



Bundesamt
für Strahlenschutz

Ressortforschungsberichte zum Strahlenschutz

Detaillierte vergleichende Analyse der Alters- und Geschlechtsabhängigkeit des Einflusses hochfrequenter elektromagnetischer Felder von Mobilfunk-Endgeräten auf Gehirnaktivität, Schlaf und kognitive Leistungsfähigkeit

Vorhaben 3619S82465

Charité - Universitätsmedizin Berlin

T. Eggert
H. Dorn
H. Danker-Hopfe

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

Dieser Band enthält einen Ergebnisbericht eines vom Bundesamt für Strahlenschutz im Rahmen der Ressortforschung des BMUV (Ressortforschungsplan) 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.

Impressum

Bundesamt für Strahlenschutz
Postfach 10 01 49
38201 Salzgitter

Tel.: +49 30 18333-0

Fax: +49 30 18333-1885

E-Mail: ePost@bfs.de

De-Mail: epost@bfs.de-mail.de

www.bfs.de

BfS-RESFOR-193/22

Bitte beziehen Sie sich beim Zitieren dieses Dokumentes immer auf folgende URN:

urn:nbn:de:0221-2022040532025

Salzgitter, April 2022

Abschlussbericht

erstellt im Auftrag des Bundesamtes für Strahlenschutz

Januar 2022

Projektleitung:

Dr. rer. nat. Torsten Eggert

Tel.: +49 (0) 30 450 517 568

Fax: +49 (0) 30 450 517 941

Email: torsten.eggert@charite.de

Dr.-Ing. Hans Dorn

Tel.: +49 (0) 30 450 517 556

Fax: +49 (0) 30 450 517 941

Email: hans.dorn@charite.de

Prof. Dr. rer. nat. Heidi Danker-Hopfe

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

Fax: +49 (0) 30 450 517 941

Email: heidi.danker-hopfe@charite.de

Kompetenzzentrum Schlafmedizin CC15
Charité - Universitätsmedizin Berlin
Hindenburgdamm 30
12203 Berlin

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

Danksagung:

Unser Dank gilt all denen, die zum Gelingen dieses Projekts beigetragen haben. Unter anderem möchten wir an dieser Stelle Frau Manisha Manaswini nennen, die uns tatkräftig bei der Neubestimmung von elektrophysiologischen Ergebnisparametern unterstützt hat. Insbesondere möchten wir aber **Frau Dr. Blanka Pophof** vom Bundesamt für Strahlenschutz danken, die uns in der Betreuung der dieser Auswertung zugrundeliegenden Projekte stets eine fachkompetente Ansprechpartnerin war.

Inhaltsverzeichnis

I.	Zusammenfassung	9
II.	Einleitung	19
III.	Zielsetzung und Design der Studien	21
III.1	Hintergrund, Problemstellung und Ziele des Projekts	21
III.2	Design der Studien 1-4	23
IV.	Exposition	27
IV.1	Expositionsanlagen	27
IV.2	Gestaltung der Messräume	27
IV.3	Technische Bedingungen für die Messplätze	28
IV.4	Maßnahmen zur Sicherung der Datenqualität bei EEG-Ableitung unter Exposition	28
IV.5	Überprüfung der Polysomnographie-Aufzeichnungen auf Störungen	30
IV.6	Verfahren zur Beseitigung evtl. verbliebener expositionsabhängiger Artefakte	33
V.	Probanden	35
V.1	Stufe 1: Telefoninterview	35
V.2	Stufe 2: Fragebögen	35
V.3	Stufe 3: Screening-Untersuchung	37
V.4	Stufe 4: Adaptations-/Screeningnacht	37
V.5	Ergebnisse der Probandenrekrutierung	38
VI.	Methodik der Datenerhebung	39
VI.1	Polysomnographie (PSG)	39
VI.2	EEG-Aufzeichnungen während der Tagesuntersuchungen	39
VI.2.1	Ruhe-EEG	40
VI.2.2	Evozierte Potentiale (EP)	40
VI.2.2.1.	Akustisch evozierte Potentiale (AEP) - Wahlreaktion auf Töne	41
VI.2.2.2.	Akustisch evozierte Potentiale (AEP) - Oddball Paradigma	42
VI.2.3	Ereigniskorrelierte Potentiale (EKP) und langsame Hirnpotentiale (LP)	43
VI.2.3.1.	Contingent Negative Variation (CNV)	43
VI.2.3.2.	Bereitschaftspotential (BP)	45
VI.2.3.3.	DC-Potential und Visuelle Folgereaktion (VMT)	46
VI.3	Tests zur Objektivierung aufmerksamkeitsbezogener Prozesse	47

VI.3.1	Test zur selektiven Aufmerksamkeit.....	48
VI.3.2	Test zur geteilten Aufmerksamkeit	49
VI.3.3	Vigilanztest.....	50
VI.4	Test zum Arbeitsgedächtnis (WMT).....	50
VII.	Methodik der Datenauswertung	53
VII.1	Auswertung der Schlafdaten	53
VII.1.1	Makrostruktur des Schlafes	54
VII.1.2	Powerspektralanalyse.....	57
VII.2	Auswertung der am Tag erhobenen physiologischen Daten	59
VII.2.1	Auswertung des Ruhe-EEGs.....	60
VII.2.2	Vorverarbeitung aller evozierten Potentiale (EP)	61
VII.2.3	Auswertung der ereigniskorrelierten bzw. langsamen Hirnpotentiale	65
VII.2.4	Auswertung der akustisch evozierten Potentiale.....	67
VII.3	Auswertung der Leistungsparameter der evozierten Potentiale	68
VII.3.1	Auswertung der Leistungsparameter der Wahlreaktion auf Töne	68
VII.3.2	Auswertung der Leistungsparameter des Oddball Paradigmas	68
VII.3.3	Auswertung der Leistungsparameter der Contingent Negative Variation	69
VII.3.4	Auswertung der Leistungsparameter der Visuellen Folgeaktion.....	69
VII.4	Auswertung der Tests zur Objektivierung aufmerksamkeitsbezogener Prozesse	69
VII.4.1	Auswertung des Tests zur selektiven Aufmerksamkeit	69
VII.4.2	Auswertung des Tests zur geteilten Aufmerksamkeit	70
VII.4.3	Auswertung des Vigilanztests.....	71
VII.5	Auswertung des Tests zum Arbeitsgedächtnis (n-back).....	72
VII.6	Statistische Auswertung der Daten	72
VIII.	Ergebnisse zum Schlaf	77
VIII.1	Alters- und geschlechtsspezifische Expositionseffekte auf die Makrostruktur des Schlafes inklusive subjektiver Schlafparameter	77
VIII.1.1	Gesamte Nacht	77
VIII.1.2	1. Nachtviertel	86
VIII.1.3	4. Nachtviertel	91
VIII.1.4	Zusammenfassung.....	96
VIII.2	Alters- und geschlechtsspezifische Expositionseffekte auf die Powerspektralwerte im Schlaf	97
VIII.2.1	Schlaf-EEG: Frequenzbänder	97
VIII.2.2	Schlaf-EEG: Spektrallinien.....	110
VIII.2.3	Zusammenfassung.....	115

IX.	Ergebnisse zum Tag	117
IX.1	Alters- und geschlechtsspezifische Expositionseffekte auf die Powerspektralwerte im Wachzustand	117
IX.1.1	Ruhe-EEG: Frequenzbänder	117
IX.1.2	Ruhe-EEG: Spektrallinien	121
IX.1.3	Zusammenfassung	121
IX.2	Alters- und geschlechtsspezifische Expositionseffekte auf die Hirnaktivität unter kognitiver Beanspruchung	123
IX.2.1	Langsame Hirnpotentiale – CNV, VMT, BP.....	124
IX.2.2	Akustisch evozierte Potentiale – N1, P2, P3	134
IX.2.3	Zusammenfassung	148
IX.3	Alters- und geschlechtsspezifische Expositionseffekte auf die kognitive Leistungsfähigkeit	148
IX.3.1	Verhaltensparameter der psychophysiologischen Experimente	149
IX.3.2	Leistungsparameter aus dem Test zur geteilten Aufmerksamkeit	149
IX.3.3	Leistungsparameter aus dem Vigilanztest.....	161
IX.3.4	Leistungsparameter aus dem Daueraufmerksamkeitstest und der Arbeitsgedächtnisaufgabe.....	166
IX.3.5	Zusammenfassung	171
X.	Allgemeine Zusammenfassung und Bewertung der Ergebnisse	172
X.1	Expositionsunabhängige Alters- und Geschlechtseffekte	172
X.2	Alters- und geschlechtsunabhängige Expositionseffekte	180
X.3	Alters- und Geschlechtsabhängige Expositionseffekte	183
X.4	Allgemeine Bewertung/Einordnung der Ergebnisse	189
XI.	Literaturverzeichnis	193
XII.	Abkürzungsverzeichnis	202
XIII.	Abbildungsverzeichnis	206
XIV.	Tabellenverzeichnis	211

I. Zusammenfassung

Leben in der modernen Welt bedeutet, nahezu jederzeit und allorts hochfrequenten elektromagnetischen Feldern (HF-EMF) ausgesetzt zu sein. Dies ist einerseits eine unvermeidliche Notwendigkeit, um den wachsenden technischen Anforderungen im Zusammenhang mit den beiden großen Herausforderungen dieser Zeit, "Kommunikation" und "Digitalisierung", langfristig gerecht werden zu können. Andererseits existiert in Teilen der Bevölkerung die Besorgnis, dass die benutzten HF-EMF möglicherweise mit gesundheitlichen Risiken verbunden sind, und mit der Einführung neuer Technologien wie der 5. Mobilfunkgeneration erhält diese Diskussion neuen Nährboden. Eine Befürchtung, die immer wieder im Zusammenhang mit dem Mobilfunk wegen der kopfnahen Position des Endgerätes beim Telefonieren genannt wurde, ist eine mögliche Einflussnahme von HF-EMF auf die Aktivitäten des Gehirns. Im Laufe der Jahre ist eine Vielzahl an Forschungsaktivitäten unternommen worden, um dieser Frage nachzugehen.

Am Kompetenzzentrum Schlafmedizin der Charité Berlin wurden seit 2004 insgesamt vier vom Bundesamt für Strahlenschutz beauftragte experimentelle Laborstudien an Probanden zu diesem Thema durchgeführt. Untersucht wurde, ob eine Hochfrequenzexposition, wie sie bei Gebrauch von Mobiltelefonen und Endgeräten des Digitalfunks entsteht, einen akuten Einfluss auf das Gehirn im Schlaf sowie im Wachzustand in Ruhe und bei kognitiver Beanspruchung hat. Der Schlaf wurde dabei als Modell für eine Gehirntätigkeit ohne bewusste Kontrolle unter weitest gehendem Ausschluss exogener Faktoren herangezogen. Im ersten Projekt wurden in einer Stichprobe junger männlicher Probanden im Alter zwischen 18 und 30 Jahren Effekte auf das zentrale Nervensystem ausgehend von Endgeräten nach dem GSM900-(Teilkörper SAR-Wert über 10 g gemittelt: 2.0 W/kg) und UMTS-Standard (Teilkörper SAR-Wert über 10 g gemittelt: 2.0 W/kg), jeweils im Vergleich zu einer Scheinbefeldung, überprüft. In einer zweiten Studie wurden ebenfalls junge gesunde Männer derselben Altersgruppe untersucht, nur sind diesmal neben der Shambedingung zwei unterschiedlich starke TETRA-Signale zum Einsatz gekommen (schwächeres Signal mit einem Teilkörper SAR-Wert über 10 g gemittelt: 1.5 W/kg; stärkeres Signal mit einem Teilkörper SAR-Wert über 10 g gemittelt: 6.0 W/kg). Da unter anderem von der World Health Organisation die Empfehlung ausgesprochen wurde, insbesondere den Einfluss von HF-EMF auf das alternde Gehirn zu untersuchen, sind in Studie 3 ältere Frauen im Alter zwischen 60 und 80 Jahren und in Studie 4 ältere Männer im selben Altersbereich untersucht worden. In beiden Studien wurden neben einer Shambedingung eine GSM900- und die stärkere TETRA-Exposition eingesetzt. In allen vier Studien wurden geringfügige Veränderungen der Gehirnaktivität gefunden, die sich allerdings nicht im Verhalten widerspiegeln und nach bisherigem Kenntnisstand nicht gesundheitsrelevant sind.

Die Daten aus diesen vier Forschungsprojekten ermöglichen es auch, der Frage nachzugehen, ob HF-EMF Effekte möglicherweise in Abhängigkeit vom Alter und/oder Geschlecht variieren. Ziel des vorliegenden Forschungsprojekts war es zu prüfen, ob sich die Einflussnahme von HF-EMF auf Gehirnaktivität, Schlaf und kognitive Leistungsfähigkeit bei älteren Männern und Frauen sowie im Vergleich älterer und jüngerer Männer unterscheidet. Die gesundheitliche Relevanz der Ergebnisse war

im Sinne des Strahlenschutzes zu bewerten. Insgesamt erlaubten die vorliegenden Studien die folgenden Vergleiche:

1. Junge Männer vs. ältere Männer: GSM900 2.0 W/kg (Studien 1 und 4)
2. Junge Männer vs. ältere Männer: TETRA 6.0 W/kg (Studien 2 und 4)
3. Ältere Frauen vs. ältere Männer: GSM9000 2.0 W/kg (Studien 3 und 4)
4. Ältere Frauen vs. ältere Männer: TETRA 6.0 W/kg (Studien 3 und 4)

Diese Vergleichsanalysen sollten insbesondere für diejenigen Parameter erfolgen, die in mindestens einem der zu vergleichenden Datensets unter Exposition statistisch signifikant verändert waren. Dies betraf 1) Parameter zur Beschreibung der Makrostruktur des Schlafes inklusive Parameter zur Selbsteinschätzung des Nachtschlafes, 2) Powerspektralwerte des Schlaf- und 3) des Wach-EEGs (auf der Ebene von Frequenzbändern und Spektrallinien) sowie 4) physiologische und 5) behaviorale Ergebnisparameter im Zusammenhang mit der kognitiven Leistungsfähigkeit.

In jeder der vier Studien war es beabsichtigt, Daten von insgesamt 30 Personen zu erheben. Alle Probanden mussten ein umfangreiches Screening durchlaufen, das neben der Überprüfung der Ein- und Ausschlusskriterien auf der Basis von Fragebögen eine ausführliche internistische, neurologische und psychiatrische Untersuchung sowie eine Adaptationsnacht im Schlaflabor umfasste. Nach Einschluss in die Studien und einem erfolgreich absolvierten Übungstag zur Eingewöhnung in die Laborsituation und zum Üben der Tests verbrachten die Probanden im Abstand von jeweils einer Woche insgesamt neun Experimentalnächte und neun Experimentaluntersuchungen am Tage im Labor (je drei Nächte und drei Tage für jedes der drei Expositionssignale). In den Experimentalnächten wurden die Probanden für die gesamte Dauer der Nacht exponiert. In den Experimentaluntersuchungen am Tage erfolgte die Exposition während der Durchführung eines Testblocks bestehend aus 11 Einzeltests (Pupillografischer Schläfrigkeitstest, Alpha Attenuation Test inklusive eines 5-minütigen Ruhe-EEGs bei geschlossenen Augen, fünf psychophysiologische Experimente zur Erfassung evozierter bzw. ereigniskorrelierter Potentiale, drei Tests zur Objektivierung aufmerksamkeits-bezogener Prozesse und eine Aufgabe zum Arbeitsgedächtnis). In allen vier Forschungsprojekten erfolgte die Befeldung des Kopfes über eine flache Antenne mit Schaumstoffpolster und Textilhüllung, die am linken Ohr (Studien 2 – 4) bzw. am rechten Ohr (Studie 1) angebracht wurde.

Auch wenn der Studienablauf und die durchgeführten Untersuchungen in den vier Forschungsprojekten grundsätzlich identisch waren, gab es einige Unterschiede in der Datenvorverarbeitung sowie in der Methodik der Datenerhebung und -auswertung zwischen den Studien, die zunächst identifiziert und dann anschließend für alle Studien vereinheitlicht werden mussten, um eine direkte Vergleichbarkeit der Daten herstellen zu können. Das hatte zur Folge, dass eine Reihe von Neuauswertungen der bereits vorliegenden Daten sowie in einigen Fällen eine erneute Bestimmung der zu analysierenden Ergebnisparameter erforderlich waren. Die getroffenen Maßnahmen, die eine Neuauswertung der Daten unabdingbar machten, umfassten die Anwendung gleicher Verfahren zur Korrektur von Augenartefakten für das Wach-EEG sowie für alle ereigniskorrelierten Potentiale, die Berücksichtigung der Bettzeit bei den Ergebnisparametern zur Makrostruktur des Schlafes sowie bei den Powerspektralwerten des Schlaf-

EEGs, die Anwendung eines einheitlichen 50 Hz-Sperrfilters für alle EEG-Aufzeichnungen und eine Neuauswertung einiger (psycho)physiologischer Untersuchungen aufgrund einer Angleichung der Testverfahren.

Basis für die statistische Analyse von Expositionseffekten waren robuste Mittelwerte der Merkmalsausprägung für die jeweils drei Untersuchungstage bzw. -nächte mit gleicher Exposition. Zunächst wurden getrennte paarweise Analysen auf der Ebene individueller Unterschiede zwischen der jeweiligen Verumexpositionsbedingung und der Scheinexpositionsbedingung durchgeführt. Dafür wurde der t-Test für abhängige Stichproben ohne anschließende Korrektur für multiples Testen verwendet. Im Gegensatz dazu wurden die Schlaf- und Wach-EEG-Leistungsspektren der einzelnen Spektrallinien mit einem Permutationstest analysiert, der auf einem t-Test in Kombination mit der Maximum-Statistik zur Korrektur des Problems multipler Tests basiert. Allerdings wurde hierbei nicht die klassische Teststatistik für den verbundenen t-test herangezogen, sondern es wurde mittels der Methode der „schwellenwertfreien Cluster-Erweiterung (engl. *Threshold-free cluster enhancement*; TFCE)“ eine modifizierte Teststatistik bestimmt. Zweitens kam eine gemischte Varianzanalyse (ANOVA) zum Einsatz. In diesem statistischen Modell wurden der Innersubjektfaktor „Exposition“ sowie je nach Fragestellung entweder das „Geschlecht“ oder die „Altersgruppe“ als Zwischensubjektfaktor berücksichtigt. Die Interaktion aus diesen beiden Faktoren entspricht dem direkten Vergleich der Expositionseffekte zwischen den Gruppen und kann im Falle einer statistischen Signifikanz als alters- oder geschlechtsspezifischer Expositionseffekt interpretiert werden. Auch bei diesem statistischen Ansatz wurden mögliche HF-EMF-Effekte bzw. Unterschiede zwischen HF-EMF-Effekten für jede hier berücksichtigte Verumexpositionsbedingung separat überprüft.

Der paarweise Auswertungsansatz ergab, dass die Makrostruktur des Schlafes der älteren Frauen die stärksten Veränderungen unter Hochfrequenzeinfluss zeigte, und zwar unabhängig von dem verwendeten Expositionssignal. Insbesondere betraf dies die Latenzen zum Tief- und REM-Schlaf. Aus der varianzanalytischen Auswertung ging zum einen hervor, dass das Auftreten von Arousals bei älteren Frauen und Männern vergleichbaren expositionsbedingten Veränderungen unterlag (Reduktion unter Verumexposition), und zum anderen, dass geschlechtsspezifische Expositionseffekte gegenüber altersspezifischen Expositionseffekten überwogen, zumindest im Hinblick auf die objektiv gemessenen Schlafparameter. Die Auswertung der Schlafmakrostrukturparameter zur Beschreibung des ersten und letzten Schlafviertels lieferten außerdem keine Hinweise darauf, dass unter Ausklammerung der betroffenen Latenzparameter bestimmte Expositionseffekte eher zu Beginn oder am Ende der Nacht bei einer kontinuierlichen Exposition über die gesamte Nacht auftreten.

Die paarweise Auswertung der Powerspektralwerte des Schlaf-EEGs auf der Ebene der Frequenzbänder ergab, dass Expositionseffekte in Form einer verminderten Spektralleistung unter der GSM900-Befeldung bei den älteren Frauen überwiegend auf frontale Ableitpositionen in höherfrequenten Bereichen der Schlafstadien N2, N3 und im NREM-Schlaf beschränkt waren. Bei den älteren Männern traten unter der GSM900-Befeldung topographisch vergleichbare Verringerungen der EEG-Power in diesen Frequenzbereichen lediglich im Stadium N2 auf. Dafür zeigten sich aber in dieser Stichprobe während des N2-, N3- und des gesamten NREM-Schlafes reduzierte Spektralleistungen in den langsamen

Frequenzbändern an mehreren posterior gelegenen Elektrodenpositionen. Bei den jüngeren Männern konnten unter einer GSM900-Befeldung insgesamt weniger Expositionseffekte festgestellt werden. Am stärksten waren in dieser Stichprobe die langsamen Frequenzbereiche im NREM-Schlaf betroffen, deren EEG-Power an mehreren Elektroden unter der Verumexposition zunahm. Dementsprechend ließ sich in der gemischten ANOVA mit GSM900 als Verumexpositionsbedingung eine deutlich größere Anzahl an altersspezifischen Expositionseffekten auf die Power im Schlaf-EEG beobachten. Eine TETRA-Befeldung war bei den älteren Frauen zum einen für das Schlafstadium N2 und den gesamten NREM-Schlaf mit einer Abnahme der EEG-Power an frontalen Elektrodenpositionen in höherfrequenten Bereichen, und zum anderen für die Schlafstadien N1, N2 und den gesamten NREM-Schlaf mit einer globalen Zunahme der EEG-Power in den langsamen Frequenzbereichen verbunden. Bei den älteren Männern zeigte sich für die Schlafstadien N1, N2 und den gesamten NREM-Schlaf unter der TETRA-Exposition eine Abnahme der EEG-Power, welche insbesondere die höheren Frequenzbereiche inklusive des Alphanandes betraf und im Vergleich zu dem beobachteten Effekt bei den älteren Frauen etwas großflächiger war. Bei den jüngeren Männern konnten auch unter der TETRA-Exposition insgesamt wenig Expositionseffekte festgestellt werden. Expositionsabhängige Veränderungen in Form einer reduzierten EEG-Power zeigten sich lediglich im Schlafstadium N1, und hier insbesondere in den hochfrequenten Bereichen. Im Gegensatz zur GSM900-Expositionsbedingung ergab die varianzanalytische Auswertung ein deutliches Übergewicht an geschlechtsspezifischen Expositionseffekten. Insgesamt betrachtet lässt sich unabhängig von der Art der Verumexpositionsbedingung festhalten, dass das Schlaf-EEG älterer Personen unter einer Hochfrequenzexposition stärker verändert ist als das von jungen Männern. Die Auswertung der Powerspektralwerte des Schlaf-EEGs auf der Ebene der Spektrallinien bestätigte die Erkenntnisse, die aus der Analyse der Frequenzbänder gewonnen werden konnten. Werden allerdings die gegen multiple Tests korrigierten TFCE-Statistiken bei der Bewertung der Ergebnisse berücksichtigt, ergibt sich, dass lediglich das Schlaf-EEG von älteren Männern unter der TETRA-Exposition verändert ist.

Im Vergleich zum Schlaf-EEG waren Veränderungen der EEG-Power im Ruhe-EEG unter Hochfrequenzexposition insgesamt nur sporadisch zu beobachten. Die Ergebnisse legen nahe, dass das Ruhe-EEG der jungen Männer am stärksten von einer Hochfrequenzexposition beeinflusst wurde. Im Delta-Band sind unter beiden Verumexpositionsbedingungen, und im Theta- und Beta-Band unter der TETRA-Expositionsbedingung statistisch signifikant erhöhte EEG-Powerwerte an mehreren Elektroden gefunden worden. Das Ruhe-EEG der älteren Frauen sowie das Ruhe-EEG der älteren Männer war unter der jeweiligen Hochfrequenzbefeldung deutlich weniger bis gar nicht verändert. Entsprechend zeigten sich im varianzanalytischen Auswerteansatz überwiegend altersspezifische Expositionseffekte. Die paarweisen Analysen zwischen der jeweiligen Verumexpositionsbedingung und der Scheinbefeldung auf der Ebene der Spektrallinien spiegelten im Wesentlichen die Befunde auf der Ebene der Frequenzbänder wider. Unter Verwendung der TFCE-Statistik und einer anschließenden Kontrolle des Fehlers 1. Art blieb allerdings keiner der beobachteten Effekte statistisch signifikant.

Leichte physiologische Variationen in Abhängigkeit von der Exposition zeigten auch einige Komponenten der langsamen kortikalen Potentiale sowie der akustisch evozierten Potentiale. Vereinzelt konnten Alters-

und Geschlechtsabhängigkeiten im Zusammenhang mit beobachteten Veränderungen unter Verumexposition gefunden werden. Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die akustisch evozierten Potentialkomponenten, und hier insbesondere die P2 und die P3-Amplitudendifferenz, etwas stärker als die langsamen Potentiale von einer Hochfrequenzexposition betroffen waren. Die beobachteten Effekte traten an unterschiedlichen Lokalisationen auf und zeigten teilweise auch in entgegengesetzte Richtungen.

Insgesamt betrachtet traten Expositionseffekte im paarweisen und varianzanalytischen Auswertansatz bei den Verhaltensparametern zur kognitiven Leistungsfähigkeit ebenfalls nur sporadisch auf. Die in diesem Zusammenhang untersuchten Ergebnisparameter aus den psychophysiologischen Experimenten unterlagen in keiner der drei untersuchten Stichproben expositionsabhängigen Veränderungen und wiesen auch keine Expositionseffekte unabhängig von dem Geschlecht oder der Altersgruppe auf. Obwohl sowohl im paarweisen als auch im varianzanalytischen Auswertansatz einige wenige Expositionseffekte im Zusammenhang mit den drei untersuchten Aufmerksamkeitskomponenten Vigilanz, selektive sowie geteilte Aufmerksamkeit festgestellt werden konnten, ließ sich keine Systematik in den Auswirkungen einer Hochfrequenzexposition auf diese behavioralen Zielparameter erkennen. Für das Arbeitsgedächtnis zeigten sich ebenfalls keine systematischen Expositionseffekte. Alters- und geschlechtsspezifische Expositionseffekte waren ebenfalls nur selten zu beobachten. Im Vergleich waren Geschlechtsabhängigkeiten im Zusammenhang mit Hochfrequenzauswirkungen allerdings etwas häufiger zu beobachten. Bei diesen geschlechtsspezifischen Effekten war die Leistung der älteren Frauen unter Hochfrequenzexposition tendenziell schlechter als unter der Sham-Exposition, während bei den älteren Männern genau gegenteilige Veränderungen zu beobachten waren.

Die vorliegende Auswertung hat gezeigt, dass für jede der fünf Untersuchungsebenen unabhängig von der Exposition eine ganze Reihe von Geschlechts- und Altersunterschieden festgestellt werden konnten. Geschlechts- bzw. altersunabhängige Expositionseffekte sowie geschlechts- bzw. altersspezifische Expositionseffekte ließen sich zwar auch für jede der fünf Untersuchungsebenen beobachten, waren aber deutlich seltener. Nichtsdestotrotz sollten Studien zu Effekten von Hochfrequenzexposition stets die Faktoren Geschlecht und Alter bei der Stichprobenwahl oder in der statistischen Analyse berücksichtigen. Die deutlichsten hier gemessenen HF-Effekte fanden sich bei der Schlafmakrostruktur und der subjektiven Einschätzung zum Nachtschlaf der älteren Frauen sowie bei der nächtlichen EEG-Power von älteren Männern. Das Ausmaß der Veränderung biologischer Parameter lag beispielsweise bei der nächtlichen Hirnaktivität unter den untersuchten Hochfrequenzexpositionen im Bereich physiologischer Schwankungen, wie sie auch zwischen unterschiedlichen Nächten ohne Befeldung bei ein und derselben Person auftreten können. Für die hier untersuchten unterschiedlichen Hochfrequenzexpositionen (innerhalb der derzeit gültigen Grenzwerte) über mehrere Stunden können zum gegenwärtigen Zeitpunkt keine gesundheitlichen Beeinträchtigungen abgeleitet werden. Die Grenzwerte scheinen hier sowohl für junge Männer, als auch für ältere Personen beiderlei Geschlechts einen ausreichenden Schutz zu bieten.

Summary

In a modern world, people are exposed to radiofrequency electromagnetic fields (RF-EMF) almost everywhere and at any time. This is, on the one hand, inevitable in order to be able to meet the steadily increasing technical requirements regarding the two major challenges of these times, i.e. communication and digitization, in the long term. On the other hand, parts of the population are worried about possible health risks related to RF-EMF, and with the introduction of new technologies such as the 5th generation of mobile communication systems, this topic has been brought back into discussion. One particular concern often raised about mobile communication is the potential impact of RF-EMF on brain activity as a consequence of using the mobile device in close proximity to the head. Over the years, a wealth of research activities has been undertaken to address this question.

Since 2004, four human experimental laboratory studies on this topic have been conducted at the Competence Center of Sleep Medicine, Charité – University Medicine Berlin so far, each on behalf of the Federal Office for Radiation Protection. The objective of these studies was to examine whether RF-EMF emitted by mobile phones and digital radio handheld devices may have acute effects on the sleeping brain as well as on the waking brain in resting state and under cognitive demand. Sleep was used as a model for brain activity without conscious control in which exogenous factors are mostly eliminated. The first study investigated possible effects of RF-EMF emitted by GSM900 (partial body SAR value of 2.0 W/kg, averaged over 10 grams of body tissue) and UMTS cell phones (partial body SAR value of 2.0 W/kg, averaged over 10 grams of body tissue) on the central nervous system, each in comparison to a sham exposure condition, in a sample of healthy young males aged between 18 and 30 years. The second study, also conducted in young healthy males of the same age group, pursued the same goal, but this time by using two TETRA signals of different intensity (weaker signal with a partial body SAR value of 1.5 W/kg, averaged over 10 grams of body tissue; stronger signal with a partial body SAR value of 6.0 W/kg, averaged over 10 grams of body tissue) in addition to a sham exposure condition. To address the research recommendation of the World Health Organization to specifically explore possible effects of RF-EMF on the aging brain, studies 3 and 4 were performed in 60 – 80 years old healthy women and men, respectively. In both studies, a GSM900 exposure condition and the stronger TETRA exposure condition was applied in addition to a sham exposure. All four studies observed minor changes in brain activity, which, however, were not reflected in behavior and, according to current knowledge, are not relevant to health.

The data derived from these four research projects also provide the opportunity to consider the question of whether RF-EMF effects may vary with age and/or sex. Aim of the present research project was to test for differences in the impact of RF-EMF on brain activity, sleep and cognition between elderly men and women, and between young and elderly men. Health relevance of these results had to be evaluated in accordance with the principles of radiation protection. Overall, the available studies allowed the following comparisons:

1. Young men vs. elderly men: GSM900 2.0 W/kg (studies 1 und 4)
2. Young men vs. elderly men: TETRA 6.0 W/kg (studies 2 und 4)
3. Elderly women vs. elderly men: GSM9000 2.0 W/kg (studies 3 und 4)
4. Elderly women vs. elderly men: TETRA 6.0 W/kg (studies 3 und 4)

Data analyses should be performed primarily for those variables that were significantly affected by exposure in at least one of the available datasets. Finally, they pertained to 1) parameters describing the macrostructure of sleep including self-reported sleep parameters, 2) sleep and 3) waking EEG power values (at the level of frequency bands and frequency bins), and 4) physiological and 5) behavioral measures related to cognition.

In each of the four studies, it was intended to collect data from a total of 30 individuals. Potential participants had to pass an extensive screening procedure, which comprised checking of predefined inclusion and exclusion criteria by means of questionnaires, a detailed physical, psychiatric and neurological medical examination, and an adaptation night in the sleep laboratory. After study enrollment and a successfully accomplished practice day to become familiar with the test procedures, participants spent a total of nine experimental nights and nine experimental daytime assessments in the lab on a weekly rotating basis (three experimental conditions for each of the three exposure signals, respectively). On the experimental nights, participants were exposed to one of the three exposure conditions during the whole night. On the daytime assessments, exposure took place during the completion of a test block consisting of 11 individual tests (pupillographic sleepiness test, the alpha-attenuation test including a 5-minutes resting state EEG with eyes closed, five psychophysiological experiments to determine evoked and event-related potentials, three tests to objectify attention-related processes and a working memory task). In all four research projects, exposure of the head was realized by a printed circuit board antenna with a foam cushioning and a textile cover that was fixed at the left ear in studies 2 – 4 and at the right ear in study 1, respectively.

Even though study procedures and testing were basically the same in all four research projects, there were some differences in data preprocessing as well as in the methodology of data collection and data analysis between the studies, which first had to be identified and then harmonized for all studies in order to be able to ensure data comparability. This required a number of re-analyses of already available data and, in some cases, re-determinations of specific outcome parameters of interest. The actions that made re-analyses of some data mandatory included the application of similar approaches to correct for ocular artifacts in the resting state EEG and in ERP recordings, the consideration of a shorter time in bed for all parameters describing the macrostructure of sleep as well as for the power spectral values of the sleep EEG, the application of a 50 Hz notch filter on all EEG recordings, and a re-evaluation of some (psycho)physiological assessments due to an adjustment of the testing procedures.

Analyses of exposure effects were based on robust means calculated individually for the three nights/days with the same exposure condition. First, pairwise analyses were performed based on individual differences between each verum exposure condition and the sham exposure condition. For this purpose, t-Tests for paired observations without adjusting for multiple comparisons were used. In contrast, the

sleep and waking EEG power spectra at the level of frequency bins were analyzed by a permutation test based on a t-Test in combination with the min/max statistic to correct for the multiple testing problem. However, instead of using the classical t-Test statistic for paired observations, a modified test statistic was determined using the threshold-free cluster enhancement (TFCE) method. Second, mixed analyses of variance (ANOVA) were performed with the within-subject factor "exposure" and, depending on the research question, the between-subject factor "sex" or "age group." The interaction of these two factors corresponds to the direct comparison of exposure-related changes between samples and, if statistically significant, can be interpreted as either an age- or sex-specific exposure effect. As with the pairwise analyses, possible RF-EMF effects or differences between RF-EMF effects were tested separately for each verum exposure condition.

The pairwise analysis approach revealed that the sleep macrostructure of elderly women was mostly affected by exposure, irrespective of the RF signal that was applied. These effects included in particular the latencies to deep and REM sleep. The variance analysis approach yielded on the one hand a reduction in arousal in both elderly women and elderly men and, on the other hand, that sex-specific exposure effects outweighed age-specific exposure effects, at least with respect to objective sleep parameters. Furthermore, analysis of the sleep macrostructure parameters describing the first and the last sleep quarter, excluding any latency parameters, did not indicate for any exposure effects that were more likely to occur at the beginning or at the end of the night as a consequence of a continuous all-night exposure.

In elderly women, pairwise analysis of sleep EEG power spectral values at the frequency band level showed that GSM900 exposure resulted in a statistically significant lower EEG power, which was largely confined to frontal areas at higher frequency ranges in sleep stages N2, N3, and in total NREM sleep. In elderly men, GSM900 exposure also resulted in EEG power decreases in almost the same frequency ranges and electrode positions, but these effects were limited to sleep stage N2. The exposure effects that occurred under GSM900 in sleep stages N2, N3, and in total NREM sleep, in contrast, were accompanied by a reduction in EEG power in lower frequency ranges at more posterior electrode locations. In young men, GSM900-related exposure effects were less frequently observed, showing strongest differences in lower frequency ranges during total NREM sleep. It was observed that verum exposure increased the EEG power at several electrode sites in these frequency ranges. Accordingly, much more age-specific exposure effects on the power in the sleep EEG could be observed in the mixed ANOVA with GSM900 as the verum exposure condition. The impact of TETRA exposure on sleep EEG power values was twofold in elderly women. First, it was associated with a decreased EEG power in higher frequency ranges at frontal electrodes during sleep stage N2 and during total NREM sleep, and second, it resulted in a global increase of EEG power in lower frequency ranges during sleep stages N1, N2 and during total NREM sleep. In the elderly men, a decrease in EEG power was evident for sleep stages N1, N2, and total NREM sleep under TETRA exposure, which particularly affected the higher frequency ranges including the alpha band and was slightly more widespread compared with the corresponding effect in the elderly women. Overall, the number of exposure effects in young men was also low when exposed to TETRA. Exposure-related reductions in EEG power occurred solely during sleep stage N1, and here especially in the high-frequency ranges. In contrast to GSM900, the respective

variance analysis approach with TETRA as verum exposure condition revealed much more sex-specific exposure effects. These results suggest that the sleep EEG of elderly individuals is more affected by RF-EMF than that of young men, irrespective of which verum exposure condition was used. The analysis of power spectral values at the level of frequency bins confirmed this finding. However, if the evaluation of the results is based on the TFCE test statistics corrected for multiple comparisons, it can be concluded that only the sleep EEG of elderly men shows slight physiological changes under TETRA exposure.

Compared with the sleep EEG, RF-related EEG power variations occurred overall only sporadically in the resting state EEG. Nevertheless, it appears that the resting EEG of the young men was most affected by RF-EMF exposure. Statistically significant increases in EEG power were found at several electrode positions in the delta band following both verum exposure conditions and in the theta and beta band following TETRA exposure. In contrast, the resting state EEG of the elderly women and that of the elderly men was much less or almost not at all affected by RF exposure. Accordingly, the variance analysis approach identified predominantly age-specific exposure effects. Pairwise analyses between each verum exposure condition and the sham exposure condition at the frequency bin level largely mirrored the findings at the frequency band level. However, when the TFCE test statistic corrected for multiple comparisons is taken into account, none of the observed effects remained statistically significant.

Slight physiological variations dependent on exposure were also reflected in some of the slow cortical potential components as well as in components related to the auditory evoked potentials. Age- and sex-specific exposure effects could only be identified sporadically. In summary, the components of the auditory evoked potentials, in particular the P2 component and the P3 amplitude difference wave, were slightly more affected by RF exposure than the components of the slow cortical potentials. The observed effects were found at different electrode locations and partly pointed in opposite directions.

Overall, regardless of whether the pairwise or the variance analysis approach was used, behavioral parameters estimating cognitive performance were also only sporadically affected by RF exposure. It follows that the outcome parameters derived from the psychophysiological experiments in this context were neither subject to any pairwise exposure-related differences in either of the three samples nor did they show any exposure effects independent of sex or age group in the variance analysis approach. Although both the pairwise analysis and the analysis of variance approach yielded some exposure effects on behavioral measures related to the three attentional components of vigilance, selective attention, and divided attention, it was not possible to identify any systematic pattern in these effects. There were also no systematic effects on the working memory. Moreover, age- and sex-specific exposure effects were also quite rare. In comparison, however, sex-specific exposure effects emerged somewhat more frequently. A closer look at these results revealed that the performance of the elderly women tended to be always worse after RF exposure compared to sham exposure, whereas these exposure-related changes pointed in the opposite direction in the sample of elderly men.

The present analysis revealed sex and age differences independent of exposure for each of the five subjects of investigation. Sex- or age-independent exposure effects as well as sex- or age-specific exposure effects could also be observed for each of the five subjects of investigation, but to a considerably lesser extent. Nevertheless, studies investigating RF-EMF effects should always take into account the

factors sex and age when selecting the sample or statistically analyzing the data. The most pronounced RF effects measured here were related to the sleep macrostructure and the subjective assessment of nocturnal sleep of elderly women as well as to the sleep EEG power of older men. A closer look at the magnitude of changes in biological parameters under the RF exposures showed that the observed differences in nocturnal brain activity were within the range of physiological fluctuations that can also occur between different exposure-free nights in the same individual. Accordingly, the present results are not indicative of any possible adverse health implications from acute RF exposure (provided that exposures are kept below the current safety limits). Thus, current exposure limits seem to provide sufficient protection for young men as well as for older persons of both sexes.

II. Einleitung

Angesichts der weiten Verbreitung von Mobiltelefonen und Mobilfunkbasisstationen, DECT-Telefonen, Smartmetern, Wi-Fi zu Hause und in Schulen, Radio- und Fernsehtürme etc., gibt es in Teilen der Bevölkerung eine Besorgnis, dass die von diesen Quellen ausgehenden hochfrequenten elektromagnetischen Felder (HF-EMF) negative Konsequenzen für die Gesundheit haben könnten. Vor dem Hintergrund der Einführung des Mobilfunks der 5. Generation hat die Frage nach gesundheitlichen Risiken durch HF-EMF erneut an Aktualität gewonnen. Dies spiegelt sich auch in aktuellen Stellungnahmen und Bewertungen nationaler und internationaler Gremien zum Thema wider, welche die Literatur zu biologischen und gesundheitlichen Auswirkungen für die Frequenzbereiche von 2G, 3G und 4G umfassen. So beschäftigt sich ein *Technical Report des Joint Research Centre der European Commission* zum Thema *Electromagnetic emissions from mobile networks and potential effect on health – Preliminary study* mit Auswirkungen auf den Gesundheitsendpunkt Krebs (Chrydanthi und Baldini, 2021). Die französische *Agency for Food, Environmental and Occupational Health & Safety (ANSES)* adressiert in ihrem Bericht *Exposure to electromagnetic fields related to the deployment of communication technology „5G“ and possible associated health effects* mögliche Gesundheitseffekte nicht nur im Hinblick auf Krebs, sondern auch im Hinblick auf andere gesundheitsrelevante Ergebnisparameter (Torriglia et al., 2021). Ähnliches gilt für die Stellungnahme des *Health Council of the Netherlands* aus dem Jahr 2020 (Health Council of the Netherlands, 2020a; 2020b). Die schwedische Strahlenschutzbehörde (SSM) lässt die Evidenzlage zu biologischen und gesundheitlichen Auswirkungen elektromagnetischer Felder jährlich von einem Expertengremium bewerten (siehe u.a. SSM, 2019; 2020). Auch die deutsche Strahlenschutzkommission (SSK) erarbeitet aktuell eine Stellungnahme zum Thema Elektromagnetische Felder des Mobilfunks im Zuge des aktuellen 5G-Netzausbaus (SSK, in Vorbereitung), in der der Bereich der Hochfrequenz (HF) abgedeckt wird, der auch bisher schon intensiv für die Mobilkommunikation genutzt wird.

Die allgemeine Bevölkerung ist HF-EMF aus unterschiedlichen Quellen wie Radio- und Fernsehsendeanlagen, Wi-Fi, Schnurlostelefone, Mobiltelefone, Basisstationen und drahtlose lokale Netzwerke ausgesetzt. Van Wel et al., (2021) haben in vier europäischen Ländern (Frankreich, die Niederlande, Spanien und der Schweiz) an 1755 Teilnehmer und Teilnehmerinnen eine Untersuchung zum Beitrag verschiedener Quellen für die Gesamtexposition durchgeführt. Es zeigte sich u.a., dass Mobilfunktelefonate mit 82.6 % den größten Beitrag zur Exposition des Kopfes lieferten. Mobilfunkbasisstationen trugen 4.1 % bei und Wi-Fi Access Points 1.7 %.

Eine Hochfrequenzexposition im Bereich des Kopfes ist in Teilen der Bevölkerung mit der Sorge verbunden, dass Hirnaktivitäten durch EMF beeinflusst werden könnten. Die Untersuchung derartiger „biologischer Effekte“ ist seither Gegenstand in einer Vielzahl von Studien. Im Zeitraum von 2004 bis 2019 wurden vom Auftragnehmer vier vom Bundesamt für Strahlenschutz (BfS) beauftragte Forschungsprojekte zum Einfluss von HF-EMF auf die Gehirnaktivität, Schlaf und kognitive Leistungsfähigkeit mit unterschiedlichen Kollektiven von Versuchspersonen durchgeführt. In den ersten beiden Forschungsprojekten wurden ausschließlich jüngere Männer untersucht, während in den beiden

anderen Studien ältere Personen beiderlei Geschlechts getestet wurden. Die Experimente waren derart gestaltet, dass eine vergleichende Betrachtung der Ergebnisse ermöglicht wurde. Ziel des vorliegenden Forschungsvorhabens ist es zu prüfen, inwieweit sich die in den Experimenten mit unterschiedlichen Versuchspersonen gemessenen Effekte elektromagnetischer Felder alters- und geschlechtsspezifisch unterscheiden.

III. Zielsetzung und Design der Studien

III.1 Hintergrund, Problemstellung und Ziele des Projekts

Mögliche Auswirkungen von HF-EMF auf Gehirnaktivität, Schlaf und Kognition werden seit Jahren diskutiert. In zusammenfassenden Literaturbewertungen durch nationale und internationale Gruppen von Expertinnen und Experten wird wiederholt festgestellt, dass HF-EMF von Mobilfunk-Endgeräten im Bereich der Grenzwerte einen Einfluss auf das Elektroenzephalogramm (EEG) im Wachzustand (Wach- oder Ruhe-EEG) und während des Schlafs (Schlaf-EEG) haben. So kommt ein Bericht zum Thema Mobilfunk und Strahlung des Eidgenössische Department für Umwelt, Verkehr, Energie und Kommunikation (UVEK) in einer zusammenfassenden Bewertung zu dem Schluss, dass es „ausreichende Evidenz“ für einen Einfluss von Mobilfunkexposition auf Hirnströme gibt, wobei nicht zwischen Schlaf- und Wach-EEG unterschieden wird (UVEK, 2019). Im kürzlich erschienenen Bericht des *Health Council of the Netherlands* (Health Council of the Netherlands, 2020a; 2020b) wird ebenfalls nicht strikt zwischen Schlaf- und Wach-EEG unterschieden. Dennoch kommt das Gremium aufgrund der Bewertung von insgesamt 37 Studien zu dem Schluss, dass im Frequenzbereich 700 MHz bis 2200 MHz Effekte möglich sind. Die *International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection* (ICNIRP) bewertet in ihrer aktuellen Stellungnahme die Auswirkungen von HF-EMF (100 KHz bis 300 GHz) wie folgt:

Studies analyzing frequency components of the EEG have reliably shown that the 8–13 Hz alpha band in waking EEG and the 10–14 Hz “sleep spindle” frequency range in sleep EEG, are affected by radiofrequency EMF exposure with specific energy absorption rates (SAR) <2 kg⁻¹, but there is no evidence that these relate to adverse health effects (ICNIRP, 2020, Appendix B, S. 518).

Bei detaillierterer Betrachtung der Studien, die diesen Bewertungen zugrundeliegenden, stellt sich allerdings heraus, dass die Ergebnisse im Detail Inkonsistenzen aufweisen (Wallace und Selmaoui et al., 2019, Danker-Hopfe et al., 2019). Ebenso spiegeln sich die erwähnten Effekte auf die Hirnaktivität auch nicht im Verhalten wider, die kognitive Leistungsfähigkeit und das Wohlbefinden sind dadurch nicht beeinträchtigt. Ein thermischer Wirkmechanismus, vermittelt über die Hauttemperatur, wurde vorgeschlagen (Danker-Hopfe et al., 2016).

Im Kompetenzzentrum für Schlafmedizin (CharitéCentrum 15) der Charité – Universitätsmedizin wurden mögliche Effekte von HF-EMF auf Gehirnaktivität, Schlaf und Kognition in insgesamt vier vom BfS beauftragten Forschungsvorhaben an jungen gesunden Männern (18 – 30 Jahre) sowie gesunden älteren Frauen und älteren Männern (jeweils 60 – 80 Jahre) untersucht. Das erste der beiden Projekte an jungen Probanden wurde im Rahmen des Deutschen Mobilfunk Forschungsprogramms (2002 – 2008) durchgeführt. Dabei wurden Expositionssignale verwendet, die denen ausgehend von Mobilfunkendgeräten nach dem Global System for Mobile Communication (GSM)-Standard (900 MHz; mit einem Teilkörper SAR-Wert über 10 g gemittelt: 2.0 W/kg) und nach dem Universal Mobile Telecommunications System (UMTS)-Standard (mit einem Teilkörper SAR-Wert über 10 g gemittelt:

2.0 W/kg) ähnelten (Studie1: M8808; Danker-Hopfe und Dorn, 2007). Im zweiten Projekt dieser Altersgruppe (2009 – 2013), das von der Bundesanstalt für den Digitalfunk der Behörden und Organisationen mit Sicherheitsaufgaben finanziert wurde, ist eine Exposition, wie sie mit Endgeräten des Digitalen Behördenfunks nach dem Terrestrial Trunked Radio (TETRA)-Standard erfolgen kann, simuliert worden. In diesem Zusammenhang wurden zwei unterschiedlich starke Expositionsstufen (schwächeres TETRA-Signal mit einem Teilkörper SAR-Wert über 10 g gemittelt: 1.5 W/kg; stärkeres TETRA-Signal mit einem Teilkörper SAR-Wert über 10 g gemittelt: 6.0 W/kg) untersucht (Studie2: FM8846; Danker-Hopfe und Dorn, 2014). In den Projekten, in denen die älteren Frauen (Studie3: 3614S30012; Zeitraum: 2014 – 2016; Danker-Hopfe und Dorn, 2019a) und älteren Männer (Studie 4: 3616S82430; Zeitraum: 2016 – 2018; Danker-Hopfe und Dorn, 2019b) untersucht wurden (im Folgenden auch EMF60+-Studien genannt), kamen ein GSM900- (max. SAR = 2.0 W/kg) und das stärkere TETRA-Signal (max. SAR = 6.0 W/kg) zum Einsatz. Exposition und Studiendesign waren in diesen vier Studien weitestgehend identisch. Auch in diesen Forschungsvorhaben wurden geringfügige physiologische Einflüsse der Exposition auf die Gehirnaktivität, vor allem im Schlaf, festgestellt, die sich aber nicht im Verhalten widerspiegeln und nach Einschätzung von EEG-Experten nicht gesundheitsrelevant sind.

Die Frage, ob Personen unterschiedlichen Alters und Geschlecht möglicherweise empfindlicher auf HF-EMF reagieren, kann allerdings durch jedes einzelne dieser vier Vorhaben nicht beantwortet werden. Einige aktuelle Studien deuten darauf hin, dass es alters- und geschlechtsspezifische sowie individuelle Unterschiede geben könnte (z.B. Hountala et al., 2008; Papageorgiou et al., 2011). Dabei handelt es sich um einzelne nicht replizierte Arbeiten an kleinen Gruppen von Testpersonen, die bestätigt oder widerlegt werden müssen. Eine Gegenüberstellung der Daten aus den vorliegenden vier Studien des BfS ermöglicht nun, die Altersabhängigkeit der Wirkungen anhand des Vergleichs älterer und junger Männer und den Einfluss des Geschlechts anhand des Vergleichs zwischen älteren Männern und älteren Frauen zu beurteilen. Es handelt sich jeweils um Gruppen von 30 Personen, die eine belastbare statistische Auswertung ermöglichen.

Ziel des vorliegenden Forschungsprojekts war es, zu prüfen, ob HF-EMF, die von Mobilfunk-Endgeräten ausgehen, die Gehirnaktivität, den Schlaf und/oder die Kognition bei älteren Personen beider Geschlechter stärker beeinflussen als bei gesunden jungen Männern. Die gesundheitliche Relevanz der Ergebnisse wird im Sinne des Strahlenschutzes bewertet. Konkret erlaubten die vier abgeschlossenen Forschungsprojekte die folgenden Vergleiche:

1. Junge Männer vs. ältere Männer bei GSM900 (Studien 1 und 4)
2. Junge Männer vs. ältere Männer bei TETRA (Studien 2 und 4)
3. Ältere Frauen vs. ältere Männer bei GSM900 (Studien 3 und 4)
4. Ältere Frauen vs. ältere Männer bei TETRA (Studien 3 und 4)

III.2 Design der Studien 1-4

Die Forschungsprojekte waren randomisierte (die Expositionsbedingungen wurden zufällig zugeordnet), doppelblinde (weder Versuchsperson noch Untersuchende kannten die Untersuchungsbedingung), placebo-kontrollierte (die Placebo- oder Kontrollbedingung ist die Sham-Expositionsbedingung) cross-over-Studien (d.h. jede Versuchsperson durchlief alle drei Versuchsbedingungen, jedoch in unterschiedlicher, zufällig zugeordneter Reihenfolge).

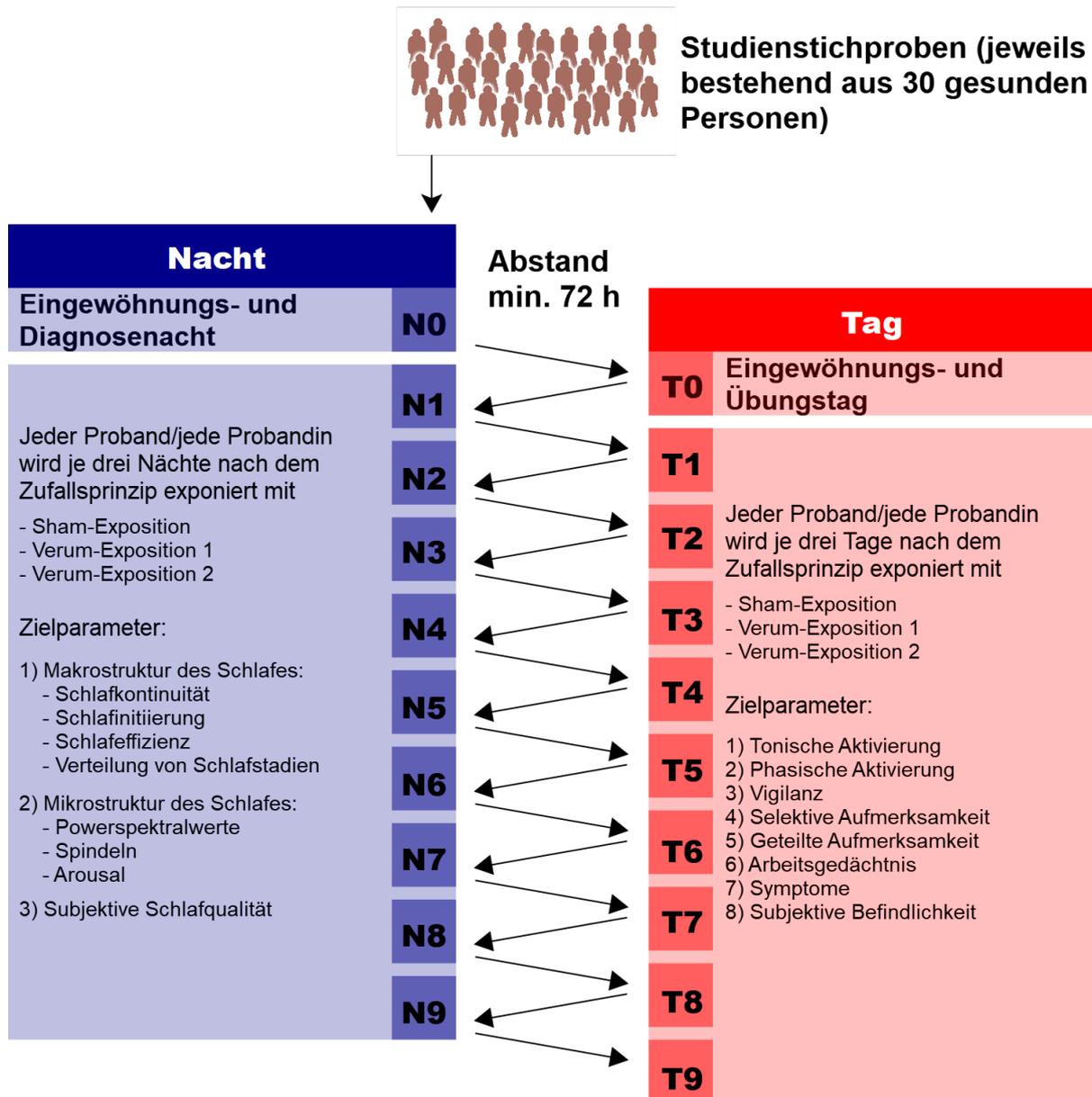


Abb. III.1: Schematische Darstellung des Studiendesigns der Studien 1-4. N = Nacht; T = Tag.

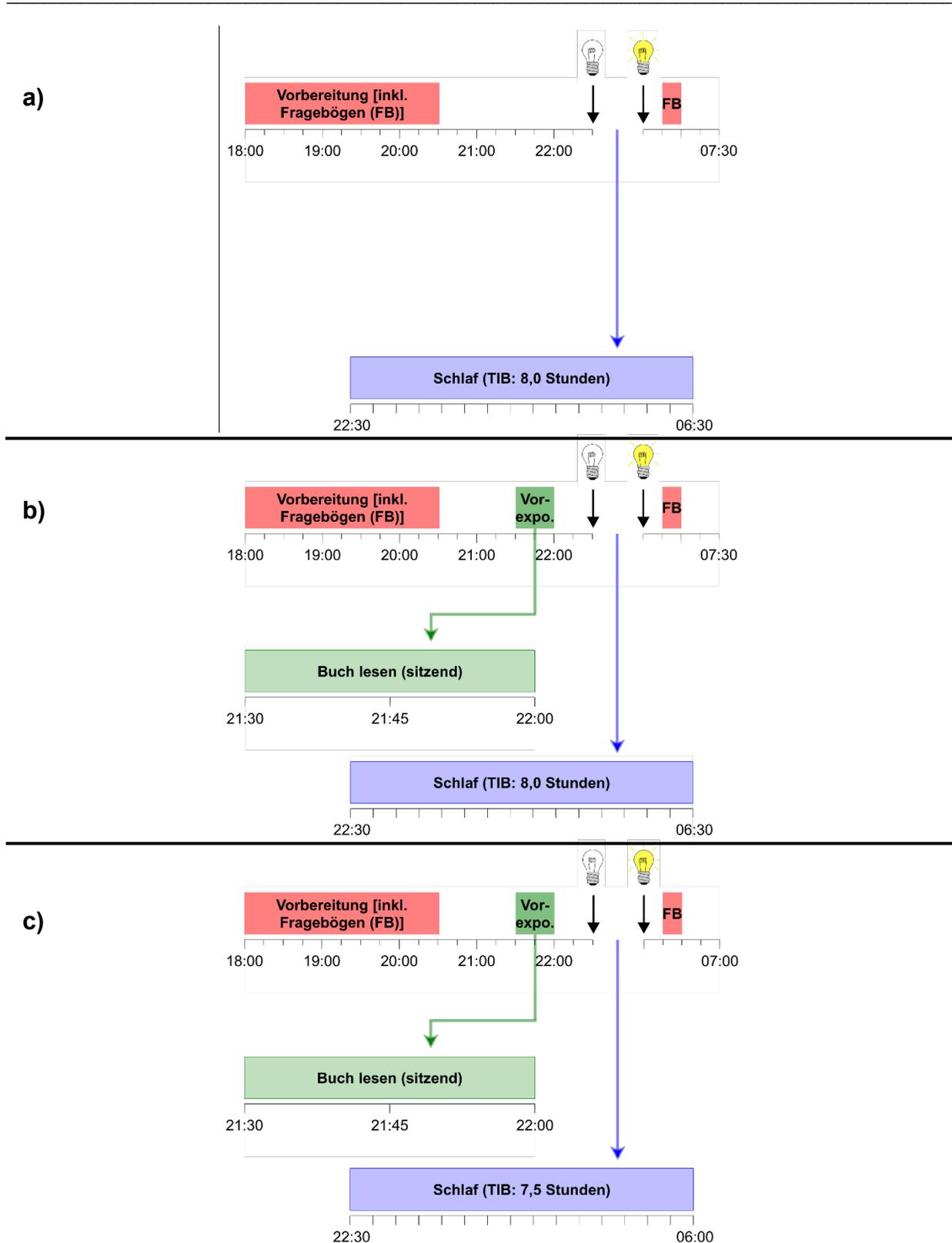


Abb. III.2: Schematische Darstellung der Abläufe von den Nachtuntersuchungen. a) Mobilfunkstudie (Studie 1), b) TETRA-Studie (Studie 2) und c) EMF60+-Studien (Studien 3 und 4). In allen vier Studien füllten die Probanden sowohl vor dem Zubettgehen als auch nach dem Aufwachen mehrere Fragebögen (FB) zu subjektiven Empfindungen und körperlicher Beschwerden sowie zum Schlaf aus.

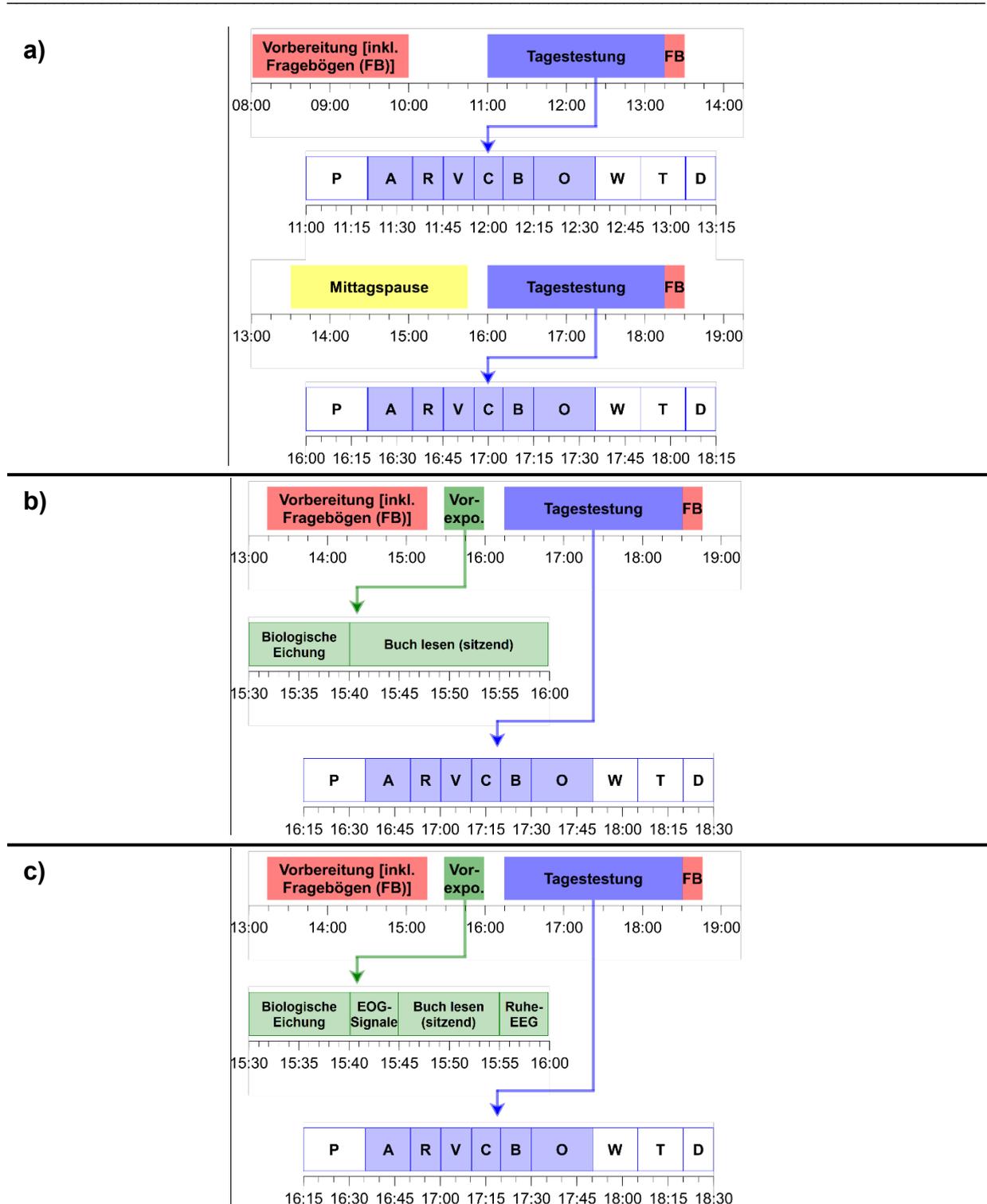


Abb. III.3: Schematische Darstellung der Abläufe von den Tagesuntersuchungen. a) Mobilfunkstudie (Studie 1), b) TETRA-Studie (Studie 2) und c) EMF60+-Studien (Studien 3 und 4). In allen vier Studien füllten die Probanden sowohl vor als auch nach den Tagestestungen mehrere Fragebögen (FB) zu subjektiven Empfindungen und körperlicher Beschwerden aus. P=Pupillographie; A=Alpha-Attenuation-Test (inklusive Ruhe-EEG); R=Reaktionszeittest auf Töne; V=Visuelle Folgereaktionsaufgabe; C=Contingent Negative Variation (Erwartungswelle); B=Bereitschaftspotential; O=Oddball-Paradigma; W=Working memory Test (Arbeitsgedächtnis); T=Tap (1. Test: Geteilte Aufmerksamkeit; 2. Test: Vigilanz); D=Daueraufmerksamkeitstest). EEG-basierte Tests sind blau hervorgehoben.

Jede Versuchsperson durchlief zunächst einen umfangreichen Screening-Prozess zur Überprüfung von Einschluss- und Ausschlusskriterien und verbrachte dann insgesamt zehn Tage und zehn Nächte im Labor, in der Regel abwechselnd Versuchsnächte und Versuchstage (siehe Abb. III.1). Die erste Nacht diente zur Adaption an die Laborumgebung und zugleich als abschließende Screeninguntersuchung zur Überprüfung schlafmedizinischer Ausschlusskriterien. Der erste Versuchstag diente zur Eingewöhnung und zur Übung der Testaufgaben. Die verbleibenden 9 Tage und 9 Nächte waren Messtage bzw. Messnächte mit Randomisierung der Expositionsbedingungen. Dabei kam jede der Expositionsbedingungen der jeweiligen Studie an den 9 Tagen bzw. 9 Nächten genau dreimal vor. Eine der drei Expositionsbedingungen war immer die Scheinexposition (Sham). Der zeitliche Abstand zwischen zwei Untersuchungen im Labor betrug mindestens 72 h. Sowohl alle Nachtuntersuchungen als auch alle Tagesmessungen einer Versuchsperson wurden möglichst am gleichen Wochentag durchgeführt. Für die Datenerhebung wurden in allen vier Studien im Interesse der Vergleichbarkeit weitgehend einheitliche Abläufe genutzt (siehe Abb. III.2 und III.3). Details finden sich in den vier Forschungsberichten der Studien (Danker-Hopfe und Dorn, 2007; 2014; 2019a; 2019b).

Wie aus Abb. III.2 ersichtlich wird, bestanden Unterschiede bei den Nachtuntersuchungen u.a. hinsichtlich der Dauer, die im Bett verbracht wurde (*time in bed*; TIB). Die TIB betrug für die Experimente mit jungen Probanden 8 h (Studien 1 und 2). In den Experimenten an älteren Versuchspersonen wurde die TIB auf 7.5 h festgelegt, da sie in der Regel nicht länger schlafen (Studien 3 und 4). Ein weiterer Unterschied bestand darin, dass ab Studie 2 zusätzlich noch der Einfluss eines Telefonats kurz vor dem Schlafengehen getestet wurde. Um dies zu simulieren, wurde die Exposition bereits 30 min vor dem Lichtaus-Zeitpunkt gestartet. Während dieser Zeit lagen die Probanden aber noch nicht im Bett, sondern sollten aufrecht sitzend an einem Schreibtisch ein Buch lesen. Das Fehlen der Vorexposition in Studie 1 hat allerdings keine direkten Auswirkungen auf die Vergleichbarkeit der Studienergebnisse. Die Fragebögen, die sowohl vor als auch nach dem Schlafen zum Einsatz kamen, sind hier nur der Vollständigkeit halber erwähnt worden, ansonsten sind sie aber nicht Teil der gegenwärtigen Auswertung.

Abb. III.3 verdeutlicht die Unterschiede in den Abläufen der Tagesuntersuchungen. Wie bei den Nachtuntersuchungen wurde ab Studie 2 eine halbstündige Vorexposition vor Beginn der Tagestestungen eingeführt. Während diese Zeit in Studie 2 noch überwiegend mit Lesen vertrieben wurde, sollten die Probanden der Studien 3 und 4 in dieser Zeit kurze Übungen zur Messung von Augenbewegungen bewältigen und ein 5-minütiges Ruhe-EEG absolvieren. Die Augenbewegungsabschnitte wurden dann später für die Koeffizientenbestimmung im Zusammenhang mit der Augenartefaktkorrektur benötigt. Ein weiterer Unterschied zwischen den Studien bestand darin, dass es in Studie 1 an jedem Untersuchungstag zwei Tagesuntersuchungen gab, nämlich eine am Vormittag und eine am Nachmittag. In der Mittagspause konnten die Probanden eine standardisierte Mahlzeit einnehmen und waren anschließend mit der Durchführung kontrollierter Aktivitäten wie Lesen, Lösen von Kreuzworträtseln oder Sortieren von Unterlagen beschäftigt. In den Studien 2 – 4 erfolgte die Testung ausschließlich am Nachmittag, daher werden bei Vergleichen zwischen den Studien auch nur die Nachmittagsmessungen der Studie 1 herangezogen. Die am Tage erhobenen Fragebogendaten finden in der gegenwärtigen Auswertung ebenfalls keine Berücksichtigung.

IV. Exposition

IV.1 Expositionsanlagen

Für die experimentellen Untersuchungen wurden von der IMST GmbH, Kamp Lintfort (Studien 1 und 2) bzw. von der Seibersdorf Labor GmbH, Österreich (Studien 3 und 4), jeweils in Abstimmung mit der Studienleitung (Dr.-Ing. Hans Dorn), unterschiedliche Expositionsanlagen entwickelt. Die Anlagen waren für eine randomisierte, balancierte doppelblinde Versuchsdurchführung und -Überwachung konstruiert. Ein komplett counterbalanciertes Design war aufgrund der Vielzahl der möglichen Expositionssequenzen und der begrenzten Probandenanzahl nicht möglich. Gemeinsamkeiten bestanden bezüglich einer computergestützten, weitgehend automatisierten Steuerung der Exposition, hinsichtlich der speziell entwickelten, am Kopf der Versuchspersonen getragenen Antennen (linkes Ohr: Studien 2 – 4, rechtes Ohr: Studie 1) sowie in einer permanenten Messung, Überwachung und Registrierung der Exposition auf Basis von Vorwärts/Rückwärts-Leistungsmessungen. Für die zwischen den Studien 1, 2 sowie 3 und 4 unterschiedlichen Kombinationen von Expositionssignalen enthielten die Systeme verschiedene Signalgeneratoren und Leistungsverstärker. Bei der Konstruktion der Antennen wurde die äußere Gestaltung von vornherein für eine spätere Vergleichbarkeit der Messergebnisse weitgehend übereinstimmend ausgeführt. Für Details zur Entwicklung und Charakterisierung der Expositionsanlagen sei auf die Abschlussberichte der Studien 1 bis 4 verwiesen. Unter Verwendung von numerischen anatomischen Kopfmodellen wurden detaillierte hirnregionspezifische dosimetrische Analysen durchgeführt. Die Ergebnisse finden sich ebenfalls in den Abschlussberichten.

IV.2 Gestaltung der Messräume

Alle vier experimentellen Untersuchungen wurden in gegenüber elektromagnetischen Feldern abgeschirmten Räumen durchgeführt. Die Abschirmung wurde durch Metall-Einlagen innerhalb des Wand- / Decken- und Fußbodenaufbaus erreicht. Dies ist nicht augenscheinlich erkennbar. Die Räume waren, wie andere Schlaflabore, wohnlich gestaltet. Zusammen mit weiteren Maßnahmen, wie z.B. Einsatz von Hochfrequenz-Sperrfiltern für Leitungen der Hausinstallation sowie abgeschirmte Ausführung von Kabelverlegungen wurden Hintergrundfelder effektiv reduziert. Entsprechende Messergebnisse zur Überprüfung sind in den Abschlussberichten der Studien 1 – 4 dokumentiert.

Für die doppelblinde Versuchsdurchführung waren weiterhin Maßnahmen zur Vermeidung von Störwirkungen der experimentellen Hochfrequenzsignale auf elektronische Geräte erforderlich, siehe Kap. IV.3.

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

getrennt und außerhalb der Nacht konstant beleuchtet, um gleichbleibende und von Jahres- und Tageszeit unabhängige Untersuchungsbedingungen zu schaffen.

IV.3 Technische Bedingungen für die Messplätze

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

- Verzicht auf alle nicht notwendigen elektronischen Geräte, d.h. Mobiltelefone, Tonwiedergabegeräte, (Radios, MP3-Player etc.), Computer, Organizer, Taschenrechner, elektronische Uhren etc. Diese durften nicht mit in den Untersuchungsraum hineingenommen werden.
- Auswahl bzw. Modifikation der in den Räumen erforderlichen elektronischen Geräte: Peripheriegeräte des Computers für psychometrische Tagestests (Bildschirm, Tastatur, Lautsprecher), Wechselsprechanlage, Polygraphie-Aufzeichnungsgeräte.

Die für einige Tests und zum Wechselsprechen mit der Versuchsperson im Untersuchungsraum erforderlichen elektroakustischen Geräte wurden gegen Hochfrequenzeinflüsse entstört.

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

IV.4 Maßnahmen zur Sicherung der Datenqualität bei EEG-Ableitung unter Exposition

Um einen Einfluss der Hochfrequenzexposition auf die Registrierung der biologischen Signale zu vermeiden, waren Erweiterungen der Registriergeräte (Filter und Abschirmungen) erforderlich. Außerdem wurden neuartige Elektrodenkabel für die Ableitung der Biosignale entwickelt, da die üblicherweise benutzten Kabel wegen ihrer elektrischen Leitfähigkeit die experimentellen Hochfrequenzfelder verändern würden.

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 den hier betrachteten beeinflussen. Diese Störmöglichkeit muss in erster Linie an der Quelle minimiert werden. In den Studien 1 – 4 wurden

für die empfindlichen elektronischen Geräte, die die Verstärker und Analog-Digital-Wandler beinhalten, Aluminiumabschirmgehäuse mit dicht verschraubbarem Deckel angefertigt.

In den Studien 1 und 2 wurde ein kleines, mit aufladbaren Batterien gespeistes Aufzeichnungsgerät benutzt, dessen Steuerung und Datenaustausch ausschließlich durch optische Leitungen erfolgte, d.h. nicht mit metallischen Leitern. Die Eingangsleitungen für die biologischen Signale wurden über LC-Filter (L=Induktivitäten und C= Kapazitäten) in eigenen Abschirmkammern geführt, die eine hohe Dämpfung für die experimentellen Hochfrequenzsignale aufwiesen.

In den Studien 3 und 4 wurden Aufzeichnungssysteme benutzt, deren Eingangsboxen eine Stromversorgung und Signalübertragung über Kabel benötigten. Daher mussten hier zusätzlich eine Stromversorgungsleitung und ein Netzkabel durch die Abschirmung geführt werden. Bei diesen Durchführungen wurden Ferritringe zur Hochfrequenzdämpfung benutzt.

Die Signalübertragung für Markersignale (Synchronisation zwischen dem zeitlichen Ablauf der psychometrischen Tests und der EEG-Aufzeichnung) erfolgte auch in den Studien 3 und 4 über Kunststofflichtleiter.

Der Aufbau der LC-Tiefpassfilter in den Eingangsleitungen der biologischen Signale für die Studien 3 und 4 ist in Abb. IV.1 gezeigt.



Die Effekte der Elektrodenkabel auf die Hochfrequenzfelder wurden durch reduzierte Leitfähigkeit der Kabel für die Hochfrequenzströme minimiert. Es 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. IV.2). Die Umhüllung sorgt für angenehmen Tragekomfort und einfache Handhabbarkeit. Der Ohmsche Widerstand des Stahldrahtes (etwa 400 Ohm für ein gesamtes Elektrodenkabel) trägt weiter zur Hochfrequenzdämpfung bei, beeinflusst aber die Impedanz für die Messung der EEG-Signale nicht wesentlich. Verglichen mit den normalerweise gebräuchlichen Leitungen wurde die Wirkung der neuen Elektrodenleitungen auf die Hochfrequenz-Feldverteilung bei der Seibersdorf Labor GmbH messtechnisch an einem Kopfphantom überprüft. Die Ergebnisse sind im Abschlussbericht

„Probandenstudie zur Untersuchung des Einflusses der für TETRA genutzten Signalcharakteristik auf kognitive Funktionen“ (Danker-Hopfe und Dorn, 2014) unter V.2.3.1.8 beschrieben.



Abb. IV.2: Elektrodenkabel mit Induktivitätsbelag.

IV.5 Überprüfung der Polysomnographie-Aufzeichnungen auf Störungen

Modulierte Hochfrequenzsignale können durch ihre Einwirkung auf elektronische Schaltungen bei polygrafischen Aufzeichnungen Störungen erzeugen, die ihrerseits Signalparameter beeinflussen und auf diese Weise zu Unterschieden zwischen Ergebnissen für Exposition und Nichtexposition führen und damit biologische Effekte der Hochfrequenzsignale vortäuschen. Durch die in Kap. IV.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. Präparation und Applikation von Elektroden geschah auf analoge Weise wie am menschlichen Kopf (Abb. IV.3).

Unter jeder der vorkommenden Expositionsbedingungen wurde mit der Melone am EEG-Gerät aufgezeichnet, entsprechend den Bedingungen während der Messungen mit Versuchspersonen. Die Aufzeichnungsdauer betrug jeweils mindestens eine Stunde. Von den aufgezeichneten Signalen wurden mittlere Leistungsspektren berechnet, einerseits mit Parametern entsprechend der Auswertung der Studiendaten, andererseits mit einer sehr feinen Frequenzauflösung von 0.01 Hz, die, anders als die in der Studie benutzten Analysen, eine hohe Empfindlichkeit gegenüber den zu erwartenden Störsignalen bedeutet. Die im Folgenden gezeigten Ergebnisse beziehen sich auf die Studien 3 und 4. Bei den Studien 1 und 2 wurden die Messungen analog durchgeführt, es wurden jedoch keine expositionsbedingten Störungen festgestellt. Die entsprechenden Ergebnisse aus den Studien 1 und 2 sind daher für den vorliegenden Vergleich ohne Bedeutung.

Die hochauflösenden Spektren (0.01 Hz) sind in Abb. IV.4 für die direkt neben der Antenne liegende Lokalisation T3 gezeigt. Während bei Sham und GSM900 keinerlei Störungen erscheinen, sind bei TETRA die zu erwartenden Störfrequenzen von ca. 17.6 Hz, 35.3 Hz und 52.9 Hz erkennbar (bedingt durch die Pulsmodulation mit dem Tastverhältnis 0.25 treten die Grundfrequenz sowie die 1. und 2. Oberwelle auf). Deutlich sichtbar ist in allen Messungen das Störsignal des 50 Hz Stromnetzes.



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

Bei gleichartiger Auswertung in den Studien 1 und 2 waren auch in der hochauflösenden Analyse derartige Störungen nicht nachweisbar, d.h. sie lagen unterhalb des Rauschpegels. Dies ist darauf zurückzuführen, dass das dort benutzte Aufzeichnungsgerät wesentlich kleiner war, mit Akkus betrieben wurde und ohne elektrische Kabelverbindungen außer den EEG-Eingängen arbeitete. Es konnte daher durch die Filter- und Abschirmmaßnahmen wirksamer gegen die Hochfrequenzeinwirkung geschützt werden.

Bei einer Analyse mit Parametern entsprechend den Auswertungen der Studie sind Störungen durch das TETRA-Signal in der Größenordnung des Rauschpegels und damit noch klein gegenüber dem EEG. Zur Verdeutlichung ist in Abb. IV.5 das Spektrum der Melonen-Messung (Studie 4) mit der TETRA-Störung wie in Abb. IV.4, jedoch bei der in der Studie benutzten Auflösung 0.25 Hz dargestellt, außerdem zum Vergleich ein typisches EEG-Spektrum einer Versuchsperson im Wachzustand.

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

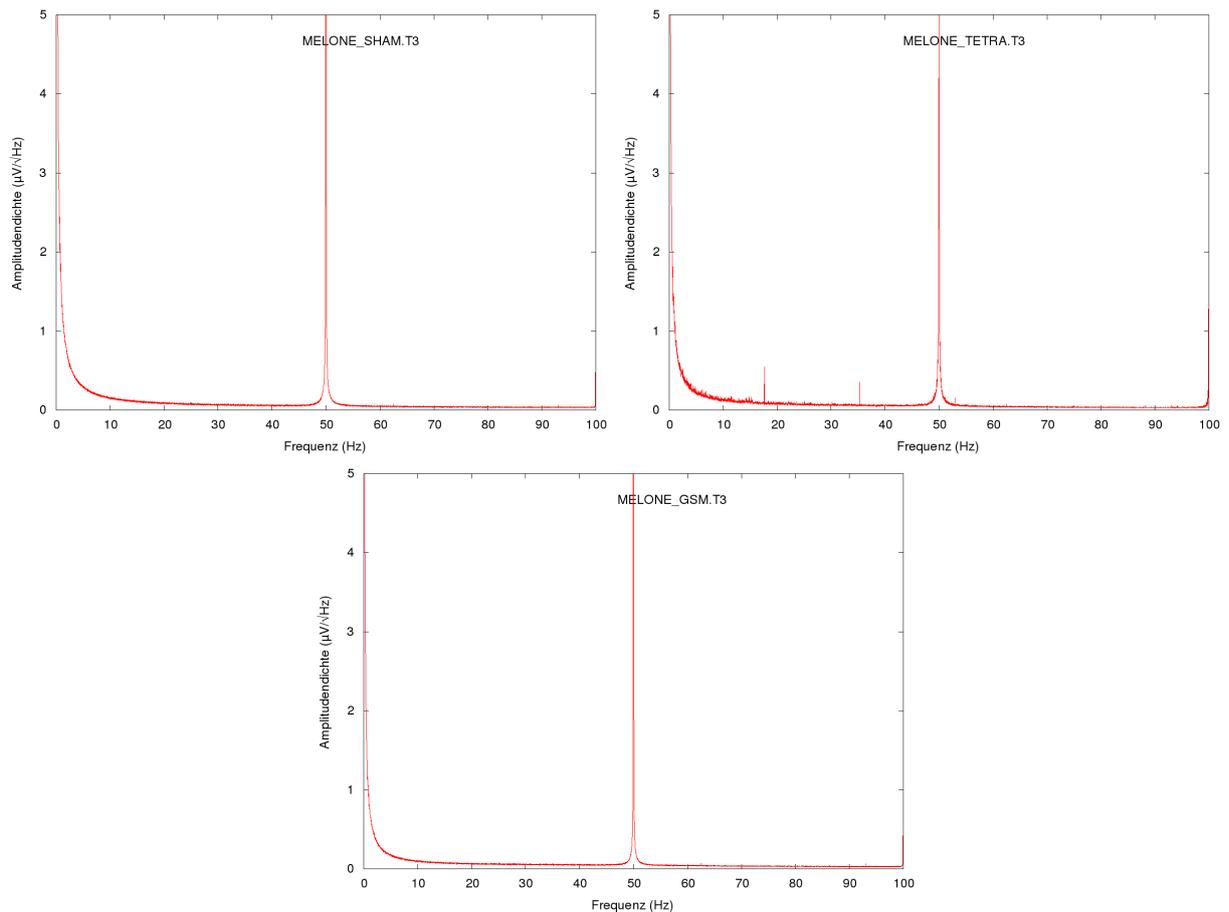


Abb. IV.4: Spektren der Aufzeichnung mit einer Melone als Kopfphantom. Lokalisation T3, Frequenzauflösung 0.011 Hz; unter Sham (oben links), TETRA (oben rechts) und GSM-Exposition (unten)

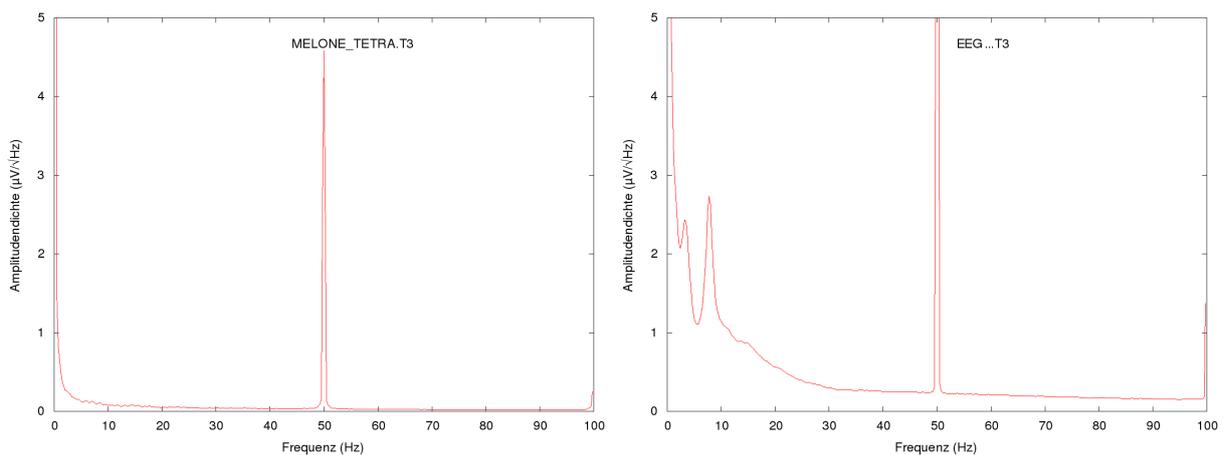


Abb. IV.5: Spektren mit Frequenzauflösung 0.25 Hz für die Lokalisation T3. Links: Aufzeichnung mit Melone unter TETRA-Exposition, rechts: Wach-EEG einer Versuchsperson

IV.6 Verfahren zur Beseitigung evtl. verbliebener expositionsabhängiger Artefakte

Um Auswirkungen von eventuell noch in den Aufzeichnungen enthaltenen expositionsbedingten Störungen auszuschließen, wurden alle am Tage und in der Nacht erhobenen Biosignale mit einem speziellen Filter behandelt, das die sehr schmalen Frequenzbereiche, in denen Störungen durch die Amplitudenmodulation des benutzten TETRA-Signals entstehen können, unterdrückt. Ein alternatives Verfahren mit Kompensation der Störsignale und automatischer Adaptation der Parameter wurde als weniger wirksam verworfen. Störungen durch die ohnehin in den Hochfrequenzleistungen schwächeren GSM-Signale können nur als Alias im EEG-Frequenzband erscheinen, sind auch dadurch schwächer und konnten nicht nachgewiesen werden. Bei der Filterung wurde daher GSM900 nicht berücksichtigt.

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

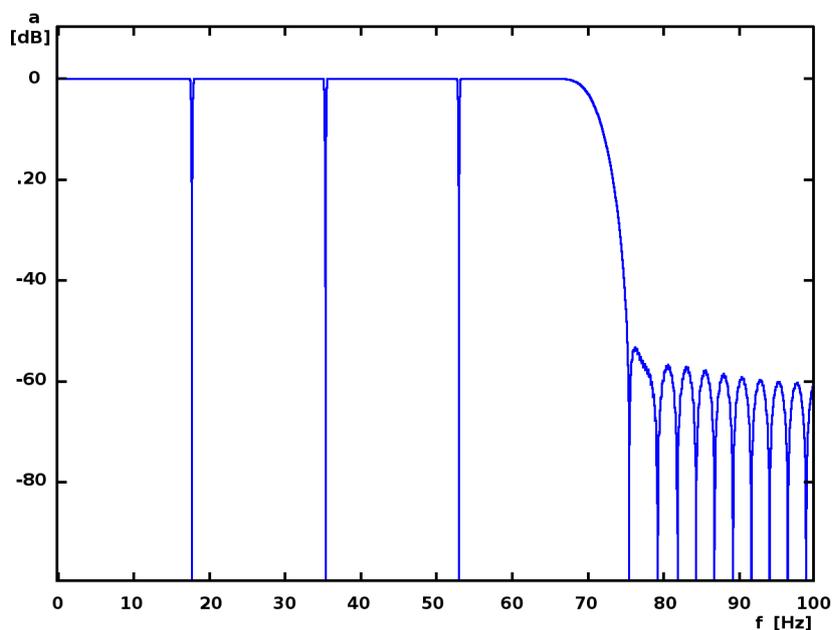


Abb. IV.6: Amplitudenfrequenzgang des FIR Filters zur TETRA-Störsignaldämpfung.

Grundfrequenz sowie die 1. und 2. Oberwelle der Störung werden durch das Filter um mehr als 80 dB gedämpft (1:10'000 für Amplituden bzw. 1:100'000'000 für Power-Werte).

Alle elektrisch abgeleiteten Signale in den Polysomnogrammen sowie in den Tagesaufzeichnungen wurden vor der weiteren Biosignalverarbeitung mit diesem Filter behandelt. Dies geschah unabhängig von tatsächlich aufgetretenen Artefakten für die Studien 1 – 4 einheitlich, weil ansonsten systematische, methodisch bedingte Unterschiede in den Ergebnissen für die zu vergleichenden Stichproben von Versuchspersonen entstehen würden.

V. Probanden

In allen vier Studien bestand das Ziel darin, Daten von 30 Versuchspersonen für die statistische Analyse zu berücksichtigen. In allen vier Studien gab es Probanden, die die Studie nach Einschluss vorzeitig abgebrochen hatten. In den Studien 1 und 2 mussten jedoch auch Datensätze von Probanden von der Auswertung ausgeschlossen werden, nachdem diese bereits die komplette Studie absolviert hatten. Um trotzdem die vorgegebene Probandenanzahl zu erreichen, wurden in Studie 1 eine und in Studie 2 zwei zusätzliche Versuchspersonen nachträglich eingeschlossen. Die Messdaten dieser Personen wurden benötigt, um Datenverluste durch technische Probleme auszugleichen. Bei den Tests zur Objektivierung aufmerksamkeitsbezogener Prozesse und beim Test zum Arbeitsgedächtnis wurden in Studie 1 fehlende Verhaltensdaten bedingt durch technische Probleme oder Verständnisschwierigkeiten durch die Ergebnisse eines Zusatzprobanden ersetzt. Die Nachrekrutierung hatte aber keine Auswirkungen auf die Randomisierung und Balancierung in den Studien.

Der Einschluss von Versuchspersonen bzw. die Überprüfung der Teilnahme Kriterien erfolgte in einem vierstufigen Verfahren. Eine genaue Beschreibung der Probandenrekrutierung sowie eine detaillierte Auflistung aller Ein- und Ausschlusskriterien sind in den jeweiligen Forschungsberichten der vier Studien nachzulesen. In diesem Kapitel ist deswegen die Ausführung der einzelnen Stufen sehr kurzgehalten und der Fokus wurde auf die Unterschiede in den Teilnahmevoraussetzungen zwischen den vier Studien gerichtet.

V.1 Stufe 1: Telefoninterview

In einem Telefongespräch wurden an einer Studienteilnahme interessierte Personen zunächst über die Rahmenbedingungen der Studie (Dauer, Screening-Untersuchungen, Abläufe etc.) aufgeklärt. Anschließend wurden erste Informationen hinsichtlich bestimmter Ein- und Ausschlusskriterien wie z.B. Alter, Geschlecht, Gesundheitszustand, Händigkeit, Seh- und Hörvermögen, Raucherstatus, etc. abgefragt.

Neben den demographischen Angaben, deren Abweichungen sich zwingend aus den untersuchten Probandenkollektiven ergaben, sind bei den Probanden und Probandinnen der Studien 3 und 4 altersbedingt stärker ausgeprägte Defizite des Seh- und Hörvermögens toleriert worden als bei den jüngeren Probanden der Studien 1 und 2.

