worst case Expositionssituation mit dem senkrecht ausgerichteten Gerät vor dem Gesicht und einer Distanz von 24 mm vom Auge zum Antennenfußpunkt gewählt.

Für ein TETRA-Handgerät mit 1 W Spitzsendeleistung zeigen die Berechnungsergebnisse, je nach verwendetem Antennenmodell, maxSAR_{10g} Werte im Bereich von 0,2 bis 1 W/kg (Maximum mit einer Helixantenne), was wieder sehr gut mit den von Dimbylow et al. (2003a, 2003b) und Schmid et al. (2006; 2007a) berichteten Werten übereinstimmt. Bezüglich des maximal im Auge auftretenden Temperaturanstieges bezogen auf die maxSAR_{10g}, liegen die von Wainwright (2007) publizierten Ergebnisse bei maximal 0,11°C/W/kg, und damit deutlich (um ca. einen Faktor vier) geringer als bei Schmid et al. (2006; 2007a). Dieser Unterschied ist wahrscheinlich vor allem auf die beiden folgenden Unterschiede in der thermischen Modellierung der beiden Arbeiten zurückzuführen: Erstens betrachtet Wainwright (2007) ein geöffnetes Auge, d.h., über die feuchte Augenoberfläche ist bei Wainwright (2007) effizienter Wärmeaustausch mit der Umgebung (20°C), und damit zusätzliche Kühlung möglich, was bei Schmid et al. (2006; 2007a) aufgrund der Annahme geschlossener Augen nicht gegeben ist. Zudem wurde bei Schmid et al. (2006; 2007a) eine Umgebungstemperatur von 25°C angenommen. Zweitens unterscheiden sich die durch den Blutfluss in der Sclera gegebenen (und den Wärmeabtransport bestimmenden) Wärmetransferkoeffizienten zwischen den genannten Arbeiten.

Die einzigen bisher zumindest in Form von Projektberichten veröffentlichten Arbeiten, die auch von messtechnischen Untersuchungen an einem realen TETRA-Handgerät berichten, wurden im Rahmen des Britischen Mobilfunkforschungsprogramms durchgeführt (Chadwick, 2003, 2006). Es wurden dabei umfangreiche Messungen und numerische Berechnungen mit einem Modell des Motorola MTP700 Funkgerätes durchgeführt und auch die Exposition durch auf Fahrzeugen montierte TETRA-Antennen untersucht. Eine Vielzahl von Expositionssituationen im Auto, auf dem Motorrad, sowie unterschiedliche Trageweisen und Benützungsbedingungen (vor dem Gesicht, seitlich zum Kopf, am Rumpf, an einem Gürtel und an der Schulter, montiert auf einer Einsatzweste für Polizeibeamte) wurden berücksichtigt. Weiterhin wurde die Veränderung der Exposition (SAR) bei Benützung von Freisprecheinrichtungen untersucht. Die umfangreichen Ergebnisse dieser Arbeiten lassen sich wie folgt zusammenfassen: Die maximalen SAR_{10g} Werte, gemessen in einem homogenen Körperphantom unter Berücksichtigung unterschiedlicher realistischer Trageweisen und Positionierungen am Rumpf lagen für das untersuchte Gerät (1 W Spitzsendeleistung) im Bereich 0,2-0,9 W/kg. Die maximalen SAR_{10g} Werte, gemessen in einem homogenen Kopfphantom unter Berücksichtigung unterschiedlicher Trageweisen und Positionierungen lagen für das untersuchte Gerät (1 W Spitzsendeleistung) im Bereich 0,2-0,7 W/kg. Die Exposition der Besatzung durch auf Fahrzeugen (Einsatzfahrzeuge, Polizeimotorräder) montierten TETRA-Antennen liegt typischerweise unterhalb von 0,1 W/kg, auch unter Berücksichtigung der Tatsache, dass auf Fahrzeugen montierte Antennen teilweise mit mehr als 1 W Spitzsendeleistung arbeiten. Die Verwendung von Zubehör zu Handgeräten (z.B. hands free kits) führt unter üblichen Bedingungen zu kleineren maxSAR_{10g} Werten als dies ohne Verwendung des Zubehörs der Fall wäre. Bei gleichzeitiger Verwendung mehrerer

TETRA Geräte innerhalb eines (teilgeschirmten) Raumes sind Beiträge der Geräte anderer Personen für die resultierende maxSAR_{10g} eines Benutzers vernachlässigbar, d.h. der bestimmende Faktor ist stets die Exposition durch das eigene Gerät.

In einem Forschungsprojekt des Bundesamtes für Strahlenschutz wurde die Hochfrequenzexposition von Nutzern des TETRA-Funks untersucht. Die Ergebnisse liegen als öffentlich verfügbarer Abschlussbericht vor (Bodendorf, 2013). Berücksichtigt wurden typische in Deutschland benutzte Endgeräte sowie fahrzeuggebundene Geräte mit Außenantenne in vielfältigen Nutzungsszenarien. Auf der Basis anatomischer Simulationsmodelle (weiblich und männlich) und mit Hilfe von numerischen Modellen der Geräte und Antennen, die anhand von Feldmessungen optimiert und verifiziert wurden, erfolgten detaillierte Berechnungen von Expositionswerten der unterschiedlichen biologischen Gewebe. Weiterhin wurden für ausgewählte Fälle, z.B. am Auge Temperaturerhöhungen modelliert. Die Berechnungen zeigen, dass beim Einsatz der Funkgeräte im BOS-Netz ohne Kanalbündelung (0,25 W mittlere Sendeleistung) für alle üblichen Nutzungen und selbst für kritische, eher untypische Szenarien noch die für die Allgemeinbevölkerung gültigen Grenzwerte eingehalten werden.

Im Hinblick auf die Exposition durch TETRA-Handgeräte zeigen daher alle bisher vorliegenden Arbeiten übereinstimmend, dass für übliche Nutzungsszenarien die ICNIRP Basiswerte für berufliche Exposition nicht überschritten werden, selbst wenn man die Benutzung leistungsstarker Geräte (mit 3 W Spitzensendeleistung) betrachtet. Für die am häufigsten eingesetzten Geräte mit 1 W Spitzensendeleistung ist im Allgemeinen sogar die Übereinstimmung mit den Basiswerten für die Allgemeinbevölkerung anzunehmen.

Bezüglich der Exposition durch TETRA-Basisstationen, bzw. der Exposition im Fernfeld von TETRA-Geräten im Allgemeinen, liegen bisher nur sehr wenige Arbeiten vor, nicht zuletzt deshalb, weil die Immissionen erwartungsgemäß vergleichsweise gering sind und sich die TETRA-Netze in Europa derzeit noch im Ausbau befinden.

Eine Forschungsarbeit, die als Poster auf dem BioEM-Kongress 2009 in Davos vorgestellt wurde (Valic et al., 2009), befasst sich ganz allgemein mit der Belastung der slowenischen Bevölkerung durch elektromagnetische Felder des Mobilfunks. Dazu wurden unter anderem auch Messwerte für TETRA angegeben. Die Messungen erfolgten mittels Personendosimeter (EME SPY 120, Antennessa), die von insgesamt 54 Freiwilligen im Zeitraum Juli 2007 bis November 2008 getragen wurden. Für TETRA-Immissionen wurden Maximalwerte von 0,79 V/m im städtischen Außenbereich, 0,24 V/m am Arbeitsplatz und 0,14 V/m im städtischen Heimbereich (Innenraum) angegeben. Alle Mittelwerte dieser Ortskategorien, sowie auch alle Maximalwerte der weiteren Kategorien ländlicher Wohnraum (Innenraum) und ländlicher Außenbereich lagen an oder unterhalb der Nachweisgrenze des eingesetzten Dosimeters (0,05 V/m). Im Vergleich zu den ICNIRP-Referenzwerten für die Allgemeinbevölkerung sind die gemessenen Maximalwerte der TETRA-Immissionen daher sehr gering (< 3% der Grenzwerte).

Neubauer und Freudenthaler (2008) berichteten auf dem Kongress der Bioelectromagnetics Society 2008 in Kalifornien von der Erfassung der Immissionen von TETRA-Basisstationen in Wien. Zur Immissionserfassung wurde auch hier das Personendosimeter EME SPY 120 von Antennessa verwendet. Die dabei aufgetretenen Maximalwerte lagen bei 0,29 V/m im U-Bahnbereich und bei 0,78 V/m im städtischen Außenbereich und waren damit wesentlich geringer als die Immissionen der etablierten GSM- und UMTS-Mobilfunknetze.

In einer Untersuchung des Landesamtes für Natur, Umwelt und Verbraucherschutz Nordrhein-Westfalen (LANUV NRW) wurden im Umfeld einer TETRA-Basisstation Hochfrequenz-Immissionsmessungen durchgeführt (Kindel und Schwenger, 2009). Die Ergebnisse sind als Fachbericht des LANUV NRW verfügbar (<http://www.lanuv.nrw.de/veroeffentlichungen/fachberichte/fabe11/fabe11start.htm>). In der Umgebung der Station bis ca. 500 m Entfernung wurden an 13 Messpunkten mit Hilfe der Schwenkmethode maximale Feldstärken ermittelt. Weitere Messungen erfolgten in Antennennähe auf dem Dach des Sendergebäudes. An allen zugänglichen Messpunkten wurden die gültigen Grenzwerte eingehalten.

III.4.2 In-vitro-Studien

In den von der FGF geförderten Projekten zu biologischen Wirkungen von hochfrequenten elektromagnetischen Feldern (380 MHz; mit 17,65 Hz Pulsung) auf die Mutationsrate und die Rate der Zellproliferation bei menschlichen Lymphozyten (Antonopoulos et al., 1997; Antonopoulos et al., 1998; Gollnick, 1997) und auf das Wachstumsverhalten menschlicher Leukämie-Zellkulturen (Fitzner et al., 1997; Gollnick, 1997) fanden sich keine Unterschiede zwischen befeldeten und unbefeldeten Zellen.

In der Studie von Antonopoulos et al (1997; 1998) wurden die Geschwindigkeit des Zellzyklus und die Frequenz des Schwesterchromatid-Austauschs (Chromosomenmutation) bei menschlichen Lymphozyten unter Befeldung mit drei unterschiedlichen Feldern untersucht (1800 MHz gepulst; 900 MHz gepulst; 380 MHz mit 17,65 Hz gepulst). In der TETRA-Expositionsbedingung betrug die SAR im Mittel 82,9 mW/kg und die maximale Leistung 90 W. Die Zellkulturen wurden kontinuierlich 48, 52, 56, 64 und 68 Stunden lang exponiert und mit scheinexponierten Zellkulturen verglichen. Angaben zur Verblindung fehlen. Es zeigten sich keine Effekte der unterschiedlichen Expositionen auf die untersuchten Parameter.

Zur Studie von Fitzner und Mitarbeiter ist zum Teilaspekt TETRA und Auswirkung auf das Wachstumsverhalten menschlicher Zellkulturen derzeit nur der Endbericht mit unbekanntem Erstellungsdatum auf der FGF-Homepage (Fitzner et al., 1997) abrufbar, sowie weitere Informationen zu dieser Studie, die in einem Teilbericht zum Verbundvorhaben „Biologische Wirkungen hochfrequenter elektromagnetischer Felder“ ebenfalls auf der Homepage der FGF zum Download bereitgestellt werden (Gollnick, 1997). In dieser Studie wurde untersucht, ob eine Exposition mit unterschiedlichen Hochfrequenz-Feldern das Wachstumsverhalten von menschlichen Zellen eines humanen Leukämie-Stammes (HL-60 Zellen) beschleunigen und daher eine krebsfördernde Wirkung haben könnte. Das TETRA-Signal wurde 24 Stunden lang mit einem 380 MHz-Signal (17,65 Hz

gepulst; SAR-Zielwert: 80 mW/kg; mittlerer SAR-Wert: 77,7 mW/kg) appliziert. Der Vergleich von 48 Testserien zwischen den exponierten Zellen und den unbefeldeten Kontrollzellen zeigte weder einen Unterschied in der Vermehrungsgeschwindigkeit, gemessen anhand der Verdopplungszeit, noch in der Synthese und Freisetzung des Enzyms Thymidinkinase.

In einer In-vitro Studie, die am „Defence Science and Technology Laboratory“ (Dstl) in Großbritannien durchgeführt wurde, wurde untersucht, ob TETRA-Hochfrequenz-Felder neben den bekannten Erwärmungseffekten auch „nicht-thermale“ Auswirkungen auf biologische Systeme besitzen (Green et al., 2005; Smith et al., 2005).

Der Beweggrund für diese Studie basierte auf den Ergebnissen zweier unabhängiger Arbeitsgruppen, die in den 1970er und 1980er Jahren Effekte von elektromagnetischen Feldern auf die Ca^{2+} -Ionen Aktivität nachweisen konnten. So fanden beispielsweise Bawin et al. (1975) heraus, dass in Folge einer zwanzigminütigen amplitudenmodulierten (0 – 35 Hz) VHF-Befeldung (VHF= very high frequency bzw. Ultrakurzwellen; 147 MHz, ca. 1 mW/cm²) von histologischen Hirnpräparaten (Vorderhirnhälften von frisch geschlüpften Kücken) ein erhöhter Ca^{2+} -Efflux bei Amplitudenmodulationen zwischen 6 und 20 Hz mit einem maximalen Effekt bei 16 Hz auftritt. Blackman et al. (1979) konnten dieses Ergebnis in einem vergleichbaren Versuchdesign (angewandte Energiedichten: 0,5 – 2 mW/cm²) nicht nur bestätigen, sondern zusätzlich noch ein schmales „Energiedichtefenster“ mit einer spezifischen Energiedichte von 0,75 mW/cm² beobachten. Ähnliche Befunde konnten auch bei einer 50Hz-Trägerfrequenz (Blackman et al., 1980) und bei einer 450 MHz-Trägerfrequenz (Bawin et al., 1978) erzielt werden.

In der Studie von Green et al. (2005) wurde untersucht inwieweit TETRA-Signale mit einer Trägerfrequenz von 380,9 MHz und mit einer Pulsung von 17,6 Hz (Tastgrad 25%), welche einer 16 Hz-Modulation nahekommt, die intrazelluläre Ca^{2+} -Signalgebung erregbarer Zellen beeinflussen. Für die Messung der intrazellulären Ca^{2+} -Konzentration wurden die Versuchspräparate, kultivierte Kleinhirn-Körnerzellen und Herz-Myozyten der Ratte, vor der Exposition im Gegensatz zu den früheren Experimenten nicht mit radioaktivem Ca^{2+} , sondern mit den Ca^{2+} -sensitiven fluoreszierenden Sonden Fura-PE3, Fluo-3 (Körnerzellen) und Fluo-4 (Herz-Myozyten) beladen. Die Studie gliederte sich in drei Telexperimente, bei denen neben der modulierten TETRA-Exposition (SAR-Werte zwischen 5 mW/kg und 400 mW/kg) jeweils auch eine Sham-Exposition durchgeführt wurde. Die Befeldung der Zellkulturen sowie die Auswertung wurden blind durchgeführt.

Beim ersten Teilversuch wurde das Hauptaugenmerk auf die intrazelluläre Ca^{2+} -Konzentration der Körnerzellen während des Ruhzustandes gelegt. Doch weder eine kontinuierlich über 20 min andauernde Exposition mit einer SAR von 400 mW/kg noch eine vierzigminütige Exposition mit vier verschiedenen aufeinander folgenden SARs (5 mW/kg, 10 mW/kg, 20 mW/kg, 50 mW/kg – jeweils 10 min) führten, verglichen mit der jeweiligen Sham-Bedingung, zu signifikanten Veränderungen des Ruhzustandes der Körnerzellen. Eine im Anschluss an die Exposition experimentell durch K^{+} -Zugabe ausgelöste Depolarisation sollte die funktionale Viabilität der Körnerzellen sicherstellen.

Mit Hilfe des zweiten Teilversuches wurde untersucht, ob eine Exposition die intrazellulären Ca^{2+} -Konzentrationen der Körnerzellen während einer Depolarisation beeinflusst. Diesbezüglich wurde innerhalb eines 20-minütigen Expositionsintervalls (SAR 400 mW/kg) nach 10 min erneut durch K^{+} -Zugabe eine Depolarisation ausgelöst. Dieses Telexperiment wurde zusätzlich noch mit der Ca^{2+} -sensitiven fluoreszierenden Sonde Fluo-3 durchgeführt. Obwohl unter beiden Versuchsbedingungen signifikant größere maximale Ca^{2+} -Konzentrationen gemessen werden konnten, scheint dieser Effekt eher auf einer biologischen Streuung zwischen einzelnen Zellkulturen zu beruhen.

Das dritte Telexperiment diente der Überprüfung von Expositionsauswirkungen auf Frequenz und Amplitude spontaner Ca^{2+} -Einströme in Herz-Myozyten. Die jeweils 11-minütigen Expositionen wurden sowohl mit einer SAR von 400 mW/kg als auch mit einer SAR von 50 mW/kg durchgeführt. Bei einem Teil der Versuche wurde die Exposition durch eine pharmakologische Behandlung mit Salbutamol oder Acetylcholin ersetzt. Es konnten unter beiden Expositionsbedingungen keine signifikanten Unterschiede zwischen Verum- und Sham-Exposition gefunden werden. Wie erwartet führte die Zugabe von Salbutamol zu einer Zunahme der Frequenz und der Amplitude spontaner Ca^{2+} -Einströme, während unter Acetylcholineinfluss eine verringerte Frequenz und eine leichte Veränderung der Amplitude spontaner Ca^{2+} -Einströme beobachtet werden konnte.

Zusammenfassend liefern die Ergebnisse aller drei Telexperimente keine Hinweise für einen Zusammenhang zwischen TETRA-Exposition mit den verwendeten SAR-Werten und einem biologisch relevanten Effekt in Bezug auf die intrazelluläre Ca^{2+} -Signalgebung erregbarer Zellen.

III.4.3 In-vivo-Studien

III.4.3.1 Tier-Experimente

Im Rahmen des Britischen Mobilfunkforschungsprogramms wurden Effekte unterschiedlicher elektromagnetischer Quellen (GSM 900 MHz, UMTS 2200 MHz, TETRA 400 MHz) auf Gehirnfunktionen sowie auf die Gen- und Proteinexpression bei erwachsenen männlichen Mäusen untersucht (Sienkiewicz, 2006). Einfache oder wiederholte Exposition des Kopfes der Tiere führten zu keinen lang anhaltenden Einflüssen auf die Physiologie und die Funktion des Gehirns. Die Tiere wurden in einer speziellen Vorrichtung fixiert und entweder exponiert (TETRA 400 MHz: mittlere SAR im Gehirn für niedrige Exposition: $2.6 \pm 0.4 \text{ W kg}^{-1}$; mittel: $13.0 \pm 0.3 \text{ W kg}^{-1}$; hoch: $26.0 \pm 0.6 \text{ W kg}^{-1}$) oder scheinexponiert. Die Mäuse wurden entweder pulsmodulierten oder unmodulierten Signalen ausgesetzt. Pro Expositionsbedingung wurden acht Mäuse untersucht. In der einfachen „akuten“ Expositionsbedingung wurden die Tiere für die Dauer einer Stunde verum- oder scheinbefeldet. Zur Überprüfung eines möglichen Einflusses von RF-EMF (radiofrequente elektromagnetische Felder) auf räumliches Lernen und Arbeitsgedächtnis diente das Morris Wasserlabyrinth für Mäuse. Dabei mussten die Mäuse den Weg vom Beckenrand zu einer unter dem Wasser versteckten Plattform finden. Sowohl die Strecke als auch die Zeit, die zum Erreichen des Ziels benötigt wurde, wurden analysiert. Die Exposition fand jeweils direkt vor Durchführung dieser Aufgabe statt. Es zeigten sich

keine Unterschiede in den Testparametern im Morris Wasserlabyrinth zwischen den Schein- und den verschiedenen Expositionsbedingungen.

In einem weiteren Experiment wurden erwachsene männliche Mäuse für eine Stunde entweder gepulsten 400, 900 oder 2200 MHz Signalen ausgesetzt oder den entsprechenden unmodulierten Frequenzen. Die SAR betrug unter TETRA in etwa 20 W kg^{-1} . Direkt nach der Befeldung wurde hippocampales Gewebe entnommen und bei konstanter Temperatur und unter Beigabe von künstlicher Gehirn- und Rückenmarksflüssigkeit wurden extrazelluläre Feldpotentiale abgeleitet. Pro Tier wurde eine Gewebeprobe untersucht. Die Untersucher waren bezüglich der Expositionsbedingung bei Durchführung und Auswertung blind. Es konnten zwischen 8 und 13 Potentiale pro Bedingung analysiert werden. Während für GSM900 und UMTS keine Unterschiede zur Scheinbedingung bei den exzitatorischen postsynaptischen Potentialen (EPSP) und beim Summenaktionspotential auftraten, wurden unter pulsmodulierter 400 MHz-Exposition geringere Amplitudenanstiege beim Summenaktionspotential im Vergleich zu unmodulierter oder Scheinexposition gefunden. Konkrete p-Werte sind im Endbericht nicht angegeben. Die Reizschwellen unterschieden sich hingegen nicht. Bei Betrachtung des Verhältnismaßes zwischen EPSP und Summenaktionspotential zeigte sich kein Unterschied zwischen den einzelnen Expositionsbedingungen und der Scheinexposition. Auch bei der Untersuchung der Langzeitpotenzierung, unter welcher länger andauernde Veränderungen in der synaptischen Übertragung verstanden werden und die mit Gedächtnisprozessen auf zellulärer Ebene vergleichbar sind, konnten keine Einflüsse der verschiedenen RF-Expositionen beobachtet werden. Der Autor schloss daher, dass der signifikante Einzelbefund unter pulsmodulierter TETRA-Exposition auf experimentelle Schwankungen zurückzuführen sei, und dass dieses Ergebnis nicht als tatsächlicher RF-Effekt zu interpretieren ist.

Zur Untersuchung möglicher RF-Effekte auf die Gen- bzw. Proteinexpression im Gehirn wurden die umfassenden Möglichkeiten der Microarraytechnologie genutzt. Zum Ausschluss falsch positiver Befunde wurden Western Blots und/oder Real Time PCRs (Polymerase Kettenreaktion) mit einer TaqMan Sonde durchgeführt. Zur Kontrolle von temperaturbedingten Veränderungen wurden zusätzlich die Konzentrationen von Hitzeschockproteinen mitbestimmt. In Vorversuchen wurde geklärt, welche von drei verschiedenen RNA-Extraktionsmethoden (RNA=Ribonukleinsäure) den höchsten Ertrag für das spezifische Hirngewebe (Hippocampus) lieferte und ob die Expositionsprozedur als solches, die für das Tier mit einem einschränkenden Stress verbunden ist, einen Einfluss auf die Genexpression hat. Um letzteres zu überprüfen, wurden in einer verblindeten Studie je 4 Tiere in folgenden Experimentalgruppen untersucht: Käfigkontrollen (nicht gestresst), akute Stressgruppe ohne Erholung und eine über 10 Tage an den Stress adaptierte Gruppe. Zwischen der akut gestressten Gruppe und der habituierten Gruppe ließen sich keine Unterschiede in der Expression von Genen im Hippocampus beobachten. Beim Vergleich der gestressten Gruppen gegen die Käfigkontrollen waren jedoch Unterschiede im Expressionsprofil von weniger als 20 Genen, deren Expression und Funktion möglicherweise mit der Regulation von Stress im Gehirn zusammenhängen, zu beobachten. Da nur eine relativ geringe Anzahl von Genen aufgrund der experimentellen

Bedingung Veränderungen aufwies, wurde geschlussfolgert, dass daraus keine Probleme hinsichtlich der Erkennung von RF bedingten Effekten auf die hippocampale Genexpression resultieren sollten.

Nach akuter Exposition mit 400, 900 oder 2200 MHz Feldern sowie wiederholter Exposition mit 900 MHz Feldern wurden Gehirnproben vom Hippocampus, Cerebellum, vom Thalamus sowie vom frontalen und lateralen Kortex entnommen und bei -80 °C gelagert. Von je drei Tieren wurde unter Wahrung der Verblindung RNA aus dem hippocampalen Gewebe gewonnen und mit dem Affymetrix Mouse 430 2.0 Genchip hybridisiert, der mehr als 39.000 transkribierte Gene erfasst, von denen mehr als 34.000 gut charakterisiert sind. Es wurden interne Kontrollen (22 unabhängige Indikatoren - Flags - des Hybridisierungsprozesses) als Marker der Reliabilität der individuellen Gene-mRNA Interaktion mitberücksichtigt, um die Reliabilität der nachfolgenden statistischen Analyse zu gewährleisten, welche eine Varianzanalyse (ANOVA) und den Student-Newman-Keuls Test als Post-Hoc Testverfahren umfasste. Alle statistischen Tests wurden mit dem Programm GeneSpring durchgeführt. Die Analyse wurde mit unterschiedlichen Filterbedingungen (Anwesenheit von Flags in 0 bis 75% der Proben) durchgeführt. Lediglich unter der Bedingung Abwesenheit von Flags und bei veränderter Gruppengröße, d.h. bei Ausschluss einiger Proben (eine Vorgehensweise, die anfälliger für die Erzeugung falsch positiver Ergebnisse ist), wurde unter gepulster 900 MHz Exposition eine kleine Anzahl von Genen identifiziert, die möglicherweise in die Regulation des Zellzyklus involviert sind und die mittels RT-PCR mit TaqMan Sonde genauer untersucht wurden. Eine Veränderung unter 400 MHz Exposition wird in dem vorliegenden Projektbericht nicht erwähnt.

Lerchl et al. (2008) haben untersucht, ob eine chronische Exposition mit hochfrequenten elektromagnetischen Feldern sowohl im TETRA- als auch im GSM- Bereich Auswirkungen auf das Körpergewicht von Hamstern als Indikator metabolischer Veränderungen hat. Im Zuge eines Experiments zum Einfluss von EMF auf die Lymphombildung bei weiblichen AKR/J-Mäusen konnten Sommer et al. (2004) feststellen, dass in Folge einer ca. ein Jahr dauernden Exposition mit modulierten GSM 900 MHz Signalen (Up- und Downlink: 2,1 Hz, 8,3 Hz, 217 Hz, 1733 Hz; SAR: 0,4 W/kg) das Gewicht der Mäuse über den Versuchszeitraum hinweg zunahm. Nachdem AKR/J-Mäusen mit UMTS-Signalen exponiert wurden, konnte dieser Befund allerdings nicht bestätigt werden (Sommer et al., 2007). Eine zweijährige 650 MHz-Befeldung von Kaninchen hatte ebenfalls keine Auswirkungen auf das Gewicht der Tiere (Tarantino et al., 2005), wobei bei dieser Studie die Anzahl der Tiere mit acht Individuen pro Gruppe möglicherweise auch zu gering war, um signifikante Gewichtszunahmen feststellen zu können. In der Studie von Lerchl et al. (2008) wurde mittels eines Radioimmunassays (RIA) zusätzlich zum Gewicht auch der Melatoningehalt im Serum und im Epiphysen-Homogenat gemessen. Es ist bekannt, dass Melatonin u.a. onkostatistische Wirkungen besitzt. So konnte beispielsweise in Tierexperimenten gezeigt werden, dass eine Melatonininjektion bei Ratten die Entwicklung eines chemisch induzierten Brustkrebses hemmen konnte. Eine chirurgische Entfernung der Epiphyse führte hingegen zu einer gesteigerten Entwicklung des chemisch induzierten Brustkrebses (Blask et al., 1991; Tamarkin et al., 1981). Stevens und Davis (1996) äußern in der sog. „Melatonin-Hypothese“ die Vermutung, dass es in Folge von EMF zu einer Reduktion der Melatoninsynthese kommen könnte und somit ein erhöhtes Brustkrebsrisiko vorliegen

kann. Sowohl der Nachweis von EMF-Effekten auf die Melatoninsynthese (beim Tier und Menschen) als auch ein erhöhtes Brustkrebsrisiko in Folge eines veränderten Melatoninniveaus (beim Menschen) beruhen bisher erst auf einzelnen Beobachtungen, und ein direkter Zusammenhang konnte nicht nachgewiesen werden.

Die Studie von Lerchl et al. (2008) gliederte sich in drei Teilerperimente, in denen männliche Dsungarische Zwerghamster (3-7 Monate alt) unterschiedlichen elektromagnetischen Feldern ausgesetzt wurden. Im ersten Teilversuch wurde eine standard-modulierte TETRA-Befeldung (383 MHz Trägerfrequenz, 17,6 Hz Pulsmodulation) verwendet. Die Teilversuche zwei und drei umfassten Expositionen, deren Modulationen ein typisches GSM-Szenario mit verschiedenen Up- und Downlink-Frequenzen (2,1 Hz, 8,3 Hz, 217 Hz, 1733 Hz) simulieren sollten. Dabei wurde der zweite Versuch mit einer 900 MHz Trägerfrequenz und der dritte Versuch mit einer 1800 MHz Trägerfrequenz durchgeführt. Die Exposition dauerte jeweils kontinuierlich 60 Tage an. In den Experimenten wurden je 120 Hamster mit einer spezifischen Absorptionsrate von 80 mW/kg exponiert. Zusätzlich wurden jeweils 120 Hamster scheinexponiert. Die Studie wurde verblindet durchgeführt. Die Tiere wurden in allen drei Teilversuchen randomisiert den Expositionsbedingungen zugeteilt. Die TETRA-Exposition führte verglichen mit der Scheinexposition zu einem signifikanten transienten Anstieg des Körpergewichts (bis zu 4 %), der jedoch nur zwischen dem 20. und 30. Versuchstag beobachtet werden konnte. Die Exposition bei 900 MHz hatte einen deutlicheren Anstieg des Körpergewichts zur Folge (bis zu 6 %), der auch bis zum Ende des Versuchs andauerte. Bei der 1800 MHz-Befeldung konnten hingegen keine Veränderungen im Körpergewicht der Zwerghamster beobachtet werden. Der Melatonin-Gehalt der Epiphyse und im Serum wurde unter keiner der drei Bedingungen beeinflusst. Ebenso wiesen auch das Gewicht des Gehirns, der Leber, der Nieren und der Hoden unter keiner der drei verwendeten Expositionen Veränderungen auf.

Diese Ergebnisse eines unveränderten Melatoningehalts in Folge von EMF-Expositionen stehen im Einklang mit Studien, die ebenfalls sowohl in Tierversuchen in vivo (Vollrath et al., 1997) und in vitro (Sukhotina et al., 2006) als auch beim Menschen (de Seze et al., 1999) keine Zusammenhänge zwischen EMF-Befeldung und Melatoninproduktion fanden. Obwohl die Ergebnisse der Gewichtszunahme in Folge einer EMF-Exposition noch weiter untersucht werden müssen, ist es nach der Ansicht der Autoren möglich, dass die aufgrund einer EMF-Befeldung absorbierte Energie zur Wärmeproduktion beitragen kann, woraus Veränderungen im Energiestoffwechsel und folglich eine Gewichtszunahme resultieren können. Dieser Effekt scheint aber abhängig von der Frequenz der EMF zu sein, da EMF mit geringeren Frequenzen tiefer ins Gewebe eindringen als EMF mit höheren Frequenzen und somit eher die Körpertemperatur beeinflussen können (Gabriel et al., 1996).

III.4.3.2 Studien zu berufsbedingter Nutzung von TETRA

In einer Pilotstudie, die im Rahmen des „Airwave Health Monitoring Programme“ des Imperial College, London (Airwave Health Monitoring Programme, 2006) durchgeführt wurde, wurden in einem ersten Schritt Informationen zur beruflichen Nutzung von TETRA-Geräten durch Polizisten unterschiedlichen

Dienstgrades in verschiedenen Regionen Großbritanniens (West Mercia, Leicestershire, Lancashire) erhoben und die Machbarkeit einer Langzeitstudie (Beobachtungszeitraum: 15 Jahre) überprüft. In der Pilotphase bearbeiteten 4.096 Polizisten einen Fragebogen zum Gesundheitszustand und zum Gebrauch von TETRA und davon nahmen 2.903 Polizisten an einem Gesundheits-Screening teil. In der voraussichtlich bis 2018 dauernden Längsschnittstudie werden sowohl der Fragebogen und das Gesundheits-Screening als auch die Auswertung von Anruf-Protokollen analysiert werden. Es ist geplant, die Studie auf alle Polizeidistrikte in Wales, Schottland und England auszuweiten. Konkrete Ergebnisse wurden in diesem Bericht noch nicht präsentiert.

In dem Bericht zur Pilotstudie wurde auch über die Vorbereitungen für eine Laborstudie informiert. Bei einem Subsample von 150 Polizeibeamten soll ein potenzieller Einfluss von TETRA-Handgeräten auf das EEG (Elektroenzephalogramm), auf EKG (Elektrokardiogramm), auf kognitive Funktionen und auf das Befinden im Vergleich zu Scheinexposition mit einem doppel-blinden randomisierten cross-over Design untersucht (Airwave Health Monitoring Programme, 2006). Dabei wird zwischen Polizeiangehörigen differenziert, für die in der zuvor genannten Feld- bzw. Pilotstudie eine hohe TETRA-Exposition festgestellt wurde und Personen, die einer niedrigen Exposition ausgesetzt waren. Zusätzlich wird zwischen elektrohypersensitiven („symptomatische“) und nicht-elektrohypersensitiven („asymptomatische“) Polizisten unterschieden. Das Studiendesign sieht den Vergleich dreier Gruppen vor: 1. Gruppe hohe berufliche Exposition bei „asymptomatischen“ Beamten, 2. Gruppe: niedrige berufliche Exposition bei „asymptomatischen“ Beamten, 3. Gruppe: „symptomatische“ Beamten. Ergebnisse aus dieser Studie liegen noch nicht vor.

Im Rahmen des Airwave Health Monitoring Programms wurden auch Informationen zur Art und Häufigkeit der Benutzung von TETRA-Geräten durch Polizeibeamte untersucht (Litchfield und Sorahan, 2004, 2005). Die daraus resultierenden Ergebnisse wurden in einem Endbericht und einem Kongressbeitrag publiziert. Polizeibeamte aus zwei britischen Bezirken wurden mittels Protokoll zu einer Vielzahl von Parametern zur Nutzung von TETRA Geräten befragt. Insgesamt wurden über 1705 Fragebögen (330 aus städtischem Gebiet in Leicestershire; 1375 aus ländlichem Gebiet in West Mercia) ausgewertet. Es wurden unter anderem der Dienstrang, Tageszeiten, die Anzahl der Gespräche, in welcher Benutzungsbedingung die Gespräche geführt wurden (z.B. im Auto oder auf der Straße) und von wo aus die Gespräche geführt wurden (städtisches oder ländliches Gebiet) erhoben. Alle teilnehmenden Beamten führten während eines 5-tägigen Beobachtungszeitraums ein Protokoll. Als Median der Anzahl der Gespräche wurde ein Wert von 2,2 Gesprächen pro Stunde pro Schicht erhoben. Die Haltung des Gerätes relativ zum Körper und die Gesprächsdauer wurden nicht erhoben. In einer Kurzfassung der Studienergebnisse bezeichnen die Autoren Beamten des Dienstgrades der Police Constables („Wachtmeister“) in der Nachtschicht im ländlichen Gebiet als die potenziell am höchsten exponierte Benutzerkategorie innerhalb aller erhobenen Klassen und damit als die im Rahmen von zukünftigen epidemiologischen Studien zu Auswirkungen der elektromagnetischen Feldern von TETRA besonders zu beachtende Population. Aus den zusätzlich erhobenen automatischen Aufzeichnungen über die Anzahl von Verbindungen (CDR=call data records) wurde analysiert, mit wem bzw. zu welchen Zwecken („Gruppenanruf“; Zweiergespräch oder Notfall) die

Geräte verwendet wurden. Die überwiegende Mehrzahl (>90%) diente zur Kommunikation innerhalb der Gruppe, gefolgt von Zweiergesprächen (<9%) und weniger als 1% der Verbindungen diente der Kommunikation im Notfall.

In einer weiteren britischen Studie aus dem Airwave Health Monitoring Programm wurden zu beruflichen Nutzungsdaten von TETRA durch Polizeibeamte ebenfalls Fragebogen eingesetzt, sowie Anrufprotokolle (CDR= call data records) aufgezeichnet, die Informationen zur Dauer von aktiven und passiven Anrufen erfassten (van Tongeren et al., 2005). Bei acht Beamten wurden mit speziell modifizierten TETRA-Geräten die Dauer, die Sendeleistung und die Position des Geräts (linke Seite, rechte Seite, vor dem Kopf) erhoben. Es konnten 216 Fragebogen von 89 Teilnehmern ausgewertet werden. 67,8% der Polizeibeamten trugen das TETRA-Gerät am Gürtel, 18,2% abdominal in der Schutzweste, 5,9% am Ärmel und 5,8% in einer nicht weiter differenzierten anderen Position. Die durchschnittliche Anzahl von Verbindungen während einer Schicht betrug 39 mit einer Gesamtdauer von 1107 Sekunden. 25 Anrufe wurden von Handgeräten aus getätigt, 10,5 von Endgeräten, die im Auto angebracht waren und 3,2 von Tischgeräten. Die Mehrzahl der Gespräche wurde über Freisprecheinrichtungen oder Mikrophone geführt. Die Anzahl von Anrufen, bei denen das TETRA-Endgerät wie ein Mobiltelefon, oder vor, oder in der Nähe des Kopfes gehalten wurde, lag bei lediglich 3-4 pro Tag mit einer durchschnittlichen Dauer von 149 Sekunden. Die Seite der Exposition (links oder rechts) wurde mit dem Fragebogen nicht erhoben. Der Rang und die Funktion der Polizisten hatten einen großen Einfluss auf die Art und Häufigkeit der Nutzung, wobei die Autoren darauf hinwiesen, dass in manchen Kategorien nur eine geringe Anzahl von Beamten zur Verfügung stand. Die Anrufprotokolle (CDR= call data records) zeigten eine Zunahme der Verbindungen über Sprechtaaste (Taste für die Umschaltung von Empfang auf Senden für wechselseitiges Sprechen der Teilnehmer) während des Tages, mit einem Maximum am Abend und einem Rückgang während der Nacht. Die Anzahl der Verbindungen über Sprechtaaste nahm im Laufe der Woche zu und erreichte ein Maximum am Wochenende. Hereinkommende und ausgehende Gespräche (wie Telefonanruf) wiesen wiederum an Werktagen am Morgen ein Maximum auf.

Im Vergleich der Daten aus den Aufzeichnungsprotokollen und den Angaben in den Fragebögen zeigte sich, dass die Anzahl und Dauer der ein- und ausgehenden Anrufe mit TETRA-Endgeräten überschätzt wurde. Die Anzahl von Übertragungen über Sprechtaaste wurde deutlich unter-, die Dauer hingegen häufig überschätzt. Die Analyse von Verbindungsdaten aus 45 Arbeitsschichten von acht Beamten, die ein modifiziertes TETRA-Endgerät verwendeten, zeigte eine durchschnittliche Anzahl von 30 Übertragungen pro Schicht und eine durchschnittliche Gesamtdauer von 110 Sekunden pro Schicht. Dieses Ergebnis stimmt, auch wenn es etwas niedriger liegt, in etwa mit den Anrufprotokollen (CDR) überein. Es wurde kein einziger Telefonanruf während der 45 Schichten getätigt, lediglich Verbindungen über Sprechtaaste. In nur 3% der Verbindungen wurde das Gerät ohne Freisprecheinrichtung benutzt. Für diese Fälle wurde die Position beim Benutzen des Geräts (links, rechts und vor dem Kopf) über die Neigungswinkel des Geräts erfasst. Die Ergebnisse wurden so interpretiert, dass die Mehrheit der acht Beamten das Gerät überwiegend an der rechten Seite verwendet hatte (konkrete Anzahl fehlt), lediglich ein Beamter trug das Gerät meist vor dem Gesicht.

Diese Resultate sind nicht nur aufgrund der kleinen Stichprobe, sondern auch aus weiteren methodischen Gründen sehr bedingt aussagekräftig: In Testdurchgängen zur Überprüfung der Geräteposition, die von einem Beamten jeweils zu Beginn jeder Schicht in gleicher Reihenfolge durchgeführt wurden, wurde das Gerät je drei Sekunden links, rechts und vor dem Kopf gehalten und mit den automatisch registrierten Neigungswinkeln abgeglichen. Dabei zeigten sich inkonsistente Ergebnisse in Bezug auf die intendierten Positionen und die tatsächlich registrierten. Als mögliche Ursachen wurden von den Autoren angegeben, dass der Beamte entweder die Anweisungen nicht korrekt durchgeführt hatte, die Neigungswinkel sich in ähnlicher Position nennenswert unterscheiden oder die Aufzeichnungen nicht die intendierten waren. Aufgrund dieser unklaren Ergebnisse empfahlen die Autoren, Labortests durchzuführen, bevor die modifizierten Geräte in Feldversuchen weiter eingesetzt werden. Die durchschnittliche Leistung für alle Übertragungen erreichte 825,2 mW, wobei die Leistung in Handposition geringer war als bei Verwendung von Kopfhörern oder Mikrofonen und Tragen des Gerätes am Körper, was noch durch andere Studien bestätigt werden muss. Die Autoren weisen darauf hin, dass das Tragen der Endgeräte an Gürtel oder der Weste in Kombination mit Mikrofonen und Kopfhörern, wie das die überwiegende Mehrzahl der Polizisten praktiziert, dazu führt, dass die Exposition des Kopfes und auch Gehirns wesentlich geringer ist als bei Halten des Geräts nahe bzw. am Kopf. Diese Information zur Position des Geräts müsste unbedingt bei Gebrauch von subjektiven Angaben abgefragt werden, da sonst die tatsächliche Exposition des Kopfes deutlich überschätzt wird.

III.4.3.3 Studien zu biologischen Effekten von TETRA auf das Herz-Kreislaufsystem

In einer doppel-blinden randomisierten cross-over Studie, die im Rahmen des Britischen Mobilfunkforschungsprogramms durchgeführt wurde, wurden mögliche Auswirkungen einer Exposition mit Signalen von TETRA-Endgeräten auf das Herz-Kreislaufsystem (Blutdruck und Herzratenvariabilität) und auf die Katecholamin-Konzentration (Adrenalin und Noradrenalin als Marker für die Aktivität des sympathischen Nervensystems) untersucht (Barker et al., 2007). 120 gesunde Personen (77 Frauen, 43 Männer; Alter: 18 – 65 Jahre) wurden unter sechs Expositionsbedingungen (gepulste GSM- und TETRA- Signale, kontinuierliche GSM- und TETRA- Signale und zwei Scheinexpositionen: einmal mit TETRA und einmal mit GSM-Endgerät) für je 40 Minuten auf der linken Kopfseite exponiert. Die peak SAR (Spezifische Absorptionsrate) erreichte 70% des von der ICNIRP zulässigen Grenzwerts von 2W/kg für die allgemeine Bevölkerung (gemittelt über 10g bezogen auf Kopf und Rumpf). Weder die Herzratenvariabilität, noch die Adrenalin- und Noradrenalin-Werte und der Blutdruck unterschieden sich während und bis zu 24 Stunden nach Exposition zwischen den TETRA-Expositionsbedingungen und der Scheinexposition. Lediglich unter der GSM-Scheinbedingung kam es zu einer signifikanten Abnahme des Blutdrucks, was auf eine Zunahme der Temperatur des Endgeräts in diesem Modus zurückgeführt wurde.

III.4.3.4 Studien zu biologischen Effekten von TETRA auf das Zentrale Nervensystem

In den nachfolgenden Kapiteln werden Studien zu möglichen Einflüssen auf evozierte Potentiale und das Elektroenzephalogramm (EEG), sowie auf kognitive Funktionen, die anhand verschiedener Tests untersucht wurden, erläutert.

III.4.3.4.1 Evozierte Potentiale und EEG

In einer bis dato nur als Endbericht veröffentlichten doppel-blinden randomisierten cross-over Studie unter der Projektleitung von Stuart Butler wurden am Burden Neurological Institute in Bristol vier Experimente zum Einfluss von TETRA auf die Gehirnaktivität bei 18 Personen im Alter zwischen 18 und 39 Jahren durchgeführt (Butler, 2005). In den ersten drei Experimenten wurden die Tests jeweils unter folgenden Expositionsbedingungen absolviert: a) 400 MHz Trägerwelle (0,75 W mittlere Power), b) TETRA moduliertes 400 MHz Signal (0,75 W mittlere Power; 3 W Peak) und c) Scheinexposition. Die Expositionsseite wurde nicht erwähnt.

Im ersten Experiment wurden visuell, akustisch und somatosensorisch evozierte Potentiale, wie sie auch in der neurophysiologischen Diagnostik des Gehirn- und Nervensystems überprüft werden, unter den drei verschiedenen Expositionsbedingungen abgeleitet. Zusätzlich wurden ereigniskorrelierte Potentiale, die durch die Ausführung akustischer und visueller Aufgaben hervorgerufen werden, unter den drei genannten Bedingungen untersucht. Es wurde die P300, eine positive („P“) Welle, die im EEG zu sehen ist, wenn sich eine Person auf einen selten auftretenden Zielreiz konzentriert, abgeleitet. Die P300 tritt ca. 300ms nach der Darbietung des Zielreizes auf und wird in die zwei Komponenten P3a und P3b unterteilt. Die P3a ist mit einer unwillkürlichen Verschiebung der Aufmerksamkeit auf neue zu ignorierende Reize assoziiert, die P3b gilt als Korrelat der Aufmerksamkeit auf den Zielreiz bzw. der perzeptuellen Unterscheidungsfähigkeit zwischen unterschiedlichen Reizen. In der Studie von Butler et al. (2005) wurden sowohl visuell als auch akustisch evozierte P3a und P3b gemessen. In der visuellen Aufgabe mussten die Probanden auf einen bestimmten optischen Zielreiz reagieren und andere Reize ignorieren. Bei der akustischen Aufgabe war der Zielreiz ein Ton in einer bestimmten Höhe und die zu ignorierenden Reize bildeten Umgebungsgeräusche. Sowohl die Latenzen und Amplituden der P3a und P3b als auch die Verhaltensparameter in Form der Reaktionsgeschwindigkeit auf den Zielreiz wurden erfasst.

In einem zweiten Experiment mussten die Probanden einen verbalen Wahlreaktionstest sowie einen Test zum visuellen Arbeitsgedächtnis bearbeiten. Der verbale Wahlreaktionstest wurde gewählt, da die Forschergruppe in einer früheren Studie unter GSM 900 MHz-Exposition verkürzte Reaktionszeiten gefunden hatte (Preece et al., 1999). In diesem Test mussten die Probanden auf das Erscheinen der Worte „ja“ bzw. „nein“ auf einem Bildschirm mit entsprechend bezeichneten Tasten reagieren. Es wurden die Reaktionszeiten, sowie die Latenzen und Amplituden der dabei abgeleiteten P3b ermittelt. Im Test zum visuellen Arbeitsgedächtnis mussten sich die Probanden merken, welche fünf Fenster eines Hauses mit neun Fenstern auf einem Bildschirm beleuchtet sind. Bei den nachfolgenden Bildern, auf denen jeweils nur ein Fenster erhellt war, mussten die Probanden

entscheiden, ob es sich um ein Fenster handelte, welches in der Ausgangsversion ebenfalls beleuchtet war oder nicht und durch Betätigen der zugeordneten Antworttaste („ja“ oder „nein“) reagieren. In der GSM-Studie konnten bei der Durchführung dieser Aufgabe keine Veränderungen der Reaktionszeiten unter Exposition beobachtet werden. Parallel dazu wurden die P3b und die N2b (bei aktivem Richten der Aufmerksamkeit auf seltene, andersartige Reize) abgeleitet. In beiden Tests des zweiten Experiments wurden die ereigniskorrelierte Potentiale über 16 Elektroden abgeleitet.

Im dritten Experiment wurde ein Spontan-EEG für jeweils 40 Sekunden bei geschlossenen Augen und bei offenen Augen unter jeder Expositionsbedingung aufgezeichnet und es wurde die spektrale Power in den Frequenzbändern berechnet.

Im vierten Experiment wurde das TETRA-Endgerät so umgestaltet, dass der Testleiter kurze 400 MHz Impulse (Dauer 1ms und 14 ms) applizieren konnte. An diesem Versuch nahmen nur 12 Probanden teil. Es wurden etwaige Reaktionen des Gehirns auf 500 TETRA-Impulse (400 MHz) und auf Scheinimpulse untersucht und parallel dazu das EEG abgeleitet. Damit wurde die Hypothese überprüft, wonach Impulse von 14 ms Dauer, die TETRA-modulierten Signalen entsprechen, elektrische Reaktionen im Gehirn auslösen und dadurch über eine Beschleunigung der Entladung von Nervenzellen kürzere Reaktionszeiten zur Folge haben. Diese Hypothese konnte nicht bestätigt werden. Auch in keinem der anderen Experimente zeigte sich ein Effekt von TETRA auf die spontane oder auf die ereigniskorrelierte Gehirnaktivität und auch nicht auf die Reaktionsfähigkeit.

In einer Studie der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin zu möglichen Effekten des TETRA-Funks auf kognitive Funktionen bei Menschen wurden in einem Kongressbeitrag Ergebnisse einer einfach-blinden Pilotstudie zum Einfluss von linksseitiger Exposition mit TETRA (380,25 MHz; 17,65 Hz gepulst; maximale SAR: 1,35 mw/g) auf motorisch evozierte langsame Potentiale, die während einer visuellen Beobachtungsaufgabe bei zehn jungen rechtshändigen Männern abgeleitet wurden, präsentiert (Ullsperger et al., 2003). In früheren Studien dieser Forschergruppe nahmen unter GSM-Exposition die Amplituden der langsamen Potentiale während derselben Aufgabenstellung im Vergleich zur Scheinexposition ab (Freude et al., 1998, 2000). Bei der visuellen Beobachtungsaufgabe muss ein sich schnell fortbewegender Zeiger, der sich gegen den Uhrzeigersinn drehte, nach dreimaliger Umdrehung in der 12-Uhr-Position mit Druck auf die rechte Maustaste gestoppt werden. Es wurde die Abweichung der Endposition von der 12-Uhr Position ermittelt. Die langsamen Potentiale wurden an 30 Elektrodenpositionen abgeleitet. Es zeigten sich bei diesem Sample keine Unterschiede in den untersuchten EEG- und Leistungsparametern zwischen der TETRA-Expositions- und der Scheinbedingung.

Weitere Ergebnisse dieser Arbeitsgruppe stammen aus einer einfach-blinden randomisierten cross-over Pilotstudie an 10 jungen Probanden (6 Männer, 4 Frauen; Alter: 18 – 28 Jahre; mittleres Alter: 22,3 Jahre), die ebenfalls die visuelle Beobachtungsaufgabe durchführten (Freude et al., 2006). Die Exposition mit TETRA (380,25 MHz; 17,65 Hz gepulst; effektive Sendeleistung: 2 W (puls), effektiv: 500 mW; peak SAR, gemittelt über 1 g bzw. 10 g Gewebe, betrug 1,35 mW/g bzw. 0,83 mW/g.) und die Scheinexposition erfolgten randomisiert. Jede Versuchsperson absolvierte die Aufgabe je vier Mal.

Die Dauer pro Versuchsabschnitt betrug acht Minuten. Während der Bearbeitung der Aufgabe wurde das Bereitschaftspotential abgeleitet. In früheren Arbeiten zur Auslösung eines Bereitschaftspotentials verwendeten Freude et al. (1998; 2000) eine einfache Finger-Tapping-Aufgabe, bei welcher die Probanden selbst entscheiden konnten, wann sie eine Taste drücken wollten, was auch der Definition eines Bereitschaftspotentials besser entspricht, wonach das Bereitschaftspotential durch spontane motorische Reaktionen bzw. in der Finger-Tapping-Aufgabe durch eine willkürliche Fingerbewegung, die zu einem vom Proband selbst gewählten Zeitpunkt durchgeführt wird, ausgelöst wird. Die von Freude et al. (2006) beschriebene Auswertung des Bereitschaftspotentials berücksichtigte das Zeitintervall von 2500 ms vor bis 500 ms nach Tastendruck, wobei die Amplitude des Bereitschaftspotentials zwischen 500 ms vor bis zum Betätigen der Taste gemessen und gemittelt wurde. Die Leistungsparameter (Reaktion und Fehlerhäufigkeit) unterschieden sich nicht zwischen der TETRA- und der Scheinexposition. Auch die langsamen Potentialänderungen des Bereitschaftspotentials, sowie die topografische Verteilung über 56 Elektrodenpositionen zeigten keine Veränderungen unter TETRA im Vergleich zur Scheinexposition.

III.4.3.4.2 Kognitive Funktionen

Am „Defence Science and Technology Laboratory“ (Dstl) wurden in einer vom Britischen Home Office finanzierten Studie mit doppel-blindem randomisierten cross-over Design die Effekte niedriger TETRA-Exposition auf kognitive Funktionen bei 40 Männern im Alter von 21 bis 45 Jahren (Mittelwert: 28 Jahre) untersucht (Smith et al., 2005). Alle Probanden waren rechtshändig und Angestellte des Dstl. Sowohl die TETRA-Exposition als auch die Scheinexposition erfolgte über ein am Kopf fixiertes TETRA-Handgerät jeweils links oder rechtsseitig (d.h. vier Expositionsbedingungen pro Proband). Die TETRA-Signalcharakteristik war analog zu jener, wie sie vom britischen Militär verwendet wird (381 MHz UHF Signal, 17,6 Hz moduliert; SAR: 1,4 W/kg, gemittelt über 10g Gewebe). Die Probanden durchliefen die vier Expositionsbedingungen (TETRA links/rechts; Scheinexposition: links/rechts) in randomisierter Reihenfolge im Abstand von jeweils einer Woche immer zwischen 9:30 bis 11:30 Uhr. Während der Exposition absolvierten sie eine 1,5 Stunden dauernde Testbatterie mit insgesamt 22 Tests zu psychomotorischer Schnelligkeit, Arbeitsgedächtnis und Aufmerksamkeit. Die Reihenfolge der Tests war über die Testpersonen ausgeglichen. Es wurden v.a. Tests ausgewählt, bei denen in anderen Studien unter Mobilfunk-Exposition Veränderungen in der Leistung beobachtet worden waren. Vor und nach jeder Testung wurden etwaige körperliche Symptome (Koivisto et al., 2001), die aktuelle Befindlichkeit sowie Angstsymptome (State-Trait Anxiety Inventory - STAI, Spielberger, 1983; Positive and Negative Affect Schedule - PANAS, Watson et al., 1988) erfasst. Es fanden sich in folgenden drei der 22 Tests signifikante Unterschiede zwischen der Schein- und der TETRA-Exposition: In der semantischen und in der visuellen Wiedererkennungsaufgabe, sowie im verbalen 0-back Task (Arbeitsgedächtnisaufgabe auf einfachster Stufe). Die Aufgabe in der semantischen Wiedererkennungsaufgabe bestand darin, zu entscheiden, ob ein Wort, welches auf dem Monitor präsentiert wurde, in der vorangegangenen semantischen Klassifikationsaufgabe auch vorgekommen war, oder nicht. Unter rechtsseitiger TETRA-Exposition machten die Probanden im Vergleich zu

rechts- und zu linksseitiger Scheinexposition mehr Fehler. Bei der visuellen Wiedererkennungsaufgabe erkannten die Probanden unter linksseitiger TETRA-Exposition weniger häufig Farben korrekt wieder, die zuvor in der visuellen Klassifikationsaufgabe präsentiert wurden, als unter rechtsseitiger TETRA- Exposition. Es zeigten sich bei dieser Aufgabe keine Unterschiede zwischen den zwei TETRA- (links/rechts) und den Scheinbedingungen (links/rechts). In der verbalen 0-back Task mussten die Probanden auf der einfachsten Stufe des Tests keine Arbeitsgedächtnisleistung (=0-back) erbringen, sondern lediglich einen präsentierten Reiz (Buchstabe) mit einem Zielreiz (bestimmter Buchstabe) vergleichen und bei Übereinstimmung eine Ja-Taste („Y“) und bei Abweichen eine Nein-Taste („N“) drücken. In dieser Aufgabe reagierten die Probanden unter linksseitiger TETRA-Exposition im Vergleich zu linksseitiger Scheinexposition signifikant langsamer. Die Reaktionszeiten unterschieden sich nicht im Vergleich links- zu rechtsseitiger TETRA-Exposition oder links- zu rechtsseitiger Scheinexposition und auch nicht zwischen rechtsseitiger TETRA- und rechtsseitiger Scheinexposition. Weder bei der Bearbeitung der schwierigeren Stufen des Tests (1- bis 3-back), noch in einem der vier Untertests des räumlichen n-back task waren die Leistungen zwischen den vier Expositionsbedingungen verschieden. Nach Korrektur für multiples Testen blieb lediglich eines der drei Ergebnisse signifikant: bei rechtsseitiger TETRA-Exposition kam es im Vergleich zu rechtsseitiger Scheinbefeldung zu einer Zunahme der Fehler in der semantischen Wiedererkennungsaufgabe. Da sich die Leistungen in anderen Tests, die ebenfalls die verzögerte Wiedergabe bzw. das Kurzzeitgedächtnis überprüften (Inzidentielles Lernen beim Zahlen-Symbol-Test und Visuelle Zahlenspanne) zwischen Exposition und Scheinexposition nicht unterschieden, schlossen die Autoren daraus, dass das signifikante Ergebnis in der semantischen Wiedererkennungsaufgabe mit Vorsicht betrachtet werden muss. Die Ergebnisse dieser Studie sind noch nicht in peer-reviewed Fachzeitschriften publiziert worden, sind aber in einem ausführlichen Endbericht veröffentlicht worden.

Die Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA) hat ein Forschungsprojekt zu möglichen Effekten des TETRA-Funks auf kognitive Funktionen bei Menschen in verschiedenen Anforderungssituationen durchgeführt, sowie eines zu potenziellen Auswirkungen elektromagnetischer Felder des TETRAPOL-Standards (BAuA, 2007b, 2007a). Von der Studie der BAuA zum Einfluss von TETRA auf kognitive Funktionen beim Menschen sind bisher drei Tagungsberichte und zwei Artikel (ohne Peer-Review) veröffentlicht worden. Darin werden Teilergebnisse von unterschiedlichen Probandengruppen beschrieben.

In einem Abstract, welches für die Jahrestagung der Bioelectromagnetics Society in Quebec, Kanada, 2002 eingereicht wurde, wurden Ergebnisse einer doppel-blinden Studie an 30 Männern zum Einfluss von TETRA-Endgeräten auf kognitive Funktionen (Wiener Testsystem, „Number-show-Test“, autokinetischer Lichttest) und das Wohlbefinden angekündigt (Eggert et al., 2002b). Die Charakteristik des TETRA-Signals, sowie der SAR-Wert und auch weitere Details zum Ablauf wurden nicht genannt. Es zeigten sich keine Einflüsse auf das Befinden (ohne Angabe des verwendeten Verfahrens). Die Probanden waren außerdem nicht in der Lage, den Zustand der Exposition (Schein vs. Verum) richtig zu erkennen. In einer ausführlicheren Zusammenfassung zur Posterpräsentation in Quebec, 2002,

wurden Ergebnisse der Testung von 24 jungen Männern (Alter: 20-30 Jahre), allerdings aus einem einfach-blinden cross-over Design berichtet (Eggert et al., 2002a). Die Exposition erfolgte mit TETRA-Handgeräten (TETRA 380,25 MHz; 17,65 Hz; max. SAR: 1,35 mW/g), die an einem Helm links- und rechtsseitig angebracht waren und wechselweise eingesetzt wurden. Es zeigte sich kein Einfluss auf die Ergebnisse im autokinetischen Test zur Untersuchung der „psychologischen Grundaktivität“. Ergebnisse zu den ebenfalls durchgeführten Tests aus dem Wiener Testsystem und in einem Zahlenzeigetest wurden nicht berichtet, aber in einer Publikation von Neuschulz (2012) ausführlicher beschrieben. In besagtem Artikel wurden Ergebnisse aus der BAuA-Studie zum „Einfluss niederfrequent gepulster elektromagnetischer Felder des kommerziellen Mobilfunksystems TETRA (380-400 MHz) auf das Befinden und die Leistung in verschiedenen Anforderungssituationen“ präsentiert (Neuschulz, 2012). In zwei Versuchsserien wurden je 24 gesunde Männer im Alter von 20 bis 30 Jahren mit vier bzw. fünf verschiedenen Testaufgaben (Reaktion, Signale Detection, Zahlenzeigetest, Autokinetisches Lichtphänomen, Vigilanz in 2. Versuchsserie) unter vier verschiedenen Bedingungen (Übungsphase, ohne Feld, je links und rechts mit TETRA 25; 380 MHz; SAR max 0,83 W/kg gemittelt über 10 g) untersucht. Die Gesamttestdauer pro Proband betrug etwa drei Stunden, die Abfolgen waren balanciert und die Exposition erfolgte doppelblind. In der ersten Versuchsserie wurde ein generisches Antennen-Signal verwendet, in der zweiten wurden handelsübliche TETRA-Handgeräte, die an einem Helm angebracht wurden, benutzt. In beiden Versuchsserien zeigten sich hinsichtlich der untersuchten Testparameter und des Befindens keine signifikanten feldbedingten Veränderungen. Die Probanden waren nicht in der Lage, die TETRA-Exposition wahrzunehmen.

Wie bereits in Kap. III.4.3.4.1 dargestellt, wurden aus dieser Arbeitsgruppe in einem weiteren Kongressbeitrag die Ergebnisse zum Einfluss von linksseitiger Exposition mit TETRA (380.25 MHz; 17.65 Hz; maximale SAR: 1,35 mw/g) auf motorisch evozierte langsame Potentiale während einer visuellen Beobachtungsaufgabe bei zehn jungen rechtshändigen Männern präsentiert (Ullsperger et al., 2003). Beim dabei erhobenen Leistungsparameter zeigte sich kein Unterschied in der Winkelabweichung der Endposition des Zeigers zwischen der Expositions- und der Scheinbedingung.

In einer weiteren Pilotstudie mit identischer Befeldung und gleicher Aufgabenstellung bei einem anderem Sample, zeigten sich ebenfalls keine Effekte auf die erhobenen Leistungsparameter (Fehlerhäufigkeit und Genauigkeit) (Freude et al., 2006). Auch diese Studie wurde bereits unter Kap. III.4.3.4.1 genauer ausgeführt. Ergebnisse zu Befindlichkeit, die in der Projektbeschreibung als Zielparameter angegeben wurden, wurden nicht präsentiert. Endberichte oder peer-reviewed Artikel liegen nicht vor. Die bisher (nicht in peer-reviewed) publizierten Ergebnisse sprechen eher gegen eine Beeinflussung kognitiver Funktionen durch TETRA bzw. TETRAPOL Exposition.

In der doppel-blinden cross-over TETRAPOL-Studie der BAuA wurden 36 Personen mit elektromagnetischen Feldern mit TETRAPOL-Signalen links- oder rechtsseitig über am Helm angebrachte Telefone, wie sie von der Deutschen Bundeswehr genutzt werden, exponiert (unmoduliertes Signal; um 400 MHz; SAR lag unter dem Grenzwert für berufliche Nutzer). Es wurden

der Hautwiderstand während verschiedener Tests (Reaktionszeittest, Vigilanztest, Signal-Detection-Test, Autokinetischer Test) und die Testleistungen während einer Gesamtexperimentdauer von 3 Stunden gemessen. Es zeigten sich keine Unterschiede zwischen TETRAPOL (linksseitig), TETRAPOL (rechtsseitig) und Scheinexposition in den untersuchten Parametern. Weitere Details zu Exposition und Studiendesign liegen nicht vor. Die hier präsentierte Studie stammt von einer Projektbeschreibung der Homepage der BAuA und von einem Tagungsbeitrag (BAuA, 2007b; Neuschulz, 2009).

In einer Studie aus dem Dänischen Mobilfunkforschungsprogramm wurden potenzielle Effekte von TETRA-Handgeräten auf kognitive Funktionen und körperliche Symptome von 53 männlichen Erwachsenen (Alter: 36.41 ± 8.35 Jahre) mit einem balanciert randomisierten, doppel-blinden cross-over Design untersucht (Riddervold et al., 2010). Alle Probanden waren im dänischen Notfalldienst (Rettung, Polizei, Feuerwehr) beschäftigt, Rechtshänder und wurden an zwei mindestens 24 Stunden auseinander liegenden Testtagen zur annähernd gleichen Zeit untersucht. Die Testung umfasste vier verschiedene Testverfahren, die jeweils unter 45 Minuten dauernder TETRA-Exposition bzw. Scheinexposition absolviert wurden. Für die TETRA-Exposition wurde ein Szenario nachgebildet, welches bei hoher Exposition in direct mode operation (DMO) zu erwarten ist, aber die Grenzwerte für die Allgemeinbevölkerung nicht überschreitet (ICNIRP, 1998). Beim DMO-Modus können zwei oder mehrere Funkgeräte unabhängig vom Netz miteinander kommunizieren. Das TETRA-Signal (420 MHz; Peak SAR: 1,73W/kg über 1g und 1,26 W/kg über 10g) wurde über eine Dipolantenne, die mit Hilfe eines Plastikhelmes an der linken Kopfseite fixiert wurde, in 1-Minuten Sequenzen (54 Sekunden dauernder Übertragungsmodus gefolgt von 6 Sekunden Pause zur Berücksichtigung der speziellen Expositionssituation nach Beendigung eines Funkkontakts) appliziert. Die Exposition wurde jeweils fünf Minuten vor Testbeginn gestartet. Die Probanden bearbeiteten zuerst einen Test zur Messung der einfachen und der Fünffach-Wahl-Reaktionszeit, gefolgt von einem Test zum visuell-räumlichen Arbeitsgedächtnis und zur visuellen Kurzzeitgedächtnisspanne. Beide Tests wurden am Computer durchgeführt und stammen aus der neuropsychologischen Testbatterie CANTAB (Cambridge Neuropsychological Test Automated Battery). Danach bearbeiteten die Probanden den Trail Making B Test (TMB) in einer Papier-Version, bei der wechselweise Zahlen und Buchstaben in der richtigen Reihenfolge so schnell wie möglich verbunden werden müssen. Zur Auswertung gelangt die Bearbeitungszeit. Der TMB untersucht die psychomotorische Geschwindigkeit, Aufmerksamkeit und Exekutivfunktionen. Als vierter Test wurde der Untertest Zahlenspanne aus dem Wechsler Intelligenztests vorgegeben. Dabei handelt es sich um einen Test zur Untersuchung der Kurzzeitgedächtnis- und Aufmerksamkeitsspanne und des verbalen Arbeitsgedächtnisses. Der Testleiter liest Zahlenreihen mit zunehmender Länge vor. Die Aufgabe des Probanden besteht darin, die Zahlenreihe vorwärts nachzusprechen („Zahlenspanne vorwärts“) oder rückwärts zu wiederholen („Zahlenspanne rückwärts“). Es wird die Länge der richtig erinnerten Zahlenfolge (=Zahlenspanne; liegt zwischen 2 und 9) ermittelt. Das Auftreten und die Intensität körperlicher Symptome wurden mittels visueller Analogskalen in einer Computer-Version erfasst. In einer Baseline-Messung vor der Exposition und jeweils nach der Exposition wurden damit 11 Symptome (z.B. Kribbeln,

Kopfschmerzen, Schwindel, Übelkeit; Klaustrophobie, Schläfrigkeit, Temperaturempfinden) durch die Probanden bewertet. Weder die Testleistung noch die körperlichen Symptome unterschieden sich signifikant zwischen der TETRA-Exposition und der Scheinbefeldung. Im TMB zeigte sich ein signifikanter Lerneffekt vom ersten zum zweiten Tag in Form einer durchschnittlichen Leistungssteigerung um 15,3%. In beiden Tests zur Kurzzeitgedächtnisspanne (visuell und akustisch) zeigten sich ebenfalls signifikante Übungseffekte am zweiten Tag. Lediglich im Reaktionstest wurden keine lernbedingten Veränderungen registriert. Dies ist die bislang einzige Studie zu elektromagnetischen Feldern von TETRA-Endgeräten und kognitiven Funktionen, die in einer wissenschaftlichen Zeitschrift mit peer-review Begutachtung veröffentlicht wurde.

