

Aus dem Bereich Arbeitsmedizin
der Medizinischen Fakultät
der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

**„Psychophysiologische Beanspruchungskorrelate kognitiver Belastung –
Erkenntnisse aus der arbeitsphysiologischen Forschungsstudie“**

D i s s e r t a t i o n

zur Erlangung des Doktorgrades

Dr. med.

(doctor medicinae)

an der Medizinischen Fakultät
der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

vorgelegt von Markus Michael Hillmert

aus Bayreuth

Magdeburg 2022

Bibliographische Beschreibung

Hillmert, Markus Michael

Psychophysiologische Beanspruchungskorrelate kognitiver Belastung – Erkenntnisse aus der arbeitsphysiologischen Forschungsstudie

Dissertation, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Medizinische Fakultät

2022: 88 Bl., 27 Tab., 13 Abb., 4 Anl.

Kurzreferat:

Die vorliegende Studie, die im Rahmen des Forschungsprojekts ArdiAS stattfand, untersuchte mit Hilfe des Fahrenberg'schen Mehrebenenkonzepts autonome Beanspruchungsreaktionen des Körpers bei verschiedenen kognitiven Belastungen. Ziel der Arbeit war die Bestimmung physiologischer Beanspruchungskorrelate aus dem EEG und EKG unter der Berücksichtigung der objektiven Testleistung bei kognitiven Aufgaben und des subjektiven Beanspruchungsempfindens, das mittels BORG-Skala abgefragt wurde. Während die 22 Probanden (10 Männer und 12 Frauen) im Durchschnittsalter von $25,1 \pm 4,66$ Jahren eine psychometrische Testbatterie mit randomisierter Testreihenfolge absolvierten, erfolgte die EEG- und EKG-Aufzeichnung mit einschließender Analyse der Herzfrequenzvariabilität (HRV). Bei den paarweisen Vergleichen der EEG- und HRV-Parametern wurden zahlreiche signifikante Beanspruchungsreaktionen zwischen den Tests und der Ruhephase festgestellt. Korrelate zwischen EEG- und HRV-Parametern erlaubten Rückschlüsse von den Beanspruchungsparametern auf die kognitive Belastung. Auch zwischen den Leistungsdaten der psychometrischen Tests und den objektiven Beanspruchungsparametern konnten Korrelationen gefunden werden. Das subjektive Beanspruchungsempfinden der stattgefundenen kognitiven Belastung deckte sich nur teilweise mit den objektiven Beanspruchungsparametern. Insgesamt scheinen die autonomen Beanspruchungsreaktionen abhängig von der Art und dem Grad der kognitiven Anforderung zu sein.

Schlüsselwörter: kognitive Belastung, Herzfrequenzvariabilität, Elektroenzephalogramm, Beanspruchung, Borg-Skala

Gendererklärung

Zur besseren Lesbarkeit führe ich in dieser Dissertationsschrift personenbezogene Bezeichnungen, die sich zugleich auf Frauen und Männer beziehen, nur in der gewohnten männlichen Form an, z. B. „Probanden“ statt „Probandinnen“. Dies soll jedoch keinesfalls eine Geschlechterdiskriminierung oder eine Verletzung des Gleichheitsgrundsatzes zum Ausdruck bringen.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Begriffe und Definitionen	3
1.1.1	Belastung / Reize.....	3
1.1.2	Beanspruchung	3
1.1.3	Kognitive Leistung	3
1.2	Modelle, Theorien und Konzepte in der Arbeitsmedizin- und -physiologie	3
1.2.1	Belastungs-Beanspruchungsmodell	3
1.2.2	Reiz-Reaktions-Modell	4
1.2.3	Mehrebenenkonzept nach Fahrenberg	5
1.3	Komponenten der kognitiven Leistung	6
1.3.1	Theoretische Grundlagen.....	6
1.3.2	Psychometrische Testung	9
1.3.3	Beanspruchung bei kognitiver Belastung.....	10
1.4	Psychophysiologische Methoden objektiver Beanspruchung.....	10
1.4.1	Herzschlagfrequenz und Herzfrequenzvariabilität	11
1.4.1.1	Beanspruchungsreaktionen verschiedener HRV-Parameter während kognitiver Belastung.....	16
1.4.2	Elektroenzephalogramm.....	16
1.4.2.1	Beanspruchungsreaktionen der EEG-Parameter während kognitiver Belastung	18
1.5	Subjektive Einschätzung kognitiver Beanspruchung.....	18
1.5.1	Zusammenhang zwischen subjektiver Beanspruchung und objektiver kognitiven Beanspruchung	19
1.6	Physiologischer Zusammenhang der Gehirn- und Herz-Kreislauf-Aktivität.....	20
1.6.1	Studienlage zu Beanspruchungskorrelaten zwischen HRV- und EEG-Parametern.....	21
1.7	Aktuelle Studienlage zum Zusammenhang physiologischer Parameter und kognitiver Leistung.....	22
1.8	Zielstellungen	23
1.9	Arbeitshypothesen	24
2	Probanden und Methoden	27
2.1	Studiendesign	27
2.2	Probanden	28
2.3	Methodik	28
2.3.1	Psychometrische Testbatterie	28
2.3.1.1	Determinationstest	29
2.3.1.2	Corsi Block-Tapping-Test.....	30

2.3.1.3	Cognitrone-Test.....	31
2.3.2	Erfassung der Herzschlagfrequenz und Herzfrequenzvariabilitätsanalyse.....	32
2.3.3	Messung der Gehirnaktivität und Spektralanalyse der Bänder	33
2.3.4	Klassifikation der subjektiven Beanspruchung nach Borg	34
2.3.5	Statistische Methoden	35
3	Ergebnisse	36
3.1	Soziodemografische Daten.....	36
3.2	Objektive Leistungsdaten kognitiver Tests.....	36
3.2.1	Determinationstest	36
3.2.2	Corsi-Block-Tapping-Test	36
3.2.3	Cognitrone Test.....	37
3.3	Objektive Beanspruchung	37
3.3.1	Herzschlagfrequenz und Herzfrequenzvariabilität während der Ruhe- und der Belastungsphasen	37
3.3.1.1	Zeitbezogene Herzfrequenzvariabilität.....	37
3.3.1.2	Frequenzbezogene Herzfrequenzvariabilität.....	38
3.3.2	EEG-Daten aus der Spektralanalyse während der Ruhe- und der Belastungsphasen	39
3.4	Subjektives Beanspruchungsempfinden anhand der Borg-Skala.....	41
3.5	Beanspruchungskorrelate zwischen HRV und EEG bei kognitiver Belastung.....	42
3.6	Ergebnisse der Korrelationsanalyse zwischen objektiver Beanspruchung und subjektiver Beanspruchung	45
3.6.1	Ergebnisse der Korrelationsanalyse zwischen HRV und Borg-Skala	45
3.6.2	Korrelation zwischen dem EEG und der Borg-Skala.....	45
3.7	Ergebnisse der Korrelationsanalyse zwischen der subjektiven Beanspruchung und der objektiven kognitiven Leistung	45
3.8	Korrelationen zwischen objektiver Beanspruchung und objektiver Leistung.....	46
3.8.1	Ergebnisse der Korrelationen zwischen HRV und kognitiver Leistung	46
3.8.2	Ergebnisse der Korrelationen zwischen EEG und kognitiver Leistung.....	47
4	Diskussion	48
4.1	Diskussion der objektiven Beanspruchung	48
4.1.1	Diskussion der HRV-Ergebnisse.....	48
4.1.2	Diskussion der EEG-Ergebnisse	50
4.1.3	Diskussion der Beanspruchungskorrelate.....	52
4.2	Diskussion der Korrelationsanalyse zwischen der subjektiven Beanspruchung und der objektiven kognitiven Beanspruchung.....	56
4.2.1	Diskussion der Korrelationsanalyse zwischen HRV-Parametern und Borg-Skala	56
4.2.2	Diskussion der Korrelationsanalyse zwischen EEG-Parametern und Borg-Skala.....	57

4.2.3	Diskussion der Korrelationsanalyse zwischen der Borg-Skala und den kognitiven Leistungsdaten	58
4.3	Diskussion der Korrelationen zwischen objektiver Beanspruchung und objektiver Leistung	59
4.4	Ebenenübergreifende Diskussion nach dem Fahrenberg'schen Mehrebenenkonzept	62
4.5	Limitationen der Studie	63
4.6	Fazit für die Praxis	64
5	Zusammenfassung	66
	Literaturverzeichnis	68
	Danksagung	79
	Eidesstattliche Erklärung	80
	Lebenslauf	81
	Eigene Publikationen	82
	Anlage	83

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Belastungs-Beanspruchungsmodell nach Rohmert und Rutenfranz (1975).....	4
Abbildung 2: Reiz-Reaktions-Modell	4
Abbildung 3: Gedächtnisformen	7
Abbildung 4: Komponenten des Arbeitsgedächtnismodell nach Baddeley	8
Abbildung 5: Unterschiedliche Einflussfaktoren auf die HRV (Sammito und Böckelmann 2016).....	12
Abbildung 6: Barorezeptorreflex (Alila Medical Media).....	15
Abbildung 7: Verbindung des Gehirns mit dem Herzen in Anlehnung an “Role of the Autonomic Nervous System in Modulating Cardiac Arrhythmias” (Shen und Zipes 2014)	20
Abbildung 8: Versuchsablauf.....	27
Abbildung 9: Präsentation eines Farbreizes während des Determinationstests nach Schuhfried GmbH	29
Abbildung 10: Corsi-Block-Tapping-Test – Startbildschirm (Schuhfried GmbH)	30
Abbildung 11: Cognitrone-Test (Schuhfried GmbH).....	32
Abbildung 12: Borg-Skala nach Borg (2004).....	34
Abbildung 13: Korrelationen zwischen den Ebenen des Fahrenberg'schen Mehrebenenkonzepts	63

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Einfluss des Sympathikus und des Parasympathikus auf das Herz.....	11
Tabelle 2: HRV-Parameter im Zeitbereich (Sammito et al. 2021)	13
Tabelle 3: HRV-Parameter im Frequenzbereich (Sammito et al. 2021)	14
Tabelle 4: Beanspruchungsreaktionen frequenzbezogener HRV-Parameter während kognitiver Belastung (Castaldo et al. 2015)	16
Tabelle 5: Erklärung und Funktion der Kortexareale (Goodale und Milner 1992, Stuss 1992, Galetta 2014)	17
Tabelle 6: EEG Frequenzbänder und Assoziationen mit Verhaltens- und Bewusstseinszuständen (Buzsáki 2006)	17
Tabelle 7: Beanspruchungsreaktionen der EEG-Parameter während kognitiver Belastung.....	18
Tabelle 8: Variablen des Determinationstests (Schuhfried GmbH 2013a).....	29
Tabelle 9: Beschreibung der Zusatzvariablen des Corsi Testes (Schuhfried GmbH 2013b)	31
Tabelle 10: Beschreibung Variablen aus dem Cognitrone-Test (Schuhfried GmbH 2011)	31
Tabelle 11: Objektive Leistungsdaten des Determinationstests	36
Tabelle 12: Objektive Leistungsdaten des Corsi-Block-Tapping-Test.....	37
Tabelle 13: Objektive Leistungsdaten des Cognitrone-Tests	37
Tabelle 14: Gemittelte HRV-Daten (\pm Standardabweichung) aus dem Zeitbereich für alle Untersuchungsphasen und Signifikanzniveaus der Mittelwertsunterschiede zwischen den Phasen.....	38
Tabelle 15: Gemittelte HRV-Daten (\pm Standardabweichung) aus dem Frequenzbereich für alle Untersuchungsphasen	39
Tabelle 16: Gemittelte EEG-Daten (\pm Standardabweichung) im Frequenzbereich Theta für alle Untersuchungsphasen und Signifikanzniveaus der Mittelwertsunterschiede zwischen den Phasen.....	40
Tabelle 17: Gemittelte EEG-Daten (\pm Standardabweichung) im Frequenzbereich Alpha für alle Untersuchungsphasen und Signifikanzniveaus der Mittelwertsunterschiede zwischen den Phasen.....	40
Tabelle 18: Gemittelte EEG-Daten (\pm Standardabweichung) im Frequenzbereich Beta-2 für alle Untersuchungsphasen und Signifikanzniveaus der Mittelwertsunterschiede zwischen den Phasen.....	41
Tabelle 19: Subjektives Beanspruchungsempfinden für jeden Test	41
Tabelle 20: Statistisch signifikante psychophysiologische Beanspruchungskorrelate zwischen HRV- und EEG-Parametern im Frequenzband Theta	42

Tabelle 21: Statistisch signifikante psychophysiologische Beanspruchungskorrelate zwischen HRV- und EEG-Parametern im Frequenzband Alpha	44
Tabelle 22: Statistisch signifikante psychophysiologische Beanspruchungskorrelate zwischen HRV- und EEG-Parametern im Frequenzband Beta-2.....	44
Tabelle 23: Statistisch signifikante Korrelationen zwischen dem EEG und der Borg-Skala im Determinationstest.....	45
Tabelle 24: Statistisch signifikante Korrelationen zwischen dem subjektiven Beanspruchungsempfinden und der objektiven kognitiven Leistungsdaten	46
Tabelle 25: Statistisch signifikante Korrelationen zwischen HRV-Parametern und den Leistungsdaten des Cognitrone, Determinations- und Corsi-Tests.....	46
Tabelle 26: Statistisch signifikante Korrelationen zwischen EEG-Frequenzbändern und den Leistungsdaten im Determinationstest	47
Tabelle 27: Zusammenfassung der Hypothesen zu den Korrelationen zwischen den HRV-Parametern und den EEG-Frequenzbändern.....	53

Anlagenverzeichnis

Anlage 1: Ethikkommissionsvotum	83
Anlage 2: Informationsblatt	85
Anlage 3: Einwilligungserklärung	86
Anlage 4: Probandenfragebogen.....	87

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
ArdIAS	Gesundes mobiles Arbeiten mit digitalen Assistenzsystemen im technischen Service
CAN	Continuous autonomous nervous system
COG	Cognitrone-Test des Wiener Testsystems
COR	Corsi-Block-Tapping-Test des Wiener Testsystems
DIN	Deutsches Institut für Normung
DT	Determinationstest des Wiener Testsystems
EEG	Elektroenzephalographie
EKG	Elektrokardiogramm
EN	Europäische Norm
EOG	Elektrookulographie
FFT	Fast Fourier-Transformation, schnelle Fourier-Transformation
HF [ms ²]	High Frequency Power: Leistungsdichtespektrum im Frequenzbereich von 0,15 bis 0,40 Hz
HF nu	High Frequency normalized unit: entspricht $HF / (TP - VLF) \times 100$
HRV	Herzfrequenzvariabilität
ISO	Organization for Standardization
LF [ms ²]	Low Frequency Power: Leistungsdichtespektrum im Frequenzbereich von 0,04 bis 0,15 Hz
LF nu	Low Frequency normalized unit: entspricht $LF / (TP - VLF) \times 100$
LF/HF	Verhältnis des LF-Bands zum HF-Band
min	Minuten
ms	Millisekunden
MW	Mittelwert
n.s.	nicht signifikant
OvGU	Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg
PFC	präfrontalen Cortex

pNN 50 [%]	Prozentsatz aufeinander folgender NN-Intervalle, die mehr als 50 ms voneinander abweichen
RMSSD [ms]	Root Mean Square of Successive Differences: Quadratwurzel aus dem arithmetischen Mittel der quadrierten Differenzen zwischen benachbarten NN-Intervallen
RSA	Respiratorische Sinusarrhythmie
RSME	Rating Scale Mental Effort
RVLM	rostralen ventrolateralen Medulla
s.	siehe
SD	Standardabweichung
SDNN [ms]	Standardabweichung der NN-Intervalle
Sec.	Sekunden
TAP	Testbatterie zur Aufmerksamkeitsprüfung
TP [ms ²]	Total Power: Gesamtleistung oder Gesamtspektrum; entspricht Energiedichte im Spektrum von 0,00001 bis 0,4 Hz
VLF	Very low Frequency Power: Leistungsdichtespektrum im Frequenzbereich von 0,003 bis 0,04 Hz
WTS	Wiener Testsystem

1 Einleitung

Die voranschreitende Digitalisierung und das Aufkommen von digitalen Assistenzsystemen, wie Tablet-PCs, Datenbrillen oder roboterassistierten Operationen in der Arbeitswelt, ist mit einem größeren Ausmaß an Multitasking, einem schnelleren Informationsaustausch und einer Vergrößerung des Informationsfluss bis hin zur Informationsüberflutung verbunden (Böckelmann 2018, Drössler et al. 2018). Dies führt zu erhöhter kognitiver Belastung, die eine höhere kognitive Anstrengung und eine zusätzliche psychophysiologische Beanspruchung mit sich bringt. Aufgrund der zunehmenden Bedeutung der Digitalisierung in der Bildung wurde 2019 von der Bundesregierung die „Verwaltungsvereinbarung DigitalPakt Schule 2019 bis 2024“ ins Leben gerufen und es wurden fünf Milliarden Euro an Fördermitteln für Schulen freigegeben. Aber auch in der industriellen Produktion spielt die Digitalisierung eine immer größere Rolle. So verspricht man sich von den neuen technischen Innovationen der Digitalisierung eine vierte industrielle Revolution, die sogenannte Industrie 4.0. Daher ist es notwendig, sich näher mit der Frage der Beanspruchung und der an die Beanspruchung optimierte Arbeit in der Arbeitswelt 4.0 und die gesundheitsförderliche Gestaltung digitaler Arbeitswelten zu beschäftigen. Nach Traum und Koautoren versteht man unter Digitalisierung:

„die Einführung bzw. verstärkte Nutzung von Informations- und Kommunikationstechnologien (IKT) durch (arbeitende) Individuen, Organisationen, Wirtschaftszweige und Gesellschaften mit den charakteristischen Folgen der Beschleunigung, zunehmenden Abstraktheit, Flexibilisierung und Individualisierung von Prozessen und Ergebnissen“ (Traum et al. 2017).

Zwar hat die Industrie 4.0 bereits heute in der Arbeitswelt Einzug gefunden, trotzdem steht die Gesellschaft hier noch am Anfang der Entwicklung, da nur ein Teil der Möglichkeiten bis jetzt ausgeschöpft worden ist. Digitale Assistenzsysteme, die mit Datenbanken oder Maschinen vernetzt sind, können arbeitsplatzbezogene Informationen und Anweisungen audiovisuell darstellen und die Arbeiter an Montageeinheiten oder bei Instandhaltungsarbeiten unterstützen (Niehaus 2017). Somit ergeben sich neue Formen der Arbeitsorganisation, die Berufstätigen entsprechende Kompetenzen abverlangen oder das Lernen neuer Fähigkeiten erfordern. Eine Überlastung der Anwender sollte dennoch vermieden und rechtzeitig erkannt werden. Die Digitalisierung führt somit nicht nur zu einer Zunahme physischer Beanspruchung, die bereits Bestandteil vorangegangener Studien war (Tegtmeier 2016), sondern auch zu einer Zunahme psychomentaler Beanspruchung. Im Hinblick auf die physische Belastung wurden Teile des muskuloskelettalen Systems,

insbesondere die Daumen und der Nacken in verschiedenen Versuchen und unter unterschiedlichen Beleuchtungs- und Kontrastbedingungen als besonders beansprucht identifiziert (Tegtmeier 2016). Die psychische und psychomenteale Beanspruchung beim Arbeiten mit digitalen Assistenzsystemen wurde hingegen bis jetzt kaum untersucht. Es ist allgemein bekannt, dass sich langandauernde psychische Fehlbelastungen in Beanspruchungsfolgen wie u. a. psychischen Beeinträchtigungen (Burnout) und Erkrankungen (Depressionen) äußern können. Psychische Erkrankungen nehmen inzwischen den dritten Platz der wichtigsten Krankheitsdiagnosen bei den Arbeitsfehltagen ein (Marschall et al. 2019). Die direkten Krankheitskosten für psychische- und Verhaltensstörungen (ICD-10) betragen 2015 in Deutschland insgesamt 44,4 Mrd. €. Dies entspricht einem Anteil von 13,1% an den gesamten direkten Krankheitskosten in Deutschland (Rabe-Menssen et al. 2020). Das Früherkennen von gesundheitsgefährdender Belastung und die Reduktion von psychisch bedingten Beanspruchungsfolgen stellt somit eine wichtige Forschungsaufgabe in der Arbeitsmedizin und -wissenschaft dar.

Die vorliegende Arbeit wurde im Rahmen des Forschungsprojekts ArdiAS¹ („Gesundes mobiles **Arbeiten mit digitalen Assistenzsystemen im technischen Service**“) durchgeführt und greift diese Problematik auf. Sie untersucht mit dem arbeitsphysiologischen Ansatz die psychophysiologische Beanspruchung bei kognitiven Belastungen, die mittels standardisierten psychometrischen Tests simuliert werden. Ziel ist die Suche nach geeigneten Beanspruchungsparametern und die empirische Weiterentwicklung des methodischen Ansatzes der Belastungs-/Beanspruchungsanalyse, um zukünftig frühzeitig arbeitsbedingte Fehlbeanspruchungen zu erkennen und bei der Entwicklung neuer digitaler Assistenzsysteme auf das beanspruchungsoptimale Arbeiten zu achten. Ein weiteres wichtiges Untersuchungsziel war es festzustellen, ob sich das subjektive Beanspruchungsempfinden von der objektiv messbaren Beanspruchung unterscheidet, um Rückschlüsse auf die stattgefundenen Belastungen treffen zu können. Außerdem wurde nach physiologischen Beanspruchungskorrelaten bei kognitiver Belastung gesucht. Der Autor hofft mit den gewonnenen Erkenntnissen dazu beizutragen, dass bei der Weiterentwicklung digitaler Assistenzsysteme erhöhte Belastungen und Beanspruchungen frühzeitig erkannt werden.

¹ Das Forschungs- und Entwicklungsprojekt ArdiAS wird im Rahmen des Programms „Zukunft der Arbeit“ vom Bundesministerium für Bildung und Forschung (BMBF) und dem Europäischen Sozialfonds (ESF) gefördert (FKZ 02L15A031) und vom Projektträger Karlsruhe (PTKA) betreut.

1.1 Begriffe und Definitionen

1.1.1 Belastung / Reize

Belastung ist ein wertfreier Begriff, der damit weder positiv noch negativ zu bewerten ist. Er umfasst alle Anforderungen an arbeitende Personen und entwickelt erst in der Wechselbeziehung zum Menschen seine Qualität (Triebig 2008). Die Belastung wirkt von außen auf den Menschen und umfasst die Einflüsse der Arbeitsaufgabe, -umgebung oder -organisation. Sie können physischer, psychischer und psychosozialer Natur oder durch Umweltfaktoren bedingt sein. Es gibt keine reine Form dieser Belastungsarten, stattdessen handelt es sich stets um eine Mischform mit dem Überwiegen der einen oder anderen Form (Triebig 2008).

1.1.2 Beanspruchung

Die Beanspruchung spiegelt Anpassungsreaktionen einer Person auf von außen einwirkende Belastungen wider. Sie hängt von den individuellen Eigenschaften und Ressourcen eines Menschen, sowie der zeitlichen Exposition ab. Je nach Person kann die gleiche Belastung zu unterschiedlichen Beanspruchungsreaktionen führen. Somit ist der Begriff „Beanspruchung“ in der Arbeitsphysiologie primär wertneutral aufzufassen (Joiko et al. 2010).

1.1.3 Kognitive Leistung

Unabhängig von der Art der Tätigkeit ist allen Arbeitssituationen gemeinsam, dass Arbeitnehmer kognitiv beansprucht werden. Dabei ist die kognitive Leistung keineswegs ein einheitlicher Begriff, der eng definiert ist. Kognitive (Latein.: cognoscere= erkennen) Leistung ist vielmehr die Fähigkeit des Gehirns, Sinnesreize aufzunehmen, auszuwerten und weiterzuverarbeiten, sei es zu Hause oder am Arbeitsplatz. Die Kognition ist damit allgegenwärtige Schnittstelle zwischen der Umwelt und dem Gehirn (Wentura und Frings 2013).

1.2 Modelle, Theorien und Konzepte in der Arbeitsmedizin- und -physiologie

1.2.1 Belastungs-Beanspruchungsmodell

Das Belastungs-Beanspruchungsmodell nach Rohmert und Rutenfranz (1975) ist ein weit verbreitetes Modell in der Arbeitsmedizin. Das Modell hat durch die DIN EN ISO 10075-1 im Deutschen Institut für Normung e.V. Einzug gefunden. Die DIN EN ISO 10075-1 definiert psychische Beanspruchung als „die unmittelbare Auswirkung der psychischen Belastung im Individuum in Abhängigkeit von seinen jeweiligen überdauernden und augenblicklichen

Voraussetzungen, einschließlich der individuellen Bewältigungsstrategien“ (s. Abbildung 1) (Joiko et al. 2010).

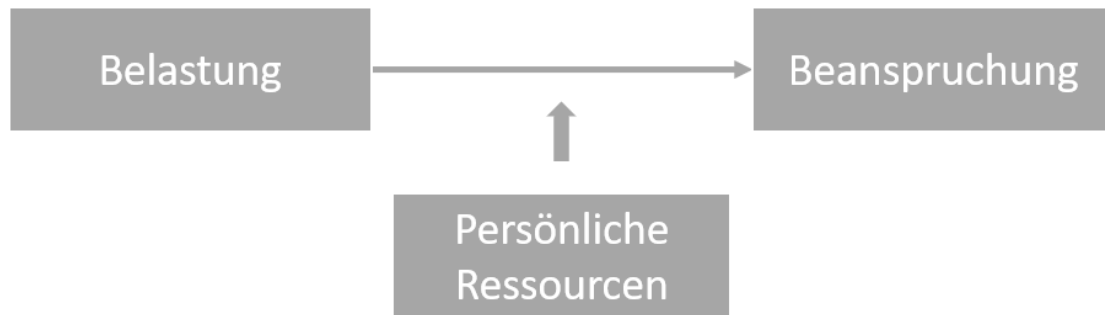


Abbildung 1: Belastungs-Beanspruchungsmodell nach Rohmert und Rutenfranz (1975)

Scheuch und Schröder (1990) entwickelten das Belastungs-Beanspruchungsmodell zum integrativen Belastungs-Beanspruchungs-Bewältigungskonzept weiter. Dieses Modell ergänzt den individuellen Aspekt der Bewältigung der Belastung und umfasst die somatischen, psychischen und sozialen Prozesse, die bei externaler und internaler Handlungsaktivierung bei Belastung zum Erreichen des Ziels führt. Beeinflusst wird dieser Prozess durch die Motivation, Bedürfnisse oder Ziele der Person (Scheuch und Schröder 1990, Triebig 2008). Wenn die individuellen Ressourcen, Bewältigungsstrategien oder die Motivation zu gering sind oder zu stark beansprucht werden, kann in diesem Kontext Belastung zu Fehlbeanspruchung werden (Neuner 2016). Entsprechende Fehlbeanspruchungen können dann durch psychophysiologische Beanspruchungsparameter wie die Herzfrequenzvariabilität (HRV) erkannt werden (Sammito et al. 2021).

1.2.2 Reiz-Reaktions-Modell

Das Reiz-Reaktions- oder Stimulus-Organismus-Reaktions-Modell (SOR) gehört zu dem verhaltensorientierten Ansatz der Aktivierungsforschung (Nerdinger et al. 2014). Es geht davon aus, dass ein spezifischer Reiz, nachdem er von einem Rezeptor des Organismus aufgenommen und ausgewertet wurde, zu einer definierten Reaktion, wie beispielsweise eine Veränderung der Herzfrequenzvariabilität (HRV) oder vermehrte Schweißsekretion, führt (Abbildung 2).



Abbildung 2: Reiz-Reaktions-Modell

Die drei verschiedenen Wege, auf die ein Reiz aufgenommen werden kann, sind (Triebig 2008):

- Die grundsätzliche Wirkung auf Organe und Organsysteme durch die spezifischen Belastungseigenschaften und der damit gekoppelten speziellen Anpassungsreaktionen;
- Die unspezifische Wirkung auf den Organismus über die *Formatio reticularis*, die zu Veränderung des allgemeinen unspezifischen Aktivitätsniveaus führt und unspezifische Wirkungen, die durch allgemeine Anpassungsreaktionen charakterisiert werden;
- Die subjektive Bewertung der Belastungen.

1.2.3 Mehrebenenkonzept nach Fahrenberg

In der Arbeitsphysiologie gilt es nicht nur interindividuelle, sondern auch intraindividuelle Unterschiede in den Aktivierungsindikatoren zu beachten (Fahrenberg und Schönplflug 1969, Fahrenberg et al. 1984). Die jeweiligen Reaktionsmuster und Situationsbewertungen können sich individuell unterscheiden, sodass eine multivariable Indikatormethodik notwendig ist. So können Versuchspersonen aufgrund ihres individualspezifischen Reaktionsmuster (ISR) in bestimmten Indikatorparametern hypo-/hyperreagibel sein, weil verschiedenste Stressoren wie beispielsweise Persönlichkeitsmerkmale, Lärm oder auch Licht die individuelle Situationsbewertung (MSR-Prinzip= Motivationspezifische Reaktionsmuster) unterschiedlich beeinflussen (Fahrenberg und Schönplflug 1969).

Eine möglichst homogene Stichprobe unter den gleichen Versuchsbedingungen kann interindividuelle Unterschiede verringern, erschwert aber die Übertragung der Forschungsergebnisse auf die Allgemeinheit. Isolierte physiologische Messwerte und Reaktionsgrößen unterliegen zudem einer grundsätzlichen Mehrdeutigkeit, die fundierte physiologische Kenntnisse bei der Interpretation erfordert und sowohl eine multivariable Indikatormethodik als auch intraindividuelle Analyse benötigen.

Aufgrund der genannten inter-/intraindividuellen Unterschiede bietet sich die multivariable Analysemethodik nach dem Fahrenberg'schen Mehrebenenkonzept unter folgenden Gesichtspunkten an (Fahrenberg und Schönplflug 1969):

- subjektives Erleben und Befinden
- physiologische Beanspruchungsreaktion
- objektive (Test-)Leistungen der Probanden

Zur Erfassung des subjektiven Erlebens eignet sich die subjektive Beanspruchungsempfindung, die durch Fragebögen erfasst werden kann. Objektive physiologische Beanspruchungsreaktionen können mittels einer Vielzahl an Parametern der Herzfrequenzvariabilität (HRV) und der Parameter aus der Spektralanalyse des Elektroenzephalogramms (EEGs) bestimmt werden. Zahlreiche HRV-Parameter sind inzwischen gut erforscht (Järvelin-Pasanen et al. 2018, Grässler et al. 2020, Sammito et al. 2021). Anhand der objektiven Testleistungen der Probanden lassen sich individuelle Arbeitsleistungen während des Versuchs erfassen. Zusammen ermöglichen sie eine Aktivierungsforschung unter Berücksichtigung der inter- und intraindividuellen Unterschiede.

1.3 Komponenten der kognitiven Leistung

Die Aufmerksamkeit, das Kurzzeitgedächtnis, sowie die Wahrnehmung und Mustererkennung stellen wichtige Fähigkeiten der Kognition dar. Sie laufen gleichzeitig teils unbewusst, aber auch teils bewusst während Arbeits- oder Alltagssituationen ab und werden bei kognitiven Anforderungen unterschiedlich stark beansprucht. Daher ist es wichtig, diese Teilaspekte der Kognition bei arbeitsmedizinischen Fragestellungen zu unterscheiden.

1.3.1 Theoretische Grundlagen

Das Planen und Kontrollieren von Handlungen, das Überwachen der Umwelt und das Selektieren, also die Aufmerksamkeitsselektion, sind die grundlegenden Hauptaufmerksamkeitsfunktionen, die simultan in der täglichen Arbeits- und Lebenssituation benötigt werden. Beim Selektieren werden irrelevante Reize im Alltag zunächst verarbeitet, die interne Repräsentation wird jedoch durch selektive Aufmerksamkeit aktiv unterdrückt. Je stärker man sich auf eine bestimmte Handlung, Aufgabe oder einen Reiz fokussiert, desto weniger Aufmerksamkeitsressourcen bleiben für andere Aufgabenfelder der Aufmerksamkeit (Wentura und Frings 2013). Aufmerksamkeit dient somit als Grundlage bei der Ausführung wichtiger Gehirnfunktionen, wie z.B. der Sprachproduktion und Handlungsausführung oder der Wahrnehmung. Sturm (2005) teilt die Aufmerksamkeit in verschiedene Komponente ein:

- **Selektive Aufmerksamkeit:** Das Konzentrieren auf wenige der parallel ablaufenden Aspekte. Relevante Reize führen zu gezielten Reaktionen ohne von Störreizen abgelenkt zu werden.
- **Wechsel des Aufmerksamkeitsfokus:** Beim Wechsel der Lokalisation des Reizes bedarf es einer visuell-räumlichen Orientierung.