V.2 Stufe 2: Fragebögen

In diesem Schritt der Probandenrekrutierung kamen unterschiedliche Fragebögen zum Einsatz, die u.a. Anhaltspunkte für Störungen des Schlafes oder für gesundheitliche Beeinträchtigungen liefern sollten:

- Allgemeiner Schlafragebogen (ASF; Zulley, 2002): Studien 1 – 4
- Pittsburgh Schlafqualitätsindex (*Pittsburgh Sleep Quality Index*; PSQI; Buysse et al., 1989): Studien 1 – 4
- Landecker Inventar zur Erfassung von Schlafstörungen (LISST; Weeß et al., 2002): Studie 2
- Morgen-Abendtyp-Bestimmung (*Morningness-Eveningness-Questionnaire*; MEQ; Horne und Östberg, 1976): Studien 1 – 4
- Schlaftagebuch (Abend-Morgen-Protokolle; Liendl und Hoffmann, 1999): Studien 1 – 4
- Epworth Schläfrigkeitsskala (*Epworth Sleepiness Scale*; ESS; Johns, 1991): Studien 1 – 4
- Selbstbeurteilungs-Depressionsskala (*Self-Rating Depression Scale*; SDS; Zung, 1965): Studien 1 – 4
- Selbstbeurteilungs-Angstskala (*Self-Rating Anxiety Scale*; SAS; Zung, 1971): Studien 1 – 4
- Händigkeitsfragebogen (Briggs und Nebes, 1975): Studien 3 und 4
- Fragebogen bezüglich der Einstellung zur Nutzung von Mobilfunktelefonen (basierend auf den jährlichen Befragungen des Instituts für angewandte Sozialwissenschaft, die zum Thema „Wahrnehmung der Bevölkerung im Bereich Mobilfunk“ im Rahmen des Deutschen Mobilfunkforschungsprogramms durchgeführt wurden): Studien 3 und 4

Wie aus der Auflistung ersichtlich wird, sind auf dieser Studie des Probandenscreenings überwiegend dieselben Fragebögen in den vier Studien zum Einsatz gekommen. Nennenswerte Unterschiede zwischen den Studien gab es dagegen bei der Festlegung des Cut-off-Scores bei zwei der verwendeten Fragebögen. Zum einen lag der Cut-off für den PSQI bei den jüngeren Probanden der Studien 1 und 2 bei einem Wert von 5, während ältere Probanden und Probandinnen erst bei einem PSQI-Score von > 6 von einer weiteren Studienteilnahme ausgeschlossen wurden. Diese unterschiedliche Behandlung der PSQI-Ergebnisse basiert auf einer Studie von (Buysse et al., 1991), die gezeigt hat, dass bei gesunden älteren Personen ein PSQI-Score von 6 nicht selten ist. Zum anderen wurde der obere Cut-off beim MEQ (alle Werte > 69), der zwischen „schwach ausgeprägten Morgentypen“ und „stark ausgeprägten Morgentypen“ trennt, bei den älteren Probanden der Studien 3 und 4 etwas weniger streng angewendet. Normalerweise werden unter Berücksichtigung dieses Trennwertes Probanden mit deutlicher Phasenverschiebung von einer Studienteilnahme ausgeschlossen. Es konnte allerdings gezeigt werden, dass sich die Präferenz für den Zeitpunkt des Schlafs, die sich im Chronotyp widerspiegelt, mit dem Alter leicht verändert. Mit zunehmendem Alter verschiebt sich der Schlafzeitpunkt in Richtung früherer Zeiten (z.B. Didikoglu et al., 2019). Dieser Trend schlägt sich auch im MEQ nieder. So lag der MEQ-Score von Senioren im Alter von 80+ Jahren nicht nur im Mittel deutlich über dem einer 20 bis 30 Jahre alten Kontrollgruppe, sondern der Gesamtwert war auch bei fast der Hälfte des Samples älterer Personen größer als 69 (Monk et al., 1991). Dementsprechend wurde für die Studien 3 und 4 beschlossen, dass Werte über diesem Cut-Off nicht automatisch zum Studienausschluss führen, sondern dass erst einmal anhand der Angaben im Schlaftagebuch überprüft wird, ob tatsächlich eine relevante Vorverlagerung der Schlafenszeiten vorliegt. Wenn dies nicht der Fall war, durften die Probanden weiter an der Studie teilnehmen.

V.3 Stufe 3: Screening-Untersuchung

Diese Stufe des Screenings umfasste eine neurologisch-psychiatrisch-internistische Untersuchung, die von dem studienärztlichen Personal durchgeführt wurde, die Aufzeichnung eines Elektrokardiogramms (EKG), sowie ggf. eine ambulante Registrierung des Schlaf-EEG oder/und von Atmungsparametern während der Nacht mit mobilen Geräten.

Im Rahmen einer neurologisch-psychiatrisch-internistischen Untersuchung wird u.a. der derzeitige Gesundheitszustand erfasst und in diesem Zusammenhang auch nach der Arzneimittelaufnahme gefragt. Da die sogenannten Alterskrankheiten wie z.B. Hypertonie per definitionem in den Probandenkohorten der Studien 3 und 4 vermehrt auftraten und häufig auch mit Medikamenten behandelt wurden, die eine Wirkung auf das zentrale Nervensystem haben, wurde entschieden, dieses Kriterium, das bei den jungen Probanden automatisch zu einem Ausschluss geführt hat, bei den älteren Probanden großzügiger zu bewerten. Die Voraussetzung für eine weitere Studienteilnahme war, dass die Probanden medikamentös gut eingestellt waren, d.h. die Einnahme z.B. eines Beta-Blockers erfolgte bereits über einen längeren Zeitraum mit der richtigen Dosierung, die auch während der Dauer der gesamten Studienteilnahme beibehalten wurde.

V.4 Stufe 4: Adaptations-/Screeningnacht

Sofern keine der in Stufe 1 bis Stufe 3 aufgeführten Untersuchungen zu einem Ausschluss führte, wurde in einer Screeningnacht das Vorliegen von Schlafstörungen weiter abgeklärt bzw. ausgeschlossen. Diese Nacht diente bei eingeschlossenen Versuchspersonen gleichzeitig zur Adaptation an die Schlaflaborumgebung.

Es ist bekannt, dass der Schlaf alters- und geschlechtsspezifischen Veränderungen unterliegt. Ein Schlafparameter beispielsweise, der nachweislich mit dem Alter abnimmt, ist der Schlaffeffizienzindex (z.B. Danker-Hopfe et al., 2005; 2020; Mitterling et al., 2015; Hertenstein et al., 2018; Yetton et al., 2018). Die Schlaffeffizienz entspricht dem Quotienten aus der Gesamtschlafzeit und der Gesamtbettzeit in Prozent. Für die jüngeren Probanden wurde eine Mindestschlaffeffizienz von 80 % in der Adaptationsnacht als notwendig erachtet, um final in die Studie eingeschlossen werden zu können. Dieser Trennwert ist für die älteren Probandenkollektive auf 70 % gesetzt worden, weil sonst die ohnehin schon hohen Drop-out-Raten für diese Screeningstufe in den Studien 3 und 4 noch deutlich größer gewesen wären (siehe Tab. V.1.). Außerdem wurden in den Studien 3 und 4 in einigen wenigen Fällen minimale Abweichungen von dem festgelegten Einschlusskriterium zur Einschlafzeit akzeptiert.

V.5 Ergebnisse der Probandenrekrutierung

Tab. V.1 zeigt für jede der vier Studien, wie viele Studieninteressenten an der jeweiligen Stufe im Rekrutierungsablauf auf Studientauglichkeit geprüft werden mussten, um die gewünschte Stichprobengröße zu erreichen.

Es fällt auf, dass in Studie 1 eine große Anzahl junger potentieller männlicher Probanden Ausschlusskriterien bei den Fragebögen sowie bei der Screeninguntersuchung erfüllten (dazu zählen auch die Probanden, die entweder die zugesendeten Fragebögen nicht ausgefüllt zurückgeschickt hatten oder nicht zur Screeninguntersuchung erschienen sind), während bei den älteren Männern (Studie 4) das Telefoninterview und die Screeningnacht eine große Ausfallrate bei der Rekrutierung zur Folge hatten. Am effizientesten war dagegen die Rekrutierung der älteren Studienteilnehmerinnen aus Studie 3.

Tab. V.1: Dokumentation der eingeschlossenen potentiellen Studienteilnehmer/Innen während der vier Stufen des Rekrutierungsprozesses.

Studie	Telefon-interview	Frage-bögen	Screening-untersuchung	Screening-nacht	finale Stich-probe	% Erst-kontakte
Studie 1	298	224	101	55	31	10.4
Studie 2	144	81	56	43	32	22.2
Studie 3	123	68	49	49	30	24.4
Studie 4	362	122	86	75	30	8.3

VI. Methodik der Datenerhebung

Für die im Rahmen des Probandenscreenings verwendeten Verfahren sei auf Kap. V sowie auf die vier Forschungsberichte der Studien (Danker-Hopfe und Dorn, 2007; 2014; 2019a; 2019b) verwiesen. 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 und deren Ergebnisparameter bei der vorliegenden vergleichenden Analyse berücksichtigt wurden, kurz beschrieben.

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

VI.1 Polysomnographie (PSG)

In den Studien 1 und 2 wurden die polysomnographischen Daten mit einem portablen Gerät auf Basis des Varioport Systems (Becker Meditec, Karlsruhe) erhoben. In den Studien 3 und 4 wurde zur Erhebung der polysomnographischen Daten das Polysmith-Aufnahmesystem Neurofax EEG/Polysmith der Firma Nihon Kohden verwendet. Das EEG wurde in jeder Studiennacht mit 19 Elektroden abgeleitet. Zusätzlich wurde noch ein vertikales und ein horizontales Elektrookulogramm (EOG), ein subclaviculäres EKG sowie die Muskelaktivität (Elektromyogramm, EMG) bilateral über dem musculus mentalis und submentalis aufgezeichnet. Die Impedanz der EEG-Elektroden wurde $< 10 \text{ k}\Omega$ gehalten. Zur Aufzeichnung wurden Elektroden verwendet, die mit speziell für diese Anwendung konstruierten Kabeln versehen wurden (vergl. Kap. IV). 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 ebenfalls in Kap. IV beschrieben.

Die Abtastfrequenz für alle Biosignale und für die Marker betrug 200 Hz. Spezielle Filter sind während der Aufnahme nicht wirksam. Die Zeitkonstante bei der Aufzeichnung betrug hardwarebedingt mehrere Sekunden. Für die Schlaf-Auswertung, die von der SIESTA-Group GmbH (Wien, Österreich) durchgeführt wurden, galten die Empfehlungen der American Academy of Sleep Medicine (AASM; Iber et al., 2007).

VI.2 EEG-Aufzeichnungen während der Tagesuntersuchungen

Am Tag wurden zusätzlich zu den 19 EEG-Elektroden das EOG (vertikal und horizontal) und das mentale EMG abgeleitet. Auf die Registrierung des EMG submentalis wurde verzichtet. Das EOG wurde aufgezeichnet, da es als Grundlage für die rechnerische Reduktion von Augenartefakten im EEG benötigt wurde. Die Impedanz der EEG-Elektroden wurde auch tagsüber $< 10 \text{ k}\Omega$ gehalten, und es wurden auch

bei den Untersuchungen am Tage die speziell für diese Anwendung angefertigten Elektroden und ausgestatteten Geräte verwendet (vergl. Kap. IV).

VI.2.1 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 den vorliegenden Studien wurden nur Personen berücksichtigt, die eine Alpha-Aktivität im EEG bei geschlossenen Augen zeigen. Die Messung des Ruhe-EEGs dauerte insgesamt fünf Minuten.

VI.2.2 Evozierte Potentiale (EP)

Evozierten Potentiale (EP) sind 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 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 konzentrierter 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. Die Potentiale P1, N1, P2 und P3 werden auch als P100, N100, P200 und P300 bezeichnet, wobei P „positive“ und N „negative“ Potentiale meint (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 den vier Forschungsprojekten zwei AEP-Paradigmen zur Anwendung.

VI.2.2.1. 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. VI.1). Es wird angenommen, dass dieser Komplex die Stimulusdetektion widerspiegelt und die kortikale Verarbeitung des Reizes einläutet, was eine Grundvoraussetzung für eine spätere Diskrimination von Reizen darstellt (Martin et al., 2007). Laut Gerloff (2005) kann die N1 als Korrelat einer Art Orientierungsreaktion angesehen werden und reflektiert vermutlich eine Analyse physikalischer Stimuluseigenschaften. Die drei Einzelkomponenten werden in unterschiedlichen auditorischen Hirnarealen (z.B. primärer und sekundärer auditorischer Kortex) generiert (Martin et al., 2008).

Bei der Wahlreaktion auf Töne wurden in zufälliger Folge und in zufälligem zeitlichem Abstand (2.5 - 7.5 s) Töne zweier unterschiedlicher Tonhöhen (1000 Hz und 2000 Hz) präsentiert. Die Probanden sollten 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. Die Probanden saßen auf einem Stuhl in bequemer Haltung mit geschlossenen Augen. Dieser Test dauerte ca. 5 Minuten. Parallel wurden auch Leistungsparameter zu diesem Test erfasst.

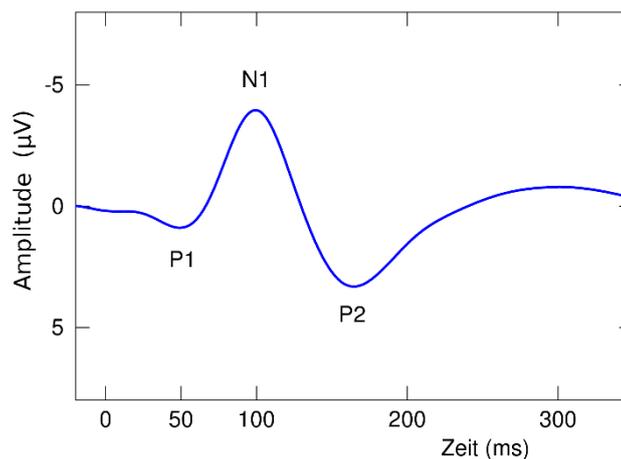


Abb. VI.1: Der P1-N1-P2-Komplex ausgelöst durch einen "Klick-Ton".

VI.2.2.2. 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. VI.2). Bei diesem Test werden häufige (Nichtzielreize) und seltene Töne (Zielreize), die sich in ihrer Frequenz deutlich unterscheiden, mittels Kopfhörer in randomisierter Form in gut wahrnehmbarer Lautstärke dargeboten (Hegerl, 1998). Die Testinstruktion sieht üblicherweise vor, dass nur auf die Zielreize geachtet und (entweder mental oder physisch) reagiert werden soll (Polich, 2013).

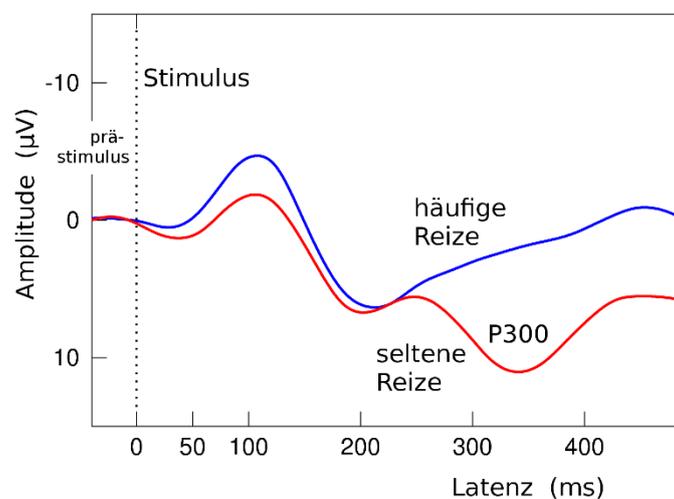


Abb. VI.2: Die P300 ist ein positives Potential, das mit einer Latenz von ca. 300 ms nach unerwarteten, aufgabenrelevanten, seltenen Stimuli auftritt. Gezeigt sind Reizantworten nach häufigen (oben) und seltenen Tönen (unten).

Es wird angenommen, dass die P300 immer dann ausgelöst wird, wenn eine Erwartung, die vorher durch die häufige Präsentation 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, 2013).

Die P300 kann in eine P3a- und in eine P3b-Komponente unterteilt werden, wobei die P3b-Komponente der klassischen P300 entspricht (Gerloff, 2005; Hegerl, 1998). Die P3a tritt bei nicht aufgabenrelevanten, seltenen und unerwarteten Reizen auf, die ebenfalls einen aufmerksamkeitsgesteuerten, erwartungsverletzenden Prozess widerspiegelt, allerdings wegen der Unbedeutendheit des Reizes keine Korrektur zur Folge hat. Im Gegensatz zur P3b ist die Latenz der P3a etwas kürzer (Polich, 2013).

Während die P3a eher einen frontalen Ursprung zu haben scheint (Polich, 2013), ist nach Gerloff (2005, S. 515) davon auszugehen, dass die klassische P300 „[...] vorwiegend im Bereich des temporoparietalen Überganges und den benachbarten parietalen und temporalen neokortikalen Regionen generiert wird“.

In den vier Forschungsprojekten 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.

VI.2.3 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; *slow potentials*), die häufig erst 500 ms nach Reizbeginn nachweisbar sind. Zu dieser Gruppe gehören prinzipiell auch die Erwartungswelle sowie das Bereitschaftspotential, 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 den hier betrachteten Experimenten Studie wurden die drei im Folgenden beschriebenen Verfahren zur Erzeugung von LP herangezogen.

VI.2.3.1. 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. VI.3).

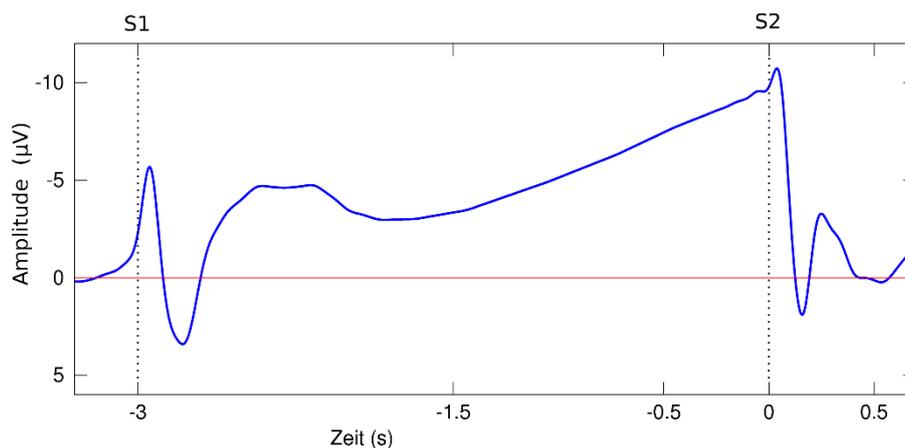


Abb. VI.3: Schematische Darstellung der Contingent Negative Variation (CNV). Auf das Warnsignal S1, das eine Orientierungsreaktion nach sich zieht (frühe CNV), folgt bis zum imperativen Stimulus S2 eine langsame Negativierung (späte CNV), die als Antwortvorbereitung interpretiert werden kann.

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

Die Aufgabe zur Erzeugung einer CNV ist charakterisiert durch Präsentation eines Warnreizes (S1), gefolgt von einem Befehlsreiz (S2), auf den vom Probanden möglichst schnell durch Tastendruck reagiert werden sollte. Der S1-Stimulus bestand im Erscheinen des Zeigers einer symbolisierten Uhr in der 12:00 Uhr Position. Der Beginn der Zeigerbewegung stellte den S2-Stimulus dar. Die Zeitspanne zwischen S1 und S2 betrug 2160 ms. Dies entsprach der Zeitdauer für drei Umdrehungen des Zeigers gegen den Uhrzeigersinn. Bei Betätigung der Taste blieb der Zeiger stehen, verschwand vom Bildschirm und tauchte nach einer zufälligen Zeit zwischen zwei und vier Sekunden wieder auf (neuer Stimulus S1; siehe Abb. VI.4). In der Studie 1 bestand ein Testblock aus 70 Trials, wobei die ersten 10 Trials zur Übung

und nicht in die Auswertung eingingen. Bei den Studien 2 – 4 wurde im Interesse besseren Signal-Rausch-Verhältnisses bei der Berechnung der ereigniskorrelierten Potentiale die Anzahl der Trials etwas erhöht und betrug dann 110, wovon wiederum die ersten 10 Trials zur Übung dienten und nicht in die Auswertung eingingen.

Die Testdauer in Studie 1 betrug etwa 6 Minuten, in den Studien 2 bis 4 ca. 10 Minuten. Der Test wurde identisch wie u.a. bei Freude et al. (2000) beschrieben durchgeführt. Der Test lieferte EEG-Variablen sowie eine Reaktionszeit als kognitiven Zielparameter.

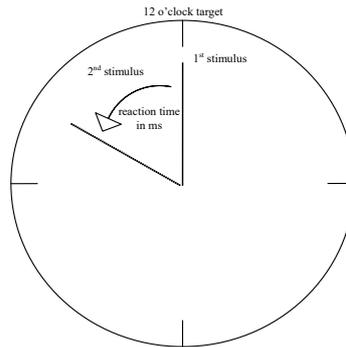


Abb. VI.4: Schematische Darstellung der Aufgabe zur Erzeugung einer Contingent Negative Variation (CNV). Die Probanden sollten einen Zeiger, der in der 12:00 Uhr Position auftauchte (S1), so schnell wie möglich nach Loslaufen des Zeigers gegen den Uhrzeigersinn durch Drücken einer Taste (S2) stoppen.

VI.2.3.2. Bereitschaftspotential (BP)

Wie die CNV gehört das Bereitschaftspotential (BP; *readiness potential, RP*) 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).

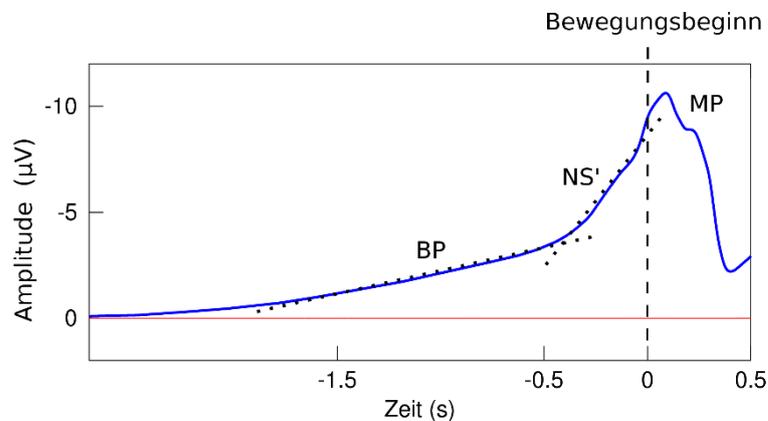


Abb. VI.5: Bereitschaftspotential vor einer einfachen Fingerbewegung. Die eigentliche Bereitschaftspotentialkomponente (BP) beginnt ca. 1.5 s vor Beginn der Bewegung und wird gefolgt von der NS'-Komponente (Terminal negative slope), die dann in das Motorpotential (MP) übergeht.

Zur Analyse werden die jeweils letzten 2 – 3 s vor Ausführung der Willkürbewegung herangezogen (Back-averaging). Das typische Bereitschaftspotential, das in Abb. VI.5 dargestellt ist, lässt sich in verschiedene Komponenten zerlegen:

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 30-mal (Studie 1) bzw. 100-mal (Studie 2 – 4) 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. Dieser Test wurde auch genauso wie u.a. bei Freude et al. (2000) beschrieben durchgeführt. Die Anzahl der Trials wurde in den Studien 2 bis 4 im Interesse besserer Datenqualität der berechneten EEG-Parameter erhöht. Die Testdurchführung dauerte in Studie 1 etwa 3 Minuten, während die Erhöhung der Trails die Testdauer auf ca.10 Minuten in den Studien 2, 3 und 4 verlängerte.

VI.2.3.3. 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.

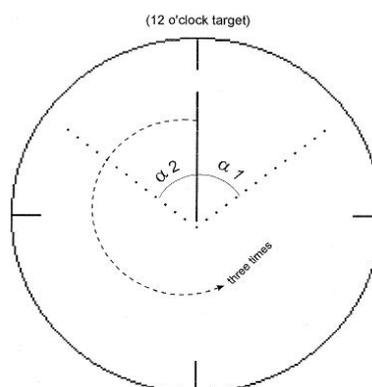


Abb. VI.6: Schematische Darstellung der visuellen Folgereaktionsaufgabe (VMT). Die Probanden mussten einen sich drehenden Zeiger exakt in der 12:00 Uhr Position stoppen (aus Freude et al., 1999).

In der vorliegenden Studie wurden entsprechende langsame Hirnpotentiale durch eine visuelle Folgeaufgaben (visual monitoring task, VMT) erzeugt (auch als clock monitoring task bezeichnet), die bei Freude et al. (1999) näher beschrieben und in Abb. VI.6 dargestellt ist.

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. In der Studie 1 bestand ein Testblock aus 70 Trials, wobei die ersten 10 Trials zur Übung dienten und nicht in die Auswertung eingingen. Bei den Studien 2 bis 4 wurde im Interesse eines besseren Signal-Rausch-Verhältnisses bei der Berechnung der ereigniskorrelierten Potentiale die Anzahl der Trials etwas erhöht und betrug dann 110, wovon wiederum die ersten 10 Trials zur Übung dienten und nicht in die Auswertung eingingen. Der Test lieferte EEG-Variablen sowie einen Leistungsparameter (Betrag der Winkelabweichung von der 12:00 Uhr Position beim Stoppen des Zeigers). Auch dieser Test wurde identisch wie u.a. bei Freude et al. (2000) beschrieben durchgeführt.

VI.3 Tests zur Objektivierung aufmerksamkeitsbezogener Prozesse

Zur Untersuchung der Auswirkung von EMF-Exposition auf aufmerksamkeitsbezogene Prozesse wurde das von der Arbeitsgruppe Vigilanz der Deutschen Gesellschaft für Schlafforschung und Schlafmedizin (Weeß et al., 1998; 2000) zur Vereinheitlichung der Terminologie müdigkeits- und schläfrigkeitbezogener 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. VI.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).

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

Aufmerksamkeitskomponente	Merkmal	Testverfahren
Selektive Aufmerksamkeit	<ul style="list-style-type: none"> • Fähigkeit, unter hohem Tempo die Aufmerksamkeit über längere Zeiträume für eine bestimmte Aufgabe aufrecht zu erhalten • Fähigkeit, Störreize, Interferenzen und Ablenkungen „auszublenden“ 	Daueraufmerksamkeitstest (Wiener Testsystem in den Studien 1 und 2 bzw. auf Basis des Wiener Testsystems in den Studien 3 und 4)
Geteilte Aufmerksamkeit	<ul style="list-style-type: none"> • Geschwindigkeit der Informationsverarbeitung • Fähigkeit zu geteilter und paralleler Informationsverarbeitung • Fähigkeit zu automatisierter und kontrollierter Verarbeitung 	Test „Geteilte Aufmerksamkeit“ (TAP: Testbatterie zur Aufmerksamkeitsprüfung von Zimmermann und Fimm)
Vigilanz	<ul style="list-style-type: none"> • Unspezifische organismische Reaktionsbereitschaft, Fähigkeit über lange Zeiträume auf seltene und zufällig auftretende Reize zu reagieren • unterliegt der bewussten Kontrolle 	Vigilanztest (TAP: Testbatterie zur Aufmerksamkeitsprüfung von Zimmermann und Fimm)

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

VI.3.1 Test zur selektiven Aufmerksamkeit

Mittels des computerisierten Tests „Daueraufmerksamkeit“ (DAUF) wurde die längerfristige selektive Aufmerksamkeit bei hoher Reizfrequenz erfasst. Gemessen wurden die Genauigkeit sowie die Schnelligkeit der Testbearbeitung. Somit beinhaltet 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.

In den Studien 1 und 2 kam das Wiener Testsystem (Schuhfried, 1993) zum Einsatz. In den Studien 3 und 4 wurde der Test mit der Software E-Prime (Psychological Software Tools, Sharpsburg PA, USA) gestaltet. Der Ablauf des Tests ist wie folgt: Auf dem Bildschirm werden nacheinander Bilder gezeigt, die

jeweils aus einer Reihe von sieben nebeneinander angeordneten Dreiecken bestehen. Dabei können die Spitzen der einzelnen Dreiecke jeweils nach oben oder unten zeigen (Abb. VI.7). Die Bilder bzw. Reihen von Dreiecken erscheinen an wechselnden vertikalen Positionen. Der Proband oder die Probandin wurde instruiert, immer dann möglichst rasch die Reaktionstaste zu drücken, wenn genau drei der sieben Dreiecke mit der Spitze nach unten zeigten ("kritischer Reiz"). Die Reizdauer betrug im gewählten Testverfahren 1000 ms, die Pausendauer 500 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. VI.7: Monitoransicht mit Instruktionen für die Durchführung des DAUF-Tests.

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. Der Ablauf und die Berechnung der Zielparameter unterschied sich zwischen den Studien nicht.

VI.3.2 Test zur geteilten Aufmerksamkeit

Mit dem Test zur geteilten Aufmerksamkeit sollte die Leistung in Situationen erfasst werden, in denen gleichzeitig auf zwei Anforderungen reagiert werden muss. Die geteilte Aufmerksamkeit kann mittels sogenannter „dual-task“ Aufgaben überprüft werden, d.h. mit Aufgaben in denen gleichzeitig zwei Reizdarbietungen beachtet werden müssen.

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

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

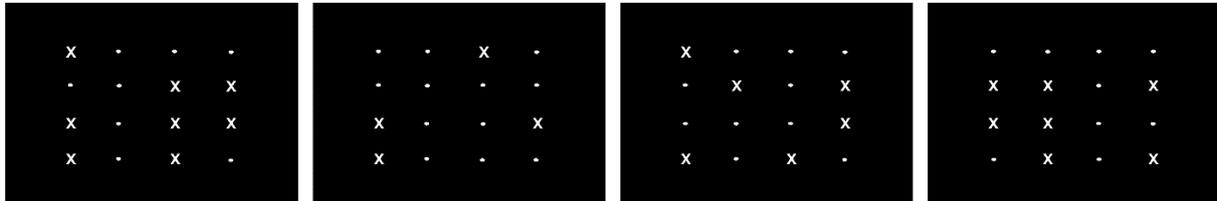


Abb. VI.8: Schematische Darstellung einer Abfolge von Bildern aus dem Test zur Geteilten Aufmerksamkeit der TAP.Die Testdauer betrug 5 Minuten. Vor jedem Versuchsdurchgang wurde ein Vorversuch durchgeführt.

VI.3.3 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 den Projekten 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. VI.9).



Abb. VI.9: Schematische Darstellung einer Abfolge von Bildern aus dem Vigilanztest der TAP. Die Testdauer betrug 10 Minuten, es wurde eine geringe Reizdichte (insgesamt 12 für die Versuchsdauer) gewählt. Vor jedem Versuchsdurchgang wurde ein Vorversuch durchgeführt.

VI.4 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. 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. VI.10). 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.

In einer Sitzung wurde die Abfolge von Testblöcken mit steigendem n (steigendem Schwierigkeitsgrad) mehrmals wiederholt. Jeder Testblock enthielt 14 Stimuli. Die Anzahl von Testblöcken und die Auswahl der vorkommenden Schwierigkeitsgrade unterschied sich zwischen den Studien 1, 2 bzw. 3 und 4. In Studie 1 waren in einer Sitzung 12 0-back Testblöcke und 12 2-back Testblöcke abzuarbeiten. In Studie 2 wurden pro Sitzung je 6 Testblöcke mit 0-back, 1-back, 2-back und 3-back durchgeführt. In den Studien 3 und 4 bestand eine Sitzung aus je 8 Testblöcken der Schwierigkeitsgrade 0-back, 1-back und 2-back (auf den Schwierigkeitsgrad 3-back wurde in diesen beiden Studien verzichtet). Durch die jeweils angepasste Anzahl der Testblöcke blieb die Gesamtzeit der Sitzung aber in etwa gleich.

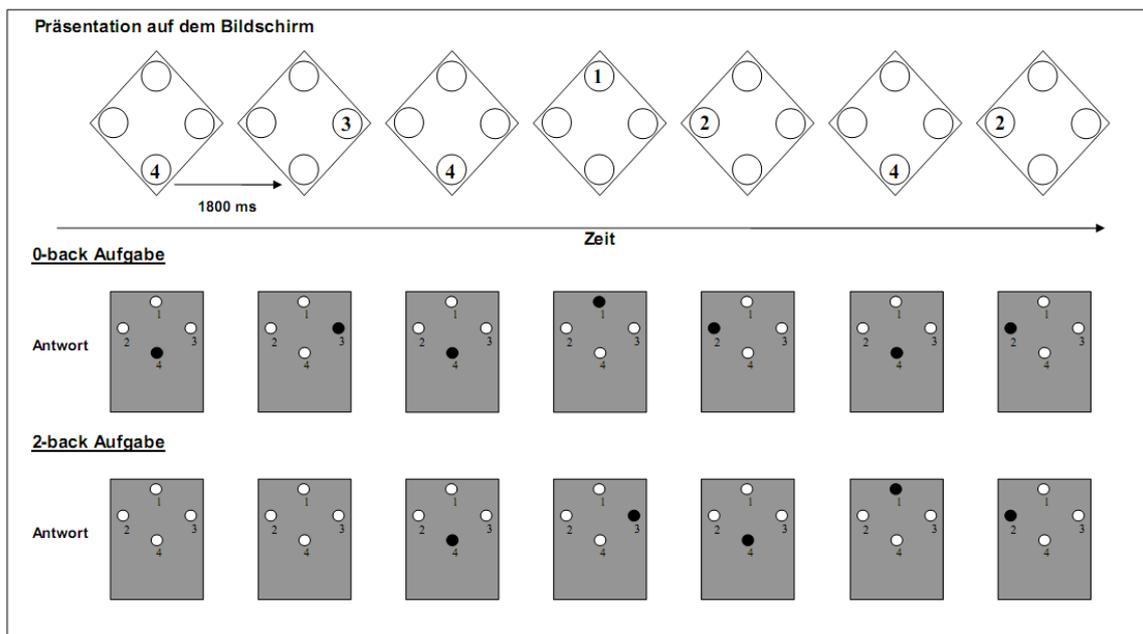


Abb. VI.10: N-back Aufgabe zur Überprüfung des Arbeitsgedächtnisses am Beispiel der 0-back und der 2-back-Aufgabe. Auf einem Bildschirm erscheinen in zufälliger Folge an 4 Positionen (links, rechts, oben, unten) in einer Raute die Ziffern 1-4, wobei die Zuordnung zwischen der Position und der Ziffer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

Die Stimuli wurden im Testblock alle 1.8 s präsentiert und die Dauer der Stimuli betrug 0.4 s. Zwischen den Abläufen von Testblöcken gab es Pausen von 5 s und vor jedem Block eine Wartezeit von 2.3 s für die Anzeige der nächsten Versuchssituation (0-back bzw. 1-back, 2-back bzw. 3-back).

Aus diesem Test wurden als Leistungsparameter Reaktionszeiten der richtigen Reaktionen, sowie die Anzahl korrekter und falscher Reaktionen abgeleitet. Der Test dauerte insgesamt ca. 10 Minuten.

VII. Methodik der Datenauswertung

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

VII.1 Auswertung der Schlafdaten

Im Schlaf-EEG sind langsame Signalkomponenten enthalten, deren absolute Amplituden und Wellenformen für die Klassifikation von Bedeutung sind. Für die visuelle Schlafstadienklassifikation ist nach der Empfehlung der AASM (Iber et al., 2007; Berry et al., 2020) bei den EEG- und EOG-Signalen ein Hochpassfilter mit der Grenzfrequenz von 0.3 Hz (Filter 1. Ordnung mit einer Zeitkonstante von 0.53 s) anzuwenden, das die langsamen Signalkomponenten des Schlaf-EEG noch weitgehend ungedämpft passieren lässt. Für die Spektralanalyse hingegen sollten Daten ohne die für das visuelle Scoring nach AASM (Bildschirmdarstellung) empfohlene vorherige Hochpassfilterung benutzt werden.

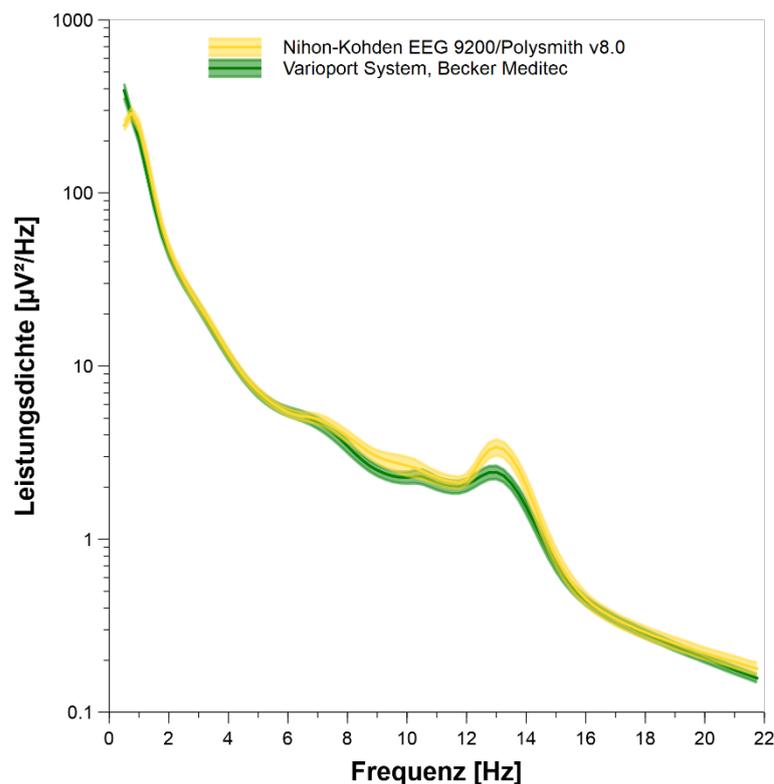


Abb. VII.1: Verdeutlichung der infolge rechnerischer Kompensation hergestellten Vergleichbarkeit gemittelter Spektren, die mit unterschiedlicher Technik aufgezeichnet wurden (hier am Beispiel der NREM-Schlaf-EEG-Aktivität abgeleitet an der Elektrodenposition C3). Dargestellt sind gemittelte Spektren aus der Studie 2 ermittelt unter Verwendung des Varioport Systems (grün) sowie entsprechende Spektren aus einer Studie mit einer zu den Versuchspersonen der Studien 1 und 2 ähnlichen Stichprobe (gelb), die mit der in den Studien 3 und 4 benutzten Technik (Nihon Kohden EEG 9200) aufgezeichnet wurden.

Die Biosignal-Aufzeichnungen in den Studien 1 und 2 erfolgten mit anderer Hardware als in den Studien 3 und 4. Daraus ergaben sich Unterschiede in den Signalen, die in der Vorverarbeitung ausgeglichen wurden. In den Studien 3 und 4 war während der Aufzeichnung kein die betrachteten Signale beeinflussendes Hochpassfilter wirksam. Die Hardware-Zeitkonstante bei der Aufzeichnung betrug mehrere Sekunden mit einer entsprechend kleinen Grenzfrequenz und war daher vernachlässigbar gegenüber dem Hochpassfilter gemäß AASM-Empfehlung. Die in den Studien 1 und 2 benutzte Hardware benötigte dagegen zur Funktion ein Hochpassfilter mit einer deutlich geringeren Zeitkonstante (und einer entsprechend größeren Grenzfrequenz), welche einer Beeinflussung der Spektralanalyse zur Folge gehabt hätte. Daher wurde bereits während der Durchführung der Studien 1 und 2 bei der Vorverarbeitung die Wirkung dieses Hochpasses des Aufzeichnungsgerätes rechnerisch kompensiert, und somit eine Vergleichbarkeit der Daten aus den unterschiedlichen Studien möglich gemacht. Zur Demonstration wurden gemittelte Spektren, die auf Daten aus den beiden System basieren, verglichen (Abb. VII.1). Im betrachteten Frequenzbereich ist die gute Übereinstimmung erkennbar. Weiterhin zeigt dieser Vergleich die Übereinstimmung in den absoluten Amplituden, d.h., die Kalibration der Messung vom elektrischen Signal an den Messelektroden bis zu den numerischen Werten der vorverarbeiteten Rohdaten weicht nicht ab (siehe Abb. VII.1).

In allen vier Studien wurde die Makrostruktur des Schlafes von der SIESTA Group GmbH (Wien, Österreich) ermittelt. Die Bestimmung der quantitativen Schlafparameter nach dem AASM-Standard (Iber et al., 2007; Berry et al., 2020) erfolgte durch ein computer-assistiertes Scoring mit dem Somnolyzer 24x7. Diese semi-automatische Polysomnographieauswertung hat den Vorteil, dass das Problem der Interrater-Variabilität, darunter versteht man Auswertungsunterschiede zwischen zwei oder mehreren menschlichen Scorerern, minimiert wird. Des Weiteren ist der Somnolyzer 24x7 eine von der Food and Drug Administration zugelassene Auswertesoftware.

VII.1.1 Makrostruktur des Schlafes

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. Nach dem aktuell gültigen AASM-Standard zur Schlafstadienklassifikation (Iber et al., 2007; Berry et al., 2020) führt die im EEG nachweisbare unterschiedliche neuronale Aktivität im Schlaf zur Unterscheidung von vier Schlafstadien [der durch schnelle Augenbewegungen (rapid eye movements) gekennzeichnete REM-Schlaf (R) sowie drei weitere non-REM Schlafstadien N1 – N3] und eines Stadiums Wach (W). N3 wird auch als Slow Wave Sleep (SWS) bezeichnet, da im EEG dieses Stadiums besonders langsame, hochamplitudige Delta-Wellen auftreten. Die Schlaflauswertung erfolgt in Epochen von 30 Sekunden.

Für eine detaillierte Beschreibung des computer-assistierten Auswerte-Algorithmus sei auf die Forschungsberichte der Studien 1-4 (Danker-Hopfe und Dorn, 2007; 2014; 2019a; 2019b) sowie auf die entsprechenden Publikationen von Anderer und Kollegen (Anderer et al., 2005; 2006; 2010) verwiesen.

Zur Analyse möglicher Effekte hochfrequenter elektromagnetischer Felder wurden als primäre Zielparameter die in Tab. VII.1 zusammengestellten Schlafvariablen herangezogen, die nach AASM (Iber et al., 2007; Berry et al., 2020) im klinischen Kontext stets anzugeben sind. Lediglich die Gesamtaufnahmezeit und die TIB wurden nicht berücksichtigt. Wie in Kap. III.2 bereits erwähnt, betrug die TIB für die Experimente mit jungen Versuchspersonen 8 h (Studien 1 und 2) und in den Studien an älteren Personen 7.5 h (Studien 3 und 4). Für die Analysen der vorliegenden Studie erfolgte eine Anpassung dahingehend, dass auch bei Studie 1 und 2 die TIB in allen Berechnungen auf 7.5 Stunden begrenzt wurde. Dies führt zur direkten Vergleichbarkeit, da der Zeitpunkt des Weckens sich nicht auf die vorher erhobenen Daten auswirkt.

Tab. VII.1: Schlafvariablen nach AASM.

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

Zusätzlich zu diesen 13 Variablen wurden unter explorativem Aspekt 11 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. VII.2 aufgelistet. Außerdem wurden für die vorliegende Auswertung Parameter zur Beschreibung von Arousals im Schlaf herangezogen. Unter Arousal werden Frequenzerhöhungen im Schlaf-EEG mit einer Dauer von mindestens drei Sekunden verstanden, denen mindestens 10 Sekunden stabiler Schlaf vorausging (Berry et al., 2020). Arousal spiegeln einerseits eine spontane zentralnervöse Aktivierung im Rahmen des physiologischen Schlafablaufs wider, können aber auch die Folge externer physikalischer Reize oder intrinsischer Stimuli sein (Peter et al., 2007). Die Arousalanalyse umfasste sechs Variablen, die in Tab. VII.3 zusammengestellt sind.

Alle bisher erwähnten Parameter zur Beschreibung der Makrostruktur des Schlafes beziehen sich auf die gesamte Nacht. Eine Auswertung des Nachtschlafes ist aber auch noch nach Zyklen (erster Zyklus, mittlere Zyklen, letzter Zyklus) und/oder nach anderen zeitlichen Unterteilungen wie z.B. Nachtvierteln möglich. Während in Studie 1 die Auswertung noch zusätzlich nach Schlafzyklen und für jedes der vier Nachtviertel erfolgte, wurde in Studie 2 nur noch zusätzlich nach Schlafzyklen ausgewertet. In den Studien 3 und 4 wurde diese zusätzliche Auswertung lediglich für den 1. Schlafzyklus und für das letzte Nachtviertel durchgeführt.

Tab. VII.2: Zusätzliche Schlafparameter.

Zusätzliche Schlafparameter
• Gesamtschlafperiode („Total sleep period“, TSP; in min)
• Wach in der Gesamtschlafperiode (WTSP in min)
• Anzahl der Aufwachereignisse in der TST (FW)
• Anzahl der Aufwachereignisse / Stunde TST (FWTST)
• Anzahl der Stadienwechsel in der TST (FS)
• Anzahl der Stadienwechsel / Stunde TST (FSTST)
• Latenz LN2 (Zeit von „Licht aus“ bis zur ersten Epoche N2)
• Latenz LN3 (Zeit von „Licht aus“ bis zur ersten Epoche N3)
• Latenz LR (Zeit von „Licht aus“ bis zur ersten Epoche R)
• Schlaflatenz zu kontinuierlichem Schlaf (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. VII.3: Arousalparameter.

Arousalparameter
• Anzahl aller Arousals in TST
• Anzahl aller Arousals in NREM
• Anzahl aller Arousals in REM
• Arousal Index / Stunde TST
• Arousal Index / Stunde NREM
• Arousal Index / Stunde REM

Um auch einen Vergleich möglicher Expositionseffekte anstellen zu können, die vermutlich eher zu Beginn oder am Ende der Nacht bei einer kontinuierlichen Exposition über die gesamte Nacht auftreten, sind die in den Tab. VII1 und VII2 fett markierten Schlafparameter für jede der vier Studien sowohl für das erste als auch für das letzte Nachtviertel neu berechnet worden. Insgesamt umfasste die Analyse zur Makrostruktur des Schlafes 60 Schlafvariablen.

VII.1.2 Powerspektralanalyse

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

Für die vorliegende Untersuchung wurden nach Artefakterkennung und –elimination artefaktfreie 4s-Abschnitte der Aufzeichnung nach der Welch-Methode (Welch, 1961) bei einer Überlappung von 2 s herangezogen und mit einem von-Hann-Zeitfenster versehen. Die über die Abschnitte bestimmten Leistungsspektren wurden gemittelt, um die Powerspektralwerte für 30s-Epochen zu berechnen. In die Mittelung gehen daher für jede Epoche maximal 14 Segmente mit je 4 s Länge ein. Zur Artefakterkennung wurde ein Amplitudenkriterium und ein Kriterium zur Erkennung höher frequenter Störungen benutzt.

A) Amplitudenkriterium: Segmente mit einer zu hohen Differenz zwischen absolutem Maximum und absolutem Minimum wurden als artefaktbehaftet betrachtet und verworfen. Hierbei wurde das gesamte 4s-Segment ohne Anwendung der Zeitfensterfunktion betrachtet. Der Grenzwert wurde so gewählt, dass noch kein nennenswerter Anteil der Segmente im Schlafstadium N3 (durch Delta-Wellen bzw. K-Komplexe) fälschlicherweise ausgeschlossen wird. Empirisch ergab sich eine Spitze-Spitze-Amplitude $> 300 \mu\text{V}$ als Ausschlusskriterium. Für Schlafepochen ohne Delta-Wellen bzw. K-Komplexe, d.h. während aller Stadien außer N2 und N3, sind die tatsächlich maximal im EEG vorkommenden Amplituden deutlich geringer, und entsprechend empfindlicher sollte und konnte in diesen Epochen die Artefakterkennung gewählt werden. Der Grenzwert für alle Stadien außer N2 und N3 wurde empirisch auf $150 \mu\text{V}$ (Spitze-Spitze) festgelegt.

Eine weitere Fehlerquelle für die Artefaktbereinigung mit dem Amplitudenkriterium waren Störungen vom 50 Hz Stromnetz mit unterschiedlicher Amplitude, die wiederum zu einem erhöhten Anteil fälschlich ausgeschlossener Abschnitte im Schlafstadium N3 führen, da sich die 50 Hz-Störungen mit den Delta-Wellen überlagern und dadurch die Amplitudengrenze ($300 \mu\text{V}$) der Artefakterkennung leichter erreicht wird. Dies wurde durch ein Sperrfilter für 50 Hz-Signale (IIR 2. Ordnung, $Q = 5$) vermieden. Dieses Filter wurde nach dem Filter zur Beseitigung eventuell verbliebener Artefakte durch das TETRA-Signal (siehe Kap. IV.6) und vor der Spektralanalyse angewandt. Eine Beeinflussung der bei der Spektralanalyse betrachteten Frequenzbereiche ist vernachlässigbar.

B) Kriterium zur Erkennung höherfrequenter Störungen: Entsprechend einem Verfahren von Adamczyk et al. (2015) wurde die mittlere Signalstärke (Effektivwert der Spannung) für den Frequenzbereich 19.8 – 45.5 Hz herangezogen. Überschritt diese im Segment einen Grenzwert von 5.75 μV , so wurde das Segment als artefaktbehaftet betrachtet und verworfen. Die im EEG vorkommenden Signalstärken im betreffenden Frequenzbereich liegen unterhalb des Grenzwertes. Dieses Artefaktkriterium reagiert auf Überlagerung mit EMG, Rauschen bzw. starken sonstigen Störungen. Eine gesamte Epoche wurde verworfen, wenn mehr als ein Drittel der 14 Segmente artefaktbehaftet war.

Sämtliche PSG-Daten der vier Studien wurden zur Qualitätskontrolle zusätzlich mit Hilfe unterschiedlicher Verfahren visuell überprüft. Zum einen wurde im Rahmen der Datenerhebung für die Kontrolle zu jeder Nachtuntersuchung eine Form der Darstellung berechnet, die in einem Bild den Verlauf der Signalamplituden über die gesamte Untersuchung und für alle aufgezeichneten physikalischen Kanäle zeigt. Diese Darstellung entspricht einer zeitlich stark komprimierten Anzeige der Kurven für alle Biosignale, wobei immer die Maximal- und Minimalamplituden erkennbar sind. In dieser Darstellung fallen zeitweilig oder permanent gestörte oder ausgefallene Kanäle durch starke Abweichungen des Bildes von benachbarten Kanälen auf. Zur visuellen Überprüfung wurden die Bilder der Originalaufzeichnungen sowie entsprechende Bilder der Signale nach Anwendung eines 50-Hz-Sperrfilters herangezogen. So ließ sich die Ursache von Artefakten hoher Amplitude noch eingrenzen, da Störungen vom Stromnetz, meist durch schlechter werdenden Kontakt von Elektroden, in der Darstellung mit 50-Hz-Sperrfilter gedämpft sind. In dieser Darstellung ist dann auch erkennbar, ob auch durch sich ablösende Elektroden die Biosignale beeinträchtigt sind oder weitere Artefakte auftreten. Bei insgesamt mehr als 5 % Anteil von beschädigten Signalen im EEG wurde die betreffende Messung im Interesse der Datenqualität wiederholt. Dieses Verfahren der Qualitätskontrolle fand in den Studien 2 – 4 Anwendung.

Zum anderen wurde im Rahmen der Auswertung zur Kontrolle aller Nachtableitungen jeder Versuchsperson eine Grafik erzeugt, in der gemittelte EEG-Spektren über den gesamten NREM-Schlaf für die Messungen in verblindeter Form gezeigt waren. Dabei gab es je Versuchsperson und EEG-Lokalisation ein Bild mit allen neun Messungen. Wichen in dieser Darstellung Spektren einzelner Lokalisationen qualitativ erheblich von denen der benachbarten oder gespiegelten Lokalisationen ab, war das als Hinweis auf einen Fehler bei der Aufzeichnung zu werten und die betreffenden Lokalisationen wurden aus der Analyse ausgeschlossen. Dieses Verfahren der Qualitätskontrolle fand allen vier Studien Anwendung.

Der EEG-Frequenzbereich kann entweder in Form einzelner Spektrallinien betrachtet oder zu bestimmten Frequenzbändern zusammengefasst werden. Allerdings existiert in der Literatur hinsichtlich der Anzahl und der genauen Zusammensetzung von Frequenzbändern keine allgemein gültige Definition. Dies hat zur Folge, dass Ergebnisse aus quantitativen EEG-Studien teilweise nur bedingt miteinander verglichen werden können. Um eine Vergleichbarkeit zwischen den vier Forschungsprojekten herzustellen, musste eine einheitliche Definition der bezüglich des für den Schlaf relevanten EEG-Frequenzbereiches in Frequenzbänder gewählt werden. Es wurde entschieden, der Einteilung nach AASM zu folgen (Iber et al., 2007; Berry et al., 2020). In Anlehnung an diese Empfehlungen wurden in der vorliegenden Studie

Powerspektren mit einer Auflösung von 0.25 Hz für den Frequenzbereich von 0.50 – 21.75 Hz (86 Spektrallinien in $\mu V^2/Hz$) berücksichtigt, die sich in folgende sieben Frequenzbänder (mittleren Leistung in μV^2) zusammenfassen lassen: Sub-Delta (0.50 – 1.75 Hz), Delta (0.50 – 3.75 Hz), Theta (4.00 – 7.75 Hz), Alpha (8.00 – 12.75 Hz) und Beta (13.00 – 21.75 Hz). Außerdem wurden in der vorliegenden Studie auch die Spindelfrequenzbereiche nach dem AASM-Standard (Iber et al., 2007; Berry et al., 2020) betrachtet (breiter gefasster Schlafspindelfrequenzbereich: 11.00 – 16.00 Hz; enger gefasster Schlafspindelfrequenzbereich: 12.00 – 14.00 Hz). Insgesamt ergeben sich 93 Variablen, die für die statistische Analyse berücksichtigt wurden.

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

VII.2 Auswertung der am Tag erhobenen physiologischen Daten

Wie bereits in Kap. VII.1 erwähnt wurde, erfolgten die Biosignal-Aufzeichnungen in den Studien 1 und 2 mit anderer Hardware als in den Studien 3 und 4. Während in den Studien 3 und 4 die Übertragung auch der langsamsten betrachteten Anteile im EEG linear erfolgte, war bei den Studien 1 und 2 hardwarebedingt während der Aufzeichnung ein Hochpassfilter wirksam, das für die langsamen Vorgänge im EEG, die beispielsweise für die Auswertung ereigniskorrelierter Potentiale von Bedeutung sind, bereits eine dämpfende Wirkung hatte. Um eine Verfälschung der Ergebnisse zu verhindern, wurde innerhalb der Vorverarbeitung bei der Auswertung von EEG-Daten der Studien 1 und 2 die Wirkung dieses Hardware-Hochpass-Filters rechnerisch kompensiert. Die dazu erfolgte Berechnung bildete für alle EEG- und EOG-Signale je ein analoges Filter 2. Ordnung nach, das (1) ein Hochpassfilter 1. Ordnung kompensiert (Zeitkonstante entsprechend der physischen Zeitkonstante des Aufzeichnungsgerätes) und (2) 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 30 s. Diese Korrektur verhinderte Übersteuerungen in der Filterung durch kleine Offsetabweichungen im Aufnahmegerät. Im Ergebnis sind die EEG-Daten aus den vier Studien vergleichbar.

Im Zuge der Biosignalvorverarbeitung wurde für die gesamten Tagesaufzeichnungen ursprünglich beginnend mit der Studie 3 ein Sperrfilter für 50-Hz-Störungen vom Stromnetz (IIR 2. Ordnung, $Q = 5$) angewandt. Da 50-Hz-Störungen beispielsweise Artefakterkennungsmechanismen beeinflussen können, wurde aus Gründen einer besseren Vergleichbarkeit dieser Vorverarbeitungsschritt bei der vorliegenden Untersuchung für die Tages-Aufzeichnungen aller Studien ausgeführt.

Weitere Unterschiede zwischen den Studien gab es hinsichtlich der Augen-Artefakt-Korrektur. Eine Reduktion der durch Augenbewegungen und Lidschläge entstehenden Artefakte führt für alle Auswertungen zu einer erheblich verbesserten Datenqualität des EEG. Insbesondere zur Auswertung ereigniskorrelierter Potentiale ist eine automatisierte Korrektur der durch Augenbewegungen bzw. Lidschläge verursachten Artefakte erforderlich, da diese Artefakte wegen der möglichen Synchronizität zu den untersuchten Ereignissen einen besonders großen Störeinfluss auf berechnete Potentiale haben können. Seit der Studie 2 waren Prozesse zur Korrektur der Augenartefakte in die Auswertung integriert. Im Sinne der Vergleichbarkeit mussten unbedingt entsprechende Schritte auch für die Aufzeichnungen der Studie 1 geschaffen werden. Details dazu sind im Kap VII.2.2 beschrieben.

Im Anschluss an die Augen-Artefakt-Korrektur wurden aus den Tagesaufzeichnungen die für die Auswertung der entsprechenden Tests benötigten Zeitabschnitte ausgeschnitten. Dafür wurden zunächst automatisch erkannte Markersignale der unterschiedlichen Tests herangezogen. Nach Plausibilitätsprüfung wurde gegebenenfalls manuell korrigiert. Korrekturen erfolgten anhand der während der Datenaufzeichnung verfassten Protokolle sowie durch visuelle Überprüfung von betreffenden Tagesaufzeichnungen.

VII.2.1 Auswertung des Ruhe-EEGs

Für den fünfminütigen Abschnitt „Ruhe ohne Intervention“ wurden mit einer Segmentlänge von 4 s, einer von-Hann-Zeitfensterfunktion und einer zweisekündigen Überlappung der Segmente gemittelte Leistungsspektren berechnet. Die Spektrallinien hatten damit eine Frequenzauflösung von 0.25 Hz.

In Anlehnung an die von der International Pharmacology-EEG Society (IPEG) publizierten Richtlinien zur Aufzeichnung und Bewertung von Pharmacology-EEG-Studien auf Basis des Wach-EEG (Jobert et al., 2012) wurde in den Studien 3 und 4 der Frequenzbereich von 1.50 – 20.75 Hz (78 Spektrallinien in $\mu V^2/Hz$) betrachtet, der wiederum in folgende sechs Frequenzbänder (mittlere Leistung in μV^2) unterteilt wurde: Delta (1.50 – 5.75 Hz), Theta (6.00 – 8.25 Hz), Alpha1 (8.50 – 10.25 Hz), Alpha2 (10.50 – 12.25 Hz), Beta1 (12.50 – 18.25 Hz) und Beta2 (18.50 – 20.75 Hz). In den Studien 1 und 2 wurden dagegen etwas größere Frequenzbereiche betrachtet und entsprechend wurden auch die einzelnen 0.25 Hz-Spektrallinien zu leicht abweichenden Frequenzbändern zusammengefasst. In allen vier Forschungsprojekten sind allerdings als gemeinsame Referenz die gemittelten Mastoidelektroden, d.h. $(A1 + A2) / 2$, verwendet worden und die Aktivitäten im Ruhe-EEG wurden als absolute Powerwerte angegeben. Die Auswertung der spektralen Leistung des Ruhe-EEGs erfolgte in jeder der vier Studien für alle 19 Lokalisationen. In den Studien 2 – 4 galten Segmente mit Spitze-Spitze-Amplituden von mehr

als 150 μV im Original-EEG als artefaktbehaftet und wurden ausgeschlossen. In der Studie 1 lag diese Grenze noch bei 100 μV . Von den maximal 148 Segmenten pro Ruhe-EEG und Elektrode mussten jeweils mindestens zwei Drittel aller Segmente (99) artefaktfrei sein, damit sie für die Auswertung berücksichtigt werden konnten. Wie in Kap. VII.1.2 beschrieben, wurden auch die Ruhe-EEG-Daten zur Qualitätskontrolle mit Hilfe der o.g. Verfahren zusätzlich visuell überprüft. Führte dieses Vorgehen jedoch auf der Elektrodenebene zu einem Ausschluss aller drei Messungen eines Probanden derselben Expositionsbedingung, wurde entschieden, die Messung mit der geringsten Artefaktrate im Datensatz zu belassen, um somit eine identische Stichprobengröße für alle 19 Elektroden sicherstellen zu können. Sofern gleichzeitig mehrere Elektrodenlokalisationen von diesem Problem betroffen waren, wurde aber nicht für jede Lokalisation eine unterschiedliche Messung identifiziert, sondern es wurde die Messung im Datensatz belassen, die insgesamt am geringsten artefaktbehaftet war.

Um eine direkte Vergleichbarkeit zwischen den Studien sicherzustellen, wurde beschlossen, dass die in den späteren Studien erfolgte Vorgehensweise sowohl bei der Vorverarbeitung als auch bei der Vorbereitung der Ruhe-EEG-Daten auch in den Studien 1 und 2 Anwendung finden soll (Bestimmung der Powerspektralwerte für 78 Spektrallinien und den sechs IPEG-Frequenzbändern). Dies hatte in beiden Fällen eine erneute Auswertung dieser Daten zur Folge.

VII.2.2 Vorverarbeitung aller evozierten Potentiale (EP)

In den vier Forschungsprojekten 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“ (WaT) 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 Versuchsmulden entstandenen psychometrischen Testergebnisse erfolgt in den entsprechenden Unterkapiteln.

Die Vorverarbeitung der Daten sowie die eigentliche Auswertung erfolgte in den Studien 3 und 4 mit den MATLAB (Version R2015b) Toolboxen ERPLAB (Version 5.1.1.0; Lopez-Calderon und Luck, 2014.) und EEGLAB (Version 13.6.5b; Delorme und Makeig, 2004). In den Studien 1 und 2 wurde dagegen nur die Toolbox EEGLAB verwendet. Bei beiden Toolboxen handelt es sich um frei erhältliche Open-Source-Programme, die die Auswertung kontinuierlicher und zeitgebundener EEG/EKP-Daten erleichtern. Sie ermöglichen u.a. die graphische Darstellung von evozierten und ereigniskorrelierten Potentialen, die Analyse unabhängiger Komponenten (independent component analysis, ICA) und Zeit-Frequenz-Analysen. Das in EEGLAB einbindbare frei erhältliche Zusatztool Biosig (© Schloegl 2003, 2004; Version 1.0; Vidaurre et al., 2011) ermöglicht das Einlesen des Datenformats EDF (European Data Format), welches in den vorliegenden Studien verwendet wurde.

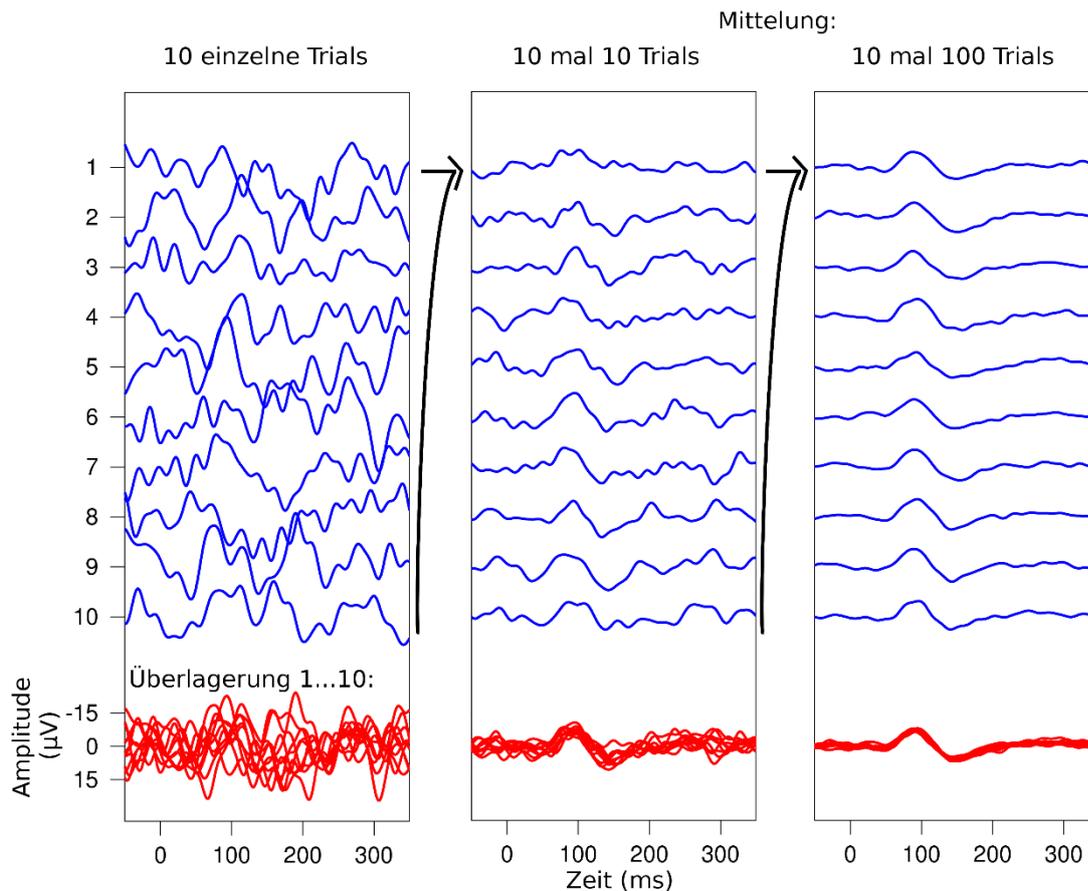


Abb. VII.2: Das Prinzip des „averaging“. Das Signal-Rausch-Verhältnis verbessert sich mit steigender Trialanzahl und anschließender Mittelung.

Alle evozierten Aktivitäten haben gemeinsam, dass sie im Vergleich zum originalen EEG sehr niedrige Amplituden 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 eine anschließende Mittelung dieser Trials erreicht werden kann. Dadurch wird das zu untersuchende Signal, welches in seinem Verlauf in jedem Trial nahezu identisch ist, hervorgehoben, während das sonstige EEG, das im Vergleich dazu eher zufällig wie ein Rauschsignal ist, beim Mitteln wegen seiner wechselnden Polaritäten abgeschwächt wird (siehe Abb. VII.2). Diese Technik wird auch als „averaging“ bezeichnet (Gerloff, 2005; Luck, 2005). Wie in den Kap. VI.2.3.1 – VI 2.3.3 erwähnt, wurde ab Studie 2 versucht, das Signal-Rausch-Verhältnis bei den langsamen Hirnpotentialen durch eine Erhöhung der Trialanzahl zu verbessern.

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 frontopolen, 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).

Zur Erkennung von artifiziellen Trials wird häufig ein Amplitudenkriterium herangezogen. Die einfachste Möglichkeit ist, eine obere und untere Spannungsschwelle festzulegen. Trials werden dann zur Ablehnung markiert, wenn die Spannung entweder den unteren oder oberen Wert mindestens einmalig unter- bzw. überschreitet (Luck, 2005). In allen vier Forschungsprojekten wurde eine einfache Spannungsschwelle von $\pm 150 \mu\text{V}$ zur Artefaktmarkierung verwendet. Dies kann für die einzelne betroffene Spur erfolgen, oder für alle Spuren des Trials, sobald eine Spur betroffen ist. Die 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. Dies hat gegenüber nur einem Ausschluss stark kontaminierter Trials den Vorteil, dass auch die verfälschende Wirkung schwächerer Augenartefakte, die immer potentiell mit dem Ereignis korreliert sind, reduziert wird. 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).

In den Studien 2–4 wurde die bei Schlögl et al. (2007) beschriebene Kompensation mit Linearkombinationen der EOG-Signale benutzt. Dabei hängt die Qualität der Artefaktreduktion

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 wird. Während dazu in Studie 2 Funktionen der Biosig-Toolbox benutzt wurden, sind in den Studien 3 und 4 Programme für die Berechnung der Koeffizienten sowie für die EOG-Artefaktkompensation erstellt worden.

Die Bestimmung der Koeffizienten erfolgte in den Studien 2 – 4 aus unterschiedlichen Quellen der Tages-EEG-Aufzeichnungen. In Studie 2 wurde dafür die 30-minütige Vorexposition verwendet. Wegen zum Teil starker Störungen im EEG bedingt durch Bewegungen o.ä. mussten allerdings die artefaktfreien Abschnitte händisch markiert und anschließend zusammengefügt werden. Da sich nach visueller Prüfung herausgestellt hatte, dass die daraus berechneten Koeffizienten für Einzelsitzungen teilweise ungenau waren, wurde entschieden, individuelle Mediane der berechneten Koeffizienten aus den 9 Messungen zu verwenden. Anatomische Unterschiede zwischen den Probanden sind somit noch berücksichtigt worden, geringfügige geometrische Unterschiede durch Abweichungen bei der Platzierung der Elektroden, insbesondere der EOG-Elektroden, wurden dabei allerdings vernachlässigt. In den Studien 3 und 4 wurde dieser Vorverarbeitungsschritt optimiert und es wurde eine speziell für diesen Zweck angefertigte Aufzeichnung bestehend aus (1) Blickbewegungen links/rechts (90 s), (2) Blickbewegungen oben/unten (90 s) und (3) Augenzwinkern (20 s) zur Bestimmung der Koeffizienten herangezogen. Dadurch war es möglich, für jede Versuchsperson und Tagesmessung einen individuellen Wert zu berechnen. Für weitere Details sei an dieser Stelle auf die Forschungsberichte der Studien 1 – 4 (Danker-Hopfe und Dorn, 2007; 2014; 2019a; 2019b) verwiesen.

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 das Amplitudenkriterium ausgeschlossen wurden, gemittelt. Für die zwei Tests zur Erzeugung von AEP wurde dies allerdings nicht für jede einzelne Messung getrennt durchgeführt, sondern es wurde ein „grand average“ über die Daten aus den jeweils drei Tagesaufzeichnungen mit gleicher Expositionsbedingung gebildet (arithmetisches Mittel). Diese Vorgehensweise führt zu einer robusteren Schätzung der Zielparameter (insbesondere der Latenzen). Mit diesen gemittelten Potentialen wurden dann anschließend je nach Test unterschiedliche Parameter berechnet.

Es standen alle 19 Kanäle (Fp1, Fp2, F7, F3, Fz, F4, F8, T3, C3, C4, T4, T5, P3, Pz, P4, T6, O1 und O2) für die Auswertung zur Verfügung. Die Auswahl der berücksichtigten Elektroden erfolgte testspezifisch. Vor der Berechnung der Potentiale wurden alle EEG-Signale auf gemittelte Mastoide (Ohrelektrodenkanäle A1 und A2) re-referenziert, d.h. so umgerechnet, dass jedes Signal die Spannung zwischen der jeweiligen Lokalisation und dem Mittel der an den Lokalisationen A1 und A2 vorliegenden Signale verkörpert. Weiterhin wurde auf alle Signale ein Tiefpass angewandt (für die langsamen Hirnpotentiale: Grenzfrequenz 30 Hz, 2. Ordnung; für die akustisch evozierten Potentiale: Grenzfrequenz 17 Hz, 6. Ordnung). Die Tiefpassfilterung bedeutet eine Glättung des Zeitverlaufes und ist für die Bestimmung von Latenzen auf der Basis von lokalen Minima und Maxima bei den akustisch evozierten Potentialen erforderlich. Bei den langsamen Hirnpotentialen hat das Tiefpassfilter keine Bedeutung für die Berechnung der Zielparameter, sondern dient ausschließlich der Visualisierung.

Weiter oben wurde bereits angemerkt, dass es anders als bei den Forschungsprojekten 2 – 4 bei der Erstauswertung der Daten aus Studie 1 noch keine vorherige Korrektur der EOG-Artefakte im EEG mit Hilfe der EOG-Signale gab. In dieser Studie gab es zudem keine speziell dafür benutzbaren Aufzeichnungsabschnitte, die überwiegend Augenbewegungen und Lidschläge enthielten. Zur Herstellung der Vergleichbarkeit war es aber zwingend notwendig, dass auch diese Daten einer automatisierten Korrektur zur Reduktion der durch Augenbewegung verursachten Artefakte unterzogen wurden. Zur Bestimmung der Koeffizienten wurden für diese Studie in allen Tagesaufzeichnungen visuell nach geeigneten Abschnitten mit horizontalen und vertikalen Augenbewegungen sowie Lidschlagartefakten gesucht. Diese konnten ersatzweise zur Berechnung der Koeffizienten herangezogen werden. Hierzu und für die nachfolgende Augenartefaktkompensation wurden die gleichen hauseigenen Programme benutzt, die auch in den anderen Studien zum Einsatz kamen. Auch alle weiteren Verarbeitungsschritte entsprachen dem Vorgehen aus den späteren Studien.

Für die Mittelung wurden anhand des Markersignals nur die Trials berücksichtigt, bei denen korrekt reagiert wurde. Von diesen wurden dann ausschließlich artefaktfreie Trials verwendet. Nach der Mittelung wurde die Nulllinie (Null der Ordinate) des berechneten ereigniskorrelierten Potentials auf den Mittelwert innerhalb des Baseline-Zeitabschnitts festgelegt.

VII.2.3 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 60 (Studie 1) bzw. 100 Trials (Studien 2 – 4) ausgewertet werden. Bei dem Test zur Erzeugung eines BP sind im Maximalfall entweder 40 (Studie 1) oder ebenfalls 100 Trials (Studien 2 – 4) in die Analyse eingegangen. Das Kriterium, das erfüllt sein musste, damit eine Testsituation für die Auswertung berücksichtigt werden konnte, lag bei 30 (BP Studie 1) bzw. 40 verwendbaren Trials (alle anderen Tests und Studien). Laut Brunia et al. (2013) sind 30 – 40 Trials normalerweise ausreichend, um ein langsames Hirnpotential nach Mittelung sichtbar zu machen.

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 wurde für die Baselinekorrektur das Zeitfenster 2200 ms bis 2000 ms vor dem Tastendruck gewählt. Durch den vom Probanden selbst bestimmten Ablauf war dieses Experiment teilweise von kürzeren Zeitabständen zwischen den Trials betroffen. Im Interesse einer möglichst geringen Beeinflussung des gemessenen Potentials durch Vorgänge, die mit dem

vorangegangenen Tastendruck verbunden sind, musste der Zeitraum für die Bestimmung der Baseline möglichst spät, unmittelbar vor Beginn des Bereitschaftspotentials, gelegt werden.

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

Da sowohl die CNV als auch das BP am besten über frontalen und zentralen Arealen abgeleitet werden können (Brunia und van Boxtel, 2000; Luck, 2005), wurden in den Studien 2 – 4 für beide Tests die Mittelwerte der Amplituden an den Elektrodenpositionen F3, Fz, F4, C3, Cz und C4 ermittelt. In Studie 1 wurden die beiden Potentiale dagegen an 16 der o.g. 19 Elektrodenpositionen bestimmt. 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 für die Studien 2-4 entschieden, eine größere Anzahl an Lokalisationen zu berücksichtigen: F7, F8, F3, Fz, F4, C3, Cz, C4, P3, Pz, P4, O1 und O2. In Studie 1 erfolgte die Bestimmung der Amplituden wiederum an dem gleichen Set an Elektrodenlokalisationen wie für die beiden anderen langsamen Hirnpotentiale. An dieser Stelle ist es wichtig zu erwähnen, dass die unterschiedliche Trialanzahl bei der Berechnung der Parameter für die vorliegende Untersuchung keine systematische Abweichung verursacht.

Unterschiede zwischen den Studien 1 und 2 einerseits sowie den Studien 3 und 4 andererseits bestanden außerdem in der auf Grund der benutzten Hardware gewählten physikalischen Referenz (siehe Kap. VI.1). Während in den Studien 1 und 2 die Position Cz als Referenz diente, war es in den Studien 3 und 4 eine elektronisch gebildete Mittelung zwischen den Positionen C3 und C4. Auf die zu einer einheitlichen Referenz umgerechneten (re-referenzierten) EEG-Signale hat dies keinen Einfluss, wohl aber auf die Amplituden (incl. der Amplituden von Artefakten) in den physikalischen Kanälen. Für eine ausreichende Vergleichbarkeit von Daten aus den unterschiedlichen Studien musste die Artefakterkennung daher auf Basis von einheitlich re-referenzierten Signalen erfolgen, nicht wie bisher in den physikalischen Kanälen. In der hier beschriebenen Auswertung dienten die gemittelten Mastoide als Referenz.

Für die Herstellung der Vergleichbarkeit wurden die Daten aller Studien neu analysiert. Hierzu wurden die in den Studien 3 und 4 zur Berechnung der langsamen Hirnpotentiale benutzten Programmskripte weiterentwickelt. Schlussendlich wurden für alle drei Tests die Mittelwerte der Amplituden an den Elektrodenpositionen F3, Fz, F4, C3, Cz und C4 bestimmt.

VII.2.4 Auswertung der akustisch evozierten Potentiale

Bei der Wahlreaktion auf Töne sind insgesamt 60 akustische Stimuli präsentiert worden, auf die so schnell wie möglich per Tastendruck reagiert werden sollte. Das Oddball-Paradigma umfasste 600 akustische Stimuli, von denen aber nur 90 eine Reaktion erforderten. Trials wurden ausgeschlossen, wenn entweder falsch reagiert wurde oder Artefakte (Amplitudenkriterium: 150 μV) vorlagen. Damit eine Testsituation für die Auswertung berücksichtigt werden konnte, mussten von den korrekten Antworten mindestens zwei Drittel der Daten vorhanden sein.

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

Während die P1 des P1-N1-P2-Komplexes bei Erwachsenen nur eine sehr geringe Amplitude aufweist, weswegen sie auch in der vorliegenden Studie nicht weiter berücksichtigt wurde, sind die Amplituden der N1 und P2 mit 2 – 5 μV deutlicher ausgeprägt (Martin et al., 2007). Bei der Wahlreaktion auf Töne umfasste die numerische Auswertung neben den Peak-Amplituden zusätzlich noch die Latenzen dieser beiden letztgenannten Komponenten. Beim Oddball-Paradigma wurde die Peak-Amplitude der P3b-Komponente bestimmt. Für die numerische Auswertung wurde dann die Differenz zwischen dem evozierten Potential der seltenen und dem der häufigen Töne gebildet und aus diesem Zeitverlauf der Differenz die Peak-Amplitude ermittelt.

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. In den Studien 2-4 wurden für die Auswertung die Amplituden dieser drei Elektroden herangezogen. In Studie 1 wurden die beiden Potentiale dagegen an 16 der o.g. 19 Elektrodenpositionen bestimmt. In einem Leitfaden zum Einsatz von EKP in der klinischen Forschung wird berichtet, dass die Elektrodenkonfiguration zum Ableiten der P300 mindestens die Ableitpunkte der zentralen Längsreihe umfassen sollte. Es wird zwar empfohlen, andere Elektrodenreihen hinzuzufügen, um somit die unterschiedliche Ausprägung des Potentials auf dem Kopf detaillierter erfassen zu können, primär dient diese Hinzunahme jedoch eher der Diskriminierung der einzelnen Subkomponenten der P300 (Duncan et al., 2009). Da diese Unterscheidung nicht vorgenommen wurde, sind in den Studien 2 – 4 ausschließlich die Lokalisationen Fz, Cz und Pz für die Ermittlung der Amplituden berücksichtigt worden. In Studie 1 ist die P300 ebenfalls an den 16 der o.g. 19 Elektrodenpositionen gemessen worden.

Um die akustisch evozierten Potentiale hinreichend zwischen den Studien vergleichen zu können, wurden auch hier die Aufzeichnungen beider Tests von allen vier Studien neu analysiert. Hierzu wurden die in den Studien 3 und 4 zur Berechnung der akustisch evozierten Potentiale benutzten Programmskripte weiterentwickelt. Hauptgrund war die unterschiedliche physikalische Referenz der Aufzeichnungssysteme (siehe Kap. VII.2.3). In diesem Zusammenhang wurden die Zeitfenster, in denen

nach den Peak-Amplituden gesucht wurde, entsprechend der aktuellen Literatur (Kappenmann et al., 2021) angepasst (N1: 55 ms – 155 ms; P2: 150 ms – 240 ms; P3: 240 ms – 450 ms). Weiterhin wurden nur noch lokale Maxima und Minima berücksichtigt, sodass außerhalb des Bereiches liegende Peaks keinen Einfluss mehr hatten.

VII.3 Auswertung der Leistungsparameter der evozierten Potentiale

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

VII.3.1 Auswertung der Leistungsparameter der Wahlreaktion auf Töne

Als Zielparameter wurden Schnelligkeit und Genauigkeit, mit der Töne zweier unterschiedlicher Tonhöhen, die in zufälliger Folge und in zufälligem zeitlichem Abstand präsentiert wurden, durch Drücken der richtigen von zwei den beiden Tönen zugeordneten Tasten abgeschaltet wurden. Insgesamt wurden sieben Parameter zur Beschreibung der Testleistung erhoben: die mittlere Reaktionszeit richtiger Reaktionen, die Standardabweichung der Reaktionszeit richtiger Reaktionen, die Anzahl der insgesamt fehlerhaften Zyklen, die aufgliedert wurde nach der Art der Fehler in falsche Reaktionen, d.h. Reaktionen mit der falschen Hand, zu frühe Reaktionen, verspätete Reaktionen und Drücken beider Tasten. Da die drei zuletzt genannten Fehler in den untersuchten Stichproben älterer und jüngerer Männer sowie älterer Frauen nur sehr selten vorkommen, wurden sie für die Auswertung nicht weiter berücksichtigt. Außerdem sind sich die Anzahl der fehlerhaften Zyklen und die Anzahl 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. Deren Bestimmung erfolgte jeweils pro Versuchsdurchlauf über alle 60 Trials.

VII.3.2 Auswertung der Leistungsparameter des Oddball Paradigmas

Als Leistungsparameter wurden die mittlere Reaktionszeit auf seltene Töne und die Anzahl der fehlerhaften Reaktionen erhoben. Die Mittelung der Parameter pro Versuchsdurchlauf erfolgte hier ausschließlich für die seltenen Stimuli.

VII.3.3 Auswertung der Leistungsparameter der Contingent Negative Variation

Zusätzlich zur EEG-Auswertung nach dem in Kap. VII.2.3 und VII.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 60 (Studie 1) bzw. 100 Trials (Studien 2 – 4) gemittelt.

Aus Gründen der Vergleichbarkeit wurden für den Altersaspekt die Verhaltensparameter der älteren Männer und die der jüngeren Männer aus der TETRA-Studie für die ersten 60 Trials neu berechnet.

VII.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. Dieser Parameter wurde ebenfalls jeweils pro Versuchsdurchlauf über alle 60 (Studie 1) bzw. 100 Trials (Studien 2 – 4) gemittelt. Es wurde kein Unterschied zwischen Zeigerstopp vor und nach der 12-Uhr-Position gemacht.

Auch hier wurden für die altersabhängigen Vergleichsanalysen die Testleistungen von den älteren Männern und von den jüngeren Männern aus der TETRA-Studie bezogen auf die ersten 60 Trials herangezogen.

VII.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.

Bei den folgenden drei Tests war eine vergleichende Analyse der Expositionseffekte ohne vorherige Neuberechnung möglich.

VII.4.1 Auswertung des Tests zur selektiven Aufmerksamkeit

Der Test liefert insgesamt 10 Zielparameter. Da die Anzahl der falschen und der ausgelassenen Reaktionen bei den in den Studien 1 – 4 gesunden Probanden in der Regel nicht stark 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 richtiger Reaktionen herangezogen (nachfolgend fett gedruckt).

- **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)

VII.4.2 Auswertung des Tests zur geteilten Aufmerksamkeit

Zu diesem Test werden acht Ergebnisparameter ausgegeben, die zum einen für den gesamten Test und zum anderen getrennt für optische und akustische kritische Reize ausgegeben werden. Der Test liefert daher insgesamt 24 Zielparameter, je acht für die optische und die akustische Teilaufgabe getrennt sowie acht für den kombinierten Test. Da die Anzahl der antizipierten, der ausgelassenen, der fehlerhaften und der verzögerten Reaktionen in den Stichproben der Studien 1 – 4 relativ 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).

- **Mittelwert der Reaktionszeit richtiger Reaktionen** (ms)
- **Standardabweichung der Reaktionszeit richtiger Reaktionen** (ms)
- **Median der Reaktionszeit richtiger Reaktionen** (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)

VII.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 den Stichproben der Studien 1 – 4 relativ 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.

- **Mittelwert der Reaktionszeit richtiger Reaktionen** (ms)
- **Standardabweichung der Reaktionszeit richtiger Reaktionen** (ms)
- **Median der Reaktionszeit richtiger Reaktionen** (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)

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

Wie in Kap. VI.4 beschrieben, gab es in den vier zugrundeliegenden Studien leichte Unterschiede in der Durchführung der Working Memory Task (n-back; Angabe des jeweils um „n“ Schritte zurückliegenden Stimulus). Obwohl die Testdauer in allen Studien insgesamt gleich lang war, wurden z.B. in den Studien 3 und 4 auf das Alter der Probanden zurückzuführende Änderungen an der Anzahl der Teilaufgaben vorgenommen, was automatisch Auswirkungen auf die Anzahl der Testblöcke pro Teilaufgabe hatte (Studie 1: Pro Versuchssitzung 12 Testblöcke mit der Aufgabe 0-back und 12 Testblöcke mit der Aufgabe 2-back; Studie 2: Pro Versuchssitzung 6 Testblöcke mit der Aufgabe 0-back und jeweils 6 Testblöcke mit den Aufgaben 1-back, 2-back und 3-back; Studien 3 und 4: Pro Versuchssitzung 8 Testblöcke mit der Aufgabe 0-back und jeweils 8 Testblöcke mit den Aufgaben 1-back und 2-back). Die Anzahl der richtigen und falschen Reaktionen sowie die mittlere Reaktionszeit wurden für jeden Testblock während der Versuchsdurchführung berechnet. Bei der Aufgabe 1-back muss jeweils der erste Stimulus unbeantwortet bleiben (keine Taste drücken ist die richtige Reaktion), da noch kein um einen Schritt zurückliegender Stimulus präsentiert wurde. Diese Reaktion wurde nicht mitgezählt. Für die Aufgabe 2-back bzw. 3-back wurde dies entsprechend angepasst, sodass die Höchstzahl richtiger Reaktionen pro Testblock bei der Teilaufgabe 0-back 14 betrug, und für die Teilaufgaben 1-back, 2-back und 3-back jeweils bei 13, 12 und 11 lagen. Am Ende jeder Versuchssitzung erfolgte eine Mittelung der einzelnen Ergebnisse pro Schwierigkeitsgrad.

Um eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse erzielen zu können, mussten sich die Analysen im vorliegenden Projekt auf die Schwierigkeitsgrade beschränken, die in allen vier Studien untersucht wurden, nämlich die Teilaufgaben 0-back und 2-back. Zudem mussten mögliche Variationen bedingt durch die unterschiedliche Menge an Trials pro Teilaufgabe minimiert werden, indem die entsprechenden Verhaltensparameter zu den 0-back- und 2-back-Testbedingungen für die Studien 1 sowie 3 und 4 mit einer reduzierten Anzahl an Testblöcken erneut berechnet wurden.

VII.6 Statistische Auswertung der Daten

Wie in Kap. V erwähnt, bestand in allen vier Studien das Ziel darin, 30 Versuchspersonen in die statistische Analyse einzuschließen. Aus einigen früheren Studien ist bekannt, dass Effekte einer Hochfrequenzexposition auf Aktivitäten des Gehirns auch von mittlerer Größe sein können. Um mittelgroße Effekte im univariaten Bereich mit einem Signifikanzniveau von 5 % und einer Power von 80 % als statistisch signifikant nachweisen zu können, ist eine Stichprobe von ungefähr 30 Versuchspersonen erforderlich.

Das Studiendesign war in allen vier Forschungsprojekten identisch. Es wurde jeweils ein möglicher Einfluss von Hochfrequenzexposition mit drei unterschiedlichen Expositionsbedingungen untersucht, wobei jede/r Proband/in die jeweiligen drei Versuchsbedingungen dreimal in unterschiedlicher, zufällig zugeordneter Reihenfolge durchlaufen musste. Um einen robusten Schätzer als Ausgangspunkt für die

statistischen Analysen zu erhalten, wurden pro Proband über die drei identischen Expositionsbedingungen Mittelwerte gebildet. Die Art der Mittelung war dabei merkmalspezifisch. Für die Makrostruktur des Schlafes 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. VII.2.2). Für die Auswertung aller Verhaltensparameter ist dagegen der Median als robuster Schätzer herangezogen worden. Hinsichtlich der Powerspektralwerte muss noch erwähnt werden, dass sie in der Regel starke Abweichungen von einer Normalverteilung aufweisen, weswegen die Daten vor der statistischen Analyse logarithmisch transformiert wurden.

Da es bei der vorliegenden vergleichenden Analyse nicht beabsichtigt war, die Auswirkungen von den „echten“ Hochfrequenzsignalen direkt miteinander zu vergleichen, wurden mögliche HF-EMF-Effekte bzw. Unterschiede zwischen HF-EMF-Effekten für jede hier berücksichtigte Verumexpositionsbedingung separat überprüft.

Generell gibt es zwei verschiedene Herangehensweisen, um mögliche alters- oder geschlechtsspezifische Expositionseffekte aufzudecken. Zum einen kann für jede mögliche Kombination aus Stichprobe und Expositionsgegenüberstellung eine paarweise Analyse auf der Ebene individueller Unterschiede stattfinden, deren Ergebnisse dann qualitativ zwischen den Gruppen verglichen werden. In der vorliegenden Vergleichsanalyse erfolgte dies mittels t-Tests für abhängige Stichproben (Ausnahmen: Powerspektralwerte nach Spektrallinien ermittelt aus Schlaf- und Ruhe-EEG; siehe unten). Zum anderen kann zur Beantwortung dieser Fragestellung auch ein varianzanalytischer Ansatz gewählt werden, bei dem die Expositionsbedingung den messwiederholten Faktor (within factor) und das Geschlecht bzw. die Altersgruppe den nicht messwiederholten Faktor (between factor) darstellt. Die Interaktion aus diesen beiden Faktoren entspricht dann dem direkten Vergleich der Expositionseffekte zwischen den Gruppen. Ein statistisch signifikanter Interaktionseffekt bedeutet dann, dass der Einfluss des messwiederholten Faktors zwischen den Ausprägungen des nicht messwiederholten Faktors unterschiedlich war und somit also alters- oder geschlechtsspezifische Expositionseffekte aufgedeckt werden konnten. Bei diesem statistischen Vorgehen handelt es sich um ein gängiges Analyseverfahren für abhängige Stichproben und findet dementsprechend häufig Anwendung bei der Auswertung von Cross-over-Studien. In der vorliegenden Vergleichsanalyse wurden gemischte Varianzanalysen (mixed ANOVA) für den Alters- und Geschlechtervergleich von Expositionseffekten (1) auf die Makrostruktur des Schlafes, (2) auf die Powerspektralwerte auf der Ebene von Frequenzbändern (Schlaf-EEG und Ruhe-EEG), (3) auf evozierte und langsame Potentiale sowie (4) auf die kognitive Leistungsfähigkeit verwendet.

Die Powerspektralwerte nach Spektrallinien (Schlaf-EEG und Ruhe-EEG) wurden ausschließlich paarweise auf der Ebene individueller Unterschiede zwischen der jeweiligen Verumexpositionsbedingung und der Scheinexpositionsbedingung ausgewertet. Dafür ist aber wie bereits erwähnt kein klassischer t-Test für abhängige Stichproben zum Einsatz gekommen, sondern die hierfür durchgeführten paarweisen Analysen basierten auf einem (verteilungsfreien) Permutationsansatz in Kombination mit der Methode

der „schwellenwertfreien Cluster-Erweiterung“ (*Threshold-free cluster enhancement*; TFCE; Mensen&Khatami, 2013).

