

Zbl Arbeitsmed 2020 · 70:149–163
<https://doi.org/10.1007/s40664-020-00384-9>
Online publiziert: 14. Februar 2020
© Springer-Verlag GmbH 2020



M. Hillmert · A. Bergmüller · A. Minow · J. Raggatz · I. Böckelmann

Bereich Arbeitsmedizin, Medizinische Fakultät, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Magdeburg, Deutschland

Psychophysiological Demand Correlates during Cognitive Load

A Laboratory Study using EEG and ECG

Motivation und Zielsetzung

Die zunehmende Anwendung neuer Informations- und Kommunikationstechnologien (IKT) in der Arbeitswelt ist mit einem größeren Ausmaß an Multitasking, einem schnelleren Informationsaustausch und einer Steigerung an Informationen und Informationsüberflutung verbunden [6, 11]. Dies führt zu einer Zunahme der mentalen/psychischen Belastungen, die eine vermehrte kognitive Anstrengung und psychophysiologische Beanspruchung bedingt. Psychische Fehlbeanspruchungsfolgen äußern sich sowohl kurzfristig, beispielsweise durch arbeitsbedingten Stress und Burnout, als auch langfristig, z. B. durch Depressionen und Angststörungen. Nicht zuletzt zeigt sich das am Anteil der zehn wichtigsten Krankheitsarten anhand der Arbeitsunfähigkeitstage, bei dem die psychischen Erkrankungen den dritten Platz einnehmen [27]. Neben den personalen Fehlbeanspruchungsfolgen, ergeben sich auch wirtschaftliche Probleme auf der Mikro- und Makroebene. Die volkswirtschaftlichen Kosten, die durch psychische Erkrankungen entstehen, werden auf 10 Mrd. € pro Jahr geschätzt [20]. Die Erkennung und Reduktion von psychisch bedingten Beanspruchungen und Beanspruchungsfolgen stellt folglich eine wichtige Forschungsaufgabe der Arbeitsmedizin und -wissenschaften dar.

Die vorliegende Studie, die im Rahmen des Forschungsprojekts ArdiAS¹ durchgeführt wurde, knüpft hier an und untersucht die psychophysiologische Beanspruchung bei standardisierten psychometrischen Tests. Ziel ist die empirische Weiterentwicklung der (objektiven) psychometrischen Beanspruchungsanalyse, um zukünftig arbeitsbedingte Fehlbeanspruchungen zu verringern. Ein weiteres Erkenntnisinteresse liegt in der Analyse von sog. Beanspruchungskorrelaten zwischen der im Elektroenzephalogramm (EEG)- und Herzfrequenzvariabilität (HRV)-ermittelten Beanspruchung, da EEG-Aufnahmen im realen Arbeitsumfeld aus diversen Gründen (z. B. komplexe Artefakte durch Bewegungen) schwierig zu realisieren sind. Es gibt zwar aktuell vermehrt Bestrebungen, die EEG-Aufzeichnungen durch Verbesserungen der Technologie und Signalverarbeitung unter realen Bedingungen zu erfassen, jedoch lässt nicht jedes Feld (z. B. technischer Service mit einer Helmpflicht) Untersuchungen zu. Falls die Beanspruchungskorrelate existieren, können zukünftig lediglich Elektrokardiogramm (EKG)-Messungen durchgeführt werden. Das hat den Vorteil, dass die Mitarbeiter*innen nicht

durch zusätzliche Messmethoden belastet werden.

Theoretischer Rahmen

Psychische Belastung und Beanspruchung: Begriffsbestimmung und das Belastungs-Beanspruchungs-Konzept

Nach der Definition der DIN EN ISO 10075-1 ist die psychische Beanspruchung die unmittelbare Auswirkung der psychischen Belastung im Individuum in Abhängigkeit von seinen jeweiligen überdauernden und augenblicklichen Voraussetzungen, einschließlich der individuellen Bewältigungsstrategien. Beim Grundmodell der Arbeitsphysiologie, dem Belastungs-Beanspruchungs-Konzept, werden Belastungen als Einwirkungsfaktoren bei der Arbeit und Beanspruchungen als Auswirkungen beim Menschen angesehen [32].

Bewertung der Beanspruchung

Um die mentale Beanspruchung zu messen und zu bewerten, stehen subjektive und objektive Verfahren zur Verfügung. Das Augenmerk dieser Arbeit lag auf den objektiven Verfahren, da sie direkte Rückschlüsse auf die Erregung des vegetativen Nervensystems zulassen.

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.

Tab. 1 Erläuterung der HRV-Parameter nach [5, 36]

HRV-Parameter	Erklärung	Aktivität als Teil des autonomen Nervensystems	Verhalten bei erhöhter Beanspruchung
NN (ms)	Abstand zwischen zwei R-Zacken oder NN-Intervallen	Keine klare Zuordnung	↓
SDNN (ms)	Standardabweichung der RR-Intervalle im Messzeitbereich	Sympathikus und Parasympathikus	↓
RMSSD (ms)	Quadratwurzel des Mittelwerts der Summe aller quadrierten Differenzen zwischen benachbarten RR-Intervallen	Parasympathikus	↓
pNN50 (%)	Prozentsatz aufeinanderfolgender RR-Intervalle, die mehr als 50 ms voneinander abweichen	Parasympathikus	↓
FFT TP (ms ²)	Total Power: Gesamtleistungsdichtespektrum: von 0,00001 bis 0,4 Hz	Keine klare Zuordnung	↓
FFT LF nu	Low frequency normalized unit: $LF / (Total Power - VLF) \times 100$	Sympathikus und Parasympathikus, wobei der Anteil des Sympathikus überwiegt	↑
FFT HF nu	High frequency normalized unit: $HF / (Total Power - VLF) \times 100$	Parasympathikus	↓
FFT LF/HF	Maß des sympathovagalen Gleichgewichts als Quotient aus LF und HF	Sympathikus und Parasympathikus	↑
FFT LF-Peak (Hz)	Frequenzgipfel im LF-Band	Keine klare Zuordnung	k. A.
FFT HF-Peak (Hz)	Frequenzgipfel im HF-Band	Keine klare Zuordnung	k. A.

HRV Herzfrequenzvariabilität

Subjektive Verfahren zur Beanspruchungsermittlung und -bewertung

Die subjektive kognitive Belastung wurde durch die Borg-Skala abgefragt [7]. Die Borg-Skala wurde ursprünglich für die Bewertung des subjektiven Belastungsempfindens bei körperlicher Belastung entwickelt. Sie ist aufgebaut von 6 (überhaupt nicht anstrengend) bis 20 (maximale Anstrengung). Die Borg-Skala findet aber nicht nur bei körperlichen, sondern auch bei psychometrischen Beanspruchungen und Fragestellungen Gebrauch [3, 10]. Die Informationen über die subjektive Bewertung der Beanspruchung durch die kognitiven Tests dienen der besseren Interpretierbarkeit der objektiven Messungen. Der Fokus dieser Arbeit liegt jedoch auf der objektiv ge-

messenen Beanspruchung und den Korrelationen zwischen HRV und EEG.

Objektive (psychophysiologische) Verfahren zur Beanspruchungsermittlung und -bewertung

Kardiovaskuläre Signale. Die Herzfrequenzvariabilität (HRV) spiegelt mit verschiedensten mathematischen Parametern den Einfluss von Sympathikus und Parasympathikus auf das Herz wider. Diese Einflüsse können durch zeit- und frequenzabhängige Parameter berechnet und dargestellt werden. Eine Aktivierung des Parasympathikus geht dabei mit einer Erhöhung des NN-Abstands sowie der HRV einher und führt somit zu einer Vergrößerung der parasympathischen HRV-Parameter. Eine Aktivierung des Sympathikus durch mentale oder körperliche Belastung bewirkt das Gegenteil.

Einige Parameter konnten dem Parasympathikus und Sympathikus zugeordnet werden, bei anderen Parametern ist der genaue physiologische Zusammenhang noch Teil der Forschung (■ Tab. 1).