- **Daueraufmerksamkeit:** Das Aufrechterhalten der Aufmerksamkeit auch bei langanhaltender Reizdarbietung. Diese ist von der Vigilanz zu unterscheiden, die eine Art Daueraufmerksamkeit bei monotonen Aufgaben darstellt.
- **Alertness:** Reaktionsbereitschaft und phasenweise Steigerung des Aufmerksamkeitsniveaus, z.B. nach einem Warnsignal.
- **Geteilte Aufmerksamkeit:** Die simultane Bearbeitung mehrerer Aufgaben. Sie ist abhängig von der Aufmerksamkeitskapazität.

Wichtige Gehirnareale für die Aufmerksamkeit sind sowohl kortikale als auch subkortikale Bereiche. Der Parietallappen, der auch bei der visuellen Informationsverarbeitung und der räumlichen Orientierung wichtig ist (Schubert et al. 2008), und der Frontallappen gehören zu den kortikalen Bereichen. Bei Aufmerksamkeitsverschiebungen sind beide Lappen eng miteinander verbunden. Zu den subkortikalen Regionen zählen das aufsteigende retikuläre Aktivierungssystem, das Pulvinar (Thalamuskern), sowie die Colliculi superiores (Müller et al. 2015).

Ein weiteres zentrales Gebiet der kognitiven Leistung stellt das Gedächtnis dar. Es kann anhand der Dauer der Informationsspeicherung in das sensorische Gedächtnis, das Kurzzeitgedächtnis und das Langzeitgedächtnis unterteilt werden (s. Abbildung 3) (Wentura und Frings 2013).

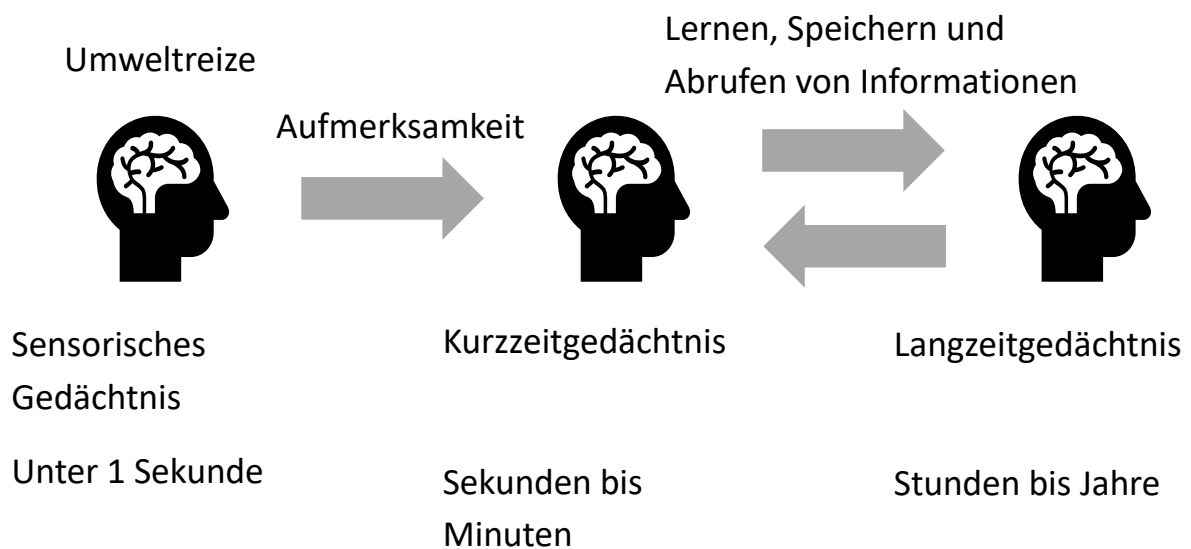


Abbildung 3: Gedächtnisformen

Das sensorische Gedächtnis erhält alle Informationen, die gerade wahrgenommen werden, und umfasst deutlich mehr Informationen als das Kurzzeitgedächtnis, jedoch geht ein Großteil der Informationen bereits nach Bruchteilen von Sekunden verloren. Die Inhibition nicht

relevanter Informationen ist entscheidend für eine gute Funktion des Kurzzeit- und Arbeitsgedächtnisses (Borella et al. 2008), denn das Kurzzeitgedächtnis weist nur eine Kapazität von 5-9 sogenannter Chunks auf, dies entspricht z. B. einer 5-9-stelligen Telefonnummer. Werden Erinnerungen im Kurzzeitgedächtnis bearbeitet oder aufrechterhalten, wird vom Arbeitsgedächtnis gesprochen (Baddeley 1992). Es unterteilt sich in drei Subsysteme (die phonologische Schleife, der episodische Puffer und der räumlich-visuelle „Notizblock“) und die zentrale Exekutive (s. Abbildung 4) (Baddeley 2000).

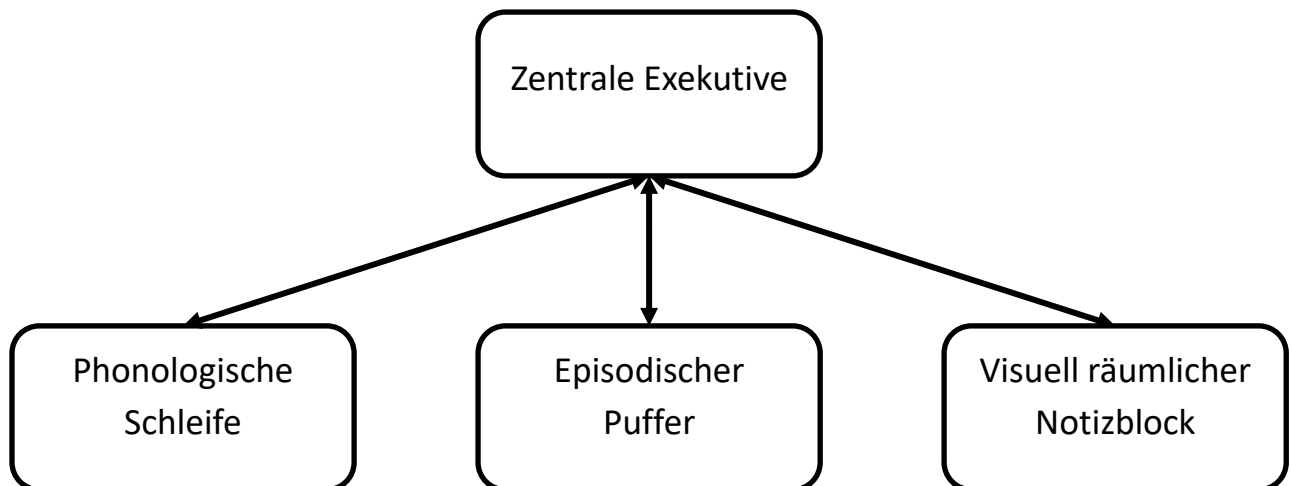


Abbildung 4: Komponenten des Arbeitsgedächtnismodell nach Baddeley

Die phonologische Schleife dient der Speicherung von verbalen Informationen, die durch das wiederholte innere Nachsprechen temporär im Kurzzeitgedächtnis aufrechterhalten bleiben. Der episodische Puffer ist ein multimodales Speichersystem, das erst später von Baddeley zu seiner Theorie des Arbeitsgedächtnisses hinzugefügt worden ist. Es ermöglicht das Integrieren sowohl visueller als auch phonologischer Informationen unterschiedlicher Modalitäten (Baddeley 2000). Der räumlich-visuelle „Notizblock“ dient der kurzfristigen Speicherung von visuellen und räumlichen Informationen.

Die zentrale Exekutive verwaltet die phonologische Schleife und den räumlich-visuellen „Notizblock“. Sie dient als Filter und verbindet Informationen aus diesem mit dem Langzeitgedächtnis (Baddeley 1992). Der Präfrontallappen gilt hier als zentrale neuronale Struktur des Arbeitsgedächtnisses und der kognitiven Funktion, die Herzfrequenzvariabilität in Ruhe kann Aufschluss über den funktionalen Zustand dieser Strukturen geben. Thayer und Lane (2009) postulierten, dass eine verringerte präfrontale Funktionsfähigkeit zu einer reduzierten Leistungsfähigkeit und einer erhöhten Herzfrequenz führt. So wirke die Aktivität

des präfrontalen Cortex (PFC) hemmend auf die Herzfrequenz und eine Schädigung des PFC führe somit zu einer reduzierten HRV.

Das Langzeitgedächtnis kann in das explizite und implizite Gedächtnis unterteilt werden und beruht auf der Plastizität von Nervennetzstrukturen. Durch wiederholt feuernde Neuronengruppen werden bestimmte Nervenbahnen durch Gen- und Proteinaktivierung gefestigt und umgebaut (Hebb-Synapse).

Die Wahrnehmung ist ein Prozess, bei dem sensorische Informationen organisiert und interpretiert werden. Für diesen Prozess werden Informationen zuerst als Sinnesempfindung durch Rezeptoren und das Nervensystem als Reizenergien aus der Umwelt empfangen und verarbeitet. Die Wahrnehmung umfasst die Extero- und der Interozeption und es kann zwischen einer Vielfalt an Sinneseindrücken wie haptischen, visuellen, auditiven, olfaktorischen und gustatorischen Reizen differenziert werden (Myers 2014). Die Mustererkennung ist dabei ein Prozess bei Wahrnehmungs- und Informationsverarbeitung. Sie beschreibt die Fähigkeit, in einer Vielzahl von Wahrnehmungen Regelmäßigkeiten, Ähnlichkeiten oder Gesetzmäßigkeiten zu erkennen (Anderson 2013). In der Wahrnehmungstheorie werden zwei Hauptansätze zur Erklärung der Mustererkennung genutzt. So vergleicht die Schablonentheorie wahrgenommene Objekte mit Objekten aus dem Langzeitgedächtnis, während die Merkmalstheorie wahrgenommene Objekte analysiert und anhand ihrer Merkmale identifiziert (Anderson 2013).

Um die kognitive Leistung standardisiert bestimmen zu können, wurden eine Reihe psychometrischer Testverfahren entwickelt.

1.3.2 Psychometrische Testung

Die Psychometrie benutzt die quantitativen, empirischen Methoden der Psychologie, um experimentell psychische Merkmale, beispielsweise die Intelligenz, durch verschiedene standardisierte Tests zu messen. Diese psychometrischen Tests sollten nach Möglichkeit aus einfachen Reaktionen auf gut unterscheidbare sprachfreie Reize aufgebaut sein. Dabei werden bestimmte Teilfunktionen der Psychometrie getestet. Beeinträchtigungen der Testergebnisse durch konfundierte Defizite sollten vermieden werden. So kann man zwischen apparativen Testformen und Testformen in Papierform unterscheiden. Die Vorteile der Papierform sind die einfache und schnelle Durchführung ohne aufwändige Versuchsausrüstung. Ein Nachteil ist die teilweise zeitaufwändige manuelle Auswertung.

Vorteile der apparativen, rechnergestützten Testverfahren sind die hohe zeitliche Auflösung und die exakte Bestimmung der Reaktions- und Entscheidungszeiten sowie die schnelle Auswertung und die damit einhergehende Zeitersparnis. Weiter ist das Darbieten repetitiver (monotoner) Reize möglich. Zu den Nachteilen zählen die oftmals hohen Anschaffungskosten für Hard- und Software. Computergestützte Testverfahren, wie das Wiener Testsystem (Fa. Schuhfried, Mödling, Österreich) oder die „Testbatterie zur Aufmerksamkeitsprüfung“ TAP (Fa. Psytest, Herzogenrath, Deutschland) bieten hier Aufgabentypen aus den verschiedensten Bereichen der Psychometrie. Diese Tests erfüllen besondere Gütekriterien und ermöglichen Vergleiche mit der Allgemeinbevölkerung.

1.3.3 Beanspruchung bei kognitiver Belastung

Kognitive Belastung findet überall in der Arbeitswelt statt. Nach der Theorie der kognitiven Belastung (engl. cognitive load theory) sind beschränkte Kapazitäten des Arbeitsgedächtnisses, die wiederum von den individuellen Ressourcen und dem Lernmaterial abhängig sind, für Verstehens- und Speicherprobleme verantwortlich (Chandler und Sweller 1991). Die Autoren geben in ihrer Arbeit Empfehlungen zur lernförderlichen Gestaltung von Arbeitsmaterialien, um diese Belastung zu verringern. Die kognitive Belastung wird in drei Unterpunkte gegliedert:

- eine intrinsische kognitive Belastung („intrinsic cognitive load“),
- eine extrinsische kognitive Belastung („extraneous cognitive load“),
- eine lernförderliche kognitive Belastung („germane cognitive load“).

Die intrinsische kognitive Belastung umfasst die Komplexität und das Vorwissen zu den Aufgaben, d. h. je komplexer und schwieriger die Aufgaben, desto größer die kognitive Belastung. Mit der extrinsischen kognitiven Belastung wird die suboptimale Darstellung der Lerninhalte beschrieben und die lernförderliche Belastung kann wiederum durch individuelle Lernstrategien oder optimale (graphische) Darstellung von Lerninhalten verringert werden. Kognitive Belastung kann dann durch physiologische Parameter wie den Hautleitwert, die Herzfrequenz oder die Herzfrequenzvariabilität (HRV) und das Elektroenzephalogramm (EEG) bei arbeitsphysiologischen Messungen evaluiert werden.

1.4 Psychophysiologische Methoden objektiver Beanspruchung

Es gibt eine Reihe psychophysiologischer Parameter, die objektiv die physische und psychische Beanspruchung ermitteln lassen. Hierzu gehören: Herzfrequenz, Herzfrequenzvariabilität,

Atemfrequenz, Blutdruckänderungen, Körpertemperatur, Hautwiderstand, Hauttemperatur, Tremor oder Elektroenzephalogramm (Gramann und Schandry 2009). Insbesondere die Herzfrequenz, die Herzfrequenzvariabilität und das Elektroenzephalogramm wurden bereits in vielen anderen Studien benutzt und erwiesen sich als verlässliche Methode kognitive und physische Beanspruchung zu bestimmen (Sammer et al. 2007, Castaldo et al. 2015, Grässler et al. 2020, Tancheva 2020, Sammito et al. 2021). Aus diesem Grund soll auf diese Methoden im Folgenden näher eingegangen werden.

1.4.1 Herzschlagfrequenz und Herzfrequenzvariabilität

Die Herzschlagfrequenz H_f wird als Anzahl der Herzaktionen pro Minute definiert. Sie errechnet sich aus dem reziproken Wert der NN-Intervalle (Sammito et al. 2014).

$$H_f \left[\frac{\text{Schläge}}{\text{min}} \right] = \frac{60000}{\Delta NN - \text{Intervalle}[\text{ms}]}$$

Die NN-Intervalle – auch RR-Intervalle genannt - berechnen sich aus den Abständen der einzelnen R-Zacken in der EKG-Aufzeichnung. Da die R-Zacke die elektrische Erregung der Herzkammer und somit die Erregung des größten Teils der Herzmasse darstellt, ist sie im EKG in der Regel als größter Ausschlag wiederzufinden und damit besser detektierbar als beispielsweise die P-Welle. Die Herzfrequenz ist dabei keinesfalls der Pulsfrequenz gleichzusetzen, weil sich diese durch arrhythmische Herzrhythmusstörungen voneinander unterscheiden können. Die Differenz zwischen Herzfrequenz und Pulsfrequenz wird Pulsdefizit genannt (Böckelmann und Sammito 2016). Weiter gibt die HRV die zeitlichen Schwankungen der NN-Intervalle wieder, die in Bezug auf Varianz, Rhythmik oder Komplexität mathematisch analysiert werden können. Sie spiegelt den Einfluss des Sympathikus und des Parasympathikus auf die Regulation und die Steuerung des Herz-Kreislauf Systems bei verschiedensten Anforderungen wider (Böckelmann und Sammito 2016). Tabelle 1 gibt einen Überblick über den Einfluss des Sympathikus und Parasympathikus auf das Herz.

Tabelle 1: Einfluss des Sympathikus und des Parasympathikus auf das Herz

Sympathikus: Nn. Cardiaci	Parasympathikus: Rr. Cardiaci
Positiv chronotrop	Negativ chronotrop
Positiv dromotrop	Negativ dromotrop
Positiv inotrop	
Positiv bathmotrop	
Positiv lusitrop	

Studien mit Patienten, die Vorerkrankungen des Herzkreislaufsystems aufwiesen (Herzinfarkt, Koronare Herzerkrankungen), haben gezeigt, dass ein gesundes Herz keinesfalls monoton wie ein Metronom schlägt, sondern Schwankungen unterliegt. Eine geringere Herzfrequenzvariabilität ging mit einer erhöhten Mortalität dieser Patienten einher (Buccelletti et al. 2009, Lakusic et al. 2013).

Der Sinusknoten als primärer Taktgeber schlägt in Ruhe mit einer Frequenz von 60-80 Schlägen/min und wird durch das autonome Nervensystem mit Sympathikus und Parasympathikus beeinflusst. So bewirkt der Sympathikus eine Erhöhung der Herzfrequenz und der Parasympathikus, der in Ruhe überwiegt, eine Verringerung. Obwohl Sympathikus und Parasympathikus gegensätzlich auf die Herzfrequenz wirken, ist ihr Einfluss auf das Herz nicht gleich. Ein Grund dafür sind die verschiedenen Neurotransmitter, zum einen Acetylcholin (Parasympathikus), das eine sofortige, aber nur kurze Wirkung hervorruft und zum anderen Noradrenalin (Sympathikus), das zeitverzögert, aber länger wirkt, da es langsamer abgebaut wird (Shaffer et al. 2014, Draghici und Taylor 2016).

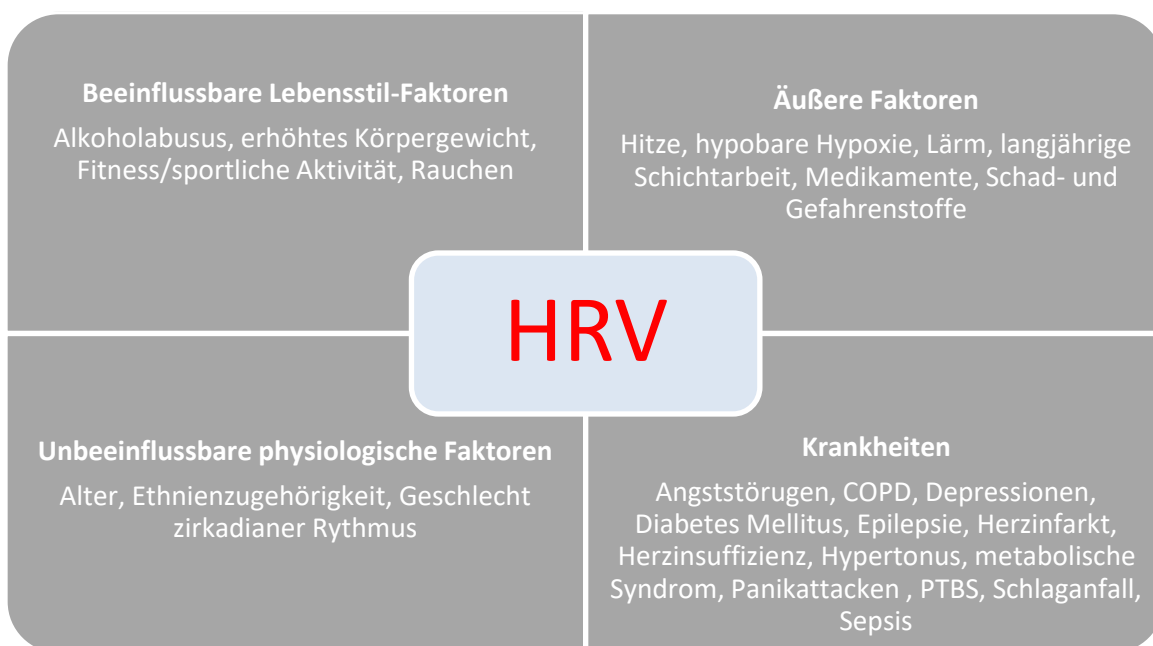


Abbildung 5: Unterschiedliche Einflussfaktoren auf die HRV (Sammito und Böckelmann 2016)

Wie in Abbildung 5 dargestellt, lassen sich Einflussfaktoren auf die HRV in beeinflussbare, nicht beeinflussbare, äußere Faktoren und Krankheiten unterteilt werden.

HRV-Analyse im Zeitbereich

Die zeitabhängigen HRV-Parameter (s. Tabelle 2) werden über zeitliche Intervalle der RR-Zacken berechnet und sind somit am einfachsten zu berechnen. HRV-Parameter aus dem Zeitbereich nehmen mit der Messdauer zu, sodass ein Ergebnisvergleich nur möglich ist, wenn die gleiche Messdauerlänge vorliegt (Shaffer et al. 2014).

Tabelle 2: HRV-Parameter im Zeitbereich (Sammito et al. 2021)

Parameter	Erklärung und Definition	Indikator	Aktivität als Teil des autonomen Nervensystems	Verhalten bei erhöhter Beanspruchung
NN [ms]	NN-Intervalle; Abstand zwischen zwei Herzschlägen in ms	-	-	↓
SDNN [ms]	„Standard deviation of NN intervals“: Standardabweichung der NN-Intervalle im Messzeitbereich	Gesamtvariabilität	keine klare Zuordnung zu Sympathikus oder Parasympathikus	↓
RMSSD [ms]	“Root Mean Square of successive differences“: Quadratwurzel aus dem arithmetischen Mittel der quadrierten Differenzen zwischen benachbarten NN-Intervallen	Kurzzeitvariabilität	Parasympathikus	↓
pNN 50 [%]	Prozentsatz aufeinander folgender NN-Intervalle, die mehr als 50 ms voneinander abweichen	Spontanvariabilität	Parasympathikus	↓

Der Parameter SDNN ist das einfachste Streumaß, um die Gesamtvariabilität der Herzfrequenz zu beschreiben, da er sowohl durch Sympathikus als auch Parasympathikus beeinflusst wird (Malik 1996, Pumpura et al. 2002). SDNN gilt als „Goldstandard“ zur Risikostratifizierung von herzkranken Patienten bei 24h Messungen (Malik 1996) und ist ein Prädiktor für Mortalität und Morbidität nach einem akuten Herzinfarkt (Kleiger et al. 1987).

Der Parameter RMSSD wird durch die Differenz der NN-Intervalle berechnet. Er gibt Auskunft über die parasympathische Aktivität. Je größer RMSSD, desto größer ist die parasympathische Regulation (Baevsky und Chernikova 2017).

Der Parameter pNN50 gibt den Prozentsatz aufeinander folgender NN-Intervalle an, die mehr als 50 ms voneinander abweichen. Er gibt ebenfalls Auskunft über die parasympathische Aktivität (Baevsky und Chernikova 2017).

HRV-Analyse im Frequenzbereich

Die HRV-Parameter des Frequenzbereichs werden in Tabelle 3 beschrieben:

Tabelle 3: HRV-Parameter im Frequenzbereich (Sammito et al. 2021)

Parameter	Erklärung und Definition	Indikator	Aktivität als Teil des autonomen Nervensystems	Veränderung bei erhöhter Beanspruchung
TP [ms ²]	„Total power“: Gesamtleistung oder Gesamtspektrum; entspricht Energiedichte im Spektrum von 0,00001 bis 0,4 Hz	Gesamtvariabilität	keine klare Zuordnung	↓
LF [ms ²]	Low frequency power: Leistungsdichtespektrum im Frequenzbereich von 0,04 bis 0,15 Hz	keine klare Zuordnung	Sympathikus und Parasympathikus	↑
HF [ms ²]	High frequency power: Leistungsdichtespektrum im Frequenzbereich von 0,15 bis 0,40 Hz	keine klare Zuordnung	Parasympathikus	↓
LF nu	Low frequency normalized unit: $LF/(TP-VLF) \times 100$	keine klare Zuordnung	Sympathikus und Parasympathikus	↑
HF nu	High frequency normalized unit: $HF/(Total Power - VLF) \times 100$	keine klare Zuordnung	Parasympathikus	↓
LF/HF	Zusammenspiels von Parasympathikus (HF) und Sympathikus (LF) und weiteren Faktoren. Parameterinterpretation ist Kontextabhängig (Shaffer und Ginsberg 2017)	keine klare Zuordnung	Sympathikus und Parasympathikus	↑

Die HRV-Parameter des Frequenzbereichs werden über Spektralanalyse mittels nicht parametrischer Fast Fourier Transformation (FFT) berechnet. Die Aufnahmedauer soll dabei zehn Mal länger sein als die Frequenzlänge (Sammito und Böckelmann 2015). Aus diesem Grund werden im Folgenden einige Parameter nicht weiter erläutert, die eine Aufnahmedauer von mehr als fünf Minuten benötigen.

Low-Frequency-Band (LF-Band)

Das LF-Band umfasst die Frequenzen von 0,04 bis 0,15Hz und wird durch den Barorezeptorreflex beeinflusst (s. Abbildung 6). Barorezeptoren im Herzen und den Carotiden senden über den N. Vagus Informationen an das Gehirn. Je höher der Blutdruck ist, desto höher ist die Sendefrequenz mit der die Barorezeptoren Informationen an die Medulla im Hirnstamm schicken. Ist der Blutdruck zu hoch, wird der Parasympathikus aktiviert und der Sympathikus gehemmt (Shaffer et al. 2014).

Einige Studien haben gezeigt, dass eine völlige Blockade des N. Vagus nicht nur das HF-Band eliminiert, sondern auch die LF-Leistung verringert (Pomeranz et al. 1985, Malliani et al. 1991). Das LF-Band scheint somit auch durch den Parasympathikus beeinflusst zu werden.

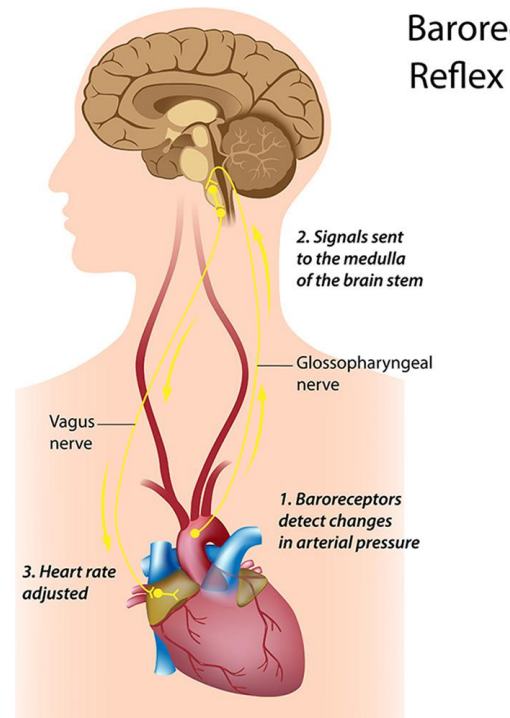


Abbildung 6: Barorezeptorreflex (Alila Medical Media)

High-Frequency -Band (HF-Band)

Das HF-Band beinhaltet die Frequenzen von 0,15 bis 0,4 Hz und spiegelt die parasympathische Aktivität wider. Es steht unter dem Einfluss der respiratorischen Sinusarrhythmie (RSA). Während der Inspiration hemmt das kardiovaskuläre System den N. Vagus und führt somit zu einer Erhöhung der Herzfrequenz. Im Gegenzug entfällt bei der Expiration die Hemmung des N. Vagus und die Herzfrequenz nimmt ab (Shaffer et al. 2014). Wie im oberen Absatz bereits erwähnt führt eine völlige Blockade des N. Vagus zur Eliminierung des HF-Bands (Pomeranz et al. 1985, Malliani et al. 1991).

LF/HF-Ratio

Der Parameter LF/HF-Ratio wurde eine Zeit lang als Parameter der sympatho-vagalen-Balance bezeichnet. Dies ist jedoch umstritten, da LF als Parameter sowohl sympathische als auch parasympathische Anteile besitzt. HF ist wiederum ein parasympathischer Parameter. Eine konkrete Ableitung der sympatho-vagalen Balance ist somit schwierig, da das Verhältnis Sympathikus zu Parasympathikus aufgrund der ungenauen Zuordnung des LF-Bandes problematisch ist (Billman 2013).

Total Power

Die Total Power entspricht der Gesamtleistung im Spektrum von 0,00001 bis 0,4 Hz und ist ein Indikator für die Gesamtvariabilität. Sie nimmt bei Belastung ab und eignet sich als Parameter für die physische Belastung (Sammito et al. 2014).

1.4.1.1 Beanspruchungsreaktionen verschiedener HRV-Parameter während kognitiver Belastung

Verschiedene HRV-Parameter bieten sich zur Erfassung von Beanspruchungsreaktionen bei kognitiver Belastung an. Die Metaanalyse von Castaldo et al. (2015) umfasste Studien, die die Beanspruchungsreaktionen verschiedener HRV-Parameter während stationärer, kognitiver Belastung verglichen. So lassen sich in vielen Studien signifikante Reduktionen der zeitbezogenen Parameter NN, RMSSD und pNN50 bei Belastung finden (Tharion et al. 2009, Taelman et al. 2011, Järvelin-Pasanen et al. 2018, Dorn 2020).

Tabelle 4: Beanspruchungsreaktionen frequenzbezogener HRV-Parameter während kognitiver Belastung (Castaldo et al. 2015)

Autor	LF	HF	LF/HF-Quotient
Hjortskov et al. (2004)	↓↓	↓↓	↑
Lackner et al. (2011)	↑	-	-
Papousek et al. (2010)	↑	↓	↑
Taelman et al. (2011)	↓↓	↓↓	-
Tharion et al. (2009)	↓↓	↓↓	↓
Traina et al. (2011)	↑↑	↓	↑↑
Visnovcova et al. (2014)	↑↑	↓↓	-
Vuksanović und Gal (2007)	↑↑	↑	↓

↓↓ (↑↑): signifikant niedriger (höher) bei Belastung ($p < 0,05$); ↓ (↑): niedriger (höher) bei Belastung ($p > 0,05$).

In den frequenzbezogenen HRV-Parametern fand sich mehrheitlich eine Reduktion der HF-Leistung unter Belastung (s. Tabelle 4). Die LF-Leistung wiederum nahm in einige Studien unter Belastung ab und in anderen zu. Dies spiegelt den Umstand wider, dass das LF-Band nicht nur unter dem Einfluss des Sympathikus, sondern auch des Parasympathikus steht. Der LF/HF-Quotient nahm ebenfalls überwiegend zu und nur wenige Studien fanden eine Reduzierung des LF/HF-Quotienten bei Belastung (Castaldo et al. 2015).

1.4.2 Elektroenzephalogramm

Die Gehirnaktivität kann durch eine Reihe unterschiedlicher Messverfahren, wie beispielsweise dem Elektroenzephalogramm (EEG) oder der funktionellen Magnetresonanztomographie (fMRT) bestimmt werden. Das EEG ist eine nichtinvasive Methode mit gutem zeitlichen Auflösungsvermögen, u.a. während kognitiver Aufgaben, (Klimesch 1999, Başar et al. 2001, Knyazev 2012, Başar und Güntekin 2013, Harmony 2013) und detektiert

Aktivierungen bzw. Deaktivierungen bestimmter Gehirnareale als Spannungsschwankungen an der Kopfoberfläche. Zwar ist die örtliche Auflösung des EEGs schlechter als die des fMRT, dennoch stechen die Vorteile des EEGs aus Verfügbarkeit, Handhabung und guter zeitlicher Auflösung für arbeitsmedizinische Fragestellungen hervor. Die Platzierung der Elektroden erfolgt nach dem standardisierten internationalen 10-20-System. Potentialdifferenzen werden zwischen den Elektroden mittels gemeinsamer Referenzelektrode (zumeist Cz) abgeleitet. Die Elektrodennomenklatur orientiert sich dabei an den darunterliegenden Kortextarealen: F (frontal), P (parietal) und O (okzipital) (s. Tabelle 5).