Bei einem Permutationstest erfolgt die Testentscheidung generell nicht anhand einer theoretisch angenommenen Verteilung, sondern sie basiert auf der Permutationsverteilung der beobachteten Daten. Diese Verteilung ergibt sich in der Regel aus den Teststatistiken einer großen Anzahl an durchgeführten Zufallspermutationen. Dabei ist die Auswahl der Teststatistik unerheblich. Häufig werden allerdings t-Werte, die sich aus entsprechenden t-Tests für abhängige oder unabhängige Stichproben ergeben, verwendet. Bei Permutationen handelt es sich um Neuordnungen der vorliegenden Daten in einer bestimmten Reihenfolge. Im Falle von abhängigen Daten erfolgt diese Neuordnung der Zahlen ausschließlich auf der Ebene der Datenpaare. Für jedes Datenpaar gibt es also genau 2 mögliche Permutationen, für n Datenpaare entsprechend 2^n Permutationen. Unter der Nullhypothese treten alle Permutationen gleichwahrscheinlich auf, die Werte können also beliebig zwischen den Datenpaaren vertauscht werden. Handelt es sich bei der beobachteten Permutation allerdings um extreme Werte, deren Auftrittswahrscheinlichkeit unterhalb des nominalen Signifikanzniveaus liegt, können die beobachteten Mittelwertunterschiede als statistisch signifikant eingestuft werden. Bei quantitativen EEG (qEEG)-Untersuchungen kommt allerdings hinzu, dass die Überprüfung möglicher Effekte meist nicht nur fokal, sondern innerhalb eines bestimmten Frequenzbereiches an vielen Elektroden erfolgt. Daraus ergibt sich zwangsläufig die Problematik des multiplen Testens. Darunter versteht man, dass mit zunehmender Anzahl der durchgeführten Einzeltests die Wahrscheinlichkeit, dass ein Fehler 1. Art auftritt bzw. die Nullhypothese fälschlicherweise verworfen wird, dramatisch ansteigt, weswegen dieses Phänomen auch als Alphafehler-Kumulierung bezeichnet wird. Wird z.B. das Signifikanzniveau auf $\alpha = 5\%$ festgelegt, so beträgt die Irrtumswahrscheinlichkeit für einen einzelnen Test genau 5% . Bei 100 durchgeführten unabhängigen statistischen Tests erhöht sich die versuchsbezogene Irrtumswahrscheinlichkeit dagegen auf über 99% , was bedeutet, dass bei 100 unabhängigen Einzeltests nahezu unausweichlich mit mindestens einem falsch-positiven Ergebnis gerechnet werden muss (Bender et al., 2007). Bereits bei 20 Tests, die jeweils mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 5% durchgeführt wurden, ist rein zufällig ein falsch-positives Ergebnis zu erwarten (Victor et al., 2010). Um der Alphafehler-Kumulierung im Zusammenhang mit Permutationsverfahren bei der qEEG-Auswertung entgegenzuwirken, stehen mehrere Korrekturmöglichkeiten zur Verfügung. Eine Option wäre beispielsweise, pro Permutationsdurchgang sämtliche Elektroden-Spektrallinien-Paare zu testen und von jedem Set unkorrigierter Teststatistiken den größten und/oder den kleinsten Wert zu identifizieren und für die Bildung der Permutationsverteilung heranzuziehen. Ein Vergleich der beobachteten Teststatistiken mit diesen „extremen“ permutierten Unterschieden verrät dann, welche Elektroden-Spektrallinien-Paare diese Korrektur „überlebt“ haben. Die Kontrolle des Fehlers 1. Art geschieht hier also durch die Anwendung der Maximum- und/oder Minimum-Statistik. Zeigt sich zudem, dass unkorrigierte signifikante Teststatistiken nicht nur für vereinzelte Elektroden-Spektrallinien-Paare auftreten, sondern benachbarte Elektroden und/oder Spektrallinien ebenfalls betroffen sind, ist von sogenannten Elektroden-Spektrallinien-Clustern die Rede. Eine Kontrolle des Fehlers erster Art kann auch auf Basis identifizierter Cluster vorgenommen werden. Die Größe der Cluster ergibt sich aus der Anzahl der betroffenen Elektroden-Spektrallinien-Paare. Pro Permutationsdurchgang kann dann unter Anwendung der Maximum-Statistik das jeweils

größte Cluster zur Bildung der Permutationsverteilung herangezogen werden. Anhand dieser Verteilung ist es wiederum möglich zu prüfen, ob es von den Clustern, die in den beobachteten Daten identifiziert wurden, welche gegeben hat, die sich auch nach der Korrektur als statistisch signifikant erwiesen haben. Eine Erweiterung dieses Korrekturansatzes basierend auf Clustern besteht darin, anstatt der Clustergröße die Clustermasse zu verwenden. Dafür werden die dem jeweiligen Cluster zugrundeliegenden Teststatistiken aufsummiert oder gemittelt, wodurch neben der räumlichen Information auch der Größe des Effekts eine stärkere Gewichtung zugesprochen wird. Ein Nachteil dieser klassischen clusterbasierten Ansätze ist allerdings, dass zur Definition eines Clusters meist ein einziger willkürlicher Schwellenwert verwendet wird.

Dieser Aspekt wird von der o.g. TFCE-Methode aufgegriffen. Die TFCE-Methode zielt nämlich darauf ab, in den Datensätzen unter Berücksichtigung zahlreicher Schwellenwerte Cluster beliebiger Dimensionalität zu finden, indem die Informationen über die Größe eines Effekts an einem bestimmten Datenpunkt mit den Informationen über die Unterstützung durch die benachbarten Datenpunkte kombiniert werden. Dabei werden der Clusterhöhe und der Clustergröße spezifische Gewichtungen zugewiesen, was zur Folge haben kann, dass schwächere, aber globalere Effekte verstärkt werden, während es aber auch passieren kann, dass größere, weniger zusammenhängende Effekte abgeschwächt werden. Numerisch wird dieser Zusammenhang in einem neuen Parameter, dem sogenannten TFCE-Wert, ausgedrückt. Der TFCE-Wert ersetzt also die ursprüngliche Teststatistik. Entsprechend der oben beschriebenen Maximum-Statistik werden dann die permutierten TFCE-Werte für sämtliche Elektroden-Spektrallinien-Paare korrigiert. Die Anzahl der Permutationen wurde auf 10000 festgelegt, und für die beiden Gewichtungparameter E (Größe) und H (Höhe) wurden die Standardwerte von 0,6 bzw. 2 gewählt. Weitere Einzelheiten zu diesem statistischen Verfahren können im Artikel von Mensen&Khatami (2013) nachgelesen werden.

Für alle anderen Endpunkte wurde hingegen wegen des explorativen Charakters der statistischen Auswertung auf eine Korrektur für multiples Testen verzichtet. Da p-Werte – ob korrigiert oder nicht – generell keine direkte Aussage über die Richtung oder Größe einer Differenz erlauben, wurden außerdem Effektstärken und Konfidenzintervalle (KI; *engl. CI*) als Maße für die Relevanz der beobachteten Ergebnisse berechnet (Du Prel et al., 2009; Sullivan und Feinn, 2012). Im Zusammenhang mit der gemischten ANOVA wurde neben dem partiellen η^2 auch das generalisierte η^2 angegeben. Das generalisierte η^2 dient dazu, ein Maß zu haben, dass mit den von Cohen (1988) bereitgestellten Richtwerten (kleiner Effekt: $\eta^2 = 0.01$; mittlerer Effekt: $\eta^2 = 0.06$; großer Effekt: $\eta^2 = 0.14$) verglichen werden kann (Lakens, 2013). Im Zusammenhang mit den paarweisen Vergleichen ist Cohen's d inklusive der 95 % KI berichtet worden. Laut Cohen (1988) gelten für d folgende Faustregeln zur Einschätzung der Größe eines Effekts: $d < 0.2$ (kein Effekt), $0.2 \leq d < 0.5$ (kleiner Effekt), $0.5 \leq d < 0.8$ (mittlerer Effekt) und $d \geq 0.8$ (großer Effekt).

Alle Tests wurden mit einer zweiseitigen Irrtumswahrscheinlichkeit $p < 0.05$ durchgeführt. Bis auf den Permutationstest wurde für die statistischen Analysen das Statistikprogramm SAS Version 9.4. für Windows verwendet. Der in der vorliegenden vergleichenden Analyse verwendete TFCE-Algorithmus

basierend auf MATLAB ist im Internet frei verfügbar (https://github.com/Mensen/ept_TFCE-matlab). Zur Ausführung wurde MATLAB Version 9.70 (R2019b, The Mathworks, Inc. Natick, MA) benutzt.

Zur Illustration der Ergebnisse aus den paarweisen Vergleichen, die im Zuge der Auswertung der Parameter zur Beschreibung der Makrostruktur des Schlafes durchgeführt wurden, ist nicht die Differenz zwischen den Expositionsbedingungen berechnet, sondern das Verhältnis zwischen der Verumexpositionsbedingung und dem Mittelwert von Verum- und Shamexpositionsbedingung in Prozent herangezogen worden. Die jeweiligen Verteilungen wurden dann in Form von Kastengrafiken (engl. Box-Whisker-Plots) visualisiert. 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 beiden Antennen (engl. Whiskers) können unterschiedliche Bereiche repräsentieren. Für diese Abbildungen wurde entschieden, dass die Whiskers den minimalen und maximalen Wert der Verteilung darstellen. Die zusätzlich angegebenen Signifikanzwerte und Effektgrößen (Cohens d_{av}) beziehen sich jedoch auf den Vergleich individueller Paardifferenzen. Aus diesem Grund kann es vorkommen, dass p- und Cohens-d-Werte auf der einen Seite sowie das Lagemaß der Verteilung auf der anderen Seite manchmal voneinander abweichen. Das ist insbesondere dann der Fall, wenn die Streuung in den zugrundeliegenden Datensätzen groß ist, die Paardifferenzen hingegen eine eher geringe Varianz aufweisen.

Die Ergebnisse der Parameter zur kognitiven Leistungsfähigkeit sind ebenfalls als Box-Whisker-Plots dargestellt worden. Allerdings repräsentieren die Whiskers bei diesen Abbildungen 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. Die Grenzpunkte der Whisker stellten jeweils den größten und den kleinsten Wert dieser Bereiche dar, was dazu führt, dass die beiden Whisker nicht zwangsläufig gleich lang sein müssen. Werte, die außerhalb des 1.5-fachen des Interquartilsabstandes liegen sind durch einen Kreis kenntlich gemacht. Die Kreuzsymbole entsprechen den jeweiligen Mittelwerten.

Für die Visualisierung der Powerspektralwerte auf der Ebene der Frequenzbänder wurden Ganzkopf-Mappings (engl. Topoplots) verwendet, in denen unkorrigierte t-Statistiken unter Berücksichtigung der Effektrichtung dargestellt wurden. Ganzkopf-Mappings sind Grafiken mit topografischer Zuordnung von Messwerten z.B. an der Kopfoberfläche. Zur Illustration der Ergebnisse zu den Spektrallinien wurden Grid Plots gewählt, die zum einen alle unkorrigierten t-Statistiken als absolute Werte und zum anderen nur die statistisch signifikanten unkorrigierten t-Statistiken unter Berücksichtigung der Richtung des Effekts veranschaulichen. TFCE-Korrekturen sind gelb bzw. weiß hervorgehoben.

Die langsamen Hirnpotentiale und akustisch evozierten Potentiale wurden in Form von Liniendiagrammen veranschaulicht. Gemäß neurophysiologischer Konvention sind Negativierungen nach oben und Positivierungen nach unten aufgetragen worden.

VIII. Ergebnisse zum Schlaf

Der Schlaf-Wach-Zyklus und die Schlafstruktur reflektieren die spontane Aktivität von autoregulatorischen zentralnervösen Prozessen (Anderer et al., 2006). In den vier zugrundeliegenden Forschungsprojekten 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.

VIII.1 Alters- und geschlechtsspezifische Expositionseffekte auf die Makrostruktur des Schlafes inklusive subjektiver Schlafparameter

Gemäß der Projektbeschreibung war es vorgesehen, vergleichende Analysen für die Expositionen TETRA 6.0 W/kg und GSM900 2.0 W/kg zwischen jungen und älteren Männern sowie zwischen älteren Männern und Frauen durchzuführen. Für eine Teilmenge der Schlafparameter sollte außerdem überprüft werden, ob Effekte eher zu Beginn oder am Ende der Nacht bei einer kontinuierlichen Exposition über die gesamte Nacht auftreten. Um dieser Vorgabe nachkommen zu können, wurde die Auswertung zur Makrostruktur des Schlafes um die beiden Abschnitte „erstes“ und „letztes“ Viertel der Nacht erweitert. Wie in Kap. VII.6 erwähnt, wurden die beiden „echten“ Hochfrequenzsignale immer getrennt voneinander im Vergleich zur Scheinexpositionsbedingung analysiert. Für jeden der drei untersuchten Zeitabschnitte werden zunächst die geschlechtsspezifischen und dann die altersabhängigen Unterschiede aufgezeigt, jeweils in der Reihenfolge GSM900 gefolgt von der TETRA-Expositionsbedingung. Als erstes werden immer die Ergebnisse der paarweisen Analysen präsentiert, anschließend folgen die Resultate der gemischten ANOVA.

VIII.1.1 Gesamte Nacht

Aus Abb. VIII.1 wird ersichtlich, dass die GSM900-Exposition bei den älteren Frauen bezogen auf die gesamte Nacht Auswirkungen auf einige der untersuchten Schlafparameter hatte (8 von 34: 23.5 %). Von der Exposition betroffen waren Latenzparameter (Tiefschlaf latenz ab Schlafbeginn und ab „Licht aus“ sowie REM-Schlaf-Latenz ab „Licht aus“), Parameter zur Beschreibung der Schlafarchitektur (Anteil Stadium 1 in Minuten und Prozent von der TST) und Parameter zur Schlafkontinuität (Arousal im REM-Schlaf als absoluter Wert und als Index). Auf der subjektiven Ebene kam es bei den älteren Frauen zu Abweichungen bei der Anzahl der Aufwachereignisse zwischen der GSM900- und der Scheinexposition. In allen Fällen führte die Verumexposition zu einer statistisch signifikanten Abnahme der Werte, d.h. die

Latenzen waren kürzer, der N1-Anteil und die Arousal geringer sowie die Aufwachereignisse weniger häufig unter der Verumexposition im Vergleich zu Sham. Die beobachteten Effekte waren alle als klein einzustufen. Bei den älteren Männern variierte hingegen keiner der untersuchten Schlafparameter statistisch signifikant in Abhängigkeit von einer GSM900-Exposition.

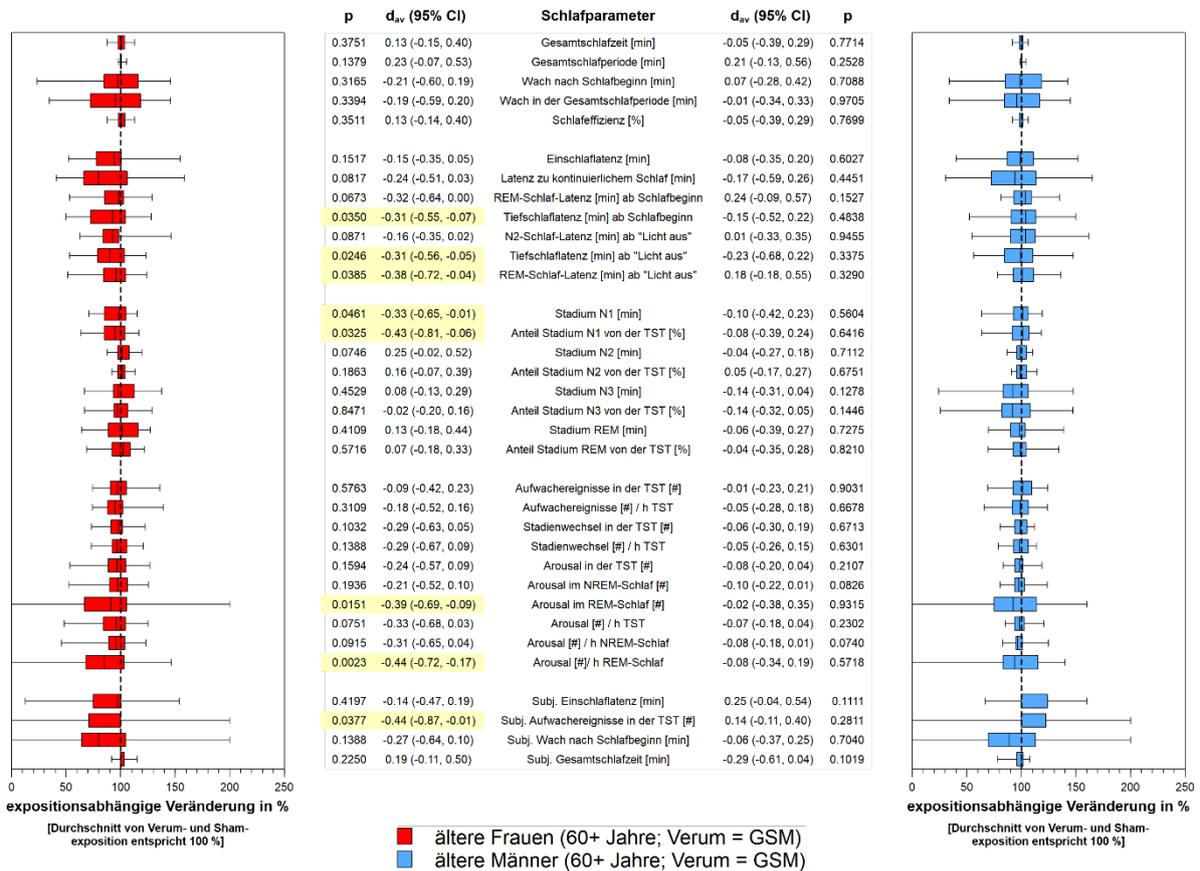


Abb. VIII.1: Auswirkungen einer GSM900-Exposition auf die Makrostruktur des Schlafs sowie auf subjektive Schlafparameter älterer Frauen und Männer. p = Signifikanzwert; d_{av} = Cohen's d_{av} inkl. 95 % CI; Statistisch signifikante Unterschiede sind gelb hervorgehoben.

In Tab. VIII.1 sind die Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Geschlecht als Zwischensubjektfaktor sowie GSM900 und Sham als Expositionsbedingungen dargestellt. Es wird deutlich, dass sich viele der untersuchten Schlafparameter unabhängig von der Exposition zwischen den beiden Geschlechtern statistisch signifikant unterscheiden. Der Faktor „Exposition“ wies unabhängig vom Geschlecht bei der Tiefschlaflatenz ab „Licht aus“ sowie bei den drei Arousal-Indices einen statistisch signifikanten Effekt auf. Diese Beobachtungen lassen sich dadurch erklären, dass die jeweilige Richtung des Effekts, nämlich eine kürzere Latenz und weniger Arousal unter der Verumexposition, bei den älteren Frauen und Männern identisch ist (siehe Abb. VIII.1). Statistisch signifikante Interaktionseffekte, die auf eine Geschlechtsabhängigkeit bei der Einflussnahme von Hochfrequenzsignalen schließen lassen, konnten für beide REM-Schlaf-Latenzen sowie für die Selbsteinschätzungen zu den Aufwachereignissen und der Gesamtschlafzeit gefunden werden.

Tab. VIII.1: Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Geschlecht als Zwischensubjektfaktor sowie GSM900 und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Makrostruktur des Schlafes der gesamten Nacht sowie auf die subjektiven Schlafparameter.

Parameter	Einheit	Geschlecht (1, 58)				Exposition (1, 58)				Geschlecht*Exposition (1, 58)			
		F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G
Gesamtschlafzeit [min]	min	4.86	0.0314	0.077	0.065	0.25	0.6171	0.004	0.001	0.77	0.3830	0.013	0.002
Gesamtschlafperiode [min]	min	9.62	0.0030	0.142	0.119	3.65	0.0612	0.059	0.010	0.49	0.4854	0.008	0.001
Wach nach Schlafbeginn [min]	min	1.12	0.2943	0.019	0.014	0.42	0.5193	0.007	0.002	1.12	0.2935	0.019	0.005
Wach in der Gesamtschlafperiode [min]	min	0.05	0.8299	0.001	0.001	0.68	0.4143	0.012	0.003	0.61	0.4385	0.010	0.003
Schlafeffizienz [%]	%	4.74	0.0336	0.076	0.063	0.28	0.5958	0.005	0.001	0.84	0.3643	0.014	0.002
Einschlaflatenz [min]	min	5.85	0.0187	0.092	0.084	2.34	0.1316	0.039	0.003	0.95	0.3327	0.016	0.001
Latenz zu kontinuierlichem Schlaf [min]	min	0.68	0.4128	0.012	0.009	3.30	0.0746	0.054	0.011	0.50	0.4806	0.009	0.002
REM-Schlaf-Latenz [min] ab Schlafbeginn	min	5.78	0.0194	0.091	0.072	1.21	0.2756	0.020	0.004	5.49	0.0225	0.086	0.018
Tiefschlaflatenz [min] ab Schlafbeginn	min	0.07	0.7896	0.001	0.001	3.59	0.0631	0.058	0.014	0.58	0.4500	0.010	0.002
N2-Schlaf-Latenz [min] ab "Licht aus"	min	1.14	0.2894	0.019	0.017	1.33	0.2534	0.022	0.002	1.57	0.2147	0.026	0.003
Tiefschlaflatenz [min] ab "Licht aus"	min	0.84	0.3640	0.014	0.011	5.05	0.0285	0.080	0.018	0.53	0.4692	0.009	0.002
REM-Schlaf-Latenz [min] ab "Licht aus"	min	9.06	0.0039	0.135	0.104	2.18	0.1451	0.036	0.008	5.68	0.0205	0.089	0.020
Stadium N1 [min]	min	25.37	<.0001	0.304	0.258	3.00	0.0888	0.049	0.008	0.63	0.4309	0.011	0.002
Anteil Stadium N1 von der TST [%]	%	19.37	<.0001	0.250	0.204	3.84	0.0547	0.062	0.012	1.74	0.1928	0.029	0.005
Stadium N2 [min]	min	2.70	0.1056	0.044	0.039	1.64	0.2048	0.027	0.003	2.96	0.0909	0.049	0.006
Anteil Stadium N2 von der TST [%]	%	8.33	0.0055	0.126	0.114	1.59	0.2121	0.027	0.002	0.45	0.5071	0.008	0.001
Stadium N3 [min]	min	0.96	0.3310	0.016	0.015	0.32	0.5722	0.005	0.000	2.71	0.1053	0.045	0.003
Anteil Stadium N3 von der TST [%]	%	1.58	0.2143	0.027	0.025	1.55	0.2182	0.026	0.002	0.97	0.3289	0.016	0.001
Stadium REM [min]	min	5.18	0.0266	0.082	0.067	0.08	0.7815	0.001	0.000	0.66	0.4204	0.011	0.002
Anteil Stadium REM von der TST [%]	%	3.45	0.0684	0.056	0.047	0.02	0.8788	0.000	0.000	0.27	0.6038	0.005	0.001
Aufwachereignisse in der TST [#]	#	34.81	<.0001	0.375	0.346	0.18	0.6714	0.003	0.000	0.05	0.8222	0.001	0.000
Aufwachereignisse [#] / h TST	#	26.12	<.0001	0.311	0.281	0.96	0.3316	0.016	0.002	0.09	0.7666	0.002	0.000
Stadienwechsel in der TST [#]	#	11.95	0.0010	0.171	0.147	2.28	0.1367	0.038	0.005	0.84	0.3643	0.014	0.002
Stadienwechsel [#] / h TST	#	7.40	0.0086	0.113	0.098	2.20	0.1438	0.037	0.005	0.74	0.3934	0.013	0.002
Arousal in der TST [#]	#	2.36	0.1300	0.039	0.035	3.28	0.0755	0.054	0.006	0.78	0.3815	0.013	0.001
Arousal im NREM-Schlaf [#]	#	1.61	0.2092	0.027	0.024	3.51	0.0662	0.057	0.006	0.39	0.5350	0.007	0.001
Arousal im REM-Schlaf [#]	#	7.27	0.0092	0.111	0.089	2.52	0.1176	0.042	0.009	2.10	0.1528	0.035	0.007
Arousal [#] / h TST	#	1.10	0.2993	0.019	0.016	4.55	0.0372	0.073	0.010	1.91	0.1722	0.032	0.004
Arousal [#] / h NREM-Schlaf	#	1.28	0.2625	0.022	0.019	4.77	0.0331	0.076	0.009	1.38	0.2441	0.023	0.003
Arousal [#] / h REM-Schlaf	#	2.38	0.1285	0.039	0.034	7.46	0.0083	0.114	0.016	3.64	0.0615	0.059	0.008
Subj. Einschlaflatenz [min]	min	0.08	0.7734	0.001	0.001	0.48	0.4921	0.008	0.002	3.15	0.0813	0.051	0.010
Subj. Aufwachereignisse in der TST [#] †	#	0.10	0.7502	0.002	0.001	1.84	0.1806	0.032	0.007	6.16	0.0161	0.099	0.024
Subj. Wach nach Schlafbeginn [min] †	min	0.15	0.6966	0.003	0.002	1.64	0.2061	0.028	0.006	0.49	0.4856	0.009	0.002
Subj. Gesamtschlafzeit [min]	min	2.16	0.1468	0.036	0.029	0.46	0.5014	0.008	0.002	4.39	0.0406	0.070	0.015

F = F-Statistik; p = Signifikanzwert; η^2_p = partielles Eta²; η^2_G = generalisiertes Eta². Klammerausdruck entspricht den Freiheitsgraden (Ausnahme: † = 1, 56). Statistisch signifikante Effekte sind fett gedruckt und gelb unterlegt.

In allen vier Fällen basierten diese geschlechtsspezifischen Unterschiede auf entgegengesetzten expositionsabhängigen Veränderungen (kürzere REM-Schlaflatenzen, weniger wahrgenommene Aufwachereignisse und eine längere subjektive Gesamtschlafzeit unter Verumexposition bei den älteren Frauen und entsprechend gegenläufige Differenzen bei den älteren Männern; siehe Abb. VIII.1).

In Abb. VIII.2 sind die Ergebnisse der entsprechenden paarweisen Analysen zu der TETRA-Expositionsbedingung visualisiert. Insgesamt konnten bei den Frauen 7 von den 34 Schlafparametern (20.6 %) Expositionseffekte beobachtet werden. Auch unter dieser Verumexposition waren bei den älteren Frauen Latenzparameter (REM-Schlaf-Latenz ab Schlafbeginn und ab „Licht aus“ sowie Tiefschlaf latenz ab „Licht aus“) sowie Parameter zur Schlafkontinuität (Arousal im REM-Schlaf als absoluter Wert und als Index) betroffen. Im Vergleich zu Sham waren die Latenzen unter der Verumexposition kürzer und die Anzahl der Arousal geringer. Des Weiteren führte die TETRA-Exposition bei den älteren Frauen zu einer statistisch signifikanten Abnahme beim objektiv gemessenen Wachanteil in der Gesamtschlafperiode. Dieser objektive beobachtete geringere Wachanteil spiegelte sich auch auf der subjektiven Ebene wider. Bei den älteren Männern war lediglich die Anzahl an Arousal im REM-Schlaf unter der Verumexposition reduziert (1 von 34: 2.9 %). Bei allen Beobachtungen handelte es sich um kleine Effekte.

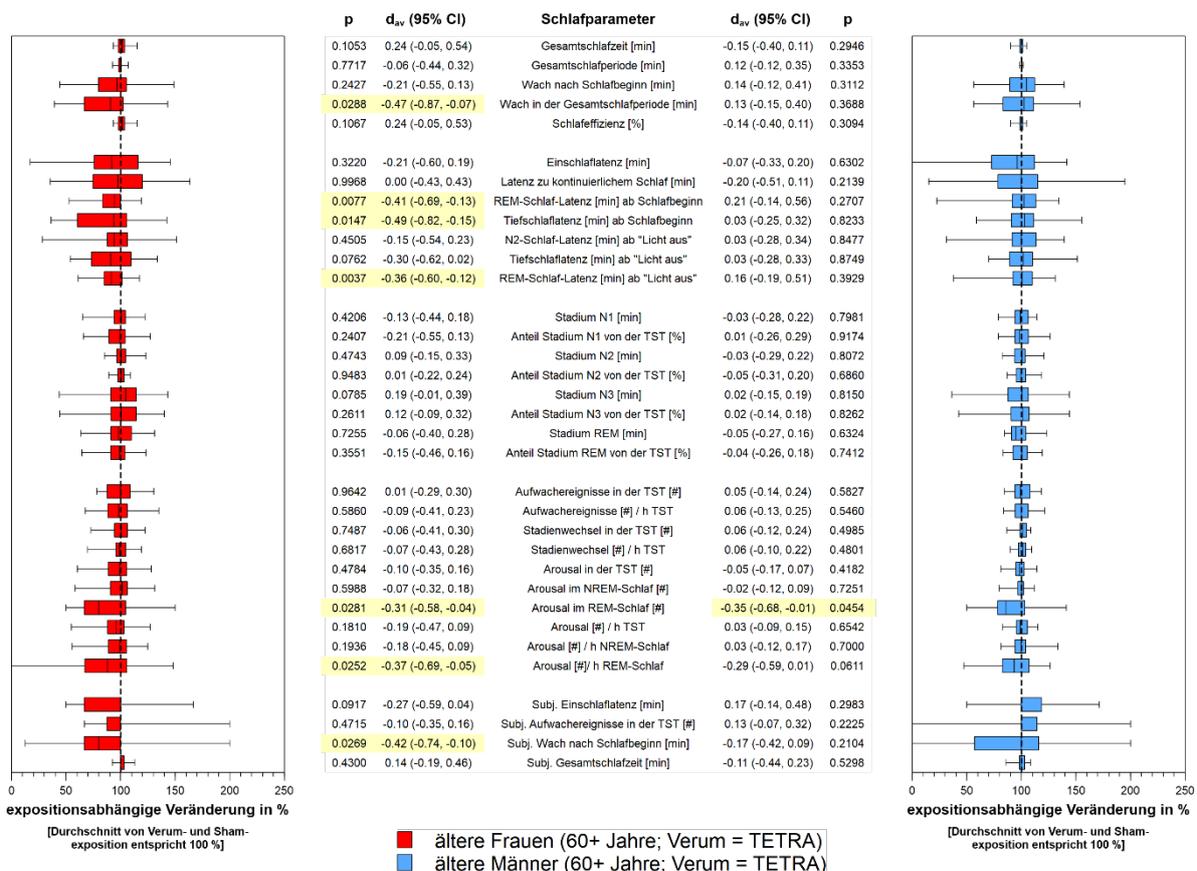


Abb. VIII.2: Auswirkungen einer TETRA-Exposition auf die Makrostruktur des Schlafs sowie auf subjektive Schlafparameter älterer Frauen und Männer. p = Signifikanzwert; d_{av} = Cohen's d_{av} inkl. 95 % CI; Statistisch signifikante Unterschiede sind gelb hervorgehoben.

Tab. VIII.2: Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Geschlecht als Zwischensubjektfaktor sowie TETRA und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Makrostruktur des Schlafes der gesamten Nacht sowie auf die subjektiven Schlafparameter.

Parameter	Einheit	Geschlecht (1, 58)				Exposition (1, 58)				Geschlecht*Exposition (1, 58)			
		F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G
Gesamtschlafzeit [min]	min	2.86	0.0962	0.047	0.040	0.57	0.4521	0.010	0.001	3.93	0.0523	0.063	0.010
Gesamtschlafperiode [min]	min	10.96	0.0016	0.159	0.123	0.00	0.9870	0.000	0.000	0.30	0.5861	0.005	0.001
Wach nach Schlafbeginn [min]	min	0.70	0.4048	0.012	0.010	0.24	0.6227	0.004	0.001	2.41	0.1260	0.040	0.008
Wach in der Gesamtschlafperiode [min]	min	0.41	0.5268	0.007	0.005	2.04	0.1587	0.034	0.008	5.88	0.0184	0.092	0.023
Schlafeffizienz [%]	%	2.87	0.0954	0.047	0.040	0.59	0.4456	0.010	0.001	3.83	0.0551	0.062	0.010
Einschlaflatenz [min]	min	8.54	0.0049	0.128	0.097	1.24	0.2698	0.021	0.005	0.60	0.4419	0.010	0.003
Latenz zu kontinuierlichem Schlaf [min]	min	2.32	0.1332	0.038	0.027	0.25	0.6199	0.004	0.001	0.24	0.6251	0.004	0.001
REM-Schlaf-Latenz [min] ab Schlafbeginn	min	3.60	0.0627	0.058	0.047	2.47	0.1212	0.041	0.007	8.70	0.0046	0.130	0.025
Tiefschlaflatenz [min] ab Schlafbeginn	min	0.92	0.3423	0.016	0.012	3.22	0.0777	0.053	0.011	4.38	0.0406	0.070	0.016
N2-Schlaf-Latenz [min] ab "Licht aus"	min	1.70	0.1969	0.028	0.021	0.30	0.5852	0.005	0.001	0.57	0.4547	0.010	0.002
Tiefschlaflatenz [min] ab "Licht aus"	min	0.20	0.6558	0.003	0.003	1.83	0.1817	0.031	0.006	2.39	0.1272	0.040	0.008
REM-Schlaf-Latenz [min] ab "Licht aus"	min	5.62	0.0211	0.088	0.076	3.33	0.0734	0.054	0.007	8.75	0.0045	0.131	0.018
Stadium N1 [min]	min	19.17	<.0001	0.248	0.220	0.58	0.4506	0.010	0.001	0.15	0.6953	0.003	0.000
Anteil Stadium N1 von der TST [%]	%	14.52	0.0003	0.200	0.169	0.69	0.4099	0.012	0.002	0.94	0.3369	0.016	0.002
Stadium N2 [min]	min	1.66	0.2030	0.028	0.024	0.10	0.7536	0.002	0.000	0.46	0.5023	0.008	0.001
Anteil Stadium N2 von der TST [%]	%	8.27	0.0056	0.125	0.112	0.08	0.7851	0.001	0.000	0.13	0.7224	0.002	0.000
Stadium N3 [min]	min	0.66	0.4202	0.011	0.010	2.20	0.1435	0.037	0.002	1.34	0.2521	0.023	0.002
Anteil Stadium N3 von der TST [%]	%	1.30	0.2597	0.022	0.020	1.02	0.3168	0.017	0.001	0.52	0.4752	0.009	0.001
Stadium REM [min]	min	6.70	0.0122	0.104	0.090	0.34	0.5649	0.006	0.001	0.00	0.9800	0.000	0.000
Anteil Stadium REM von der TST [%]	%	5.35	0.0243	0.084	0.074	0.86	0.3589	0.015	0.002	0.23	0.6309	0.004	0.000
Aufwachereignisse in der TST [#]	#	38.47	<.0001	0.399	0.375	0.20	0.6559	0.003	0.000	0.15	0.6993	0.003	0.000
Aufwachereignisse [#] / h TST	#	29.34	<.0001	0.336	0.312	0.00	0.9592	0.000	0.000	0.68	0.4146	0.012	0.001
Stadienwechsel in der TST [#]	#	10.81	0.0017	0.157	0.137	0.00	0.9747	0.000	0.000	0.37	0.5477	0.006	0.001
Stadienwechsel [#] / h TST	#	6.84	0.0113	0.105	0.093	0.00	0.9843	0.000	0.000	0.50	0.4824	0.009	0.001
Arousal in der TST [#]	#	1.58	0.2131	0.027	0.025	1.00	0.3210	0.017	0.001	0.09	0.7677	0.002	0.000
Arousal im NREM-Schlaf [#]	#	1.24	0.2706	0.021	0.019	0.39	0.5322	0.007	0.000	0.12	0.7269	0.002	0.000
Arousal im REM-Schlaf [#]	#	3.52	0.0656	0.057	0.048	9.58	0.0030	0.142	0.026	0.00	0.9569	0.000	0.000
Arousal [#] / h TST	#	0.84	0.3620	0.014	0.013	1.06	0.3081	0.018	0.002	2.04	0.1582	0.034	0.003
Arousal [#] / h NREM-Schlaf	#	1.19	0.2805	0.020	0.018	0.87	0.3550	0.015	0.001	1.79	0.1860	0.030	0.003
Arousal [#] / h REM-Schlaf	#	1.02	0.3171	0.017	0.014	9.34	0.0034	0.139	0.027	0.17	0.6833	0.003	0.001
Subj. Einschlaflatenz [min]	min	0.10	0.7583	0.002	0.001	0.17	0.6835	0.003	0.001	3.85	0.0545	0.062	0.012
Subj. Aufwachereignisse in der TST [#] †	#	0.93	0.3387	0.016	0.015	0.02	0.8932	0.000	0.000	1.78	0.1877	0.031	0.003
Subj. Wach nach Schlafbeginn [min] †	min	0.17	0.6816	0.003	0.003	6.72	0.0121	0.107	0.019	0.73	0.3977	0.013	0.002
Subj. Gesamtschlafzeit [min]	min	0.99	0.3247	0.017	0.013	0.00	0.9792	0.000	0.000	1.00	0.3208	0.017	0.004

F = F-Statistik; p = Signifikanzwert; η^2_p = partielles Eta²; η^2_G = generalisiertes Eta². Klammerausdruck entspricht den Freiheitsgraden (Ausnahme: † = 1, 56). Statistisch signifikante Effekte sind fett gedruckt und gelb unterlegt.

Tab. VIII.2 präsentiert die Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Geschlecht als Zwischensubjektfaktor sowie TETRA und Sham als Expositionsbedingungen. Neben einer ganzen Reihe expositionsunabhängigen, statistisch signifikanten Geschlechtseffekten unabhängig von der Exposition war der Faktor „Exposition“ für drei der untersuchten Schlafparameter statistisch signifikant. Bei beiden Geschlechtern waren die REM-Schlaf assoziierten Arousal unter der Verumexposition geringer. Gleichzeitig war der selbsteingeschätzte Wachanteil infolge der Verumexposition im Vergleich zu der Scheinbedingung kürzer (siehe Abb. VIII.2). Wie bei der GSM900-Exposition erwiesen sich auch im Zusammenhang mit dem TETRA Hochfrequenzsignal die Expositionseffekte auf die REM-Schlaf- und Tiefschlaf latenzen als geschlechtsspezifisch. Während die Expositionsdifferenzen für die beiden REM-Schlaf-Latenzen bei älteren Frauen (Verkürzung) und Männern (Verlängerung) in entgegengesetzte Richtung zeigten, beruhte die mögliche Geschlechtsabhängigkeit bezüglich des Expositionseffektes auf die Tiefschlaf latenz vermutlich überwiegend auf dem beobachteten Unterschied (Verkürzung) bei den älteren Frauen, während bei Männern keine nennenswerte Veränderung unter Exposition zu beobachten war. Ursache für die geschlechtsspezifischen expositionsabhängigen signifikanten Variationen beim Wachanteil in der Gesamtschlafperiode war dagegen erneut der gegensätzliche Effekt bei älteren Frauen (Abnahme) und Männern (Zunahme; siehe Abb. VIII.2).

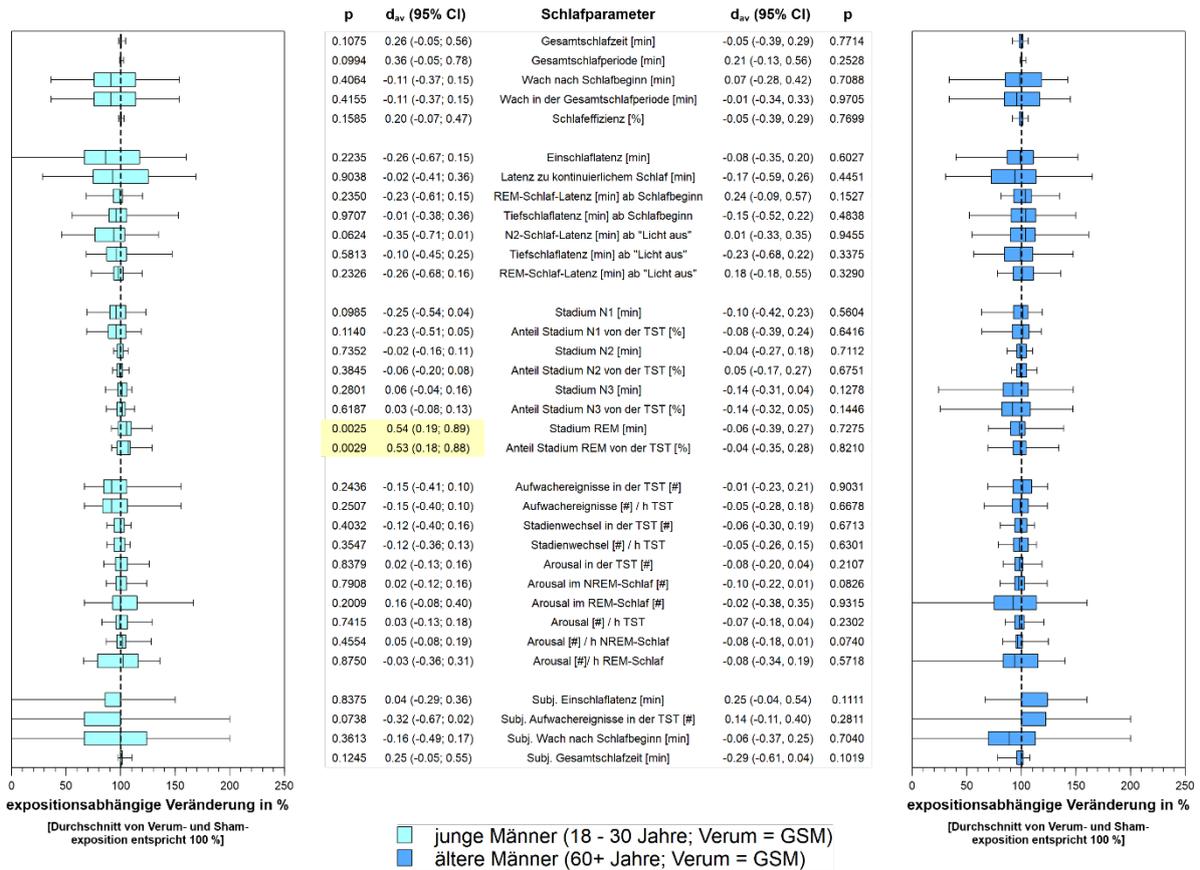


Abb. VIII.3: Auswirkungen einer GSM900-Exposition auf die Makrostruktur des Schlafs sowie auf subjektive Schlafparameter jüngerer und älterer Männer. p = Signifikanzwert; d_{av} = Cohen's d_{av} inkl. 95 % CI; Statistisch signifikante Unterschiede sind gelb hervorgehoben.

Tab. VIII.3: Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Altersgruppe als Zwischenssubjektfaktor sowie GSM900 und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Makrostruktur des Schlafes der gesamten Nacht sowie auf die subjektiven Schlafparameter.

Parameter	Einheit	Altersgruppe (1, 58)				Exposition (1, 58)				Altersgruppe*Exposition (1, 58)			
		F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G
Gesamtschlafzeit [min]	min	81.91	<.0001	0.585	0.523	0.11	0.7400	0.002	<.001	0.77	0.3828	0.013	0.001
Gesamtschlafperiode [min]	min	11.29	0.0014	0.163	0.123	3.83	0.0550	0.062	0.016	0.01	0.9220	<.001	<.001
Wach nach Schlafbeginn [min]	min	87.32	<.0001	0.601	0.537	0.03	0.8731	<.001	<.001	0.33	0.5701	0.006	0.001
Wach in der Gesamtschlafperiode [min]	min	69.87	<.0001	0.546	0.488	0.06	0.8084	0.001	<.001	0.03	0.8645	0.001	<.001
Schlafeffizienz [%]	%	84.97	<.0001	0.594	0.534	0.03	0.8720	<.001	<.001	0.52	0.4720	0.009	0.001
Einschlaflatenz [min]	min	9.80	0.0027	0.145	0.117	1.63	0.2063	0.027	0.005	0.33	0.5666	0.006	0.001
Latenz zu kontinuierlichem Schlaf [min]	min	22.94	<.0001	0.283	0.208	0.54	0.4644	0.009	0.002	0.38	0.5387	0.007	0.002
REM-Schlaf-Latenz [min] ab Schlafbeginn	min	1.49	0.2267	0.025	0.019	0.13	0.7242	0.002	<.001	3.63	0.0618	0.059	0.014
Tiefschlaflatenz [min] ab Schlafbeginn	min	15.45	0.0002	0.210	0.154	0.47	0.4950	0.008	0.002	0.44	0.5093	0.008	0.002
N2-Schlaf-Latenz [min] ab "Licht aus"	min	6.21	0.0156	0.097	0.076	1.44	0.2349	0.024	0.005	1.70	0.1969	0.029	0.006
Tiefschlaflatenz [min] ab "Licht aus"	min	30.10	<.0001	0.342	0.242	1.21	0.2750	0.021	0.006	0.56	0.4580	0.010	0.003
REM-Schlaf-Latenz [min] ab "Licht aus"	min	0.06	0.8069	0.001	0.001	0.00	0.9462	<.001	<.001	2.32	0.1328	0.039	0.011
Stadium N1 [min]	min	39.24	<.0001	0.404	0.352	1.89	0.1740	0.032	0.004	0.13	0.7182	0.002	<.001
Anteil Stadium N1 von der TST [%]	%	57.05	<.0001	0.496	0.447	1.43	0.2374	0.024	0.002	0.14	0.7141	0.002	<.001
Stadium N2 [min]	min	0.04	0.8407	0.001	0.001	0.24	0.6231	0.004	<.001	0.02	0.8776	<.001	<.001
Anteil Stadium N2 von der TST [%]	%	5.43	0.0233	0.086	0.080	0.01	0.9375	<.001	<.001	0.66	0.4210	0.011	0.001
Stadium N3 [min]	min	52.54	<.0001	0.475	0.467	0.29	0.5943	0.005	<.001	3.65	0.0609	0.059	0.001
Anteil Stadium N3 von der TST [%]	%	40.91	<.0001	0.414	0.403	0.90	0.3479	0.015	<.001	2.31	0.1342	0.038	0.001
Stadium REM [min]	min	0.06	0.8105	0.001	0.001	1.79	0.1867	0.030	0.006	3.79	0.0563	0.061	0.013
Anteil Stadium REM von der TST [%]	%	3.70	0.0593	0.060	0.048	1.95	0.1676	0.033	0.006	3.22	0.0778	0.053	0.010
Aufwachereignisse in der TST [#]	#	71.48	<.0001	0.552	0.525	0.52	0.4732	0.009	<.001	0.26	0.6106	0.004	<.001
Aufwachereignisse [#] / h TST	#	77.46	<.0001	0.572	0.544	0.87	0.3543	0.015	0.001	0.03	0.8668	<.001	<.001
Stadienwechsel in der TST [#]	#	22.92	<.0001	0.283	0.256	0.62	0.4359	0.011	0.001	0.00	0.9737	<.001	<.001
Stadienwechsel [#] / h TST	#	36.37	<.0001	0.385	0.363	0.75	0.3907	0.013	0.001	0.00	0.9997	<.001	<.001
Arousal in der TST [#]	#	4.26	0.0434	0.068	0.066	0.62	0.4359	0.011	<.001	1.14	0.2894	0.019	0.001
Arousal im NREM-Schlaf [#]	#	3.18	0.0799	0.052	0.050	1.26	0.2665	0.021	0.001	2.22	0.1417	0.037	0.001
Arousal im REM-Schlaf [#]	#	17.16	0.0001	0.228	0.186	0.11	0.7433	0.002	<.001	0.24	0.6235	0.004	0.001
Arousal [#] / h TST	#	8.96	0.0041	0.134	0.130	0.39	0.5341	0.007	<.001	1.21	0.2764	0.020	0.001
Arousal [#] / h NREM-Schlaf	#	8.03	0.0063	0.122	0.119	0.53	0.4699	0.009	<.001	3.33	0.0731	0.054	0.001
Arousal [#] / h REM-Schlaf	#	13.04	0.0006	0.184	0.159	0.31	0.5802	0.005	0.001	0.14	0.7128	0.002	<.001
Subj. Einschlaflatenz [min]	min	7.53	0.0081	0.115	0.095	2.44	0.1234	0.040	0.007	1.90	0.1733	0.032	0.005
Subj. Aufwachereignisse in der TST [#]	#	0.21	0.6498	0.004	0.003	1.26	0.2659	0.021	0.004	4.64	0.0355	0.074	0.015
Subj. Wach nach Schlafbeginn [min]	min	5.89	0.0183	0.092	0.076	0.48	0.4905	0.008	0.001	0.00	0.9831	<.001	<.001
Subj. Gesamtschlafzeit [min]	min	34.38	<.0001	0.372	0.315	0.71	0.4028	0.012	0.002	4.87	0.0314	0.077	0.012

F = F-Statistik; p = Signifikanzwert; η^2_p = partielles Eta²; η^2_G = generalisiertes Eta². Klammerausdruck entspricht den Freiheitsgraden. Statistisch signifikante Effekte sind fett gedruckt und gelb unterlegt.

Abb. VIII.3 stellt die Resultate der paarweisen Analysen zwischen der GSM900- und der Scheinexpositionsbedingung junger und älterer Männer gegenüber. Wie bereits erwähnt, gab es bei den älteren Männern keinen Schlafparameter, der in Abhängigkeit von der Exposition variierte. Bei den jungen Männern konnte unter Exposition ein erhöhter REM-Schlaf Anteil (in Minuten und in Prozent von der TST) festgestellt werden (2 von 34: 5.9 %). Bei beiden Beobachtungen handelte es sich um mittelgroße Effekte.

Tab. VIII.3 verdeutlicht sehr gut, dass der Schlaf mit zunehmendem Alter erheblichen Veränderungen unterliegt. Unabhängig von der Exposition variieren nahezu alle untersuchten objektiven und subjektiven Schlafparameter statistisch signifikant mit dem Faktor „Altersgruppe“. Der Faktor „Exposition“ führte bei keinem der untersuchten Schlafparameter zu signifikanten Unterschieden. Interaktionseffekte, die mit einer Altersabhängigkeit bei den beobachteten Expositionsdifferenzen gleichzusetzen sind, konnten für zwei subjektive Schlafparameter ausgemacht werden. Die jungen männlichen Probanden gaben unter der Verumexposition im Vergleich zur Scheinbedingung eine kleinere Anzahl an Aufwachereignissen und eine längere Gesamtschlafzeit an, während die älteren männlichen Probanden bei beiden Schlafparametern gegenteilig antworteten (siehe Abb. VIII.3).

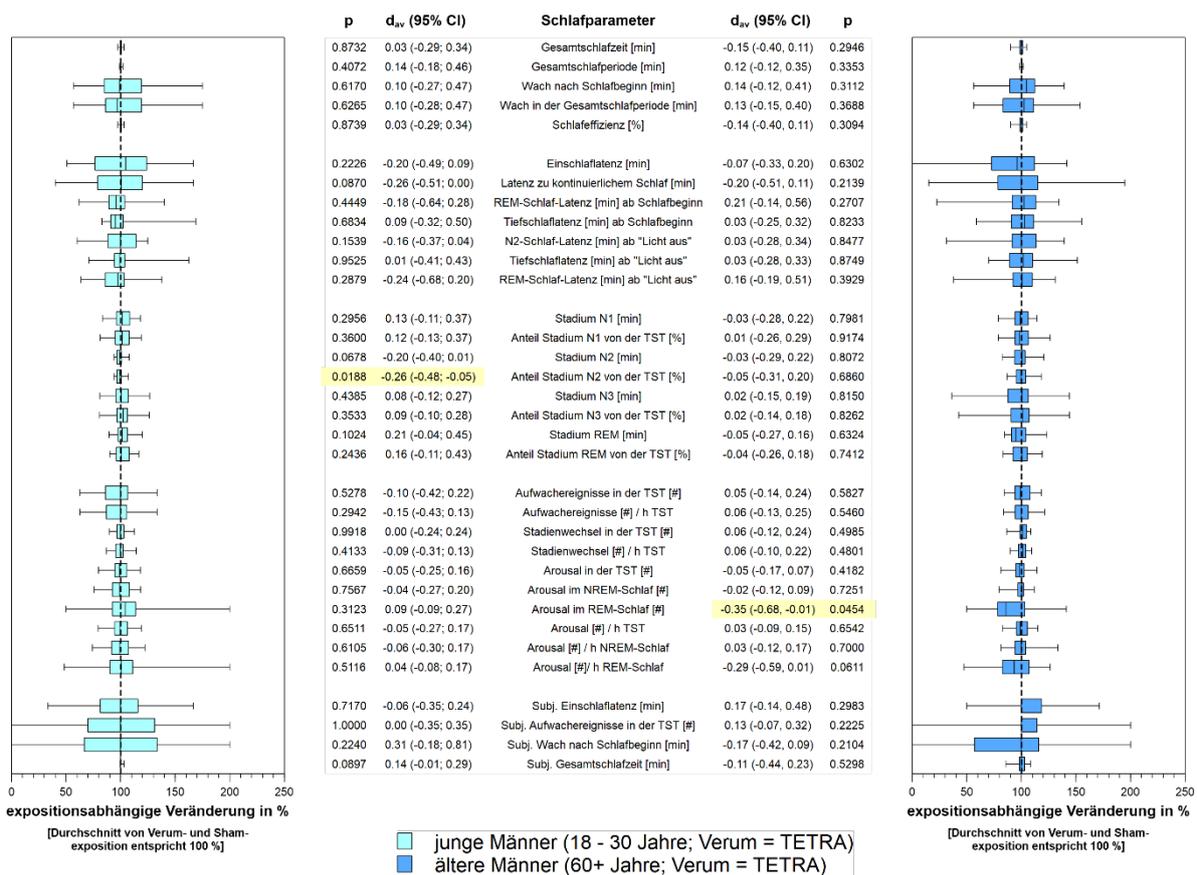


Abb. VIII.4: Auswirkungen einer TETRA-Exposition auf die Makrostruktur des Schlafs sowie auf subjektive Schlafparameter jüngerer und älterer Männer. p = Signifikanzwert; d_{av} = Cohen's d_{av} inkl. 95 % CI; Statistisch signifikante Unterschiede sind gelb hervorgehoben.

Tab. VIII.4: Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Altersgruppe als Zwischensubjektfaktor sowie TETRA und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Makrostruktur des Schlafes der gesamten Nacht sowie auf die subjektiven Schlafparameter.

Parameter	Einheit	Altersgruppe (1, 58)				Exposition (1, 58)				Altersgruppe*Exposition (1, 58)			
		F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G
Gesamtschlafzeit [min]	min	63.63	<.0001	0.523	0.482	0.84	0.3640	0.014	0.001	1.09	0.3012	0.018	0.001
Gesamtschlafperiode [min]	min	3.47	0.0675	0.056	0.049	1.66	0.2031	0.028	0.004	0.01	0.9240	<.001	<.001
Wach nach Schlafbeginn [min]	min	76.49	<.0001	0.569	0.528	1.31	0.2578	0.022	0.002	0.62	0.4354	0.011	0.001
Wach in der Gesamtschlafperiode [min]	min	64.96	<.0001	0.528	0.485	1.05	0.3089	0.018	0.001	0.47	0.4948	0.008	0.001
Schlafeffizienz [%]	%	63.78	<.0001	0.524	0.483	0.78	0.3797	0.013	0.001	1.03	0.3153	0.017	0.001
Einschlaflatenz [min]	min	2.00	0.1630	0.033	0.028	1.56	0.2166	0.026	0.004	0.35	0.5546	0.006	0.001
Latenz zu kontinuierlichem Schlaf [min]	min	10.01	0.0025	0.147	0.125	4.19	0.0452	0.067	0.011	0.00	0.9557	<.001	<.001
REM-Schlaf-Latenz [min] ab Schlafbeginn	min	2.91	0.0934	0.048	0.032	0.01	0.9329	<.001	<.001	1.70	0.1978	0.028	0.009
Tiefschlaflatenz [min] ab Schlafbeginn	min	8.72	0.0045	0.131	0.105	0.19	0.6648	0.003	0.001	0.01	0.9309	<.001	<.001
N2-Schlaf-Latenz [min] ab "Licht aus"	min	4.99	0.0294	0.079	0.068	0.31	0.5825	0.005	0.001	0.79	0.3770	0.013	0.002
Tiefschlaflatenz [min] ab "Licht aus"	min	13.90	0.0004	0.193	0.155	0.03	0.8730	<.001	<.001	0.01	0.9335	<.001	<.001
REM-Schlaf-Latenz [min] ab "Licht aus"	min	1.73	0.1936	0.029	0.020	0.09	0.7670	0.002	<.001	1.92	0.1707	0.032	0.010
Stadium N1 [min]	min	109.23	<.0001	0.653	0.623	0.03	0.8648	0.001	<.001	0.42	0.5197	0.007	<.001
Anteil Stadium N1 von der TST [%]	%	132.67	<.0001	0.696	0.663	0.17	0.6838	0.003	<.001	0.04	0.8328	0.001	<.001
Stadium N2 [min]	min	62.29	<.0001	0.518	0.487	1.28	0.2634	0.022	0.001	0.49	0.4882	0.008	<.001
Anteil Stadium N2 von der TST [%]	%	31.38	<.0001	0.351	0.324	2.43	0.1247	0.040	0.003	0.71	0.4031	0.012	0.001
Stadium N3 [min]	min	9.49	0.0032	0.141	0.133	0.47	0.4949	0.008	<.001	0.11	0.7457	0.002	<.001
Anteil Stadium N3 von der TST [%]	%	3.64	0.0612	0.059	0.056	0.56	0.4565	0.010	0.001	0.16	0.6923	0.003	<.001
Stadium REM [min]	min	0.92	0.3425	0.016	0.014	0.25	0.6163	0.004	<.001	1.74	0.1928	0.029	0.003
Anteil Stadium REM von der TST [%]	%	0.32	0.5721	0.006	0.005	0.15	0.7040	0.003	<.001	0.88	0.3526	0.015	0.002
Aufwachereignisse in der TST [#]	#	38.86	<.0001	0.401	0.372	0.02	0.8818	<.001	<.001	0.72	0.4009	0.012	0.001
Aufwachereignisse [#] / h TST	#	44.05	<.0001	0.432	0.407	0.10	0.7475	0.002	<.001	1.41	0.2399	0.024	0.001
Stadienwechsel in der TST [#]	#	4.20	0.0449	0.068	0.063	0.26	0.6152	0.004	<.001	0.24	0.6251	0.004	<.001
Stadienwechsel [#] / h TST	#	13.27	0.0006	0.186	0.176	0.00	0.9970	<.001	<.001	1.18	0.2828	0.020	0.001
Arousal in der TST [#]	#	18.73	<.0001	0.244	0.237	0.82	0.3692	0.014	<.001	0.11	0.7430	0.002	<.001
Arousal im NREM-Schlaf [#]	#	21.54	<.0001	0.271	0.263	0.22	0.6400	0.004	<.001	0.00	0.9944	<.001	<.001
Arousal im REM-Schlaf [#]	#	1.14	0.2891	0.019	0.017	1.31	0.2566	0.022	0.003	5.32	0.0247	0.084	0.010
Arousal [#] / h TST	#	25.47	<.0001	0.305	0.296	0.01	0.9375	<.001	<.001	0.41	0.5263	0.007	<.001
Arousal [#] / h NREM-Schlaf	#	29.78	<.0001	0.339	0.327	0.00	0.9737	<.001	<.001	0.37	0.5435	0.006	<.001
Arousal [#] / h REM-Schlaf	#	0.35	0.5547	0.006	0.006	1.80	0.1855	0.030	0.002	4.06	0.0485	0.065	0.005
Subj. Einschlaflatenz [min]	min	5.58	0.0216	0.088	0.072	0.48	0.4912	0.008	0.001	1.19	0.2807	0.020	0.004
Subj. Aufwachereignisse in der TST [#]	#	0.00	0.9545	0.000	0.000	0.26	0.6132	0.004	0.001	0.26	0.6132	0.004	0.001
Subj. Wach nach Schlafbeginn [min]	min	14.20	0.0004	0.197	0.170	0.23	0.6335	0.004	0.001	3.00	0.0885	0.049	0.007
Subj. Gesamtschlafzeit [min]	min	51.33	<.0001	0.469	0.415	0.10	0.7555	0.002	<.001	0.88	0.3518	0.015	0.002

F = F-Statistik; p = Signifikanzwert; η^2_p = partielles Eta²; η^2_G = generalisiertes Eta². Klammerausdruck entspricht den Freiheitsgraden. Statistisch signifikante Effekte sind fett gedruckt und gelb unterlegt.

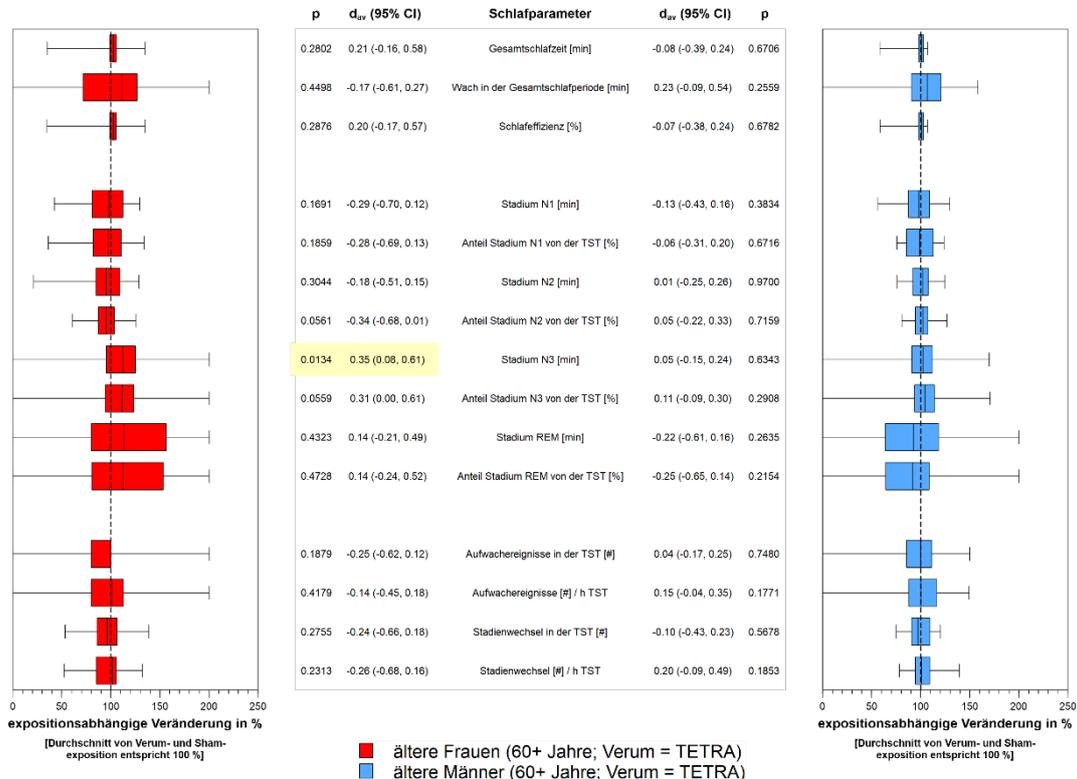
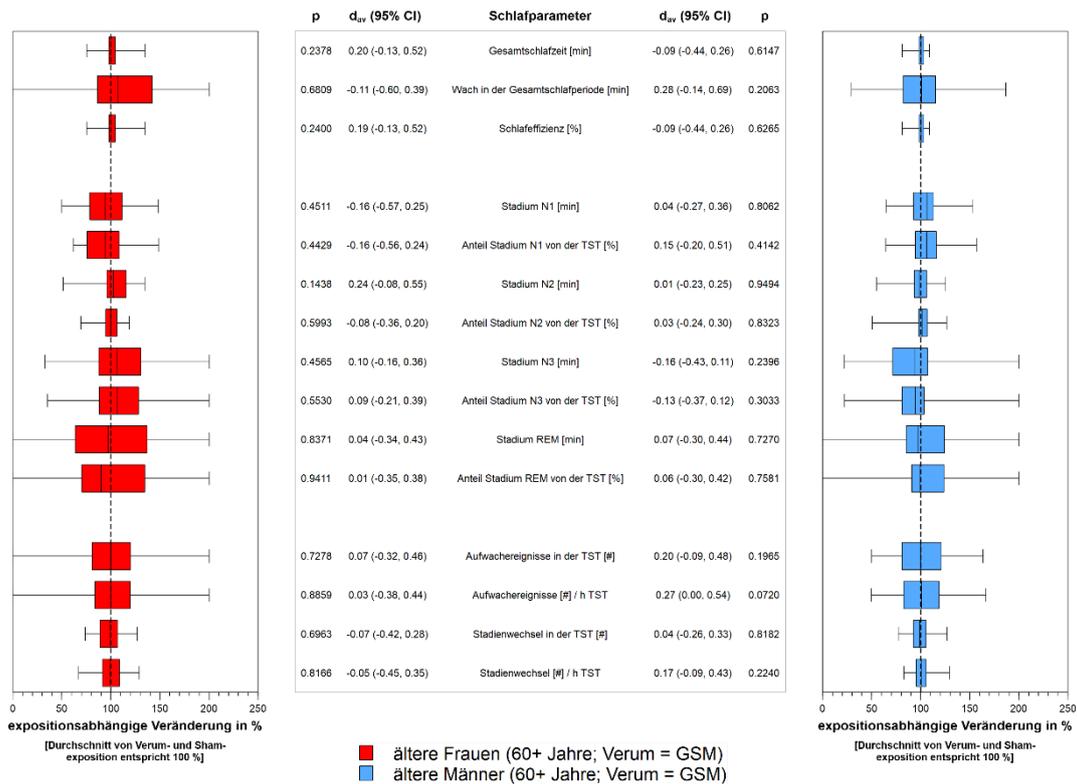
Abb. VIII.4 veranschaulicht die paarweisen Vergleiche zwischen der TETRA- und der Scheinexpositionsbedingung bei jungen und älteren Männern. Aus Abb. VIII.2 ist bereits hervorgegangen, dass bei den älteren Männern lediglich die Schlafkontinuität in Form von der Anzahl an Arousal im REM-Schlaf unter der Verumexposition reduziert war. Bei jungen Männern konnte dagegen eine einzige expositionsbedingte Veränderung auf die Schlafarchitektur (N2 Anteil in Prozent von der TST) beobachtet werden (1 von 34: 2.9 %). Die TETRA-Exposition hatte einen geringeren Anteil an diesem Schlafstadium zur Folge. Beide Effekte waren als klein einzustufen.

Aus Tab. VIII.4 geht ebenfalls recht deutlich hervor, dass der Schlaf sich mit dem Alter verändert. Auch hier waren unabhängig von der Exposition die meisten Schlafparameter zwischen den jungen und älteren Männern statistisch signifikant verschieden. Die Latenz zum kontinuierlichen Schlaf wies einen statistisch signifikanten Effekt des Faktors „Exposition“ auf. In beiden Altersgruppen war die Latenz unter der Verumexposition verkürzt (siehe Abb. VIII.4). Altersspezifische Expositionseffektunterschiede infolge einer TETRA-Befeldung zeigten sich bei zwei Parametern zur Schlafkontinuität. Bei den älteren männlichen Probanden bewirkte die Verumexposition eine Abnahme der Arousal im REM-Schlaf (als absoluter Wert und als Index). Im Kontrast dazu waren die REM-Schlaf-assoziierten Arousal bei den jungen männlichen Probanden tendenziell eher leicht erhöht (siehe Abb. VIII.4).

VIII.1.2 1. Nachtviertel

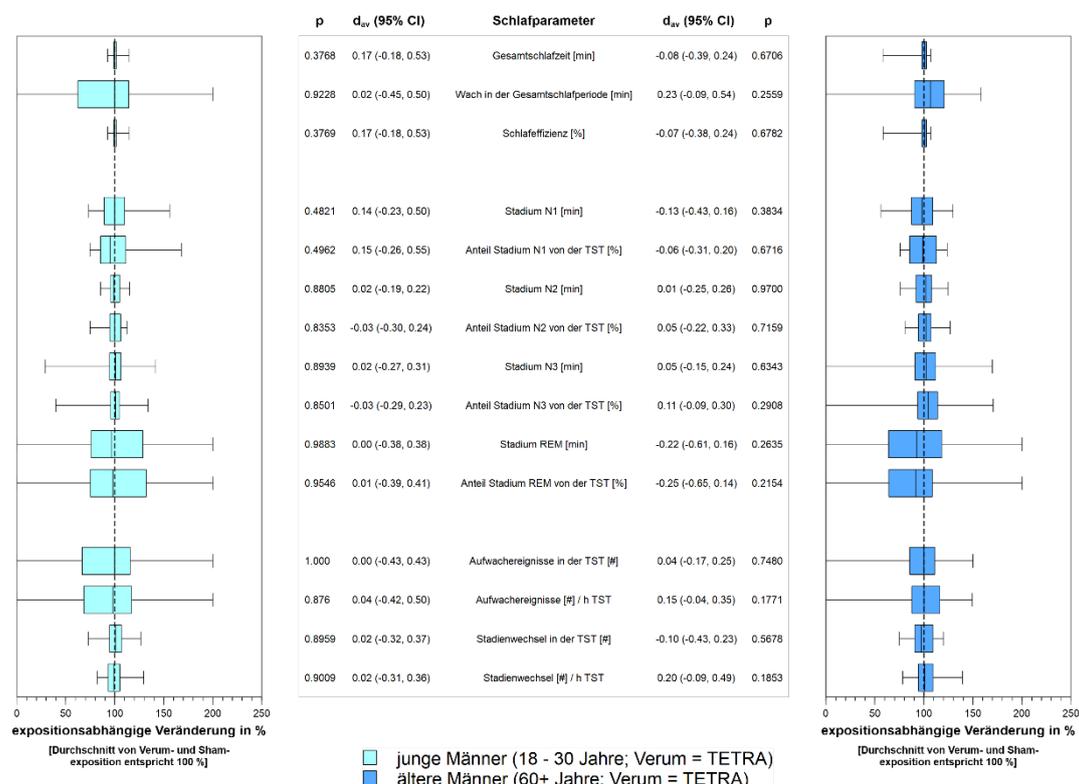
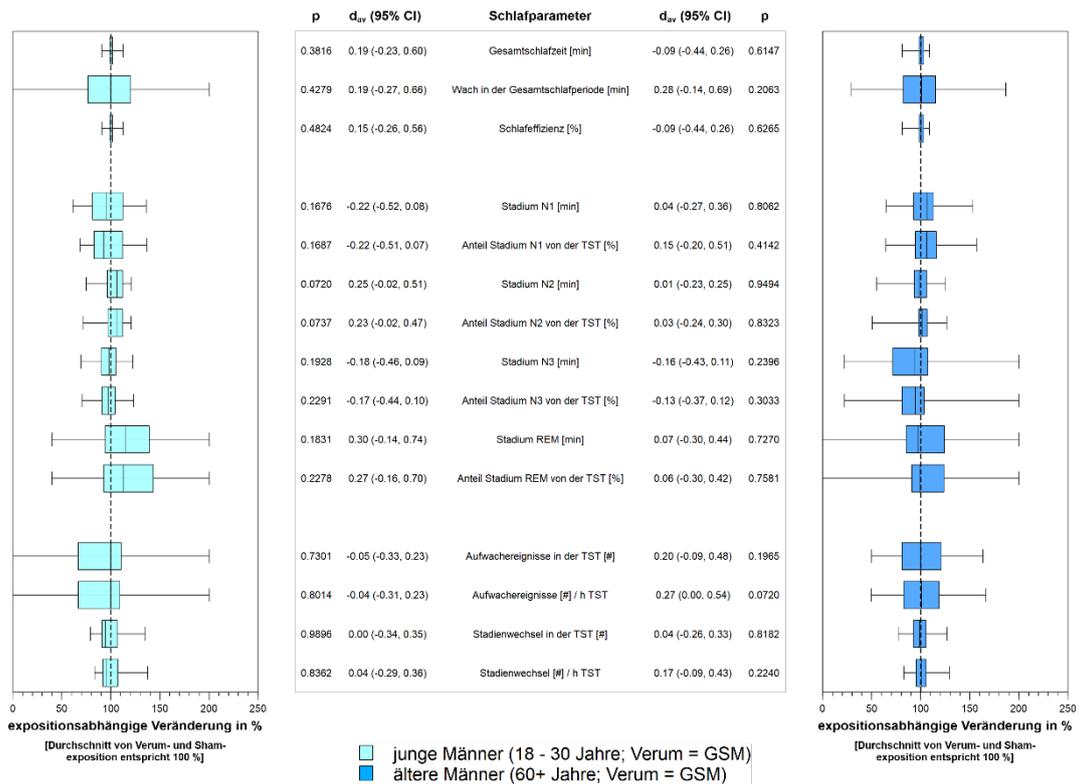
Bei den paarweisen Vergleichen zwischen den beiden Verumexpositionsbedingungen und der Scheinbefeldung (Abb. VIII.5 und VIII.6) älterer Frauen und Männer mit Bezug zum 1. Nachtviertel hat sich lediglich eine Expositionsdifferenz als statistisch signifikant erwiesen (1 von 15: 6.7 %). Zu Beginn der Nacht ist bei den älteren Frauen der Anteil des Schlafstadiums N3 in Minuten unter der TETRA-Exposition erhöht. Dieser Unterschied entsprach einem kleinen Effekt (Abb. VIII.6). Tab. VIII.5 kann entnommen werden, dass einige Schlafparameter im Zusammenhang mit dem 1. Nachtviertel unabhängig von der Exposition statistisch signifikant zwischen den Geschlechtern variierten. Die gemischten Varianzanalysen ergaben zwei statistisch signifikante Effekte des Faktors „Exposition“. Bei beiden Geschlechtern führte eine TETRA-Exposition zu Beginn der Nacht zu einem Anstieg des Tiefschlafs (N3 Anteil in Minuten und in Prozent von der TST innerhalb des 1. Nachtviertels). Geschlechtsspezifische Expositionseffekte, die am Anfang der Nacht auftreten und über die bereits für die gesamte Nacht diskutierten Effekte auf Latenzen bis zum Erreichen von Schlafstadien hinausgehen, konnten nicht beobachtet werden.

In den Abb. VIII.7 und VIII.8 sind die Ergebnisse der entsprechenden paarweisen Analysen zu den jungen und älteren Männern dargestellt. Es zeigte sich, dass am Anfang der Nacht weder bei den jungen noch bei den älteren Männern statistisch signifikante Expositionseffekte auftraten. Die gemischten ANOVA ergaben ebenfalls ausschließlich statistisch signifikante Effekte für den Faktor „Geschlecht“. Für das 1. Nachtviertel konnten somit auch keine altersabhängigen Expositionseffekte festgestellt werden (Tab. VIII.6).



Oben:Abb. VIII.5: Auswirkungen einer GSM900-Exposition auf die Makrostruktur des 1. Nachtviertels älterer Frauen und Männer.

Unten:Abb. VIII.6: Auswirkungen einer TETRA-Exposition auf die Makrostruktur des 1. Nachtviertels älterer Frauen und Männer. p = Signifikanzwert; d_{av} = Cohen's d_{av} inkl. 95% CI; Statistisch signifikante Unterschiede sind gelb hervorgehoben.



Oben:Abb. VIII.7: Auswirkungen einer GSM900-Exposition auf die Makrostruktur des 1. Nachtviertels jüngerer und älterer Männer.

Unten:Abb. VIII.8: Auswirkungen einer TETRA-Exposition auf die Makrostruktur des 1. Nachtviertels jüngerer und älterer Männer. p = Signifikanzwert; d_{av} = Cohen's d_{av} inkl. 95% CI.

Tab. VIII.5: Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Geschlecht als Zwischensubjektfaktor sowie GSM900 (oben) bzw. TETRA (unten) und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Makrostruktur des Schlafes im 1. Nachtdrittel.

Parameter	Einheit	Geschlecht (1, 58)				Exposition (1, 58)				Geschlecht*Exposition (1, 58)			
		F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G
Verum: GSM900													
Gesamtschlafzeit [min]	min	3.53	0.0652	0.057	0.046	0.49	0.4857	0.008	0.002	1.64	0.2054	0.028	0.006
Wach in der Gesamtschlafperiode [min]	min	0.00	0.9472	0.000	0.000	0.23	0.6354	0.004	0.002	1.27	0.2639	0.021	0.009
Schlafeffizienz [%]	%	3.51	0.0660	0.057	0.045	0.50	0.4834	0.009	0.002	1.60	0.2105	0.027	0.006
Stadium N1 [min]	min	11.72	0.0011	0.168	0.132	0.10	0.7575	0.002	0.000	0.47	0.4956	0.008	0.002
Anteil Stadium N1 von der TST [%]	%	7.89	0.0068	0.120	0.089	0.01	0.9332	0.000	0.000	1.29	0.2605	0.022	0.006
Stadium N2 [min]	min	0.00	0.9818	0.000	0.000	1.33	0.2539	0.022	0.003	1.14	0.2908	0.019	0.003
Anteil Stadium N2 von der TST [%]	%	1.00	0.3224	0.017	0.014	0.05	0.8170	0.001	0.000	0.28	0.5981	0.005	0.001
Stadium N3 [min]	min	0.18	0.6755	0.003	0.003	0.11	0.7409	0.002	0.000	1.92	0.1709	0.032	0.004
Anteil Stadium N3 von der TST [%]	%	0.66	0.4192	0.011	0.010	0.04	0.8415	0.001	0.000	1.27	0.2636	0.022	0.003
Stadium REM [min]	min	2.77	0.1013	0.046	0.033	0.15	0.7014	0.003	0.001	0.00	0.9468	0.000	0.000
Anteil Stadium REM von der TST [%]	%	2.14	0.1488	0.036	0.027	0.06	0.8000	0.001	0.000	0.02	0.8900	0.000	0.000
Aufwachereignisse in der TST [#]	#	9.18	0.0036	0.137	0.113	1.62	0.2075	0.027	0.005	0.74	0.3935	0.013	0.002
Aufwachereignisse [#] / h TST	#	4.18	0.0455	0.067	0.054	2.27	0.1373	0.038	0.007	1.74	0.1929	0.029	0.006
Stadienwechsel in der TST [#]	#	8.88	0.0042	0.133	0.109	0.02	0.8983	0.000	0.000	0.20	0.6571	0.003	0.001
Stadienwechsel [#] / h TST	#	2.54	0.1166	0.042	0.033	0.43	0.5144	0.007	0.001	1.01	0.3194	0.017	0.003
Verum: TETRA													
Gesamtschlafzeit [min]	min	3.08	0.0846	0.050	0.038	0.46	0.5009	0.008	0.002	1.33	0.2533	0.022	0.006
Wach in der Gesamtschlafperiode [min]	min	0.08	0.7780	0.001	0.001	0.07	0.7935	0.001	0.000	1.84	0.1796	0.031	0.010
Schlafeffizienz [%]	%	3.08	0.0847	0.050	0.038	0.45	0.5055	0.008	0.002	1.29	0.2614	0.022	0.005
Stadium N1 [min]	min	8.30	0.0056	0.125	0.102	2.46	0.1219	0.041	0.008	0.03	0.8549	0.001	0.000
Anteil Stadium N1 von der TST [%]	%	5.31	0.0248	0.084	0.068	1.74	0.1923	0.029	0.005	0.60	0.4410	0.010	0.002
Stadium N2 [min]	min	0.66	0.4195	0.011	0.009	0.65	0.4241	0.011	0.002	0.72	0.3981	0.012	0.002
Anteil Stadium N2 von der TST [%]	%	0.16	0.6865	0.003	0.002	1.91	0.1718	0.032	0.006	3.31	0.0740	0.054	0.010
Stadium N3 [min]	min	0.29	0.5934	0.005	0.004	6.00	0.0173	0.094	0.011	3.65	0.0611	0.059	0.006
Anteil Stadium N3 von der TST [%]	%	0.60	0.4422	0.010	0.009	5.11	0.0275	0.081	0.011	1.34	0.2518	0.023	0.003
Stadium REM [min]	min	0.69	0.4110	0.012	0.009	0.03	0.8590	0.001	0.000	1.84	0.1802	0.031	0.008
Anteil Stadium REM von der TST [%]	%	0.31	0.5802	0.005	0.004	0.06	0.8143	0.001	0.000	1.86	0.1779	0.031	0.009
Aufwachereignisse in der TST [#]	#	9.75	0.0028	0.144	0.127	0.53	0.4711	0.009	0.001	1.40	0.2413	0.024	0.003
Aufwachereignisse [#] / h TST	#	3.61	0.0622	0.059	0.051	0.16	0.6872	0.003	0.000	2.44	0.1239	0.040	0.005
Stadienwechsel in der TST [#]	#	11.20	0.0014	0.162	0.123	1.50	0.2255	0.025	0.006	0.24	0.6259	0.004	0.001
Stadienwechsel [#] / h TST	#	4.64	0.0355	0.074	0.057	0.00	0.9536	0.000	0.000	3.27	0.0755	0.053	0.012

F = F-Statistik; p = Signifikanzwert; η^2_p = partielles Eta²; η^2_G = generalisiertes Eta². Klammerausdruck entspricht den Freiheitsgraden. Statistisch signifikante Effekte sind fett gedruckt und gelb unterlegt

Tab. VIII.6: Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Altersgruppe als Zwischensubjektfaktor sowie GSM900 (oben) bzw. TETRA (unten) und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Makrostruktur des Schlafes im 1. Nachtdrittel.

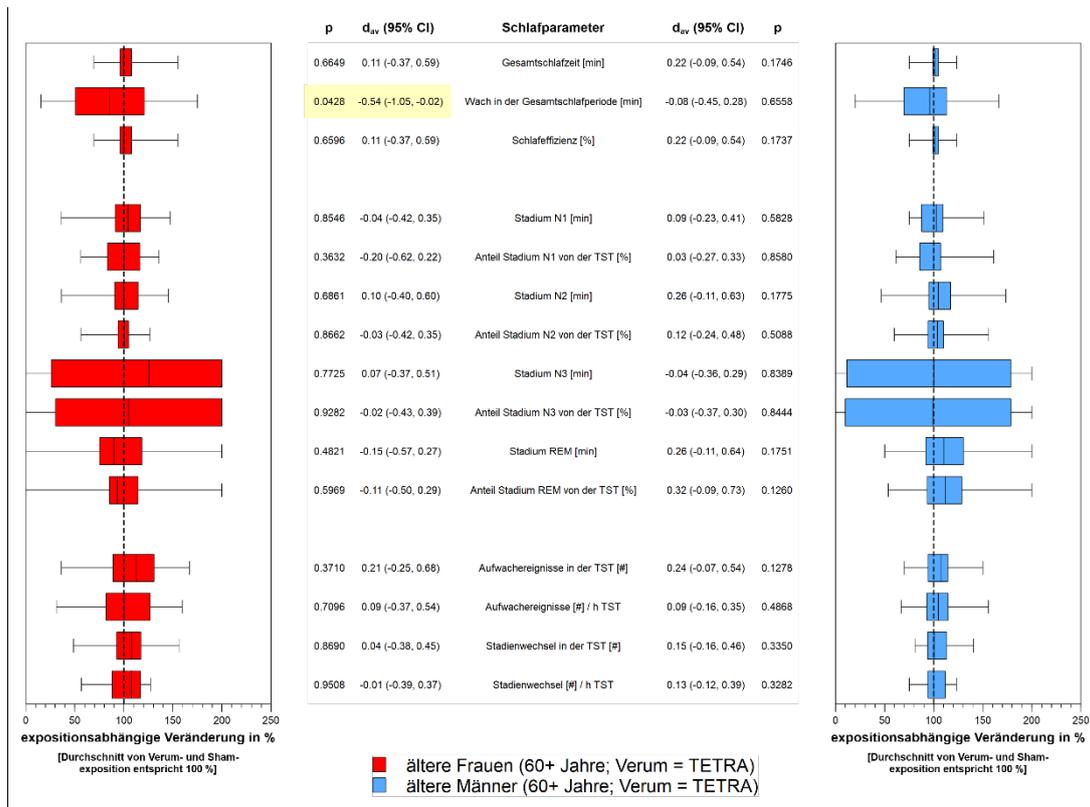
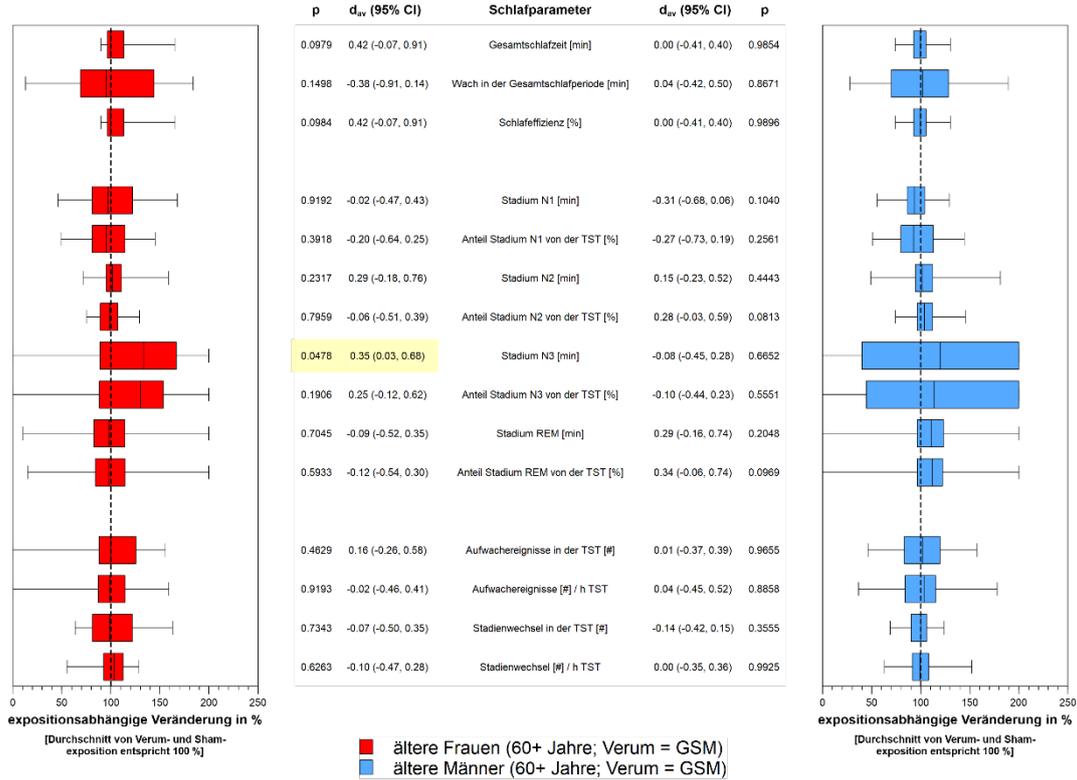
Parameter	Einheit	Altersgruppe (1, 58)				Exposition (1, 58)				Altersgruppe*Exposition (1, 58)			
		F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G
Verum: GSM900													
Gesamtschlafzeit [min]	min	26.91	<.0001	0.317	0.253	0.00	0.9458	0.000	0.000	0.84	0.3637	0.014	0.003
Wach in der Gesamtschlafperiode [min]	min	26.17	<.0001	0.311	0.224	2.28	0.1369	0.038	0.011	0.73	0.3974	0.012	0.003
Schlafeffizienz [%]	%	29.88	<.0001	0.340	0.274	0.00	0.9873	0.000	0.000	0.65	0.4250	0.011	0.002
Stadium N1 [min]	min	20.27	<.0001	0.259	0.219	0.25	0.6205	0.004	0.001	0.86	0.3583	0.015	0.002
Anteil Stadium N1 von der TST [%]	%	31.20	<.0001	0.350	0.291	0.01	0.9118	0.000	0.000	1.88	0.1755	0.031	0.005
Stadium N2 [min]	min	8.58	0.0049	0.129	0.115	1.29	0.2600	0.022	0.002	1.07	0.3057	0.018	0.002
Anteil Stadium N2 von der TST [%]	%	19.09	<.0001	0.248	0.222	1.43	0.2367	0.024	0.003	0.70	0.4054	0.012	0.001
Stadium N3 [min]	min	71.08	<.0001	0.551	0.514	3.21	0.0783	0.052	0.004	0.01	0.9195	0.000	0.000
Anteil Stadium N3 von der TST [%]	%	59.14	<.0001	0.505	0.471	2.57	0.1141	0.042	0.003	0.00	0.9455	0.000	0.000
Stadium REM [min]	min	7.95	0.0066	0.121	0.087	1.38	0.2451	0.023	0.007	0.42	0.5181	0.007	0.002
Anteil Stadium REM von der TST [%]	%	9.48	0.0032	0.141	0.104	1.09	0.3017	0.018	0.005	0.33	0.5694	0.006	0.001
Aufwachereignisse in der TST [#]	#	36.87	<.0001	0.389	0.346	1.17	0.2834	0.020	0.002	1.83	0.1811	0.031	0.003
Aufwachereignisse [#] / h TST	#	32.98	<.0001	0.363	0.322	2.89	0.0943	0.048	0.005	3.44	0.0685	0.056	0.006
Stadienwechsel in der TST [#]	#	47.31	<.0001	0.449	0.399	0.04	0.8429	0.001	0.000	0.03	0.8544	0.001	0.000
Stadienwechsel [#] / h TST	#	49.60	<.0001	0.461	0.419	1.41	0.2393	0.024	0.002	0.98	0.3275	0.017	0.001
Verum: TETRA													
Gesamtschlafzeit [min]	min	12.78	0.0007	0.181	0.143	0.01	0.9043	0.000	0.000	0.71	0.4015	0.012	0.003
Wach in der Gesamtschlafperiode [min]	min	12.77	0.0007	0.180	0.134	1.26	0.2660	0.021	0.005	1.12	0.2951	0.019	0.005
Schlafeffizienz [%]	%	14.08	0.0004	0.195	0.155	0.02	0.8961	0.000	0.000	0.70	0.4060	0.012	0.002
Stadium N1 [min]	min	37.62	<.0001	0.393	0.346	0.24	0.6257	0.004	0.000	1.22	0.2733	0.021	0.002
Anteil Stadium N1 von der TST [%]	%	45.95	<.0001	0.442	0.400	0.00	0.9679	0.000	0.000	0.55	0.4596	0.009	0.001
Stadium N2 [min]	min	4.66	0.0351	0.074	0.067	0.01	0.9071	0.000	0.000	0.00	0.9566	0.000	0.000
Anteil Stadium N2 von der TST [%]	%	1.30	0.2590	0.022	0.019	0.02	0.8919	0.000	0.000	0.17	0.6802	0.003	0.000
Stadium N3 [min]	min	18.52	<.0001	0.242	0.221	0.16	0.6907	0.003	0.000	0.03	0.8526	0.001	0.000
Anteil Stadium N3 von der TST [%]	%	12.11	0.0010	0.173	0.158	0.35	0.5555	0.006	0.000	0.76	0.3867	0.013	0.001
Stadium REM [min]	min	2.15	0.1476	0.036	0.026	0.70	0.4051	0.012	0.003	0.74	0.3942	0.013	0.003
Anteil Stadium REM von der TST [%]	%	3.27	0.0758	0.053	0.038	0.85	0.3608	0.014	0.004	0.99	0.3233	0.017	0.005
Aufwachereignisse in der TST [#]	#	18.78	<.0001	0.245	0.211	0.04	0.8467	0.001	0.000	0.04	0.8467	0.001	0.000
Aufwachereignisse [#] / h TST	#	16.58	0.0001	0.222	0.191	1.01	0.3190	0.017	0.002	0.58	0.4485	0.010	0.001
Stadienwechsel in der TST [#]	#	2.77	0.1015	0.046	0.036	0.14	0.7128	0.002	0.000	0.29	0.5951	0.005	0.001
Stadienwechsel [#] / h TST	#	7.69	0.0075	0.117	0.098	1.33	0.2537	0.022	0.004	1.00	0.3216	0.017	0.003

F = F-Statistik; p = Signifikanzwert; η^2_p = partielles Eta²; η^2_G = generalisiertes Eta². Klammerausdruck entspricht den Freiheitsgraden. Statistisch signifikante Effekte sind fett gedruckt und gelb unterlegt

VIII.1.3 4. Nachtviertel

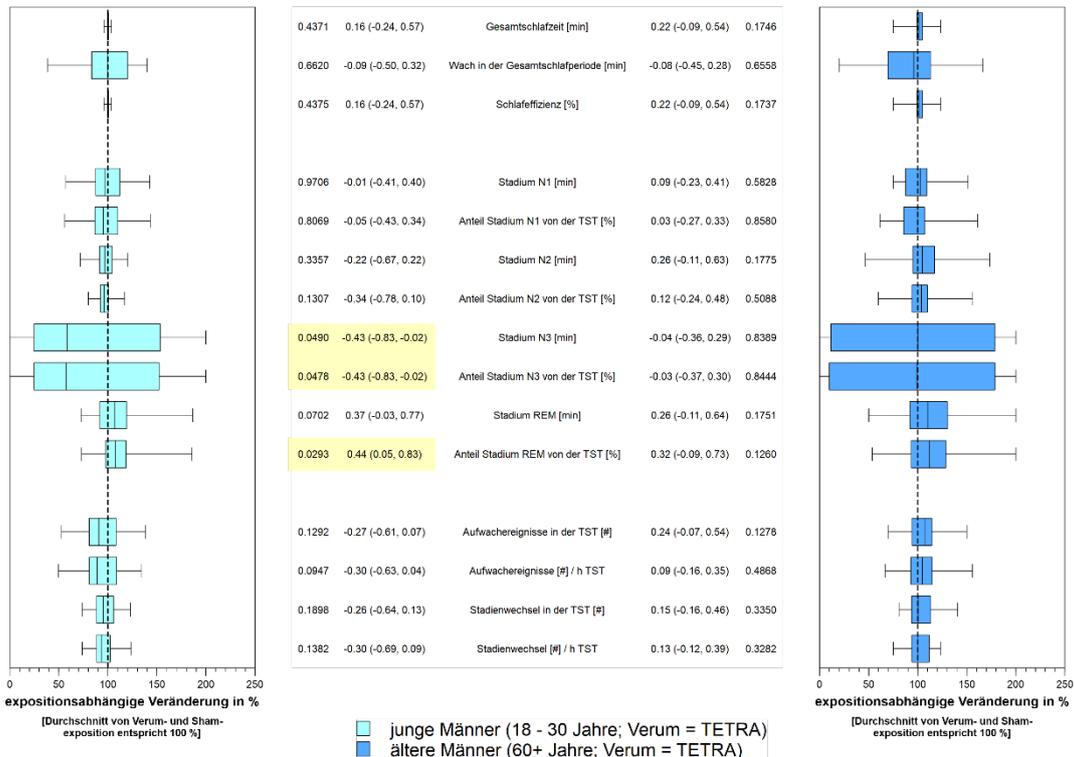
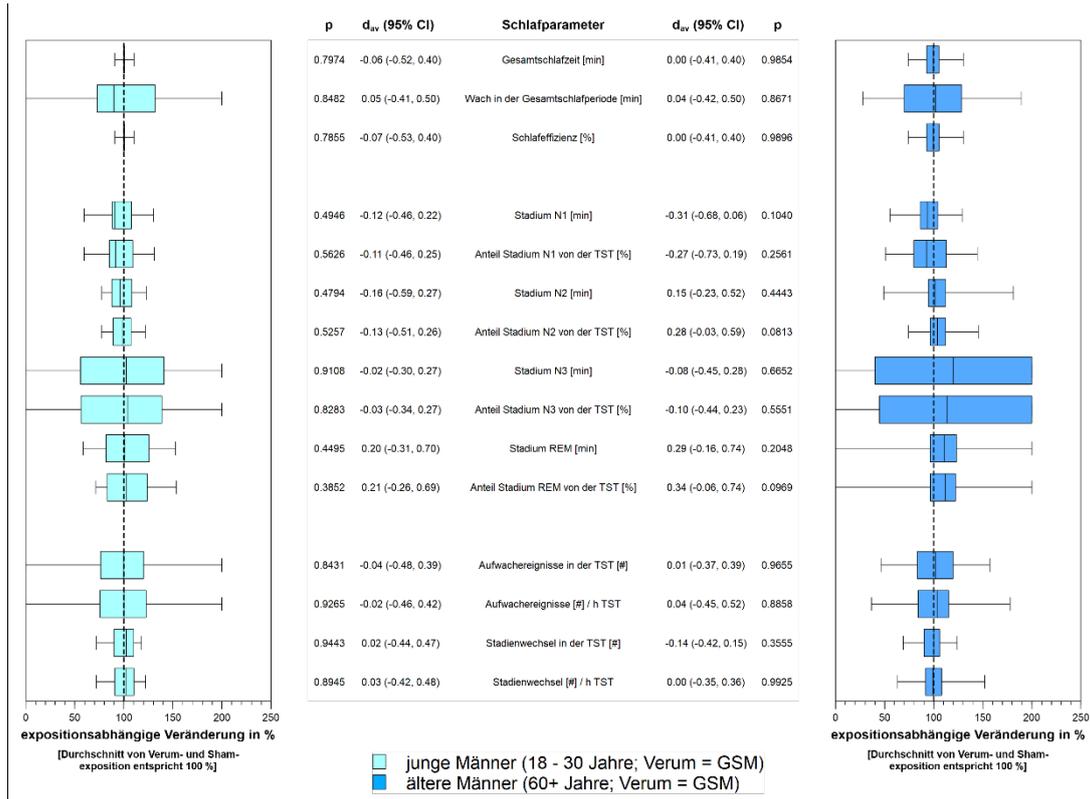
Im letzten Nachtviertel konnte im Zuge der paarweisen Vergleiche zwischen den beiden Verumexpositionsbedingungen und der Scheinbefeldung (Abb. VIII.9 und VIII.10) älterer Frauen und Männer erneut ein statistisch signifikanter Expositionseffekt auf den Anteil des Schlafstadiums N3 in Minuten bei den älteren Frauen gefunden werden (1 von 15: 6.7 %). Auch in diesem Fall lag der Tiefschlafanteil unter der Verumexposition erhöht vor, allerdings trat diese „kleine“ Veränderung nun infolge der GSM900-Exposition auf (Abb. VIII.9). Die TETRA-Exposition führte hingegen am Ende der Nacht ausschließlich zu einer reduzierten Wachzeit in der Gesamtschlafperiode (1 von 15: 6.7 %), was als mittelgroßer Effekt einzustufen war (Abb. VIII.10). Tab. VIII.7 macht deutlich, dass auch am Ende der Nacht keine geschlechtsspezifischen expositionsabhängigen Unterschiede in Gestalt eines Interaktionseffektes aufgetreten sind.