Elektroenzephalogramm. Das Elektroenzephalogramm (EEG) ist eine weit verbreitete Methode zur Messung der Gehirnaktivität, u. a. während kognitiver Aufgaben [1, 2, 18, 22, 23]. Eine solche Analyse gibt Aufschlüsse über die Aktivierung bzw. Deaktivierung bestimmter Gehirnareale sowie ihre Verbindung miteinander und während der Informationsverarbeitung. Dabei registrieren die auf der Kopfhaut platzierten Elektroden Potenzialdifferenzen, die mittels einer gemeinsamen Referenzelektrode (meist Cz) abgeleitet werden. Die Platzierung der Elektroden erfolgt nach dem internationalen 10–20-System und spiegelt die darunterliegenden Kortextareale wider. Die Bezeichnungen der Elektroden verdeutlichen, welche Areale gemeint sind (■ Tab. 2).

Das (spontane) EEG enthält verschiedene Frequenzen, die abhängig von Reizen und Bewusstseinszuständen sind (■ Tab. 3). Sie werden mittels Spektralanalyse ermittelt und zergliedern das Signal in typischerweise 5 Frequenzbänder: Delta, Theta, Alpha, Beta und Gamma. Die für die Auswertung relevanten Frequenzbänder sind in ■ Tab. 3 dargestellt.

Physiologischer Zusammenhang der Gehirn- und Herz-Kreislauf-Aktivität

Das Gehirn steuert über das autonome Nervensystem die Aktivität des Herzens und anderer Organe, um den Körper an die jeweilige Belastungssituation anzupassen. Thayer et al. [46] deuten auf eine starke Verbindung zwischen dem präfrontalen Kortex, der kognitiven Leistung und der HRV hin. Dies wird durch das sog. „continuous autonomous nervous system“ (CAN) beschrieben. Hierbei interagiert das zentrale Nervensystem über parasympathische und sympathische Nervenstränge mit dem Herzen. Eine vereinfachte Version ist in ■ Abb. 1 visualisiert.

Der Kortex (u. a. präfrontaler Kortex, Inselrinde, Amygdala) sendet Informationen an den Hypothalamus und dieser wiederum an den Hirnstamm mit der rostralen ventrolateralen Medulla (RVLM; *blau*) oder den Ncl. tractus solitarii (*orange*). Der Ncl. tractus solitarii beeinflusst sowohl die RVLM, als auch den Ncl. dorsalis N. vagus (*grün*), der mittels N. vagus den parasympathischen Schenkel zum Herzen bildet. Die RVLM sendet Informationen an die Ncl. intermediolateralis im Rückenmark, die mit ihren Efferenzen den sympathischen Grenzstrang bilden und damit den sympathischen Schenkel zum Herzen. Unter Ruhebedingungen überwiegt der Parasympathikus (N. vagus, *grün*). In Belastungssituationen, wie bei der Absolvierung kognitiver Tests, kommuniziert das Gehirn meist über den Sympathikus (sympathischer Grenzstrang aus Ncl. intermediolateralis, *schwarz*) mit dem Herzen. Hierbei gehen nicht nur Informationen aus dem Kortex ein, sondern u. a. auch die aus Baro- und Chemorezeptoren, die ihre Informationen wiederum an den Hirnstamm schicken, um den Organismus an die entsprechende Belastungssituation anzupassen. Dabei ermöglicht die Analyse der HRV die Beurteilung des Funktionszustandes des autonomen Nervensystems. Thayer et al. [46] nehmen an, dass eine verminderte Aktivität im präfrontalen Kortex zu einer Abnahme der zeitbezogenen HRV-Parameter und damit zu einer Verringerung der parasympathischen Aktivität führt. Der frequenzbezogene HRV-Parameter LF/HF soll laut Annahme der Autor*innen steigen, wenn die Aktivität im präfrontalen Kortex sinkt.

Forschungsstand

Variabilität der HRV während der Ruhe und mentalen Belastungsphasen

Da die HRV im Einfluss des autonomen Nervensystems steht, spiegelt sie nicht nur den Einfluss von körperlicher, sondern auch mentaler Beanspruchung auf den Körper wider. Eine hohe parasympathische Aktivität in Ruhe zeigt sich durch hohe HRV-Werte [47]. Input aus

Zbl Arbeitsmed 2020 · 70:149–163 <https://doi.org/10.1007/s40664-020-00384-9>
© Springer-Verlag GmbH 2020

M. Hillmert · A. Bergmüller · A. Minow · J. Raggatz · I. Böckelmann

Psychophysiologische Beanspruchungskorrelate während kognitiver Belastung. Eine Laborstudie mittels EEG und EKG

Zusammenfassung

Hintergrund. Die moderne Arbeitswelt fordert das Gehirn in vielen Bereichen seiner exekutiven Funktionen heraus. Das Ziel dieser Laborstudie war die Suche nach Zusammenhängen zwischen spektralen Elektroenzephalogramm (EEG)- und Herzfrequenzvariabilität (HRV)-Parametern während kognitiver Belastung – also die Suche nach sog: Beanspruchungskorrelaten, um anhand der HRV-Parameter eine vergleichbare Aussage zu der mentalen Beanspruchung treffen zu können. Zudem sollen Mitarbeiter*innen bei zukünftigen Untersuchungen im realen Arbeitsumfeld nicht zusätzlich durch Messmethoden, wie ein EEG belastet, werden.

Methodik. An der Studie nahmen 22 gesunde Proband*innen teil. Der Versuchsablauf beinhaltete drei standardisierte psychometrische Tests des Wiener Testsystems, Ruhepausen sowie durchgängige EEG- und Elektrokardiogramm (EKG)-Messungen.

Ergebnisse. Sowohl bei den Auslenkungen der HRV-Parameter als auch bei den Änderungen in den EEG-Parametern verschiedener Frequenzbänder wurden

Anpassungsreaktionen an die psychometrischen Tests beobachtet. Hinsichtlich der Beanspruchungskorrelate zwischen HRV und EEG stachen insbesondere die HRV-Parameter niederfrequente normalisierte Einheit (LF nu), hochfrequente normalisierte Einheit (HF nu) und der Anteil der aufeinanderfolgenden RR-Intervalle, die sich um mehr als 50 ms unterscheiden (pNN50) hervor, die unter bestimmten Kriterien Rückschlüsse auf die EEG-ermittelte mentale Beanspruchung zulassen.

Schlussfolgerung. Es wurden keine expliziten HRV-Parameter gefunden, die durchgängig in allen Tests und Frequenzbändern mit den spektralen Parametern des EEG korrelierten. Die Gründe dafür können in unterschiedlichen kognitiven Anforderungen dieser drei psychometrischen Tests liegen.

Schlüsselwörter

Informations- und Kommunikationstechnologien · Psychometrische Tests · Kognitive Beanspruchung · Mentale Belastung · Digitalisierung

Psychophysiological strain correlates during cognitive workload. A laboratory study using EEG and ECG

Abstract

Background. The modern working world challenges the brain in many areas of its executive functions. The aim of this laboratory study was the search for associations between spectral electroencephalogram (EEG) variability and heart rate variability (HRV) parameters during cognitive workload. This was carried out to search for so-called strain correlates in order to make a comparable statement on the mental strain, that occurs based on the HRV parameters. In addition, measuring methods such as the EEG burden employees, which should be avoided in future studies in the real working environment

Methods. A total of 22 healthy volunteers took part in the study. The trial included three standardized psychometric tests of the Vienna test system, rest breaks, and continuous EEG and electrocardiogram (ECG) measurements.

Results. Adaptation reactions to the psychometric tests occurred within the

deflections of the HRV parameters and with the changes in the EEG parameters of different frequency bands. Regarding the strain correlates between HRV and EEG, the HRV parameters low-frequency normalized unit (LF nu), high-frequency normalized unit (HF nu) and the percentage of successive RR intervals, that differ by more than 50ms (pNN50) attracted attention, which allowed conclusions about the EEG-mediated mental strain under certain criteria.

Conclusion. No explicit HRV parameters were found, that continuously correlated with the EEG in all tests and frequency bands. A reason for this could be the different cognitive loads in the three psychometric tests.