Tabelle 5: Erklärung und Funktion der Kortextareale (Goodale und Milner 1992, Stuss 1992, Galetta 2014)

Elektroden	Erklärung	Funktion	
Fp1 [Hz]	Linker Präfrontaler Kortext (fronto-polar)	Die linke Hirnhemisphäre steuert die rechte Körperseite	Exekutive Funktionen: Planung und Entscheidung, kognitive Flexibilität, Inhibition; interne Aufmerksamkeitslenkung, bewusste motorische Koordination, Steuerung Sprachmotorik, Kontrolle von Emotionen (links positive, rechts negative), Persönlichkeit
Fp2 [Hz]	Rechter Präfrontaler Kortext (fronto-polar)	Die rechte Hirnhemisphäre steuert die linke Körperseite	
Pz [Hz]	Zentraler Parietallappen	Sensomotorische Wahrnehmung, Wahrnehmung des eigenen Körpers zur Umwelt, Aufmerksamkeitsregulation, tertiärer Assoziationskortext: Wo-Bahn (siehe Funktionsbeschreibung Okzipitallappen)	
O1 [Hz]	Linker Okzipitallappen (lobus occipitalis)	Der linke primär visuelle Kortext repräsentiert die rechte Gesichtsfeldhälfte	Visuelle Informationsverarbeitung im primär visuellen Kortext und Weiterleitung an den sekundär visuellen Kortext (Was-Bahn: Objekterkennung im Temporallappen und Wo-Bahn: Lokalisierung von Objekten im Raum und Bewegung im Parietallappen)
O2 [Hz]	Rechter Okzipitallappen (lobus occipitalis)	Der rechte primär visuelle Kortext repräsentiert die linke Gesichtsfeldhälfte	

Das (spontane) EEG enthält je nach Reiz oder Bewusstseinszustand unterschiedliche Frequenzen, die mittels Spektralanalyse ermittelt und in fünf Frequenzbänder unterteilt werden können: Delta, Theta, Alpha, Beta und Gamma. Die für die Fragestellung relevanten Frequenzbänder sind in Tabelle 6 dargestellt.

Tabelle 6: EEG Frequenzbänder und Assoziationen mit Verhaltens- und Bewusstseinszuständen (Buzsáki 2006)

Frequenzband	Rhythmusbeschreibung (Frequenz und Amplitude)	Verhaltens- und Bewusstseinszustand
Theta	Frequenz 4 bis 7 Hz	Müdig- und Schläfrigkeit, dösender Wachzustand, Übergang zum Einschlafen, tiefe Entspannung
Alpha	Frequenz 8 bis 13 Hz, über den okzipitalen Hirnregionen am größten	Ruhe, Wachzustand (bei offenen Augen Blockade des Alparhythmus), „Phase der Synchronisation“
Beta-2	Schnell, Frequenz 20-30 Hz, häufig kleine Amplitude	Mentale oder körperlicher Aktivität, bei psychischer Belastung, „Phase der Desynchronisation“

Eine Zunahme der Theta-Aktivität konnte bei Verarbeitungsprozessen des Arbeitsgedächtnisses oder während des Problemlösens beobachtet werden (Klimesch 1999, Sammer et al. 2007). Theta-Aktivität konnte vornehmlich in folgenden Kortextarealen bestimmt werden: Inselrinde, Hippocampus, Gyrus cinguli, Frontalkortex, sowie Lobus parietalis superior und temporalis superior. Insbesondere Theta-Aktivität des Temporallappen und der Inselrinde stehen im Zusammenhang mit Verarbeitungsprozessen des Arbeitsgedächtnisses, jedoch scheinen die im EEG registrierten Potentialschwankungen im Theta-Band vielmehr ein Zusammenschluss verschiedener funktionell zusammengehöriger Kortextareale zu sein (Sammer et al. 2007).

1.4.2.1 Beanspruchungsreaktionen der EEG-Parameter während kognitiver Belastung

Die Beanspruchungsreaktionen der EEG-Frequenzbänder während kognitiver Belastung werden in Tabelle 7 dargestellt.

Tabelle 7: Beanspruchungsreaktionen der EEG-Parameter während kognitiver Belastung

EEG-Frequenzbänder	Theta-Band	Alpha-Band	Beta-2 Band
Beanspruchungsreaktion während kognitiver Belastung	↑	↓	↑↓

Die Leistung im Theta-Band nimmt in Belastungsphasen vor allem im Frontallappen zu (Inouye et al. 1994, Gevins et al. 1997, Smith et al. 2001, Sammer et al. 2007). Die Alpha-Leistung wiederum sinkt nach aktuellem Forschungsstand während mentaler Belastung vor allem im Parietalbereich (Brookings et al. 1996, Gevins et al. 1997, Gevins und Smith 2000, Smith et al. 2001, Wilson 2002, Wilson und Russell 2003).

Im Beta-2-Band sind die Literaturergebnisse inkonsistent. In der Studie von Deiber et al. (2007) nahm die Beta-Aktivität im Parietallappen bei erhöhter Aufgabenschwierigkeit im „n-back“ Dauerbelastungstest zu und auch Gola et al. (2013) konnte selbiges im Okzipitallappen bei visueller Aufmerksamkeit beobachten. In anderen Studien zeigte sich jedoch eine Abnahme der Beta-Aktivität bei Aufgaben, die visuelles Scanning erfordern, also die Fähigkeit schnell relevante Informationen aus der Umgebung zu finden (Gundel und Wilson 1992).

1.5 Subjektive Einschätzung kognitiver Beanspruchung

Studien zur subjektiven Einschätzung der Anstrengung bei kognitiven Aufgaben ergaben bisher uneinheitliche Zusammenhänge zwischen dem subjektiven kognitiven Beanspruchungsempfinden und der objektiven Leistung (Diener et al. 2016). Zahlreiche Arbeiten konnten kaum oder keine Korrelationen zwischen subjektiver Einschätzung der Beanspruchung und objektiver kognitiver Leistung sowohl bei Gesunden (Helmstaedter et al.

1998), als auch bei Kranken (Moritz et al. 2004, Burdick et al. 2005, Lahr et al. 2007) ausfindig machen. Das subjektive Beanspruchungsempfinden gegenüber der objektiven Leistung konnte in einer Vielzahl an Studien als prognostisch interessanter Befund für die Gedächtnisleistung bei (noch) gesunden Patienten für die Entwicklung einer Demenzerkrankung gefunden werden (Schmand et al. 1996, Riedel-Heller et al. 2000, Naismith et al. 2007, Jacinto et al. 2014). Insbesondere bei depressiven Erkrankungen ergaben sich große Diskrepanzen zwischen subjektivem und objektivem Beanspruchungsempfinden und Leistung (Moritz et al. 2004, Mowla et al. 2008).

Weitere Gründe für die unterschiedliche subjektive Wahrnehmung kognitiver Aufgaben können Persönlichkeitseigenschaften, Geschlechterunterschiede (Snitz et al. 2008) oder das Bildungsniveau sein. So nehmen Personen aus höheren Bildungsschichten Verringerungen ihrer kognitiven Leistungsfähigkeit sensitiver wahr (van Oijen et al. 2007).

1.5.1 Zusammenhang zwischen subjektiver Beanspruchung und objektiver kognitiven Beanspruchung

Diverse Studien konnten Zusammenhänge zwischen der subjektiv empfundenen und der objektiv ermittelten physiologischen Beanspruchung finden. Lin et al. (2005) ermittelte bei 18 Probanden die physiologische Beanspruchung mittels elektrodermalen Aktivität, Blutvolumenpuls und Herzschlagfrequenz sowie die subjektive Beanspruchung mittels Rating Scale Mental Effort (RSME), während die Probanden Aufgaben in einem Videospiel erledigten. Für die elektrodermale Aktivität fanden sich Wechselwirkungen mit dem subjektiven Beanspruchungsempfinden, nicht jedoch für den Blutvolumenpuls oder die Herzschlagfrequenz. In der Arbeit von Tümler et al. (2009) korrelierte das subjektive Beanspruchungsempfinden (EZ-Skala und Befindlichkeitsskala) mit den HRV-Werten sowohl während der Kommissionierungsaufgaben mit einem Augmented Reality Head-Mounted Display, als auch mit einer Papierliste. Eine Zunahme der Theta-Leistung, insbesondere im frontalen Bereich, sowie eine Abnahme der Alpha-Leistung im parietalen Bereich bei Zunahme der Testschwierigkeit konnten Radüntz und Freude (2013) in ihrer Studie feststellen.

Andere Studien fanden keine Zusammenhänge zwischen dem subjektiven und objektiven Beanspruchungsempfinden. Jeschke et al. (2016) konnte in ihrer Studie mit dual-2-back-Aufgaben keine signifikanten Korrelationen zwischen der subjektiven Beanspruchung (RSME) und der objektiven Beanspruchung (HR, HRV und okulomotorische Reaktionen der Pupillengröße) feststellen. Gegensätzliche Ergebnisse zwischen objektiver und subjektiver

Beanspruchung konnten in manchen Studien ebenfalls festgestellt werden (Stockinger et al. 2020).

1.6 Physiologischer Zusammenhang der Gehirn- und Herz-Kreislauf-Aktivität

Um den Körper an sich wechselnde Belastungssituationen anzupassen, steuert das Gehirn über das autonome Nervensystem die Aktivität des Herzens, des Kreislaufs und anderer Organe. Thayer und Koautoren (Thayer et al. 2009, Thayer und Lane 2009) deuten mit dem sogenannten „Continuous autonomous nervous system (CAN)“ auf eine starke Verbindung zwischen dem präfrontalen Cortex, der Kognition und der HRV hin. In dieser Theorie kommuniziert das zentrale Nervensystem (ZNS) über sympathische und parasympathische Nervenstränge mit dem Herzen. Eine vereinfachte Version ist in Abbildung 7 visualisiert.

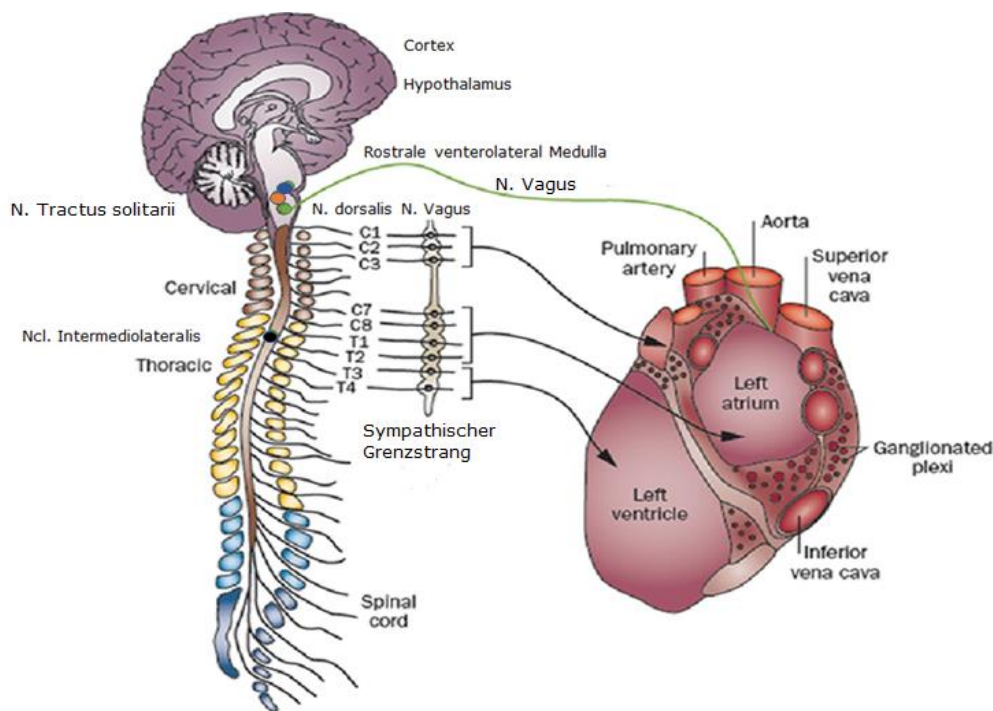


Abbildung 7: Verbindung des Gehirns mit dem Herzen in Anlehnung an "Role of the Autonomic Nervous System in Modulating Cardiac Arrhythmias" (Shen und Zipes 2014)

Der Cortex (u. a. mit präfrontalem Cortex, Inselrinde und Amygdala) sendet Informationen an den Hypothalamus und dieser wiederum an den Hirnstamm mit der rostralen ventrolateralen Medulla (RVLM, blau) und den Ncl. Tractus Solitarii (orange). Der Ncl. Tractus Solitarii beeinflusst sowohl den Ncl. Dorsalis N. Vagus (grün), der durch den N. Vagus den parasympathischen Schenkel zum Herzen bildet, als auch die RVLM. Die RVLM kommuniziert mit den Ncl. Intermediolateralis im Rückenmark, die mit ihren Efferenzen im Grenzstrang den sympathischen Schenkel zum Herzen bilden. Unter Ruhebedingungen kommuniziert das

Gehirn überwiegend über den Parasympathikus (N. Vagus, grün), während unter Belastungssituationen, wie bei kognitiven Tests, der Sympathikus (Grenzstrang aus Ncl. Intermediolateralis, schwarz) überwiegt. Die Gehirn-Herz-Achse wird durch weitere Faktoren, u.a. die Baro- und Chemorezeptoren, die ihre Informationen an den Hirnstamm schicken, moduliert, um den Organismus an die entsprechende Belastungssituation zu adaptieren. Insbesondere der Einfluss des präfrontalen Cortex auf die HRV konnte durch pharmakologische und bildgebende Untersuchungen gezeigt werden (Thayer et al. 2009). Die HRV ermöglicht damit die Beurteilung des Funktionszustandes des autonomen Nervensystems.

1.6.1 Studienlage zu Beanspruchungskorrelaten zwischen HRV- und EEG-Parametern

Obwohl der Zusammenhang zwischen dem zentralen Nervensystem, der kognitiven Funktion und dem vegetativen Nervensystem in der Theorie in früheren Arbeiten aufgegriffen wurde, wurden bisher wenig Studien zu Beanspruchungskorrelaten zwischen den EEG-Frequenzbändern und den HRV-Parametern durchgeführt.

Lee et al. (2022) führte eine Laborstudie mit Arbeitsgedächtnisaufgaben an 120 Patienten, die unter Depressionen und Angststörungen litten, durch. In der Ruhephase konnten keine Zusammenhänge zwischen den HRV-Parametern und dem EEG gefunden werden. Es zeigten sich jedoch Wechselwirkungen der HRV in Ruhe mit dem Beta-Frequenzband während der Aufgabe. Dabei waren die Zusammenhänge mit der HF-Leistung negativ und mit der LF-Leistung positiv. Die HRV in Ruhe korrelierte positiv mit der Theta-Aktivität im rechten Frontallappen während des Tests. Zusammenhänge zwischen den HRV- und EEG-Parametern während der kognitiven Aufgaben wurden nicht untersucht. Tancheva (2020) stellte eine Abnahme der Alpha-Aktivität und der HRV während Aufgaben, die einen hohen Grad an Aufmerksamkeit erfordern, fest. Attar et al. (2021) bestimmten Beanspruchungskorrelate bei 15 Probanden während Ruhe, Stress und Mediation. Unter Stressbedingungen korrelierte die Alpha-Aktivität in der linken Hemisphäre positiv mit der HF- und negativ mit der LF-Leistung und dem LF-/HF-Quotienten. Ebenfalls unter Stressbedingungen fanden Seo und Lee (2010) negative Korrelationen zwischen der Beta-Aktivität und SDNN.

1.7 Aktuelle Studienlage zum Zusammenhang physiologischer Parameter und kognitiver Leistung

Physiologische Parameter wie die Herzfrequenzvariabilität oder das Elektroenzephalogramm lassen Rückschlüsse auf die kognitive Leistung zu. In den Studien im folgenden Abschnitt wurde die Herzfrequenzvariabilität in Ruhe als Maß genutzt, um Vergleiche zwischen der HRV und der kognitiven Leistung der Probanden zu ziehen. Aus diesem Grund, sollte es nicht anders beschrieben sein, ist mit der HRV die HRV in Ruhe gemeint.

Eine hohe HRV konnte bereits mehrfach mit besserer kognitiver Performance und Exekutivfunktion in Verbindung gebracht werden (Hansen et al. 2003, Thayer und Lane 2009, Forte et al. 2019, Fuentes-García et al. 2019, Schaich et al. 2020, Hilgarter et al. 2021, Liu et al. 2022) und ist ein Indikator für gute kognitive Flexibilität bei Aufgaben, die Aufmerksamkeit, Arbeitsgedächtnis und Inhibition erfordern (Saus et al. 2006, Hansen et al. 2009, Gillie und Thayer 2014, Schaich et al. 2020, Liu et al. 2022). Insbesondere folgende HRV-Parametern konnten in verschiedensten Studien mit besserer exekutiver Funktion in Verbindung gebracht werden: SDNN, RMSSD und HF (Hansen et al. 2003; Hansen et al. 2009, Luque-Casado et al. 2013, Jennings et al. 2015, Mahinrad et al. 2016, Schaich et al. 2020, Hilgarter et al. 2021).

Für Gedächtnis- und Lernaufgaben wurden in früheren Arbeiten kaum Zusammenhänge zur HRV gefunden. Einige Studien stellten keine Zusammenhänge (Britton et al. 2008, Nicolini et al. 2014, Zeki Al Hazzouri et al. 2014, Mahinrad et al. 2016, Stenfors et al. 2016) fest. Nonogaki et al. (2017) beschrieben, dass bessere Ergebnisse in der „Wechsler Memory Scale“ mit hohen Werten für HF and niedrigen für LF/HF korrelierten. Für den zeitbezogenen HRV-Parameter SDNN fanden sowohl Yang et al. (2008) beim „Cognitive Abilities Screening Instrument (CASI)“, als auch Schaich et al. (2020) beim „digit span“ Test (Gedächtnisspanne) positive Korrelationen mit besserer Gedächtnisleistung.

Es gibt nur wenige Studien zum Zusammenhang zwischen den visuell-räumlichen Funktionen des Gehirns und der HRV (Grässler et al. 2020). In der Studie von Incalzi et al. (2009) korrelierte eine kleinere HRV mit schlechteren Ergebnissen beim Nachzeichnen von Figuren (CDL Test-copying of drawings with landmarks).

Der Großteil der Studien zum Zusammenhang zwischen EEG und kognitiver Leistung untersuchte das Theta- und Alpha-Frequenzband. Die Theta-Aktivität nahm bei hoher Belastung des Arbeitsgedächtnisses zu (Gevins et al. 1997, Smith et al. 1999, McEvoy et al. 2001, Deiber et al. 2007, Itthipuripat et al. 2013, Ozdemir et al. 2016).

Die Ergebnisse des Alpha-Frequenzbandes sind inkonstant. Die Alpha-Aktivität nimmt gewöhnlich während Aufgaben, die vermehrt Aufmerksamkeit (Gundel und Wilson 1992) oder das Arbeitsgedächtnis (Gevins et al. 1997, McEvoy et al. 2001) beanspruchen, ab. Jedoch gibt es Studien, die eine Zunahme der Alpha-Aktivität bei gesteigerter Belastung des Arbeitsgedächtnisses (Jensen et al. 2002, Herrmann et al. 2004, Johnson et al. 2011, Ozdemir et al. 2016) beschrieben haben.

Für das Beta-Frequenzband lassen sich weniger Studien zur kognitiven Leistung finden. Im „n-back“ Dauerbelastungstest korrelierte höhere Beta-Aktivität im Parietallappen mit erhöhter Aufgabenschwierigkeit (Deiber et al. 2007). In einigen Studien zeigte sich eine Abnahme der Beta-Aktivität bei Aufgaben, die visuelles Scanning erfordern, also die Fähigkeit schnell relevante Informationen aus der Umgebung zu finden (Gundel und Wilson 1992). Die Beta-Aktivität scheint aber auch als Aktivator für Aufmerksamkeit zu dienen. Ein Anstieg der Beta-Aktivität im Parietookzipitallappen konnte bei visueller Aufmerksamkeit beobachtet werden und resultierte in schnelleren Reaktionszeiten bei Aufgaben mit visuellen Stimuli (Kamiński et al. 2012, Gola et al. 2013).

Weitere Studien beschreiben eine Abnahme der Beta-Aktivität in den kontralateralen Gehirnarealen der zu bewegenden Hand sowie eine Zunahme der Beta-Aktivität bei Beendigung der Bewegung (Pfurtscheller und Da Lopes Silva 1999). Dies wurde nicht nur bei den eigentlichen Bewegungen, sondern auch bei der Vorstellung der Bewegungen (Neuper et al. 2009) und dem Beobachten solcher Bewegungen festgestellt (Koelewijn et al. 2008).

1.8 Zielstellungen

Die Analyse der Gehirnaktivität mittels EEG-Parametern während kognitiver Aufgaben gibt Aufschlüsse über die Aktivierung bzw. Deaktivierung bestimmter Gehirnareale sowie ihre Verknüpfung untereinander und während der Informationsverarbeitung. Bei arbeitsphysiologischen Felduntersuchungen unter realen Arbeitsbedingungen ist es aus diversen Gründen (z.B. komplexe Bewegungsartefakte, Helmpflicht bei der Tätigkeit) schwierig ein EEG-System für die Belastungs-Beanspruchungsanalyse am Arbeitsplatz zu tragen. Der Einsatz von EKG-Aufnahmen zur Erfassung der objektiven Beanspruchung erweist sich wiederum als praktikabler, sodass sie in der Arbeitswelt für Belastungs-Beanspruchungsanalysen bereits zum Einsatz kommen. Sogenannte Beanspruchungskorrelate zwischen HRV- und EEG-Parametern könnten Rückschlüsse mittels HRV auf die stattgefundene erhöhte kognitive Belastungssituation ermöglichen, ohne dass der Mitarbeiter

ein EEG tragen muss. Dies birgt den Vorteil, dass die Mitarbeiter nicht durch zusätzliche Messmethoden belastet werden. Ziel der Arbeit ist die Bestimmung physiologischer Beanspruchungskorrelate unter der Berücksichtigung der objektiven Testleistung und des subjektiven Beanspruchungsempfinden nach dem Fahrenberg' schen Mehrebenenkonzept.

1.9 Arbeitshypothesen

Folgende Fragestellungen und Hypothesen werden auf Grundlage der aktuellen Literatur, sowie der neuen methodischen Entwicklungen zur HRV-Analyse aufgestellt und anschließend geprüft.

Frage 1: Finden sich Zusammenhänge zwischen den Ergebnissen der Ebenen des psychophysiologischen Ansatzes nach Fahrenberg (1969)?

Hypothese 1: Es finden sich Zusammenhänge zwischen den Ergebnissen der Ebenen des psychophysiologischen Ansatzes nach Fahrenberg (1969).

Frage 2: Wie verändert sich die HRV zwischen Ruhe- und Belastungsphasen und zwischen den Belastungsphasen untereinander in Abhängigkeit zum Schwierigkeitsgrad des Tests?

Hypothese 2: Die HRV nimmt in der Belastungsphase ab, die Abnahme ist umso größer, je schwieriger der Test ist.

Frage 3: Wie verändert sich das EEG zwischen Ruhe- und Belastungsphasen und zwischen den Belastungsphasen untereinander in Abhängigkeit zum Schwierigkeitsgrad des Tests?

Hypothese 3.1: Die frontale Theta-Leistung steigt während mentaler Belastungsphasen an und steigt bei steigender Aufgabenschwierigkeit stärker an

Unterhypothese 3.1.1: Die frontale Theta-Leistung steigt bei steigender Aufgabenschwierigkeit stärker an.

Hypothese 3.2: Die parietale Alpha-Leistung fällt während mentaler Belastungsphasen und sinkt bei steigender Aufgabenkomplexität stärker ab.

Unterhypothese 3.2.1: Die parietale Alpha-Leistung sinkt bei steigender Aufgabenkomplexität stärker ab.

Hypothese 3.3: Die Beta-2 Leistung steigt während mentaler Belastungsphasen an

Unterhypothese 3.3.1: Die Beta-2 Leistung steigt bei steigender Aufgabenschwierigkeit stärker an.

Frage 4: Gibt es Assoziationen zwischen der EEG- und HRV-ermittelten mentalen Beanspruchung?

Hypothese 4.1: HRV-Parameter, die als Teil des autonomen Nervensystems den Parasympathikus widerspiegeln, korrelieren positiv mit den EEG-Spektralleistungen im Theta-Band und HRV-Parameter, die überwiegend den Sympathikus widerspiegeln, negativ mit der EEG-Spektralleistung im Theta-Band.

Hypothese 4.2: HRV-Parameter, die als Teil des autonomen Nervensystems den Parasympathikus widerspiegeln, korrelieren negativ mit den EEG-Spektralleistungen im Alpha-Band und HRV-Parameter, die überwiegend den Sympathikus widerspiegeln, positiv mit der EEG-Spektralleistung im Alpha-Band.

Hypothese 4.3: HRV-Parameter, die als Teil des autonomen Nervensystems den Parasympathikus widerspiegeln, korrelieren positiv mit den EEG-Spektralleistungen im Beta-2 Band und HRV-Parameter, die überwiegend den Sympathikus widerspiegeln, negativ mit der EEG-Spektralleistung im Beta-2 Band.

Frage 5: Gibt es eine Assoziation zwischen der durch die HRV ermittelte Beanspruchung und dem subjektiven Beanspruchungsempfinden?

Hypothese 5: Die durch die HRV ermittelte Beanspruchung korreliert positiv mit dem subjektiven Beanspruchungsempfinden.

Frage 6: Gibt es eine Assoziation zwischen der durch das EEG ermittelte Beanspruchung und dem subjektiven Beanspruchungsempfinden?

Hypothese 6: Die durch das EEG ermittelte Beanspruchung korreliert positiv mit dem subjektiven Beanspruchungsempfinden.

Frage 7: Gibt es eine Assoziation zwischen den Leistungsdaten der psychometrischen Tests und dem subjektiven Beanspruchungsempfinden?

Hypothese 7: Je höher das subjektive Beanspruchungsempfinden der Probanden ist, desto geringer ist die Leistung in den psychometrischen Tests.

Frage 8: Lassen sich Zusammenhänge zwischen der objektiven Beanspruchung und den objektiven Leistungsdaten finden?

Hypothese 8: Es finden sich Zusammenhänge zwischen der objektiven Beanspruchung und den objektiven Leistungsdaten.

2 Probanden und Methoden

2.1 Studiendesign

Die Untersuchung wurde als Querschnittsstudie durchgeführt. Nachdem die Probanden über die Studie mündlich und schriftlich aufgeklärt wurden, bestätigten sie dies durch eine Einverständniserklärung zur Teilnahme an dieser Studie (siehe Anhang). Vor Beginn des experimentellen Teils der Studie beantworteten die Teilnehmer einen kurzen Fragebogen bezüglich ihres Gesundheitsstatus, Alkohol- und Zigarettenkonsums und sportlicher Aktivitäten. Danach legte der Versuchsleiter den Probanden die Geräte zur kontinuierlichen Erfassung der Herzschlagfolge und der EEG-Aktivität an. Die Teilnehmer erhielten eine standardisierte Einführung in die zu absolvierenden Tests sowie einen Testversuch für die jeweilige Teilaufgabe, bis diese korrekt ausgeführt wurde. Die Studienteilnehmer legten insgesamt drei Ruhepausen ein, eine jeweils vor und nach dem Versuch, sowie eine weitere zwischen den Tests. Während dieser Pausen sollten die Probanden still und mit geöffneten Augen entspannt in Ruhe auf einem Stuhl sitzen. Nach jedem Leistungstest bewerteten die Probanden ihr subjektives Anforderungslevel anhand der Borg-Skala. Der gesamte Versuch dauerte etwa eine Stunde.

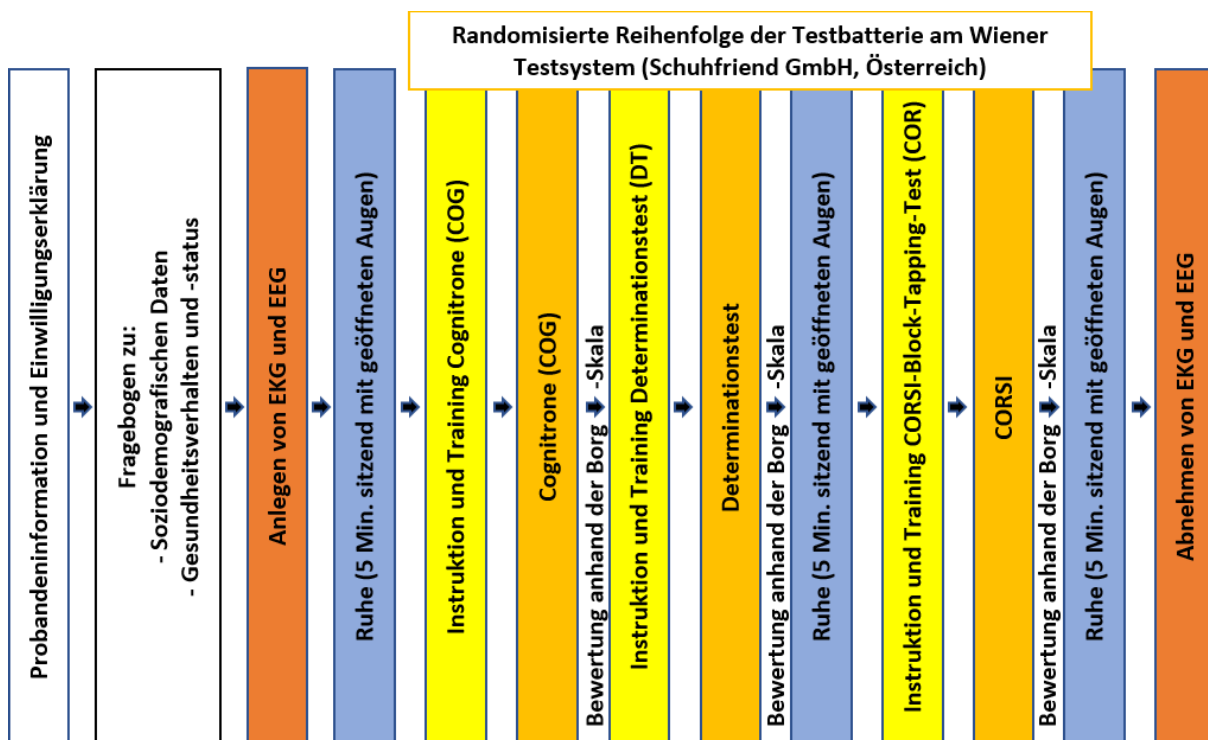


Abbildung 8: Versuchsablauf

Die Messungen fanden von November 2017 bis März 2018 im psychophysiologischen Labor des Bereichs Arbeitsmedizin der Medizinischen Fakultät der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg statt. Die schriftlichen Einverständniserklärungen der Teilnehmer und das positive Votum der Ethikkommission der Otto-von-Guericke-Universität (Antragsnummer 218/17) liegen vor.

2.2 Probanden

An der Studie nahmen 22 freiwillige gesunde Probanden (12 Frauen (55%) und 10 Männer (45%)) mit einem Durchschnittsalter von $25,1 \pm 4,66$ Jahren teil. Die Teilnehmergruppe setzte sich aus 19 Studenten, einer in Teilzeit und zwei in Vollzeit beschäftigten Personen zusammen. Kardiovaskuläre, neurologische oder psychiatrische Erkrankungen sowie Kopfverletzungen wie beispielsweise Gehirnerschütterungen und die Einnahme von Medikamenten oder Drogen, die einen Einfluss auf die HRV (Sammito et al. 2015), das EEG (Staudt 2014) oder kognitiven Leistungen haben, waren Ausschlusskriterien der Studie. Alle Probanden hatten einen ähnlichen Ausbildungsstand, ein normales oder korrigiertes Sehvermögen, waren deutsche Muttersprachler oder auf einem vergleichbaren Stand und wurden nach der Beantwortung des FLANDERS Händigkeitstests (Nicholls et al. 2013) ohne Ausnahme als Rechtshänder eingestuft.

2.3 Methodik

2.3.1 Psychometrische Testbatterie

Die Belastungssituation und die kognitiven Leistungen wurden in einer psychometrischen Testbatterie, bestehend aus dem Determinationstest, dem Corsi-Block-Tapping-Test und dem Cognitrone Test des Wiener Testsystems WTS (Fa. Schuhfried, Mödling, Österreich) erstellt. Die Testdauer betrug je nach Test und Proband zwischen fünf und 15 Minuten. Das Wiener Testsystem ermöglicht schnelle computergestützte psychologische Diagnostik und bietet eine große Bandbreite an verschiedenen Tests, die darauf ausgelegt sind Aufmerksamkeit, Reaktionsfähigkeit, Gedächtnis oder exekutive Funktionen zu überprüfen. Für die Auswertung der physiologischen Beanspruchungsdaten wurde jeweils ein fünf-minütiger Abschnitt in der Mitte der Tests gewählt, um die Vergleichbarkeit der HRV-Daten zu gewährleisten.

2.3.1.1 Determinationstest

Der Determinationstest erfasst die Belastbarkeit des Aufmerksamkeits- und Reaktionsvermögens (Schuhfried GmbH 2013a).