In der zweiten Phase des Britischen Mobilfunkforschungsprogramms (MTHR II) wurden an der Universität von Essex mögliche Effekte elektromagnetischer Felder von TETRA-Basisstationen auf kognitive und physiologische Parameter unter Berücksichtigung von Elektrosensibilität in einer Studie untersucht und in zwei Artikeln publiziert (Wallace et al., 2010, 2012). Die Ergebnisse zu Elektrosensibilität und physiologischen Parametern (Wallace et al., 2010) werden unter Kap III.4.3.5 ausgeführt. Zur Überprüfung kognitiver Funktionen wurden unter verschiedenen Expositionsbedingungen folgende Tests eingesetzt: eine visuell dargebotene Version der „Zahlenspanne – rückwärts“ („backward digit span“ - BSPAN) zur Messung des Kurzzeitgedächtnisses, ein Durchstreichtest („Letter Cancellation Task“ – LCT) zur Erfassung der Aufmerksamkeit und eine Aufgabe zur Überprüfung des Arbeitsgedächtnisses („Operation Span Task“ - OSPAN) (Wallace et al., 2012). Am ersten Untersuchungstag wurden 51 „elektrosensible“ Personen (Fragebogen von Eltiti et al., 2007) sowie 132 alters- und geschlechtsgematchte Kontrollen in einer offenen Provokationsstudie für die Dauer von 15 Minuten über eine Antenne, die mit einem Abstand von 4,95 m ein TETRA-Basisstationssignal aussendete (420 MHz; 10 mW/m²; SAR: 271 µW/kg), exponiert oder scheinbefeldet. Die Probandinnen und Probanden sahen sich während der Exposition eine Dokumentation („Planet Earth“) an und bewerteten alle 5 Minuten körperliche Symptome (siehe Kap. III.4.3.5). In der anschließenden Expositionspause wurde eine Baseline-Messung der kognitiven Fähigkeiten mit dem Durchstreichtest und mit dem Test zur Messung des Kurzzeitgedächtnisses „Zahlenspanne rückwärts“ durchgeführt. In der darauffolgenden doppel-blinden Expositionsphase wurden 48 der 51 elektrosensiblen Personen sowie alle 132 Kontrollen für 4 x 5 Minuten randomisiert zweimal schein- und zweimal verum-exponiert. Jeweils am Ende der je 5 Minuten dauernden Expositionsbedingungen wurden die Probanden gebeten, einzuschätzen, ob sie exponiert wurden oder nicht. Während der gesamten Untersuchungszeit wurden Herzfrequenz, Blutdruck sowie die Hautleitfähigkeit erfasst. Am zweiten und dritten Untersuchungstag, die jeweils mit mindestens einer Woche Abstand stattfanden, wurden die Probandinnen und Probanden während je 50 Minuten in einem randomisierten cross-over Design verum – bzw. scheinexponiert. Dabei wurden erneut Herzfrequenz, Blutdruck, sowie die Hautleitfähigkeit gemessen und folgende Tests durchgeführt: Während der ersten 20 Minuten sahen sich die Probandinnen und Probanden in einer Bedingung zuerst „Planet Earth“ an und bewerteten alle fünf Minuten ihr Befinden und das Auftreten und Ausmaß körperlicher Symptome. Danach erfolgte die Testung des Arbeitsgedächtnisses anhand der 20

Minuten dauernden Operation Span Task oder die Testabfolge fand in umgekehrter Reihenfolge statt. Im zweiten, 10 Minuten dauernden Untersuchungsblock absolvierten die Probandinnen und Probanden den Durchstreichtest und die „Zahlenspanne rückwärts“. Die Abfolge der Aufgaben erfolgte ebenfalls ausbalanciert in einem cross-over Design. Der dritte Untersuchungstag unterschied sich im Ablauf vom zweiten lediglich durch die Art der Exposition, d.h., entweder Scheinexposition, wenn am zweiten Tag die Verumexposition stattfand, oder umgekehrt. Um Übungseffekte zu vermeiden, wurden Parallelformen der Tests eingesetzt. Da sich die Ergebnisse der drei Versionen des Durchstreichtests im Gegensatz zu einem zuvor durchgeführten Pilotversuch signifikant unterschieden, wurden diese Testergebnisse im Ergebnis- und Diskussionsteil des Artikels nicht berücksichtigt. Die zwei Versionen der OSPAN-Aufgabe waren ebenfalls signifikant verschieden, wurden aber aufgrund der Zusammensetzung aus drei verschiedenen Variablen als robuster als die Versionen des Durchstreichtests eingeschätzt und darum in der Analyse beibehalten. Die varianzanalytischen Auswertungen (ANOVA mit Messwiederholung) der Testergebnisse der „Zahlenspanne rückwärts“ sowie der OSPAN-Aufgabe zeigten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Expositionsbedingungen und auch keine signifikanten Interaktionseffekte der Gruppen („Sensitiv“ vs. „Kontrollgruppe“) mit den Expositionsbedingungen („Schein-“, vs. „TETRA-Exposition“). Die physiologischen Parameter, die während der Testungen aufgezeichnet wurden, zeigten eine höhere durchschnittliche Herzrate während der Aufgabe „Zahlenspanne rückwärts“ in der Gruppe der „sensitiven“ Personen verglichen mit der Kontrollgruppe und während TETRA (Standardabweichung der Herzrate). Beide Unterschiede waren allerdings nach Bonferroni-Korrektur nicht länger signifikant. Der Hautleitwiderstand (Standardabweichung) war generell in der Scheinbedingung größer als in der TETRA-Bedingung und höher bei „sensitiven“ Personen verglichen mit der Kontrollgruppe, jedoch nach Bonferroni-Korrektur statistisch nicht mehr bedeutsam.

III.4.3.5 Studien zu Elektrosensibilität

In der zuvor beschriebenen Studie (Wallace et al., 2012) wurden auch die Elektrosensibilität und körperliche Beschwerden bei kurzzeitiger Exposition mit Signalen, die charakteristisch für TETRA-Basisstationen sind, untersucht (Wallace et al., 2010). Während der offenen Provokationsstudie, in der die 51 „elektrosensiblen“ Personen (Fragebogen von Eltiti et al., 2007), sowie 132 alters- und geschlechtsgematchte Kontrollen für die Dauer von 15 Minuten im Abstand von 4,95 m über eine Antenne, die ein TETRA-Basisstationssignal aussendete (420 MHz; 10 mW/m²; SAR: 271 µW/kg), exponiert oder scheinbefeldet wurden, bewerteten die Probandinnen und Probanden alle fünf Minuten die aktuell empfundene Ausprägung von sechs verschiedenen Symptomen (Angst, Anspannung, Agitiertheit, Entspannung, Unbehagen, Müdigkeit) auf visuellen Analogskalen. An subjektiven Parametern wurde das Vorhandensein körperlicher Beschwerden (57 Symptome des Fragebogens von Eltiti et al. 2007) erhoben. Während der gesamten Untersuchungszeit wurden Herzfrequenz, der Blutdruck, sowie die Hautleitfähigkeit erfasst. 48 der 51 elektrosensiblen Personen sowie alle 132 Kontrollen wurden anschließend in einem doppel-blinden Design für 4 x 5 Minuten randomisiert zweimal schein und zweimal verum-exponiert. Am Ende jeder der 5 Minuten dauernden

Expositionsbedingungen wurden die Probanden gebeten, anzugeben, ob sie glaubten, dass sie exponiert wurden oder nicht. In zwei weiteren Testdurchgängen wurden die Probanden während je 50 Minuten in einem cross-over Design randomisiert verum – bzw. scheinexponiert und dabei wurden erneut die Herzfrequenz, der Blutdruck, sowie die Hautleitfähigkeit erfasst. In den doppel-blinden Untersuchungsbedingungen zeigten sich keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen der TETRA- und der Scheinbedingung in den Zielvariablen. Die Erkennungsrate lag in beiden Gruppen im Zufallsbereich. In der offenen Provokationsstudie berichteten die sensiblen Personen über eine größere Anzahl von Symptomen sowie eine stärkere Ausprägung der Symptome verglichen mit der Scheinbedingung und verglichen mit den Kontrollpersonen. Die Autorinnen und Autoren interpretieren das Ergebnis dahingehend, dass die Symptome, die die elektrosensiblen Probanden verspürten, auf den Glauben an eine beeinträchtigende Wirkung von TETRA-Basisstationen zurückzuführen seien und nicht auf die Kurzzeit-Exposition mit TETRA-Signalen.

In der zweiten Phase des Britischen Mobilfunkforschungsprogramms (MTHR II) wurde die Thematik der Elektrosensibilität auch in Bezug auf mögliche Einflüsse von TETRA-Endgeräten auf körperliche Symptome (Nieto-Hernandez et al., 2011; Wessely, 2005) bearbeitet. Dazu wurden 120 Personen, die beruflich den TETRA-Funk mindestens einmal pro Woche nutzten und von welchen die Hälfte körperliche Beschwerden auf die TETRA-Nutzung zurückführt, während drei verschiedenen Expositionsbedingungen (1. kontinuierliches 385,25 MHz Signal, 2. ein mit 16 Hz gepulstes TETRA-Signal, 3. Scheinexposition) für je 50 Minuten untersucht (Nieto-Hernandez et al., 2011; Wessely, 2005). Die Gruppe der „Sensitiven“ setzte sich aus 53 Männern und 7 Frauen zusammen, die Kontrollgruppe aus 50 Männern und 10 Frauen. Das mittlere Alter zwischen den beiden Gruppen war nicht signifikant verschieden (1. Gruppe: $35,6 \pm 7,4$ Jahre, 2. Gruppe: $38,2 \pm 8,0$ Jahre). Die Exposition erfolgte am linken Ohr. Der SAR-Wert an der Antenne erreichte einen Wert von $1,3 \text{ W/kg}$ (gemittelt über 10g). Es wurden das Vorhandensein und die Ausprägung von acht körperlichen Symptomen (Kopfschmerzen; Müdigkeit; Schwindelgefühl; Übelkeit; Empfindung von Wärme oder Brennen auf der Haut; Juckreiz, Kribbeln, Stechen oder Taubheitsgefühl; Gefühl der Irritation, Angst oder Niedergeschlagenheit; Schwierigkeiten sich zu konzentrieren oder nachzudenken) auf einer 11-stufigen Skala (0= „Empfindung nicht vorhanden“ bis 11 = „schlimmstmögliche Empfindung“) vor und wiederholt während sowie nach der Exposition erfasst. Direkt vor Beginn und im Anschluss an die Exposition beurteilten die Teilnehmer ihre aktuelle Stimmung mittels Positive and Negative Affect Schedule (PANAS; Watson et al., 1988). Jeweils 30 Minuten nach Beendigung der Exposition wurden die Teilnehmerinnen und Teilnehmer gebeten, den Expositionszustand einzuschätzen. In der Expositionsbedingung mit einem kontinuierlichen Signal kam es zu einer Zunahme von Kopfschmerzen in beiden Gruppen, zu mehr Müdigkeit in der „nicht-sensitiven“ Gruppe und zu Konzentrationsschwierigkeiten und einer Abnahme von Juckreiz in der „sensitiven“ Gruppe. Nach Korrektur für multiples Testen blieb lediglich die Abnahme von Juckreiz in der „sensitiven“ Gruppe signifikant. Nieto-Hernandez et al. (2011) schlossen daraus, dass das gepulste TETRA-Signal nicht für die körperlichen Beschwerden, die von einem Teil der Nutzerinnen und Nutzer berichtet wurden, verantwortlich gemacht werden kann.

III.5 Zusammenfassung Literaturübersicht

Die Anzahl der Studien zu möglichen Einflüssen elektromagnetischer Felder von TETRA auf die menschliche Gehirnaktivität im Ruhezustand bzw. auf die Durchführung einfacher oder komplexerer Aufgaben ist gering. Bis Ende der Projektlaufzeit (30.9.2013) wurde lediglich eine Studie zum Einfluss elektromagnetischer Felder von TETRA-Endgeräten auf kognitive Funktionen in einer wissenschaftlichen peer-review Zeitschrift veröffentlicht (Riddervold et al., 2010). Darin zeigten sich keine Effekte auf die Reaktionsfähigkeit, die Aufmerksamkeit, sowie auf das Kurzzeit- und das visuell räumliche Arbeitsgedächtnis. In einer weiteren umfangreichen Studie, die nur in einem Abschlussbericht publiziert wurde, zeigte sich - bei insgesamt 22 verschiedenen Tests - nur im Test zum semantischen Kurzzeitgedächtnis ein signifikanter TETRA-Einfluss in Form einer höheren Fehlerrate unter rechtsseitiger Exposition verglichen zur Scheinexposition auf derselben Seite (Smith et al., 2005). Aufgrund fehlender Effekte in anderen Tests, die ebenfalls das Kurzzeitgedächtnis überprüften, muss am ehesten von einem Zufallsergebnis ausgegangen werden. Eine Studie zu elektromagnetischen Feldern von TETRA-Basisstationen brachte keine Hinweise auf eine Beeinflussung kognitiver Funktionen (Wallace et al., 2012). Physiologische Parameter bei Personen mit und ohne Elektrosensibilität wurden durch die Exposition mit einem TETRA-Basisstationssignal im doppel-blinden Versuch nicht verändert (Wallace et al., 2010). In einer Studie zur Exposition mit elektromagnetischen Feldern von TETRA-Endgeräten zeigte sich bei einem unmodulierten Signal in der Gruppe „elektrosensitiver“ Personen eine Abnahme von Juckreiz bei insgesamt 8 untersuchten körperlichen Symptomen (Nieto-Hernandez et al., 2011). TETRA-Handgerätesignale hatten keinen Einfluss auf das Herzkreislaufsystem gesunder Erwachsener (Barker et al., 2007).

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 (BAuA, 2007a; Butler, 2005; Freude et al., 2006; Ullsperger et al., 2003).

Mit den Ergebnissen einer Langzeitstudie an Polizeibeamten in England ist nicht vor 2018 zu rechnen. Abschließend ist festzustellen, dass In-vitro Studien und Experimente am Tier gegen nicht-thermische Wirkung von TETRA auf den Organismus sprechen.

Aufgrund der derzeit nicht ausreichenden Kenntnisse über den Einfluss von TETRA auf kognitive Funktionen, ist eine Bestätigung oder Widerlegung der negativen Ergebnisse der genannten Studien aufgrund der Alltagsrelevanz von großer Bedeutung und rechtfertigt weitere Studien zu den entsprechenden Fragestellungen. Außerdem scheint eine Überprüfung möglicher Einflüsse von TETRA auf das schlafende Gehirn sehr gut geeignet, um externe Faktoren, wie z.B. Motivation oder Müdigkeit, die die Leistung in verschiedenen Tests zu kognitiven Funktionen beeinflussen können, auszuschließen.

IV Zielsetzung und Design der Studie

IV.1 Ziele der Studie und Begründung

Aktuell wird in Deutschland ein einheitliches digitales Sprech- und Datenfunksystem für Behörden und Organisationen mit Sicherheitsaufgaben (Digitalfunk BOS) nach dem TETRA- Standard aufgebaut. TETRA (Terrestrial Trunked Radio= „auf die Erde bezogener Bündelfunk“) ist der europaweit anerkannte Standard für den digitalen Bündelfunk vom European Telecommunications Standards Institute (ETSI). In der im Auftrag des Bundesamts für Strahlenschutz (BfS) geförderten „Probandenstudie zur Untersuchung des Einflusses der für TETRA genutzten Signalcharakteristik auf kognitive Funktionen“ soll untersucht werden, ob die Benutzung des TETRA- Funks einen Einfluss auf die Hirnaktivität im Wachzustand und/oder im Schlaf hat. Es soll die Relevanz von TETRA für die Gesundheit der Menschen, die dieses Funk-System nutzen, beurteilt werden.

Es gibt eine Vielzahl von Untersuchungen, in denen einzelne, z.T. schwach ausgeprägte Effekte von Exposition gegenüber elektromagnetischen Feldern im Mobilfunkfrequenzbereich im Hinblick auf den Schlaf, das spontane Wach-EEG, evozierte und ereigniskorrelierte Potentiale sowie kognitive Funktionen beobachtet werden konnten. Für aktuelle Reviews sei auf die Berichte der Schwedischen Strahlenschutzbehörde (SSM, 2013) und des Scientific Committee on Emerging and Newly Identified Health Risks der EU (SCENIHR, 2009) verwiesen. Deshalb sollten im Rahmen des Vorhabens mögliche Einflüsse einer Exposition mit TETRA-Geräten auf die Gehirnaktivität untersucht werden. Es sollte eine Probandenstudie an gesunden, jungen Männern durchgeführt werden, die vorzugsweise aus der Gruppe der potenziellen zukünftigen Nutzer und beruflich Exponierten rekrutiert werden sollten. Es sollten validierte Kognitionstests durchgeführt werden, die Rückschlüsse auf die kognitive Leistungsfähigkeit und Belastbarkeit zulassen. Parallel dazu sollte das Wach-EEG registriert werden. Weiterhin sollte der Einfluss einer TETRA-Exposition auf die Schlafqualität und das Schlaf-EEG untersucht werden, sowie die Tagesmüdigkeit und Belastbarkeit am folgenden Tag. Befindlichkeit und das Auftreten von Symptomen sollten mitverfolgt werden. Die gesundheitliche Relevanz der Ergebnisse ist im Sinne des Strahlenschutzes zu bewerten.

IV.2 Design der Studie

Probanden, 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 Probandenrekrutierung 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 Probanden keine Auffälligkeiten, wurden die Probanden eingeschlossen.

Insgesamt 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 Proband von ungefähr 20 Wochen (siehe schematische Darstellung des Studienablaufs Tab. 2 und 3).

Tab. 2: Anordnung der Studiennächte

Woche	1	3	5	7	9	11	13	15	17	19
Nacht	Adaptation	1	2	3	4	5	6	7	8	9

Tab. 3: Anordnung der Studientage

Woche	2	4	6	8	10	12	14	16	18	20
Tag	Übungstag	1	2	3	4	5	6	7	8	9

Es wurde ein möglicher Einfluss des TETRA Signals mit drei unterschiedlichen Expositionsbedingungen untersucht: a) Scheinexposition mit einem Teilkörper SAR-Wert (über 10 g gemittelt) von 0 W/kg, b) schwächere Exposition mit einem Teilkörper SAR-Wert (über 10 g gemittelt) von 1,5 W/kg und c) stärkere Exposition mit einem Teilkörper SAR-Wert (über 10 g gemittelt) von 6 W/kg. Zu jeder Expositionsbedingung wurden für jeden Probanden Daten an drei Testtagen und in drei Testnächten erhoben. 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 Probanden 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. Eine schematische Darstellung des Studiendesigns ist in Abbildung 4 dargestellt.

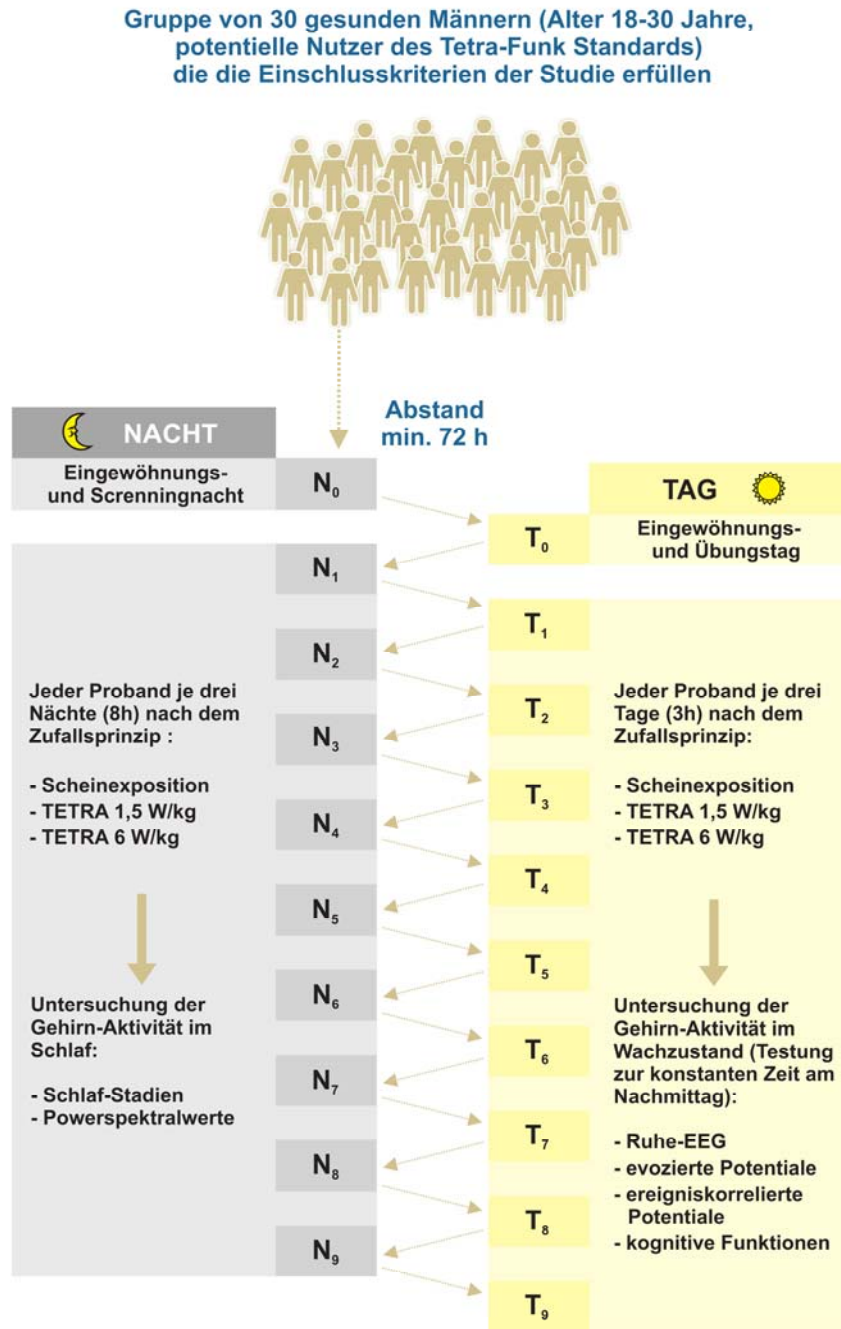


Abb. 4: Schematische Darstellung des Studiendesigns (aus: Danker-Hopfe et al., 2012; S. 10)

Die zu einer Adaptations- bzw. Studiennacht gehörenden Abläufe sind in Tab. 4 dargestellt. Die zu einem Übungs- bzw. Testtag gehörenden Abläufe sind in Tab. 5 zusammengestellt. Die Reihenfolge, in der die Tests bei den Tagesuntersuchungen durchgeführt wurden, wurde nicht verändert, d.h. sie war innerhalb und zwischen den Probanden konstant.

Tab. 4: Ablauf einer Adaptations- bzw. Studiennacht

Zeit	Aktion
ca. 19:00	Eintreffen des Probanden im Schlaflabor; Überprüfung von Alkoholgehalt in der Atemluft; Erledigung der Abendhygiene und Vorbereitung auf das Zubettgehen; Entgegennahme des Mobiltelefons und Aktigraphens; Positionierung der Elektroden nach dem 10-20-System und Anbringen der übrigen Messfühler
ca. 21:30	Proband ist komplett verkabelt; Anschluss an die Registriereinheit und 30 Minuten Vorexposition: Proband sitzt entspannt in Lehnssessel
ca. 22:00	Biologische Eichung; Ausfüllen von Fragebögen; eventuell Toilettengang
ca. 22:15	“Licht aus“- Zeitpunkt; Nachtschlaf: 8 h
ca. 6:15	Nach exakt 8 Stunden: Stoppen der Expositionsanlage; Wecken des Probanden; Entfernen der Elektroden und Messfühler; Ausfüllen von Fragebögen; Morgenhygiene und Frühstück
ca. 7:00	Entlassung aus dem Labor

Tab. 5: Ablauf eines Übungs- bzw. Testtages

Zeit	Aktion
ca. 13:00	Eintreffen der Probanden im Schlaflabor; Überprüfung von Alkoholgehalt in der Atemluft; Entgegennahme des Mobiltelefons und Aktigraphens; Positionierung der Elektroden nach dem 10-20-System und Anbringen der EKG, EOG und EMG mentalis Elektroden
ca. 15:15	Proband ist komplett verkabelt; Ausfüllen von Fragebögen; eventuell Toilettengang; Anschluss an die Registriereinheit und biologische Eichung
ca. 15:30	30 Minuten Vorexposition: Proband sitzt entspannt in Lehnssessel
ca. 16:00	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. 18:15	Ende der Testung, Entfernen der Sensoren; Ausfüllen von Fragebögen
ca. 18:45	Entlassung aus dem Labor

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

Die Probanden erhielten eine Aufwandsentschädigung in Höhe von 1.800,- € 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 und -tage, die aufgrund technischer bzw. aufgrund von Bedienungsfehlern wiederholt werden mussten, wurden gesondert mit 90 € vergütet.

Für die Studie liegt ein positives Ethikvotum (datiert vom 3.12.2009) 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

In diesem Kapitel sind zunächst die im Messraum unabhängig von der experimentellen Exposition der Probanden vorhandenen Hintergrundfelder beschrieben. Es folgen Ausführungen zur Vorbereitung des Laborraumes (V.1.2), eine kurze Darstellung des Studienablaufs (V.1.3) und eine Beschreibung der Maßnahmen zur Vermeidung von gegenseitigen Beeinträchtigungen der Messung und der Exposition (V.1.4) sowie der Prüfung auf evtl. verbliebene Störwirkungen der Exposition auf die Messung (V.1.5).

V.1 Rahmenbedingungen

V.1.1 Hintergrundfelder im Messraum

Die Studie wurde in einem gegenüber elektromagnetischen Feldern abgeschirmten Untersuchungsraum durchgeführt. Dadurch wurde die Exposition der Probanden gegenüber sonstigen elektromagnetischen Feldern sowie gegenüber niederfrequenten elektrischen und magnetischen Feldern stark reduziert.

V.1.1.1 HF-Felder (100 kHz – 3 GHz)

In einer breitbandigen Messung (100kHz – 3 GHz) lagen die HF-Hintergrundfelder unterhalb der Nachweisgrenze von 0.2 V/m.

Die Trägerfrequenz der untersuchten TETRA-Exposition ist am unteren Ende des UHF Bereichs angesiedelt. Im UHF- und im benachbarten VHF Bereich waren im Untersuchungsraum Signale von UKW-Rundfunksendern, UHF-Fernsehsendern sowie von Mobilfunk-Basisstationen nachweisbar. Diese Signale waren gegenüber der Umgebung (unabgeschirmter Raum) um etwa 20dB (Faktor 100 bei Leistungsgrößen) reduziert. Die stärksten Fremdquellen sind in Tab. 6 aufgeführt. Zum Vergleich sind die Referenzwerte nach den ICNIRP Empfehlungen (ICNIRP, 1998) mit angegeben. Feldstärken bis zu diesen Referenzwerten führen nicht zu einer Überschreitung der Basisgrenzwerte, wobei der (niedrigere) Basisgrenzwert für die Ganzkörperexposition bestimmend ist. Die max. SAR-Werte der experimentellen TETRA-Signale lagen in der Größenordnung der Basisgrenzwerte für die Teilkörperexposition. Aus dem Verhältnis der Feldstärken der Fremdsignale zu den Referenzwerten, das bei Leistungsgrößen (wie SAR-Werten im Kopf der Probanden) quadratisch eingeht, ist zu erkennen, dass die Kopfexpositionen durch diese Fremdsignale im Vergleich zu den experimentellen Expositionen sehr gering waren.

Tab. 6: HF-Hintergrundfelder: Stärkste Fremdquellen im VHF- und UHF-Frequenzbereich im Vergleich zu den Referenzwerten nach ICNIRP (1998). Messgerät: Rohde & Schwarz FSH3, Antenne/Kabel: Schwarzbeck UBAA9114/AK9513

Frequenz [MHz]	max. Feldstärke im Messraum [dB μ V/m]	max. Feldstärke im Messraum [V/m]	zum Vergleich: Referenzwert ICNIRP [V/m]
92,4	73,8	0,0049	28
519	70,8	0,0035	31,3
523	72,5	0,0042	31,4
939,4	66,5	0,0021	42,1

V.1.1.2 NF-Felder (5 Hz - 30 kHz)

Niederfrequente elektrische und magnetische Felder sollten ebenfalls gering gehalten werden. Im NF-Bereich war das 50Hz-Stromnetz die wesentliche Quelle. Die feste Elektroinstallation im Messraum war außerhalb der Abschirmung geführt. Als zusätzliche Maßnahme zur Reduktion der elektrischen Wechselfelder wurden Drahtnetze in die Lampen eingebaut und mit der Erdung verbunden. Ein Gerät mit Netztransformator, das einen erheblichen Beitrag zu den magnetischen Wechselfeldern verursachte, wurde entfernt.

Nach diesen Maßnahmen wurden im Untersuchungsraum bei 50Hz eine elektrische Feldstärke von 2,1V/m sowie eine magnetische Flussdichte von 320nT (Maximalwert) bzw. 120nT am Bett des Probanden gemessen. Die Messung wurde von der IMST GmbH durchgeführt. Als Messgerät wurde ein Chauvin Arnoux MF400 mit externer E-Feldsonde EF400 benutzt.

V.1.2 Vorbereitung des Laborraums

Zur Ausstattung des Untersuchungsraumes wurden ausschließlich Holzmöbel verwendet.

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 Probanden getragenen Antenne abgestrahlt werden. Effekte dieser Art hätten die Blindheit der Studie verletzt. Deshalb waren zwei Maßnahmen erforderlich:

1. 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.
2. Auswahl bzw. Modifikation der im Raum erforderlichen elektronischen Geräte: Peripheriegeräte zum Computer für psychometrische Tagestests (Bildschirm, Tastatur, Lautsprecher), Wechselsprechanlage, Pupillometriegerät, Polysomnographie-Aufzeichnungsgerät (siehe Kap. V.1.4).

Durch Versuchsreihen wurde ein Flachbildschirm ausgewählt, der von den Störungen nicht betroffen war (LG L1910B). Die für einige Tests erforderliche akustische Ausgabe über Soundkarte und Lautsprecher wurde durch extern zwischengeschaltete, für den Zweck extra angefertigte Tiefpassfilter störungsfrei gemacht.

Eine Wechselsprechanlage wurde speziell für die Anwendung im Projekt entwickelt. Die Signalübertragung vom Untersuchungsraum zum Kontrollraum erfolgte über einen Kunststofflichtleiter. Die Sendeseite mit Mikrofonverstärker im Untersuchungsraum wurde durch Abschirmung und Filter für das Testsignal unempfindlich gemacht. Darüber hinaus wurde das Gerät außerhalb der Reichweite der Probanden an der Decke installiert, um die möglichen Störfeldstärken hinreichend zu reduzieren. Die Stromzuführung vom Netzteil wurde durch Leitungen entsprechend den EEG-Elektrodenkabeln (siehe Kap. V.1.4) mit Induktivitätsbelag ausgeführt. Damit konnten hörbare Störungen auch bei Annäherung des Probanden an die Leitung verhindert werden.

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 unter Kap. V.1.4 näher ausgeführt.

Der Untersuchungsraum war komplett vom Außenlicht abgeschirmt, um jahres- und tageszeitlich bedingte, auf Lichteinflüsse zurückführbare Streuungen der Vigilanz zu minimieren. Zur Beleuchtung des Raumes wurden Kompaktleuchtstofflampen mit einer Farbtemperatur von 6500 K eingesetzt, welche der Farbe des normalen Tageslichts bei Sonnenschein entspricht. Bei eingeschaltetem Licht betrug die Beleuchtungsstärke an Aufenthaltsorten der Probanden 600-800 Lx.

V.1.3 Ablauf der Studie

Waren die Einschlusskriterien erfüllt und lagen keine Ausschlusskriterien vor, verbrachten alle Probanden zur Eingewöhnung sowie zum Ausschluss von Schlafstörungen eine Adaptationsnacht im Schlaflabor. Im Abstand von jeweils zwei Wochen (minimaler Abstand zwischen den Testnächten 72 Stunden) folgten insgesamt neun Testnächte, in denen der Schlaf für die Dauer von 8 Stunden je dreimal unter drei verschiedenen Expositionsbedingungen abgeleitet wurde (Scheinexposition, TETRA 1,5 W/kg, TETRA 6 W/kg). Modelliert wurden Signale, wie sie beim Gebrauch von TETRA-Endgeräten mit maximaler Sendeleistung auftreten. Die Sendeleistung war so eingestellt, dass auch unter Einbeziehung der Unsicherheiten die zulässigen Expositions-Grenzwerte für die berufliche Exposition (Teilkörper SAR-Werte von 10 W/kg über 10 g gemittelt gemäß berufsgenossenschaftlicher Vorschrift BGV B11, (2002)) nicht überschritten wurden.

Die Zuordnung der Expositionsbedingungen erfolgte randomisiert und doppelblind zu einer Sequenz in einem Berenblut-Design als Spezialfall eines cross-over Designs.

V.1.4 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.

Ohne eine spezielle Ausstattung für die Anwendung während der Exposition können übliche EEG-Geräte durch die experimentellen Hochfrequenzfelder gestört werden. Für TETRA-Signale wurde dies auch in einer Publikation von Fouquet et al. (2013) gezeigt.

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 Studiendurchführung stören und andererseits direkt die Ergebnisse der Auswertung in Studien – wie der vorliegenden – beeinflussen. Diese Störmöglichkeit kann sinnvoll nur an der Quelle minimiert werden. Im vorliegenden Projekt wurde für das Polysomnographiegerät ein Aluminiumabschirmgehäuse mit dicht verschraubbarem Deckel angefertigt. Die Stromversorgung des Gerätes erfolgte über innenliegende aufladbare Batterien. Die Signalleitungen zur Steuerung des Gerätes und zur Kontrolle der aufgezeichneten Biosignale sowie für die Übermittlung von Markern wurden als Kunststofflichtleiter ausgeführt. Die Sender/Empfänger für die Lichtleiter wurden in einer eigenen Abschirmkammer platziert.

Sämtliche Polysomnographiesignale wurden durch zwei Abschirmkammern über LC-Tiefpaßfilter 5. Ordnung (siehe Abb. 5) geführt.

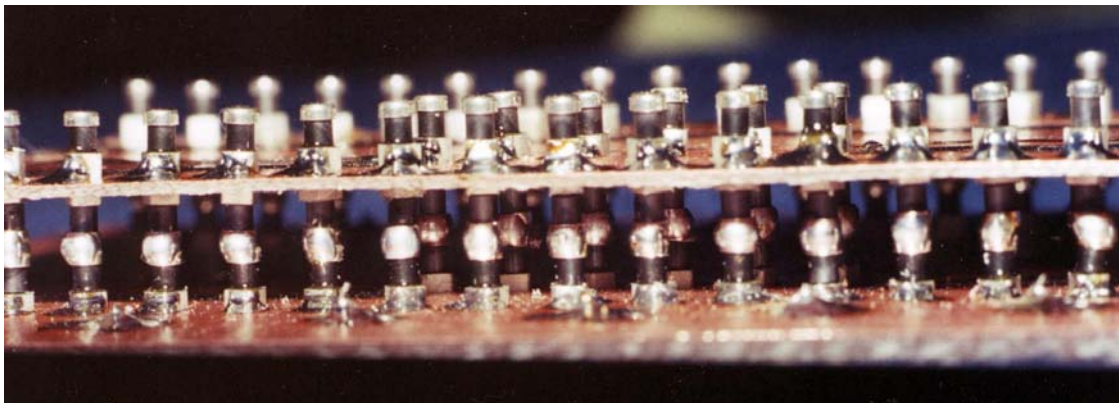


Abb. 5: Tiefpaßfilter für EEG-Polysomnographieeingänge des Registriergerätes

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.

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 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. 6). Diese Umhüllung hat gegenüber Werkstoffen wie Silikon den Vorteil wesentlich geringerer Reibungskoeffizienten und verbessert damit die Anwendung bzw. den Tragekomfort.

Der Einfluss dieser Elektrodenleitungen wurde messtechnisch bei der Seibersdorf Labor GmbH überprüft. Die Ergebnisse sind unter V.2.3.1.8 beschrieben.

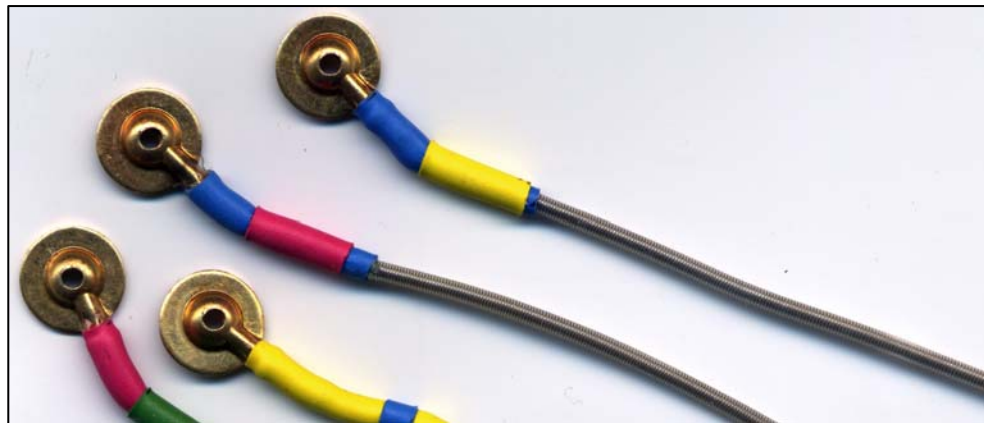


Abb. 6: Elektrodenkabel mit Induktivitätsbelag

V.1.5 Überprüfung der Polysomnographie-Aufzeichnungen auf Störungen durch die Exposition

Modulierte Hochfrequenzsignale können durch ihre Einwirkung auf elektronische Schaltungen bei polysomnographischen Aufzeichnungen Störungen erzeugen, die u.U. die doppelblinde Studiendurchführung behindern. Aber auch subtile Einflüsse auf Signalparameter können zu Unterschieden zwischen Ergebnissen für Exposition und Nichtexposition führen und damit biologische Effekte der Hochfrequenzsignale vortäuschen.

Durch die in Kap. V.1.4 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. Zur Befestigung der Elektroden wurde Klebevlies verwendet und die Präparation der Oberfläche und Applikation von Elektrodengel geschah auf analoge Weise wie am menschlichen Kopf (Abb. 7).



Abb. 7: Melone mit Kopf-Elektroden und TETRA-Antenne

Testaufzeichnungen von je etwa zwei Stunden wurden unter TETRA 6 W/kg, TETRA 1,5 W/kg und Sham-Bedingung abgeleitet. Die "Melonen-Polysomnographien" wurden wie Probanden-Tagesmessungen vorverarbeitet (Zeitkonstantenkorrektur). Anschließend wurden für alle physikalischen Kanäle Leistungsspektren über 100-Sekunden-Segmente mit einer Überlappung von 50 Sekunden und einer von-Hann-Zeitfensterfunktion berechnet. Am Anfang und am Ende der Aufzeichnungen wurden wegen Bewegungsartefakten (Arbeiten an der Melone) jeweils zweieinhalb Minuten ausgeschlossen. Über die verbliebenen Segmente - entsprechend mehr als 100 Minuten - wurden die Spektren gemittelt. Eine solche Analyse mit 10000 Spektrallinien bei einer Frequenzauflösung von 0.01 Hz ist zum Aufspüren einzelner Störfrequenzen, wie sie das TETRA-Testsignal bei einem polysomnographischen Aufzeichnungsgerät ohne geeignete Filter und Abschirmungen erzeugen würde, um ein Vielfaches empfindlicher als die in der Datenauswertung der Probandenmessungen benutzten Spektralberechnungen.

Die ermittelten Spektren der unterschiedlichen physikalischen Kanäle der "Melonen-Polysomnographien" sind untereinander sehr ähnlich. In Abb. 8 und Abb. 9 sind für Sham- und 6 W/kg-Exposition exemplarisch die Spektren des Kanals T3 (bezogen auf die physikalische Referenz Cz) gezeigt. (Die Elektrode T3 und das Elektrodenkabel kamen dem Strahler der Antenne besonders nahe.)

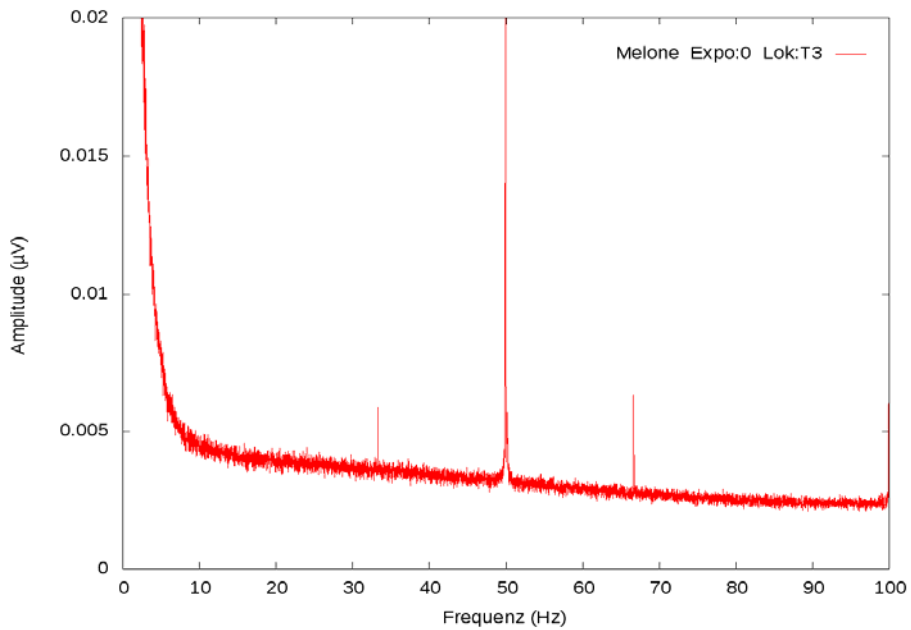


Abb. 8: Melonenspektrum Sham – Effektivwerte (RMS) für 0.01 Hz Bandbreite

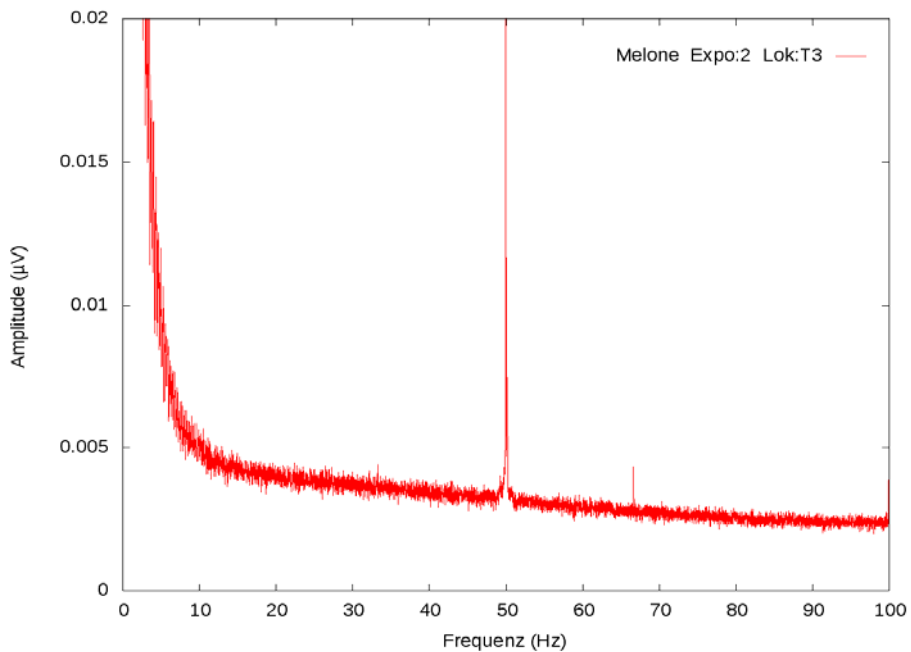


Abb. 9: Melonenspektrum TETRA 6 W/kg – Effektivwerte (RMS) für 0.01 Hz Bandbreite: Einstreuung vom 50-Hz-Stromnetz, jedoch keine 17.65-Hz-TETRA-Störung

Das Störsignal bei der Netzfrequenz von 50 Hz, das in den Diagrammen nicht vollständig abgebildet ist, da es ein Mehrfaches der Bildhöhe erreichen würde, erscheint in den gemittelten Spektren auf mehrere Spektrallinien verteilt. Dies ist auf Amplituden- und Frequenzschwankungen der Netzspannung zurückzuführen. Zusammengefasst als Effektivwert erreichte das 50 Hz-Störsignal je nach Lokalisation Spannungen von 0,1 bis 1 μV . Demgegenüber lag das Rauschen des Aufzeichnungsgerätes bei 50 Hz für 0,01 Hz Bandbreite bei nur etwa 0,0035 μV (3,5 nV). Einzelne

schwache tieffrequente Störungen bei 33 Hz und 67 Hz sind unter der hier benutzten feinen Frequenzauflösung noch erkennbar. (Sie haben wegen der geringen Amplitude für Auswertungen keine Bedeutung.) Die stärkste Komponente der Amplitudenmodulation des TETRA-Testsignals bei 17,65 Hz erscheint hingegen nicht in den "Melonen-Spektren", d.h. die Maßnahmen nach Kap. V.1.4 sind ausreichend wirksam.

V.2 Abschlussbericht zum Aufbau einer Expositionseinrichtung

Die Expositionseinrichtung wurde von der IMST GmbH in Abstimmung mit der Studienleitung entwickelt. Die Überwachung der Anlage erfolgte unabhängig vom Studienteam durch die IMST GmbH. Die folgenden Ausführungen basieren auf dem Abschlussbericht der Firma IMST GmbH und der Seibersdorf Labor GmbH vom 6. September 2010, der auf der Internetseite des Bundesamtes für Strahlenschutz als pdf-Datei als Download abrufbar ist (http://www.bfs.de/de/bfs/forschung/dm_forschung/studien_tetra/Probandenstudie_kognitive_Funktionen.html). Die Nummerierung der Überschriften und Abbildungen wurden an die Struktur des vorliegenden Abschlussberichts angepasst. Ergänzende Anmerkungen wurden als solche bezeichnet und in eckige Klammer gesetzt.

Die Expositionsanlage und die dosimetrische Charakterisierung sind auch in einer aktuellen Publikation beschrieben (Schmid et al., 2012).

V.2.1 Einleitung und Zielsetzung

Die Klinik und Hochschulambulanz für Psychiatrie und Psychotherapie der Charité Berlin führt unter der Leitung von Frau Prof. Danker-Hopfe im Auftrag des Bundesamts für Strahlenschutz das Forschungsprojekt FM 8846 „Probandenstudie zur Untersuchung des Einflusses der für TETRA genutzten Signalcharakteristik auf kognitive Funktionen“ durch. Zu diesem Zweck ist eine Einrichtung zur lokalen Exposition am Kopf zu entwickeln, mit der eine Probandenstudie an gesunden jungen Männern im Wachzustand und während des Schlafs durchgeführt werden kann. Neben einer Scheinexposition sind die Probanden Feldstärken auszusetzen, die im Kopf einen über 10 g Körpergewebe gemittelten SAR-Wert von 1,5 W/kg und 6 W/kg hervorrufen. Die Probandenuntersuchungen sollen in Form einer randomisierten, placebo-kontrollierten, doppelblinden Cross-Over-Studie erfolgen.

Für die Probandenstudie wird die Expositionseinrichtung von der IMST GmbH entwickelt und aufgebaut. Die Charakterisierung und die Unsicherheitsanalyse der Expositionseinrichtung werden von der Seibersdorf Labor GmbH vorgenommen.

V.2.2 Beschreibung der Expositionseinrichtung

V.2.2.1 Aufbau der Expositionseinrichtung

In Abb. 10 ist der prinzipielle Aufbau der Expositionseinrichtung zur Durchführung der Probandenstudie dargestellt. Zur Generierung des TETRA-Signals wird ein Signalgenerator (SM300)

der Firma Rhode&Schwarz verwendet, der sich über eine USB-Schnittstelle des Steuer-PCs ansteuern lässt. Zur Erzielung der erforderlichen über 10 g Körpergewebe gemittelten SAR-Werte von 1,5 W/kg und 6 W/kg werden die Signale mit einem Leistungsverstärker der Firma RFPA (RF1500-20) verstärkt.

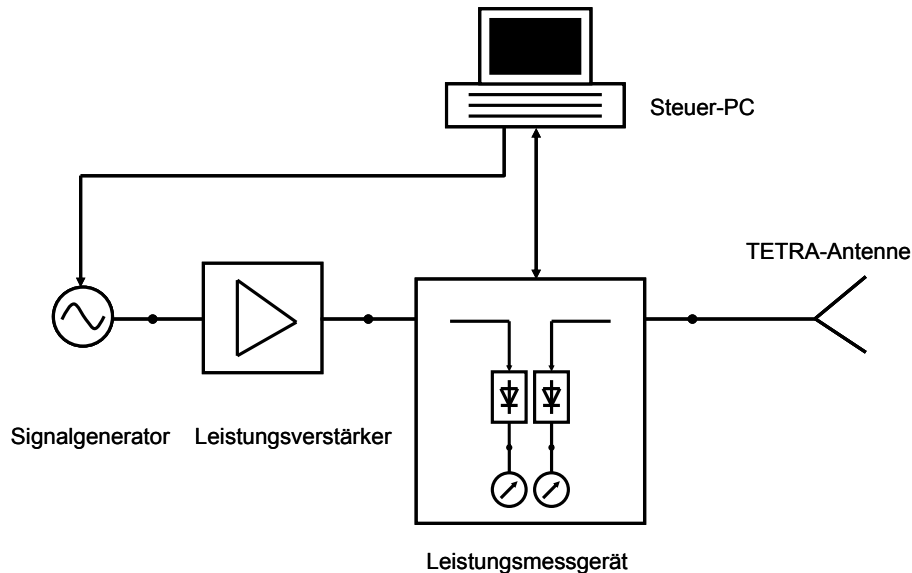


Abb. 10: Prinzipbild der Expositionseinrichtung

Die auf die Antenne zulaufende und reflektierte Leistung wird mit einem Durchgangsleistungsmessgerät der Firma Rohde&Schwarz (NRT-Z43) gemessen, das hinter dem Leistungsverstärker angebracht wird. Die Steuerung des Leistungsmessgeräts und die Datenerfassung erfolgt über die serielle Schnittstelle des Steuer-PCs. Über zwei Hochfrequenzkabel ist das Leistungsmessgerät mit der TETRA-Antenne verbunden.

V.2.2.2 Aufbau der Antenne

Zur Gewährleistung des Tragekomforts der TETRA-Antenne über einen Zeitraum von mehreren Stunden wurde in Anlehnung an Bahr et al. (2007) eine planare Antenne entwickelt, die am Kopf des Probanden befestigt werden kann und eine Exposition im Wachzustand und während des Schlafs ermöglicht. In Abb. 11 ist die realisierte Antenne dargestellt. Als Platinenmaterial dient beidseitig kupferbeschichtetes RO4003 der Dicke 1,5 mm, dessen Substrat ($\epsilon_r=3,38$, $\tan(\delta)=0,0027@10\text{GHz}$) geringe Verluste aufweist. Bei der Antenne selbst handelt es sich um einen sog. „C-Patch“, der im oberen Bereich der Platine angebracht ist. Zur Vermeidung hoher elektrischer Feldstärken im Bereich von spitzen Metallkanten sind die Ecken der Leiterbahnen abgerundet. Die Verluste in den spiralförmigen Leiterbahnen der Antenne lassen sich durch eine beidseitige Ausführung und Durchkontaktierung reduzieren. Unterhalb der spiralförmigen Antenne befindet sich die Antennenmasse, die ebenfalls beidseitig ausgeführt und durchkontaktiert ist.



Abb. 11: Aufbau der TETRA-Antenne

Die Platine wird auf der linken Seite des Kopfes getragen. 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 ($\epsilon_r=1,2$), der an beiden Seiten der Platine angebracht wird, erhöht. Ein zusätzlicher Distanzhalter aus hartem Schaumstoff, der im oberen Bereich der Platine befestigt ist, sorgt für einen definierten Abstand der Antenne zum Kopf.

Aus Gründen der Hygiene ist die Antenne zusätzlich mit einem Stoffbezug umhüllt. In Abb. 12 ist die stoffummantelte Antenne inklusive dem Moosgummibelag und dem Abstandshalter aus hartem Schaumstoff dargestellt.

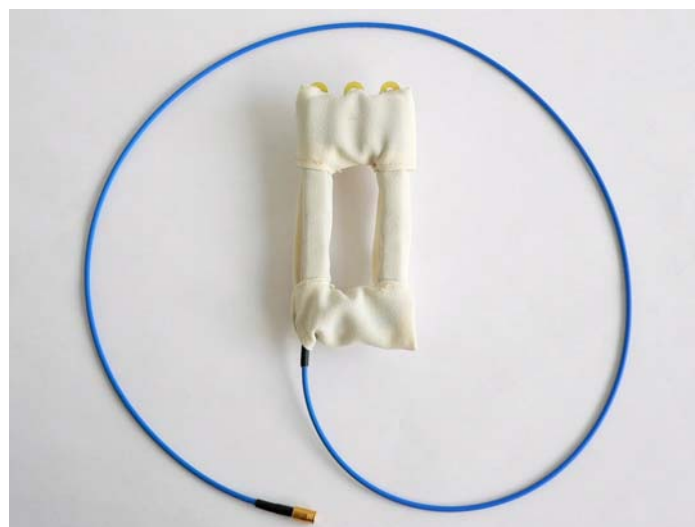


Abb. 12: Stoffummantelte Antenne

Der Betrag des Eingangsreflexionsfaktors der am Kopf getragenen Antenne ist in Abb. 13 gezeigt. Die Expositionsfrequenz wird hiernach auf 383 MHz festgelegt.

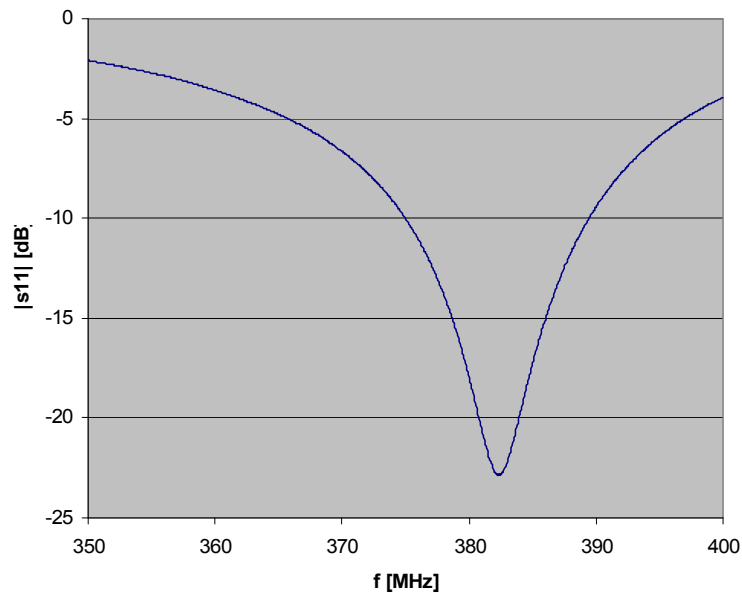


Abb. 13: Betrag des Eingangsreflexionsfaktors der am Kopf getragenen Antenne

V.2.2.3 Beschreibung des Testsignals

TETRA (Terrestrial Trunked Radio) ist ein digitales, zelluläres Bündelfunksystem, das speziell für den Behörden- und Betriebsfunk entwickelt und vom europäischen Standardisierungsinstitut ETSI (European Telecommunications Standards Institute) 1995 als Standard (EN 300 392 bis EN 300 394) publiziert wurde. TETRA-Netze zeichnen sich gegenüber analogen Funknetzen durch bessere Frequenzökonomie, exzellente Übertragungsqualität bei Sprach- und Datenanwendungen, ein flexibles Netz- und Verbindungsmanagement sowie hohe Ausfalls- und Abhörsicherheit aus. Daher ist TETRA besonders für Behörden und Organisationen mit Sicherheitsaufgaben (BOS) wie Polizei, Feuerwehr und Katastrophenschutz geeignet.

Gemäß der CEPT Decision ERC/DC(96) 04 stehen in Europa die Frequenzbänder 380 MHz – 400 MHz (europaweit für BOS reserviert), 410 MHz – 430 MHz, 450 MHz – 470 MHz und das 800 MHz-Band für TETRA zur Verfügung.

Es existieren zwei verschiedene TETRA-Systeme: TETRA 25 und TETRAPOL. Das TETRA 25 arbeitet wie der GSM-Funkstandard nach dem TDMA (Time Division Multiple Access) - Verfahren, bei dem sich bis zu vier Nutzer einen Frequenzkanal teilen. Jedem dieser 4 Nutzer ist ein Zeitschlitz zugeordnet und die 4 Zeitschlitze bilden einen Rahmen mit einer Dauer von 56,67 ms. Die Signalstruktur des TETRA 25-Signals ist in Abb. 14 dargestellt. Bei einer TDMA-Rahmendauer von 56,67 ms und einer Pulsdauer von 14,17 ms pro Übertragungskanal resultiert eine Modulationsfrequenz von 17,65 Hz.

TETRAPOL arbeitet dagegen nach dem FDMA (Frequency Division Multiple Access) – Verfahren, bei dem das Radiosignal während der Sendephase ständig ausgesendet wird. Dieses System ist u.a. bereits in der Schweiz und in Frankreich im Einsatz (Freude et al., 2006).

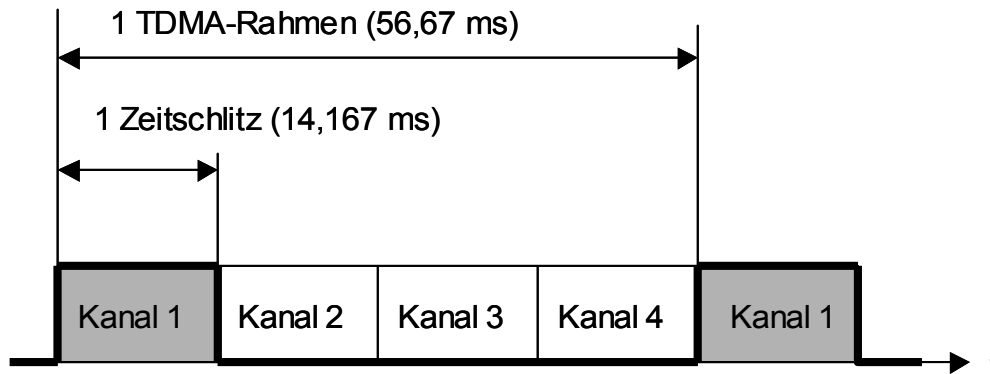


Abb. 14: Struktur des Tetra 25-Signals

Die Sendeleistung (Puls) der Endgeräte (Handys) liegt bei 1 W bis 3 W.

Für die hier durchgeführte Probandenstudie wird ein TETRA 25-Signal mit der Rahmenstruktur gemäß Abb. 14 verwendet.

V.2.2.4 Steuerung der Expositionseinrichtung

Die computergesteuerte Expositionseinrichtung ist für eine randomisierte, placebo-kontrollierte (Sham-kontrollierte), doppelblinde cross-over Studie konzipiert. Jeder Proband durchläuft 10 Tag- und 10 Nachtversuche, wobei jeweils der erste Versuch zur Eingewöhnung dient, d.h. diese Untersuchungen werden ohne Exposition durchgeführt. Die restlichen Experimente erfolgen mit SAR-Werten (gemittelt über 10 g Körpergewebe) von 0 W/kg (Scheinexposition), 1,5 W/kg und 6 W/kg, wobei jeder SAR-Wert gleich häufig vorkommt. Die Abfolge der Expositionsbedingungen wird sowohl pro Proband randomisiert zugeordnet, wie auch über die Probanden, d.h. die Expositionsabfolge unterscheidet sich zwischen den Probanden. Hierzu greift das Programm auf eine Tabelle zu, die in zwei Schritten erzeugt wurde. Zunächst wurde unter Berücksichtigung statistischer Aspekte von der Charité-Universitätsmedizin Berlin eine entsprechende Randomisierungstabelle erzeugt. In einem zweiten Schritt wurde diese Tabelle in Bezug auf die Probanden durch die IMST GmbH permutiert. Auf diese Weise wird für die Studie die Doppelblindheit gewährleistet.

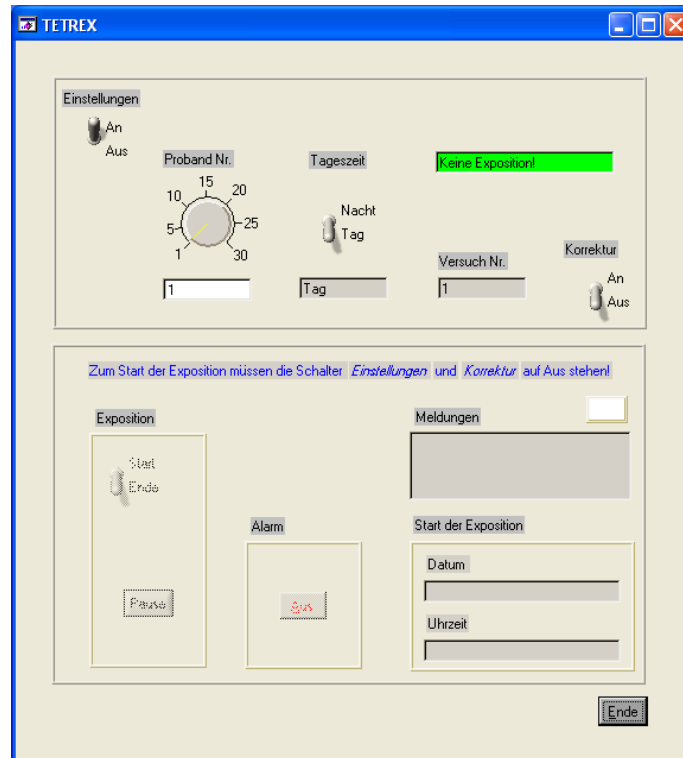


Abb. 15: Bedienoberfläche des Programms TETREX nach dem ersten Aufruf

Die Überwachung der Expositionseinrichtung während der gesamten Versuchsdauer erfolgt durch die Aufzeichnung der hinlaufenden Leistung und des Reflexionsfaktors, die zeitnah von die IMST GmbH ausgewertet werden, damit evtl. auftretende Störungen frühzeitig erkannt werden.

Für den Fall einer Gerätefehlfunktion oder bei Verlassen des Toleranzbereichs für die Betriebsleistung wird ein akustischer Alarm ausgelöst und die Expositionseinrichtung abgeschaltet. Da der Reflexionsfaktor durch den Einfluss verschiedener Gegenstände (z.B. Kopfkissen) Schwankungen unterliegt, wird bei Verlassen des zugehörigen Betriebsbereichs nur ein akustischer Alarm ausgelöst.

In Abb. 15 ist die Bedienoberfläche des Programms TETREX (TETRA Exposure) dargestellt. Diese gliedert sich in zwei Bereiche.

Im oberen Bereich werden über Bedienelemente (Drehknopf und Kippschalter) die Expositionsdaten editiert. Im unteren Bereich des Programmfensters wird die Exposition gestartet und überwacht. Statusinformationen und evtl. auftretende Fehlermeldungen während der Exposition werden in einem Textfenster (Meldungen) aufgezeigt.

Nach Vorliegen aller erhobenen Studiendaten sowie der Auswertungsergebnisse dieser Daten erfolgt für die statistische Versuchsauswertung die Entblindung durch die IMST GmbH.

V.2.3 Charakterisierung der Expositionseinrichtung

Im folgenden Abschnitt wird die Unsicherheitsanalyse für die über 10 g Körpergewebe gemittelte SAR im Kopf vorgestellt. Basierend auf dieser Unsicherheitsanalyse wird die Eingangsleistung für die

beiden Expositionslevel 1,5 W/kg und 6,0 W/kg ermittelt. Am Ende des Abschnitts wird die numerische Bestimmung der SAR-Verteilung in verschiedenen Bereichen des menschlichen Gehirns beschrieben.

V.2.3.1 Dosisfindung und Unsicherheitsabschätzung

Die gemäß Studiendesign festgelegten Zielexpositionswerte in Form der maximalen über 10 g Gewebe gemittelten SAR (maxSAR10g) betragen 6 W/kg (hohe Expositionsstufe) und 1,5 W/kg (niedrige Expositionsstufe). Zur Ermittlung der notwendigen Antenneneingangsleistung, um die genannten Expositionswerte 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.

V.2.3.1.1 Validierung des numerischen Quellenmodells

Für den vorliegenden Antennenprototyp wurde zunächst ein entsprechendes numerisches Modell in der Simulationsumgebung SEMCAD X V.14.0 (Schmid & Partner Engineering AG, Zürich) erstellt und auf Basis des Vergleichs von SAR-Messungen und entsprechenden FDTD-Simulationen im ovalen Flachphantom ($\epsilon_r = 44$, $\sigma = 0,87$ S/m) validiert. Abb. 16 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.

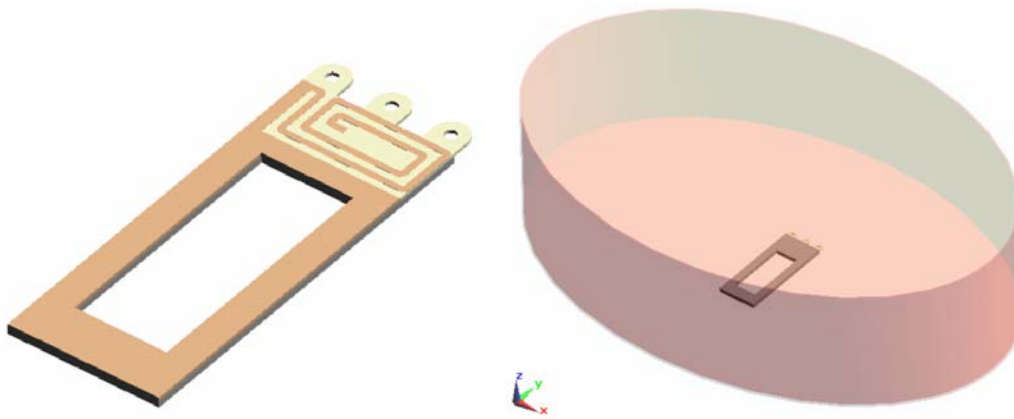


Abb. 16: Numerisches Antennenmodell (links) und numerisches Modell der Validierungsanordnung (rechts)

Abb. 17 zeigt den Vergleich der SAR-Verteilung zwischen Messung und Simulation in einer Ebene 6,5 mm innerhalb des Phantoms (parallel zum Phantomboden), wobei eine gute qualitative Übereinstimmung der SAR-Verteilung zwischen Simulation und Messung erkennbar ist.

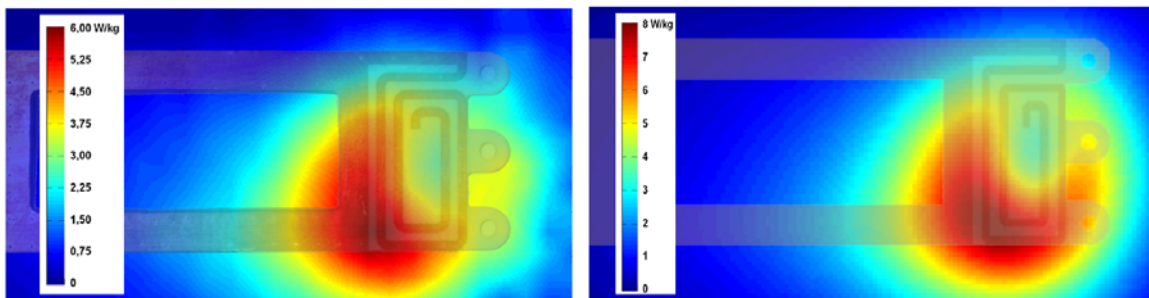


Abb. 17: Vergleich von Messung (links) und Simulation (rechts) in einer Ebene 6,5 mm innerhalb des Flachphantoms (10 mm Distanz zwischen Antenne und gewebesimulierender Flüssigkeit). Antenneneingangsleistung 1 W (Dämpfung im Antennenkabel sind im Messergebnis bereits berücksichtigt)

Der gemessene und simulierte maxSAR10g-Wert für eine Distanz von 10 mm zwischen Antenne und gewebesimulierender Flüssigkeit sind in Tab. 7 zusammengefasst.