Keywords

Information and communication technologies · Psychometric test · Cognitive strain · Mental load · Digitization

Tab. 2 Erklärung und Funktion der Kortextareale nach [45], [16], [13]

Elektroden	Erklärung	Funktion
Fp1 (Hz)	Linker Präfrontaler Kortex (frontopolar)	Die linke Hirnhemisphäre steuert die rechte Körperseite
Fp2 (Hz)	Rechter Präfrontaler Kortex (frontopolar)	Die rechte Hirnhemisphäre steuert die linke Körperseite
Pz (Hz)	Zentraler Parietallappen	Sensomotorische Wahrnehmung, Wahrnehmung des eigenen Körpers zur Umwelt, Aufmerksamkeitsregulation, tertiärer Assoziationskortex: Wo-Bahn (siehe Funktionsbeschreibung Okzipitallappen)
O1 (Hz)	Linker Okzipitallappen (Lobus occipitalis)	Der linke primär visuelle Kortex repräsentiert die rechte Gesichtsfeldhälfte
O2 (Hz)	Rechter Okzipitallappen (Lobus occipitalis)	Der rechte primär visuelle Kortex repräsentiert die linke Gesichtsfeldhälfte

Tab. 3 EEG-Frequenzbänder und Assoziationen mit Verhaltens- und Bewusstseinszuständen nach [9]

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 geschlossenen 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“

EEG Elektroenzephalogramm

der Peripherie, dem Zentralen Nervensystem (ZNS) und Barorezeptoren führen zu einer Veränderung der Herzfrequenz. Eine hohe HRV wird mit einer guten Anpassungsfähigkeit der autonomen Kontrollmechanismen in Verbindung gebracht [31]. Eine Vielzahl von Studien hat bereits positive Korrelationen zwischen Ruhe-HRV und kognitiver Funktion gezeigt [12] und die Abnahme der HRV während kognitiver Belastung [17]. Eine hohe sympathische Aktivität in Zusammenhang mit körperlichem oder geistigem Stress zeigt sich in einer verringerten HRV. Kognitive Beeinträchtigungen konnten ebenfalls mit reduzierter HRV in Verbindung gebracht werden [21, 44].

Variabilität des EEG während der Ruhe und mentalen Belastungsphasen

Mehrere Studien untersuchen die Variabilität der EEG-Parameter aus den Frequenzbereichen in Abhängigkeit von kognitiv und mental fordernden Aufgaben. Vor allem das Theta-Band reagiert in Abhängigkeit von der mentalen Schwierigkeitsstufe [33]. Mit zunehmender Aufgabenschwierigkeit steigt die Theta-Leistung (besonders im frontalen Areal) an [14, 19, 33, 42]. Das frontale Areal ist für die Aufmerksamkeitskontrolle zuständig (■ Tab. 2) und somit bei der Bearbeitung komplexer, kognitiver Auf-

gabe aktiviert [14, 29, 30, 42]. Auch das Alpha-Band variiert in Belastungssituationen. Gevins et al. [15] zeigen, dass die Alpha-Leistung mit zunehmender Aufgabenschwierigkeit sinkt. Weitere Labor- und Felduntersuchungen bestätigen, dass die Erhöhung der mentalen Komplexität von Aufgaben zu einer Abnahme der parietalen Alpha-Leistung führt, die Alpha-Band-Leistung jedoch im frontalen Bereich abnimmt [8, 15, 42, 49, 50]. Die Ergebnisse zum Theta- und Alpha-Band sind weitestgehend konsistent, wobei es auch Studien gibt, die konträre Ergebnisse liefern [8]. Die anderen Frequenzbänder Delta und Gamma sind bisher kaum in Verbindung mit psychischer Beanspruchung betrachtet worden. Lediglich das Beta-Band liefert hierzu Ergebnisse. Diese lassen aufgrund der inkonsistenten Studienlage keine Ableitung von Hypothesen zu.

Beanspruchungskorrelate zwischen EEG und HRV

Es konnten keine Studien identifiziert werden, die die Verbindung zwischen spektralen EEG- und HRV-Daten während mentaler Belastungsphasen bei gesunden Personen untersuchen. Lediglich eine Studie fokussiert die Verbindung der gemittelten EEG-Gesamtleistung und ausgewählten HRV-Parametern [24]. Die Ergebnisse sind jedoch nicht vergleichbar, da es sich nicht um spektrale EEG-Daten handelt.

Fragestellungen und Hypothesen

Aus der Theorie und dem Forschungsstand lassen sich folgende Fragestellungen und dazugehörige Hypothesen ableiten.

Frage 1: Wie verändert sich die HRV zwischen Ruhe- und Belastungsphasen und zwischen den Belastungsphasen nach Schwierigkeitsgrad?

Hypothese 1: Die HRV nimmt in der Belastungsphase ab, die Abnahme ist umso größer, je schwieriger der Test ist.

Frage 2: Wie verändert sich das EEG zwischen Ruhe- und Belastungsphasen und zwischen den Belastungsphasen nach Schwierigkeitsgrad?

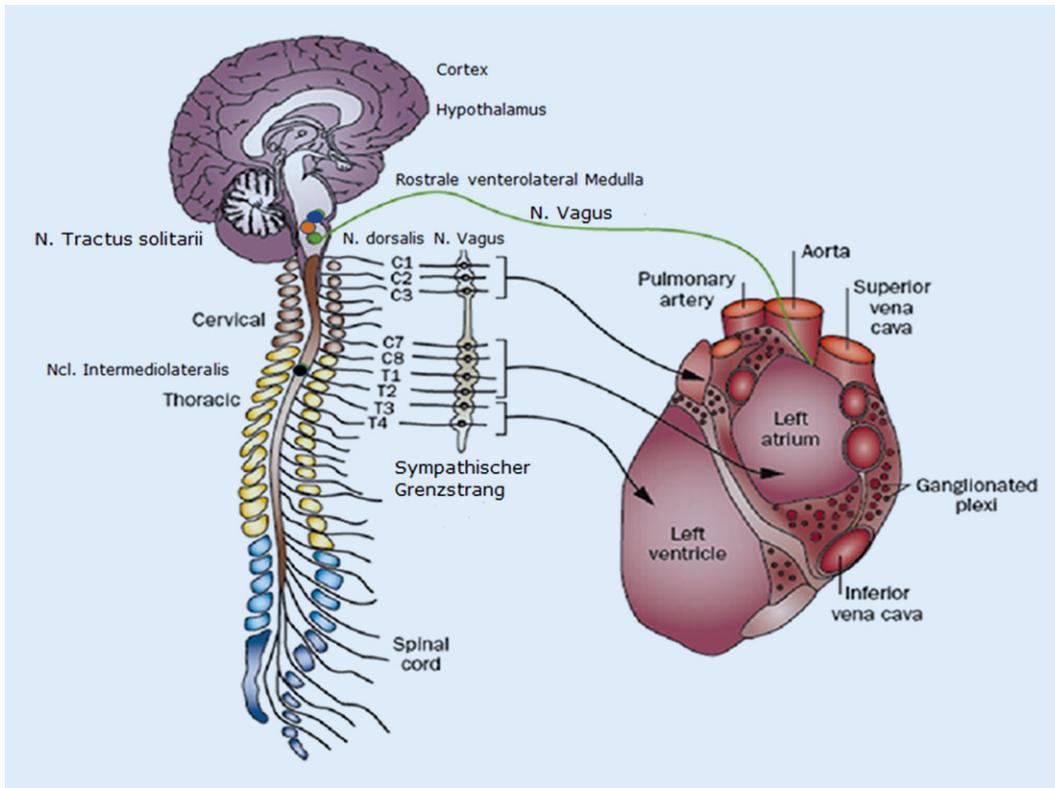


Abb. 1 ◀ Verbindung des Gehirns mit dem Herzen in Anlehnung an „Role of the autonomic nervous system in modulating cardiac arrhythmias“ nach Shen und Zipes [41]

Hypothese 2.1: Die frontale Theta-Leistung steigt während mentaler Belastungsphasen an, dabei steigt sie mit steigender Aufgabenschwierigkeit stärker an.

Hypothese 2.2: Die parietale Alpha-Leistung fällt während mentaler Belastungsphasen und sinkt bei steigender Aufgabenkomplexität stärker ab.

Frage 3: Gibt es Assoziationen zwischen der EEG- (UV) und HRV-ermittelten (AV) mentalen Beanspruchung?

Hypothese 3.1: HRV-Parameter, die als Teil des autonomen Nervensystems den Parasympathikus widerspiegeln, korrelieren negativ mit den EEG-Spektralleistungen im Theta und Beta-2-Band sowie positiv im Alphaband.

Hypothese 3.2: HRV-Parameter, die als Teil des autonomen Nervensystems den Sympathikus widerspiegeln, korrelieren positiv mit den EEG-Spektralleistungen im Theta und Beta-2-Band sowie negativ im Alphaband.