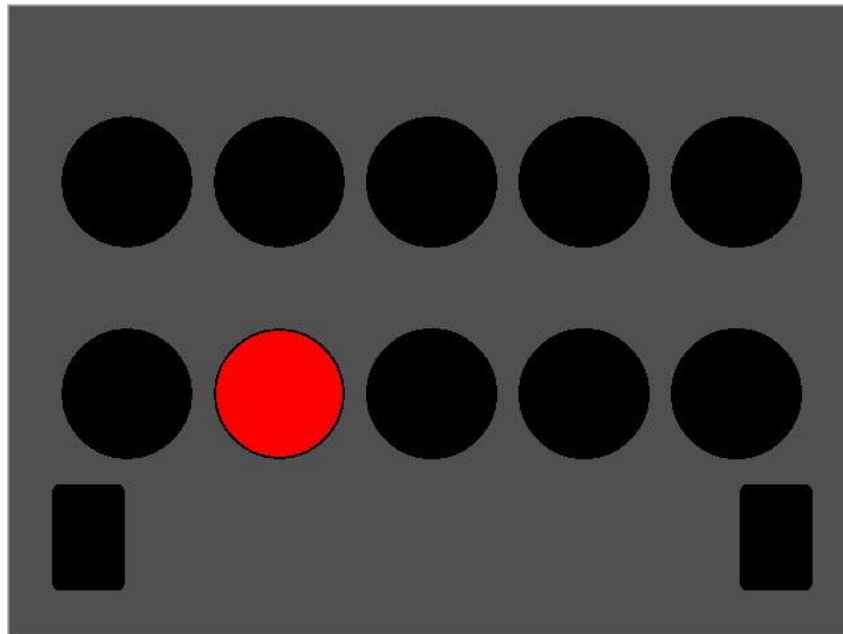


Abbildung 9: Präsentation eines Farbreizes während des Determinationstests nach Schuhfried GmbH

Tabelle 8: Variablen des Determinationstests (Schuhfried GmbH 2013a)

Hauptvariable	Beschreibung
Richtige Reaktionen	Summe der zeitgerechten und verspäteten Reaktionen
Nebenvariablen	
Falsche Reaktionen	Anzahl der nicht adäquaten Reaktionen auf einen Reiz. Keine Begrenzung
Ausgelassene Reaktionen	Anzahl der nicht beantworteten Reize. Es wurde keine Reaktion innerhalb der Darbietungszeit registriert
Median der Reaktionszeit [sec]	Median der Zeitspanne zwischen Beginn der Darbietung eines Reizes und Betätigung einer Taste des Panels
Anzahl der Reize	Anzahl der vorgegebenen Reize
Reaktionen	Summe aller getätigten Reaktionen

In der Testform „S2 Langform mit adaptiver Reizvorgabe“ wurden acht Minuten lang verschiedene Reize dargeboten, auf die der Proband durch Drücken der entsprechenden Tasten auf der Tastatur so schnell wie möglich reagieren sollte. Dabei wurden folgende Reize präsentiert: Farben (weiß, gelb, rot, grün, blau) (Beispielabbildung für Präsentation des Farbreizes „rot“: s. Abbildung 9), Töne (tief 100hz, hoch 2000hz) und Fußsignale (links, rechts). Die Reizdarbietung erfolgte adaptiv, d.h. dass die Arbeitsgeschwindigkeit der Probanden das Tempo der Reizausgabe bestimmt. Die Geschwindigkeit der Reizdarbietung berechnete sich aus den Mittelwerten der letzten acht Reaktionszeiten. Bei einer fehlerhaften Antwort wurde die doppelte Reaktionszeit für das Item genommen. Die Variablen des Determinationstests sind in Tabelle 8 zusammengefasst.

2.3.1.2 Corsi Block-Tapping-Test

Der Block-Tapping-Test, kurz Corsi, ermittelt die Speicherkapazität des räumlichen Kurzzeitgedächtnisses sowie kurzfristige Lernprozesse im räumlichen Arbeitsgedächtnis (Schuhfried GmbH 2013b).

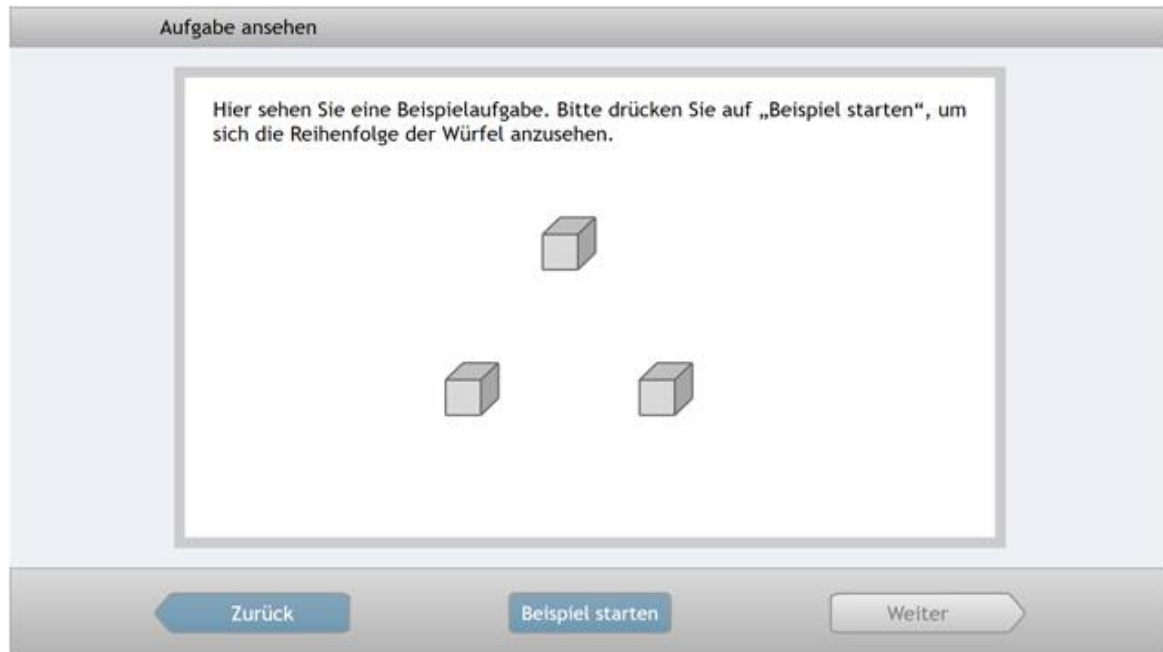


Abbildung 10: Corsi-Block-Tapping-Test – Startbildschirm (Schuhfried GmbH)

Es wurde die Testform „S3- Supra-Blockspanne (SBS) mit unmittelbare Blockspanne (UBS)“ genutzt. Hierfür wurden neun Würfel unregelmäßig auf einem Bildschirm verteilt und ein Mauszeiger in Form einer Hand zeigte in einer bestimmten Reihenfolge auf diese (s. Abbildung 10). Nach dem Ertönen eines Signaltons wurden die Probanden aufgefordert, die Würfel auf dem Bildschirm in zuvor gezeigter Reihenfolge mit einem Stift nach zu tippen. Der Test begann mit einer Sequenz von drei Würfeln und wurde um je eine Sequenz erweitert, wenn der Proband drei aufeinander folgende Trials richtig beantwortet hatte. Die maximale Sequenz betrug acht Würfel. Der Test wurde beendet, wenn die Probanden drei wiederholende Trials der maximalen Sequenzlänge der Reihe nach richtig beantwortet oder drei Trials hintereinander falsch beantwortet hatte. Die Testdauer betrug je nach Probanden zwischen 10 und 15 Minuten. Bei der Auswertung der Leistungsdaten aus dem Corsi-Test wurden folgende Variablen aus Tabelle 9 berücksichtigt:

Tabelle 9: Beschreibung der Zusatzvariablen des Corsi Testes (Schuhfried GmbH 2013b)

Hauptvariablen	Beschreibung
Unmittelbare Blockspanne vorwärts/ rückwärts (UBS)	Längste Sequenz, die in mindestens zwei von drei dargebotenen Items richtig wiedergegeben wurde
Supra-Blockspanne (SBS)	Anzahl der Wiederholungen, die der Proband benötigt, bis er das Targetitem korrekt nachgetippt hat (max. 8)
Zusatzvariablen	
Ablenkitems Richtige (SBS)	Anzahl der korrekt reproduzierten Sequenzen, die nur einmal dargeboten werden (Non-Targetitems)
Richtige (Unmittelbare Blockspanne)	Summe der richtig reproduzierten Sequenzen
Falsche (Unmittelbare Blockspanne)	Summe der falsch reproduzierten Sequenzen
Sequenzierungsfehler (Unmittelbare Blockspanne)	Anzahl der Sequenzen, bei denen die Reihenfolge der Sequenz falsch nachgetippt wurde, aber die Position der Blöcke richtig nachgetippt wurde
Reliable Spatial Span Teilparameter	Die längste Sequenz, bei der die ersten beiden bearbeiteten (d.h. nicht ausgelassenen) Aufgaben korrekt gelöst wurden
Bearbeitungszeit [min]	Die Testdauer ist abhängig von der Gedächtnisleistung der Probanden

Hauptvariablen

Die „unmittelbare Blockspanne“ (UBS) erfasst die kurzfristige Speicherkapazität des räumlichen Gedächtnisses und entspricht der längsten Sequenz, die in mindestens zwei von drei dargebotenen Items richtig wiedergegeben wurde.

Die „supra-Blockspanne“ (SBS) registriert kurzfristige räumliche Lernprozesse. Hierfür wird als Targetitem eine Sequenzlänge verwendet, die um eine Sequenz länger ist als die „unmittelbare Blockspanne“ ($SBS=UBS+1$) und somit über der visuellen Gedächtnisspanne des Probanden liegen. Die „supra-Blockspanne“ gibt die Anzahl der Wiederholungen an, bis der Proband das Targetitem richtig nachgetippt hat (max. 8).

2.3.1.3 Cognitrone-Test

Der Cognitrone-Test S3 ermittelt die Konzentrations- und Aufmerksamkeitsleistung eines Probanden (Schuhfried GmbH 2011). Die Variablen des Cognitrone-Tests sind in Tabelle 10 zusammengefasst.

Tabelle 10: Beschreibung Variablen aus dem Cognitrone-Test (Schuhfried GmbH 2011)

Hauptvariable	Beschreibung
Mittlere Zeit „Korrekte Zurückweisung“ [sec]	Durchschnittliche Zeit, bis der Proband erkennt, dass die Vergleichsfigur nicht kongruent mit der Referenzfigur ist
Nebenvariablen	
Summe „Treffer“	Anzahl der Kongruenten bei der die grüne Taste gedrückt wurde
Summe „Korrekte Zurückweisung“	Anzahl der nicht kongruenten Fälle bei der auf die rote Taste gedrückt wurde
Mittlere Zeit „Treffer“ [sec]	Durchschnittliche Zeit, bis der Proband erkennt, dass die Aufgabenfigur kongruent mit der Vorlagenfigur ist
Zusatzvariable	
Bearbeitungszeit [sec]	

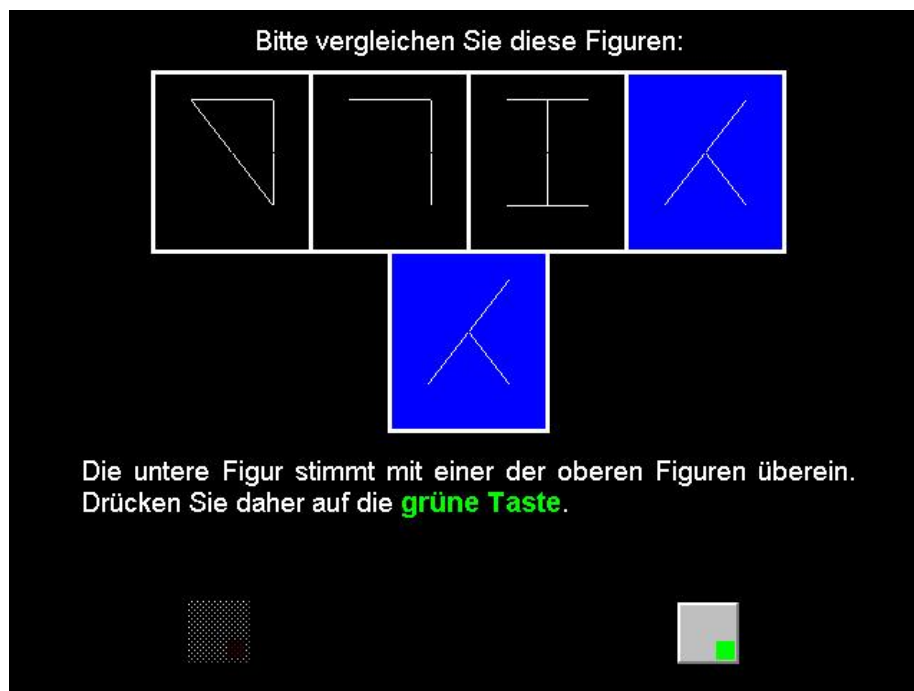


Abbildung 11: Cognitrone-Test (Schuhfried GmbH)

Die Probanden mussten hierbei vier abstrakte geometrische Figuren mit einer Vorlage vergleichen und beantworten, ob diese kongruent (grün) oder nicht kongruent (rot) sind (s. Abbildung 11). Die Testdauer betrug je nach Proband zwischen 8 und 15 Minuten.

2.3.2 Erfassung der Herzschlagfrequenz und Herzfrequenzvariabilitätsanalyse

Während des gesamten Versuchs wurde ein Elektrokardiogramm (EKG) aufgenommen. Dieses wurde, je nach Verfügbarkeit, mittels eines 3-Kanal-EKG-Gerätes Modell MT-101 (Schiller AG, Baar, Schweiz) bzw. einer Polar RS800CX (Polar Electro GmbH, Büttelborn, Deutschland) und einer Abtastfrequenz von 1000 Hz aufgezeichnet. Die durch das EKG ermittelten Abstände zwischen zwei elektrischen Herzaktionen ermöglichte die Berechnung der HRV. Zur Qualitätssicherung wurde die Aufzeichnungsdauer der Polar RS800CX auf die Vollständigkeit der Erfassung der NN-Intervalle kontrolliert, indem die Aufzeichnungszeit mit der Summe der NN-Intervalle verglichen wurde. Ausfälle der Datenaufzeichnung sollten somit ausgeschlossen werden (Sammito et al. 2011, Sammito und Böckelmann 2012). Die aufgenommenen NN-Daten wurden in Medilog DARWIN übertragen, um Artefakte, wie supraventrikuläre oder ventrikuläre Extrasystolen und bewegungsbedingte Artefakte, zunächst automatisch und im zweiten Schritt durch geschultes medizinisches Fachpersonal zu korrigieren. Für die nachfolgende HRV-Analyse wurde die NN-Datenreihe in eine Textdatei (txt) exportiert und in

fünf Minuten Intervallen mit dem Programm Kubios HRV Version 2.0 (Kubios, Kuopio, Finnland) im Zeit- und Frequenzbereich ausgewertet. Es erfolgte eine Artefaktkorrektur mit den Einstellungen 0,3 und custom (Glättung, d.h. alle NN-Intervalle, die sich mit dem Vorherigen um mehr als 30 % differieren, werden als Artefakte eliminiert) - ohne Veränderung der trend components. Die Frequenzanalyse erfolgte mittels Fast-Fourier-Transformation (FFT) mit einer Fensterbreite von 300 Sekunden (entspricht der Gesamtlänge des ausgewählten Bereichs) und 50% window overlap (Fensterüberlappung). Die Spektralanalyse diente der Berechnung der HRV-Parameter in den Frequenzbändern (VLF, LF und HF) entsprechend internationaler und nationaler Empfehlungen (Malik 1996) bzw. gemäß Leitlinie (Malik 1996, Sammito et al. 2014, Sammito und Böckelmann 2015).

- Very Low Frequency (VLF) 0,00 - 0,04 Hz
- Low Frequency (LF) 0,04 - 0,15 Hz
- High Frequency (HF) 0,15 - 0,40 Hz

Eine detaillierte Beschreibung der HRV-Parameter findet sich in Kapitel 1.4.1 Herzschlagfrequenz und Herzfrequenzvariabilität.

2.3.3 Messung der Gehirnaktivität und Spektralanalyse der Bänder

Die kontinuierliche EEG-Aufnahme erfolgte durch den mobilen LiveAMP-Recorder (Fa. Brain Products, Deutschland) durch 15 Kopfhautelektroden, sowie einer Augenelektrode, die nach dem internationalen 10-20-System auf einer elastischen Kappe (Fa. Brain Products, Deutschland) angebracht waren. Dabei diente die Cz-Elektrode als Referenzelektrode. Anschließend wurde das Signal offline zu den Mastoiden referenziert. Das vertikale EOG wurde durch die Fp2- und IO-Elektrode und das horizontale EOG durch die FT9- und FT10-Elektroden erfasst. Die Elektrodenimpedanzen wurden dabei unter 20 k Ω gehalten. Das EEG und EOG (ElektroOkuloGraphie) wurden durch den Bandpass DC – 131 Hz und eine Rate von 500 Hz gefiltert. Aufgrund komplexer Bewegungsartefakte während der Leistungstest wurde der übliche Korrekturalgorithmus durch die Independent Component Analysis (ICA) (Makeig et al. 1996) erweitert. Korrekturen erfolgten mit dem Brain Vision Analyzer 2 (Brain Products, Deutschland). EEG-Segmente, in denen die Amplitude $\pm 100 \mu\text{V}$ übertraf, wurden entfernt. Das Signal wurde durch einen 30-Hz-Low- und 1-Hz Bandpassfilter digital und offline bearbeitet. Mittels Fast Fourier Transformation (FFT) wurde die normalisierte spektrale Leistung im Bereich von 1 bis 30 Hz (Welch 1967) in ihre Frequenzbänder differenziert. Im Anschluss wurde

für jedes Frequenzband und jede experimentelle Kondition die Spektralleistung von den artefaktfreien EEG-Abschnitten separat gemittelt.

2.3.4 Klassifikation der subjektiven Beanspruchung nach Borg

Die Borg-Skala wurde genutzt, um das subjektive Beanspruchungsempfinden abzufragen (Borg 1962). Diese wurde ursprünglich für die Bewertung des subjektiven Beanspruchungsempfindens bei körperlicher Belastung entwickelt. Die Skala wurde so konzipiert, dass sie linear mit der Herzfrequenz und der Sauerstoffaufnahme ansteigt (Borg 1962, Borg 2004). Die Borg-Skala (s. Abbildung 12) ist aufgebaut von 6 (überhaupt nicht anstrengend) bis 20 (maximale Anstrengung).

6	Überhaupt nicht anstrengend	
7	Extrem leicht	
8		
9	Sehr leicht	
10		
11	Leicht	
12		
13	Etwas anstrengend	
14		
15	Anstrengend	schwer
16		
17	Sehr anstrengend	
18		
19	Extrem anstrengend	
20	Maximale Anstrengung	

Abbildung 12: Borg-Skala nach Borg (2004)

Das Anstrengungsempfinden dient als individuelle Messgröße, die im Gegensatz zur maximalen Herzfrequenz im Alter nicht abnimmt. Die Borg-Skala wird bei Patienten mit kardiopulmonalen oder muskuloskelettalen Erkrankungen in der Rehabilitation zur Festlegung der Belastungsintensität genutzt und findet nicht nur bei körperlichen, sondern auch in arbeitsmedizinischen Fragestellungen Verwendung (Böckelmann et al. 2006, Dorn et al. 2019). So kam die Borg-Skala bereits in einer Vielzahl an anästhesiologischen Studien zur subjektiven Einschätzung von Arbeitsbelastung zum Einsatz (Weinger et al. 2004, Cao et al. 2008, Slagle und Weinger 2009).

2.3.5 Statistische Methoden

Alle Versuchsdaten wurden in IBM SPSS 24.0 übertragen. Mittelwertvergleiche wurden durchgeführt, nachdem die Daten auf Normalverteilung mittels Shapiro-Wilk Test überprüft waren. Da die Daten nicht normalverteilt waren, wurde der nicht-parametrische Test für abhängige Stichproben (Friedman-Test) zum Vergleich der entsprechenden HRV- und EEG-Parameter zwischen den unterschiedlichen Tests und der dritten Ruhephase genutzt. Das Signifikanzniveau wurde hier auf $p < 0,05$ gesetzt. Um festzustellen welche Parameter sich in welchen Untersuchungsphasen statistisch signifikant voneinander unterscheiden, wurde der Post-Hoc Tests mit Bonferroni-Korrektur zur Bestimmung der paarweisen Kontraste durchgeführt. Zusammenhänge zwischen den HRV-Parametern und den EEG-Frequenzbändern wurden mittels nicht-parametrische Korrelationsanalyse nach Spearman berechnet. Um entsprechende Beanspruchungskorrelate zu erhalten, wurden sowohl HRV- als auch EEG-Differenzvariablen aus der Subtraktion der gemittelten HRV- bzw. EEG-Daten während der Ruhephase und der Tests gebildet (Δ Test - Ruhe). Zur Berechnung der Korrelationen zwischen subjektiven Beanspruchungsempfinden anhand der Borg-Skala und den objektiven Beanspruchungsparametern (HRV, EEG) wurde der nicht-parametrische Spearman Korrelationskoeffizient angewendet. Für die Zusammenhänge zwischen den Leistungsdaten des Wiener Testsystem und dem subjektiven Beanspruchungsempfinden, sowie den Leistungsdaten und den objektiven Beanspruchungsparametern (EEG/HRV) wurde ebenfalls die Rangkorrelation nach Spearman genutzt.

3 Ergebnisse

3.1 Soziodemografische Daten

An der Studie nahmen 22 freiwillige gesunde Probanden (12 Frauen (55%) und zehn Männer (45%)) mit einem Durchschnittsalter von $25,1 \pm 4,66$ Jahren teil. Die Teilnehmergruppe setzte sich aus 19 Studenten, einer in Teilzeit und zwei in Vollzeit beschäftigten Personen zusammen.

3.2 Objektive Leistungsdaten kognitiver Tests

Die Ergebnisse der Leistungsdaten der Probanden ermöglichen Rückschlüsse auf die kognitive Performance der Studienteilnehmer. Die Leistungsdaten der Probanden lagen mit wenigen Ausnahmen zwischen dem 5. und dem 95. Perzentil.

3.2.1 Determinationstest

Die objektiven Leistungsdaten des Determinationstest sind in Tabelle 11 zusammengefasst.

Tabelle 11: Objektive Leistungsdaten des Determinationstests

Testparameter	MW \pm SD	Minimum	Maximum
Richtige	531,14 \pm 58,021	411	673
Falsche Alarme	22,14 \pm 22,844	3	107
Ausgelassene	25,82 \pm 15,004	6	55
Median Reaktionszeit, [s], richtige & falsche	0,75 \pm 0,059	0,64	0,84
Anzahl der Reize	564,77 \pm 52,531	481	686
Anzahl der Reaktionen	553,27 \pm 59,433	430	689
DT, % Auslasser	4,65 \pm 2,840	1	11

Im Mittel wurden auf $531,14 \pm 58,021$ Reize richtig und auf $22,14 \pm 22,844$ falsch reagiert, sowie $25,82 \pm 15,004$ Reize ausgelassen ($4,65\% \pm 2,840$). Die Reaktionszeit betrug im Median $0,75 \pm 0,059$ Sekunden. Während der acht Minuten Testdauer wurden im Durchschnitt $564,77 \pm 52,531$ Reize präsentiert und insgesamt $553,27 \pm 59,433$ Reaktionen registriert.

3.2.2 Corsi-Block-Tapping-Test

Die Leistungsdaten für den Corsi-Block-Tapping-Test sind in Tabelle 12 zusammengestellt. Die unmittelbare Blockspanne (UBS) betrug im Durchschnitt $6,27 \pm 0,985$, die Anzahl der Versuche der Suprablockspanne $1,76 \pm 2,385$, die Richtigen der UBS $11,55 \pm 2,668$ und die Falschen der UBS $5,09 \pm 1,823$. Die Reliable Spatial Span ergab $5,50 \pm 1,263$, die richtigen Ablenkitems $14,19 \pm 3,281$ bei einer durchschnittlichen Bearbeitungszeit von $858,77$ Sekunden $\pm 312,299$.

Tabelle 12: Objektive Leistungsdaten des Corsi-Block-Tapping-Test

Testparameter	MW \pm SD	Minimum	Maximum
Unmittelbare Blockspanne	6,27 \pm 0,985	5	8
Supra Blockspanne, Anzahl der Versuche	1,76 \pm 2,385	0	8
Richtige (UBS)	11,55 \pm 2,668	7	17
Falsche (UBS)	5,09 \pm 1,823	3	10
Sequenzierungsfehler (UBS)	2,18 \pm 1,140	0	5
Reliable Spatial Span Teilparameter	5,50 \pm 1,263	3	8
Ablenkitems Richtige (Symptomvalidierung)	14,19 \pm 3,281	8	20
Bearbeitungszeit, [sec].	858,77 \pm 312,299	385	1566

3.2.3 Cognitrone Test

Beim Cognitrone-Test ergaben sich folgende Leistungsdaten (s. Tabelle 13).

Tabelle 13: Objektive Leistungsdaten des Cognitrone-Tests

Testparameter	MW \pm SD	Minimum	Maximum
Mittlere Reaktionszeit auf "korrekte Zurückweisung", [sec].	2,21 \pm 0,418	1,446	3,303
Summe "Treffer"	74,36 \pm 3,935	66	80
Summe "korr. Zurückweisung"	113,73 \pm 5,849	92	119
Mittlere Reaktionszeit auf "Treffer", [sec].	2,10 \pm 0,449	1,429	3,374
Dauer, [sec].	429,23 \pm 82,607	289	658

Die mittlere Reaktionszeit für eine korrekte Zurückweisung betrug im Durchschnitt $2,21 \pm 0,418$ Sekunden bei durchschnittlich $113,73 \pm 5,849$ korrekten Zurückweisungen. Die mittlere Reaktionszeit für einen Treffer war $2,10 \pm 0,449$ Sekunden bei einer Summe von $74,36 \pm 3,935$ Treffern. Im Durchschnitt dauerte der Test $429,23 \pm 82,607$ Sekunden.

3.3 Objektive Beanspruchung

3.3.1 Herzschlagfrequenz und Herzfrequenzvariabilität während der Ruhe- und der Belastungsphasen

3.3.1.1 Zeitbezogene Herzfrequenzvariabilität

Die Tabelle 14 zeigt die Ergebnisse der deskriptiven Statistik für die zeitbezogenen HRV-Parameter sowie die statistisch signifikanten Ergebnisse der Analyse zu den Mittelwertsunterschieden zwischen der Ruhe- und den Belastungsphasen sowie zwischen den Belastungsphasen selbst.

Tabelle 14: Gemittelte HRV-Daten (\pm Standardabweichung) aus dem Zeitbereich für alle Untersuchungsphasen und Signifikanzniveaus der Mittelwertsunterschiede zwischen den Phasen

HRV-Parameter	Ruhe	Tests			p Friedman-Test	Post-hoc Tests für paarweise Vergleiche
		DT	COR	COG		
NN [ms]	858,43 \pm 101,496	735,55 \pm 111,995	790,52 \pm 102,599	800,92 \pm 101,496	< 0,001	Ruhe-DT (<0,001) ^B ; Ruhe-COR (0,001) ^B ; COR-DT (0,003) ^B ; COG-DT (<0,001) ^B
SDNN [ms]	74,19 \pm 23,024	42,01 \pm 13,478	54,90 \pm 14,509	50,23 \pm 14,558	< 0,001	Ruhe-DT (<0,001) ^B ; Ruhe-COG (<0,001) ^B ; COR-DT (0,001) ^B ;
RMSSD [ms]	47,30 \pm 20,115	28,50 \pm 14,922	36,62 \pm 15,124	36,87 \pm 15,431	< 0,001	Ruhe-DT (<0,001) ^B ; Ruhe-COG (0,006) ^B ; COR-DT (0,003) ^B ; COG-DT (0,010) ^B
pNN50 [%]	23,44 \pm 18,082	10,69 \pm 13,154	14,48 \pm 12,259	17,20 \pm 15,702	< 0,001	Ruhe-DT (<0,001) ^B ; COG-DT (0,006) ^B

^B Signifikanzniveau nach Bonferroni Korrektur $p=0,0125$ (zweiseitig); (DT = Determinationstest; COR = Corsi-Test; COG = Cognitrone-Test)

Alle zeitbezogene HRV-Parameter (RR, SDNN, RMSSD, pNN50) waren während der Ruhephase am höchsten und während des Determinationstests am niedrigsten. Die paarweisen Vergleiche mittels Post-hoc Test ergaben, dass sich alle zeitbezogenen HRV-Parameter während des Determinationstests statistisch signifikant von der Ruhephase unterschieden. Vereinzelt konnten auch für die beiden anderen Tests in den zeitbezogenen HRV-Parametern Unterschiede zur Ruhephase gefunden werden. Statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Tests konnten nur zwischen dem Determinationstest und den beiden anderen Tests beobachtet werden, jedoch nicht zwischen Corsi und Cognitrone.

3.3.1.2 Frequenzbezogene Herzfrequenzvariabilität

Die Tabelle 15 stellt die deskriptive Statistik für die frequenzbezogenen HRV-Parameter sowie die statistisch signifikanten Ergebnisse der paarweisen Vergleiche dar. Die frequenzbezogenen HRV-Parameter zeigten während der Ruhephase die größte HRV (niedrigsten Werte in LF nu, LF/HF sowie die größten Werte in HF nu, TP) und im Determinationstest die geringste HRV (höchste Werte in LF nu, LF/HF, sowie kleinsten Werte in HF nu, TP). LF nahm während der Tests ab.

Tabelle 15: Gemittelte HRV-Daten (\pm Standardabweichung) aus dem Frequenzbereich für alle Untersuchungsphasen

HRV-Parameter	Ruhe	Tests			p Friedman-Test	Post-hoc Tests für paarweise Vergleiche
		DT	COR	COG		
FFT TP [ms ²]	4682,73 \pm 1546,216	1801,32 \pm 1067,477	2777,64 \pm 1546,216	2132,14 \pm 1164,494	< 0,001	Ruhe-DT (<0,001) ^B ; Ruhe-COG (<0,001);
LF [ms ²]	1470,45 \pm 1043,870	677,09 \pm 428,509	1122,50 \pm 677,307	788,00 \pm 582,912	0,001	Ruhe-DT (0,002) ^B ;
HF [ms ²]	1074,36 \pm 945,485	326,77 \pm 402,637	515,27 \pm 495,473	548,32 \pm 510,894	< 0,001	Ruhe-DT (<0,001) ^B ; COR-DT (0,003) ^B ; COG-DT (0,002) ^B
LF nu	60,32 \pm 19,835	73,55 \pm 14,726	70,41 \pm 15,054	61,85 \pm 20,671	0,011	-
HF nu	39,68 \pm 19,835	26,45 \pm 14,726	29,62 \pm 15,041	38,15 \pm 20,671	0,011	-
LF/HF	2,42 \pm 2,145	3,79 \pm 2,371	3,47 \pm 2,643	2,62 \pm 2,190	0,011	-

^B Signifikanzniveau nach Bonferroni Korrektur $p=0,00833$ (zweiseitig); (DT = Determinationstest; COR = Corsi-Test; COG = Cognitrone-Test)

Im Post-hoc Test ergaben sich signifikante Unterschiede zwischen der Ruhephase und dem Determinationstest in den Parametern TP, LF und HF, zwischen der Ruhephase und Cognitrone für die Total Power TP, sowie zwischen dem Determinationstest und beiden anderen Test für den Parameter HF.

3.3.2 EEG-Daten aus der Spektralanalyse während der Ruhe- und der Belastungsphasen

In Tabelle 16 bis Tabelle 18 sind die gemittelten EEG-Werte in allen relevanten Frequenzbereichen und in allen Untersuchungsphasen sowie die statistisch signifikanten Ergebnisse der Analyse der Mittelwertsunterschiede aufgeführt. Die Theta-Aktivität war während der Ruhephase über beiden Frontal-, dem zentralen Parietal- und beiden Okzipitallappen am kleinsten. Die Theta-Aktivität (s. Tabelle 16) stieg in allen drei Belastungsphasen in allen Regionen an. Statistisch signifikant waren die Anstiege zur Ruhephase für alle drei Tests im rechten Frontallappen, für Corsi und Cognitrone im zentralen Parietallappen und im linken Frontallappen für den Determinationstest. Zwischen den Tests gab es keine statistisch signifikanten Unterschiede.