Abb. VIII.11 und VIII.12 veranschaulichen die Ergebnisse der paarweisen Auswertung zwischen den beiden Verumbefeldungen und Sham junger und älterer Männer am Ende der Nacht. Während die GSM900-Expositionsbedingung weder bei den jungen noch bei den älteren Männern einen Einfluss auf die untersuchten Schlafparameter hatte (Abb. VIII.11), konnten infolge einer TETRA-Exposition Unterschiede in der Schlafarchitektur des letzten Nachtviertels beobachtet werden (3 von 15: 20.0 %). Der Anteil des Schlafstadiums N3 (in Minuten und in Prozent von der TST im 4. Nachtviertel) war im Vergleich zu Sham unter der Verumexposition geringer, wogegen der REM-Schlaf (in Prozent von der TST im 4. Nachtviertel) infolge der Verumexposition eine Zunahme erfuhr (Abb. VIII.12). Alle drei Unterschiede entsprachen kleinen Effekten. Auch wenn die Einflussnahme auf den REM-Schlaf nach der GSM900-Exposition, die in die gleiche Richtung ging, statistisch nicht signifikant war, entsprach auch dieser Unterschied einem kleinen Effekt (Abb. VIII.11). Dementsprechend ist es nicht erstaunlich, dass der Faktor „Exposition“ bei den Parametern zum REM-Schlaf statistisch signifikante Ergebnisse liefert (Tab. VIII.8). Des Weiteren konnte ein altersspezifischer Expositionseffekt identifiziert werden, der sich eher am Ende einer Nacht bemerkbar macht. Während die Anzahl der Aufwachereignisse bei den jungen Männern unter der TETRA-Exposition kleiner wird, führt sie bei den älteren Männern zu einem Anstieg und somit zu einer geringeren Schlafkontinuität (Tab. VIII.8).



Oben:Abb. VIII.9: Auswirkungen einer GSM900-Exposition auf die Makrostruktur im 4. Nachtviertel älterer Frauen und Männer.

Unten:Abb. VIII.10: Auswirkungen einer TETRA-Exposition auf die Makrostruktur im 4. Nachtviertel älterer Frauen und Männer. p = Signifikanzwert; d_{av} = Cohen's d_{av} inkl. 95% CI; Statistisch signifikante Unterschiede sind gelb hervorgehoben.



Oben:Abb. VIII.11: Auswirkungen einer GSM900-Exposition auf die Makrostruktur im 4. Nachtviertel jüngerer und älterer Männer.

Unten:Abb. VIII.12: Auswirkungen einer TETRA-Exposition auf die Makrostruktur im 4. Nachtviertel jüngerer und älterer Männer. p = Signifikanzwert; d_{av} = Cohen's d_{av} inkl. 95% CI; Statistisch signifikante Unterschiede sind gelb hervorgehoben.

Tab. VIII.7: Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Geschlecht als Zwischensubjektfaktor sowie GSM900 (oben) bzw. TETRA (unten) und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Makrostruktur des Schlafes im 4. Nachtdrittel.

Parameter	Einheit	Geschlecht (1, 58)				Exposition (1, 58)				Geschlecht*Exposition (1, 58)			
		F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G
Verum: GSM900													
Gesamtschlafzeit [min]	min	0.22	0.6432	0.004	0.002	1.61	0.2102	0.027	0.010	1.67	0.2016	0.028	0.011
Wach in der Gesamtschlafperiode [min]	min	1.42	0.2386	0.024	0.013	0.92	0.3409	0.016	0.007	1.42	0.2381	0.024	0.011
Schlafeffizienz [%]	%	0.21	0.6494	0.004	0.002	1.62	0.2088	0.027	0.010	1.66	0.2028	0.028	0.011
Stadium N1 [min]	min	11.39	0.0013	0.164	0.116	1.27	0.2642	0.021	0.006	0.94	0.3373	0.016	0.005
Anteil Stadium N1 von der TST [%]	%	15.84	0.0002	0.215	0.140	2.08	0.1542	0.035	0.012	0.26	0.6088	0.005	0.002
Stadium N2 [min]	min	7.33	0.0089	0.112	0.077	2.04	0.1589	0.034	0.011	0.15	0.6969	0.003	0.001
Anteil Stadium N2 von der TST [%]	%	12.08	0.0010	0.172	0.132	0.88	0.3512	0.015	0.003	1.81	0.1841	0.030	0.007
Stadium N3 [min]	min	0.65	0.4217	0.011	0.008	1.23	0.2723	0.021	0.005	3.03	0.0869	0.050	0.012
Anteil Stadium N3 von der TST [%]	%	1.06	0.3073	0.018	0.014	0.44	0.5080	0.008	0.002	2.01	0.1617	0.033	0.008
Stadium REM [min]	min	2.60	0.1123	0.043	0.027	0.60	0.4402	0.010	0.004	1.57	0.2150	0.026	0.010
Anteil Stadium REM von der TST [%]	%	1.13	0.2920	0.019	0.013	0.70	0.4062	0.012	0.004	2.55	0.1155	0.042	0.014
Aufwachereignisse in der TST [#]	#	28.95	<.0001	0.333	0.260	0.17	0.6807	0.003	0.001	0.11	0.7363	0.002	0.000
Aufwachereignisse [#] / h TST	#	26.21	<.0001	0.311	0.202	0.01	0.9170	0.000	0.000	0.03	0.8657	0.000	0.000
Stadienwechsel in der TST [#]	#	6.17	0.0159	0.096	0.073	0.64	0.4281	0.011	0.003	0.05	0.8245	0.001	0.000
Stadienwechsel [#] / h TST	#	5.26	0.0255	0.083	0.063	0.12	0.7344	0.002	0.000	0.13	0.7244	0.002	0.001
Verum: TETRA													
Gesamtschlafzeit [min]	min	0.53	0.4688	0.009	0.006	1.16	0.2868	0.020	0.007	0.10	0.7522	0.002	0.001
Wach in der Gesamtschlafperiode [min]	min	1.42	0.2388	0.024	0.015	3.87	0.0538	0.063	0.023	2.05	0.1580	0.034	0.013
Schlafeffizienz [%]	%	0.53	0.4699	0.009	0.006	1.17	0.2846	0.020	0.007	0.09	0.7592	0.002	0.001
Stadium N1 [min]	min	14.96	0.0003	0.205	0.164	0.07	0.7990	0.001	0.000	0.27	0.6048	0.005	0.001
Anteil Stadium N1 von der TST [%]	%	15.30	0.0002	0.209	0.172	0.16	0.6942	0.003	0.000	0.47	0.4944	0.008	0.001
Stadium N2 [min]	min	4.10	0.0476	0.066	0.042	1.34	0.2509	0.023	0.008	0.26	0.6128	0.004	0.002
Anteil Stadium N2 von der TST [%]	%	16.49	0.0001	0.221	0.172	0.15	0.7030	0.003	0.001	0.37	0.5438	0.006	0.001
Stadium N3 [min]	min	0.00	0.9717	0.000	0.000	0.01	0.9365	0.000	0.000	0.13	0.7245	0.002	0.001
Anteil Stadium N3 von der TST [%]	%	0.08	0.7780	0.001	0.001	0.04	0.8426	0.001	0.000	0.00	0.9495	0.000	0.000
Stadium REM [min]	min	2.70	0.1057	0.045	0.031	0.30	0.5849	0.005	0.001	2.27	0.1371	0.038	0.011
Anteil Stadium REM von der TST [%]	%	1.02	0.3175	0.017	0.012	0.79	0.3784	0.013	0.004	2.44	0.1240	0.040	0.013
Aufwachereignisse in der TST [#]	#	28.97	<.0001	0.333	0.279	3.21	0.0785	0.052	0.009	0.42	0.5175	0.007	0.001
Aufwachereignisse [#] / h TST	#	17.09	0.0001	0.228	0.197	0.62	0.4328	0.011	0.001	0.12	0.7332	0.002	0.000
Stadienwechsel in der TST [#]	#	8.43	0.0052	0.127	0.096	0.48	0.4906	0.008	0.002	0.18	0.6761	0.003	0.001
Stadienwechsel [#] / h TST	#	5.20	0.0262	0.082	0.067	0.27	0.6028	0.005	0.001	0.39	0.5345	0.007	0.001

F = F-Statistik; p = Signifikanzwert; η^2_p = partielles Eta²; η^2_G = generalisiertes Eta². Klammerausdruck entspricht den Freiheitsgraden. Statistisch signifikante Effekte sind fett gedruckt und gelb unterlegt

Tab. VIII.8: Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Altersgruppe als Zwischensubjektfaktor sowie GSM900 (oben) bzw. TETRA (unten) und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Makrostruktur des Schlafes im 4. Nachtviertel.

Parameter	Einheit	Altersgruppe (1, 58)				Exposition (1, 58)				Altersgruppe*Exposition (1, 58)			
		F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G
Verum: GSM900													
Gesamtschlafzeit [min]	min	43.04	<.0001	0.426	0.333	0.01	0.9266	0.000	0.000	0.00	0.9545	0.000	0.000
Wach in der Gesamtschlafperiode [min]	min	38.41	<.0001	0.398	0.282	0.05	0.8288	0.001	0.000	0.01	0.9157	0.000	0.000
Schlafeffizienz [%]	%	41.13	<.0001	0.415	0.323	0.01	0.9274	0.000	0.000	0.00	0.9473	0.000	0.000
Stadium N1 [min]	min	13.10	0.0006	0.184	0.145	3.17	0.0803	0.052	0.011	1.03	0.3154	0.017	0.004
Anteil Stadium N1 von der TST [%]	%	30.99	<.0001	0.348	0.247	1.66	0.2033	0.028	0.008	0.81	0.3714	0.014	0.004
Stadium N2 [min]	min	14.12	0.0004	0.196	0.145	0.02	0.9026	0.000	0.000	1.11	0.2957	0.019	0.005
Anteil Stadium N2 von der TST [%]	%	0.86	0.3564	0.015	0.011	0.78	0.3809	0.013	0.003	3.09	0.0839	0.051	0.011
Stadium N3 [min]	min	13.21	0.0006	0.186	0.157	0.12	0.7343	0.002	0.000	0.02	0.8773	0.000	0.000
Anteil Stadium N3 von der TST [%]	%	11.56	0.0012	0.166	0.139	0.27	0.6078	0.005	0.001	0.02	0.8783	0.000	0.000
Stadium REM [min]	min	6.99	0.0105	0.108	0.064	2.09	0.1532	0.035	0.014	0.11	0.7417	0.002	0.001
Anteil Stadium REM von der TST [%]	%	1.65	0.2042	0.028	0.018	3.31	0.0741	0.054	0.019	0.29	0.5934	0.005	0.002
Aufwachereignisse in der TST [#]	#	44.24	<.0001	0.433	0.347	0.01	0.9421	0.000	0.000	0.02	0.8846	0.000	0.000
Aufwachereignisse [#] / h TST	#	48.27	<.0001	0.454	0.317	0.01	0.9144	0.000	0.000	0.03	0.8680	0.000	0.000
Stadienwechsel in der TST [#]	#	4.46	0.0391	0.071	0.057	0.45	0.5052	0.008	0.002	0.58	0.4494	0.010	0.002
Stadienwechsel [#] / h TST	#	23.35	<.0001	0.287	0.225	0.01	0.9372	0.000	0.000	0.00	0.9499	0.000	0.000
Verum: TETRA													
Gesamtschlafzeit [min]	min	31.77	<.0001	0.354	0.305	2.32	0.1329	0.039	0.005	1.44	0.2354	0.024	0.003
Wach in der Gesamtschlafperiode [min]	min	29.70	<.0001	0.339	0.275	0.28	0.5998	0.005	0.001	0.13	0.7232	0.002	0.000
Schlafeffizienz [%]	%	30.11	<.0001	0.342	0.294	2.33	0.1322	0.039	0.005	1.45	0.2342	0.024	0.003
Stadium N1 [min]	min	61.91	<.0001	0.516	0.452	0.19	0.6625	0.003	0.000	0.23	0.6327	0.004	0.000
Anteil Stadium N1 von der TST [%]	%	54.59	<.0001	0.485	0.433	0.00	0.9442	0.000	0.000	0.07	0.7940	0.001	0.000
Stadium N2 [min]	min	51.84	<.0001	0.472	0.380	0.16	0.6930	0.003	0.001	2.84	0.0974	0.047	0.009
Anteil Stadium N2 von der TST [%]	%	30.97	<.0001	0.348	0.274	0.21	0.6492	0.004	0.001	2.24	0.1396	0.037	0.008
Stadium N3 [min]	min	0.02	0.8870	0.000	0.000	2.19	0.1445	0.036	0.009	1.36	0.2488	0.023	0.006
Anteil Stadium N3 von der TST [%]	%	0.28	0.6020	0.005	0.004	1.81	0.1837	0.030	0.008	1.04	0.3116	0.018	0.004
Stadium REM [min]	min	12.62	0.0008	0.179	0.135	5.31	0.0249	0.084	0.022	0.09	0.7703	0.001	0.000
Anteil Stadium REM von der TST [%]	%	4.41	0.0400	0.071	0.051	7.00	0.0105	0.108	0.033	0.02	0.8833	0.000	0.000
Aufwachereignisse in der TST [#]	#	16.11	0.0002	0.217	0.182	0.11	0.7376	0.002	0.000	4.79	0.0327	0.076	0.013
Aufwachereignisse [#] / h TST	#	17.78	<.0001	0.235	0.208	0.05	0.8318	0.001	0.000	2.10	0.1529	0.035	0.004
Stadienwechsel in der TST [#]	#	4.87	0.0312	0.078	0.061	0.01	0.9030	0.000	0.000	2.61	0.1114	0.043	0.009
Stadienwechsel [#] / h TST	#	16.31	0.0002	0.220	0.187	0.08	0.7826	0.001	0.000	3.09	0.0840	0.051	0.007

F = F-Statistik; p = Signifikanzwert; η^2_p = partielles Eta²; η^2_G = generalisiertes Eta². Klammerausdruck entspricht den Freiheitsgraden. Statistisch signifikante Effekte sind fett gedruckt und gelb unterlegt

VIII.1.4 Zusammenfassung

Die Untersuchung eines möglichen Expositionseffektes auf die Parameter zur Beschreibung der Makrostruktur des Schlafes bezogen auf die gesamte Nacht sowie auf die Parameter im Zusammenhang mit der subjektiven Einschätzung zum Nachtschlaf zeigte bei den älteren Frauen im paarweisen Ansatz für den Vergleich GSM900 und Sham eine kürzere Tiefschlaf- und REM-Schlaf latenz, einen geringeren Anteil des Schlafstadiums N1, weniger REM-Schlaf-assoziierte Arousal und eine reduzierte Anzahl an Aufwachereignissen unter der Verumexposition. Weitere Parameter zur Beschreibung der Makrostruktur des 1. Nachtvierfels waren in der weiblichen Stichprobe unter GSM900 nicht verändert. Im 4. Nachtviertel war dagegen diese Verumexposition mit einem erhöhten Anteil des Schlafstadiums N3 verbunden. Bei den älteren Männern hatte die GSM900-Exposition zu keinem der drei hier berücksichtigten Zeitpunkte irgendeine Bedeutung für einen der untersuchten Zielparameter. Bei den jungen Männern war unter der GSM900-Exposition ein höherer Anteil des Schlafstadiums REM am Gesamtschlaf feststellbar. Der varianzanalytische Ansatz mit GSM900 als Verumexpositionsbedingung ergab mit Bezug auf die gesamte Nacht geschlechtsspezifische Expositionseffekte für die REM-Schlaf latenz sowie für die selbsteingeschätzte Anzahl der Aufwachereignisse und der Gesamtschlafzeit. Altersabhängige Expositionseffekte zeigten sich nur auf der Ebene der Selbstbeurteilung und betrafen ebenfalls die beiden letztgenannten Parameter.

Der entsprechende paarweise Ansatz für den Vergleich zwischen der TETRA-Expositionsbedingung und Sham bezogen auf die gesamte Nacht ergab bei den älteren Frauen unter der Verumexposition ebenfalls eine kürzere Tiefschlaf- und REM-Schlaf latenz sowie weniger REM-Schlaf-assoziierte Arousal. Außerdem zeigte sich unter der TETRA-Befeldung ein geringerer objektiv gemessener und subjektiv wahrgenommener Wachanteil. Im 1. Nachtviertel konnte unter der TETRA-Befeldung ein höherer Tiefschlafanteil festgestellt werden, während im 4. Nachtviertel das TETRA-Signal mit einem geringeren Wachanteil verbunden war. Bei den älteren Männern waren lediglich die REM-Schlaf-assoziierten Arousal von einer TETRA-Befeldung betroffen. Bei den jungen Männern konnte unter dieser Verumexpositionsbedingung ein verringerter Anteil des Schlafstadiums N2 am Gesamtschlaf festgestellt werden. Im 1. Nachtviertel hatte die Hochfrequenzexposition keine Bedeutung, während im letzten Nachtviertel unter TETRA der Tiefschlafanteil verringert und der REM-Schlaf-Anteil erhöht vorlag. Geschlechtsspezifische Auswirkungen einer TETRA-Exposition konnten für den Wachanteil in der Schlafperiode sowie für die Latenzen zum Tief- und REM-Schlaf gefunden werden. Altersspezifische Expositionseffekte betrafen die Anzahl der REM-Schlaf-assoziierten Arousal sowie die Anzahl der Aufwachereignisse in der Gesamtschlafzeit des letzten Nachtvierfels.

Zusammenfassend war von den drei Stichproben die Makrostruktur des Schlafes der älteren Frauen am stärksten von einer Hochfrequenzexposition betroffen, und zwar unabhängig von dem verwendeten Expositionssignal. Insbesondere sind in diesem Zusammenhang die Latenzen zum Tief- und REM-Schlaf zu nennen. Bei der varianzanalytischen Auswertung überwogen die geschlechtsspezifischen Expositionseffekte, zumindest im Hinblick auf die objektiv gemessenen Schlafparameter.

VIII.2 Alters- und geschlechtsspezifische Expositionseffekte auf die Powerspektralwerte im Schlaf

Es wurden vergleichende Analysen des Schlaf- EEG für die Exposition bei TETRA 6.0 W/kg und GSM900 2.0 W/kg zwischen jungen und älteren Männern sowie zwischen älteren Männern und Frauen durchgeführt. Die Auswertung erfolgte nach Frequenzbändern und auf der Ebene einzelner Spektrallinien (vgl. Kap. VII.1.2) und betrachtet ausschließlich den Zeitraum „gesamte Nacht“. Auch bei diesen Analysen wurden die beiden „Hochfrequenzsignale“ getrennt voneinander im Vergleich zu Sham betrachtet. Zunächst werden die geschlechtsspezifischen und dann die altersabhängigen Unterschiede aufgezeigt, jeweils in der Reihenfolge GSM900 gefolgt von der TETRA-Expositionsbedingung. Die Powerspektralwerte zu den Spektrallinien wurden lediglich mittels paarweiser Analysen ausgewertet.

VIII.2.1 Schlaf-EEG: Frequenzbänder

Abb. VIII.13 zeigt die Ergebnisse der paarweisen Analysen bei den älteren Frauen zu den Schlaf-EEG-Powerspektralwerten auf der Ebene der Frequenzbänder zwischen der GSM900-Exposition und der Scheinexpositionsbedingung. Für das Stadium N1 konnten keine statistisch signifikanten Variationen mit der Exposition festgestellt werden. Im Stadium N2 war die EEG-Power an einer Elektrode im Alpha-Frequenzband (Fz), an drei Elektroden im breit gefassten (Fp1, F3, Fz) und an zwei Elektroden im eng gefassten Schlafspindelfrequenzbereich (Fp1, Fz) von der Exposition betroffen. Im Stadium N3 waren nahezu dieselben Elektrodenlokalisationen in den beiden Schlafspindelfrequenzbereichen wie im Stadium N2 betroffen. Zusätzlich zeigten sich in diesem Stadium Expositionseffekte in frontalen Hirnregionen auch im Beta-Frequenzband (Fp1, Fp2, F3, Fz, F4). Die Ergebnisse für den NREM-Schlaf waren denen für das Schlafstadium N2 sowohl die Topographie betreffend als auch hinsichtlich der Effektrichtung sehr ähnlich. In allen genannten Fällen war die Power unter der Verumexposition kleiner als unter Sham. Eine Zunahme der Power unter der Verumexposition konnte lediglich im Stadium N3 an der Lokalisation Cz im Delta-Frequenzband gefunden werden. Im REM-Schlaf war eine Elektrodenposition statistisch signifikant betroffen.

In Abb. VIII. 14 sind entsprechende Ergebnisse zwischen GSM900 und Sham für die älteren Männer dargestellt. Im Stadium N1 waren in den beiden langsamen Frequenzbändern (SO, Delta) die okzipitalen Spuren O1, O2 von der Exposition beeinflusst. Weitere Expositionseffekte zeigten sich im breiten Spindelfrequenzbereich (C4) und im Beta-Band (C4, O2). Im Stadium N2 waren die Expositionseffekte im Beta-Band (F3, Fz, F4, C3, Cz, C4, T5, O2) sowie in den beiden Spindelfrequenzbändern (F3, Fz, F4, C3, C4, T5 zzgl. O2 im breiten Spindelfrequenzband) großflächiger. Auch Im Stadium N3 hatte der Expositionseffekt in den beiden langsamen Frequenzbändern an der Elektrode O1 weiterhin Bestand. Des Weiteren war hier auch der Theta-Bereich an einigen am Hinterkopf gelegenen Elektrodenpositionen betroffen (T5, Pz, O2), Wird der NREM-Schlaf gesamtheitlich betrachtet, waren die Effekte nahezu ausschließlich auf die langsamen Frequenzbereiche beschränkt (SO und Delta: C3, C4, T4, P3, T6, O1,

O2). Lediglich die Effekte im Beta-Band an den Elektroden C4 und O2 waren auch in der zusammengefassten Form der NREM-Schlafstadien statistisch signifikant. Im REM-Schlaf waren die Expositionseffekte zwar deutlich lokaler (O2; in einem Fall auch O1), dafür waren aber mehrere Frequenzbänder betroffen (SO, Delta, Beta und beide Spindelfrequenzbereiche). Auch hier stellten alle bisher erwähnten Effekte eine Abnahme der Power unter der Verumexposition im Vergleich zu Sham dar. Lediglich im REM-Schlaf war im Alpha-Frequenzband an der Elektrode F7 eine expositionsbedingte Zunahme der EEG-Power zu verzeichnen.

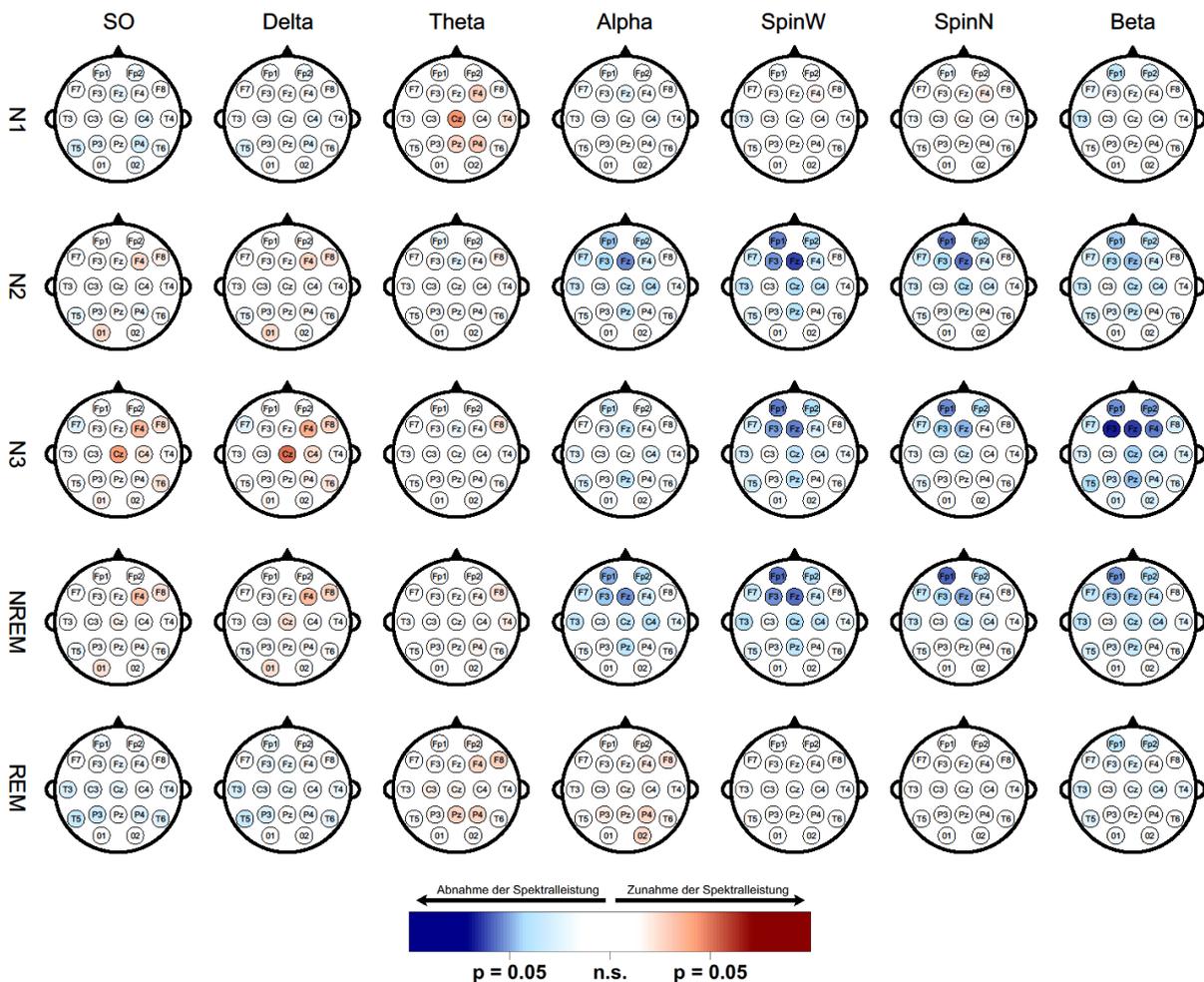


Abb. VIII.13: Paarweise Analyse der Schlaf-EEG-Powerspektralwerte zusammengefasst zu Frequenzbändern zwischen der GSM900 und der Shamexpositionsbedingung für die Stichprobe der älteren Frauen. In den Topoplots sind unkorrigierte t-Werte dargestellt.

Die entsprechenden Ergebnisse für den Vergleich zwischen GSM900 und Sham für die jüngeren Männer sind in Abb. VIII.15 veranschaulicht. Statistisch signifikante Variationen mit der Exposition konnten im Stadium N1 im SO-Frequenzband an der Elektrode T3 sowie im eng gefassten Spindelfrequenzbereich und im Beta-Band an der Elektrode O2 ausfindig gemacht werden. Im Stadium N2 ließen sich keine Expositionseffekte beobachten. Im Stadium N3 war die Elektrode C4 im Alpha-, Beta- und in den beiden Schlafspindelfrequenzbändern betroffen. Im eng gefassten Spindelbereich konnte zusätzlich ein

Expositionseffekt an Fp2 festgestellt werden. Auch alle diese bisher genannten Effekte äußerten sich in Form einer Abnahme der EEG-Power unter der Verumexposition. Für den gesamten NREM-Schlaf konnte hingegen in den beiden langsamen Frequenzbändern (SO, Delta) an den Elektroden Cz und P3 eine Erhöhung der EEG-Power infolge der Verumexposition festgestellt werden. Im REM-Schlaf wies die Elektrode Fp2 im Beta-Band wiederum eine geringere EEG-Power unter der GSM900-Exposition im Vergleich zu Sham auf.

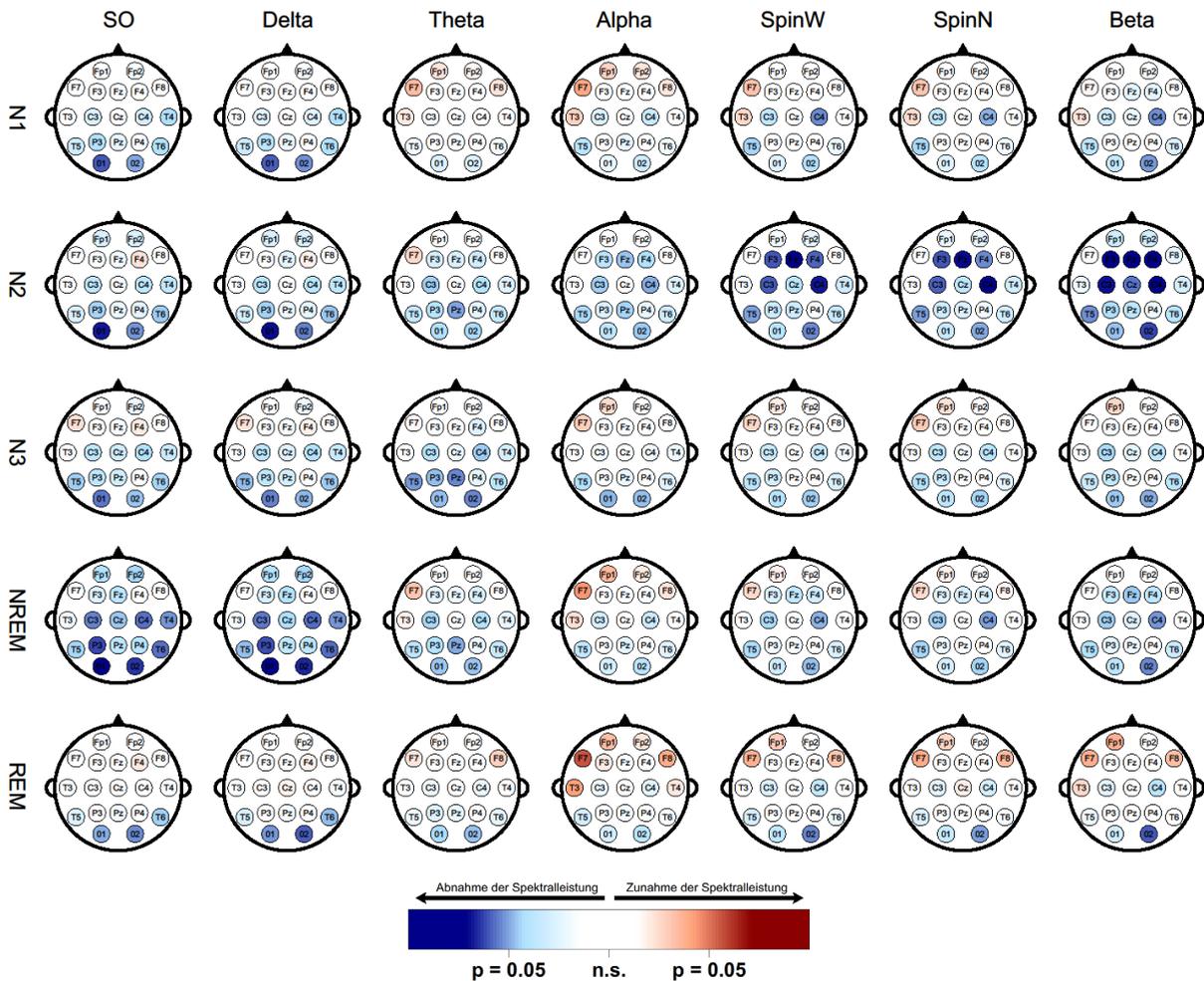


Abb. VIII.14: Paarweise Analyse der Schlaf-EEG-Powerspektralwerte zusammengefasst zu Frequenzbändern zwischen der GSM900 und der Shamexpositionsbedingung für die Stichprobe der älteren Männer. In den Topoplots sind unkorrigierte t-Werte dargestellt.

Die bereits erwähnten Unterschiede bei den beobachteten Expositionseffekten infolge einer GSM900-Befeldung zwischen älteren Frauen und älteren Männern sowie zwischen jüngeren Männern und älteren Männern decken sich sehr gut mit den statistisch signifikanten Expositions- und/oder Interaktionseffekten aus der varianzanalytischen Auswertung (Abb. VIII.16 und VIII. 17). So lassen sich die in den höheren Frequenzbändern an frontalen und zentralen Lokalisationen gefundenen Effekte des Faktors „Exposition“ insbesondere im Schlafstadium N2 dadurch erklären, dass für diese Ergebnisparameter in beiden EMF60+-Stichproben verringerte Powerspektralwerte unter der GSM900-Exposition festgestellt werden

konnten. Geschlechtsspezifische Expositionseffekte traten seltener auf und zeigten sich u.a im NREM-Schlaf in den langsamen Frequenzbändern an posterioren Ableitungspositionen sowie frontopolar in höheren Frequenzbändern (Abb. VIII.16). Gemeinsame Effekte einer GSM900-Exposition in Form einer Abnahme der EEG-Power unter Verumexposition gab es bei den jungen und älteren Männern lediglich für einige posteriore Lokalisationen, ansonsten überwogen altersspezifische Expositionseffekte. So konnten beispielsweise im NREM-Schlaf an mehreren Elektroden gegenläufige Veränderungen der EEG-Power unter der Verumexposition beobachtet werden. Während die Power in den langsamen Frequenzbändern bei den jungen männlichen Probanden im Zusammenhang mit der Exposition größer wurde, konnte bei den älteren Männern eine Verringerung der Power verzeichnet werden (Abb. VIII.17). Ein Vergleich der generalisierten Eta²-Werte mit den zur Verfügung stehenden Richtwerten ergab, dass es sich bei allen beobachteten Unterschieden maximal um kleine Effekte handelte. Es ist zu beachten, dass in diesen Abbildungen auf eine graphische Darstellung möglicher Geschlechts- und Alterseffekte unabhängig von der Exposition verzichtet worden ist, da dieser Aspekt nicht Teil der hier bearbeiteten Fragestellung war.

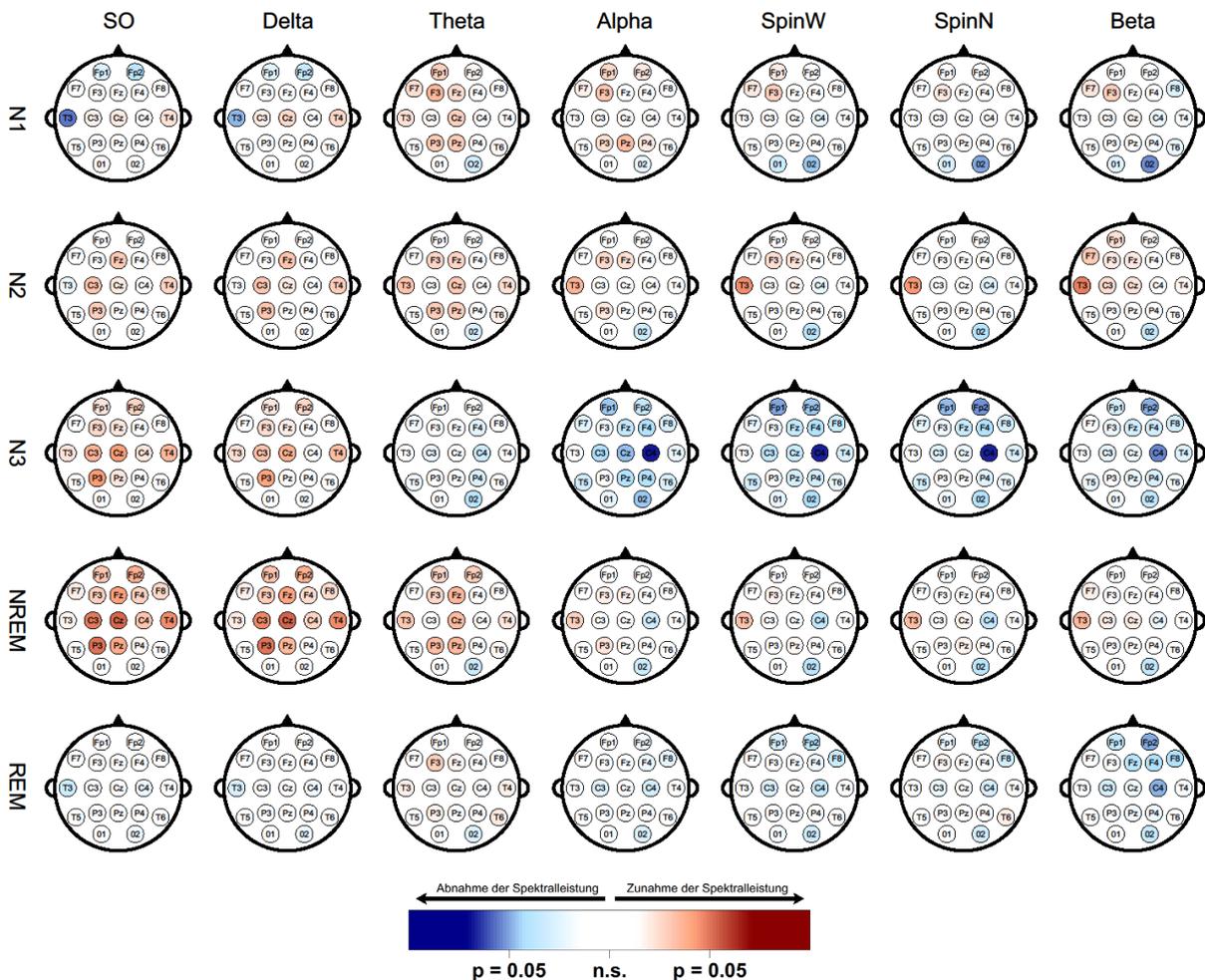


Abb. VIII.15: Paarweise Analyse der Schlaf-EEG-Powerspektralwerte zusammengefasst zu Frequenzbändern zwischen der GSM900 und der Shamexpositionsbedingung für die Stichprobe der jungen Männer. In den Topoplots sind unkorrigierte t-Werte dargestellt.

Der Vollständigkeit halber soll aber erwähnt werden, dass expositionsunabhängige Effekte der Faktoren „Geschlecht“ (ältere Frauen größere EEG-Power als ältere Männer) und „Altersgruppe“ (junge Männer größere EEG-Power als ältere Männer) viel häufiger vorkamen, hinsichtlich der absoluten Anzahl auch vergleichbar zwischen den Faktoren waren, der Faktor „Altersgruppe“ aber insgesamt zu deutlich größeren Effekten führte als der Faktor „Geschlecht“.

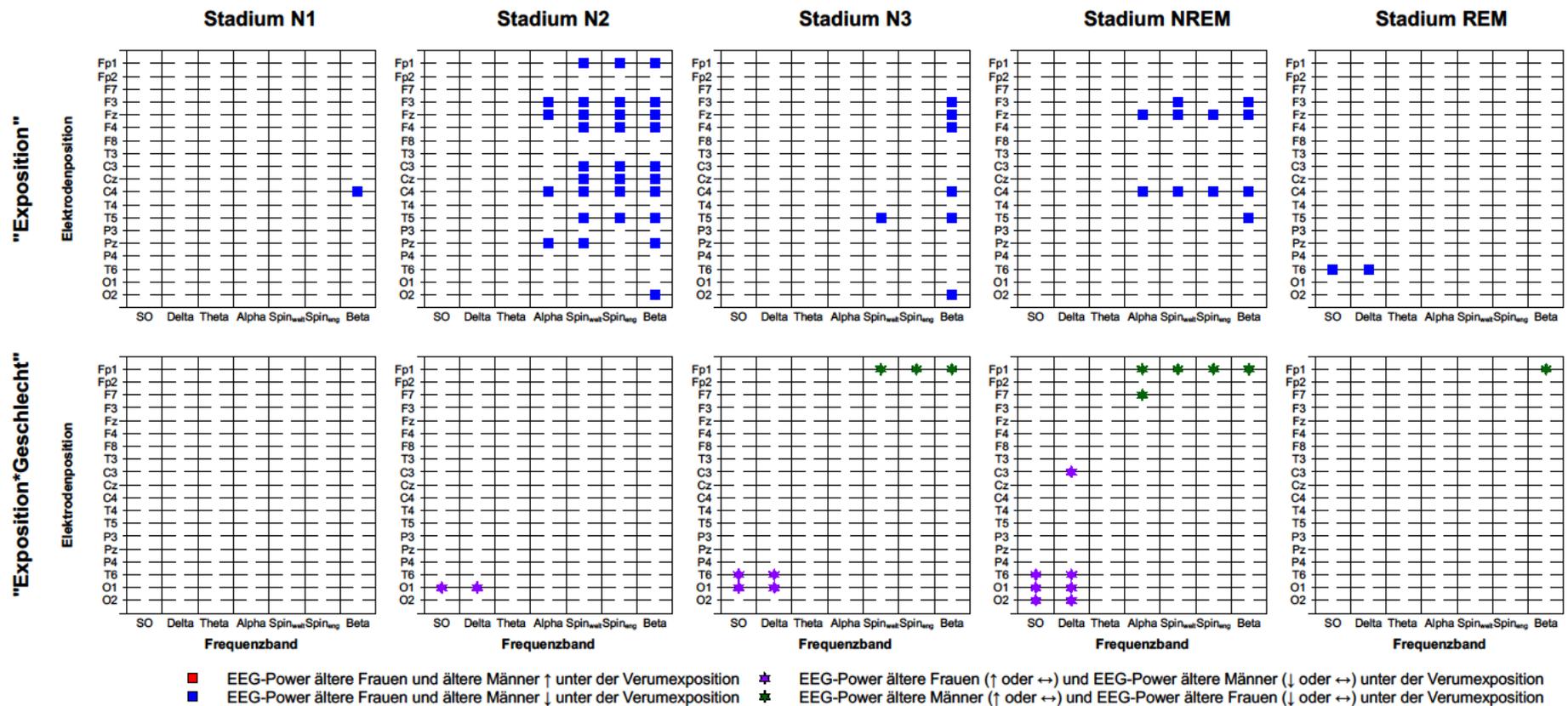


Abb. VIII.16: Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Geschlecht als Zwischensubjektfaktor sowie GSM900 und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Schlaf-EEG-Powerspektralwerte in den Frequenzbändern. Die Abbildung zeigt nur die Ergebnisparameter, für die statistisch signifikante Expositionseffekte und/oder Interaktionseffekte gefunden wurden. Anzahl der Freiheitsgrade im Modell: $df_1 = 1$ und $df_2 = 58$. Das partielle η^2 umfasste bei den Expositionseffekten Werte zwischen 0.065 und 0.203 und bei den Interaktionseffekten Werte zwischen 0.066 und 0.135. Das generalisierte η^2 schwankte bei den Expositionseffekten zwischen < 0.001 und 0.020 und bei den Interaktionseffekten zwischen 0.001 und 0.018.

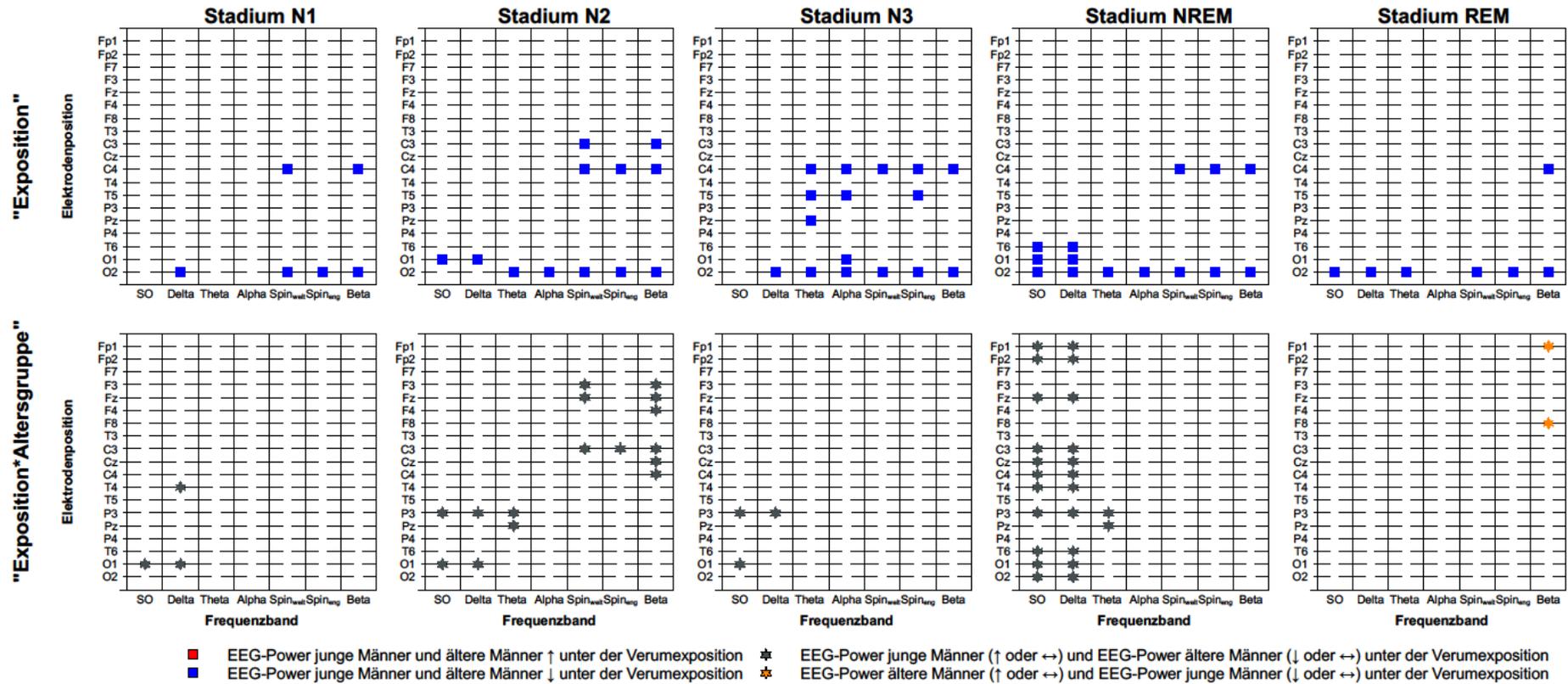


Abb. VIII.17: Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Altersgruppe als Zwischensubjektfaktor sowie GSM900 und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Schlaf-EEG-Powerspektralwerte in den Frequenzbändern. Die Abbildung zeigt nur die Ergebnisparameter, für die statistisch signifikante Expositionseffekte und/oder Interaktionseffekte gefunden wurden. Anzahl der Freiheitsgrade im Modell: $df_1 = 1$ und $df_2 = 58$. Das partielle η^2 umfasste bei den Expositionseffekten Werte zwischen 0.065 und 0.133 und bei den Interaktionseffekten Werte zwischen 0.065 und 0.154. Das generalisierte η^2 schwankte bei den Expositionseffekten zwischen < 0.001 und 0.009 und bei den Interaktionseffekten zwischen < 0.001 und 0.011.

Abb. VIII.18 zeigt die Ergebnisse der paarweisen Analysen bei den älteren Frauen zu den Schlaf-EEG-Powerspektralwerten auf der Ebene der Frequenzbänder zwischen der TETRA-Exposition und der Scheinexpositionsbedingung. Im Stadium N1 konnten an vier Elektroden (F7, F8, F3, Cz) im SO- und im Delta-Frequenzband sowie an der Elektrode Pz im Delta- und Theta-Frequenzband erhöhte EEG-Powerwerte infolge einer TETRA-Exposition beobachtet werden. Eine Reduktion der EEG-Power unter der Verumexposition zeigte sich dagegen im Beta-Band an den Elektroden Fp1 und C4. Im Stadium N2 waren die langsamen Frequenzbänder an den Elektroden O1 und F8 (Delta) bzw. O1 (SO) von der Exposition betroffen. Diese Effekte spiegelten ebenfalls eine Zunahme der EEG-Power wider. Geringere EEG-Powerwerte unter der Verumbefeldung sind an frontalen Spüren im Zusammenhang mit dem breit gefassten (Fp2, F3) und dem eng gefassten Schlafspindelfrequenzbereich (Fp2, F3, F4) sowie im Alpha-Band an der Lokalisation C4 aufgetreten.

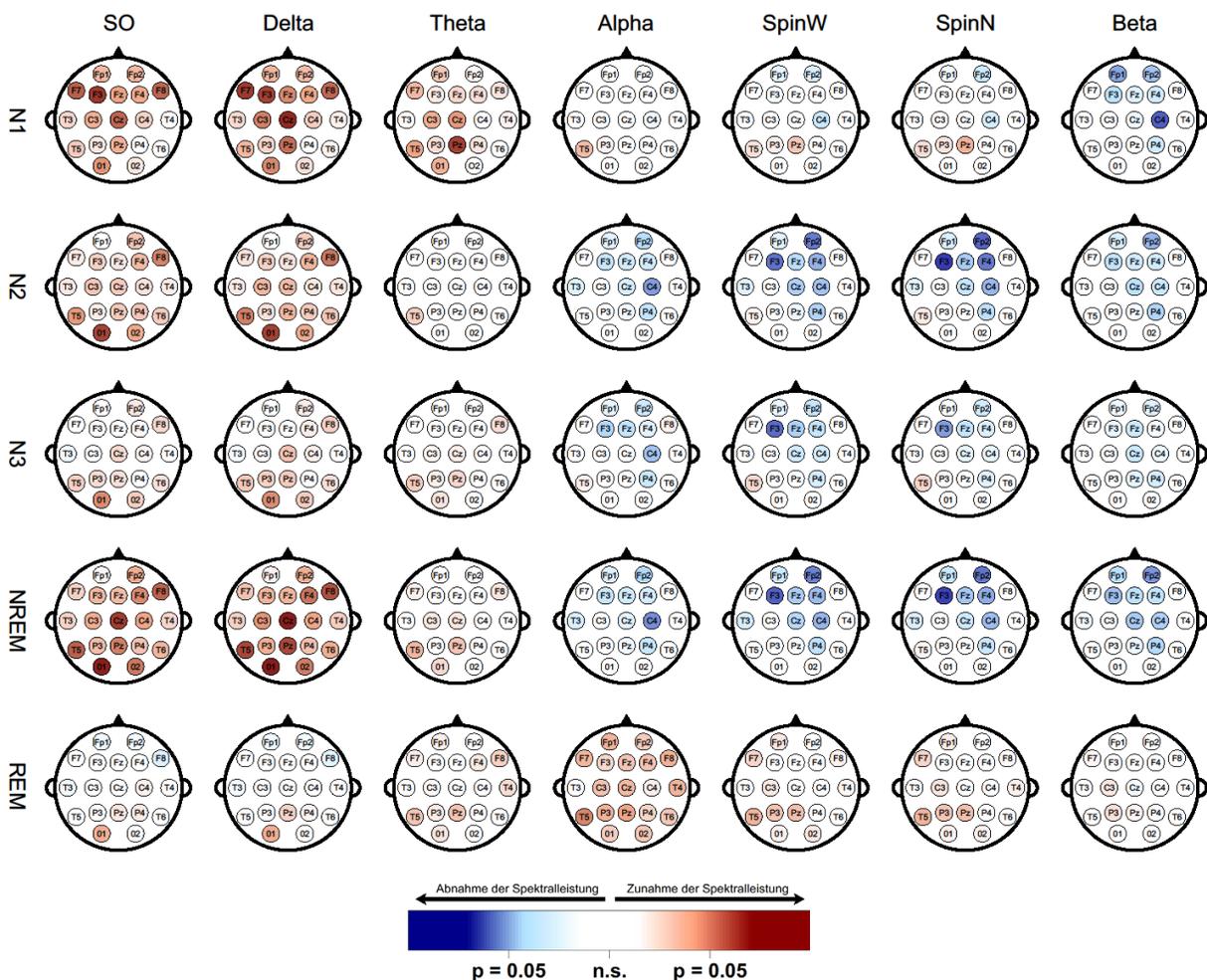


Abb. VIII.18: Paarweise Analyse der Powerspektralwerte des Schlaf-EEG (zusammengefasst zu Frequenzbändern) zwischen der TETRA und der Shamexpositionsbedingung (Ältere Frauen). In den Topoplots sind unkorrigierte t-Werte dargestellt.

Im Stadium N3 war lediglich die Elektrodenposition F3 in beiden Schlafspindelfrequenzbereichen betroffen. Die EEG-Power war unter TETRA kleiner als unter Sham. Die bezogen auf den gesamten

NREM-Schlaf beobachteten Effekte in den schnelleren Frequenzbereichen (Alpha, Schlafspindelfrequenzbereiche, Beta) waren identisch zu denen aus dem Stadium N2. Die Effekte in den langsamen Frequenzbereichen wiesen zwar die gleiche Richtung wie die Effekte aus dem Stadium N1 auf, allerdings war die Topographie der Effekte leicht verschieden (SO: F8, Cz, T5, Pz, O1, O2; Delta: F4, F8, Cz, T5, Pz, O1, O2). Die EEG-Power im REM-Schlaf war dagegen an keiner der 19 untersuchten Elektroden zwischen den Expositionsbedingungen statistisch signifikant verschieden.

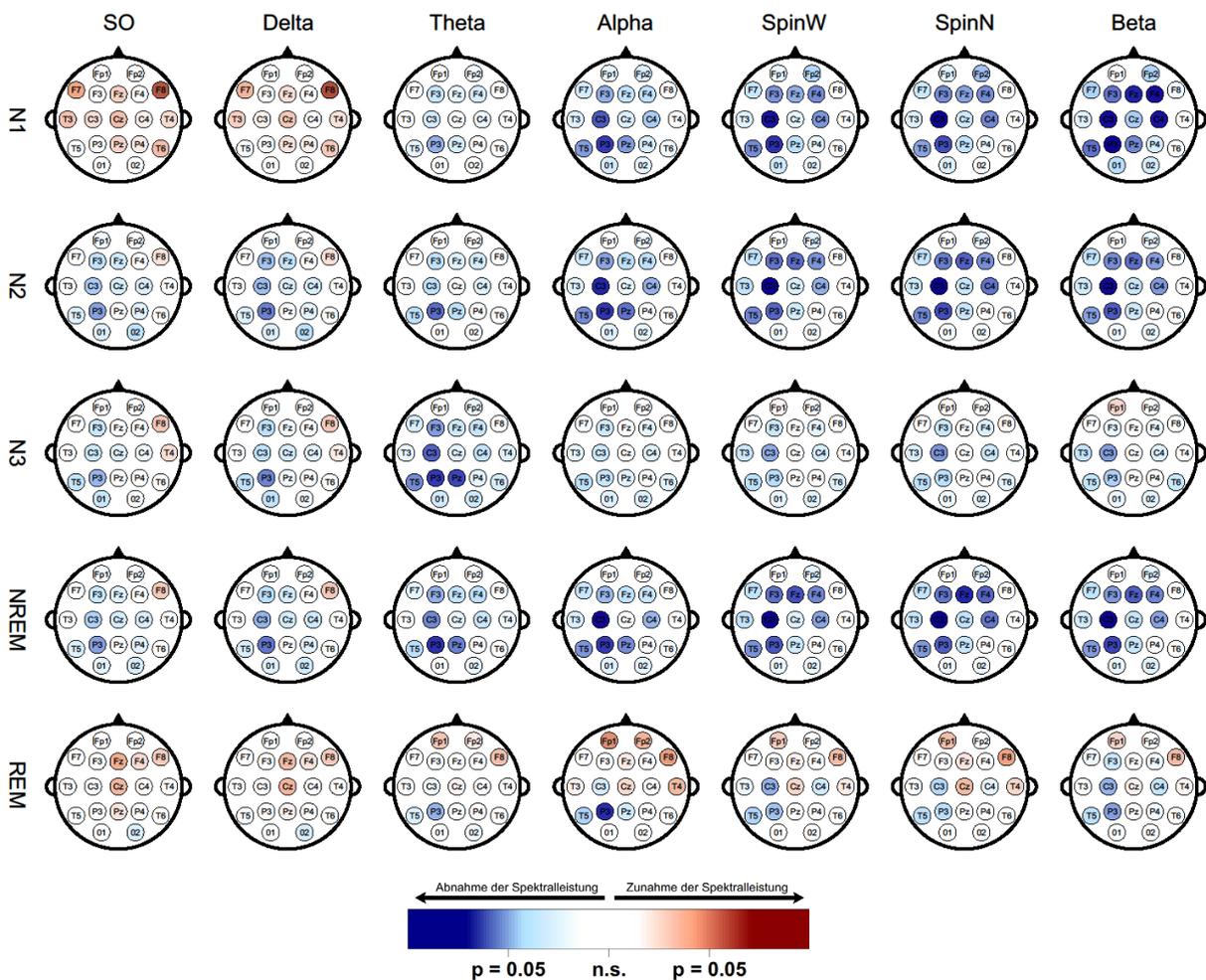


Abb. VIII.19: Paarweise Analyse der Powerspektralwerte des Schlaf-EEG (zusammengefasst zu Frequenzbändern) zwischen der TETRA und der Shamexpositionsbedingung (Ältere Männer). In den Topoplots sind unkorrigierte t-Werte dargestellt

Welchen Einfluss eine TETRA-Exposition im Vergleich zu Sham bei den älteren Männern auf der Ebene der paarweisen Analysen hatte, geht aus Abb. VIII.19 hervor. Die Expositionseffekte im Schlafstadium N1 betrafen die Elektroden F3, Fz, F4, C3, C4, T5, P3, in den beiden Schlafspindelfrequenzbereichen und zusätzlich die Elektrode Pz im Beta-Frequenzbereich. Im Alpha-Band zeigten sich Expositionsunterschiede in der EEG-Power an den Lokalisationen C3, T5, P3 und Pz. All diese Differenzen zeichneten sich durch eine geringere EEG-Power unter der TETRA-Exposition aus. Eine statistisch signifikante expositionsabhängige Zunahme der Spektralleistung konnte dagegen in den

beiden langsamen Frequenzbereichen (SO, Delta) an der Position F8 verzeichnet werden. Hinsichtlich Richtung und Topographie waren in den hochfrequenten Bereichen die Expositionseffekte im Stadium N2 fast identisch mit denen aus dem Stadium N1. In den langsamen Frequenzbereichen waren die Elektroden C3 und P3 (SO, Delta) bzw. nur P3 (Theta) betroffen, allerdings führte die TETRA-Exposition hier zu einer Abnahme der Spektralleistung. Eine geringere EEG-Power konnte im Stadium N3 auch an der Lokalisation C3 für die beiden Schlafspindel- und den Beta-Frequenzbereich sowie an der Lokalisation P3 im Delta-Band und an F3, C3, T5, P3 und Pz im Theta-Band aufgedeckt werden. Die Effekte für den gesamten NREM-Schlaf ähnelten dann wieder sehr stark denen aus dem Stadium N2. Im REM-Schlaf konnte an der Elektrode P3 eine geringere EEG-Power unter TETRA in den Frequenzbändern Alpha und Beta festgestellt werden.

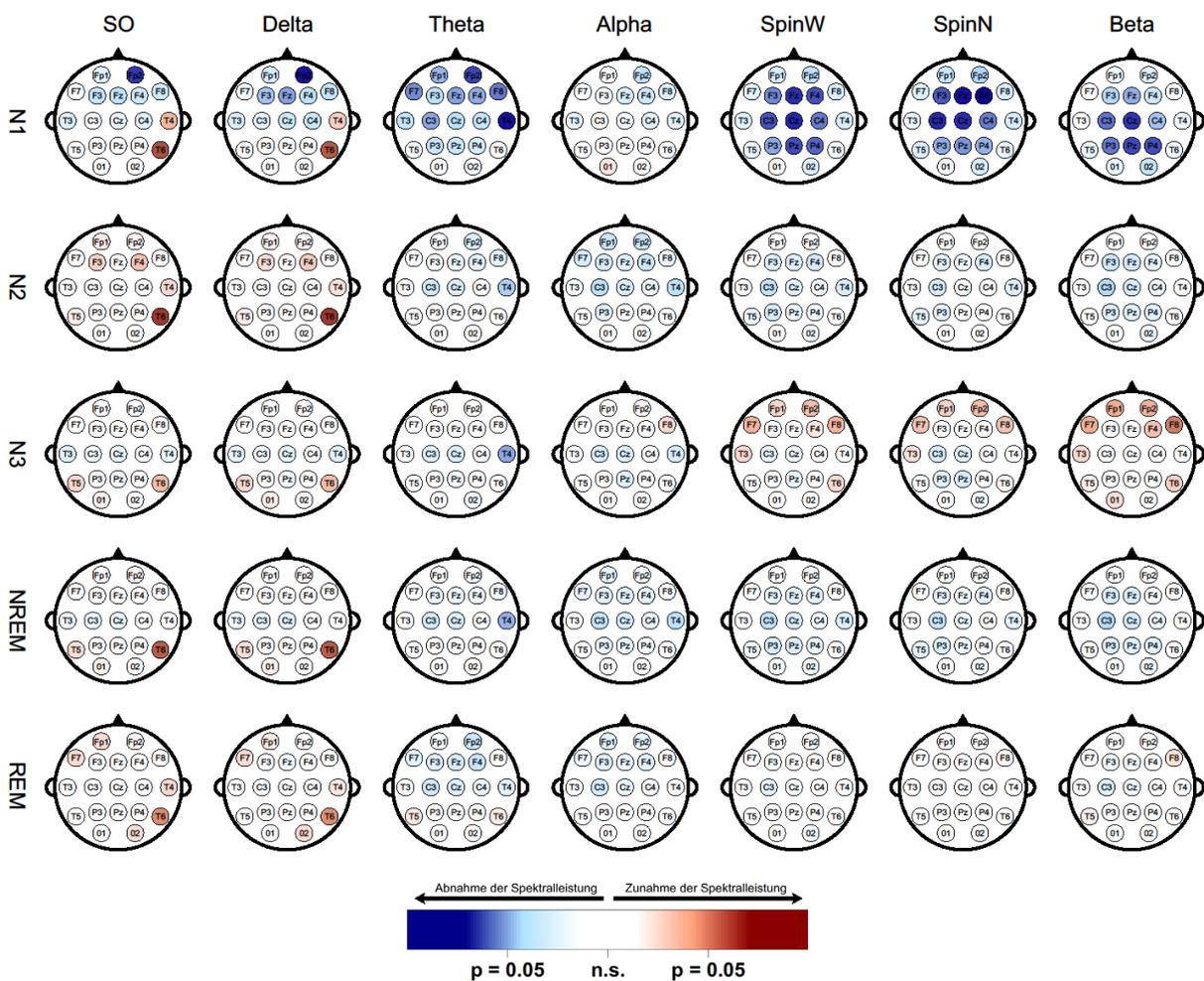


Abb. VIII.20: Paarweise Analyse der Powerspektralwerte des Schlaf-EEG (zusammengefasst zu Frequenzbändern) zwischen der TETRA und der Shamexpositionsbedingung (Junge Männer). In den Topoplots sind unkorrigierte t-Werte dargestellt

Die Ergebnisse der bei den jungen Männern durchgeführten paarweisen Analysen zwischen der TETRA- und der Scheinexpositionsbedingung sind in Abb. VIII.20 graphisch dargestellt. Die meisten Expositionseffekte konnten im Stadium N1 beobachtet werden. In Form einer EEG-Power-Abnahme unter der Verumexposition zeigten sich Effekte im SO-Band (Fp2), im Delta-Band (Fp2, Fz), im Theta-Band

(Fp2, F7, Fz, F4, F8, C3, T4), in den Spindelfrequenzbereichen (eng: F3, Fz, F4, C3, Cz, C4, P3, Pz, P4; weit: zzgl. P4) und im Beta-Band (C3, Cz, P3, Pz, P4). Eine Zunahme der EEG-Power konnte für dieses Schlafstadium lediglich an der Elektrode T6 im SO- und im Delta-Frequenzband gefunden werden. Letztgenannter Effekt hatte auch im Schlafstadium N2 sowie bei der Betrachtung des gesamten NREM-Schlafs Bestand. Im Schlafstadium N3 hatte die Exposition eine geringere EEG-Power im Theta-Band an der Elektrode T4 und eine Zunahme der EEG-Power im Beta-Frequenzbereich an der Elektrode F8 zur Folge. Der REM-Schlaf wies dagegen keinerlei expositionsbedingte Variationen in der EEG-Power auf.

Auch hier passen die Beschreibungen zu den Expositionseffekten, die sich bei den paarweisen Vergleichen zwischen älteren Frauen und älteren Männern sowie zwischen jüngeren Männern und älteren Männern unter einer TETRA-Befeldung beobachten ließen, gut zu den statistisch signifikanten Expositions- und/oder Interaktionseffekten aus den varianzanalytischen Modellen. Wie die GSM900-Exposition war auch eine TETRA-Befeldung in beiden EMF60+-Stichproben mit gemeinsamen „Expositionseffekten“ in den höheren Frequenzbändern an frontalen und zentralen Lokalisationen verbunden, allerdings trat diese verringerte EEG-Power unter der TETRA-Exposition auch im Schlafstadium N1 sowie im gesamten NREM-Schlaf auf. Im Schlafstadium N1 zeigten beide Stichproben außerdem noch an frontal gelegenen Elektroden expositionsabhängige Erhöhungen der EEG-Power in langsamen Frequenzbereichen. Geschlechtsspezifische Expositionseffekte im Zusammenhang mit der TETRA-Exposition waren zahlreicher als im Zusammenhang mit einer GSM900-Exposition und betrafen u.a. ebenfalls die langsamen Frequenzbereiche. Zentrale, parietale und okzipitale Elektroden wiesen insbesondere in den Schlafstadien N2 und NREM gegenläufige Spektralleistungsveränderungen unter der Verumexposition auf (Ältere Frauen: Zunahme der EEG-Power; ältere Männer: Abnahme der EEG-Power; Abb. VIII.21). Innerhalb des Geschlechts hingegen ähnelten sich die Veränderungen der Powerspektralwerte unter der TETRA-Exposition, was sich in einer Vielzahl an statistisch signifikanten Effekten des Faktors „Exposition“ in den Stadien N1, N2 und NREM und nur ganz wenigen statistisch signifikanten Interaktionseffekten äußerte (Abb. VIII.22). Ein Vergleich der generalisierten η^2 -Werte mit den zur Verfügung stehenden Richtwerten ergab, dass es sich auch bei allen im Zusammenhang mit einer TETRA-Exposition beobachteten Unterschieden maximal um kleine Effekte handelte. Ebenso gilt es auch hier zu beachten, dass in diesen Abbildungen auf eine graphische Darstellung möglicher Geschlechts- und Alterseffekte unabhängig von der Exposition verzichtet wurde. Expositionsunabhängige Effekte der Faktoren „Geschlecht“ (ältere Frauen größere EEG-Power als ältere Männer) und „Altersgruppe“ (junge Männer größere EEG-Power als ältere Männer) konnten aber auch in diesen Modellen viel häufiger als Expositions- und/oder Interaktionseffekte festgestellt werden, wobei auch hier der Faktor „Altersgruppe“ insgesamt mit deutlich größeren Effekten als der Faktor „Geschlecht“ assoziiert war.

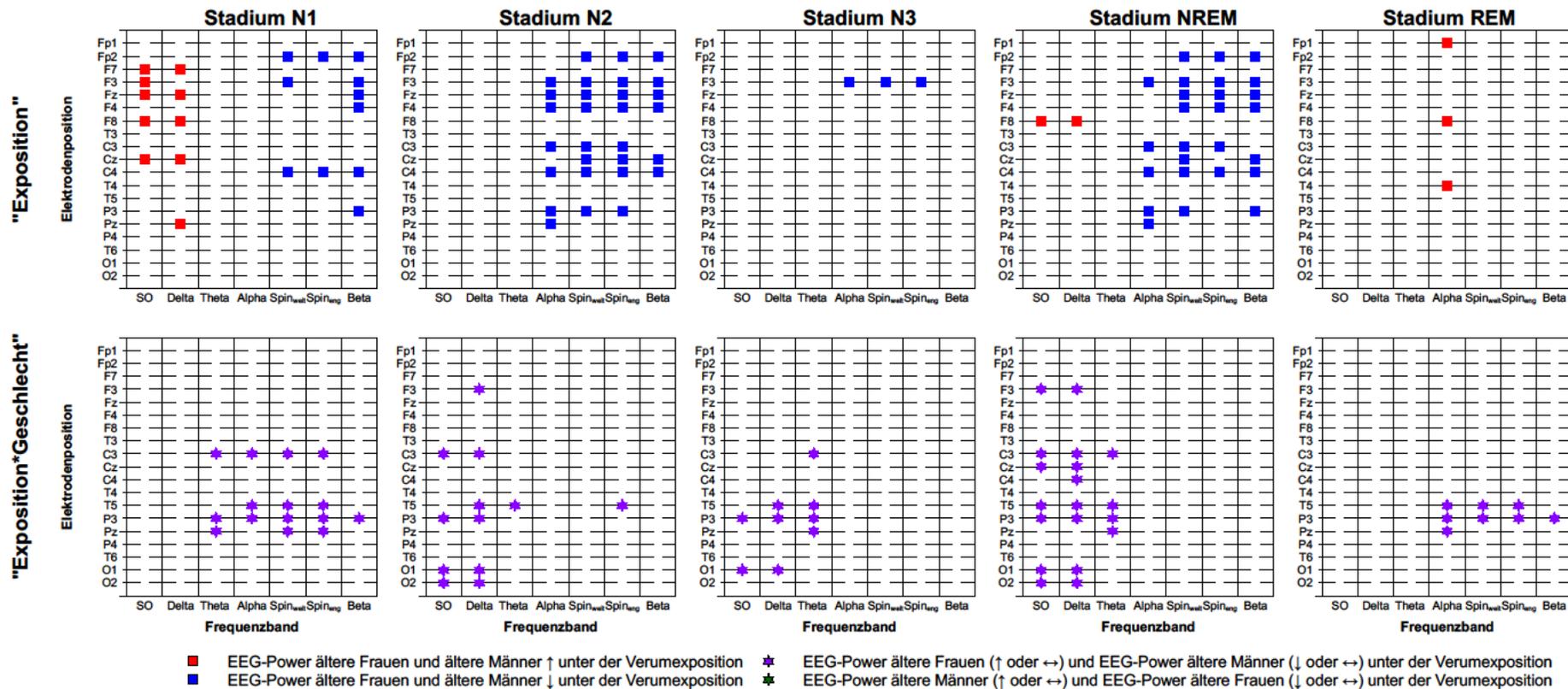


Abb. VIII.21: Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Geschlecht als Zwischensubjektfaktor sowie TETRA und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Schlaf-EEG-Powerspektralwerte in den Frequenzbändern. Die Abbildung zeigt nur die Ergebnisparameter, für die statistisch signifikante Expositions- und/oder Interaktionseffekte gefunden wurden. Anzahl der Freiheitsgrade im Modell: $df_1 = 1$ und $df_2 = 58$. Das partielle η^2 umfasste bei den Expositionseffekten Werte zwischen 0.065 und 0.190 und bei den Interaktionseffekten Werte zwischen 0.065 und 0.121. Das generalisierte η^2 schwankte bei den Expositionseffekten zwischen < 0.001 und 0.017 und bei den Interaktionseffekten zwischen < 0.001 und 0.018.

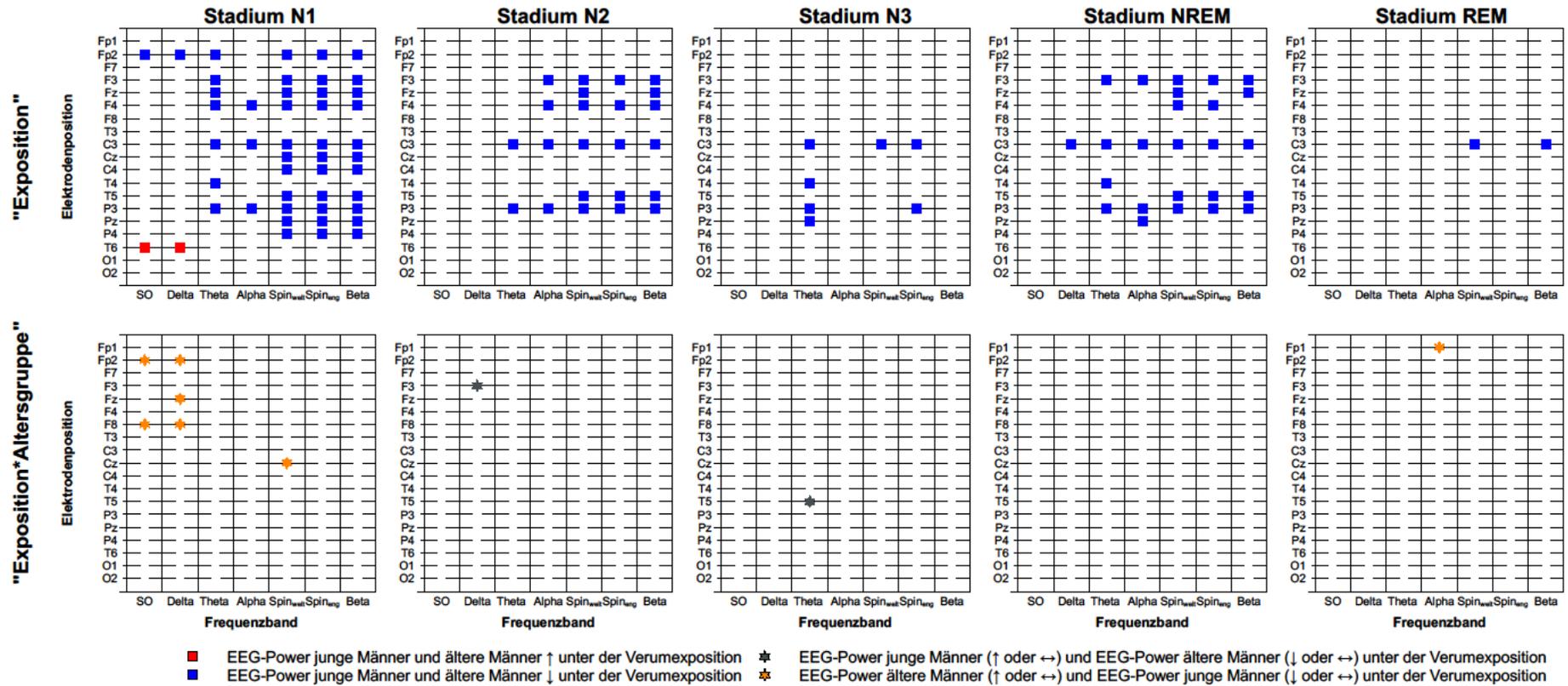


Abb. VIII.22: Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Altersgruppe als Zwischensubjektfaktor sowie TETRA und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Schlaf-EEG-Powerspektralwerte in den Frequenzbändern. Die Abbildung zeigt nur die Ergebnisparameter, für die statistisch signifikante Expositionseffekte und/oder Interaktionseffekte gefunden wurden. Anzahl der Freiheitsgrade im Modell: $df_1 = 1$ und $df_2 = 58$. Das partielle η^2 umfasste bei den Expositionseffekten Werte zwischen 0.065 und 0.205 und bei den Interaktionseffekten Werte zwischen 0.065 und 0.122. Das generalisierte η^2 schwankte bei den Expositionseffekten zwischen < 0.001 und 0.007 und bei den Interaktionseffekten zwischen 0.001 und 0.012.

VIII.2.2 Schlaf-EEG: Spektrallinien

Die paarweisen Analysen zwischen der jeweiligen Verumexpositionsbedingung und der Scheinbefeldung auf der Ebene der Spektrallinien liefern eine höher aufgelöste Darstellung der Ergebnisse, was mit deutlich mehr (unkorrigierten) statistisch signifikanten Effekten einhergeht. Nichtsdestotrotz ergeben sich daraus grundsätzlich die gleichen Erkenntnisse wie aus den Auswertungen auf der Ebene der Frequenzbänder. Abb. VIII. 23 (obere Reihe) verdeutlicht, dass GSM900-Effekte bei den älteren Frauen überwiegend in den Stadien N2 und N3, und somit auch zum Teil im gesamten NREM-Schlaf, auftraten. Die GSM900-Befeldung führte überwiegend an anterior gelegenen Elektroden zu einer statistisch signifikanten Abnahme der EEG-Power in höheren Frequenzbereichen (vgl. auch obere Reihe in Abb. VIII.24). Bei den älteren Männern war die Abnahme der EEG-Power unter der GSM900-Exposition deutlich ausgeprägter. Sie betraf größere Abschnitte des Spektrums und umfasste auch die posterioren Elektrodenpositionen (mittlere Reihen der Abb. VIII.23 und Abb. VIII.24). Bei den jungen Männern überwiegt mit Ausnahme des Stadiums N3 die Tendenz hinsichtlich einer globalen Zunahme der EEG-Power infolge einer GSM900-Exposition. Hier sind in Abhängigkeit von dem Schlafstadium unterschiedliche Frequenzbereiche stärker betroffen als andere (untere Reihe der Abb. VIII.23). Statistisch signifikante Ergebnisse ließen sich allerdings hauptsächlich im Theta-Frequenzbereich des Stadiums N1 feststellen (untere Reihe der Abb. VIII.24). Bei Anwendung der TFCE-Statistiken und anschließender Kontrolle für das multiple Testen wurde allerdings deutlich, dass lediglich die bei den älteren Männern im Stadium N2 unter der GSM900-Exposition beobachtete reduzierte EEG-Power in den höheren Frequenzbereichen auch nach der Korrektur statistisch signifikant blieb (Abb. VIII. 23).

Auch die Abb. VIII.25 und VIII.26 bestätigen im Wesentlichen nur die Ergebnisse, die bereits im Zusammenhang mit der TETRA-Exposition auf der Frequenzbandebene gefunden werden konnten (Abb. VIII.18 – VIII.20): (1) Eine Zunahme der EEG-Power in langsamen Frequenzbereichen sowie eine an einzelnen Elektroden auftretende verminderte EEG-Power in hochfrequenten Bereichen im Stadium N1 und im gesamten NREM-Schlaf bei älteren Frauen, (2) eine großflächigere Reduktion der EEG-Power über weite Teile des Spektrum, insbesondere in den Schlafstadien N1 und N2 und somit auch im gesamten NREM-Schlaf, bei älteren Männern sowie (3) eine ausgeprägte Abnahme der EEG-Power in den langsamen Frequenzbereichen und in den Schlafspindelfrequenzbereichen im Schlafstadium N1 bei jungen Männern. Unter Berücksichtigung der TFCE-Statistiken blieben allerdings nur die expositionsabhängigen reduzierten Spektralleistungen bei den älteren Männern im Beta-Frequenzbereich im Stadium N1 statistisch signifikant (Abb. VIII.25).



Abb. VIII.23: Paarweise Analyse der Powerspektralwerte des Schlaf-EEG auf der Ebene der Spektrallinien zwischen der GSM900 und der Shamexpositionsbedingung. In den Grid plots sind unkorrigierte t-Werte dargestellt. T-Werte, die auch nach der Korrektur für multiples Testen größer oder kleiner als der kritische Wert sind, weisen eine weiße Markierung auf.

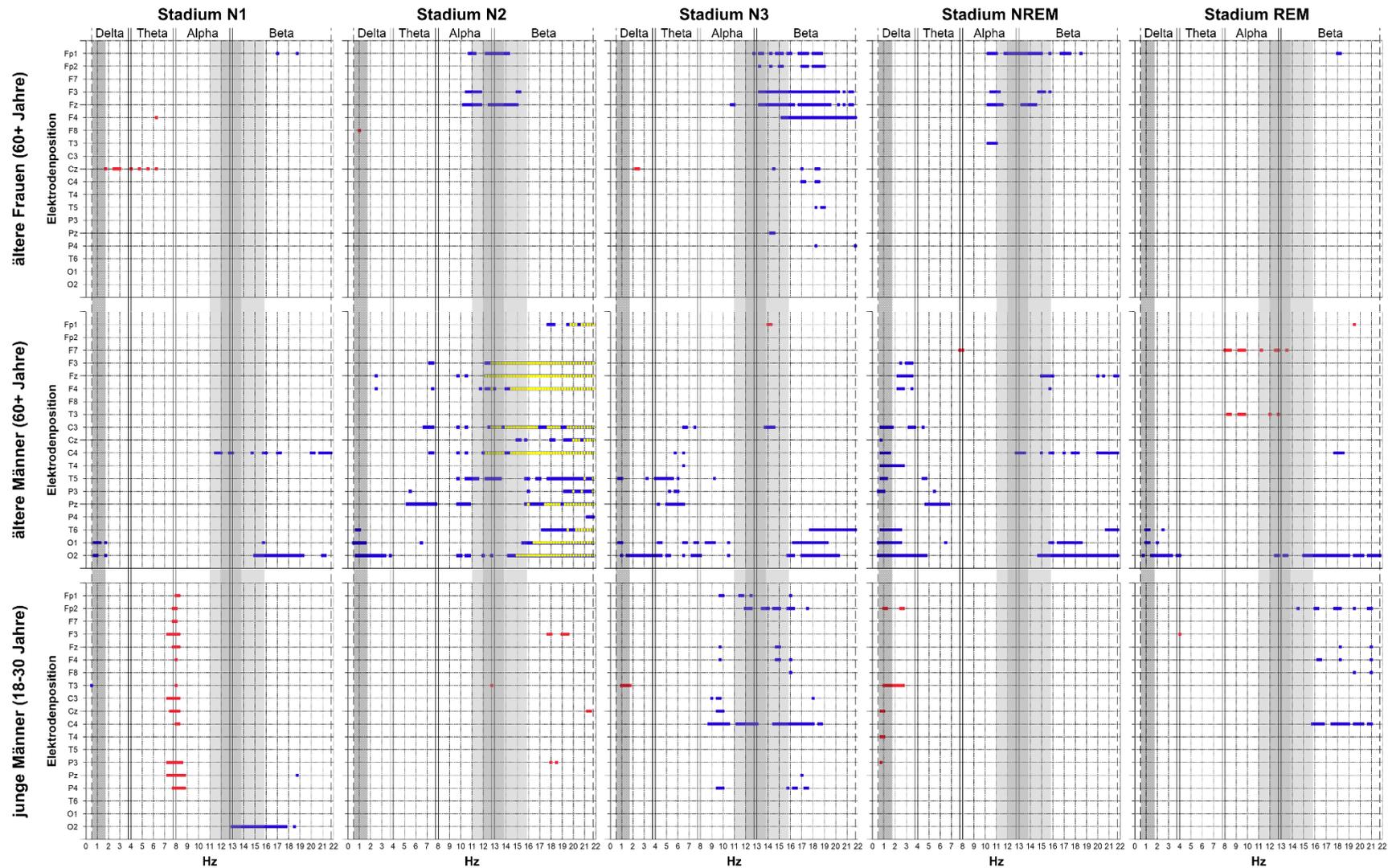


Abb. VIII.24: Statistisch signifikante p-Werte aus den paarweisen Analysen der Powerspektralwerte des Schlaf-EEG auf der Ebene der Spektrallinien zwischen der GSM900 und der Shamexpositionsbedingung. Rot: Zunahme der EEG-Power unter Verum; Blau: Abnahme der EEG-Power unter Verum. P-Werte, die auch nach der TFCE-Korrektur eine statistische Signifikanz aufweisen, sind gelb markiert.