Methodik

Stichprobe

An der Studie nahmen 22 freiwillige, gesunde Proband*innen (12 Frauen und 10 Männer) mit einem Durchschnittsalter von $25,1 \pm 4,66$ Jahren teil. Die Teilnehmergruppe setzte sich zum Großteil aus Studierenden zusammen. Die Ausschlusskriterien der Studie waren kardiovaskuläre, neurologische oder psychiatrische Erkrankungen sowie Kopfverletzungen, wie z. B. Schädelprellung, Schädelbruch oder Gehirnerschütterung, und die Einnahme von Medikamenten oder Drogen, die einen Einfluss auf die Herz- [36] und die Gehirnaktivität [43] oder die kognitiven Leistungen (Psychopharmaka) haben. Alle Proband*innen waren deutsche Muttersprachler*innen oder sprachen fließend Deutsch, hatten einen ähnlichen Ausbildungsstand, ein normales oder korrigiertes Sehvermögen und wurden nach der Beantwortung des FLANDERS-Händigkeitstests [28] als Rechtshänder*innen eingestuft.

Versuchsaufbau

In **Abb. 2** ist der schematische Ablauf des Versuchs im Labor dargestellt.

Insgesamt dauerte der Versuch etwa eine Stunde. Die psychometrischen Tests erfolgten in randomisierter Reihenfolge. Die schriftlichen Einverständniserklärungen der Teilnehmer*innen und das positive Votum der Ethikkommission der Medizinischen Fakultät der Otto-von-Guericke-Universität (Antragsnummer 218/17) liegen vor.

Leistungstests – kognitive Aufgaben als Belastungssituation

Die Belastungssituation wurde in einer Testbatterie, bestehend aus dem Determinationstest, Corsi-Block-Tapping-Test und Cognitrone des Wiener Testsystems (Schuhfried, Mödling, Österreich) erstellt. Die Testdauer betrug je nach Test und Proband*in zwischen 5 und 15 min. Für die Auswertung der physiologischen Beanspruchungsdaten wurde jeweils ein 5-minütiger Abschnitt in der Mitte der Tests gewählt, um die Vergleichbarkeit der Parameter aus der HRV-Analyse zu

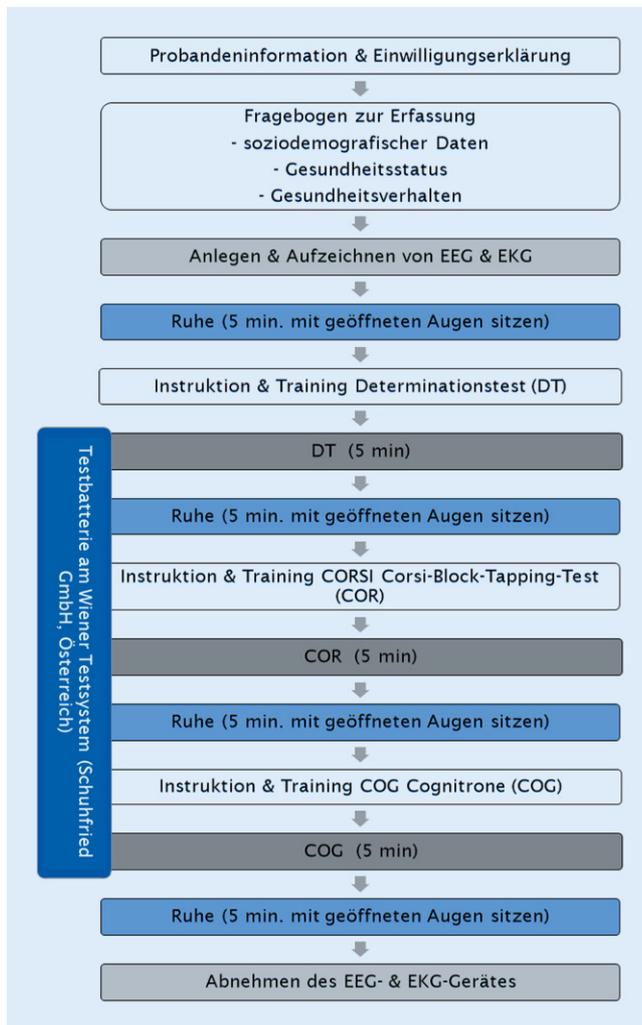


Abb. 2 ◀ Schematischer Versuchsaufbau

gewährleisten. Auf die Auswertung der Leistungstests selbst wird an dieser Stelle verzichtet, da die kognitiven Aufgaben nur die Belastungssituation simulieren.

Determinationstest (DT)

Der Determinationstest ist ein adaptiver komplexer Mehrfachreizreaktionstest zur Erfassung der reaktiven Belastbarkeit sowie der damit verbundenen Reaktionsfähigkeit [40]. In der Testform „S2 Langform mit adaptiver Reizvorgabe“ werden 8 min lang verschiedene Reize (Farben: weiß, gelb, rot, grün, blau; Töne: tief 100hz, hoch 2000hz und Fußsignale: links, rechts) dargeboten auf die die Versuchsperson durch Drücken der entsprechenden Knöpfe auf der Tastatur so schnell wie möglich reagieren muss. Die Reizdarbietung erfolgt adaptiv, das heißt, dass das Tempo der Reizausgabe von der Arbeitsgeschwindigkeit der

Proband*innen abhängt. Die Geschwindigkeit der Reizdarbietung berechnet sich aus den Mittelwerten der letzten 8 Reaktionszeiten.

CORSI – Corsi-Block-Tapping-Test (COR)

Der Corsi-Block-Tapping-Test testet die kurzfristige Speicherkapazität des räumlichen Kurzzeitgedächtnisses sowie kurzfristige Lernprozesse im räumlichen Arbeitsgedächtnis [38]. Es wurde die Testform „S3-Supra-Blockspanne (SBS) mit unmittelbare Blockspanne (UBS)“ genutzt. Hierfür sind neun Würfel unregelmäßig auf einem Bildschirm verteilt und ein Mauszeiger in Form einer bestimmten Reihenfolge. Nach einem Signalton ist der Proband aufgefordert die Würfel in zuvor gezeigter Reihenfolge mit einem Stift anzutippen. Der

Test beginnt mit einer Sequenz von drei Würfeln und wird um je eine Sequenz erweitert, wenn der Proband drei aufeinander folgende Trials richtig beantwortet hat. Die maximale Sequenz beträgt acht Würfel. Der Test wird beendet, wenn der Proband drei wiederholende Trials der Reihe nach richtig beantwortet oder drei Trials hintereinander falsch beantwortet hat. Der Test dauerte je nach Proband*in zwischen 10 und 15 min.

COG Cognitrone (COG)

Der Cognitrone-Test (S1 mit freier Bearbeitungszeit) ermittelt die Konzentrations- und Aufmerksamkeitsleistung der Proband*innen [39]. Hierbei müssen sie vier abstrakte geometrische Figuren mit einer Vorlage vergleichen und beantworten, ob diese kongruent (grün) oder nicht kongruent (rot) sind. Der Test dauerte je nach Proband*in zwischen 8 und 15 min.