Tabelle 16: Gemittelte EEG-Daten (\pm Standardabweichung) im Frequenzbereich Theta für alle Untersuchungsphasen und Signifikanzniveaus der Mittelwertsunterschiede zwischen den Phasen

EEG-Parameter	Ruhe	Tests			p Friedman-Test	Post-hoc Tests für paarweise Vergleiche
		DT	COR	COG		
Theta (4-7 Hz)						
Fp1	7,15 \pm 2,015	9,04 \pm 2,709	9,14 \pm 2,564	9,20 \pm 2,950	0,003	Ruhe-DT (0,003) ^B ;
Fp2	7,39 \pm 1,936	8,91 \pm 2,707	9,51 \pm 2,382	9,49 \pm 2,639	<0,001	Ruhe-DT (0,010) ^B ; Ruhe-COR (0,004) ^B ; Ruhe-COG (<0,001) ^B ;
Pz	6,04 \pm 1,578	7,66 \pm 2,388	7,86 \pm 1,575	8,60 \pm 2,155	<0,001	Ruhe-COR (<0,001) ^B ; Ruhe-COG (<0,001) ^B ;
O1	5,63 \pm 1,820	6,50 \pm 2,226	6,02 \pm 2,240	6,98 \pm 2,537	0,038	-
O2	5,80 \pm 1,929	6,78 \pm 2,883	6,35 \pm 2,393	7,08 \pm 2,704	0,202	-

^B Signifikanzniveau nach Bonferroni-Korrektur p = 0,01 (zweiseitig); (DT = Determinationstest; COR = Corsi-Test; COG = Cognitrone-Test)

Tabelle 17: Gemittelte EEG-Daten (\pm Standardabweichung) im Frequenzbereich Alpha für alle Untersuchungsphasen und Signifikanzniveaus der Mittelwertsunterschiede zwischen den Phasen

EEG-Parameter	Ruhe	Tests			p Friedman-Test	Post-hoc Tests für paarweise Vergleiche
		DT	COR	COG		
Alpha (8-13 Hz)						
Fp1	12,54 \pm 4,193	7,52 \pm 1,692	8,17 \pm 2,353	7,35 \pm 2,054	<0,001	Ruhe-DT (<0,001) ^B ; Ruhe-COR (<0,001) ^B ; Ruhe-COG (<0,001) ^B ;
Fp2	12,99 \pm 4,567	7,82 \pm 1,882	8,47 \pm 2,471	7,90 \pm 2,436	<0,001	Ruhe-DT (<0,001) ^B ; Ruhe-COR (0,001) ^B ; Ruhe-COG (<0,001) ^B ;
Pz	17,84 \pm 4,886	9,58 \pm 2,789	10,13 \pm 2,136	10,19 \pm 2,800	<0,001	Ruhe-DT (<0,001) ^B ; Ruhe-COR (<0,001) ^B ; Ruhe-COG (<0,001) ^B ;
O1	15,63 \pm 4,708	11,24 \pm 2,016	10,84 \pm 1,847	10,59 \pm 2,229	<0,001	Ruhe-DT (<0,001) ^B ; Ruhe-COR (<0,001) ^B ; Ruhe-COG (<0,001) ^B ;
O2	15,16 \pm 4,253	10,92 \pm 1,992	10,65 \pm 1,681	10,33 \pm 2,011	<0,001	Ruhe-DT (0,001) ^B ; Ruhe-COR (<0,001) ^B ; Ruhe-COG (<0,001) ^B ;

^B Signifikanzniveau nach Bonferroni-Korrektur p = 0,01 (zweiseitig); (DT = Determinationstest; COR = Corsi-Test; COG = Cognitrone-Test)

Die Alpha-Aktivität (s. Tabelle 17) war während der Ruhephase am größtem und nahm bei allen drei Tests ab. In den paarweisen Vergleichen mittels Post-hoc Test sank im Frontal-, Parietal- und Okzipitallappen die Alpha-Aktivität während allen Testphasen statistisch

signifikant gegenüber der Ruhephase ab. Es gab keine signifikanten Unterschiede zwischen den Tests im Alpha-Band.

Tabelle 18: Gemittelte EEG-Daten (\pm Standardabweichung) im Frequenzbereich Beta-2 für alle Untersuchungsphasen und Signifikanzniveaus der Mittelwertsunterschiede zwischen den Phasen

EEG-Parameter	Ruhe	Tests			p Friedman-Test	Post-hoc Tests für paarweise Vergleiche
		DT	COR	COG		
Beta 2 (20-30 Hz)						
Fp1	6,32 \pm 4,148	6,14 \pm 3,399	6,42 \pm 4,106	7,54 \pm 4,854	0,957	-
Fp2	5,70 \pm 3,483	5,81 \pm 3,223	5,31 \pm 2,832	6,00 \pm 4,006	0,676	-
Pz	4,09 \pm 2,841	6,46 \pm 4,335	4,96 \pm 2,827	4,57 \pm 3,819	<0,001	Ruhe-DT (<0,001) ^B ; COG-DT (<0,001) ^B
O1	6,41 \pm 4,663	9,73 \pm 3,624	9,09 \pm 5,137	8,10 \pm 4,798	0,001	Ruhe-DT (0,004) ^B
O2	6,51 \pm 4,571	9,46 \pm 3,939	8,76 \pm 4,892	8,31 \pm 5,019	0,001	Ruhe-DT (0,002) ^B

^B Signifikanzniveau nach Bonferroni-Korrektur p = 0,01 (zweiseitig); (DT = Determinationstest; COR = Corsi-Test; COG = Cognitrone-Test)

Die Beta-Aktivität (s. Tabelle 18) war im zentralen Parietallappen und beiden Okzipitallappen während der Ruhephase am niedrigsten und stieg in allen drei Belastungsphasen an. Statistisch signifikante Unterschiede bestanden zwischen der Ruhephase und dem Determinationstest im zentralen Parietallappen und beiden Okzipitallappen, sowie im zentralen Parietallappen zwischen dem Cognitrone- und Determinationstest. Im Frontallappen konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Testphasen für die Beta-Aktivität gefunden werden.

3.4 Subjektives Beanspruchungsempfinden anhand der Borg-Skala

Die Tabelle 19 zeigt die deskriptive Statistik des subjektiven Beanspruchungsempfinden anhand der Borg-Skala und die statistisch signifikanten Ergebnisse der paarweisen Vergleiche.

Tabelle 19: Subjektives Beanspruchungsempfinden für jeden Test

Testform	Median	MW \pm SD	Minimum	Maximum	pFriedman-Test	Post-hoc Tests für paarweise Vergleiche
Cognitrone	13	12,50 \pm 2,041	8	15	<0,001	DT-COG (<0,001) ^B ; DT-COR (0,012) ^B
Determinationstest	15,50	15,18 \pm 1,622	12	17		
Corsi-Tests	14	13,68 \pm 2,378	8	18		

^B Signifikanzniveau nach Bonferroni-Korrektur p = 0,0167 (zweiseitig); (DT = Determinationstest; COR = Corsi-Test; COG = Cognitrone-Test)

Im Mittel bewerteten die Probanden den Determinationstest (Borg=15,18) subjektiv als am schwersten, gefolgt von Corsi und Cognitrone. Der Determinationstest wies mit einer Bewertung von 12 den mit Abstand größten Minimum Wert aller Tests auf, wohingegen Corsi die größte Standardabweichung und Spannweite zwischen den Maximum- und Minimum-Werten besaß und auch das größte Maximum aufwies. In den paarweisen Vergleichen bestanden statistisch signifikante Unterschiede im subjektiven Beanspruchungsempfinden zwischen dem Determinationstest und den beiden anderen Tests.

3.5 Beanspruchungskorrelate zwischen HRV und EEG bei kognitiver Belastung

Die psychophysiologischen Beanspruchungskorrelate zwischen HRV- und EEG-Parametern im Frequenzband Theta werden in Tabelle 20 dargestellt.

Tabelle 20: Statistisch signifikante psychophysiologische Beanspruchungskorrelate zwischen HRV- und EEG-Parametern im Frequenzband Theta

HRV /EEG	Δ Fp1 - Ruhe	Δ Fp2 - Ruhe	Δ Pz - Ruhe	Δ O1 - Ruhe	Δ O2 - Ruhe
Δ NN – Ruhe [ms]	n. s.	-0,469* (COR)	n. s.	-0,617** (COR) -0,473** (COG)	-0,490* (COR)
Δ SDNN [ms] - Ruhe	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.
Δ RMSSD [ms] - Ruhe	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.
Δ pNN50 [%] - Ruhe	n. s.	n. s.	n. s.	-0,431* (COR) -0,497* (COG)	-0,471* (COR)
Δ TP [ms ²] - Ruhe	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.
Δ LF [ms ²] - Ruhe	0,499* (COR)	0,443* (COR)	n. s.	n. s.	0,624** (DT)
Δ HF [ms ²] - Ruhe	n. s.	n. s.	-0,451* (DT) -0,491* (COR)	n. s.	-0,490* (COG) -0,540** (COR)
Δ LF nu - Ruhe	0,645** (COR)	n. s.	0,610** (DT) 0,481* (COG)	n. s.	0,607** (DT) 0,556** (COG) 0,511* (COR)
Δ HF nu - Ruhe	-0,645** (COR)	n. s.	-0,609** (DT) -0,481* (COG)	n. s.	-0,599** (DT) -0,556** (COG) -0,511* (COR)
Δ LF/HF - Ruhe	n. s.	n. s.	0,441* (DT) 0,434* (COG)	n. s.	0,502* (DT) 0,443* (COG)

* Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant; ** Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant; blauer Hintergrund = zeitbezogene HRV-Parameter; roter Hintergrund = frequenzbezogene HRV-Parameter; n. s. = nicht signifikant; DT = Determinationstest; COR = Corsi-Test; COG = Cognitrone-Test)

Von den zeitbezogenen HRV-Parametern zeigte pNN50 während des Cognitrone- und des Corsi-Tests negative, mittlere, statistisch signifikante Assoziationen mit dem Theta-Band im Okzipitallappen. Eine Reduktion der HRV führt somit zu einer Abnahme der Theta-Aktivität im gesamten Okzipitallappen beim Corsi-Test und beim Cognitrone-Test lediglich in der linken

Hemisphäre. Die RR-Intervalle korrelieren negativ im gesamten Okzipitallappen und dem rechten Frontallappen mit dem Theta-Band während des Corsi-Tests, sowie während des Cognitrone-Tests negativ mit dem Theta-Band im linken Okzipitallappen.

Für die frequenzbezogenen HRV-Parameter konnten mittlere bis starke Korrelationen mit dem Theta-Frequenzband gefunden werden. Je größer die Leistung im Theta-Band, desto größer wurde der LF/HF-Quotient im Parietal- und rechten Okzipitallappen während des Cognitrone- und Determinationstests. Eine Zunahme der Leistung des Theta-Bandes korrelierte positiv mit der Leistung im Niedrigfrequenzbereich (LF nu) im zentralen Parietallappen während des Cognitrone- und Determinationstests und im rechten Okzipitallappen während aller drei Testphasen. Zusätzlich korrelierte im linken Frontallappen LF nu positiv mit dem Theta-Band während des Corsi-Tests. Korrespondierend zu LF nu wurden in HF nu die gleichen, jedoch negativen Korrelationen gefunden. Weiter korrelierte das Theta-Band positiv mit LF beim Corsi-Test in beiden Frontallappen und beim Determinationstest im rechten Okzipitallappen. Mit dem Theta-Band negativ korrelierte HF während des Corsi- und Determinationstest im Parietallappen, sowie im rechten Okzipitallappen während des Cognitrone- und Corsi-Tests. Insgesamt zeigen sich während des Cognitrone- und Determinationstest vermehrt im Okzipital- und Parietallappen Beanspruchungskorrelate und während des Corsi-Tests im Frontallappen.

Tabelle 21 zeigt psychophysiologische Beanspruchungskorrelate zwischen HRV- und EEG-Parametern im Alpha-Frequenzband. Für die zeitbezogenen HRV-Parameter ergaben sich im Alpha-Frequenzband positive Korrelationen mit SDNN über Frontal-, Parietal- und Okzipitallappen während des Corsi-Tests. RMSSD korrelierte mit dem Alpha-Band positiv im rechten Frontallappen beim Cognitrone-Test und dem Parietallappen beim Corsi-Test. Eine Zunahme der Alpha-Leistung in diesen Arealen ist somit mit einer Zunahme der parasympathischen Aktivität verbunden. In den frequenzbezogenen HRV-Parametern zeigten sich im gesamten Frontallappen positive Korrelationen der Alpha-Leistung mit LF nu und LF, dem Quotienten LF/HF sowie der Total Power und negative mit HF nu während des Corsi-Tests. Weiterhin nahm die Total Power mit zunehmender Alpha-Aktivität im Parietallappen zu. Während aller drei Testphasen korrelierte LF positiv mit dem Alpha-Band im gesamten Frontallappen.

Tabelle 21: Statistisch signifikante psychophysiologische Beanspruchungskorrelate zwischen HRV- und EEG-Parametern im Frequenzband Alpha

HRV / EEG	Δ Fp1 - Ruhe	Δ Fp2 - Ruhe	Δ Pz - Ruhe	Δ O1 - Ruhe	Δ O2 - Ruhe
Δ NN – Ruhe [ms]	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.
Δ SDNN [ms] - Ruhe	0,538* (COR)	0,484* (COR)	0,522* (COR)	0,508* (COR)	0,444* (COR)
Δ RMSSD [ms] - Ruhe	n. s.	0,458* (COG)	0,564** (COR)	n. s.	n. s.
Δ pNN50 [%] - Ruhe	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.
Δ TP [ms ²] - Ruhe	0,570** (COR)	0,558** (COR)	0,469* (COR)	n. s.	n. s.
Δ LF [ms ²] - Ruhe	0,734** (COR) 0,625** (COG) 0,474* (DT)	0,744** (COR) 0,595** (COG) 0,506* (DT)	n. s.	n. s.	n. s.
Δ HF [ms ²] - Ruhe	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.
Δ LF nu - Ruhe	0,583** (COR)	0,700** (COR)	n. s.	n. s.	n. s.
Δ HF nu - Ruhe	-0,583** (COR)	-0,700** (COR)	n. s.	n. s.	n. s.
Δ LF/HF - Ruhe	0,510* (COR)	0,619** (COR)	n. s.	n. s.	n. s.

* Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant; ** Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant; blauer Hintergrund = zeitbezogene HRV-Parameter; roter Hintergrund = frequenzbezogene HRV-Parameter; n. s. = nicht signifikant; DT = Determinationstest; COR = Corsi-Test; COG = Cognitrone-Test)

Die psychophysiologischen Beanspruchungskorrelate zwischen HRV- und EEG-Parametern im Beta-2 Frequenzband sind in Tabelle 22 dargestellt. Zwischen dem Beta-2 Frequenzband und den zeitbezogenen HRV-Parametern zeigte sich lediglich in pNN50 im linken Okzipitallappen während des Cognitrone-Tests ein schwaches bis mittleres Beanspruchungskorrelat.

Tabelle 22: Statistisch signifikante psychophysiologische Beanspruchungskorrelate zwischen HRV- und EEG-Parametern im Frequenzband Beta-2

HRV / EEG	Δ Fp1 - Ruhe	Δ Fp2 - Ruhe	Δ Pz - Ruhe	Δ O1 - Ruhe	Δ O2 - Ruhe
Δ NN – Ruhe [ms]	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.
Δ SDNN [ms] - Ruhe	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.
Δ RMSSD [ms] - Ruhe	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.
Δ pNN50 [%] - Ruhe	n. s.	n. s.	n. s.	0,436* (COG)	n. s.
Δ TP [ms ²] - Ruhe	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.
Δ LF [ms ²] - Ruhe	-0,555* (COR)	-0,443* (COR)	n. s.	n. s.	n. s.
Δ HF [ms ²] - Ruhe	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.
Δ LF nu - Ruhe	-0,678** (COR)	n. s.	-0,455* (COR) -0,566** (COG)	n. s.	-0,455* (COR) -0,623** (COG)
Δ HF nu - Ruhe	0,678** (COR)	n. s.	0,455* (COR) 0,566* (COG)	n. s.	0,455* (COR) 0,623** (COG)
Δ LF/HF - Ruhe	-0,492* (COR)	n. s.	n. s.	n. s.	-0,504* (DT) -0,513* (COG)

* Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant; ** Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant; blauer Hintergrund = zeitbezogene HRV-Parameter; roter Hintergrund = frequenzbezogene HRV-Parameter; n. s. = nicht signifikant; DT = Determinationstest; COR = Corsi-Test; COG = Cognitrone-Test)

Für die frequenzbezogenen HRV-Parameter ergaben sich die meisten Korrelationen mit dem Beta-2 Band während des Corsi-Tests. Dort korreliert das Beta-2 Band negativ mit LF in beiden Frontallappen und ebenfalls negativ mit LF nu im linken Frontal-, zentralen Parietal- und rechten Okzipitallappen. HF nu korreliert mit positiven Vorzeichen mit dem Beta-2 Band in denselben Lappen wie LF. Der LF/HF Quotient korrelierte negativ mit dem Beta-2 Band im linken Frontallappen. Während des Determinationstests korrelierte nur der LF/HF Quotient mit dem Beta-2-Frequenzband negativ.

3.6 Ergebnisse der Korrelationsanalyse zwischen objektiver Beanspruchung und subjektiver Beanspruchung

3.6.1 Ergebnisse der Korrelationsanalyse zwischen HRV und Borg-Skala

In der Korrelationsanalyse nach Spearman zwischen der Borg-Skala und den HRV-Differenzwerten (Δ Test - Ruhe) konnten keine Korrelationen gefunden werden.

3.6.2 Korrelation zwischen dem EEG und der Borg-Skala

Die statistisch signifikanten Ergebnisse der Korrelationsanalyse nach Spearman zwischen dem subjektiven Beanspruchungsempfinden nach der Borg-Skala und den EEG-Frequenzbändern werden in Tabelle 23 dargestellt.

Tabelle 23: Statistisch signifikante Korrelationen zwischen dem EEG und der Borg-Skala im Determinationstest (Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) und ** auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant)*

Corsi	Korrelationen
O1 Theta	-0,410*
Cognitrone-Test	
Fp1 Alpha	-0,465*
Fp2 Alpha	-0,616**

Je schwieriger die Probanden den Corsi-Test bewerteten, desto geringer war die Theta-Aktivität im linken Okzipitallappen. Beim Cognitrone-Test galt, je schwerer der Test bewertet wurde, desto niedriger war die Alpha-Aktivität in beiden Frontallappen. Für den Determinationstest konnten keine signifikanten Korrelationen gefunden werden.

3.7 Ergebnisse der Korrelationsanalyse zwischen der subjektiven Beanspruchung und der objektiven kognitiven Leistung

Die statistisch signifikanten Ergebnisse der Korrelationsanalyse nach Spearman zwischen dem subjektiven Beanspruchungsempfinden und der objektiven kognitiven Leistung werden in Tabelle 24 dargestellt.

Tabelle 24: Statistisch signifikante Korrelationen zwischen dem subjektiven Beanspruchungsempfinden und der objektiven kognitiven Leistungsdaten (rot=Hauptvariable, grün=Nebenvariable, schwarz=Zusatzvariable)

Leistungsparameter des Corsi-Tests	Spearman-Korrelation zwischen den Leistungsparametern und der Borg-Skala
Supra-Blockspanne Anzahl der Versuche	0,425*
Falsche (UBS)	0,655**
Bearbeitungszeit	0,534**
Leistungsparameter des Cognitrone-Tests	Spearman-Korrelation zwischen den Leistungsparametern und der Borg-Skala
Mittlere Zeit korrekter Zurückweisung	0,424*
Mittlere Zeit „Treffer“	0,604**
Dauer	0,543**

Das subjektive Beanspruchungsempfinden korrelierte beim Corsi-Test mit der Hauptvariable der „Anzahl der Versuche für die Suprablockspanne“ und den Nebenvariablen „Falsche (UBS)“, sowie der „Bearbeitungszeit“. Während des Cognitrone-Tests konnten Zusammenhänge zwischen der Hauptvariablen der „mittleren Zeit korrekte Zurückweisung“ und den Nebenvariablen „Mittlere Zeit „Treffer““, sowie „Dauer“ des Tests festgestellt werden. Für den Determinationstest konnten keine signifikanten Korrelationen gefunden werden.

3.8 Korrelationen zwischen objektiver Beanspruchung und objektiver Leistung

3.8.1 Ergebnisse der Korrelationen zwischen HRV und kognitiver Leistung

Die statistisch signifikanten Ergebnisse der Korrelationsanalyse zwischen HRV und kognitiver Leistung werden in Tabelle 25 dargestellt.

Tabelle 25: Statistisch signifikante Korrelationen zwischen HRV-Parametern und den Leistungsdaten des Cognitrone, Determinations- und Corsi-Tests (grün=Nebenvariable)

Parameter Cognitrone	HRV-Parameter	Spearman-Korrelation
Summe Treffer	Δ SDNN	0,450*
Parameter Determinationstest	HRV-Parameter	Spearman-Korrelation
Falsche	Δ LF nu	-0,623**
	Δ HF nu	0,619**
	Δ LF/HF-Ratio	-0,449*
Parameter-Corsi	HRV-Parameter	Spearman -Korrelation
Reliable Spatial Span	Δ NN	-0,509*
	Δ HF Power	-0,456*
Ablenkitem Richtig	Δ HF Power	-0,550*

* Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant; ** Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant;

In der Rangkorrelation nach Spearman bestanden im Cognitrone-Test zwischen der „Summe der Treffer“ und dem zeitbezogenen HRV-Parameter SDNN statistisch signifikante Korrelationen. Im Determinationstest zeigte sich vor allem statistisch signifikante Korrelationen zwischen der Anzahl der „falschen“ Reaktionen und den HRV-Parametern LF nu, HF nu und LF/HF-Ratio. Die „Reliable Spatial Span“ des Corsi-Tests korrelierte negativ mit den RR-Abständen und der HF-Leistung, die „Ablenkitem Richtige“ ebenfalls negativ mit der HF-Leistung.

3.8.2 Ergebnisse der Korrelationen zwischen EEG und kognitiver Leistung

Die statistisch signifikanten Ergebnisse der Korrelationsanalyse nach Spearman zwischen den EEG-Frequenzbändern und den Leistungsdaten des Wiener Testsystems werden in Tabelle 26 dargestellt.

Tabelle 26: Statistisch signifikante Korrelationen zwischen EEG-Frequenzbändern und den Leistungsdaten im Determinationstest (grün=NebenvARIABLE)

Parameter-Corsi	EEG-Frequenzband	Spearman-Korrelation
Bearbeitungszeit, s	ΔPz Beta-2	0,490*
Parameter Determinationstest	EEG-Frequenzband	Spearman -Korrelation
Falsche	ΔPz Theta	-0,452*
Anzahl der Reize	Fp1 Theta	-0,456*

* Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant; ** Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant;

Im Determinationstest nahm zum einen die Theta-Aktivität im zentralen Parietallappen mit Zunahme der Anzahl der falschen Reaktionen, zum anderen im linken Frontallappen mit der Anzahl der Reize ab. Im Corsi-Test korrelierte die Bearbeitungszeit positiv mit dem zentralen Parietallappen im Beta-2-Frequenzband. Für den Cognitrone-Test konnten keine statistisch signifikanten Zusammenhänge gefunden werden.

4 Diskussion

Eine wichtige Forschungsaufgabe der Arbeitsmedizin und -wissenschaft ist das frühzeitige Erkennen von gesundheitsgefährdenden Belastungen und die Reduktion von psychisch bedingten Beanspruchungsfolgen. Die vorliegende Arbeit, die im Rahmen des Forschungsprojekts ArdiAS („Gesundes mobiles **A**rbeiten mit **d**igitalen **A**ssistenzsystemen im technischen **S**ervice“) entstand, untersucht mit dem arbeitsphysiologischen Ansatz die psychophysiologische Beanspruchung bei kognitiven Belastungen, die mittels standardisierten psychometrischen Tests simuliert werden. Das Ziel der Studie war die Bestimmung von Beanspruchungskorrelaten zwischen HRV- und EEG-Parametern, um Rückschlüsse von der HRV auf die stattgefundene kognitive Beanspruchungssituation zu ziehen. Die Bestimmung solcher physiologischen Beanspruchungskorrelate erfolgte unter Berücksichtigung der objektiven Testleistung durch das Psychodiagnostiksystem Wiener-Testsystem und des subjektiven Beanspruchungsempfindens anhand der Borg-Skala nach dem Fahrenberg'schen Mehrebenenkonzept. Anhand des Studiendesigns stellte sich folgende Einstiegsfrage, die anhand der in Kapitel 1.9 formulierten Fragestellungen und Hypothesen im Verlauf der Diskussion beantwortet werden soll:

Frage 1: Finden sich Zusammenhänge zwischen den Ergebnissen der Ebenen des psychophysiologischen Ansatzes nach Fahrenberg (1969)?

4.1 Diskussion der objektiven Beanspruchung

4.1.1 Diskussion der HRV-Ergebnisse

Hypothese 2: Die HRV nimmt in der Belastungsphase ab.

Unterhypothese 2.1: Die HRV nimmt umso stärker ab, je schwieriger der Test ist.

Um die Verarbeitungsprozesse von Informationen im Gehirn zu unterstützen, kommt es zur Anpassungsreaktion des Herzens auf mentale Belastung. Frühere Arbeiten untersuchten die Beziehung zwischen kognitiver Funktion und vagalem Tonus und konnten eine Reduktion der HRV bei erhöhter kognitiver Belastung feststellen (Weippert et al. 2009, Castaldo et al. 2015, Dorn 2020, Sammito et al. 2021). Weippert et al. (2009) fand in seiner Arbeit einen positiven Zusammenhang zwischen der sympatho-vagalen Balance in Ruhe (LF/HF-Quotienten) und der physiologischen Bewältigung von psychischen Anforderungen. In der Metaanalyse von Castaldo et al. (2015) konnten vielfach Beanspruchungsreaktionen der HRV-Parameter unter kognitiver Belastung gefunden werden. Die zeitbezogenen Parameter NN, RMSSD und pNN50

nahmen bei Belastung ab (Tharion et al. 2009, Taelman et al. 2011, Järvelin-Pasanen et al. 2018, Dorn 2020), während in den frequenzbezogenen HRV-Parametern mehrheitlich eine Reduktion der HF-Leistung unter Belastung beschrieben wurde. Die LF-Leistung wiederum nahm in einigen Studien unter Belastung ab und in anderen zu. Dies spiegelt den Umstand wider, dass das LF-Band nicht nur unter dem Einfluss des Sympathikus, sondern auch des Parasympathikus steht. Der LF/HF-Quotient nahm ebenfalls überwiegend zu und nur wenige Studien fanden eine Reduzierung des LF/HF-Quotienten bei Belastung (Castaldo et al. 2015). Auch in der hier vorliegenden Studie konnte während der kognitiven Belastung eine deutliche Anpassungsreaktion der HRV im Vergleich zur Ruhe beobachtet werden. Literatur- und theoriekonform konnte eine Reduzierung aller bestimmten zeitbezogenen HRV-Parameter (NN, SDNN, RMSSD, pNN50) bei Belastung beobachtet werden (Tharion et al. 2009, Taelman et al. 2011, Järvelin-Pasanen et al. 2018, Dorn 2020). In den frequenzbezogenen HRV-Parametern zeigte sich eine signifikante Abnahme sowohl der HF-Leistung, als auch der LF-Leistung. Die Abnahme der LF- und HF- Leistung deckt sich mit den Ergebnissen der Arbeiten von Hjortskov et al. (2004), Tharion et al. (2009) und Taelman et al. (2011). Im Gegensatz zur HF-Leistung sind die Beanspruchungsreaktionen der LF-Leistung in der Literatur nicht konsistent. Neben der Reduzierung der LF-Leistung konnte in anderen Studien auch eine Zunahme der LF-Leistung beschrieben werden (Vuksanović und Gal 2007, Traina et al. 2011, Visnovcova et al. 2014). Es ist derzeit noch nicht geklärt, in welchem Verhältnis Sympathikus und Parasympathikus auf das LF-Band einwirken. In der aktuellen Leitlinie zur „Nutzung der Herzschlagfrequenz und der Herzfrequenzvariabilität in der Arbeitsmedizin und der Arbeitswissenschaft“ (07/2021) wird einzig sowohl von einem Einfluss des Sympathikus, als auch des Parasympathikus geschrieben (Sammito et al. 2021). In der älteren Version der Leitlinie von (06/2014) wurde noch von einem Überwiegen des Sympathikus gesprochen (Sammito et al. 2014). Das Verhältnis der Einflüsse des autonomen Nervensystems auf das LF-Frequenzband ist somit weiterhin ungeklärt und stellt ein Thema für weitere Forschungen dar. In den normierten frequenzbezogenen HRV-Parametern und dem LF/HF-Quotienten bestand eine Zunahme der normierten LF-Leistung (LF nu), des LF/HF-Quotienten und eine Abnahme der normierten HF-Leistung (HF nu) zur Ruhephase. Diese Ergebnisse waren jedoch statistisch nicht signifikant. Ein Trend in der Beanspruchungsreaktion kann in diesen Parametern trotzdem beobachtet werden und stimmt mit den Ergebnissen von Traina et al. (2011) und

Hammoud et al. (2018) überein. Möglicherweise konnten aufgrund der kleinen Stichprobe hier keine statistisch signifikanten Ergebnisse gefunden werden.

Die Reduzierung der HRV im Vergleich zur Ruhephase konnte bei allen psychometrischen Tests beobachtet werden. Vor allem im Determinationstest bestanden die meisten statistisch signifikanten Abnahmen der HRV in den zeit- und frequenzbezogenen HRV-Parametern sowohl zur Ruhephase, als auch zu den beiden anderen Tests. Nicht nur anhand der objektiven Beanspruchungsdaten (HRV), sondern auch anhand der subjektiven Beanspruchungsdaten (Borg-Skala) scheint der Determinationstest der schwierigste Teil der Testbatterie gewesen zu sein. Er wird zur Bestimmung der Belastbarkeit herangezogen, indem die Probanden acht Minuten lang mit verschiedenen Reizen gefordert werden (Marschall et al. 2019).

Zusammenfassend konnte eine Abnahme der HRV in allen Belastungsphasen und auch in Abhängigkeit von der Schwierigkeit der Tests festgestellt werden. So wurden sowohl die deskriptiv niedrigsten HRV-Werte, als auch die meisten statistisch signifikanten paarweisen Unterschiede zu den anderen Testphasen im subjektiv schwierigsten Test, dem Determinationstest, gefunden. Die Ergebnisse der HRV-Daten spiegeln somit sowohl die Theorie als auch den aktuellen Forschungsstand wider.

Die Hypothese 2 und Unterhypothese 2.1 können damit **angenommen** werden.

4.1.2 Diskussion der EEG-Ergebnisse

Hypothese 3.1: Die frontale Theta-Leistung steigt während mentaler Belastungsphasen an.

Unterhypothese 3.1.1: Die frontale Theta-Leistung steigt bei steigender Aufgabenschwierigkeit stärker an.

In der Theorie und nach aktuellem Forschungsstand nimmt die Leistung im Theta-Band in Belastungsphasen vor allem im Frontallappen zu (Inouye et al. 1994, Gevins et al. 1997, Smith et al. 2001, Sammer et al. 2007).

Während des am schwersten bewerteten Determinationstests konnte diese Theorie auch in beiden Frontallappen gezeigt werden. Bei den beiden anderen Tests konnten neben dem rechten Frontallappen auch im Parietallappen statistisch signifikante Unterschiede zur Ruhephase beobachtet werden. Statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Belastungsphasen konnten nicht gefunden werden. Jedoch waren die deskriptiven Unterschiede zur Ruhephase in den Mittelwerten des Corsi- und Cognitrone-Tests größer als für den Determinationstest. Die Theta-Leistung stieg zwar während mentaler Belastung an,

ein stärkerer Anstieg konnte jedoch nicht im am schwersten bewerteten Test beobachtet werden. Der Anstieg der Theta-Leistung deckte sich somit nicht mit dem subjektiven Beanspruchungsempfinden.

Die Hypothese 3.1 kann **angenommen** werden.

Die Unterhypothese 3.1.1 muss **abgelehnt** werden.

Hypothese 3.2: Die parietale Alpha-Leistung fällt während mentaler Belastungsphasen.

Unterhypothese 3.2.1: Die parietale Alpha-Leistung sinkt bei steigender Aufgabenkomplexität stärker ab.

Die Alpha-Leistung sinkt nach aktuellem Forschungsstand während mentaler Belastung vor allem im Parietalbereich (Brookings et al. 1996, Gevins et al. 1997, Gevins und Smith 2000, Smith et al. 2001, Wilson 2002, Wilson und Russell 2003). Die Ergebnisse der Laborstudie spiegeln diese Theorie wider. Es konnte sogar ein Absinken der Alpha-Leistung bei allen drei Tests im Vergleich zur Ruhephase in allen erfassten Kortexarealen beobachtet werden und nicht nur im Parietallappen. Zwar fiel die Alpha-Leistung in allen Testphasen zur Ruhephase, Unterschiede bei steigender Aufgabenkomplexität konnten jedoch nur deskriptiv für den Determinationstest beschrieben werden. Statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Tests konnten nicht gefunden werden.

Diese Hypothese 3.2 kann **angenommen werden**.