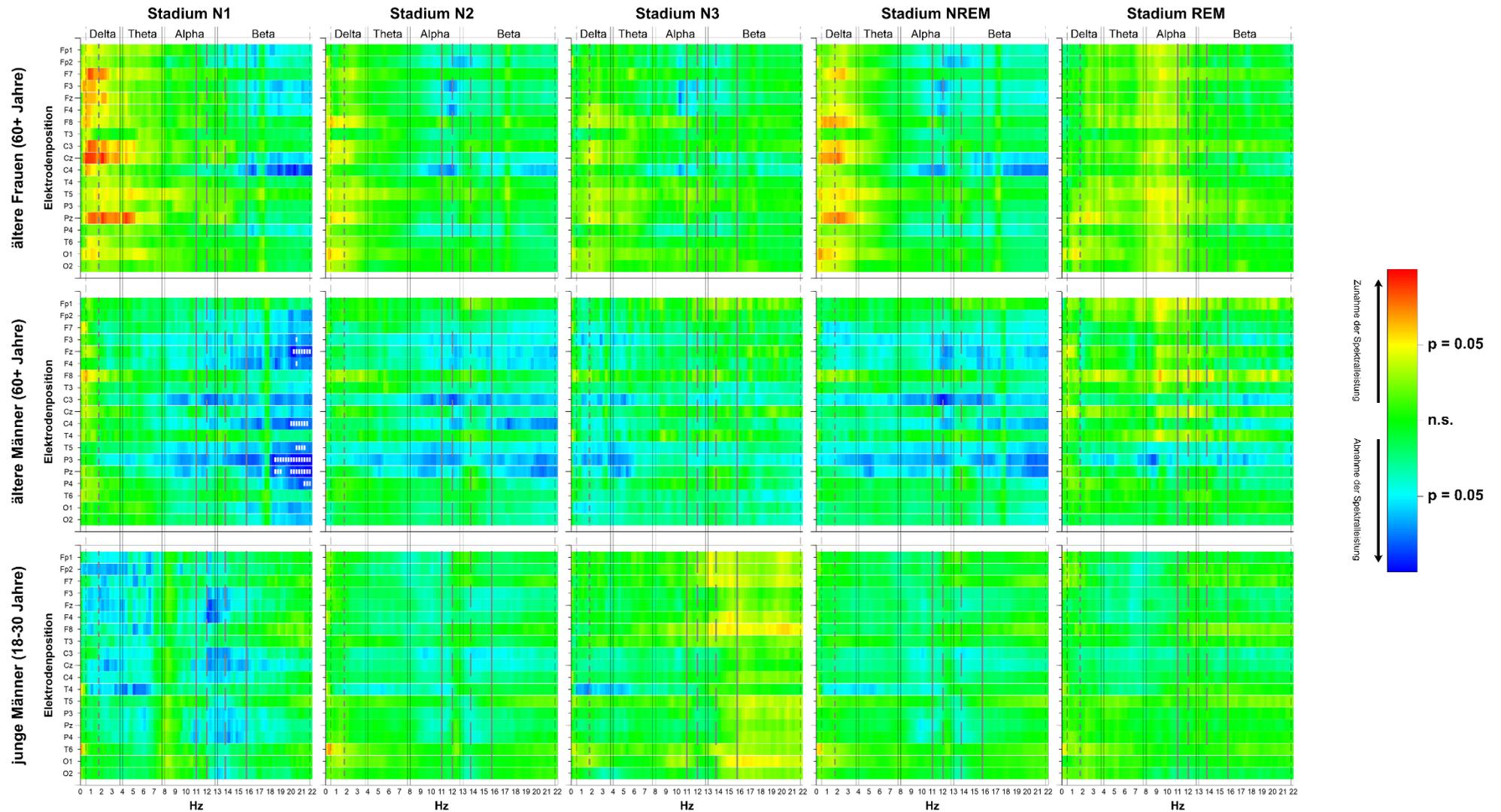


Abb. VIII.25: Paarweise Analyse der Powerspektralwerte des Schlaf-EEG auf der Ebene der Spektrallinien zwischen der TETRA und der Shamexpositionsbedingung. In den Grid plots sind unkorrigierte t-Werte dargestellt. T-Werte, die auch nach der Korrektur für multiples Testen größer oder kleiner als der kritische Wert sind, weisen eine weiße Markierung auf.

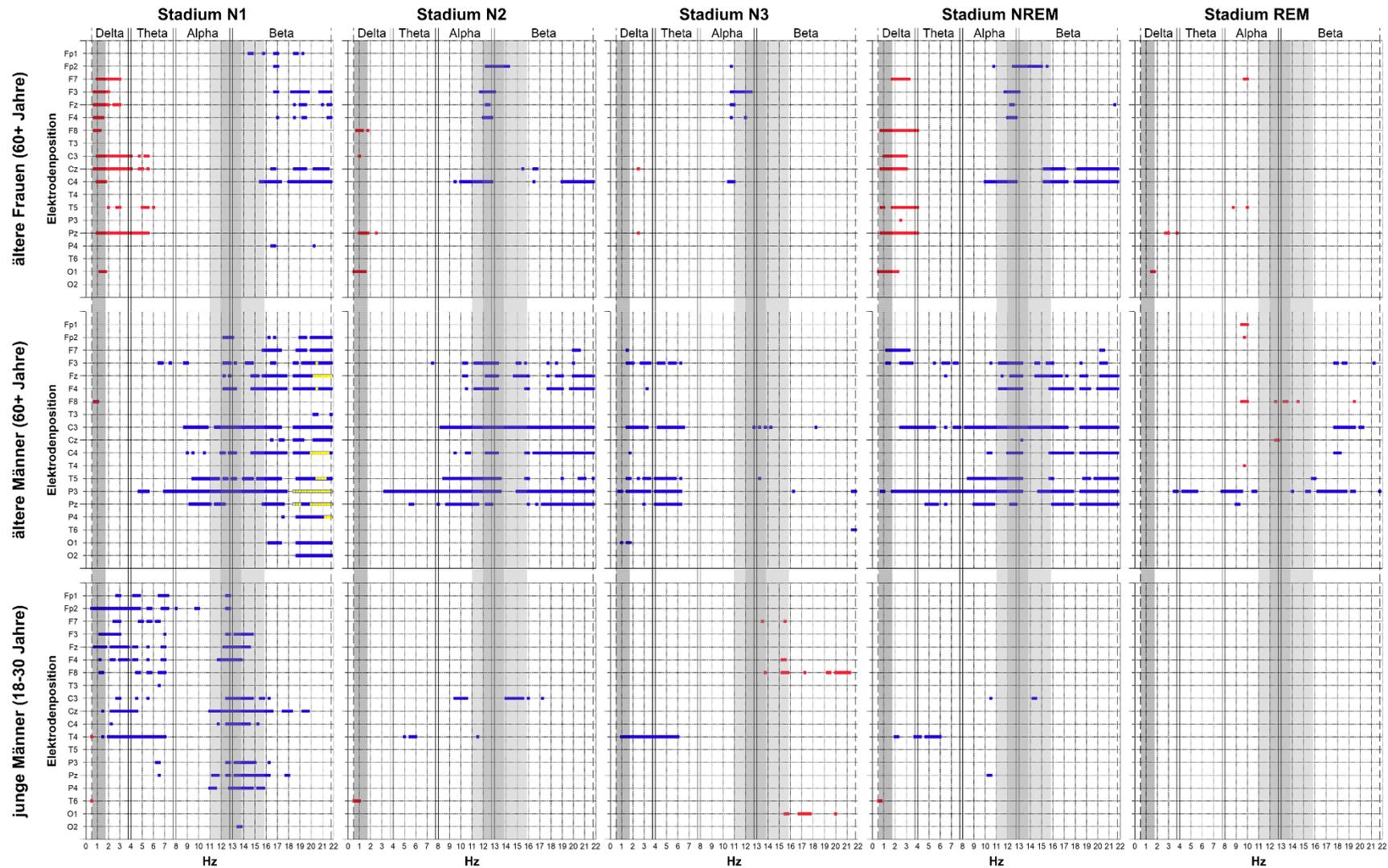


Abb. VIII.26: Statistisch signifikante p-Werte aus den paarweisen Analysen der Powerspektralwerte des Schlaf-EEG auf der Ebene der Spektrallinien zwischen der TETRA und der Shamexpositionsbedingung. Rot: Zunahme der EEG-Power unter Verum; Blau: Abnahme der EEG-Power unter Verum. P-Werte, die auch nach der Korrektur für multiples Testen eine statistische Signifikanz aufweisen, sind gelb markiert.

VIII.2.3 Zusammenfassung

Während die Expositionseffekte bei den älteren Frauen im Zusammenhang mit einer GSM900-Befeldung überwiegend auf frontale Ableitpositionen in höherfrequenten Bereichen der Stadien 2, 3 und im NREM-Schlaf beschränkt waren, traten topographisch vergleichbare GSM900-Effekte in diesen Frequenzbereichen bei den älteren Männern nur im Stadium N2 auf. Dafür waren bei den älteren Männern in den Stadien 2, 3 und NREM posterior gelegene Elektrodenpositionen in den langsamen Frequenzbändern von der Exposition betroffen. Ältere Frauen und Männer hatten dagegen gemeinsam, dass fast ausschließlich verminderte EEG-Power-Werte infolge der Verumexposition gefunden werden konnten. Im Vergleich zu den älteren Männern konnten bei den jüngeren Männern insgesamt deutlich weniger Effekte im Zusammenhang mit einer GSM900-Exposition festgestellt werden. Ein Unterschied bestand beispielsweise in den Effekten auf die hochfrequenten Bereiche im Stadium N2. Während hier bei den älteren Männern eine geringere EEG-Power unter der Verumexposition zu verzeichnen war, ist dieser Bereich bei den jüngeren Männern gar nicht betroffen gewesen. Obwohl in beiden Altersgruppen die langsamen Frequenzbereiche im NREM-Schlaf von der Exposition betroffen waren, unterschieden sie sich hinsichtlich der Richtung des Effekts. Bei den älteren Männern war eine Abnahme der EEG-Power und bei den jungen Männern tendenziell eine höhere EEG-Power zu beobachten. Unter Berücksichtigung der TFCE-Statistik und der Korrektur für das multiple Testen kann die Schlussfolgerung zu diesen Ergebnissen aber auch lauten, dass eine GSM900-Exposition im Vergleich zu Sham bei älteren Frauen und bei jungen Männern zu keinerlei Veränderungen in der Hirnaktivität während des Schlafs führte, während sie bei älteren Männern eine Abnahme der EEG-Power in schnelleren Frequenzbereichen (inklusive der Schlafspindelfrequenzbereiche) im Schlafstadium N2 verursachte.

Im Hinblick auf eine TETRA-Befeldung lässt sich zusammenfassend feststellen, dass bei den älteren Frauen auch unter dieser Art der Verumexposition die höherfrequenten Bereiche überwiegend an frontalen Elektrodenpositionen betroffen waren und die Exposition eine Abnahme der EEG-Power zur Folge hatte. Bei den älteren Männern umfassten die Effekte in diesen Frequenzbereichen eine deutlich größere Anzahl an Elektroden, wenngleich sich die Effektrichtung nicht zwischen Frauen und Männern unterschied. Unterschiedlich im Sinne entgegengesetzter Auswirkungen einer Hochfrequenzexposition waren dagegen die Effekte in den langsamen Frequenzbereichen, insbesondere für die Stadien N2 und NREM gesamt. Während bei älteren Frauen die TETRA-Exposition zu einer Erhöhung der Spektralleistung führte, ließ sich bei den Männern tendenziell eine Abnahme beobachten. Wie im Zusammenhang mit der GSM900-Exposition waren auch die unter der TETRA-Befeldung beobachteten Effekte bei den jungen Männern im Vergleich zu den älteren Männern deutlich weniger stark ausgeprägt. Mit Ausnahme des Stadiums N1 konnten die bei den älteren Männern beobachteten Auswirkungen in den hochfrequenten Bereichen in Form einer Abnahme der EEG-Power bei den jungen Männern überwiegend nicht nachgewiesen werden. Größere Abweichungen zwischen den Expositionsdifferenzen sind auch an frontalen Elektrodenpositionen für die langsamen Frequenzbereiche im Stadium N1 gefunden worden. Unter Berücksichtigung der TFCE-Statistik und der Korrektur für das multiple Testen kann auch hier geschlussfolgert werden, dass lediglich das Schlaf-EEG von älteren Männern durch eine

TETRA-Exposition beeinflusst wird (schnelleren Frequenzbereichen im Schlafstadium N1), während bei älteren Frauen und jungen Männern eine Hochfrequenzexposition keine signifikanten Auswirkungen auf die Hirnaktivität im Schlaf nach TFCE-Korrektur hat.

IX. Ergebnisse zum Tag

In den vier zugrundeliegenden Forschungsprojekten wurde auch geprüft, ob elektromagnetische Felder einen Einfluss auf die Gehirnfunktion im Wachzustand haben. In diesem Zusammenhang wurden u.a. mögliche Auswirkungen auf die Hirnaktivität in Ruhe und unter kognitiver Beanspruchung sowie auf die Verhaltensleistungen bei Aufmerksamkeits- und Gedächtnistests untersucht. Bei den vergleichenden Analysen sollten insbesondere diejenigen Parameter berücksichtigt werden, die in mindestens einem der zu vergleichenden Datensets unter Exposition statistisch signifikant verändert waren.

IX.1 Alters- und geschlechtsspezifische Expositionseffekte auf die Powerspektralwerte im Wachzustand

Gemäß der Projektbeschreibung sollten vergleichende Analysen des Ruhe-EEG für die Exposition bei TETRA 6.0 W/kg und GSM900 2.0 W/kg zwischen jungen und älteren Männern sowie zwischen älteren Männern und Frauen durchgeführt werden. Die Auswertung erfolgte nach Frequenzbändern und auf der Ebene einzelner Spektrallinien (vgl. Kap. VII.2.1). Auch bei diesen Analysen wurden die beiden „echten“ Hochfrequenzsignale immer getrennt voneinander betrachtet. Zunächst werden die geschlechtsspezifischen und dann die altersabhängigen Unterschiede aufgezeigt, jeweils in der Reihenfolge GSM900 gefolgt von der TETRA-Expositionsbedingung. Die Powerspektralwerte zu den Spektrallinien wurden lediglich mittels paarweiser Analysen ausgewertet.

IX.1.1 Ruhe-EEG: Frequenzbänder

Abb. IX.1 zeigt die Ergebnisse der paarweisen Analysen zu den Ruhe-EEG-Powerspektralwerten auf der Ebene der Frequenzbänder zwischen der GSM900-Exposition und der Scheinexpositionsbedingung bei den älteren Frauen, älteren Männern und jungen Männern. Bei den älteren Frauen konnten keine statistisch signifikanten expositionsabhängigen Variationen in der EEG-Power festgestellt werden. Bei den älteren Männern führte diese Hochfrequenzexposition zu einer Erhöhung der Spektralleistung an den Elektroden F4 im Beta1-Frequenzband bzw. an den Elektroden F4 und F8 im Beta2-Frequenzband. An den Elektrodenpositionen T4 im Delta-Frequenzband und C3 im Beta1-Frequenzband hatte die GSM900-Befeldung dagegen eine reduzierte EEG-Power zur Folge. Bei den jungen Männern konnte im Delta-Frequenzband an den Elektroden P4, O1 und O2 eine höhere EEG-Power unter der GSM900-Exposition ausfindig gemacht werden, während im Alpha-Frequenzband an den Elektroden Fp1, F8, C3, Cz, C4 eine Abnahme der Spektralleistung gefunden wurde.

In der linken Spalte von Abb. IX.3 sind die alters- und geschlechtsunabhängigen Expositionseffekte sowie die statistisch signifikanten Interaktionen zwischen den Faktoren „Geschlecht“ und „Exposition“ bzw. „Altersgruppe“ und „Exposition“ im Zusammenhang mit einer GSM900-Befeldung dargestellt. Letztere

spiegeln die geschlechts- bzw. altersspezifischen Expositionseffekte wider. Insgesamt waren die Expositionsauswirkungen bei älteren Frauen und älteren Männern sehr gering.

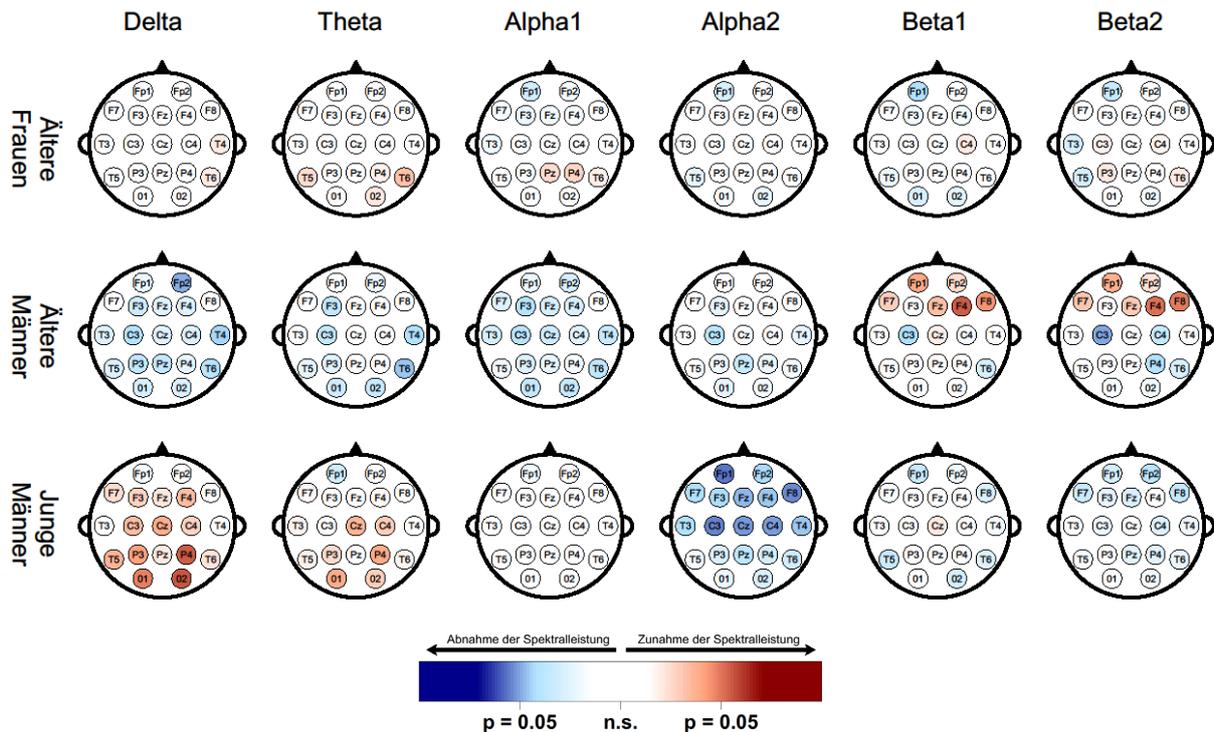


Abb. IX.1: Paarweise Analyse der Powerspektralwerte des Ruhe-EEG (zusammengefasst zu Frequenzbändern) zwischen der GSM900 und der Shamexpositionsbedingung. In den Topoplots sind unkorrigierte t-Werte dargestellt

Effekte, die bei beiden Stichproben in die gleiche Richtung zeigten, konnten gar nicht festgestellt werden, und auch statistisch signifikante Ergebnisse, die auf entgegengesetzten Effektrichtungen basierten, traten nur vereinzelt im Theta-Band (T6), Beta1-Band (Fp1 und F4) und Beta2-Band (Fp1) auf. Gleichgerichtete Effekte einer GSM900-Exposition in Form einer Abnahme der EEG-Power unter Verumexposition konnten sowohl bei den jungen als auch bei den älteren Männern an einigen Lokalisationen im Alpha2-Frequenzband beobachtet werden. Aus Abb. IX.1 wird aber auch deutlich, dass eine GSM900-Befeldung bei älteren Männern und jüngeren Männern insbesondere im Delta- als auch in den beiden Beta-Bändern mit abweichenden Auswirkungen einhergeht. Demnach ist es nur folgerichtig, dass die gefundenen altersspezifischen Expositionseffekte genau diese beiden Frequenzbänder betreffen (Abb. IX.3, linke Spalte). Auch beim Ruhe-EEG wiesen alle unter GSM900-Exposition festgestellten Unterschiede in der EEG-Power generalisierte η^2 -Werte von maximal 0.01 auf, was gemäß der zur Verfügung stehenden Richtwerte einer kleinen Effektgröße entspricht. Expositionsunabhängige Effekte der Faktoren „Geschlecht“ (ältere Frauen insgesamt größere EEG-Power als ältere Männer) und „Altersgruppe“ (junge Männer frontal und zentral geringere EEG-Power und parietal und okzipital größere als ältere Männer) waren auch beim Ruhe-EEG deutlich häufiger zu beobachten, allerdings nicht in dem Umfang wie bei Schlaf-EEG (auf eine graphische Darstellung dieser Effekte wurde verzichtet). Nichtsdestotrotz führte aber auch hier der Faktor „Altersgruppe“ zu deutlich größeren Effekten als der Faktor „Geschlecht“.

In Abb. IX.2 sind die Ergebnisse der paarweisen Analysen zu den Ruhe-EEG-Powerspektralwerten auf der Ebene der Frequenzbänder zwischen der TETRA-Exposition und der Scheinexpositionsbedingung bei den älteren Frauen, älteren Männern und jungen Männern dargestellt. Bei den älteren Frauen war unter TETRA-Exposition zwar tendenziell eine Zunahme der EEG-Power im Alpha-Bereich feststellbar, statistisch signifikant war aber hingegen nur der Effekt an der Elektrode T4 im Alpha2-Frequenzband. Bei den älteren Männern konnten keine statistisch signifikanten expositionsabhängigen Unterschiede in der EEG-Power beobachtet werden. Bei den jungen Männern war die TETRA-Exposition überwiegend mit einer Zunahme der Spektralleistung im Ruhe-EEG verbunden. Davon betroffen waren die Elektroden C4, T5, Pz und T6 im Delta-Band, Fz, Cz und C4 im Theta-Band und Fz, Cz, C4 und Pz im Beta1-Band. An der Elektrode F8 im Alpha-Band zeigte sich dagegen eine expositionsabhängige Reduktion der EEG-Power.

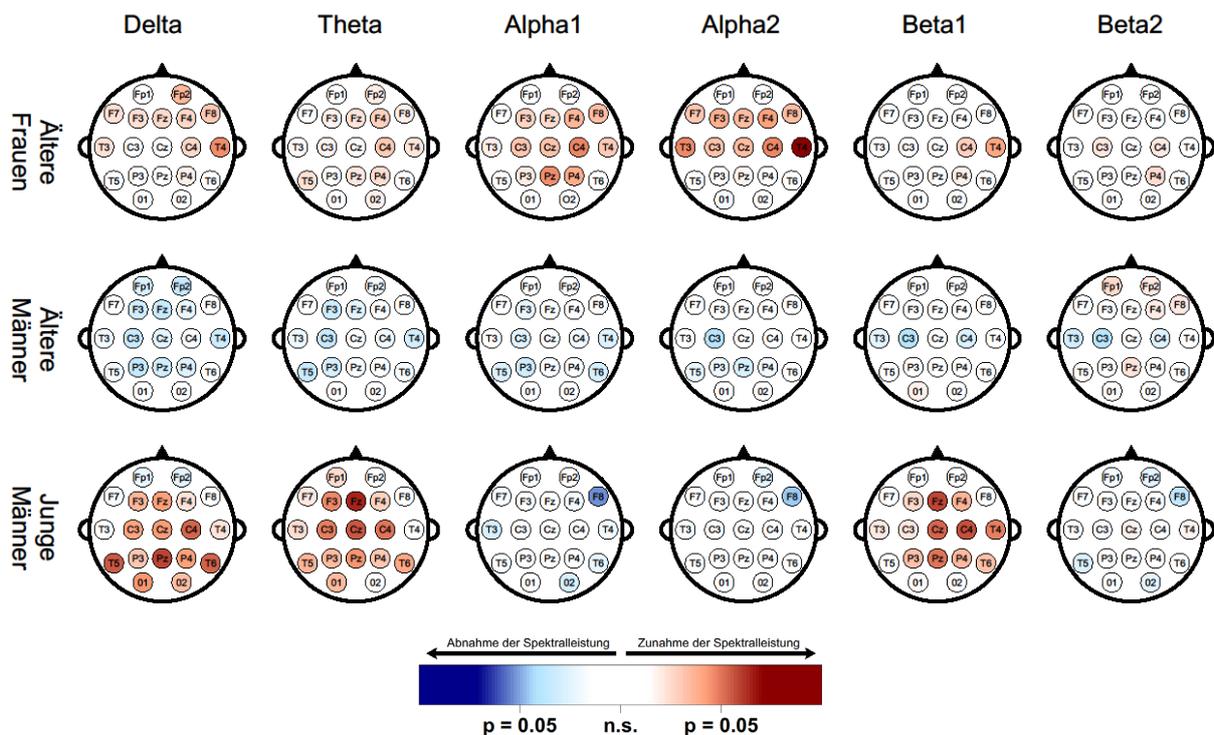


Abb. IX.2: Paarweise Analyse der Powerspektralwerte des Ruhe-EEG (zusammengefasst zu Frequenzbändern) zwischen der TETRA und der Shamexpositionsbedingung. In den Topoplots sind unkorrigierte t-Werte dargestellt

Die rechte Spalte von Abb. IX.3 veranschaulicht die alters- und geschlechtsunabhängigen Expositionseffekte sowie die statistisch signifikanten Interaktionseffekte im Zusammenhang mit einer TETRA-Exposition. Gleichgerichtete Veränderungen konnten weder für die beiden EMF60+-Stichproben noch für die beiden männlichen Stichproben gefunden werden. Entsprechend ergaben sich keine gemeinsamen Expositionseffekte. Geschlechtsspezifische Expositionseffekte mit tendenziell entgegengesetzter Effektrichtung traten im Zusammenhang mit einer TETRA-Befeldung auch nur an einigen wenigen Elektroden auf. Altersspezifische Expositionseffekte ließen sich etwas häufiger beobachten und betrafen einige Elektroden im Delta- und im Theta-Band.

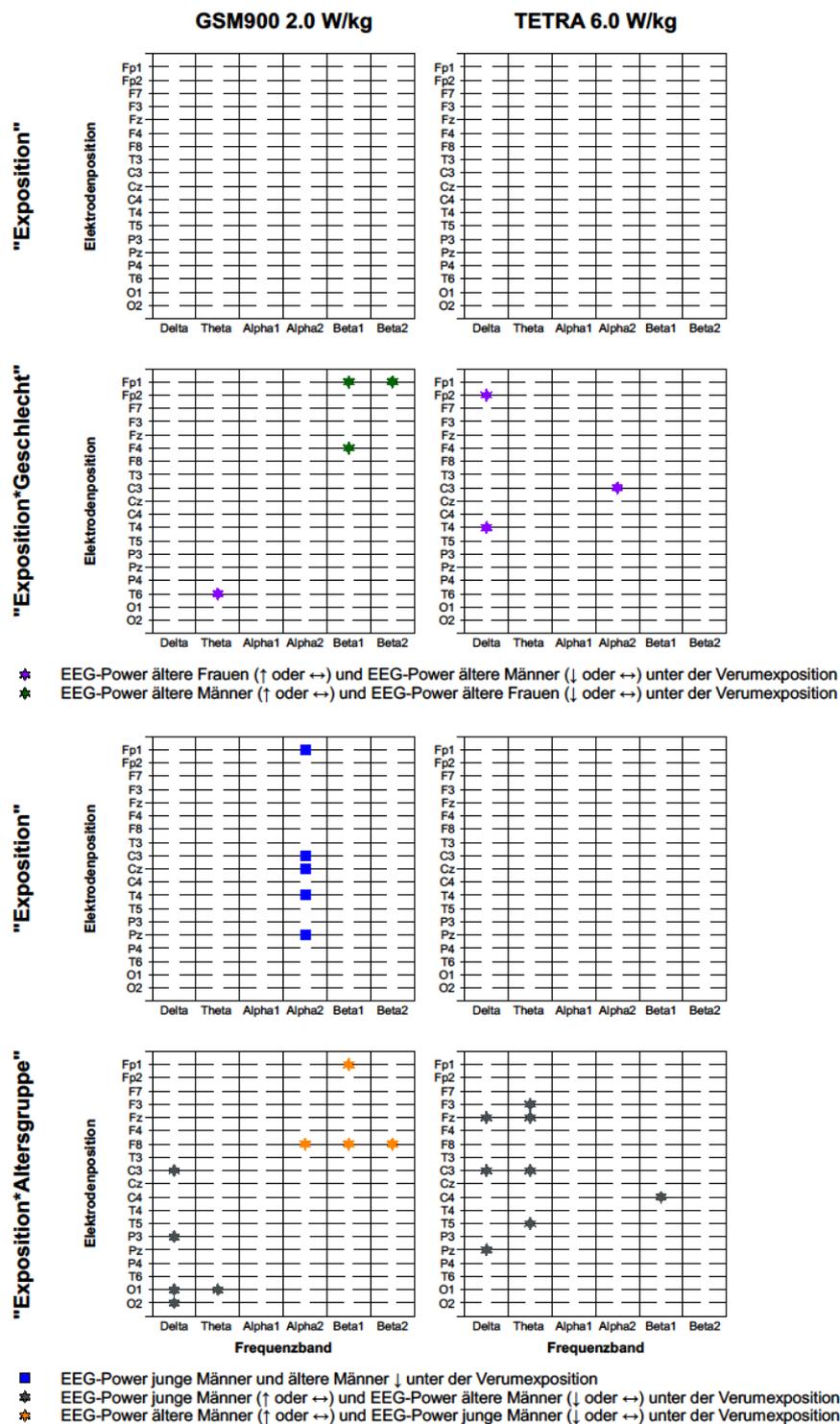


Abb. IX.3: Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Geschlecht (oben) bzw. Altersgruppe (unten) als Zwischensubjektfaktor sowie GSM900 und Sham als Expositionsbedingungen (links) und entsprechenden Ergebnissen mit TETRA und Sham als Expositionsbedingungen (rechts) bezogen auf die Ruhe-EEG-Powerspektralwerte in den Frequenzbändern. Die Abbildung zeigt nur die Ergebnisparameter, für die statistisch signifikante Expositions- und/oder Interaktionseffekte gefunden wurden. Anzahl der Freiheitsgrade im Modell: $df_1 = 1$ und $df_2 = 58$. Das partielle η^2 umfasste bei den Expositionseffekten Werte zwischen 0.067 und 0.115 und bei den Interaktionseffekten Werte zwischen 0.066 und 0.107. Das generalisierte η^2 schwankte bei den Expositionseffekten zwischen 0.002 und 0.006 und bei den Interaktionseffekten zwischen 0.001 und 0.009.

Auch wenn bei den älteren Männern in diesen Frequenzbereichen keine statistisch signifikanten Effekte unter der TETRA-Befeldung aufgetreten sind, war doch zumindest eine Tendenz hinsichtlich einer Reduktion der EEG-Power erkennbar. (Abb. IX.3, rechte Spalte). Die beschriebenen Unterschiede in der EEG-Power unter einer TETRA-Exposition entsprachen ebenfalls maximal kleinen Effekten (generalisierte η^2 -Werte in Höhe von ca. 0.01) und auch hier waren expositionsunabhängige Effekte der Faktoren „Geschlecht“ (ältere Frauen insgesamt größere EEG-Power als ältere Männer) und „Altersgruppe“ (junge Männer frontal und zentral geringere EEG-Power und parietal und okzipital größere als ältere Männer) nicht nur viel häufiger, sondern auch viel größer. Allerdings waren in diesem Modell die Unterschiede in der Effektgröße zwischen den beiden Zwischensubjektfaktoren nicht so stark ausgeprägt. Auch diese Ergebnisse wurden graphisch nicht aufbereitet.

IX.1.2 Ruhe-EEG: Spektrallinien

Die paarweisen Analysen zwischen der jeweiligen Verumexpositionsbedingung und der Scheinbefeldung auf der Ebene der Spektrallinien führten auch beim Ruhe-EEG zu einer höheren Auflösung der Ergebnisse. Im Wesentlichen spiegelten sie aber die Befunde auf der Ebene der Frequenzbänder wider. Aus Abb. IX. 4 (linke Seite) wird ersichtlich, dass (1) eine GSM900-Befeldung bei den älteren Frauen nahezu keine Auswirkungen auf die Hirnaktivität in Ruhe hatte, (2) bei den älteren Männern die EEG-Power im Ruhe-EEG an frontalen Spuren unter der GSM900-Exposition zunimmt und (3) junge Männer unter einer GSM900-Befeldung eine großflächige Zunahme der EEG-Power im Delta- und Thetabereich sowie eine ebenfalls mehrere Elektroden umfassende Abnahme der EEG-Power im Alpha2-Bereich zeigen. Die rechte Seite der Abb. IX. 4 zeigt die Effekte einer TETRA-Befeldung auf die Spektralleistung im Ruhe-EEG. Bei den älteren Frauen konnte an den Elektroden der zentralen Querreihe, und hier insbesondere an der Elektrode T4, eine expositionsabhängige Zunahme der EEG-Power festgestellt werden. Die Hirnaktivität der älteren Männer im Ruhezustand war dagegen nur geringfügig von der TETRA-Befeldung betroffen. Bei den jungen Männern konnten erneut die stärksten Expositionseffekte gefunden werden. So waren sowohl die Power im Delta- und Theta-Bereich als auch die Power im Beta-Bereich unter der TETRA-Exposition größer als unter der Scheinbefeldung. Nach einer Korrektur für das multiple Testen unter Berücksichtigung der TFCE-Statistik blieb jedoch kein einziges statistisch signifikantes Ergebnis auf dem Signifikanzniveau von 0.05 übrig.

IX.1.3 Zusammenfassung

Veränderungen unter einer GSM900-Exposition zeigten sich beim Wach-EEG am deutlichsten in der Stichprobe der jungen Männer. Die Exposition war im Delta-Frequenzbereich mit einer statistisch signifikant erhöhten EEG-Power an posterioren Elektroden verbunden. Im Alpha-Frequenzbereich war dagegen die Power im frontalen und zentralen Bereich unter der GSM900 Exposition geringer.

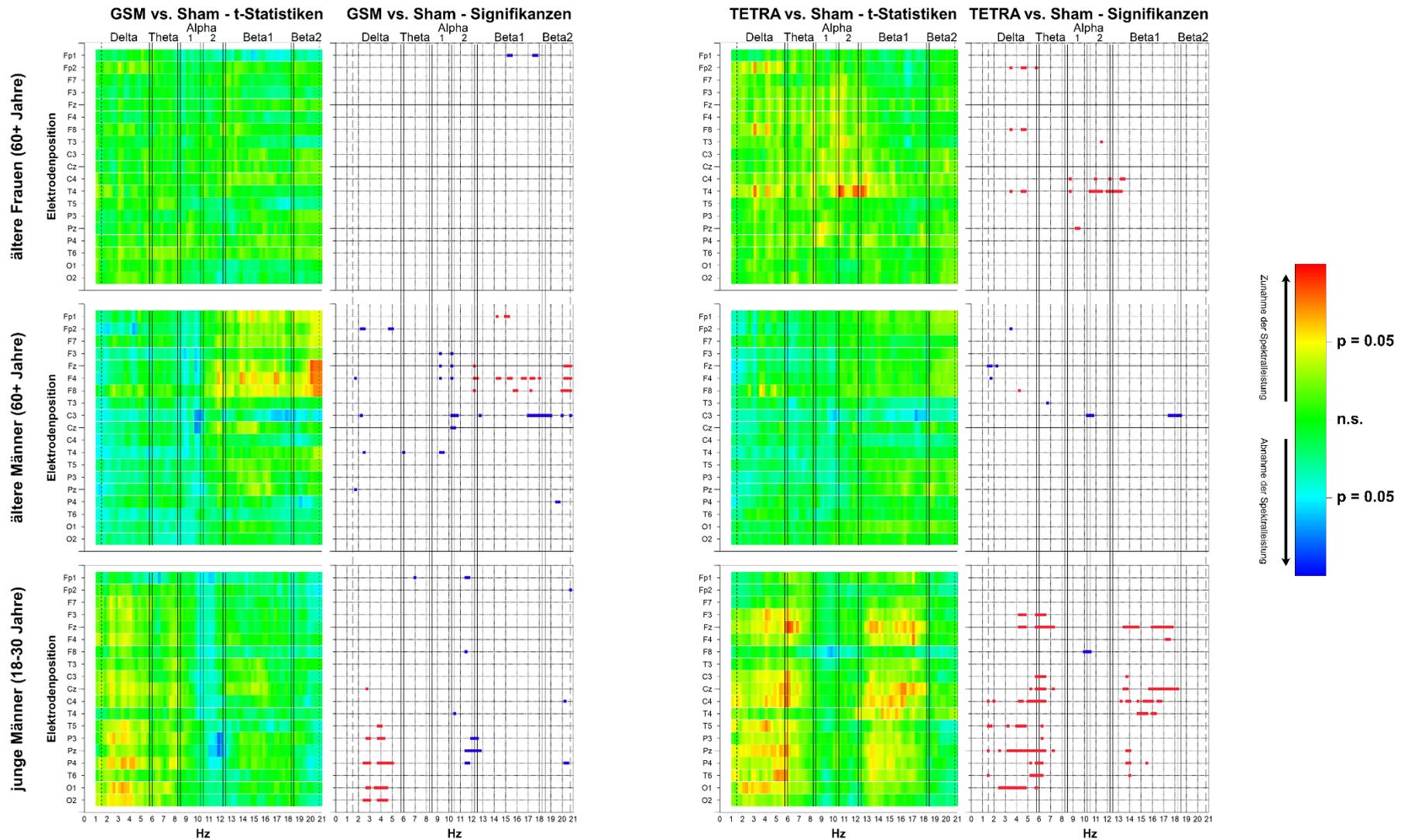


Abb. IX.4: Paarweise Analyse der Powerspektralwerte des Ruhe-EEG auf der Ebene der Spektrallinien zwischen der GSM900 (links) bzw. der TETRA (rechts)-Exposition und der Shamexpositionsbedingung. In den Grid plots sind unkorrigierte t-Werte sowie jeweils rechts daneben statistische Signifikanzen dargestellt.

Bei den älteren Männern war überwiegend eine statistisch signifikante Erhöhung der Power in den beiden höheren Frequenzbereichen (Beta1 und Beta2) im fronto- und frontopolaren Bereich feststellbar. Das Ruhe-EEG der älteren Frauen war nicht unter der GSM900-Befeldung verändert. Dementsprechend zeigten sich im varianzanalytischen Auswertansatz überwiegend altersspezifische Expositionseffekte.

Auch unter der TETRA-Exposition zeigte das Ruhe-EEG der jungen Männer die deutlichsten Veränderungen in den Spektralleistungen. Ausgedehnte Effekte in Form einer Zunahme der Spektralleistung ließen sich für das Delta- (überwiegend parietal), Theta- (überwiegend fronto-zentral) und Beta1-Band (überwiegend fronto-zentral) beobachten. Bei den älteren Frauen konnte eine singuläre statistisch signifikante Zunahme der EEG-Power im Alpha1-Frequenzbereich beobachtet werden. Bei den älteren Männern zeigten sich unter Hochfrequenzexposition keine statistisch signifikanten Effekte. Auch hier zeigten sich im varianzanalytischen Auswertansatz überwiegend altersspezifische Expositionseffekte. Insgesamt betrachtet scheint im Gegensatz zum Schlaf-EEG nicht das Ruhe-EEG der älteren Personen, sondern das Ruhe-EEG der jungen Männer stärker von einer Hochfrequenzexposition betroffen zu sein. Die paarweisen Analysen zwischen der jeweiligen Verumexpositionsbedingung und der Scheinbefeldung auf der Ebene der Spektrallinien spiegelten im Wesentlichen die Befunde auf der Ebene der Frequenzbänder wider.

Unter Verwendung der TFCE-Statistik und einer anschließenden Kontrolle des Fehlers 1. Art blieb allerdings keiner der unter den beiden Verumexpositionsbedingungen beobachteten Effekte statistisch signifikant. Daher könnte die Zusammenfassung der Ergebnisse zu den Expositionseffekten auf das Ruhe-EEG auch lauten, dass in keiner der drei untersuchten Stichproben ein Effekt der Hochfrequenzexposition beobachtet werden konnte.

IX.2 Alters- und geschlechtsspezifische Expositionseffekte auf die Hirnaktivität unter kognitiver Beanspruchung

Wie bereits erwähnt, sollten bei der vorliegenden Analyse überwiegend Zielparameter vergleichend ausgewertet werden, bei denen mindestens in einer der vier Forschungsprojekte ein statistisch signifikanter Effekt unter einer der Verumexpositionsbedingungen gefunden werden konnte. Von den fünf (phasischen) psychophysiologischen Tests, die tagsüber durchgeführt wurden, waren vier von dieser Vorgabe betroffen. Der Vollständigkeit halber wurden aber die physiologischen Ergebnisparameter von der visuellen Folgereaktionsaufgabe, die in keiner der vier Studien betroffen war, ebenfalls ausgewertet. Auch hier bezogen sich die vergleichenden Analysen auf die Exposition bei TETRA 6.0 W/kg und GSM900 2.0 W/kg zwischen jungen und älteren Männern sowie zwischen älteren Männern und Frauen, und die beiden „echten“ Hochfrequenzsignale wurden immer getrennt voneinander betrachtet.

IX.2.1 Langsame Hirnpotentiale – CNV, VMT, BP

Aus dem oberen Teil der Abb. IX.5 geht hervor, dass die GSM900-Befeldung weder bei den älteren Frauen noch bei den älteren Männern an einer der sechs untersuchten Elektrodenpositionen zu einer veränderten CNV-Amplitude geführt hat. Ebenso war in beiden Stichproben auch die VMT-Amplitude an keiner der sechs untersuchten Elektroden von der Exposition betroffen (Abb. IX.6, oben). Beim Bereitschaftspotential gab es zwei Zielparameter, die bei der Auswertung berücksichtigt wurden. Zum einen die hier als BP bezeichnete Amplitude beginnend ca. 1,5 s vor Beginn der Bewegung, und zum anderen 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. Der paarweise Vergleich zwischen der GSM900-Exposition und der Sham-Bedingung ergab lediglich bei den älteren Männern an der Lokalisation F4 eine statistisch signifikante Variation des Terminal Negative Slope. Im Mittel war die Negativierung dieser Potentialkomponente unter der GSM900-Exposition schwächer ausgeprägt als unter Sham (Abb. IX.7, oben). Alle zu diesen Vergleichen gehörigen p-Werte und Effektstärken sind in Tab. IX.1 aufgelistet. In Tab. IX.2 sind die Ergebnisse des varianzanalytischen Ansatzes unter Berücksichtigung der beiden älteren Personengruppen und der GSM900-Befeldung als Verumexpositionsbedingung aufgeführt. Geschlechtsspezifische GSM900-Auswirkungen konnten nicht ermittelt werden. Es zeigten sich lediglich an einigen Elektroden Geschlechtsunterschiede bei den Komponenten des Bereitschaftspotentials.

Ein sehr ähnliches Bild ergab sich bei der Betrachtung der Ergebnisse aus den paarweisen Analysen zwischen der TETRA- und der Scheinexpositionsbedingung. Auch hier unterlagen die CNV- und die VMT-Amplitude weder bei den älteren Frauen noch bei den älteren Männern expositionsabhängigen Abweichungen (Abb. IX.5 und IX.6, unten). Und auch das Bereitschaftspotential war erneut nur bei den älteren Männern betroffen. Diesmal bewirkte die Hochfrequenzexposition an der Elektrode F4 nicht nur eine schwächer ausgeprägte NS'-Komponente, sondern auch das eigentliche BP war unter TETRA kleiner als unter Sham (Abb. IX.7, unten). Die entsprechende p-Werte und Effektstärken finden sich in Tab. IX.1. Neben den erneut beobachteten Unterschieden zwischen Männern und Frauen bei den Potentialkomponenten des Bereitschaftspotentials ist in Tabelle IX.3 zu sehen, dass es unabhängig vom Geschlecht einen Expositionseffekt auf die VMT-Amplitude an der Lokalisation F3 gab. Die Amplitude war im Mittel unter Hochfrequenzeinfluss größer. Ein geschlechtsspezifischer Expositionseffekt konnte an der Lokalisation Cz auf die VMT-Amplitude verzeichnet werden. Während diese bei den älteren Frauen unter der Verumexpositionsbedingung kleiner war als unter Sham, war dies bei den älteren Männern genau entgegengesetzt.

Die Abb. IX.8, IX.9 und IX.10 (jeweils der obere Teil) veranschaulichen die Auswirkungen einer GSM900-Befeldung im Vergleich zu Sham auf die Komponenten der hier untersuchten langsamen Potentiale bei jungen und bei älteren Männern. Wie bereits erwähnt, beschränkten sich die Verumexpositionseffekte im Zusammenhang mit den paarweisen Analysen bei den älteren Männern auf eine geringere NS'-Amplitude des Bereitschaftspotentials an der Elektrode F4 (Abb. IX.10, oben). Bei den jungen Männern ergaben die paarweisen Analysen dagegen keinerlei expositionsabhängige Veränderungen.

Tab. IX.1: Auswirkungen einer GSM900- (oben) bzw. TETRA-Exposition (unten) auf die Komponenten der langsamen Potentiale älterer Frauen, älterer Männer und junger Männer.

Parameter	Einheit	Ältere Frauen		Ältere Männer		Junge Männer	
		p	Effektgröße d (95 % KI)	p	Effektgröße d (95 % KI)	p	Effektgröße d (95 % KI)
Verum: GSM900							
Contingent Negative Variation							
CNV-Amplitude an F3	µV	0.3127	0.154 (-0.136, 0.444)	0.5296	-0.058 (-0.238, 0.121)	0.3368	0.164 (-0.168, 0.496)
CNV-Amplitude an Fz	µV	0.9441	0.011 (-0.282, 0.304)	0.6036	-0.037 (-0.168, 0.094)	0.2211	0.198 (-0.117, 0.513)
CNV-Amplitude an F4	µV	0.4753	-0.119 (-0.441, 0.203)	0.2300	-0.105 (-0.273, 0.063)	0.7127	0.069 (-0.296, 0.435)
CNV-Amplitude an C3	µV	0.6414	0.075 (-0.239, 0.390)	0.4540	-0.050 (-0.170, 0.069)	0.3783	0.096 (-0.114, 0.306)
CNV-Amplitude an Cz	µV	0.7379	0.038 (-0.181, 0.258)	0.6072	-0.025 (-0.121, 0.070)	0.3902	0.106 (-0.134, 0.346)
CNV-Amplitude an C4	µV	0.6188	-0.087 (-0.425, 0.250)	0.2155	-0.076 (-0.185, 0.032)	0.2403	0.165 (-0.107, 0.438)
Visuelle Folgereaktionsaufgabe							
VMT-Amplitude an F3	µV	0.1428	-0.195 (-0.454, 0.064)	0.7661	-0.031 (-0.212, 0.150)	0.7459	0.063 (-0.309, 0.436)
VMT-Amplitude an Fz	µV	0.6502	-0.037 (-0.195, 0.121)	0.9771	0.003 (-0.213, 0.220)	0.7244	0.060 (-0.263, 0.383)
VMT-Amplitude an F4	µV	0.4259	-0.087 (-0.298, 0.125)	0.5720	-0.077 (-0.332, 0.178)	0.9030	0.024 (-0.349, 0.396)
VMT-Amplitude an C3	µV	0.5805	-0.052 (-0.237, 0.132)	0.8888	0.014 (-0.148, 0.176)	0.6965	0.052 (-0.205, 0.309)
VMT-Amplitude an Cz	µV	0.4935	0.046 (-0.083, 0.174)	0.5396	0.062 (-0.124, 0.248)	0.0753	-0.202 (-0.419, 0.016)
VMT-Amplitude an C4	µV	0.9119	-0.011 (-0.200, 0.178)	0.5880	0.060 (-0.105, 0.225)	0.7655	-0.044 (-0.328, 0.239)
Bereitschaftspotential							
BP-Amplitude an F3	µV	0.8595	0.037 (-0.367, 0.441)	0.8870	0.032 (-0.404, 0.467)	0.6576	0.107 (-0.362, 0.575)
BP-Amplitude an Fz	µV	0.4052	-0.164 (-0.543, 0.216)	0.8398	0.044 (-0.378, 0.467)	0.6378	0.103 (-0.321, 0.528)
BP-Amplitude an F4	µV	0.1643	-0.238 (-0.568, 0.093)	0.1739	0.298 (-0.126, 0.723)	0.4628	0.158 (-0.259, 0.575)
BP-Amplitude an C3	µV	0.6918	0.078 (-0.285, 0.441)	0.6277	0.100 (-0.301, 0.500)	0.5406	0.109 (-0.233, 0.451)
BP-Amplitude an Cz	µV	0.8852	0.023 (-0.284, 0.330)	0.5320	0.110 (-0.232, 0.452)	0.4895	0.162 (-0.292, 0.616)
BP-Amplitude an C4	µV	0.9846	-0.004 (-0.363, 0.356)	0.7062	0.071 (-0.296, 0.439)	0.9854	0.004 (-0.446, 0.454)
NS'-Amplitude an F3	µV	0.6698	0.077 (-0.269, 0.422)	0.4922	0.152 (-0.277, 0.581)	0.1382	0.276 (-0.082, 0.634)
NS'-Amplitude an Fz	µV	0.7716	-0.056 (-0.424, 0.313)	0.4273	0.134 (-0.194, 0.463)	0.4305	0.157 (-0.229, 0.543)
NS'-Amplitude an F4	µV	0.7210	-0.071 (-0.459, 0.317)	0.0052	0.476 (0.145, 0.807)	0.1892	0.265 (-0.125, 0.656)
NS'-Amplitude an C3	µV	0.8304	0.034 (-0.246, 0.313)	0.8425	0.032 (-0.274, 0.338)	0.4934	0.146 (-0.264, 0.556)
NS'-Amplitude an Cz	µV	0.8961	-0.021 (-0.332, 0.290)	0.8209	0.029 (-0.221, 0.279)	0.5977	0.136 (-0.364, 0.636)
NS'-Amplitude an C4	µV	0.9738	-0.006 (-0.347, 0.335)	0.6373	0.067 (-0.208, 0.342)	0.4756	0.176 (-0.302, 0.655)
Verum: TETRA							
Contingent Negative Variation							
CNV-Amplitude an F3	µV	0.6456	-0.063 (-0.320, 0.194)	0.3397	-0.151 (-0.445, 0.143)	0.2018	-0.214 (-0.532, 0.103)
CNV-Amplitude an Fz	µV	0.8944	-0.015 (-0.228, 0.198)	0.3901	-0.148 (-0.462, 0.165)	0.0455	-0.375 (-0.740, -0.010)
CNV-Amplitude an F4	µV	0.1632	-0.172 (-0.408, 0.065)	0.1451	-0.284 (-0.648, 0.080)	0.7407	-0.065 (-0.448, 0.318)
CNV-Amplitude an C3	µV	0.8270	0.031 (-0.237, 0.300)	0.3823	-0.170 (-0.500, 0.160)	0.1533	-0.299 (-0.704, 0.106)
CNV-Amplitude an Cz	µV	0.7183	-0.025 (-0.158, 0.108)	0.3171	-0.128 (-0.363, 0.107)	0.1793	-0.245 (-0.592, 0.102)
CNV-Amplitude an C4	µV	0.3780	-0.098 (-0.312, 0.116)	0.1993	-0.242 (-0.565, 0.081)	0.5990	-0.107 (-0.504, 0.289)

Parameter	Einheit	Ältere Frauen		Ältere Männer		Junge Männer	
		p	Effektgröße d (95 % KI)	p	Effektgröße d (95 % KI)	p	Effektgröße d (95 % KI)
Visuelle Folgereaktionsaufgabe							
VMT-Amplitude an F3	µV	0.1720	-0.173 (-0.416, 0.070)	0.0759	-0.232 (-0.478, 0.014)	0.9590	-0.008 (-0.290, 0.274)
VMT-Amplitude an Fz	µV	0.8063	0.029 (-0.184, 0.242)	0.1382	-0.221 (-0.506, 0.064)	0.8669	0.026 (-0.255, 0.306)
VMT-Amplitude an F4	µV	0.9851	-0.002 (-0.234, 0.229)	0.1572	-0.205 (-0.481, 0.071)	0.8330	-0.043 (-0.418, 0.332)
VMT-Amplitude an C3	µV	0.9092	0.012 (-0.195, 0.220)	0.2513	-0.177 (-0.468, 0.114)	0.4574	0.124 (-0.189, 0.437)
VMT-Amplitude an Cz	µV	0.1826	0.102 (-0.045, 0.249)	0.1249	-0.135 (-0.305, 0.035)	0.7413	0.056 (-0.265, 0.376)
VMT-Amplitude an C4	µV	0.6576	0.054 (-0.182, 0.290)	0.1023	-0.250 (-0.546, 0.046)	0.3887	0.164 (-0.196, 0.524)
Bereitschaftspotential							
BP-Amplitude an F3	µV	0.9657	-0.010 (-0.477, 0.457)	0.1109	0.419 (-0.092, 0.929)	0.4120	-0.211 (-0.709, 0.288)
BP-Amplitude an Fz	µV	0.6162	-0.121 (-0.590, 0.348)	0.0548	0.439 (-0.005, 0.884)	0.6134	-0.116 (-0.561, 0.329)
BP-Amplitude an F4	µV	0.8534	-0.044 (-0.511, 0.422)	0.0288	0.498 (0.055, 0.940)	0.5968	-0.124 (-0.581, 0.332)
BP-Amplitude an C3	µV	0.9940	0.002 (-0.391, 0.394)	0.3087	0.236 (-0.215, 0.687)	0.8679	0.041 (-0.440, 0.523)
BP-Amplitude an Cz	µV	0.5901	-0.106 (-0.488, 0.276)	0.4534	0.131 (-0.208, 0.470)	0.9362	-0.020 (-0.498, 0.458)
BP-Amplitude an C4	µV	0.6102	-0.108 (-0.520, 0.303)	0.5504	0.130 (-0.293, 0.553)	0.9473	0.015 (-0.433, 0.464)
NS'-Amplitude an F3	µV	0.7278	-0.057 (-0.374, 0.261)	0.4355	0.168 (-0.247, 0.582)	0.1498	-0.339 (-0.794, 0.117)
NS'-Amplitude an Fz	µV	0.5035	-0.119 (-0.464, 0.226)	0.2833	0.187 (-0.152, 0.526)	0.1903	-0.249 (-0.618, 0.120)
NS'-Amplitude an F4	µV	0.8414	-0.041 (-0.436, 0.354)	0.0159	0.444 (0.087, 0.800)	0.3035	-0.233 (-0.673, 0.207)
NS'-Amplitude an C3	µV	0.8029	-0.038 (-0.327, 0.252)	0.7452	0.058 (-0.278, 0.393)	0.7680	-0.061 (-0.466, 0.343)
NS'-Amplitude an Cz	µV	0.6174	-0.073 (-0.357, 0.211)	0.9757	-0.004 (-0.266, 0.258)	0.8088	-0.047 (-0.417, 0.322)
NS'-Amplitude an C4	µV	0.5820	-0.095 (-0.431, 0.241)	0.9403	0.014 (-0.339, 0.366)	0.6499	-0.100 (-0.529, 0.328)

p = Signifikanzwert; d = Cohen's d (Klammerausdruck entspricht den 95 % Konfidenzintervallen). Statistisch signifikante Effekte sind fett gedruckt und gelb unterlegt. CNV = Contingent Negative Variation bzw. Erwartungswelle; VMT = Visuelle Folgereaktionsaufgabe; BP = Bereitschaftspotential; NS' = Terminal Negative Slope.

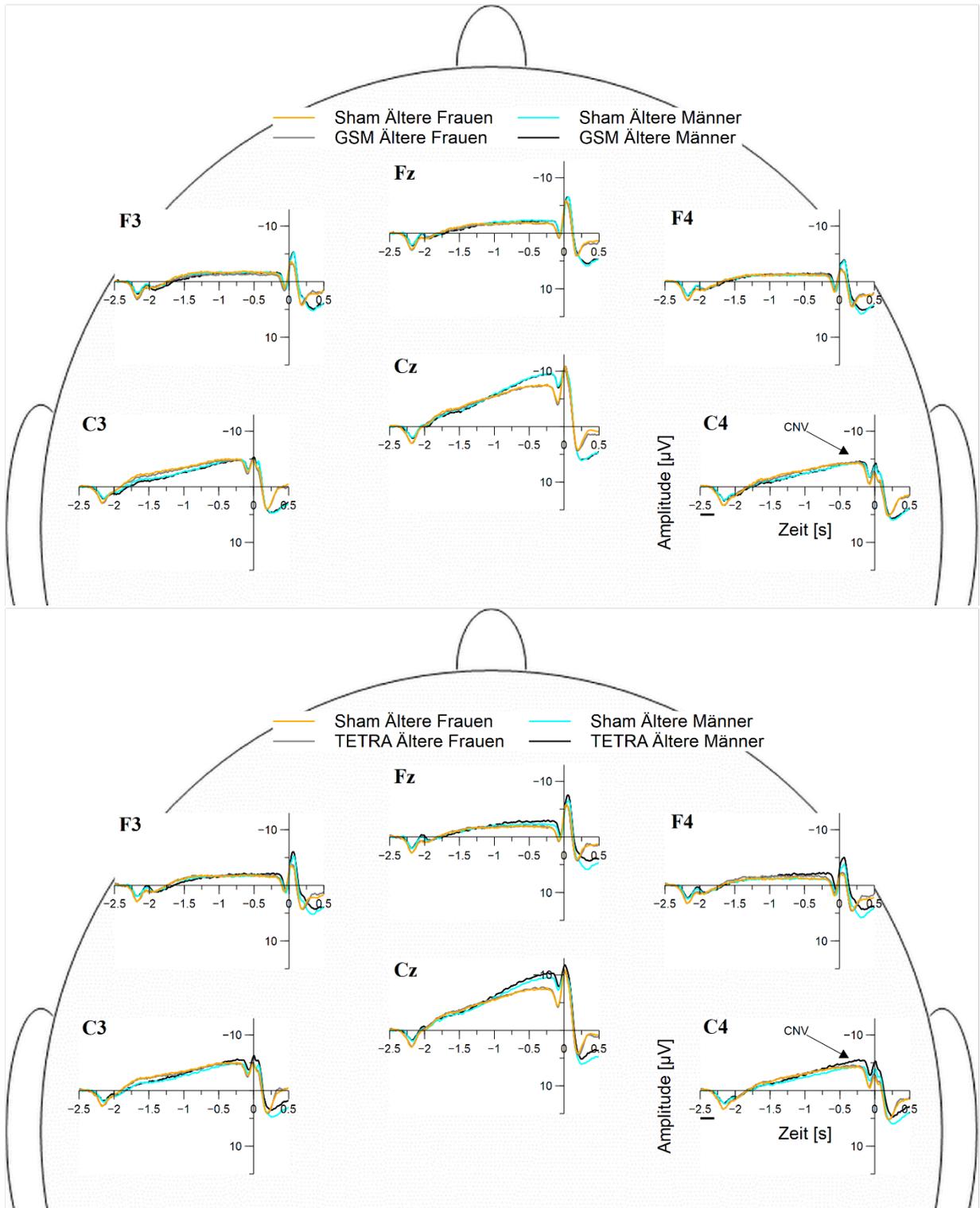


Abb. IX.5: Vergleichende Darstellung der Contingent Negative Variation (CNV) zwischen älteren Frauen und älteren Männern getrennt für die GSM900- (oben) und TETRA-Expositionsbedingung (unten)..

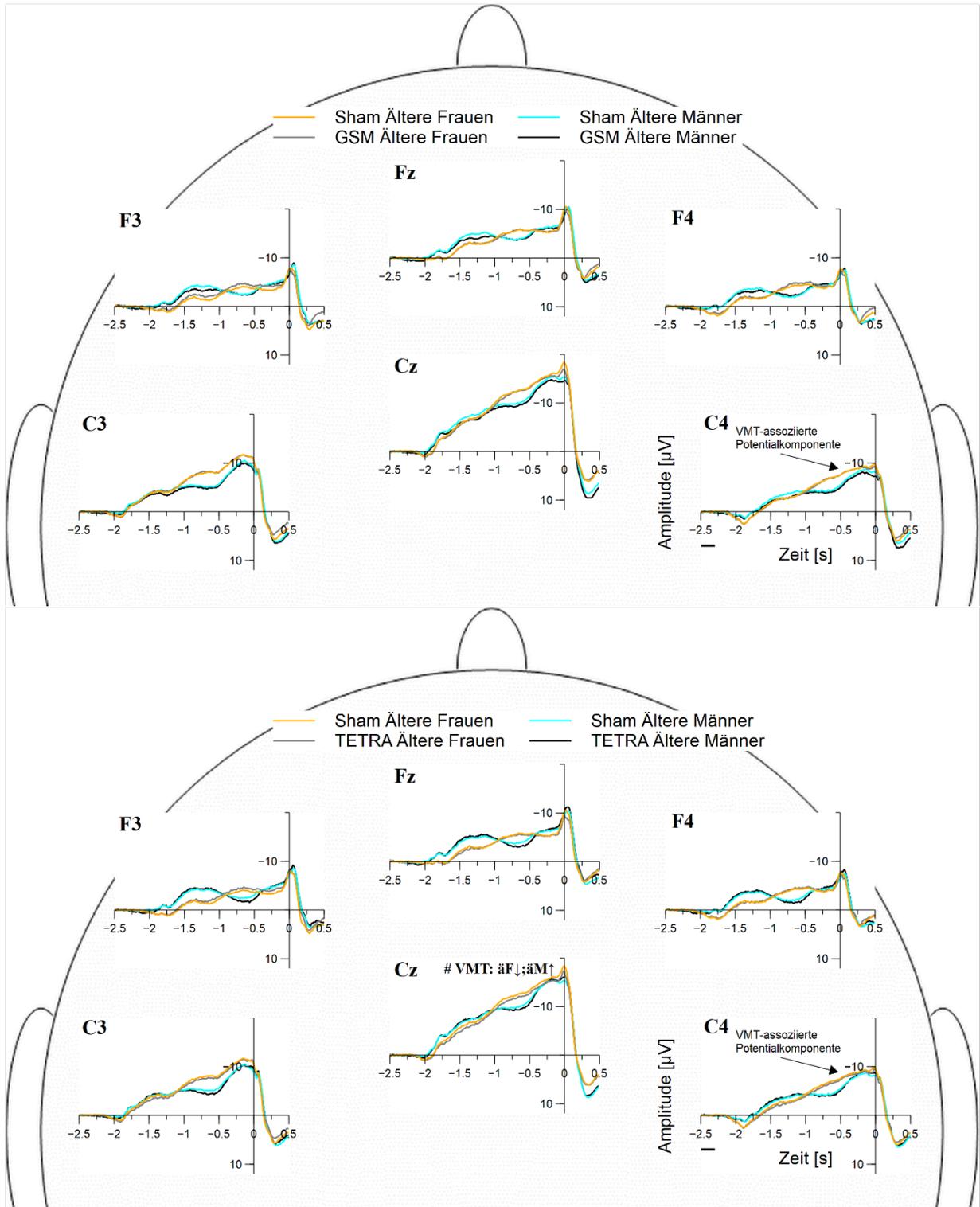


Abb. IX.6: Vergleichende Darstellung des langsamen Potentials assoziiert mit der Visuellen Folgereaktionsaufgabe (VMT) zwischen älteren Frauen und älteren Männern getrennt für die GSM900- (oben) und TETRA-Expositionsbedingung (unten). Statistisch signifikante Ergebnisse im varianzanalytischen Auswerteansatz sind in der Abbildung durch ein # hervorgehoben. \uparrow = größere und \downarrow = kleinere Amplitude unter der Verumexposition.

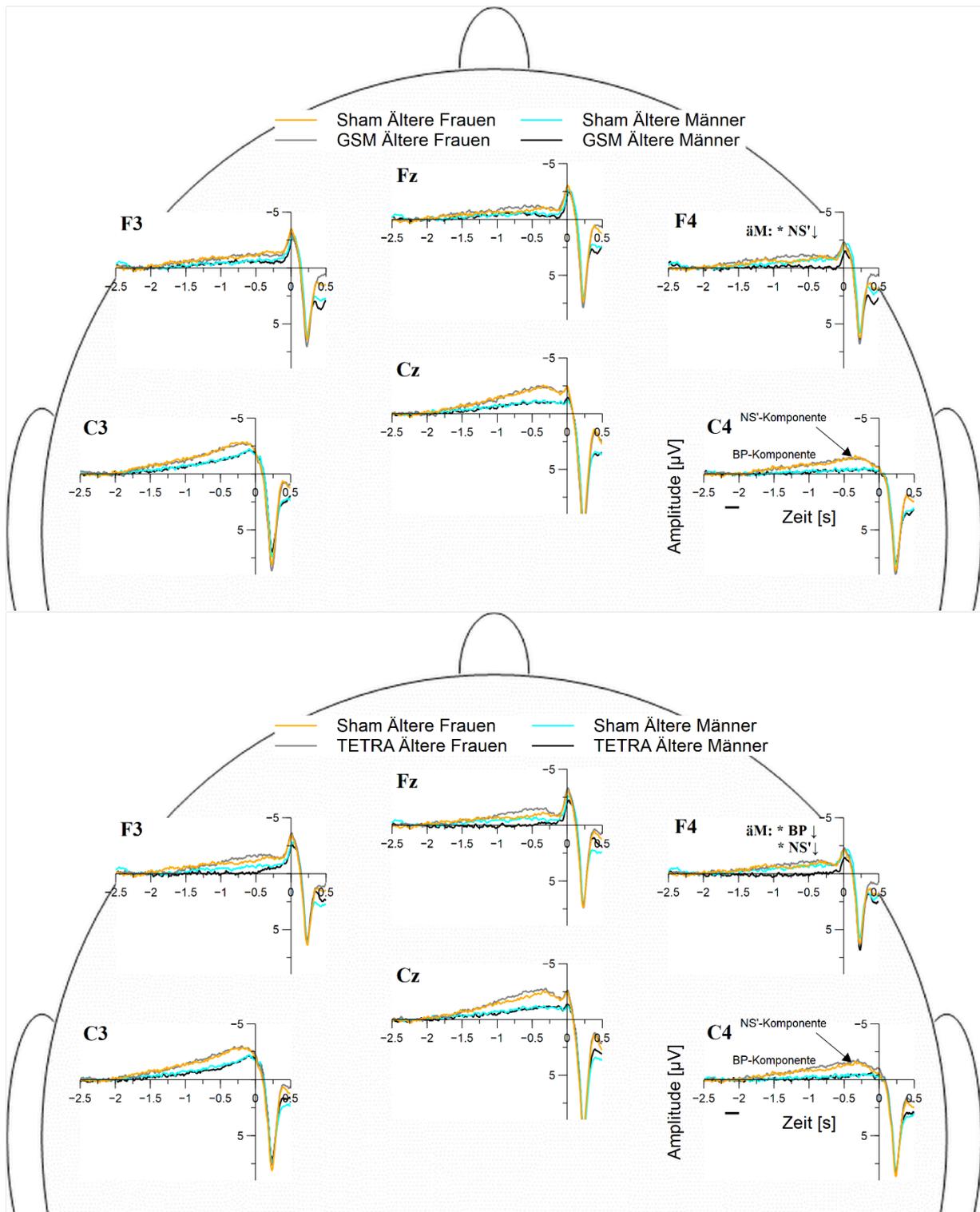


Abb. IX.7: Vergleichende Darstellung des Bereitschaftspotentials (BP) zwischen älteren Frauen und älteren Männern getrennt für die GSM900- (oben) und TETRA-Expositionsbedingung (unten).. Statistisch signifikante Ergebnisse im paarweisen Auswertansatz sind in der Abbildung durch ein * hervorgehoben und zusätzlich fett markiert. ↓ = kleinere Amplitude unter der Verumexposition. NS' = Terminal Negative Slope.

Tab. IX.2: Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Geschlecht als Zwischensubjektfaktor sowie GSM900 und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Komponenten der langsamen Potentiale.

Parameter	Einheit	Geschlecht (1, 58)				Exposition (1, 58)				Geschlecht*Exposition (1, 58)			
		F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G
Contingent Negative Variation													
CNV Amplitude an F3	µV	0.01	0.9219	<. 001	<. 001	0.04	0.8425	0.001	<. 001	1.34	0.2524	0.023	0.002
CNV Amplitude an Fz	µV	0.05	0.8201	0.001	0.001	0.12	0.7307	0.002	<. 001	0.19	0.6617	0.003	<. 001
CNV Amplitude an F4	µV	0.01	0.9316	<. 001	<. 001	1.95	0.1680	0.033	0.003	0.19	0.6675	0.003	<. 001
CNV Amplitude an C3	µV	0.01	0.9066	<. 001	<. 001	0.08	0.7739	0.001	<. 001	0.78	0.3796	0.013	0.001
CNV Amplitude an Cz	µV	1.52	0.2228	0.026	0.025	0.00	0.9486	<. 001	<. 001	0.35	0.5577	0.006	<. 001
CNV Amplitude an C4	µV	0.02	0.8823	<. 001	<. 001	1.58	0.2136	0.027	0.001	0.31	0.5811	0.005	<. 001
Visuelle Folgereaktionsaufgabe													
VMT Amplitude an F3	µV	0.00	0.9973	<. 001	<. 001	1.74	0.1927	0.029	0.003	0.84	0.3641	0.014	0.001
VMT Amplitude an Fz	µV	0.00	0.9936	<. 001	<. 001	0.04	0.8376	0.001	<. 001	0.07	0.7990	0.001	<. 001
VMT Amplitude an F4	µV	0.11	0.7403	0.002	0.002	0.89	0.3482	0.015	0.002	0.00	0.9676	<. 001	<. 001
VMT Amplitude an C3	µV	2.33	0.1325	0.039	0.036	0.03	0.8569	0.001	<. 001	0.18	0.6767	0.003	<. 001
VMT Amplitude an Cz	µV	0.82	0.3684	0.014	0.013	0.76	0.3876	0.013	0.001	0.05	0.8177	0.001	<. 001
VMT Amplitude an C4	µV	1.67	0.2014	0.028	0.026	0.18	0.6742	0.003	<. 001	0.28	0.5966	0.005	<. 001
Bereitschaftspotential													
BP Amplitude an F3	µV	3.58	0.0634	0.058	0.039	0.05	0.8200	0.001	<. 001	0.00	0.9501	<. 001	<. 001
BP Amplitude an Fz	µV	2.22	0.1415	0.037	0.026	0.26	0.6128	0.004	0.001	0.60	0.4420	0.010	0.003
BP Amplitude an F4	µV	3.80	0.0561	0.061	0.045	0.01	0.9318	<. 001	<. 001	3.96	0.0513	0.064	0.017
BP Amplitude an C3	µV	5.71	0.0201	0.090	0.065	0.37	0.5448	0.006	0.002	0.00	0.9630	<. 001	<. 001
BP Amplitude an Cz	µV	4.46	0.0389	0.071	0.058	0.24	0.6264	0.004	0.001	0.06	0.8008	0.001	<. 001
BP Amplitude an C4	µV	8.68	0.0046	0.130	0.099	0.04	0.8350	0.001	<. 001	0.06	0.8106	0.001	<. 001
NS' Amplitude an F3	µV	1.81	0.1839	0.030	0.022	0.59	0.4444	0.010	0.003	0.01	0.9242	<. 001	<. 001
NS' Amplitude an Fz	µV	1.68	0.1997	0.028	0.021	0.05	0.8236	0.001	<. 001	0.49	0.4848	0.008	0.002
NS' Amplitude an F4	µV	2.00	0.1623	0.033	0.025	1.56	0.2167	0.026	0.007	3.48	0.0670	0.057	0.015
NS' Amplitude an C3	µV	2.80	0.0998	0.046	0.038	0.08	0.7729	0.001	<. 001	0.01	0.9404	<. 001	<. 001
NS' Amplitude an Cz	µV	4.91	0.0307	0.078	0.066	0.00	0.9898	<. 001	<. 001	0.05	0.8155	0.001	<. 001
NS' Amplitude an C4	µV	4.10	0.0474	0.066	0.053	0.04	0.8480	0.001	<. 001	0.06	0.8025	0.001	<. 001

F = F-Statistik; p = Signifikanzwert; η^2_p = partielles Eta²; η^2_G = generalisiertes Eta². Klammerausdruck entspricht den Freiheitsgraden. Statistisch signifikante Effekte sind fett gedruckt und gelb unterlegt. CNV = Contingent Negative Variation bzw. Erwartungswelle; VMT = Visuelle Folgereaktionsaufgabe; BP = Bereitschaftspotential; NS' = Terminal Negative Slope.

Tab. IX.3: Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Geschlecht als Zwischensubjektfaktor sowie TETRA und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Komponenten der langsamen Potentiale.

Parameter	Einheit	Geschlecht (1, 58)				Exposition (1, 58)				Geschlecht*Exposition (1, 58)			
		F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G
Contingent Negative Variation													
CNV Amplitude an F3	µV	0.00	0.9959	<. 001	<. 001	1.16	0.2866	0.020	0.003	0.41	0.5245	0.007	0.001
CNV Amplitude an Fz	µV	0.29	0.5909	0.005	0.004	0.77	0.3848	0.013	0.003	0.64	0.4257	0.011	0.002
CNV Amplitude an F4	µV	0.07	0.7861	0.001	0.001	3.51	0.0660	0.057	0.014	0.93	0.3381	0.016	0.004
CNV Amplitude an C3	µV	0.01	0.9057	<. 001	<. 001	0.58	0.4485	0.010	0.003	0.83	0.3667	0.014	0.004
CNV Amplitude an Cz	µV	2.28	0.1369	0.038	0.034	1.17	0.2842	0.020	0.002	0.71	0.4021	0.012	0.001
CNV Amplitude an C4	µV	0.35	0.5540	0.006	0.005	2.25	0.1394	0.037	0.009	1.08	0.3019	0.018	0.004
Visuelle Folgereaktionsaufgabe													
VMT Amplitude an F3	µV	0.26	0.6125	0.004	0.004	5.34	0.0245	0.084	0.011	0.25	0.6166	0.004	0.001
VMT Amplitude an Fz	µV	0.40	0.5302	0.007	0.006	1.25	0.2676	0.021	0.003	1.96	0.1673	0.033	0.005
VMT Amplitude an F4	µV	0.01	0.9263	<. 001	<. 001	1.29	0.2605	0.022	0.003	1.24	0.2705	0.021	0.003
VMT Amplitude an C3	µV	1.74	0.1928	0.029	0.025	0.85	0.3596	0.014	0.002	1.10	0.2991	0.019	0.002
VMT Amplitude an Cz	µV	0.19	0.6675	0.003	0.003	0.16	0.6940	0.003	<. 001	4.35	0.0414	0.070	0.004
VMT Amplitude an C4	µV	0.52	0.4719	0.009	0.008	1.22	0.2748	0.021	0.003	2.65	0.1088	0.044	0.006
Bereitschaftspotential													
BP Amplitude an F3	µV	7.78	0.0071	0.118	0.069	0.75	0.3894	0.013	0.005	0.88	0.3513	0.015	0.006
BP Amplitude an Fz	µV	5.10	0.0278	0.081	0.049	0.59	0.4464	0.010	0.004	2.52	0.1181	0.042	0.016
BP Amplitude an F4	µV	3.87	0.0539	0.063	0.038	1.43	0.2372	0.024	0.009	2.24	0.1399	0.037	0.015
BP Amplitude an C3	µV	7.40	0.0086	0.113	0.079	0.35	0.5545	0.006	0.002	0.34	0.5628	0.006	0.002
BP Amplitude an Cz	µV	6.55	0.0131	0.101	0.077	0.01	0.9413	<. 001	<. 001	0.74	0.3939	0.013	0.003
BP Amplitude an C4	µV	8.98	0.0040	0.134	0.093	0.01	0.9344	<. 001	<. 001	0.59	0.4463	0.010	0.003
NS' Amplitude an F3	µV	2.66	0.1086	0.044	0.034	0.05	0.8203	0.001	<. 001	0.60	0.4429	0.010	0.002
NS' Amplitude an Fz	µV	2.15	0.1483	0.036	0.028	0.02	0.8931	<. 001	<. 001	1.45	0.2329	0.024	0.005
NS' Amplitude an F4	µV	1.66	0.2024	0.028	0.020	1.50	0.2261	0.025	0.007	2.44	0.1237	0.040	0.011
NS' Amplitude an C3	µV	3.03	0.0872	0.050	0.041	0.00	0.9839	<. 001	<. 001	0.16	0.6952	0.003	<. 001
NS' Amplitude an Cz	µV	4.49	0.0385	0.072	0.062	0.18	0.6697	0.003	<. 001	0.15	0.6957	0.003	<. 001
NS' Amplitude an C4	µV	4.06	0.0486	0.065	0.051	0.16	0.6870	0.003	0.001	0.24	0.6231	0.004	0.001

F = F-Statistik; p = Signifikanzwert; η^2_p = partielles Eta²; η^2_G = generalisiertes Eta². Klammerausdruck entspricht den Freiheitsgraden. Statistisch signifikante Effekte sind fett gedruckt und gelb unterlegt. CNV = Contingent Negative Variation bzw. Erwartungswelle; VMT = Visuelle Folgereaktionsaufgabe; BP = Bereitschaftspotential; NS' = Terminal Negative Slope.

Tab. IX.4: Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Altersgruppe als Zwischensubjektfaktor sowie GSM900 und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Komponenten der langsamen Potentiale.

Parameter	Einheit	Altersgruppe (1, 58)				Exposition (1, 58)				Altersgruppe*Exposition (1, 58)			
		F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G
Contingent Negative Variation													
CNV Amplitude an F3	µV	0.91	0.3429	0.016	0.014	0.10	0.7571	0.002	<.001	1.33	0.2535	0.022	0.002
CNV Amplitude an Fz	µV	0.83	0.3656	0.014	0.013	0.36	0.5532	0.006	<.001	1.66	0.2032	0.028	0.002
CNV Amplitude an F4	µV	1.47	0.2296	0.025	0.022	0.24	0.6296	0.004	<.001	1.13	0.2926	0.019	0.002
CNV Amplitude an C3	µV	0.42	0.5187	0.007	0.007	0.01	0.9273	<.001	<.001	1.30	0.2593	0.022	0.001
CNV Amplitude an Cz	µV	0.34	0.5645	0.006	0.006	0.19	0.6664	0.003	<.001	1.03	0.3149	0.017	0.001
CNV Amplitude an C4	µV	0.40	0.5313	0.007	0.006	0.02	0.8908	<.001	<.001	3.04	0.0866	0.050	0.002
Visuelle Folgereaktionsaufgabe													
VMT Amplitude an F3	µV	0.56	0.4590	0.009	0.008	0.00	0.9455	<.001	<.001	0.20	0.6594	0.003	<.001
VMT Amplitude an Fz	µV	0.27	0.6026	0.005	0.004	0.06	0.8007	0.001	<.001	0.04	0.8346	0.001	<.001
VMT Amplitude an F4	µV	0.15	0.6973	0.003	0.002	0.08	0.7729	0.001	<.001	0.22	0.6380	0.004	0.001
VMT Amplitude an C3	µV	0.82	0.3695	0.014	0.013	0.11	0.7365	0.002	<.001	0.01	0.9169	<.001	<.001
VMT Amplitude an Cz	µV	4.44	0.0394	0.071	0.066	0.26	0.6110	0.004	<.001	2.38	0.1284	0.039	0.003
VMT Amplitude an C4	µV	0.57	0.4529	0.010	0.009	0.07	0.7926	0.001	<.001	0.38	0.5377	0.007	0.001
Bereitschaftspotential													
BP Amplitude an F3	µV	3.05	0.0863	0.050	0.030	0.21	0.6488	0.004	0.001	0.10	0.7574	0.002	0.001
BP Amplitude an Fz	µV	0.60	0.4422	0.010	0.007	0.26	0.6119	0.004	0.002	0.08	0.7744	0.001	0.001
BP Amplitude an F4	µV	0.22	0.6408	0.004	0.003	2.02	0.1602	0.034	0.012	0.05	0.8265	0.001	<.001
BP Amplitude an C3	µV	1.84	0.1800	0.031	0.023	0.62	0.4342	0.011	0.003	0.06	0.8124	0.001	<.001
BP Amplitude an Cz	µV	0.28	0.5973	0.005	0.003	0.80	0.3749	0.014	0.005	0.15	0.6986	0.003	0.001
BP Amplitude an C4	µV	1.79	0.1863	0.030	0.019	0.03	0.8577	0.001	<.001	0.02	0.8839	<.001	<.001
NS' Amplitude an F3	µV	0.25	0.6204	0.004	0.003	2.61	0.1114	0.043	0.012	0.53	0.4704	0.009	0.003
NS' Amplitude an Fz	µV	0.13	0.7212	0.002	0.002	1.24	0.2707	0.021	0.005	0.05	0.8287	0.001	<.001
NS' Amplitude an F4	µV	0.21	0.6458	0.004	0.003	6.71	0.0121	0.104	0.029	0.04	0.8359	0.001	<.001
NS' Amplitude an C3	µV	5.63	0.0210	0.088	0.064	0.51	0.4800	0.009	0.002	0.28	0.5957	0.005	0.001
NS' Amplitude an Cz	µV	2.37	0.1287	0.039	0.025	0.34	0.5645	0.006	0.002	0.18	0.6731	0.003	0.001
NS' Amplitude an C4	µV	0.53	0.4702	0.009	0.006	0.73	0.3948	0.013	0.004	0.20	0.6549	0.003	0.001

F = F-Statistik; p = Signifikanzwert; η^2_p = partielles Eta²; η^2_G = generalisiertes Eta². Klammerausdruck entspricht den Freiheitsgraden. Statistisch signifikante Effekte sind fett gedruckt und gelb unterlegt. CNV = Contingent Negative Variation bzw. Erwartungswelle; VMT = Visuelle Folgereaktionsaufgabe; BP = Bereitschaftspotential; NS' = Terminal Negative Slope.

Tab. IX.5: Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Altersgruppe als Zwischensubjektfaktor sowie TETRA und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Komponenten der langsamen Potentiale.

Parameter	Einheit	Altersgruppe (1, 58)				Exposition (1, 58)				Altersgruppe*Exposition (1, 58)			
		F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G
Contingent Negative Variation													
CNV Amplitude an F3	µV	1.11	0.2964	0.019	0.015	2.51	0.1185	0.042	0.008	0.01	0.9188	<.001	<.001
CNV Amplitude an Fz	µV	0.36	0.5486	0.006	0.005	3.31	0.0738	0.054	0.013	0.10	0.7483	0.002	<.001
CNV Amplitude an F4	µV	2.97	0.0900	0.049	0.036	2.08	0.1542	0.035	0.009	1.18	0.2819	0.020	0.005
CNV Amplitude an C3	µV	0.09	0.7696	0.001	0.001	2.12	0.1505	0.035	0.010	0.02	0.9024	<.001	<.001
CNV Amplitude an Cz	µV	4.52	0.0378	0.072	0.063	2.64	0.1099	0.043	0.006	0.00	0.9653	<.001	<.001
CNV Amplitude an C4	µV	0.10	0.7505	0.002	0.001	2.00	0.1629	0.033	0.009	0.89	0.3491	0.015	0.004
Visuelle Folgereaktionsaufgabe													
VMT Amplitude an F3	µV	2.04	0.1586	0.034	0.029	2.19	0.1440	0.036	0.005	2.01	0.1619	0.033	0.004
VMT Amplitude an Fz	µV	5.79	0.0193	0.091	0.077	1.45	0.2328	0.024	0.004	1.92	0.1716	0.032	0.005
VMT Amplitude an F4	µV	1.10	0.2989	0.019	0.015	1.46	0.2316	0.025	0.005	0.85	0.3617	0.014	0.003
VMT Amplitude an C3	µV	6.49	0.0135	0.101	0.084	0.32	0.5731	0.006	0.001	1.94	0.1692	0.032	0.005
VMT Amplitude an Cz	µV	21.89	<.0001	0.274	0.257	0.94	0.3369	0.016	0.001	1.98	0.1645	0.033	0.002
VMT Amplitude an C4	µV	12.13	0.0009	0.173	0.144	0.73	0.3959	0.012	0.002	3.54	0.0651	0.057	0.010
Bereitschaftspotential													
BP Amplitude an F3	µV	0.84	0.3622	0.014	0.007	0.00	0.9562	<.001	<.001	2.30	0.1346	0.038	0.019
BP Amplitude an Fz	µV	0.61	0.4395	0.010	0.006	0.37	0.5443	0.006	0.002	2.19	0.1440	0.036	0.014
BP Amplitude an F4	µV	1.49	0.2271	0.025	0.015	0.27	0.6058	0.005	0.002	2.20	0.1437	0.036	0.014
BP Amplitude an C3	µV	0.66	0.4215	0.011	0.006	0.48	0.4917	0.008	0.004	0.17	0.6850	0.003	0.001
BP Amplitude an Cz	µV	0.09	0.7676	0.002	0.001	0.06	0.7999	0.001	<.001	0.16	0.6904	0.003	0.001
BP Amplitude an C4	µV	1.91	0.1724	0.032	0.020	0.13	0.7237	0.002	0.001	0.06	0.8118	0.001	<.001
NS' Amplitude an F3	µV	0.01	0.9135	<.001	<.001	0.85	0.3597	0.014	0.005	2.81	0.0988	0.046	0.018
NS' Amplitude an Fz	µV	0.03	0.8740	<.001	<.001	0.38	0.5385	0.007	0.002	2.92	0.0931	0.048	0.012
NS' Amplitude an F4	µV	1.41	0.2398	0.024	0.015	0.00	0.9884	<.001	<.001	3.80	0.0561	0.062	0.021
NS' Amplitude an C3	µV	2.39	0.1272	0.040	0.029	0.01	0.9422	<.001	<.001	0.18	0.6703	0.003	0.001
NS' Amplitude an Cz	µV	0.46	0.4997	0.008	0.006	0.05	0.8181	0.001	<.001	0.04	0.8400	0.001	<.001
NS' Amplitude an C4	µV	0.35	0.5549	0.006	0.004	0.13	0.7149	0.002	0.001	0.19	0.6622	0.003	0.001

F = F-Statistik; p = Signifikanzwert; η^2_p = partielles Eta²; η^2_G = generalisiertes Eta². Klammerausdruck entspricht den Freiheitsgraden. Statistisch signifikante Effekte sind fett gedruckt und gelb unterlegt. CNV = Contingent Negative Variation bzw. Erwartungswelle; VMT = Visuelle Folgereaktionsaufgabe; BP = Bereitschaftspotential; NS' = Terminal Negative Slope.

Tab. IX.1 zeigt die dazugehörigen p-Werte und Effektstärken. Da allerdings auch bei den jungen Männern die NS'-Komponente des Bereitschaftspotentials an der Elektrodenposition F4 unter der GSM900-Exposition tendenziell geringer war als unter Sham, zeigte sich für diesen Zielparameter ein statistisch signifikanter Expositionseffekt im varianzanalytischen Ansatz (Tab. IX.4).

Die Effekte der TETRA-Exposition auf die Komponenten der langsamen Potentiale bei jungen und älteren Männern sind in den jeweils unteren Teilen der Abb. IX.8, IX.9 und IX.10 visualisiert. Die Veränderungen bei den älteren Männern zeigten sich, wie bereits erwähnt, für beide Komponenten des Bereitschaftspotentials an der Elektrode F4 (Abb. IX.10, unten). Bei den jungen Männern erwies sich in den paarweisen Analysen der TETRA-Effekt auf die CNV-Amplitude an der Elektrode Fz als statistisch signifikant (Abb. IX.8, unten). Die jeweiligen p-Werte und Effektstärken können in Tab. IX.1 nachgeschlagen werden. Aus der varianzanalytischen Auswertung resultierten allerdings weder weitere Expositionseffekte unabhängig von der Altersgruppe noch irgendwelche altersspezifischen Expositionseffekte (Tab. IX.5).

IX.2.2 Akustisch evozierte Potentiale – N1, P2, P3

In Kap. VI.2.2 ist beschrieben worden, dass akustische Stimuli im EEG den sogenannten P1-N1-P2-Komplex auslösen. Die meisten Studien beschränken sich allerdings auf die N1- und die P2-Komponente (Martin et al., 2008), weswegen auch in der vorliegenden Auswertung die P1-Komponente ausgeklammert wurde. Um diese Potentiale bestimmen zu können, ist der Test "Wahlreaktion auf Töne" zum Einsatz gekommen. Eine ausgeprägte P3 kann im EEG ermittelt werden, wenn aufgabenrelevante akustische Stimuli unerwartet präsentiert werden, was klassischerweise, und so auch in den hier berücksichtigten Forschungsprojekten, mit Hilfe eines Oddball-Paradigmas erreicht wird. Im oberen Teil der Abb. IX.11 sind die Amplituden der N1- und der P2-Komponenten der älteren Frauen und Männer unter der GSM900- und der Scheinbefeldung dargestellt. Während bei den älteren Männern keine Expositionseffekte beobachtet werden konnten, war bei den älteren Frauen die Amplitude der P2-Komponente an der Elektrode C3 unter der Befeldung statistisch signifikant höher. Des Weiteren ergab die paarweise Auswertung, dass eine GSM900-Exposition im Vergleich zu Sham eine statistisch signifikant verkürzte Latenz der P2-Komponente an der Elektrodenposition Cz zur Folge hatte. Die P3-Amplitudenunterschiede zwischen seltenen und häufigen Tönen an den drei zentralen Lokalisationen Fz, Cz und Pz bei den älteren Frauen und Männern sind im oberen Teil der Abb. IX.12 visualisiert. Bei den Männern konnten erneut keine Expositionseffekte gefunden werden. Bei den älteren Frauen zeigte die GSM900-Exposition im Vergleich zu Sham statistisch signifikante Effekte auf den untersuchten EEG-Parameter an den Elektrodenpositionen Cz und Pz. In beiden Fällen war die Amplitudendifferenz unter der Verumexposition größer (P-Werte und Effektstärken, die aus diesen paarweisen Vergleichen resultierten, sind in Tab. IX.6 präsentiert).

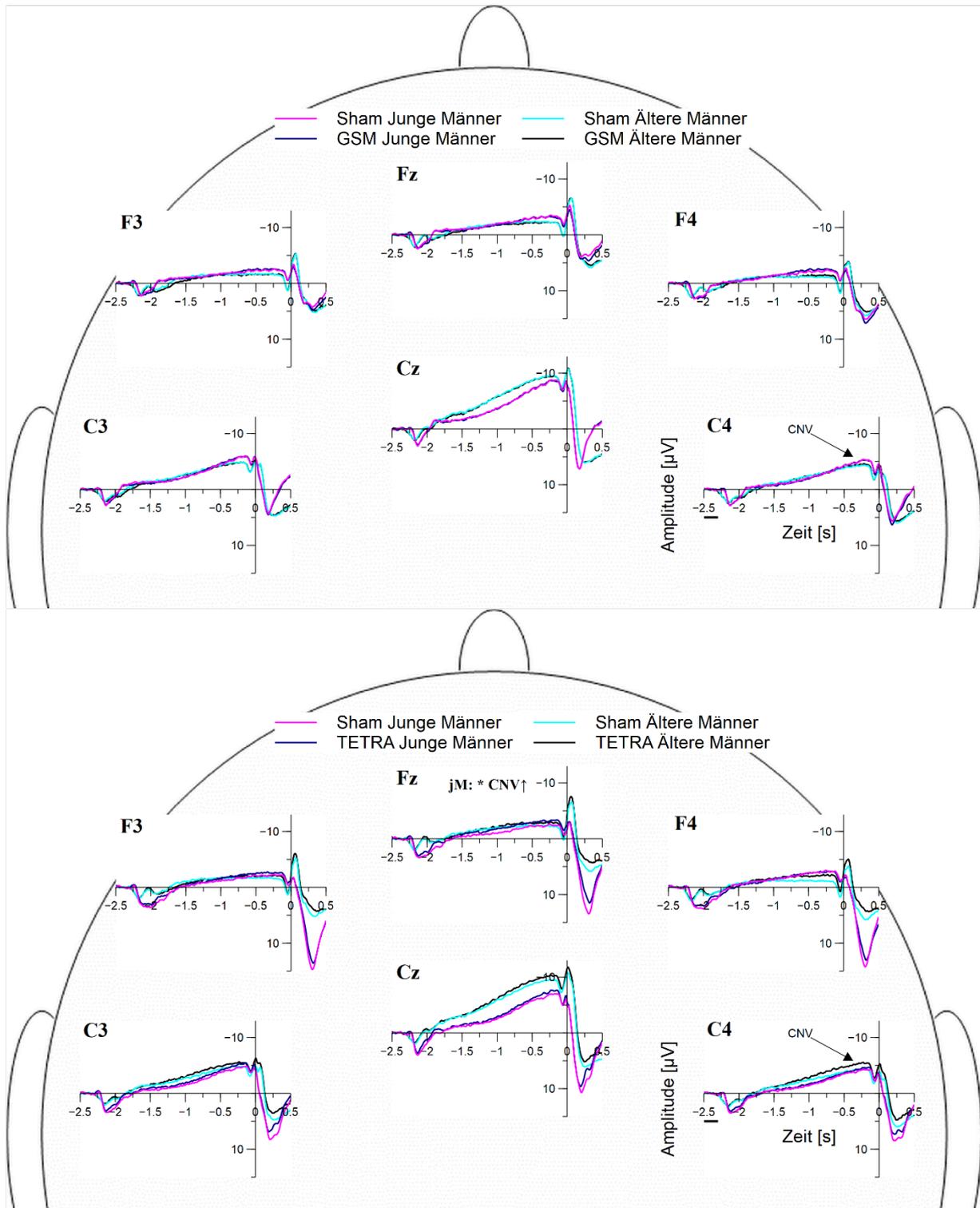


Abb. IX.8: Vergleichende Darstellung der Contingent Negative Variation (CNV) zwischen jüngeren Männern und älteren Männern getrennt für die GSM900- (oben) und TETRA-Expositionsbedingung (unten). Statistisch signifikante Ergebnisse im paarweisen Auswertansatz sind in den Abbildungen durch ein * hervorgehoben und zusätzlich fett markiert. ↑ = größere Amplitude unter der Verumexposition.