Erfassung physiologischer Beanspruchungsparameter

Messung der NN-Intervalle für die Berechnung der Herzschlagfrequenz (Hf) und der HRV

Während des gesamten Versuchs wurde ein Elektrokardiogramm (EKG) aus organisatorischen Gründen, je nach Verfügbarkeit, mittels eines 2-Kanal-EKG-Geräts (Modell MT-101, Schiller AG, Baar, Schweiz) bzw. einer Polar RS800CX (Polar Electro GmbH, Büttelborn, Deutschland) aufgezeichnet. Dies erlaubte später, die Abstände zwischen zwei Herzaktionen zu erfassen und daraus resultierend eine HRV-Analyse durchzuführen. Dabei wurde die Aufzeichnungsdauer bei der Polar RS800CX auf die Vollständigkeit der Erfassung der NN-Intervalle kontrolliert, indem alle RR-Intervalle aufsummiert und mit der Aufzeichnungszeit verglichen wurden, um eventuelle Ausfälle der Datenaufzeichnungen mit dem Pulsuhr-System auszuschließen [34, 35]. Die Datenreihe aus den mit einer Abtastfrequenz von 1000 Hz aufgenommenen NN-Intervallen wurde in Medilog DARWIN (Schiller AG, Baar, Schweiz) übertragen. Daraufhin wurden Artefakte, wie supraventrikuläre oder ventrikuläre Extrasystolen oder bewegungsbeding-

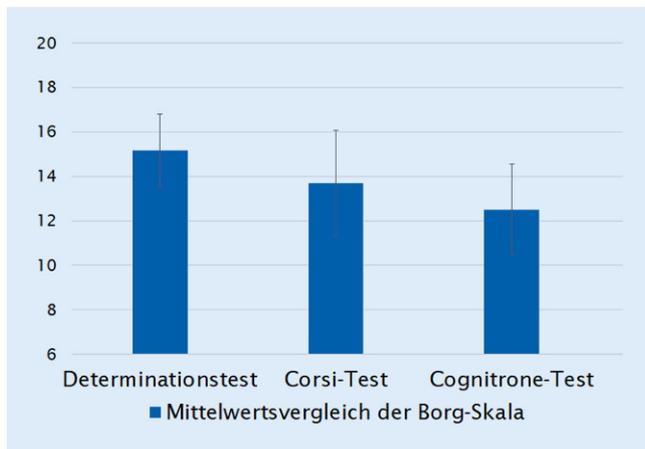


Abb. 3 ◀ Mittels der Borg-Skala erfasste subjektive Beanspruchung bei dem jeweiligen Test

te Artefakte zunächst automatisch und im zweiten Schritt durch geschultes medizinisches Fachpersonal korrigiert. Die NN-Datenreihe wurde in eine Textdatei (txt) für die nachfolgende HRV-Analyse exportiert.

Analyse der HRV

Die HRV, die auf der Basis der im EKG erfassten sukzessiven Kardiointervalle (Abstand zwischen zwei normalen Herzschlägen) berechnet werden, gehören zu den informativen Beanspruchungsindikatoren von Belastungen jeder Art [4]. Die NN-Intervall-Reihe von fünf Minuten wurde mit dem Programm Kubios HRV Version 2.0 (Kubios, Kuopio, Finnland) im Zeit- und Frequenzbereich analysiert. Für die HRV-Analyse erfolgte eine Artefaktkorrektur mit den Einstellungen 0,3 und custom (Glättung, d.h. alle NN-Intervalle, die von dem vorherigen um mehr als 30 % abweichen, werden als Artefakte eliminiert) – ohne Veränderung der „trend components“. Für die Frequenzanalyse wurde eine Fast-Fourier-Transformation (FFT) mit einer Einstellung der Fensterbreite von 300 s (entspricht der Aufzeichnungsdauer von 5 min) und 50 % „window overlap“ (Fensterüberlappung) für die folgenden Frequenzbänder entsprechend internationaler und nationaler Empfehlungen bzw. Leitlinie [26, 36, 37] verwendet:

- „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.

In **Tab. 1** sind die verwendeten HRV-Parameter im Kontext der Aktivität des autonomen Nervensystems definiert.

Messung der Gehirnaktivität und Spektralanalyse der Bänder

Das EEG wurde durch den mobilen LiveAMP-Recorder (Brain Products, Gilching, Deutschland) kontinuierlich durch

16 Kopfhautelektroden (inkl. der Augenelektrode) aufgenommen, die auf einer elastischen Kappe (Brain Products, Gilching, Deutschland) nach dem internationalen 10–20-System angebracht waren. Als Referenz diente die Cz-Elektrode. Das Signal wurde anschließend offline zu den Mastoiden referenziert. Die Fp2- und IO-Elektrode erfassten das vertikale EOG. Die FT9- und FT10-Elektrode ermittelten das horizontale EOG. Die Elektrodenimpedanz wurde dabei unter 20 k Ω gehalten. Das EEG und EOG wurden durch den Bandpass DC – 131 Hz und eine Rate von 500 Hz gefiltert. Aufgrund komplexer Artefakte, die durch die Bewegungen während der Leistungstests entstehen, wurde der übliche Korrekturalgorithmus [25] durch die Independent Component Analysis (ICA) [25] ergänzt. Die Korrektur erfolgte mit dem Brain Vision Analyzer 2 (Brain Products, Gilching, Deutschland). Die EEG-Segmente, in denen die Amplitude ± 100 μ V überschritt, wurden eliminiert. Ein 30-Hz-Low- und 1-Hz-Bandpassfilter bearbeitet das Signal digital und offline. Mit der Fast-Fourier-Transformation (FFT) wird die normalisierte spektrale Leistung im Bereich von

1 bis 30 Hz [48] in ihre Frequenzbänder zerlegt. Anschließend wurde die Spektralleistung von den artefaktfreien EEG-Abschnitten separat für jedes Frequenzband und jede experimentelle Kondition gemittelt.

Datenauswertung und Statistik

Die psychophysiologischen Daten wurden in IBM SPSS 24.0 (IBM, Ehningen, Deutschland) übertragen. Nach der Prüfung der Normalverteilung der Daten mittels des Shapiro-Wilk-Tests wurden Mittelwertvergleiche durchgeführt. Der Vergleich der entsprechenden HRV- sowie EEG-Parameter zwischen den verschiedenen Tests und der Ruhephase erfolgte mit dem nichtparametrischen Test für abhängige Stichproben (Friedman-Test), wobei das Signifikanzniveau auf $p < 0,05$ angesetzt wurde. Der Wilcoxon-Test gab zudem Aufschluss darüber, welche Parameter sich konkret in welchen Untersuchungsphasen statistisch signifikant voneinander unterscheiden. Hierfür wurde zusätzlich die Bonferroni-Korrektur angewandt, um die Signifikanzniveaus der paarweisen Kontraste zu bestimmen. Die Zusammenhangsmaße zwischen den EEG-Frequenzbändern (UV) und den HRV-Parametern (AV) wurden mittels der Korrelationsanalyse nach Pearson berechnet. Da es sich dabei um Beanspruchungskorrelate handelt, wurden HRV- sowie EEG-Differenzvariablen gebildet und miteinander korreliert. Die Differenzen ergeben sich aus der Subtraktion der gemittelten HRV- bzw. EEG-Daten während der Tests und der Ruhephase.

Ergebnisse

Subjektive Beanspruchung während der Leistungsphasen anhand der Borg-Skala

In **Abb. 3** ist die subjektiv wahrgenommene Beanspruchung bei jedem Test vergleichend nebeneinandergestellt.

Im Durchschnitt bewerteten die Proband*innen den Determinationstest (Borg = $15,18 \pm 1,622$) subjektiv als am schwersten, gefolgt von Corsi- (Borg = $13,68 \pm 2,378$) und Cognitrone-

Tab. 4 Gemittelte HRV-Daten (\pm Standardabweichung) aus dem Zeitbereich für alle Untersuchungsphasen und Signifikanzniveaus der Mittelwertunterschiede zwischen den Phasen

HRV-Parameter	Ruhe	Tests			p Friedman-Test	p Wilcoxon-Test
		DT	COR	COG		
NN (ms)	852,43 \pm 118,27	735,55 \pm 111,995	790,52 \pm 102,599	800,92 \pm 101,496	<0,001	Ruhe-DT (<0,001) ^a ; Ruhe-COR (<0,001) ^a ; Ruhe-COG (<0,001) ^a ; COR-DT (<0,001) ^a ; COG-DT (<0,001) ^a
SDNN (ms)	65,36 \pm 19,925	42,01 \pm 13,478	54,90 \pm 14,509	50,23 \pm 14,558	<0,001	Ruhe-DT (<0,001) ^a ; Ruhe-COR (<0,001) ^a ; Ruhe-COG (<0,001) ^a ; COR-DT (<0,001) ^a ; COG-DT (0,003) ^a
RMSSD (ms)	46,30 \pm 22,299	28,50 \pm 14,922	36,62 \pm 15,124	36,87 \pm 15,431	<0,001	Ruhe-DT (<0,001) ^a ; Ruhe-COR (<0,001) ^a ; Ruhe-COG (<0,001) ^a ; COR-DT (0,001) ^a ; COG-DT (0,001) ^a
pNN50 (%)	24,18 \pm 19,833	10,69 \pm 13,154	14,48 \pm 12,259	17,20 \pm 15,702	<0,001	Ruhe-DT (<0,001) ^a ; Ruhe-COR (<0,001) ^a ; Ruhe-COG (0,012) ^a ; COR-DT (0,014); COG-DT (0,003) ^a

COR Corsi-Test, COG Cognitrone-Test, DT Determinationstest, HRV Herzfrequenzvariabilität

^aSignifikanzniveau nach Bonferroni-Korrektur $p = 0,0125$ (zweiseitig)

Test (Borg = 12,50 \pm 2,041). Der Corsi-Test weist die größte Standardabweichung auf.