Unterhypothese 3.2.1 kann nur **teilweise angenommen** werden

Hypothese 3.3 Die Beta-2 Leistung steigt während mentaler Belastungsphasen an.

Unterhypothese 3.3.1 Die Beta-2 Leistung steigt bei steigender Aufgabenschwierigkeit stärker an.

Die Ergebnisse für das Beta-2 Band sind in der Literatur inkonsistent. In der Studie von Deiber et al. (2007) nahm die Beta-Aktivität im Parietallappen bei erhöhter Aufgabenschwierigkeit im „n-back“ Dauerbelastungstest zu und auch Gola et al. (2013) konnte selbiges im Okzipitallappen bei visueller Aufmerksamkeit beobachten. In anderen Studien zeigte sich jedoch eine Abnahme der Beta-Aktivität bei Aufgaben, die visuelles Scanning erfordern, also

die Fähigkeit schnell relevante Informationen aus der Umgebung zu finden (Gundel und Wilson 1992).

Im zentralen Parietal- und beiden Okzipitallappen konnte in dieser Studie ein Anstieg der Beta-2 Aktivität während allen Belastungsphasen beobachtet werden, statistisch signifikant zur Ruhephase waren diese Ergebnisse jedoch nur in dem am schwersten bewerteten Determinationstest. In den paarweisen Vergleichen zwischen den Tests konnte nur zwischen dem Determinationstest und dem Cognitrone-Test statistisch signifikante Unterschiede gefunden werden. Deskriptiv zeigten sich im Determinationstest die höchsten Werte im Beta-2-Band, gefolgt vom Corsi-Test und dem Cognitrone-Test. Eine Zunahme der Beta-2-Leistung mit steigender Aufgabenschwierigkeit konnte statistisch signifikant nur zwischen dem Determinationstest und dem Cognitrone-Test gefunden und ansonsten nur deskriptiv gezeigt werden.

Die Hypothese 3.3 kann **angenommen** werden.

Die Unterhypothese 3.3.1 kann **nur teilweise angenommen** werden.

4.1.3 Diskussion der Beanspruchungskorrelate

Hypothese 4.1: HRV-Parameter, die als Teil des autonomen Nervensystems den Parasympathikus widerspiegeln, korrelieren negativ mit den EEG-Spektralleistungen im Theta-Band und HRV-Parameter, die überwiegend den Sympathikus widerspiegeln, positiv mit der EEG-Spektralleistung im Theta-Band.

Hypothese 4.2: HRV-Parameter, die als Teil des autonomen Nervensystems den Parasympathikus widerspiegeln, korrelieren positiv mit den EEG-Spektralleistungen im Alpha-Band und HRV-Parameter, die überwiegend den Sympathikus widerspiegeln, negativ mit der EEG-Spektralleistung im Alpha-Band.

Hypothese 4.3: HRV-Parameter, die als Teil des autonomen Nervensystems den Parasympathikus widerspiegeln, korrelieren negativ mit den EEG-Spektralleistungen im Beta-2-Band und HRV-Parameter, die überwiegend den Sympathikus widerspiegeln, positiv mit der EEG-Spektralleistung im Beta-2-Band.

Die Hypothesen zu den Beanspruchungskorrelaten zwischen den HRV-Parametern und den EEG-Frequenzbändern werden in Tabelle 27 zusammengefasst.

Tabelle 27: Zusammenfassung der Hypothesen zu den Korrelationen zwischen den HRV-Parametern und den EEG-Frequenzbändern

HRV-Parameter \ Frequenzband	Theta	Alpha	Beta-2
HRV-Parameter des Sympathikus	+	-	+
HRV-Parameter des Parasympathikus	-	+	-

Mit dem Central Autonomic Network (CAN) beschreiben Thayer et al. (2009) ein Netzwerk an Strukturen im zentralen Nervensystems, insbesondere den präfrontalen Cortex, die auf das vegetative Nervensystem Einfluss nehmen. Die HRV kann den Funktionszustand dieser Netzwerkstrukturen, die auch eine wichtige Rolle für die kognitive und exekutive Funktion spielen, widerspiegeln (Thayer et al. 2009). Nicht nur in der Theorie, sondern auch in neuroradiologischen Studien konnte die Verbindung zwischen dem präfrontalen Cortex und vagaler Aktivität bestätigt werden (Lane et al. 2000, Collet et al. 2013, Lane et al. 2013).

Beanspruchungskorrelate zwischen den EEG-Frequenzbändern und den HRV-Parametern wurden bisher in nur wenigen Studien thematisiert. Neben den Beanspruchungsreaktionen der einzelnen HRV- und EEG-Parametern, die in den Kapiteln 1.1, 1.2 und 4.1.2 beschrieben worden sind, konnten in früheren Arbeiten folgende Beanspruchungskorrelate gefunden werden.

In der Laborstudie von Lee et al. (2022) konnten Wechselwirkungen zwischen der HRV in Ruhe und dem Beta-Frequenzband während Gedächtnisaufgaben bei Personen mit Depressionen und Angststörungen gefunden werden. Dabei waren die Zusammenhänge mit HF negativ und mit LF positiv. Die HRV in Ruhe korrelierte positiv mit der Theta-Aktivität im rechten Frontallappen während des Tests. Attar et al. (2021) fanden unter Stressbedingungen positive Korrelationen zwischen der Alpha-Aktivität in der linken Hemisphäre und der HF-Leistung, sowie negative Korrelationen mit der LF-Leistung und dem LF-/HF-Quotienten. Ebenfalls unter Stressbedingungen fanden Seo und Lee (2010) negative Korrelationen zwischen der Beta-Aktivität und SDNN. Tancheva (2020) stellte eine Abnahme der Alpha-Aktivität und der HRV während Aufgaben, die einen hohen Grad an Aufmerksamkeit erfordern, fest.

Auch in dieser Laborstudie konnten einige Beanspruchungskorrelate zwischen den EEG- und HRV-Parametern gefunden werden, die Rückschlüsse auf die neurophysiologische Beanspruchung erlauben.

Eine Abnahme des zeitbezogenen HRV-Parameters pNN50 während der Beanspruchung durch den Corsi- und Cognitrone-Test korrelierte hypothesen- und literaturkonform mit einem Anstieg der EEG-Spektralleistung im Theta-Band im Okzipitallappen (Gevins et al. 1997).

Für die frequenzbezogenen HRV-Parameter ergaben sich im Frontallappen positive Wechselwirkungen mit LF und LF nu, sowie negative mit HF nu und der Theta-Aktivität während des Corsi-Tests. Im Parietallappen zeigten sich Zusammenhänge mit dem Theta-Band überwiegend während des Cognitrone- und Determinationstest (positiv: LF, LF nu, LF/HF-Quotient, negativ: HF, HF nu). Im Okzipitallappen korrelierten die Theta-Aktivität positiv mit LF (Determinationstest), LF/HF-Quotient (Determinationstest, Cognitrone), LF nu (Determinationstest, Cognitrone, Corsi) und negativ mit HF (Cognitrone, Corsi), sowie HF nu (Determinationstest, Cognitrone, Corsi). Die Ergebnisse zeigen, dass eine Reduktion der HRV-Parameter durch mentale Belastung (Castaldo et al. 2015, Sammito et al. 2021) mit einer Zunahme der Theta-Leistung assoziierte (Gevins et al. 1997, Smith et al. 1999, McEvoy et al. 2001, Itthipuripat et al. 2013, Ozdemir et al. 2016, Tancheva 2020).

Die HRV-Parameter HF nu, HF und pNN50, die den Parasympathikus widerspiegeln, korrelierten somit hypothesenkonform negativ mit dem Theta-Band. Die HRV-Parameter LF nu, LF/HF-Quotient und LF, die vom Sympathikus beeinflusst werden, hingen ebenfalls hypothesenkonform positiv mit dem Theta-Band zusammen.

Die Hypothese 4.1 kann damit **angenommen** werden.

In den zeitbezogenen HRV-Parametern korrelierte die Alpha-Aktivität positiv mit RMSSD im Parietallappen (Corsi) und rechten Frontallappen (Cognitrone). Im Frontal-, dem Parietal- und dem Okzipitallappen konnte selbiges für SDNN gefunden werden. Mit Zunahme der HRV kam es somit zu einer Zunahme der Alpha-Leistung. Im Umkehrschluss kam es bei hoher Belastung und Abnahme der HRV zu einer Abnahme der Alpha-Leistung in den entsprechenden EEG-Messpunkten.

In den zeitbezogenen HRV-Parametern korrelierte somit eine Reduktion der HRV durch mentale Belastung (Sammito et al. 2014) mit einer Abnahme der Alpha-Leistung. Die Abnahme der Alpha-Leistung bei mentaler Belastung spiegelt auch den aktuellen Literaturstand wider (Gevins et al. 1997, Smith et al. 1999, McEvoy et al. 2001, Itthipuripat et al. 2013, Ozdemir et al. 2016, Tancheva 2020). Insbesondere SDNN stand mit allen bestimmten EEG-Arealen im Alpha-Band in Wechselwirkung.

In den frequenzbezogenen HRV-Parametern zeigten sich gegensätzliche Zusammenhänge zu den zeitbezogenen HRV-Parametern. Im Frontallappen korrelierte die Alpha-Aktivität positiv mit LF nu, dem LF/HF-Quotienten und negativ mit HF nu während des Corsi-Tests, sowie positiv mit LF während aller drei Tests. Eine Abnahme der HRV (Anstieg von LF, LF nu, LF/HF und Reduktion von HF nu) ging mit einer Zunahme der Alpha-Aktivität einher. Nur für den frequenzbezogenen HRV-Parameter der Total Power, in deren Berechnung neben dem LF- und HF-Band auch das VLF-Band mit eingeht, korrelierte eine Abnahme der HRV hypothesenkonform mit einer Abnahme der Alpha-Aktivität.

Es wurden mehrheitlich Wechselwirkungen während des Corsi-Tests mit Belastungen der Aufmerksamkeit und des Arbeitsgedächtnisses beobachtet. Auffällig ist, dass mit dem Determinationstest als „schwierigsten Test“ kaum Zusammenhänge mit den HRV-Parametern gefunden werden konnten. Die Art der kognitiven Belastung scheint somit das Ergebnis zu beeinflussen.

Die zeitbezogenen HRV-Parameter RMSSD und SDNN, die den Parasympathikus widerspiegeln bzw. bei Beanspruchung abnehmen (SDNN), korrelierten hypothesenkonform positiv mit dem Alpha-Band. Vor allem für den zeitbezogenen HRV-Parameter SDNN bestanden in allen registrierten EEG-Messpunkten bei Aufgaben, die Aufmerksamkeit und das Kurzzeitgedächtnis erforderten, Zusammenhänge zwischen der Alpha-Aktivität und der HRV. In den frequenzbezogenen HRV-Parametern konnte Gegensätzliches beobachtet werden. So korrelierte HF nu und HF, die den Parasympathikus widerspiegeln, entgegen der Hypothese und früheren Forschungsergebnissen (Attar et al. 2021) negativ mit dem Alpha-Band. Die frequenzbezogenen HRV-Parameter LF nu und LF, die überwiegend den Sympathikus widerspiegeln, korrelierten positiv mit dem Alpha-Band.

Die Hypothese 4.2 kann daher **nur für die zeitbezogenen HRV-Parameter angenommen** werden. Für die **frequenzbezogenen** HRV-Parameter konnte Hypothese 4.2 **nicht bestätigt** werde.

Für das Beta-2 Frequenzband konnte lediglich bei einem zeitbezogenen HRV-Parameter Wechselwirkungen gefunden werden. Der Parameter pNN50 korrelierte positiv mit dem linken Okzipitallappen während des Cognitrone-Tests. Je größer die Beanspruchung durch das visuelle Scanning war, desto geringer war die Beta-2 Aktivität im linken Okzipitallappen (Gundel und Wilson 1992).

Bei den frequenzbezogenen HRV-Parametern ergaben sich im Frontallappen positive Zusammenhänge mit HF nu und negative mit LF, LF nu und LF/HF Quotient während des Corsi-Tests. Im Parietal- und Okzipitallappen korrelierte HF nu (Corsi, Cognitrone) positiv und LF nu (Corsi, Cognitrone) negativ mit der Beta-2 Aktivität, sowie der LF/HF-Quotient (Determinationsstest, Cognitrone) ebenfalls negativ im Okzipitallappen.

Während kognitiver Aufgaben, die Aufmerksamkeit, Arbeitsgedächtnis und visuelles Scanning erforderten, korrelierte eine größere Abnahme der HRV somit mit einer ebenfalls größeren Abnahme der Beta-2 Aktivität. Im Determinationsstest konnten kaum Zusammenhänge gefunden werden, sodass die Art der kognitiven Belastung auch im Beta-2 Frequenzband für die Beanspruchungskorrelate eine Rolle zu spielen scheint.

Die HRV-Parameter HF nu und pNN50, die die Aktivität des Parasympathikus widerspiegeln, nehmen bei Beanspruchung ab. Sie korrelierten positiv mit dem Beta-2-Band. Die HRV-Parameter LF nu und LF, die überwiegend den Sympathikus widerspiegeln, korrelierten negativ mit dem Beta-2-Band. Somit zeigte sich in dieser Studie ein umgekehrter Zusammenhang als in den Hypothesen angenommen und widerspricht den Ergebnissen von Deiber et al. (2007) und Gola et al. (2013).

Die Hypothese 4.3 muss damit **abgelehnt** werden.

Zusammenfassend bestanden mit der Theta- und Beta-2 Aktivität überwiegend Korrelationen mit den frequenzbezogenen HRV-Parametern. Die Alpha-Aktivität korrelierte über alle EEG-Messpunkte mit dem zeitbezogenen HRV-Parameter SDNN und mit den meisten frequenzbezogenen HRV-Parametern im Frontallappen während des Kurzzeitgedächtnistests. Zusammenhänge zwischen den HRV-Parametern und allen drei EEG-Frequenzbändern konnten somit gezeigt werden und ermöglichten Rückschlüsse auf die kognitive Beanspruchung.

4.2 Diskussion der Korrelationsanalyse zwischen der subjektiven Beanspruchung und der objektiven kognitiven Beanspruchung

4.2.1 Diskussion der Korrelationsanalyse zwischen HRV-Parametern und Borg-Skala

Hypothese 5: Die durch die HRV ermittelte Beanspruchung korreliert positiv mit dem subjektiven Beanspruchungsempfinden

Zwar bestanden in den paarweisen Mittelwertvergleichen sowohl für die Borg-Skala, als auch für die HRV-Parameter im Determinationsstest die meisten statistisch signifikanten

Unterschiede zur Ruhephase, trotzdem konnten in der Korrelationsanalyse zwischen dem subjektiven Beanspruchungsempfinden (Borg-Skala) und den objektiven Beanspruchungsparametern der HRV keine signifikanten Zusammenhänge gefunden werden.

Hypothese 5 muss daher **abgelehnt** werden.

4.2.2 Diskussion der Korrelationsanalyse zwischen EEG-Parametern und Borg-Skala

Hypothese 6: Die durch das EEG ermittelte Beanspruchung korreliert positiv mit dem subjektiven Beanspruchungsempfinden.

Die Korrelationsanalyse zwischen dem subjektiven Beanspruchungsempfinden und den EEG-Frequenzbändern ergab nur wenige Zusammenhänge für den Corsi- und Cognitrone-Test. Entgegen der Hypothese nahm bei erhöhtem Beanspruchungsempfinden das Theta-Frequenzband ab (Radüntz und Freude 2013). So nahm die Theta-Aktivität im linken Okzipitallappen ab, je schwieriger der Corsi-Test bewertet wurde. Die Ergebnisse für das Alpha-Band waren jedoch theoriekonform. Je schwieriger der Cognitrone-Test bewertet wurde, desto geringer war die Alpha-Aktivität in beiden Frontallappen (Radüntz und Freude 2013). Sowohl für den am schwersten bewerteten Determinationstest, als auch das Beta-2 Band konnten keine Korrelationen gefunden werden.

Die Hypothese 6 kann **nur teilweise angenommen** werden. Zwar nahm die Aktivität im Alpha-Band bei erhöhter subjektiver Beanspruchung theoriekonform ab, jedoch nahm die Aktivität im Theta-Band entgegen der Beschreibung in der Literatur ebenfalls ab.

Zusammenfassend für die Korrelationen zwischen den objektiven Beanspruchungsparametern und dem subjektiven Beanspruchungsempfinden konnten für die HRV-Parameter keine und für die EEG-Parameter kaum Zusammenhänge mit dem subjektiven Beanspruchungsempfinden anhand der Borg-Skala gefunden werden. Die Korrelationsergebnisse zeigen also, dass die subjektive Empfindung einer Person nicht mit den objektiven gemessenen Beanspruchungsdaten kompatibel ist. Obwohl sich die Ergebnisse für die HRV-Parameter mit der Arbeit von Jeschke et al. (2016) decken und im Gegensatz zu den Arbeiten von Lin et al. (2005) und Tümler (2009) stehen, konnte trotzdem ein gleicher Trend in den Beanspruchungsreaktionen der Borg-Skala und HRV-Parameter beobachtet werden. Möglicherweise könnte durch eine nicht adaptive Testform des Determinationstests größere Beanspruchungsreaktionen und statistisch signifikante Korrelationen erreicht werden. Auch unterliegt das subjektive Beanspruchungsempfinden im Gegensatz zu den objektiven

Beanspruchungsparametern der individuellen Introspektion, in die persönliche Bewertungen der aktuellen Situation mit einfließen (Wille 2016). Hierdurch könnte es zu Verzerrungen der Antworten gekommen sein, die sich in den fehlenden Korrelationen widerspiegeln. Ein multimodales Konzept wie das integrative Belastungs-Beanspruchungs-Bewältigungskonzept sollte in weiteren Studien hinzugezogen werden, um den komplexen Sachverhalt des subjektiven Beanspruchungsempfinden besser zu erfassen und in den Kontext mit der objektiven Beanspruchung zu stellen. Aufgrund der unterschiedlichen Bewertung der subjektiven und objektiven Beanspruchung ist es folglich interessant, wie sich diese auf psychische Folgeerkrankungen auswirken. Dieser Zusammenhang sollte in weiteren Studien mit einem größeren Probandenkollektiv und mit Dauerbelastungstests in der nicht adaptiven Testform untersucht werden.

4.2.3 Diskussion der Korrelationsanalyse zwischen der Borg-Skala und den kognitiven Leistungsdaten

Hypothese 7: Je höher das subjektive Beanspruchungsempfinden der Probanden ist, desto geringer ist die Leistung in den psychometrischen Tests.

Die Studienlage zum subjektiven Beanspruchungsempfinden und der objektiven kognitiven Leistung ist inkonsistent (Diener et al. 2016). Einige Studien konnten wenige oder gar keine Korrelationen zwischen der subjektiven Einschätzung und der objektiven kognitiven Leistung sowohl bei Gesunden (Helmstaedter et al. 1998), als auch bei Kranken (Moritz et al. 2004, Burdick et al. 2005, Lahr et al. 2007) finden.

Die Ergebnisse dieser Studie zeigten, dass der Cognitrone- und der Corsi-Test umso schwieriger bewertet wurden, je mehr Zeit die Probanden für die Absolvierung dieser Tests benötigten. Eine längere Testdauer war beim Corsi-Test durch eine größere Anzahl an Versuchen bedingt, die die Probanden für das Erreichen der Supra-Blockspanne brauchten, und eine entsprechend höhere Anzahl der falschen Antworten. Je mehr Versuche die Probanden brauchten und je mehr Fehler sie machten, desto schwieriger wurde der Test empfunden. Beim Cognitrone-Test war die Testdauer wiederum abhängig von der „mittleren Zeit für eine korrekte Zurückweisung“ und der mittleren Zeit für einen Treffer. Auch hier wurde bei längeren mittleren Zeiten für eine korrekte Zurückweisung bzw. Treffer der Test schwieriger bewertet.

Die Probanden bewerteten die Schwierigkeit des Corsi- und Cognitrone-Test in Abhängigkeit von der Testdauer. Möglicherweise spielen hier Faktoren wie Ermüdung oder Überschreitung der Frustrationstoleranz bei Zunahme der Testdauer in die subjektive Bewertung der Testschwierigkeit eine Rolle. So zeigte Lin et al. (2005), dass sich Ereignisse in den auszuführenden Aufgaben, die von den Probanden als frustrierend bewertet wurden, in schlechterer Performance, aber auch in den objektiven Beanspruchungsparametern widerspiegeln. Wechselwirkungen zwischen der Bearbeitungszeit des Corsi-Tests und den objektiven Beanspruchungsparametern konnten wiederum nur mit dem Beta-2 Frequenzband im Parietallappen gefunden werden.

Für den subjektiv am schwersten bewerteten Test, den „Determinationstest“, konnten keine Korrelationen zwischen den Leistungsdaten und dem subjektiven Beanspruchungsempfinden gefunden werden. Der Determinationstest wurde jedoch in der adaptiven Testform, die sich an die Arbeitsgeschwindigkeit der Probanden anpasste, durchgeführt und die Testdauer war für jeden Teilnehmer gleich.

Es konnte gezeigt werden, dass das subjektive Beanspruchungsempfinden sowohl beim Corsi- als auch beim Cognitrone-Test abhängig war von der Dauer, die die Probanden für die Absolvierung der Tests benötigten. Im Determinationstest konnten vermutlich aufgrund der adaptiven Testform keine Korrelationen mit den objektiven Leistungsdaten gefunden werden.

Die Hypothese 7 kann **angenommen** werden.

4.3 Diskussion der Korrelationen zwischen objektiver Beanspruchung und objektiver Leistung

Hypothese 8: Es finden sich Zusammenhänge zwischen der objektiven Beanspruchung und den objektiven Leistungsdaten.

Korrelationen zwischen den Leistungsdaten des Determinationstests und den HRV-Parametern

Der Determinationstest erforderte sowohl ein hohes Maß an exekutiver Funktion als auch eine hohe Bearbeitungsgeschwindigkeit. In vorangegangenen Studien korrelierten gute Ergebnisse der exekutiven Funktion und der Bearbeitungsgeschwindigkeit positiv mit hoher HRV in Ruhe, wie z.B. der normierten HF-Leistung (Hansen et al. 2003; Hansen et al. 2009, Nicolini et al. 2014, Forte et al. 2019). Dorn (2020) fand in ihrer Arbeit unterschiedliche Wechselwirkungen für den LF/HF-Quotienten. Während der LF/HF-Quotient im geteilten Aufmerksamkeitstest

positiv mit den richtigen Reaktionen korrelierte, war dieser Zusammenhang im Determinationstest genau umgekehrt (Dorn 2020). Die Ergebnisse von Dorn für den Determinationstest decken sich mit der Arbeit von Griffiths et al. (2017), die Unterschiede in der HRV bei Kinder ohne und mit ADHS analysierte und höhere LF/HF-Quotienten mit schlechterer Aufmerksamkeitsleistung in Verbindung brachte (Griffiths et al. 2017). Demgegenüber beschreiben Forte et al. (2019) schlechtere kognitive Leistung bei niedrigeren LF/HF-Quotienten (Forte et al. 2019). In weiteren Studien wiesen Teilnehmer mit niedrigerer HRV bessere Reaktionsgeschwindigkeiten bei einfachen Aufgaben auf (Broadbent und Broadbent 1971, Hansen et al. 2004).

In den Ergebnissen dieser Studie korrelierte die „Anzahl der Falschen“ Reaktionen negativ mit den Parametern LF_nu und LF/HF-Ratio sowie positiv mit HF_nu. Die Probanden, die weniger Fehler beim Determinationstest machten, wiesen somit eine geringere HRV und einen erhöhten sympathischen Tonus während der Belastung im Vergleich zur Ruhephase auf (Forte et al. 2019). Die Ergebnisse könnten Ausdruck der Anpassungsreaktion durch den erhöhten Sympathikotonus mit einer erhöhten Wachsamkeit sein. Probanden, die durch den erhöhten Sympathikotonus ihre Ruhe-HRV an den Stress mehr anpassen konnten, waren für den Test besser angepasst und machten weniger Fehler.

Korrelationen zwischen den Leistungsdaten des Determinationstests und den EEG-Parametern

Je weniger Reize falsch beantwortet wurden, desto größer war die Theta-Aktivität im zentralen Parietallappen. Im Parietallappen kommt es insbesondere zur Integration von sensorischen Informationen und dem Erkennen von Reizen im betrachterbezogenen Raum (Schubert et al. 2008, Trepel 2015). Eine größere Theta-Aktivität im zentralen Parietallappen könnte somit zu einer besseren Integration und Verarbeitung der Reizdauerbelastung und weniger Fehlern im Determinationstest führen.

Korrelationen zwischen den Leistungsdaten des Cognitrone-Tests und den HRV-Parametern

Der Cognitrone-Test erforderte ein hohes Maß an visuellem Scanning und exekutiver Funktion durch das Erkennen von Mustern und dem Selegieren verschiedener Reize. In der Literatur korrelierten höhere Werte für SDNN mit besserer exekutiven Funktion und visuellem Scanning (Luque-Casado et al. 2013, Mahinrad et al. 2016, Stenfors et al. 2016). In der Studie kam es

während des Cognitrone-Tests zu einer Abnahme der HRV durch die kognitive Belastung. Je mehr Treffer die Probanden erzielten, also je mehr kongruente Figuren richtig erkannt wurden, desto größer war die Zunahme des zeitbezogenen HRV-Parameters SDNN. Die Ergebnisse decken sich damit literaturkonform und spiegeln eine Anpassungsreaktion durch den erhöhten Sympathikotonus mit einer erhöhten Wachsamkeit beim Cognitrone-Test wider.

Korrelationen zwischen den Leistungsdaten des Cognitrone-Tests und den EEG-Parametern

Es konnten keine Korrelationen zwischen den Leistungsdaten des Cognitrone-Tests und den EEG-Parametern gefunden werden, sodass hier keine Aussagen getroffen werden konnten.

Korrelationen zwischen den Leistungsdaten des Corsi-Tests und den HRV-Parametern

In der Literatur konnten bisher auch kaum Zusammenhänge zwischen dem Arbeitsgedächtnis und der HRV gefunden werden (Britton et al. 2008, Nicolini et al. 2014, Zeki Al Hazzouri et al. 2014, Jennings et al. 2015, Mahinrad et al. 2016, Stenfors et al. 2016). Einige wenige Studien fanden positive Zusammenhänge zwischen hoher HRV in Ruhe und besserer Gedächtnisleistung (Yang et al. 2008, Nonogaki et al. 2017).

Auch die Korrelationen zwischen den Leistungsdaten des Corsi-Tests und den HRV-Parametern sind in dieser Studie schwierig zu interpretieren.

Die „Reliable Spatial Span“ war umso kleiner, je größer die RR-Abstände (niedrigere Herzfrequenz) und die HF-Leistung waren. Eine kleine „Reliable Spatial Span“ kann als Hinweis für eine geringere Leistungsmotivation der Probanden gesehen werden (Schuhfried GmbH 2013b). Die „Reliable Spatial Span“ sollte jedoch nicht alleine als Indikator für die Motivation der Probanden in Betracht gezogen werden. Der Parameter „Ablenkitems richtige“ entsprach der Anzahl der korrekt reproduzierten Sequenzen, die nur einmal dargeboten wurden. Dieser korrelierte ebenfalls negativ mit der HF-Leistung. Eine bessere Gedächtnisleistung im Corsi Test korrelierte somit in dieser Studie mit geringeren HRV-Werten (kleinere HF-Leistung) im Vergleich zu Ruhephase.

Die Ergebnisse sind vorsichtig zu interpretieren, da sich die hier gefundenen Ergebnisse nur auf zwei Zusatzvariablen des Corsi-Tests und nicht auf die zwei Hauptvariablen, die unmittelbare Blockspanne und die Supra-Blockspanne, beziehen.

Korrelationen zwischen den Leistungsdaten des Corsi-Tests und den EEG-Parametern

In der Theorie korrelierte eine größere Zunahme der Theta-Aktivität oder Abnahme der Alpha-Aktivität bei Probanden mit einer besserer Gedächtnisleistung (Gundel und Wilson 1992, Gevins et al. 1997, McEvoy et al. 2001). In dieser Studie konnten zwischen den Hauptvariablen des Corsi-Tests und den EEG-Parametern keine Zusammenhänge gefunden werden. Nur die Bearbeitungszeit korrelierte positiv mit der Aktivität im zentralen Parietallappen im Beta-2 Frequenzband. Eine größere Zunahme der Theta-Aktivität oder Abnahme der Alpha-Aktivität bei Probanden mit besserer Gedächtnisleistung konnte somit nicht gezeigt werden (Gundel und Wilson 1992, Gevins et al. 1997, McEvoy et al. 2001).

Zusammenfassend für die Korrelationen zwischen den Leistungsdaten der drei Tests und den objektiven Beanspruchungsparametern konnten folgende Ergebnisse gefunden werden: Im Determinationstest war die Abnahme der HRV und die Zunahme der Theta-Aktivität im Parietallappen umso größer, je weniger Reize falsch beantwortet wurden. Der erhöhte Sympathikotonus könnte Ausdruck der Anpassungsreaktion mit einer erhöhten Wachsamkeit durch den Determinationstest sein und die besseren Leistungsergebnisse erklären. Eine größere Theta-Aktivität im Parietallappen könnte zu besserer Integration und Verarbeitung der Reizdauerbelastung und weniger Fehlern im Determinationstest führen. Höhere Werte in SDNN korrelierten mit besserer exekutiver Funktion und visuellem Scanning während des Cognitrone-Tests. Zwischen der Gedächtnisleistung und den HRV-Parametern während des Corsi-Tests konnten keine oder nicht literaturkonforme Korrelationen gefunden werden. Eine größere Zunahme der Theta- Aktivität oder Abnahme der Alpha-Aktivität bei Probanden mit besserer Gedächtnisleistung konnte nicht gezeigt werden.

Die Hypothese 8 kann somit **angenommen** werden.

4.4 Ebenenübergreifende Diskussion nach dem Fahrenberg'schen Mehrebenenkonzept

Hypothese 1: Es finden sich Zusammenhänge zwischen den Ergebnissen der Ebenen des psychophysiologischen Ansatzes nach Fahrenberg (1969).

Die verschiedenen Aspekte und Zusammenhänge zwischen den Ebenen des Fahrenberg'schen Mehrebenenkonzepts wurden in den Hypothesen 2 bis 8 diskutiert und Zusammenhänge zwischen den drei Ebenen konnten gefunden werden (s. Abbildung 13). Lediglich zwischen der

subjektiven Beanspruchung und den HRV-Parametern konnten keine statistisch signifikanten Korrelationen gefunden werden, obwohl die durchschnittlich höchste subjektive Beanspruchung und die meisten Beanspruchungsreaktionen in den HRV-Parametern im Determinationstest bestimmt werden konnten.

Die multimodale Erfassung der Beanspruchungsebenen anhand des Fahrenberg'schen Mehrebenenkonzepts hilft somit, Beziehungen zwischen Leistungsparametern, subjektiver Beanspruchung und objektiven Beanspruchungsparametern zu analysieren und ein umfassendes Bild der Gesamtbeanspruchung zu erhalten. Auch zeigte dieser Ansatz, dass verschiedene Arten kognitiver Funktion unterschiedliche Beanspruchungsreaktionen in den verschiedenen Ebenen hervorrufen.

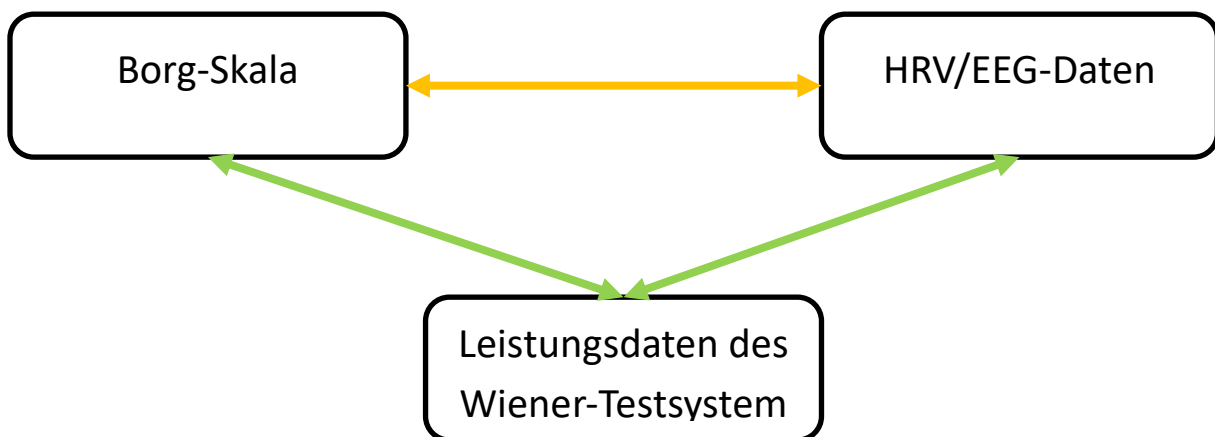


Abbildung 13: Korrelationen zwischen den Ebenen des Fahrenberg'schen Mehrebenenkonzepts

Die Hypothese 1 kann somit **angenommen** werden.