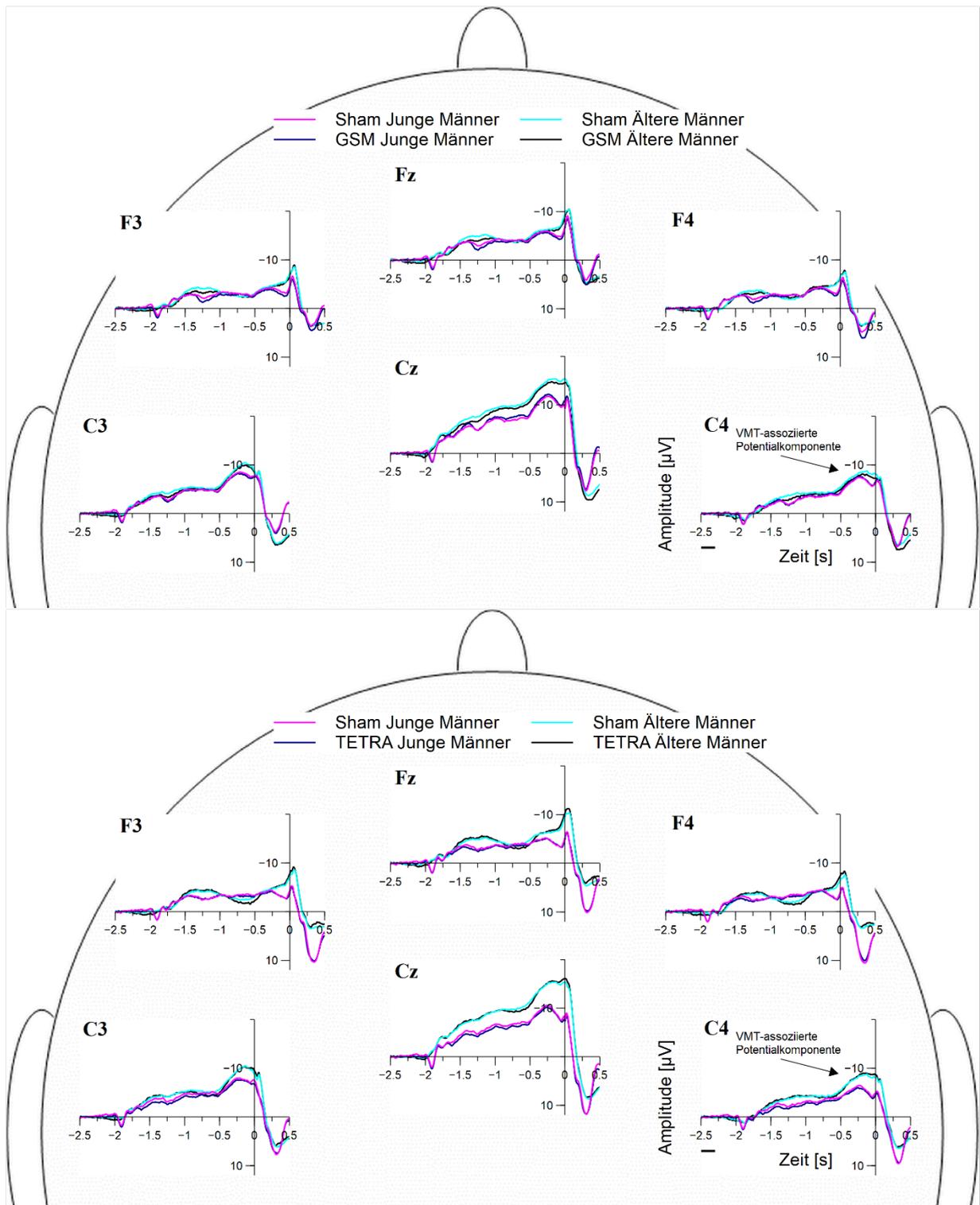


Abb. IX.9: Vergleichende Darstellung des langsamen Potentials assoziiert mit der Visuellen Folgereaktionsaufgabe (VMT) zwischen jüngeren Männern und älteren Männern getrennt für die GSM900- (oben) und TETRA-Expositionsbedingung (unten).

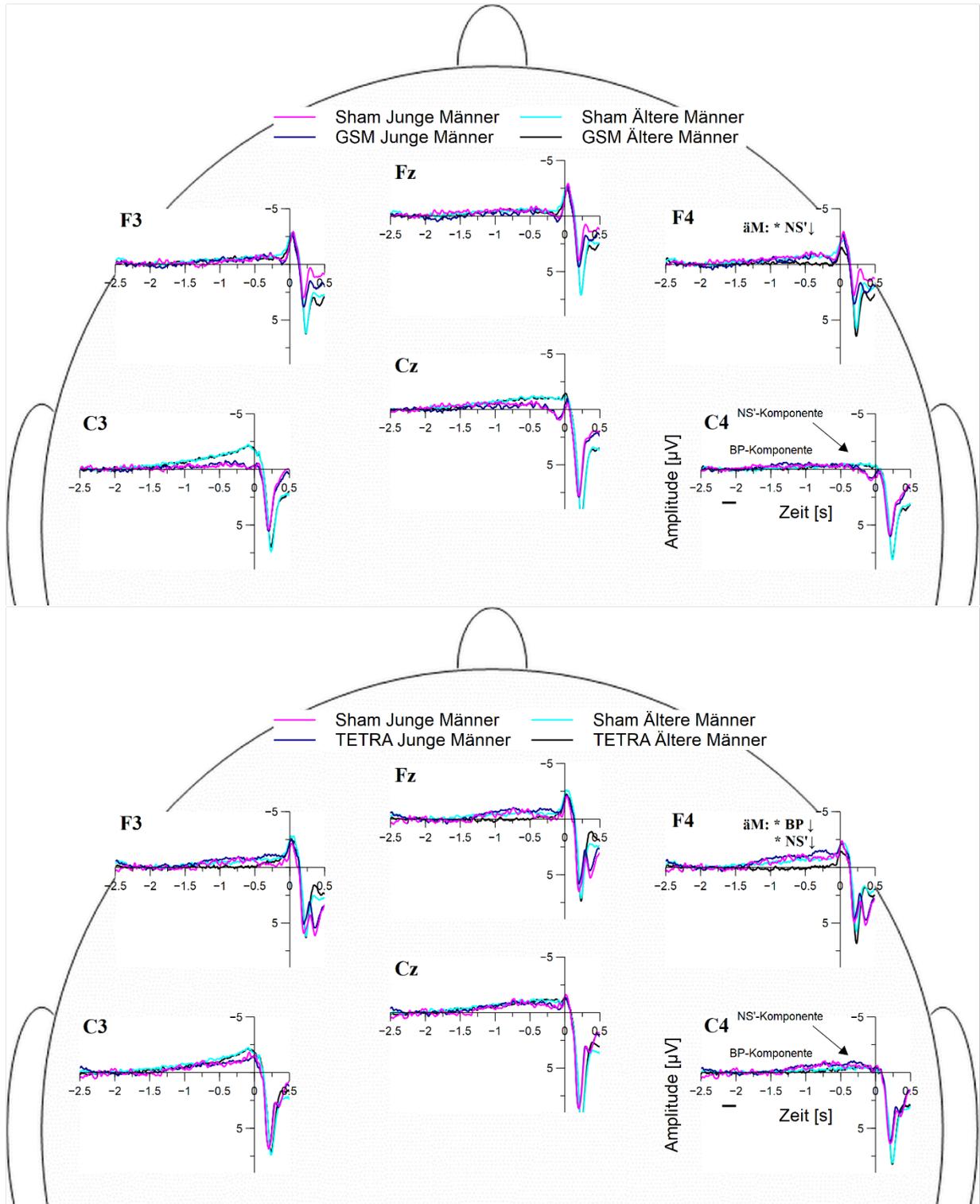


Abb. IX.10: Vergleichende Darstellung des Bereitschaftspotentials (BP) zwischen älteren Frauen und älteren Männern getrennt für die GSM900- (oben) und TETRA-Expositionsbedingung (unten). Statistisch signifikante Ergebnisse im paarweisen Auswertansatz sind in der Abbildung durch ein * hervorgehoben und zusätzlich fett markiert. ↓ = kleinere Amplitude unter der Verumexposition. NS' = Terminal Negative Slope.

Da letztgenannte Amplitudendifferenzen im Mittel bei den älteren Männern expositionsabhängig entweder kleiner (Pz) oder unverändert waren, konnten im varianzanalytischen Ansatz für diese beiden Zielparameter statistisch signifikante Interaktionen festgestellt werden, die als geschlechtsspezifische Effekte im Zusammenhang mit einer GSM900-Befeldung interpretiert werden können. Darüber hinaus variierten noch einige Zielparameter unabhängig von der Exposition mit dem Geschlecht (Tab IX.7).

Auf die Amplituden der N1- und der P2-Komponenten hatte eine TETRA-Befeldung bei den älteren Männern und Frauen keinen statistisch signifikanten Einfluss (unterer Teil der Abb. IX.11). Die P3-Amplitudendifferenzen zwischen seltenen und häufigen Tönen waren im Oddball-Paradigma bei den älteren Frauen ebenfalls nicht von der Verumexposition betroffen, bei den älteren Männern führte die TETRA-Exposition hingegen zu einem schwächer ausgeprägten Unterschied an den Lokalisationen Fz und Pz (Abb. IX.12, unten). Die dazugehörigen p-Werte und Effektstärken sind in Tab. IX.6 gelistet. Neben Geschlechtseffekten, die von der Exposition unabhängig waren, gingen aus der varianzanalytischen Auswertung zwei statistisch signifikante Interaktionseffekte hervor. Da die P3-Amplitudendifferenzen bei älteren Frauen und Männern unter einer Hochfrequenzexposition in entgegengesetzter Richtung verändert waren, sind auch genau für diese EEG-Parameter geschlechtsspezifische Expositionseffekte identifiziert worden (Tab. IX.8).

Aus Abb. IX.13 (oben) geht hervor, dass eine GSM900-Exposition im Vergleich zu Sham bei den jungen Männern eine statistisch signifikant verlängerte Latenz der P2-Komponente an der Elektrodenposition C3 bewirkte. Die P3-Amplitudendifferenzen wiesen dagegen keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Expositionsbedingungen auf (Abb. IX.14, oben). Bei den älteren Männern war, wie bereits erwähnt, keiner der untersuchten akustisch evozierten Potentialkomponenten von der Hochfrequenzexposition betroffen (Abb. IX.13 und Abb. IX.14 oben). P-Werte und Effektstärken zu diesen paarweisen Vergleichen sind in Tab. IX.6 zu finden. Da aber bei den älteren Männern die Latenz der P2-Komponente an der Elektrodenposition C3 unter der Verumexposition tendenziell verkürzt vorlag, erwies sich dieser EEG-Parameter als statistisch signifikanter altersabhängiger Expositionseffekt in der gemischten ANOVA. Unabhängig von der Altersgruppe konnte bei Männern noch eine statistisch signifikante Verlängerung der N1-Komponenten-Latenz beobachtet werden (Tab. IX.9).

Bei den Männern beschränkten sich die Effekte einer TETRA-Befeldung auf die P3-Amplitudenunterschiede an den Lokalisationen Fz und Pz (Abb. IX.14, unten). Bei den jungen Männern zeigte sich im paarweisen Vergleichsansatz eine höhere Amplitude der P2-Komponente an der Lokalisation C3 unter der TETRA-Befeldung (Abb. IX.13, unten). Tab. IX.6 zeigt die entsprechenden p-Werte und Effektstärken. Altersspezifische Expositionseffekte im Zusammenhang mit einer TETRA-Befeldung konnten für die Amplitude der P2-Komponente an den Lokalisationen C3 sowie für die P3-Amplitudendifferenz im Oddball-Paradigma zwischen seltenen und häufigen Tönen an der Lokalisation Fz gefunden werden (Tab. IX.10). In beiden Fällen waren die Potentialkomponenten bei den jungen Männern unter TETRA stärker ausgeprägt, während sie bei den älteren Männern infolge der Verumexposition reduziert vorlagen. Ein Expositionseffekt unabhängig von der Altersgruppe zeigte sich für die P2-Komponenten-Latenz an der Elektrode Cz. Sowohl bei den jüngeren als auch bei den älteren Männern war die Latenz unter der Verumexposition im Vergleich zu Sham kürzer (Tab. IX.10).

Tab. IX.6: Auswirkungen einer GSM900- (oben) bzw. TETRA-Exposition (unten) auf die Leistungsparameter aus dem Daueraufmerksamkeitstest und der Arbeitsgedächtnisaufgabe älterer Frauen, älterer Männer und junger Männer.

Parameter	Einheit	Ältere Frauen		Ältere Männer		Junge Männer	
		p	Effektgröße d (95 % KI)	p	Effektgröße d (95 % KI)	p	Effektgröße d (95 % KI)
Verum: GSM900							
Oddball Paradigma							
P3-Amplitudendifferenz an Fz	µV	0.2533	0.125 (-0.085, 0.335)	0.3007	-0.097 (-0.275, 0.080)	0.7965	-0.035 (-0.297, 0.227)
P3-Amplitudendifferenz an Cz	µV	0.0144	0.253 (0.055, 0.451)	0.5967	0.003 (-0.112, 0.119)	0.5020	-0.064 (-0.250, 0.121)
P3-Amplitudendifferenz an Pz	µV	0.0192	0.270 (0.049, 0.492)	0.1735	-0.057 (-0.204, 0.090)	0.5753	-0.022 (-0.200, 0.156)
Wahlreaktion auf Töne							
N1-Latenz an C3	ms	0.5461	-0.059 (-0.246, 0.128)	0.2094	0.153 (-0.081, 0.388)	0.1129	0.198 (-0.043, 0.439)
N1-Latenz an Cz	ms	0.4146	-0.077 (-0.258, 0.103)	0.5347	0.095 (-0.203, 0.394)	0.5806	0.053 (-0.131, 0.237)
N1-Latenz an C4	ms	0.5948	-0.053 (-0.247, 0.140)	0.9395	0.011 (-0.277, 0.300)	0.2619	-0.175 (-0.474, 0.125)
N1-Amplitude an C3	µV	0.9872	0.001 (-0.084, 0.085)	0.7108	-0.016 (-0.096, 0.065)	0.0515	0.157 (0.003, 0.312)
N1-Amplitude an Cz	µV	0.7296	0.012 (-0.055, 0.079)	0.2040	-0.052 (-0.128, 0.025)	0.2593	0.103 (-0.074, 0.281)
N1-Amplitude an C4	µV	0.3927	0.036 (-0.045, 0.117)	0.3820	-0.041 (-0.131, 0.050)	0.3226	0.078 (-0.075, 0.230)
P2-Latenz an C3	ms	0.1941	0.205 (-0.161, 0.572)	0.2352	-0.116 (-0.334, 0.103)	0.0314	0.223 (0.046, 0.401)
P2-Latenz an Cz	ms	0.0177	0.164 (0.017, 0.311)	0.7612	-0.072 (-0.262, 0.118)	0.8243	-0.104 (-0.314, 0.106)
P2-Latenz an C4	ms	0.8266	-0.037 (-0.294, 0.221)	0.8993	-0.037 (-0.208, 0.133)	0.5238	0.055 (-0.101, 0.211)
P2-Amplitude an C3	µV	0.0352	0.103 (-0.011, 0.218)	0.7646	0.071 (-0.021, 0.163)	0.3101	0.084 (-0.131, 0.300)
P2-Amplitude an Cz	µV	0.3681	0.116 (0.007, 0.224)	0.8955	-0.156 (-0.264, -0.049)	0.4360	0.111 (-0.068, 0.290)
P2-Amplitude an C4	µV	0.2396	0.129 (0.010, 0.247)	0.5859	-0.059 (-0.179, 0.062)	0.3866	0.098 (-0.119, 0.316)
Verum: TETRA							
Oddball Paradigma							
P3-Amplitudendifferenz an Fz	µV	0.3769	0.105 (-0.123, 0.333)	0.0289	-0.289 (-0.505, -0.074)	0.4459	0.104 (-0.161, 0.370)
P3-Amplitudendifferenz an Cz	µV	0.1111	0.123 (-0.002, 0.248)	0.0661	-0.144 (-0.270, -0.018)	0.8714	0.021 (-0.223, 0.264)
P3-Amplitudendifferenz an Pz	µV	0.6294	0.032 (-0.097, 0.161)	0.0391	-0.154 (-0.273, -0.035)	0.8422	0.018 (-0.159, 0.195)
Wahlreaktion auf Töne							
N1-Latenz an C3	ms	0.3354	0.104 (-0.103, 0.312)	0.7450	0.052 (-0.251, 0.355)	0.4861	0.092 (-0.164, 0.348)
N1-Latenz an Cz	ms	0.7379	0.025 (-0.113, 0.164)	0.6813	0.055 (-0.206, 0.317)	0.3649	-0.039 (-0.232, 0.154)
N1-Latenz an C4	ms	0.9007	0.013 (-0.189, 0.215)	0.2966	0.141 (-0.121, 0.404)	0.9336	0.008 (-0.172, 0.188)
N1-Amplitude an C3	µV	0.5691	-0.026 (-0.115, 0.062)	0.6378	-0.019 (-0.095, 0.058)	0.8987	0.008 (-0.114, 0.130)
N1-Amplitude an Cz	µV	0.2067	-0.057 (-0.144, 0.029)	0.2861	0.016 (-0.076, 0.108)	0.6925	0.017 (-0.072, 0.105)
N1-Amplitude an C4	µV	0.5353	-0.034 (-0.141, 0.072)	0.7361	-0.015 (-0.100, 0.070)	0.4538	0.050 (-0.078, 0.177)
P2-Latenz an C3	ms	0.3194	0.007 (-0.421, 0.435)	0.2307	-0.010 (-0.255, 0.236)	0.3574	-0.060 (-0.335, 0.216)
P2-Latenz an Cz	ms	0.6845	-0.222 (-0.674, 0.229)	0.2795	-0.128 (-0.339, 0.082)	0.0746	-0.408 (-0.880, 0.063)
P2-Latenz an C4	ms	0.3318	-0.293 (-0.613, 0.026)	0.6182	-0.095 (-0.351, 0.160)	0.2631	-0.299 (-0.868, 0.270)
P2-Amplitude an C3	µV	0.5060	-0.008 (-0.149, 0.134)	0.3421	0.269 (0.132, 0.407)	0.0493	0.153 (-0.005, 0.310)
P2-Amplitude an Cz	µV	0.7269	0.043 (-0.076, 0.161)	0.1290	-0.094 (-0.180, -0.008)	0.5864	-0.109 (-0.256, 0.039)
P2-Amplitude an C4	µV	0.9879	0.072 (-0.049, 0.193)	0.3315	-0.028 (-0.119, 0.063)	0.3800	-0.164 (-0.311, -0.017)

p = Signifikanzwert; d = Cohen's d (Klammerausdruck entspricht den 95 % Konfidenzintervallen). Statistisch signifikante Effekte sind fett gedruckt und gelb unterlegt

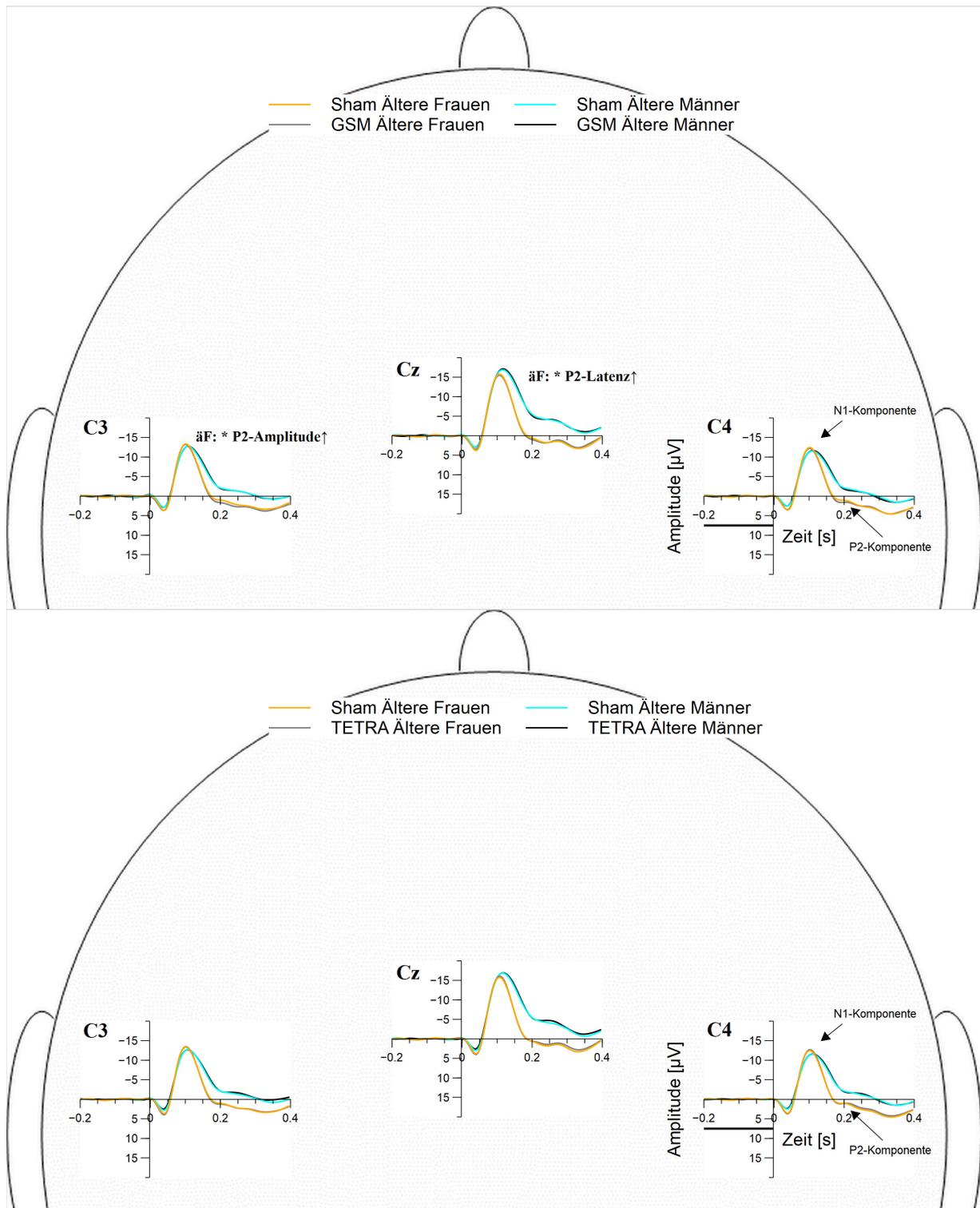


Abb. IX.11: Vergleichende Darstellung der N1-P2-Potentialkomponenten zwischen älteren Frauen und älteren Männern getrennt für die GSM900 (oben) und TETRA (unten) Expositionsbedingung. Statistisch signifikante Ergebnisse im paarweisen Auswertansatz sind in der Abbildung durch ein * hervorgehoben und zusätzlich fett markiert. \uparrow = größere Amplitude bzw. Latenz unter der Verumexposition.

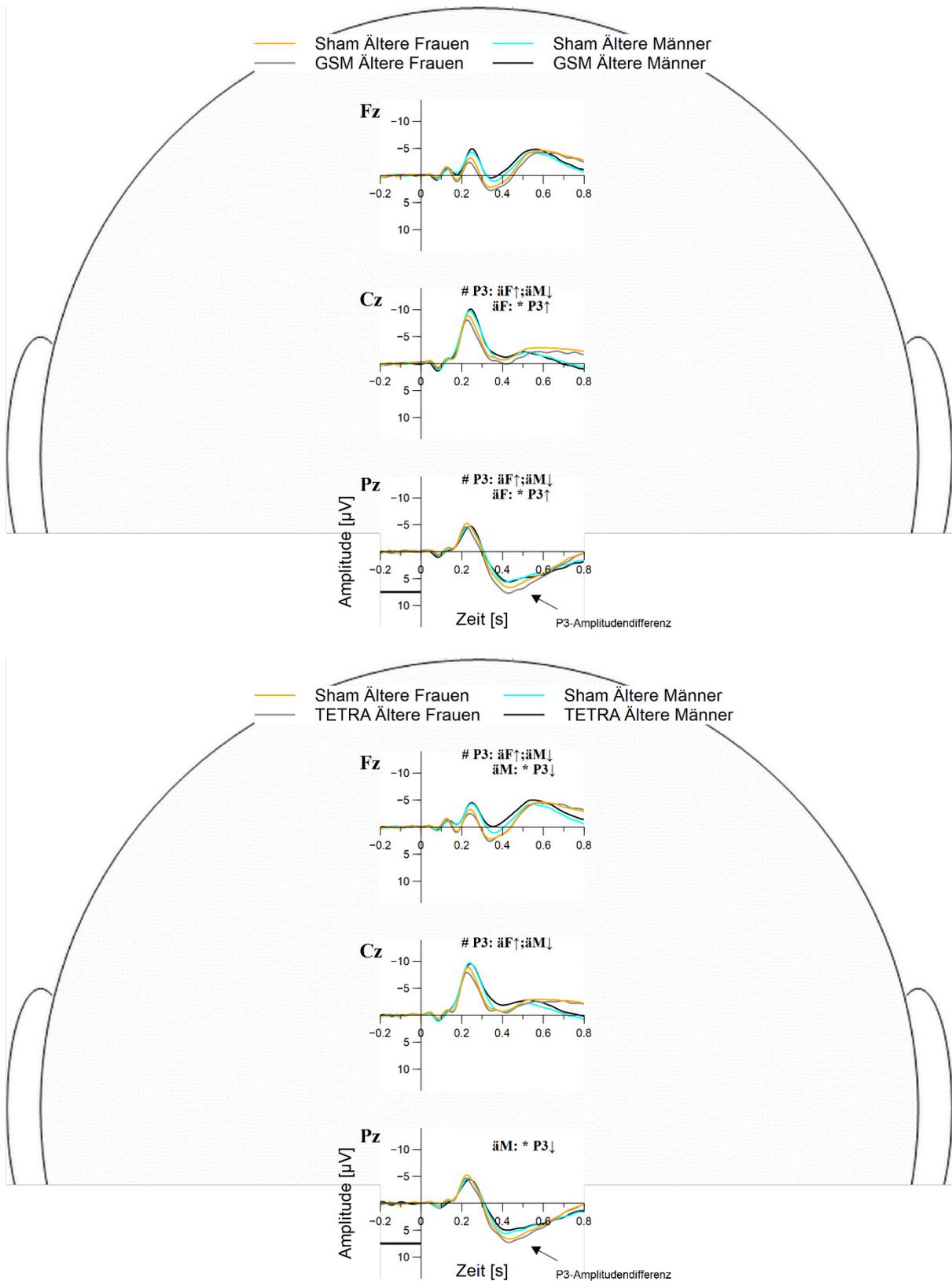


Abb. IX.12: Vergleichende Darstellung der P3-Amplitudendifferenz zwischen häufigen und seltenen Tönen zwischen älteren Frauen und älteren Männern getrennt für die GSM900 (oben) und TETRA (unten) Expositionsbedingung. Statistisch signifikante Ergebnisse im paarweisen Auswertansatz sind in der Abbildung durch ein * hervorgehoben und zusätzlich fett markiert. Statistisch signifikante Ergebnisse im varianzanalytischen Auswertansatz sind in der Abbildung durch ein # hervorgehoben. ↑ = größere und ↓ = kleinere Amplitude unter der Verumexposition.

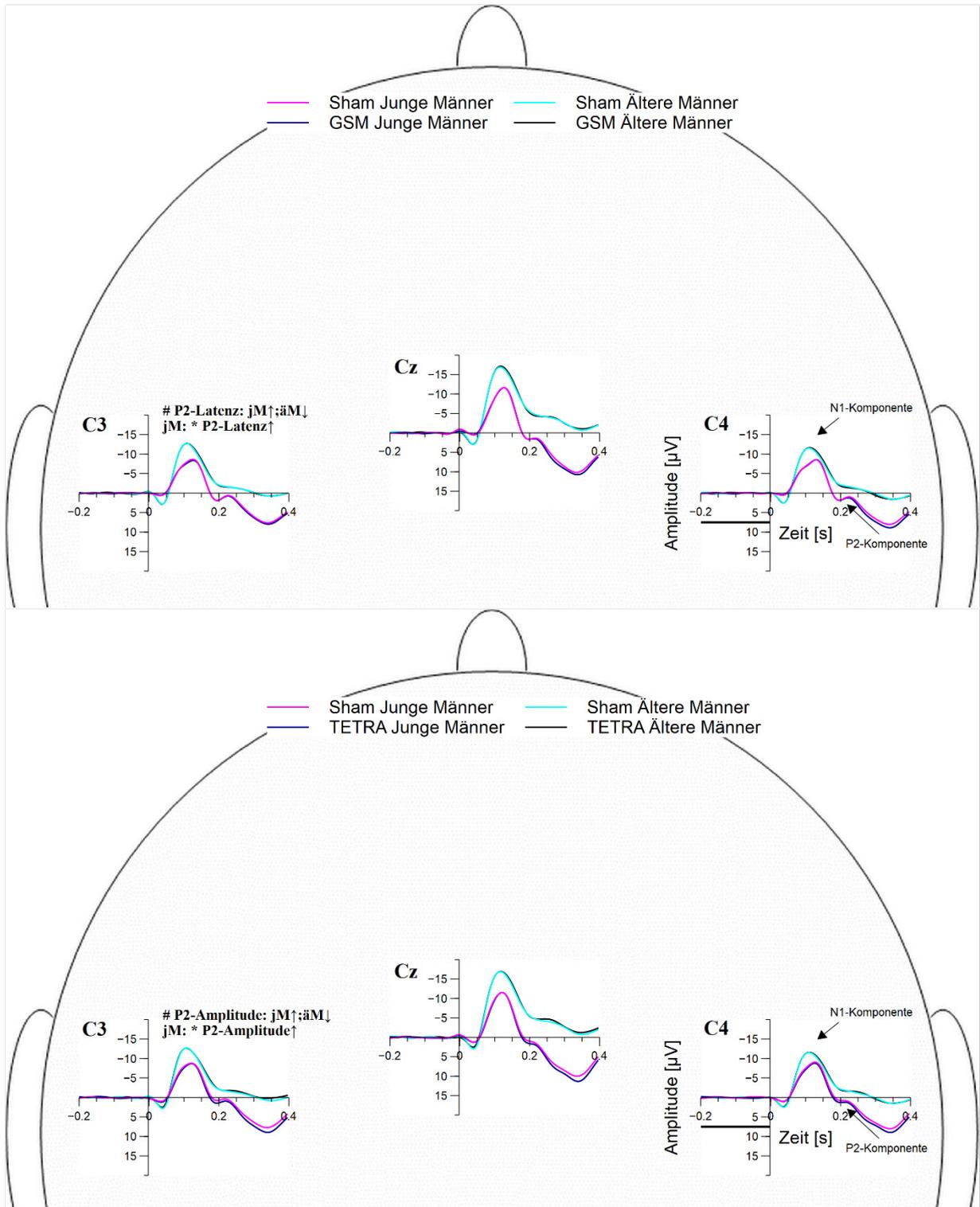


Abb. IX.13: Vergleichende Darstellung der N1-P2-Potentialkomponenten zwischen jungen Männern und älteren Männern getrennt für die GSM900 (oben) und TETRA (unten) Expositionsbedingung. Statistisch signifikante Ergebnisse im paarweisen Auswertensatz sind in der Abbildung durch ein * hervorgehoben und zusätzlich fett markiert. Statistisch signifikante Ergebnisse im varianzanalytischen Auswertensatz sind in der Abbildung durch ein # hervorgehoben. ↑ = größere und ↓ = kleinere Amplitude unter der Verumexposition.

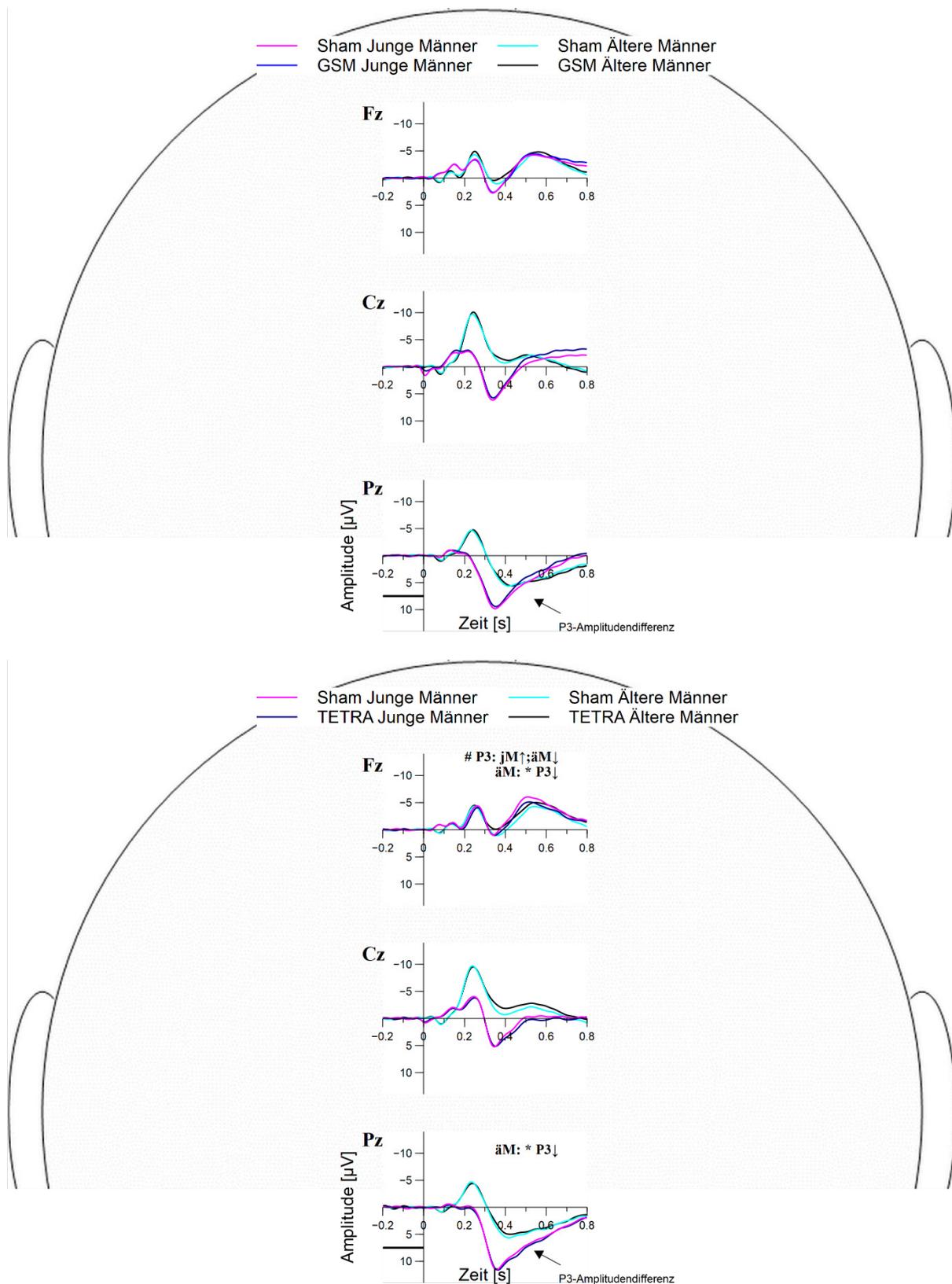


Abb. IX.14: Vergleichende Darstellung der P3-Amplitudendifferenz zwischen häufigen und seltenen Tönen zwischen jungen Männern und älteren Männern getrennt für die GSM900 (oben) und TETRA (unten) Expositionsbedingung. Statistisch signifikante Ergebnisse im paarweisen Auswertansatz sind in der Abbildung durch ein * hervorgehoben und zusätzlich fett markiert. Statistisch signifikante Ergebnisse im varianzanalytischen Auswertansatz sind in der Abbildung durch ein # hervorgehoben. \uparrow = größere und \downarrow = kleinere Amplitude unter der Verumexposition.

Tab. IX.7: Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Geschlecht als Zwischensubjektfaktor sowie GSM900 und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Komponenten der akustisch evozierten Potentiale.

Parameter	Einheit	Geschlecht (1, 58)				Exposition (1, 58)				Geschlecht*Exposition (1, 58)			
		F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G
Oddball Paradigma													
P3 Differenz an Fz	µV	3.61	0.0625	0.059	0.054	0.00	0.9874	<. 001	<. 001	2.44	0.1238	0.040	0.003
P3 Differenz an Cz	µV	1.58	0.2136	0.028	0.027	3.06	0.0858	0.053	0.003	5.63	0.0212	0.093	0.005
P3 Differenz an Pz	µV	3.08	0.0850	0.054	0.051	1.27	0.2640	0.023	0.001	7.46	0.0086	0.121	0.009
Wahlreaktion auf Töne													
N1 Latenz an C3	ms	4.54	0.0374	0.073	0.066	0.42	0.5189	0.007	0.001	1.93	0.1696	0.032	0.003
N1 Latenz an Cz	ms	5.45	0.0231	0.086	0.075	0.03	0.8524	0.001	<. 001	0.87	0.3540	0.015	0.002
N1 Latenz an C4	ms	3.41	0.0700	0.056	0.049	0.04	0.8425	0.001	<. 001	0.11	0.7406	0.002	<. 001
N1 Amplitude an C3	µV	0.46	0.5012	0.008	0.008	0.05	0.8157	0.001	<. 001	0.07	0.7969	0.001	<. 001
N1 Amplitude an Cz	µV	0.21	0.6464	0.004	0.004	0.55	0.4619	0.009	<. 001	1.45	0.2335	0.024	<. 001
N1 Amplitude an C4	µV	0.65	0.4220	0.011	0.011	0.00	0.9916	<. 001	<. 001	1.54	0.2196	0.026	<. 001
P2 Latenz an C3	ms	2.08	0.1577	0.051	0.048	0.17	0.6855	0.004	0.001	3.27	0.0789	0.077	0.010
P2 Latenz an Cz	ms	2.03	0.1623	0.049	0.049	2.32	0.1360	0.056	0.002	3.91	0.0551	0.091	0.003
P2 Latenz an C4	ms	5.95	0.0196	0.127	0.128	0.06	0.8104	0.001	<. 001	0.01	0.9240	<. 001	<. 001
P2 Amplitude an C3	µV	7.23	0.0108	0.156	0.165	2.49	0.1235	0.060	0.001	3.84	0.0577	0.090	0.001
P2 Amplitude an Cz	µV	8.08	0.0072	0.172	0.173	0.34	0.5613	0.009	<. 001	0.58	0.4494	0.015	<. 001
P2 Amplitude an C4	µV	2.69	0.1092	0.062	0.067	0.21	0.6491	0.005	<. 001	1.51	0.2270	0.036	0.001

F = F-Statistik; p = Signifikanzwert; η^2_p = partielles Eta²; η^2_G = generalisiertes Eta². Es gilt zu beachten, dass für diese Zielparameter keine einheitlichen Freiheitsgrade angegeben werden konnten, da die Anzahl der Datensätze, die in die statistische Analyse eingegangen sind, stark variierte (Range verfügbarer Datensätze: 17 – 30). Die Freiheitsgrade schwankten zwischen (1, 36) und (1, 58). Statistisch signifikante Effekte sind fett gedruckt und gelb unterlegt

Tab. IX.8: Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Geschlecht als Zwischensubjektfaktor sowie TETRA und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Komponenten der akustisch evozierten Potentiale.

Parameter	Einheit	Geschlecht (1, 58)				Exposition (1, 58)				Geschlecht*Exposition (1, 58)			
		F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G
Oddball Paradigma													
P3 Differenz an Fz	μV	5.85	0.0188	0.093	0.085	1.38	0.2457	0.024	0.002	5.48	0.0228	0.088	0.008
P3 Differenz an Cz	μV	1.35	0.2500	0.024	0.024	0.07	0.7941	0.001	<. 001	6.38	0.0145	0.104	0.003
P3 Differenz an Pz	μV	2.27	0.1377	0.040	0.039	1.22	0.2743	0.022	0.001	3.29	0.0752	0.056	0.002
Wahlreaktion auf Töne													
N1 Latenz an C3	ms	2.54	0.1161	0.042	0.036	0.61	0.4392	0.010	0.001	0.05	0.8325	0.001	<. 001
N1 Latenz an Cz	ms	3.94	0.0518	0.065	0.059	0.28	0.6013	0.005	<. 001	0.05	0.8171	0.001	<. 001
N1 Latenz an C4	ms	4.02	0.0497	0.065	0.058	0.89	0.3502	0.015	0.002	0.64	0.4287	0.011	0.001
N1 Amplitude an C3	μV	0.53	0.4679	0.009	0.009	0.56	0.4589	0.010	<. 001	0.03	0.8531	0.001	<. 001
N1 Amplitude an Cz	μV	0.01	0.9432	<. 001	<. 001	2.83	0.0977	0.047	0.001	0.04	0.8474	0.001	<. 001
N1 Amplitude an C4	μV	0.96	0.3317	0.016	0.016	0.50	0.4805	0.009	<. 001	0.11	0.7444	0.002	<. 001
P2 Latenz an C3	ms	4.05	0.0514	0.094	0.083	2.12	0.1539	0.052	0.009	0.05	0.8266	0.001	<. 001
P2 Latenz an Cz	ms	6.38	0.0158	0.138	0.117	0.54	0.4653	0.013	0.003	0.00	0.9758	<. 001	<. 001
P2 Latenz an C4	ms	8.73	0.0054	0.176	0.171	1.14	0.2923	0.027	0.003	0.19	0.6626	0.005	0.001
P2 Amplitude an C3	μV	4.95	0.0322	0.113	0.115	0.00	0.9536	<. 001	<. 001	1.10	0.3015	0.027	0.001
P2 Amplitude an Cz	μV	7.71	0.0085	0.162	0.166	1.15	0.2905	0.028	<. 001	0.25	0.6203	0.006	<. 001
P2 Amplitude an C4	μV	3.87	0.0568	0.086	0.093	0.22	0.6410	0.005	<. 001	0.25	0.6232	0.006	<. 001

F = F-Statistik; p = Signifikanzwert; η^2_p = partielles Eta²; η^2_G = generalisiertes Eta². Es gilt zu beachten, dass für diese Zielparame-ter keine einheitlichen Freiheitsgrade angegeben werden konnten, da die Anzahl der Datensätze, die in die statistische Analyse eingegan-gen sind, stark variierte (Range verfügbarer Datensätze: 18 – 30). Die Freiheitsgrade schwankten zwischen (1, 37) und (1, 58). Statistisch signifikante Effekte sind fett gedruckt und gelb unterlegt.

Tab. IX.9: Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Altersgruppe als Zwischensubjektfaktor sowie GSM900 und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Komponenten der akustisch evozierten Potentiale.

Parameter	Einheit	Altersgruppe				Exposition				Altersgruppe*Exposition			
		F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G
Oddball Paradigma													
P3 Differenz an Fz	µV	2.78	0.1009	0.047	0.042	0.74	0.3929	0.013	0.001	0.21	0.6514	0.004	<.001
P3 Differenz an Cz	µV	24.60	<.0001	0.305	0.300	0.73	0.3952	0.013	<.001	0.02	0.8986	<.001	<.001
P3 Differenz an Pz	µV	9.49	0.0033	0.149	0.150	1.78	0.1884	0.032	0.001	0.24	0.6285	0.004	<.001
Wahlreaktion auf Töne													
N1 Latenz an C3	ms	5.38	0.0240	0.085	0.076	4.31	0.0424	0.069	0.007	0.36	0.5491	0.006	0.001
N1 Latenz an Cz	ms	3.77	0.0573	0.063	0.054	0.65	0.4232	0.011	0.001	0.09	0.7664	0.002	<.001
N1 Latenz an C4	ms	13.10	0.0006	0.184	0.157	0.69	0.4092	0.012	0.002	0.86	0.3566	0.015	0.002
N1 Amplitude an C3	µV	12.02	0.0010	0.172	0.168	1.72	0.1944	0.029	0.001	3.22	0.0778	0.053	0.001
N1 Amplitude an Cz	µV	11.33	0.0014	0.168	0.163	0.01	0.9194	<.001	<.001	2.94	0.0918	0.050	0.001
N1 Amplitude an C4	µV	8.19	0.0058	0.124	0.121	0.04	0.8393	0.001	<.001	1.80	0.1850	0.030	0.001
P2 Latenz an C3	ms	2.69	0.1082	0.056	0.054	0.22	0.6426	0.005	<.001	4.69	0.0358	0.094	0.007
P2 Latenz an Cz	ms	19.25	<.0001	0.314	0.312	0.03	0.8702	0.001	<.001	0.16	0.6943	0.004	<.001
P2 Latenz an C4	ms	7.51	0.0091	0.146	0.151	0.02	0.8896	<.001	<.001	0.17	0.6851	0.004	<.001
P2 Amplitude an C3	µV	6.70	0.0130	0.130	0.128	0.33	0.5669	0.007	<.001	0.87	0.3559	0.019	0.001
P2 Amplitude an Cz	µV	8.90	0.0048	0.175	0.178	0.29	0.5919	0.007	<.001	0.48	0.4929	0.011	<.001
P2 Amplitude an C4	µV	3.04	0.0890	0.065	0.067	0.11	0.7419	0.002	<.001	0.91	0.3453	0.020	0.001

F = F-Statistik; p = Signifikanzwert; η^2_p = partielles Eta²; η^2_G = generalisiertes Eta². Es gilt zu beachten, dass für diese Zielparame-ter keine einheitlichen Freiheitsgrade angegeben werden konnten, da die Anzahl der Datensätze, die in die statistische Analyse eingegan-gen sind, stark variierte (Range verfügbarer Datensätze: 17 – 30). Die Freiheitsgrade schwankten zwischen (1, 40) und (1, 58). Statistisch signifikante Effekte sind fett gedruckt und gelb unterlegt.

Tab. IX.10: Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Altersgruppe als Zwischensubjektfaktor sowie TETRA und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Komponenten der akustisch evozierten Potentiale.

Parameter	Einheit	Altersgruppe				Exposition				Altersgruppe*Exposition			
		F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G
Oddball Paradigma													
P3 Differenz an Fz	µV	0.59	0.4468	0.010	0.009	0.82	0.3697	0.014	0.001	4.31	0.0424	0.070	0.008
P3 Differenz an Cz	µV	20.30	<.0001	0.266	0.258	0.98	0.3265	0.017	0.001	1.56	0.2174	0.027	0.001
P3 Differenz an Pz	µV	27.12	<.0001	0.330	0.325	1.39	0.2443	0.025	0.001	2.20	0.1434	0.038	0.001
Wahlreaktion auf Töne													
N1 Latenz an C3	ms	2.70	0.1058	0.044	0.038	0.57	0.4515	0.010	0.001	0.13	0.7248	0.002	<.001
N1 Latenz an Cz	ms	0.88	0.3517	0.015	0.014	0.07	0.7975	0.001	<.001	0.81	0.3707	0.014	0.001
N1 Latenz an C4	ms	1.62	0.2078	0.027	0.025	0.63	0.4313	0.011	0.001	0.45	0.5052	0.008	0.001
N1 Amplitude an C3	µV	7.20	0.0095	0.110	0.109	0.04	0.8403	0.001	<.001	0.16	0.6898	0.003	<.001
N1 Amplitude an Cz	µV	5.06	0.0284	0.083	0.082	0.38	0.5402	0.007	<.001	1.22	0.2740	0.021	<.001
N1 Amplitude an C4	µV	2.54	0.1165	0.042	0.041	0.17	0.6853	0.003	<.001	0.66	0.4198	0.011	<.001
P2 Latenz an C3	ms	8.89	0.0053	0.190	0.193	2.43	0.1284	0.060	0.005	0.27	0.6068	0.007	0.001
P2 Latenz an Cz	ms	15.62	0.0004	0.309	0.314	5.57	0.0250	0.137	0.014	1.43	0.2412	0.039	0.004
P2 Latenz an C4	ms	9.88	0.0037	0.220	0.212	1.33	0.2581	0.037	0.005	0.18	0.6753	0.005	0.001
P2 Amplitude an C3	µV	2.61	0.1153	0.064	0.070	1.35	0.2539	0.034	0.001	5.25	0.0282	0.121	0.003
P2 Amplitude an Cz	µV	16.12	0.0004	0.315	0.346	0.33	0.5671	0.009	<.001	2.12	0.1562	0.057	0.001
P2 Amplitude an C4	µV	6.15	0.0187	0.149	0.163	0.01	0.9060	<.001	<.001	1.82	0.1870	0.049	0.001

F = F-Statistik; p = Signifikanzwert; η^2_p = partielles Eta²; η^2_G = generalisiertes Eta². Es gilt zu beachten, dass für diese Zielparame-ter keine einheitlichen Freiheitsgrade angegeben werden konnten, da die Anzahl der Datensätze, die in die statistische Analyse eingegan-gen sind, stark variierte (Range verfügbarer Datensätze: 14 – 30). Die Freiheitsgrade schwankten zwischen (1, 30) und (1, 58). Statistisch signifikante Effekte sind fett gedruckt und gelb unterlegt.

IX.2.3 Zusammenfassung

Die Amplitude des Bereitschaftspotentials war bei den älteren Männern unter beiden Verumexpositionsbedingungen an der Elektrode F4 im Vergleich zur Shambedingung geringer. Die Amplitude der Erwartungswelle (engl. Contingent Negative Variation) wies dagegen bei jungen Männern an der Elektrode Fz unter der TETRA-Befeldung eine größere Negativierung auf. Bei den älteren Frauen konnten keine expositionsabhängigen Variationen beobachtet werden. Die varianzanalytische Auswertung ergab einen geschlechtsspezifischen Effekt für die Amplitude des mit der Folgereaktionsaufgabe (engl. Visual Monitoring Task) assoziierten langsamen Potentials an der Elektrode Cz. Im Hinblick auf die akustisch evozierten Potentialkomponenten waren bei den älteren Frauen unter der GSM900-Exposition Effekte auf die P2-Komponente (größere Amplitude an C3, kürzere Latenz an Cz) und auf die P3-Amplitudendifferenz (größere Differenz an Cz und Pz) zu verzeichnen. Bei den jungen Männern war die GSM900-Exposition mit einer verlängerten Latenz der P2-Amplitude an C3 verbunden. Für den letztgenannten Effekt konnte im varianzanalytischen Ansatz eine Altersabhängigkeit festgestellt werden, die beiden erwähnten Effekte auf die P3-Amplitudendifferenzen wiesen dagegen eine Geschlechtsspezifität auf. Bei den älteren Männern beschränkten sich im paarweisen Auswertansatz die Effekte unter einer TETRA-Befeldung auf die P3-Amplitudenunterschiede (kleinere Differenz an Fz und Pz). Diese beiden Expositionseffekte wiesen im varianzanalytischen Ansatz eine Abhängigkeit vom Geschlecht auf. Aus den paarweisen Vergleichen zwischen TETRA und Sham für die Stichprobe der jungen Männer ging ein Effekt auf die P2-Komponente hervor (größere Amplitude an C3). Im varianzanalytischen Ansatz konnte für diesen Ergebnisparameter sowie für die P3-Amplitudendifferenz an Fz eine Altersabhängigkeit festgestellt werden.

IX.3 Alters- und geschlechtsspezifische Expositionseffekte auf die kognitive Leistungsfähigkeit

Gemäß der Vorgabe, hauptsächlich Zielparameter vergleichend zu analysieren, bei denen mindestens in einer der vier Forschungsprojekte eine statistisch signifikante Veränderung unter einer der Verumexpositionsbedingungen gefunden werden konnte, ließen sich der Vigilanztest, der Test zur geteilten Aufmerksamkeit sowie die Arbeitsgedächtnisaufgabe identifizieren. Der Vollständigkeit halber wurden aber in der vorliegenden Analyse die Ergebnisparameter des Daueraufmerksamkeitstests ebenfalls aufbereitet. Des Weiteren wurden im Zuge der Auswertung der im vorherigen Kapitel thematisierten psychophysiologischen Experimente auch die auf der Verhaltensebene gemessenen Zielparameter berücksichtigt. Daher wurde entschieden, dass diese Verhaltensparameter hier ebenfalls Erwähnung finden sollen. Die vergleichenden Analysen bezogen sich auf die Exposition mit TETRA 6.0 W/kg und GSM900 2.0 W/kg zwischen jungen und älteren Männern sowie zwischen älteren Männern und Frauen. Die beiden „echten“ Hochfrequenzsignale wurden immer getrennt voneinander betrachtet.

IX.3.1 Verhaltensparameter der psychophysiologischen Experimente

In Abb. IX.15 sind die Ergebnisse der paarweisen Analysen von den Verhaltensparametern der psychophysiologischen Experimente für die älteren Frauen und älteren Männer graphisch dargestellt. Es wird deutlich, dass weder die GSM900- noch die TETRA-Exposition eine statistisch signifikante Veränderung im Verhalten zur Folge hatte. Die gleiche Beobachtung konnte auch in der Stichprobe der jungen Männer gemacht werden (Abb. IX.16). Die dazugehörigen p-Werte und Effektstärken sind in Tab. IX. 11 angegeben. Die varianzanalytischen Ansätze ergaben ebenfalls für beide Verumexpositionsbedingungen weder statistisch signifikante Expositionseffekte unabhängig von dem jeweiligen Zwischensubjektfaktor noch statistisch signifikante Expositionseffekte, die vom Alter bzw. dem Geschlecht abhängig sind (Tab. IX.12 und Tab. IX.13).

IX.3.2 Leistungsparameter aus dem Test zur geteilten Aufmerksamkeit

Abb. IX.17 veranschaulicht die Ergebnisse der paarweisen Analysen von den Leistungsparametern aus dem Test zur geteilten Aufmerksamkeit getrennt für die älteren Frauen und älteren Männer. Bei den älteren Frauen war der Median der Reaktionszeit von den richtigen Antworten bezogen auf den gesamten Test sowohl unter der GSM900- als auch unter der TETRA-Befeldung im Vergleich zu Sham statistisch signifikant erhöht. Bei den älteren Männern hatte der paarweise Auswertansatz keine statistisch signifikanten expositionsabhängigen Veränderungen dieser Verhaltensparameter zur Folge. Da die älteren Männer aber unter einer TETRA-Exposition tendenziell eher schneller reagierten, ergab die gemischte ANOVA für diesen Zielparameter einen statistisch signifikanten Interaktionseffekt, d.h. die Auswirkungen einer TETRA-Exposition auf die Reaktionszeit im Test zur geteilten Aufmerksamkeit waren vom Geschlecht abhängig. Statistisch signifikante Expositionseffekte unabhängig vom Geschlecht ließen sich dagegen durch die varianzanalytische Herangehensweise nicht beobachten (Tab. IX.14). Auch in der Stichprobe der jungen Männer konnten bei den Leistungsparametern aus dem Test zur geteilten Aufmerksamkeit keine statistisch signifikanten Variationen mit einer der beiden Verumexpositionen im Vergleich zur Sham-befeldung festgestellt werden (Abb. IX.18). Da die Exposition sowohl bei den jungen als auch bei älteren Männern keinen Einfluss auf das Verhalten hatte, deckte auch der varianzanalytische Ansatz keine statistisch signifikanten Expositionseffekte unabhängig vom Alter auf. Ebenso zeigten sich auch keine altersspezifischen Veränderungen unter den beiden Hochfrequenzexpositionen (Tab. IX.15). Die p-Werte und Effektstärken, die sich aus den paarweisen Analysen ergaben, sind in Tab. IX.11 zu finden.

Tab. IX.11: Auswirkungen einer GSM900- (oben) bzw. TETRA-Exposition (unten) auf die Leistungsparameter der psychophysiologischen Experimente, aus dem Test zur geteilten Aufmerksamkeit, aus dem Vigilanztest, aus dem Daueraufmerksamkeitstest sowie aus der Arbeitsgedächtnisaufgabe älterer Frauen, älterer Männer und junger Männer

Parameter	Einheit	Ältere Frauen		Ältere Männer		Junge Männer	
		p	Effektgröße d (95 % KI)	p	Effektgröße d (95 % KI)	p	Effektgröße d (95 % KI)
Verum: GSM900							
Psychophysiologische Experimente							
Reaktionszeit (CNV)	ms	0.5575	0.068 (-0.156, 0.291)	0.2725	-0.162 (-0.444, 0.121)	0.3956	-0.072 (-0.237, 0.093)
Winkelabweichung (VMT)	°	0.6311	-0.029 (-0.143, 0.084)	0.3545	-0.063 (-0.185, 0.059)	0.1794	0.147 (-0.065, 0.359)
Anzahl falscher Antworten (ODD)	#	0.8493	-0.018 (-0.199, 0.162)	0.4378	-0.135 (-0.475, 0.204)	1.0000	0.000 (-0.195, 0.195)
Reaktionszeit (ODD)	ms	0.4549	0.084 (-0.134, 0.302)	0.9859	0.001 (-0.102, 0.104)	0.6371	-0.037 (-0.191, 0.116)
MW der Reaktionszeit (WAT)	ms	0.9851	0.002 (-0.176, 0.180)	0.1337	-0.104 (-0.239, 0.030)	0.6555	0.038 (-0.121, 0.197)
SD der Reaktionszeit (WAT)	ms	0.6679	-0.053 (-0.276, 0.169)	0.4417	-0.108 (-0.380, 0.164)	0.8000	-0.021 (-0.181, 0.139)
Anzahl falscher Antworten (WAT)	#	0.2542	-0.280 (-0.698, 0.137)	0.7674	-0.030 (-0.226, 0.166)	0.5411	0.088 (-0.191, 0.367)
Test zur geteilten Aufmerksamkeit							
MW der Reaktionszeit (Gesamttest)	ms	0.4561	0.101 (-0.162, 0.365)	0.9871	0.002 (-0.222, 0.225)	0.7335	-0.032 (-0.212, 0.149)
SD der Reaktionszeit (Gesamttest)	ms	0.9669	-0.007 (-0.345, 0.331)	0.9880	-0.002 (-0.207, 0.204)	0.9887	0.002 (-0.315, 0.320)
MD der Reaktionszeit (Gesamttest)	ms	0.0439	0.310 (0.027, 0.593)	0.6541	-0.052 (-0.279, 0.174)	0.9111	-0.013 (-0.238, 0.212)
Richtige Antworten (Gesamttest)	#	0.8825	-0.025 (-0.344, 0.293)	0.1465	-0.242 (-0.542, 0.059)	0.8563	-0.033 (-0.383, 0.317)
MW der Reaktionszeit (Quadrate)	ms	0.5277	-0.075 (-0.303, 0.153)	0.7424	-0.038 (-0.260, 0.185)	0.9601	0.005 (-0.178, 0.187)
SD der Reaktionszeit (Quadrate)	ms	0.9667	-0.010 (-0.453, 0.434)	0.7275	-0.060 (-0.390, 0.271)	0.5658	-0.104 (-0.456, 0.247)
MD der Reaktionszeit (Quadrate)	ms	0.5566	-0.077 (-0.332, 0.178)	0.2121	0.152 (-0.084, 0.388)	0.6182	0.057 (-0.157, 0.272)
Richtige Antworten (Quadrate)	#	0.6261	0.091 (-0.272, 0.454)	0.4574	-0.117 (-0.410, 0.176)	0.3256	0.162 (-0.156, 0.480)
MW der Reaktionszeit (Töne)	ms	0.5972	0.075 (-0.192, 0.342)	0.5965	0.057 (-0.144, 0.258)	0.9455	0.006 (-0.160, 0.172)
SD der Reaktionszeit (Töne)	ms	0.4485	0.137 (-0.214, 0.489)	0.3784	0.126 (-0.149, 0.401)	0.7041	-0.078 (-0.477, 0.321)
MD der Reaktionszeit (Töne)	ms	0.8198	0.031 (-0.221, 0.282)	0.9868	0.001 (-0.150, 0.152)	0.2967	-0.077 (-0.220, 0.066)
Richtige Antworten (Töne)	#	0.3810	-0.152 (-0.398, 0.093)	0.2820	-0.169 (-0.464, 0.127)	0.6903	-0.096 (-0.565, 0.373)
Vigilanztest							
MW der Reaktionszeit (Gesamttest)	ms	0.1682	0.105 (-0.043, 0.252)	0.4778	0.066 (-0.114, 0.245)	0.0822	-0.225 (-0.465, 0.016)
SD der Reaktionszeit (Gesamttest)	ms	0.4896	0.118 (-0.197, 0.432)	0.2553	-0.235 (-0.631, 0.160)	0.8039	-0.038 (-0.330, 0.255)
MD der Reaktionszeit (Gesamttest)	ms	0.0618	0.121 (-0.005, 0.247)	0.6854	0.035 (-0.132, 0.202)	0.0340	-0.293 (-0.549, -0.037)
MW der Reaktionszeit (1. Teilaufgabe)	ms	0.0338	0.194 (0.017, 0.371)	0.3165	0.098 (-0.091, 0.288)	0.1762	-0.205 (-0.493, 0.082)
SD der Reaktionszeit (1. Teilaufgabe)	ms	0.5983	0.100 (-0.252, 0.452)	0.0813	-0.344 (-0.713, 0.026)	0.0412	-0.285 (-0.552, -0.018)
MD der Reaktionszeit (1. Teilaufgabe)	ms	0.0022	0.275 (0.100, 0.451)	0.3253	0.089 (-0.081, 0.260)	0.1471	-0.287 (-0.649, 0.076)
MW der Reaktionszeit (2. Teilaufgabe)	ms	0.6244	0.054 (-0.159, 0.266)	0.6487	-0.061 (-0.322, 0.200)	0.2891	-0.163 (-0.459, 0.133)
SD der Reaktionszeit (2. Teilaufgabe)	ms	0.7195	-0.092 (-0.589, 0.405)	0.0616	-0.430 (-0.866, 0.006)	0.7439	0.056 (-0.276, 0.389)
MD der Reaktionszeit (2. Teilaufgabe)	ms	0.5666	0.058 (-0.137, 0.254)	0.2131	-0.161 (-0.412, 0.090)	0.3407	-0.139 (-0.422, 0.144)
Daueraufmerksamkeitstest (DAUF)							
Richtige Antworten	#	0.6245	-0.109 (-0.541, 0.322)	0.4570	-0.153 (-0.546, 0.239)	0.1697	0.314 (-0.115, 0.742)

Parameter	Einheit	Ältere Frauen		Ältere Männer		Junge Männer	
		p	Effektgröße d (95 % KI)	p	Effektgröße d (95 % KI)	p	Effektgröße d (95 % KI)
MW der Reaktionszeit	ms	0.7633	-0.022 (-0.159, 0.115)	0.3513	-0.056 (-0.172, 0.060)	0.0116	-0.227 (-0.399, -0.056)
SD der Reaktionszeit	ms	0.0123	0.323 (0.073, 0.572)	0.4365	-0.093 (-0.322, 0.137)	0.5342	-0.088 (-0.357, 0.181)
Aufgabe zum Arbeitsgedächtnis (n-Back)							
Richtige Antworten (0-BACK)	#	0.7408	-0.060 (-0.412, 0.292)	0.0888	-0.289 (-0.530, -0.049)	0.3131	0.179 (-0.151, 0.509)
MW der Reaktionszeit (0-BACK)	ms	0.4494	0.069 (-0.108, 0.246)	0.4677	-0.049 (-0.178, 0.080)	0.5916	-0.047 (-0.213, 0.120)
Richtige Antworten (1-BACK)	#	0.0430	-0.092 (-0.179, -0.004)	0.8311	0.007 (-0.054, 0.068)	.	.
MW der Reaktionszeit (1-BACK)	ms	0.5456	0.041 (-0.090, 0.171)	0.5267	-0.045 (-0.185, 0.094)	.	.
Richtige Antworten (2-BACK)	#	0.4642	-0.069 (-0.249, 0.112)	0.8865	-0.007 (-0.100, 0.087)	0.6964	0.044 (-0.171, 0.260)
MW der Reaktionszeit 2-BACK)	ms	0.6138	-0.038 (-0.181, 0.105)	0.7474	0.024 (-0.118, 0.166)	0.8902	-0.015 (-0.215, 0.185)
Verum: TETRA							
Psychophysiologische Experimente							
Reaktionszeit (CNV)	ms	0.1449	-0.138 (-0.321, 0.044)	0.2756	-0.177 (-0.493, 0.138)	0.9442	0.007 (-0.177, 0.190)
Winkelabweichung (VMT)	°	0.3324	0.052 (-0.053, 0.157)	0.8077	-0.014 (-0.125, 0.097)	0.4893	-0.081 (-0.303, 0.141)
Anzahl falscher Antworten (ODD)	#	0.9409	-0.007 (-0.186, 0.172)	0.2745	-0.225 (-0.618, 0.169)	0.3505	-0.160 (-0.480, 0.161)
Reaktionszeit (ODD)	ms	0.9581	-0.003 (-0.126, 0.119)	0.8740	-0.007 (-0.095, 0.081)	0.4741	0.038 (-0.065, 0.142)
MW der Reaktionszeit (WAT)	ms	0.6133	-0.034 (-0.165, 0.096)	0.2688	-0.081 (-0.216, 0.054)	0.7406	-0.037 (-0.252, 0.179)
SD der Reaktionszeit (WAT)	ms	0.4040	-0.139 (-0.449, 0.172)	0.7086	-0.053 (-0.327, 0.220)	0.7865	-0.037 (-0.296, 0.221)
Anzahl falscher Antworten (WAT)	#	0.2502	-0.287 (-0.740, 0.167)	0.1532	0.167 (-0.058, 0.392)	0.7982	0.027 (-0.173, 0.227)
Test zur geteilten Aufmerksamkeit							
MW der Reaktionszeit (Gesamttest)	ms	0.3591	0.116 (-0.127, 0.358)	0.8643	-0.016 (-0.193, 0.161)	0.3232	0.098 (-0.082, 0.278)
SD der Reaktionszeit (Gesamttest)	ms	0.6020	-0.084 (-0.396, 0.228)	0.3357	0.116 (-0.116, 0.349)	0.8073	-0.037 (-0.329, 0.256)
MD der Reaktionszeit (Gesamttest)	ms	0.0379	0.289 (0.022, 0.556)	0.0904	-0.140 (-0.299, 0.018)	0.8676	0.016 (-0.160, 0.192)
Richtige Antworten (Gesamttest)	#	1.0000	0.000 (-0.308, 0.308)	0.8644	-0.028 (-0.344, 0.288)	0.4146	-0.116 (-0.371, 0.139)
MW der Reaktionszeit (Quadrate)	ms	0.8890	-0.018 (-0.272, 0.236)	0.7952	0.024 (-0.157, 0.205)	0.8925	0.013 (-0.170, 0.195)
SD der Reaktionszeit (Quadrate)	ms	0.5035	-0.139 (-0.541, 0.264)	0.5871	0.087 (-0.224, 0.398)	0.7559	0.047 (-0.246, 0.339)
MD der Reaktionszeit (Quadrate)	ms	0.1481	0.205 (-0.070, 0.479)	0.7284	0.037 (-0.166, 0.239)	0.6364	-0.052 (-0.260, 0.157)
Richtige Antworten (Quadrate)	#	0.9336	0.014 (-0.312, 0.340)	1.0000	0.000 (-0.346, 0.346)	0.7687	0.064 (-0.359, 0.488)
MW der Reaktionszeit (Töne)	ms	0.7607	0.040 (-0.204, 0.284)	0.5040	-0.046 (-0.175, 0.082)	0.0571	0.109 (0.004, 0.213)
SD der Reaktionszeit (Töne)	ms	0.9119	0.025 (-0.417, 0.467)	0.2750	-0.116 (-0.321, 0.089)	0.7559	0.047 (-0.246, 0.339)
MD der Reaktionszeit (Töne)	ms	0.7711	0.038 (-0.210, 0.286)	0.2791	-0.098 (-0.263, 0.068)	0.1065	0.102 (-0.019, 0.222)
Richtige Antworten (Töne)	#	0.1709	-0.215 (-0.496, 0.067)	0.3954	-0.132 (-0.425, 0.161)	0.3256	-0.191 (-0.557, 0.174)
Vigilanztest							
MW der Reaktionszeit (Gesamttest)	ms	0.4623	0.104 (-0.169, 0.377)	0.6457	0.047 (-0.153, 0.247)	0.4245	-0.061 (-0.205, 0.082)
SD der Reaktionszeit (Gesamttest)	ms	0.1938	0.278 (-0.108, 0.663)	0.1005	-0.275 (-0.577, 0.028)	0.1818	-0.156 (-0.382, 0.071)
MD der Reaktionszeit (Gesamttest)	ms	0.1362	0.206 (-0.061, 0.473)	0.6549	0.038 (-0.125, 0.200)	0.1846	-0.095 (-0.234, 0.044)
MW der Reaktionszeit (1. Teilaufgabe)	ms	0.3418	0.141 (-0.147, 0.429)	0.8774	-0.019 (-0.248, 0.211)	0.6035	0.053 (-0.132, 0.238)
SD der Reaktionszeit (1. Teilaufgabe)	ms	0.9507	-0.015 (-0.485, 0.455)	0.0988	-0.403 (-0.873, 0.067)	0.2663	-0.195 (-0.535, 0.145)
MD der Reaktionszeit (1. Teilaufgabe)	ms	0.0515	0.254 (0.000, 0.508)	0.7021	-0.039 (-0.221, 0.144)	0.5557	-0.065 (-0.277, 0.147)
MW der Reaktionszeit (2. Teilaufgabe)	ms	0.7066	0.053 (-0.218, 0.323)	0.9261	-0.011 (-0.245, 0.223)	0.0569	-0.193 (-0.387, 0.002)

Parameter	Einheit	Ältere Frauen		Ältere Männer		Junge Männer	
		p	Effektgröße d (95 % KI)	p	Effektgröße d (95 % KI)	p	Effektgröße d (95 % KI)
SD der Reaktionszeit (2. Teilaufgabe)	ms	0.6173	0.124 (-0.356, 0.604)	0.3125	-0.169 (-0.488, 0.150)	0.9631	-0.006 (-0.248, 0.236)
MD der Reaktionszeit (2. Teilaufgabe)	ms	0.8617	0.024 (-0.243, 0.291)	0.5424	0.057 (-0.123, 0.237)	0.0465	-0.159 (-0.314, -0.004)
Daueraufmerksamkeitstest (DAUF)							
Richtige Antworten	#	0.3419	-0.170 (-0.510, 0.169)	0.0496	-0.259 (-0.484, -0.033)	0.5652	0.095 (-0.225, 0.414)
MW der Reaktionszeit	ms	0.2767	0.056 (-0.036, 0.147)	0.9751	0.002 (-0.115, 0.119)	0.5618	0.040 (-0.091, 0.172)
SD der Reaktionszeit	ms	0.0051	0.401 (0.123, 0.680)	0.4596	-0.084 (-0.302, 0.134)	0.6411	0.070 (-0.221, 0.361)
Aufgabe zum Arbeitsgedächtnis (n-Back)							
Richtige Antworten (0-BACK)	#	0.3195	0.174 (-0.158, 0.506)	0.4799	0.110 (-0.191, 0.410)	0.7197	0.042 (-0.185, 0.269)
MW der Reaktionszeit (0-BACK)	ms	0.7025	-0.026 (-0.159, 0.106)	0.8974	0.009 (-0.129, 0.147)	0.7655	0.020 (-0.106, 0.146)
Richtige Antworten (1-BACK)	#	0.8497	0.010 (-0.091, 0.112)	0.8833	0.009 (-0.105, 0.123)	.	.
MW der Reaktionszeit (1-BACK)	ms	0.3316	0.051 (-0.051, 0.154)	0.9583	0.003 (-0.118, 0.125)	.	.
Richtige Antworten (2-BACK)	#	0.0249	-0.184 (-0.344, -0.024)	0.1017	0.085 (-0.015, 0.184)	0.2974	0.093 (-0.080, 0.265)
MW der Reaktionszeit 2-BACK)	ms	0.3159	0.075 (-0.069, 0.219)	0.8668	0.012 (-0.127, 0.152)	0.0885	-0.177 (-0.365, 0.012)

p = Signifikanzwert; d = Cohen's d (Klammerausdruck entspricht den 95 % Konfidenzintervallen). Statistisch signifikante Effekte sind fett gedruckt und gelb unterlegt. CNV = Contingent Negative Variation bzw. Erwartungswelle; VMT = Visuelle Folgereaktionsaufgabe; ODD = Oddball-Paradigma; WAT = Wahlreaktion auf Töne; DAUF = Daueraufmerksamkeitstest; n-Back = Arbeitsgedächtnisaufgabe; Insg. = Ingesamter Test; Quad = Teilaufgabe Quadrate; Ton = Teilaufgabe Töne; TA = Teilabschnitt; MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung; MD = Median.

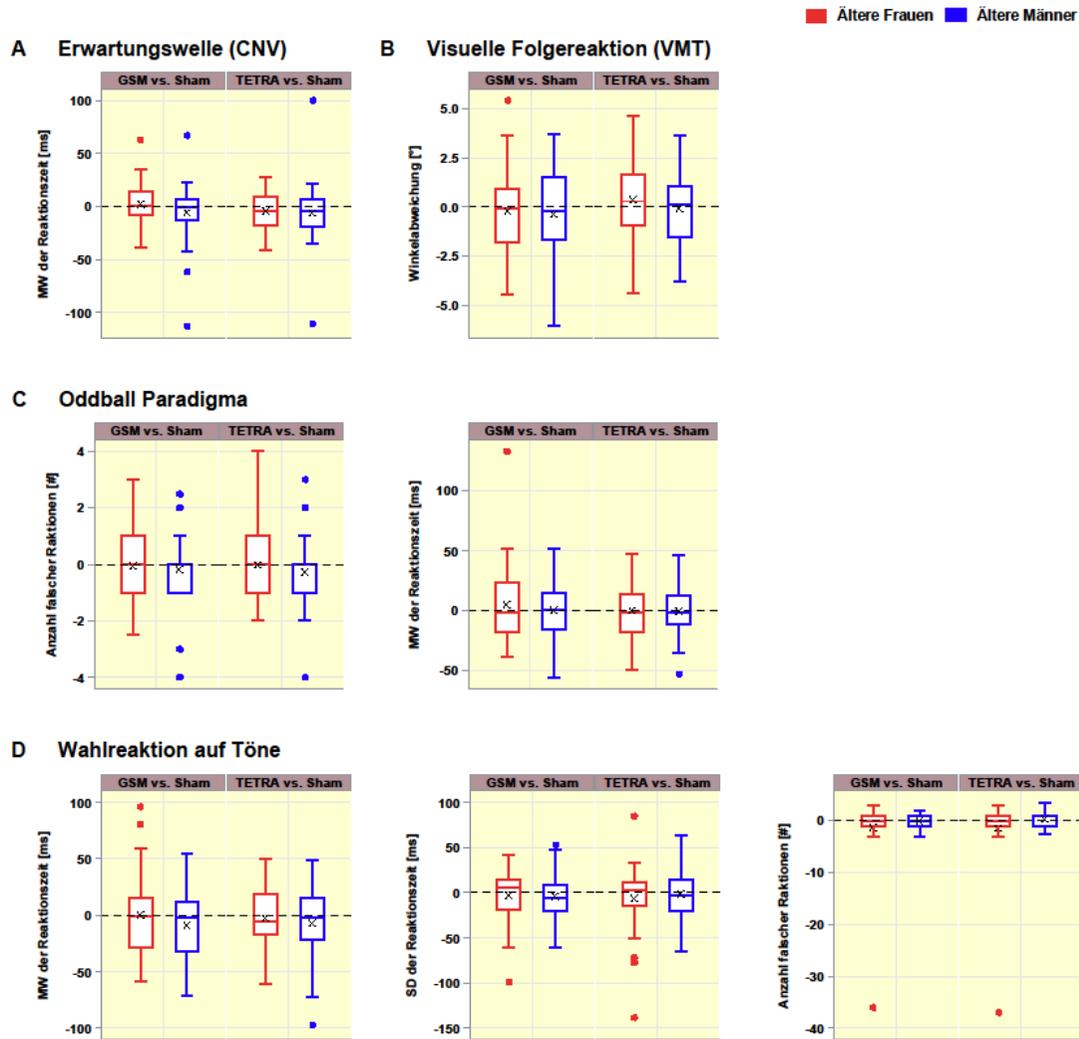


Abb. IX.15: Paarweise Analyse der Verhaltensparameter aus den psychophysiologischen Experimenten zwischen der jeweiligen Verumexpositionsbedingung und der Scheinbefeldung getrennt nach Geschlecht. MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung.

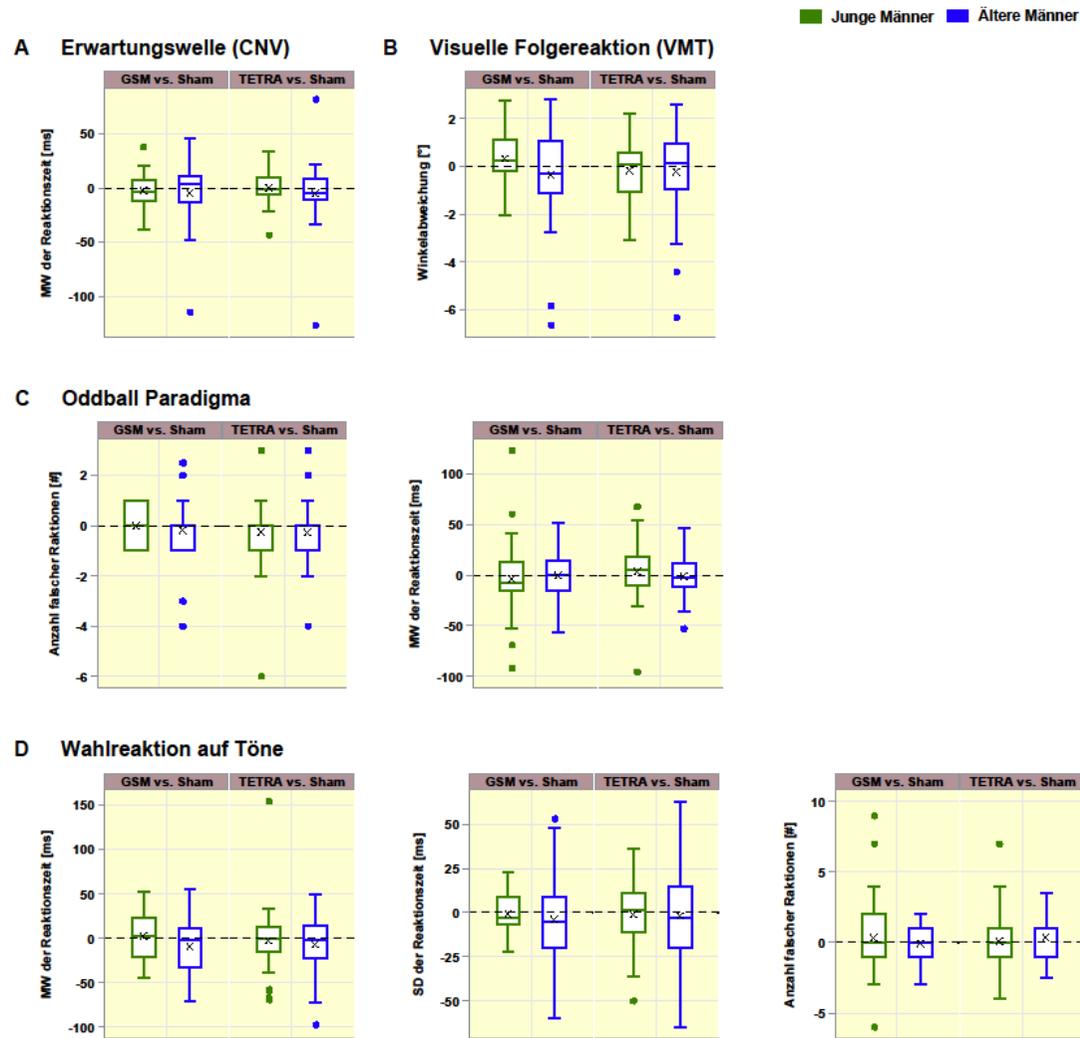


Abb. IX.16: Paarweise Analyse der Verhaltensparameter aus den psychophysiologischen Experimenten zwischen der jeweiligen Verumexpositionsbedingung und der Scheinbefeldung getrennt nach Altersgruppe. MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung.

Tab. IX.12: Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Geschlecht als Zwischensubjektfaktor sowie GSM900 (oben) bzw. TETRA (unten) und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Verhaltensparameter der psychophysiologischen Experimente.

Parameter	Einheit	Geschlecht				Exposition				Geschlecht*Exposition			
		F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G
Verum: GSM900													
MW der Reaktionszeit (CNV)	ms	5.70	0.0203	0.089	0.078	0.36	0.5526	0.006	0.001	1.59	0.2129	0.027	0.003
Winkelabweichung (VMT)	°	5.89	0.0184	0.092	0.090	1.02	0.3159	0.017	<.001	0.11	0.7411	0.002	<.001
Anzahl falscher Antworten (ODD)	#	0.97	0.3292	0.016	0.015	0.45	0.5073	0.008	0.001	0.15	0.7044	0.003	<.001
MW der Reaktionszeit (ODD)	ms	0.40	0.5307	0.007	0.007	0.41	0.5220	0.007	<.001	0.39	0.5347	0.007	<.001
MW der Reaktionszeit (WAT)	ms	2.02	0.1609	0.034	0.032	0.92	0.3425	0.016	0.001	0.97	0.3281	0.016	0.001
SD der Reaktionszeit (WAT)	ms	0.60	0.4407	0.010	0.009	0.72	0.4003	0.012	0.002	0.04	0.8347	0.001	<.001
Anzahl falscher Antworten (WAT)	#	0.72	0.3995	0.012	0.008	1.44	0.2357	0.024	0.009	1.19	0.2800	0.020	0.008
Verum: TETRA													
MW der Reaktionszeit (CNV)	ms	4.26	0.0435	0.068	0.060	2.83	0.0979	0.047	0.006	0.08	0.7789	0.001	<.001
Winkelabweichung (VMT)	°	5.71	0.0201	0.090	0.088	0.28	0.5986	0.005	<.001	0.76	0.3855	0.013	<.001
Anzahl falscher Antworten (ODD)	#	1.53	0.2218	0.026	0.023	0.75	0.3900	0.013	0.001	0.58	0.4478	0.010	0.001
MW der Reaktionszeit (ODD)	ms	0.53	0.4712	0.009	0.009	0.02	0.8840	<.001	<.001	0.00	0.9462	<.001	<.001
MW der Reaktionszeit (WAT)	ms	1.81	0.1834	0.030	0.029	1.42	0.2380	0.024	0.001	0.29	0.5940	0.005	<.001
SD der Reaktionszeit (WAT)	ms	0.26	0.6118	0.004	0.004	0.84	0.3643	0.014	0.003	0.25	0.6208	0.004	0.001
Anzahl falscher Antworten (WAT)	#	0.27	0.6084	0.005	0.003	0.70	0.4079	0.012	0.005	2.13	0.1500	0.035	0.014

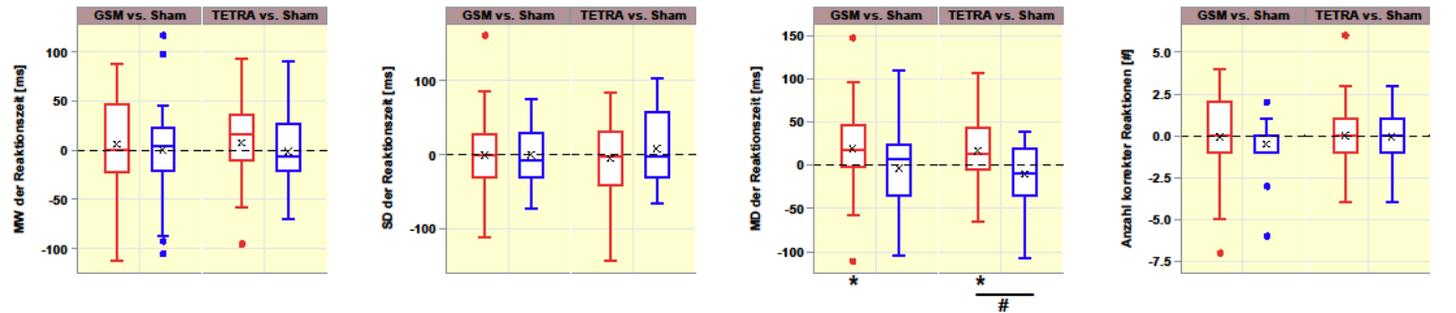
F = F-Statistik; p = Signifikanzwert; η^2_p = partielles Eta²; η^2_G = generalisiertes Eta². Klammerausdruck entspricht den Freiheitsgraden. Statistisch signifikante Effekte sind fett gedruckt und gelb unterlegt. MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung; CNV = Contingent Negative Variation; VMT = Visuelle Folgereaktionsaufgabe; ODD = Oddball Pradigma; WAT = Wahlreaktion auf Töne.

Tab. IX.13: Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Altersgruppe als Zwischenssubjektfaktor sowie GSM900 (oben) bzw. TETRA (unten) und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Verhaltensparameter der psychophysiologischen Experimente.

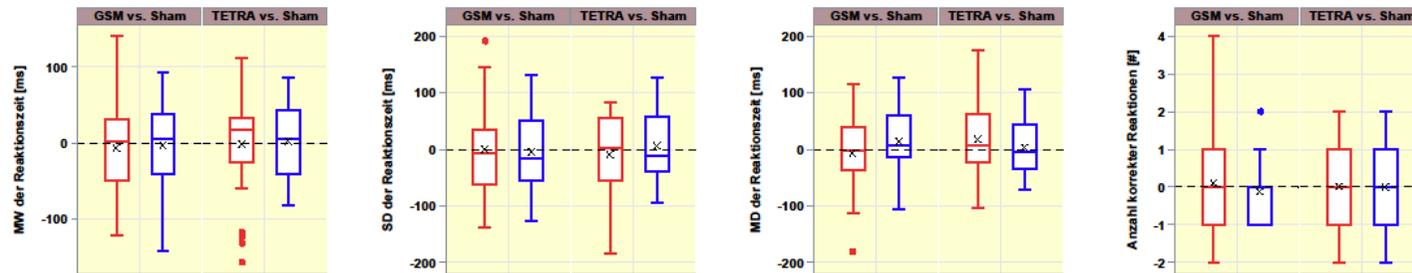
Parameter	Einheit	Altersgruppe				Exposition				Altersgruppe*Exposition			
		F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G
Verum: GSM900													
MW der Reaktionszeit (CNV)	ms	19.57	<.0001	0.252	0.233	1.34	0.2518	0.023	0.002	0.11	0.7401	0.002	<.001
Winkelabweichung (VMT)	°	20.46	<.0001	0.261	0.254	0.00	0.9527	<.001	<.001	2.28	0.1361	0.038	0.001
Anzahl falscher Antworten (ODD)	#	2.86	0.0960	0.047	0.040	0.46	0.4992	0.008	0.001	0.46	0.4992	0.008	0.001
MW der Reaktionszeit (ODD)	ms	0.88	0.3516	0.015	0.014	0.16	0.6892	0.003	<.001	0.18	0.6760	0.003	<.001
MW der Reaktionszeit (WAT)	ms	21.89	<.0001	0.274	0.266	0.82	0.3688	0.014	<.001	2.19	0.1447	0.036	0.001
SD der Reaktionszeit (WAT)	ms	6.90	0.0110	0.106	0.096	0.67	0.4172	0.011	0.001	0.37	0.5429	0.006	0.001
Anzahl falscher Antworten (WAT)	#	17.19	0.0001	0.229	0.204	0.21	0.6493	0.004	<.001	0.47	0.4956	0.008	0.001
Verum: TETRA													
MW der Reaktionszeit (CNV)	ms	26.15	<.0001	0.311	0.279	0.59	0.4442	0.010	0.001	0.69	0.4099	0.012	0.001
Winkelabweichung (VMT)	°	23.76	<.0001	0.291	0.284	0.81	0.3715	0.014	<.001	0.02	0.8933	<.001	<.001
Anzahl falscher Antworten (ODD)	#	0.12	0.7293	0.002	0.002	2.11	0.1520	0.035	0.009	0.00	0.9628	<.001	<.001
MW der Reaktionszeit (ODD)	ms	0.84	0.3642	0.014	0.014	0.26	0.6096	0.005	<.001	0.48	0.4919	0.008	<.001
MW der Reaktionszeit (WAT)	ms	8.30	0.0055	0.125	0.119	0.92	0.3402	0.016	0.001	0.19	0.6634	0.003	<.001
SD der Reaktionszeit (WAT)	ms	1.51	0.2238	0.025	0.022	0.22	0.6429	0.004	0.001	0.02	0.8873	<.001	<.001
Anzahl falscher Antworten (WAT)	#	12.85	0.0007	0.181	0.168	1.11	0.2958	0.019	0.001	0.40	0.5292	0.007	<.001

F = F-Statistik; p = Signifikanzwert; η^2_p = partielles Eta²; η^2_G = generalisiertes Eta². Klammerausdruck entspricht den Freiheitsgraden. Statistisch signifikante Effekte sind fett gedruckt und gelb unterlegt. MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung; CNV = Contingent Negative Variation; VMT = Visuelle Folgereaktionsaufgabe; ODD = Oddball Pradigma; WAT = Wahlreaktion auf Töne.