Objektive psychophysiologische Beanspruchung

Zeitbezogene HR-Variabilität während der Ruhe- und der Belastungsphasen

In **Tab. 4** sind die Ergebnisse der deskriptiven Statistik für die zeitbezogenen HRV-Parameter sowie der Analyse zu den Mittelwertsunterschieden zwischen den Ruhe- und den Belastungsphasen sowie zwischen den Belastungsphasen selbst aufgeführt.

Insgesamt fällt auf, dass alle ausgewählten zeitbezogenen HRV-Parameter (NN, SDNN, RMSSD, pNN50) während der Ruhephase am höchsten und während des Determinationstests am niedrigsten sind. Mittels des Wilcoxon-Tests wurde unter der Verwendung der Bonferroni-Korrektur deutlich, dass sich alle zeitbezogenen HRV-Parameter in allen drei Tests statistisch signifikant von der Ruhephase unterscheiden. Zudem gibt es statistisch signifikante Unterschiede zwischen dem Determinationstest und den beiden anderen psychometrischen Tests.

Frequenzbezogene HR-Variabilität während der Ruhe- und der Belastungsphasen

Die gemittelten Ergebnisse für die frequenzbezogenen HRV-Parameter zeigt

Tab. 5. Diese wurden ebenfalls mit dem Friedman- und dem Wilcoxon-Test unter der Anwendung der Bonferroni-Korrektur analysiert.

Im Vergleich der Mittelwerte zeigt sich für die frequenzbezogenen HRV-Parameter während der Ruhephase die größte HRV (niedrigste Werte in LF nu, LF/HF sowie die größte Werte in HF nu) und im Determinationstest die geringste HRV (höchste Werte in LF nu, LF/HF sowie größten Werte in HF nu). Beim Wilcoxon-Test ergeben sich signifikante Unterschiede für den Parameter der Gesamtspektralleistung TP zwischen der Ruhephase und allen drei psychometrischen Tests sowie zwischen dem Determinationstest und Corsi, weiter für die Parameter LF nu und HF nu zwischen der Ruhephase und Corsi sowie dem Determinationstest und Cognitrone. Ebenfalls signifikant war der Parameter LF/HF zwischen Ruhe und Corsi und der Parameter LF-Peak zwischen dem Determinationstest und Corsi.

EEG-Variabilität während der Ruhe- und der Belastungsphasen

In **Tab. 6, 7 und 8** werden die vollständigen gemittelten EEG-Werte über alle relevanten Frequenzbereiche hinweg und in allen Untersuchungsphasen sowie die Analyse der Mittelwertunterschiede gezeigt.

Im Frequenzbereich Theta steigt die Aktivität im Frontal- und Parietallappen in allen drei Belastungsphasen sta-

tistisch signifikant gegenüber der Ruhephase an. Im Okzipitallappen existiert lediglich zwischen dem Cognitrone-Test und der Ruhephase ein statistisch signifikanter Unterschied. Zwischen den Tests variiert die Theta-Leistung statistisch signifikant im Parietal- sowie Okzipitalbereich beim Cognitrone- und Corsi-Test. Im Parietallappen hebt sich die Theta-Aktivität des Cognitrone-Tests statistisch signifikant von allen anderen Phasen ab.

Im Frequenzband Alpha sinkt die Alpha-Aktivität im Frontal-, Parietal- und Okzipitallappen während allen Testphasen statistisch signifikant gegenüber der Ruhephase ab. Zwischen den Tests gibt es im Alpha-Band keine signifikanten Unterschiede.

Im Beta-2-Band sind im Frontallappen zwischen der Belastungs- und Ruhephase sowie zwischen den Belastungsphasen selbst keine statistisch signifikanten Unterschiede zu verzeichnen. Innerhalb des Parietallappens steigt die Beta-2-Leistung statistisch signifikant bei dem Determinationstest gegenüber der Ruhephase an. Weiter zeigt sich beim Determinationstest ein signifikant höherer Wert als beim Cognitrone-Test. Im gesamten Okzipitallappen hebt sich die Beta-Leistung während des Determinations- und des Corsi-Tests statistisch signifikant von der Ruhephase ab. Untereinander unterscheiden sich die drei Belastungsphasen in den Okzipitallappen nicht.

Tab. 5 Gemittelte HRV-Daten (\pm Standardabweichung) aus dem Frequenzbereich für alle Untersuchungsphasen und Signifikanzniveaus der Mittelwertunterschiede zwischen den Phasen

HRV-Parameter	Ruhe		Tests		COR		COG		p Friedman-Test	p Wilcoxon-Test
	DT	DT	COR	COG	COR	COG	COR	COG		
FFT TP (ms ²)	4117,45 \pm 2726,261	1801,32 \pm 1067,477	2777,64 \pm 1546,216	2132,14 \pm 1164,494	<0,001		Ruhe-COR (0,002) [§] ; Ruhe-COG (<0,001) [§] ; Ruhe-DT (<0,001) [§] ; COG-DT (0,039); COR-DT (0,001) [§] ; COG-COR (0,046)			
FFT LF nu	59,53 \pm 19,718	73,55 \pm 14,726	70,41 \pm 15,054	61,85 \pm 20,671	0,011		Ruhe-DT (0,009); Ruhe-COR (0,002) [§] ; COG-DT (0,002) [§] ; COG-COR (0,026)			
FFT HF nu	40,47 \pm 19,718	26,45 \pm 14,726	29,62 \pm 15,041	38,15 \pm 20,671	0,011		Ruhe-DT (0,009); Ruhe-COR (0,002) [§] ; COG-DT (0,002) [§] ; COG-COR (0,026)			
FFT LF/HF	2,55 \pm 3,086	3,79 \pm 2,371	3,47 \pm 2,643	2,62 \pm 2,190	0,011		Ruhe-DT (0,014); Ruhe-COR (0,006) [§] ; COG-DT (0,012); COG-COR (0,042)			
FFT LF-Peak (Hz)	0,13 \pm 0,173	0,10 \pm 0,018	0,07 \pm 0,026	0,09 \pm 0,020	0,006		COR-DT (0,003) [§] ; COG-DT (0,030); COG-COR (0,019)			
FFT HF-Peak (Hz)	0,2286 \pm 0,0644	0,2062 \pm 0,08499	0,2409 \pm 0,07311	0,2729 \pm 0,07487	0,244		COG-DT (0,022); COG-COR (0,049)			

COR Corsi-Test, COG Cognitrone-Test, DT Determinationstest, HRV Herzfrequenzvariabilität
[§]Signifikanzniveau nach Bonferroni-Korrektur p = 0,008 (zweiseitig)

Beanspruchungskorrelate zwischen HRV und EEG bei kognitiver Belastung

Die Beanspruchungskorrelate für das Frequenzband Theta zeigt **Tab. 9**.

Lediglich pNN50 zeigt von den zeitabhängigen HRV-Parametern während des Cognitrone- und des Corsi-Tests negative, mittlere, statistisch signifikante Assoziationen im Okzipitallappen. Nimmt die Theta-Aktivität im Okzipitalbereich zu, so nimmt die parasympathische Aktivität ab. Beim Corsi-Test geschieht dies im gesamten Okzipitalbereich – beim Cognitrone-Test lediglich im linken Okzipitalbereich.

Für die frequenzbezogenen HRV-Parameter zeigen sich mittlere bis starke Assoziationseffekte beim Determinations- und beim Cognitrone-Test. Umso höher die Leistung im Theta-Band ansteigt, desto höher ist der Quotient LF/HF im Parietal- und Okzipitalbereich während des Determinationstests, was folglich zu einer Erhöhung der sympathischen und parasympathischen Aktivität führt. Erhöht sich beim Determinationstest die Leistung im Theta-Band in den Parietallappen, so steigt die Leistung im Hochfrequenzbereich (HF nu) an, wobei sich die parasympathische Aktivität erhöht. Im rechten Okzipitallappen hingegen sinkt die Leistung im Hochfrequenzbereich (HF nu), wenn die Leistung im Theta-Band steigt. Die parasympathische Aktivität nimmt somit ab. Umso höher die Leistung im Theta-Band in den Parietallappen sowie im rechten Okzipitalbereich, desto höher die Werte im Niederfrequenzbereich (LF nu). Folglich steigen die sympathische und parasympathische Aktivität an. Erhöht sich während der Belastung durch den Determinationstest der Frequenzgipfel (HF peak) im HF-Band, steigt auch die Theta-Leistung im linken Okzipitallappen an. Weiter ist die Leistung im Theta-Band im Okzipitalbereich negativ mit dem Frequenzgipfel im Niederfrequenzbereich (LF peak) korreliert.