4.5 Limitationen der Studie

Die Aussagekraft der durchgeführten Studie wird durch einige Faktoren beeinflusst, die im Folgenden erläutert werden.

Das Probandenkollektiv dieser Studie bestand aus jüngeren Arbeitnehmern in akademischen Berufen. Insofern können die Ergebnisse dieser Studie nicht auf alle erwerbsfähigen Personen in Deutschland übertragen werden. Weiterhin können die Schlussfolgerungen zur Beanspruchung nur auf kurzfristige (fünf Minuten) mentale Belastungen zurückgeführt werden. Durch die relativ homogene Altersstruktur der Studienteilnehmer konnten allerdings altersabhängige Veränderungen des Umfangs der EEG-Frequenzbänder vernachlässigt werden (Klimesch 1999). Für eine bessere örtliche Diskriminierung der EEG-Bänder sollten jedoch für weitere Studien mehr EEG-Messpunkte abgeleitet und ausgewertet werden. Auch

ist die Qualität der EEG-Messung durch Muskelartefakte bei Bewegungen oder Verschlechterungen der Elektrodenimpedanzen eingeschränkt und kann zu Fehlern bei der Ableitung der EEG-Frequenzbänder führen.

Die HRV ist mittlerweile eine etablierte Methode in der Arbeitsmedizin und -physiologie, um psychische Beanspruchungen zu erfassen und die Regulationsfähigkeit des Herzkreislaufsystems während der Belastungssituation zu beurteilen (Böckelmann und Sammito 2020). Bisher konnten jedoch noch nicht alle HRV-Parameter zweifelsfrei den Teilen des autonomen Nervensystems und physiologischen Prozessen zugeordnet werden (Sammito et al. 2014). Einen frequenzbezogenen HRV-Parameter, der nur den Sympathikus widerspiegelt, gibt es ebenfalls nicht. Auch ist bisher noch unklar in welchem Verhältnis Sympathikus und Parasympathikus das LF-Band beeinflussen. Weitere Grundlagenforschung ist hier notwendig. Da für den Determinationstest die Testform „adaptiv“ gewählt wurde, passte sich das Tempo der Reizausgabe an die Arbeitsgeschwindigkeit der Probanden an und Leistungsunterschiede unter Dauerbelastung fielen weniger deutlich aus. Für weitere Studien sollten nicht adaptive Testformen gewählt werden, um Dauerbelastungen einheitlicher darzustellen.

Die Studie umfasste eine relativ kleine Stichprobe mit 22 Teilnehmern. Kleine Effekte, die erst bei großen Stichproben statistisch signifikant werden, könnten somit verloren gehen. Nicht signifikante Ergebnisse kleinerer Stichproben sind zwar weniger belastbar, eine signifikante Korrelation sollte dennoch als ein solcher Effekt interpretiert werden. Auch nicht signifikante Ergebnisse bedeuten nicht zwangsläufig, dass ein Ergebnis nicht relevant ist (Ziliak und McCloskey 2012, Amrhein et al. 2019). Daher wurden in dieser Arbeit auch nicht signifikante Tendenzen beachtet und diskutiert, um möglichst keine Effekte zu übersehen.

4.6 Fazit für die Praxis

Die Industrie 4.0 mit neuen innovativen Ideen für digitale Assistenzsysteme wird in den nächsten Jahren zunehmend in den Arbeitsalltag Einzug halten. Zur besseren Abschätzung von psychophysiologischer Beanspruchung der Arbeitnehmer im Umgang mit neuen digitalen Assistenzsystemen als „Hilfsmitteln“ bedarf es kontinuierlicher arbeitsmedizinischer und arbeitsphysiologischer Begleitforschung bei der Entwicklung dieser Technologien. Diese muss sich an das Arbeitsumfeld und die Art der psychomentalen, aber auch der physischen Belastung anpassen. In der Praxis lassen sich Untersuchungen der psychophysiologischen Beanspruchung immer noch einfacher und günstiger mit einem EKG oder inzwischen mit verschiedenen einfach tragbaren Systemen statt einem EEG durchführen. Die HRV-Analyse

ermöglicht hierbei die Bestimmung objektiver Beanspruchungsparameter, die Rückschlüsse auch auf die kognitive Beanspruchung zulassen. Durch die Weiterentwicklung besserer und günstigerer EEG-Hauben, die auch unter schwierigen Arbeitsbedingungen getragen werden können, könnte auch das EEG in die ambulante arbeitsphysiologische Diagnostik einziehen. Da das subjektive Beanspruchungsempfinden von vielen Faktoren abhängt und sich nicht immer mit den objektiven Beanspruchungsparametern deckt, sollte auch in Zukunft nicht auf arbeitsphysiologische Untersuchungen mittels HRV verzichtet werden. Anhand des integrativen Belastungs-Beanspruchungs-Bewältigungskonzept könnten individuelle subjektive Stressoren herausgefunden werden und das Arbeitsumfeld entsprechend angepasst werden. So wäre es für weitere Studien interessant, ob dauerhaft erhöhte subjektive oder objektive Belastung zu mehr psychischen Folgeerkrankungen führt. Die HRV erlaubt in diesem Zusammenhang im Gegensatz zum EEG nicht nur Aussagen über die kognitive Beanspruchung, sondern auch über den Grad der physischen Beanspruchung. Für die Zukunft werden somit weitere Studien benötigt, die die Limitationen dieser Studie aufgreifen und die Thematik weiterentwickelt.

5 Zusammenfassung

Die voranschreitende Digitalisierung und das Aufkommen von digitalen Assistenzsystemen stellen sowohl Chancen als auch Risiken für arbeitende Personen und für die Gestaltung des Arbeitsplatzes der Zukunft dar. Diese Arbeit entstand als Teilstudie im Forschungsprojekt ArdiAS („Gesundes mobiles **Arbeiten** mit **digitalen Assistenzsystemen** im technischen **Service**“) und hat sich zur Aufgabe gemacht, Beanspruchungskorrelate zwischen den HRV-Parametern und den EEG-Frequenzbändern während kognitiver Belastung zu finden. Das Studiendesign wurde in Anlehnung an das Mehrebenenkonzept nach Fahrenberg für psychophysiologische Untersuchungen konzipiert, das objektive Leistung, die subjektive und objektive Beanspruchung erfasst. Zur Beantwortung der aufgestellten Fragestellungen und zur Überprüfung der Hypothesen absolvierten 22 Probanden (12 Frauen, 10 Männer) im Durchschnittsalter von $25,1 \pm 4,66$ Jahren drei verschiedene psychometrische Tests des Wiener Testsystem (Fa. SCHUHFRIED, Mödling, Österreich), die eine standardisierte kognitive Belastungssituation darstellen sollten. Zu der Testbatterie gehörte ein Kurzzeitgedächtnistest (Corsi), ein Mustererkennungstest (Cognitrone), ein Dauerbelastungstest (Determinationstest) und Ruhephasen vor, zwischen und nach den Tests. Während des Versuches wurde ein EKG zur Erfassung der Herzaktionen aufgezeichnet. Es diente anschließend als Grundlage für die Berechnung der Herzfrequenzvariabilität (HRV). EEG-Frequenzbänder wurden abgeleitet und das subjektive Beanspruchungsempfinden anhand der Borg-Skala abgefragt. Um die stattgefundenene Beanspruchung objektivieren zu können, wurden die HRV- und EEG-Parameter unter kognitiver Belastung mit der letzten Ruhephase als Baseline verglichen. In den zeit- und frequenzbezogenen HRV-Parametern (NN, SDNN, RMSSD, pNN50, TP, LF, HF) konnten literaturkonform deutliche Anpassungsreaktionen im Vergleich zur Ruhephase mit der Reduktion der HRV unter Belastung beobachtet werden (Castaldo et al. 2015, Sammito et al. 2021). In den EEG-Frequenzbändern stieg vor allem während des Determinationstest die Theta-Leistung im Frontal- und Parietallappen (Gevins et al. 1997, Sammer et al. 2007) sowie im Beta-2-Band im Parietal- und Okzipitallappen an. Im Alpha-Band nahm die Aktivität bei allen EEG-Messpunkten in allen Tests ab (Gevins et al. 1997, Gevins und Smith 2000, Ozdemir et al. 2016, Tancheva 2020). Schwerpunkt dieser Arbeit war die Suche nach Beanspruchungskorrelaten zwischen den HRV- und EEG-Parametern. Während der Beanspruchungsreaktion korrelierte eine Abnahme der HRV insbesondere in den frequenzbezogenen HRV-Parametern (LF, LF nu, HF, HF nu, LF/HF-Quotient) mit einer

Zunahme der Theta-Aktivität. Im Alpha-Frequenzband fanden sich gegensätzliche Zusammenhänge. In den zeitbezogenen HRV-Parametern korrelierte eine Abnahme der HRV ebenfalls mit einer Abnahme der Alpha-Aktivität. Vor allem mit SDNN konnten zu allen gemessenen EEG-Messpunkten Zusammenhänge gefunden werden. In den frequenzbezogenen HRV-Parametern assoziierte eine Abnahme der HRV (LF, LF nu, HF, HF nu, LF/HF-Quotient) mit einer Zunahme der Alpha-Aktivität.

Anhand des subjektiven Beanspruchungsempfindens wurde der Determinationstest von Probanden als am schwierigsten bewertet. Es konnten Zusammenhänge zwischen der Testlänge des Cognitrone- und Corsi-Tests und dem subjektiven Beanspruchungsempfinden der Probanden gefunden werden. Größere Abnahmen der HRV-Parameter und Zunahme der Theta-Aktivität im Parietallappen gingen mit weniger Fehlern unter Dauerbelastung einher. Der erhöhte Sympathikotonus könnte Ausdruck der Anpassungsreaktion mit einer erhöhten Wachsamkeit sein und die größere Theta-Aktivität im Parietallappen zu besserer Integration und Verarbeitung der Reizdauerbelastung mit weniger Fehlern im Determinationstest führen. Höhere Werte in SDNN korrelierten mit besserer exekutiver Funktion und visuellem Scanning während des Cognitrone-Tests. Zwischen der Gedächtnisleistung und den HRV-Parametern konnten keine relevanten Wechselwirkungen gefunden werden. Eine größere Zunahme der Theta-Aktivität oder Abnahme der Alpha-Aktivität bei Probanden mit besserer Gedächtnisleistung konnte nicht gezeigt werden.

Die Erkenntnisse dieser Arbeit werden durch das junge, homogene Probandenkollektiv und die geringe Teilnehmerzahl limitiert, sodass die Ergebnisse nicht auf alle Altersgruppen zu übertragen sind. Weitere Studien mit einem größeren und heterogeneren Teilnehmerfeld werden benötigt, um allgemeingültige Aussagen auf die arbeitende Bevölkerung zu treffen. Die hier ermittelten HRV- und EEG-Parameter, sowie die Beanspruchungskorrelate zwischen den HRV- und EEG-Parameter können in weiteren arbeitsphysiologischen Untersuchungen verwendet werden, um zukünftig frühzeitig arbeitsbedingte Fehlbeanspruchungen zu erkennen und helfen bei der Entwicklung neuer digitaler Assistenzsysteme. Gerade in Hinblick auf den stetigen Wandel in der Arbeitswelt und der Zunahme psychischer Erkrankungen stellen diese arbeitsmedizinischen Untersuchungen kognitiver Beanspruchung wichtige Präventionsmaßnahmen dar.

Literaturverzeichnis

1. Böckelmann I (2018) Auswirkungen neuer Arbeitswelten auf die Menschen. Betrachtung aus arbeitsmedizinischer Sicht. Arbeitsmedizin, Sozialmedizin, Umweltmedizin : ASU : Zeitschrift für medizinische Prävention 53(5):308–311
2. Drössler S, Steputat A, Schubert M, Günther N, Staudte R, Kofahl M, Hegewald J, Seidler A (2018) Informationsüberflutung durch digitale Medien am Arbeitsplatz. Zbl Arbeitsmed 68(2):77–88. doi:10.1007/s40664-018-0267-8
3. Traum A, Mueller C, Hummert H, Nerdinger F (2017) Digitalisierung - Die Perspektive des arbeitenden Individuums
4. Niehaus J (2017) Mobile Assistenzsysteme für Industrie 4.0 -. Gestaltungsoptionen zwischen Autonomie und Kontrolle, 2017. Aufl. FGW-Impuls Digitalisierung von Arbeit, Bd 04. Forschungsinstitut für gesellschaftliche Weiterentwicklung (FGW), Düsseldorf
5. Tegtmeier P (2016) Review zu physischer Beanspruchung bei der Nutzung von Smart Mobile Devices, 1. Aufl. Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, Dortmund
6. Marschall J, Hildebrandt S, Nolting H-D (2019) DAK-Gesundheitsreport 2019
7. Rabe-Menssen C, Dazer A, Maaß E (2020) REPORT Report Psychotherapie 2020
8. Triebig G (Hrsg) (2008) Arbeitsmedizin. Handbuch für Theorie und Praxis ; mit Literatur-CD-ROM, 2. Aufl. Gentner, Stuttgart
9. Joiko K, Schmauder M, Wolff G (2010) Psychische Belastung und Beanspruchung im Berufsleben. Erkennen - gestalten, 5. Aufl. Baua, Dortmund
10. Wentura D, Frings C (2013) Kognitive Psychologie. Springer Fachmedien Wiesbaden, Wiesbaden
11. Rohmert W, Rutenfranz J (1975) Arbeitswissenschaftliche Beurteilung der Belastung und Beanspruchung an unterschiedlichen industriellen Arbeitsplätzen, Bonn
12. Scheuch K, Schröder H (1990) Mensch unter Belastung. Stress als ein humanwissenschaftliches Integrationskonzept. Dt. Verl. der Wiss, Berlin
13. Neuner R (Hrsg) (2016) Psychische Gesundheit bei der Arbeit: Betriebliches Gesundheitsmanagement und Gefährdungsbeurteilung psychischer Belastung. Springer Fachmedien Wiesbaden, Wiesbaden
14. Sammito S, Thielmann B, Klusmann A, Deußen A, Braumann K-M, Böckelmann I (2021) Nutzung der Herzschlagfrequenz und der Herzfrequenzvariabilität in der Arbeitsmedizin und der Arbeitswissenschaft 60. Wissenschaftliche Jahrestagung der DGAUM. Gentner, 2021, Stuttgart
15. Nerdinger FW, Blicke G, Schaper N (2014) Arbeits- und Organisationspsychologie. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg
16. Fahrenberg J, Schönplugh W (1969) Methoden der Aktivierungsforschung. Methoden der Aktivierungsforschung, Bd 6. Hans Huber, Bern, Stuttgart, Wien

17. Fahrenberg J, Foerster J, Schneider HJ (1984) Aktivierungsforschung im Labor-Feld-Vergleich. Zur Vorhersage von Intensität und Mustern psychophysischer Aktivierungsprozesse während wiederholter psychischer und körperlicher Belastung; [Bericht der Forschungsgruppe Psychophysiologie, Psychologisches Institut der Universität Freiburg i. Br. Minerva-Fachserie Psychologie. Minerva-Publikation, München
18. Järvelin-Pasanen S, Sinikallio S, Tarvainen MP (2018) Heart rate variability and occupational stress-systematic review. *Ind Health* 56(6):500–511. doi:10.2486/indhealth.2017-0190
19. Grässler B, Hökelmann A, Cabral RH (2020) Resting heart rate variability as a possible marker of cognitive decline. *Kinesiology (Zagreb, Online)* 52(1):72–84. doi:10.26582/k.52.1.9
20. Sturm W (2005) Aufmerksamkeitsstörungen. Fortschritte der Neuropsychologie, Bd 4. Hogrefe, Göttingen, Bern
21. Schubert R, Ritter P, Wüstenberg T, Preuschhof C, Curio G, Sommer W, Villringer A (2008) Spatial attention related SEP amplitude modulations covary with BOLD signal in S1--a simultaneous EEG-fMRI study. *Cereb Cortex* 18(11):2686–2700. doi:10.1093/cercor/bhn029
22. Müller HJ, Krummenacher J, Schubert T (2015) Aufmerksamkeit und Handlungssteuerung. Grundlagen für die Anwendung. Springer, Berlin
23. Borella E, Carretti B, Beni R de (2008) Working memory and inhibition across the adult life-span. *Acta Psychol (Amst)* 128(1):33–44. doi:10.1016/j.actpsy.2007.09.008
24. Baddeley A (1992) Working memory. *Science* 255(5044):556–559. doi:10.1126/science.1736359
25. Baddeley A (2000) The episodic buffer: a new component of working memory? *Trends in Cognitive Sciences* 4(11):417–423. doi:10.1016/S1364-6613(00)01538-2
26. Thayer JF, Lane RD (2009) Claude Bernard and the heart-brain connection: further elaboration of a model of neurovisceral integration. *Neurosci Biobehav Rev* 33(2):81–88. doi:10.1016/j.neubiorev.2008.08.004
27. Myers DG (2014) Psychologie, 3. Aufl. Springer-Lehrbuch. Springer, Berlin, Heidelberg
28. Anderson JR (2013) Kognitive Psychologie, 7. Aufl. Lehrbuch. Springer VS, Berlin, Heidelberg
29. Chandler P, Sweller J (1991) Cognitive Load Theory and the Format of Instruction. *Cognition and Instruction* 8(4):293–332. doi:10.1207/s1532690xci0804_2
30. Gramann K, Schandry R (2009) Psychophysiologie. Körperliche Indikatoren psychischen Geschehens, 4. Aufl. Beltz PVU, Weinheim, Basel
31. Sammer G, Blecker C, Gebhardt H, Bischoff M, Stark R, Morgen K, Vaitl D (2007) Relationship between regional hemodynamic activity and simultaneously recorded EEG-theta associated with mental arithmetic-induced workload. *Hum Brain Mapp* 28(8):793–803. doi:10.1002/hbm.20309
32. Castaldo R, Melillo P, Bracale U, Caserta M, Triassi M, Pecchia L (2015) Acute mental stress assessment via short term HRV analysis in healthy adults: A systematic review with meta-analysis. *Biomedical Signal Processing and Control* 18:370–377. doi:10.1016/j.bspc.2015.02.012
33. Tancheva BB (2020) The relation between EEG parameters and HRV variables (dependent on attention), Tilburg University

34. Sammito S, Thielmann B, Seibt R, Klußmann A, Weippert M, Böckelmann I (2014) Nutzung der Herzschlagfrequenz und der Herzfrequenzvariabilität in der Arbeitsmedizin und der Arbeitswissenschaft. Leitlinie. <http://www.awmf.org/leitlinien/detail/ll/002-042.html>
35. Böckelmann I, Sammito S (2016) Herzfrequenzvariabilität Handbuch der Arbeitsmedizin : Arbeitsphysiologie, Arbeitspsychologie, klinische Arbeitsmedizin, Prävention und Gesundheitsförderung. ecomed Medizin, Landsberg [u.a.], S 1–32
36. Buccelletti E, Gilardi E, Scaini E, Galiuto L, Persiani R, Biondi A, Basile F, Silveri NG (2009) Heart rate variability and myocardial infarction: systematic literature review and metanalysis. *Eur Rev Med Pharmacol Sci* 13(4):299–307
37. Lakusic N, Mahovic D, Sonicki Z, Slivnjak V, Baborski F (2013) Outcome of patients with normal and decreased heart rate variability after coronary artery bypass grafting surgery. *International Journal of Cardiology* 166(2):516–518. doi:10.1016/j.ijcard.2012.04.040
38. Shaffer F, McCraty R, Zerr CL (2014) A healthy heart is not a metronome: an integrative review of the heart's anatomy and heart rate variability. *Front Psychol* 5:1040. doi:10.3389/fpsyg.2014.01040
39. Draghici A, Taylor JA (2016) The physiological basis and measurement of heart rate variability in humans. *Journal of physiological anthropology* 35. doi:10.1186/s40101-016-0113-7
40. Sammito S, Böckelmann I (2016) Factors influencing heart rate variability. *ICFJ* 6. doi:10.17987/icfj.v6i0.242
41. Malik M (1996) Heart Rate Variability. Standards of Measurement, Physiological Interpretation, and Clinical Use: Task Force of The European Society of Cardiology and the North American Society for Pacing and Electrophysiology. *Circulation* 93(5):1043–1065. doi:10.1161/01.CIR.93.5.1043
42. Pumprla J, Howorka K, Groves D, Chester M, Nolan J (2002) Functional assessment of heart rate variability: physiological basis and practical applications. *International Journal of Cardiology* 84(1):1–14. doi:10.1016/S0167-5273(02)00057-8
43. Kleiger RE, Miller J, Bigger J, Moss AJ (1987) Decreased heart rate variability and its association with increased mortality after acute myocardial infarction. *The American Journal of Cardiology* 59(4):256–262. doi:10.1016/0002-9149(87)90795-8
44. Baevsky RM, Chernikova AG (2017) Heart rate variability analysis: physiological foundations and main methods. *Cardiometry* (10):66–76. doi:10.12710/cardiometry.2017.10.6676
45. Sammito S, Böckelmann I (2015) Analyse der Herzfrequenzvariabilität. Mathematische Basis und praktische Anwendung. *Herz* 40 Suppl 1:76–84. doi:10.1007/s00059-014-4145-7
46. Pomeranz B, Macaulay RJ, Caudill MA, Kutz I, Adam D, Gordon D, Kilborn KM, Barger AC, Shannon DC, Cohen RJ (1985) Assessment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis. *Am J Physiol* 248(1 Pt 2):H151-3. doi:10.1152/ajpheart.1985.248.1.H151
47. Malliani A, Pagani M, Lombardi F, Cerutti S (1991) Cardiovascular neural regulation explored in the frequency domain. *Circulation* 84(2):482–492. doi:10.1161/01.cir.84.2.482
48. Billman GE (2013) The LF/HF ratio does not accurately measure cardiac sympatho-vagal balance. *Front Physiol* 4:26. doi:10.3389/fphys.2013.00026

49. Tharion E, Parthasarathy S, Neelakantan N (2009) Short-term heart rate variability measures in students during examinations. *Natl Med J India* 22(2):63–66
50. Taelman J, Vandepuut S, Vlemincx E, Spaepen A, van Huffel S (2011) Instantaneous changes in heart rate regulation due to mental load in simulated office work. *Eur J Appl Physiol* 111(7):1497–1505. doi:10.1007/s00421-010-1776-0
51. Dorn AD (2020) Herzratenvariabilität und Aufmerksamkeit : Die autonome Reaktion auf Anforderungen bei Aufmerksamkeitstests. Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg
52. Hjortskov N, Rissén D, Blangsted AK, Fallentin N, Lundberg U, Sjøgaard K (2004) The effect of mental stress on heart rate variability and blood pressure during computer work. *Eur J Appl Physiol* 92(1-2):84–89. doi:10.1007/s00421-004-1055-z
53. Lackner HK, Papousek I, Batzel JJ, Roessler A, Scharfetter H, Hinghofer-Szalkay H (2011) Phase synchronization of hemodynamic variables and respiration during mental challenge. *Int J Psychophysiol* 79(3):401–409. doi:10.1016/j.ijpsycho.2011.01.001
54. Papousek I, Nauschnegg K, Paechter M, Lackner HK, Goswami N, Schulter G (2010) Trait and state positive affect and cardiovascular recovery from experimental academic stress. *Biological Psychology* 83(2):108–115. doi:10.1016/j.biopsycho.2009.11.008
55. Traina M, Cataldo A, F G, G R (2011) Effects of anxiety due to mental stress on heart rate variability in healthy subjects. *Minerva psichiatrica* 52:227–231
56. Visnovcova Z, Mestanik M, Javorka M, Mokra D, Gala M, Jurko A, Calkovska A, Tonhajzerova I (2014) Complexity and time asymmetry of heart rate variability are altered in acute mental stress. *Physiological Measurement* 35(7):1319–1334. doi:10.1088/0967-3334/35/7/1319
57. Vuksanović V, Gal V (2007) Heart rate variability in mental stress aloud. *Med Eng Phys* 29(3):344–349. doi:10.1016/j.medengphy.2006.05.011
58. Klimesch W (1999) EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: a review and analysis. *Brain Research Reviews* 29(2-3):169–195. doi:10.1016/S0165-0173(98)00056-3
59. Başar E, Başar-Eroglu C, Karakaş S, Schürmann M (2001) Gamma, alpha, delta, and theta oscillations govern cognitive processes. *Int J Psychophysiol* 39(2-3):241–248
60. Knyazev GG (2012) EEG delta oscillations as a correlate of basic homeostatic and motivational processes. *Neurosci Biobehav Rev* 36(1):677–695. doi:10.1016/j.neubiorev.2011.10.002
61. Başar E, Güntekin B (2013) Review of delta, theta, alpha, beta, and gamma response oscillations in neuropsychiatric disorders. *Suppl Clin Neurophysiol* 62:303–341
62. Harmony T (2013) The functional significance of delta oscillations in cognitive processing. *Front Integr Neurosci* 7:83. doi:10.3389/fnint.2013.00083
63. Goodale MA, Milner A (1992) Separate visual pathways for perception and action. *Trends in Neurosciences* 15(1):20–25. doi:10.1016/0166-2236(92)90344-8
64. Stuss DT (1992) Biological and psychological development of executive functions. *Brain and Cognition* 20(1):8–23. doi:10.1016/0278-2626(92)90059-u

65. Galetta SL (Hrsg) (2014) *Encyclopedia of the Neurological Sciences (Second Edition)*. Occipital Lobe. Academic Press, Oxford
66. Buzsáki G (2006) *Rhythms of the brain*. Oxford Univ. Press, Oxford
67. Inouye T, Shinosaki K, Iyama A, Matsumoto Y, Toi S, Ishihara T (1994) Potential flow of frontal midline theta activity during a mental task in the human electroencephalogram. *Neuroscience Letters* 169(1-2):145–148. doi:10.1016/0304-3940(94)90377-8
68. Gevins A, Smith ME, McEvoy L, Yu D (1997) High-resolution EEG mapping of cortical activation related to working memory: effects of task difficulty, type of processing, and practice. *Cereb Cortex* 7(4):374–385. doi:10.1093/cercor/7.4.374
69. Smith ME, Gevins A, Brown H, Karnik A, Du R (2001) Monitoring task loading with multivariate EEG measures during complex forms of human-computer interaction. *Hum Factors* 43(3):366–380. doi:10.1518/001872001775898287
70. Brookings JB, Wilson GF, Swain CR (1996) Psychophysiological responses to changes in workload during simulated air traffic control. *Biological Psychology* 42(3):361–377. doi:10.1016/0301-0511(95)05167-8
71. Gevins A, Smith ME (2000) Neurophysiological measures of working memory and individual differences in cognitive ability and cognitive style. *Cereb Cortex* 10(9):829–839. doi:10.1093/cercor/10.9.829.
72. Wilson GF (2002) An Analysis of Mental Workload in Pilots During Flight Using Multiple Psychophysiological Measures. *The International Journal of Aviation Psychology* 12(1):3–18. doi:10.1207/S15327108IJAP1201_2
73. Wilson GF, Russell CA (2003) Operator functional state classification using multiple psychophysiological features in an air traffic control task. *Hum Factors* 45(3):381–389. doi:10.1518/hfes.45.3.381.27252
74. Deiber M-P, Missonnier P, Bertrand O, Gold G, Fazio-Costa L, Ibañez V, Giannakopoulos P (2007) Distinction between perceptual and attentional processing in working memory tasks: a study of phase-locked and induced oscillatory brain dynamics. *J Cogn Neurosci* 19(1):158–172. doi:10.1162/jocn.2007.19.1.158
75. Gola M, Magnuski M, Szumska I, Wróbel A (2013) EEG beta band activity is related to attention and attentional deficits in the visual performance of elderly subjects. *Int J Psychophysiol* 89(3):334–341. doi:10.1016/j.ijpsycho.2013.05.007
76. Gundel A, Wilson GF (1992) Topographical changes in the ongoing EEG related to the difficulty of mental tasks. *Brain Topogr* 5(1):17–25. doi:10.1007/BF01129966
77. Diener C, Bornschlegl M, Menke B, Petermann F (2016) Subjektive Einschätzung und objektive kognitive Leistung bei psychisch Gesunden. *Zeitschrift für Neuropsychologie* 27(3):147–157. doi:10.1024/1016-264X/a000186
78. Helmstaedter C, Hauff M, Elger CE (1998) Ecological validity of list-learning tests and self-reported memory in healthy individuals and those with temporal lobe epilepsy. *J Clin Exp Neuropsychol* 20(3):365–375. doi:10.1076/jcen.20.3.365.824

79. Moritz S, Ferahli S, Naber D (2004) Memory and attention performance in psychiatric patients: lack of correspondence between clinician-rated and patient-rated functioning with neuropsychological test results. *J Int Neuropsychol Soc* 10(4):623–633. doi:10.1017/S1355617704104153
80. Burdick KE, Endick CJ, Goldberg JF (2005) Assessing cognitive deficits in bipolar disorder: are self-reports valid? *Psychiatry Res* 136(1):43–50. doi:10.1016/j.psychres.2004.12.009
81. Lahr D, Beblo T, Hartje W (2007) Cognitive performance and subjective complaints before and after remission of major depression. *Cogn Neuropsychiatry* 12(1):25–45. doi:10.1080/13546800600714791
82. Schmand B, Jonker C, Hooijer C, Lindeboom J (1996) Subjective memory complaints may announce dementia. *Neurology* 46(1):121–125. doi:10.1212/WNL.46.1.121
83. Riedel-Heller SG, Schork A, Matschinger H, Angermeyer MC (2000) Subjektive Gedächtnisstörungen--ein Zeichen für kognitive Beeinträchtigung im Alter? Ein Überblick zum Stand der Forschung. *Z Gerontol Geriatr* 33(1):9–16. doi:10.1007/s003910050002
84. Naismith SL, Longley WA, Scott EM, Hickie IB (2007) Disability in major depression related to self-rated and objectively-measured cognitive deficits: a preliminary study. *BMC Psychiatry* 7:32. doi:10.1186/1471-244X-7-32
85. Jacinto AF, Brucki SM, Porto CS, Martins MA, Nitrini R (2014) Subjective memory complaints in the elderly: a sign of cognitive impairment? *Clinics* 69(3):194–197. doi:10.6061/clinics/2014(03)09
86. Mowla A, Ashkani H, Ghanizadeh A, Dehbozorgi GR, Sabayan B, Chochedri AH (2008) Do memory complaints represent impaired memory performance in patients with major depressive disorder? *Depress Anxiety* 25(10):E92-6. doi:10.1002/da.20343
87. Snitz BE, Morrow LA, Rodriguez EG, Huber KA, Saxton JA (2008) Subjective memory complaints and concurrent memory performance in older patients of primary care providers. *J Int Neuropsychol Soc* 14(6):1004–1013. doi:10.1017/S1355617708081332
88. van Oijen M, Jong FJ de, Hofman A, Koudstaal PJ, Breteler MMB (2007) Subjective memory complaints, education, and risk of Alzheimer's disease. *Alzheimers Dement* 3(2):92–97. doi:10.1016/j.jalz.2007.01.011
89. Lin T, Omata M, Hu W, Imamiya A (2005) Do physiological data relate to traditional usability indexes? *OZCHI*
90. Tümler J (2009) Untersuchungen zu nutzerbezogenen und technischen Aspekten beim Langzeiteinsatz mobiler Augmented Reality Systeme in industriellen Anwendungen. Universitätsbibliothek
91. Radüntz T, Freude G (2013) Erfassung psychomentaler Beanspruchung bei Arbeit mit unterschiedlichen kognitiven Anforderungen mit Hilfe des Elektroenzephalogramms (EEG)
92. Jeschke P, Lafrenz B, Wischniewski S (2016) Vergleich subjektiver und objektiver Beanspruchungsmessung bei dual-2-back-Aufgaben. *Z. Arb. Wiss.* 70(4):211–219. doi:10.1007/s41449-016-0033-8