A.1 Gesamttest



A.2 Optische Teilaufgabe (Quadrate)



A.3 Akustische Teilaufgabe (Töne)

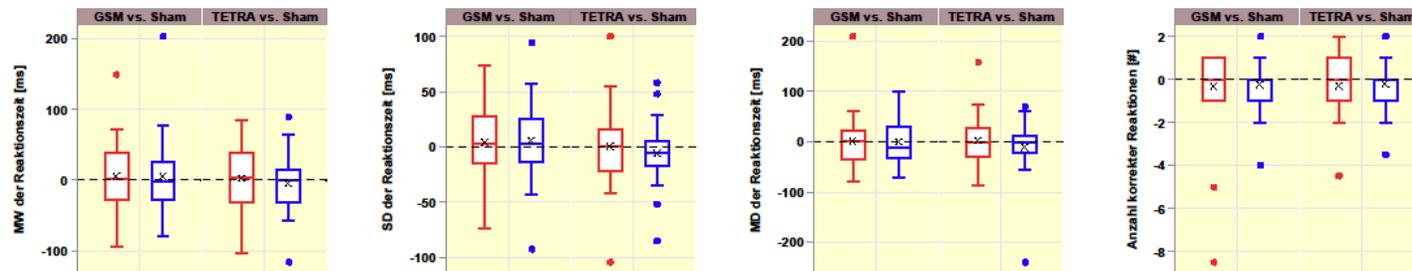


Abb. IX.17: Paarweise Analyse der Leistungsparameter aus dem Test zur geteilten Aufmerksamkeit zwischen der jeweiligen Verumexpositionsbedingung und der Scheinbefeldung getrennt nach Geschlecht. MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung; MD = Median. * = Statistisch signifikantes Ergebnis in der paarweisen Analyse. # = Geschlechtsspezifischer Expositionseffekt.

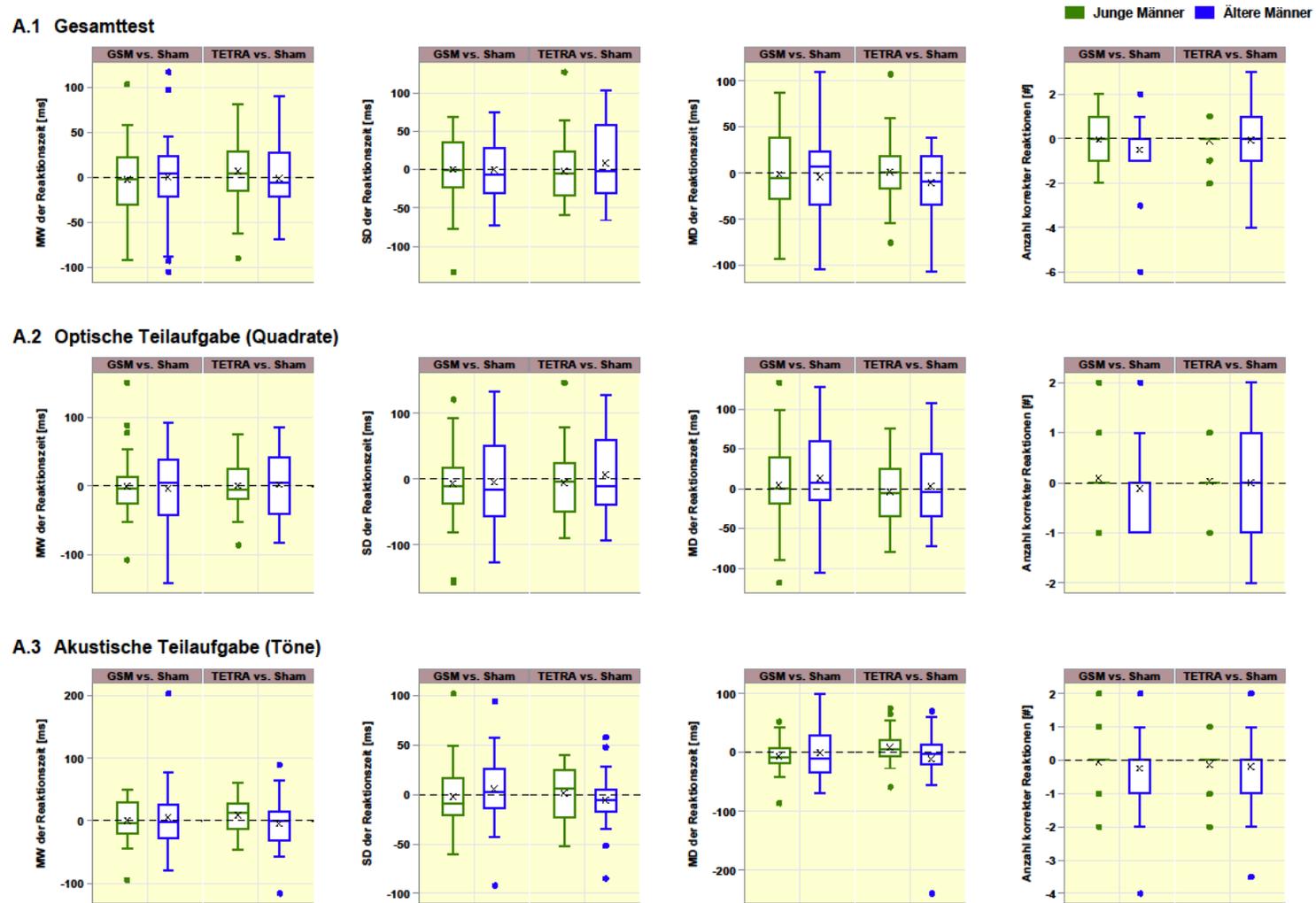


Abb. IX.18: Paarweise Analyse der Leistungsparameter aus dem Test zur geteilten Aufmerksamkeit zwischen der jeweiligen Verumexpositionsbedingung und der Scheinbefeldung getrennt nach Altersgruppe. MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung; MD = Median.

Tab. IX.14: Ergebnisse der gemischten ANOVAs mit Geschlecht als Zwischensubjektfaktor sowie GSM900 (oben) bzw. TETRA (unten) und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Leistungsparameter aus dem Test zur geteilten Aufmerksamkeit.

Parameter	Einheit	Geschlecht				Exposition				Geschlecht*Exposition			
		F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G
Verum: GSM900													
MW der Reaktionszeit (Gesamttest)	ms	2.33	0.1324	0.039	0.035	0.27	0.6063	0.005	<.001	0.24	0.6234	0.004	<.001
SD der Reaktionszeit (Gesamttest)	ms	0.19	0.6621	0.003	0.003	0.00	0.9663	<.001	<.001	0.00	0.9805	<.001	<.001
MD der Reaktionszeit (Gesamttest)	ms	4.74	0.0337	0.077	0.067	1.54	0.2192	0.026	0.003	3.44	0.0689	0.057	0.007
Anzahl richtiger Antworten (Gesamttest)	#	0.03	0.8616	0.001	<.001	1.02	0.3170	0.018	0.004	0.60	0.4433	0.010	0.002
MW der Reaktionszeit (Quadrate)	ms	0.75	0.3910	0.013	0.012	0.47	0.4956	0.008	0.001	0.05	0.8308	0.001	<.001
SD der Reaktionszeit (Quadrate t)	ms	0.62	0.4344	0.011	0.008	0.07	0.7968	0.001	<.001	0.04	0.8465	0.001	<.001
MD der Reaktionszeit (Quadrate)	ms	2.64	0.1099	0.044	0.039	0.19	0.6615	0.003	<.001	1.71	0.1968	0.029	0.003
Anzahl richtiger Antworten (Quadrate)	#	0.13	0.7184	0.002	0.002	0.00	0.9889	<.001	<.001	0.68	0.4131	0.012	0.003
MW der Reaktionszeit (Töne)	ms	2.48	0.1206	0.042	0.038	0.57	0.4523	0.010	0.001	0.00	0.9845	<.001	<.001
SD der Reaktionszeit (Töne)	ms	0.00	0.9470	<.001	<.001	1.40	0.2417	0.024	0.004	0.05	0.8202	0.001	<.001
MD der Reaktionszeit (Töne)	ms	3.63	0.0619	0.060	0.056	0.04	0.8503	0.001	<.001	0.03	0.8665	0.001	<.001
Anzahl richtiger Antworten (Töne)	#	0.08	0.7730	0.001	0.001	1.75	0.1911	0.030	0.006	0.03	0.8590	0.001	<.001
Verum: TETRA													
MW der Reaktionszeit (Gesamttest)	ms	1.93	0.1706	0.033	0.030	0.33	0.5662	0.006	<.001	0.65	0.4231	0.011	0.001
SD der Reaktionszeit (Gesamttest)	ms	0.00	0.9857	<.001	<.001	0.08	0.7758	0.001	<.001	1.11	0.2965	0.019	0.003
MD der Reaktionszeit (Gesamttest)	ms	4.69	0.0345	0.076	0.070	0.43	0.5160	0.007	0.001	7.73	0.0073	0.119	0.010
Anzahl richtiger Antworten (Gesamttest)	#	0.04	0.8435	0.001	0.001	0.01	0.9117	<.001	<.001	0.01	0.9117	<.001	<.001
MW der Reaktionszeit (Quadrate)	ms	0.74	0.3947	0.013	0.012	0.00	0.9703	<.001	<.001	0.07	0.7917	0.001	<.001
SD der Reaktionszeit (Quadrate t)	ms	0.04	0.8474	0.001	<.001	0.03	0.8694	0.001	<.001	0.76	0.3884	0.013	0.003
MD der Reaktionszeit (Quadrate)	ms	0.68	0.4147	0.012	0.010	1.89	0.1749	0.032	0.004	0.88	0.3527	0.015	0.002
Anzahl richtiger Antworten (Quadrate)	#	0.69	0.4090	0.012	0.009	0.00	0.9495	<.001	<.001	0.00	0.9495	<.001	<.001
MW der Reaktionszeit (Töne)	ms	1.51	0.2245	0.026	0.024	0.04	0.8372	0.001	<.001	0.45	0.5043	0.008	<.001
SD der Reaktionszeit (Töne)	ms	0.14	0.7126	0.002	0.002	0.33	0.5661	0.006	0.001	0.57	0.4536	0.010	0.002
MD der Reaktionszeit (Töne)	ms	2.31	0.1344	0.039	0.036	0.37	0.5476	0.006	<.001	1.01	0.3182	0.017	0.001
Anzahl richtiger Antworten (Töne)	#	0.08	0.7848	0.001	0.001	2.58	0.1136	0.043	0.008	0.16	0.6884	0.003	<.001

F = F-Statistik; p = Signifikanzwert; η^2_p = partielles Eta²; η^2_G = generalisiertes Eta². Klammerausdruck entspricht den Freiheitsgraden. Statistisch signifikante Effekte sind fett gedruckt und gelb unterlegt. MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung; MD = Median.

Tab. IX.15: Ergebnisse der gemischten ANOVAs mit Altersgruppe als Zwischensubjektfaktor sowie GSM900 (oben) bzw. TETRA (unten) und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Leistungsparameter aus dem Test zur geteilten Aufmerksamkeit.

Parameter	Einheit	Altersgruppe				Exposition				Altersgruppe*Exposition			
		F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G
Verum: GSM900													
MW der Reaktionszeit (Gesamttest)	ms	113.91	<.0001	0.666	0.648	0.04	0.8405	0.001	<.001	0.05	0.8205	0.001	<.001
SD der Reaktionszeit (Gesamttest)	ms	7.45	0.0084	0.116	0.103	0.00	0.9998	<.001	<.001	0.00	0.9835	<.001	<.001
MD der Reaktionszeit (Gesamttest)	ms	137.27	<.0001	0.707	0.685	0.17	0.6827	0.003	<.001	0.07	0.7967	0.001	<.001
Anzahl richtiger Antworten (Gesamttest)	#	43.18	<.0001	0.431	0.376	1.99	0.1635	0.034	0.004	1.53	0.2218	0.026	0.003
MW der Reaktionszeit (Quadrate)	ms	79.86	<.0001	0.584	0.563	0.05	0.8207	0.001	<.001	0.08	0.7719	0.001	<.001
SD der Reaktionszeit (Quadrate t)	ms	16.33	0.0002	0.223	0.182	0.42	0.5179	0.007	0.001	0.02	0.9012	<.001	<.001
MD der Reaktionszeit (Quadrate)	ms	97.29	<.0001	0.631	0.605	1.67	0.2016	0.028	0.001	0.39	0.5365	0.007	<.001
Anzahl richtiger Antworten (Quadrate)	#	43.29	<.0001	0.432	0.382	0.01	0.9125	<.001	<.001	1.39	0.2439	0.024	0.003
MW der Reaktionszeit (Töne)	ms	108.33	<.0001	0.655	0.638	0.24	0.6251	0.004	<.001	0.17	0.6787	0.003	<.001
SD der Reaktionszeit (Töne)	ms	1.24	0.2700	0.021	0.017	0.16	0.6865	0.003	0.001	0.85	0.3605	0.015	0.003
MD der Reaktionszeit (Töne)	ms	103.86	<.0001	0.646	0.636	0.36	0.5497	0.006	<.001	0.40	0.5317	0.007	<.001
Anzahl richtiger Antworten (Töne)	#	15.03	0.0003	0.209	0.170	1.26	0.2659	0.022	0.004	0.41	0.5265	0.007	0.001
Verum: TETRA													
MW der Reaktionszeit (Gesamttest)	ms	108.65	<.0001	0.656	0.641	0.30	0.5862	0.005	<.001	0.65	0.4250	0.011	<.001
SD der Reaktionszeit (Gesamttest)	ms	7.76	0.0072	0.120	0.106	0.33	0.5692	0.006	0.001	0.81	0.3725	0.014	0.002
MD der Reaktionszeit (Gesamttest)	ms	109.43	<.0001	0.658	0.644	1.04	0.3132	0.018	<.001	1.62	0.2088	0.028	0.001
Anzahl richtiger Antworten (Gesamttest)	#	41.79	<.0001	0.423	0.373	0.23	0.6368	0.004	<.001	0.02	0.8805	<.001	<.001
MW der Reaktionszeit (Quadrate)	ms	91.62	<.0001	0.616	0.601	0.09	0.7712	0.002	<.001	0.02	0.9005	<.001	<.001
SD der Reaktionszeit (Quadrate t)	ms	14.93	0.0003	0.208	0.174	0.00	0.9873	<.001	<.001	0.63	0.4293	0.011	0.002
MD der Reaktionszeit (Quadrate)	ms	96.35	<.0001	0.628	0.608	0.00	0.9790	<.001	<.001	0.33	0.5677	0.006	<.001
Anzahl richtiger Antworten (Quadrate)	#	47.81	<.0001	0.456	0.383	0.03	0.8698	0.001	<.001	0.03	0.8698	0.001	<.001
MW der Reaktionszeit (Töne)	ms	56.74	<.0001	0.499	0.491	0.22	0.6434	0.004	<.001	2.65	0.1092	0.044	0.001
SD der Reaktionszeit (Töne)	ms	0.33	0.5681	0.006	0.005	0.34	0.5628	0.006	0.001	1.04	0.3126	0.018	0.002
MD der Reaktionszeit (Töne)	ms	58.42	<.0001	0.506	0.494	0.04	0.8402	0.001	<.001	3.13	0.0821	0.052	0.001
Anzahl richtiger Antworten (Töne)	#	12.70	0.0007	0.182	0.153	1.60	0.2105	0.027	0.005	0.05	0.8260	0.001	<.001

F = F-Statistik; p = Signifikanzwert; η^2_p = partielles Eta²; η^2_G = generalisiertes Eta². Klammerausdruck entspricht den Freiheitsgraden. Statistisch signifikante Effekte sind fett gedruckt und gelb unterlegt. MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung; MD = Median.

IX.3.3 Leistungsparameter aus dem Vigilanztest

Die Ergebnisse der paarweisen Analysen von den Leistungsparametern aus dem Vigilanztest sind in Abb. IX.19 getrennt nach älteren Frauen und älteren Männern visualisiert. Die älteren Frauen wiesen im ersten Teilabschnitt langsamere Reaktionen (Mittelwert und Median der Reaktionszeit) unter der GSM900-Befeldung auf. Eine TETRA-Exposition hatte dagegen keinen Einfluss auf irgendeinen der in diesem Zusammenhang untersuchten Zielparameter. Bei den älteren Männern konnten ebenfalls keine statistisch signifikanten expositionsbedingten Veränderungen bei den paarweisen Vergleichen beobachtet werden. Da Männer aber auch im ersten Teilabschnitt tendenziell langsamer unter der Verumexposition reagierten, ließen sich für beide Zielparameter im varianzanalytischen Ansatz statistisch signifikante Expositionseffekte unabhängig vom Geschlecht ausmachen. Ein geschlechtsspezifischer Effekt zeigte sich dagegen für die Standardabweichung der Reaktionszeit bezogen auf den Gesamttest unter der TETRA-Exposition. Ältere Frauen reagierten tendenziell etwas variabler, während das Antwortverhalten bei den Männern konstanter wurde (Tab. IX.16). Bei den jungen Männern war der Median der Reaktionszeit bezogen auf den Gesamttest und die Standardabweichung der Reaktionszeit bezogen auf den ersten Teilabschnitt von der GSM900-Exposition abhängig. Eine TETRA-Befeldung führte zu Unterschieden in der Reaktion im 2. Teilabschnitt. In allen drei Fällen waren unter der Verumexposition die Reaktionszeiten kürzer bzw. die Standardabweichung geringer (Abb. IX.20). Von der Altersgruppe unabhängige Expositionseffekte ergaben sich sowohl unter der GSM900- als auch unter der TETRA-Befeldung für die Standardabweichung der Reaktionszeit bezogen auf den 1. Teilabschnitt. Unter TETRA war dieser Zielparameter zusätzlich noch bezogen auf den Gesamttest statistisch signifikant. Altersspezifische Expositionseffekte gab es hingegen nicht (Tab. IX.17). Für die entsprechenden p-Werte und Effektstärken aus den paarweisen Analysen sei auf Tab. IX.11 verwiesen.

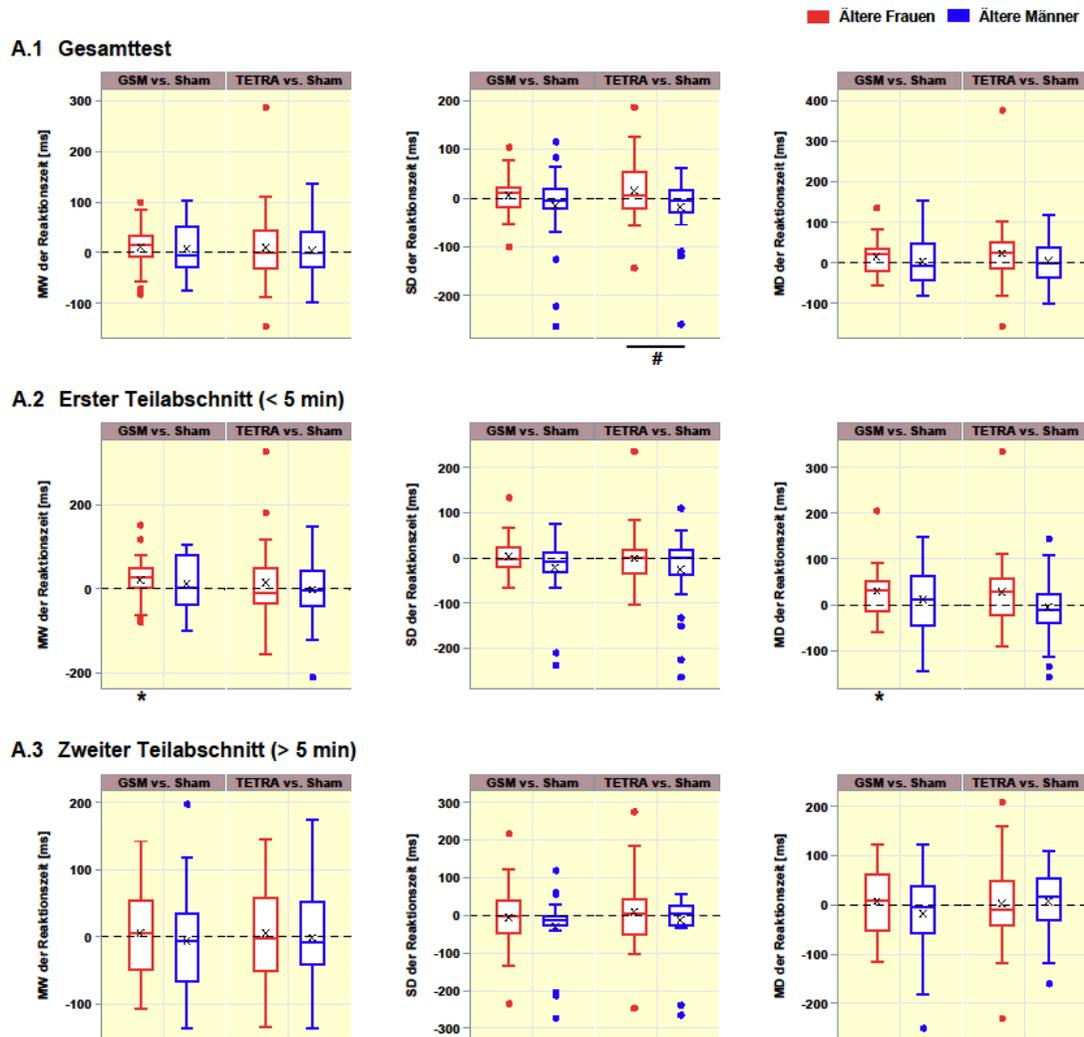


Abb. IX.19: Paarweise Analyse der Leistungsparameter aus dem Vigilanztest zwischen der jeweiligen Verumexpositionsbedingung und der Scheinbefeldung getrennt nach Geschlecht. MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung; MD = Median. * = Statistisch signifikantes Ergebnis in der paarweisen Analyse. # = Geschlechtsspezifischer Expositionseffekt.

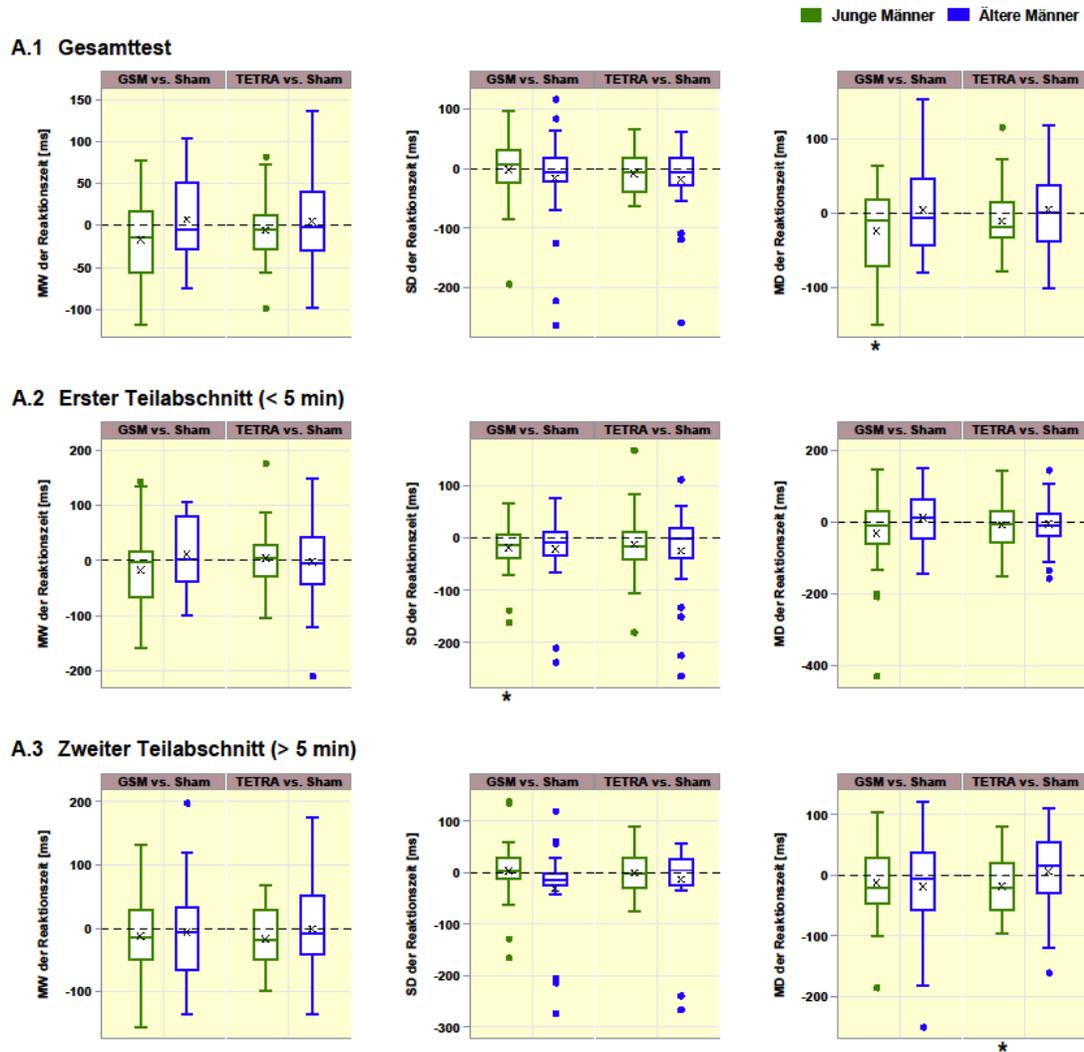


Abb. IX.20: Paarweise Analyse der Leistungsparameter aus dem Vigilanztest zwischen der jeweiligen Verumexpositionsbedingung und der Scheinbefeldung getrennt nach Altersgruppe. MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung; MD = Median. * = Statistisch signifikantes Ergebnis in der paarweisen Analyse.

Tab. IX.16: Ergebnisse der gemischten ANOVAs mit Geschlecht als Zwischensubjektfaktor sowie GSM900 (oben) bzw. TETRA (unten) und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Leistungsparameter aus dem Vigilanztest.

Parameter	Einheit	Geschlecht				Exposition				Geschlecht*Exposition			
		F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G
Verum: GSM900													
MW der Reaktionszeit (Gesamttest)	ms	2.81	0.0992	0.046	0.044	2.14	0.1492	0.036	0.002	0.13	0.7175	0.002	<.001
SD der Reaktionszeit (Gesamttest)	ms	0.02	0.9009	<.001	<.001	0.51	0.4786	0.009	0.002	1.83	0.1816	0.031	0.009
MD der Reaktionszeit (Gesamttest)	ms	1.49	0.2277	0.025	0.024	2.10	0.1530	0.035	0.001	0.60	0.4402	0.010	<.001
MW der Reaktionszeit (1. Hälfte)	ms	1.29	0.2613	0.022	0.020	4.90	0.0307	0.078	0.005	0.43	0.5155	0.007	<.001
SD der Reaktionszeit (1. Hälfte)	ms	0.27	0.6021	0.005	0.003	1.56	0.2172	0.026	0.007	3.29	0.0749	0.054	0.015
MD der Reaktionszeit (1. Hälfte)	ms	0.64	0.4287	0.011	0.010	7.87	0.0068	0.120	0.007	1.44	0.2348	0.024	0.001
MW der Reaktionszeit (2. Hälfte)	ms	2.96	0.0904	0.049	0.044	0.00	0.9766	<.001	<.001	0.45	0.5046	0.008	0.001
SD der Reaktionszeit (2. Hälfte)	ms	0.44	0.5103	0.008	0.004	2.78	0.1008	0.046	0.019	1.37	0.2459	0.023	0.010
MD der Reaktionszeit (2. Hälfte)	ms	3.11	0.0832	0.051	0.046	0.32	0.5764	0.005	<.001	1.78	0.1871	0.030	0.003
Verum: TETRA													
MW der Reaktionszeit (Gesamttest)	ms	3.33	0.0731	0.054	0.048	0.77	0.3845	0.013	0.001	0.11	0.7378	0.002	<.001
SD der Reaktionszeit (Gesamttest)	ms	0.11	0.7366	0.002	0.001	0.04	0.8475	0.001	<.001	4.54	0.0373	0.073	0.019
MD der Reaktionszeit (Gesamttest)	ms	2.04	0.1590	0.034	0.031	2.31	0.1340	0.038	0.003	1.02	0.3171	0.017	0.002
MW der Reaktionszeit (1. Hälfte)	ms	1.82	0.1831	0.030	0.026	0.40	0.5283	0.007	0.001	0.70	0.4064	0.012	0.002
SD der Reaktionszeit (1. Hälfte)	ms	0.39	0.5373	0.007	0.004	1.94	0.1693	0.032	0.014	1.73	0.1933	0.029	0.013
MD der Reaktionszeit (1. Hälfte)	ms	1.17	0.2848	0.020	0.018	1.50	0.2252	0.025	0.002	3.07	0.0852	0.050	0.005
MW der Reaktionszeit (2. Hälfte)	ms	2.92	0.0928	0.048	0.042	0.05	0.8158	0.001	<.001	0.12	0.7255	0.002	<.001
SD der Reaktionszeit (2. Hälfte)	ms	0.19	0.6643	0.003	0.002	0.04	0.8488	0.001	<.001	1.02	0.3163	0.017	0.006
MD der Reaktionszeit (2. Hälfte)	ms	1.71	0.1957	0.029	0.026	0.25	0.6202	0.004	<.001	0.04	0.8339	0.001	<.001

F = F-Statistik; p = Signifikanzwert; η^2_p = partielles Eta²; η^2_G = generalisiertes Eta². Klammerausdruck entspricht den Freiheitsgraden. Statistisch signifikante Effekte sind fett gedruckt und gelb unterlegt. MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung; MD = Median.

Tab. IX.17: Ergebnisse der gemischten ANOVAs mit Altersgruppe als Zwischensubjektfaktor sowie GSM900 (oben) bzw. TETRA (unten) und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Leistungsparameter aus dem Vigilanztest.

Parameter	Einheit	Altersgruppe				Exposition				Altersgruppe*Exposition			
		F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G
Verum: GSM900													
MW der Reaktionszeit (Gesamttest)	ms	9.53	0.0031	0.141	0.131	0.60	0.4435	0.010	0.001	3.19	0.0795	0.052	0.004
SD der Reaktionszeit (Gesamttest)	ms	0.09	0.7640	0.002	0.001	1.20	0.2770	0.020	0.005	0.66	0.4198	0.011	0.003
MD der Reaktionszeit (Gesamttest)	ms	10.89	0.0017	0.158	0.147	1.61	0.2097	0.027	0.002	3.43	0.0691	0.056	0.004
MW der Reaktionszeit (1. Hälfte)	ms	7.01	0.0104	0.108	0.097	0.12	0.7262	0.002	<.001	2.93	0.0921	0.048	0.005
SD der Reaktionszeit (1. Hälfte)	ms	0.01	0.9425	<.001	<.001	7.41	0.0085	0.113	0.025	0.03	0.8565	0.001	<.001
MD der Reaktionszeit (1. Hälfte)	ms	7.75	0.0072	0.118	0.102	0.60	0.4418	0.010	0.001	3.21	0.0784	0.052	0.007
MW der Reaktionszeit (2. Hälfte)	ms	13.30	0.0006	0.187	0.164	1.10	0.2984	0.019	0.002	0.12	0.7299	0.002	<.001
SD der Reaktionszeit (2. Hälfte)	ms	0.44	0.5100	0.008	0.005	1.95	0.1675	0.033	0.010	3.16	0.0806	0.052	0.016
MD der Reaktionszeit (2. Hälfte)	ms	13.24	0.0006	0.186	0.165	2.56	0.1153	0.042	0.005	0.15	0.7044	0.003	<.001
Verum: TETRA													
MW der Reaktionszeit (Gesamttest)	ms	13.37	0.0006	0.187	0.178	0.01	0.9409	<.001	<.001	0.71	0.4037	0.012	0.001
SD der Reaktionszeit (Gesamttest)	ms	0.23	0.6351	0.004	0.003	4.61	0.0360	0.074	0.012	0.68	0.4142	0.012	0.002
MD der Reaktionszeit (Gesamttest)	ms	11.56	0.0012	0.166	0.160	0.20	0.6554	0.003	<.001	1.38	0.2454	0.023	0.001
MW der Reaktionszeit (1. Hälfte)	ms	13.73	0.0005	0.191	0.177	0.03	0.8641	0.001	<.001	0.18	0.6706	0.003	<.001
SD der Reaktionszeit (1. Hälfte)	ms	0.08	0.7834	0.001	0.001	4.18	0.0455	0.067	0.022	0.46	0.4992	0.008	0.003
MD der Reaktionszeit (1. Hälfte)	ms	10.75	0.0018	0.156	0.146	0.48	0.4923	0.008	0.001	0.02	0.8952	<.001	<.001
MW der Reaktionszeit (2. Hälfte)	ms	16.42	0.0002	0.221	0.204	1.54	0.2201	0.026	0.002	1.18	0.2810	0.020	0.001
SD der Reaktionszeit (2. Hälfte)	ms	0.47	0.4940	0.008	0.007	0.86	0.3585	0.015	0.003	0.78	0.3819	0.013	0.002
MD der Reaktionszeit (2. Hälfte)	ms	13.65	0.0005	0.190	0.182	0.63	0.4314	0.011	<.001	3.11	0.0829	0.051	0.002

F = F-Statistik; p = Signifikanzwert; η^2_p = partielles Eta²; η^2_G = generalisiertes Eta². Klammerausdruck entspricht den Freiheitsgraden. Statistisch signifikante Effekte sind fett gedruckt und gelb unterlegt. MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung; MD = Median.

IX.3.4 Leistungsparameter aus dem Daueraufmerksamkeitstest und der Arbeitsgedächtnisaufgabe

Abb. IX.21 zeigt die Ergebnisse der paarweisen Analysen von den Leistungsparametern aus dem Daueraufmerksamkeitstest sowie aus der Aufgabe zum Arbeitsgedächtnis, jeweils getrennt für die älteren Frauen und älteren Männer. Beim Daueraufmerksamkeitstest (Abb. IX.21, oberste Zeile) wiesen die Frauen eine statistisch signifikant größere Standardabweichung der Reaktionszeiten unter beiden Verumexpositionsbedingungen im Vergleich zu Sham auf. Bei den Männern war dieser Parameter in beiden Fällen nicht statistisch signifikant verändert, tendierte aber dazu, unter den Verumexpositionen abzunehmen. Entsprechend ergab die gemischte ANOVA für diesen Zielparameter auch eine signifikante Interaktion, was als geschlechtsspezifisches Ergebnis im Zusammenhang mit einer GSM900- und einer TETRA-Befeldung zu interpretieren war (Tab. IX.18). Im paarweisen Ansatz stellte sich des Weiteren heraus, dass die Anzahl richtiger Antworten beim Daueraufmerksamkeitstest in der Stichprobe der älteren Männer unter der TETRA-Exposition statistisch signifikant herabgesetzt war (Abb. IX.21, oberste Zeile). Aus der paarweisen Analyse der Ergebnisparameter zur n-Back-Aufgabe resultierte bei den älteren Frauen ein GSM900-Expositionseffekt in Form einer geringeren Anzahl richtiger Antworten bei dem Schwierigkeitsgrad „1-back“ sowie eine unter der TETRA-Exposition beobachtete Abnahme richtiger Antworten beim Schwierigkeitsgrad „2-back“ (Abb. IX.21 untere beiden Zeilen). In der Stichprobe der älteren Männer führte der paarweise Auswertungsansatz zu keinen statistisch signifikanten Veränderungen unter einer der beiden Hochfrequenzexpositionen. Da die älteren Männer aber beim Schwierigkeitsgrad „2-back“ eine Tendenz hinsichtlich einer Zunahme der Anzahl richtiger Antworten unter der TETRA-Befeldung erkennen ließen, konnte auch für diesen Zielparameter in der varianzanalytischen Auswertung ein geschlechtsspezifischer Expositionseffekt festgestellt werden. Expositionseffekte unabhängig vom Geschlecht konnten nicht festgestellt werden (Tab. IX.18). In der Stichprobe der jüngeren Männer ist in der paarweisen Auswertung lediglich ein GSM900-Expositionseffekt auf die im Daueraufmerksamkeitstest ermittelte Reaktionszeit richtiger Antworten gefunden worden (Abb. IX.22, oberste Zeile). Da in diesem Test bei den jungen Probanden die Anzahl korrekter Antworten unter der TETRA-Exposition nahezu unverändert blieb, die beobachtete Abnahme bei den älteren Männern aber recht ausgeprägt war, hatte die varianzanalytische Auswertung dieses Zielparameters einen statistisch signifikanten altersspezifischen Expositionseffekt zum Ergebnis (Tab. IX.19). Aus dieser Tabelle geht außerdem hervor, dass es einen weiteren altersunabhängigen Expositionseffekt im Zusammenhang mit der TETRA-Exposition für die Anzahl richtiger Antworten beim Schwierigkeitsgrad „2-back“ gab. Die TETRA-Exposition hatte in beiden Stichproben eine bessere Testleistung zur Folge. In Tab IX.11 sind die entsprechenden p-Werte und Effektstärken aus den paarweisen Analysen dargestellt.

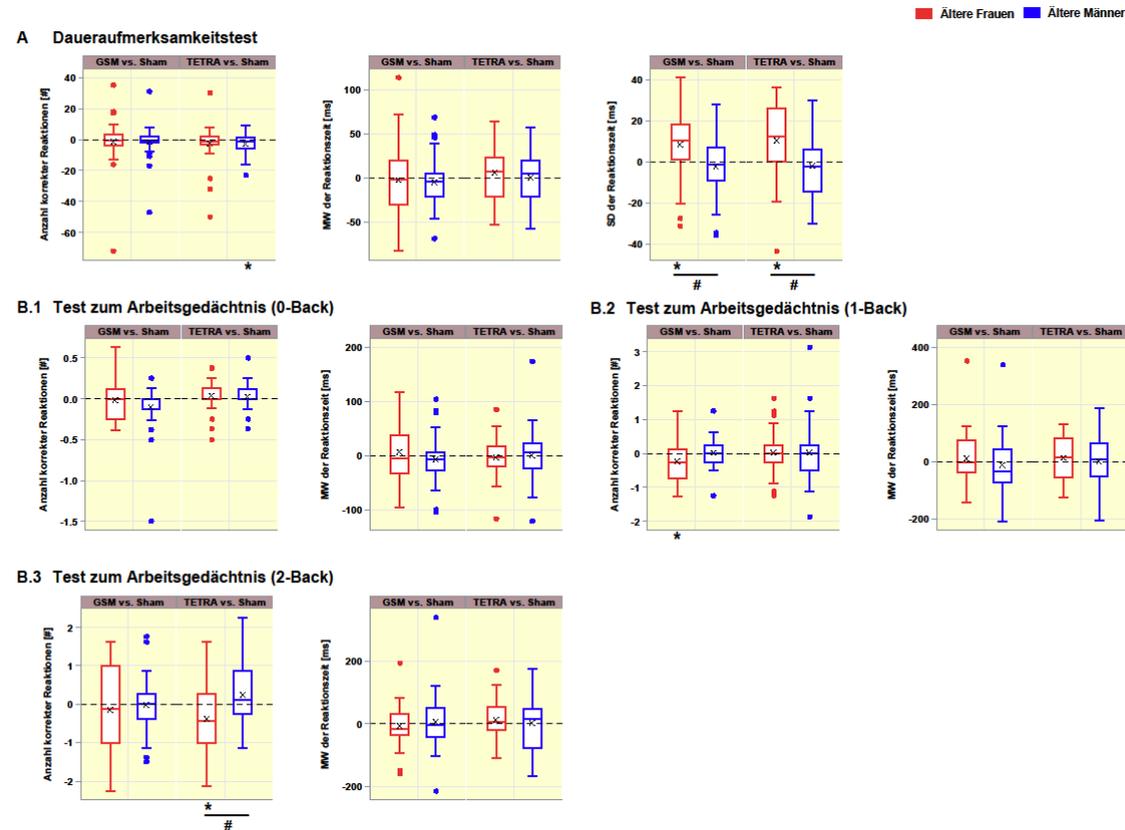


Abb. IX.21: Paarweise Analyse der Leistungsparameter aus dem Daueraufmerksamkeitstest und der Arbeitsgedächtnisaufgabe zwischen der jeweiligen Verumexpositionsbedingung und der Scheinbefeldung getrennt nach Geschlecht. MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung; MD = Median. * = Statistisch signifikantes Ergebnis in der paarweisen Analyse. # = Geschlechtsspezifischer Expositionseffekt

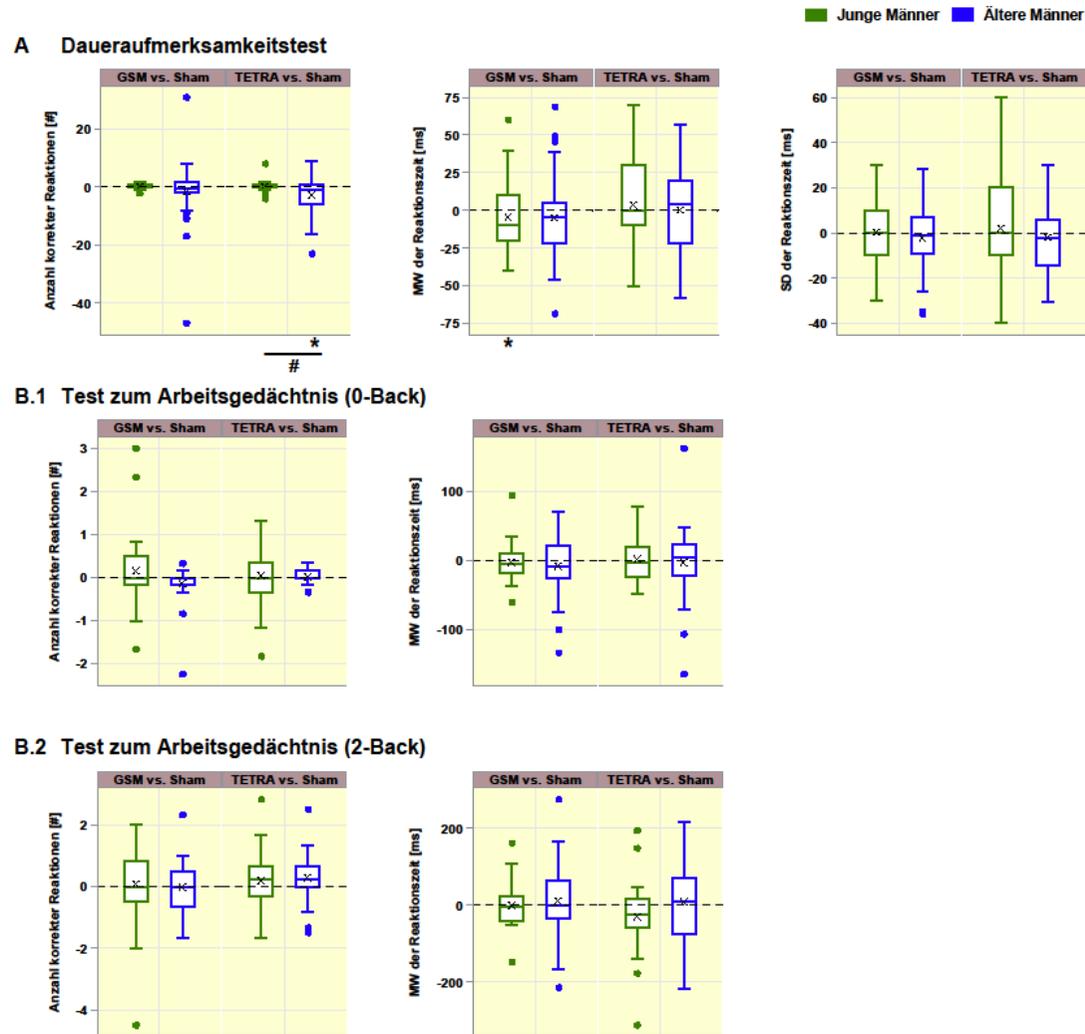


Abb. IX.22: Paarweise Analyse der Leistungsparameter aus dem Daueraufmerksamkeitstest und der Arbeitsgedächtnisaufgabe zwischen der jeweiligen Verumexpositionsbedingung und der Scheinbefeldung getrennt nach Altersgruppe. MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung; MD = Median. * = Statistisch signifikantes Ergebnis in der paarweisen Analyse. # = Geschlechtsspezifischer Expositionseffekt

Tab. IX.18: Ergebnisse der gemischten ANOVAs mit Geschlecht als Zwischensubjektfaktor sowie GSM900 (oben) bzw. TETRA (unten) und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Leistungsparameter aus dem Daueraufmerksamkeitstest und der Arbeitsgedächtnisaufgabe.

Parameter	Einheit	Geschlecht				Exposition				Geschlecht*Exposition			
		F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G
Verum: GSM900													
Daueraufmerksamkeitstest (DAUF)													
Anzahl richtiger Antworten	#	2.82	0.0984	0.046	0.031	0.70	0.4065	0.012	0.004	0.00	0.9820	<.001	<.001
MW der Reaktionszeit	ms	2.85	0.0969	0.047	0.045	0.60	0.4435	0.010	<.001	0.07	0.7942	0.001	<.001
SD der Reaktionszeit	ms	7.42	0.0085	0.113	0.102	2.26	0.1381	0.038	0.004	6.43	0.0140	0.100	0.011
Arbeitsgedächtnisaufgabe (n-Back)													
Anzahl richtiger Antworten (0-Back)	#	0.22	0.6430	0.004	0.003	2.64	0.1099	0.043	0.010	1.52	0.2224	0.026	0.006
MW der Reaktionszeit (0-Back)	ms	0.25	0.6204	0.004	0.004	0.00	0.9550	<.001	<.001	1.13	0.2923	0.019	0.001
Anzahl richtiger Antworten (1-Back)	#	0.00	0.9811	<.001	<.001	2.24	0.1403	0.037	<.001	3.13	0.0821	0.051	0.001
MW der Reaktionszeit (1-Back)	ms	0.02	0.8961	<.001	<.001	0.00	0.9586	<.001	<.001	0.78	0.3794	0.013	<.001
Anzahl richtiger Antworten (2-Back)	#	0.12	0.7308	0.002	0.002	0.48	0.4905	0.008	<.001	0.28	0.5970	0.005	<.001
MW der Reaktionszeit (2-Back)	ms	0.01	0.9284	<.001	<.001	0.00	0.9685	<.001	<.001	0.32	0.5750	0.005	<.001
Verum: TETRA													
Daueraufmerksamkeitstest (DAUF)													
Anzahl richtiger Antworten	#	2.04	0.1583	0.034	0.028	3.32	0.0738	0.054	0.011	0.01	0.9063	<.001	<.001
MW der Reaktionszeit	ms	3.11	0.0832	0.051	0.050	0.70	0.4076	0.012	<.001	0.63	0.4320	0.011	<.001
SD der Reaktionszeit	ms	8.50	0.0050	0.128	0.113	3.88	0.0537	0.063	0.007	8.24	0.0057	0.124	0.014
Arbeitsgedächtnisaufgabe (n-Back)													
Anzahl richtiger Antworten (0-Back)	#	0.01	0.9352	<.001	<.001	1.53	0.2206	0.026	0.005	0.12	0.7301	0.002	<.001
MW der Reaktionszeit (0-Back)	ms	0.04	0.8343	0.001	0.001	0.01	0.9048	<.001	<.001	0.11	0.7417	0.002	<.001
Anzahl richtiger Antworten (1-Back)	#	0.03	0.8707	<.001	0.000	0.05	0.8156	0.001	<.001	0.00	1.0000	<.001	<.001
MW der Reaktionszeit (1-Back)	ms	0.05	0.8291	0.001	0.001	0.45	0.5062	0.008	<.001	0.35	0.5591	0.006	<.001
Anzahl richtiger Antworten (2-Back)	#	0.54	0.4671	0.009	0.009	0.37	0.5475	0.006	<.001	8.33	0.0055	0.126	0.004
MW der Reaktionszeit (2-Back)	ms	0.01	0.9038	<.001	<.001	0.54	0.4637	0.009	<.001	0.22	0.6443	0.004	<.001

F = F-Statistik; p = Signifikanzwert; η^2_p = partielles Eta²; η^2_G = generalisiertes Eta². Klammerausdruck entspricht den Freiheitsgraden. Statistisch signifikante Effekte sind fett gedruckt und gelb unterlegt. MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung.

Tab. IX.19: Ergebnisse der gemischten ANOVAs mit Altersgruppe als Zwischensubjektfaktor sowie GSM900 (oben) bzw. TETRA (unten) und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Leistungsparameter aus dem Daueraufmerksamkeitstest und der Arbeitsgedächtnisaufgabe.

Parameter	Einheit	Altersgruppe				Exposition				Altersgruppe*Exposition			
		F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G	F	p	η^2_p	η^2_G
Verum: GSM900													
Daueraufmerksamkeitstest (DAUF)													
Anzahl richtiger Antworten (DAUF)	#	14.54	0.0003	0.200	0.148	0.50	0.4841	0.008	0.002	0.64	0.4274	0.011	0.003
MW der Reaktionszeit (DAUF)	ms	45.24	<.0001	0.438	0.431	1.80	0.1855	0.030	0.001	0.01	0.9198	<.001	<.001
SD der Reaktionszeit (DAUF)	ms	0.00	0.9819	<.001	<.001	0.22	0.6444	0.004	<.001	0.40	0.5286	0.007	0.001
Arbeitsgedächtnisaufgabe (n-Back)													
Anzahl richtiger Antworten (0-Back)	#	11.84	0.0011	0.170	0.133	0.03	0.8697	<.001	<.001	2.71	0.1050	0.045	0.010
MW der Reaktionszeit (0-Back)	ms	157.67	<.0001	0.731	0.724	1.29	0.2608	0.022	<.001	0.35	0.5553	0.006	<.001
Anzahl richtiger Antworten (2-Back)	#	17.20	0.0001	0.229	0.220	0.07	0.7986	0.001	<.001	0.16	0.6888	0.003	<.001
MW der Reaktionszeit (2-Back)	ms	64.70	<.0001	0.527	0.514	0.18	0.6711	0.003	<.001	0.32	0.5745	0.005	<.001
Verum: TETRA													
Daueraufmerksamkeitstest (DAUF)													
Anzahl richtiger Antworten (DAUF)	#	10.15	0.0023	0.149	0.132	3.38	0.0710	0.055	0.006	4.54	0.0375	0.073	0.008
MW der Reaktionszeit (DAUF)	ms	25.87	<.0001	0.308	0.302	0.20	0.6533	0.004	<.001	0.17	0.6844	0.003	<.001
SD der Reaktionszeit (DAUF)	ms	1.36	0.2481	0.023	0.020	0.00	0.9886	<.001	<.001	0.63	0.4319	0.011	0.001
Arbeitsgedächtnisaufgabe (n-Back)													
Anzahl richtiger Antworten (0-Back)	#	14.75	0.0003	0.203	0.186	0.23	0.6344	0.004	<.001	0.05	0.8258	0.001	<.001
MW der Reaktionszeit (0-Back)	ms	80.67	<.0001	0.582	0.572	0.01	0.9297	<.001	<.001	0.15	0.6954	0.003	<.001
Anzahl richtiger Antworten (2-Back)	#	6.12	0.0163	0.095	0.092	4.10	0.0476	0.066	0.002	0.20	0.6553	0.003	<.001
MW der Reaktionszeit (2-Back)	ms	35.25	<.0001	0.378	0.364	0.75	0.3891	0.013	<.001	2.27	0.1374	0.038	0.001

F = F-Statistik; p = Signifikanzwert; η^2_p = partielles Eta²; η^2_G = generalisiertes Eta². Klammerausdruck entspricht den Freiheitsgraden. Statistisch signifikante Effekte sind fett gedruckt und gelb unterlegt. MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung.

IX.3.5 Zusammenfassung

Auf die Verhaltensparameter aus den psychophysiologischen Experimenten hatte weder die GSM900- noch die TETRA-Befeldung in einer der drei untersuchten Stichproben einen Effekt. Alters- oder geschlechtsspezifische Expositionseffekte ließen sich für diese Ergebnisparameter ebenfalls nicht feststellen. Mit je einer Ausnahme (ältere Frauen: Median der Reaktionszeit bei richtigen Antworten bezogen auf den gesamten Test sowohl unter der GSM- als auch unter der TETRA-Befeldung) konnten in den drei untersuchten Stichproben auch keine systematischen Effekte auf die Verhaltensparameter der geteilten Aufmerksamkeit unter der GSM900- bzw. unter der TETRA-Befeldung gefunden werden. Der beobachtete Effekt auf die Reaktionszeit bezogen auf den gesamten Test erwies sich zusätzlich auch als geschlechtsspezifisch. Beim Vigilanztest traten im paarweisen Auswertansatz bei den älteren Frauen GSM900-Effekte auf die Reaktionszeit im ersten Testabschnitt auf (langsamere Reaktion). Bei den älteren Männern konnten keine expositionsbedingten Unterschiede festgestellt werden und bei den jungen Männern zeigten sich unter beiden Hochfrequenzexpositionen verbesserte Verhaltensleistungen (unter GSM eine verringerte Reaktionszeit bezogen auf die gesamte Testdauer und eine weniger stark ausgeprägte Variation der Reaktionszeit im ersten Testabschnitt; unter TETRA eine verringerte Reaktionszeit im 2. Testabschnitt). Ein geschlechtsspezifischer Effekt zeigte sich für die Standardabweichung der Reaktionszeit bezogen auf den Gesamttest im Zusammenhang mit der TETRA-Exposition. Beim Daueraufmerksamkeitstest war bei den älteren Männern die TETRA-Exposition mit einer verringerten Anzahl korrekter Antworten verbunden. Bei älteren Frauen und jungen Männern konnten dagegen im paarweisen Ansatz Effekte auf die Reaktionszeit gefunden werden, allerdings schienen lediglich die jungen Männer von der Befeldung zu profitieren. Ein geschlechtsspezifischer Effekt zeigte sich auch hier für die Standardabweichung der Reaktionszeit, diesmal allerdings im Zusammenhang mit beiden Verumexpositionen. Eine Altersabhängigkeit zeigte sich für die Anzahl richtiger Antworten. Von den untersuchten Verhaltensparametern aus dem Test zum Arbeitsgedächtnis waren lediglich die Anzahl richtiger Antworten bei den Schwierigkeitsgraden „1-back“ und „2-back“ in der Stichprobe der älteren Frauen von einer Hochfrequenzexposition betroffen. In beiden Fällen war die Leistung schlechter unter Exposition als unter Sham. Der Effekt auf die Anzahl richtiger Antworten beim Schwierigkeitsgrad „2-back“ war zudem geschlechtsspezifisch. Insgesamt betrachtet traten Expositionseffekte nur sehr sporadisch im Zusammenhang mit behavioralen Parametern zur kognitiven Leistungsfähigkeit auf. Alters- und geschlechtsspezifische Expositionseffekte waren ebenfalls nur selten zu beobachten.

X. Allgemeine Zusammenfassung und Bewertung der Ergebnisse

Insgesamt zeigen die Daten, dass eine Hochfrequenzexposition auf allen hier berücksichtigten Untersuchungsebenen (Makrostruktur des Schlafes, Gehirnaktivität im Schlaf, Gehirnaktivität im Wachzustand in Ruhe sowie bei kognitiver Beanspruchung, kognitive Leistungsfähigkeit) mit Unterschieden in den jeweils untersuchten Endpunkten einhergehen kann. Dabei scheinen die Effekte aber nicht nur auf den verschiedenen Untersuchungsebenen, sondern auch in den einzelnen Probandenkohorten unterschiedlich stark ausgeprägt zu sein. Dies wird insbesondere bei der Makrostruktur des Schlafes deutlich. Während diese bei älteren und jüngeren Männern unter Hochfrequenzexposition kaum verändert ist, zeigen sich bei älteren Frauen in einer ganzen Reihe von Parametern Effekte. Tab. X.1 fasst noch einmal alle Effekte zusammen, die im Zusammenhang mit dem varianzanalytischen Auswerteansatz festgestellt werden konnten. Für diese Zusammenfassung wurden die einzelnen Effekte entweder in Größer-Kleiner-Gleich-Beziehungen in Rangordnung gebracht (expositionsunabhängige Alters- und Geschlechtseffekte sowie alters- und geschlechtsunabhängige Expositionseffekte) oder in Form von Aufwärts-, Abwärts- oder Doppelpfeilen (zwischen-subjektabhängige Expositionseffekte) dargestellt. Anschließend wurde für die Effekte, bei denen es sinnvoll möglich ist, eine Bewertung vorgenommen,

X.1 Expositionsunabhängige Alters- und Geschlechtseffekte

Aus Tab. X.1 geht hervor, dass die beiden Faktoren „Geschlecht“ und „Altersgruppe“ den größten Einfluss auf die untersuchten Zielparameter hatten. Im Vergleich zum Faktor „Geschlecht“ war ein expositionsunabhängiger Alterseinfluss sogar noch deutlicher. Diese alters- und geschlechtsspezifischen Variationen sind für Parameter zur Beschreibung der Makrostruktur des Schlafes sehr gut belegt (z.B. Danker-Hopfe et al., 2005; 2020; Mitterling et al., 2015; Hertenstein et al., 2018; Yetton et al., 2018). Auch wenn die Evidenz insgesamt nicht so deutlich ist wie bei der Makrostruktur des Schlafes, gibt es einige Studien, die zeigen konnten, dass auch die Spektralleistung des Schlaf-EEG alters- und geschlechtsspezifischen Veränderungen unterliegt (z.B. Dijk et al., 1989; Carrier et al., 2001; Hertenstein et al., 2018). Neben funktionalen Aspekten wurden auch anatomische Ursachen für diese beobachteten Unterschiede diskutiert (Eggert et al., 2021). Anderer et al. (2000) haben eine umfassende Analyse zu altersbedingten Veränderungen in der (Wach-)EEG-Leistung durchgeführt. Diese ergab, dass die absolute und relative Delta-, Theta- und Alpha-Leistung mit zunehmendem Alter abnahm, während die Leistung im Beta-Bereich infolge eines normalen Alterungsprozesses zunahm. Mit Ausnahme des langsamen Alphabereichs konnten die vorliegenden Daten diese von Anderer et al. (2000) berichteten Ergebnisse bestätigen. Geschlechtsunterschiede in der (Wach-)EEG-Leistung zwischen älteren Männern und Frauen wurden u.a. von Brenner et al. (1995) untersucht. Es stellte sich heraus, dass ältere Frauen eine größere relative Power im Beta1- und Beta2-Band aufwiesen, während die relative Leistung Alpha2-Band bei den älteren Männern erhöht war. Die vorliegenden expositionsunabhängigen Variationen der EEG-Power mit dem Geschlecht stimmten zumindest teilweise mit diesen Ergebnissen überein.

Tab. X.1: Zusammenstellung aller Ergebnisse aus den gemischten ANOVA-Modellen.

Variable	Geschlecht						Altersgruppe						
	expositionsunabhängiger Geschlechtseffekt		geschlechtsunabhängiger Expositionseffekt		geschlechtsabhängiger Expositionseffekt		expositionsunabhängiger Altersgruppeneffekt		altersgruppenunabhängiger Expositionseffekt		altersgruppenabhängiger Expositionseffekt		
	GSM	TETRA	GSM	TETRA	GSM	TETRA	GSM	TETRA	GSM	TETRA	GSM	TETRA	
Makrostruktur des Schlafes und Selbsteinschätzung zum Nachtschlaf													
Gesamte Nacht													
TST	EW < EM	---	---	---	---	---	---	YM > EM	YM > EM	---	---	---	---
TSP	EW < EM	EW < EM	---	---	---	---	---	YM > EM	---	---	---	---	---
WASO	---	---	---	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---
WTSP	---	---	---	---	---	---	---	EW↓; EM↑	YM < EM	YM < EM	---	---	---
SE	EW < EM	---	---	---	---	---	---	YM > EM	YM > EM	---	---	---	---
SL	EW > EM	EW > EM	---	---	---	---	---	YM < EM	---	---	---	---	---
LCONT	---	---	---	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	T < S	---	---
RL_SO	EW > EM	---	---	---	EW↓; EM↑	EW↓; EM↑	---	---	---	---	---	---	---
N3L_SO	---	---	---	---	---	---	---	EW↓; EM↔	YM < EM	YM < EM	---	---	---
N2L_LO	---	---	---	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---
N3L_LO	---	---	G < S	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---
RL_LO	EW > EM	EW > EM	---	---	EW↓; EM↑	EW↓; EM↑	---	---	---	---	---	---	---
N1_min	EW < EM	EW < EM	---	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---
N1_%	EW < EM	EW < EM	---	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---
N2_min	---	---	---	---	---	---	---	---	YM > EM	---	---	---	---
N2_%	EW > EM	EW > EM	---	---	---	---	---	YM < EM	YM > EM	---	---	---	---
N3_min	---	---	---	---	---	---	---	YM > EM	YM > EM	---	---	---	---
N3_%	---	---	---	---	---	---	---	YM > EM	---	---	---	---	---
R_min	EW < EM	EW < EM	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---
R_%	---	EW < EM	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---
FW	EW < EM	EW < EM	---	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---
FW_TST	EW < EM	EW < EM	---	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---
FS	EW < EM	EW < EM	---	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---
FS_TST	EW < EM	EW < EM	---	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---
C_NS00	---	---	---	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---
C_NN00	---	---	---	---	---	---	---	---	YM < EM	---	---	---	---
C_NR00	EW < EM	---	---	T < S	---	---	---	YM < EM	---	---	---	---	YM↑; EM↓
C_IS00	---	---	G < S	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---
C_IN00	---	---	G < S	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---
C_IR00	---	---	G < S	T < S	---	---	---	YM < EM	---	---	---	---	YM↑; EM↓
Subj_SL	---	---	---	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---
Subj_FW	---	---	---	---	EW↓; EM↑	---	---	---	---	---	---	---	YM↓; EM↑

Variable	Geschlecht						Altersgruppe					
	expositionsunabhängiger Geschlechtseffekt		geschlechtsunabhängiger Expositionseffekt		geschlechtsabhängiger Expositionseffekt		expositionsunabhängiger Altersgruppeneffekt		altersgruppenunabhängiger Expositionseffekt		altersgruppenabhängiger Expositionseffekt	
	GSM	TETRA	GSM	TETRA	GSM	TETRA	GSM	TETRA	GSM	TETRA	GSM	TETRA
Subj_WASO	---	---	---	T < S	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---
Subj_TST	---	---	---	---	EW↑; EM↓	---	YM > EM	YM > EM	---	---	YM↑; EM↓	---
1. Schlafviertel												
TST	---	---	---	---	---	---	YM > EM	YM > EM	---	---	---	---
WTSP	---	---	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---
SE	---	---	---	---	---	---	YM > EM	YM > EM	---	---	---	---
N1_min	EW < EM	EW < EM	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---
N1_%	EW < EM	EW < EM	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---
N2_min	---	---	---	---	---	---	YM < EM	YM > EM	---	---	---	---
N2_%	---	---	---	---	---	---	YM < EM	---	---	---	---	---
N3_min	---	---	---	T > S	---	---	YM > EM	YM > EM	---	---	---	---
N3_%	---	---	---	T > S	---	---	YM > EM	YM > EM	---	---	---	---
R_min	---	---	---	---	---	---	YM < EM	---	---	---	---	---
R_%	---	---	---	---	---	---	YM < EM	---	---	---	---	---
FW	EW < EM	EW < EM	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---
FW_TST	EW < EM	---	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---
FS	EW < EM	EW < EM	---	---	---	---	YM < EM	---	---	---	---	---
FS_TST	---	EW < EM	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---
4. Schlafviertel												
TST	---	---	---	---	---	---	YM > EM	YM > EM	---	---	---	---
WTSP	---	---	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---
SE	---	---	---	---	---	---	YM > EM	YM > EM	---	---	---	---
N1_min	EW < EM	EW < EM	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---
N1_%	EW < EM	EW < EM	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---
N2_min	EW > EM	EW > EM	---	---	---	---	YM > EM	YM > EM	---	---	---	---
N2_%	EW > EM	EW > EM	---	---	---	---	---	YM > EM	---	---	---	---
N3_min	---	---	---	---	---	---	YM > EM	---	---	---	---	---
N3_%	---	---	---	---	---	---	YM > EM	---	---	---	---	---
R_min	---	---	---	---	---	---	YM > EM	YM > EM	---	T > S	---	---
R_%	---	---	---	---	---	---	---	YM > EM	---	T > S	---	---
FW	EW < EM	EW < EM	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	YM↓; EM↑
FW_TST	EW < EM	EW < EM	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---
FS	EW < EM	EW < EM	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---
FS_TST	EW < EM	EW < EM	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---

Variable	Geschlecht						Altersgruppe					
	expositionsunabhängiger Geschlechtseffekt		geschlechtsunabhängiger Expositionseffekt		geschlechtsabhängiger Expositionseffekt		expositionsunabhängiger Altersgruppeneffekt		altersgruppenunabhängiger Expositionseffekt		altersgruppenabhängiger Expositionseffekt	
	GSM	TETRA	GSM	TETRA	GSM	TETRA	GSM	TETRA	GSM	TETRA	GSM	TETRA
Schlaf-EEG Power (Frequenzbänder)												
Stadium N1 (über alle Lokalisationen)												
SO	EW > EM	EW > EM	---	T > S	---	---	YM > EM	YM > EM	---	(T < S); (T > S)	(YM↑; EM↓)	(YM↓; EM↑)
Delta	EW > EM	EW > EM	---	T > S	---	---	YM > EM	YM > EM	(G < S)	(T < S); (T > S)	(YM↑; EM↓)	(YM↓; EM↑)
Theta	EW > EM	EW > EM	---	---	---	(EW↑; EM↓)	YM > EM	(YM > EM)	---	T < S	---	---
Alpha	EW > EM	EW > EM	---	---	---	(EW↑; EM↓)	YM > EM	YM > EM	---	(T < S)	---	---
Spin_weit	EW > EM	EW > EM	---	(T < S)	---	(EW↑; EM↓)	YM > EM	(YM > EM)	(G < S)	T < S	---	(YM↓; EM↑)
Spin_eng	EW > EM	EW > EM	---	(T < S)	---	(EW↑; EM↓)	YM > EM	YM > EM	(G < S)	T < S	---	---
Beta	EW > EM	EW > EM	(G < S)	T < S	---	(EW↑; EM↓)	YM > EM	YM > EM	(G < S)	T < S	---	---
Stadium N2 (über alle Lokalisationen)												
SO	EW > EM	EW > EM	---	---	(EW↑; EM↓)	(EW↑; EM↓)	YM > EM	YM > EM	(G < S)	---	(YM↑; EM↓)	---
Delta	EW > EM	EW > EM	---	---	(EW↑; EM↓)	EW↑; EM↓	YM > EM	YM > EM	(G < S)	---	(YM↑; EM↓)	(YM↑; EM↓)
Theta	EW > EM	EW > EM	---	---	---	(EW↑; EM↓)	YM > EM	YM > EM	(G < S)	(T < S)	(YM↑; EM↓)	---
Alpha	EW > EM	EW > EM	(G < S)	T < S	---	---	YM > EM	YM > EM	(G < S)	(T < S)	---	---
Spin_weit	EW > EM	EW > EM	G < S	T < S	---	---	YM > EM	YM > EM	(G < S)	T < S	(YM↑; EM↓)	---
Spin_eng	EW > EM	EW > EM	G < S	T < S	---	(EW↑; EM↓)	YM > EM	YM > EM	(G < S)	T < S	(YM↑; EM↓)	---
Beta	EW > EM	EW > EM	G < S	T < S	---	---	YM > EM	YM > EM	(G < S)	T < S	YM↔; EM↓	---
Stadium N3 (über alle Lokalisationen)												
SO	EW > EM	EW > EM	---	---	(EW↑; EM↓)	(EW↑; EM↓)	YM > EM	YM > EM	---	---	(YM↑; EM↓)	---
Delta	EW > EM	EW > EM	---	---	(EW↑; EM↓)	(EW↑; EM↓)	YM > EM	YM > EM	(G < S)	---	(YM↑; EM↓)	---
Theta	EW > EM	EW > EM	---	---	---	(EW↑; EM↓)	YM > EM	YM > EM	(G < S)	(T < S)	---	(YM↑; EM↓)
Alpha	EW > EM	EW > EM	---	(T < S)	---	---	YM > EM	YM > EM	(G < S)	---	---	---
Spin_weit	EW > EM	EW > EM	(G < S)	(T < S)	(EW↓; EM↑)	---	YM > EM	YM > EM	(G < S)	(T < S)	---	---
Spin_eng	EW > EM	EW > EM	---	(T < S)	(EW↓; EM↑)	---	YM > EM	YM > EM	(G < S)	(T < S)	---	---
Beta	EW > EM	EW > EM	G < S	---	(EW↓; EM↑)	---	YM > EM	YM > EM	(G < S)	---	---	---
Stadium NREM (über alle Lokalisationen)												
SO	EW > EM	EW > EM	---	(T > S)	(EW↑; EM↓)	EW↑; EM↓	YM > EM	YM > EM	(G < S)	---	YM↑; EM↓	---
Delta	EW > EM	EW > EM	---	(T > S)	(EW↑; EM↓)	EW↑; EM↓	YM > EM	YM > EM	(G < S)	(T < S)	YM↑; EM↓	---
Theta	EW > EM	EW > EM	---	---	---	(EW↑; EM↓)	YM > EM	YM > EM	(G < S)	(T < S)	(YM↑; EM↓)	---
Alpha	EW > EM	EW > EM	(G < S)	T < S	(EW↓; EM↑)	---	YM > EM	YM > EM	(G < S)	(T < S)	---	---
Spin_weit	EW > EM	EW > EM	(G < S)	T < S	(EW↓; EM↑)	---	YM > EM	YM > EM	(G < S)	T < S	---	---
Spin_eng	EW > EM	EW > EM	(G < S)	T < S	(EW↓; EM↑)	---	YM > EM	YM > EM	(G < S)	T < S	---	---
Beta	EW > EM	EW > EM	(G < S)	T < S	(EW↓; EM↑)	---	YM > EM	YM > EM	(G < S)	T < S	---	---
Stadium REM (über alle Lokalisationen)												
SO	EW > EM	EW > EM	(G < S)	---	---	---	YM > EM	YM > EM	(G < S)	---	---	---

Variable	Geschlecht						Altersgruppe					
	expositionsunabhängiger Geschlechtseffekt		geschlechtsunabhängiger Expositionseffekt		geschlechtsabhängiger Expositionseffekt		expositionsunabhängiger Altersgruppeneffekt		altersgruppenunabhängiger Expositionseffekt		altersgruppenabhängiger Expositionseffekt	
	GSM	TETRA	GSM	TETRA	GSM	TETRA	GSM	TETRA	GSM	TETRA	GSM	TETRA
Delta	EW > EM	EW > EM	(G < S)	---	---	---	YM > EM	YM > EM	(G < S)	---	---	---
Theta	(EW > EM)	(EW > EM)	---	---	---	---	YM > EM	YM > EM	---	---	---	---
Alpha	(EW > EM)	(EW > EM)	---	(T > S)	---	(EW↑; EM↓)	YM > EM	(YM > EM)	(G < S)	---	---	(YM↓; EM↑)
Spin_weit	EW > EM	EW > EM	---	---	---	(EW↑; EM↓)	YM > EM	YM > EM	(G < S)	(T < S)	---	---
Spin_eng	EW > EM	EW > EM	---	---	---	(EW↑; EM↓)	YM > EM	YM > EM	(G < S)	---	---	---
Beta	EW > EM	EW > EM	---	---	(EW↓; EM↑)	(EW↑; EM↓)	YM > EM	(YM > EM)	(G < S)	(T < S)	(YM↓; EM↑)	---
Ruhe-EEG Power (Frequenzbänder und über alle Lokalisationen)												
Delta	EW > EM	EW > EM	---	---	---	(EW↑; EM↓)	YM > EM	YM > EM	---	---	(YM↑; EM↓)	(YM↑; EM↓)
Theta	(EW > EM)	---	---	---	(EW↑; EM↓)	---	(YM < EM)	---	---	---	(YM↑; EM↓)	(YM↑; EM↓)
Alpha1	---	---	---	---	---	---	YM < EM	(YM < EM)	---	---	---	---
Alpha2	(EW > EM)	EW > EM	---	---	---	(EW↑; EM↓)	YM > EM	(YM > EM)	G < S	---	(YM↓; EM↑)	---
Beta1	EW > EM	EW > EM	---	---	(EW↓; EM↑)	---	YM < EM	(YM < EM)	---	---	(YM↓; EM↑)	(YM↑; EM↓)
Beta2	EW > EM	EW > EM	---	---	(EW↓; EM↑)	---	YM < EM	YM < EM	---	---	(YM↓; EM↑)	---
Langsame und akustisch evozierte Potentiale												
Contingent Negative Variation												
CNV_F3	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---
CNV_Fz	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---
CNV_F4	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---
CNV_C3	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---
CNV_Cz	---	---	---	---	---	---	---	YM < EM	---	---	---	---
CNV_C4	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---
Visuelle Folgereaktionsaufgabe												
VMT_F3	---	---	---	T > S	---	---	---	---	---	---	---	---
VMT_Fz	---	---	---	---	---	---	---	YM < EM	---	---	---	---
VMT_F4	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---
VMT_C3	---	---	---	---	---	---	---	YM < EM	---	---	---	---
VMT_Cz	---	---	---	---	---	EW↓; EM↑	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---
VMT_C4	---	---	---	---	---	---	---	YM < EM	---	---	---	---
Bereitschaftspotential												
BP_F3	---	EW > EM	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---
BP_Fz	---	EW > EM	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---
BP_F4	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---

Variable	Geschlecht						Altersgruppe					
	expositionsunabhängiger Geschlechtseffekt		geschlechtsunabhängiger Expositionseffekt		geschlechtsabhängiger Expositionseffekt		expositionsunabhängiger Altersgruppeneffekt		altersgruppenunabhängiger Expositionseffekt		altersgruppenabhängiger Expositionseffekt	
	GSM	TETRA	GSM	TETRA	GSM	TETRA	GSM	TETRA	GSM	TETRA	GSM	TETRA
BP_C3	EW > EM	EW > EM	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---
BP_Cz	EW > EM	EW > EM	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---
BP_C4	EW > EM	EW > EM	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---
NS'_F3	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---
NS'_Fz	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---
NS'_F4	---	---	---	---	---	---	---	---	G < S	---	---	---
NS'_C3	---	---	---	---	---	---	YM < EM	---	---	---	---	---
NS'_Cz	EW > EM	EW > EM	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---
NS'_C4	EW > EM	EW > EM	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---
Oddball Paradigma												
P3-DIFF_Fz	---	EW > EM	---	---	---	EW↑; EM↓	---	---	---	---	---	YM↑; EM↓
P3-DIFF_Cz	---	---	---	---	EW↑; EM↓	EW↑; EM↓	YM > EM	YM > EM	---	---	---	---
P3-DIFF_Pz	---	---	---	---	EW↑; EM↓	---	YM > EM	YM > EM	---	---	---	---
Wahlreaktion auf Töne												
N1-L_C3	EW < EM	---	---	---	---	---	YM > EM	---	G > S	---	---	---
N1-L_Cz	EW < EM	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---
N1-L_C4	---	EW < EM	---	---	---	---	YM > EM	---	---	---	---	---
N1-A_C3	---	---	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---
N1-A_Cz	---	---	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---
N1-A_C4	---	---	---	---	---	---	YM < EM	---	---	---	---	---
P2-L_C3	---	---	---	---	---	---	---	YM < EM	---	---	YM↑; EM↓	---
P2-L_Cz	---	EW < EM	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	T < S	---	---
P2-L_C4	EW < EM	EW < EM	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---
P2-A_C3	EW > EM	EW > EM	---	---	---	---	YM > EM	---	---	---	---	YM↑; EM↓
P2-A_Cz	EW > EM	EW > EM	---	---	---	---	YM > EM	YM > EM	---	---	---	---
P2-A_C4	---	---	---	---	---	---	---	YM > EM	---	---	---	---
Tests zur Überprüfung der kognitiven Leistungsfähigkeit												
Psychophysiologische Experimente												
RT_CNV	EW > EM	EW > EM	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---
ADEV_VMT	EW > EM	EW > EM	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---
ERR_ODD	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---
RT_ODD	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---

Variable	Geschlecht						Altersgruppe					
	expositionsunabhängiger Geschlechtseffekt		geschlechtsunabhängiger Expositionseffekt		geschlechtsabhängiger Expositionseffekt		expositionsunabhängiger Altersgruppeneffekt		altersgruppenunabhängiger Expositionseffekt		altersgruppenabhängiger Expositionseffekt	
	GSM	TETRA	GSM	TETRA	GSM	TETRA	GSM	TETRA	GSM	TETRA	GSM	TETRA
RT_WAT	---	---	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---
SD_WAT	---	---	---	---	---	---	YM < EM	---	---	---	---	---
ERR_WAT	---	---	---	---	---	---	YM > EM	YM > EM	---	---	---	---
Test zur geteilten Aufmerksamkeit												
RT_GT	---	---	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---
SD_GT	---	---	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---
MD_GT	EW < EM	EW < EM	---	---	---	---	EW↑; EM↓	YM < EM	YM < EM	---	---	---
COR_GT	---	---	---	---	---	---	YM > EM	YM > EM	---	---	---	---
RT_QUAD	---	---	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---
SD_QUAD	---	---	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---
MD_QUAD	---	---	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---
COR_QUAD	---	---	---	---	---	---	YM > EM	YM > EM	---	---	---	---
RT_TON	---	---	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---
SD_TON	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---
MD_TON	---	---	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---
COR_TON	---	---	---	---	---	---	YM > EM	YM > EM	---	---	---	---
Vigilanztest												
RT_GT	---	---	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---
SD_GT	---	---	---	---	---	---	EW↑; EM↓	---	---	T < S	---	---
MD_GT	---	---	---	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---
RT_1.TA	---	---	G > S	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---
SD_1.TA	---	---	---	---	---	---	---	---	G < S	T < S	---	---
MD_1.TA	---	---	G > S	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---
RT_2.TA	---	---	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---
SD_2.TA	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---
MD_2.TA	---	---	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---
Daueraufmerksamkeitstest												
COR	---	---	---	---	---	---	YM > EM	YM > EM	---	---	---	YM↔; EM↓
RT	---	---	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---
SD	EW > EM	EW > EM	---	---	---	---	EW↑; EM↓	EW↑; EM↓	---	---	---	---
Aufgabe zum Arbeitsgedächtnis												
COR_(0-B)	---	---	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---
RT_(0-B)	---	---	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---
COR_(1-B)	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---

Variable	Geschlecht						Altersgruppe					
	expositionsunabhängiger Geschlechtseffekt		geschlechtsunabhängiger Expositionseffekt		geschlechtsabhängiger Expositionseffekt		expositionsunabhängiger Altersgruppeneffekt		altersgruppenunabhängiger Expositionseffekt		altersgruppenabhängiger Expositionseffekt	
	GSM	TETRA	GSM	TETRA	GSM	TETRA	GSM	TETRA	GSM	TETRA	GSM	TETRA
RT_(1-B)	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---
COR_(2-B)	---	---	---	---	---	EW↓; EM↑	YM > EM	YM > EM	---	T > S	---	---
RT_(2-B)	---	---	---	---	---	---	YM < EM	YM < EM	---	---	---	---

TST = Gesamtschlafzeit; TSP = Gesamtschlafperiode; WASO = Wach nach Schlafbeginn; WTSP = Wach in der Gesamtschlafperiode; SE = Schlaffeffizienz; SL = Schlaflatenz; LCONT = Schlaflatenz bis zu kontinuierlichem Schlaf; RL_SO = REM-Schlaf-Latenz ab Schlafbeginn; N3L_SO = Tiefschlaflatenz ab Schlafbeginn; N2L_LO = N2L-Schlaf-Latenz ab Licht aus; N3L_LO = Tiefschlaflatenz ab Licht aus; RL_LO = REM-Schlaf-Latenz ab Licht aus; N1, N2, N3, R (in min) = Zeit für jedes Stadium in Minuten; N1, N2, N3, R (in %) = Anteil jedes Stadiums von der TST in Prozent; FW = Anzahl der Aufwachereignisse in der TST; FW_TST = Anzahl der Aufwachereignisse / Stunde TST; FS = Anzahl der Stadienwechsel in der TST; FS_TST = Anzahl der Stadienwechsel / Stunde TST; C_NS00 = Anzahl aller Arousals in TST; C_NN00 = Anzahl aller Arousals in NREM; C_NR00 = Anzahl aller Arousals in REM; C_IS00 = Arousal Index / Stunde TST; C_IN00 = Arousal Index / Stunde NREM; C_IR00 = Arousal Index / Stunde REM; Subj_SL = subjektive Einschätzung der Schlaflatenz; Subj_FW = subjektive Einschätzung der Anzahl an Aufwachereignissen; Subj_WASO = subjektive Einschätzung der Wachzeit nach Schlafbeginn; Subj_TST = subjektive Einschätzung der Gesamtschlafzeit; SO = Sub-Delta; Spin_weit = breit gefasster Schlafspindelfrequenzbereich; Spin_eng = eng gefasster Schlafspindelfrequenzbereich; CNV = Contingent Negative Variation; VMT = Visuelle Folgereaktionsaufgabe; BP = Bereitschaftspotential; NS' = Terminal negative slope; P3-DIFF = P3-Amplitudendifferenz; N1-L = Latenz der N1-Komponente; N1-A = Amplitude der N1-Komponente; P2-L = Latenz der P2-Komponente; P2-A = Amplitude der P2-Komponente; ODD = Oddball Paradigma; WAT = Wahlreaktion auf Töne; RT = Mittelwert der Reaktionszeit (*reaction time*); ADEV = Winkelabweichung (*angular deviation*); ERR = Anzahl der Fehler (*error*); SD = Standardabweichung (*standard deviation*) der Reaktionszeit; MD = Median der Reaktionszeit; COR = Anzahl der korrekten (*correct*) Antworten; GT = Gesamttest; QUAD = Optische Teilaufgabe (Quadrate); TON = akustische Teilaufgabe (Töne); TA = Teilabschnitt; 0-B = Schwierigkeitsstufe 0-Back; 1-B = Schwierigkeitsstufe 1-Back; 2-B = Schwierigkeitsstufe 2-Back; EW = ältere Frauen (*elderly women*); EM = ältere Männer (*elderly men*); YM = junge Männer (*young men*); G = GSM-Exposition; T = TETRA-Exposition; S = Sham-Exposition. Grüne Markierung: besser unter HF-Exposition; rote Markierung: schlechter unter HF-Exposition; orangene Markierung: Expositionseffekt zugunsten älterer Frauen; blaue Markierung: Expositionseffekt zugunsten älterer Männer; lila Markierung: Expositionseffekt zugunsten junger Männer; graue Markierung: Bewertung des Expositionseffektes nicht sinnvoll möglich. Angabe in Klammern bedeutet, dass der Effekt an < 5 Elektroden aufgetreten ist. 2 Angaben pro Zelle bedeuten, dass Effekte an unterschiedlichen Elektroden in entgegengesetzte Richtungen weisen. Bei den langsamen Potentialen und der N1-Komponente muss die unterschiedliche Polarität beachtet werden (">" und "Pfeil nach oben" bzw. "<" und "Pfeil nach unten" bedeuten eine größere bzw. kleinere Negativität).

Altersunterschiede bei Komponenten von langsamen Potentialen wie das Bereitschaftspotential oder die Contingent Negative Variation sind zwar mehrfach untersucht worden, jedoch waren die Ergebnisse nicht konsistent. In einem Übersichtsartikel von Di Russo et al. aus dem Jahr 2017 wurde festgestellt, dass es Studien gibt, die bei älteren Personen kleinere BP-Komponenten, einen Trend zugunsten größerer BP-Komponenten oder vergleichbar große BP-Komponenten jeweils im Vergleich zu jüngeren Probanden gefunden haben. Ähnliche Altersunterschiede sind auch für die CNV-Komponenten berichtet worden (Di Russo et al., 2017). Aus Tab. X.1 geht hervor, dass die langsamen Potentiale bei den jüngeren Männern geringer ausgeprägt waren als bei den älteren Männern. Studien, in denen Komponenten langsamer Potentiale auf mögliche Geschlechtsunterschiede untersucht wurden, sind hingegen deutlich seltener durchgeführt worden. Silas et al. (2010) haben u.a. das Bereitschaftspotential junger Männer und Frauen aufgezeichnet und anschließend festgestellt, dass Männer auf beiden Hemisphären stärker ausgeprägte Amplituden im Zuge einer Reaktionsvorbereitung zeigen als Frauen. Tab. X.1 zeigt jedoch eine höhere Negativierung bei älteren Frauen als bei älteren Männern. Die Amplituden der N1- und P2-Komponente scheinen vom Alter eher nicht betroffen zu sein (Polich, 1997), während es Hinweise gibt, dass deren Latenzen bei älteren Personen länger als bei jungen Probanden sind (Tremblay et al., 2002). Mit dem Alter zeigt sich auch eine verlängerte P3-Latenz und die Amplitude scheint im Alter eher abzunehmen (Polich, 1997). Diese Ergebnisse werden in der vorliegenden Studie für die P2 und P3 bestätigt, nicht jedoch für die N1 (Tab. X.1). Geschlechtseffekte im Zusammenhang mit akustisch evozierten Potentialen sind ebenfalls deutlich seltener untersucht worden. Eine dieser wenigen Studien ist die von Bourisly und Pothen (2016), in der beobachtet werden konnte, dass mittelalte Männer im Vergleich zu gleichaltrigen Frauen nicht nur eine größere Amplitude, sondern auch eine kürzere Latenz der P300 aufweisen. Diese Ergebnisse weichen von denen aus der vorliegenden Studie ab (Tab. X.1). Die große Anzahl an statistisch signifikanten Ergebnissen für den Faktor „Altersgruppe“ bei den Verhaltensparametern spiegelt dagegen sehr deutlich wider, was in der Literatur ausführlich beschrieben ist. So haben z.B. Der und Deary (2006) aber auch Dykiert et al. (2012) berichtet, dass Reaktionszeiten bei psychometrischen Tests ungefähr ab einem Alter von 50 Jahren langsamer und variabler werden. Laut diesen Studien reagieren Männer auch schneller als Frauen, allerdings scheint dieser Effekt verstärkt bei einfachen Reaktionszeitaufgaben (nur eine Antwortmöglichkeit) und nicht bei Wahl-Reaktionszeitaufgaben (mehrere Antwortmöglichkeiten) aufzutreten (Der und Deary, 2006; Dykiert et al., 2012). Dieser Befund passt gut zu den hier beobachteten Geschlechtseffekten auf die beiden Reaktionszeitparameter der psychophysiologischen Experimente, bei denen jeweils auch nur ein simples Antwortverhalten abverlangt wurde.

X.2 Alters- und geschlechtsunabhängige Expositionseffekte

Wegen der gesellschaftlichen Bedeutung eventueller gesundheitlicher Konsequenzen durch HF-EMF Exposition werden wiederholt Einschätzungen des Wissensstandes bezüglich möglicher Expositionseffekte durch nationale und internationale Expertengremien vorgenommen. In Europa wurden entsprechende Berichte von: AGNIR (Advisory Group on Non-ionising Radiation; Großbritannien), ANSES (Agence Nationale de Sécurité Sanitaire de l'Alimentation, de l'Environnement et du Travail;

Frankreich), Health Council of the Netherlands (Niederlande), ICNIRP (International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection; Europa), SCENIHR (Scientific Committee on Emerging and Newly Identified Health Risks; Europa), SSM (Strålsäkerhetsmyndigheten; Schweden), SSK (Strahlenschutzkommission; Deutschland), UVEK (Eidgenössisches Departement für Umwelt, Verkehr, Energie und Kommunikation; Schweiz) vorgelegt. Die aktuellen Berichte der Expertengremien kommen zu grundsätzlich übereinstimmenden Einschätzungen. Für die Einordnung der in den vorliegenden Studien gemessenen alters- und geschlechtsunabhängigen Expositionseffekte (siehe Tab. X.1) sei hier jeweils die Bewertung der zurzeit aktuellen Stellungnahme des Health Council of the Netherlands (Health Council of the Netherlands, 2020a; 2020b) herangezogen.

Insgesamt umfasste die varianzanalytische Auswertung 64 Ergebnisparameter zur Beschreibung der Schlafmakrostruktur inklusive subjektiver Schlafparameter unter vier verschiedenen Expositions-Probandenkollektiv-Kombinationen (= 256 Vergleiche), woraus sich 12 statistisch signifikante alters- und geschlechtsunabhängige Expositionseffekte ergaben (siehe Tab. X.2). Zehn dieser Expositionseffekte können als schlafbegünstigend unter einer HF-Exposition eingestuft werden, bei den restlichen zwei HF-Effekten ist eine Bewertung nicht sinnvoll möglich (siehe Tab. X.1). Die Literaturanalyse des Health Council of the Netherlands hat ergeben, dass in etwa der Hälfte der Studien ein Expositionseffekt auf die Schlafmakrostruktur berichtet wurde, und dass diese Effekte zum Teil als schlafbegünstigend, zum Teil als schlafstörend, teilweise aber auch als nicht eindeutig im Sinne einer schlafstörenden oder schlafbegünstigenden Wirkung interpretiert werden können (Health Council of the Netherlands, 2020a; 2020b). Die vorliegenden Ergebnisse unterstreichen, dass HF-bedingte Auswirkungen auf den Schlaf möglich sind, und decken sich somit mit der Gesamteinschätzung des Niederländischen Fachgremiums zu diesem Themenkomplex.

Die auf der Ebene von Frequenzbändern durchgeführte varianzanalytische Auswertung des Schlaf-EEG umfasste insgesamt 2660 Vergleiche (7 Frequenzbänder x 19 Elektroden x 5 Schlafstadien x 4 Expositions-Probandenkollektiv-Kombinationen). Statistisch signifikante alters- und geschlechtsunabhängige Expositionseffekte konnten in 295 Fällen festgestellt werden (siehe Tab. X.2). Damit reihen sich die hier präsentierten Daten in die bisher größere Gruppe der Studien ein, die HF-Effekte auf die Gehirnaktivität im Schlaf berichtet haben. Aufgrund dieses Übergewichts an Studien mit Effekt kommt der Health Council of the Netherlands zu dem Schluss, dass ein HF-Einfluss möglich ist. Ob diese Effekte allerdings vor- oder nachteilig für den Schlaf sind, kann aktuell nicht eindeutig beurteilt werden (Health Council of the Netherlands, 2020a; 2020b). Die beobachteten Effekte betrafen alle Schlafstadien, alle Frequenzbänder und die Mehrzahl der Elektrodenpositionen (siehe Tab. X.1). Folglich betrafen sie auch den Schlafspindelfrequenzbereich (10-14 Hz), der laut ICNIRP (2020) verlässlich mit expositionsbedingten Veränderungen assoziiert ist. Es gilt allerdings anzumerken, dass ICNIRP dabei nicht zwischen einer Zu- oder Abnahme der spektralen Power des Schlaf-EEGs unter Exposition unterscheidet. In der vorliegenden Untersuchung wurden für diesen Bereich geringere EEG-Powerwerte unter der Verumexposition gefunden, während beispielsweise Loughran et al (2012) eine Zunahme beobachten konnten.

Die varianzanalytische Auswertung des Ruhe-EEG auf der Ebene der Frequenzbänder umfasste insgesamt 456 Vergleiche (6 Frequenzbänder x 19 Elektroden x 4 Expositions-Probandenkollektiv-Kombinationen). Fünf alters- und geschlechtsunabhängige Expositionseffekte erwiesen sich als statistisch signifikant, die alle auf das schnellere Alphafrequenzband beschränkt waren (siehe Tab. X.2). In Tab. X.1 ist dies als Effekt gekennzeichnet worden (graue Markierung), der über punktuell veränderte Messwerte (min. fünf Elektroden mussten betroffen sein) hinausgeht (insgesamt waren auch genau fünf Elektroden betroffen). Expositionseffekte auf die Hirnaktivität im Ruhezustand im Alphafrequenzbereich (8-13 Hz) sind auch von anderen Autoren beschrieben worden, so z.B. von ICNIRP (2020). Allerdings gilt auch bei ICNIRP (2020), dass die Effektrichtung d.h. ob es sich um eine Zu- oder Abnahme der EEG-Power unter Exposition handelt, bei dieser Aussage nicht berücksichtigt wurde. Eine differenziertere Betrachtung der HF-Effekte auf das Ruhe-EEG ist beispielsweise bei Danker-Hopfe et al. (2019) zu finden. Wie schon für das Schlaf-EEG schlussfolgert der Health Council of the Netherlands auch speziell zum Ruhe-EEG, dass ein HF-Einfluss möglich ist, es allerdings momentan nicht sicher ist, ob es sich dabei um eine günstige oder ungünstige Einflussnahme handelt (Health Council of the Netherlands, 2020a; 2020b).