Tab. 7: Gemessener und simulierter maxSAR10g-Wert für eine Distanz von 10 mm zwischen Antenne und gewebesimulierender Flüssigkeit.

Methode	maxSAR10g [W/kg/W]
Messung	5,58
Simulation	4,54

Für unterschiedliche Distanzen zwischen der Antenne und der gewebesimulierenden Flüssigkeit (Variationsbereich zwischen 5 mm und 15 mm) ergaben sich im Vergleich zur numerischen

Berechnung um ca. 5-25% geringere Messwerte bezüglich der maxSAR10g. Diese Differenz ist eine Folge von Verlusten in der Antenne, die sich auch in Form einer messbaren Erwärmung zeigen. Die Frage, ob diese Erwärmung von den Probanden wahrnehmbar ist und damit eine potenzielle Gefahr für die Verblindung der Studie darstellt, wird gegenwärtig im Rahmen einer Pilotstudie geklärt.

Für die Dosisfindung und die Unsicherheitsabschätzung wird von mittleren Antennenverlusten von 15% und einem Variationsbereich von ± 10 Prozentpunkten ausgegangen.

Die Standard-Messunsicherheit der SAR-Messung für die betrachtete Messprozedur liegt bei ca. $\pm 10\%$.

V.2.3.1.2 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.

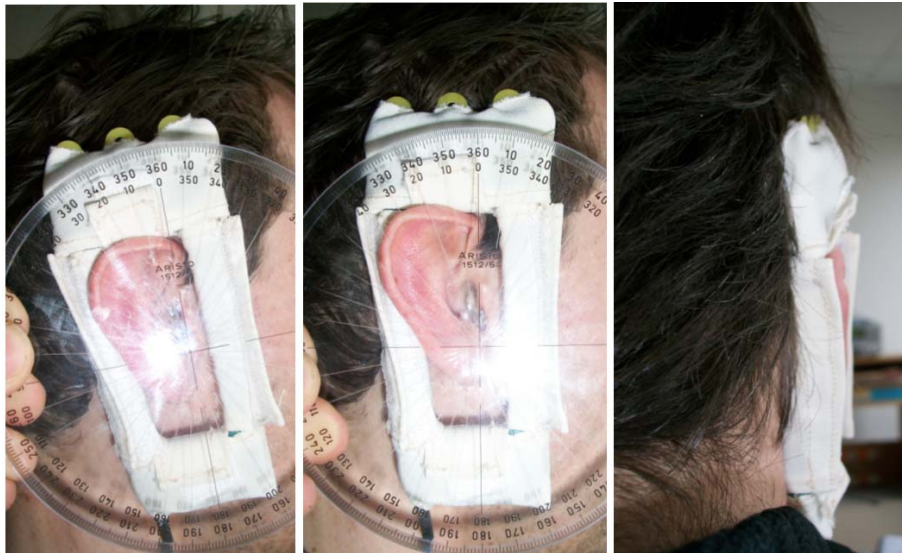


Abb. 18: Erhebung der Variationsbereiche charakteristischer geometrischer Parameter zur Abschätzung des Unsicherheiten zufolge von geringfügigen Schwankungen der Antennenposition

Um realistische Werte für die Variationsbereiche zu ermitteln, wurde die in der Studie verwendete, von IMST entwickelte Antenne, von 20 Männern probeweise getragen und verschiedene geometrische Parameter gemessen. 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 Abb. 18).

Der Variationsbereich der Antennenposition wurde anhand eines Winkels α und zwei charakteristischen Distanzen d_1 und d_2 erhoben (siehe Abb. 19):

- d1: 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.

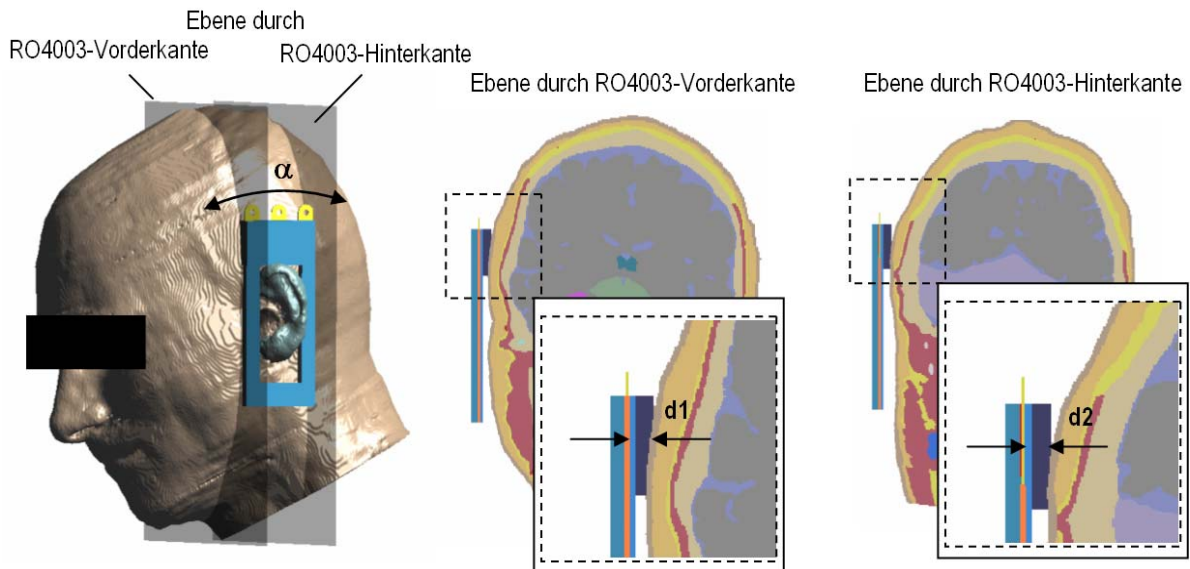


Abb. 19: Veranschaulichung der definierten geometrischen Parameter

Das Ergebnis der Erhebung der geometrischen Parameter für einen Variationsbereich von über 20 Personen ist in Tab. 8 aufgelistet.

Tab. 8: Ergebnis der Erhebung der geometrischen Parameter für einen Variationsbereich von über 20 Personen.

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.

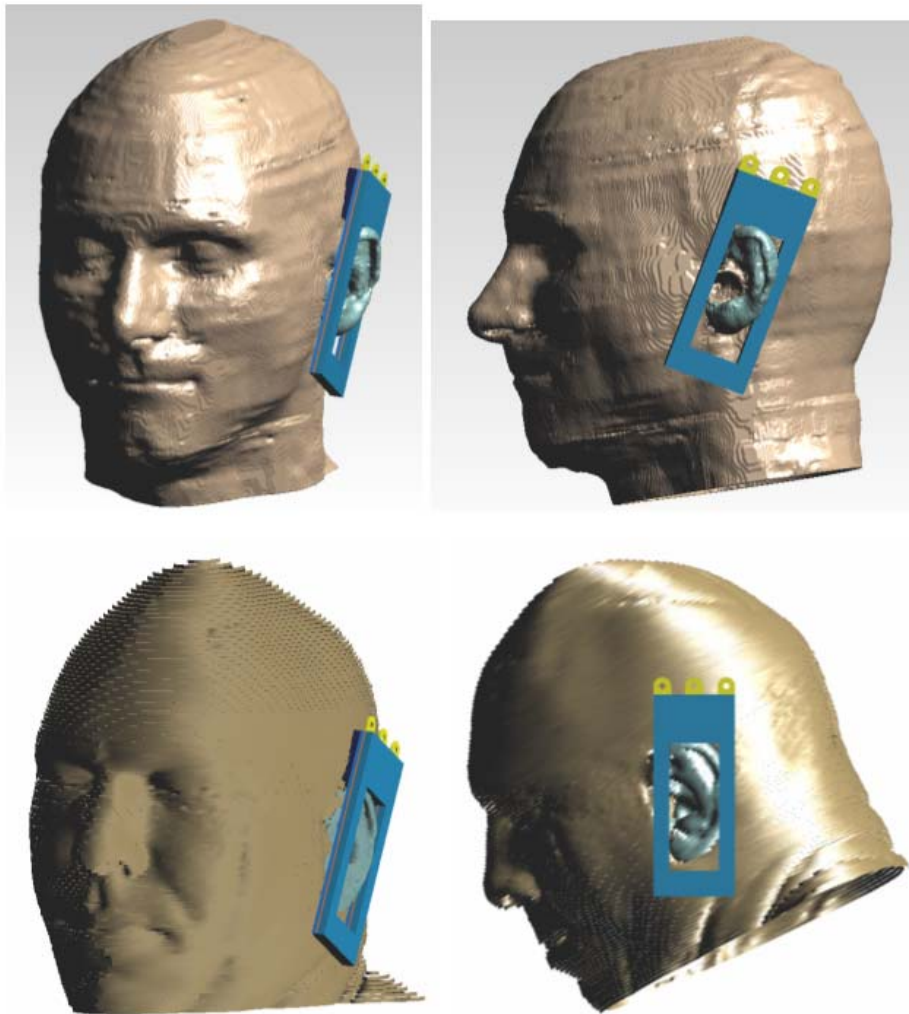


Abb. 20: Verwendete anatomische Kopfmodelle (oben: „Duke“, unten: „Visible Human“)

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. Zur Abschätzung der durch diese Parameterschwankungen verursachten resultierenden Unsicherheiten wurden Computersimulationen mit zwei unterschiedlichen männlichen Kopfmodellen bei Berücksichtigung der oben angeführten Variationsbereiche der Unsicherheitsparameter durchgeführt. Einerseits wurde das bekannte Modell des Visible Human (Abb. 20, unten), andererseits ein von der Seibersdorf Labor GmbH gehirnanatomisch verbessertes Modell des „Duke“-Kopfes aus der Virtual Family verwendet (Abb. 20, oben). Die Zuordnung der dielektrischen Gewebeparameter erfolgte gemäß einer auf den Arbeiten von Gabriel et al. 1996 basierenden Internetdatenbank [(IFAC, 1997-2013.)].

Bei Berücksichtigung der oben genannten Variationsbereiche und beider Kopfmodelle (insgesamt 12 unabhängige Simulationsläufe) ergibt sich ein Variationsbereich des maxSAR_{10g}-Wertes von $\pm 37\%$ um einen Mittelwert der maxSAR_{10g} von 14,06 W/kg/W.

V.2.3.1.3 Variation der Antennenanpassung zufolge Variation der Antennenposition

Durch die unmittelbare Nähe der Antenne zum Kopf führen Variationen der Antennenposition auch zu Variationen des Eingangsreflexionsfaktors (bzw. des s_{11} -Streuparameters) der Antenne. Dieser Variationsbereich wurde durch eine s_{11} -Messung während der oben beschriebenen Erhebung der geometrischen Parameter erfasst. Abb. 21 illustriert den sich daraus ergebenden Variationsbereich des Eingangsreflexionsfaktors der Antenne. Bei Betrieb der Antenne im Frequenzbereich zwischen 380 MHz und 390 MHz kann davon ausgegangen werden, dass der Eingangsreflexionsfaktor kleiner als -7 dB bleibt, d.h., weniger als 20% der auf die Antenne zulaufenden Leistung reflektiert wird.

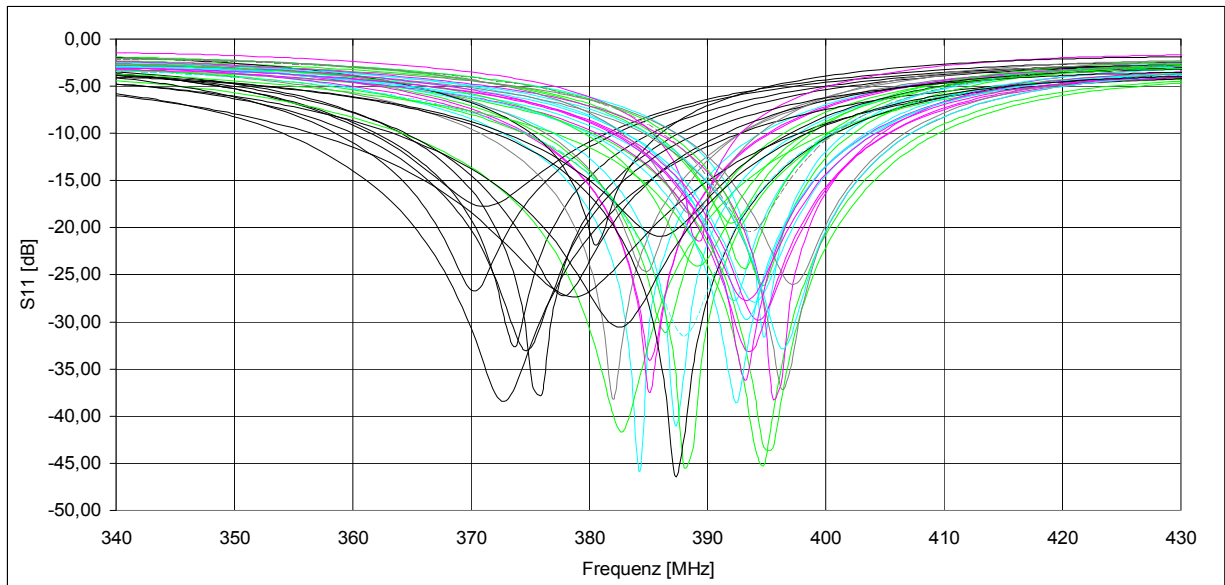


Abb. 21: Variationsbereich des Eingangsreflexionsfaktors der Antenne (schwarze Kurven: Kopf mit Antennenseite in Polster gedreht, bunte Kurven: Antenne frei am Kopf getragen)

Für die Dosisfindung und 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%.

V.2.3.1.4 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.

V.2.3.1.5 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 mit beiden Kopfmodellen

entsprechende Simulationen bei Variation der Gewebeparameter innerhalb dieses Bereiches durchgeführt, woraus sich ein Variationsbereich der maxSAR10g von $\pm 11\%$ ergab.

V.2.3.1.6 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 mit beiden Kopfmodellen, bei Verwendung der in der Literatur dokumentierten dielektrischen Kennwerte für trockene und nasse Haut durchgeführt. Die sich daraus ergebende resultierende Schwankungsbreite der maxSAR10g liegt bei $\pm 15\%$.

V.2.3.1.7 Einfluss von Feuchteschwankungen der Textilmantelung 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. Dies wurde messtechnisch auf Basis einer Folge von SAR-Messungen am Flachphantom (5 mm Distanz) mit unterschiedlichen Feuchtegraden des Textils untersucht. Als Ersatz für Schweiß wurde 2% NaCl-Lösung verwendet. Für realistische Feuchtegrade des Textils blieb der Variationsbereich des maxSAR10g Wertes kleiner als $\pm 3\%$.

V.2.3.1.8 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 von SAR-Messungen in einem SAM-Kopfphantom untersucht.



Abb. 22: Schema der Elektrodenbefestigung am Phantom (links) und Ansicht des fertig für die Messungen vorbereiteten Phantoms (rechts)

Die Phantomschale wurde dazu an den Stellen der EEG-Elektroden aufgebohrt, die EEG-Elektroden außen an der Phantomschale befestigt, so dass einerseits elektrischer Kontakt zwischen gewebesimulierender Flüssigkeit und EEG-Elektroden und andererseits Flüssigkeitsdichtheit nach außen erreicht wurde (Abb. 22). Vor Befüllung des Phantoms mit gewebesimulierender Flüssigkeit ($\epsilon_r=44$, $\sigma=0,87\text{S/m}$) wurden realitätsgetreu die Bohrlöcher, sowie das Innere der Elektrodenköpfe mit Elektrodengel gefüllt, wobei auf luftblasenfreie Befüllung geachtet wurde. Zu Vergleichszwecken wurden die Messungen einmal ohne EEG-Elektroden und jeweils einmal mit zwei unterschiedlichen Elektrodensets (konventionell bzw. gewendelt) durchgeführt, wobei die TETRA-Antenne möglichst realitätsnah am Kopfphantom befestigt wurde (siehe Abb. 22).

Abb. 23 zeigt einen Vergleich der ungemittelten SAR-Verteilungen in 5 mm Abstand zur Phantomwand aus dem ersichtlich wird, dass die gewendelten EEG-Elektroden in der untersuchten Anordnung keinen relevanten Einfluss auf die SAR-Verteilung nehmen. Für die konventionellen Elektroden zeigt sich ein leicht erkennbarer, praktisch jedoch nicht relevanter Einfluss. Bezüglich der maxSAR10g bleibt die Variation, auch bei Verwendung der konventionellen Elektrodenleitungen, innerhalb der Reproduzierbarkeitsgrenzen der Messmethode von ca. $\pm 5\%$.

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

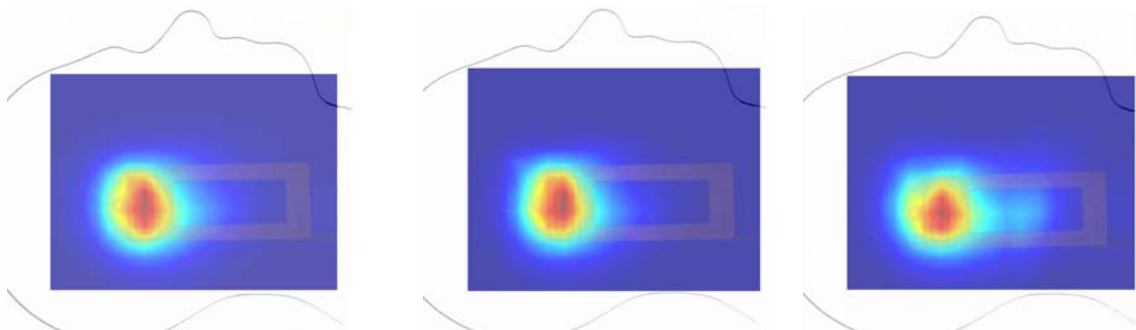


Abb. 23: Vergleich der (ungemittelten) SAR-Verteilungen im Inneren des Phantoms (5 mm Abstand zur Phantomschale); links: ohne EEG-Elektroden, Mitte: mit „gewendelten“ Elektrodenleitungen, rechts: mit konventionellen Elektrodenleitungen

Unter Berücksichtigung aller oben genannten Antennencharakteristika und Unsicherheitsbeiträge ergeben sich die folgende Leistungsbilanz (Tab. 9) und Unsicherheitsbilanz (Tab. 10), wobei bei der Unsicherheitsbilanz näherungsweise statistische Unabhängigkeit der Einzelbeiträge und (in konservativer Weise) Normalverteilung aller Beiträge angenommen wurde.

Tab. 9: Ermittlung der erforderlichen angebotenen HF-Leistung am Eingang des blauen (ca. 1,5 m langen) Antennenkabels.

Beschreibung der Leistungsbeiträge	Expositionsstufe	Expositionsstufe
	6 W/kg	1,5 W/kg
mittlere maxSAR10g in zwei anatomischen Kopfmodellen unter Berücksichtigung realistischer Variation der Antennenposition	14,06 W/kg/W	
erforderliche von der Antenne abgestrahlte Leistung	0,43 W	0,11 W
erforderliche Leistung am Eingang des Antennenkabels unter Berücksichtigung von		
15% Antennenverlusten	0,68 W	0,17 W
10% Reflexion		
0,86 dB Kabeldämpfung		

Tab. 10: Unsicherheitsbilanz und sich daraus ergebende Variationsbereiche der zu erwartenden Exposition in Form der maxSAR10g.

Beschreibung der Unsicherheitsbeiträge	Unsicherheitsbeitrag	Expositionsstufe 6 W/kg	Expositionsstufe 1,5 W/kg
SAR-Messung (Validierung)	±10%		
Antennenverluste (Variation um Mittelwert)	±10%		
maxSAR10g Variation zufolge physiologischem Variationsbereich der dielektrischen Gewebeeigenschaften	±11%		
maxSAR10g Variation zufolge physiologischem Variationsbereich der Hautfeuchte	±15%		
maxSAR10g Variation zufolge Schweiß-Durchfeuchtung der Textilmantelung der Antenne	±3%		
Schwankungsbreite des Eingangsreflexionsfaktors (Leistung)	±3%		
maxSAR10g Variation zufolge veränderlicher Antennenposition relativ zum Kopf	±37%		
Gesamtunsicherheit (rss)	±45%		
Min (maxSAR10g)		3,30 W/kg	0,83 W/kg
Max (maxSAR10g)		8,70 W/kg	2,17 W/kg

V.2.3.2 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 Kopfmodell Duke gibt Abb. 24, wobei jeweils die Ergebnisse für $\alpha = 0$ und $\alpha = 15$, bei mittleren Werten der Distanzen d_1 und d_2 gezeigt sind (Definition von α , d_1 und d_2 , siehe oben). 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.

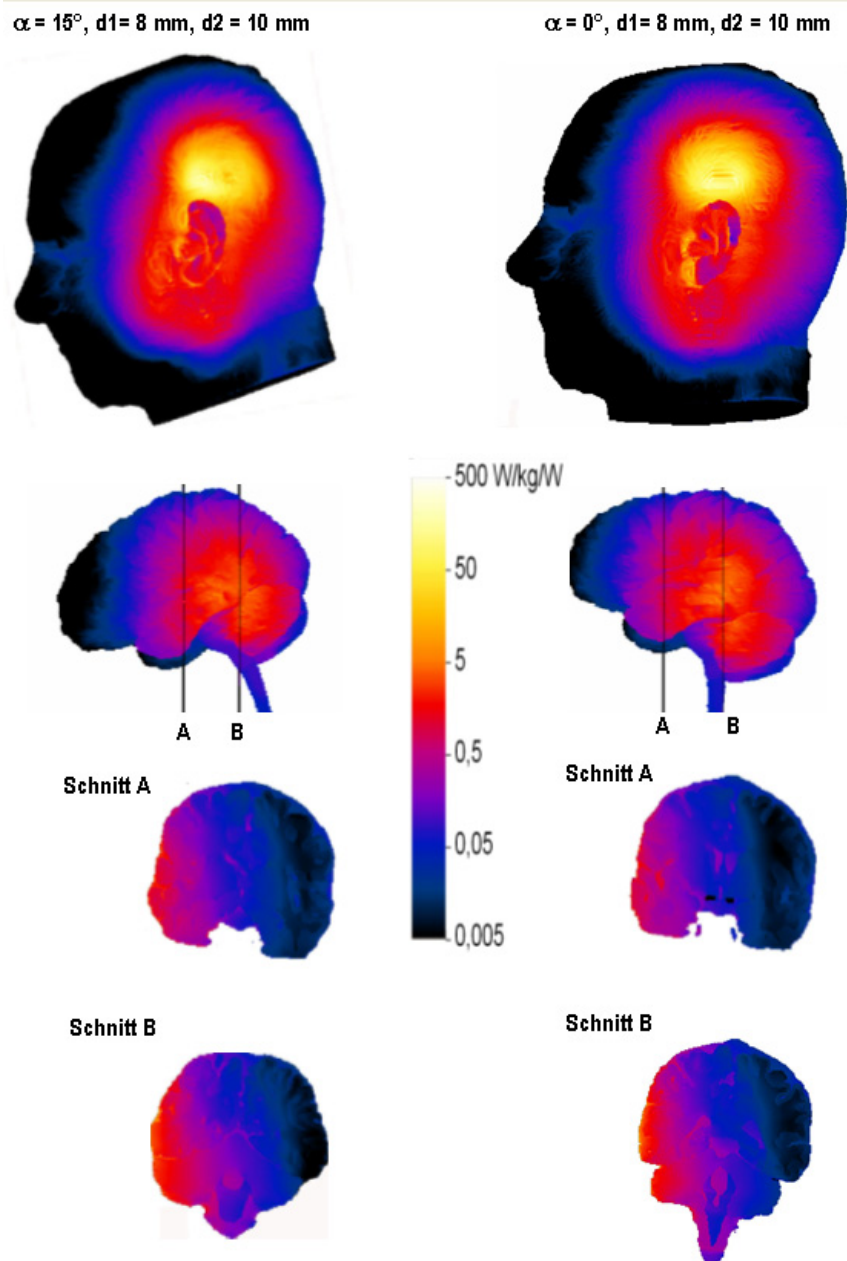


Abb. 24: Graphische Darstellung der Absorptionsverteilung im Kopf bzw. im Gehirn am Beispiel des Duke-Kopfmodells für zwei unterschiedliche Antennenpositionen

Tab. 11: Mittlere SAR in den 50 am höchsten exponierten Gehirnregionen.

Talairach-Level					Mittlere SAR [mW/g] @ maxSAR10g = 6 W/kg			Mittlere SAR [mW/g] @ maxSAR10g = 1,5 W/kg		
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
Left Cerebrum	Temporal	Inferior Temporal Gyrus	G	*	1.504	2.543	0.918	0.376	0.636	0.230
Left Cerebrum	Temporal	Inferior Temporal Gyrus	G	37	1.437	2.370	1.030	0.359	0.592	0.258
Left Cerebrum	Temporal	Middle Temporal Gyrus	G	*	1.176	1.945	0.755	0.294	0.486	0.189
Left Cerebrum	Temporal	Middle Temporal Gyrus	G	37	1.147	1.890	0.877	0.287	0.473	0.219
Left Cerebrum	Temporal	Middle Temporal Gyrus	G	20	1.106	1.843	0.813	0.276	0.461	0.203
Left Cerebellum	Posterior	Tuber	G	*	1.103	1.962	0.802	0.276	0.490	0.201
Left Cerebrum	Occipital	Inferior Temporal Gyrus	*	*	1.090	1.822	0.796	0.273	0.456	0.199
Left Cerebrum	Occipital	Inferior Temporal Gyrus	G	19	1.078	1.870	0.748	0.269	0.468	0.187
Left Cerebrum	Temporal	Inferior Temporal Gyrus	G	19	1.056	1.816	0.700	0.264	0.454	0.175
Left Cerebrum	Temporal	Middle Temporal Gyrus	G	22	1.010	1.618	0.638	0.252	0.405	0.159
Left Cerebrum	Occipital	Inferior Temporal Gyrus	G	37	1.002	1.720	0.652	0.250	0.430	0.163
Left Cerebrum	Temporal	Middle Temporal Gyrus	G	21	0.977	1.588	0.667	0.244	0.397	0.167
Left Cerebrum	Temporal	Fusiform Gyrus	G	19	0.959	1.720	0.536	0.240	0.430	0.134
Left Cerebrum	Temporal	Postcentral Gyrus	*	*	0.901	1.455	0.550	0.225	0.364	0.138
Left Cerebrum	Temporal	Inferior Temporal Gyrus	G	20	0.881	1.493	0.628	0.220	0.373	0.157
Left Cerebrum	Temporal	Middle Occipital Gyrus	*	*	0.841	1.435	0.564	0.210	0.359	0.141
Left Cerebrum	Occipital	Middle Occipital Gyrus	G	37	0.835	1.438	0.584	0.209	0.360	0.146
Left Cerebrum	Temporal	Inferior Temporal Gyrus	W	*	0.822	1.408	0.589	0.206	0.352	0.147
Left Cerebrum	Temporal	Middle Temporal Gyrus	*	*	0.808	1.319	0.580	0.202	0.330	0.145
Left Cerebrum	Temporal	Superior Temporal Gyrus	G	42	0.804	1.278	0.525	0.201	0.320	0.131
Left Cerebrum	Temporal	Inferior Temporal Gyrus	G	21	0.792	1.312	0.570	0.198	0.328	0.143
Left Cerebrum	Temporal	Inferior Temporal Gyrus	*	*	0.782	1.323	0.559	0.195	0.331	0.140
Left Cerebrum	Occipital	Inferior Temporal Gyrus	G	*	0.777	1.346	0.551	0.194	0.337	0.138
Left Cerebrum	Temporal	Fusiform Gyrus	G	37	0.747	1.295	0.548	0.187	0.324	0.137
Left Cerebrum	Temporal	Fusiform Gyrus	*	*	0.742	1.292	0.543	0.186	0.323	0.136
Left Cerebrum	Temporal	Transverse Temporal Gyrus	*	*	0.674	1.088	0.483	0.168	0.272	0.121
Left Cerebrum	Temporal	Supramarginal Gyrus	G	40	0.673	1.054	0.513	0.168	0.264	0.128
Left Cerebrum	Occipital	Middle Temporal Gyrus	G	*	0.672	1.156	0.510	0.168	0.289	0.128
Left Cerebrum	Temporal	Middle Temporal Gyrus	W	*	0.656	1.095	0.493	0.164	0.274	0.123
Left Cerebrum	Parietal	Superior Temporal Gyrus	*	*	0.643	1.020	0.446	0.161	0.255	0.112
Left Cerebrum	Temporal	Sub-Gyral	G	37	0.633	1.088	0.466	0.158	0.272	0.117
Left Cerebrum	Occipital	Middle Temporal Gyrus	*	*	0.629	1.040	0.484	0.157	0.260	0.121
Left Cerebrum	Occipital	Inferior Temporal Gyrus	W	*	0.616	1.068	0.449	0.154	0.267	0.112
Left Cerebellum	Posterior	Cerebellar Tonsil	G	*	0.607	1.085	0.425	0.152	0.271	0.106
Left Cerebrum	Temporal	Superior Temporal Gyrus	G	21	0.591	1.020	0.410	0.148	0.255	0.103
Left Cerebrum	Temporal	Fusiform Gyrus	W	*	0.575	1.010	0.399	0.144	0.252	0.100
Left Cerebrum	Temporal	Superior Temporal Gyrus	G	22	0.566	0.918	0.404	0.141	0.230	0.101
Left Cerebrum	Temporal	Transverse Temporal Gyrus	G	42	0.551	0.857	0.392	0.138	0.214	0.098
Left Cerebrum	Temporal	Fusiform Gyrus	G	20	0.538	0.942	0.366	0.135	0.235	0.092
Left Cerebrum	Occipital	Middle Temporal Gyrus	G	37	0.529	0.911	0.419	0.132	0.228	0.105
Left Cerebrum	Parietal	Supramarginal Gyrus	*	*	0.523	0.830	0.407	0.131	0.207	0.102
Left Cerebrum	Occipital	Middle Temporal Gyrus	G	19	0.523	0.870	0.421	0.131	0.218	0.105
Left Cerebrum	Temporal	*	*	*	0.522	0.921	0.389	0.131	0.230	0.097
Left Cerebrum	Temporal	Fusiform Gyrus	G	36	0.513	0.904	0.358	0.128	0.226	0.090
Left Cerebrum	Temporal	Middle Temporal Gyrus	G	39	0.506	0.843	0.403	0.126	0.211	0.101
Left Cerebrum	Temporal	Superior Temporal Gyrus	G	*	0.487	0.857	0.354	0.122	0.214	0.088
Left Cerebellum	Posterior	Declive	G	*	0.471	0.847	0.332	0.118	0.212	0.083
Left Cerebrum	Occipital	Middle Occipital Gyrus	G	19	0.467	0.830	0.300	0.117	0.207	0.075
Left Cerebrum	Temporal	Superior Temporal Gyrus	W	*	0.455	0.755	0.329	0.114	0.189	0.082
Left Cerebellum	Posterior	Inferior Semi-Lunar Lobule	G	*	0.446	0.806	0.325	0.111	0.201	0.081

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 (Talairach und Tournoux, 1988). Diese Auswertungen wurden für alle mit dem Duke-Kopfmodell durchgeführten Simulationen, unter Zuhilfenahme eines speziellen in SEMCAD X implementierten Algorithmus vorgenommen. Die Ergebnisse sind für beide betrachteten Expositionsstufen in Tab. 11 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. $1,5 \text{ W/kg}$), 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 (Tab. A1).

V.2.4 Messung der Hintergrundfelder

Im Rahmen der Installation der Expositionseinrichtung an der Charité Berlin (Klinik und Hochschulambulanz für Psychiatrie und Psychotherapie, Eschenallee 3, 14050 Berlin) [Anmerkung: Kompetenzzentrum Schlafmedizin CC15] wurden die Hintergrundfelder gemessen. Zur Messung des magnetischen und elektrischen Feldes wurden die in Tab. 12 aufgeführten Geräte [CA 42] verwendet.

Tab. 12: Daten der verwendeten Feldsonden.

Gerät	Hersteller	Feldsonde	Feld	Ser.-Nr
MF 400	Chauvin Arnoux	MF400	B-Feld	100322AEK
MF 400	Chauvin Arnoux	EF400	E-Feld	341

Im Schlaflabor der Charite wurde eine maximale magnetische Flussdichte von 320 nT und eine elektrische Feldstärke von 2,1 V/m bei der Frequenz 50 Hz gemessen.

V.2.5 Literatur

- [Bahr et al. 2007] Bahr, A., Adami, C., Bolz, T., Rennings, A., Dorn, H., Rüttiger, L.: Exposure setups for laboratory animals and volunteer studies using body-mounted antennas. In: Radiation Protection Dosimetry, S.31-34, 2007.
- [CA42] Chauvin Arnoux 42 Feldmesssystem, Chauvin Arnoux GmbH, 2005.
- [Empire 2010] Empire XCcel™, User and Reference Manual, IMST GmbH, 2010.
- [Freude 2006] Freude, G., Ullsperger, P., Erdmann, U., Eggert, S., TETRA 25: Beeinflusst ein elektromagnetisches Feld die bioelektrische Hirnaktivität des Menschen?, Newsletter 1/2006, Forschungsgemeinschaft Funk e.V.
- [IFAC] Italian National Research Council: Internet ressource for the calculation of dielectric properties of body tissues: <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/>.
- [Talairach 1988] Talairach, J., Tournoux, P.: Co-Planar Stereotaxic Atlas of the Human Brain. Thieme, Stuttgart 1988, ISBN 3-13-711701-1.

V.2.6 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 als Tab. A1.]

VI Pilotstudie zur Überprüfung der Wärmewahrnehmung

Die experimentellen Bedingungen sehen vor, dass die Probanden jeweils drei Tage und drei Nächte unter den Bedingungen nicht exponiert (Scheinexposition), Exposition mit einem schwächeren TETRA Signal (1,5 W/kg) und Exposition mit einem stärkeren TETRA Signal (6 W/kg) untersucht werden. Dabei werden etwaige Auswirkungen von TETRA auf den Schlaf und auf kognitive Funktionen überprüft. Für die Studie wurde von der Fa. IMST eine spezielle Antenne entwickelt, die die für TETRA genutzte Signalcharakteristik simuliert. Die Exposition erfolgt durch die Anbringung der speziell konstruierten Antenne an der linken Wange in der Position, in der auch ein entsprechendes Gerät gehalten wird, wenn es wie ein Telefon benutzt wird. Diese Antennenposition wurde gewählt, da sie im Vergleich zu kopffernen Anwendungen des Gerätes die höchsten Expositionen im Gehirn erzeugt. Die Reihenfolge der Versuchsbedingungen wird zufallsbedingt zugeordnet. Weder die Probanden noch die Untersucher wissen, welche Bedingung zu welchem Zeitpunkt gerade herrscht.

Phantommessungen, die in den Seibersdorf Laboratories (Österreich) durch Dipl.-Ing. Gernot Schmid durchgeführt wurden, haben ergeben, dass es im Zuge einer Exposition mit einem stärkeren TETRA Signal (6 W/kg) zu einer messbaren Erwärmung an der exponierten Kopfseite kommen kann (Bolz et al., 2010). Mit Hilfe der vorliegenden Studie sollte nun die Frage geklärt werden, ob diese Temperaturerhöhung von Probanden wahrgenommen werden kann und damit die Verblindung gefährdet wäre.

VI.1 Ablauf der Studie

VI.1.1 Studiendesign

Jede Versuchsperson nahm an insgesamt neun Messungen teil, die jeweils ca. eine Stunde dauerten und für die einzelnen Probanden zur annähernd selben Tageszeit stattfanden. Zwischen den Messungen lagen mindestens 24 Stunden. Die experimentellen Untersuchungsbedingungen sahen vor, dass jeder Proband mit jeweils drei Messungen unter den Bedingungen „nicht exponiert“ (Scheinexposition), „Exposition mit einem schwächeren TETRA Signal“ (1,5 W/kg) und „Exposition mit einem stärkeren TETRA Signal“ (6 W/kg) untersucht wurde. Die Exposition erfolgte mit einer Antenne mit TETRA-Standard, welche an der linken Kopfseite in der Position befestigt wurde, in der sich auch ein entsprechendes Gerät bei Benutzung befinden würde (Abb. 25).



Abb. 25: Antenne in Position an linker Kopfseite eines Probanden

Die Reihenfolge der Versuchsbedingungen erfolgte zufallsbedingt. Es handelte sich um ein randomisiertes doppel-blindes cross-over Design. Die Untersuchung fand in einem annähernd gleich bleibend klimatisierten Untersuchungsraum, der auch für die eigentliche Studie genutzt wird, statt. Den Probanden war es untersagt, elektronische Geräte wie z.B. Mobiltelefone mit in den Untersuchungsraum zu nehmen. Während der Exposition saßen die Probanden in einem bequemen Lehnstuhl und lasen. Über eine Gegensprechanlage konnten sie im Bedarfsfall mit den Testleitern kommunizieren. Die eigentliche Expositionsdauer pro Messung betrug jeweils exakt 30 Minuten. Die Temperaturmessung begann bereits fünf Minuten vor Expositionsbeginn. Sie erfolgte über zwei Sensoren, die auf der Kopf zugewandten Seite an der Stoffhülle der Antenne angebracht waren (Details siehe Kap. VI.1.3). Nach Beendigung der Messung beantworteten die Probanden die unter Kap. VI.1.4 ausgeführten Fragen zur Temperaturwahrnehmung.

Nach vollständigem Durchlaufen der Studie erhielten die Probanden eine Aufwandsentschädigung in Höhe von 100,- Euro. Bei vorzeitigem Studienabbruch erfolgte eine Aufwandsentschädigung nach gestaffeltem Muster. Die Studie wurde bei der zuständigen Ethikkommission 4 am Campus Benjamin Franklin eingereicht und bewilligt (23.6.2010; Antragsnummer: EA4/115/09).

VI.1.2 Probanden

Insgesamt nahmen 16 männliche Probanden im Alter von 23 bis 36 Jahren teil. Der Mittelwert lag bei $28,4 \pm 3,7$ Jahren. Ein Proband schied nach der ersten Messung aufgrund fehlenden Interesses aus. Es wurden daher 135 Messungen von 15 Probanden ausgewertet.

VI.1.3 Temperaturmessung

Die Temperaturmessungen erfolgten mit einem fluoreszenzoptischen Thermometer „Luxtron 790“ (Luxtron Corporation, Santa Clara, USA). Das Gerät gestattet die gleichzeitige Messung an mehreren Punkten mit je einem Sensor. Für das Experiment wurden zwei Sensoren verwendet. Beide Sensoren waren außen auf dem Textilbezug am oberen Teil der Antenne fixiert (vertikal im oberen Drittel des Schaumstoffabstandshalters; siehe Abb. 26).

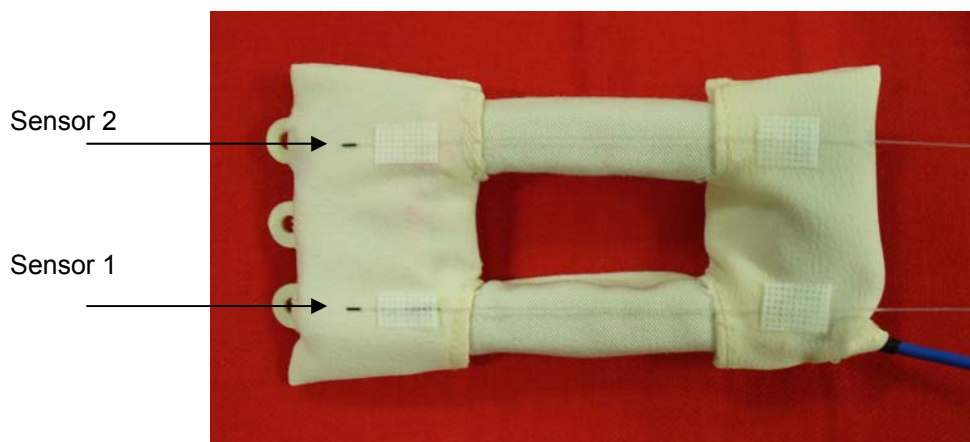


Abb. 26: Antenne in Stoffhülle mit Sensor 1 (unten) und Sensor 2 (oben), die an der Innenseite angebracht sind

Die Sensoren und ihre Zuleitungen bestehen überwiegend aus Quarzglas, der Durchmesser beträgt nur 0,8 mm, und es sind keine leitfähigen Materialien eingesetzt. Deshalb sind die Beeinflussungen der Hochfrequenz-Feldverteilung durch die Temperatursonden vernachlässigbar. Eine elektrische Einwirkung der Hochfrequenz auf die Temperaturmessung ist ebenfalls ausgeschlossen.

Das Messprinzip des Gerätes nutzt die Temperaturabhängigkeit der Zeitkonstanten von Fluoreszenzemissionen eines Leuchtstoffes (Magnesiumfluorogermanat), der am Ende einer Lichtleitfaser aus Quarzglas aufgebracht ist. Dieses Ende der Lichtleitfaser stellt den Temperatursensor dar. Das Messgerät koppelt Lichtblitze zur Anregung des Leuchtstoffes in die Lichtleitfaser ein und koppelt das in der gleichen Faser zurückgesendete emittierte Fluoreszenzlicht zur Registrierung mit einem Fotodetektor aus. Dabei werden zusätzlich Farbfilter zur Trennung von Anregungslicht (blau) und Fluoreszenzlicht (rot) benutzt. Aus dem Zeitverlauf der Fluoreszenz-Lichtimpulse werden im Gerät Zeitkonstanten berechnet, die dann über eine tabellierte Funktion in Temperaturwerte umgesetzt werden.

Die absolute Genauigkeit kann verbessert werden, indem Offsets, die ggf. durch externe Kalibrationsmessungen für jeden Sensor zu ermitteln sind, zu den Messwerten addiert werden. Vom Gerät ausgegebene Werte sind aus jeweils 8 im Abstand von 250ms nacheinander folgenden Messvorgängen gemittelt. Das Gerät zeigt bei fortlaufend wiederholter Messung Temperaturwerte im Display an. Außerdem kann es mittels mitgelieferter MSDOS-Software über eine serielle Schnittstelle ferngesteuert werden, so dass periodisch in festgelegten Zeitintervallen gemessen wird. Die Messwerte werden dabei in Dateien abgelegt. In diese Dateien werden jeweils ein Startdatum und mit jedem Messzeitpunkt eine aktuelle Uhrzeit eingetragen. Die Angaben entstammen der Uhr des Computers, auf dem die Software läuft. Die Uhren der im Experiment benutzten Computer wurden sekundengenau mit einer Funkuhr abgeglichen, die ihrerseits als Quelle für die Zeitangaben in den manuellen Versuchsprotokollen diente.

Für die Analyse des Temperaturverlaufs wurde ein Messintervall von 10 Sekunden gewählt. Der Zeitraum der Messung erstreckte sich von 5 min vor Start der Exposition bis 30 min nach Start der Exposition. Bei neun Messungen kam es zu einem teilweise oder durchgängigen Ausfall der automatischen Temperaturaufzeichnung. In diesen Fällen wurden ersatzweise die Messwerte in 30-Sekunden Abschnitten manuell protokolliert. Etwaige fehlerhafte einzelne Messwerte, die außerhalb des Bereichs von 30°C bis 40°C lagen, wurden ausgeschlossen. Das betraf 1150 von 134595 Messwerten (0,85%) an Sensor 1 und 2090 von 135070 Messwerten (1,55%) der Messwerte an Sensor 2.

Zur Kalibration wurde eine Messung über ca. 10 Minuten mit zwei unterschiedlichen Fieberthermometern im Wasserbad als Vergleich durchgeführt. Die über mehrere Messzeitpunkte gemittelten Abweichungen zu den Vergleichsthermometern wurden getrennt für jeden Sensor bestimmt. Alle Temperaturwerte vom Messgerät wurden in der Folge um diese mittleren Abweichungen korrigiert.

Das Zeitraster der Einzelmessungen war nicht einheitlich, da die Messintervalle in der Realität etwas weniger als 10 Sekunden betragen und da einige Messwerte als halbminütige manuelle Eingaben vorlagen. Eine genaue zeitliche Zuordnung erfolgte dennoch, da jeder einzelne Messwert mit einer Uhrzeit verbunden ist. Zur Vereinheitlichung wurden für jede Versuchssitzung pro Sensor genau 36 mittlere Messwerte (Minuten-Mittelwerte) gebildet. Sie sind den Zeitpunkten von -5 min bis +30 min, bezogen auf den Expositionsstart, zugeordnet. Die Mittelungszeiträume reichen jeweils von 30 Sekunden vor dem Zeitpunkt bis 29 Sekunden nach dem Zeitpunkt. Diese Minuten-Mittelwerte wurden zur Visualisierung von Temperaturverläufen benutzt (siehe Abb. 29 und Abb. 30). In der statistischen Auswertung wurden davon die Werte für die Zeitpunkte 0 (Expositionsbeginn), 10 Minuten, 20 Minuten und 30 Minuten verwendet.

VI.1.4 Erfassung der subjektiven Beurteilung

Im Anschluss an jede Messung wurden die Probanden gebeten, auf einem Fragebogen anzugeben, ob bzw. in welchem Ausmaß sie eine Erwärmung an der rechten und an der linken Kopfseite empfunden haben (siehe A1). Auf zwei 100mm langen visuellen Analogskalen (VAS) mit den Polen „gar nicht wärmer“ und „viel wärmer“ sollte beantwortet werden, inwiefern die linke bzw. die rechte Kopfseite während der Messung wärmer wurde. Zusätzlich musste auch für beide Kopfseiten beurteilt werden, ob sie sich im Vergleich zur vorigen Messung „kälter“, „gleich“ oder „wärmer“ anfühlten. Spontan berichtete körperliche Empfindungen der Probanden wurden notiert.

VI.1.5 Auswertung der Daten

An objektiven Daten aus der Temperaturmessung und subjektiven Daten aus den Fragebögen wurden die in Tab. 13 aufgelisteten Variablen berechnet bzw. ausgewertet.

Tab. 13: Objektive und subjektive Daten

Objektive Daten (Temperaturmessung)
Temperatur über 30 Minuten (ein Wert pro Minute) - Sensor 1
Temperatur über 30 Minuten (ein Wert pro Minute) - Sensor 2
Temperatur zum Zeitpunkt 0, 10, 20, 30 Minuten - Sensor 1
Temperatur zum Zeitpunkt 0, 10, 20, 30 Minuten - Sensor 2
Subjektive Daten (subjektive Wärmewahrnehmung)
Visuelle Analogskala zur Wärmewahrnehmung während der Messung– linke Kopfseite (0=gar nicht wärmer – 100=viel wärmer)
Visuelle Analogskala zur Wärmewahrnehmung während der Messung – rechte Kopfseite (0=gar nicht wärmer – 100=viel wärmer)
Wärmewahrnehmung im Vergleich zur vorigen Messung – linke Kopfseite (kälter – gleich - wärmer)
Wärmewahrnehmung im Vergleich zur vorigen Messung – rechte Kopfseite (kälter – gleich - wärmer)

VI.1.6 Statistik

Die statistische Auswertung der Daten erfolgte mit SAS (Version 9.2). Sämtliche Ergebnisvariablen wurden mittels Shapiro-Wilk-Test auf Normalverteilung überprüft. Bei Abweichungen von der Normalverteilung wurden Unterschiede zwischen den Expositionsbedingungen Sham, 1,5 W/kg und 6 W/kg mit dem Kruskal-Wallis-Test auf statistische Signifikanz überprüft. Bei normalverteilten Daten wurde eine ANOVA herangezogen. Post-hoc durchgeführte paarweise Vergleiche erfolgten entsprechend mittels Wilcoxon 2-Sample Test bzw. t-Test. Alle Tests wurden mit einer zweiseitigen Irrtumswahrscheinlichkeit $p < 0.05$ durchgeführt. Es wurde bereits im Vorfeld entschieden, auf eine Bonferroni-Korrektur zugunsten der Aufdeckung aller möglichen Risiken für eine Entblindung der Studie zu verzichten. Zusammenhänge zwischen den kategoriellen Daten (klassifizierte Wärmewahrnehmung und klassifizierte Änderung der Exposition) wurden mittels Likelihood Ratio χ^2 -Test auf statistische Signifikanz geprüft.

VI.2 Ergebnisse

VI.2.1 Symptomäußerungen von Probanden

Fünf Probanden äußerten nach insgesamt sechs Messungen körperliche Symptome. Davon wurden je zweimal Symptome nach den Expositionsbedingungen „Sham“ („unangenehmes Gefühl, deutlich wärmer als am Vortag“ und „Gefühl, dass das Ohr glüht“), „1,5 W/kg“ („als ob im Ohr etwas passiert“ und „linkes Ohr hat ein wenig geschmerzt“) und „6 W/kg“ („hatte leichtes Schmerzempfinden am Ohr“ und „minimales Kribbeln linke Schläfe“) berichtet. Der Proband, der sich zweimal geäußert hat, berichtete einmal von einem unangenehmen Gefühl nach der Scheinbedingung und von einem leichten Schmerzempfinden am Ohr unter der höchsten Expositionsstufe. Hieraus lässt sich nicht ableiten, dass die höchste Expositionsstufe mit den spontan geäußerten körperlichen Empfindungen im Zusammenhang steht, zumal Probanden, die bei 1,5 W/kg eine Empfindung spontan geäußert haben, bei 6 W/kg keine entsprechende Wahrnehmung mehr berichtet haben.

VI.2.2 Subjektive Wärmewahrnehmung

Die Auswertung der primären Zielvariable „Visuelle Analogskala zur Wärmeempfindung an der linken Kopfseite“ ergab keine signifikanten Unterschiede zwischen den drei Expositionsstufen ($\chi^2(4) = 0.4441$; $p = 0.8009$; siehe Abb. 27, linke Seite). Dies galt auch für die rechte Kopfseite (parametrisch: $p = 0.2884$; non-parametrisch: $p = 0.8158$; siehe Abb. 27, rechte Seite).

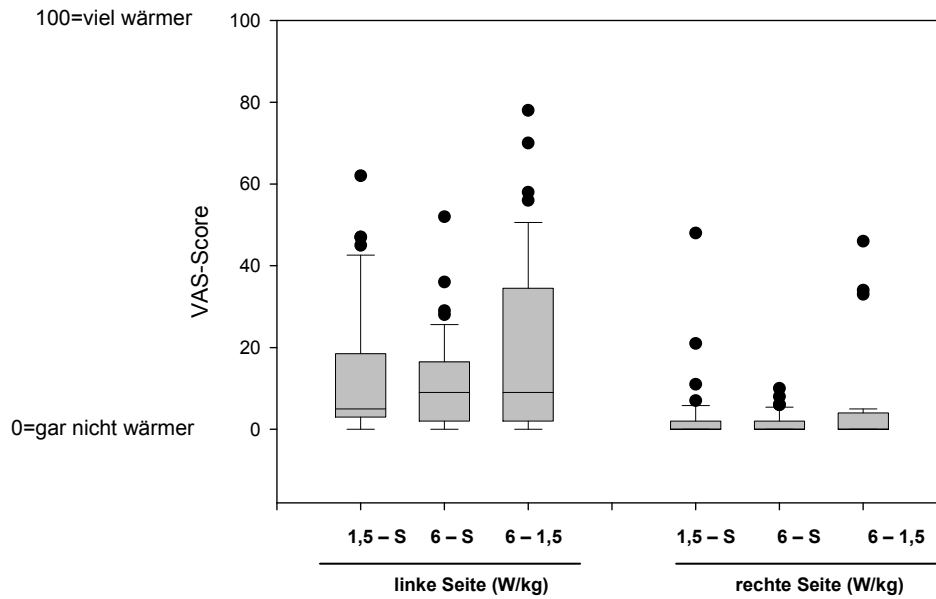


Abb. 27: Subjektive Bewertung auf der Visuellen Analogskala (VAS-Score linke und rechte Kopfseite) und tatsächliche Expositionsbedingung (niedrige Expositionsstufe: 1,5 W/kg; hohe Expositionsstufe: 6 W/kg, S = Sham)

Sämtliche paarweise Vergleiche der Einstufungen auf der Visuellen Analogskala für die linke Seite (Sham vs. 1,5 W/kg; Sham vs. 6 W/kg; 1,5 W/kg vs. 6 W/kg) mittels t-Test bzw. Wilcoxon 2-Sample Test waren nicht signifikant.

Um der abhängigen Struktur der Daten Rechnung zu tragen, wurden in einem weiteren Analyseansatz für jeden Probanden Mittelwerte (Mediane) der VAS-Scores für die einzelnen Expositionsbedingungen errechnet und die Verteilung der individuellen Differenzen zwischen den Bedingungen auf statistisch signifikante Abweichung von Null überprüft. Auch hier ergaben sich weder für die linke noch für die rechte Seite statistisch signifikante Unterschiede (siehe Abb. 28)

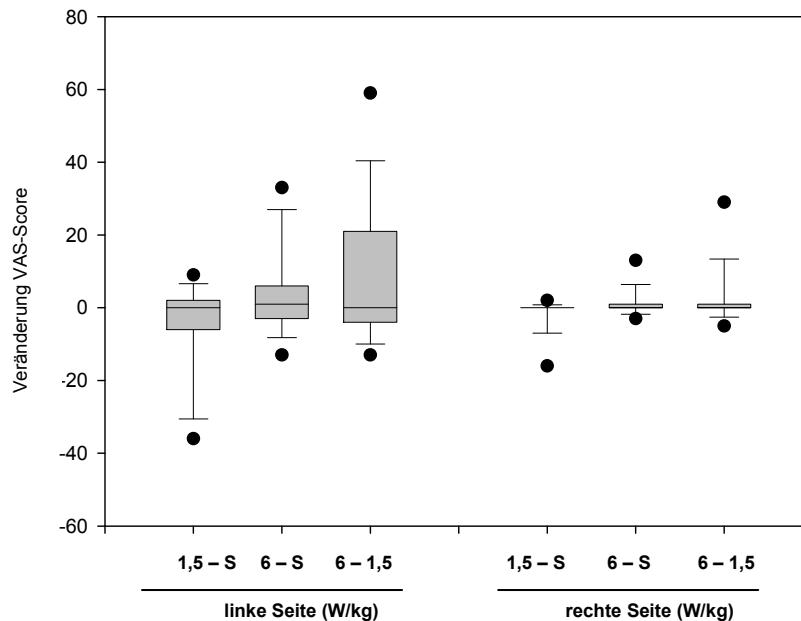


Abb. 28: Individuelle Differenzen für die subjektiven Bewertungen auf der Visuellen Analogskala (VAS-Score linke und rechte Kopfseite) und tatsächliche Expositionsbedingung (niedrige Expositionsstufe: 1,5 W/kg; hohe Expositionsstufe: 6 W/kg, S = Sham)

VI.2.3 Objektive Wärmentwicklung

In einem weiteren Schritt wurden die Temperaturmesswerte - wie unter VI.1.3 genauer ausgeführt - in 10-Minuten Schritten gemittelt. An Sensor 1 wurde unter der 6 W-Verum-Bedingung eine durchschnittliche Erwärmung während der 30 Minuten dauernden Exposition um 0,9°C, beobachtet (Vergleich Ausgangswert mit dem Wert nach 30 Minuten), unter der 1,5 W-Verum-Bedingung um 0,4°C, und in der Sham-Bedingung kam es zu keinem Temperaturanstieg (Vergleich Ausgangswert mit dem Wert nach 30 Minuten; siehe Abb. 29). An Sensor 2 nahm die Temperatur in der 6 W-Bedingung um 0,7°C und in der 1,5 W-Bedingung um 0,3°C zu. In der Scheinbedingung blieb die Temperatur nahezu unverändert (Schwankung: 0,1°C; siehe Abb. 30). Die unterschiedlich starke Temperaturerhöhung an den zwei Messorten (Sensor 1 und Sensor 2) ist durch die Geometrie der Antenne bedingt (vgl. Kap. V.2.3.1.1, Abb. 16 und Abb. 17).

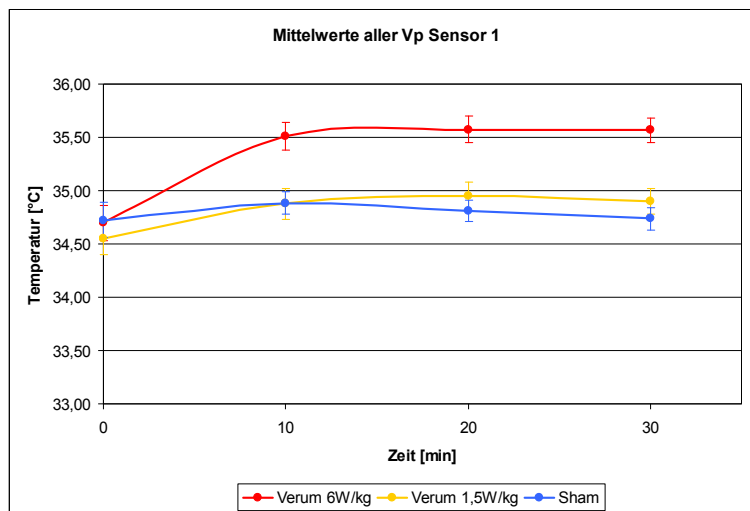


Abb. 29: Mittelwerte und Standardfehler des Temperaturverlaufs für alle Expositionsbedingungen am Temperatursensor 1 (ein Wert pro 10 Minuten)

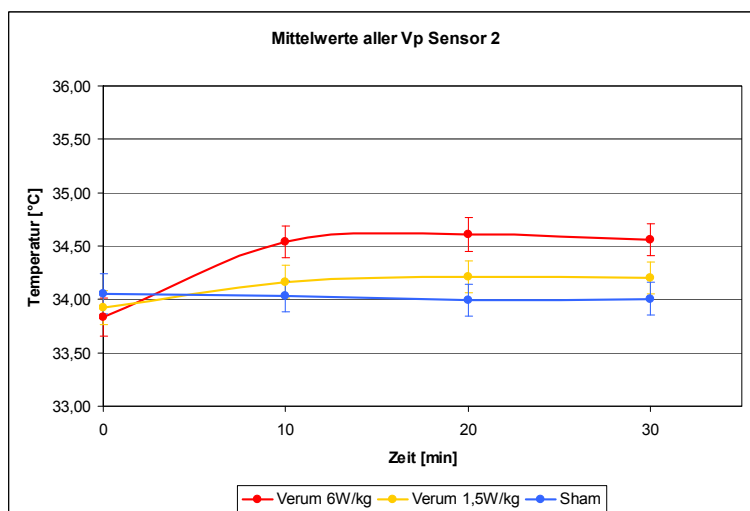


Abb. 30: Mittelwerte und Standardfehler des Temperaturverlaufs für alle Expositionsbedingungen am Temperatursensor 2 (ein Wert pro 10 Minuten)

Die Ergebnisse der Varianzanalysen (für normalverteilte Daten) bzw. der Kruskal-Wallis Tests (nicht-parametrische Daten) für alle gemittelten Werte unter Berücksichtigung aller neun Messungen in jeweils drei Expositionsbedingungen sind in Tab. 14 zusammengefasst.

Tab. 14: Ergebnisse der Temperaturmessung: Varianzanalyse bzw. Kruskal-Wallis Test für die Zeitpunkte „0 Minuten“ (=Expositionsbeginn), sowie 10, 20 und 30 Minuten nach Messbeginn für Vergleiche zwischen den Expositionsbedingungen für Messsensor S1 und Messsensor S2

Messsensor S1	ANOVA	Kruskal-Wallis
Temperatur zum Zeitpunkt 0 Minuten		$p = 0.7062$
Temperatur zum Zeitpunkt 10 Minuten		$p = 0.0005$
Temperatur zum Zeitpunkt 20 Minuten		$p < 0.0001$
Temperatur zum Zeitpunkt 30 Minuten		$p < 0.0001$
Messsensor S2		
Temperatur zum Zeitpunkt 0 Minuten	$p = 0.6787$	
Temperatur zum Zeitpunkt 10 Minuten		$p = 0.0392$
Temperatur zum Zeitpunkt 20 Minuten		$p = 0.0095$
Temperatur zum Zeitpunkt 30 Minuten		$p = 0.0171$

Diese Ergebnisse belegen, dass zum Zeitpunkt „0 Minuten“ (Ausgangswert) für keinen der beiden Messsensoren (S1, S2) Temperaturunterschiede zwischen den Expositionsbedingungen zu beobachten waren, wohl aber zu allen anderen Zeitpunkten. Die in Tab. 15 dargestellten Ergebnisse verdeutlichen, dass sich diese Unterschiede bereits in den ersten 10 Minuten herausbilden und sich dann nicht mehr signifikant vergrößern.

Tab. 15: Ergebnisse des Temperaturverlaufs zwischen den Zeitpunkten und Expositionsbedingungen: Kruskal-Wallis Test für die Vergleiche zwischen den Zeitpunkten „0 Minuten“ (=Expositionsbeginn) und 10, 20 und 30 Minuten nach Messbeginn für Messsensor S1 und Messsensor S2

Messsensor S1	Kruskal-Wallis
Veränderung der Temperatur zwischen Zeitpunkten 0 und 10 Minuten	$p < 0.0001$
Veränderung der Temperatur zwischen Zeitpunkten 0 und 20 Minuten	$p = 0.0002$
Veränderung der Temperatur zwischen Zeitpunkten 0 und 30 Minuten	$p = 0.0001$
Veränderung der Temperatur zwischen Zeitpunkten 10 und 20 Minuten	$p = 0.2041$
Veränderung der Temperatur zwischen Zeitpunkten 10 und 30 Minuten	$p = 0.1073$
Veränderung der Temperatur zwischen Zeitpunkten 20 und 30 Minuten	$p = 0.2699$
Messsensor S2	
Veränderung der Temperatur zwischen Zeitpunkten 0 und 10 Minuten	$p < 0.0001$
Veränderung der Temperatur zwischen Zeitpunkten 0 und 20 Minuten	$p = 0.0015$
Veränderung der Temperatur zwischen Zeitpunkten 0 und 30 Minuten	$p = 0.0025$
Veränderung der Temperatur zwischen Zeitpunkten 10 und 20 Minuten	$p = 0.4337$
Veränderung der Temperatur zwischen Zeitpunkten 10 und 30 Minuten	$p = 0.7119$
Veränderung der Temperatur zwischen Zeitpunkten 20 und 30 Minuten	$p = 0.4111$

Da keine Unterschiede in der Temperaturveränderung zwischen 10 und 20 Minuten bzw. 10 und 30 Minuten, sowie zwischen 20 und 30 Minuten zu beobachten sind, heißt das, dass sich die wesentlichen Unterschiede in der Temperatur zwischen den Expositionsbedingungen in den ersten 10 Minuten entwickeln. Dies wird auch aus den Abb. 31 und 32 ersichtlich, in denen der Verlauf der Temperaturwerte in 1-Minuten Abschnitten, gemittelt über alle Versuchspersonen für alle drei Expositionsbedingungen getrennt, für beide Sensoren dargestellt ist.

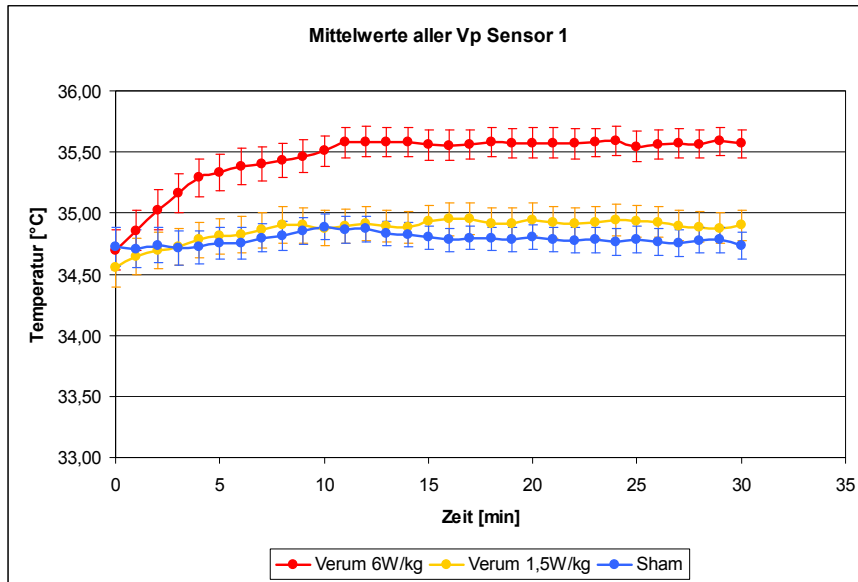


Abb. 31: Mittelwerte und Standardfehler des Temperaturverlaufs für alle Expositionsbedingungen am Temperatursensor 1 (ein Wert pro Minute)

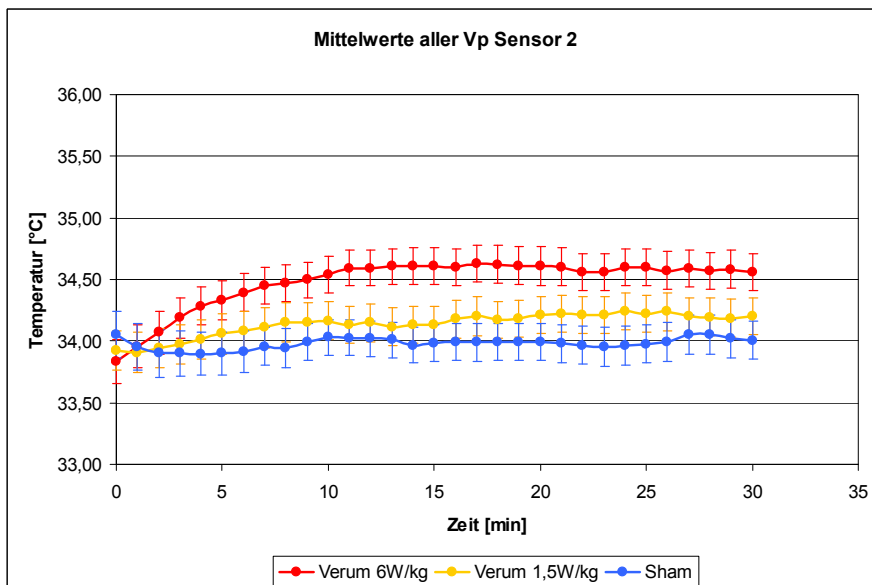


Abb. 32: Mittelwerte und Standardfehler des Temperaturverlaufs für alle Expositionsbedingungen am Temperatursensor 2 (ein Wert pro Minute)

Die Ergebnisse der paarweisen Vergleiche von Sham vs. 1,5 W/kg, Sham vs. 6 W/kg und 1,5 W vs. 6 W/kg sind in Tab. 16 zusammengefasst.