93. Stockinger C, Steinebach T, Petrat D, Bruns R, Zöller I (2020) The Effect of Pick-by-Light-Systems on Situation Awareness in Order Picking Activities. *Procedia Manufacturing* 45:96–101. doi:10.1016/j.promfg.2020.04.078
94. Thayer JF, Hansen AL, Saus-Rose E, Johnsen BH (2009) Heart rate variability, prefrontal neural function, and cognitive performance: the neurovisceral integration perspective on self-regulation, adaptation, and health. *Ann Behav Med* 37(2):141–153. doi:10.1007/s12160-009-9101-z
95. Shen MJ, Zipes DP (2014) Role of the autonomic nervous system in modulating cardiac arrhythmias. *Circ Res* 114(6):1004–1021. doi:10.1161/CIRCRESAHA.113.302549
96. Lee D, Kwon W, Heo J, Park JY (2022) Associations between Heart Rate Variability and Brain Activity during a Working Memory Task: A Preliminary Electroencephalogram Study on Depression and Anxiety Disorder. *Brain Sciences* 12(2):172. doi:10.3390/brainsci12020172
97. Attar ET, Balasubramanian V, Subasi E, Kaya M (2021) Stress Analysis Based on Simultaneous Heart Rate Variability and EEG Monitoring. *IEEE J Transl Eng Health Med* 9:2700607. doi:10.1109/JTEHM.2021.3106803
98. Seo S-H, Lee J-T (2010) Stress and EEG. In: Crisan M (Hrsg) *Convergence and Hybrid Information Technologies*. InTech
99. Hansen AL, Johnsen BH, Thayer JF (2003) Vagal influence on working memory and attention. *Int J Psychophysiol* 48(3):263–274. doi:10.1016/S0167-8760(03)00073-4
100. Forte G, Favieri F, Casagrande M (2019) Heart Rate Variability and Cognitive Function: A Systematic Review. *Front Neurosci* 13:710. doi:10.3389/fnins.2019.00710
101. Fuentes-García JP, Villafaina S, Collado-Mateo D, La Vega R de, Olivares PR, Clemente-Suárez VJ (2019) Differences Between High vs. Low Performance Chess Players in Heart Rate Variability During Chess Problems. *Front Psychol* 10:409. doi:10.3389/fpsyg.2019.00409
102. Schaich CL, Malaver D, Chen H, Shaltout HA, Zeki Al Hazzouri A, Herrington DM, Hughes TM (2020) Association of Heart Rate Variability With Cognitive Performance: The Multi-Ethnic Study of Atherosclerosis. *J Am Heart Assoc* 9(7):e013827. doi:10.1161/JAHA.119.013827
103. Hilgarter K, Schmid-Zalaudek K, Csanády-Leitner R, Mörtl M, Rössler A, Lackner HK (2021) Phasic heart rate variability and the association with cognitive performance: A cross-sectional study in a healthy population setting. *PLoS One* 16(3):e0246968. doi:10.1371/journal.pone.0246968
104. Liu KY, Elliott T, Knowles M, Howard R (2022) Heart rate variability in relation to cognition and behavior in neurodegenerative diseases: A systematic review and meta-analysis. *Ageing Res Rev* 73:101539. doi:10.1016/j.arr.2021.101539
105. Saus E-R, Johnsen BH, Eid J, Riisem PK, Andersen R, Thayer JF (2006) The Effect of Brief Situational Awareness Training in a Police Shooting Simulator: An Experimental Study. *Military Psychology* 18(sup1):S3-S21. doi:10.1207/s15327876mp1803s_2
106. Hansen AL, Johnsen BH, Thayer JF (2009) Relationship between heart rate variability and cognitive function during threat of shock. *Anxiety Stress Coping* 22(1):77–89. doi:10.1080/10615800802272251
107. Gillie BL, Thayer JF (2014) Individual differences in resting heart rate variability and cognitive control in posttraumatic stress disorder. *Front Psychol* 5:758. doi:10.3389/fpsyg.2014.00758

108. Luque-Casado A, Zabala M, Morales E, Mateo-March M, Sanabria D (2013) Cognitive performance and heart rate variability: the influence of fitness level. *PLoS One* 8(2):e56935. doi:10.1371/journal.pone.0056935
109. Jennings JR, Allen B, Gianaros PJ, Thayer JF, Manuck SB (2015) Focusing neurovisceral integration: cognition, heart rate variability, and cerebral blood flow. *Psychophysiology* 52(2):214–224. doi:10.1111/psyp.12319
110. Mahinrad S, Jukema JW, van Heemst D, Macfarlane PW, Clark EN, Craen AJM de, Sabayan B (2016) 10-Second heart rate variability and cognitive function in old age. *Neurology* 86(12):1120–1127. doi:10.1212/WNL.0000000000002499
111. Britton A, Singh-Manoux A, Hnatkova K, Malik M, Marmot MG, Shipley M (2008) The association between heart rate variability and cognitive impairment in middle-aged men and women. The Whitehall II cohort study. *Neuroepidemiology* 31(2):115–121. doi:10.1159/000148257
112. Nicolini P, Ciulla MM, Malfatto G, Abbate C, Mari D, Rossi PD, Pettenuzzo E, Magrini F, Consonni D, Lombardi F (2014) Autonomic dysfunction in mild cognitive impairment: evidence from power spectral analysis of heart rate variability in a cross-sectional case-control study. *PLoS One* 9(5):e96656. doi:10.1371/journal.pone.0096656
113. Zeki Al Hazzouri A, Haan MN, Deng Y, Neuhaus J, Yaffe K (2014) Reduced heart rate variability is associated with worse cognitive performance in elderly Mexican Americans. *Hypertension* 63(1):181–187. doi:10.1161/HYPERTENSIONAHA.113.01888
114. Stenfors CUD, Hanson LM, Theorell T, Osika WS (2016) Executive Cognitive Functioning and Cardiovascular Autonomic Regulation in a Population-Based Sample of Working Adults. *Front Psychol* 7:1536. doi:10.3389/fpsyg.2016.01536
115. Nonogaki Z, Umegaki H, Makino T, Suzuki Y, Kuzuya M (2017) Relationship between cardiac autonomic function and cognitive function in Alzheimer's disease. *Geriatr Gerontol Int* 17(1):92–98. doi:10.1111/ggi.12679
116. Yang AC-C, Tsai S-J, Hong C-J, Yang C-H, Hsieh C-H, Liu M-E (2008) Association between heart rate variability and cognitive function in elderly community-dwelling men without dementia: a preliminary report. *J Am Geriatr Soc* 56(5):958–960. doi:10.1111/j.1532-5415.2008.01662.x
117. Incalzi A, Raffaele, Corsonello A, Trojano L, Pedone C, Acanfora D, Spada A, D'Addio G, Maestri R, Rengo F, Rengo G (2009) Heart rate variability and drawing impairment in hypoxemic COPD. *Brain and Cognition* 70(1):163–170. doi:10.1016/j.bandc.2009.01.010
118. Smith ME, McEvoy LK, Gevins A (1999) Neurophysiological indices of strategy development and skill acquisition. *Cognitive Brain Research* 7(3):389–404. doi:10.1016/s0926-6410(98)00043-3
119. McEvoy LK, Pellouchoud E, Smith ME, Gevins A (2001) Neurophysiological signals of working memory in normal aging. *Cognitive Brain Research* 11(3):363–376. doi:10.1016/s0926-6410(01)00009-x
120. Itthipuripat S, Wessel JR, Aron AR (2013) Frontal theta is a signature of successful working memory manipulation. *Exp Brain Res* 224(2):255–262. doi:10.1007/s00221-012-3305-3
121. Ozdemir RA, Contreras-Vidal JL, Lee B-C, Paloski WH (2016) Cortical activity modulations underlying age-related performance differences during posture-cognition dual tasking. *Exp Brain Res* 234(11):3321–3334. doi:10.1007/s00221-016-4730-5

122. Jensen O, Gelfand J, Kounios J, Lisman JE (2002) Oscillations in the alpha band (9-12 Hz) increase with memory load during retention in a short-term memory task. *Cereb Cortex* 12(8):877–882. doi:10.1093/cercor/12.8.877
123. Herrmann CS, Senkowski D, Röttger S (2004) Phase-locking and amplitude modulations of EEG alpha: Two measures reflect different cognitive processes in a working memory task. *Exp Psychol* 51(4):311–318. doi:10.1027/1618-3169.51.4.311
124. Johnson JS, Sutterer DW, Acheson DJ, Lewis-Peacock JA, Postle BR (2011) Increased Alpha-Band Power during the Retention of Shapes and Shape-Location Associations in Visual Short-Term Memory. *Front Psychol* 2:128. doi:10.3389/fpsyg.2011.00128
125. Kamiński J, Brzezicka A, Gola M, Wróbel A (2012) β band oscillations engagement in human alertness process. *Int J Psychophysiol* 85(1):125–128. doi:10.1016/j.ijpsycho.2011.11.006
126. Pfurtscheller G, Da Lopes Silva FH (1999) Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles. *Clinical Neurophysiology* 110(11):1842–1857. doi:10.1016/s1388-2457(99)00141-8
127. Neuper C, Scherer R, Wriessnegger S, Pfurtscheller G (2009) Motor imagery and action observation: modulation of sensorimotor brain rhythms during mental control of a brain-computer interface. *Clin Neurophysiol* 120(2):239–247. doi:10.1016/j.clinph.2008.11.015
128. Koelewijn T, van Schie HT, Bekkering H, Oostenveld R, Jensen O (2008) Motor-cortical beta oscillations are modulated by correctness of observed action. *Neuroimage* 40(2):767–775. doi:10.1016/j.neuroimage.2007.12.018
129. Sammito S, Thielmann B, Seibt R, Klusmann A, Weippert M, Böckelmann I (2015) Guideline for the application of heart rate and heart rate variability in occupational medicine and occupational science. *ASUI* 2015(06). doi:10.17147/ASUI.2015-06-09-03
130. Staudt F (2014) *Kinder-EEG*, 1. Aufl. Georg Thieme Verlag KG, s.l.
131. Nicholls MER, Thomas NA, Loetscher T, Grimshaw GM (2013) The Flinders Handedness survey (FLANDERS): a brief measure of skilled hand preference. *Cortex* 49(10):2914–2926. doi:10.1016/j.cortex.2013.02.002
132. Schuhfried GmbH (Hrsg) (2013a) *Manual Determinationstest*, Bd 2013. Schuhfried GmbH, Mödling
133. Schuhfried GmbH *Determinationstest*. <https://www.schuhfried.at/test/dt>. Zugegriffen: 05. März 2020
134. Schuhfried GmbH (Hrsg) (2013b) *Manual CORSI*, Bd 2013, Mödling
135. Schuhfried GmbH *Corsi-Block-Tapping-Test*. <https://www.schuhfried.at/test/CORSI>. Zugegriffen: 05. März 2020
136. Schuhfried GmbH (Hrsg) (2011) *Manual Cognitrone*, Bd 2011, Mödling
137. Schuhfried GmbH *Cognitrone*. <https://www.schuhfried.at/test/cog>. Zugegriffen: 05. März 2020
138. Sammito S, Darius S, Böckelmann I (2011) Validierungsstudie zum Einsatz eines funktionslosen Brustgurtsystems zur Messung der Herzratenvariabilität unter Ruhebedingungen und in

- Fahrzeugen. *Arbeitsmedizin, Sozialmedizin, Umweltmedizin : ASU : Zeitschrift für medizinische Prävention* 46(2):60–65
139. Sammito S, Böckelmann I (2012) Validierung von drei verschiedenen Systemen zur Erfassung der Herzschlagfrequenz in Sanitätsfahrzeugen. *ErgoMed : Zeitschrift für praktische Arbeitsmedizin : Betriebssicherheit : betriebliches Gesundheitsmanagement* 36(2):38–45
140. Makeig S, J. Bell A, Jung T-P, Sejnowski T (1996) Independent Component Analysis of Electroencephalographic Data. *Advances in neural information processing systems* 9 8
141. Welch P (1967) The use of fast Fourier transform for the estimation of power spectra: A method based on time averaging over short, modified periodograms. *IEEE Trans. Audio Electroacoust.* 15(2):70–73. doi:10.1109/TAU.1967.1161901
142. Borg GAV (1962) Physical performance and perceived exertion. Zugl.: Lund, Phil. Diss., 11.5.1962. *Studia psychologica et paedagogica Ser. 2, Bd 11.* Gleerup, Lund
143. Borg G (2004) Anstrengungsempfinden und körperliche Aktivität. *Deutsches Ärzteblatt* 2004(101)
144. Böckelmann I, Peter B, Pfister EA (2006) Beanspruchungsreaktionen bei mentalen Provokationsaufgaben im Labor und arbeitsplatzbezogene Stressverarbeitung männlicher Akademiker einer Universität
145. Dorn A, Minow A, Darius S, Böckelmann I (2019) Auswirkungen von Aufmerksamkeitstests unterschiedlicher kognitiver Anforderungen auf die Auslenkung der HRV-Parameter. *Zbl Arbeitsmed* 41(4):197. doi:10.1007/s40664-019-00374-6
146. Weinger MB, Reddy SB, Slagle JM (2004) Multiple measures of anesthesia workload during teaching and nonteaching cases. *Anesth Analg* 98(5):1419-25, table of contents. doi:10.1213/01.ane.0000106838.66901.d2
147. Cao CGL, Weinger MB, Slagle J, Zhou C, Ou J, Gillin S, Sheh B, Mazzei W (2008) Differences in day and night shift clinical performance in anesthesiology. *Hum Factors* 50(2):276–290. doi:10.1518/001872008X288303
148. Slagle JM, Weinger MB (2009) Effects of intraoperative reading on vigilance and workload during anesthesia care in an academic medical center. *Anesthesiology* 110(2):275–283. doi:10.1097/ALN.0b013e318194b1fc
149. Weippert M, Thielmann B, Stoll R, Pfister EA, Böckelmann I (2009) Sympatho-vagale Balance und kardiale Reaktionen bei standardisierten psychomentalen Belastungen. *Biomed Tech (Berl)* 54(4):197–203. doi:10.1515/BMT.2009.023
150. Hammoud S, Karam R, Mourad R, Saad I, Kurdi M (2018) Stress and Heart Rate Variability during University Final Examination among Lebanese Students. *Behav Sci (Basel)* 9(1). doi:10.3390/bs9010003
151. Lane RD, Reiman EM, Ahern G, Thayer J (2000) Activity in medial prefrontal cortex correlates with vagal component of heart rate variability during emotion. *Psychosomatic Medicine* 62:100
152. Collet C, Di Rienzo F, El Hoyek N, Guillot A (2013) Autonomic nervous system correlates in movement observation and motor imagery. *Front Hum Neurosci* 7:415. doi:10.3389/fnhum.2013.00415

153. Lane RD, Weidenbacher H, Smith R, Fort C, Thayer JF, Allen JJB (2013) Subgenual anterior cingulate cortex activity covariation with cardiac vagal control is altered in depression. *J Affect Disord* 150(2):565–570. doi:10.1016/j.jad.2013.02.005
154. Wille M (2016) *Head-Mounted Displays - Bedingungen des sicheren und beanspruchungsoptimalen Einsatzes: Psychische Beanspruchung beim Einsatz von HMDs*, 1. Aufl. Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, Dortmund
155. Griffiths KR, Quintana DS, Hermens DF, Spooner C, Tsang TW, Clarke S, Kohn MR (2017) Sustained attention and heart rate variability in children and adolescents with ADHD. *Biological Psychology* 124:11–20. doi:10.1016/j.biopsycho.2017.01.004
156. Broadbent DE, Broadbent DE (1971) *Decision and stress*. Acad. Press, London
157. Hansen AL, Johnsen BH, Sollers JJ, Stenvik K, Thayer JF (2004) Heart rate variability and its relation to prefrontal cognitive function: the effects of training and detraining. *Eur J Appl Physiol* 93(3):263–272. doi:10.1007/s00421-004-1208-0
158. Trepel M (2015) *Neuroanatomie. Struktur und Funktion*, 6. Aufl. Elsevier Urban & Fischer, München
159. Böckelmann I, Sammito S (2020) Herzfrequenzvariabilitätsanalyse in der betriebsärztlichen Praxis. *Zbl Arbeitsmed* 70(6):269–277. doi:10.1007/s40664-020-00401-x
160. Ziliak ST, McCloskey DN (2012) *The cult of statistical significance. How the standard error costs us jobs, justice, and lives. Economics, cognition, and society series*. Univ. of Michigan Press, Ann Arbor, Mich.
161. Amrhein V, Greenland S, McShane B (2019) Scientists rise up against statistical significance. *Nature* 567(7748):305–307. doi:10.1038/d41586-019-00857-9

Danksagung

Die Danksagung ist in dieser Version aus Datenschutzgründen nicht enthalten.

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre, dass ich die der Medizinischen Fakultät der Otto-von-Guericke-Universität zur Promotion eingereichte Dissertation mit dem Titel

**„Psychophysiologische Beanspruchungskorrelate kognitiver Belastung
– Erkenntnisse aus der arbeitsphysiologischen Forschungsstudie“**

im Bereich Arbeitsmedizin

mit Unterstützung durch

Frau Prof. Dr. med. habil. Irina Böckelmann

ohne sonstige Hilfe durchgeführt und bei der Abfassung der Dissertation keine anderen als die dort aufgeführten Hilfsmittel benutzt habe.

Bei der Abfassung der Dissertation sind Rechte Dritter nicht verletzt worden.

Ich habe diese Dissertation bisher an keiner in- oder ausländischen Hochschule zur Promotion eingereicht. Ich übertrage der Medizinischen Fakultät das Recht, weitere Kopien meiner Dissertation herzustellen und zu vertreiben.

München, den 12.11.2022

.....

Markus Hillmert

Lebenslauf

Der Lebenslauf ist in dieser Version aus Datenschutzgründen nicht enthalten.

Eigene Publikationen

Hillmert M, Bergmüller A, Minow A, Raggatz J, Böckelmann I (2020) Psychophysiologische Beanspruchungskorrelate während kognitiver Belastung. *Zbl Arbeitsmed* 70: 149-163, <https://doi.org/10.1007/s40664-020-00384-9>

Schapkin S, Raggatz J, **Hillmert M**, Böckelmann I (2020) EEG correlates of cognitive load in a multiple choice reaction task. *Acta neurobiologiae experimentalis* 80: 76-89 DOI: 10.21307/ane2020-008

Poster/Vorträge

Hillmert, M.; Böckelmann, I. (2019) Ermittlung der subjektiven und objektiven Beanspruchung bei kognitiven Aufgaben verschiedener Anforderungen, 23. Symposium Arbeitsmedizin und Arbeitswissenschaft für Nachwuchswissenschaftler, 08.-10. November 2019 in Magdeburg, ISBN 978-3-00-063516-8, S. 28

Anlage

Anlage 1: Ethikkommissionsvotum

UNIVERSITÄTSKLINIKUM
MAGDEBURG A.Ö.R.



OTTO VON GUERICKE
UNIVERSITÄT
MAGDEBURG



Ethik-Kommission, Medizinische Fakultät / Universitätsklinikum, Leipziger Str. 44 Haus 28, 39120 Magdeburg

Herrn Dr. Sergei A. Schapkin
Bereich Arbeitsmedizin
Medizinische Fakultät, Otto-von-Guericke-Universität
Leipziger Straße 44
39120 Magdeburg

Ethik-Kommission der
Otto-von-Guericke-
Universität an der
Medizinischen Fakultät und
am Universitätsklinikum
Magdeburg A.ö.R.

Univ.-Prof. Dr. med. Christof Huth
Vorsitzender

Dr. med. Norbert Beck
Geschäftsführer

Telefon: +49 391 67-14314
Telefax: +49 391 67-14354
elektr.Fax: +49 391 67-290185
eMail: ethikkommission@ovgu.de

Datum
10.01.2018

218/17

**Arbeitsmedizinische und psychophysiologische Untersuchungen nutzerbezogener Aspekte bei der Arbeit mit mobilen Assistenzsystemen
Verbundprojekt ArdIAS**

Sehr geehrter Herr Dr. Schapkin,
sehr geehrte Kolleginnen und Kollegen,


die Ethik-Kommission der Otto-von-Guericke-Universität an der Medizinischen Fakultät und am Universitätsklinikum Magdeburg hat die übergebenen Unterlagen zur o. g. Studie überprüft, in der letzten Kommissionssitzung eingehend erörtert und ist zu der Auffassung gekommen, dass gegen die Durchführung keine ethischen Bedenken bestehen.
Diese **zustimmende Bewertung** ergeht unter dem Vorbehalt gleichbleibender Gegebenheiten.

Die Verantwortlichkeit des jeweiligen Prüfungswissenschaftlers / behandelnden Prüfarztes bleibt in vollem Umfang erhalten und wird durch diese Entscheidung nicht berührt. Alle zivil- oder haftungsrechtlichen Folgen, die sich ergeben könnten, verbleiben uneingeschränkt beim Projektleiter und seinen Mitarbeitern.

Beim Monitoring sind die Bestimmungen des Bundes- und Landesdatenschutzgesetzes sowie die sich aus der ärztlichen Schweigepflicht ergebenden Einschränkungen zu beachten, was eine Aushändigung kompletter Patientenakten zum Monitoring ausschließt.
Ein Monitoring personen- und studienbezogener Daten wird dadurch nicht beeinträchtigt.

Um die Übersendung von studienbezogenen Jahresberichten / Abschlussberichten / Publikationen wird unter Nennung unserer Registraturnummer gebeten.

Mit freundlichen Grüßen


(i. A. Dr. med. Norbert Beck, Geschäftsführer)
Prof. Dr. med. C. Huth
Vorsitzender der Ethik-Kommission

Ethik-Kommission
der Otto-von-Guericke-Universität an der Medizinischen Fakultät
und am Universitätsklinikum Magdeburg A.ö.R.
Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. med. C. Huth

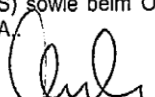
Anlage zum Votum der Studie 218/17 vom 10.01.2018

Zum Zeitpunkt der Bewertung der vorstehenden Studie waren folgende Damen und Herren Mitglied der Ethik-Kommission der Otto-von-Guericke-Universität an der Medizinischen Fakultät und am Universitätsklinikum Magdeburg:

Herr Prof. Dr. med. Norbert Bannert	Medizinische Fakultät / Universitätsklinikum, Pädiater
Frau Prof. Dr. phil. Eva Brinkschulte	Medizinische Fakultät / Universitätsklinikum, Bereich Geschichte, Ethik und Theorie der Medizin
Herr Prof. Dr.-Ing. Rolf Findeisen	Fakultät für Elektrotechnik und Informations- technik, Institut für Automatisierungstechnik
Herr Prof. Dr. med. Christof Huth	Medizinische Fakultät / Universitätsklinikum, Universitätsklinik für Herz- und Thoraxchirurgie
Frau Assessorin Ute Klanten	Medizinische Fakultät / Universitätsklinikum, Stabsstelle Recht
Herr Prof. Dr. rer. nat. Siegfried Kropf	Medizinische Fakultät / Universitätsklinikum, Mathematiker, Biometriker
Herr Dr. med. Werner Kuchheuser	Medizinische Fakultät / Universitätsklinikum, Institut für Rechtsmedizin
Herr Prof. Dr. med. Frank Peter Meyer	Medizinische Fakultät / Universitätsklinikum, Klinischer Pharmakologe
Herr Prof. Dr. med. Jens Schreiber	Medizinische Fakultät / Universitätsklinikum, Universitätsklinik für Pneumologie
Herr Prof. Dr.-Ing. Klaus Tönnies	Fakultät für Informatik, Institut für Simulation und Graphik, AG Bildverarbeitung/Bildverstehen

Mitglieder der Ethik-Kommission, die in eine Studie eingebunden sind, haben für die Votierung der betreffenden Studie kein Stimmrecht.

Die Ethik-Kommission der Otto-von-Guericke-Universität an der Medizinischen Fakultät und am Universitätsklinikum Magdeburg ist unter Beachtung entsprechender internationaler Richtlinien (ICH, GCP) und nationaler Richtlinien (AMG, GCP-V, MPG, MPKPV) tätig, nach Landesrecht (Hochschulmedizingesetz des Landes Sachsen-Anhalt § 25a, Verordnung über Ethik-Kommissionen zur Bewertung klinischer Prüfungen von Arzneimitteln - Ethik-Kom-VO LSA - i. d. akt. Fassung) legitimiert. Weiterhin besteht eine Registrierung der Ethik-Kommission beim Bundesamt für Strahlenschutz nach § 28g Röntgenverordnung (EK-043/R) und § 92 Strahlenschutzverordnung (EK-046/S) sowie beim Office for Human Research Protections, reg. no. IRB00006099, Rockville, MD, U.S.A.


Dr. med. Norbert Beck
Geschäftsführer der Ethik-Kommission

Anlage 2: Informationsblatt



Bereich Arbeitsmedizin

INFORMATIONSBLATT

Sehr geehrte(r) Studienteilnehmer(in),

mit diesem Schreiben möchten wir Sie über die Studie zum BMBF Teilprojekt „Arbeitsmedizinische und psychophysiologische Untersuchungen nutzerbezogener Aspekte bei der Arbeit mit mobilen Assistenzsystemen“ im Verbundprojekt ArdiAS informieren und Sie um die Einwilligung zur Teilnahme an diesem Forschungsvorhaben des Bereichs Arbeitsmedizin (Leiterin: Prof. Dr. med. I. Böckelmann) im Rahmen der o. g. Studie bitten.

Ziel der Studie ist herauszufinden, wie die Arbeit mit mobilen Assistenzsystemen gestaltet werden kann und daraus Empfehlungen für die ergonomische Einrichtung von Arbeitsplätzen abzuleiten. Die objektive Beanspruchung während der Arbeit mit Assistenzsystemen soll mit arbeitsmedizinischen Untersuchungen erfasst werden. Um die Auswirkungen von Stress am Arbeitsplatz zu erfassen, werden bei Ihnen physiologische Parameter registriert, während Sie unterschiedliche Tests zur Aufmerksamkeit und Gedächtnis am PC ausführen.

Das Elektroenzephalogramm (EEG) und Elektrokardiogramm (EKG) werden in der Studie aufgezeichnet. Alle Messungen erfolgen nicht-invasiv, dadurch bestehen es keinerlei Risiken durch das Tragen der Geräte für Sie.

Das EEG wird durch Aufsetzen der Haube mit kleinen eingebauten Elektroden auf den Kopf abgeleitet. Die Elektroden werden an ein akkubetriebenes Gerät angeschlossen und vom Stromnetz entkoppelt. Dadurch wird die volle elektrische Sicherheit für Sie erreicht.

Ihre Kopfhaut, Stirn und eine kleine Fläche unter dem rechten Auge werden mit dem Desinfektionsmittel behandelt. Danach werden die behaarten Stellen am Kopf mit der Paste leicht behandelt, die kleinen Kunststoff-Partikel (Peeling) beinhaltet. Diese Prozedur bereitet i.d.R. keine Probleme für die Probanden. Sie werden jedoch dem Versuchsleiter jederzeit sagen können, falls diese Behandlung bei Ihnen unangenehme Empfindungen auslösen wird. Nach dem Versuch stellen wir Ihnen ein Shampoo, einen Fön und ein frisches Tuch zur Verfügung falls Sie Ihre Haare waschen möchten.

Die EKG-Elektroden werden auf Ihrem Brustkorb angebracht. Durch das Kleben der EKG-Elektroden kann die Haut in seltenen Fällen etwas gereizt werden. Die Rötung der Haut wird jedoch nach der Elektrodenabnahme innerhalb von wenigen Minuten verschwinden.

Die Daten werden anonymisiert unter Beachtung des Datenschutzes erhoben, streng vertraulich behandelt und nicht an Dritte weitergegeben.

Um an dieser Studie teilzunehmen, unterschreiben Sie bitte die Einwilligungserklärung. Wir benötigen Ihre schriftliche Einwilligung, um Ihre Daten zu Forschungszwecken speichern zu können.

Wir bitten Sie, am Tag des Versuchs pünktlich im Labor des Bereichs Arbeitsmedizin zu erscheinen. Wir bitten Sie auch gut ausgeschlafen, ohne Hunger- bzw. Durstempfindungen und mit gewaschenen Haaren zu uns zu kommen.

Falls Sie über diese Informationen hinaus noch weitere Fragen haben, wir beantworten Ihre Fragen gern.



**MEDIZINISCHE
FAKULTÄT**

Einwilligungserklärung

Bereich Arbeitsmedizin

Prof. Dr. med. Irina Böckelmann
Leiterin

Otto-von-Guericke-Universität
Medizinische Fakultät
Leipziger Str. 44
39120 Magdeburg

Telefon: +49 391 67-15056
Telefax: +49 391 67-15083

iam@med.ovgu.de
www.med.uni-magdeburg.de

Ihre Zeichen, Ihre Nachricht vom: Unsere Zeichen: Durchwahl: Datum:

B6 / Mi 25126

—

**Studie zum BMBF Teilprojekt
„Arbeitsmedizinische und psychophysiologische Untersuchungen
nutzerbezogener Aspekte bei der Arbeit mit mobilen Assistenzsystemen“
im Verbundprojekt ArdiAS**

des Bereiches für Arbeitsmedizin an der Medizinischen Fakultät der Otto-von-Guericke Universität Magdeburg

—

Name des Probanden:.....

EINWILLIGUNGSERKLÄRUNG

Mir ist bekannt, zu welchem Zweck die Untersuchungen erfolgen. Über Wesen, Bedeutung und Tragweite der Untersuchungen bin ich eingehend unterrichtet worden, wobei ich zum Ablauf und zu möglichen Risiken Fragen stellen konnte. Ich hatte angemessen Zeit, mich zu entscheiden.

Weiterhin wurde mir verbindlich zugesichert, dass die Ergebnisse meiner Untersuchung streng vertraulich behandelt werden und ausschließlich Forschungszwecken dienen.

—

Hiermit willige ich ein, an der Studie teilzunehmen. Mir ist bekannt, dass ich meine Einwilligung jederzeit und ohne Angaben von Gründen widerrufen kann.

.....
Ort, Datum

Unterschrift Proband

.....
Ort, Datum

Unterschrift Studienleitung

Anlage 4: Probandenfragebogen



Fragebogen vom

WTS-Pb Nr. Geb. Datum Geschlecht

Größe cm Gewicht kg

Fragen		
Schüler / Student / Besch. Teilzeit / Besch. Vollzeit / freiberuflich / selbständig		
Muttersprache Deutsch / Deutsch fließend		
Erkrankungen / Allergien / Medikamente	ja	nein
psychiatrische Erkrankungen i. d. Vorgeschichte o. aktuell		
Einschränkung der Konzentration oder Aufmerksamkeit		
Beeinträchtigung der Merkfähigkeit o. des Gedächtnisses		
psychiatrische Erkrankungen i. d. Vorgeschichte o. aktuell		
chronische körperliche Erkrankungen jeder Art		
akute körperliche Erkrankungen jeder Art		
erhöhter Blutdruck o. andere Herz-Kreislauf-Auffälligkeiten		
elektrische o. elektrisch leitfähige Implantate		
Pflasterallergie		
Allergie gegenüber Desinfektionsmitteln oder mediz. Alkohol		
Schwerwiegende neurologische o. internistische Vorerkrankungen		
Operationen u. Eingriffe am Zentralnervensystem in letzten 6 Monaten		
Schädel-Hirn-Trauma in letzten 10 Jahren		
zentral o. kardiovaskulär wirksame Medikamente		
Hypnotika, Sedativa, Stimulanzen, Antiallergika,		
Antidepressiva, Neuroleptika, Herztherapeutika,		
Antihyper-Tensiva, Betablocker, Diuretika, Kalziumantagonisten		
Physische Aktivitäten der letzten 3 Monate	Intensität	
Morgengymnastik (Std/Woche)		
Sport (Std/Woche)		
Fitnes-Studio (Std/Woche)		
Radfahren (km/Woche)		
Laufen (km/Woche)		
Gehen (km/Woche)		
Treppe steigen (Mal/Woche)		
Tanzen (Std/Woche)		
Andere:		

s. Rückseite!



Bildungsgrad: 1 (kein) 2 (Realschule) 3 (Berufsschule) 4 (Abitur) 5 (Hochschule/Uni)

Raucher(in): nein gelegentlich ja nicht mehr seit _____

Wenn ja, dann Zigaretten/Tag:

keine 1-3 4-6 7-10 >10

Alkoholhaltige Getränke: keine < 2 Mal/Woche 2 bis 3 Mal/Woche > 3 Mal/Woche

Wenn ja, dann die Alkoholmenge pro Trinksituation:

< 0,5L Bier oder 0,2L Wein 0,5L Bier oder 0,2L Wein > 0,5L Bier oder 0,2L Wein

Händigkeit:

		Links	Beide	Rechts
1	Mit welcher Hand schreiben Sie?			
2	In welcher Hand halten Sie den Löffel beim Suppenessen?			
3	In welcher Hand halten Sie die Zahnbürste beim Zähneputzen?			
4	In welcher Hand halten Sie das Streichholz beim Anzünden?			
5	Mit welcher Hand benutzen Sie einen Radiergummi?			
6	In welcher Hand halten Sie die Nadel beim Nähen?			
7	In welcher Hand halten Sie das Messer beim Bestreichen eines Brotes?			
8	Mit welcher Hand benutzen Sie einen Hammer?			
9	In welcher Hand halten Sie einen Schäler beim Schälen eines Apfels?			
10	Mit welcher Hand zeichnen Sie?			

Nicholls et al, 2013

Bemerkungen