Die gemischten ANOVA ergaben für die insgesamt 156 Vergleiche zu den langsamen und akustisch evozierten Potentialen (39 Ergebnisparameter x 4 Expositions-Probandenkollektiv-Kombinationen) vier statistisch signifikante alters- und geschlechtsunabhängige Expositionseffekte (siehe Tab. X.2). Davon waren zwei mit langsamen Potentialkomponenten assoziiert, und die anderen beiden bezogen sich auf die Latenzen der N1- und P2-Komponenten akustisch evozierter Potentiale. Da die hier untersuchten langsamen Potentialkomponenten einen (antizipatorischen) Prozess auf eine Bewegungsvorbereitung widerspiegeln, der sich im EEG in Form einer ansteigenden Negativierung manifestiert (Gerloff, 2005), kann die expositionsbedingte Veränderung dieser Negativierung einer Bewertung unterzogen werden. Demzufolge konnte in der vorliegenden Untersuchung sowohl ein positiver als auch ein negativer Effekt auf diese vorbereitende kortikale Aktivität beobachtet werden (siehe Tab. X.1). Ähnliches gilt auch für die betroffenen Latenzparameter. Laut Martin et al. (2008) deuten längere Latenzen oder niedrigere Amplituden im P1-N1-P2-Komplex darauf hin, dass die Sprachverarbeitung (oder die Verarbeitung anderer akustischer Reize) beeinträchtigt ist. Fehlende oder abnorme elektrophysiologische Antwortmuster können auf periphere Probleme wie z. B. eine Hörminderung, oder auf zentralere Probleme zurückzuführen sein. Demzufolge kann die unter der HF-Exposition beobachtete Verkürzung der P2-Latenz als vorteilhaft und die beobachtete Verlängerung der N1-Latenz als nachteilig für die Reizverarbeitung interpretiert werden (siehe Tab. X.1). Der Health Council of the Netherlands hat 19 Studien identifiziert, in denen bei gesunden Erwachsenen HF-Effekte auf evozierte bzw. ereigniskorrelierte Potentiale untersucht wurden. In acht Studien sind Auswirkungen einer Verumexposition berichtet worden, die jedoch weder als günstig noch als ungünstig für die Gesundheit einzuordnen sind. Nichtsdestotrotz hat das Gremium auch für diese Untersuchungsebene die Einschätzung formuliert hat, dass HF-Effekte möglich sind (Health Council of the Netherlands, 2020a; 2020b).

Der varianzanalytische Auswerteanatz in Bezug auf die behavioralen Parameter zur Überprüfung der kognitiven Leistungsfähigkeit umfasste insgesamt 148 Vergleiche (37 Ergebnisparameter x 4 Expositions-Probandenkollektiv-Kombinationen). Für zwei Parameter wurden geschlechtsunabhängige Expositionseffekte und für vier weitere Parameter altersunabhängige Expositionseffekte gefunden (siehe Tab. X.2). Die geschlechtsunabhängigen Expositionseffekte sprechen für eine verminderte kognitive Leistungsfähigkeit unter HF-Exposition (längere Reaktionszeit), wohingegen die altersunabhängigen Expositionseffekte eher auf eine verbesserte Leistung in Verbindung mit einer HF-Befeldung hindeuten (weniger Variabilität im Antwortverhalten; größere Anzahl richtiger Antworten; siehe Tab. X.1). Die Literaturanalyse des Health Council of the Netherlands ergab, dass die kognitive Leistungsfähigkeit bei 2/3 der berücksichtigten Studien nicht von einer HF-Exposition beeinflusst wurde. Das letzte Drittel beinhaltet zur Hälfte Studien, in denen eher leistungsbegünstigende HF-Effekte beobachtet wurden, während die übrigen Studien eher leistungsbeeinträchtigende HF-Auswirkungen zum Vorschein brachten. Das Gremium folgerte daraus, dass Kognition sowohl vorteilhaft als auch nachteilig von einer HF-Exposition betroffen sein kann (Health Council of the Netherlands, 2020a; 2020b).

X.3 Alters- und Geschlechtsabhängige Expositionseffekte

Im Rahmen einer Pilotphase zu den beiden HF-Projekten, in denen mögliche Auswirkungen einer GSM900- und einer TETRA-Exposition auf die Gehirnaktivität, Schlaf und kognitive Leistungsfähigkeit bei älteren Frauen und älteren Männern untersucht wurden, ist eine Literaturübersicht zu diesem Thema erstellt worden (Sauter et al., 2014). Bei der Analyse der Studien wurde das Hauptaugenmerk auf mögliche alters- und/oder geschlechtsabhängige Expositionseffekte gerichtet. Die ursprüngliche Zusammenstellung umfasste Studien, die im Zeitraum zwischen 2007 bis Anfang 2014 publiziert wurden. Für die vorliegende Diskussion wurden auch die nach 2014 publizierte Arbeiten berücksichtigt.

Geschlechtsspezifische Expositionseffekte auf Parameter zur Beschreibung der Schlafmakrostruktur ließen sich ausschließlich mit Bezug auf die gesamte Nacht beobachten (siehe Tab. X.1), nicht jedoch in einer getrennten Betrachtung für das erste und das vierte Nachviertel: die Latenz zum Schlafstadium REM (kürzer bei älteren Frauen unter beiden Expositionsbedingungen, bei älteren Männern tendenziell länger), die Latenz zum Schlafstadium N3 (kürzer bei älteren Frauen unter TETRA-Exposition, bei älteren Männern unverändert) und die Zeit im Wachzustand innerhalb der Schlafperiodenzeit (kürzer bei älteren Frauen unter TETRA-Exposition, bei älteren Männern tendenziell länger). Die beiden letztgenannten Effekte können als vorteilhaft für die älteren Frauen eingestuft werden. Des Weiteren konnten geschlechtsabhängige Expositionseffekte auf zwei Parameter zur subjektiven Einschätzung des Nachtschlafs festgestellt werden: Selbsteinschätzung der nächtlichen Aufwachereignisse (Abnahme bei älteren Frauen unter GSM-Exposition, bei älteren Männern tendenziell eine Zunahme) und Selbsteinschätzung der Gesamtschlafzeit (tendenziell länger bei älteren Frauen unter GSM-Exposition, bei älteren Männern kürzer). Auch diese beiden Effekte können als vorteilhaft für die älteren Frauen betrachtet werden. Unterschiede in HF-EMF-Expositionseffekten zwischen jüngeren und älteren Männern traten dagegen seltener auf. Altersspezifische Expositionseffekte ergaben sich für folgende objektive und

subjektive Schlafvariablen (siehe Tab. X.1): Arousal im REM-Schlaf (tendenziell eine Zunahme bei jungen Männern unter TETRA-Exposition, bei älteren Männern eine Abnahme), gemessene Anzahl der nächtlichen Aufwachereignisse im 4. Schlafviertel (Abnahme bei jungen Männern unter TETRA-Exposition, bei älteren Männern eine Zunahme), Selbsteinschätzung der nächtlichen Aufwachereignisse (Abnahme bei jungen Männern unter GSM-Exposition, bei älteren Männern tendenziell eine Zunahme) und Selbsteinschätzung der Gesamtschlafzeit (tendenziell länger bei jungen Männern unter GSM-Exposition, bei älteren Männern kürzer). Während die expositionsbedingten Effekte auf die Arousal als vorteilhaft für die älteren Männer gewertet werden können, sind die restlichen Expositionseffekte eher als vorteilhaft für die jüngeren Männer einzustufen.

Bis dato ist in keiner Studie, in der mögliche HF-Effekte auf die Schlafmakrostruktur untersucht wurden, das Alter oder das Geschlecht berücksichtigt worden. Dies liegt v.a. darin begründet, dass in der überwiegenden Mehrzahl der Studien ausschließlich Männer im jungen Erwachsenenalter teilnahmen. Dementsprechend können nur die hier präsentierten Daten für eine allgemeine Bewertung alters- und/oder geschlechtsspezifischer Expositionseffekte herangezogen werden. Auf dieser Grundlage ergeben sich zwei Schlussfolgerungen: (1) Unterschiede in HF-EMF-Expositionseffekten zwischen älteren Männern und älteren Frauen scheinen ausgeprägter zu sein als zwischen jüngeren und älteren Männern, (2) keine der beobachteten statistisch signifikanten Veränderungen lässt auf eine Störung des Schlafes durch eine Hochfrequenzexposition schließen (im Gegenteil: manche Effekte sprechen sogar eher für eine schlafkonsolidierende Wirkung von HF-Exposition). Aus den für ältere Personen beobachteten Geschlechtsunterschieden von HF-EMF-Effekten lässt sich ableiten, dass die Auswertung zukünftiger Studien stratifiziert für Männer und Frauen erfolgen sollte. Dies gilt auch für jüngere Personen, allerdings muss bei jüngeren Frauen noch die Kontrolle des Menstruationszyklus beachtet werden, da die Ergebnisparameter z. T. in Abhängigkeit vom Menstruationszyklus variieren.

Großflächigere, d.h. mehrere Elektroden inkludierende geschlechtsspezifische Expositionseffekte auf die EEG-Power im Schlaf zeigten sich für folgenden Frequenzbänder und Schlafstadien (siehe Tab. X.1): Delta-Frequenzband im Schlafstadium N2 (Zunahme bei älteren Frauen unter TETRA-Exposition, bei älteren Männern Abnahme), SO- und Delta-Frequenzband im gesamten NREM-Schlaf (Zunahme bei älteren Frauen unter TETRA-Exposition, bei älteren Männern Abnahme). Globalere, altersspezifische Expositionseffekte konnten für folgende Frequenzbänder und Schlafstadien gefunden werden (siehe Tab. X.1): Beta-Frequenzband im Schlafstadium N2 (unverändert bei jungen Männern unter GSM-Exposition, bei älteren Männern Abnahme), Sub-Delta- und Delta-Frequenzband im gesamten NREM-Schlaf (tendenziell eine Zunahme bei jungen Männern unter GSM-Exposition, bei älteren Männern Abnahme).

Lediglich eine Arbeitsgruppe analysierte den Zusammenhang zwischen signifikanten HF-Expositionseffekten auf die EEG-Power im Schlaf und dem Alter und/oder Geschlecht (Loughran et al., 2012). Die Autoren fanden unter Exposition veränderte Powerwerte im Spindelfrequenzbereich des NREM-Schlafs. Dieser Effekt war zwar nicht altersabhängig, es zeigte sich aber ein Einfluss des Geschlechts. Bei Frauen waren die Unterschiede in der Power zwischen der Verum- und Scheinexposition stärker ausgeprägt als bei Männern. Es ist allerdings zu berücksichtigen, dass lediglich 13 Frauen und 7 Männer im Alter von 20 bis 51 Jahren untersucht wurden. In der hier präsentierten

Analyse konnten für den engen und breiten Spindelfrequenzbereich im NREM-Schlaf lediglich vereinzelte Effekte unter der GSM-Exposition beobachtet werden, die allerdings auch eher mit einer entgegengesetzten Effektrichtung bei älteren Frauen und Männern assoziiert waren. Insgesamt zeigen die vorliegenden Ergebnisse, dass die Hirnaktivität gemessen an Powerspektralwerten des Schlaf-EEGs zwischen den Expositionsbedingungen variieren kann, diesen leichten physiologischen Veränderungen allerdings keine gesundheitliche Bedeutung zugeschrieben werden kann. Laut SCENHIR ist unter Berücksichtigung der Vielfalt der hochfrequenten elektromagnetischen Felder, der Variabilität in der Dauer der Exposition, der Anzahl berücksichtigter Elektroden, der unterschiedlichen statistischen Methoden sowie der Tatsache, dass Effekte weder auf den NREM-Schlaf noch auf den Spindelfrequenzbereich beschränkt sind, eine abschließende Bewertung der aktuellen Datenlage zu diesem Thema derzeit nicht möglich (SCENIHR, 2015).

Ein sich über mehrere (min. fünf) Elektroden erstreckender alters- oder geschlechtsspezifischer Expositionseffekt auf die Ergebnisparameter des Ruhe-EEG konnte in der vorliegenden Auswertung nicht gefunden werden. Aus Tab. X.1 wird jedoch ersichtlich, dass punktuelle Messwertveränderungen unter der Exposition relativ häufig beobachtet werden konnten (entspricht den Klammerausdrücken).

Expositionseffekte auf die Gehirntätigkeit im wachen Ruhezustand im Zusammenhang mit dem Alter wurden bisher in drei Studien untersucht. Croft et al. (2008) führten eine Studie an 120 Erwachsenen im Alter von 18 bis 69 Jahren (74 Frauen, 46 Männer) durch, deren EEG während einer 30-minütigen Exposition mit einem GSM-Mobiltelefon oder unter Scheinexposition abgeleitet wurde. Es zeigte sich eine höhere Alphaaktivität während der Verum-Exposition mit einem Maximum der Aktivität am Hinterkopf (parietal) der exponierten Seite (ipsilateral). Es gab allerdings keinen signifikanten Zusammenhang mit dem Alter der untersuchten Personen (Croft et al., 2008). In einer weiteren Studie aus derselben Arbeitsgruppe (Croft et al., 2010) zeigte sich in einer Stichprobe junger Erwachsener (19-40 Jahre) eine statistisch signifikante Zunahme der Alpha-Power unter GSM-Exposition, dieser Effekt war jedoch weder in einer jüngeren (13-15 Jahre) noch in einer älteren Vergleichsgruppe (55-70 Jahre) aufgetreten. Des Weiteren konnte unter UMTS in keiner der drei Altersgruppen ein statistisch signifikanter Expositionseffekt festgestellt werden. Croft et al. (2010) schlossen daraus, dass Jugendliche nicht sensitiver reagierten als Erwachsene. Eine Arbeitsgruppe, die sich wiederholt mit der interhemisphärischen Kohärenz im EEG und Auswirkungen von HF-EMF des Mobilfunks beschäftigt hat, fand ebenfalls einen Alterseffekt im Zusammenhang mit einer Exposition mit einem GSM-Mobiltelefon, der sich allerdings nur auf die ältere Gruppe auswirkte (Vecchio et al., 2010): die interhemisphärische Kohärenz der dominanten Alphafrequenz in der älteren Erwachsenenengruppe (47-84 Jahre), die sich aus neun Frauen in der Postmenopause und sieben Männern zusammensetzte, nahm im Vergleich zu 15 jungen Männern im Alter zwischen 20 und 37 Jahren unter GSM-Exposition signifikant zu. Sie interpretierten ihre Ergebnisse dahingehend, dass das physiologische Alter mit Veränderungen der funktionellen Organisation der kortikalen neuralen Synchronisation verbunden ist. Die Frage eines möglichen Einflusses des Geschlechts bzw. einer Interaktion des Geschlechts mit potenziellen HF-EMF-Auswirkungen wurde bisher in zwei Studien untersucht. Während bei Croft et al. (2008) in einer größeren Gruppe von Frauen und Männern keine Wechselwirkungen oder Unterschiede in Bezug auf die Wirkung

von HF-EMF auf das Wach-EEG beobachtet wurden, fanden Hountala et al. (2008) einen Interaktionseffekt zwischen GSM-Exposition und Geschlecht und der spektralen Leistungskohärenz (SPC). Frauen hatten eine höhere SPC im Prä-Stimulus-EEG unter Exposition mit 900 MHz und 1800 MHz während der Durchführung einer Wechsler Gedächtnisaufgabe (Zahlenspanne) für eine Dauer von 45 Minuten im Vergleich zur Baseline, wohingegen Männer gegenteilige Effekte unter 1800 MHz zeigten. Obwohl in der Scheinbedingung keine Unterschiede hinsichtlich der untersuchten Parameter zwischen den Geschlechtern gefunden wurden, wurde das Ergebnis dahingehend interpretiert, dass Alpha- und Beta-Frequenzen des EEGs mit Aufmerksamkeits- und Gedächtnisprozessen in Zusammenhang stünden, die bei weiblichen und männlichen Gehirnen funktionell unterschiedlich organisiert seien. Dazu ist kritisch anzumerken, dass pro Expositionsbedingung jeweils nur 10 Frauen bzw. 9-10 Männer untersucht wurden, die aufgrund fehlender Unterschiede in den Scheinbedingungen für die weiteren Analysen gemeinsam berücksichtigt wurden (zweifache Varianzanalyse zur Berechnung des Geschlechts x EMF-Interaktionseffekts). Des Weiteren fehlen eindeutige Angaben zur Verblindung, es ist aber von einer Einfach-Verblindung auszugehen („The order (...) was random and the subjects were unaware of the experimental condition.“ p. 189; Hountala et al., 2008). Es wurden keine Ergebnisse zum Wechsler Gedächtnistest präsentiert. In einer früheren Publikation derselben Arbeitsgruppe (Papageorgiou et al., 2004) wurden Resultate zum Wechsler Gedächtnistest aus dem ersten Experiment (GSM 900 MHz, 10 Frauen, 9 Männer; mittleres Alter: 23.3 ± 2.2 Jahre) berichtet. Es zeigten sich keine Unterschiede in der Gedächtnisleistung zwischen der GSM- und der Scheinexpositionsbedingung (Vergleiche getrennt für Frauen und Männer) und innerhalb einer Bedingung zwischen Frauen und Männern. Des Weiteren war die EEG-Power der Baseline-Messung bei Männern höher als bei Frauen und nahm während der Exposition bei Männern ab, bei Frauen hingegen zu. Inwiefern das Geschlecht und/oder das Alter für die Ergebnisse im Wach-EEG unter Exposition mit HF-EMF eine Rolle spielen, kann auch unter Berücksichtigung der vorliegenden Ergebnisse zum gegenwärtigen Zeitpunkt nicht zuverlässig beurteilt werden, da die aktuelle Datenlage weiterhin nur unzureichend ist.

HF-Effekte in Abhängigkeit von dem Geschlecht sind für folgende langsame und akustisch evozierte Potentialkomponenten gefunden worden (siehe Tab. X.1): Amplitude im Rahmen der Visuellen Folgereaktionsaufgabe an der Elektrodenposition Cz (Abnahme bei älteren Frauen unter TETRA, bei älteren Männern Zunahme), P3-Amplitudendifferenz an den Elektrodenpositionen Cz und Pz (Zunahme bei älteren Frauen unter GSM, bei älteren Männern tendenziell eine Abnahme) und P3-Amplitudendifferenz an den Elektrodenpositionen Fz und Cz (Zunahme bei älteren Frauen unter TETRA, bei älteren Männern eine Abnahme). Während der HF-Effekt auf die VMT-Amplitude als scheinbar begünstigend für ältere Männer bewertet werden kann, sind es bei den Effekten im Zusammenhang mit der P3 eher die älteren Frauen, die von einer Verumexposition profitieren. Altersspezifische Expositionseffekte auf die Potentialkomponenten sind dreimal aufgetreten (siehe Tab. X.1): P3-Amplitudendifferenz an der Elektrodenposition Fz (Zunahme bei jungen Männern unter GSM, bei älteren Männern eine Abnahme); Latenz zur P2-Komponente an der Elektrodenposition C3 (längere bei jungen Männern unter GSM, bei älteren Männern kürzere), Amplitude zur P2-Komponente an der Elektrodenposition C3 (größer bei jungen Männern unter TETRA, bei älteren Männern kleiner). Die

Effekte auf die Amplituden der P2 und P3 sind eher förderlich für die jungen Männer, von dem HF-Effekt auf die Latenz zur N1 profitieren dagegen die älteren Männer.

Bisher wurde in einer Studie ein möglicher Einfluss des Alters auf die evozierten Potenziale bzw. Interaktionseffekte mit HF-EMF adressiert. Leung et al. (2011) untersuchten mögliche Effekte von GSM- und UMTS-Exposition mit Mobiltelefonen auf verschiedene ereigniskorrelierte Potenziale und die ERD/ERS bei 41 Jugendlichen (13-15 Jahre), 42 junge Erwachsenen (19-40 Jahre) und 20 älteren Erwachsenen (55-70 Jahre) in einem doppelblinden cross-over Design. Im Vergleich zur Scheinexpositionsbedingung waren die Amplituden der N100 unter GSM größer und sowohl unter der GSM- als auch unter UMTS-Befeldung waren die ERD/ERS-Antworten verzögert, es zeigte sich aber keine Abhängigkeit vom Alter. In zwei unabhängigen Studien, ohne direkten Vergleich, untersuchte eine Arbeitsgruppe Kinder im Alter von 11-12 Jahren (Kwon et al., 2010) und junge Erwachsene (Kwon et al., 2009) mit einem durchschnittlichen Alter von $23,1 \pm 4,5$ Jahren (Mittelwert und Standardabweichung). Sie verwendeten dabei dasselbe einfachblinde Studiendesign, um mögliche Auswirkungen eines kommerziellen GSM-Mobiltelefons auf die Latenz und Amplitude der Mismatch Negativity, ein Potenzial, das durch einen abweichenden Ton in einer Folge gleicher Töne ausgelöst wird, zu analysieren. In beiden Altersgruppen blieben die untersuchten Parameter unverändert. Potenzielle Einflüsse des Geschlechts auf evozierte Potenziale wurden in vier Studien untersucht. Carrubba et al. (2010) haben in einer einfachblinden Studie an 13 Frauen und sieben Männern im Alter zwischen 18 und 62 Jahren beobachten können, dass eine mobilfunktypische Pulsfrequenz von 217 Hz bei 90 % der Untersuchten zur Auslösung evozierter Potenziale führte. Das Geschlecht wirkte sich dabei nicht auf die Latenzen und die Dauer der evozierten Potenziale aus. Maganioti et al. (2010) publizierten Ergebnisse zur P600 unter gleichzeitiger Verwendung von zwei verschiedenen Expositionstypen (900 MHz und 1800 MHz). Es wurde ein Geschlecht x HF-EMF Interaktionseffekt festgestellt, der sich darin äußerte, dass Frauen und Männer einen entgegengesetzten Expositionseffekt zeigten. An anterioren Ableitpositionen nahm die Amplitude der P600 bei den Frauen unter beiden Verumexpositionen zu, während sie bei den Männern unter der 900 MHz-Befeldung abnahm und unter der 1800 MHz-Befeldung nahezu unverändert blieb. Die Latenzen wurden bei den Frauen insbesondere an zentralen Elektroden infolge der beiden Verumexpositionen tendenziell länger, bei den Männern tendenziell kürzer. Es ist aber wichtig zu erwähnen, dass die in dieser Studie beobachteten Geschlechtsabhängigkeiten in den HF-Effekten auf statistisch signifikanten Unterschieden zwischen Frauen und Männern in den Ausgangswerten, d.h. unter der Shambedingung, beruhen. Papageorgiou et al. (2011) haben Untersuchungen zu möglichen Auswirkungen einer Wi-Fi-Exposition (2,45 GHz) auf die P300-Komponente eines ereigniskorrelierten Potentials durchgeführt. Je 15 Männer und Frauen absolvierten einmal mit und einmal ohne Exposition den „Hayling Satzvervollständigungstest“, der sich aus drei unterschiedlichen Teilaufgaben zusammensetzte (Reaktions-Aktivierung, Reaktions-Hemmung, Grundlinien-Bedingung). An 15 von 18 Elektroden zeigte sich für das Reaktions-Hemmungs-Paradigma ein signifikanter Wechselwirkungseffekt von Geschlecht und Exposition. Unter der Sham Bedingung war bei Männern eine größere P300-Amplitude zu beobachten als bei Frauen, der Unterschied war statistisch jedoch nicht signifikant. Unter Wi-Fi-Exposition verringerte sich die P300-Amplitude bei Männern, während sie bei Frauen größer wurde, was zu einer statistisch signifikant geringeren Amplitude unter Wi-Fi-Exposition bei Männern im Vergleich zu

Frauen führte. Dalecki et al. (2018) untersuchten in einer Studie mit einem doppelblinden, counterbalancierten Crossover-Design Effekte einer GSM-ähnlichen Exposition mit zwei unterschiedlichen Intensitäten im Vergleich zu Sham auf visuell evozierte Potenziale. An dieser Studie nahmen 36 gesunde Personen (18 Männer und 18 Frauen) im Alter von 18 bis 52 Jahren teil. Die Aufzeichnung der evozierten Potentiale erfolgte in je zwei dreißigminütigen Testblöcken, in denen die Probanden einmal unter der Bedingung „HF-ON“ (Verum1, Verum2 oder Sham) und einmal unter der Bedingung „HF-OFF“ (Sham) getestet wurden. Während der experimentellen Untersuchungen trugen die Probanden einen Thermosuit, um u.a. den Einfluss der Umgebungstemperatur zu kontrollieren. Insgesamt wurden Amplituden und Latenzen von sieben Potentialkomponenten analysiert. Neben statistisch signifikanten geschlechtsunabhängigen Expositionseffekten auf die Amplitude der P1-Komponente bei leichten Targets (geringere Amplitude unter Verumexposition) sowie auf die Latenz bis zum Auftreten der N1a-Komponente bei schweren Targets (längere Latenz unter Verumexposition) wurde von den Autoren auch ein statistisch signifikanter geschlechtsabhängiger Expositionseffekt berichtet. Die expositionsbedingte Reduktion der P1-Komponente bei leichten Targets war bei Frauen ausgeprägter als bei Männern (Dalecki et al., 2018). In der Studie von Dalecki et al. (2018) wurde zwar das Geschlecht in der Auswertung in einer ähnlichen Form wie in der vorliegenden Untersuchung berücksichtigt, allerdings betraf dieser Effekt zum einen eine hier nicht ausgewertete Potentialkomponente und zum anderen waren die Effektrichtungen bei Männern und Frauen genau entgegengesetzt. Aus diesen Studienergebnissen wird deutlich, dass das Alter bei HF-Effekten auf Hirnaktivitäten, die im Zusammenhang mit kognitiver Beanspruchung stehen, eher eine untergeordnete Rolle spielen. Für eine Beurteilung des Einflussfaktors Geschlecht auf HF-bedingte Veränderungen stehen vergleichsweise etwas mehr Daten zur Verfügung, allerdings reichen auch diese nicht aus, um eine abschließende Bewertung vornehmen zu können.

In der vorliegenden Untersuchung konnten sechs Ergebnisparameter aus den Tests zur Überprüfung der kognitiven Leistungsfähigkeit ermittelt werden, in denen expositionsbedingte Veränderungen geschlechtsspezifisch waren (siehe Tab. X.1): Median der Reaktionszeit beim Test zur geteilten Aufmerksamkeit (länger bei älteren Frauen unter TETRA, bei älteren Männern kürzer), Standardabweichung der Reaktionszeit beim Vigilanztest (größere Variabilität bei älteren Frauen unter TETRA, bei älteren Männern kleiner), Standardabweichung der Reaktionszeit beim Daueraufmerksamkeitstest (größere Variabilität bei älteren Frauen unter TETRA und GSM, bei älteren Männern tendenziell kleiner), Anzahl korrekter Antworten beim Test zum Arbeitsgedächtnis im 3. Schwierigkeitsgrad (Verschlechterung bei älteren Frauen unter TETRA, bei älteren Männern Verbesserung). Alle genannten geschlechtsspezifischen Expositionseffekte scheinen das Verhalten der älteren Männer zu begünstigen. Altersspezifische Expositionseffekte sind lediglich in einem einzigen Fall identifiziert worden (siehe Tab. X.1). Die Anzahl korrekter Antworten beim Daueraufmerksamkeitstest verschlechterte sich bei älteren Männern unter TETRA. Bei den jungen Männern blieb die Leistung dagegen nahezu unverändert. Die jüngeren Männer waren also hier im Vorteil.

Ein Alterseinfluss im Zusammenhang mit HF-Effekten und kognitiven Funktionen wurde u.a. von Riddervold et al. (2008) untersucht. Diese Autoren verglichen Leistungsparameter von Jugendlichen und Erwachsenen, die unter einer 45 Minuten andauernden Exposition mit einem UMTS-Basisstationssignal

gemessen wurden. Es zeigte sich weder ein HF-EMF Effekt auf das Verhalten noch ein signifikanter Effekt des Alters. In der Studie von Leung et al. (2011) wies die jüngste Gruppe (Alter: 13-15 Jahre) während einer UMTS-Exposition eine schlechtere Leistung im n-Back Test auf. Die Gruppen der jungen (Alter: 19-40 Jahre) und älteren Erwachsenen (Alter: 55-70 Jahre) waren nicht betroffen. Leung et al. (2011) spekulierten, dass Jugendliche über schlechtere Kompensationsmöglichkeiten als Erwachsene verfügen könnten. In einer einfachblinden Studie an 160 Erwachsenen im Altersbereich zwischen 18 und 31 Jahren wurde neben der täglichen Nutzungsdauer eines GSM-Mobiltelefons das Alter in der Analyse berücksichtigt (Mortazavi et al., 2012). Eine Befeldung mit GSM führte zu signifikant schnelleren Reaktionszeiten nach Ende der Exposition im Vergleich zur Scheinexposition, die jedoch unabhängig vom Alter waren. In der Studie von Mortazavi et al. (2012) wurde allerdings ein Geschlechtseffekt beobachtet: die Frauen reagierten im Vergleich zu den Männern signifikant langsamer, wenn das Mobiltelefon im Gesprächs- und Stand-by-Modus war. Der Geschlechtsaspekt wurde auch in einer weiteren einfachblinden Studie mit Parallelgruppendesign mit einer 15 Minuten dauernden Exposition (1800MHz-Signal) betrachtet (Smythe und Costall, 2003). Männer hatten eine geringere Fehleranzahl in einer räumlichen Kurzzeitgedächtnisaufgabe in der Abfragesituation eine Woche nach der Exposition als Frauen. Smythe und Costall (2003) interpretierten ihre Ergebnisse als geschlechtsabhängige HF-Effekte. Zusammenfassend muss auch für die Verhaltensebene festgehalten werden, dass die Beantwortung der Frage nach möglichen Interaktionen von Alter und Geschlecht mit einer HF-EMF-Exposition und den Zielvariablen kognitiver Funktionen weiterhin nicht eindeutig möglich ist. Entsprechende Wechselwirkungen mit dem Alter und Geschlecht sind gerade im Bereich der Kognition denkbar und werden auch gelegentlich in Studien beobachtet, allerdings folgen sie sowohl in der Literatur als auch in der vorliegenden Untersuchung keiner augenfälligen Systematik.

X.4 Allgemeine Bewertung/Einordnung der Ergebnisse

Mit den insgesamt hier vorliegenden Ergebnissen stellt sich die Frage nach der Bedeutung der beobachteten statistisch signifikanten Unterschiede biologischer Parameter unter den verschiedenen Expositionsbedingungen, sowohl für die alters- und geschlechtsunabhängige, wie auch für die alters- oder geschlechtsabhängige Betrachtung. Dabei ist einerseits von Interesse, wie groß die biologische Relevanz der gefundenen Unterschiede ist, und andererseits, ob sich gesundheitliche Konsequenzen ableiten lassen.

Zur Beantwortung können z.B. die Anzahl und die Größe der gefundenen statistisch signifikanten Unterschiede beitragen. Bei einer der statistischen Auswertung zugrundeliegenden Irrtumswahrscheinlichkeit von 5 % ist zu erwarten, dass aus rein zufällig ohne Zusammenhang zur Exposition variierenden Messwerten im Mittel 5 % der durchgeführten Vergleiche einen statistisch signifikanten Unterschied ergeben, der keine inhaltliche Bedeutung hat. Dies ist in der statistischen Auswertung Prinzip bedingt und unvermeidbar. Wenn die Häufigkeit signifikanter Ergebnisse in dieser Größenordnung liegt, was für die hier beschriebenen Untersuchungen der Fall ist (siehe Tab. X.2), kann nicht ausgeschlossen werden, dass es sich bei den beobachteten Auswirkungen auch um Zufallsergebnisse handeln könnte.

So haben z.B. Dalecki et al. (2018) eingeräumt, dass ihre beiden beschriebenen HF-Effekte auf Komponenten visuell evozierter Potentiale bei insgesamt 56 durchgeführten Tests ebenso zufällig aufgetreten sein könnten.

Tab. X.2: Darstellung des Verhältnisses zwischen der Anzahl durchgeführter Varianzanalysen und der Anzahl statistisch signifikanter Expositionseffekte.

<u>Ebene</u>	<u>#P</u>	<u>#SS</u>	<u>#L</u>	<u>#V-S-K</u>	<u>#Pb-K</u>	<u>#Vgl. Insg.</u>	<u>#E1</u>	<u>#E2</u>
Schlafmakrostruktur und Selbsteinschätzung zum Nachtschlaf	64	-	-	2	2	256	12 (5 %)	13 (5 %)
Schlaf-EEG Power (Frequenzbänder)	7	5	19	2	2	2660	295 (11 %)	142 (5 %)
Ruhe-EEG Power (Frequenzbänder)	6	-	19	2	2	456	5 (1 %)	24 (5 %)
Langsame und akustisch evozierte Potentiale	39	-	-	2	2	156	4 (3 %)	8 (5 %)
Tests zur Überprüfung der kognitiven Leistungsfähigkeit	37	-	-	2	2	148	6 (4 %)	6 (4 %)

#P = Anzahl Ergebnisparameter; #SS = Anzahl Schlafstadien; #L = Anzahl Lokalisationen; #V-S-K = Anzahl Verum-Sham-Kombinationen; #Pb-K = Anzahl Probandenkollektivkombinationen; #Vgl. Insg. = Gesamtanzahl der Vergleiche; #E1 = Anzahl alters- und geschlechtsunabhängiger Expositionseffekte; #E2 = Anzahl alters- und geschlechtsabhängiger Expositionseffekte.

Aus Tab. X.2 wird aber auch ersichtlich, dass der Anteil statistisch signifikanter alters- und geschlechtsunabhängiger Expositionseffekte, die im Zusammenhang mit dem Schlaf-EEG gefunden wurde, mit 11 % deutlich über der 5 %-Marke liegt. Dieser Wert kann, im Übrigen genauso wie der entsprechende Anteil beim Ruhe-EEG, der mit 1 % deutlich unter der 5 %-Marke liegt, Ausdruck der Streuung sein, die der mittleren Falsch-Positiv-Rate zugrunde liegt (auch die Häufigkeit der in statistischen Auswertungen gefundenen signifikanten Ergebnisse ohne inhaltliche Bedeutung ist zufälligen Schwankungen unterworfen). Der überdurchschnittliche prozentuale Anteil kann aber ebenso ein Indiz dafür sein, dass „echte“ HF-Effekte auf das Schlaf-EEG gefunden wurden. Die paarweise Auswertung der Schlaf-EEG-Spektrallinien mittels des TFCE-Permutationsansatzes hat schließlich bei den älteren Männern HF-EMF-bedingte Unterschiede in der EEG-Power identifiziert, die auch nach der Korrektur für multiples Testen eine statistische Signifikanz erreichten und zur Bildung signifikanter Cluster benachbarter Elektroden und Frequenzen führte. Diese Cluster betrafen das Beta- und die beiden Schlafspindelfrequenzbänder an überwiegend frontalen und zentralen Elektroden im Schlafstadium N2 unter der GSM-Exposition, sowie den Beta-Frequenzbereich an überwiegend frontalen und parietalen Elektroden im Schlafstadium N1 unter der TETRA-Exposition.

In diesem Zusammenhang ist es wichtig zu erwähnen, dass durch das Vorliegen einer statistischen Signifikanz nicht automatisch auch auf eine biologische/klinische Relevanz geschlossen werden kann. Dieser Aspekt ist in der Literatur allgemein bekannt und bedarf unabhängig von dem statistischen Ergebnis einer genauen Betrachtung/Einordnung des beobachteten numerischen Unterschieds (z.B. du Prel et. al., 2009). Um zu verdeutlichen, in welcher Größenordnung beispielsweise die hier beobachteten Differenzen in der Schlaf-EEG-Power liegen, wurden zunächst die logarithmierten EEG-Powerwerte wieder aufgelöst, anschließend die EEG-Powerwerte unter der Verumexposition in Relation zur

gemittelten EEG-Power unter beiden Expositionsbedingungen betrachtet, und schließlich für die Elektroden, an denen statistisch signifikante Unterschiede auftraten, die mittlere prozentuale Veränderung in der Spektralleistung bestimmt. Es stellte sich heraus, dass die beobachteten, mehrere Elektroden umfassenden Zu- und Abnahmen in der EEG-Power im Bereich bis ca. 5 % lagen (siehe Tab. X.3). Intraindividuelle physiologische Schwankungen zwischen zwei Nächten im Schlaflabor können ebenfalls in diesem Bereich liegen. Dies hat keine Bedeutung für die Beurteilung der Effekte selbst, jedoch scheint es gegen eine gesundheitliche Relevanz zu sprechen.

Tab. X.3: Interaktionseffekte im Schlaf-EEG (Powerspektralwerte in Frequenzbändern), die über mehrere (d.h. min. fünf) Elektroden in gleicher Richtung gefunden werden konnten.

P	Expo	Sample1					Sample2				
		MW V (μV^2)	SD V (μV^2)	MW S (μV^2)	SD S (μV^2)	MW Q (%)	MW V (μV^2)	SD V (μV^2)	MW S (μV^2)	SD S (μV^2)	MW Q (%)
Geschlechtsspezifische Expositionseffekte (Sample1 = äF und Sample2 = äM)											
Delta (N2)	TETRA	102.38	52.37	96.91	53.17	3.60	73.64	45.44	79.68	48.05	-4.16
SO (NREM)	TETRA	107.76	52.80	101.22	52.61	3.92	72.78	42.00	77.77	43.82	-3.57
Delta (NREM)	TETRA	142.45	64.60	134.50	64.23	3.54	96.28	51.60	102.09	53.36	-3.25
Altersspezifische Expositionseffekte (Sample1 = jM und Sample2 = äM)											
Beta (N2)	GSM	6.39	1.90	6.33	1.83	0.42	4.01	0.77	4.22	0.75	-2.67
SO (NREM)	GSM	207.40	94.88	201.52	92.31	1.36	87.69	51.12	94.76	51.45	-5.22
Delta (NREM)	GSM	248.45	114.25	242.60	111.02	1.09	109.99	62.00	118.03	62.46	-4.77

P = Parameter; V = Verum; S = Sham; Q (%) = Quotient aus [Verum/(MW aus Verum und Sham)-100] in Prozent; MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung; äF = ältere Frauen; äM = ältere Männer; jM = junge Männer. Prozentuale Abweichungen sind gelb hervorgehoben.

Als weitere Möglichkeit der Bewertung kann die inhaltliche Konsistenz der beschriebenen Effekte in Betracht gezogen werden. Konsistenz bedeutet in diesem Zusammenhang, dass in Studien anderer Arbeitsgruppen vergleichbare Ergebnisse gefunden werden konnten. In den Kap X.2 und X.3 ist aufgezeigt worden, dass die Studienergebnisse aus diesem Forschungsbereich heterogen sind. Systematische Effektmuster über unterschiedliche Arbeitsgruppen hinweg lassen sich bisher nicht erkennen. Konsistenz kann aber auch bedeuten, dass sich Expositionseffekte innerhalb einer Studie auf unterschiedlichen Untersuchungsebenen wiederfinden. In der vorliegenden Untersuchung konnte z.B. gezeigt werden, dass der Schlaf von älteren Frauen nicht nur objektiv von einer HF-Exposition profitierte, sondern dass sich dieser positive Effekt auch in den subjektiven Angaben zum Nachtschlaf widerspiegelte. Durch diese Bestätigung auf der subjektiven Ebene sind die HF-Effekte auf die Makrostruktur des Schlafes abgesichert und somit bedeutsamer geworden.

Die beobachteten Expositionseffekte waren insgesamt eher klein, weswegen Faktoren wie Alter und Geschlecht, die eine Heterogenität der Daten bewirken, möglichst berücksichtigt werden sollten, z.B. durch Untersuchung von in Bezug auf relevante Faktoren homogenen Gruppen. Eine andere Möglichkeit ist eine stratifizierte bzw. im Hinblick auf Einflussfaktoren standardisierte Auswertung (z.B. Verwendung von z-Scores).

In den hier beschriebenen Studien konnten eine Reihe von Hochfrequenzeffekten gemessen werden, die sich hinsichtlich Alter und Geschlecht unterschieden. Die deutlichsten HF-Effekte fanden sich bei der

Schlafmakrostruktur und der zugehörigen subjektiven Einschätzung zum Nachtschlaf der älteren Frauen sowie bei der nächtlichen EEG-Power von älteren Männern. Das Ausmaß der Veränderung biologischer Parameter lag beispielsweise bei der nächtlichen Hirnaktivität unter den untersuchten Hochfrequenzexpositionen im Bereich physiologischer Schwankungen, wie sie auch zwischen unterschiedlichen Nächten ohne Befeldung bei ein und derselben Person auftreten können. Für die hier untersuchten unterschiedlichen Hochfrequenzexpositionen (innerhalb der derzeit gültigen Grenzwerte) über mehrere Stunden können zum gegenwärtigen Zeitpunkt keine gesundheitlichen Beeinträchtigungen abgeleitet werden. Die Grenzwerte scheinen hier sowohl für junge Männer, als auch für ältere Personen beiderlei Geschlechts einen ausreichenden Schutz zu bieten.

XI. Literaturverzeichnis

- Adamczyk M, Genzel L, Dresler M, Steiger A, Friess E (2015). Automatic Sleep Spindle Detection and Genetic Influence Estimation Using Continuous Wavelet Transform. *Front Hum Neurosci* 9:624.
- Anderer P, Saletu B, Pascual-Marqui RD, Semlitsch HV. 2000. EEG and ERP topography and tomography in normal aging. In: Saletu B, Krijzer F, Ferber G, Anderer P, editors, *Electrophysiological Brain Research in Preclinical and Clinical Pharmacology and Related Fields - An Update* Wien, Austria: Facultas Universitätsverlag. pp 122–138.
- 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 Pharmaco-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.
- Bender R, Lange S, Ziegler, A (2007). Multiples Testen. *Dtsch Med Wochenschr* 132: e26-e29
- Berry RB, Quan SF, Abreu AR, et al. *The AASM Manual for the Scoring of Sleep and Associated Events: Rules, Terminology and Technical Specifications, Version 2.6.* American Academy of Sleep Medicine, Darien, IL; 2020.
- Birbaumer N, Schmidt RF (2005). *Biologische Psychologie* (5th ed.). Berlin, Heidelberg, New York: Springer.
- Bourisly AK, Pothen A. Influence of sex on P300: an event-related potential electrophysiological study. *Neuroreport*. 2016 Feb 10;27(3):172-9. doi: 10.1097/WNR.0000000000000519. PMID: 26720893.
- Brenner RP, Ulrich RF, Reynolds CF, 3rd. 1995. EEG spectral findings in healthy, elderly men and women - sex differences. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 94:1–5.
- Briggs GG, Nebes RD (1975). Patterns of Hand Preference in a Student Population. *Cortex* 11(3):230-238

- Brunia CHM, van Boxtel GJM (2000). Motor preparation. In: Caccioppo JT, Tassinari LG, Berntson GG (Eds). *Handbook of Psychophysiology* (2nd ed.). New York, NY, US: Cambridge University Press. pp. 507-532.
- Brunia CHM, van Boxtel GJM, Bocker KBE (2013). Negative slow waves as indices of anticipation: the Bereitschaftspotential, the Contingent Negative Variation, and the Stimulus-preceding Negativity. In: Luck SL, Kappenman ES (Eds). *The Oxford Handbook of Event-Related Potential Components*. New York, NY, US: Oxford University Press. pp. 189–207.
- Buysse DJ, Reynolds CF, Monk TH, Berman SR, Kupfer DJ (1989). The Pittsburgh Sleep Quality Index: a new instrument for psychiatric practice and research. *Psychiatry Res* 28:193-213.
- Buysse DJ, Reynolds CF, Monk TH, Hoch CC, Yeager AL, Kupfer DJ (1991). Quantification of subjective sleep quality in healthy elderly men and women using the Pittsburgh Sleep Quality Index (PSQI). *Sleep* 14(4):331-338.
- Callicott JH, Mattay VS, Bertolino A, Finn K, Coppola R, Frank JA, Goldberg TE, Weinberger DR (1999). Physiological characteristics of capacity constraints in working memory as revealed by functional MRI. *Cereb Cortex* 9:20-26.
- Carrier J, Land S, Buysse DJ, Kupfer DJ, Monk TH. The effects of age and gender on sleep EEG power spectral density in the middle years of life (ages 20-60 years old). *Psychophysiology*. 2001;38(2):232-242.
- Carrubba S, Frilot C, 2nd, Chesson AL, Jr., Marino AA (2010). Mobile-phone pulse triggers evoked potentials. *Neurosci Lett* 469:164-168.
- Chountala C, Baldini G. (2021). Electromagnetic emissions from mobile networks and potential effect on health - Preliminary study, EUR 30586 EN, Publications Office of the European Union, Luxembourg, ISBN 978-92-76-29839-7, doi:10.2760/41189, JRC123365.
- Cohen J (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. Hillsdale: Erlbaum.
- 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.
- Croft RJ, Leung S, McKenzie RJ, Loughran SP, Iskra S, Hamblin DL, Cooper NR (2010). Effects of 2G and 3G mobile phones on human alpha rhythms: Resting EEG in adolescents, young adults, and the elderly. *Bioelectromagnetics* 31:434-444.
- Dalecki A, Loughran SP, Verrender A, Burdon CA, Taylor NAS, Croft RJ (2018). Does acute radio-frequency electromagnetic field exposure affect visual event-related potentials in healthy adults? *Clin Neurophysiol*. 129(5):901-908.

- Danker-Hopfe H, Schäfer M, Dorn H et al. (2005) Percentile reference charts for selected sleep parameters for 20- to 80-Year-Old healthy subjects from the SIESTA database. *Somnologie - Schlafforschung und Schlafmedizin* 9:3-14
- Danker-Hopfe H, Dorn H (2007). Untersuchungen an Probanden unter Exposition mit hochfrequenten elektromagnetischen Feldern von Mobiltelefonen - Abschlussbericht. URL: http://www.emf-forschungsprogramm.de/forschung/biologie/biologie_abges/bio_080.html [Zugriff: 24.07.2018].
- Danker-Hopfe H, Dorn H (2014). Probandenstudie zur Untersuchung des Einflusses der für TETRA genutzten Signalcharakteristik auf kognitive Funktionen - Abschlussbericht. URL: https://doris.bfs.de/jspui/bitstream/urn:nbn:de:0221-2014090311644/3/BfS_2014_FM8846.pdf [Zugriff: 24.07.2018].
- Danker-Hopfe H, Dorn H, Bolz T, Peter A, Hansen ML, Eggert T, Sauter C (2016) Effects of mobile phone exposure (GSM 900 and WCDMA/UMTS) on polysomnography based sleep quality: An intra- and interindividual perspective. *Environm Res* 145:50-60.
- Danker-Hopfe H, Dorn H (2019a). Einfluss hochfrequenter elektromagnetischer Felder auf die Gehirnaktivität, Schlaf und kognitive Leistungsfähigkeit älterer Frauen - Abschlussbericht. URL: <http://nbn-resolving.de/urn:nbn:de:0221-2019013117414> [Zugriff: 18.03.2019].
- Danker-Hopfe H, Dorn H (2019b). Einfluss hochfrequenter elektromagnetischer Felder auf die Gehirnaktivität, Schlaf und kognitive Leistungsfähigkeit älterer Männer - Abschlussbericht. URL: <http://nbn-resolving.de/urn:nbn:de:0221-2019101519604> [Zugriff: 18.03.2019].
- Danker-Hopfe, H., Eggert, T., Dorn, H. and Sauter, C. (2019), Effects of RF-EMF on the Human Resting-State EEG—the Inconsistencies in the Consistency. Part 1: Non-Exposure-Related Limitations of Comparability Between Studies. *Bioelectromagnetics*, 40: 291-318.
- Danker-Hopfe, H., Richter, S. & Eggert, T. Referenzwerte zur Schlafarchitektur für Erwachsene. *Somnologie* 24, 39–64 (2020).
- Der G, Deary IJ (2006). Age and sex differences in reaction time in adulthood: Results from the United Kingdom Health and Lifestyle Survey. *Psychol Aging* 21(1):62-73.
- Delorme A, Makeig S (2004). EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis. *J Neurosci Methods* 134:9-21. URL: <http://www.sccn.ucsd.edu/eeglab/> [Zugriff: 24.07.2018].
- Didikoglu A, Maharani A, Payton A, Pendleton N, Canal MM. Longitudinal change of sleep timing: association between chronotype and longevity in older adults. *Chronobiol Int.* 2019;36(9):1285-1300.
- Dijk DJ, Beersma DG, Bloem GM. Sex differences in the sleep EEG of young adults: visual scoring and spectral analysis. *Sleep.* 1989;12(6):500-507.

- Di Russo F, Berchicci M, Bozzacchi C, Perri RL, Pitzalis S, Spinelli D. Beyond the "Bereitschaftspotential": Action preparation behind cognitive functions. *Neurosci Biobehav Rev.* 2017 Jul;78:57-81. doi: 10.1016/j.neubiorev.2017.04.019. Epub 2017 Apr 23. PMID: 28445742.
- Duncan CC, Barry RJ, Connolly JF, Fischer C, Michie PT, Naatanen R, Polich J, Reinvang I, Van Petten C (2009). Event-related potentials in clinical research: guidelines for eliciting, recording, and quantifying mismatch negativity, P300, and N400. *Clin Neurophysiol* 120:1883-1908.
- Du Prel JB, Hommel G, Röhrig B, Blettner M (2009). Confidence Interval or P-Value?: Part 4 of a Series on Evaluation of Scientific Publications. *Dtsch Arztebl Int* 106(19):335–339.
- Dykiert D, Der G, Starr JM, Deary IJ (2012). Sex Differences in Reaction Time Mean and Intraindividual Variability Across the Life Span; *Dev Psychol* 48(5):1262–1276.
- Eggert T, Dorn H, Danker-Hopfe H. Nocturnal Brain Activity Differs with Age and Sex: Comparisons of Sleep EEG Power Spectra Between Young and Elderly Men, and Between 60-80-Year-Old Men and Women. *Nat Sci Sleep.* 2021 Sep 21;13:1611-1630. doi: 10.2147/NSS.S327221. PMID: 34584476; PMCID: PMC8464589.
- Eulitz C, Ullsperger P, Freude G, Elbert T (1998). Mobile phones modulate response patterns of human brain activity. *Neuroreport* 9:3229-3232.
- 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.
- Gerloff C (2005). Ereigniskorrelierte Potenziale (EKP). In: Stöhr M, Dichgans J, Buettner UW, Hess CW (Eds). *Evozierte Potentiale: SEP - VEP - AEP - EKP - MEP* (4th ed.). Berlin, Heidelberg, New York: Springer. pp. 499-538.
- Health Council of the Netherlands (2020a). 5G and health. No. 2020/16e.
- Health Council of the Netherlands (2020b). Background document to the advisory report 5G and health. No. 2020/16Ae.
- Hegerl U (1998). *Neurophysiologische Untersuchungen in der Psychiatrie. EEG, EKP, Schlafpolygraphie, Motorik, autonome Funktionen.* Berlin, Heidelberg, New York: Springer.
- Hertenstein E, Gabryelska A, Spiegelhalder K et al. (2018) Reference Data for Polysomnography-Measured and Subjective Sleep in Healthy Adults. *J Clin Sleep Med* 14:523-532
- Horne JA, Östberg O (1976). A self-assessment questionnaire to determine morningness-eveningness in human circadian rhythms. *Int J Chronobiol* 4:97-110.
- Hountala CD, Maganioti AE, Papageorgiou CC, Nanou ED, Kyprianou MA, Tsiafakis VG, Rabavilas AD, Capsalis CN. The spectral power coherence of the EEG under different EMF conditions. *Neurosci Lett.* 2008 Aug 22;441(2):188-92.

- 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 (2020). ICNIRP Guidelines For Limiting Exposure To Electromagnetic Fields (100 Khz To 300 GHz). *Health Phys* 118(5): 483–524.
- Jasper HH (1958). The ten twenty electrode system of the international federation. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 10:371–375.
- Jobert M, Wilson FJ, Ruigt GSF, Brunovsky M, Prichep LS, Drinkenburg WHIM (2012). Guidelines for the Recording and Evaluation of Pharmaco-EEG Data in Man: The International Pharmaco-EEG Society (IPEG). *Neuropsychobiology* 66:201-220.
- Johns MW (1991). A new method for measuring daytime sleepiness: the Epworth sleepiness scale. *Sleep* 14:540-545.
- Kappenman ES, Farrens JL, Zhang W, Stewart AX, Luck SJ. ERP CORE: An open resource for human event-related potential research. *Neuroimage*. 2021 Jan 15;225:117465.
- Kwon MS, Kujala T, Huotilainen M, Shestakova A, Naatanen R, Hamalainen H (2009). Preattentive auditory information processing under exposure to the 902 MHz GSM mobile phone electromagnetic field: a mismatch negativity (MMN) study. *Bioelectromagnetics* 30:241-248.
- Kwon MS, Huotilainen M, Shestakova A, Kujala T, Naatanen R, Hamalainen H (2010). No effects of mobile phone use on cortical
- Lakens D. Calculating and reporting effect sizes to facilitate cumulative science: a practical primer for t-tests and ANOVAs. *Front Psychol*. 2013 Nov 26;4:863.
- Leung S, Croft RJ, McKenzie RJ, Iskra S, Silber B, Cooper NR, O'Neill B, Cropley V, Diaz-Trujillo A, Hamblin D, Simpson D (2011). Effects of 2G and 3G mobile phones on performance and electrophysiology in adolescents, young adults and older adults. *Clin Neurophysiol* 122:2203-2216.
- Liendl S, Hoffmann RM (1999). Compliance-Probleme bei der Bearbeitung von Abend-Morgen-Protokollen—Entwicklung einer Kurzversion der Standardprotokolle der DGSM. *Somnologie* 3(2):73-77.
- Lopez-Calderon J, Luck SJ (2014). ERPLAB: An open-source toolbox for the analysis of event-related potentials. *Front Hum Neurosci* 8:213. URL: <http://www.github.com/lucklab/erplab/releases/> [Zugriff: 24.07.2018].
- Loughran SP, McKenzie RJ, Jackson ML, Howard ME, Croft RJ (2012). Individual differences in the effects of mobile phone exposure on human sleep: rethinking the problem. *Bioelectromagnetics* 33:86-93.
- Luck SJ (2005). An introduction to the event-related potential technique. Cambridge, MA: M.I.T. Press.

- Maganioti AE, Hountala CD, Papageorgiou CC, Kyprianou MA, Rabavilas AD, Capsalis CN (2010). Principal component analysis of the P600 waveform: RF and gender effects. *Neurosci Lett* 478:19-23.
- Martin BA, Trembley KL, Stapells DR (2007). Principles and applications of cortical auditory evoked potentials. In: Burkhard RF, Eggermont JJ, Don M (Eds.). *Auditory Evoked Potentials: Basic Principles and Clinical Application*. Philadelphia, Pennsylvania: Lippincott Williams & Wilkins, pp. 482-507.
- Martin BA, Tremblay KL, Korczak P (2008). Speech evoked potentials: from the laboratory to the clinic. *Ear Hear* 29:285-313.
- Maurer K, Lang N, Eckert J (2005). *Praxis der Evozierten Potentiale. SEP - AEP - MEP - VEP*, 2. Auflage Edition. Darmstadt: Steinkopf Verlag.
- Mensen A, Khatami R. Advanced EEG analysis using threshold-free cluster-enhancement and non-parametric statistics. *Neuroimage*. 2013;67:111-118.
- Mitterling T, Högl B, Schönwald SV, Hackner H, Gabelia D, Biermayr M, Frauscher B. (2015). Sleep and Respiration in 100 Healthy Caucasian Sleepers - A Polysomnographic Study According to American Academy of Sleep Medicine Standards. *Sleep* 38(6):867-875.
- Monk TH, Reynolds CF 3rd, Buysse DJ, Hoch CC, Jarrett DB, Jennings JR, Kupfer DJ. Circadian characteristics of healthy 80-year-olds and their relationship to objectively recorded sleep. *J Gerontol*. 1991 Sep;46(5):M171-5. doi: 10.1093/geronj/46.5.m171. PMID: 1890283.
- Mortazavi SM, Rouintan MS, Taeb S, Dehghan N, Ghaffarpanah AA, Sadeghi Z, Ghafouri F (2012). Human short-term exposure to electromagnetic fields emitted by mobile phones decreases computer-assisted visual reaction time. *Acta Neurol Belg* 112:171-175.
- Papageorgiou CC, Nanou ED, Tsiafakis VG, Capsalis CN, Rabavilas AD (2004). Gender related differences on the EEG during a simulated mobile phone signal. *Neuroreport* 15:2557-2560.
- Papageorgiou CC, Hountala CD, Maganioti AE, Kyprianou MA, Rabavilas AD, Papadimitriou GN, Capsalis CN. Effects of wi-fi signals on the p300 component of event-related potentials during an auditory hayling task. *J Integr Neurosci*. 2011 Jun;10(2):189-202.
- Peter H, Penzel T, Peter JH (2007): *Enzyklopädie der Schlafmedizin*. Springer, Heidelberg,
- Polich J. EEG and ERP assessment of normal aging. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1997 May;104(3):244-56. doi: 10.1016/s0168-5597(97)96139-6. PMID: 9186239.
- Polich J (2013). Neuropsychology of P300. In: Luck SL, Kappenman ES (Eds). *The Oxford Handbook of Event-Related Potential Components*. New York, NY, US: Oxford University Press. pp. 159-188.
- Posner MI, Rafal RD (1987). Cognitive theories of attention and the rehabilitation of attentional deficits. In: Meier MJ, Benton AL, Diller L (Eds.). *Neuropsychological rehabilitation*. New York, NY, US: Guilford Press. pp. 182-201.

- Riddervold IS, Pedersen GF, Andersen NT, Pedersen AD, Andersen JB, Zachariae R, Molhave L, Sigsgaard T, Kjaergaard SK (2008). Cognitive function and symptoms in adults and adolescents in relation to rf radiation from UMTS base stations. *Bioelectromagnetics* 29:257-267.
- Sauter C, Eggert T, Dorn H, Danker-Hopfe H (2014). Literaturübersicht im Rahmen des Projekts: Einfluss hochfrequenter elektromagnetischer Felder auf Gehirnaktivität, Schlaf und kognitive Leistungsfähigkeit älterer Personen beider Geschlechter - Vorhaben 3613S30012. URL: <http://nbn-resolving.de/urn:nbn:de:0221-2014121212043>
- SCENIHR (2015). Public consultation on the preliminary opinion on potential health effects of exposure to electromagnetic fields (EMF). Scientific Committee on Emerging and Newly Identified Health Risks. Brussels. URL: http://ec.europa.eu/health/scientific_committees/consultations/public_consultations/scenihr_consultation_19_en.htm [Zugriff: 24.07.2018].
- Schlögl A, Keinrath C, Zimmermann D, Scherer R, Leeb R, Pfurtscheller G (2007). A fully automated correction method of EOG artifacts in EEG recordings. *Clin Neurophysiol* 118:98-104.
- Schuhfried G (1993). Wiener Testsystem Daueraufmerksamkeit, Version 3.00. . Mödling: Schuhfried Ges.m.b.H
- Silas J, Levy JP, Nielsen MK, Slade L, Holmes A. Sex and individual differences in induced and evoked EEG measures of action observation. *Neuropsychologia*. 2010 Jul;48(9):2417-26. doi: 10.1016/j.neuropsychologia.2010.03.004. Epub 2010 Mar 11. PMID: 20226800.
- Smythe JW, Costall B (2003). Mobile phone use facilitates memory in male, but not female, subjects. *Neuroreport* 14:243-246.
- SSM (2019). Research 2019:08. Recent Research on EMF and Health Risk, Thirteenth report from SSM's Scientific Council on Electromagnetic Fields, 2018. Stral Säkerhets Myndigheten (Swedish Radiation Safety Authority). URL: <https://www.stralsakerhetsmyndigheten.se/en/publications/reports/radiation-protection/2019/201908/> [Zugriff: 24.07.2018].
- SSM (2020). Research 2020:04. Recent Research on EMF and Health Risk, Fourteenth report from SSM's Scientific Council on Electromagnetic Fields, 2019. Stral Säkerhets Myndigheten (Swedish Radiation Safety Authority). URL: <https://www.stralsakerhetsmyndigheten.se/en/publications/reports/radiation-protection/2020/202004/> [Zugriff: 24.07.2018].
- Sullivan GM, Feinn R (2012). Using Effect Size - or Why the P Value Is Not Enough. *J Grad Med Educ* 4(3):279–282.
- Sutton S, Braren M, Zubin J, John ER (1965). Evoked-potential correlates of stimulus uncertainty. *Science* 150:1187-1188.
- Torriglia A, Degauque P, Draetta L, Dore JF, Guseva-Canu I, Kesselring J et al. (2021). Exposure to electromagnetic fields related to the deployment of the '5G' communication technology, and possibly associated health effects, Referral n 2019-SA-0006 '5G' - Report of collective expertise Opinion of the National Agency of health safety of food, environment and labour related to the

- 'exposure of populations to electromagnetic fields related to the deployment of the '5G' communication technology and associated health effects' (INIS-FR--21-0637). France
- Tremblay KL, Piskosz M, Souza P. Aging alters the neural representation of speech cues. *Neuroreport*. 2002 Oct 28;13(15):1865-70. doi: 10.1097/00001756-200210280-00007. PMID: 12395081.
- UVEK (2019). Eidgenössisches Departement für Umwelt, Verkehr, Energie und Kommunikation (UVEK). Bericht Mobilfunk und Strahlung. Herausgegeben von der Arbeitsgruppe Mobilfunk und Strahlung im Auftrag des UVEK.
- van Boxtel GJM, Bocker KBE (2004). Cortical measures of anticipation. *J Psychophysiol* 18:61-76.
- van Wel L, Liorni I, Huss A, Thielens A, Wiart J, Joseph W, Rösli M, Foerster M, Massardier-Pilonchery A, Capstick M, Cardis E, Vermeulen R. Radio-frequency electromagnetic field exposure and contribution of sources in the general population: an organ-specific integrative exposure assessment. *J Expo Sci Environ Epidemiol*. 2021 Nov;31(6):999-1007. doi: 10.1038/s41370-021-00287-8. Epub 2021 Mar 2. PMID: 33654268.
- Vecchio F, Babiloni C, Ferreri F, Buffo P, Cibelli G, Curcio G, van Dijkman S, Melgari JM, Giambattistelli F, Rossini PM (2010). Mobile phone emission modulates inter-hemispheric functional coupling of EEG alpha rhythms in elderly compared to young subjects. *Clin Neurophysiol* 121:163-171.
- Victor A, Elsässer A, Hommel G, Blettner M (2010). Wie bewertet man die p-Wert-Flut? - Hinweise zum Umgang mit dem multiplen Testen. *Dtsch Arztebl Int* 107(4):50–6.
- Vidaurre C, Sander TH, Schlögl A. (2011). BioSig: The Free and Open Source Software Library for Biomedical Signal Processing. *Comput Intell Neurosci* ID:935364. URL: <http://biosig.sourceforge.net/download.html> [Zugriff: 24.07.2018].
- Wallace J, Selmaoui B. Effect of mobile phone radiofrequency signal on the alpha rhythm of human waking EEG: A review. *Environ Res*. 2019 Aug;175:274-286.
- 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.
- Weeß HG, 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 HG, 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 HG, Schürmann T, Steinberg R (2002). Das Landecker Inventar für Schlafstörungen.[Landecker Inventory for the assessment of sleep disorders.] Article in German. In:Kompodium Schlafmedizin Schulz H. S.

- Welch PD (1961). A direct digital method of power spectrum estimation. *IBM J Res and Dev* 5:141-156.
- Yetton BD, Mcdevitt EA, Cellini N et al. (2018) Quantifying sleep architecture dynamics and individual differences using big data and Bayesian networks. *PLoS One* 13:e0194604
- Zimmermann P, Fimm B (2002a). A test battery for attentional performance In: Leclercq M, Zimmermann P. *Applied Neuropsychology of Attention: Theory, Diagnosis and Rehabilitation*. pp. 110-151.
- Zimmermann P, Fimm B (2002b). Testbatterie zur Aufmerksamkeitsprüfung (TAP), Version 1.7. Teil 2 (Statistiken) (Erwachsenennormen). Herzogenrath: Vera Fimm/Psychologische Testsysteme.
- Zschocke H, Hansen H-C (2012). *Klinische Elektroenzephalographie* (3rd ed.). Berlin, Heidelberg, New York: Springer Verlag.
- Zulley J (2002). Schlafragebogen einer Schlafambulanz. In: Füller I (Ed.): *Wenn der Schlaf gestört ist*. pp. 154-166.
- Zung WW (1965). A self-rating depression scale. *Arch Gen Psychiatry* 12:63-70.
- Zung WW (1971). A rating instrument for anxiety disorders. *Psychosomatics* 12:371-379.

XII. Abkürzungsverzeichnis

A1, A2	Elektrodenposition Auriculum links, rechts
AASM	American Academy of Sleep Medicine
Abb.	Abbildung
AEP	Acoustic evoked potentials / Akustisch evozierte Potentiale
AGNIR	Advisory Group on Non-ionising Radiation
ANOVA	Analysis of Variance / Varianzanalyse
ANSES	Agence Nationale de Sécurité Sanitaire de l'Alimentation, de l'Environnement et du Travail
ASF	Allgemeiner Schlafragebogen
AUC	Area under the curve
BfS	Bundesamt für Strahlenschutz
BP	Bereitschaftspotential
C3, C4, Cz	Elektrodenposition zentral links, rechts, Mitte
CNV	Contingent Negative Variation / Erwartungswelle
DAUF	Daueraufmerksamkeitstest
DECT	Digital Enhanced Cordless Telecommunications
dB	Dezibel
EDF	European Data Format
EEG	Elektroenzephalogramm oder Elektroenzephalografie
EKG	Elektrokardiogramm
EKP	Ereigniskorrelierte Potentiale
EMF	Electromagnetic Fields / elektromagnetische Felder
EMG	Electromyogramm
EOG	Elektrooculogramm
EP	Evoked potentials / evozierte Potentiale
ERD	Event-related desynchronization / ereigniskorrelierte Desynchronisation
ERP	Event-related potentials
ERS	Event-related synchronization / ereigniskorrelierte Synchronisation
ESS	Epworth Sleepiness Scale / Epworth Schläfrigkeitsskala
F3, F7	Elektrodenposition frontal, linkszentral, linkslateral
F4, F8, Fz	Elektrodenposition frontal rechtszentral, rechtslateral, Mitte
FIR	Finite impulse response
Fp1, Fp2, Fpz	Elektrodenposition frontopolar links, rechts, Mitte
FS	Frequency of sleep stage shifts / Anzahl der Schlafstadienwechsel
FSTST	Frequency of sleep stage shifts per h TST / Anzahl der Schlafstadienwechsel je Stunde TST
FW	Frequency of awakenings / Anzahl der Aufwach-Ereignisse

FWTST	Frequency of awakenings per h TST / Anzahl der Aufwach-Ereignisse je Stunde TST
g	Gramm
GHz	Gigahertz
GSM	Global System for Mobile Communications
h	hour(s) Stunde(n)
HF	Hochfrequenz
HF-EMF	Elektromagnetische Hochfrequenzfelder
Hz	Hertz
ICA	Independent Component Analysis
ICNIRP	International Commission on Non-Ionising Radiation Protection
IIR	Infinite impulse response
IPEG	International Pharmaco-EEG Society
IQR	Interquartile range / Interquartilsabstand
Kap.	Kapitel
KHz	Kilohertz
KI	Konfidenzintervall
LCONT	Schlaflatenz zu kontinuierlichem Schlaf
LISST	Landecker Inventar zur Erfassung von Schlafstörungen
LN2, LN3, LR	Latencies from lights out to first epochs of sleep stages N2, N3 and R / Latenzen von „Licht aus“ bis zur ersten Epoche N2, N3, R
LP	langsames Potential
MEQ	Morningness-Eveningness-Questionnaire / Morgen-Abendtyp-Bestimmung
MHz	Megahertz
MP	Motor Potential
MRCP	Movement related cortical potential
ms	Millisekunden
n-back	Schwierigkeitsgrad bei Test zur Überprüfung des Arbeitsgedächtnisses
N1	evoziertes Potential mit negativer Amplitude
N1a	Komponente des evozierten Potentials N1
N1, N2, N3	non-REM Schlafstadien
N3L	Latency from sleep onset to the first epoch of sleep stage N3 / Latenz vom Schlafbeginn bis zur ersten Epoche N3
N100	evoziertes Potential mit negativer Amplitude, deren Gipfel ca. 100, msec nach Reizdarbietung auftritt
Non-REM	Non Rapid Eye Movement
NREM	Non Rapid Eye Movement
n.s.	(statistisch) nicht signifikant
NS´	Terminal Negative Slope (Komponente von BP)
O1, O2, Oz	Elektrodenposition okzipital links, rechts, Mitte

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
PSG	Polysomnografie
PSQI	Pittsburgh Sleep Quality Index / Pittsburgh Schlafqualitätsindex
qEEG	quantitatives EEG
R	Schlafstadium REM
REM	Rapid Eye Movement
RF	Radio Frequency (Hochfrequenz)
RF-EMF	hochfrequente elektromagnetische Felder
RL	REM latency / REM-Latenz
RMS	Effektivwert (root mean square)
s	Sekunden
S1	Warnreiz
S2	Befehlsreiz
SAR	Specific Absorption Rate / Spezifische Absorptionsrate
SAR10g	über 10 g zusammenhängendes Körpergewebe gemittelte Spezifische Absorptionsrate
SAS	Self-Rating Anxiety Scale / Selbstbeurteilungs- Angst- Skala
SCENHIR	Scientific Committee on Emerging and Newly Identified Health Risks
SDS	Self-Rating Depression Scale / Selbstbeurteilungs- Depressions- Skala
SE	Sleep efficiency / Schlafeffizienz
Sham	Scheinexposition
SL	Sleep latency / Schlaflatenz
SO	Slow oscillatory / Sub-Delta
SPC	Spectral power coherence / Spektrale Leistungskohärenz
SSK	Strahlenschutzkommission
SSM	Swedish Radiation Safety Authority
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
TETRA	Terrestrial Trunked Radio
TFCE	Threshold-free cluster enhancement
TIB	Time in Bed
TSP	Total sleep period / Gesamtschlafperiode
TST	Total Sleep Time / Gesamtschlafzeit

UMTS	Universal Mobile Telecommunications System
UVEK	Eidgenössisches Departement für Umwelt, Verkehr, Energie und Kommunikation
V	Volt
VMT	Visual Monitoring Task / Visuelle Folgeaufgaben
W	Schlafstadium Wach
W/kg	Watt pro Kilogramm
WaT	Wahlreaktion auf Töne
WASO	Wake after Sleep Onset / Wach nach Schlafbeginn
Wi-Fi	Kunstwort, das an HiFi (High Fidelity, hohe Wiedergabequalität) erinnert – als Warenzeichen für Standards "IEEE 802.11x" des IEEE (Institute of Electrical and Electronics Engineers)
WMT	Working Memory Task / Test zur Überprüfung des Arbeitsgedächtnisses
WTSP	Wake within total sleep period / Wach in der Gesamtschlafperiode
μV	Mikrovolt
2G	2. Generation der Mobilfunktechnologie
3G	3. Generation der Mobilfunktechnologie
4G	4. Generation der Mobilfunktechnologie
5G	5. Generation der Mobilfunktechnologie
°	Gradzeichen

XIII. Abbildungsverzeichnis

Abb. III.1: Schematische Darstellung des Studiendesigns der Studien 1-4.....	23
Abb. IV.1: Tiefpassfilter für EEG-Polysomnographieeingänge des Registriergerätes.....	29
Abb. IV.2: Elektrodenkabel mit Induktivitätsbelag.....	30
Abb. IV.3: Melone mit Kopf-Elektroden und Antenne.....	31
Abb. IV.4: Spektren der Aufzeichnung mit einer Melone als Kopfphantom.....	32
Abb. IV.5: Spektren mit Frequenzauflösung 0.25 Hz für die Lokalisation T3.....	32
Abb. IV.6: Amplitudenfrequenzgang des FIR Filters zur TETRA-Störsignaldämpfung.....	33
Tab. V.1: Dokumentation der eingeschlossenen potentiellen Studienteilnehmer/Innen während der vier Stufen des Rekrutierungsprozesses.....	38
Abb. VI.1: Der P1-N1-P2-Komplex ausgelöst durch einen "Klick-Ton".....	41
Abb. VI.2: Die P300 ist ein positives Potential, das mit einer Latenz von ca. 300 ms nach unerwarteten, aufgabenrelevanten, seltenen Stimuli auftritt.....	42
Abb. VI.3: Schematische Darstellung der Contingent Negative Variation (CNV).	44
Abb. VI.4: Schematische Darstellung der Aufgabe zur Erzeugung einer Contingent Negative Variation (CNV).	45
Abb. VI.5: Bereitschaftspotential vor einer einfachen Fingerbewegung.	45
Abb. VI.6: Schematische Darstellung der visuellen Folgereaktionsaufgabe (VMT).....	46
Abb. VI.7: Monitoransicht mit Instruktionen für die Durchführung des DAUF-Tests.....	49
Abb. VI.8: Schematische Darstellung einer Abfolge von Bildern aus dem Test zur Geteilten Aufmerksamkeit der TAP.	50
Abb. VI.9: Schematische Darstellung einer Abfolge von Bildern aus dem Vigilanztest der TAP.....	50
Abb. VI.10: N-back Aufgabe zur Überprüfung des Arbeitsgedächtnisses am Beispiel der 0-back und der 2-back-Aufgabe.....	51
Abb. VII.1: Verdeutlichung der infolge rechnerischer Kompensation hergestellten Vergleichbarkeit gemittelter Spektren, die mit unterschiedlicher Technik aufgezeichnet wurden (hier am Beispiel der NREM-Schlaf-EEG-Aktivität abgeleitet an der Elektrodenposition C3).	53
Abb. VII.2: Das Prinzip des „averaging“.....	62
Abb. VIII.1: Auswirkungen einer GSM900-Exposition auf die Makrostruktur des Schlafs sowie auf subjektive Schlafparameter älterer Frauen und Männer.....	78

Abb. VIII.2: Auswirkungen einer TETRA-Exposition auf die Makrostruktur des Schlafs sowie auf subjektive Schlafparameter älterer Frauen und Männer.....	80
Abb. VIII.3: Auswirkungen einer GSM900-Exposition auf die Makrostruktur des Schlafs sowie auf subjektive Schlafparameter jüngerer und älterer Männer.....	82
Abb. VIII.4: Auswirkungen einer TETRA-Exposition auf die Makrostruktur des Schlafs sowie auf subjektive Schlafparameter jüngerer und älterer Männer.....	84
Abb. VIII.5: Auswirkungen einer GSM900-Exposition auf die Makrostruktur des 1. Nachtviertels älterer Frauen und Männer.	87
Abb. VIII.6: Auswirkungen einer TETRA-Exposition auf die Makrostruktur des 1. Nachtviertels älterer Frauen und Männer.	87
Abb. VIII.7: Auswirkungen einer GSM900-Exposition auf die Makrostruktur des 1. Nachtviertels jüngerer und älterer Männer.....	88
Abb. VIII.8: Auswirkungen einer TETRA-Exposition auf die Makrostruktur des 1. Nachtviertels jüngerer und älterer Männer.....	88
Abb. VIII.9: Auswirkungen einer GSM900-Exposition auf die Makrostruktur im 4. Nachtviertel älterer Frauen und Männer.	92
Abb. VIII.10: Auswirkungen einer TETRA-Exposition auf die Makrostruktur im 4. Nachtviertel älterer Frauen und Männer.	92
Abb. VIII.11: Auswirkungen einer GSM900-Exposition auf die Makrostruktur im 4. Nachtviertel jüngerer und älterer Männer.....	93
Abb. VIII.12: Auswirkungen einer TETRA-Exposition auf die Makrostruktur im 4. Nachtviertel jüngerer und älterer Männer.....	93
Abb. VIII.13: Paarweise Analyse der Schlaf-EEG-Powerspektralwerte zusammengefasst zu Frequenzbändern zwischen der GSM900 und der Shamexpositionsbedingung für die Stichprobe der älteren Frauen.	98
Abb. VIII.14: Paarweise Analyse der Schlaf-EEG-Powerspektralwerte zusammengefasst zu Frequenzbändern zwischen der GSM900 und der Shamexpositionsbedingung für die Stichprobe der älteren Männer.....	99
Abb. VIII.15: Paarweise Analyse der Schlaf-EEG-Powerspektralwerte zusammengefasst zu Frequenzbändern zwischen der GSM900 und der Shamexpositionsbedingung für die Stichprobe der jungen Männer.....	100
Abb. VIII.16: Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Geschlecht als Zwischensubjektfaktor sowie GSM900 und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Schlaf-EEG-Powerspektralwerte in den Frequenzbändern.	102

Abb. VIII.17: Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Altersgruppe als Zwischensubjektfaktor sowie GSM900 und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Schlaf-EEG-Powerspektralwerte in den Frequenzbändern.	103
Abb. VIII.18: Paarweise Analyse der Powerspektralwerte des Schlaf-EEG (zusammengefasst zu Frequenzbändern) zwischen der TETRA und der Shamexpositionsbedingung (Ältere Frauen).....	104
Abb. VIII.19: Paarweise Analyse der Powerspektralwerte des Schlaf-EEG (zusammengefasst zu Frequenzbändern) zwischen der TETRA und der Shamexpositionsbedingung (Ältere Männer).	105
Abb. VIII.20: Paarweise Analyse der Powerspektralwerte des Schlaf-EEG (zusammengefasst zu Frequenzbändern) zwischen der TETRA und der Shamexpositionsbedingung (Junge Männer).	106
Abb. VIII.21: Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Geschlecht als Zwischensubjektfaktor sowie TETRA und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Schlaf-EEG-Powerspektralwerte in den Frequenzbändern.	108
Abb. VIII.22: Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Altersgruppe als Zwischensubjektfaktor sowie TETRA und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Schlaf-EEG-Powerspektralwerte in den Frequenzbändern.	109
Abb. VIII.23: Paarweise Analyse der Powerspektralwerte des Schlaf-EEG auf der Ebene der Spektrallinien zwischen der GSM900 und der Shamexpositionsbedingung.....	111
Abb. VIII.24: Statistisch signifikante p-Werte aus den paarweisen Analysen der Powerspektralwerte des Schlaf-EEG auf der Ebene der Spektrallinien zwischen der GSM900 und der Shamexpositionsbedingung.	112
Abb. VIII.25: Paarweise Analyse der Powerspektralwerte des Schlaf-EEG auf der Ebene der Spektrallinien zwischen der TETRA und der Shamexpositionsbedingung.	113
Abb. VIII.26: Statistisch signifikante p-Werte aus den paarweisen Analysen der Powerspektralwerte des Schlaf-EEG auf der Ebene der Spektrallinien zwischen der TETRA und der Shamexpositionsbedingung.	114
Abb. IX.1: Paarweise Analyse der Powerspektralwerte des Ruhe-EEG (zusammengefasst zu Frequenzbändern) zwischen der GSM900 und der Shamexpositionsbedingung.	118
Abb. IX.2: Paarweise Analyse der Powerspektralwerte des Ruhe-EEG (zusammengefasst zu Frequenzbändern) zwischen der TETRA und der Shamexpositionsbedingung.	119
Abb. IX.3: Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Geschlecht (oben) bzw. Altersgruppe (unten) als Zwischensubjektfaktor sowie GSM900 und Sham als Expositionsbedingungen (links) und entsprechenden Ergebnissen mit TETRA und Sham als Expositionsbedingungen (rechts) bezogen auf die Ruhe-EEG-Powerspektralwerte in den Frequenzbändern.	120

Abb. IX.4: Paarweise Analyse der Powerspektralwerte des Ruhe-EEG auf der Ebene der Spektrallinien zwischen der GSM900 (links) bzw. der TETRA (rechts)-Exposition und der Shamexpositionsbedingung.	122
Abb. IX.5: Vergleichende Darstellung der Contingent Negative Variation (CNV) zwischen älteren Frauen und älteren Männern getrennt für die GSM900- (oben) und TETRA-Expositionsbedingung (unten).....	127
Abb. IX.6: Vergleichende Darstellung des langsamen Potentials assoziiert mit der Visuellen Folgereaktionsaufgabe (VMT) zwischen älteren Frauen und älteren Männern getrennt für die GSM900- (oben) und TETRA-Expositionsbedingung (unten).....	128
Abb. IX.7: Vergleichende Darstellung des Bereitschaftspotentials (BP) zwischen älteren Frauen und älteren Männern getrennt für die GSM900- (oben) und TETRA-Expositionsbedingung (unten).	129
Abb. IX.8: Vergleichende Darstellung der Contingent Negative Variation (CNV) zwischen jüngeren Männern und älteren Männern getrennt für die GSM900- (oben) und TETRA-Expositionsbedingung (unten).....	135
Abb. IX.9: Vergleichende Darstellung des langsamen Potentials assoziiert mit der Visuellen Folgereaktionsaufgabe (VMT) zwischen jüngeren Männern und älteren Männern getrennt für die GSM900- (oben) und TETRA-Expositionsbedingung (unten).	136
Abb. IX.10: Vergleichende Darstellung des Bereitschaftspotentials (BP) zwischen älteren Frauen und älteren Männern getrennt für die GSM900- (oben) und TETRA-Expositionsbedingung (unten).	137
Abb. IX.11: Vergleichende Darstellung der N1-P2-Potentialkomponenten zwischen älteren Frauen und älteren Männern getrennt für die GSM900 (oben) und TETRA (unten) Expositionsbedingung.	140
Abb. IX.12: Vergleichende Darstellung der P3-Amplitudendifferenz zwischen häufigen und seltenen Tönen zwischen älteren Frauen und älteren Männern getrennt für die GSM900 (oben) und TETRA (unten) Expositionsbedingung.	141
Abb. IX.13: Vergleichende Darstellung der N1-P2-Potentialkomponenten zwischen jungen Männern und älteren Männern getrennt für die GSM900 (oben) und TETRA (unten) Expositionsbedingung.	142
Abb. IX.14: Vergleichende Darstellung der P3-Amplitudendifferenz zwischen häufigen und seltenen Tönen zwischen jungen Männern und älteren Männern getrennt für die GSM900 (oben) und TETRA (unten) Expositionsbedingung.	143
Abb. IX.15: Paarweise Analyse der Verhaltensparameter aus den psychophysiologischen Experimenten zwischen der jeweiligen Verumexpositionsbedingung und der Scheinbefeldung getrennt nach Geschlecht.	153

Abb. IX.16: Paarweise Analyse der Verhaltensparameter aus den psychophysiologischen Experimenten zwischen der jeweiligen Verumexpositionsbedingung und der Scheinbefeldung getrennt nach Altersgruppe	154
Abb. IX.17: Paarweise Analyse der Leistungsparameter aus dem Test zur geteilten Aufmerksamkeit zwischen der jeweiligen Verumexpositionsbedingung und der Scheinbefeldung getrennt nach Geschlecht.	157
Abb. IX.18: Paarweise Analyse der Leistungsparameter aus dem Test zur geteilten Aufmerksamkeit zwischen der jeweiligen Verumexpositionsbedingung und der Scheinbefeldung getrennt nach Altersgruppe.	158
Abb. IX.19: Paarweise Analyse der Leistungsparameter aus dem Vigilanztest zwischen der jeweiligen Verumexpositionsbedingung und der Scheinbefeldung getrennt nach Geschlecht.	162
Abb. IX.20: Paarweise Analyse der Leistungsparameter aus dem Vigilanztest zwischen der jeweiligen Verumexpositionsbedingung und der Scheinbefeldung getrennt nach Altersgruppe.	163
Abb. IX.21: Paarweise Analyse der Leistungsparameter aus dem Daueraufmerksamkeitstest und der Arbeitsgedächtnisaufgabe zwischen der jeweiligen Verumexpositionsbedingung und der Scheinbefeldung getrennt nach Geschlecht.	167
Abb. IX.22: Paarweise Analyse der Leistungsparameter aus dem Daueraufmerksamkeitstest und der Arbeitsgedächtnisaufgabe zwischen der jeweiligen Verumexpositionsbedingung und der Scheinbefeldung getrennt nach Altersgruppe.	168

XIV. Tabellenverzeichnis

Tab. VI.1: Tests zur Erfassung von Aufmerksamkeitskomponenten.	48
Tab. VII.1: Schlafvariablen nach AASM.	55
Tab. VII.2: Zusätzliche Schlafparameter.	56
Tab. VII.3: Arousalparameter.	56
Tab. VIII.1: Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Geschlecht als Zwischensubjektfaktor sowie GSM900 und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Makrostruktur des Schlafes der gesamten Nacht sowie auf die subjektiven Schlafparameter.	79
Tab. VIII.2: Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Geschlecht als Zwischensubjektfaktor sowie TETRA und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Makrostruktur des Schlafes der gesamten Nacht sowie auf die subjektiven Schlafparameter.	81
Tab. VIII.3: Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Altersgruppe als Zwischensubjektfaktor sowie GSM900 und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Makrostruktur des Schlafes der gesamten Nacht sowie auf die subjektiven Schlafparameter.	83
Tab. VIII.4: Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Altersgruppe als Zwischensubjektfaktor sowie TETRA und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Makrostruktur des Schlafes der gesamten Nacht sowie auf die subjektiven Schlafparameter.	85
Tab. VIII.5: Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Geschlecht als Zwischensubjektfaktor sowie GSM900 (oben) bzw. TETRA (unten) und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Makrostruktur des Schlafes im 1. Nachtviertel.	89
Tab. VIII.6: Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Altersgruppe als Zwischensubjektfaktor sowie GSM900 (oben) bzw. TETRA (unten) und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Makrostruktur des Schlafes im 1. Nachtviertel.	90
Tab. VIII.7: Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Geschlecht als Zwischensubjektfaktor sowie GSM900 (oben) bzw. TETRA (unten) und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Makrostruktur des Schlafes im 4. Nachtviertel.	94
Tab. VIII.8: Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Altersgruppe als Zwischensubjektfaktor sowie GSM900 (oben) bzw. TETRA (unten) und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Makrostruktur des Schlafes im 4. Nachtviertel.	95
Tab. IX.1: Auswirkungen einer GSM900- (oben) bzw. TETRA-Exposition (unten) auf die Komponenten der langsamen Potentiale älterer Frauen, älterer Männer und junger Männer.	125

Tab. IX.2: Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Geschlecht als Zwischenssubjektfaktor sowie GSM900 und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Komponenten der langsamen Potentiale.....	130
Tab. IX.3: Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Geschlecht als Zwischenssubjektfaktor sowie TETRA und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Komponenten der langsamen Potentiale.....	131
Tab. IX.4: Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Altersgruppe als Zwischenssubjektfaktor sowie GSM900 und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Komponenten der langsamen Potentiale.....	132
Tab. IX.5: Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Altersgruppe als Zwischenssubjektfaktor sowie TETRA und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Komponenten der langsamen Potentiale.....	133
Tab. IX.6: Auswirkungen einer GSM900- (oben) bzw. TETRA-Exposition (unten) auf die Leistungsparameter aus dem Daueraufmerksamkeitstest und der Arbeitsgedächtnisaufgabe älterer Frauen, älterer Männer und junger Männer.....	139
Tab. IX.7: Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Geschlecht als Zwischenssubjektfaktor sowie GSM900 und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Komponenten der akustisch evozierten Potentiale.....	144
Tab. IX.8: Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Geschlecht als Zwischenssubjektfaktor sowie TETRA und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Komponenten der akustisch evozierten Potentiale.....	145
Tab. IX.9: Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Altersgruppe als Zwischenssubjektfaktor sowie GSM900 und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Komponenten der akustisch evozierten Potentiale.....	146
Tab. IX.10: Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Altersgruppe als Zwischenssubjektfaktor sowie TETRA und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Komponenten der akustisch evozierten Potentiale.....	147
Tab. IX.11: Auswirkungen einer GSM900- (oben) bzw. TETRA-Exposition (unten) auf die Leistungsparameter der psychophysiologischen Experimente, aus dem Test zur geteilten Aufmerksamkeit, aus dem Vigilanztest, aus dem Daueraufmerksamkeitstest sowie aus der Arbeitsgedächtnisaufgabe älterer Frauen, älterer Männer und junger Männer.....	150
Tab. IX.12: Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Geschlecht als Zwischenssubjektfaktor sowie GSM900 (oben) bzw. TETRA (unten) und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Verhaltensparameter der psychophysiologischen Experimente.....	155

Tab. IX.13: Ergebnisse der gemischten ANOVA mit Altersgruppe als Zwischenssubjektfaktor sowie GSM900 (oben) bzw. TETRA (unten) und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Verhaltensparameter der psychophysiologischen Experimente.	156
Tab. IX.14: Ergebnisse der gemischten ANOVAs mit Geschlecht als Zwischenssubjektfaktor sowie GSM900 (oben) bzw. TETRA (unten) und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Leistungsparameter aus dem Test zur geteilten Aufmerksamkeit.	159
Tab. IX.15: Ergebnisse der gemischten ANOVAs mit Altersgruppe als Zwischenssubjektfaktor sowie GSM900 (oben) bzw. TETRA (unten) und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Leistungsparameter aus dem Test zur geteilten Aufmerksamkeit.	160
Tab. IX.16: Ergebnisse der gemischten ANOVAs mit Geschlecht als Zwischenssubjektfaktor sowie GSM900 (oben) bzw. TETRA (unten) und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Leistungsparameter aus dem Vigilanztest.	164
Tab. IX.17: Ergebnisse der gemischten ANOVAs mit Altersgruppe als Zwischenssubjektfaktor sowie GSM900 (oben) bzw. TETRA (unten) und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Leistungsparameter aus dem Vigilanztest.	165
Tab. IX.18: Ergebnisse der gemischten ANOVAs mit Geschlecht als Zwischenssubjektfaktor sowie GSM900 (oben) bzw. TETRA (unten) und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Leistungsparameter aus dem Daueraufmerksamkeitstest und der Arbeitsgedächtnisaufgabe.	169
Tab. IX.19: Ergebnisse der gemischten ANOVAs mit Altersgruppe als Zwischenssubjektfaktor sowie GSM900 (oben) bzw. TETRA (unten) und Sham als Expositionsbedingungen bezogen auf die Leistungsparameter aus dem Daueraufmerksamkeitstest und der Arbeitsgedächtnisaufgabe.	170
Tab. X.1: Zusammenstellung aller Ergebnisse aus den gemischten ANOVA-Modellen.	173
Tab. X.2: Darstellung des Verhältnisses zwischen der Anzahl durchgeführter Varianzanalysen und der Anzahl statistisch signifikanter Expositionseffekte.	190
Tab. X.3: Interaktionseffekte im Schlaf-EEG (Powerspektralwerte in Frequenzbändern), die über mehrere (d.h. min. fünf) Elektroden in gleicher Richtung gefunden werden konnten.	191

Korrespondenzanschrift:

Prof. Dr. Heidi Danker-Hopfe
Kompetenzzentrum Schlafmedizin des CC15
Charité – Universitätsmedizin Berlin
Campus Benjamin Franklin
Hindenburgdamm 30
12200 Berlin
Tel.: 030 450 517571
Fax: 030 450 517941
e-mail: heidi.danker-hopfe@charite.de