Bei der Belastung mittels des Cognitrone-Tests erhöht sich die Leistung im Theta-Band im rechten Okzipitallappen, je höher die Leistung in LF_nu ist. Als Resultat steigen die sympathische und

parasympathische Aktivität an. Die Leistung in HF_nu ist negativ korreliert mit der Leistung im Theta-Band im rechten Okzipitalbereich. Somit senkt sich die parasympathische Aktivität. Erhöht sich die Leistung im Theta-Band im rechten Okzipitalbereich, umso niedriger ist der relative HF Anteil (HF %) am Gesamtspektrum, was ein Indikator zur Verringerung der parasympathischen Aktivität ist. Weiter gibt es eine negative Assoziation zwischen LF peak und der Leistung im Theta-Band im rechten Okzipitallappen. Je höher die Leistung im Theta-Band im rechten Frontal- sowie im gesamten Okzipitallappen ansteigt, desto höher sind die Frequenzgipfel im hochfrequenten Bereich. Insgesamt wird während der Theta-Aktivität deutlich, dass die HRV-Parameter, egal ob frequenz- oder zeitbezogen, vermehrt mit dem Okzipitalareal (visuelle Informationsverarbeitung) verbunden sind und den Frontalbereich kaum tangieren.

In **Tab. 10** werden die Beanspruchungskorrelate zwischen den HRV- und EEG-Parametern im Frequenzband Alpha veranschaulicht.

Bei dem Corsi-Test zeigt sich eine positive Beanspruchungskorrelation zwischen dem linken Frontal- sowie dem zentralen Parietallappen und den zeitbezogenen HRV-Parametern RMSSD und SDNN. Je niedriger die Alpha-Leistung in diesen Bereichen fällt, desto niedriger sind die Werte von RMSSD und SDNN. Dabei führt die Verringerung von RMSSD zu einer geringeren parasympathischen Aktivität. Auch beim Cognitrone-Test existiert eine positive Korrelation zwischen dem linken Frontalbereich und RMSSD. Sinkt die Alpha-Leistung ab, kommt es auch hier zu einer Verringerung der parasympathischen Aktivität.

Bei den frequenzbezogenen HRV-Parametern gibt es während des Cognitrone-Tests eine negative Assoziation zwischen dem rechten Frontalbereich (Fp2) und dem Frequenzgipfel im LF-Band (LF peak). Im linken Frontallappen zeigt sich hingegen eine positive Korrelation mit der Veränderung des Frequenzgipfels im LF-Band. Eine Erhöhung der Alphabandaktivität im rechten Frontallappen führt demnach zu einer Abnahme des Peaks

Tab. 6 Gemittelte EEG-Daten (\pm Standardabweichung) im Frequenzbereich Theta für alle Untersuchungsphasen und Signifikanzniveaus der Mittelwertunterschiede zwischen den Phasen

EEG-Parameter	Ruhe	Tests			p Friedman-Test	p Wilcoxon-Test
		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 (0,002) ^a ; Ruhe-COR (<0,001) ^a ; Ruhe-COG (0,002) ^a
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 (0,003) ^a ; Ruhe-COR (<0,001) ^a ; Ruhe-COG (0,001) ^a
Pz	6,04 \pm 1,578	7,66 \pm 2,388	7,86 \pm 1,575	8,60 \pm 2,155	<0,001	Ruhe-DT (<0,001) ^a ; Ruhe-COR (<0,001) ^a ; Ruhe-COG (<0,001) ^a ; DT-COG (0,009) ^a ; COR-COG (0,007) ^a
O1	5,63 \pm 1,820	6,50 \pm 2,226	6,02 \pm 2,240	6,98 \pm 2,537	0,038	Ruhe-COG (0,002) ^a ; COR-COG (0,001) ^a
O2	5,80 \pm 1,929	6,78 \pm 2,883	6,35 \pm 2,393	7,08 \pm 2,704	0,003	Ruhe-COG (0,008) ^a ; COR-COG (0,005) ^a

COR Corsi-Test, COG Cognitrone-Test, DT Determinationstest, EEG Elektroenzephalogramm

^aSignifikanzniveau nach Bonferroni-Korrektur $p = 0,01$ (zweiseitig)

Tab. 7 Gemittelte EEG-Daten (\pm Standardabweichung) im Frequenzbereich Alpha für alle Untersuchungsphasen und Signifikanzniveaus der Mittelwertunterschiede zwischen den Phasen

EEG-Parameter	Ruhe	Tests			p Friedman-Test	p Wilcoxon-Test
		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) ^a ; Ruhe-COR (<0,001) ^a ; Ruhe-COG (<0,001) ^a
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) ^a ; Ruhe-COR (<0,001) ^a ; Ruhe-COG (<0,001) ^a
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) ^a ; Ruhe-COR (<0,001) ^a ; Ruhe-COG (<0,001) ^a
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) ^a ; Ruhe-COR (<0,001) ^a ; Ruhe-COG (<0,001) ^a
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) ^a ; Ruhe-COR (<0,001) ^a ; Ruhe-COG (<0,001) ^a

COR Corsi-Test, COG Cognitrone-Test, DT Determinationstest, EEG Elektroenzephalogramm

^aSignifikanzniveau nach Bonferroni-Korrektur $p = 0,01$ (zweiseitig)

im LF-Band und im rechten Frontallappen zu einer Erhöhung. Während des Determinationstests korreliert der Frequenzgipfel im LF-Band positiv mit dem rechten Frontalareal. Eine negative Assoziation existiert zwischen dem zentralen Parietallappen und der Veränderung des Frequenzgipfels im HF-Band. Beim Corsi-Test zeigt sich eine positive Korrelation zwischen dem gesamten Frontallappen und LF nu. Je höher die Alphabandaktivität im Frontallappen steigt, desto höher steigt LF nu an, wobei sowohl der Sympathikus als auch der Parasympathikus ansteigen. Als Pendant zeigt sich während des Corsi-Tests eine negative Korrelation zwischen der Alpha-Leistung in den Frontallappen (Fp1 und -2) und HF nu. Je höher die Leistung im Alpha-Band während des Corsi-Tests in den Frontallappen

ansteigt, desto geringer ist die parasympathische Aktivität. Je höher die Alpha-Leistung in den Frontallappen, desto höher die Werte des Quotienten LF/HF.

In **Tab. 11** werden die statistisch signifikanten Beanspruchungskorrelate zwischen den HRV- und EEG-Parametern im Frequenzband Beta-2 veranschaulicht.

Bei den zeitbezogenen HRV-Variablen zeigt sich innerhalb des EEG-Frequenzbands Beta-2 lediglich ein schwaches bis mittleres Beanspruchungskorrelat zwischen pNN50 und dem linken Okzipitalappen während des Cognitrone-Tests. Je höher die Beta-2-Leistung im linken Okzipitalbereich ansteigt, desto höher steigen die Werte für pNN50 an und andersherum. Dies befördert ei-

ne Zu- bzw. Abnahme der parasympathischen Aktivität.