Tab. 16: Paarweise Vergleiche der Temperatur zu den Zeitpunkten 0 und 10, 20 30 Minuten nach Expositionsbeginn, sowie der Temperaturverläufe zwischen den drei Expositionsbedingungen mittels Wilcoxon-Test

Variable	Sham - 1,5 W/kg	Sham - 6 W/kg	1,5 W/kg - 6 W/kg
Messsensor S1	Wilcoxon	Wilcoxon	Wilcoxon
Temperatur zum Zeitpunkt 0 Minuten	p = 0.3948	p = 0.7310	p = 0.6667
Temperatur zum Zeitpunkt 10 Minuten	p = 0.6521	p = 0.0005	p = 0.0014
Temperatur zum Zeitpunkt 20 Minuten	p = 0.2557	p < 0.0001	p = 0.0004
Temperatur zum Zeitpunkt 30 Minuten	p = 0.1609	p < 0.0001	p = 0.0001
Veränderung der Temperatur zwischen Zeitpunkten 0 und 10 Minuten	p = 0.1603	p < 0.0001	p = 0.0044
Veränderung der Temperatur zwischen Zeitpunkten 0 und 20 Minuten	p = 0.1777	p < 0.0001	p = 0.0043
Veränderung der Temperatur zwischen Zeitpunkten 0 und 30 Minuten	p = 0.0810	p < 0.0001	p = 0.0040
Veränderung der Temperatur zwischen Zeitpunkten 10 und 20 Minuten	p = 0.2309	p = 0.0846	p = 0.5948
Veränderung der Temperatur zwischen Zeitpunkten 10 und 30 Minuten	p = 0.2346	p = 0.0314	p = 0.4446
Veränderung der Temperatur zwischen Zeitpunkten 20 und 30 Minuten	p = 0.3371	p = 0.1085	p = 0.5298
Messsensor S2	Wilcoxon	Wilcoxon	Wilcoxon
Temperatur zum Zeitpunkt 0 Minuten	p = 0.6288	p = 0.4550	p = 0.7954
Temperatur zum Zeitpunkt 10 Minuten	p = 0.4884	p = 0.0101	p = 0.1124
Temperatur zum Zeitpunkt 20 Minuten	p = 0.1947	p = 0.0033	p = 0.0583
Temperatur zum Zeitpunkt 30 Minuten	p = 0.2327	p = 0.0064	p = 0.0695
Veränderung der Temperatur zwischen Zeitpunkten 0 und 10 Minuten	p = 0.0841	p < 0.0001	p = 0.0015
Veränderung der Temperatur zwischen Zeitpunkten 0 und 20 Minuten	p = 0.2568	p = 0.0005	p = 0.0148
Veränderung der Temperatur zwischen Zeitpunkten 0 und 30 Minuten	p = 0.1549	p = 0.0010	p = 0.0250
Veränderung der Temperatur zwischen Zeitpunkten 10 und 20 Minuten	p = 0.9967	p = 0.2394	p = 0.2915
Veränderung der Temperatur zwischen Zeitpunkten 10 und 30 Minuten	p = 0.8121	p = 0.3842	p = 0.6564
Veränderung der Temperatur zwischen Zeitpunkten 20 und 30 Minuten	p = 0.3066	p = 0.8585	p = 0.2120

Die in der Varianzanalyse mit drei Expositionsgruppen beobachteten Unterschiede (Tab. 15) gehen im Wesentlichen auf die höchste Expositionsstufe zurück (siehe Tab. 16). Zwischen Sham und 1,5 W/kg gibt es keine signifikanten Unterschiede, wohl aber zwischen Sham und 6 W/kg sowie zwischen 1,5 W/kg und 6 W/kg.

In den Abbildungen 33a bis 33d sind die Verteilungen der Messwerte an S1 und S2 zu den Zeitpunkten t0 (Beginn der Messung), t10 (nach 10 Minuten), t20 (nach 20 Minuten) und t30 (nach 30 Minuten) dargestellt.

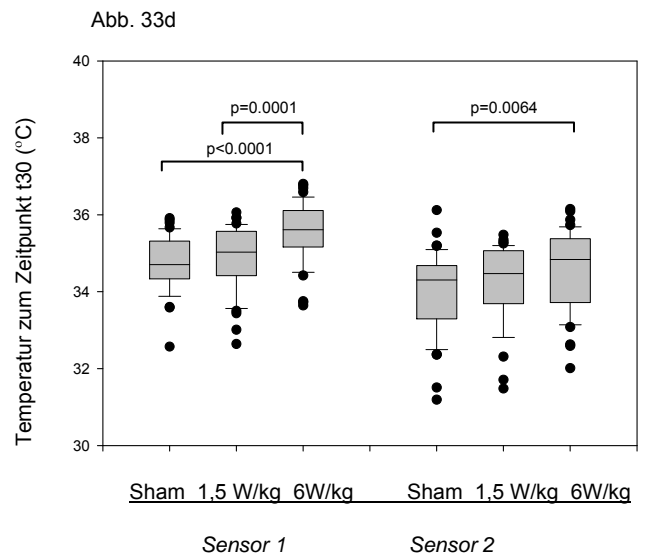
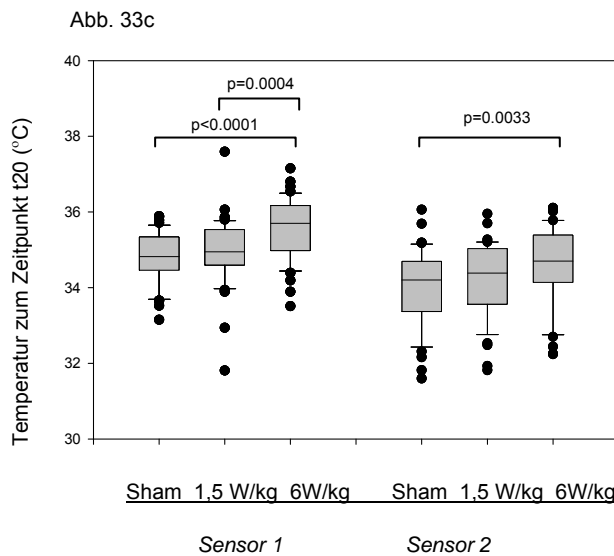
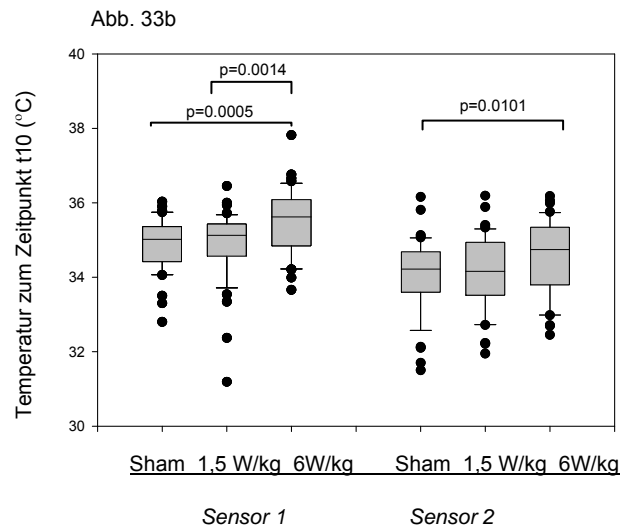
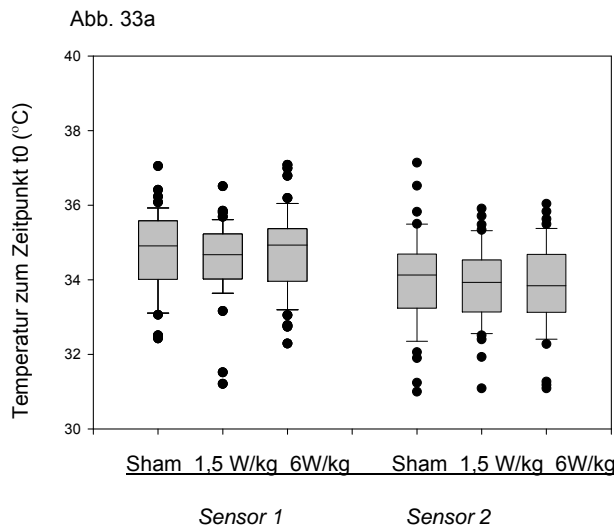


Abb. 33a-33d: Verteilungen der Messwerte an zwei Sensoren zu vier Zeitpunkten t0 (Beginn der Messung), t10 (nach 10 Minuten), t20 (nach 20 Minuten) und t30 (nach 30 Minuten) für jeweils drei Expositionsbedingungen (Sham, 1,5 W/kg, 6 W/kg)

VI.2.4 Subjektive Wärmewahrnehmung im Vergleich zur vorherigen Messung – Zusammenhang mit objektiven Expositionsunterschieden

Subjektiv wurde von den Probanden nach Ende der jeweiligen Messung bewertet, inwiefern sich die linke bzw. die rechte Kopfseite im Vergleich zur vorigen Messung kälter, gleich oder wärmer angefühlt hat. Es wurde mittels Likelihood Ratio χ^2 -Test überprüft, ob es hier einen Zusammenhang mit der Veränderung der Expositionsbedingung gab. Mögliche Werte waren: -6; -4,5; -1,5; 0,0; +1,5; +4,5; +6,0. Statistisch zeigte sich weder für die linke Seite ($\chi^2_{(12)} = 20.2504$, $p = 0.0625$; Abb. 34) noch für die rechte Seite ($\chi^2_{(12)} = 11.9239$, $p = 0.4518$; Abb. 35) ein statistisch signifikanter Zusammenhang.

Bei Beurteilung der möglichen Temperaturveränderungen für die linke Kopfseite wurde in 41,1% der Fälle angegeben, dass die Temperatur im Vergleich zur vorangegangenen Messung gleich geblieben ist, in 31,3% der Fälle wurde eine vergleichsweise geringere Temperatur wahrgenommen und in 27,7% eine Zunahme der Temperatur (Abb. 34). Es lässt sich kein systematischer Zusammenhang zwischen der Temperaturwahrnehmung im Vergleich zur vorigen Testung und der Veränderung der Expositionsbedingung erkennen.

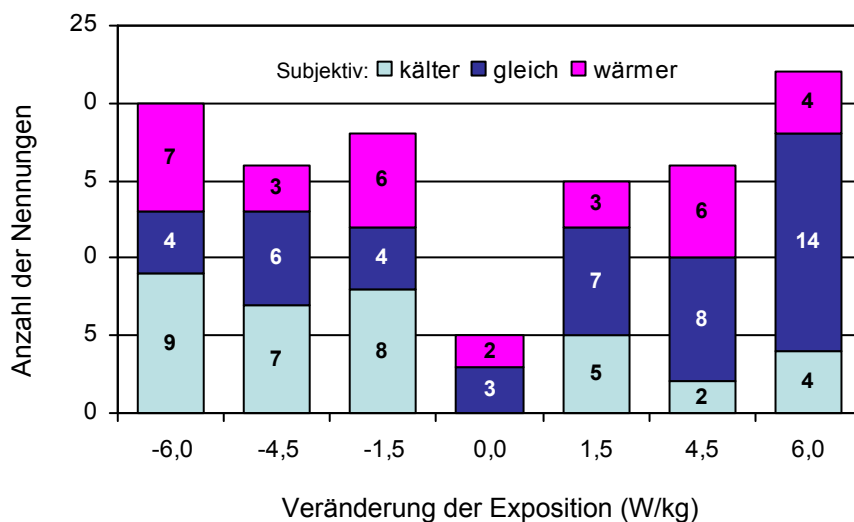


Abb. 34: Subjektive „Vergleichsbewertung“ und tatsächliche Expositionsunterschiede – linke Seite

Es zeigte sich, dass auf der rechten Kopfseite in 92,8% der Fälle keine Temperaturveränderung wahrgenommen wurde (Abb. 34). Je 4 mal (3,6%) wurde die Temperatur als kälter bzw. als wärmer im Vergleich zur vorherigen Messung eingestuft, obwohl keine subjektive Veränderung auf der nicht-exponierten Seite zu erwarten gewesen wäre.

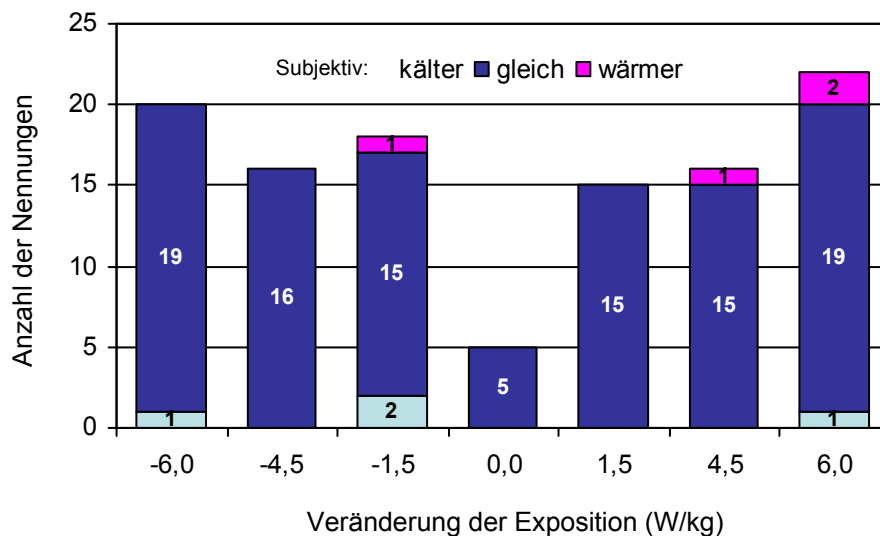


Abb. 35: Subjektive „Vergleichsbewertung“ und tatsächliche Expositionsunterschiede – rechte Seite

Werden die sieben oben genannten Kategorien der Veränderung der Exposition zu drei Kategorien zusammengefasst (Minuswerte = Abnahme der Leistung; Null = gleich bleibende Leistung; positive Werte = Zunahme der Leistung, jeweils im Vergleich zur Vormessung), ergeben sich für die linke Seite (Abb. 36) signifikante Verteilungsunterschiede der subjektiven Wahrnehmung in den Gruppen: $\chi^2_{(4)} = 14.444$, $p = 0.0060$.

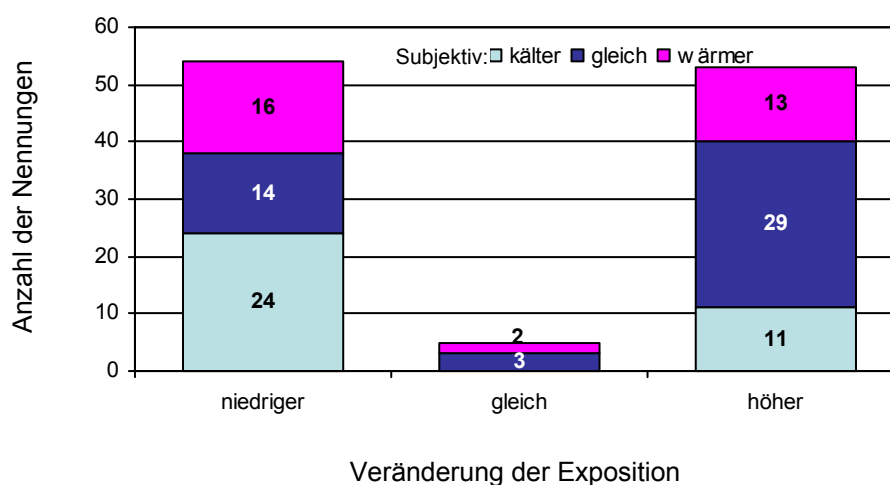


Abb. 36: Subjektive „Vergleichsbewertung“ und tatsächliche Expositionsunterschiede – linke Seite

Die wesentliche Abweichung für die linke Kopfseite besteht darin, dass bei einer geringeren aktuellen Exposition als bei der Voruntersuchung (= Abnahme der Leistung), die Anzahl derer, die die sich für „kälter“ entscheidet, mit 44,4% vergleichsweise hoch ist, d.h. das sind diejenigen, die eine Abnahme „richtig“ erkennen, andererseits meinen 29,6% in dieser Kategorie, dass die aktuelle Exposition mehr Wärme erzeugt. Bei einer Zunahme der Leistung in einer vergleichsweise höheren Expositionsbedingung liegt knapp ein Viertel richtig, die restlichen 75,5% empfinden bei einer höheren Exposition keine Veränderung in der Temperatur (54,7%) bzw. eine Abnahme (20,7%). Für die rechte

Seite (Abb. 37) sind ebenfalls keine signifikanten Unterschiede zu beobachten: $\chi^2_{(4)} = 2.8525$, $p = 0.5828$.

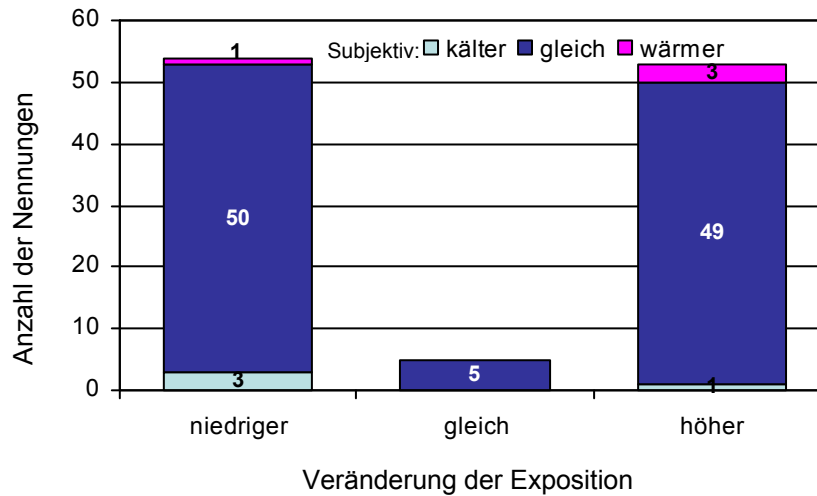


Abb. 37: Subjektive „Vergleichsbewertung“ und tatsächliche Expositionsunterschiede – rechte Seite

Die letztgenannte Auswertung wurde auch probandenspezifisch und in Hinblick auf die Übereinstimmung mit der tatsächlichen Leistung durchgeführt. Nur bei einem Probanden waren die Übereinstimmungen überzufällig richtig (es wurden 5 von 8 Bedingungen richtig eingestuft).

VI.3 Zusammenfassung

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Erwärmung der Hautoberfläche durch das Hochfrequenzsignal im Verlauf der 30 Minuten dauernden Messung in der hohen Expositionsstufe (6 W/kg) am größten war. Während die Ausgangswerte in der Temperatur für alle drei Expositionsbedingungen erwartungsgemäß nicht signifikant verschieden waren, unterschieden sich die Temperaturwerte zu allen weiteren Messzeitpunkten (nach 10, 20, 30 Minuten) signifikant an beiden Sensoren zwischen der hohen und der Scheinbedingung. Beim Temperaturverlauf innerhalb einer Expositionsbedingung bilden sich signifikante Temperaturunterschiede bereits in den ersten 10 Minuten heraus, was einerseits zu signifikanten Temperaturunterschieden zwischen den Bedingungen zu den Messzeitpunkten 10, 20 und 30 führt, andererseits sind die Veränderungen zwischen den folgenden Messzeitpunkten (Anstiege) für die Expositionsbedingung nicht signifikant verschieden, was relativ konstante Temperaturunterschiede zu den Messzeitpunkten 10, 20 und 30 widerspiegelt. An Sensor 1 kam es in der Scheinbedingung zu keiner anhaltenden Temperaturveränderung. In der Bedingung mit der höheren Exposition (6 W/kg) stieg die Temperatur um 0,9°C, in der niedrigen Expositionsbedingung um 0,4°C. An Sensor 2 kam es in der niedrigen Expositionsbedingung zu einer Erwärmung um 0,3°C und in der hohen um 0,7°C, in der Scheinbedingung zeigte sich eine minimale zufallsbedingte Schwankung um 0,1°C.

Im Gegensatz zu den objektiven Daten war die subjektive Einschätzung der Probanden zwischen den drei Bedingungen nicht signifikant verschieden. Abschließend kann daher festgehalten werden, dass die vorliegende Studie keine Anhaltspunkte für ein Entblindungsrisiko in der Hauptstudie liefert.

VII Probanden

VII.1 Ein- und Ausschlusskriterien

Die Zielstichprobe der Studie waren 30 gesunde, junge männliche Probanden im Alter von 18 bis 30 Jahren. Die Kriterien, die erfüllt sein mussten, damit interessierte Teilnehmer in die Studie eingeschlossen werden konnten, sind in Tab. 17 zusammengestellt. Ausschlusskriterien, die sich z.T. aus der Umkehr der Einschlusskriterien ergeben, sind in Tab.18 dargestellt.

Tab. 17: Einschlusskriterien für eine Studienteilnahme

Einschlusskriterien
• Geschlecht: männlich
• Alter: 18 - 30 Jahre
• (potenzieller) Nutzer von TETRA-Funk
• Rechtshändigkeit
• Alpha-Rhythmus als Grundrhythmus im Ruhe-EEG mit geschlossenen Augen
• Vorhandene Einwilligungsfähigkeit
• körperliche und psychische Gesundheit
• Keine Medikamenteneinnahme
• keine Schlafstörungen in der Vorgeschichte
• keine aktuelle subjektive Schlafstörung, d.h. einen Monat vor Beginn der Studie Gesamtschlafzeit mindestens 6 Stunden/Nacht, Einschlafzeit unter 30 Minuten und weniger als 45 min Wach nach Schlafbeginn
• normale Tag-/Nachtorganisation
• keine Einnahme von Drogen, kein Substanzmissbrauch in der Vorgeschichte
• Nichtraucher

Tab. 18: Ausschlusskriterien für eine Studienteilnahme

Ausschlusskriterien
• Vorliegen schwerwiegender neurologischer und internistischer Vorerkrankungen
• psychiatrische Erkrankungen in der Vorgeschichte oder aktuell
• <i>akute</i> körperliche Erkrankung jedweder Art
• 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
• Vorliegen von Zeichen einer erhöhten cerebralen Anfallsbereitschaft oder von Herdbefunden im Wach-EEG
• Auffälligkeiten im EKG
• Schlafstörungen in der Vorgeschichte oder aktuell
• Subjektiv erhöhte Einschlafneigung am Tag (Epworth Schläfrigkeitsskala, ESS-Score > 10)
• ungewöhnliche Tag-/Nachtorganisation (regelmäßige Schichtarbeit)
• in der Adaptationsnacht im Labor: PLMS-Arousal-Index > 20/h, respiratorischer Arousal-Index (RAI) > 5/h
• in der Adaptationsnacht im Labor: Einschlaflatenz > 30 min und Schlafeffizienz-Index < 80%
• extremer Morgen- oder Abendtyp (MAB-Score < 31 oder MAB-Score > 69)
• übermäßiger Konsum koffeinhaltiger Getränke (> 5 Tassen/Tag)
• übermäßiger Alkoholkonsum (> 2 Gläser Wein/Tag oder > 3 Gläser Bier/Tag)
• stärkere Beeinträchtigung des Seh- und Hörvermögens
• elektronische Implantate jedweder Art
• Allergien, soweit sie für das Kleben von Elektroden von Bedeutung sind
• Pittsburgh Schlafqualitätsindex: PSQI > 5
• Selbstbeurteilungs-Angst Skala: SAS > 36
• Selbstbeurteilungs-Depressions Skala: SDS > 40

VII.2 Verfahren zur Probandenrekrutierung

Die Probanden wurden für diese Studie mit folgenden Verfahren rekrutiert:

- Mund-zu-Mund Propaganda
- Aushänge in Polizeischulen
- Anzeige auf eigener Homepage, über den Email-Verteiler der Fachschaftsinitiative Medizin Charité (FSI) und auf Probanden.info
- Anzeige auf der Homepage der Gewerkschaft der Polizei (GDP) und im Intranet der Bundespolizei
- Verteilung von Flyern auf einer Rettungsdienstfortbildung und im Rahmen eines Workshops der BDBOS
- Probandenaufrufe in den Ausgaben 05/2010, 10/2010 und 07/2011 des GDP-Magazins
- Weiterleitung der Studieninformationen an die Berliner Feuerwehr, die Deutsche Lebensrettungsgesellschaft und an die Polizeidirektion in Hannover.

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

VII.2.1 Stufe 1: Telefoninterview

Die Probanden 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 Interessenten über die Studie (Dauer, Screening-Untersuchungen, Abläufe etc.) informiert. Es erfolgte bereits ein erstes Screening auf Ausschlusskriterien hinsichtlich Alter, Geschlecht, Händigkeit, Beruf/Ausbildung (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 und Raucherstatus.

VII.2.2 Stufe 2: Fragebögen

Die auf der nächsten Stufe des Screenings verwendeten Fragebögen sind in Tab. 19 zusammengestellt und im Folgenden kurz beschrieben.

Tab. 19: Fragebögen, die zum Screening eingesetzt wurden

Im Screening eingesetzte Fragebögen
• Allgemeiner Schlafragebogen (ASF)
• Pittsburgh Schlafqualitätsindex (PSQI)
• Landecker Inventar zur Erfassung von Schlafstörungen (LISST)
• Morgen-Abendtyp-Bestimmung (MAB)
• Schlaftagebuch (Abend-Morgen-Protokolle)
• Epworth Sleepiness Scale (ESS)
• Selbstbeurteilungs-Depressions Skala (SDS)
• Selbstbeurteilungs-Angst Skala (SAS)

VII.2.2.1 Allgemeiner Schlafragebogen (ASF)

Der Allgemeine Schlafragebogen (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 Schlaf tiefe 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, Schlaf latenz, Schlafdauer, Schlaffeffizienz, Schlafstörungen, Schlafmittelkonsum und Tagesmüdigkeit. Ein Gesamtwert ≤ 5 ist unauffällig, Werte >5 weisen auf eine reduzierte Schlafqualität hin. Die hier verwendete deutsche Version stammt von der DGSM (http://www.charite.de/dgsm/dgsm/fachinformationen_frageboegen_psqi.php?language=german).

VII.2.2.3 Landecker Inventar zur Erfassung von Schlafstörungen (LISST)

Das Landecker Inventar für Schlafstörungen (LISST) wurde als Screeningverfahren von Schlafstörungen bei Erwachsenen entwickelt (Weeß et al., 2002). Es besteht aus 75 Fragen, von denen sich 50 auf charakteristische Merkmale unterschiedlicher Schlafstörungen beziehen. Das Vorhandensein körperlicher Erkrankungen wird mit 13 Fragen erfasst und die Einnahme von Medikamenten, der Konsum von Alkohol und Drogen mit den 12 restlichen Fragen. Die Auswertung des LISST liefert eine Einstufung des Patienten in folgende Kategorien: Schlafbezogene Atemstörungen, Insomnische Störungen, Narkolepsien, Restless-Legs-Syndrome und Störungen des Schlaf-Wach-Rhythmus. Weniger häufige Schlafstörungen werden auf Itemebene operationalisiert und ohne zusätzlichen Auswertalgorithmus erfasst (Bsp. Sprechen im Schlaf). Mit zwei faktorenanalytisch gewonnenen Skalen werden das subjektive Leistungsvermögen und die subjektive Schlafqualität ermittelt.

VII.2.2.4 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 Circadianrhythmik 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.2.2.5 Schlaftagebuch

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 (DGSM, 2007). Auf diese Weise sollten Unregelmäßigkeiten der Tag-/Nachtorganisation sowie ein chronischer Schlafmangel aufgedeckt werden. Die Kurzversion kann von der Homepage der Deutschen Gesellschaft für Schlafforschung und Schlafmedizin (DGSM) heruntergeladen werden (http://www.charite.de/dgsm/dgsm/fachinformationen_frageboegen_schlaftagebuecher.php?language=german).

VII.2.2.6 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 (http://www.charite.de/dgsm/dgsm/fachinformationen_fragebogen_epworth.php?language=german).

VII.2.2.7 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.2.2.8 Selbstbeurteilungs-Angst-Skala (SAS)

Bei der von Zung (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.2.3 Stufe 3: Screening-Untersuchung

Diese Stufe des Screenings umfasste die in Tab. 20 zusammengestellten Verfahren. Die medizinische Untersuchung, die von einer Studienärztin durchgeführt wurde, sowie die Aufzeichnung eines EKGs und Wach-EEGs dauerten etwa 1,5 Stunden.

Tab. 20: Untersuchungen im Vorfeld der Studie (Screening-Untersuchungen)

Screening-Untersuchungen
• neurologisch-psychiatrisch-internistische Untersuchung
• Elektrokardiogramm (EKG)
• Wach-EEG
• Ambulante Aufzeichnung des frontalen Schlaf-EEG mittels SOMNOscreen™
• Ggf. Ambulante Registrierung von Atmungsparametern (SOMNOcheck effort™)

Die Registrierung des EKGs erfolgte nach Einthoven, Goldberger (Brustwandableitung und Extremitäten) mit einem Gerät der Firma Schiller. Die Aufzeichnung des Wach-EEGs erfolgte mit einem Gerät der Firma Medtronic (Programm Galileo NT). Zur Ableitung des EEG an 19 Standard-Positionen (Positionierung siehe 10-20-System nach Jasper, 1958) plus zwei Mastoidelektroden, Referenz (Fpz) und Erde (Position zwischen Fp2 und F8) wurden Hauben mit Silber/Silberchloridelektroden der Firma Schröter verwendet. Aufgezeichnet wurde ein 12-minütiges Ruhe-EEG, 3 min Hyperventilation und 2min nach der Hyperventilation (post-HV). Gemeinsam mit dem EEG wurde zu Kontrollzwecken ein EKG-Kanal (linker und rechter Unterarm) mit Neuroline-Elektroden abgeleitet. Für alle EEG-Kanäle wurde Fpz als gemeinsame Referenz benutzt. Es wurde darauf geachtet, dass die Übergangswiderstände kleiner als 10 k Ω waren.

Sofern sich aus diesen Untersuchungen keine Auffälligkeiten ergaben, konnten die Probanden das Labor wieder verlassen und es wurde ihnen das portable Schlafaufzeichnungsgerät SOMNOscreen™ mit nach Hause gegeben. Bei Verdacht auf schlafbezogene Atmungsstörungen wurde zusätzlich ein ambulantes Schlafapnoe-Screening mittels SOMNOcheck effort™ durchgeführt.

Das ambulante SOMNOscreen™-Gerät (Modell: PSG Neuro) erfasst ein frontopolares EEG sowie zwei Kanäle zur Erfassung der Augenbewegungen (Elektrookulogramm, EOG). Die automatische Schlafstadienklassifikation wurde visuell kontrolliert und gegebenenfalls korrigiert. Das Schlafprofil und die ausgegebenen quantitativen Schlafparameter (Schlaffeffizienz, Gesamtschlafzeit, Schlafperiode, Tiefschlafanteil, REM-Schlaf-Anteil, Wachanteil, Anzahl der Schlafstadienwechsel etc.) gestatten Rückschlüsse auf die Qualität des Schlafes. So sind Ein- und Durchschlafstörungen, Störungen der Schlafzyklik und der Schlaforganisation, d.h. der Verteilung von Tief- und REM-Schlaf sowie häufige Stadienwechsel bereits auf der Basis des Schlafprofils zu erkennen.

SOMNOcheck effort™ 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 einem portablen Gerät auf Basis des Varioport Systems, Becker Meditec, Karlsruhe, erhoben. Die Vorbereitung des Aufzeichnungsgerätes wird in Kap. V.1.4 beschrieben. Es wurden 19 EEG-Elektroden nach dem 10-20 System (Jasper, 1958), zwei

Mastoidelektroden und eine Erdelektrode (Fpz) platziert (siehe Abb. 38) und gegen die gemeinsame Referenz Cz abgeleitet. Die Klassifikation der Schlafstadien erfolgte nach den Regeln der American Academy of Sleep Medicine (Iber et al., 2007).

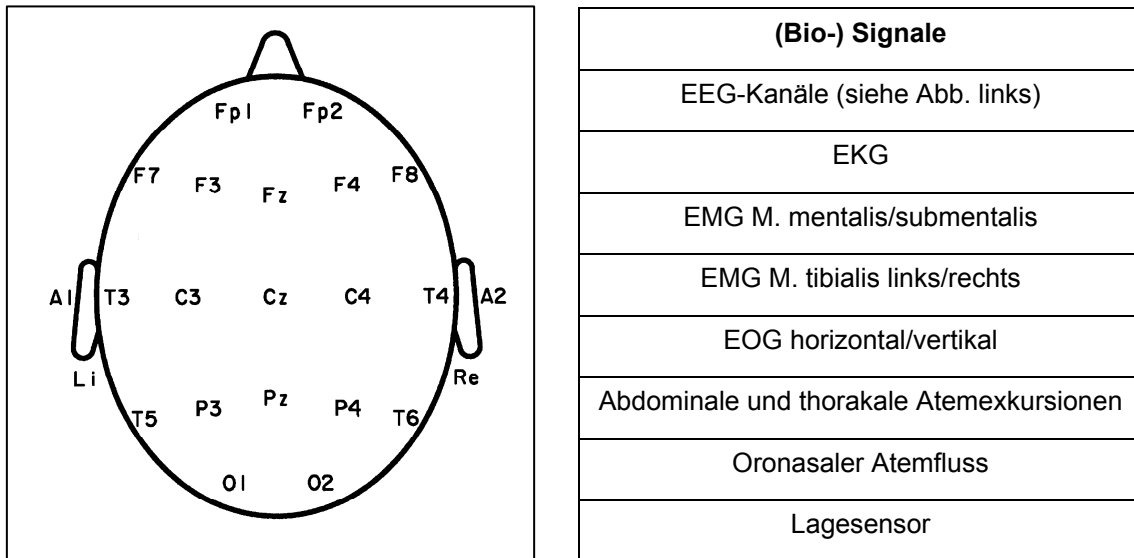


Abb. 38: links: Positionierung der EEG-Elektroden (nach dem 10-20 System) in der Adaptationsnacht (sowie in den Studiennächten und -tagen) rechts: Auflistung der aufgezeichneten (Bio-) Signale

Zur Aufzeichnung der EEG-, EOG- und der Muskelaktivitäts- (Electromyogramm, EMG) Signale wurden Gold-Elektroden verwendet, die mit speziell für diese Anwendung konstruierten Kabeln versehen wurden (vergl. Kap. V.1.4). Die Impedanz wurde für die EEG-Elektroden $< 5 \text{ k}\Omega$ gehalten. Die EMG-Elektroden wurden bilateral über dem musculus mentalis platziert. Zusätzlich zu den am Kopf abgeleiteten Biosignalen wurde - ebenfalls mit Goldnapfelektroden - ein subclaviculäres Elektrokardiogramm (EKG) aufgezeichnet sowie ein EMG an beiden Beinen jeweils über dem anterioren musculus tibialis. Die abdominalen und thorakalen Atemexkursionen wurden mit Dehnungsgurten (Piezo-Film Respiration Effort SleepSense®) aufgezeichnet. Der oronasale Atemfluss wurde mit einem Thermistor (Flow Sensor SleepSense®) registriert. Atemgurte, oronasaler Atemfluss und die EMG-Elektroden am Bein wurden ausschließlich während der Screeningnacht eingesetzt.

In Abb. 39 sind die Positionen der Elektroden am Kopf und im Gesicht zu sehen, sowie die Antenne mit Stoffhülle, wie sie am Probandenohr fixiert wurde.

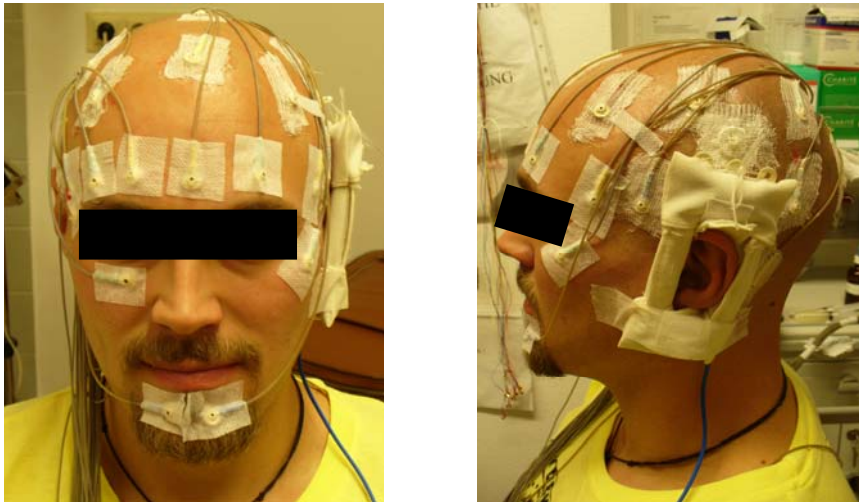


Abb. 39: Proband mit 19 nach dem 10-20-System positionierten Elektroden und Dualband-Antenne mit Stoffhülle

Zur Aufzeichnung der Signale wurde ein speziell für die Studie entwickeltes Polygrafie-System benutzt. Dessen Kern war ein Sondermodell des Varioport-Systems der Firma Becker Meditec, Karlsruhe, in einem Metallgehäuse, ausgestattet mit 32 bipolaren Eingangskanälen, die an vielpoligen Steckverbindern herausgeführt sind. Die Stromversorgung erfolgte über auswechselbare Akkus. Aufgezeichnet wurde auf CF-Speicherkarten, die jeweils nach Ende der Nacht- bzw. Tagesuntersuchung an einem PC ausgelesen wurden.

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.1.4 beschrieben.

Die Abtastfrequenz für alle Biosignale und für die Marker betrug 200 Hz. Für die Aufzeichnung der Biosignale waren 70 Hz – Tiefpassfilter wirksam. Die Atemsignale und das Signal vom Lagesensor wurden ohne Hochpassfilter aufgezeichnet ("DC"-Kanäle), für alle anderen Signale waren Hochpassfilter erster Ordnung mit ca. 0.2s Zeitkonstante wirksam. Dies war durch die Hardware vorgegeben und gestattet kurze Erholungszeiten nach Störungen durch z.B. Bewegungsartefakte. Für die Auswertung wurden die für die Aufzeichnung wirksamen Hochpassfilter numerisch verändert, entsprechend den Anforderungen für die Schlaf- und Tagesuntersuchungen, siehe Kap. IX.1 und IX.2.

VII.3 Ergebnisse der Probandenrekrutierung

In Abb. 40 ist das Ergebnis des Probandenscreenings ausgeführt. Der Abbildung ist zu entnehmen, wie viele Studieninteressenten im Verlauf des Screenings aus welchen Gründen die Studien beendet haben/beenden mussten.

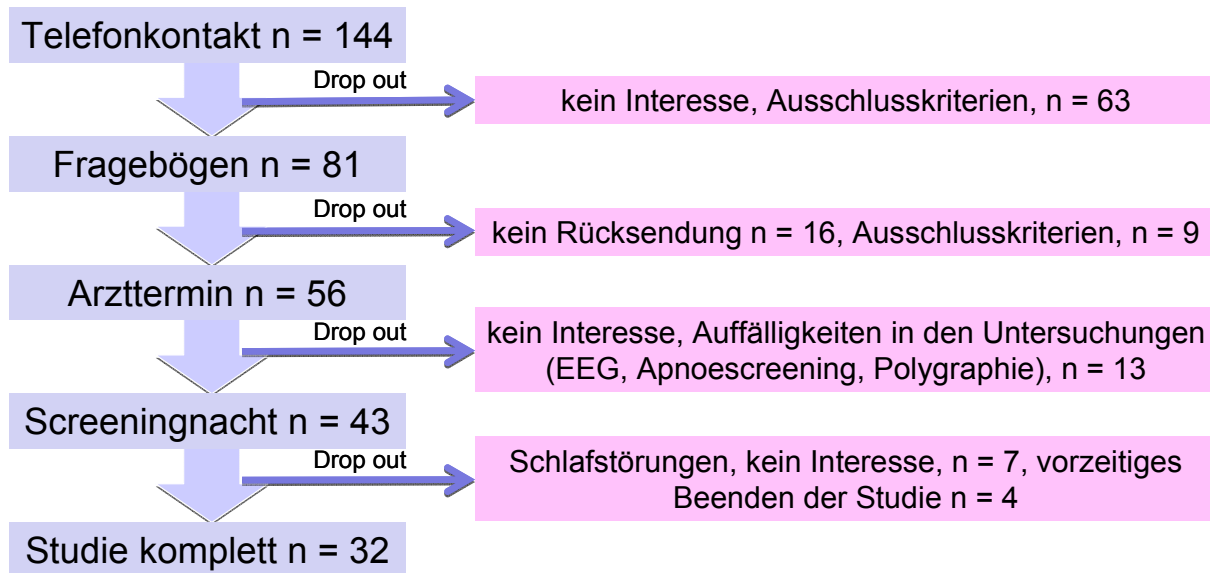


Abb. 40: Probandenrekrutierung

Anmerkung: Die Daten der zwei zusätzlichen Probanden wurden erhoben, um anfängliche technische Probleme bei der Testdurchführung am Tag zu kompensieren. So konnte gewährleistet werden, dass für jedes Test- und Untersuchungsverfahren ein Datensatz von 30 Probanden vorliegt.

Von den insgesamt 640 Experimentalbedingungen (32 Probanden) mussten 21 Nächte und 14 Tage wiederholt werden. Im Wesentlichen waren dafür technische Probleme (zu hohe Reflexionswerte) und eine unzureichende Qualität des EEGs (Ablösen wichtiger Elektroden wie der Referenzelektrode oder der Erdungselektrode) verantwortlich. Bedienungsfehler waren selten. Wie bereits erwähnt, wurden einige Tagestestungen auch aufgrund technischer Probleme bei der Testdurchführung wiederholt.

Deskriptive Statistiken zur endgültigen Stichprobe finden sich in Tab. 21.

Tab. 21: 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, LISST: Landecker Inventar zur Erfassung von Schlafstörungen; AHI: Apnoe-Hypopnoe-Index; PLMAI: Index für periodische Beinbewegungen mit Arousal)

Merkmal	Mittelwert ± Standardabweichung	Range
Alter [Jahre]	25.2 ± 2.7	20 – 30
PSQI	3.0 ± 1.4	1 – 5
ESS	7.0 ± 1.7	4 – 10
SAS	23.8 ± 3.3	20 – 33

Fortsetzung Tab. 21		
Merkmal	Mittelwert ± Standardabweichung	Range
SDS	27,0 ± 4,8	20 – 38
MAB	55,4 ± 6,9	43 – 68
LISST	= Klassifikation „gesund“ für alle Probanden	
Einschlaflatenz [min]	10,8 ± 6,3	0,5 -25,5
Schlafeffizienz-Index [%]	92,3 ± 3,7	83,1 – 98,1
AHI [pro h Schlaf]	< 10 für alle Probanden	
PLMAI [pro h Schlaf]	0: für 18 Probanden; für die restl. Probanden: 0,1 – 4,0	

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), der Atemparameter (Atemexkursionen und Atemfluss) und der Körperlage verzichtet. Die Impedanz der Gold-EEG-Elektroden wurde $< 5 \text{ k}\Omega$ 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 Gold-EEG-Elektroden wurde auch tagsüber $< 5 \text{ k}\Omega$ gehalten.

VIII.2.1 Alpha Attenuation Test (AAT)

Der Alpha Attenuation Test (AAT; Stampi et al., 1995; Stampi et al., 1993) 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. 41). 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 bis 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).

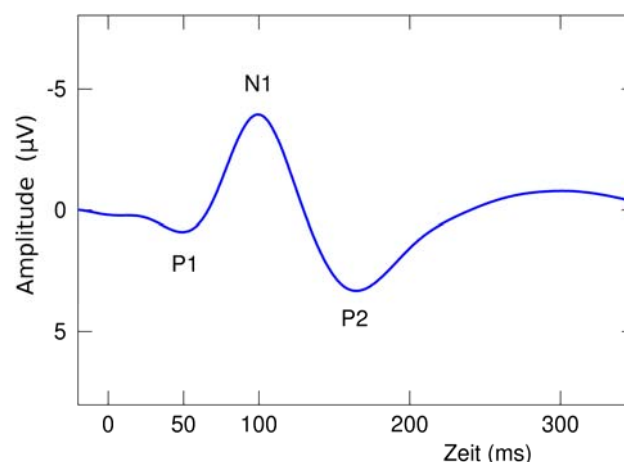


Abb. 41: Der P1-N1-P2-Komplex ausgelöst durch einen "Klick-Ton"

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. 42). 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, 2012).

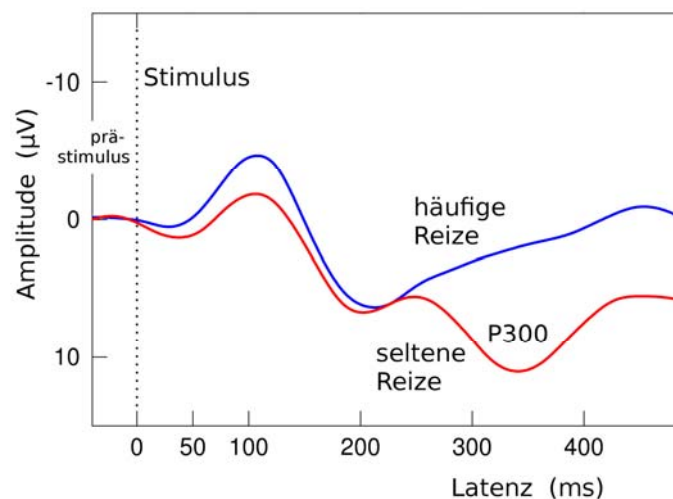


Abb. 42: Die P300 ist ein positives Potential, das mit einer Latenz von ca. 300 ms nach unerwarteten, aufgabenrelevanten, seltenen Stimuli auftritt. Gezeigt sind Reizantworten nach häufigen (oben) und seltenen Tönen (unten).

Es wird angenommen, dass die P300 immer dann ausgelöst wird, wenn eine Erwartung, die vorher durch die häufige Präsentation unbedeutender 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, 2012).

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, 2012). Während die P3a eher einen frontalen Ursprung zu haben scheint (Polich, 2012), 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 Bewegungsvorbereitung) 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. 43).

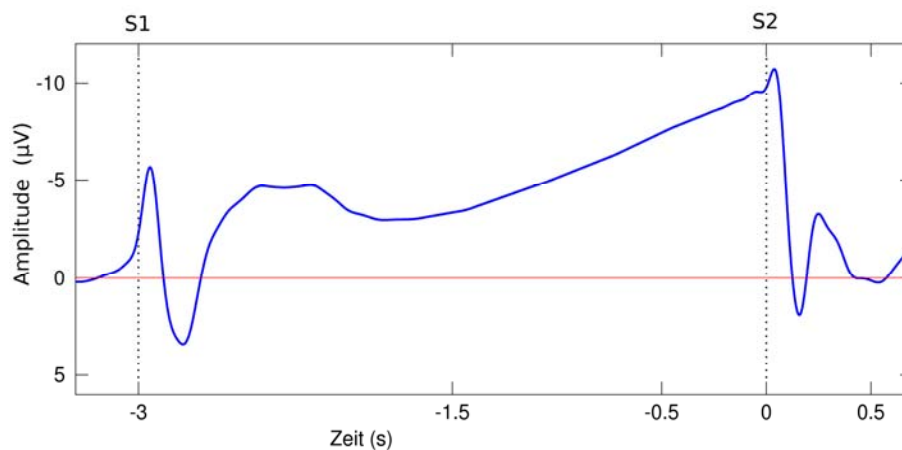


Abb. 43: Schematische Darstellung der Contingent Negative Variation (CNV). Auf das Warnsignal S₁, das eine Orientierungsreaktion nach sich zieht (frühe CNV), folgt bis zum imperativen Stimulus S₂ eine langsame Negativierung (späte CNV), die als Antwortvorbereitung interpretiert werden kann.

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. 44). 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.

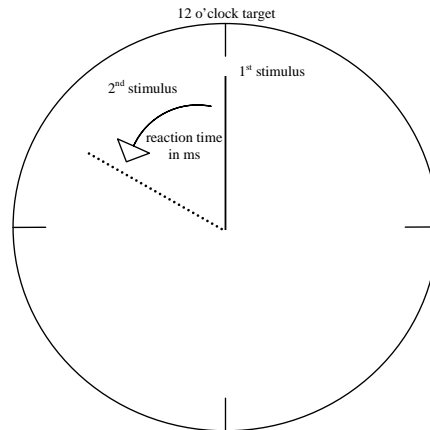


Abb. 44: Schematische Darstellung der Aufgabe zur Erzeugung einer Contingent Negative Variation (CNV). Die Probanden sollten einen Zeiger, der in der 12:00 Uhr Position auftauchte (S_1), so schnell wie möglich nach Loslaufen des Zeigers gegen den Uhrzeigersinn durch Drücken einer Taste (S_2) stoppen.

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. 45 dargestellt ist, lässt sich in verschiedene Komponenten zerlegen:

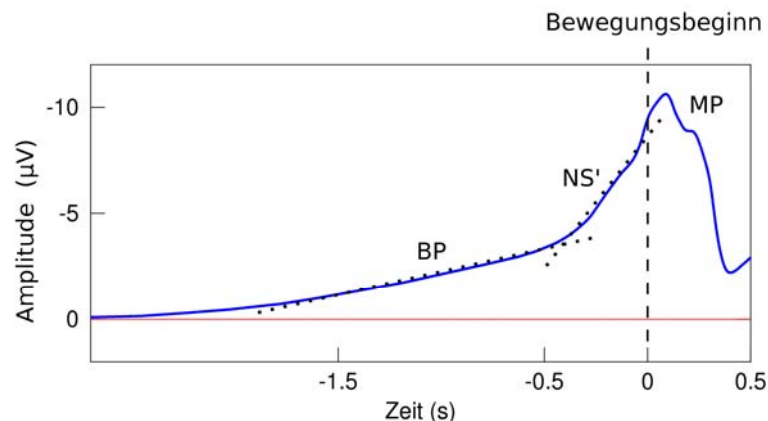


Abb. 45: Bereitschaftspotential vor einer einfachen Fingerbewegung. Der schraffierte Bereich entspricht 3 Standardabweichungen der Amplitudenschwankungen in der Baseline-Periode (-3,5 bis -3,0 s vor Bewegungsbeginn).

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. 46 dargestellt ist.

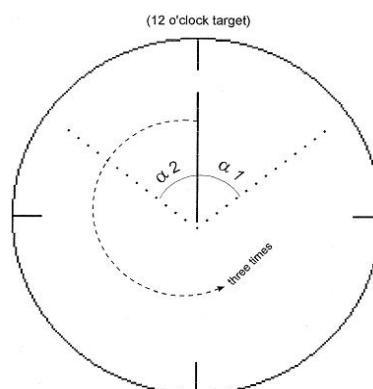


Abb. 46: Schematische Darstellung der Clock-Monitoring Task (CMT). Die Probanden mussten einen sich drehenden Zeiger exakt in der 12:00 Uhr Position stoppen (aus Freude et al., 1999).

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 Zielparamester 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).

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; Weeß et al., 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. 22 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. 22: Tests zur Erfassung von Aufmerksamkeitskomponenten

Aufmerksamkeitskomponente / Merkmal	Testverfahren
<p>Selektive Aufmerksamkeit</p> <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“ 	<ul style="list-style-type: none"> ● Daueraufmerksamkeitstest (DAUF) aus dem Wiener Testsystem
<p>Geteilte Aufmerksamkeit</p> <ul style="list-style-type: none"> ● Geschwindigkeit der Informationsverarbeitung ● Fähigkeit zu geteilter und paralleler Informationsverarbeitung ● Fähigkeit zu automatisierter und kontrollierter Verarbeitung 	<ul style="list-style-type: none"> ● Test „Geteilte Aufmerksamkeit“ (TAP: Testbatterie zur Aufmerksamkeitsprüfung von Zimmermann und Fimm)
<p>Vigilanz</p> <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 	<ul style="list-style-type: none"> ● Vigilanztest (TAP: Testbatterie zur Aufmerksamkeitsprüfung von Zimmermann und Fimm)

VIII.4.1 Test zur selektiven Aufmerksamkeit

Mittels des computerisierten Tests „Daueraufmerksamkeit“ aus dem Wiener Testsystem 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 aus dem Wiener Testsystem ist wie folgt (Schuhfried, 1993): 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. 47). 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.

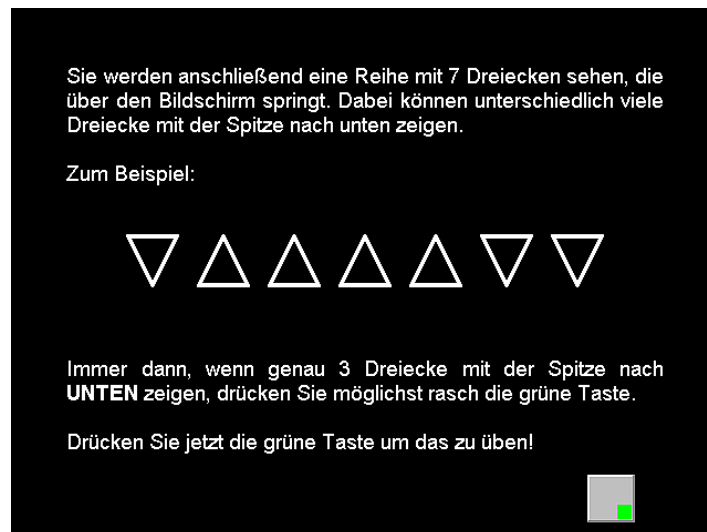


Abb. 47: Monitoransicht mit Instruktionen für die Durchführung des DAUF-Test (© Schuhfried GmbH)

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) 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. 48) oder der gleiche Ton zweimal hintereinander zu hören ist. Die erhobenen Parameter werden in Kap. IX.4.2 beschrieben.



Abb. 48: Schematische Darstellung einer Abfolge von Bildern des Tests 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. 49).



Abb. 49: 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).

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. 50). Der Test umfasste vier Schwierigkeitsgrade, die sich darin unterschieden, dass die Probanden sich an die jeweils $n=0$ (0-back oder no-back), $n=1$ (1-back), $n=2$ (2-back) oder $n=3$ (3-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 6 no-back Testblöcke sowie jeweils 6 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, 2-back oder 3-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.

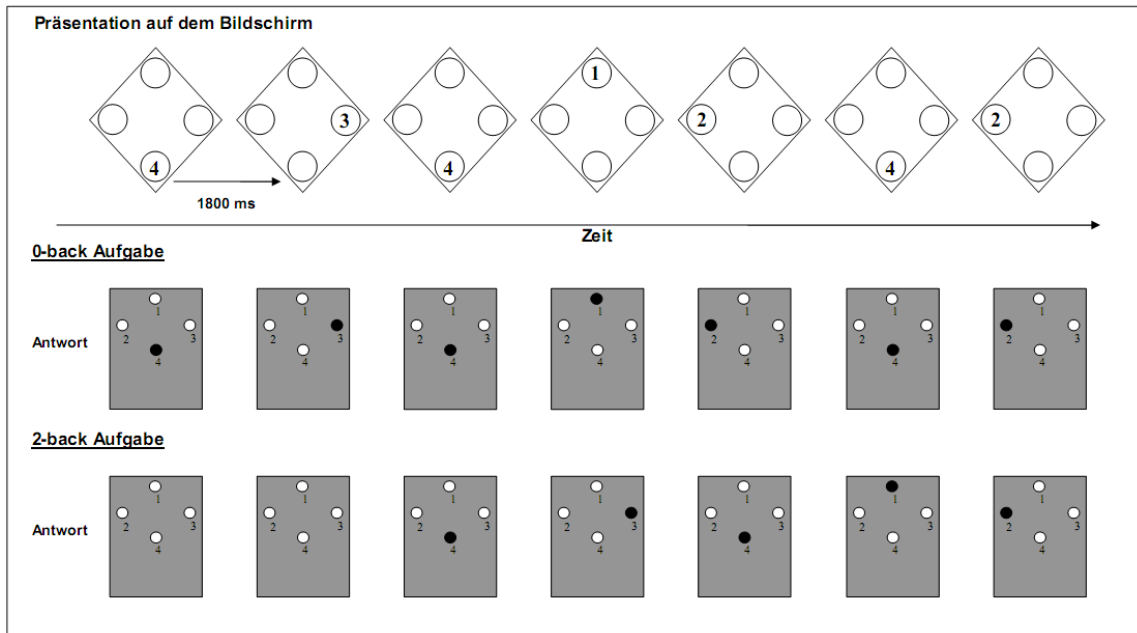


Abb. 50: N-back Aufgabe zur Überprüfung des Arbeitsgedächtnisses am Beispiel der 0-back und der 2-back-Aufgabe. Auf einem Bildschirm erscheinen in zufälliger Folge an 4 Positionen (links, rechts, oben, unten) in einer Raute die Ziffern 1-4, wobei die Zuordnung zwischen der Position und der Ziffer konstant 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- und 3-back-Aufgabe muss entsprechend verfahren werden.

VIII.6 Fragebögen und Selbstbeurteilungsverfahren während der Studie

VIII.6.1 Abend- und Morgenprotokolle

Die Standardversion des Abend- und Morgenprotokolls wurde vom Arbeitskreis Diagnostik der Deutschen Gesellschaft für Schlafforschung und Schlafmedizin (DGSM) entwickelt und eignet sich sowohl für Forschungszwecke als auch für den klinischen Alltag (DGSM, 2007; 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 ausgefüllt. Es erfragt das subjektive Befinden sowie die subjektive Bewertung der Schlafqualität und Schlafdauer. Außerdem können Beeinträchtigungen durch die Messsituation angegeben werden. Die Abend- Morgenprotokolle können von der Homepage der DGSM heruntergeladen werden und sind im Anhang unter A2 abgebildet

(http://www.charite.de/dgsm/dgsm/fachinformationen_frageboegen_schlafstagebuecher.php?language=german).

Da die Gesamtdauer des Experiments für einen Probanden sich über einen Zeitraum von 20 Wochen erstreckte, wurden einige Skalen in der Mitte des Untersuchungszeitraums und zum Ende des Untersuchungszeitraums noch einmal erhoben (vergl. Tab. 23), um die Homogenität der Schlafqualität im Allgemeinen und der Tagesbefindlichkeit überprüfen bzw. kontrollieren zu können.

Tab. 23: 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

Zu jeder Studiennacht und zu jedem Studientag wurden sowohl vorher als auch nachher zusätzlich ausgefüllt:

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 10 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.

Während der Aufnahme sind im benutzten Polysomnographierekorder Hochpassfilter wirksam. Sie sind notwendig und nicht abschaltbar. Ihre Aufgabe ist es, Übersteuerungen und Blockierungen durch starke langsame Bewegungsartefakte zu reduzieren. Die Hochpassfilterung im Aufnahmegerät hat aber eine deutlich kürzere Zeitkonstante als die von der AASM empfohlene Zeitkonstante, was dazu geführt hätte, dass die Schlafstadienklassifikation durch eine Dämpfung relevanter tiefer Frequenzen verfälscht worden wäre. Deshalb wurden die Nachtaufzeichnungen in einem weiteren Zwischenschritt einer zusätzlichen digitalen Filterung unterzogen. Dieses Filter bildet für alle EEG- und EOG-Signale je ein analoges Filter 2. Ordnung nach, das

- ein Hochpassfilter 1. Ordnung kompensiert (Zeitkonstante entsprechend der physischen Zeitkonstante des Aufzeichnungsgerätes) und
- entsprechend den AASM-Richtlinien eine neue Hochpassfilterung 1. Ordnung mit einer Zeitkonstante von 0,53 s bewirkt (Grenzfrequenz 0,3 Hz).

Weiterhin erfolgte für jedes Signal eine individuelle Offsetkorrektur, entsprechend einem vorgeschalteten Hochpassfilter mit einer sehr langen Zeitkonstante von 20s. Diese Korrektur verhinderte Übersteuerungen in der Filterung durch kleine Offsetabweichungen im Aufnahmegerät.

Bei den EMG-Kanälen wurde entsprechend den AASM-Richtlinien für das wirksame Hochpassfilter eine Grenzfrequenz von 10 Hz eingestellt.

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)

- Visuelles Experten-Scoring nach AASM (Iber et al., 2007): a) zur Auswertung der Adaptationsnächte b) bei technischen Problemen (n=4) und c) zur Überprüfung der Interrater-Reliabilität (n = 15)
- Powerspektralwerte mit Somnolyzer 24x7
- Automatische Auswertung von Spindeln mit dem Somnolyzer 24x7 (Anderer et al., 2005; Anderer et al., 2006)

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; Anderer et al., 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.

Für die vorliegende Studie wurde die Übereinstimmung zwischen der computer-assistierten Auswertung und einer Expertenauswertung anhand von 15 zufällig ausgewählten Polysomnographien analysiert, die sowohl vom Somnolyzer als auch von einer sehr erfahrenen Expertin des Kompetenzzentrums für Schlafmedizin ausgewertet worden waren. Die Interrater-Reliabilität der Auswertungen stimmte sehr gut mit den in der Literatur publizierten Daten überein (Anderer et al., 2010). Die prozentuale Übereinstimmung der Stadienzuweisung auf der Ebene von 30-sec Epochen betrug 82,2% bzw. einem Kappa (κ) von 0.74, was nach Landis und Koch (1977) einer „beachtlichen Übereinstimmung“ (Kappa-Werte zwischen 0.61 und 0.80) entspricht (siehe auch Danker-Hopfe et al.,

2004). Für das Stadium Wach ($\kappa = 0.84$) und das Stadium R ($\kappa = 0.83$) war die Übereinstimmung am größten, gefolgt von Tiefschlaf (N3; $\kappa = 0.74$) und Stadium N2 ($\kappa = 0.74$). Für das Stadium N1 war die Übereinstimmung am geringsten ($\kappa = 0.41$).

Die elektrophysiologischen Merkmale, die vom Somnolyzer 24x7 zur automatischen Schlafstadienerkennung herangezogen werden, sind Deltawellen (charakteristisch für den Tiefschlaf mit einer Amplitude von mindestens 75 μV und einer Frequenz von maximal 2Hz) Schlafspindeln (transiente Wellenform im EEG mit einer Frequenz von 12 – 14Hz 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; Schaltenbrand et al., 1996), einer Distance Rejection (Schaltenbrand et al., 1993; Schaltenbrand et al., 1996), einer Uncertainty Rejection (Schaltenbrand et al., 1993; Schaltenbrand et al., 1996), einer Automatic Relevance Determination (MacKay, 1995), probabilistischer graphischer Methoden (Jensen, 1996) sowie modelbasierter Artefakterkennung (Kemp et al., 2000). Eine ausführlichere Übersicht zum SIESTA-Artefakt-detektor 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 5 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. 51).

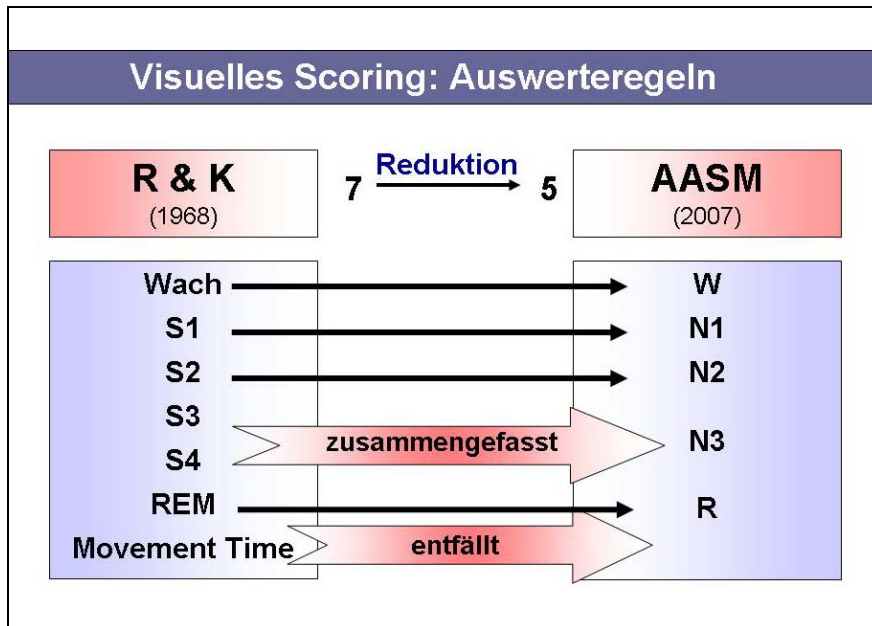


Abb. 51: Die Reduktion und Umbenennung der Schlafstadien von Rechtschaffen und Kales (R&K, 1968) in die Klassifikation nach den Regeln der American Academy of Sleep Medicine (AASM, 2007). N=Non-REM, S=Stadium

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 6 bis 8 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. Zur Analyse möglicher Effekte hochfrequenter elektromagnetischer Felder im von TETRA verwendeten Frequenzbereich wurden als primäre Zielparameter die in Tab. 24 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 8 Stunden betrug.

Tab. 24: Schlafvariablen nach AASM

Schlafvariablen nach AASM
<ul style="list-style-type: none"> • Gesamtschlafzeit („Total sleep time“, TST; in min)
<ul style="list-style-type: none"> • Schlaflatenz (SL; von „Licht aus“ bis zur ersten Epoche irgendeines Schlafstadiums; in min)
<ul style="list-style-type: none"> • R Latenz (RL; von Schlafbeginn bis zur ersten Epoche Stadium R; in min)
<ul style="list-style-type: none"> • Wach nach Schlafbeginn („Wake after sleep onset“; WASO; alle Stadien W während der Gesamtaufnahmezeit minus Schlaflatenz; in min)
<ul style="list-style-type: none"> • Schlafeffizienz (SE) in Prozent $(TST/TIB)*100$
<ul style="list-style-type: none"> • Zeit für jedes Stadium (N1, N2, N3, R; min)
<ul style="list-style-type: none"> • 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. 25 aufgelistet.

Für die Variablen 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) wurden zusätzliche Auswertungen nach Zyklen (erster Zyklus, mittlere Zyklen, letzter Zyklus) durchgeführt.

Zur Analyse der Mikrostruktur des Schlafes wurden für die vorliegende Auswertung zusätzlich Arousal herangezogen. Die Arousalanalyse umfasste sechs Parameter, die in Tab. 26 zusammengestellt sind. Insgesamt wurden 76 Schlafvariablen analysiert. Eine Liste aller Variablen mit den entsprechenden Definitionen findet sich in Tab. A2 des Anhangs.

Tab. 25: 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. 26: 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)

IX.1.2 Powerspektralanalyse mit Somnolyzer 24x7

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.

Es wurde hierzu der vom Somnolyzer 24x7 verwendete Algorithmus herangezogen, der auch in klinischen Studien zur Anwendung kommt (Anderer et al. 2005, 2006). Nach Artefakterkennung und –elimination werden artefaktfreie 4-s Abschnitte der Aufzeichnung herangezogen, um mittlere Powerspektralwerte für 30s-Epochen zu berechnen. Die Berechnung der Powerspektren für artefaktfreie 4-s Epochen erfolgt mit einer Überlappung von 2 Sekunden (Welch-Ansatz). Die maximale Anzahl von 4-s Epochen, die zur Berechnung des mittleren Powerspektrum für 30-s Epochen herangezogen werden, beträgt 14. Insgesamt werden Powerspektren mit einer Auflösung von 0,25 Hz für den Frequenzbereich von 0,50 Hz bis 21,75 Hz berücksichtigt, woraus 86 Variablen (Spektrallinien) resultieren. Des Weiteren wurden anstelle der einzelnen Spektrallinien auch noch die mittleren Leistungsdichten in den Bändern Delta (0,5-3,75 Hz), Theta (4,0-7,75 Hz), Alpha (8,0-12,75 Hz) und Beta1 (13,0-21,75 Hz) betrachtet. Letztendlich sind also 90 Variablen für die statistische Analyse berücksichtigt worden. Es können 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. Zusätzlich ist eine Auswertung auch noch nach Zyklen (erster Zyklus, mittlere Zyklen, letzter Zyklus) möglich, wobei für den ersten Schlafzyklus eine Analyse getrennt nach den Stadien N1, N2, N3, R und NREM, sowie für die mittleren und den letzten Zyklus getrennt nach den Stadien R und NREM durchgeführt werden kann. Die Angaben erfolgen in $\mu\text{V}^2/\text{Hz}$. Für die vorliegende Auswertung wurden die für die Ableitungen F4-A1, F3-A2, C4-A1, C3-A2, O2-A1 und O1-A2 ermittelten Powerspektralwerte herangezogen. Aufgrund technischer Probleme, die es nicht zuließen, eine automatische Analyse durchzuführen, konnten von vier Nächten keine Powerspektralwerte ermittelt werden.

IX.1.3 Automatische Auswertung von Spindeln mit dem Somnolyzer 24 x 7

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 dem Somnolyzer 24 x 7 (Anderer et al., 2005; Anderer et al., 2006) durchgeführt. Nach Anwendung der im Kap. IX.1.1 bereits beschriebenen Algorithmen zur Minimierung und Identifikation von Artefakten wurden in einem ersten Schritt die Charakteristika (Dauer, mittlere und maximale Amplitude sowie mittlere Frequenz) von visuell gescorten Spindeln erfasst. Basierend auf der Verteilung dieser Merkmale wurden Grenzwerte für die minimale (0.3 sec) und maximale (2 sec) Dauer, die minimale Amplitude (12 μ V) sowie die minimale (11 Hz) und maximale (16 Hz) Frequenz festgelegt. In einem zweiten Schritt wurde basierend auf einer von Schimicek et al. (1994) beschriebenen Methode ein Algorithmus zur automatischen Spindel detektion entwickelt, der hinsichtlich dieser neu festgelegten Grenzwerte angepasst wurde. Mit dieser Methode wurden mit im Vergleich zur visuellen Auswertung hoher Sensitivität „mögliche“ Spindelmuster identifiziert. Das EEG Signal wurde mit einem Butterworth Bandpassfilter 4. Ordnung (10 – 18 Hz) gefiltert. Das Verfahren führte dazu, dass nur wenige visuell erkannte Spindeln vom Algorithmus nicht erkannt wurden (hohe Sensitivität). Nachteilig war dabei jedoch die hohe Rate falsch-positiver Spindelereignisse (geringe Spezifität). Deshalb wurden in einem dritten Schritt diese „möglichen“ Ereignisse mittels einer linearen Diskriminanzanalyse (LDA), die mit 5 logarithmisch transformierten Charakteristika möglicher Spindeln (Dauer sowie mittlere Amplituden in folgenden vier Frequenzbändern: Spindelfrequenz (12-14 Hz), Theta (3-7 Hz), Alpha (8-12 Hz) und schnelles Beta (20-40Hz) durchgeführt wurde, weiter mit dem Ziel analysiert, die Spezifität zu verbessern. Die fünf Merkmale wurden mittels schrittweiser LDA aus mehr als 20 Charakteristika durch Optimierung der Mahalanobis Abstände (ein mathematisches Verfahren das v.a. in der Diskriminanzanalyse dem Erkennen von Ausreißern dient) ausgewählt. Durch Variation der Detektionsschwellen der Diskriminanzwerte kann die Methode hinsichtlich Sensitivität und Spezifität angepasst werden. Der optimale Grenzwert für „sichere“ Spindeln wurde aus dem visuell gescorten Trainingsset bestimmt, wobei die visuell gescorten Spindeln als Goldstandard galten. Damit wurde erreicht, dass die Spezifität der automatischen Mustererkennung (98%) genauso hoch lag, wie beim Vergleich der visuellen Erkennung durch unterschiedliche Experten. Neben sicheren Ereignissen (Spezifität 97-98%) werden „mögliche“ (Sensitivität der Erkennung ca. 90%) und „wahrscheinliche“ Spindeln untersucht. Letztere sind definiert über eine Maximierung des Youden Index (bei dem Sensitivität und Spezifität annähernd gleich groß sind).

Die detaillierte Untersuchung der Spindelaktivität in diesem Forschungsprojekt umfasste eine Analyse der sicheren Spindeln. Diese wurden hinsichtlich folgender 16 Parameter charakterisiert: Anzahl, Dauer, mittlere Frequenz, mittlere und maximale Amplitude im Spindelfrequenzband (11-16 Hz), mittlere Amplitude im Delta- (0,5-4 Hz), Theta- (4-7 Hz), Alpha- (7-11 Hz) und schnellen Beta-Band (20-40 Hz), Quotient aus den Alpha- und Spindelamplituden, maximale Amplitude im Spindelfrequenzband (11-16 Hz) des ersten, des zweiten und des dritten Spindelabschnitts, mittlere Frequenz des ersten, des zweiten und des dritten Spindelabschnitts. Für die vorliegende Spindelauswertung wurden die Ableitungen C4-A1 und C3-A2 berücksichtigt. Die Auswertung erfolgte sowohl für die gesamte Nacht als auch getrennt nach Zyklen (erster Zyklus, mittlerer Zyklus, letzter

Zyklus). Darüber hinaus wurde die Analyse zum einen für den gesamten NREM-Schlaf (Stadien N1, N2, N3) und zum anderen getrennt für N2 durchgeführt. Da die Spindelanalyse automatisch durchgeführt wurde, konnten für diese Auswertung ebenfalls von vier Nächten keine Daten ermittelt werden (s.o.).

IX.2 Auswertung der am Tag erhobenen physiologischen Daten

In den Wach-EEG-Ableitungen der Tagesuntersuchungen sind ebenfalls langsame Signalkomponenten enthalten, nur diesmal in Form von evozierten und ereigniskorrelierten Potentialen. Auch hier würde die bei der Aufnahme notwendige und nicht abschaltbare Hochpassfilterung die in der Auswertung gemessenen Kurvenformen dieser Potentiale merklich verfälschen.

Deshalb wurden die gesamten Tagesaufzeichnungen, bevor die für die Berechnung evozierter/ereigniskorrelierter Potentiale vorgesehenen Ausschnitte entnommen wurden, in einem Zwischenschritt einer zusätzlichen digitalen Filterung unterzogen. Dieses Filter bildet für alle EEG- und EOG-Signale je ein analoges Filter 2. Ordnung nach, das

- ein Hochpassfilter 1. Ordnung kompensiert (Zeitkonstante entsprechend der physischen Zeitkonstante des Aufzeichnungsgerätes) und
- eine neue Hochpassfilterung 1. Ordnung mit einer Zeitkonstante von 6 s bewirkt. (Diese Hochpassfilterung ist zur Stabilität erforderlich.)

Weiterhin erfolgte für jedes Signal eine individuelle Offsetkorrektur, entsprechend einem vorgeschalteten Hochpassfilter mit einer sehr langen Zeitkonstante von 30s. Diese Korrektur verhinderte Übersteuerungen in der Filterung durch kleine Offsetabweichungen im Aufnahmegerät.

Im Ergebnis der Filterung betrug der Dachabfall bei Sprungantworten weniger als 5% nach 1 s. Damit waren langsame Potentialverläufe über Zeiträume von <1 s nicht mehr nennenswert verformt.

Nach dieser Filterung wurden aus den Gesamt-Tagesaufzeichnungen 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 Makros geschrieben, welche neben dem Sammeln der einzelnen Testdaten und der Übertragung dieser Werte in eine Excel-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). Der Zeitabschnitt des gesamten Moduls wurde mit

Hilfe des Programms „EDFcut“ aus der Tagesaufzeichnung entnommen. 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 150uV 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 94% 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. Die Aufzeichnung des kombinierten Versuchsmoduls wurde mit Hilfe des Programms „EDFcut“ aus der Tagesaufzeichnung isoliert. 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 und umfassten den Frequenzbereich von 0,50 Hz bis 21,75 Hz. Weitere Zielparameter waren mittlere Leistungen in den EEG-Bändern Delta (0,5-3,75 Hz), Theta (4,0-7,75 Hz), Alpha (8,0-12,75 Hz) und Beta1 (13,0-21,75 Hz), jeweils bezogen auf die gemittelten Mastoidelektroden (A1 + A2)/ 2 als gemeinsame Referenz, woraus zusammengefasst eine Variablenanzahl von 90 resultierte. Die Angaben erfolgen in $\mu\text{V}^2/\text{Hz}$. Segmente mit Spitze-Spitze-Amplituden von mehr als 150uV 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 mehr als 84% des Ruhe-EEG-Segmente für die

Auswertung geeignet waren. Die Auswertung der spektralen Leistung des Ruhe-EEG erfolgte allerdings nicht für alle 19 Lokalisationen, sondern nur für 15 Lokalisationen, da an den Elektroden Fp1, Fp2, F7 und F8 zu starke Augenartefakte festgestellt werden konnten. Insgesamt ergab sich daraus eine Gesamtvariablenanzahl von 1350 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 der Toolbox EEGLAB (Version 5.02) des Programms MATLAB Professional (Version 7.2.). Bei der Toolbox EEGLAB handelt es sich um ein frei erhältliches Open Source-Programm, das die Auswertung kontinuierlicher und zeitgebundener EEG-Daten erleichtert. Es ermöglicht u.a. die graphische Darstellung von evozierten und ereigniskorrelierten Potentialen, die Analyse unabhängiger Komponenten (independent component analysis, ICA) und Zeit-Frequenz-Analysen (Delorme und Makeig, 2004). EEGLAB wurde unter der Adresse <http://www.sccn.ucsd.edu/eeglab/> bezogen. Das in EEGLAB einbindbare frei erhältliche Zusatztool Biosig (© Schloegl 2003, 2004; Version 1.0) ermöglicht das Einlesen des Datenformats EDF (European Data Format), welches in der vorliegenden Studie verwendet wurde. Biosig wurde unter der Adresse <http://biosig.sf.net/> bezogen.

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. 52). Diese Technik wird auch als „averaging“ bezeichnet (Gerloff, 2005; Luck, 2005).

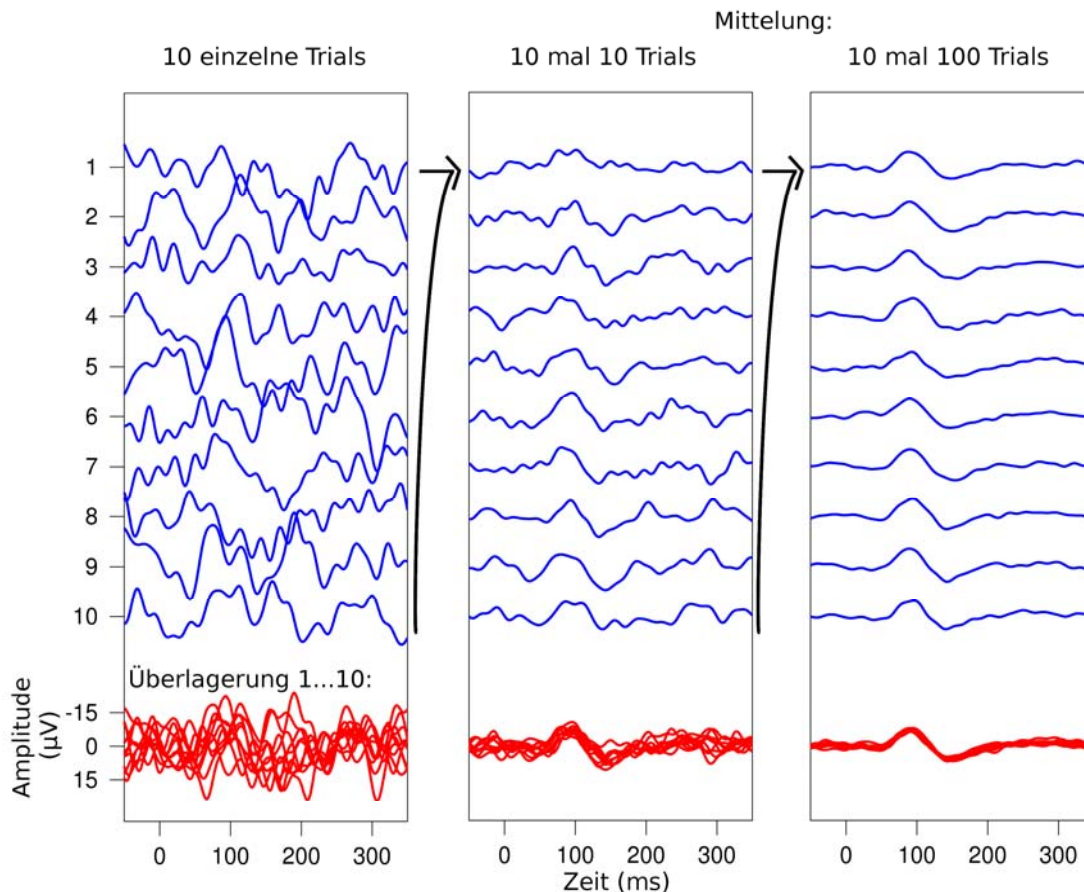


Abb. 52: Das Prinzip des „averaging“. Das Signal-Rausch-Verhältnis verbessert sich mit steigender Trialanzahl und anschließender Mittelung.

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 konsequentere 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 wie bei Schlögl (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 dazu Funktionen der Biosig Toolbox (Biosig, 2005) benutzt.

Die Bestimmung der Koeffizienten erfolgte letztendlich aus der 30-minütigen Vorexposition. Hierbei stellte sich anfangs jedoch heraus, dass dieser Abschnitt infolge von Manipulationen zur Korrektur von Elektrodenkontakten sowie bedingt durch die in dieser Zeit durchgeführte biologische Eichung

teilweise noch so starke Artefakte aufwies, dass noch keine für die Kompensation geeigneten Koeffizienten bestimmt werden konnten. In einem weiteren Schritt wurden daher die aus der schriftlichen Dokumentation erkennbaren, nicht benutzbaren Abschnitte der Vorexposition in einer Tabelle mit einer Auflösung von einer Minute zusammengefasst. Für die Berechnung wurden dann alle 1-min-Segmente, beginnend 2 min nach dem Start, die nicht in der Tabelle als mangelhaft erfasst waren, herangezogen. Der Median der aus diesen Segmenten ermittelten Koeffizienten wurde grafisch dargestellt. Auch diese Koeffizienten aus Einzelsitzungen wiesen visuell erkennbare größere zufällige Anteile auf, vor allem in den okzipitalen Spuren. Da eine weitere Verbesserung mit den verfügbaren Abschnitten zur Gewinnung der Koeffizienten nicht möglich war, wurden schließlich die zur Kompensation benutzten Koeffizienten nicht für die einzelnen Sitzungen, sondern einheitlich für alle Sitzungen des jeweiligen Probanden festgelegt: Es wurden Mediane der berechneten Koeffizienten aus den Einzelsitzungen benutzt. Anatomische Unterschiede zwischen den Probanden sind somit berücksichtigt, geringfügige geometrische Unterschiede durch Abweichungen bei der Platzierung der Elektroden, insbesondere der EOG-Elektroden, wurden dabei vernachlässigt. Die Bestimmung der Koeffizienten und Kompensation der EOG-Artefakte erfolgte jeweils nach Tiefpassfilterung mit einer oberen Grenzfrequenz von 17 Hz.

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.

Für alle Tests wurden die frontopolaren EEG-Elektroden Fp1 und Fp2 aufgrund einer sehr hohen Belastung mit Augenartefakten von der Auswertung ausgeschlossen. Es standen somit die Kanäle 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. (2000) sind 30-40 Trials normalerweise ausreichend, um ein langsames Hirnpotential nach Mittelung sichtbar zu machen. Unter dieser Einschränkung waren mehr als 90% aller Testsituationen zur Erzeugung eines BP und etwa 95% 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 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 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 μ V) 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 Datenverlust von weniger als 1% zur Folge.

Die Markerinformation, auf die die Bestimmung gemittelter Potentiale bezogen wurde, war bei diesen beiden Versuchen ebenfalls der Zeitpunkt des Tastendrucks (engl. *response-locked averages*). Dieser war als Zeitpunkt 0 definiert. Eine Versuchsepoche umfasste jeweils 200 ms vor dem Zeitpunkt des Tastendrucks bis 800 ms (Oddball-Paradigma) bzw. 300 ms (Wahlreaktion auf Töne) nach dem Tastendruck. 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 (P1). 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 Leitfadens 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. Zielparameter der Pupillometriemessung waren Gesamtmittelwerte des Pupillendurchmessers (PD), des Pupillary Unrest Index (PUI) sowie des natürlichen Logarithmus des PUI (lnPUI). Die Berechnung des PUI erfolgte entsprechend (Lüdtke et al., 1998).

IX.3 Auswertung der Leistungsparameter der evozierten Potentialen

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 einer Taste 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 aufgedgliedert 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 junger, gesunder Männer 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 gemittelt.

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 technischer Probleme mussten 4 Einzelmessungen von der Auswertung ausgeschlossen werden, was einem Datenverlust von ca. 1% entspricht. 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.

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.

IX.4 Auswertung der Tests zur Objektivierung aufmerksamkeitsbezogener Prozesse

Die Tests zu 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 jungen gesunden Probanden 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). Eine Messung musste wegen technischer Probleme von der statistischen Auswertung ausgeschlossen 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 erfolgt.)
- **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

Als Ergebnisparameter werden zu diesem Test 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). Auch hier musste eine Messung wegen technischer Probleme 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. Auch hier musste eine Messung wegen technischer Probleme 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)

Beim Working Memory Task (n-back, vgl. Kap. VIII.5) waren in jeder Versuchssitzung 6 Testblöcke mit der Aufgabe no-back (direkte Antwort auf den präsentierten Stimulus) und jeweils 6 Testblöcke mit den Aufgaben 1-back, 2-back und 3-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 84 Stimuli für no-back, 1-back, 2-back und 3-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 Aufgaben 2-back und 3-back wurde dies entsprechend angepasst, so dass die Höchstzahl richtiger Reaktionen pro Testblock bei no-back bei 14, bei 1-back bei 13, bei 2-back bei 12 und bei 3-back bei 11 lag. Am Ende jeder Versuchssitzung erfolgte eine Mittelung der sechs einzelnen Ergebnisse pro Schwierigkeitsgrad.

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 (PST, Verhaltensantworten, Fragebögen) 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 wurde.

Es wurden univariate varianzanalytische Methoden für den simultanen Vergleich aller drei Expositionsbedingungen herangezogen. Dabei wurde der gepaarten Natur der Daten durch Verwendung von statistischen Verfahren für abhängige Variablen mit Messwiederholung Rechnung getragen, indem für normalverteilte Daten (Prüfung erfolgte anhand des Kolmogorov-Smirnov-Tests mit einer zweiseitigen Irrtumswahrscheinlichkeit von $p < 0.01$) ein lineares gemischtes Modell (engl. linear mixed model) mit der SAS-Prozedur „PROC MIXED“ gerechnet und für nicht normalverteilte

Daten die parameterfreie Alternative nach Friedman herangezogen wurde. Bei dem linearen gemischten Modell wurde die Exposition mit ihren drei Ausprägungen als fester (engl. fixed) Effekt angesehen, während der Proband als zufälliger (engl. random) Effekt in die Analyse eingegangen ist. Diese Differenzierung der Effekte konnte für den Friedman-Test nicht vorgenommen werden.

Die statistische Auswertung der subjektiven Wärmeempfindung am Kopf sowie der Einschätzung bezüglich der Erholbarkeit der Nacht erfolgte mittels Chi²-Tests. Für alle anderen Variablen aus den Fragebögen wurden Differenzen zwischen den Abfragezeitpunkten gebildet, indem die Werte zum Zeitpunkt „nach der Testbedingung“ von den Werten zum Zeitpunkt „vor der Testbedingung“ subtrahiert wurden. Es wurde also die „prä-post“-Veränderung der Variablen als primärer Zielparameter betrachtet.

Da Tests für abhängige Variablen mit Messwiederholung voraussetzen, dass eine balancierte Datenstruktur vorliegt, wurden Probanden, bei denen min. eine Expositionsausprägung auch nach dem Poolen der Daten fehlte, komplett von der statistischen Analyse ausgeschlossen. Dies führte dazu, dass beim Ruhe-EEG für die Lokalisationen Fz, C3, Cz, C4, T4, T5, P3, Pz, P4, T6, O1 und O2 ein Datensatz (n = 29), an den Lokalisationen F3 und F4 Datensätze von zwei Versuchspersonen (n = 28) und an T3 Datensätze von drei Versuchspersonen (n = 27) entfernt werden mussten. Für den Test zur Erzeugung eines BP mussten Daten einer Versuchsperson ausgeschlossen werden. Für die statistische Auswertung der EP-Variablen aus dem Test „Wahlreaktion auf Töne“ konnten für die Lokalisationen C3 und C4 19 (Latenz und Amplitude N1) bzw. 18 (Latenz und Amplitude P2) Datensätze und für die Lokalisation Cz 22 (Latenz und Amplitude N1) bzw. 17 (Latenz und Amplitude P2) berücksichtigt werden. Da die Amplituden dieser Potentiale relativ klein sind, könnte diese abweichende Anzahl an vollständigen Datensätzen darin begründet liegen, dass die Durchführung von 60 Einzeltrials nicht ausreichend war, um ein entsprechend gutes Signal-Rausch-Verhältnis erzielen zu können.

A posteriori wurden bei signifikanten Ergebnissen in der univariaten Varianzanalyse auf individueller Ebene die Differenzen zwischen den einzelnen Expositionsstufen berechnet und deren Abweichung von Null zum einen anhand von Konfidenzintervallen bzw. parameterfreien Konfidenzgrenzen (Hahn und Meeker, 1991) und zum anderen mittels t-Tests für abhängige Stichproben (normalverteilte Differenzen) oder mittels Vorzeichenrangtest von Wilcoxon für gepaarte Beobachtungen (nicht normalverteilte Differenzen) überprüft. Letztere wurden jeweils mit einer zweiseitigen Irrtumswahrscheinlichkeit $\alpha < 0.05$ getestet. Die Überprüfung auf Normalverteilung erfolgte erneut mittels des Kolmogorov-Smirnov-Tests mit einer zweiseitigen Irrtumswahrscheinlichkeit von $p < 0.01$.

Zur graphischen Darstellung der Verteilung der post-hoc gebildeten individuellen Differenzen wurden Boxplot-Diagramme verwendet. 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 Raute innerhalb der Box markieren jeweils den Median und das arithmetische Mittel der Verteilung.

Alle statistischen Analysen wurden mit dem Statistikprogramm SAS Version 9.3. für Windows durchgeführt. Die Abbildungen wurden ebenfalls mit SAS erstellt.

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.
2. Da alters- und geschlechtsspezifische Referenzwerte nicht für alle untersuchten Merkmale zur Verfügung stehen, werden die Ergebnisse darüber hinaus mit den Daten von ebenfalls jungen, gesunden männlichen Probanden, im Altersbereich von 18-30 Jahren, die in unserer Studie zum Einfluss hochfrequenter elektromagnetischer Felder des Mobilfunks, mit nahezu denselben Tests in einem vergleichbaren Design untersucht wurden (Danker-Hopfe und Dorn, 2007), verglichen. Diese Studie ist im Nachfolgenden gemeint, wenn von der „Vergleichsstudie“ die Rede ist. Aus der Vergleichsstudie sind Publikationen zum Nachtschlaf (Danker-Hopfe et al., 2011) und zu den Ergebnissen der Aufmerksamkeitstests und des n-back Tests (Sauter et al., 2011) hervorgegangen.
3. Die Ergebnisse der statistischen Auswertungen zur Frage eines möglichen Effekts der Exposition werden tabellarisch dargestellt und diskutiert.
4. Abschließend erfolgt - sofern verfügbar - ein Vergleich der Ergebnisse mit den Resultaten anderer Studien, in welchen mögliche Effekte einer TETRA-Exposition auf das Zentralnervensystem und auf kognitive Funktionen des Menschen untersucht wurden.

Die EEG-Daten aus der Polysomnographie unterscheiden sich in der Art der Ableitung (Filterung), Weiterverarbeitung (v.a. Artefaktbereinigung) und Auswertung von denen anderer Studien und auch von unserer Vergleichsstudie. Aus diesem Grund ist ein Vergleich mit anderen (Referenz-)Werten für die Ergebnisse nur eingeschränkt (Makrostruktur) bzw. gar nicht (Mikrostruktur; Spindelanalyse, Powerspektren) möglich.

Zur Kontrolle des Schlaf-Wachrhythmus trugen die Probanden während der gesamten Studiendauer einen Aktigraphen (vgl. Kap. IV.2). Die Auswertung der Aktigraphie erbrachte für die Nächte vor den Schlaflabornächten eine durchschnittliche Gesamtschlafzeit von über sechs Stunden (Mittelwert: $368,3 \pm 41,5$ Minuten).

X.1 Quantitative Schlafparameter

Um die Teilnehmer der Studie hinsichtlich ihres Schlafes zu charakterisieren, wurden die 13 Schlafparameter ausgewählt, die nach AASM (Iber 2007) zur Beschreibung des Nachtschlafes herangezogen werden sollten. Die Daten der Teilnehmer (männlich, Alter 18 – 30 Jahre) für die nicht exponierten Nächte (Sham-Bedingung) wurden mit denen einer gesunden Referenzstichprobe

verglichen. Da uns nur eine Studie bekannt ist, die Referenzwerte nach dem AASM-Standard angibt (Moser et al., 2009), wurde diese herangezogen (siehe Tab. 27). Die dort angegebenen Werte für gesunde Personen sind unterteilt nach dem Alter (21 bis 59 Jahre und ≥ 60 Jahre), sie basieren auf Daten von Männern und Frauen. Die Referenzdaten wurden in einem von der EU geförderten Forschungsprojekt (SIESTA, siehe <http://ofai.at/siesta/>) erhoben, in dem unsere Arbeitsgruppe mitgearbeitet hat. Für nähere Informationen zu diesem Projekt sei u.a. auf Klösch et al. (2001), Rappelsberger et al. (2001), Danker-Hopfe et al. (2005) sowie Anderer et al. (2006) verwiesen.

Tab. 27: Vergleich von 13 Schlafparametern zur Charakterisierung der Stichprobe im Vergleich zu einer Referenzstichprobe 21- bis 59-jähriger gesunder Männer und Frauen (Moser et al. 2009)

Variable	Stichprobe TETRA (AASM)	Referenzwerte (AASM)
TST (min)	451.6 \pm 26.6	418.0 \pm 40.1
SL (min)	8.2 \pm 8.8	14.2 \pm 11.3
RL (min)	95.1 \pm 36.6	88.4 \pm 34.4
WASO (min)	20.2 \pm 25.0	44.6 \pm 28.0
SE (%)	94.1 \pm 5.8	87.7 \pm 6.5
N1 (min)	39.8 \pm 16.4	49.5 \pm 23.7
N2 (min)	246.9 \pm 34.9	208.6 \pm 43.3
N3 (min)	75.6 \pm 25.6	72.1 \pm 38.2
R (min)	89.3 \pm 23.6	80.0 \pm 21.3
N1 (% TST)	8.8 \pm 3.8	12.1 \pm 6.3
N2 (% TST)	54.6 \pm 6.7	49.7 \pm 8.4
N3 (% TST)	16.8 \pm 6.0	17.2 \pm 8.9
R (% TST)	19.7 \pm 4.8	21.0 \pm 3.9

Insgesamt zeigt sich eine gute Übereinstimmung zwischen den Daten der vorliegenden Stichprobe junger Männer mit den Referenzwerten. Die beobachtete höhere Gesamtschlafzeit (TST), die geringere Einschlafzeit (SL), das verminderte Wach nach Schlafbeginn (WASO), die höhere Schlafeffizienz (SE), der geringere Leichtschlafanteil (N1) sowie die Abweichungen in den übrigen Parametern lassen sich gut mit der Altersstruktur der Stichprobe erklären, da bekannt ist, dass quantitative Schlafparameter altersbedingten Veränderungen unterliegen und geschlechtsbedingte Unterschiede aufweisen (Danker-Hopfe et al., 2005; Moser et al., 2009; Ohayon et al., 2004).

Von den insgesamt 76 betrachteten Schlafparametern konnten 34 (44,7%) bei vorliegender Normalverteilung mit parametrischen Methoden auf Gruppenunterschiede überprüft werden, bei 41 (53,9%) wurde der Friedman-Test herangezogen. Die detaillierten Testergebnisse sind in Tab. A3 im Anhang zusammengestellt. Insgesamt ließen lediglich vier der 76 Parameter (5,3%) signifikante Verteilungsunterschiede zwischen den drei Expositionsgruppen (Sham, 1,5 W/kg und 6 W/kg) erkennen, was exakt der Anzahl der bei 76 durchgeführten Tests zufällig als signifikant zu erwartenden Ergebnisse ($n=4$) entspricht. Es handelt sich bei den statistisch signifikant in Abhängigkeit von der Exposition variierenden Variablen um die Gesamtschlafzeit und den N2-Anteil in Minuten im ersten Schlafzyklus sowie den Anteil an REM-Schlaf in Minuten im mittleren und im letzten Schlafzyklus. Die Verteilungen der Unterschiede in den Merkmalsausprägungen zwischen den Expositionsbedingungen sind für diese Variablen jeweils als Differenzen in den Abb. 53 - 56 graphisch dargestellt.

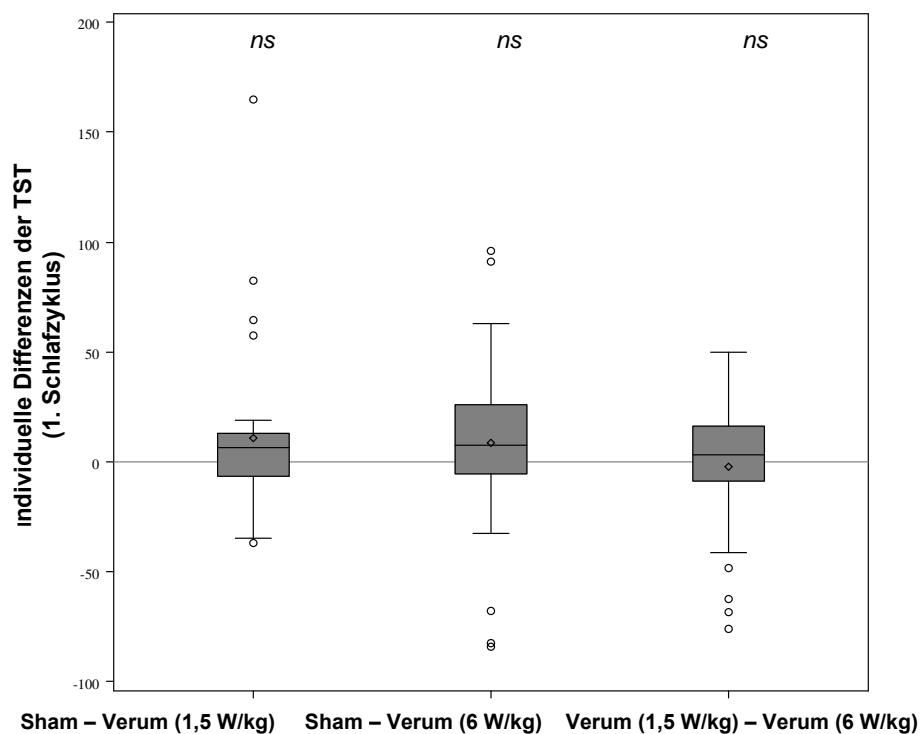


Abb. 53: Boxplots der Verteilung der individuellen Differenzen zwischen den Expositionsbedingungen für die Gesamtschlafzeit (TST) im 1. Schlafzyklus (Friedman-Test: $p = 0.0276$); *ns*: nicht signifikant im paarweisen Vergleich

Abb. 53 lässt erkennen, dass die Gesamtschlafzeit im 1. Schlafzyklus unter beiden Expositionen im Vergleich zur Sham-Exposition leicht verringert ist (1,5 W/kg: 6,5 min; 6 W/kg: 8,7 min). Unter Exposition mit 1,5 W/kg ist die Gesamtschlafzeit im Mittel um 2,0 min niedriger als unter Exposition mit 6 W/kg. Eine post-hoc durchgeführte univariate Betrachtung zeigt jedoch, dass für keine der Verteilungen angenommen werden kann, dass die durchschnittliche Differenz bei großer interindividueller Variabilität signifikant von Null abweicht.

Wie Abb. 54 deutlich macht, ist der Anteil am Stadium N2 in Minuten im ersten Zyklus unter den beiden Verum-Expositionsbedingungen (tendenziell) geringer als unter der Sham-Bedingung

(1,5 W/kg: 6,0 min; 6 W/kg: 3,0 min). Unter Exposition mit 6 W/kg ist der Anteil noch einmal geringer als bei Exposition mit 1,5 W/kg (3,0 min). Statistisch signifikant von Null verschieden ist der Mittelwert der Verteilung jedoch nur für die individuellen Differenzen unter Sham- und 6 W/kg-Exposition ($p = 0.0345$).

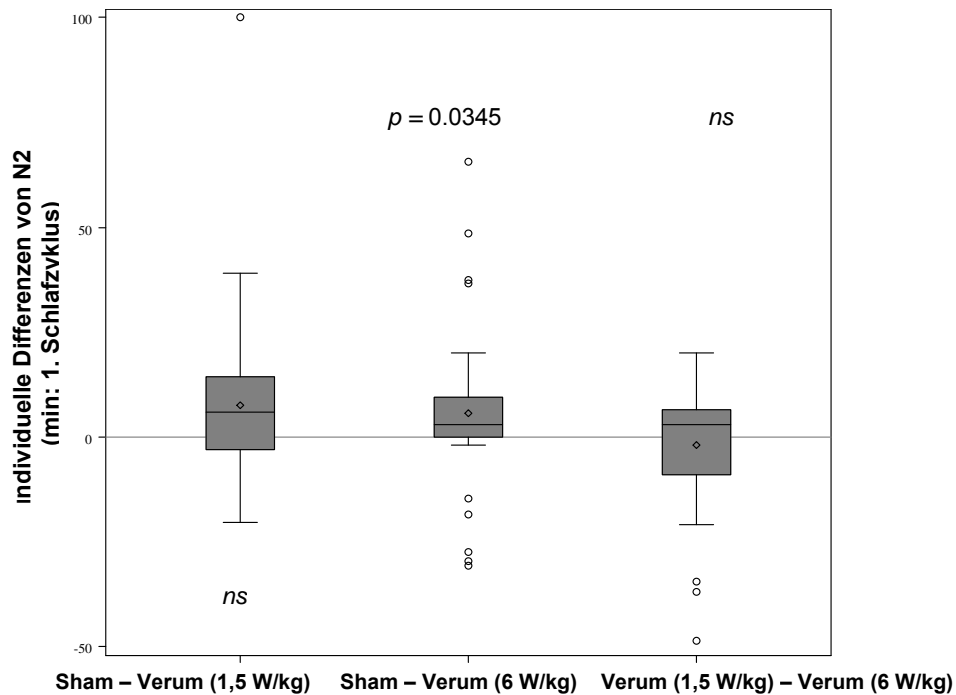


Abb. 54: Boxplot der Verteilung der individuellen Differenzen zwischen den Expositionsbedingungen für das Stadium N2 (min) im 1. Schlafzyklus (Friedmann-Test: $p = 0.0260$); *ns*: nicht signifikant im paarweisen Vergleich

Im mittleren Schlafzyklus ist unter beiden Verum-Expositionsbedingungen der Anteil an REM-Schlaf (Stadium R) in Minuten geringer als unter der Sham-Bedingung (1,5 W/kg: 4,1 min, 6 W/kg: 4,8 min). Unter Exposition mit 6 W/kg ist er etwas (0,7 min) geringer als bei Exposition mit 1,5 W/kg (Abb. 55). Statistisch signifikant von Null verschieden ist jedoch nur die durchschnittliche Abweichung im REM-Schlaf-Anteil bei Exposition mit 6 W/kg von den Werten unter Sham ($p = 0.0029$). Die Abweichung bei Exposition mit 1,5 W/kg von der unter Sham verpasst knapp die statistische Signifikanz ($p = 0.0506$).

Im Gegensatz zum mittleren Schlafzyklus ist der Anteil an REM-Schlaf (Stadium R) in Minuten im letzten Schlafzyklus (Abb. 56) unter beiden Expositionsbedingungen höher als unter der Sham-Bedingung: 1,5 W/kg: 5,1 min; 6 W/kg: 3,8 min. Diese Abweichung ist für 1,5 W/kg statistisch signifikant ($p = 0.0077$), für 6 W/kg wird die statistische Signifikanz knapp verpasst ($p = 0.0594$). Die Abweichung im REM-Schlaf-Anteil des letzten Schlafzyklus zwischen den zwei Verum-Expositionsbedingungen (1,3 min), mit tendenziell leicht höheren Werten bei Exposition mit 1,5 W/kg, ist dagegen statistisch nicht signifikant von Null verschieden.

Bei fehlenden relevanten Unterschieden im Anteil des Stadium R über die gesamte Nacht und bei gegenläufigen Unterschieden im mittleren und im letzten Schlafzyklus ist hier von einer Verschiebung des REM-Schlaf-Anteils auszugehen.

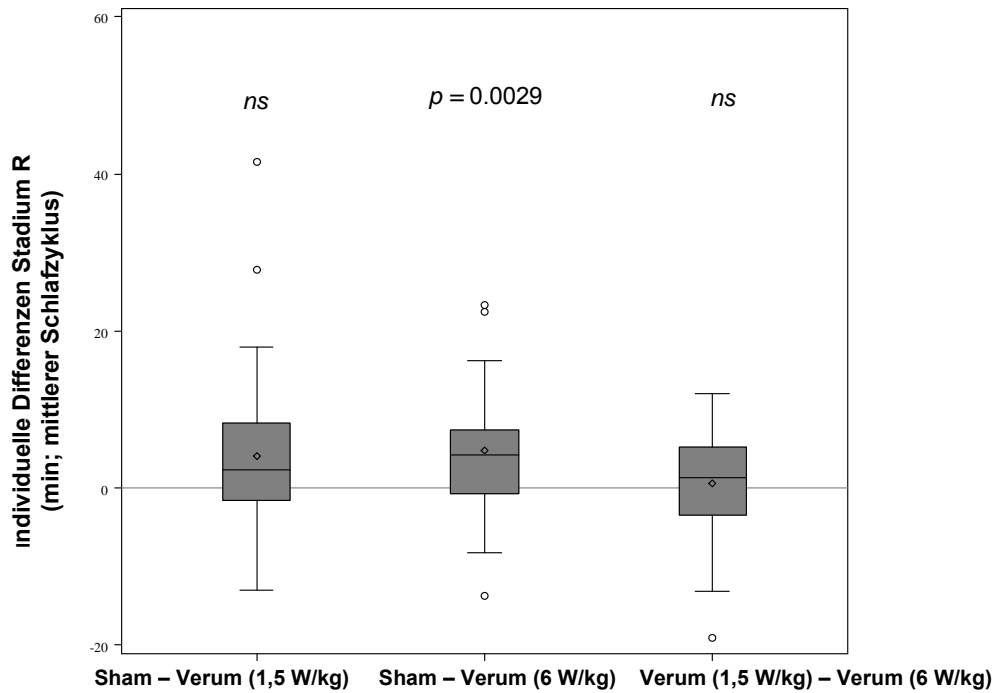


Abb. 55: Boxplot der Verteilung der individuellen Differenzen zwischen den Expositionsbedingungen für das Stadium R (min) im mittleren Schlafzyklus (lineares gemischtes Modell: $p = 0.0092$); *ns*: nicht signifikant im paarweisen Vergleich

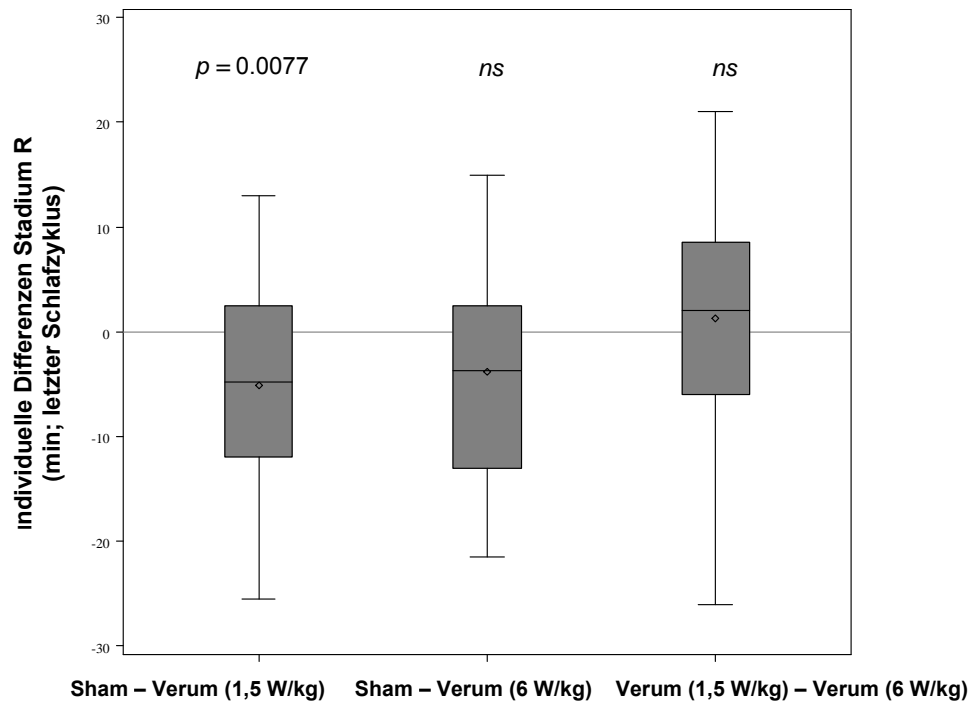


Abb. 56: Boxplot der Verteilung der individuellen Differenzen zwischen den Expositionsbedingungen für das Stadium R (min) im letzten Schlafzyklus (lineares gemischtes Modell: $p = 0.0300$). *ns*: nicht signifikant im paarweisen Vergleich

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 der Vergleichsstudie (Danker-Hopfe und Dorn, 2007) - über die gesamte Nacht exponiert und es wurde mit zwei Intensitäten, von denen die eine die gesetzlich zulässigen Grenzwerte für die Allgemeinbevölkerung überschreitet, nicht jedoch die zulässigen Höchstwerte für beruflich exponierte Personen, befeldet. Darüber hinaus ist die vorliegende Studie unseres Wissens die erste Studie, in welcher der Einfluss von TETRA-Exposition auf den Schlaf experimentell untersucht wird. Die hier präsentierte Studie ist auch die erste Studie zu hochfrequenten elektromagnetischen Feldern, in der die Schlafdaten nach dem im Jahr 2007 international eingeführten Standard (Iber et al., 2007) ausgewertet wurden.

Die hier gefundenen Effekte von TETRA auf Schlafparameter sind eher gering und liegen im Rahmen physiologischer Variationen. Gesundheitlich relevante Veränderungen wurden nicht beobachtet. Unzureichend untersucht ist jedoch, ob denkbare Effekte möglicherweise alters- und geschlechtsspezifisch variieren. Ebenso ist unklar, 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. Die vorliegende Analyse umfasste die Auswertung der Leistungsdichten in den Frequenzbändern Delta (0,50 – 3,75 Hz), Theta (4,00 – 7,75 Hz), Alpha (8,00 – 12,75 Hz) und Beta1 (13,00 – 21,75 Hz) an allen sechs Ableitpunkten (F3, F4, C3, C4, O1 und O2) sowie der einzelnen Spektrallinien (0,50 Hz – 21,75 Hz) an der Lokalisation C3 im NREM Schlaf, und zwar sowohl für die gesamte Nacht als auch für den ersten und den letzten Schlafzyklus (siehe Abb. 57).

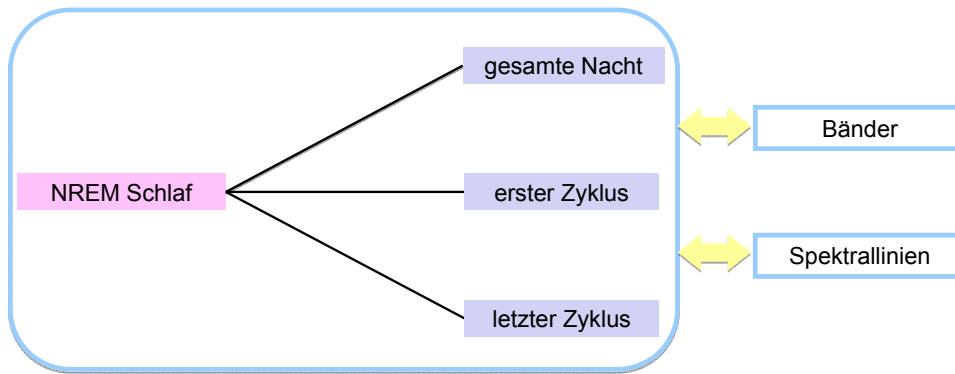


Abb. 57: Schematische Darstellung der in dieser Studie durchgeführten Auswertung der Powerspektralwerte aus den Studiennächten

Auf eine detaillierte tabellarische Darstellung der Ergebnisse der statistischen Datenanalyse wird an dieser Stelle aus Platzgründen verzichtet. Die Ergebnisse sind im Anhang (Tab. A4 – Frequenzbänder sowie in Tab. A5 Spektrallinien bei einer Auflösung von 0.25 Hz für den Frequenzbereich zwischen 0.5 und 21.75 Hz) dargestellt.

NREM Schlaf der gesamten Nacht - Frequenzbänder

Bei insgesamt 24 für die Frequenzbänder durchgeführten Tests (4 Frequenzbänder * 6 Lokalisationen) ergaben sich insgesamt zwei signifikante Ergebnisse, was über der bei multiplen Tests bei einer zweiseitigen Irrtumswahrscheinlichkeit von $p = 0,05$ zu erwartenden Anzahl signifikanter Ergebnisse (1) liegt. Für das Beta1-Frequenzband ließ sich nach Anwendung des linear mixed model ein signifikanter Effekt ($p = 0.0382$) an der ipsilateral zur Exposition gelegenen zentralen Region (C3) beobachten. Der Friedman-Test zeigte für das Theta-Band ein signifikantes Ergebnis ($p = 0.0482$) in der kontralateral zur Exposition gelegenen Frontalregion (F4) (Abb. 58).

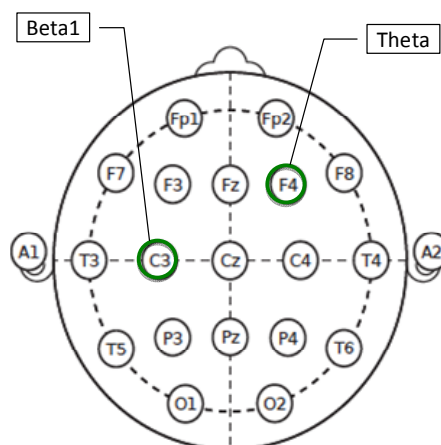


Abb. 58: Übersicht über die Lokalisationen, die in der Varianzanalyse signifikante Ergebnisse erkennen ließen (bei Auswertung auf der Basis der Frequenzbänder)

Eine Analyse der paarweisen Differenzen zwischen den Expositionsbedingungen zeigt, dass die Power im Beta1-Frequenzband unter der höheren Exposition signifikant geringer ist als unter der Sham- ($p = 0.0235$) sowie unter der niedrigeren Expositionsbedingung ($p = 0.0139$). Für das Theta-Band konnten keine signifikanten Ergebnisse in den paarweisen Differenzen zwischen den Expositionsbedingungen gefunden werden (Abb. 59).

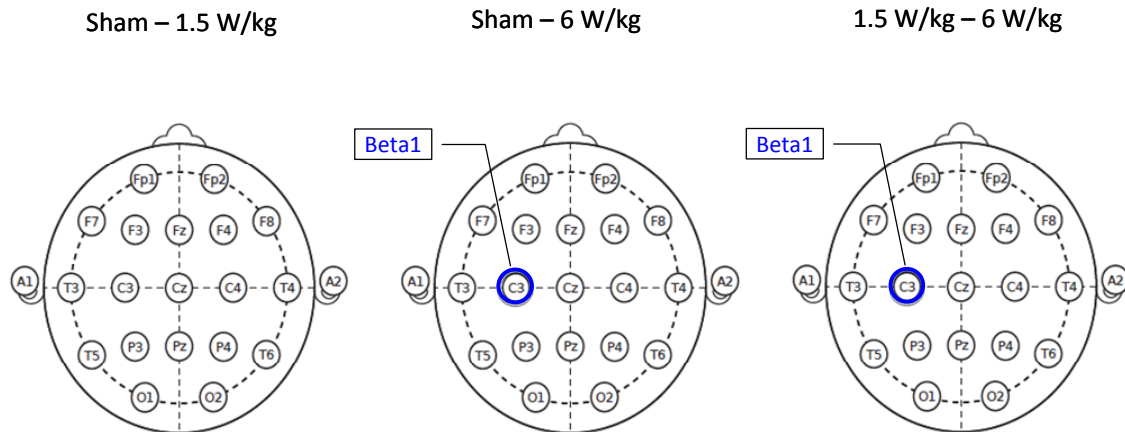


Abb. 59: Übersicht über die paarweisen Vergleiche für die Lokalisationen, die in der Varianzanalyse signifikante Ergebnisse erkennen ließen (bei Auswertung auf der Basis von Frequenzbädern). Rote Kreise bedeuten eine höhere Power unter Exposition im Vergleich zu Sham bzw. im Vergleich zur niedrigeren Exposition. Blaue Kreise bedeuten eine geringere Power unter Exposition im Vergleich zu Sham bzw. im Vergleich zur niedrigeren Exposition.

NREM Schlaf der gesamten Nacht – Spektrallinien

Die Analyse bei einer spektralen Auflösung von 0,25 Hz ergab für die Ableitelektrode C3 bei insgesamt 86 Tests (86 Frequenzen * 1 Lokalisation) 10 statistisch signifikante Ergebnisse, was mehr ist als die zufallsbedingt zu erwartende Anzahl (4). Bis auf eine Ausnahme, die das Alpha-Band betraf, sind alle signifikanten Effekte für Spektrallinien im Beta1-Band aufgetreten (siehe Tab. 28).

Die post-hoc Überprüfung der paarweisen Differenzen zwischen den Expositionsbedingungen ergab, dass die Power für alle 10 signifikanten Ergebnisse aus der Varianzanalyse unter 6 W/kg signifikant geringer war als unter der Scheinexposition (siehe Tab. 28).

Tab. 28: NREM, gesamte Nacht, C3: Spektrallinien, die signifikant zwischen den Expositionsparametern variieren. E: Einheit; NV: + vorliegende (Kolmogorov-Smirnov Test: $p > 0.01$), bzw. - fehlende Normalverteilung (Kolmogorov-Smirnov-Test: $p < 0.01$); Statistik: Teststatistik: $F_{(2,58)}$ bei normalverteilten Daten, sowie $\chi^2_{(2)}$ bei nicht normalverteilten Daten; p: zweiseitige Irrtumswahrscheinlichkeit des entsprechenden Tests; IQR: Interquartilsabstand; *Positive Differenzen: höhere Werte unter Sham bzw. beim Vergleich der beiden Expositionen höhere Werte bei der geringeren Exposition* signifikante Ergebnisse sind fett dargestellt.

Frequenz [Hz]	E	NV	Statistik	P	Sham – 1.5 W/kg			Sham – 6 W/kg			1.5 W/kg – 6 W/kg		
					Median	IQR	P	Median	IQR	P	Median	IQR	P
10.50	μV^2	-	6.47	0.0394	0.0432	0.2397	0.1006	0.0665	0.3567	0.0127	0.0242	0.2700	0.7104
14.25	μV^2	-	6.07	0.0482	-0.0052	0.1970	0.9680	0.0572	0.1433	0.0258	0.0547	0.1540	0.0548
15.50	μV^2	+	4.66	0.0133	0.0053	0.0730	0.2224	0.0352	0.0670	0.0084	0.0338	0.0833	0.0696
15.75	μV^2	+	4.47	0.0156	0.0057	0.0547	0.1064	0.0262	0.0587	0.0117	0.0179	0.0660	0.1346
16.00	μV^2	+	4.43	0.0162	0.0030	0.0590	0.2875	0.0238	0.0523	0.0127	0.0218	0.0603	0.0668
16.25	μV^2	+	3.77	0.0289	0.0028	0.0517	0.2349	0.0230	0.0527	0.0153	0.0153	0.0527	0.1300
16.50	μV^2	+	3.39	0.0404	0.0068	0.0550	0.1907	0.0243	0.0427	0.0161	0.0203	0.0460	0.2025
16.75	μV^2	+	3.37	0.0412	0.0017	0.0560	0.2826	0.0193	0.0510	0.0178	0.0203	0.0483	0.1461
17.25	μV^2	+	3.54	0.0353	0.0020	0.0482	0.3460	0.0215	0.0493	0.0186	0.0173	0.0407	0.1059
18.25	μV^2	-	7.47	0.0239	-0.0053	0.0393	0.7047	0.0162	0.0470	0.0466	0.0137	0.0287	0.0876

NREM Schlaf des ersten Zyklus - Frequenzbänder

Auf Ebene der Frequenzbänder konnten für den ersten Zyklus in der univariaten Varianzanalyse keine signifikanten Ergebnisse gefunden werden.

NREM Schlaf des ersten Zyklus - Spektrallinien

Die Analyse bei einer spektralen Auflösung von 0,25 Hz ergab für den NREM-Schlaf des ersten Schlafzyklus an C3 bei insgesamt 86 Tests (86 Frequenzen * 1 Lokalisation) ein statistisch signifikantes Ergebnis, was weniger ist als die zufallsbedingt zu erwartende Anzahl (4). Die signifikante Variation ist im Beta1-Band bei 14,25 Hz erkennbar, wobei a posteriori keine unterschiedlichen expositionsbedingten paarweisen Differenzen festgestellt werden konnten (siehe Tab. 29).

Tab. 29: NREM, erster Zyklus, C3: Spektrallinien, die signifikant zwischen den Expositionsparametern variieren. E: Einheit; NV: - fehlende Normalverteilung (Kolmogorov-Smirnov-Test: $p < 0.01$); Statistik: $\chi^2_{(2)}$ bei nicht normalverteilten Daten; p: zweiseitige Irrtumswahrscheinlichkeit; IQR: Interquartilsabstand; *Positive Differenzen: höhere Werte unter Sham bzw. beim Vergleich der beiden Expositionen höhere Werte bei der geringeren Exposition*; signifikante Ergebnisse sind fett dargestellt.

Frequenz [Hz]	E	NV	Statistik	P	Sham – 1.5 W/kg			Sham – 6 W/kg			1.5 W/kg – 6 W/kg		
					Median	IQR	P	Median	IQR	P	Median	IQR	P
14.25	μV^2	-	6.67	0.0356	-0.0013	0.2290	0.7952	0.0702	0.2017	0.0885	0.0881	0.2653	0.0921

NREM Schlaf des letzten Zyklus - Frequenzbänder

Von den 24 für die Frequenzbänder durchgeführten Tests (4 Frequenzbänder * 6 Lokalisationen) zeigten sieben signifikante Unterschiede zwischen den Expositionsbedingungen, das sind deutlich mehr als zufallsbedingt zu erwarten gewesen wären (1). Das Beta1-Frequenzband zeigte signifikante Variationen an den ipsilateral zur Exposition gelegenen Lokalisationen F3 ($p = 0.0071$) und C3 ($p = 0.0002$). Die Varianzanalyse ergab für die kontralateral zur Exposition gelegenen Lokalisationen F4 ($p = 0.0239$) und C4 ($p = 0.0087$) sowie für die okzipitalen Elektroden O1 ($p = 0.0008$) und O2 ($p = 0.0247$) signifikante Ergebnisse im Delta-Frequenzband. Im Alpha-Frequenzband zeigte sich an der ipsilateral zur Exposition gelegenen zentralen Region (C3) ein signifikanter Effekt ($p = 0.0264$) (Abb. 60).

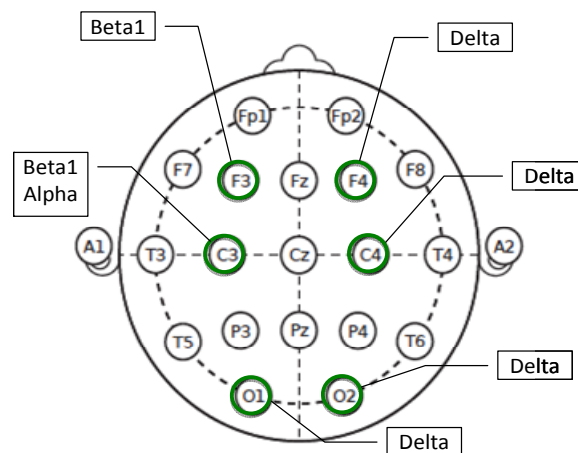


Abb. 60: Übersicht über die Lokalisationen, die in der Varianzanalyse signifikante Ergebnisse erkennen ließen (bei Auswertung auf der Basis der Frequenzbänder)

Die Betrachtung der paarweisen Differenzen ergab, dass die Power im Beta1-Frequenzband unter der höheren Exposition an beiden Lokalisationen sowohl im Vergleich zur Scheinbedingung (C3: $p = 0.0375$) als auch im Vergleich zur niedrigeren Expositionsbedingung (C3: $p < 0.0001$; F3: $p = 0.0037$) signifikant geringer war. Ein in die gleiche Richtung zeigender Effekt konnte auch für die Alpha-Power beobachtet werden (Sham – 6 W/kg: $p = 0.0476$; 1,5 W/kg – 6 W/kg: $p = 0.0250$). Die Power im Delta-Frequenzband war an den Lokalisationen O1 ($p = 0.0018$) und C4 ($p = 0.0266$) unter der niedrigeren Exposition signifikant kleiner als unter Sham und an den Lokalisationen O1 ($p = 0.0004$), O2 ($p = 0.0023$), C4 ($p = 0.0029$) und F4 ($p = 0.0086$) signifikanter kleiner als unter der höheren Exposition (Abb. 61).

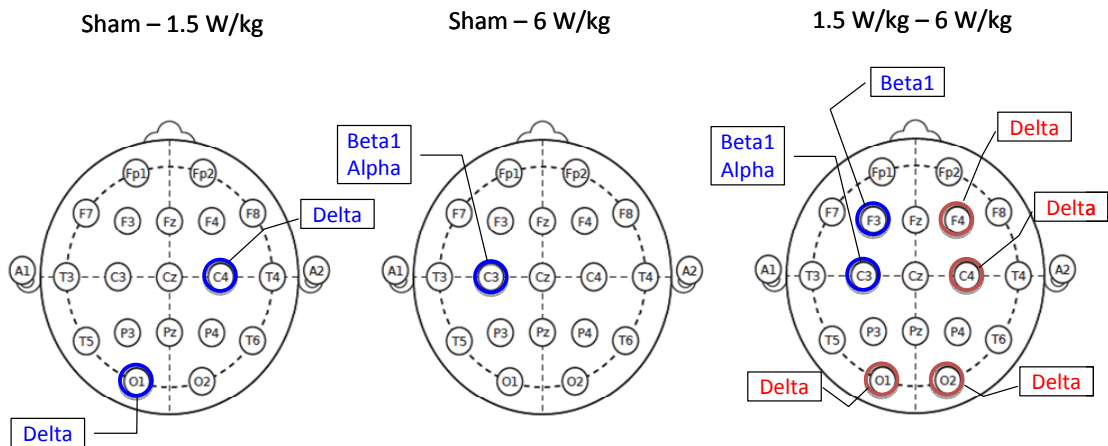


Abb. 61: Übersicht über die paarweisen Vergleiche für die Lokalisationen, die in der Varianzanalyse signifikante Ergebnisse erkennen ließen (bei Auswertung auf der Basis von Frequenzbädern). Rote Kreise bedeuten eine höhere Power unter Exposition im Vergleich zu Sham bzw. im Vergleich zur niedrigeren Exposition. Blaue Kreise bedeuten eine geringere Power unter Exposition im Vergleich zu Sham bzw. im Vergleich zur niedrigeren Exposition.

NREM Schlaf des letzten Zyklus - Spektrallinien

Die Spektrallinienanalyse für den NREM-Schlaf des letzten Schlafzyklus an C3 ergab bei insgesamt 86 Tests (86 Frequenzen * 1 Lokalisation) 36 statistisch signifikante Ergebnisse, was die als zufallsbedingt zu erwartende Anzahl (4) deutlich übersteigt. Während vier Spektrallinien im Alpha-Band signifikante Unterschiede zeigten, waren im Beta1-Frequenzband bis auf vier Ausnahmen (13,00 Hz, 14,75 Hz, 15,00 Hz und 17,75 Hz) alle Spektrallinien betroffen (siehe Tab. 30).

Die Überprüfung der paarweisen Differenzen zwischen den Expositionsbedingungen ergab, dass nur für die Spektrallinie 12,00 Hz post-hoc keine signifikanten Unterschiede gefunden werden konnten. Für alle anderen signifikanten Ergebnisse gilt, dass die Power unter der höheren Expositionsbedingung signifikant kleiner war als unter Sham und/oder unter der niedrigeren Expositionsbedingung (siehe Tab. 30).

Tab. 30: NREM, letzter Zyklus, C3: Spektrallinien, die signifikant zwischen den Expositionsparametern variieren. E: Einheit; NV: + vorliegende (Kolmogorov-Smirnov Test: $p > 0.01$), bzw. - fehlende Normalverteilung (Kolmogorov-Smirnov-Test: $p < 0.01$); Statistik: Teststatistik: $F_{(2,58)}$ bei normalverteilten Daten, sowie $\chi^2_{(2)}$ bei nicht normalverteilten Daten; p: zweiseitige Irrtumswahrscheinlichkeit des entsprechenden Tests; IQR: Interquartilsabstand; *Positive Differenzen: höhere Werte unter Sham bzw. beim Vergleich der beiden Expositionen höhere Werte bei der geringeren Exposition*; signifikante Ergebnisse sind fett dargestellt.

Frequenz [Hz]	E	NV	Statistik	P	Sham – 1.5 W/kg			Sham – 6 W/kg			1.5 W/kg – 6 W/kg		
					Median	IQR	P	Median	IQR	P	Median	IQR	P
11.25	μV^2	-	7.27	0.0264	0.0513	0.3635	0.4243	0.1253	0.3397	0.0190	0.0830	0.2693	0.1381
12.00	μV^2	-	6.07	0.0482	-0.0048	0.2983	0.8963	0.0917	0.2440	0.1537	0.1018	0.3082	0.2919
12.25	μV^2	-	6.87	0.0323	-0.0297	0.3002	0.8489	0.1105	0.3670	0.0229	0.0834	0.4000	0.0363
12.75	μV^2	+	3.62	0.0331	-0.1348	0.5552	0.0614	0.0899	0.2820	0.3218	0.2233	0.3737	0.0064
13.25	μV^2	+	4.42	0.0164	-0.0966	0.6323	0.0635	-0.0187	0.4997	0.4335	0.1736	0.4600	0.0045
13.50	μV^2	+	5.10	0.0091	-0.1482	0.3487	0.0972	0.0295	0.3693	0.4622	0.1585	0.4220	0.0016
13.75	μV^2	+	4.02	0.0231	-0.0797	0.4087	0.2158	0.0235	0.3342	0.1680	0.1367	0.3570	0.0027
14.00	μV^2	-	8.27	0.0160	-0.0675	0.3453	0.2827	0.0068	0.3127	0.1332	0.1160	0.2180	0.0019
14.25	μV^2	-	10.47	0.0053	-0.0481	0.2150	0.5724	0.0267	0.2833	0.0566	0.0717	0.1663	0.0048
14.50	μV^2	-	8.87	0.0119	-0.0462	0.2305	0.4960	0.0257	0.2150	0.1533	0.0687	0.1387	0.0180
15.25	μV^2	+	3.93	0.0252	-0.0136	0.1205	0.3463	0.0155	0.1160	0.0884	0.0390	0.1262	0.0086
15.50	μV^2	+	3.66	0.0319	0.0026	0.1113	0.6705	0.0057	0.1170	0.0485	0.0393	0.1153	0.0172
15.75	μV^2	+	5.29	0.0078	0.0003	0.0777	0.4053	0.0100	0.1023	0.0325	0.0325	0.1033	0.0045
16.00	μV^2	+	7.24	0.0016	-0.0008	0.0627	0.5759	0.0147	0.0847	0.0046	0.0243	0.0937	0.0019
16.25	μV^2	+	8.15	0.0008	0.0002	0.0548	0.7502	0.0190	0.0827	0.0032	0.0377	0.0890	0.0012
16.50	μV^2	+	5.92	0.0046	-0.0015	0.0490	0.5742	0.0073	0.0670	0.0677	0.0298	0.0660	0.0035
16.75	μV^2	+	7.47	0.0013	-0.0053	0.0512	0.3534	0.0142	0.0873	0.0115	0.0313	0.0747	0.0007
17.00	μV^2	+	8.99	0.0004	-0.0051	0.0550	0.3674	0.0162	0.0843	0.0130	0.0362	0.0807	0.0003
17.25	μV^2	+	7.21	0.0016	-0.0035	0.0567	0.4241	0.0102	0.0687	0.0105	0.0278	0.0610	0.0012
17.50	μV^2	+	3.48	0.0373	-0.0027	0.0558	0.4291	0.0118	0.0793	0.0804	0.0307	0.0697	0.0242
18.00	μV^2	+	7.17	0.0017	-0.0028	0.0547	0.4767	0.0118	0.0767	0.0216	0.0302	0.0570	0.0005
18.25	μV^2	+	8.45	0.0006	-0.0030	0.0622	0.2418	0.0062	0.0803	0.0106	0.0310	0.0600	0.0002
18.50	μV^2	+	6.44	0.0030	-0.0057	0.0467	0.3690	0.0082	0.0797	0.0167	0.0207	0.0410	0.0007
18.75	μV^2	+	5.61	0.0059	-0.0040	0.0670	0.3197	0.0129	0.0617	0.0247	0.0140	0.0393	0.0014
19.00	μV^2	+	6.17	0.0037	-0.0033	0.0485	0.3215	0.0042	0.0680	0.0216	0.0207	0.0473	0.0010
19.25	μV^2	+	6.86	0.0021	-0.0093	0.0508	0.4873	0.0072	0.0530	0.0225	0.0197	0.0557	0.0005
19.50	μV^2	+	5.61	0.0059	-0.0032	0.0588	0.2293	0.0060	0.0430	0.0327	0.0148	0.0560	0.0018
19.75	μV^2	+	6.14	0.0038	-0.0062	0.0518	0.3527	0.0060	0.0485	0.0315	0.0140	0.0453	0.0016
20.00	μV^2	+	5.75	0.0053	-0.0022	0.0403	0.2190	0.0048	0.0427	0.0388	0.0135	0.0463	0.0016
20.25	μV^2	+	5.22	0.0082	-0.0060	0.0533	0.2370	0.0028	0.0652	0.0460	0.0155	0.0597	0.0027
20.50	μV^2	+	4.87	0.0111	-0.0043	0.0522	0.5666	0.0018	0.0432	0.0583	0.0140	0.0483	0.0032
20.75	μV^2	+	4.86	0.0112	-0.0050	0.0460	0.6659	0.0075	0.0427	0.0472	0.0132	0.0557	0.0042
21.00	μV^2	+	5.54	0.0063	-0.0053	0.0415	0.3616	0.0075	0.0405	0.0834	0.0117	0.0487	0.0018
21.25	μV^2	+	5.10	0.0091	-0.0060	0.0420	0.5131	0.0088	0.0325	0.0522	0.0168	0.0540	0.0030
21.50	μV^2	+	4.49	0.0153	0.0005	0.0427	0.9122	0.0073	0.0337	0.0497	0.0130	0.0447	0.0050
21.75	μV^2	+	4.57	0.0144	-0.0018	0.0377	0.5943	0.0105	0.0367	0.0686	0.0133	0.0397	0.0049

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass, wie bereits für RF-EMF-Exposition im Mobilfunkbereich, Unterschiede in Powerspektralwerten zu beobachten sind. Ein Vergleich der signifikanten Ergebnisse dieser Studie für den ersten und den letzten Zyklus NREM-Schlaf lässt vermuten, dass Effekte mit zunehmender Expositionsdauer häufiger werden.

Frühere Arbeiten haben gezeigt, dass 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 Spindelfrequenzbereich zu beobachten waren (Borbely et al., 1999; Huber et al., 2000; Huber et al., 2003; Huber et al., 2002; Loughran et al., 2005; Regel et al., 2007). 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 wiederholt Effekte auf die Powerspektralwerte im Spindelfrequenzbereich gezeigt werden konnten, lässt sich 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., 2007). Bei Berücksichtigung neuerer Arbeiten zeigt sich, dass Effekte 1) nicht nur im Spindelfrequenzbereich, 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 im Februar 2014 zur öffentlichen Konsultation vorgelegten Stellungnahme des Scientific Committee on Emerging and Newly Identified Health Risks (SCENIHR, 2014). Die Ergebnisse belegen eine größere Heterogenität als ursprünglich angenommen. Gründe dafür sind u.a. unterschiedliche Expositionsbedingungen und -anlagen, die große Zahl der untersuchten Zielparameter sowie unterschiedliche statistische Herangehensweisen.

In der Vergleichsstudie aus dem Mobilfunkforschungsprogramm wurden Powerspektralwerte für den gesamten Schlaf (NREM-Schlaf und REM-Schlaf) für die Gesamtschlafzeit berechnet. Hier zeigte sich folgendes Ergebnis: “Unter GSM900-Exposition wiesen insgesamt 32 Leistungsspektren-Variablen eine signifikante Veränderung auf (...). Für alle Schlafstadien gemeinsam betrachtet (Gesamtschlafzeit) wiesen lediglich die Frequenzbänder 21,0 und 22,0 Hz eine signifikante Veränderung auf. Die Leistungsdichte in diesen beiden Frequenzbändern war unter GSM900-Exposition erhöht. Dies gilt für die flankierenden Frequenzbänder 15,0 bis 25,0 Hz ebenfalls, ohne dass jedoch eine statistische Signifikanz erreicht wurde (...).“ (Danker-Hopfe und Dorn, 2007; S. 168).

Die in der vorliegenden Studie für den NREM-Schlaf der gesamten Nacht berechneten Powerspektralwerte zeigen ebenfalls Effekte im Beta-Frequenzbereich (Tab. 28). Eine post-hoc durchgeführte paarweise Betrachtung der Effekte bei signifikanten Ergebnissen in der Varianzanalyse ergab, dass die Effekte lediglich beim Vergleich der 6 W/kg-Expositionsbedingung mit der Sham-

Exposition zu beobachten sind, eine Situation, die bei real anzunehmenden Expositionen im beruflichen Kontext nicht vorkommt. Eine gesundheitliche Beeinträchtigung lässt sich deshalb daraus nicht ableiten.

X.3 Ergebnisse der Spindelanalyse

Zur Analyse der Schlafspindeln wurden die Ableitungen an den Elektroden C3 und C4 herangezogen, da Schlafspindeln bei jungen gesunden Erwachsenen in der centro-parietalen Region ein Maximum aufweisen (Zeitlhofer et al., 1997). Sie sind ein charakteristisches Merkmal des Schlafstadiums N2, können aber auch in anderen (NREM-) Schlafstadien auftreten (Iber et al., 2007; Zeitlhofer et al., 1997). Ausgewertet wurden die Spindeln für den gesamten NREM Schlaf sowie spezifisch für Spindeln, die im Stadium N2 beobachtet wurden. Alle Analysen wurden a) für die gesamte Nacht und b) nach Schlafzyklen ausgewertet. Von den insgesamt 256 Tests (siehe Tab. A6 des Anhangs) erwiesen sich 12 als statistisch signifikant (Tab. 31). Dies liegt an der Grenze der bei einer zweiseitigen Irrtumswahrscheinlichkeit von 0.05 als zufällig zu erwartenden Ergebnisse (12).

Tab. 31: Spindelparameter, die signifikant zwischen den Expositionsparametern variieren.
 E: Einheit; NV: + vorliegende (Kolmogorov-Smirnov Test: $p > 0.01$), bzw. - fehlende Normalverteilung (Kolmogorov-Smirnov-Test: $p < 0.01$); Lok: Lokalisation; Statistik: Teststatistik: $F_{(2,58)}$ bei normalverteilten Daten, sowie $\chi^2_{(2)}$ bei nicht normalverteilten Daten; p: zweiseitige Irrtumswahrscheinlichkeit des entsprechenden Tests; signifikante Ergebnisse sind fett dargestellt.

Variable:	Stadium	Abschnitt	E	NV	Lok	Statistik	P
maximale Amplitude des 3.Teils der Spindel	N2	ganze Nacht	µV	+	C3	3.72	0.0301
mittlere Amplitude im schnellen Beta-Frequenzband (20-40 Hz)	NREM	ganze Nacht	µV	+	C3	3.50	0.0366
maximale Amplitude des 3.Teils der Spindel	NREM	ganze Nacht	µV	+	C3	3.47	0.0378
Spindelanzahl	N2	1. Zyklus		+	C4	3.70	0.0307
Quotient aus Alpha und Spindelamplitude	N2	1. Zyklus		+	C3	3.35	0.0419
Spindelanzahl	NREM	1. Zyklus		+	C4	3.99	0.0239
maximale Amplitude des 3.Teils der Spindel	NREM	1. Zyklus	µV	-	C3	6.07	0.0482
Spindelanzahl	N2	letzter Zyklus		+	C4	4.90	0.0108
Spindeldauer	NREM	letzter Zyklus	s	+	C3	4.01	0.0234
mittlere Amplitude im schnellen Beta Frequenzband (20-40 Hz)	NREM	letzter Zyklus	µV	+	C3	4.06	0.0223
mittlere Amplitude im Delta-Frequenzband (0,5-4 Hz)	NREM	letzter Zyklus	µV	-	C3	6.67	0.0357
mittlere Amplitude im Delta-Frequenzband (0,5-4 Hz)	NREM	letzter Zyklus	µV	+	C4	7.09	0.0018

Von den insgesamt 12 signifikanten Ergebnissen wurden drei mit Bezug auf die ganze Nacht beobachtet, vier im ersten Schlafzyklus und fünf im letzten Schlafzyklus. Für die mittleren Schlafzyklen ließen sich keine Variationen der Spindelparameter in Abhängigkeit von der Exposition beobachten. Acht der 12 signifikanten Ergebnisse fanden sich an C3, d.h. auf der exponierten Seite des Kopfes. Bei Betrachtung des NREM-Schlafes insgesamt ließen sich doppelt so viele signifikante Ergebnisse beobachten wie im Stadium N2 allein. Die Ergebnisse der paarweisen Vergleiche für die in der Varianzanalyse mit drei Expositionsgruppen signifikanten Variablen sind in Tab. 32 dargestellt.

Tab. 32: Ergebnisse der paarweisen Unterschiede zwischen den Expositionsbedingungen in den Spindelparametern für Variablen, die eine signifikante Variation zwischen den drei Expositionsgruppen zeigten. E: Einheit; Lok: Lokalisation; IQR: Interquartilabstand; p: zweiseitige Irrtumswahrscheinlichkeit; *Positive Differenzen: höhere Werte unter Sham bzw. beim Vergleich der beiden Expositionen höhere Werte bei der geringeren Exposition*, statistisch signifikante Unterschiede im paarweisen Vergleich sind fett dargestellt.

Variable:	E	Stadium	Abschnitt	Lok	Sham – 1.5 W/kg			Sham – 6 W/kg			1.5 W/kg – 6 W/kg		
					Median	IQR	P	Median	IQR	P	Median	IQR	P
maximale Amplitude des 3.Teils der Spindel	µV	N2	gesamte Nacht	C3	0.21	0.62	0.0340	0.15	0.89	0.0352	0.03	0.76	0.4938
mittlere Amplitude im schnellen Beta Frequenzband (20-40 Hz)	µV	NREM	gesamte Nacht	C3	-0.01	0.22	0.7940	0.08	0.14	0.0327	0.07	0.24	0.0450
maximale Amplitude des 3.Teils der Spindel	µV	NREM	gesamte Nacht	C3	0.16	0.65	0.0521	0.31	0.73	0.0373	0.03	0.69	0.3466
Spindelanzahl		N2	1. Zyklus	C4	6.00	40.00	0.0433	19.50	53.00	0.0281	11.50	54.00	0.0539
Quotient aus Alpha und Spindelamplitude		N2	1. Zyklus	C3	0.00	0.02	0.1369	0.00	0.03	0.3513	-0.01	0.02	0.0363
Spindelanzahl		NREM	1. Zyklus	C4	1.00	91.00	0.1944	20.50	70.00	0.0320	14.50	56.00	0.0501
maximale Amplitude des 3.Teils der Spindel	µV	NREM	1. Zyklus	C3	0.39	1.15	0.1917	0.41	1.54	0.0408	0.18	1.55	0.5328
Spindelanzahl		N2	letzter Zyklus	C4	-20.50	93.00	0.0455	20.50	100.50	0.2535	28.50	123.00	0.0053
Spindeldauer	s	NREM	letzter Zyklus	C3	-0.03	0.05	0.0147	0.00	0.05	0.9987	0.02	0.06	0.0131
mittlere Amplitude im schnellen Beta Frequenzband (20-40 Hz)	µV	NREM	letzter Zyklus	C3	-0.01	0.29	0.4411	0.13	0.30	0.0069	0.09	0.25	0.0060
mittlere Amplitude im Delta-Frequenzband (0,5-4 Hz)	µV	NREM	letzter Zyklus	C3	0.98	5.28	0.0865	-1.29	7.39	0.4757	-1.32	6.41	0.0068
mittlere Amplitude im Delta-Frequenzband (0,5-4 Hz)	µV	NREM	letzter Zyklus	C4	0.62	4.22	0.4567	-1.94	5.20	0.0131	-3.45	6.47	0.0035

Die maximale Amplitude des Spindelfrequenzbandes (11-16 Hz) an C3 im letzten Drittel der Spindel war über die gesamte Nacht betrachtet sowohl bei ausschließlicher Betrachtung des Stadiums N2 als auch für den NREM-Schlaf insgesamt unter beiden Expositionsbedingungen geringer als unter der Sham-Bedingung (siehe Tab. 32). Zwischen den Expositionsbedingungen ließen sich keine signifikanten Unterschiede beobachten. Für dieselbe Variable ergab die Varianzanalyse ebenfalls ein signifikantes Ergebnis für die im N2-Schlaf beobachteten Spindeln des ersten Zyklus an C3. Hier ließ sich die geringere Amplitude unter Exposition nur für die 6 W/kg Bedingung als statistisch signifikant nachweisen.

Die mittlere Amplitude des schnellen Beta-Bandes (20-40 Hz) erwies sich für das NREM-Stadium der gesamten Nacht an C3 sowie für den NREM-Schlaf im letzten Schlafzyklus ebenfalls an C3 als statistisch signifikant unterschiedlich zwischen den drei Expositionsbedingungen (Tab. 31). Der paarweise Vergleich ergab in beiden Fällen eine reduzierte Amplitude unter der 6 W/kg Expositionsbedingung sowohl im Vergleich zur Sham-Bedingung als auch im Vergleich zur 1,5 W/kg Bedingung (Tab. 32). Die mittlere Amplitude des Delta-Frequenzbandes (0,5 – 4 Hz) variierte im NREM Schlaf des letzten Schlafzyklus an C3 und C4 signifikant zwischen den Expositionsbedingungen (Tab. 31). Es zeigte sich eine höhere Delta-Power unter der Exposition mit 6 W/kg sowohl im Vergleich zu Sham (hier allerdings nur an C4 signifikant) als auch im Vergleich zur geringeren Exposition (Tab. 32). Der Quotient aus der Alpha- und der Spindelamplitude war an C3 im NREM-Schlaf der gesamten Nacht signifikant unterschiedlich zwischen den Expositionsbedingungen, was im paarweisen Vergleich einem geringfügig höheren Quotienten unter der Exposition mit 6 W/kg entspricht. Ein Effekt auf die Spindeldauer war im NREM-Schlaf des letzten Schlafzyklus an C3 zu

beobachten, mit längerer Dauer bei Exposition mit 1,5 W/kg sowohl im Vergleich zu Sham als auch im Vergleich zu 6 W/kg (Tab. 32).

Die Spindelanzahl, deren physiologische Bedeutung im Zusammenhang mit der Gedächtniskonsolidierung im Schlaf diskutiert wird, ließ im Stadium N2 des ersten und des letzten Zyklus, sowie im NREM-Schlaf des letzten Zyklus jeweils an C4 signifikante Unterschiede zwischen den Expositionsbedingungen erkennen (Tab. 31). Im Stadium N2 des ersten Zyklus war die Anzahl der Spindeln sowohl unter 1,5 W/kg als auch unter 6 W/kg signifikant geringer als unter der Sham-Exposition, während im Stadium N2 des letzten Zyklus eine statistisch signifikant höhere Anzahl von Spindeln unter Exposition mit 1,5 W/kg sowohl im Vergleich zur Sham Exposition als auch im Vergleich zur 6 W/kg Exposition zu beobachten war.

Da a) keine systematischen Effekte beobachtet wurden, b) die Unterschiede in der Regel keine Dosis-Wirkungs-Beziehung widerspiegeln und c) die Anzahl der signifikanten Ergebnisse die zufallsbedingt zu erwartende Anzahl nicht übersteigt, bzw. bei einer nach Variablen (familywise) durchgeführten Bonferroni-Korrektur des alpha-levels ($p = 0.0031$) nur von einer Variable erreicht wird (mittlere Amplitude des Delta-Frequenzbandes an C4 im NREM-Schlaf des letzten Schlafzyklus), ist insgesamt davon auszugehen, dass TETRA-Exposition keinen relevanten Einfluss auf Schlafspindeln hat.

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 (GGB-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 (DGSM, 2007; vgl. Anhang A2) 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.

Aus einer Studie zur Validierung und Reliabilität des hier verwendeten Abend- und Morgenprotokolls wurden Mittelwerte einer studentischen Stichprobe im mittleren Alter von 25 ± 5 Jahren (58 Frauen, 25 Männer), die das Schlaftagebuch über acht Wochen kontinuierlich ausfüllte, herangezogen (Hoffmann et al., 1997). Die Frage nach der Erholbarkeit wurde im Gegensatz zur vorliegenden Studie umgekehrt gepolt ausgewertet. Der Mittelwert betrug in der genannten Studie 3,6 (1 = gar nicht

erholsam bis 5 = sehr erholsam) im Vergleich zu 2,5 in der vorliegenden, was umgepolzt 3,5 entsprechen würde und damit bedeutet, dass die Erholsamkeit des Schlafs in den Untersuchungsnächten mit der studentischen Population, die zuhause schlafen konnte, sehr gut übereinstimmt („mittelmäßig“ bis „ziemlich erholsam“). Die Probanden aus der TETRA-Studie schliefen im Mittel subjektiv nach 13 Minuten ein, wachten im Schnitt 1,9 Mal auf, schätzten durchschnittlich 4,1 Minuten wach gewesen zu sein und gaben an, insgesamt 470 Minuten geschlafen zu haben. Der Mittelwert der subjektiven Einschlafzeit lag in der Studie von Hoffmann et al. (1997) bei 9 Minuten, die Aufwachhäufigkeit bei 0,6 Mal, die Wachlänge nachts bei 15 Minuten und die Gesamtschlafzeit bei 450 Minuten. Die Daten stimmen damit relativ gut überein, vor allem, wenn man berücksichtigt, dass die subjektiven Daten aus der TETRA-Studie im Schlaflabor und nicht in der gewöhnlichen häuslichen Umgebung, wie in der Studie von Hofmann et al. (1997), erhoben wurden.

In der Vergleichsstudie waren die subjektiven Einschätzungen in den Abend- und Morgenprotokollen in den Sham-Nächten den hier gefundenen sehr ähnlich: Die Erholsamkeit wurde mit $2,3 \pm 0,6$ bewertet (entspricht „mittelmäßig“ bis „ziemlich erholsam“), die subjektive Einschlafzeit lag bei $11,7 \pm 7,4$ Minuten, die Anzahl des nächtlichen Erwachens stimmt gerundet ebenfalls überein: $2,3 \pm 2,0$. Lediglich die Wachzeit während der Nacht war im Schnitt in der Vergleichsstudie um 8 Minuten länger ($12,0 \pm 12,9$ Minuten) und damit einhergehend die subjektive Gesamtschlafzeit entsprechend um im Mittel 8 Minuten geringer ($462 \pm 29,1$ Minuten).

Eine Überprüfung von Verteilungsunterschieden in der im Morgenprotokoll auf Ordinalskalenniveau erfassten Dimension *Erholsamkeit des Schlafes* ergab, dass keine signifikanten Unterschiede in Abhängigkeit von der Exposition zu beobachten waren ($p = 0.7165$). Auch die übrigen subjektiv erhobenen Variablen Einschlafzeit, Anzahl der Aufwachereignisse, nächtliche Wachdauer und die Gesamtschlafdauer lassen keine signifikante Variation mit der Exposition erkennen (Tab. 33).

Tab. 33: Subjektive Schlafqualität (Morgenprotokoll): Ergebnisse der Varianzanalysen

Variable	Einheit	NV	Statistik	p
Einschlafzeit	min	-	0.41	0.8134
Anzahl Erwachen		-	1.00	0.6065
Wachdauer	min	-	0.10	0.9494
Gesamtschlafdauer	min	-	2.97	0.2265

In der Vergleichsstudie zeigten sich ebenso weder unter GSM- noch unter UMTS-Exposition signifikante Effekte auf die vier Parameter zur Beschreibung der subjektiven Schlafqualität. Dies ist die bislang einzige Studie, in welcher ein möglicher Effekt einer TETRA-Exposition auf die subjektive Schlafqualität untersucht wurde. Aus diesem Grund entfällt eine entsprechende Diskussion.

X.4.2 Ergebnisse der Visuellen Analogskalen zur Schlaflabornacht

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.

Zu den Visuellen Analogskalen gibt es keine allgemein gültigen Referenzwerte, da sie kontext- bzw. situationsabhängig sind. Es sind uns zu den genannten Dimensionen im Zusammenhang mit der Befindlichkeit, die vor und nach dem Schlafen erhoben wurde, auch keine Studien bekannt, aus welchen auf vergleichbare Werte zurückgegriffen werden könnte. In der Vergleichsstudie wurden die visuellen Analogskalen nicht eingesetzt.

Tab. 34 und Tab. A7 im Anhang ist zu entnehmen, dass es für keine der sechs erhobenen Dimensionen der Befindlichkeit am Morgen nach der im Labor verbrachten Nacht expositionsbedingte Unterschiede gibt.

Tab. 34: Befindlichkeit (Visuelle Analogskalen): Ergebnisse der Varianzanalysen

Variable	Einheit	NV	Statistik	p
Frische	mm	+	0.18	0.8357
Entspannung	mm	+	0.65	0.5271
Wachheit	mm	+	0.19	0.8265
Konzentration	mm	+	0.22	0.8006
Interesse	mm	+	0.19	0.8302
Ängstlichkeit	mm	-	4.75	0.0930

Generell stufen sich die Probanden unter sämtlichen Bedingungen am Morgen frischer, entspannter, wacher und konzentrierter als am Abend ein, wobei die Differenzen nicht signifikant verschieden waren (vgl. Tab. 35 und Tab. A8 im Anhang). Unter der Schein- und in der 1,5 W/kg- Bedingung fühlten sich die Probanden abends interessierter als am Morgen, unter 6 W/kg war das Ergebnis umgekehrt (allerdings mit einem nicht signifikanten minimalen Unterschied von 57,3 mm abends vs. 58,9 morgens). In der visuellen Analogskala zu Ängstlichkeit (Pole ängstlich = 0 mm vs. gelassen =100 mm) schätzten sich die Probanden am Abend gelassener ein als am Morgen, nur in der 1,5 W/kg verhielten sich die Ergebnisse umgekehrt (abends: 87,7 mm vs. morgens 88,8 mm), aber ebenfalls nicht signifikant verschieden. In allen Bedingungen erlebten sich die Probanden zu allen Zeiten äußerst gelassen, denn die mittleren Werte lagen stets über 87 von 100 maximal möglichen.

Tab. 35: Differenzen der Befindlichkeit zwischen Morgen und Abend (Visuelle Analogskalen): Ergebnisse der Varianzanalysen

Variable	Einheit	NV	Statistik	p
Frische	mm	+	0.22	0.8063
Entspannung	mm	-	4.36	0.1132
Wachheit	mm	+	1.05	0.3569
Konzentration	mm	-	2.70	0.2597
Interesse	mm	+	0.60	0.5545
Ängstlichkeit	mm	-	4.64	0.0984

Da keine Studien zum potentiellen Einfluss einer TETRA-Exposition auf den Schlaf durchgeführt wurden, sind auch keine diesbezüglichen Vergleiche möglich. In Studien zu möglichen Effekten von TETRA während einer Exposition am Tag wurden verschiedenste Varianten visueller Analogskalen zu Befinden und/oder körperlichen Symptomen eingesetzt, die in den entsprechenden Ergebniskapiteln zum Tag diskutiert werden.

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

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

Die in der Stichprobe unter Sham-Bedingungen vor Beginn der Exposition am Abend (Labornächte) beobachtete Ausprägung des positiven ($23,9 \pm 5,6$) und negativen ($10,5 \pm 1,3$) Scores dieses Selbstbeurteilungsfragebogen war geringer als die Werte einer Stichprobe zu Untersuchungen mit der deutschen Version der PANAS (Krohne et al., 1996). Die deutsche Referenzstichprobe setzte sich aus 340 Personen (205 Frauen, 144 Männer) zusammen, Angaben zum Alter fehlen allerdings. Der Mittelwert für die positive Skala (PA) betrug in der genannten Population $27,4 \pm 6,4$, der negative Affekt-Score (NA) $14,7 \pm 5,2$. Das bedeutet, dass die vorliegende Stichprobe im Mittel etwas weniger positiv gestimmt war, allerdings auch deutlich weniger negativ. Aus der deutschen Normierungsstudie (Krohne et al., 1996) ist bekannt, dass die Probanden die PANAS in einer neutralen Situation ausfüllten, was nicht unbedingt mit einer Laborsituation (vor dem Zubettgehen, die insgesamt 10 Mal wiederholt wurde) zu vergleichen ist. Etwaige Effekte einer TETRA-Exposition auf diese Stimmungswerte sollten sich aber unabhängig von den Ausgangswerten widerspiegeln.

In der britischen Studie zum Einfluss von TETRA (linke und rechtsseitige Exposition) auf 40 männliche Mitarbeiter des Defence Science and Technology Laboratory im Alter von 21 bis 45 Jahren wurde vor Beginn der Experimente und am Ende die PANAS zur aktuellen Stimmung ausgefüllt (Smith et al., 2005). Vor allem die Werte in der NA-Skala (NA: $11,7 \pm 4,9$ und PA: $26,3 \pm 6,6$), die vor Beginn der Tagestestung in der Scheinbedingung erhoben wurden, stimmten wesentlich besser mit der hier untersuchten Gruppe als mit den Referenzwerten aus der Allgemeinbevölkerung überein. Die

Testungen in der Studie von Smith et al. (2005) fanden am Vormittag statt und werden in dem entsprechenden Abschnitt ausführlicher besprochen (vgl. Kap. XI. 5.2).

Eine Gegenüberstellung der PANAS-Ergebnisse mit der Stichprobe aus der Vergleichsstudie (Danker-Hopfe und Dorn, 2007) ist nicht möglich, da dieser Fragebogen in der Studie nicht eingesetzt wurde.

In der vorliegenden Studie zeigte sich, dass weder der mittels PANAS gemessene positive noch der negative Affekt am Morgen nach einer im Labor verbrachten Nacht eine Variation in Abhängigkeit von der Exposition aufwies (Tab. 36 und Tab. A9 im Anhang), gleiches gilt auch für die Veränderung der Affektkomponenten über die Nacht (Tab. 37 und Tab. A10 im Anhang).

Tab. 36: Stimmung am Morgen (Positive and Negative Affect Schedule): Ergebnisse der Varianzanalysen

Variable	Einheit	NV	Statistik	p
Negativer Affekt		-	3.59	0.1664
Positiver Affekt		-	0.02	0.9904

Tab. 37: Differenz zwischen Stimmung am Abend und am Morgen (Positive and Negative Affect Schedule): Ergebnisse der Varianzanalysen

Variable	Einheit	NV	Statistik	p
Negativer Affekt		-	1.41	0.4947
Positiver Affekt		+	0.30	0.7397

Die PANAS wurde auch in zwei anderen Studien zu TETRA-Einflüssen beim Menschen eingesetzt, allerdings während Tagesuntersuchungen am Vormittag (Smith et al., 2005) bzw. ohne zeitliche Angaben am Tag (Niето-Hernandez et al., 2011), weshalb sie im entsprechenden Kap XI. 5.2 zu den Ergebnissen der PANAS bei den Tagestestungen diskutiert werden.

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

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

In der Sham- Bedingung ließ sich vor Beginn der Exposition in der Schlaflabornacht ein Score von $34,3 \pm 3,6$ beobachten, was mit alters- und geschlechtsspezifischen Referenzdaten (Männer aus Allgemeinbevölkerung, Alter: 15-29 Jahre) gut übereinstimmt (Laux et al., 1981): Mittelwert: $36,6 \pm 9,5$. Ein Abgleich mit der Vergleichsstichprobe (Danker-Hopfe und Dorn, 2007) ist nicht möglich, da dieser Fragebogen nicht eingesetzt wurde.

Die statistische Analyse ließ keine signifikanten Unterschiede im STAI-State Score am Morgen nach einer im Labor verbrachten Nacht in Abhängigkeit von der Exposition erkennen (Tab. 38 und Tab. A11 im Anhang), gleiches gilt auch für die Veränderungen über Nacht (Tab. 39 und Tab. A12 im Anhang).

Tab. 38: Grad der Ängstlichkeit am Morgen (STAI): Ergebnisse der Varianzanalyse

Variable	Einheit	NV	Statistik	p
STAI State-Angst		+	1.21	0.3063

Tab. 39: Differenz zwischen Grad der Ängstlichkeit am Abend und am Morgen (STAI): Ergebnisse der Varianzanalyse

Variable	Einheit	NV	Statistik	p
STAI State-Angst		+	1.28	0.2863

In der britischen Studie von Smith et al. (2005) wurde ebenfalls das STAI vor und nach den Experimenten, die am Vormittag durchgeführt wurden verwendet. Mittelwert und Standardabweichung des Gesamtwerts der Trait-Angst der 40 Probanden lag vor Beginn der Scheinexpositionsbedingung (Expositionssseite links) bei $33,5 \pm 6,4$ und stimmt damit sehr gut mit dem Ausgangswert unter Sham der hier untersuchten Probanden überein. In der hier untersuchten Gruppe veränderte sich der Gesamtwert vom Zeitpunkt vor Beginn der Exposition am Abend zur Erfassung der Ängstlichkeit am Morgen nicht signifikant. In der Studie von Smith et al. (2005) nahm der STAI-Wert am Ende der Testungen am Tag zu, allerdings unabhängig von der Art der Exposition (vgl. Kap. XI.5.3 STAI-Tag).

X.4.5 Ergebnisse des Gießener Beschwerdebogens zur Schlaflabornacht

Der Gießener Beschwerdefragebogen GBB-24 (vgl. Kap. VIII.6.5) zeigte, dass die hier untersuchten Probanden äußerst gesund sind und darum deutlich geringere Beschwerden angeben als die bevölkerungsrepräsentative Stichprobe (316 Männer im Alter bis 40 Jahre) aus dem Fragebogenmanual (Brähler et al., 2008). Lediglich im Grad der Erschöpfung am Abend, nicht jedoch am Morgen, besteht eine hohe Übereinstimmung. Es wurden die Ausgangswerte von den Untersuchungszeitpunkten vor Beginn der Scheinexpositions Nächten der Normstichprobe (Brähler, 2008) gegenübergestellt: Erschöpfung: $2,33 \pm 2,4$ vs. $2,52 \pm 3,8$; Magenbeschwerden: $0,20 \pm 0,6$ vs. $1,52 \pm 2,6$; Gliederschmerzen: $0,67 \pm 1,2$ vs. $3,31 \pm 3,8$; Herzbeschwerden: $0,07 \pm 0,3$ vs. $1,19 \pm 2,7$ und Beschwerdedruck (=Gesamtwert der vier Kategorien): $3,57 \pm 3,8$ vs. $8,53 \pm 11,1$. Sämtliche Werte im GBB-24 waren in der hier untersuchten Gruppe am Morgen nach den Scheinexpositions Nächten im Labor noch niedriger als am Abend: Erschöpfung: $1,47 \pm 2,0$; Magenbeschwerden: $0,17 \pm 0,5$; Gliederschmerzen: $0,47 \pm 0,9$; Herzbeschwerden: $0,00 \pm 0,0$ und Beschwerdedruck (=Gesamtwert der vier Kategorien): $2,37 \pm 3,1$.

Die Studie von Danker-Hopfe et al. (2007) konnte zu Vergleichszwecken nicht herangezogen werden, da der GBB-24 nicht verwendet wurde.

Die statistische Analyse ließ keine signifikanten Unterschiede in den Beschwerde-Scores am Morgen nach einer im Labor verbrachten Nacht in Abhängigkeit von der Exposition erkennen (Tab. 40), gleiches gilt auch für die Veränderungen über Nacht (Tab. 41). Da die Differenzen alle Null waren, wurde auf eine detailliertere tabellarische Darstellung im Anhang verzichtet.

Tab. 40: Beschwerden am Morgen (GBB-24): Ergebnisse der Varianzanalysen

Variable	Einheit	NV	Statistik	p
Erschöpfung		-	1.56	0.4576
Magenbeschwerden		-	1.27	0.5292
Gliederschmerzen		-	0.67	0.7165
Herzbeschwerden		-	4.67	0.0970
Beschwerdedruck		-	2.29	0.3181

Tab. 41: Differenz zwischen Beschwerden am Abend und am Morgen (GBB-24): Ergebnisse der Varianzanalysen

Variable	Einheit	NV	Statistik	p
Erschöpfung		-	0.21	0.9022
Magenbeschwerden		-	4.00	0.1353
Gliederschmerzen		-	1.45	0.4847
Herzbeschwerden		-	2.00	0.3679
Beschwerdedruck		-	0.54	0.7652

In keiner der Studien zu möglichen Auswirkungen von TETRA auf körperliche Symptome bzw. subjektive Beschwerden wurde der GBB-24 angewendet. Studien, in welchen körperliche Symptome im Rahmen von Tagesuntersuchungen unter TETRA-Exposition untersucht wurden, werden im entsprechenden Kap. XI.5.4 diskutiert.

X.4.6 Ergebnisse der Wärmeempfindung zur Schlafabornacht

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. Es sind auch keine Studien bekannt, in welchen nach Wärmegefühlen im Kopfbereich gefragt wurde. Die Fragen zur Wärmeempfindung wurden auf Einzelitemebene für abends und morgens getrennt ausgewertet und hinsichtlich ihrer Auftretenswahrscheinlichkeit mit dem Likelihood-Ratio Chi-Quadrat Test auf signifikante Verteilungsunterschiede zwischen den Expositionsbedingungen überprüft. Die Auswertung ergab für das Empfinden von Wärme morgens an der Stirn keine Unterschiede zwischen den drei Expositionsbedingungen ($p = 0.9067$). Am Hinterkopf

wurde am Morgen der Labornächte nach zwei Scheinbedingungen ein Wärmegefühl angegeben, aber nicht nach einer TETRA-Expositionsnacht ($p=0.3516$). Ein Wärmegefühl an der rechten Kopfseite wurde in keiner der drei Expositionsbedingungen wahrgenommen. Auf der Expositionsseite, d.h. an der linken Kopfseite wurde von einem Probanden am Morgen ein Wärmegefühl empfunden, welches nach einer Scheinnacht auftrat ($p=0.3321$).

Am Abend vor Beginn der Exposition gab jeweils ein Proband pro Expositionsbedingung Wärme an der Stirn ($p=1.000$) an. Ein Proband empfand Wärme auf der rechten Kopfseite vor Beginn der höheren TETRA-Expositionsstufe ($p=0.3321$) und an drei Abenden wurde vor Beginn einer Exposition mit TETRA (1x 1,5 W/kg und 2x 6 W/kg) ein Wärmegefühl am Hinterkopf verspürt ($p=0.4279$). Die linke Seite wurde zweimal im Zusammenhang mit Wärmeempfinden vor Beginn einer TETRA-Exposition (1x 1,5 W/kg, 1x6 W/kg) genannt, die Auftretenswahrscheinlichkeit dieser Empfindung war allerdings nicht überzufällig ($p=0.4428$).

Mit den vorliegenden Ergebnissen kann ausgeschlossen werden, dass die Probanden aufgrund 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. Auch hier gilt, dass sich die EEG-Daten (AAT, Ruhe-EEG, evozierte Potenziale) der nachfolgenden Experimente in der Art der Ableitung, Weiterverarbeitung (v.a. Artefaktbereinigung) und Auswertung (u.a. Software) von denen anderer Studien und auch von unserer Vergleichsstudie unterscheiden, weshalb ein Vergleich mit anderen (Referenz-)Werten entfallen muss.

XI.1 Ergebnisse der am Tag durchgeführten psychophysiologischen Experimente

Bei Experimenten, in denen sowohl EEG-Parameter als auch Leistungsparameter erhoben worden sind, werden diese pro Testverfahren beschrieben.

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. Wie Tab. 42 zu entnehmen ist, ergeben sich aus den Ergebnissen der Rangvarianzanalyse nach Friedman keine Hinweise auf eine signifikante Beeinflussung der über den AAT erfassten Müdigkeit. So lassen weder die gemittelten Leistungen der okzipital (an O1 und an O2) registrierten Alpha-Aktivität bei geöffneten und bei geschlossenen Augen, noch die Koeffizienten (AAC) signifikante Unterschiede zwischen den drei Expositionsbedingungen erkennen. Das wird durch die im Anhang in Tab. A13 detailliert dargestellten Unterschiede zwischen den Expositionsbedingungen und der Sham-Bedingung sowie zwischen den beiden Expositionsbedingungen belegt.

Tab. 42: Alpha Attenuation Test (AAT): Ergebnisse der Varianzanalysen

Variable	Einheit	NV	Lokalisation	Statistik	p
gemittelte Alpha-Leistung (bei geschlossenen Augen)	μV^2	-	O1	2.07	0.3558
	μV^2	-	O2	0.47	0.7919
gemittelte Alpha-Leistung (bei geöffneten Augen)	μV^2	-	O1	2.47	0.2913
	μV^2	-	O2	1.67	0.4346
AAC		-	O1	0.87	0.6483
		-	O2	2.40	0.3012

Bislang liegen keine anderen Studien zum Einfluss von TETRA auf die Ergebnisparameter im AAT vor.

XI.1.2 Ergebnisse der Powerspektralwerte im Ruhe-EEG

Die Powerspektraldaten des Ruhe-EEGs wurden, wie in Kap. IX.2.2 beschrieben, zunächst nach Frequenzbändern - Delta (0,50 – 3,75 Hz), Theta (4,00 – 7,75 Hz), Alpha (8,00 – 12,75 Hz) und Beta1 (13,00 – 21,75 Hz) – und anschließend für einzelne Spektrallinien (0,50 Hz – 21,75 Hz) ausgewertet.

Artefaktbehaftete Segmente wurden aus der Analyse ausgeschlossen (siehe Kap. IX.2.2). Dies hatte zur Folge, dass die Auswertung nur für 15 der insgesamt 19 Lokalisationen erfolgen konnte, da die frontopolaren (Fp1 und Fp2) und die äußeren frontalen Spuren F7 und F8 von besonders starken Einstreuungen durch Augenartefakte betroffen waren.

Auf eine detaillierte tabellarische Darstellung der Ergebnisse der statistischen Datenanalyse wird an dieser Stelle aus Platzgründen verzichtet. Die Ergebnisse sind im Anhang (Tab. A14 – Frequenzbänder sowie in Tab. A15 Spektrallinien bei einer Auflösung von 0.25 Hz für den Frequenzbereich zwischen 0.5 und 21.75 Hz) dargestellt.

Bei insgesamt 60 für die Frequenzbänder durchgeführten Tests (4 Frequenzbänder * 15 Lokalisationen) ergaben sich insgesamt fünf signifikante Ergebnisse, was über der bei multiplen Tests bei einer Irrtumswahrscheinlichkeit von $p = 0.05$ zu erwartenden Anzahl signifikanter Ergebnisse (3) liegt.

Alpha-Frequenzband

Keines der fünf signifikanten Ergebnisse betrifft das Alpha-Frequenzband. Eine Analyse möglicher Expositionseffekte auf der Basis der Spektrallinien lässt für das Alpha-Frequenzband acht signifikante Ergebnisse von insgesamt 300 Tests (20 Frequenzen * 15 Lokalisationen) erkennen (siehe Abb. 62). Dies liegt unter der zufallsbedingt bei einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 5% zu erwartenden Häufigkeit signifikanter Ergebnisse (15).

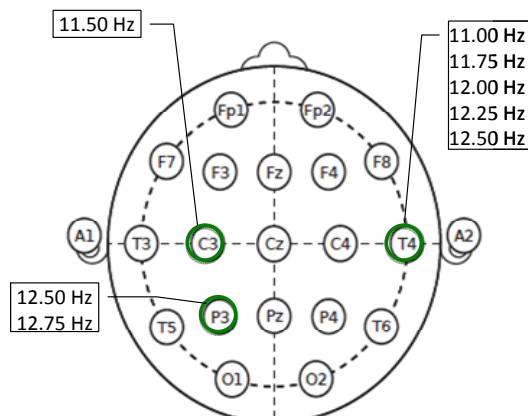


Abb. 62: Übersicht über die Lokalisationen, die in der Varianzanalyse signifikante Unterschiede im Alpha-Frequenzband erkennen ließen (bei Auswertung auf der Basis von Spektrallinien)

Fünf der signifikanten Ergebnisse wurden an der Lokalisation T4 (siehe Abb. 62), d.h. in der Temporalregion der der Exposition gegenüber liegenden Kopfseite beobachtet und zwar für die Frequenzen 11,00, 11,75 – 12,50 Hz. Im paarweisen Vergleich war die Power für 12,00, 12,25 und 12,50 Hz unter Exposition mit 1,5 W/kg signifikant höher als unter Sham, für 6 W/kg galt das nur für 12,50 Hz. Die in der Varianzanalyse beobachteten Unterschiede zwischen allen drei Gruppen an C3 lassen sich im paarweisen Vergleich nicht als statistisch signifikant abbilden. An P3 war beim paarweisen Vergleich eine reduzierte Power für 12,50 Hz unter Exposition mit 6 W/kg im Vergleich zur Exposition mit 1,5 W/kg zu beobachten (siehe Abb. 63).

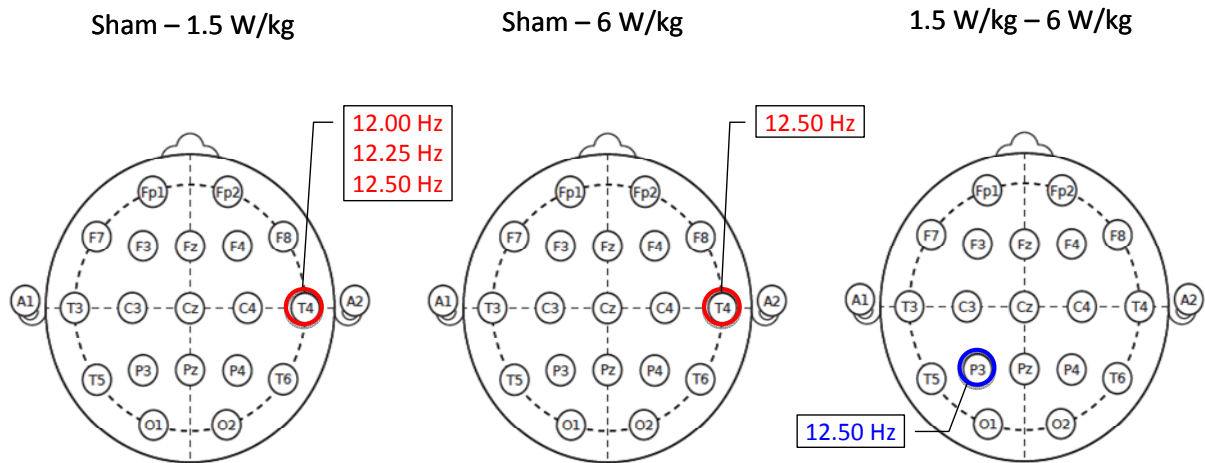


Abb. 63: Übersicht über die paarweisen Vergleiche für die Lokalisationen, die in der Varianzanalyse im Alpha-Frequenzband signifikante Ergebnisse erkennen ließen (bei Auswertung auf der Basis von Spektrallinien). Rote Kreise bedeuten eine höhere Power unter Exposition im Vergleich zu Sham bzw. im Vergleich zur niedrigeren Exposition. Blaue Kreise bedeuten eine geringere Power unter Exposition im Vergleich zu Sham bzw. im Vergleich zur niedrigeren Exposition.

Beta1-Frequenzband

Für das Beta1-Frequenzband ließ sich im Friedman-Test ein signifikanter Effekt ($p = 0.0125$) in der frontozentralen Region (Fz) beobachten (Abb. 64).

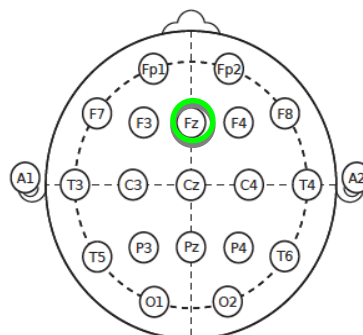


Abb. 64: Darstellung des signifikanten Ergebnisses für Fz im Beta1-Band

Eine Analyse der paarweisen Differenzen zwischen den Expositionsbedingungen zeigt, dass unter beiden Expositionsbedingungen die Power im Beta1-Frequenzband signifikant höher ist als unter der Sham-Bedingung (Abb. 65), während die Unterschiede zwischen den Expositionsbedingungen eine Tendenz zu höheren Werten unter der Exposition mit 6 W/kg erkennen lassen, die statistisch jedoch nicht signifikant sind ($p = 0.4484$).

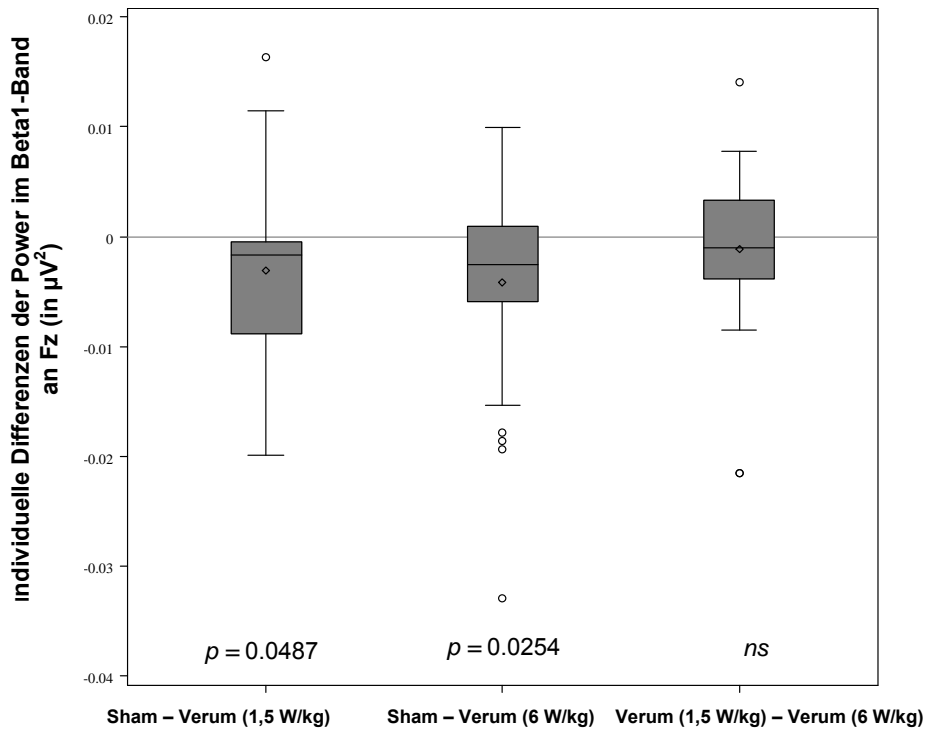


Abb. 65: Boxplot der Verteilung der individuellen Differenzen zwischen den Expositionsbedingungen für die Power (μV) im Beta1-Band an Fz. Friedmann-Test: $p = 0.0125$. *ns*: nicht signifikant im paarweisen Vergleich

Die Analyse auf der Basis der Spektrallinien ergab in diesem Frequenzband bei insgesamt 490 Tests (36 Frequenzen * 15 Lokalisationen) 47 statistisch signifikante Ergebnisse, was mehr ist als die zufallsbedingt zu erwartende Anzahl (25) (siehe Abb. 66). Bis auf vier Ausnahmen sind 43 der 47 signifikanten Effekte für die Frequenzen zwischen 13,25 und 18,00 Hz an verschiedenen Lokalisationen zu beobachten. Die restlichen vier signifikanten Ergebnisse betreffen die Frequenzen 18,75 Hz (C3 und P3) sowie 20,25 Hz (Fz) und 21,25 Hz (F4).

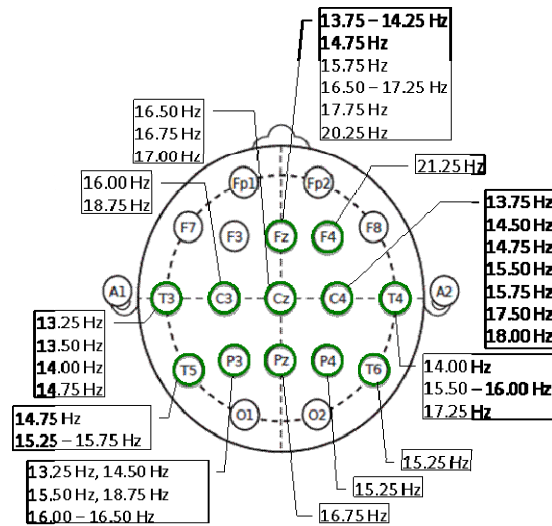


Abb. 66: Übersicht über die Lokalisationen, die in der Varianzanalyse signifikante Unterschiede im Beta1-Frequenzband erkennen ließen (bei Auswertung auf der Basis von Spektrallinien)

Insgesamt lassen bis auf F3 und die zwei okzipitalen Spuren (O1, O2) alle Lokalisationen in einzelnen Frequenzen signifikante Unterschiede erkennen, deren Zahl von eins (F4, Pz, P4, T6) bis elf an der Position Fz variiert. Tendenziell ähnliche Ergebnisse mit einer geringeren Anzahl signifikanter Unterschiede lassen sich an C4 und P3 mit je sieben signifikanten Ergebnissen, an T4 mit fünf signifikanten Ergebnissen, an T5 und T3 mit je vier signifikanten Ergebnissen, an Cz und C3 mit drei bzw. mit zwei signifikanten Ergebnissen (Abb. 66) beobachten.

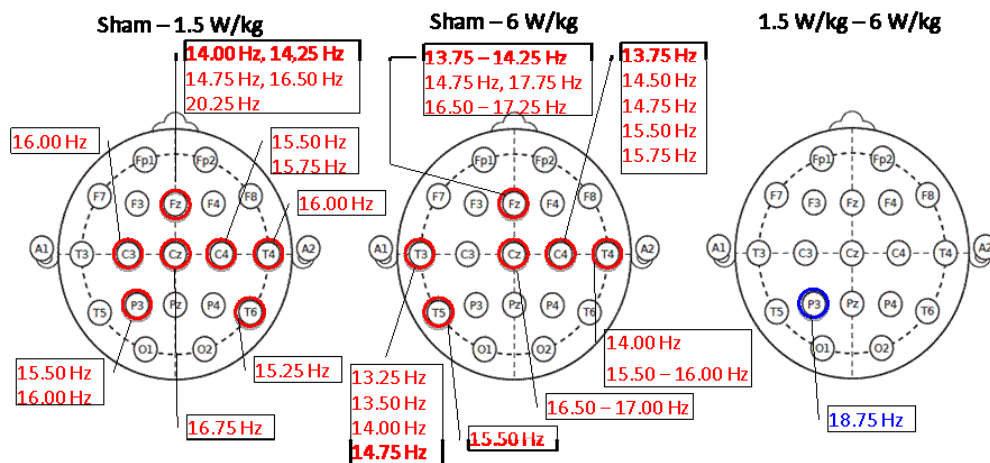


Abb. 67: Übersicht über die paarweisen Vergleiche für die Lokalisationen, die in der Varianzanalyse im Beta1-Frequenzband signifikante Ergebnisse erkennen ließen (bei Auswertung auf der Basis von Spektrallinien). Rote Kreise bedeuten eine höhere Power unter Exposition im Vergleich zu Sham bzw. im Vergleich zur niedrigeren Exposition. Blaue Kreise bedeuten eine geringere Power unter Exposition im Vergleich zu Sham bzw. im Vergleich zur niedrigeren Exposition.

Wie Abb. 67 zu entnehmen ist, lässt sich für viele Elektroden eine Erhöhung der Beta1-Power unter Exposition beobachten, für die Exposition mit 6 W/kg ist die Anzahl signifikanter Ergebnisse höher als

für die 1,5 W/kg Exposition. Bei 36 Tests pro Elektrode sind bei einer zweiseitigen Irrtumswahrscheinlichkeit $p < 0.05$ zwei als signifikant zu erwarten, diese Anzahl wird bei Exposition mit 1,5 W/kg an Fz überschritten und bei Exposition mit 6 W/kg an Fz, T3, T4, Cz und C4.

Delta-Frequenzband

Für das Delta-Frequenzbereich ließ sich im Friedman-Test bei Analyse der Power im gesamten Frequenzband ein signifikanter Effekt ($p = 0.0498$) ebenfalls in der frontalen Region, jedoch auf der zur Exposition kontralateralen Seite (F4) beobachten (Abb. 68). Die Analyse der paarweisen Differenzen zwischen den Expositionsbedingungen zeigt, dass unter der stärkeren Expositionsbedingung die Power im Delta-Frequenzband signifikant kleiner ist als unter der Shambedingung. (Abb. 69) Ähnliche Tendenzen lassen sich auch für die Unterschiede zwischen den beiden anderen beiden Expositionsbedingungen beobachten, allerdings sind diese nicht statistisch signifikant.

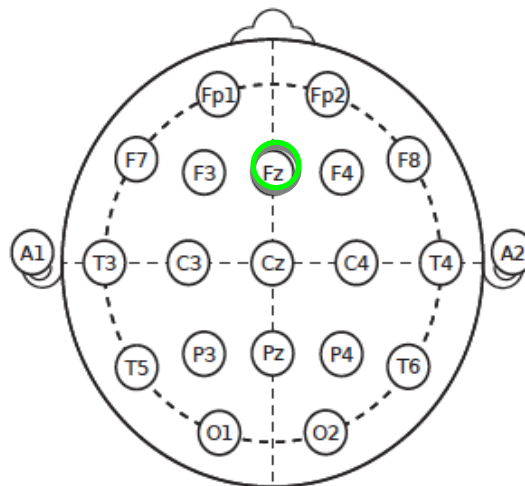


Abb. 68: Darstellung des signifikanten Ergebnisses für F4 im Delta-Band

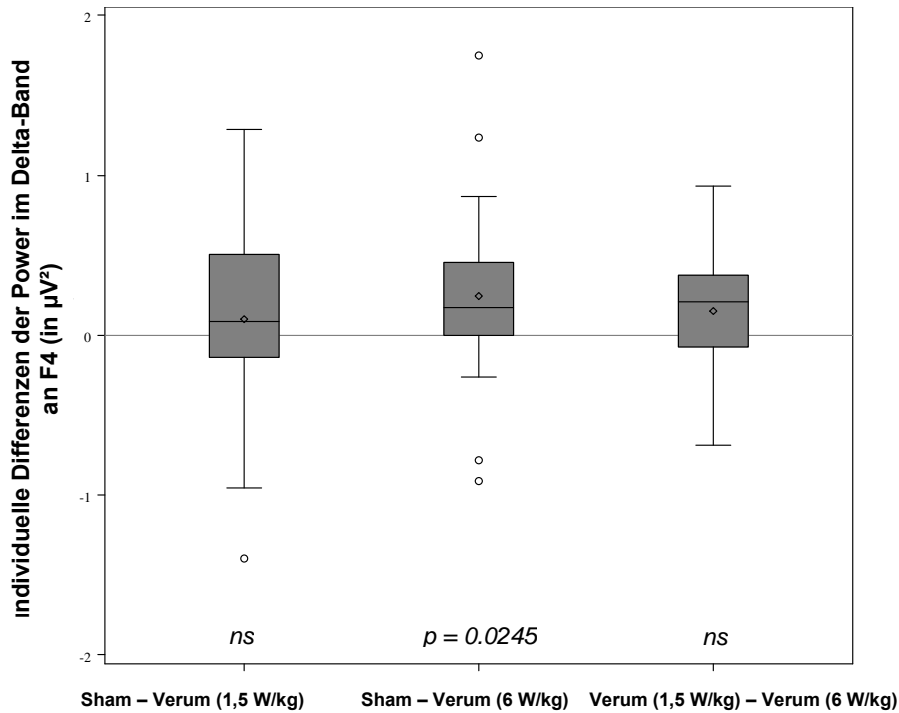


Abb. 69: Boxplot der Verteilung der individuellen Differenzen zwischen den Expositionsbedingungen für die Power (μV^2) im Delta-Band an F4. Friedman-Test: $p = 0.0498$. ns: nicht signifikant im paarweisen Vergleich

Die Analyse auf der Basis der Spektrallinien ergab in diesem Frequenzband bei insgesamt 210 Tests (14 Frequenzen * 15 Lokalisationen) 15 statistisch signifikante Ergebnisse, was ebenfalls mehr ist als die zufallsbedingt zu erwartende Anzahl (11). Während sich an sechs der insgesamt 15 Lokalisationen (T3, Cz, T5, P3, P4 und O2) für keine der untersuchten Spektrallinien signifikante Unterschiede in den Powerspektralwerten in Abhängigkeit von der Exposition ergaben, variiert die Anzahl der signifikanten Ergebnisse an den anderen Lokalisationen (siehe Abb. 70) von eins (Fz, F4, C3, T4, C4) über zwei (F3, Pz, O1) bis zu vier (T6).

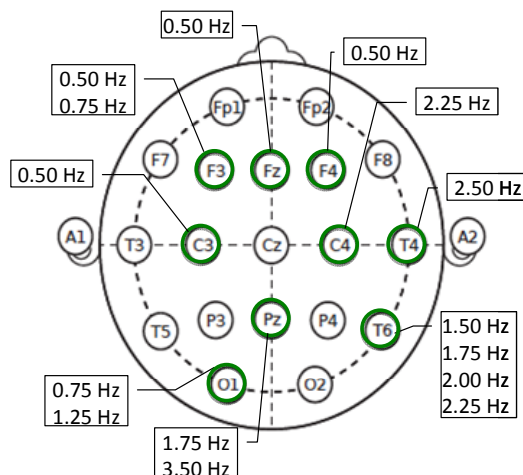


Abb. 70: Übersicht über die Lokalisationen, die in der Varianzanalyse signifikante Unterschiede im Delta-Frequenzband erkennen ließen (bei Auswertung auf der Basis von Spektrallinien)

Wie Abb. 71 zu entnehmen ist, lassen sich insbesondere bei Exposition mit 6 W/kg an mehreren Elektroden signifikante Abweichungen in der Delta-Power im Vergleich zur Sham-Exposition erkennen. Die beobachteten Unterschiede weisen eine topografische Differenzierung auf. Während an O1, T6 und C4 die Delta-Power unter Exposition höher ist, ist sie an den frontalen Elektroden F3, Fz und F4 sowie an C3 geringer. Bei 14 Tests pro Elektrode ist ein statistisch signifikantes Ergebnis zu erwarten.

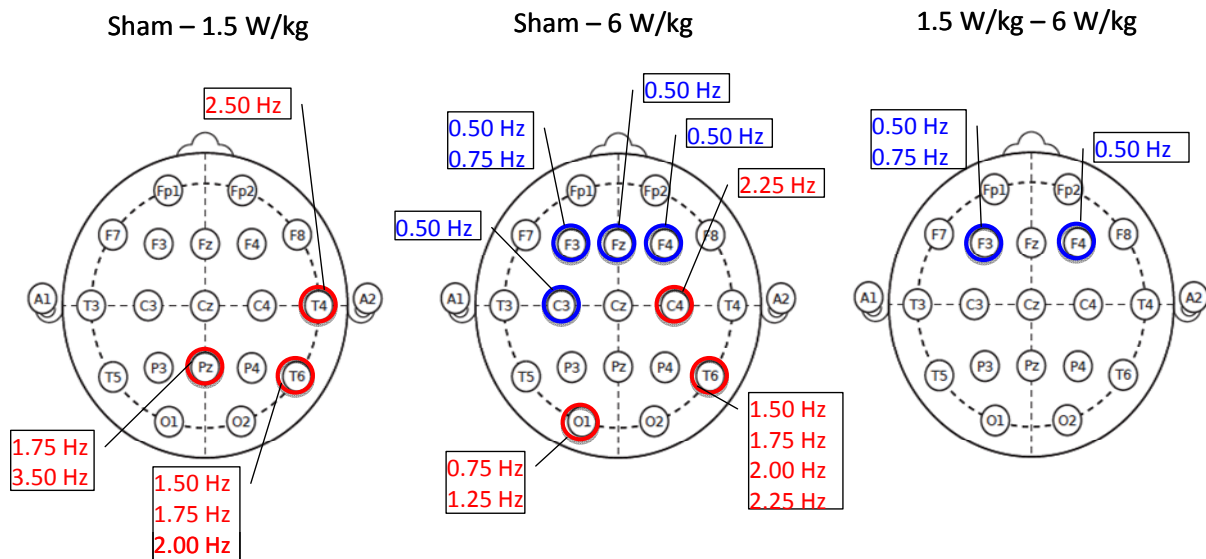


Abb. 71: Übersicht über die paarweisen Vergleiche für die Lokalisationen, die in der Varianzanalyse im Delta-Frequenzband signifikante Ergebnisse erkennen ließen (bei Auswertung auf der Basis von Spektrallinien). Rote Kreise bedeuten eine höhere Power unter Exposition im Vergleich zu Sham bzw. im Vergleich zur niedrigeren Exposition. Blaue Kreise bedeuten eine geringere Power unter Exposition im Vergleich zu Sham bzw. im Vergleich zur niedrigeren Exposition.

Theta-Frequenzband

Für das Theta-Frequenzband ließen sich an drei Lokalisationen signifikante Unterschiede zwischen den Expositionsbedingungen beobachten, an Cz ($p = 0.0233$), P3 ($p = 0.0233$) und T5 ($p = 0.0353$) (Abb. 72).

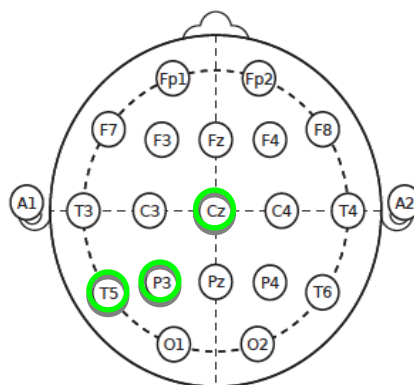


Abb. 72: Darstellung der signifikanten Ergebnisse im Theta-Band

Wie Abb. 73 zu entnehmen ist, sind die Powerspektralwerte an Cz unter den Verum-Expositionen größer als unter Sham. Für die Exposition mit 1,5 W/kg ist die Verteilung der individuellen Differenzen statistisch signifikant von Null verschieden ($p = 0.0489$), für die Exposition mit 6 W/kg wird eine statistische Signifikanz knapp verfehlt ($p = 0.0508$). Zwischen den beiden Expositionen gibt es keine nennenswerten Unterschiede in der Verteilung der individuellen Differenzen der Powerspektralwerte.

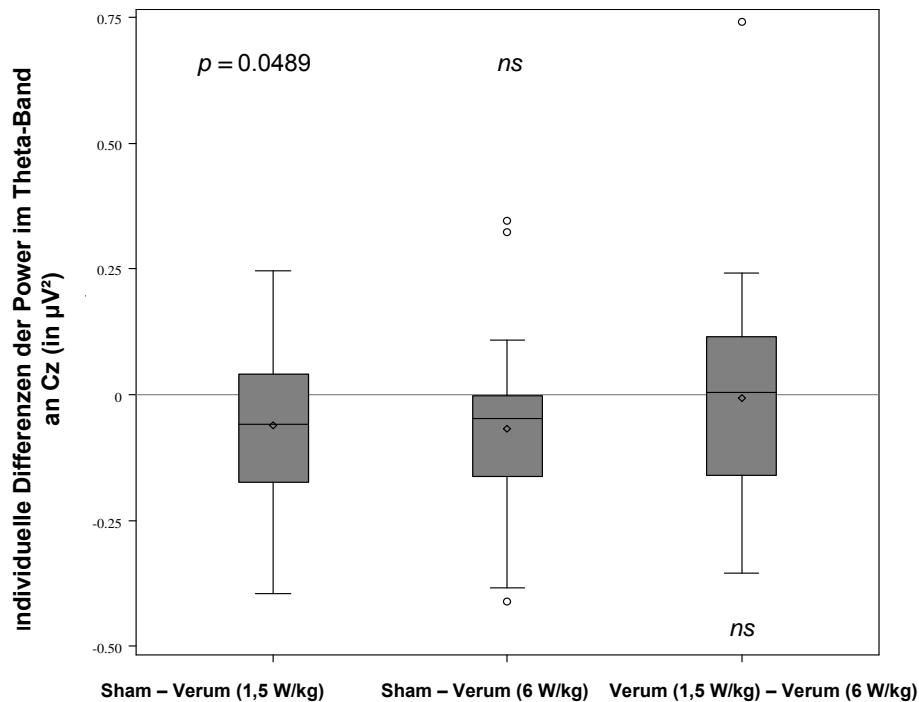


Abb. 73: Boxplot der Verteilung der individuellen Differenzen zwischen den Expositionsbedingungen für die Power (μV) im Theta-Band an Cz. Friedmann-Test: $p = 0.0233$. ns: nicht signifikant im paarweisen Vergleich

An der Position P3, d.h. in der zur Exposition ipsilateralen parietalen Kopfseite, lassen sich ebenfalls höhere Powerspektralwerte unter Exposition beobachten (Abb. 74), die für eine Exposition mit 6 W/kg zu signifikanten Erhöhungen führt ($p = 0.0405$), während sich bei Exposition mit 1,5 W/kg eine Tendenz abzeichnet, die statistisch nicht signifikant ist ($p = 0.0701$). Zwischen den beiden Expositionen gibt es keine nennenswerten Unterschiede in den Powerspektralwerten ($p = 0.5903$).

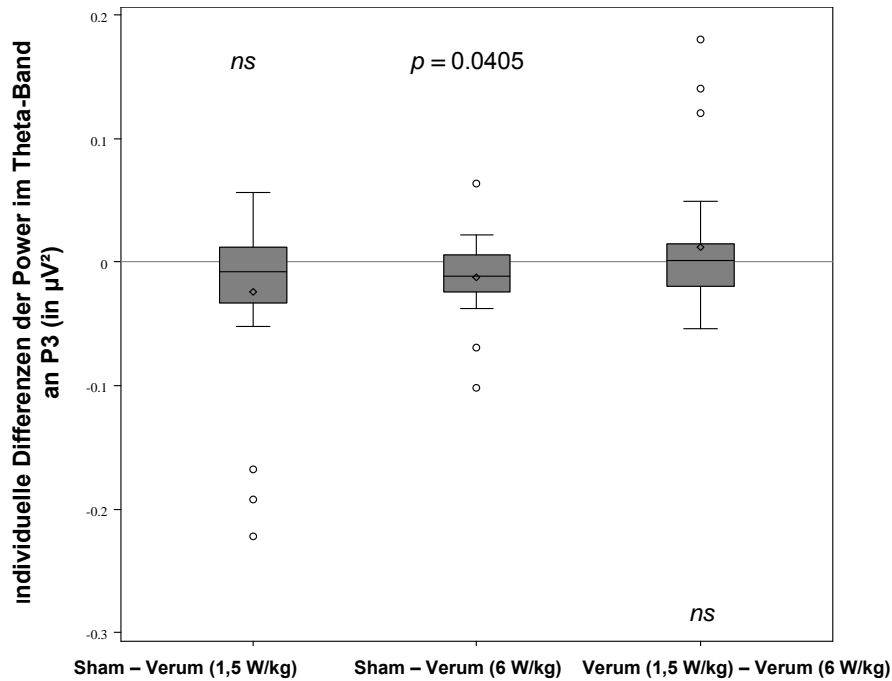


Abb. 74: Boxplot der Verteilung der individuellen Differenzen zwischen den Expositionsbedingungen für die Power (μV) im Theta-Band an P3. Friedmann-Test: $p = 0.0233$. *ns*: nicht signifikant im paarweisen Vergleich

Statistisch bedeutsam höhere Powerspektralwerte unter Exposition lassen sich auch an T5 beobachten, d.h. in der zur Exposition ipsilateral gelegenen Temporalregion (vgl. Abb. 75). Die Zunahme unter Exposition ist für beide Expositionen signifikant (1,5 W/kg: $p = 0.0114$; 6 W/kg: $p = 0.0362$), die Unterschiede zwischen den beiden Expositionen dagegen nicht ($p = 0.9245$).

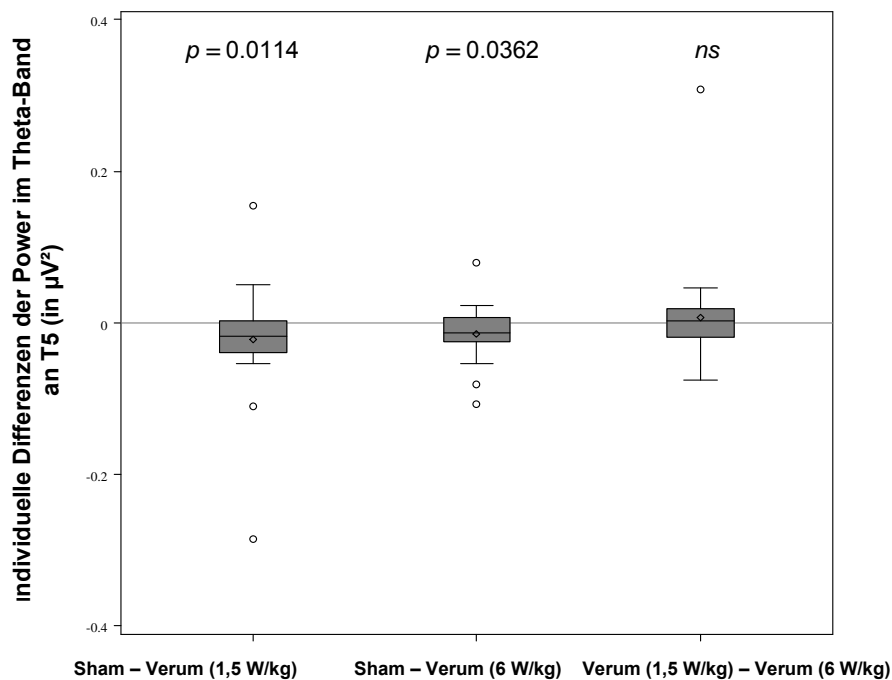


Abb. 75: Boxplot der Verteilung der individuellen Differenzen zwischen den Expositionsbedingungen für die Power (μV) im Theta-Band an T5. Friedmann-Test: $p = 0.0353$. *ns*: nicht signifikant im paarweisen Vergleich

Eine Analyse auf der Basis der Spektrallinien ergab in diesem Frequenzband ergab bei 240 Tests (16 Frequenzen * 15 Lokalisationen) insgesamt 30 signifikante Ergebnisse, d.h. mehr als zufallsbedingt zu erwarten wären (12). Insgesamt lassen sich an drei Lokalisationen (F4, T3, O2) keine und an 12 der 15 Lokalisationen für ein bis sechs Frequenzen Unterschiede in der spektralen Power zwischen den Expositionsbedingungen beobachten (Abb. 76).

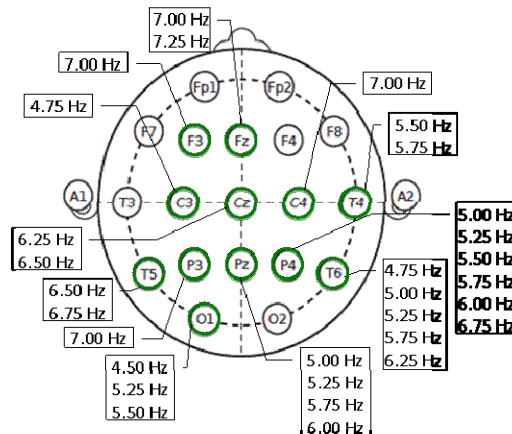


Abb. 76: Übersicht über die Lokalisationen, die in der Varianzanalyse signifikante Unterschiede im Theta-Frequenzband erkennen ließen (bei Auswertung auf der Basis von Spektrallinien)

Wie Abb. 77 zu entnehmen ist, lässt sich für viele Elektroden eine Erhöhung der Theta-Power unter Exposition beobachten, für die Exposition mit 6 W/kg ist die Anzahl signifikanter Ergebnisse höher als für die 1,5 W/kg Exposition. Bei 16 Tests pro Elektrode ist bei einer zweiseitigen Irrtumswahrscheinlichkeit $p < 0.05$ ein signifikantes Ergebnis zu erwarten:

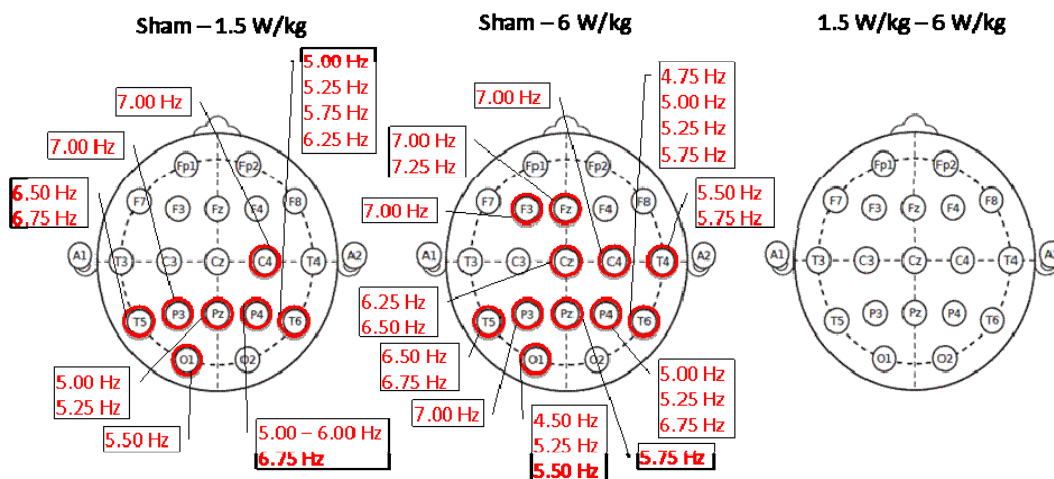


Abb. 77: Übersicht über die paarweisen Vergleiche für die Lokalisationen, die in der Varianzanalyse im Theta-Frequenzband signifikante Ergebnisse erkennen ließen (bei Auswertung auf der Basis von Spektrallinien). Rote Kreise bedeuten eine höhere Power unter Exposition im Vergleich zu Sham bzw. im Vergleich zur niedrigeren Exposition. Blaue Kreise bedeuten eine geringere Power unter Exposition im Vergleich zu Sham bzw. im Vergleich zur niedrigeren Exposition.

Zusammenfassend lässt sich 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., 2007; kein Effekt: Gehlen et al., 1996; Hinrichs und Heinze, 2006) in dieser Studie nicht beobachten lässt. In entsprechenden Studien ist die Konstanzhaltung der Tageszeit zu der die Daten erhoben werden von besonderer Bedeutung (Danker-Hopfe und Dorn 2007, Sauter et al. 2011). So kam die Vergleichsstudie aus dem Mobilfunkforschungsprogramm für GSM900 Exposition zu folgendem Ergebnis: „Es fanden sich unter GSM 10 signifikante Ergebnisse für den Faktor „Exposition“ und 79 signifikante Ergebnisse für den Faktor „Tageszeit“ bei insgesamt 361 durchgeführten Tests. Die Hälfte der signifikanten Ergebnisse für den Expositionsfaktor trat im Frequenzbereich von 10,0 Hz und 10,25 Hz auf und war über die gesamte Oberfläche verteilt (Fz, C4, T4, T5). Im Frequenzbereich von 8,50 Hz bis 9,25 Hz konzentrierten sich die restlichen signifikanten Expositionseffekte beidseitig auf der Mittellinie (T3, C4). Die Power im Alphaband war bei allen signifikanten Ereignissen unter Exposition mit GSM höher als unter Scheinbedingung. Aufgrund der hohen Anzahl der durchgeführten Tests wäre aber allein für 18 Tests ein zufällig signifikantes Ergebnis zu erwarten.“ (Danker-Hopfe und Dorn, 2007, S. 178).

In der vorliegenden Studie zeigte eine erste Auswertung des Ruhe-EEGs zeigte bei den zahlreichen durchgeführten Tests zwar mehr statistisch signifikante Ergebnisse als zufallsbedingt erwartet wurden, die Ergebnisse ließen jedoch weder hinsichtlich der betroffenen EEG-Frequenzen noch hinsichtlich der betroffenen Hirnregionen systematische Effekte erkennen.

Bisher gibt es nur eine einzige Studie, in welcher das Ruhe-EEG unter TETRA-Einfluss untersucht wurde (Butler, 2005). Das Spontan-EEG wurde für jeweils 40 Sekunden bei geschlossenen Augen und bei offenen Augen unter jeder Expositionsbedingung (kontinuierliches TETRA 400 MHz- Signal, modulierte TETRA 400 MHz- Signal oder Scheinexposition) von 18 Versuchspersonen aufgezeichnet. Im Frequenzbereich von 1 bis 70 Hz wurde die spektrale Power für die Frequenzbänder Delta, Theta, Alpha, Beta 1, Beta 2 und Gamma berechnet. Es zeigte sich weder ein Unterschied in den sechs Bändern zwischen den drei Expositionsbedingungen, noch Veränderungen an einzelnen Elektrodenpositionen. Die Differenzen zwischen den Expositionsbedingungen waren in Bezug auf die Richtung der Veränderung inkonsistent. Dies betraf auch die Differenzen der Frequenzbänder während geschlossener oder geöffneter Augen. Konkrete Werte und statistische Kennwerte wurden von Butler et al. (2005) nicht publiziert. Aus diesem Grund ist ein direkter Vergleich mit den hier gewonnenen Ergebnissen nicht möglich. Die Studie von Butler et al. (2005) unterschied sich außerdem von der hier präsentierten Studie in kürzer dauernden EEG-Aufzeichnungen (2 x 40 s vs. 5 Minuten ausschließlich bei geschlossenen Augen) und in einer geringeren Anzahl an Probanden (18 vs. 30).

Technische Artefakte durch das modulierte Hochfrequenzsignal, wie sie in einer Publikation von Fouquet et al. (2013) gezeigt wurden, konnten in der vorliegenden Studie ausgeschlossen werden.

XI.1.3 Ergebnisse der evozierten Potentialen

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.1.3.1 Ergebnisse der Contingent Negative Variation (CNV)

Zur Überprüfung eines möglichen Expositionseffekts auf das mittels EEG gemessene evozierte Potential wurden, wie in Kap. VIII. 2.4.1 bereits ausgeführt, 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. Vergleiche mit den EEG-Ergebnisse zur CNV aus der Vorgängerstudie (Danker-Hopfe und Dorn, 2007) sind aufgrund einer abweichenden Methode in Durchführung und Auswertung nicht sinnvoll möglich. Wie in Kap. IX.3.3 bereits beschrieben, liefert der Test zur Überprüfung der Contingent Negative Variation (CNV) auch einen Leistungsparameter und zwar die Reaktionszeit, ermittelt aus der Differenz zwischen dem Loslaufen und dem Anhalten des Zeigers. Dieser auf der Verhaltensebene gemessene Zielparameter Reaktionszeit stimmt für die Sham-Bedingung (212 ± 29 ms) sehr gut mit der Vergleichsstudie überein (212 ± 35 ms), die an 30 gesunden jungen Männern im Alter von 18-30 Jahren durchgeführt wurde (Danker-Hopfe und Dorn, 2007).

An einer der sechs Lokalisationen (Fz) ließ sich eine signifikante Variation der Amplitude des evozierten Potentials in Abhängigkeit von der Exposition beobachten (vgl. Tab. 43 und Tab. A16 im Anhang). Wie ebenfalls Tab. 43 zu entnehmen ist, hat die Exposition keinen signifikanten Effekt auf die Reaktionszeit in diesem Test.

Tab. 43: Amplitude und Reaktionszeit der CNV: Ergebnisse der Varianzanalysen

Variable	Einheit	NV	Lokalisation	Statistik	p
Amplitude	µV	+	F3	1.86	0.1648
	µV	+	Fz	3.43	0.0392
	µV	+	F4	0.59	0.5567
	µV	+	C3	1.59	0.2128
	µV	+	Cz	2.69	0.0765
	µV	+	C4	0.55	0.5812
Reaktionszeit	ms	+		0.28	0.7583

Die Amplitudendifferenzen zwischen den Expositionsbedingungen an der Lokalisation Fz sind in Abb. 78 dargestellt. Da die Amplituden tendenziell negative Werte haben, spiegeln positive Differenzen eine größere negative Amplitude unter der Verum-Expositionsbedingung im Vergleich zur Sham-Exposition wider bzw. eine größere negative Amplitude unter der Exposition mit 6 W/kg im Vergleich zur Exposition mit 1,5 W/kg. Signifikant sind die Amplitudendifferenzen im paarweisen Vergleich lediglich zwischen der Sham- und der 6 W/kg- Expositionsbedingung.

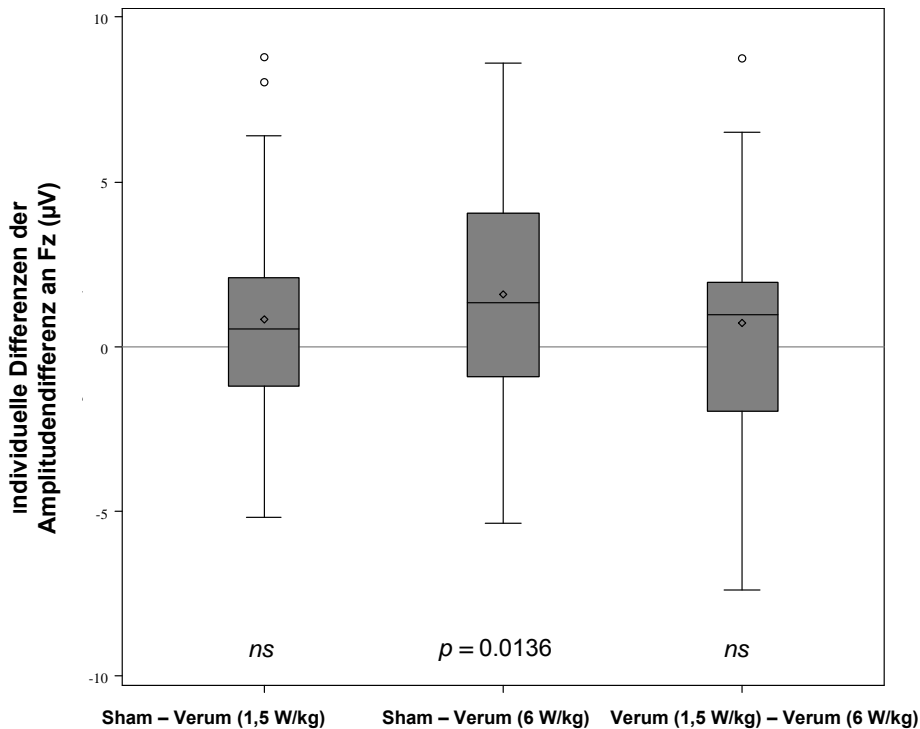


Abb. 78: Boxplot der Verteilung der individuellen Differenzen zwischen den Expositionsbedingungen für die Amplitudendifferenzen (μV) (lineares gemischtes Modell: $p = 0.0392$); *ns*: nicht signifikant im paarweisen Vergleich

Bis dato ist keine Studie bekannt, in welcher die CNV als Zielparameter in der Untersuchung möglicher Einflüsse von TETRA auf das Zentrale Nervensystem abgeleitet wurde.

XI.1.3.2 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. Wie in den Kap. VIII.2.4.2 und IX.2.4 bereits beschrieben, ist 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 auch bei der CNV ist ein

Vergleich mit den Ergebnissen zum Bereitschaftspotential aus der Vorgängerstudie (Danker-Hopfe und Dorn, 2007) aufgrund abweichender Durchführung und Auswertung nicht sinnvoll möglich.

Wie Tab. 44 und Tab. A17 im Anhang zu entnehmen ist, hat die Exposition 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.

Tab. 44: Amplitude des Bereitschaftspotentials: Ergebnisse der Varianzanalysen

Variable	Einheit	NV	Lokalisation	Statistik	p
Amplitude BP	µV	-	F3	5.24	0.0728
	µV	-	Fz	2.97	0.2270
	µV	-	F4	0.48	0.7855
	µV	+	C3	0.27	0.7659
	µV	-	Cz	0.48	0.7855
	µV	-	C4	1.93	0.3808
Amplitude NS'	µV	-	F3	1.45	0.4847
	µV	-	Fz	4.34	0.1139
	µV	-	F4	1.86	0.3941
	µV	+	C3	0.03	0.9723
	µV	-	Cz	0.48	0.7855
	µV	-	C4	0.48	0.7855

Bislang wurde das Bereitschaftspotential unter TETRA-Exposition nur von einer Arbeitsgruppe untersucht (BAuA, 2007a; Freude et al., 2006). Es wurde das BP im Rahmen einer visuellen Folgereaktionsaufgabe abgeleitet und anschließend analysiert (vgl. Kap. III.4.3.4.1). Die Aufgabe wurde von sechs Männern und vier Frauen im Alter von 18 bis 28 Jahren in einem randomisierten cross-over Design unter linksseitiger TETRA-Exposition (TETRA 380,25 MHz; 17,65 Hz gepulst; peak SAR: 1,35 mW/g) im Vergleich zu einer Scheinexposition absolviert (Freude et al., 2006). Die Amplitude des Bereitschaftspotentials wurde an 56 verschiedenen Elektrodenpositionen für den Zeitbereich 500 ms vor bis zum erfolgten Tastendruck ermittelt. Es zeigten sich keine Effekte der Exposition auf die Amplitude, die topografische Amplitudenverteilung und auch nicht auf die erhobenen Leistungsparameter (Winkelabweichung und Fehlerhäufigkeit).

XI.1.3.3 Ergebnisse der Visuellen Folgereaktion (VMT) und des DC-Potentials

Wie auch bei CNV und BP sind Vergleiche mit den Ergebnissen zum langsamen Potential der Visuellen Folgereaktion aus der Vergleichsstudie (Danker-Hopfe und Dorn, 2007) aufgrund abweichender Durchführung und Auswertung nicht sinnvoll möglich.

Zur Überprüfung eines möglichen Expositionseffekts auf das mittels EEG gemessene langsame Potential wurden, wie in Kap. IX.2.4 bereits ausgeführt, 13 Elektrodenpositionen berücksichtigt. An keiner der 13 Lokalisationen ließ sich eine signifikante Variation des Potentials in Abhängigkeit von der Exposition beobachten (vgl. Tab. 45). Der auf Verhaltensebene gemessene Zielparameter für die visuelle Folgereaktion ist der Betrag der Winkelabweichung von der 12:00 Uhr Position beim Stoppen des Zeigers. Die in der vorliegenden Studie unter Sham-Exposition beobachtete Winkelabweichung ($10.4 \pm 2.0^\circ$) stimmt sehr gut mit dem der Vergleichsstudie überein ($11.1 \pm 2.1^\circ$) (Danker-Hopfe und Dorn, 2007). Wie Tab. 45 und Tab. A18 im Anhang zu entnehmen ist, hat die Exposition keinen signifikanten Effekt auf die Winkelabweichung (gemessen in Grad) in diesem Test.

Tab. 45: Amplitude des langsamen Potentials und Winkelabweichung in der VMT: Ergebnisse der Varianzanalysen

Variable	Einheit	NV	Lokalisation	Statistik	p
Amplitude	µV	+	F7	0.21	0.8085
	µV	+	F3	0.52	0.5981
	µV	+	Fz	1.04	0.3602
	µV	+	F4	0.52	0.5967
	µV	+	F8	1.14	0.3272
	µV	+	C3	0.38	0.6860
	µV	+	Cz	0.40	0.6695
	µV	+	C4	0.13	0.8770
	µV	+	O1	0.29	0.7457
	µV	+	P3	0.28	0.7545
	µV	+	Pz	0.28	0.7579
	µV	+	P4	0.67	0.5159
	µV	+	O2	0.00	0.9950
Winkelabweichung	°	+		0.30	0.7423

Die hier eingesetzte Visuelle Folgereaktionsaufgabe wurde nach Freude et al. (1998) entwickelt, die die VMT nicht nur in der Mobilfunkforschung einsetzen, sondern auch zur Überprüfung langsamer Potentiale unter dem Einfluss von TETRA (Freude et al., 2006; Ullsperger et al., 2003). Weder in einer Pilotstudie an 10 Männern (Ullsperger et al., 2003), noch in einer Gruppe bestehend aus sechs Männern und vier Frauen (Freude et al., 2006), veränderte eine linksseitige TETRA-Exposition (TETRA 380,25 MHz; 17,65 Hz gepulst; peak SAR: 1,35 mW/g) im Vergleich zu einer Scheinexposition die Leistungsparameter und/oder EEG-Parameter in der VMT. Zu beachten ist die Power bei der geringen Fallzahl von zehn Personen.

XI.1.3.4 Ergebnisse der akustisch evozierten Potentiale (AEP) - Wahlreaktion auf Töne

In dieser Aufgabe wurden neben den EEG-Variablen als Zielparame-ter die Schnelligkeit (Mittelwert und Standardabweichung der Reaktionszeit) und die Genauigkeit der Bearbeitung (Anzahl von Zyklen mit Fehlern) analysiert. In der Vergleichstudie (Danker-Hopfe und Dorn, 2007) erzielten die Probanden nahezu identische Werte: Mittelwert (\pm Standardabweichung) der Reaktionszeit in aktueller Studie vs. Vergleichsstudie: 386 ± 66 ms vs. 353 ± 52 ms; Mittelwert (\pm Standardabweichung) der Standardabweichung der Reaktionszeit: 92 ± 29 ms vs. 81 ± 26 ms; Anzahl von Zyklen mit Fehlern (Mittelwert \pm Standardabweichung): $5,0 \pm 3,9$ vs. $5,1 \pm 3,5$.

Eine Exposition mit elektromagnetischen Feldern zeigte weder einen Effekt auf die EEG-Parameter noch auf die Leistungsparameter Schnelligkeit und Bearbeitungsgüte (vgl. Tab. 46 und Tab. A19 im Anhang).

Tab. 46: EEG- und Leistungsparameter der Wahlreaktion auf Töne: Ergebnisse der Varianzanalysen

Variable	Einheit	NV	Lokalisation	Statistik	p
Latenz N1	ms	+	C3	0.88	0.42
		-	Cz	2.38	0.30
		-	C4	4.27	0.11
Amplitude N1	μ V	+	C3	0.64	0.53
		-	Cz	0.82	0.66
		-	C4	2.21	0.33
Latenz P2	ms	-	C3	4.68	0.09
		-	Cz	3.17	0.20
		-	C4	1.72	0.42
Amplitude P2	μ V	+	C3	2.16	0.13
		+	Cz	0.00	0.99
		+	C4	0.40	0.67
Mittelwert der Reaktionszeit	ms	+		0.13	0.87
Standardabweichung der Reaktionszeit	ms	-		0.12	0.94
Anzahl von Zyklen mit Fehlern		-		0.25	0.88

In der Studie von Butler et al. (2005) wurden akustisch evozierte Potentiale an 16 Elektrodenpositionen bei 18 Probanden (Alter: 18 – 39 Jahre; ohne Angabe des Geschlechts) unter zwei verschiedenen 400 MHz-Expositionen (TETRA moduliert und kontinuierlich) und unter einer Scheinexposition abgeleitet. Mittels 200 Stimuli in Form von 1000 Hz Tonschallimpulsen wurde die N100 evoziert und ihre Latenz und Amplitude analysiert. Es zeigten sich keine Expositionseffekte. Auch bei der Ableitung von visuellen und somatosensorisch evozierten Potentialen veränderte weder eine modulierte noch eine kontinuierliche Exposition die Amplituden und Latenzen der Potentiale (vgl. Kap. III.4.3.4.1). Auch für die akustischen und visuellen ereigniskorrelierten Potentiale, die während der entsprechenden Wahlreaktionsaufgaben evoziert wurden (vgl. Kap. III.4.3.4.1), wurden die P100

und N100 ausgewertet und unterschieden sich ebenso nicht zwischen den drei Expositionsbedingungen (Butler, 2005).

XI.1.3.5 Ergebnisse der akustisch evozierten Potentiale (AEP) – Oddball Paradigma

Zur Überprüfung eines möglichen Expositionseffekts auf die akustisch evozierten Potentiale des Oddball Paradigmas wurden, wie in Kap. VIII. 2.3.2 bereits ausgeführt, in der vorliegenden Studie die drei zentralen Lokalisationen Fz, Cz und Pz zur Auswertung herangezogen. Vergleiche mit den EEG-Ergebnissen aus der Vorgängerstudie (Danker-Hopfe und Dorn, 2007) wurden aufgrund abweichender Durchführung und Auswertung nicht durchgeführt. Als Leistungsparameter für den in Kap. VIII.2.3.2 und IX.2.3 beschriebenen Test wurden die mittlere Reaktionszeit auf seltene Töne und die Anzahl der fehlerhaften Reaktionen herangezogen. Die erhobenen Leistungsparameter aus der Vergleichsstudie (Danker-Hopfe und Dorn, 2007) stimmen gut mit den hier erzielten überein: Anzahl der fehlerhaften Reaktionen (Mittelwert \pm Standardabweichung) in aktueller Studie vs. Vergleichsstudie: $1,5 \pm 1,8$ vs. $2,4 \pm 3,1$; Mittelwert (\pm Standardabweichung) der Reaktionszeit: 418 ± 100 ms vs. 418 ± 84 ms.

Es zeigen sich keine signifikanten Veränderungen in den EEG- und Leistungsparametern in Abhängigkeit von der Exposition (vgl. Tab. 47 und Tab. A20 im Anhang).

Tab. 47: EEG- und Leistungsparameter im Oddball-Paradigma: Ergebnisse der Varianzanalysen

Variable	Einheit	NV	Lokalisation	Statistik	p
Amplitude	μ V	+	Fz	0.48	0.6224
	μ V	+	Cz	0.37	0.6936
	μ V	+	Pz	0.05	0.9505
Mittelwert der Reaktionszeit	ms	+		0.21	0.8130
Anzahl der Fehler		-		0.20	0.9048

In einem der Experimente von Butler et al. (2005) wurden ereigniskorrelierte akustische Potenziale bei 18 Probanden abgeleitet. Dazu mussten die Probanden auf 1000 Hz Töne reagieren (P3b) und 1500 Hz-Töne bzw. Umweltgeräusche ignorieren (P3a). Die Ziel- und Novelreize (vgl. Kap. VIII.2.3.2) hatten eine Auftretenswahrscheinlichkeit von jeweils 10%. Es wurden mindestens 64 Antworten auf Ziel- bzw. Novel-Stimuli gemittelt. Es zeigten sich keine Unterschiede in den Amplituden, Latenzen und Reaktionszeiten zwischen zwei verschiedenen TETRA-Expositionen (moduliertes und kontinuierliches 400 MHz- Signal) und einer Scheinexposition. Auch die P3b, die Butler et al. (2005) visuell evoziert hatten, indem die Probanden auf Zielreize auf einem sich wechselnden Schachbrettmuster (unvollständige Umkehrung eines Quadrates) reagieren mussten, wurde nicht durch die Exposition beeinflusst. Des Weiteren untersuchten Butler et al. (2005) die P3b im Rahmen einer verbalen Wahlreaktionsaufgabe („Ja“ oder „Nein“-Taste drücken bei Erscheinen des jeweiligen Wortes auf dem Monitor) und fanden auch in diesem Test keinen Expositionseffekt auf die Reaktionszeit, die

Amplitude und auch nicht auf die Latenz der P3b. Dies betraf auch die während des visuellen Arbeitsgedächtnisses abgeleiteten N2b und P3b und die dazugehörigen Reaktionszeiten.

Die Ergebnisse der diversen Experimente von Butler et al. (2005) bestätigen somit das hier präsentierte Ergebnis, wonach eine Exposition mit elektromagnetischen Feldern des TETRA-Funks die Amplituden der P300 in einer auditiven Oddball-Aufgabe nicht verändern.

XI.2 Ergebnisse des Pupillographischen Schläfrigkeitstests

Die mittels Pupillographie erfassten Parameter sind - wie der Alpha Attenuation Koeffizient - ein Marker der tonischen zentralnervösen Aktivierung. Der unter Sham-Bedingung gemessene mittlere Pupillendurchmesser liegt mit $6,57 \pm 0,81$ mm deutlich unter dem einer Referenzstichprobe 20-29-jähriger Männer und Frauen: $8,25 \pm 0,98$ mm (Eggert et al., 2012). In der Referenzstichprobe wurden keine Geschlechtsunterschiede beobachtet, so dass die Abweichung nicht durch die nur aus Männern bestehende Stichprobe erklärt werden kann. Es wurden jedoch signifikante Tageszeiteffekte in der Studie von Eggert et al. (2012) mit geringeren Pupillenweiten am Nachmittag beobachtet, zu der Tageszeit also, an dem die Messungen in der vorliegenden Stichprobe durchgeführt wurden. Der primäre Schläfrigkeitsindikator des Pupillographischen Schläfrigkeitstests, der Logarithmus des Pupillenunruhe-Index (lnPUI), liegt mit $1,87 (\pm 0,47)$ über dem 75. Perzentilwert der 20-29-Jährigen der Referenzstichprobe (1,82). Da der Pupillenunruheindex zwar keine tageszeitlich bedingten Schwankungen aufweist, wohl aber bei Männern statistisch signifikant höher ist als bei Frauen (Eggert et al., 2012), lässt sich die beobachtete Abweichung zur Referenzstichprobe, z.T. mit der aus ausschließlich Männern bestehenden Stichprobe erklären. Die Unterschiede können aber auch eine leicht erhöhte Tagesschläfrigkeit der untersuchten Stichprobe widerspiegeln.

Aus der Vergleichsstudie (Danker-Hopfe und Dorn, 2007) können die unter der Sham-Bedingung am Nachmittag mit einem etwas abweichenden Messgerät erhobenen Parameter zum Vergleich herangezogen werden. Der mittlere Pupillendurchmesser der Probanden dieser Studie ist mit $6,57 \pm 0,81$ mm ebenfalls etwas niedriger als die Werte der Probanden aus der Vergleichsstichprobe: $7,25 \pm 0,88$ mm. Der Pupillenunruhe-Index ist mit $7,18 \pm 3,3$ ebenfalls etwas höher als in der Vergleichsstichprobe: $6,95 \pm 3,4$.

Die statistische Analyse mit einem gemischt linearen Modell mit Messwiederholungen (logarithmierter Pupillenunruheindex) bzw. einer Friedman Rangvarianzanalyse (Pupillendurchmesser) lässt keine signifikanten Unterschiede in den Variablen zwischen den Expositionsbedingungen erkennen, was dafür spricht, dass die tonische zentralnervöse Aktivierung durch TETRA-Exposition, wie sie in der vorliegenden Studie vorgenommen wurde, nicht beeinflusst ist (siehe Tab. 48, detaillierte Ergebnisse siehe Tab. A21 im Anhang).

Tab. 48: Pupillographischer Schläfrigkeitstest (PST): Ergebnisse der Varianzanalysen

Variable	Einheit	NV	Statistik	p
Pupillenunruheindex	mm/min	-	1.40	0.4966
Pupillendurchmesser	mm	-	2.84	0.2417
logarithmierter Pupillenunruheindex		+	1.03	0.3640

Bislang gibt es keine Studie, in welcher der Pupillographische Schläfrigkeitstest zur Überprüfung möglicher Effekte einer TETRA-Exposition auf die zentralnervöse Aktivierung eingesetzt wurde.

XI.3 Ergebnisse der Tests zur Objektivierung aufmerksamkeitsbezogener Prozesse

XI.3.1 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 der Vergleichsstudie (Danker-Hopfe und Dorn, 2007; 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 in der vorliegenden Studie unter Sham beobachteten mittleren Ausprägungen der Anzahl der richtigen Reaktionen (78.3 ± 2.2) stimmen gut mit der unter Sham- Bedingung (78.8 ± 1.5) im Vergleichsprojekt beobachteten (Danker-Hopfe und Dorn, 2007) überein. Die mittlere Reaktionszeit ist mit 710 ± 86 ms etwas höher als im Vergleichsprojekt (687 ± 58 ms). Die Variabilität der Reaktionszeit, gemessen an der Standardabweichung, ist annähernd gleich: 112 ± 27 ms vs. 106 ± 24 ms.

Die statistische Analyse des Einflusses der Exposition ergab kein signifikantes Ergebnis (Tab. 49 und Tab. A22 im Anhang).

Tab. 49: Daueraufmerksamkeitstest: Ergebnisse der Varianzanalysen

Variable	Einheit	NV	Statistik	p
Mittelwert der Reaktionszeit	ms	+	1.74	0.1839
Standardabweichung der Reaktionszeit	ms	-	2.62	0.2700
Anzahl der Richtigen		-	0.34	0.8447

In einer umfangreichen Studie zum Einfluss von TETRA auf unterschiedlichste kognitive Funktionen wurde auch ein Daueraufmerksamkeitstest („Sustained Attention Response Task“), der im weitesten Sinne die selektive Aufmerksamkeit erfasst, von 40 männlichen Probanden im Alter von 21-45 Jahren bearbeitet (Smith et al., 2005). Die Aufgabe bestand darin, auf Zahlen zwischen 1 und 9, die auf einem Monitor präsentiert wurden, mit dem Drücken einer Taste zu reagieren und im Falle des Erscheinens der Zahl 3, eine Reaktion zu unterlassen. Der Test unterschied sich allerdings nicht nur in der Art der Aufgabe von der hier präsentierten, sondern auch in der Gesamttestdauer, die lediglich 260 Sekunden (\pm ca. 4,33 min) betrug. Im Vergleich zu einer Scheinbedingung zeigte sich kein Expositionseffekt von TETRA 381 MHz (1,4 W/kg, gemittelt über 10g) auf die Leistung (Reaktionszeit und Genauigkeit) (Smith et al., 2005). In derselben Studie wurde auch anhand einer visuellen Suchaufgabe die selektive Aufmerksamkeit miterfasst, da die Probanden ein blaues T zwischen ähnlichen Stimuli entdecken („Y“-Taste betätigen) oder dessen Abwesenheit bestätigen („N“-Taste drücken) mussten. Die Testdauer betrug 140 Sekunden (\pm ca. 2,33 min). In einer weiteren Aufgabe der zuvor genannten Studie wurde in gewissem Maße ebenfalls die selektive Aufmerksamkeit erfasst: Im Trail Making Test, Version B (TMB), mussten abwechselnd Zahlen (1 bis 5) und Buchstaben des Alphabets (A bis E) in aufsteigender Reihenfolge auf einem Monitor so schnell wie möglich, und ohne Fehler zu machen, angeklickt werden. Die Testdauer betrug lediglich 90 Sekunden. Sowohl in der visuellen Suchaufgabe als auch im TMB wurden weder die Reaktionszeit noch die Genauigkeit durch die TETRA-Exposition beeinflusst (Smith et al., 2005). Riddervold et al. (2010) setzten ebenfalls den TMB ein, um mögliche Effekte von TETRA 420 MHz (Peak SAR 1,73 W/kg über 1g gemittelt) bei 53 männlichen Probanden (Alter: $36,4 \pm 8,4$ Jahre) zu analysieren. Sie verwendeten eine Papier-Bleistift-Version und erfassten als Leistungsparameter die Zeit für die komplette Bearbeitung des Tests (Zahlen: 1-26; Buchstaben: A-Z). Die Bearbeitungszeit lag im Mittel unter 55 Sekunden. In dieser Studie unterschied sich die Leistung unter TETRA-Exposition nicht von jener während einer Scheinexpositionsbedingung. Weitere Studien zu TETRA-Exposition, die wesentlich ähnlichere Tests zur selektiven Aufmerksamkeit anwendeten und v.a. eine längere, besser übereinstimmende Testdauer, wie in der vorliegenden Studie hatten, sind nicht bekannt.

XI.3.2 Ergebnisse des Tests zur Geteilten Aufmerksamkeit

Die geteilte Aufmerksamkeit wurde mit einem Test aus der Testbatterie zur Aufmerksamkeit (TAP) von Zimmermann und Fimm (2002a) erfasst. In diesem Test wurden eine optische und eine akustische Aufgabe kombiniert durchgeführt, aber getrennt ausgewertet (siehe Kap. VIII.4.2 und 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.

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 liegen die Probanden aus der TETRA-Studie (bei berechnetem alterskorrigierten Median der Reaktionszeit: 665 ms) im

durchschnittlichen Leistungsbereich. In der Normwerttabelle liegen die alterskorrigierten Mediane im Bereich von 666 bis 658 ms, was Prozenträngen zwischen 46 und 50 entspricht. Insgesamt entspricht damit der Median der Reaktionszeit dem Durchschnitt der entsprechenden Referenzstichprobe.

Die unter Scheinexposition beobachteten Ergebnisse stimmen recht gut mit jenen, die in der Vergleichsstudie (Danker-Hopfe und Dorn, 2007) unter Sham beobachtet wurden, überein, wobei sämtliche Leistungsparameter in der Vergleichsstichprobe etwas besser waren: Die Mittelwerte der Reaktionszeiten waren sowohl für den Gesamtttest, als auch für die optische und die akustische Teilaufgabe in der vorliegenden Stichprobe etwas höher als in der Vergleichsstichprobe: Gesamtaufgabe: 649 ± 61 ms vs. 615 ± 68 ms, optische Teilaufgabe: 768 ± 73 ms vs. 735 ± 82 ms, akustische Teilaufgabe: 525 ± 77 vs. 498 ± 69 . Gleiches gilt für die Mediane der Reaktionszeiten der Gesamtaufgabe: 611 ± 62 ms vs. 599 ± 68 ms, optische Teilaufgabe: 731 ± 67 ms vs. 709 ± 71 ms, akustische Teilaufgabe: 514 ± 84 vs. 483 ± 73 . Die Standardabweichungen des arithmetischen Mittels der Reaktionszeiten sind in der vorliegenden Stichprobe etwas größer als in der Vergleichsstichprobe: Gesamtaufgabe: 203 ± 52 ms vs. 166 ± 33 ms, optische Teilaufgabe: 201 ± 64 ms vs. 147 ± 51 ms, akustische Teilaufgabe: 95 ± 33 ms vs. 88 ± 26 ms. Die Anzahl der richtigen Reaktionen war hingegen in der Vergleichsstudie etwas niedriger: Gesamtaufgabe: $32,3 \pm 0,7$ vs. $31,2 \pm 1,3$, optische Teilaufgabe: $16,6 \pm 0,5$ vs. $15,9 \pm 0,8$, akustische Teilaufgabe: $15,7 \pm 0,5$ vs. $15,2 \pm 0,6$. Generell war damit die Bearbeitungsgüte in beiden Stichproben sehr hoch, da die Gesamtzahl der maximal erreichbaren richtigen Reaktionen bei 33, für die optische Teilaufgabe bei 17 und für die akustische bei 16 liegt. Für einen Vergleich der Reaktionszeiten zwischen den beiden Stichproben wurde für die Vergleichsstichprobe ebenso der alterskorrigierte Wert des Medians aller Reaktionszeiten berechnet (=659 ms). Der neu berechnete Wert ist ebenfalls dem Bereich von 666 bis 658 ms zuzuordnen und liegt damit zwischen den Prozenträngen 46 und 50. Die etwas schnelleren Reaktionszeiten der Probanden aus der Vergleichsstudie könnten unter Umständen zu Lasten einer geringeren Anzahl von richtigen Reaktionen gegangen sein. Zusammenfassend sind die Unterschiede in den Leistungen als sehr gering zu betrachten.

Die statistische Analyse der Daten ergab keinen Hinweis darauf, dass die Reaktionszeiten, deren Standardabweichung oder die Anzahl der richtigen Reaktionen in Abhängigkeit von der Exposition variiert (Tab. 50). Detaillierte Ergebnisse finden sich in Tabelle A23 im Anhang.

Tab. 50: Test zur geteilten Aufmerksamkeit: Ergebnisse der Varianzanalysen

Variable	Einheit	NV	Statistik	p
Gesamter Test				
Mittelwert der Reaktionszeit	ms	+	0.69	0.5037
Standardabweichung der Reaktionszeit	ms	+	1.41	0.2535
Median der Reaktionszeit	ms	+	0.26	0.7718
Anzahl der Richtigen		-	3.50	0.1738
Optische Teilaufgabe				
Mittelwert der Reaktionszeit	ms	+	0.17	0.8422
Standardabweichung der Reaktionszeit	ms	+	0.99	0.3768
Median der Reaktionszeit	ms	+	0.12	0.8911
Anzahl der Richtigen		-	1.73	0.4204
Akustische Teilaufgabe				
Mittelwert der Reaktionszeit	ms	+	2.48	0.0927
Standardabweichung der Reaktionszeit	ms	+	1.75	0.1828
Median der Reaktionszeit	ms	+	0.12	0.8911
Anzahl der Richtigen		-	2.28	0.3200

Derzeit gibt es keine weiteren publizierten Studien, die den Einfluss einer TETRA-Exposition auf die geteilte Aufmerksamkeit zum Untersuchungsgegenstand hatten.

XI.3.3 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. 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 unter Sham beobachteten Ergebnisse stimmen gut mit denen überein, die in der Vergleichsstudie unter Sham am Nachmittag beobachtet wurden. Für den gesamten Test lag die mittlere Reaktionszeit mit 417 ± 87 ms geringfügig unter der der Vergleichsstichprobe: arithmetisches Mittel: 453 ± 93 ms, Median: 416 ± 111 ms vs. 442 ± 100 ms. Die gleiche Tendenz der Abweichung (schnellere Reaktionen in der TETRA-Stichprobe) gilt auch für die nach den ersten (Mittel: 399 ± 82 ms vs. 450 ± 107 ms; Median: 408 ± 109 ms vs. 435 ± 109 ms) und den zweiten 5 Minuten (Mittel: 430 ± 92 ms vs.

464 ± 84 ms; Median: 430 ± 114 ms vs. 450 ± 86 ms) aufgeschlüsselten Ergebnissen. Die Standardabweichungen der Reaktionszeiten für die Gesamttestdauer sind annähernd gleich 115 ± 53 ms vs. 111 ± 46 ms, die Zahl der richtigen Reaktionen in der aktuellen Studie etwas höher: 11,7 ± 0,7 vs. 10,8 ± 1,4. Auch für diese beiden Parameter gilt die gleiche Tendenz für die nach Zeitabschnitten berechneten Werte.

Die statistische Analyse der Daten ergab keinen Hinweis darauf, dass die Reaktionszeiten in diesem Test (arithmetisches Mittel und Median) sowie die Anzahl der richtigen Reaktionen - weder für den gesamten Test, noch für die Zeitabschnitte getrennt - eine signifikante Variation in Abhängigkeit von der Exposition erkennen lassen (Tab. 51). Die Standardabweichung der mittleren Reaktionszeit weist jedoch statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Expositionsbedingungen auf und zwar sowohl für den gesamten Test als auch für die ersten 5 Minuten des Testzeitraums, nicht jedoch für die zweiten 5 Minuten (Tab. 51). Detaillierte Ergebnisse finden sich in Tabelle A24 im Anhang.

Tab. 51: Vigilanztest: Ergebnisse der Varianzanalysen

Variable	Einheit	NV	Statistik	p
Gesamter Test				
Mittelwert der Reaktionszeit	ms	+	0.55	0.5828
Standardabweichung der Reaktionszeit	ms	-	6.87	0.0323
Median der Reaktionszeit	ms	-	5.00	0.0821
Anzahl der Richtigen		-	0.84	0.6575
Minute 1 - 5				
Mittelwert der Reaktionszeit	ms	-	1.40	0.4966
Standardabweichung der Reaktionszeit	ms	-	9.60	0.0082
Median der Reaktionszeit	ms	-	0.47	0.7919
Anzahl der Richtigen		-	2.00	0.3679
Minute 6 - 10				
Mittelwert der Reaktionszeit	ms	+	2.51	0.0900
Standardabweichung der Reaktionszeit	ms	-	1.80	0.4066
Median der Reaktionszeit	ms	-	4.07	0.1309
Anzahl der Richtigen		-	0.56	0.7558

Wie Abb. 79 und 80 erkennen lassen, ist lediglich der Unterschied in der Standardabweichung der Reaktionszeit unter der 1,5 W/kg Expositionsbedingung signifikant von der unter Sham-Bedingung verschieden, nicht jedoch die unter Exposition mit 6 W/Kg beobachtete, was gegen eine Dosis-Wirkungs-Beziehung spricht. Die positiven Differenzen sprechen dafür, dass die Standardabweichung unter Exposition mit 1,5 W/kg geringer ist als unter der Sham-Bedingung.

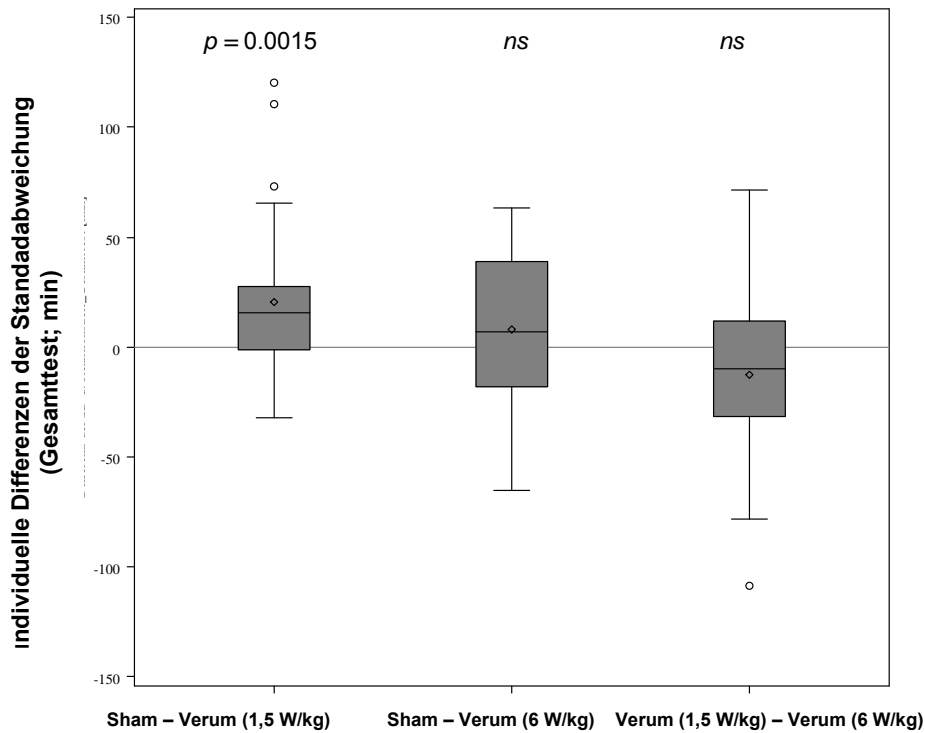


Abb. 79: Boxplot der Verteilung der individuellen Differenzen zwischen den Expositionsbedingungen für die Standardabweichungen (min) im Gesamttest. Friedmann-Test: $p = 0.0323$; ns : nicht signifikant im paarweisen Vergleich

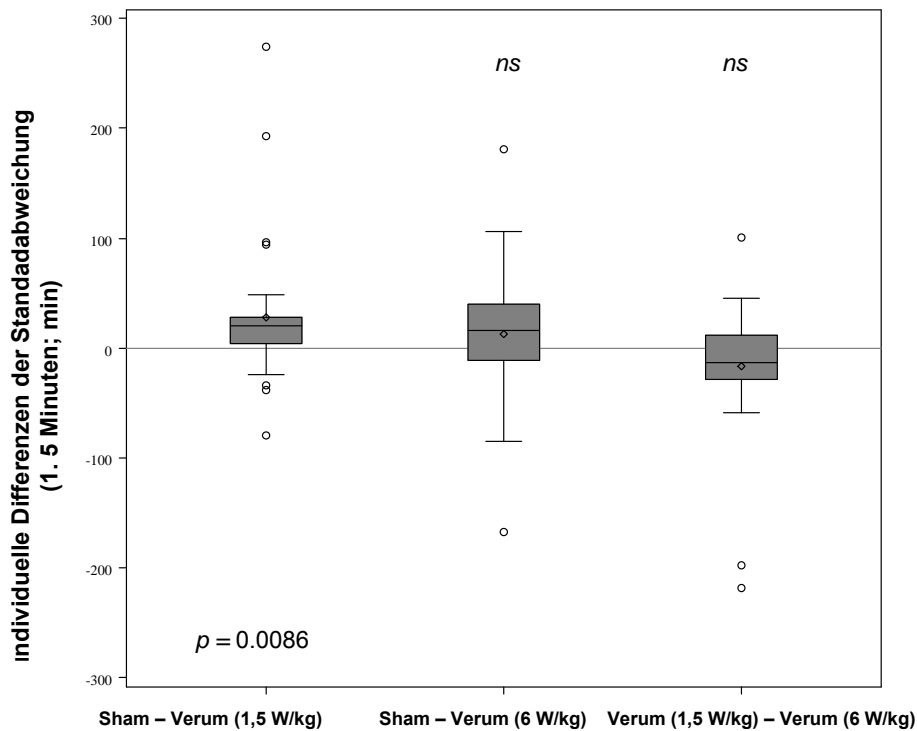


Abb. 80: Boxplot der Verteilung der individuellen Differenzen zwischen den Expositionsbedingungen für die Standardabweichungen (min) in ersten 5 Minuten. Friedmann-Test: $p = 0.0082$. ns : nicht signifikant im paarweisen Vergleich

Bislang gibt es keine Studien, in welchen der gleiche oder ein ähnlicher optischer Vigilanztest in der Messung möglicher Effekte von TETRA benutzt wurde. Lediglich in der Studie von Neuschulz et al. (2009; Vortrag), in welcher 36 Probanden während 3 Stunden mit einem unmodulierten TETRAPOL-Signal (um 400 MHz; SAR lag unter dem Grenzwert für berufliche Nutzer) exponiert wurden, wurde ein Vigilanztest verwendet. Der erfasste Parameter (Median der Reaktionszeit der Doppelsprünge) unterschied sich nicht signifikant zwischen einer Verum-Exposition der linken und der rechten Seite und auch nicht von einer Scheinexposition.

XI.4 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, 2-back und 3-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 sechs Durchgänge, berücksichtigt.

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.

In der Vergleichsstudie (Danker-Hopfe und Dorn, 2007), in welcher auch das Arbeitsgedächtnis untersucht wurde, wurden lediglich das 0-back und das 2-back Paradigma verwendet. Ein weiterer Unterschied in der Testdurchführung der vorliegenden Studie besteht darin, dass aufgrund der Erweiterung um das 1-back und das 3-back Paradigma, eine Kürzung der Testdauer für die einzelnen Paradigmen und damit der Anzahl der durchzuführenden Durchgänge erforderlich war (von 12 auf 6). Unter Berücksichtigung der genannten Unterschiede und bei Anwendung desselben Auswertalgorithmus wie in der Vorstudie ergab ein Vergleich der mittleren Reaktionszeiten für die n-back Tests etwas langsamere Reaktionszeiten in der vorliegenden Stichprobe als in der Vergleichsstichprobe: 0-back: 456 ± 86 ms vs. 392 ± 63 ms; 2-back: 305 ± 150 ms vs. 249 ± 62 ms. Die Zahl der richtigen Ergebnisse war annähernd gleich: 0-back: 13,1 vs. 12,9; 2-back: 10,4 vs. 11,1. Alle nachfolgenden Analysen wurden auf Basis der unter Kap. IX.4 beschriebenen Auswertung der Parameter durchgeführt.

Die statistische Analyse der Daten 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 (Tab. 52, sowie Tab. A25 im Anhang).

Tab. 52: Test zum Arbeitsgedächtnis (n-back): Ergebnisse der Varianzanalysen

Variable	Einheit	NV	Statistik	p
0-back Paradigma				
Anzahl der Richtigen		-	0.08	0.9592
Mittelwert der Reaktionszeit	ms	+	0.10	0.9080
1-back Paradigma				
Anzahl der Richtigen		-	12.65	0.0018
Mittelwert der Reaktionszeit	ms	-	9.80	0.0074
2-back Paradigma				
Anzahl der Richtigen		+	1.61	0.2082
Mittelwert der Reaktionszeit	ms	-	6.20	0.0450
3-back Paradigma				
Anzahl der Richtigen		+	0.49	0.6148
Mittelwert der Reaktionszeit	ms	-	0.87	0.6483

Die Differenzen der Anzahl der richtigen Reaktionen zwischen den Expositionen für das 1-back Paradigma im paarweisen Vergleich sind in Abb. 81 dargestellt. Es zeigt sich, dass die Zahl der richtigen Reaktionen unter TETRA-Exposition mit 1,5 W/kg tendenziell größer ist, die Unterschiede sind statistisch jedoch nicht signifikant ($p = 0.2388$). Die Anzahl richtiger Reaktionen unter der 6 W/kg ist zum einen statistisch signifikant ($p = 0.0357$) geringer als unter Sham-Exposition, zum anderen aber auch signifikant ($p = 0.0016$) geringer als unter Exposition mit 1,5 W/kg.

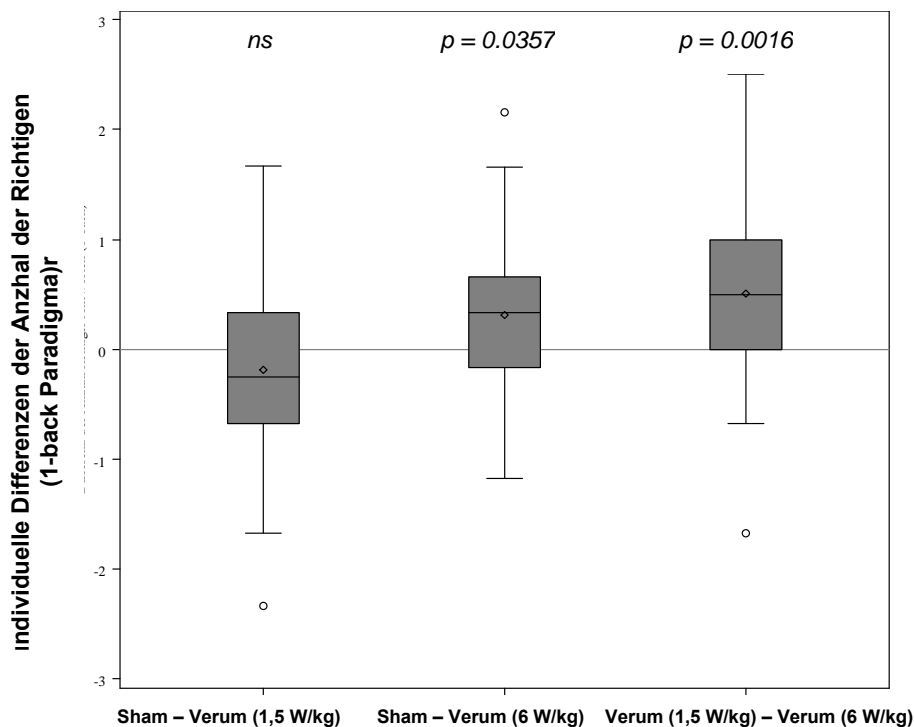


Abb. 81: Boxplot der Verteilung der individuellen Differenzen zwischen den Expositionsbedingungen für die Anzahl der Richtigen im 1-back Paradigma (Friedmann-Test: $p = 0.0018$); *ns*: nicht signifikant im paarweisen Vergleich

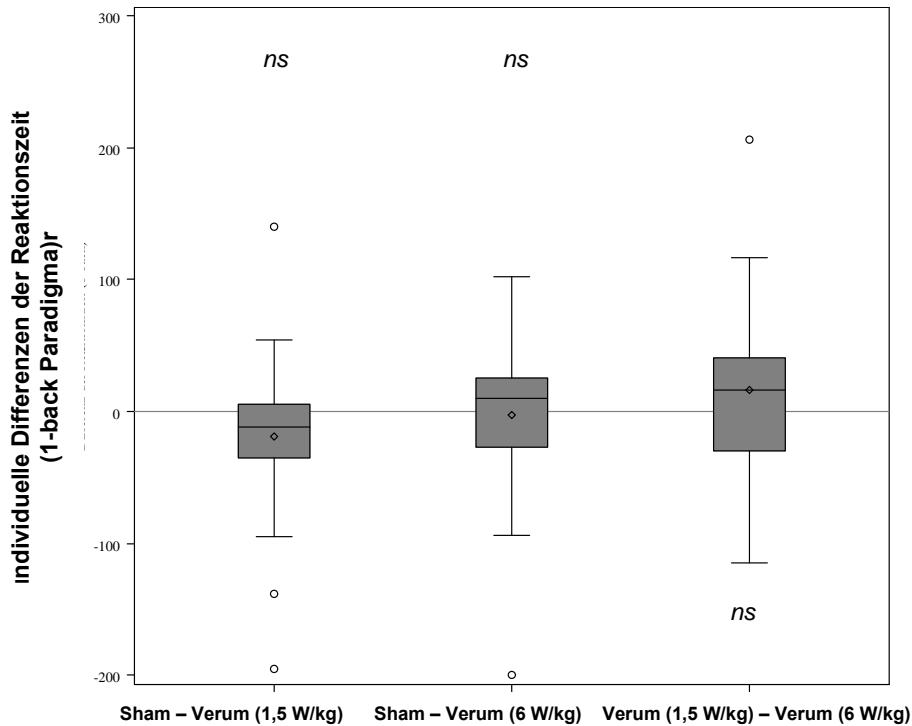


Abb. 82: Boxplot der Verteilung der individuellen Differenzen zwischen den Expositionsbedingungen für die Reaktionszeit im 1-back Paradigma. Friedman-Test: $p = 0.0074$. *ns*: nicht signifikant im paarweisen Vergleich

Die Differenzen der Reaktionszeiten zwischen den Expositionsbedingungen sind für das 1-back Paradigma in Abb. 82 und für das 2-back Paradigma in Abb. 83 dargestellt.

Bei univariater Betrachtung der Verteilung der individuellen Differenzen in der mittleren Reaktionszeit im 1-back Paradigma ergibt sich, dass keine der Verteilungen signifikant von Null abweicht. Die Reaktionszeiten unter 1,5 W/kg Exposition sind tendenziell höher als unter Sham-Exposition ($p = 0.0584$). Für das 2-back Paradigma ist unter TETRA-Exposition die mittlere Reaktionszeit sowohl bei 1,5 W/kg ($p = 0.0039$) als auch bei 6 W/kg ($p = 0.0307$) geringer als unter der Sham-Bedingung. Zwischen den beiden Verum-Expositionen gibt es keine statistisch signifikanten Unterschiede in der Reaktionszeit (vgl. Abb. 83).

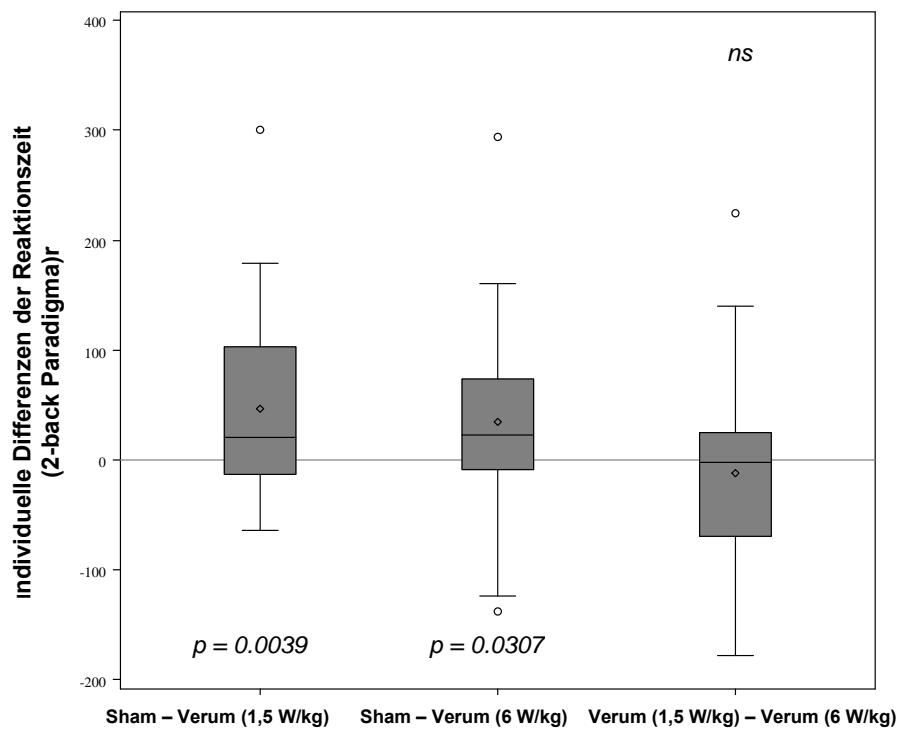


Abb. 83: Boxplot der Verteilung der individuellen Differenzen zwischen den Expositionsbedingungen für die Reaktionszeit im 2-back Paradigma. Friedman-Test: $p = 0.0450$. *ns*: nicht signifikant im paarweisen Vergleich

In der Studie von Smith et al. (2005) wurde das Arbeitsgedächtnis mit drei verschiedenen Tests unter dem Einfluss von TETRA im Vergleich zu einer Scheinexposition untersucht. Im Paced Visual Serial Addition Test mussten fortlaufend einfache Additionen von jeweils zwei Zahlen, die nacheinander am Bildschirm angezeigt wurden, durchgeführt und die Summe über die Tastatur eingegeben werden. Der Aspekt des Arbeitsgedächtnisses kam dadurch zum Tragen, dass die jeweils zweite Zahl in Erinnerung behalten und dann mit der darauffolgenden neuen Zahl addiert werden musste. Die darauffolgende musste erneut nach Eingabe der Summe mit der nächsten Zahl addiert werden usw.. Insgesamt wurden 55 Stimuli präsentiert. Die TETRA-Exposition 381 MHz (1,4 W/kg, gemittelt über 10g) beeinflusste weder die Genauigkeit noch die Reaktionszeit in dieser Aufgabe (Smith et al., 2005). Als weiterer Test zur Überprüfung möglicher Einflüsse von TETRA auf das Arbeitsgedächtnis setzten Smith et al. (2005) eine verbale und eine räumliche n-back Aufgabe mit jeweils vier Schwierigkeitsstufen (0 bis 4-back) ein. In der verbalen n-back Aufgabe wurden in der 0-back Version nacheinander Buchstaben präsentiert, die mit einem zuerst präsentierten Buchstaben („Target-Stimulus“) verglichen werden mussten. Bei Übereinstimmung sollten die Probanden so schnell wie möglich die „Y“ (=“Yes“)-Taste drücken, bei fehlender Übereinstimmung die „N“ (=“No“)-Taste. In den nachfolgenden Paradigmen musste der aktuell präsentierte Buchstabe mit dem jeweils zuvor gezeigten (=1-back) verglichen werden, bei zwei 2-back zwei zurück und bei 3-back erfolgte der Vergleich mit dem drei Buchstaben zuvor angezeigten. Die räumliche n-back Aufgabe bestand darin, die räumliche Lokalisation eines Punktes mit der einer zu Beginn gezeigten (0-back), ein Schritt (1-back), zwei (2-back)- oder drei Schritte zurück (3-back) präsentierten Punktposition abzugleichen. In

beiden n-back Aufgaben wurden die Reaktionszeit und die Bearbeitungsgüte in Bezug auf die relevanten und irrelevanten Stimuli bewertet. Weder für die visuelle noch für die räumliche n-back-Aufgabe, die der hier präsentierten am ähnlichsten ist, zeigte sich ein Expositionseffekt von TETRA auf die untersuchten Parameter.

Riddervold et al. (2010) untersuchten den Einfluss einer linksseitigen TETRA-Exposition (420 MHz, Peak SAR 1.73 W/kg über 1 g gemittelt) im Vergleich zu einer Scheinexposition u.a. auf das visuell-räumliche Arbeitsgedächtnis mittels des Computertests „Spatial Span“ aus der Cambridge Neuropsychological Test Automated Battery (CANTAB SSP). Die Aufgabe bestand darin, die Reihenfolge des Aufleuchtens von verschiedenen Quadraten zu erinnern und nach Ende der Abfolge die entsprechenden Quadrate in der richtigen Reihenfolge auf dem Bildschirm anzutippen. Der Schwierigkeitsgrad variierte zwischen 2 und 9 aufleuchtenden Quadraten. Die Leistung im CANTAB SSP der 53 männliche Probanden (Alter: 25 – 49 Jahre) unterschied sich nicht zwischen der Schein- und der TETRA-Expositionsbedingung. In gewisser Weise ähnlich war die Aufgabenstellung zur Untersuchung des visuellen Arbeitsgedächtnisses in der Studie von Butler et al. (2005), die an 18 Personen im Alter zwischen 18 und 39 Jahren durchgeführt wurde: Unter zwei TETRA- (400 MHz Trägerwelle, 0,75 W mittlere Power; TETRA moduliertes 400 MHz Signal, 0,75 W mittlere Power; 3 W Peak) und einer Scheinexpositionsbedingung mussten die Probanden erinnern, welche fünf von insgesamt neun möglichen Fenstern eines Hauses auf einem Bildschirm beleuchtet waren, und bei den nachfolgenden Durchgängen, in welchen jeweils nur ein Fenster erhellt war, entscheiden, ob dieses auch in der Ausgangsversion beleuchtet war oder nicht („ja“ oder „nein“ Taste drücken). Es zeigten sich keine Unterschiede zwischen den Expositionsbedingungen, wobei lediglich ein Abschlussbericht vorliegt, in dem weder konkrete Zahlen oder statistische Analysen berichtet wurden, noch Details zur Charakterisierung der Probanden (z.B. Geschlecht).

Wallace et al. (2012) analysierten Daten zum Arbeitsgedächtnis von 43 elektrosensitiven Probanden und 125 Kontrollpersonen unter Einfluss eines TETRA-Basisstationssignals im Vergleich zu einer Scheinexposition. Der Test „Operation Span“ verlangt von den Probandinnen und Probanden die Überprüfung einfacher mathematischer Gleichungen und das Bestätigen bzw. Ablehnen des angezeigten Ergebnisses durch Einkreisen der Antwort „yes“ bzw. „no“ auf einem Papier mit einem nicht-metallischen Stift. Jeder Gleichung folgte ein einsilbiges Substantiv, welches erinnert werden musste. Am Ende der Aufgabe mussten die Wörter in der Reihenfolge ihres Auftretens wiedergegeben werden. Der Test bestand aus 20 Sets von jeweils zwei bis fünf Kombinationen von Gleichungen und Wörtern pro Set. Die Gesamttestdauer betrug 20 Minuten. Die Bewertung berücksichtigte mit jeweils einem Punkt das richtige Lösen einer Gleichung, das korrekte Erinnern eines Wortes an der richtigen Position, und die korrekte Bearbeitung eines vollständigen Sets (alle Lösungen richtig und korrektes Erinnern der Wörter in der richtigen Reihenfolge). Zur Auswertung kamen die Prozentsätze der genannten Parameter. In der statistischen Analyse mittels gemischter ANOVA zeigte sich weder ein Expositionseffekt noch ein Wechselwirkungseffekt zwischen den Gruppen und den Expositionsbedingungen.

XI.5 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.5.1 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. In der Vergleichsstudie (Danker-Hopfe und Dorn, 2007) wurden sie nicht verwendet.

Wie Tab. 53 und Tab. A26 im Anhang zu entnehmen ist, unterscheiden sich die sechs nach der Tagestestung erhobenen Dimensionen nicht zwischen den Expositionsbedingungen.

Tab. 53: Befindlichkeit (Visuelle Analogskalen): Ergebnisse der Varianzanalysen

Variable	Einheit	NV	Statistik	p
Frische	mm	+	1.30	0.2810
Entspannung	mm	+	0.60	0.5540
Wachheit	mm	+	0.62	0.5418
Konzentration	mm	+	0.02	0.9821
Interesse	mm	+	0.39	0.6757
Ängstlichkeit	mm	-	3.76	0.1523

Generell fühlten sich die Probanden unter sämtlichen Bedingungen vor Beginn der Tagestestung weniger frisch, weniger entspannt, schläfriger, weniger interessiert, weniger gelassen, aber konzentrierter als nach der Testung, wobei die Differenzen nur für die Dimension Interesse (0 = lustlos – 100 = interessiert) signifikant verschieden waren. Bei univariater Betrachtung der Verteilung der individuellen Differenzen der Visuellen Analogskala für Interesse zeigt sich, dass keine der Verteilungen signifikant von Null abweicht (vgl. Tab. 54, Tab. A27 im Anhang und Abb. 84).

Tab. 54: Differenzen in der Befindlichkeit zwischen den Zeitpunkten vor und nach der Testung (Visuelle Analogskalen): Ergebnisse der Varianzanalysen

Variable	Einheit	NV	Statistik	p
Frische	mm	+	0.30	0.7419
Entspannung	mm	-	0.45	0.7967
Wachheit	mm	+	0.12	0.8846
Konzentration	mm	+	0.59	0.5564
Interesse	mm	-	6.50	0.0388
Ängstlichkeit	mm	-	0.15	0.9297

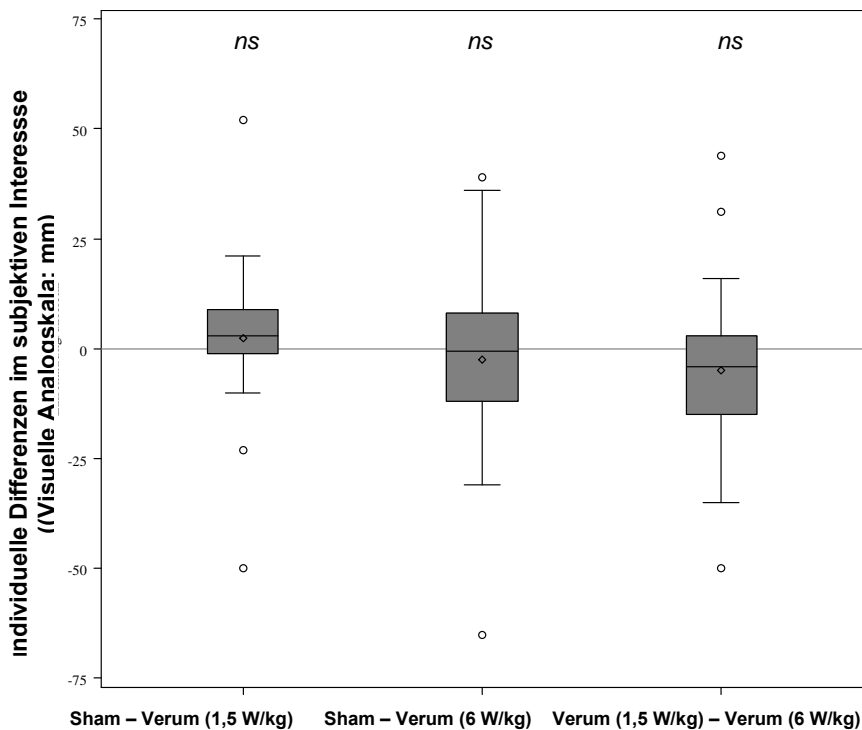


Abb. 84: Boxplot der Verteilung der individuellen Differenzen zwischen den Expositionsbedingungen für die Visuelle Analogskala „Interesse“. Friedmann-Test: $p = 0.0388$. *ns*...nicht signifikant im paarweisen Vergleich

In einer Studie von Wallace et al. (2010) zu möglichen Effekten von TETRA-Basisstationssignalen auf verschiedene physiologische Parameter und Befindlichkeit wurden folgende sechs verschiedene Befindlichkeitsparameter mit visuellen Analogskalen von 10 cm Länge und den Polen 0 = „überhaupt nicht“ und 10 = „in höchstem Maße“ erhoben (Wallace et al., 2010): Ängstlichkeit, Anspannung, Arousal, Entspannung, Unbehagen und Müdigkeit. Die Skalen wurden von 51 elektrosensitiven Probanden (18 – 73 Jahre; 61% Frauen) und 132 nicht sensitiven Kontrollpersonen (18 – 80 Jahre; 51% Frauen) zuerst während einer offenen Provokationsstudie ausgefüllt (siehe Kap. III.4.3.5) und in

einem zweiten Schritt in einer doppelblinden, cross-over Studie vor, während und nach einer 50 Minuten dauernden Scheinexposition oder einer Verum-Exposition (TETRA-Basisstationssignal 420 MHz; 10 mW/m²; mittlere SAR: 271 µW/kg). Lediglich nach TETRA-Exposition waren die Werte für Entspannung höher als unter Sham. Die prä-post Differenzen hingegen unterschieden sich weder zwischen den Expositionsbedingungen noch zwischen der sensitiven Gruppe und der Kontrollgruppe. Auch in dieser Studie fühlten sich die Probanden nach den TETRA-Expositionsbedingungen entspannter, die Differenzen unterschieden sich aber nicht signifikant.

XI.5.2 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.

Die in der Stichprobe unter Sham-Bedingungen vor Beginn der Exposition am Tag (Tagestestungen) beobachtete Ausprägung des positiven (26,4 ± 6,1) Wertes stimmt gut mit den Normwerten der deutschen Version der PANAS (Krohne et al., 1996) von 340 Erwachsenen (205 Frauen, 144 Männer: PA: 27,4 ± 6,4) überein und noch besser mit den positiven Werten der PANAS in der britischen Studie von Smith et al. (2005), die eine ähnliche Population untersucht haben: PA: 26,3 ± 6,6 und die Werte am Tag erhoben haben. Damit kann der geringere PA-Wert am Abend in der vorliegenden Stichprobe (PA: 23,9 ± 5,6) auf tageszeitliche Unterschiede zurückgeführt werden (vgl. Kap. X.4.3). Der gemittelte Wert für die negative Affektskala der PANAS, der vor der Tagestestung in den Scheinbedingungen erhoben wurde, unterscheidet sich hingegen nicht von den Abendwerten (NA: 10,5 ± 1,3) und auch nur geringfügig von der britischen Stichprobe (NA: 11,7 ± 4,9), er liegt aber unter dem NA-Wert der deutschen Population (NA: 14,7 ± 5,2). Das bedeutet, dass die hier untersuchte Gruppe auch vor der Tagestestung weniger negativ gestimmt war als die deutsche Normstichprobe.

Ein Vergleich mit der Stichprobe aus der Vergleichsstudie (Danker-Hopfe und Dorn, 2007) ist nicht möglich, da die PANAS nicht eingesetzt wurde.

In der vorliegenden Studie zeigte sich, dass weder der mittels PANAS gemessene positive noch der negative Affekt am Tag nach Beendigung der Tagestestungen eine Variation in Abhängigkeit von der Exposition aufwies, gleiches gilt auch für die Veränderung der Affektcomponenten zwischen dem Beginn und dem Ende der Tagestestungen (vgl. Tab. 55 und 56 bzw. Tab. A28 und A29 im Anhang).

Tab. 55: Stimmung nach Ende der Tagestestung (Positive and Negative Affect Schedule): Ergebnisse der Vangvarianzanalysen

Variable	Einheit	NV	Statistik	p
Negativer Affekt		-	3.50	0.1738
Positiver Affekt		+	0.37	0.6914

Tab. 56: Differenzen zwischen der Stimmung vor und nach der Tagestestung (Positive and Negative Affect Schedule): Ergebnisse der Varianzanalysen

Variable	Einheit	NV	Statistik	p
Negativer Affekt		-	2.12	0.3469
Positiver Affekt		+	0.37	0.6917

Die PANAS wurde in der Studie von Smith et al. (2005) eingesetzt und auch in einer Studie zum Einfluss von TETRA (385,25 MHz; unmoduliert mit einer mittleren SAR von 1,3 W/kg gemittelt über 10g und pulsmoduliert: 16 Hz, Peak-Power: 1W) auf das Befinden und körperliche Symptome von 60 elektrosensiblen Polizeibeamten (Alter: 35,6 ± 7,4 Jahre; 53 Männer) im Vergleich zu nicht sensiblen alters- und geschlechtsgematchten Polizeibeamten (Nieto-Hernandez et al., 2011). Weder in der Studie von Smith et al. (2005) noch von Nieto-Hernandez et al. (2011) zeigten sich Unterschiede in den PANAS-Werten in Abhängigkeit von den Verum- oder Scheinexpositionsbedingungen, noch in den Differenzen zwischen Anfang und Ende des Experiments zwischen den Expositionsbedingungen (Smith et al., 2005). In der Studie von Smith et al. (2005) nahm die Stimmung in der Positive Affect Skala allerdings in allen vier Bedingungen signifikant am Ende im Vergleich zum Anfang ab, unabhängig von der Art der Exposition. Die Ergebnisse zur Exposition und PANAS der beiden genannten Studien bestätigen somit die hier gefundenen.

XI.5.3 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 (vgl. Kap. VIII.6.4).

In der Scheinbedingung (gemittelte Werte) ließ sich vor Beginn der Exposition der Tagestestungen ein Gesamtwert von 33,8 ± 4,2 feststellen. Dieser Wert liegt im Mittel unterhalb des Referenzwertes aus der männlichen Allgemeinbevölkerung (Alter: 15-29 Jahre: Mittelwert: 36,6 ± 9,5) (Laux et al., 1981). Das bedeutet, dass die hier untersuchten jungen Männer, die überwiegend aus der Gruppe der (teilweise noch in Ausbildung befindlichen) Polizisten stammt, geringere Ängstlichkeit empfinden als die vergleichbare Altersgruppe aus der Allgemeinbevölkerung. In der britischen Studie von Smith et al. (2005) lagen der Mittelwert und die Standardabweichung des Gesamtwerts der Trait-Angst der 40 Probanden vor Beginn der Scheinexpositionsbedingung (Expositionseite links) bei 33,5 ± 6,4 und stimmen damit sehr gut mit den Ausgangswerten der hier untersuchten Probanden überein.

Ein Abgleich mit der Vergleichsstichprobe (Danker-Hopfe und Dorn, 2007) ist nicht möglich, da das STAI nicht eingesetzt wurde.

Die statistische Analyse ließ keine signifikanten Unterschiede im STAI-State Score nach der Tagestestung in Abhängigkeit von der Exposition erkennen (Tab. 57 und Tab. A30 im Anhang), gleiches gilt auch für Veränderungen im Verlauf der Tagestestungen (Tab. 58 und Tab. A31 im Anhang).

Tab. 57: Grad der Ängstlichkeit nach der Tagestestung (STAI): Ergebnisse der Varianzanalyse

Variable	Einheit	NV	Statistik	p
STAI State-Angst		+	0.62	0.5412

Tab. 58: Differenz zwischen Grad der Ängstlichkeit vor und nach der Tagestestung (STAI): Ergebnisse der Varianzanalyse

Variable	Einheit	NV	Statistik	p
STAI State-Angst		+	1.60	0.2114

In der Studie von Smith et al. (2005) stieg der Wert nach allen vier Bedingungen (Sham links, Sham rechts, TETRA links, TETRA rechts) signifikant an. Es zeigten sich allerdings keine Expositionseffekte und auch keine Interaktionseffekte zwischen den Werten vor und nach dem Experiment und der Expositionsbedingung. In der hier untersuchten Gruppe veränderte sich der Gesamtwert zwischen Beginn und Ende der Exposition am Tag nicht. Die Testsituation in der britischen Studie wurde von den Probanden unter Umständen als anstrengender erlebt als in dieser Studie. Müdigkeit oder womöglich fehlende Neuartigkeit aufgrund der Wiederholung der Tests werden von Smith et al. (2005) als mögliche Erklärung genannt, da auch die Stimmung im Allgemeinen in der positiven Skala der PANAS nach allen Bedingungen am Ende des Tests abnahm, die negative Affektskala jedoch nicht betroffen war (vgl. dazu auch Ergebnisse von PANAS zur Tagestestung, Kap XI.5.2).

XI.5.4 Ergebnisse des Gießener Beschwerdebogens zu den Tagestestungen

Wie auch in den Labornächten äußerten die Probanden in der Tagestestung im Gießener Beschwerdefragebogen GBB-24 deutlich weniger körperliche Beschwerden als die bevölkerungsrepräsentative Normstichprobe (316 Männer im Alter bis 40 Jahre; Brähler et al., 2008): Magenbeschwerden: $0,20 \pm 0,7$ vs. $1,52 \pm 2,6$; Gliederschmerzen: $0,63 \pm 1,3$ vs. $3,31 \pm 3,8$; Herzbeschwerden: $0,00 \pm 0,0$ vs. $1,19 \pm 2,7$ und Beschwerdedruck (=Gesamtwert der vier Kategorien): $2,41 \pm 2,9$ vs. $8,53 \pm 11,1$. Das Ausmaß der Erschöpfung war am Nachmittag allerdings geringer ($1,62 \pm 2,4$) als vor Beginn der Schlaflabornächte ($2,33 \pm 2,4$) und lag somit unter dem Wert der Normstichprobe ($2,52 \pm 3,8$). Der geringere Erschöpfungswert am Nachmittag dürfte auf tageszeitliche Unterschiede zurückzuführen sein.

Die Studie von Danker-Hopfe et al. (2007) konnte nicht zu Vergleichszwecken herangezogen werden, da der GBB-24 darin nicht verwendet wurde.

Die statistische Analyse ließ keine signifikanten Unterschiede in den Beschwerde-Scores nach einer Tagestestung in Abhängigkeit von der Exposition erkennen (Tab. 59), gleiches gilt auch für die Differenzen zwischen den Zeitpunkten vor und nach der Testung (Tab. 60). Da auch hier - wie bei den

Beschwerde-Scores, die im Rahmen der Testnächte erhoben wurden – die Differenzen ausschließlich 0 waren, wurde auf eine detailliertere tabellarische Darstellung im Anhang verzichtet.

Tab. 59: Beschwerden nach Tagestestung (GBB-24): Ergebnisse der Varianzanalysen

Variable	Einheit	NV	Statistik	p
Erschöpfung		-	0.74	0.6918
Magenbeschwerden		-	2.67	0.2636
Gliederschmerzen		-	0.27	0.8752
Herzbeschwerden		-	.	.
Beschwerdedruck		-	1.81	0.4046

Tab. 60: Differenz zwischen Beschwerden vor und nach der Tagestestung (GBB-24): Ergebnisse der Varianzanalysen

Variable	Einheit	NV	Statistik	p
Erschöpfung		-	0.60	0.7396
Magenbeschwerden		-	2.00	0.3679
Gliederschmerzen		-	3.56	0.1684
Herzbeschwerden		-	1.00	0.6065
Beschwerdedruck		-	1.58	0.4548

In keiner der Studien zu möglichen Auswirkungen von TETRA auf körperliche Symptome bzw. subjektive Beschwerden wurde der GBB-24 angewendet.

Riddervold et al. (2010) benutzten computerbasierte Visuelle Analogskalen mit einem Skalenbereich von 1 bis 202, die 11 verschiedene körperliche Symptome in einer Baseline-Messung vor der TETRA (420 MHz)- bzw. Scheinexposition und jeweils nach der Exposition abfragten (z.B. Kribbeln, Kopfschmerzen, Schwindel, Übelkeit; Klaustrophobie, Schläfrigkeit, Temperaturempfinden). Es zeigten sich keine Expositionseffekte bei den 53 männlichen Probanden (Alter: 36,4 ± 8,4 Jahre). In der Studie von Smith et al. (2005) zeigten sich keine Effekte einer Exposition mit einem TETRA-Endgerätesignal auf 17 körperliche Symptome, die am Ende der jeweiligen Expositionsbedingung bewertet werden mussten (Smith et al., 2005). In der Studie von Wallace et al. (2010) unterschieden sich die Anzahl und der Schweregrad 57 verschiedener körperlicher Symptome (Electromagnetic Hypersensitivity Questionnaire; Eltiti et al., 2007) in einer Expositionsbedingung mit einem TETRA-Basisstationssignal ebenfalls nicht signifikant von einer Scheinexposition während eines doppelblinden Designs. In einer offenen Provokationsstudie berichteten die elektrosensiblen Probanden über eine größere Anzahl von Symptomen sowie eine stärkere Ausprägung der Symptome

verglichen mit der Scheinbedingung und verglichen mit den Kontrollpersonen. Lediglich in der Studie von Nieto-Hernandez (2011) führte eine Exposition mit einem kontinuierlichen TETRA-Signal zu einer Abnahme von Juckreiz in der Gruppe der elektrosensitiven Probanden. Ein mit 16 Hz moduliertes TETRA-Signal hingegen beeinflusste die acht erhobenen körperlichen Symptome (z.B. Kopfschmerzen, Müdigkeit, Konzentrationsschwierigkeiten, Schwindel) weder in der sensitiven noch in der Kontrollgruppe.

XI.5.5 Ergebnisse der Wärmeempfindung zu den Tagestestungen

Die Auswertung der Wärmeempfindung (vgl. Kap. VIII.6.6) für die Zeitpunkte vor und nach der Tagestestung mittels Likelihood-Ration Chi-Quadrat Test ergab, wie auch in der Schlafuntersuchung keinen einzigen signifikanten Verteilungsunterschied für die vier abgefragten Kopfreionen: In der Frage zu einer möglichen Wärmeempfindung nach der Testung, gaben fünf Probanden an, „kaum“ oder „einigermaßen“ Wärme an der Stirn verspürt zu haben und jeweils vier Probanden nach der niedrigen bzw. hohen TETRA-Exposition ($p=0.9740$). Auf der rechten Seite empfand jeweils eine Person nach der Sham- („kaum“) und der 1,5 W/kg („einigermaßen“)- Exposition Wärme an sowie drei Probanden in der subjektiven Intensität „kaum“ nach der höheren TETRA-Stufe ($p=0.1646$). Am Hinterkopf gaben fünf Personen nach der Scheinbedingung (2x „kaum“, 3x „einigermaßen“), drei nach der niedrigen (2x „kaum“, 1x „einigermaßen“) und zwei (1x „kaum“, 1x „einigermaßen“) nach der hohen Expositionsstufe ein Wärmegefühl an ($p=0.7333$). Auf der linken Seite, wo sich die Antenne befand verspürten sieben Probanden nach der Scheinexposition (3x „kaum“, 4x „einigermaßen“) Wärme und jeweils drei nach der niedrigen (1x „kaum“, 2x „einigermaßen“) und der hohen (2x „kaum“, 1x „einigermaßen“) TETRA-Expositionsbedingung ($p=0.5191$).

Die Angaben zur Wärmeempfinden vor Beginn der Exposition brachten folgende Ergebnisse: fünf Probanden gaben vor der Scheinbedingung (5x „kaum“), vier vor der niedrigen (3x „kaum“, 1x „einigermaßen“) und drei (3x „kaum“) vor der hohen TETRA-Exposition an, Wärme an der Stirn zu verspüren ($p=0.5683$). Sowohl an der rechten als auch an der hinteren Kopfseite sowie an der Antennenseite (links) empfanden vor Beginn der niedrigen TETRA-Expositionsbedingung jeweils zwei Probanden „einigermaßen“ Wärme ($p=0.1103$). Damit wird bestätigt, was auch in der Wärmestudie gezeigt werden konnte (Kap. VI), dass die Probanden nicht in der Lage sind, den Zustand der Exposition über eine Erwärmung der Antenne in den TETRA-Expositionsbedingungen zu erkennen. Die Verblindung ist damit auch in der Hauptstudie gewährleistet worden.

XII Literatur

- Airwave Health Monitoring Programme (2006). Airwave Health Monitoring Programme. Pilot Report. January 2006. Department of Epidemiology and Public Health, Faculty of Medicine. Imperial College London. London. URL: <http://www.police-health.org.uk/docs/PilotReportvFinal.pdf> [Stand: 19.3.2013].
- 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.
- Antonopoulos A, Eisenbrandt H, Obe G (1997). Effects of high-frequency electromagnetic fields on human lymphocytes in vitro. *Mutat Res* 395:209-214.
- Antonopoulos A, Obe G, Brinkmann K, Eisenbrandt H, Grigat JP, Elsner R, Storbeck W, Dehmel G (1998). Der Einfluß von hochfrequenten elektromagnetischen Feldern auf den Zellzyklus und auf die Frequenz von Schwesterchromatidaustauschen Analysen an menschlichen Lymphozyten in Kultur. *Edition Wissenschaft der FGF eV* 14:3-13.
- Bahr A, Adami C, Bolz T, Rennings A, Dorn H, Ruttiger L (2007). Exposure setups for laboratory animals and volunteer studies using body-mounted antennas. *Radiat Prot Dosimetry* 124:31-34.
- Barker AT, Jackson PR, Parry H, Coulton LA, Cook GG, Wood SM (2007). The effect of GSM and TETRA mobile handset signals on blood pressure, catechol levels and heart rate variability. *Bioelectromagnetics* 28:433-438.
- BAuA (2007a). Einfluss niederfrequent gepulster elektromagnetischer Felder des kommerziellen Mobilfunkstandards TETRA (380 - 400 MHz) auf das Befinden und die Leistung in verschiedenen Anforderungssituationen. Projekt F 5179. URL: <http://www.baua.de/cae/servlet/contentblob/697392/publicationFile/46667/111.pdf> [Stand:

- 18.02.2013]. In: Projekt- und Veranstaltungsplan für das Jahr 2007. Bundesamt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin. S. 68.
- BAuA (2007b). Einfluss elektromagnetischer Felder des BOS/Bw.Mobilfunksystems TETRAPOL auf das Befinden und die Aufmerksamkeitsleistung von Menschen in verschiedenen Anforderungssituationen. Projekt F 2079. In: Projekt- und Veranstaltungsplan für das Jahr 2007 Bundesamt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin. S. 68.
- Bawin SM, Kaczmarek LK, Adey WR (1975). Effects of modulated VHF fields on the central nervous system. *Ann N Y Acad Sci* 247:74-81.
- Bawin SM, Adey WR, Sabbot IM (1978). Ionic factors in release of $^{45}\text{Ca}^{2+}$ from chicken cerebral tissue by electromagnetic fields. *Proc Natl Acad Sci U S A* 75:6314-6318.
- BDBOS (2008). Bundesanstalt für den Digitalfunk der Behörden und Organisationen mit Sicherheitsaufgaben. Auswirkungen des Digitalfunks BOS werden erforscht. Pressemitteilung gemeinsam mit BfS vom 26.11.2008. Bundesanstalt für den Digitalfunk der Behörden und Organisationen mit Sicherheitsaufgaben. URL: http://www.bdbos.bund.de/nn_421176/SharedDocs/Pressemitteilungen/2008/081126_bdbos_bfs_vereinbarung.html [Stand: 10.02.2010].
- BDBOS (2013). Bundesanstalt für den Digitalfunk der Behörden und Organisationen mit Sicherheitsaufgaben. Homepage. URL: <http://www.bdbos.bund.de> [Stand: 16.10.2013].
- BGV (2002). Berufsgenossenschaftliche Vorschrift für Sicherheit und Gesundheit bei der Arbeit, BGV, Unfallverhütungsvorschrift Elektromagnetische Felder vom 1. April 2002. In.
- Birbaumer N, Schmidt RF (2005). *Biologische Psychologie*, 5. Auflage Edition. Berlin, Heidelberg, New York: Springer.
- Blackman CF, Elder JA, Weil CM, Benane SG, Eichinger DC, House DE (1979). Induction of calcium-ion efflux from brain tissue by radio frequency radiation: Effects of modulation frequency and field strength. *Radio Sci* 14:93 - 98.
- Blackman CF, Benane SG, Joines WT, Hollis MA, House DE (1980). Calcium-ion efflux from brain tissue: power-density versus internal field-intensity dependencies at 50-MHz RF radiation. *Bioelectromagnetics* 1980; 1 (3): 277 - 283
- Blask DE, Pelletier DB, Hill SM, Lemus-Wilson A, Grosso DS, Wilson ST, Wise ME (1991). Pineal melatonin inhibition of tumor promotion in the N-nitroso-N-methylurea model of mammary carcinogenesis: potential involvement of antiestrogenic mechanisms in vivo. *J Cancer Res Clin Oncol* 117:526-532.
- Bodendorf C (2013). Expositionen durch in Deutschland verwendete TETRA-Endgeräte: Modellierung der Verteilung von SAR-Werten im gesamten Körper und detailliert im Bereich des Kopfes unter besonderer Berücksichtigung der Augen: Vorhaben FM 8847; Abschlussbericht Dezember 2012. urn:nbn:de:0221-2013062410893. <http://doris.bfs.de/jspui/handle/urn:nbn:de:0221-2013062410893>.
- Bolz T, Bahr A, Schmid G (2010). Abschlussbericht zum Aufbau einer Expositionseinrichtung im Rahmen des Forschungsvorhabens FM 8846 "Probandenstudie zur Untersuchung des Einflusses der für TETRA genutzten Signalcharakteristik auf kognitive Funktionen" des

-
- Bundesamts für Strahlenschutz. 6. September 2010. http://www.bfs.de/de/bfs/forschung/dm_forschung/studien_tetra/Probandenstudie_kognitive_Funktionen.html [Stand: 11.7.2013].
- 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 Beschwerdekompexe mit dem Giessener Beschwerdebogen (GEB). *Psychotherapie und Medizinische Psychologie* 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.
- Brunia CHM, Boxtel GJMv (2000). Motor preparation. In: *Handbook of Psychophysiology*. Caccioppo JT, Tassinary LG, Berntson GG. S. pp. 507-532.
- Brunner DP, Vasko RC, Detka CS, Monahan JP, Reynolds CF, 3rd, 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.
- Bundeswehr (2006). Quantensprung in Sachen Kommunikation. URL: http://www.bundeswehr.de/portal/a/bwde/!ut/p/c4/NYqxDoJAEET_6JaLBqKdxJYAB1Ct8BKNsldWVZp_HjuCmaSV8wbaCHU4Y9HVPYOJ3hB0_O120y3DWRWFWL9CNJbCer4DmvvHWmkkIMOHAXVi1m86BTNVyQYwwM0ib3nNkuO2H9ap3lbXc6nZ_EoYZnn2w7-j2e4/ [Stand: 19.3.2013].
- Butler S (2005). Detection of Effects of Microwave Radiation on the Electrical Activity of the Brain. Project RUM 21. July 2005. Bristol, UK. URL: http://www.mthr.org.uk/research_projects/home_office_funded_projects/documents/RUM21FinalReport.pdf [Stand: 18.2.2013].
- 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.
- 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.
- Chadwick P (2003). Assessment of Specific Absorption Rates from Second Generation Airwave Equipment: TETRA radios and accessories. January 2003. Microwave Consultants Limited (MCL). London. URL: http://police.homeoffice.gov.uk/publications/operational-policing/TETRA_measurements2835.pdf?view=Binary [Stand: 15.02.2010].
- Chadwick P (2006). Police Information Technology Tender CS 799: Specific Absorption Rate Measurements in Vehicles. Final Report. December 2006. Microwave Consultants Limited (MCL). Newbury, Berkshire, UK. URL: <http://police.homeoffice.gov.uk/publications/operational-policing/mcl-report2835.pdf?view=Binary> [Stand: 15.02.2010].
-

- 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, pupillography, and SSS) and their interrelations. *Psychophysiology* 38:828-835.
- Danker-Hopfe H, Kunz D, Gruber G, Klosch G, Lorenzo JL, Himanen SL, Kemp B, Penzel T, Roschke J, Dorn H, Schlogl A, Trenker E, Dorffner G (2004). Interrater reliability between scorers from eight European sleep laboratories in subjects with different sleep disorders. *J Sleep Res* 13:63-69.
- Danker-Hopfe H, Schäfer M, Dorn H, Anderer P, Saletu B, Gruber G, Zeitlhofer J, Kunz D, Barbanøj MJ, Himanen SL, Kemp B, Penzel T, Röschke J, G. D (2005). Percentile reference charts for selected sleep parameters for 20- to 80-year-old healthy subjects from the SIESTA database. *Somnologie* 9.
- Danker-Hopfe H, Dorn H (2007). Untersuchungen an Probanden unter Exposition mit hochfrequenten elektromagnetischen Feldern von Mobiltelefonen - Abschlussbericht. http://www.emf-forschungsprogramm.de/forschung/biologie/biologie_abges/bio_080.html. [Stand: 18.2.2013]
- 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, Eggert T, Sauter C, Schmid G, Bolz T, Dorn H (2012). Probandenstudie zur Untersuchung des Einflusses der TETRA-Signalcharakteristik auf kognitive Funktionen. *EMF Spectrum*, 3:8-12.
- de Seze R, Ayoub J, Peray P, Miro L, Touitou Y (1999). Evaluation in humans of the effects of radiocellular telephones on the circadian patterns of melatonin secretion, a chronobiological rhythm marker. *J Pineal Res* 27:237-242.
- 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.
- DGSM (2007). Fachinformationen: Fragebögen - Abend- und Morgenprotokoll. Deutsche Gesellschaft für Schlafforschung und schlafmedizin. http://www.charite.de/dgsm/dgsm/fachinformationen_frageboegen_schlafstagebuecher.php?language=german [Stand: 14.6.2013].
- Dimbylow P, Khalid M, Mann S (2003a). Assessment of Specific Energy Absorption Rate (SAR) in the Head from TETRA Handsets. Final Report. May 2003. HPA Centre for Radiation Chemical and Environmental Hazards. CHILTON, DIDCOT, OX11 0RQ. URL:

http://www.mthr.org.uk/research_projects/documents/FinalReportDimbylowComplete.pdf

[Stand: 15.02.2010].

- Dimbylow P, Khalid M, Mann S (2003b). Assessment of specific energy absorption rate (SAR) in the head from a TETRA handset. *Phys Med Biol* 48:3911-3926.
- 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.
- Eggert S, Hentschel K, Ruppe I, Neuschulz H, Kaul G, Goltz S, Kersten N (2002a). Influence of electromagnetic fields emitted by handheld mobile radio of the tetra system on cognitive performance of humans. Poster. Bioelectromagnetics Society 24th Annual Meeting. Quebec, Canada.
- Eggert S, Hentschel K, Ruppe I, Neuschulz H, Kaul G, Goltz S, Kersten N (2002b). Influence of electromagnetic fields emitted by handheld mobile radio of the tetra system on cognitive performance and well-being of humans. Abstract P-140. Bioelectromagnetics Society 24th Annual Meeting. Quebec, Canada. 262-263.
- 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.
- Eltiti S, Wallace D, Zougkou K, Russo R, Joseph S, Rasor P, Fox E (2007). Development and evaluation of the electromagnetic hypersensitivity questionnaire. *Bioelectromagnetics* 28:137-151.
- Eulitz C, Ullsperger P, Freude G, Elbert T (1998). Mobile phones modulate response patterns of human brain activity. *Neuroreport* 9:3229-3232.
- FGF (2010). Forschungsprojekte: Studien an Zellen. URL: http://fgf.de/forschungsprojekte/studien_an_zellen.html [Stand: 15.10.2010].
- Fitzner R, Langer R, Zemann E, Neibig U, Brinkmann K (1995). Wachstumsverhalten von humanen Leukämiezellen. Newsletter Edition Wissenschaft der FGF eV 1:5-11.
- Fitzner R, Langer E, Reitmeier C, Zemann E, von Bülow J, Elsner R, Storbeck W, Eisenbrandt H, Griegat J-P, Brinkmann K (1997). Wachstumsverhalten von HL-60-Zellen unter Einfluß von hochfrequenten elektromagnetischen Feldern zur Prüfung auf krebspromovierende Effekte. Endbericht. URL: http://fgf.de/forschungsprojekte/berichte/zellstudien/ID_104_Fitzner_II_Biol_1997_de.pdf [Stand: 18.02.2010].
- 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, Eggert S, Ruppe I (1998). Effects of microwaves emitted by cellular phones on human slow brain potentials. *Bioelectromagnetics* 19:384-387.
- 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.
- 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.
- Gabriel C, Gabriel S, Corthout E (1996). The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey. *Phys Med Biol* 41:2231-2249.
- 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: Evozierte Potentiale Stöhr M, Dichgans J, Buettner UW, Hess CW. S. S. 499-538.
- Gollnick F (1997). Verbundvorhaben „Biologische Wirkungen hochfrequenter elektromagnetischer Felder“. Teilbericht über die untersuchten BOS-Funkfrequenzen. Edition Wissenschaft 13:3-15.
- Green AC, Scott IR, Gwyther RJ, Peyman A, Chadwick P, Chen X, Alfadhl Y, Tattersall JE (2005). An investigation of the effects of TETRA RF fields on intracellular calcium in neurones and cardiac myocytes. *Int J Radiat Biol* 81:869-885.
- Hahn GJ, Meeker WQ (1991). *Statistical Intervals: A Guide for Practitioners*. New York: John Wiley & Sons.
- Hansen V, Streckert J (1998). Feldtheoretische Simulation der Hohlleitungs- Experimente zum Einfluß hochfrequenter elektromagnetischer Felder auf humane periphere Lymphozyten. Newsletter Edition Wissenschaft der FGF eV 14:14-23.
- Hegerl U (1998). Ereigniskorrelierte Potentiale In: Neurophysiologische Untersuchungen in der Psychiatrie. EEG, EKP, Schlafpolygraphie, Motorik, autonome Funktionen. Hegerl U. S. S. 95-140.
- 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 - Zeitschrift für Schlafforschung und Schlafmedizin* 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.
- HPA (2012). *Health Effects from Radiofrequency Electromagnetic Fields*. Report of the Independent Advisory Group on Non-ionising Radiation.:1-336. Health Protection Agency. London.
- 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 Physics* 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.
- IEGMP (2000). *Mobile Phones and Health. Independent Expert Group on Mobile Phones (IEGMP).* National Radio Protection Board. Chilton, Didcot. URL: www.iegmp.org.uk [Stand: 19.3.2013].
- IFAC (1997-2013.). Italian National Research Council: Internet ressource for the calculation of dielectric properties of body tissues. Florence (Italy). <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/> [Stand:]
- Jasper HH (1958). The ten twenty electrode system of the international federation. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 10:371-375.
- Jensen FV (1996). *An introduction to Bayesian Networks.* London: UCL Press.
- 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, Zwirnerman 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.
- Kindel R, Schwenger K (2009). Messung der Immissionen elektromagnetischer Felder im Umfeld einer TETRA BOS-Sendeanlage. LANUV-Fachbericht 11. Recklinghausen. <http://www.lanuv.nrw.de/veroeffentlichungen/fachberichte/fabe11/fabe11start.htm>.
- Klösch G, Kemp B, Penzel T, Schlögl A, Rappelsberger P, Trenker E, Gruber G, Zeitlhofer J, Saletu B, Herrmann WM, Himanen SL, Kunz D, Barbanoj MJ, Röschke J, Varri A, Dorffner G (2001). The SIESTA project polygraphic and clinical database. *IEEE Eng Med Biol Mag* 20:51-57.
- Koivisto M, Haarala C, Krause CM, Revonsuo A, Laine M, Hamalainen H (2001). GSM phone signal does not produce subjective symptoms. *Bioelectromagnetics* 22:212-215.
- 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.
- Lerchl A, Kruger H, Niehaus M, Streckert JR, Bitz AK, Hansen V (2008). Effects of mobile phone electromagnetic fields at nonthermal SAR values on melatonin and body weight of Djungarian hamsters (*Phodopus sungorus*). *J Pineal Res* 44:267-272.
- Linde C (2008). Aufbau und Technik des digitalen BOS-Funks. 85586 Poing: Franzis Verlag GmbH.
- Linz KW, von Westphalen C, Streckert J, Hansen V, Meyer R (1999). Membrane potential and currents of isolated heart muscle cells exposed to pulsed radio frequency fields. *Bioelectromagnetics* 20:497-511.
- Litchfield I, Sorahan T (2004). Airwave Patterns of Use Study. CS782 Final Report. October 2004. Institute of Occupational and Environmental Medicine, University of Birmingham. Birmingham, United Kingdom. URL: <http://www.haps.bham.ac.uk/ioem/research/documents/APUR5FinalReport.pdf> [Stand: 15.02.2010].
- Litchfield I, Sorahan T (2005). Patterns of Use of the TETRA Communication System Amongst Two Police Forces in the UK. BioEM 2005 - Joint BEMS/EBEA Meeting. Dublin, Ireland.
- 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. Massachusetts Institute of Technology.
- 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 Heidebreder G. S.
- Martin BA, Trembley KL, Stapells DRPaacoepIB, RF. & Eggermont, JJ. & Don, M. (Eds.): Auditory Evoked Potentials: Basic Principles and Clinical Application. Philadelphia, Pennsylvania: Lippincott Williams & Wilkins, S. 482-507 (2007). Principles and applications of cortical auditory evoked potentials. Auditory Evoked Potentials: Basic Principles and Clinical Application. Philadelphia, Pennsylvania: Lippincott Williams & Wilkins, S. 482-507. In: Auditory Evoked Potentials: Basic Principles and Clinical Application. Burkhard RF, Eggermont JJ, Don M. S. S. 482-507.
- Martin BA, Tremblay KL, Korczak P (2008). Speech evoked potentials: from the laboratory to the clinic. *Ear Hear* 29:285-313.

- Maurer K, Lang N, Eckert J (2005). Praxis der Evozierten Potentiale. SEP - AEP - MEP - VEP, 2. Auflage Edition. Darmstadt: Steinkopf Verlag.
- Mobile Telecommunications and Health Research Programme (2007). Report 2007. URL: http://www.mthr.org.uk/documents/MTHR_report_2007.pdf [Stand: 18.2.2013].
- 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.
- Neubauer G, Freudenthaler G (2008). Individual RF exposure due to TETRA Base stations. Poster presentation P-18. Abstract Collection. Bioelectromagnetics Society 30th Annual Meeting. San Diego, California. 235-236.
- Neuschulz H (2009). Information on the recently finished project on fields of TETRAPOL handheld radios. 23. FGF Workshop (in Kooperation mit dem Umweltministerium Baden/Württemberg) zur aktuellen Forschung zum Einfluss von hochfrequenten Feldern auf Gehirnprozesse sowie der Rückblick auf 17 Jahre FGF-Forschung und die wissenschaftliche Entwicklung der EMVU-Forschung auf internationaler Ebene. Stuttgart.
- 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.
- NRPB (1999). 1998 ICNIRP guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic and electromagnetic fields (up to 300 GHz): NRPB advice on aspects of implementation in the UK. *Doc NRPB* 10:5-59.
- NRPB (2001). Possible Health Effects from Terrestrial Trunked Radio (TETRA). Report of an Advisory Group on Non-ionising Radiation (AGNIR).1-80. National Radiological Protection Board. Chilton, Didcot, Oxon OX11 ORQ. URL: http://www.hpa.org.uk/web/HPAwebFile/HPAweb_C/1194947336937.
- 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.
- Östberg O (1976). Zur Typologie der circadianen Phasenlage. In: *Biologische Rhythmen und Arbeit* Hildebrandt G. S. 117-137.
- 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 (2012). Neuropsychology of P300. In: *The Oxford Handbook of event-related potentials components*. Luck SJ, Kappenman ES. S. 159-188.
- Posner M, Rafal R (1987). Cognitive theories of attention and the rehabilitation of attentional deficits. . In: *Neurophysiological Rehabilitation*. Meier M, Benton A, Diller L. S.

- Preece AW, Iwi G, Davies-Smith A, Wesnes K, Butler S, Lim E, Varey A (1999). Effect of a 915-MHz simulated mobile phone signal on cognitive function in man. *Int J Radiat Biol* 75:447-456.
- Rappelsberger P, Trenker E, Rothmann C, Gruber G, Sykacek P, Roberts S, Klösch G, Zeitlhofer J, Anderer P, Saletu B, Schlögl A, Värri A, Kemp B, Penzel T, Herrmann W, Hasan J, Barbanaj MJ, Röschke J, Kunz D, Dörffner G (2001). Das Projekt SIESTA. *Klin Neurophysiol* 32:76-88.
- 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, Tinguely G, Schuderer J, Adam M, Kuster N, Landolt HP, Achermann P (2007). Pulsed radio-frequency electromagnetic fields: dose-dependent effects on sleep, the sleep EEG and cognitive performance. *J Sleep Res* 16:253-258.
- 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* 31:380-390.
- 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, Danker-Hopfe H, Dorn H, Eggert T, Schmid G (2010a). Literaturübersicht im Rahmen des Projekts Probandenstudie zur Untersuchung des Einflusses der für TETRA genutzten Signalcharakteristik auf kognitive Funktionen. Literaturstudie veröffentlicht auf der Homepage des Bundesamts für Strahlenschutz: http://www.bfs.de/de/bfs/forschung/dm_forschung/studien_tetra/Probandenstudie_kognitive_Funktionen.html [Stand: 19.3.2013].
- Sauter C, Dorn H, Eggert T, Danker-Hopfe H (2010b). Überprüfung der Wärmewahrnehmung im Rahmen der Probandenstudie zur Untersuchung des Einflusses der für TETRA genutzten Signalcharakteristik auf kognitive Funktionen. Bericht zur Vorstudie veröffentlicht auf der Homepage des Bundesamts für Strahlenschutz: http://www.bfs.de/de/bfs/forschung/dm_forschung/studien_tetra/Probandenstudie_kognitive_Funktionen.html. [Stand: 18.02.2013].
- 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.
- SCENIHR (2009). Health effects of Exposure to EMF. Brussels: Scientific Committee on Emerging and Newly Identified Health Risks.
- SCENIHR (2014). 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. http://ec.europa.eu/health/scientific_committees/consultations/public_consultations/scenih_r_consultation_19_en.htm [Stand: 6.2.2014].

- 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.
- Schimicek P, Zeithofer J, Anderer P, Saletu B (1994). Automatic sleep-spindle detection procedure: aspects of reliability and validity. *Clin Electroencephalogr* 25:26-29.
- 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.
- Schmid G, Uberbacher R, Preiner P, Samaras T, Jappel A, Mazal PR, Jappel A, Baumgartner WD, Tschabitscher M (2006). Bestimmung der Expositionsverteilung von HF-Feldern im menschlichen Körper, unter Berücksichtigung kleiner Strukturen und thermophysiological relevanter Parameter. Abschlussbericht zum Forschungsvorhaben im Auftrag des BfS. URL: http://www.emf-forschungsprogramm.de/forschung/dosimetrie/dosimetrie_abges/dosi_040_AB.pdf [Stand: 15.02.2010].
- Schmid G, Uberbacher R, Samaras T (2007a). Radio frequency-induced temperature elevations in the human head considering small anatomical structures. *Radiat Prot Dosimetry* 124:15-20.
- Schmid G, Uberbacher R, Samaras T, Jappel A, Baumgartner WD, Tschabitscher M, Mazal PR (2007b). High-resolution numerical model of the middle and inner ear for a detailed analysis of radio frequency absorption. *Phys Med Biol* 52:1771-1781.
- Schmid G, Uberbacher R, Samaras T, Tschabitscher M, Mazal PR (2007c). The dielectric properties of human pineal gland tissue and RF absorption due to wireless communication devices in the frequency range 400-1850 MHz. *Phys Med Biol* 52:5457-5468.
- Schmid G, Bolz T, Uberbacher 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.
- Schuhfried G (1993). Wiener Testsystem Daueraufmerksamkeit, Version 3.00. . Mödling: Schuhfried Ges.m.b.H
- Sienkiewicz Z (2006). The Effects of Radiofrequency Radiation on Brain Physiology and Function. Final Report. URL: http://www.mthr.org.uk/research_projects/mthr_funded_projects/documents/RUM1FinalReport.pdf [Stand: 15.02.2010].
- 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.

- Smith RN, Tattersall JEH, Bowditch SC, Holden SJ, Green AC, Scott IR, Harrison PK, Low DA, Smith SJR, Grose RI, Mifsud NCD (2005). An Investigation of the Effects of the Airwave TETRA Signal on Cellular Calcium and Brain Function. Dstl/CR15728 Issue 1.0. September 2005. Biomedical Sciences, Dstl Porton Down. Salisbury.
- Sommer AM, Streckert J, Bitz AK, Hansen VW, Lerchl A (2004). No effects of GSM-modulated 900 MHz electromagnetic fields on survival rate and spontaneous development of lymphoma in female AKR/J mice. *BMC Cancer* 4:77.
- Sommer AM, Bitz AK, Streckert J, Hansen VW, Lerchl A (2007). Lymphoma development in mice chronically exposed to UMTS-modulated radiofrequency electromagnetic fields. *Radiat Res* 168:72-80.
- Spielberger CD (1983). Manual for the State-Trait Anxiety Inventory (Self Evaluation Questionnaire). Palo Alto: Consulting Psychologists Press, Inc.
- SSM (2013). Research 2013:19. Eighth report from SSM:s Scientific Council on Electromagnetic Fields. Stral Säkerhets Myndigheten (Swedish Radiation Safety Authority). <http://www.stralsakerhetsmyndigheten.se/Publikationer/Rapport/Stralskydd/2013/201319/>.
- 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.
- Stevens RG, Davis S (1996). The melatonin hypothesis: electric power and breast cancer. *Environ Health Perspect* 104 Suppl 1:135-140.
- Sukhotina I, Streckert JR, Bitz AK, Hansen VW, Lerchl A (2006). 1800 MHz electromagnetic field effects on melatonin release from isolated pineal glands. *J Pineal Res* 40:86-91.
- Sutton S, Braren M, Zubin J, John ER (1965). Evoked-potential correlates of stimulus uncertainty. *Science* 150:1187-1188.
- Talairach J, Tournoux P (1988). Co-Planar Stereotaxic Atlas of the Human Brain. Stuttgart: Thieme.
- Tamarkin L, Cohen M, Roselle D, Reichert C, Lippman M, Chabner B (1981). Melatonin inhibition and pinealectomy enhancement of 7,12-dimethylbenz(a)anthracene-induced mammary tumors in the rat. *Cancer Res* 41:4432-4436.
- Tarantino P, Lanubile R, Lacalandra G, Abbro L, Dini L (2005). Post-continuous whole body exposure of rabbits to 650 MHz electromagnetic fields: effects on liver, spleen, and brain. *Radiat Environ Biophys* 44:51-59.
- Ullsperger P, Freude G, Erdmann U, Eggert S (2003). Influence of electromagnetic fields of the tetra communication system on bioelectrical brain activity of healthy participants. Bioelectromagnetics Society 25th Annual Meeting. Hawaii, USA. 277.
- Valic B, Trcek T, Gajsek P (2009). Personal exposure to high frequency electromagnetic fields in Slovenia. *BioEM 2009*. Davos, Switzerland. Abstract Collection P-47.
- van Boxtel GJM, Bocker KBE (2004). Cortical measures of anticipation. *Journal of Psychophysiology* 18:61-76.

- van Tongeren M, While D, Mann S (2005). Investigation of Airwave Patterns of Use amongst Police Officers of Lancashire Constabulary. Final Report. May 2005. Centre for Occupational and Environmental Health, Division of Epidemiology and Health Sciences, University of Manchester and Health Protection Agency, Radiation Protection Division. Manchester, Chilton Didcot, UK. URL: http://police.homeoffice.gov.uk/publications/operational-policing/Manchester_final_report2835.pdf?view=Binary [Stand: 15.02.2010].
- 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.
- Vollrath L, Spessert R, Kratzsch T, Keiner M, Hollmann H (1997). No short-term effects of high-frequency electromagnetic fields on the mammalian pineal gland. *Bioelectromagnetics* 18:376-387.
- Wainwright PR (2007). Computational modelling of temperature rises in the eye in the near field of radiofrequency sources at 380, 900 and 1800 MHz. *Phys Med Biol* 52:3335-3350.
- Wallace D, Eltiti S, Ridgewell A, Garner K, Russo R, Sepulveda F, Walker S, Quinlan T, Dudley S, Maung S, Deeble R, Fox E (2010). Do TETRA (Airwave) base station signals have a short-term impact on health and well-being? A randomized double-blind provocation study. *Environ Health Perspect* 118:735-741.
- 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.
- 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. *Journal of Personality and Social Sciences* 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.
- Weeß H-G, Schürmann T, Steinberg R (2002). Das Landecker Inventar für Schlafstörungen. [Landecker Inventory for the assessment of sleep disorders.] Article in German. In: *Kompendium Schlafmedizin* Schulz H. S.
- Wessely S (2005). The effect of TETRA radiofrequency fields on symptoms in police officers. Start Date: July 2005. Mobile Phone Research Unit, King's College London. London. URL: http://www.mthr.org.uk/research_projects/Wessely.htm [Stand: 15.02.2010].

- Wilhelm B, Wilhelm H, Lüdtke 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: *Applied Neuropsychology of Attention. Theory, Diagnosis and Rehabilitation* Leclercq M, Zimmermann P. S. 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*, 3. Auflage Edition. Berlin, Heidelberg, New York: Springer Verlag.
- Zulley J (2002). Schlafragebogen einer Schlafambulanz. In: *Wenn der Schlaf gestört ist* Füller I. S. 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 Schlafmedizin und Schlafforschung
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
IQR	Interquartalsabstand (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
LISST	Landecker Inventar zur Erfassung von Schlafstörungen
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, Pupillenruheindex
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
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 potentiale / 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. 1: Elektromagnetisches Spektrum und TETRA	19
Abb. 2: Schema des Zeitverlaufs des HF-Ausgangssignals eines TETRA Endgerätes (hier im Zeitschlitz 2 arbeitend) im Gesprächsmodus.....	20
Abb. 3: Aktueller Stand des TETRA-Funknetzes in Deutschland	22
Abb. 4: Schematische Darstellung des Studiendesigns.....	53
Abb. 5: Tiefpaßfilter für EEG-Polysomnographieeingänge des Registriergerätes.....	59
Abb. 6: Elektrodenkabel mit Induktivitätsbelag.....	60
Abb. 7: Melone mit Kopf-Elektroden und TETRA-Antenne	61
Abb. 8: Melonenspektrum Sham – Effektivwerte (RMS) für 0.01 Hz Bandbreite.....	62
Abb. 9: Melonenspektrum TETRA 6 W/kg – Effektivwerte (RMS) für 0.01 Hz Band- breite: Einstreuung vom 50-Hz-Stromnetz, jedoch keine 17.65-Hz-TETRA- Störung.....	62
Abb. 10: Prinzipbild der Expositionseinrichtung	64
Abb. 11: Aufbau der TETRA-Antenne	65
Abb. 12: Stoffummantelte Antenne.....	65
Abb. 13: Betrag des Eingangreflexionsfaktors der am Kopf getragenen Antenne.....	66
Abb. 14: Struktur des Tetra 25-Signals	67
Abb. 15: Bedienoberfläche des Programms TETREX nach dem ersten Aufruf.....	68
Abb. 16: Numerisches Antennenmodell (links) und numerisches Modell der Validierungs- anordnung (rechts).....	70
Abb. 17: Vergleich von Messung (links) und Simulation (rechts) in einer Ebene 6,5 mm innerhalb des Flachphantoms (10 mm Distanz zwischen Antenne und gewebe- simulierender Flüssigkeit). Antenneneingangsleistung 1 W (Dämpfung im Antennenkabel sind im Messergebnis bereits berücksichtigt).....	70
Abb. 18: Erhebung der Variationsbereiche charakteristischer geometrischer Parameter zur Abschätzung des Unsicherheiten zufolge von geringfügigen Schwankungen der Antennenposition	71
Abb. 19: Veranschaulichung der definierten geometrischen Parameter.....	72
Abb. 20: Verwendete anatomische Kopfmodelle (oben: „Duke“, unten „Visible Human“).	73
Abb. 21: Variationsbereich des Eingangreflexionsfaktors der Antenne (schwarze Kurven: Kopf mit Antennenseite in Polster gedreht, bunte Kurven: Antenne frei am Kopf getragen)	74
Abb. 22: Schema der Elektrodenbefestigung am Phantom (links) und Ansicht des fertig für die Messungen vorbereiteten Phantoms (rechts).....	75

Abb. 23: Vergleich der (ungemittelten) SAR-Verteilungen im Inneren des Phantoms (5 mm Abstand zur Phantomschale); links: ohne EEG-Elektroden, Mitte: mit „gewendelten“ Elektrodenleitungen, rechts: mit konventionellen Elektrodenleitungen	76
Abb. 24: Graphische Darstellung der Absorptionsverteilung im Kopf bzw. im Gehirn am Beispiel des Duke-Kopfmodells für zwei unterschiedliche Antennenpositionen.....	78
Abb. 25: Antenne in Position an linker Kopfseite eines Probanden	82
Abb. 26: Antenne in Stoffhülle mit Sensor 1 (unten) und Sensor 2 (oben), die an der Innenseite angebracht sind	83
Abb. 27: Subjektive Bewertung auf der Visuellen Analogskala (VAS-Score linke und rechte Kopfseite) und tatsächliche Expositionsbedingung (niedrige Expositionsstufe: 1,5 W/kg; hohe Expositionsstufe: 6 W/kg, S = Sham).....	87
Abb. 28: Individuelle Differenzen für die subjektiven Bewertungen auf der Visuellen Analogskala (VAS-Score linke und rechte Kopfseite) und tatsächliche Expositionsbedingung (niedrige Expositionsstufe: 1,5 W/kg; hohe Expositionsstufe: 6 W/kg, S = Sham).....	87
Abb. 29: Mittelwerte und Standardfehler des Temperaturverlaufs für alle Expositionsbedingungen am Temperatursensor 1 (ein Wert pro 10 Minuten)	88
Abb. 30: Mittelwerte und Standardfehler des Temperaturverlaufs für alle Expositionsbedingungen am Temperatursensor 2 (ein Wert pro 10 Minuten)	88
Abb. 31: Mittelwerte und Standardfehler des Temperaturverlaufs für alle Expositionsbedingungen am Temperatursensor 1 (ein Wert pro Minute)	90
Abb. 32: Mittelwerte und Standardfehler des Temperaturverlaufs für alle Expositionsbedingungen am Temperatursensor 2 (ein Wert pro Minute)	90
Abb. 33a-33d: Verteilungen der Messwerte an zwei Sensoren zu vier Zeitpunkten t ₀ (Beginn der Messung), t ₁₀ (nach 10 Minuten), t ₂₀ (nach 20 Minuten) und t ₃₀ (nach 30 Minuten) für jeweils drei Expositionsbedingungen (Sham, 1,5 W/kg, 6 W/kg)	92
Abb. 34: Subjektive „Vergleichsbewertung“ und tatsächliche Expositionsunterschiede – linke Seite.....	93
Abb. 35: Subjektive „Vergleichsbewertung“ und tatsächliche Expositionsunterschiede – rechte Seite	94
Abb. 36: Subjektive „Vergleichsbewertung“ und tatsächliche Expositionsunterschiede – linke Seite.....	94
Abb. 37: Subjektive „Vergleichsbewertung“ und tatsächliche Expositionsunterschiede – rechte Seite	95
Abb. 38: <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	104
Abb. 39: Proband mit 19 nach dem 10-20-System positionierten Elektroden und Dualband-Antenne mit Stoffhülle	105
Abb. 40: Probandenrekrutierung	106

Abb. 41: Der P1-N1-P2-Komplex ausgelöst durch einen "Klick-Ton"	110
Abb. 42: 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).	111
Abb. 43: Schematische Darstellung der Contingent Negative Variation (CNV). Auf das Warnsignal S_1 , das eine Orientierungsreaktion nach sich zieht (frühe CNV), folgt bis zum imperativen Stimulus S_2 eine langsame Negativierung (späte CNV), die als Antwortvorbereitung interpretiert werden kann.	113
Abb. 44: Schematische Darstellung der Aufgabe zur Erzeugung einer Contingent Negative Variation (CNV). Die Probanden sollten einen Zeiger, der in der 12:00 Uhr Position auftauchte (S_1), so schnell wie möglich nach Loslaufen des Zeigers durch Drücken einer Taste (S_2) stoppen.....	114
Abb. 45: Bereitschaftspotential vor einer einfachen Fingerbewegung. Der schraffierte Bereich entspricht 3 Standardabweichungen der Amplitudenschwankungen in der Baseline-Periode (-3,5 bis -3,0 s vor Bewegungsbeginn).	114
Abb. 46: 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).	115
Abb. 47: Monitoransicht mit Instruktionen für die Durchführung des DAUF-Test (© Schuhfried GmbH)	118
Abb. 48: Schematische Darstellung einer Abfolge von Bildern des Tests zur Geteilten Aufmerksamkeit der TAP	119
Abb. 49: Schematische Darstellung einer Abfolge von Bildern aus dem Vigilanztest der TAP	119
Abb. 50: 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- und 3-back-Aufgabe muss entsprechend verfahren werden.	121
Abb. 51: Die Reduktion und Umbenennung der Schlafstadien von Rechtschaffen und Kales (R&K) in die Klassifikation nach den Regeln der American Academy of Sleep Medicine (AASM). N=Non-REM, S=Stadium	128
Abb. 52: Das Prinzip des „averaging“. Das Signal-Rausch-Verhältnis verbessert sich mit steigender Trialanzahl und anschließender Mittelung.	136
Abb. 53: Boxplots der Verteilung der individuellen Differenzen zwischen den Expositionsbedingungen für die Gesamtschlafzeit (TST) im 1. Schlafzyklus.....	149
Abb. 54: Boxplot der Verteilung der individuellen Differenzen zwischen den Expositionsbedingungen für das Stadium N2 (min) im 1. Schlafzyklus.....	150

Abb. 55: Boxplot der Verteilung der individuellen Differenzen zwischen den Expositionsbedingungen für das Stadium R (min) im mittleren Schlafzyklus.....	151
Abb. 56: Boxplot der Verteilung der individuellen Differenzen zwischen den Expositionsbedingungen für das Stadium R (min) im letzten Schlafzyklus.....	151
Abb. 57: Schematische Darstellung der in dieser Studie durchgeführten Auswertung der Powerspektralwerte aus den Studiennächten.....	153
Abb. 58: Übersicht über die Lokalisationen, die in der Varianzanalyse signifikante Ergebnisse erkennen ließen (bei Auswertung auf der Basis der Frequenzbänder).....	153
Abb. 59: Übersicht über die paarweisen Vergleiche für die Lokalisationen, die in der Varianzanalyse signifikante Ergebnisse erkennen ließen (bei Auswertung auf der Basis von Frequenzbändern).....	154
Abb. 60: Übersicht über die Lokalisationen, die in der Varianzanalyse signifikante Ergebnisse erkennen ließen (bei Auswertung auf der Basis der Frequenzbänder).....	156
Abb. 61: Übersicht über die paarweisen Vergleiche für die Lokalisationen, die in der Varianzanalyse signifikante Ergebnisse erkennen ließen (bei Auswertung auf der Basis von Frequenzbändern).....	157
Abb. 62: Übersicht über die Lokalisationen, die in der Varianzanalyse signifikante Unterschiede im Alpha-Frequenzband erkennen ließen (bei Auswertung auf der Basis von Spektrallinien).....	171
Abb. 63: Übersicht über die paarweisen Vergleiche für die Lokalisationen, die in der Varianzanalyse im Alpha-Frequenzband signifikante Ergebnisse erkennen ließen (bei Auswertung auf der Basis von Spektrallinien).....	172
Abb. 64: Darstellung des signifikanten Ergebnisses für Fz im Beta1-Band.....	172
Abb. 65: Boxplot der Verteilung der individuellen Differenzen zwischen den Expositionsbedingungen für die Power (μV) im Beta1-Band an Fz.....	173
Abb. 66: Übersicht über die Lokalisationen, die in der Varianzanalyse signifikante Unterschiede im Beta1-Frequenzband erkennen ließen (bei Auswertung auf der Basis von Spektrallinien).....	174
Abb. 67: Übersicht über die paarweisen Vergleiche für die Lokalisationen, die in der Varianzanalyse im Beta1-Frequenzband signifikante Ergebnisse erkennen ließen (bei Auswertung auf der Basis von Spektrallinien).....	174
Abb. 68: Darstellung des signifikanten Ergebnisses für F4 im Delta-Band.....	175
Abb. 69: Boxplot der Verteilung der individuellen Differenzen zwischen den Expositionsbedingungen für die Power (μV^2) im Delta-Band an F4.....	176
Abb. 70: Übersicht über die Lokalisationen, die in der Varianzanalyse signifikante Unterschiede im Delta-Frequenzband erkennen ließen (bei Auswertung auf der Basis von Spektrallinien).....	176
Abb. 71: Übersicht über die paarweisen Vergleiche für die Lokalisationen, die in der Varianzanalyse im Delta-Frequenzband signifikante Ergebnisse erkennen ließen (bei Auswertung auf der Basis von Spektrallinien).....	177

Abb. 72: Darstellung der signifikanten Ergebnisse im Theta-Band.....	177
Abb. 73: Boxplot der Verteilung der individuellen Differenzen zwischen den Expositionsbedingungen für die Power (μV) im Theta-Band an Cz.	178
Abb. 74: Boxplot der Verteilung der individuellen Differenzen zwischen den Expositionsbedingungen für die Power (μV) im Theta-Band an P3	179
Abb. 75: Boxplot der Verteilung der individuellen Differenzen zwischen den Expositionsbedingungen für die Power (μV) im Theta-Band an T5.....	179
Abb. 76: Übersicht über die Lokalisationen, die in der Varianzanalyse signifikante Unterschiede im Theta-Frequenzband erkennen ließen (bei Auswertung auf der Basis von Spektrallinien).....	180
Abb. 77: Übersicht über die paarweisen Vergleiche für die Lokalisationen, die in der Varianzanalyse im Theta-Frequenzband signifikante Ergebnisse erkennen ließen (bei Auswertung auf der Basis von Spektrallinien).	180
Abb. 78: Boxplot der Verteilung der individuellen Differenzen zwischen den Expositionsbedingungen für die Amplitudendifferenzen (μV).....	183
Abb. 79: Boxplot der Verteilung der individuellen Differenzen zwischen den Expositionsbedingungen für die Standardabweichungen (min) im Gesamttest	194
Abb. 80: Boxplot der Verteilung der individuellen Differenzen zwischen den Expositionsbedingungen für die Standardabweichungen (min) in ersten 5 Minuten.....	194
Abb. 81: Boxplot der Verteilung der individuellen Differenzen zwischen den Expositionsbedingungen für die Anzahl der Richtigen im 1-back Paradigma	196
Abb. 82: Boxplot der Verteilung der individuellen Differenzen zwischen den Expositionsbedingungen für die Reaktionszeit im 1-back Paradigma.....	197
Abb. 83: Boxplot der Verteilung der individuellen Differenzen zwischen den Expositionsbedingungen für die Reaktionszeit im 2-back Paradigma.....	198
Abb. 84: Boxplot der Verteilung der individuellen Differenzen zwischen den Expositionsbedingungen für die Visuelle Analogskala „Interesse“	201

XV Tabellenverzeichnis

Tab. 1:	Basisgrenzwerte und Referenzwerte (bei 400MHz) für zeitlich veränderliche elektrische und magnetische Felder im Frequenzbereich 10MHz bis 10GHz.....	23
Tab. 2:	Anordnung der Studiennächte	52
Tab. 3:	Anordnung der Studientage	52
Tab. 4:	Ablauf einer Adaptations- bzw. Studiennacht	54
Tab. 5:	Ablauf eines Übungs- bzw. Testtages	54
Tab. 6:	HF-Hintergrundfelder: Stärkste Fremdquellen im VHF- und UHF-Frequenzbereich im Vergleich zu den Referenzwerten nach ICNIRP (1998). Messgerät: Rohde & Schwarz FSH3, Antenne/Kabel: Schwarzbeck UBAA9114/AK9513.....	57
Tab. 7:	Gemessener und simulierter maxSAR10g-Wert für eine Distanz von 10 mm zwischen Antenne und gewebesimulierender Flüssigkeit.	70
Tab. 8:	Ergebnis der Erhebung der geometrischen Parameter für einen Variationsbereich von über 20 Personen.....	72
Tab. 9:	Ermittlung der erforderlichen angebotenen HF-Leistung am Eingang des blauen (ca. 1,5 m langen) Antennenkabels.	77
Tab. 10:	Unsicherheitsbilanz und sich daraus ergebende Variationsbereiche der zu erwartenden Exposition in Form der maxSAR10g.....	77
Tab. 11:	Mittlere SAR in den 50 am höchsten exponierten Gehirnregionen.	79
Tab. 12:	Daten der verwendeten Feldsonden.....	80
Tab. 13:	Objektive und subjektive Daten	85
Tab. 14:	Ergebnisse der Temperaturmessung: Varianzanalyse bzw. Kruskal-Wallis Test für die Zeitpunkte „0 Minuten“ (=Expositionsbeginn), sowie 10, 20 und 30 Minuten nach Messbeginn für Vergleiche zwischen den Expositionsbedingungen für Messsensor S1 und Messsensor S2	89
Tab. 15:	Ergebnisse des Temperaturverlaufs zwischen den Zeitpunkten und Expositionsbedingungen: Kruskal-Wallis Test für die Vergleiche zwischen den Zeitpunkten „0 Minuten“ (=Expositionsbeginn) und 10, 20 und 30 Minuten nach Messbeginn für Messsensor S1 und Messsensor S2	89
Tab. 16:	Paarweise Vergleiche der Temperatur zu den Zeitpunkten 0 und 10, 20 30 Minuten nach Expositionsbeginn, sowie der Temperaturverläufe zwischen den drei Expositionsbedingungen mittels Wilcoxon-Test	91
Tab. 17:	Einschlusskriterien für eine Studienteilnahme	97
Tab. 18:	Ausschlusskriterien für eine Studienteilnahme	98
Tab. 19:	Fragebögen, die zum Screening eingesetzt wurden	100
Tab. 20:	Untersuchungen im Vorfeld der Studie (Screening-Untersuchungen)	102

Tab. 21: 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, LISST: Landecker Inventar zur Erfassung von Schlafstörungen; AHI: Apnoe-Hypopnoe-Index; PLMAI: Index für periodische Beinbewegungen mit Arousal).....	106
Tab. 22: Tests zur Erfassung von Aufmerksamkeitskomponenten.....	117
Tab. 23: Fragebögen, die im Verlauf der Studie wiederholt eingesetzt wurden	122
Tab. 24: Schlafvariablen nach AASM.....	129
Tab. 25: Zusätzliche Schlafparameter.....	130
Tab. 26: Arousalparameter (Somnolyzer 24x7)	130
Tab. 27: Vergleich von 13 Schlafparametern zur Charakterisierung der Stichprobe im Vergleich zu einer Referenzstichprobe 21- bis 59-jähriger gesunder Männer und Frauen (Moser et al. 2009).....	148
Tab. 28: NREM, gesamte Nacht, C3: Spektrallinien, die signifikant zwischen den Expositionsparametern variieren	155
Tab. 29: NREM, erster Zyklus, C3: Spektrallinien, die signifikant zwischen den Expositionsparametern variieren	155
Tab. 30: NREM, letzter Zyklus, C3: Spektrallinien, die signifikant zwischen den Expositionsparametern variieren	158
Tab. 31: Spindelparameter, die signifikant zwischen den Expositionsparametern variieren.....	160
Tab. 32: Ergebnisse der paarweisen Unterschiede zwischen den Expositionsbedingungen in den Spindelparametern für Variablen, die eine signifikante Variation zwischen den drei Expositionsgruppen zeigten.	161
Tab. 33: Subjektive Schlafqualität (Morgenprotokoll): Ergebnisse der Varianzanalysen	163
Tab. 34: Befindlichkeit (Visuelle Analogskalen): Ergebnisse der Varianzanalysen	164
Tab. 35: Differenzen der Befindlichkeit zwischen Morgen und Abend (Visuelle Analogskalen): Ergebnisse der Varianzanalysen	165
Tab. 36: Stimmung am Morgen (Positive and Negative Affect Schedule): Ergebnisse der Varianzanalysen	166
Tab. 37: Differenz zwischen Stimmung am Abend und am Morgen (Positive and Negative Affect Schedule): Ergebnisse der Varianzanalysen	166
Tab. 38: Grad der Ängstlichkeit am Morgen (STAI): Ergebnisse der Varianzanalyse.....	167
Tab. 39: Differenz zwischen Grad der Ängstlichkeit am Abend und am Morgen (STAI): Ergebnisse der Varianzanalysen	167
Tab. 40: Beschwerden am Morgen (GBB-24): Ergebnisse der Varianzanalysen.....	168
Tab. 41: Differenz zwischen Beschwerden am Abend und am Morgen (GBB-24): Ergebnisse der Varianzanalysen	168

Tab. 42: Alpha Attenuation Test (AAT): Ergebnisse der Varianzanalysen	170
Tab. 43: Amplitude und Reaktionszeit der CNV: Ergebnisse der Varianzanalysen	182
Tab. 44: Amplitude des Bereitschaftspotentials: Ergebnisse der Varianzanalysen.....	184
Tab. 45: Amplitude des langsamen Potentials und Winkelabweichung in der VMT: Ergebnisse der Varianzanalysen	185
Tab. 46: EEG- und Leistungsparameter der Wahlreaktion auf Töne: Ergebnisse der Varianzanalysen.....	186
Tab. 47: EEG- und Leistungsparameter im Oddball-Paradigma: Ergebnisse der Varianzanalysen.....	187
Tab. 48: Pupillographischer Schläfrigkeitstest (PST): Ergebnisse der Varianzanalysen.....	189
Tab. 49: Daueraufmerksamkeitstest: Ergebnisse der Varianzanalysen	189
Tab. 50: Test zur geteilten Aufmerksamkeit: Ergebnisse der Varianzanalysen	192
Tab. 51: Vigilanztest: Ergebnisse der Varianzanalysen.....	193
Tab. 52: Test zum Arbeitsgedächtnis (n-back): Ergebnisse der Varianzanalysen	196
Tab. 53: Befindlichkeit (Visuelle Analogskalen): Ergebnisse der Varianzanalysen	200
Tab. 54: Differenzen in der Befindlichkeit zwischen den Zeitpunkten vor und nach der Testung (Visuelle Analogskalen): Ergebnisse der Varianzanalysen	201
Tab. 55: Stimmung nach Ende der Tagestestung (Positive and Negative Affect Schedule): Ergebnisse der Varianzanalysen	202
Tab. 56: Differenzen zwischen der Stimmung vor und nach der Tagestestung (Positive and Negative Affect Schedule): Ergebnisse der Varianzanalysen	203
Tab. 57: Grad der Ängstlichkeit nach der Tagestestung (STAI): Ergebnisse der Varianzanalyse.....	204
Tab. 58: Differenz zwischen Grad der Ängstlichkeit vor und nach der Tagestestung (STAI): Ergebnisse der Varianzanalyse.....	204
Tab. 59: Beschwerden nach Tagestestung (GBB-24): Ergebnisse der Varianzanalysen	205
Tab. 60: Differenz zwischen Beschwerden vor und nach der Tagestestung (GBB-24): Ergebnisse der Varianzanalysen	205

Korrespondenzanschrift:

Prof. Dr. Heidi Danker-Hopfe
Kompetenzzentrum Schlafmedizin des CC15
Charité – Universitätsmedizin Berlin
Campus Benjamin Franklin
Eschenallee 3
14050 Berlin
Tel.: 030 8445 8603
Fax: 030 8445 8393
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