Für die frequenzabhängige Domäne existieren während des Cognitrone-Tests drei schwache bis mittlere Assoziationen zwischen EEG- und HRV-Beanspruchungsparametern. Zwei davon sind entgegengesetzte Variablen (LF nu und HF nu). Je höher die Leistung im rechten Okzipital- und im linken Frontallappen im Frequenzband Beta-2 ansteigt, desto höher steigen die Werte für HF nu und andersherum. Damit steigt bzw. fällt die parasympathische Aktivität. Der HRV-Parameter LF nu ist negativ mit den Kortextbereichen Fp1 und O2 assoziiert. Das bedeutet, je höher die Leistung für LF nu während des Cognitrone-Tests ansteigt bzw. fällt, desto niedriger bzw. höher steigt die Leistung im rechten Okzipi-

Tab. 8 Gemittelte EEG-Daten (\pm Standardabweichung) im Frequenzbereich Beta-2 für alle Untersuchungsphasen und Signifikanzniveaus der Mittelwertunterschiede zwischen den Phasen

EEG-Parameter	Ruhe	Tests			p Friedman-Test	p Wilcoxon-Test
		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 (0,003) ^a ; DT-COG (0,001) ^a
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 (0,003) ^a ; Ruhe-COR (0,003) ^a
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 (0,003) ^a ; Ruhe-COR (0,006) ^a

COR Corsi-Test, COG Cognitrone-Test, DT Determinationstest, EEG Elektroenzephalogramm

^aSignifikanzniveau nach Bonferroni-Korrektur $p = 0,01$ (zweiseitig)

Tab. 9 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 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.	–0,489* (COR) –0,463* (COG)	–0,490* (COR)
Δ TP (ms ²) – Ruhe	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.
Δ LF nu – Ruhe	n. s.	n. s.	0,646** (DT)	n. s.	0,630** (DT) 0,508* (COG)
Δ HF nu – Ruhe	n. s.	n. s.	–0,646** (DT)	n. s.	–0,630** (DT)
Δ LF/HF – Ruhe	n. s.	n. s.	0,504* (DT)	n. s.	0,465* (DT)
Δ LF-Peak (Hz) – Ruhe	n. s.	n. s.	n. s.	–0,584** (DT) –0,583** (COG)	–0,598** (DT) 0,508* (COG)
Δ HF-Peak (Hz) – Ruhe	n. s.	0,449* (COG)	0,671** (COG)	0,493* (COG)	0,464* (DT) 0,496* (COG)

fett zeitbezogene HRV-Parameter, kursiv frequenzbezogene HRV-Parameter

n. s. nicht signifikant, DT Determinationstest, COR Corsi-Test, COG Cognitrone-Test, EEG Elektroenzephalogramm, HRV Herzfrequenzvariabilität

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

tal- und linken Frontallappen der Beta-2-Aktivität. Damit steigt oder fällt der Sympathikus und Parasympathikus, wobei der Anteil des Parasympathikus überwiegt. Die dritte Beanspruchungsassoziation während des Cognitrone-Tests verläuft entgegengesetzt zwischen dem Frequenzgipfel im hochfrequenten Bereich und dem zentralen parietalen Bereich. Je höher die Leistung im Parietallappen ansteigt, desto niedriger ist der Frequenzgipfel im hochfrequenten Bereich und umgekehrt. Auch während des Corsi-Tests existieren drei Korrelate im Frequenzband Beta-2, wobei die Stärke des Zusammenhangs höher ist als beim Cognitrone-Test. Zwei davon (LF nu und HF nu) sind entgegengesetzte Variablen. Einzigartig für diese scheint, dass sie mit allen fünf gemessenen Kortextbereichen korrelieren. Das ist in keinem anderen Frequenzband zu erkennen. Je höher die

Leistung im Beta-2-Band im Frontal-, Parietal- und Okzipitallappen ansteigt, desto höher steigt sie für HF nu und umgekehrt. Für LF nu gilt das Entgegengesetzte: Je höher die Leistung in Beta-2-Band in den gemessenen Kortextbereichen ansteigt, desto niedriger fällt der Wert für LF nu aus und umgekehrt. Das dritte Korrelat während des Corsi-Tests existiert zwischen dem zentralen Parietallappen mit dem Frequenzgipfel im hochfrequenten Bereich. Je höher die Leistung in Beta-2-Band im Parietalareal ansteigt, desto höher steigt der Frequenzpeak im hochfrequenten Bereich bzw. andersherum. Während des Determinationstests ergibt sich im Frequenzband Beta-2 eine weitere Verbindung: die HRV-Gesamtvariabilität (Total power) korreliert negativ mit dem Parietallappen. Je höher die Leistung in Beta-2-Band im Parietalbereich steigt, desto niedriger sinkt die quanti-

fizierte Gesamtleistung über alle HRV-Frequenzbänder bzw. umgekehrt. Auch während des Determinationstests korrelieren die reziproken HRV-Variablen LF nu und HF nu mit dem zentralen Parietallappen und dem rechten Okzipitalbereich. Je höher die Leistung in Beta-2-Band in diesen Kortextarealen ansteigt, desto höher steigen die Werte für HF nu bzw. umgekehrt und desto mehr fallen die Werte für LF nu bzw. umgekehrt. Die vierte Assoziation während des Determinationstests ist negativ gerichtet. Je höher die Beta-2-Leistung steigt, desto niedriger sinkt der Quotient aus LF/HF und andersherum.

Tab. 10 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 SDNN (ms) – Ruhe	0,526* (COR)	n. s.	0,426* (COR)	n. s.	n. s.
Δ RMSSD (ms) – Ruhe	0,449* (COR) 0,457* (COG)	n. s.	0,458* (COR)	n. s.	n. s.
Δ pNN50 (%) – Ruhe	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.
Δ TP (ms ²) – Ruhe	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.
Δ LF nu – Ruhe	0,556* (COR)	0,561** (COR)	n. s.	n. s.	n. s.
Δ HF nu – Ruhe	-0,556* (COR)	-0,560** (COR)	n. s.	n. s.	n. s.
Δ LF/HF – Ruhe	0,515* (COR)	0,517* (COR)	n. s.	n. s.	n. s.
Δ LF-Peak (Hz) – Ruhe	0,476* (COG)	0,425* (DT) 0,436* (COG)	n. s.	n. s.	n. s.
Δ HF-Peak (Hz) – Ruhe	n. s.	n. s.	-0,431* (DT)	n. s.	n. s.

fett = zeitbezogene HRV-Parameter, kursiv = frequenzbezogene HRV-Parameter

n. s. nicht signifikant, COR Corsi-Test, COG Cognitrone-Test, DT Determinationstest, EEG Elektroenzephalogramm, HRV Herzfrequenzvariabilität

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

Tab. 11 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 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.	0,434* (COG)	n. s.
Δ TP (ms ²) – Ruhe	n. s.	n. s.	-0,540** (DT)	n. s.	n. s.
Δ LF nu – Ruhe	-0,604** (COR) -0,513* (COG)	-0,565** (COR)	-0,466* (DT) -0,619** (COR)	-0,518* (COR)	-0,446* (DT) -0,489* (COR) -0,496* (COG)
Δ HF nu – Ruhe	0,604** (COR) 0,513* (COG)	0,565** (COR)	0,466* (DT) 0,619** (COR)	0,518* (COR)	0,466* (DT) 0,489* (COR) 0,496* (COG)
Δ LF/HF – Ruhe	n. s.	-0,484* (COR)	n. s.	n. s.	-0,452* (DT)
Δ LF-Peak (Hz) – Ruhe	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.
Δ HF-Peak (Hz) – Ruhe	n. s.	n. s.	0,495* (COR) -0,439* (COG)	n. s.	n. s.

fett = zeitbezogene HRV-Parameter, kursiv = frequenzbezogene HRV-Parameter

n. s. nicht signifikant, COR Corsi-Test, COG Cognitrone-Test, DT Determinationstest, EEG Elektroenzephalogramm, HRV Herzfrequenzvariabilität

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

Diskussion

Diskussion der HRV-Ergebnisse

Zusammenfassend ist eine deutliche Anpassungsreaktion des Herzens während der kognitiven Belastung im Vergleich zur Ruhe zu erkennen. Es zeigt sich bei allen psychometrischen Tests eine Verringerung der HRV im Vergleich zur Ruhephase und damit eine Abnahme der vagalen Aktivität. Beim Determinationstest ist die Abnahme der HRV im Vergleich zur Ruhephase und überwiegend auch im Vergleich zu den beiden anderen Tests am stärksten ausgeprägt. Der Determinationstest scheint sowohl anhand der HRV-

Daten als auch der Borg-Skala der schwierigste Test in der genutzten Testbatterie zu sein und dient dem Testen der Belastbarkeit, indem er die Proband*innen über acht Minuten lang mit verschiedenen Reizen fordert [27]. So zeigt er in den parasympathischen Parametern RMSSD, pNN50 und HF nu die geringsten Werte. Laut den psychophysiologischen Grundlagen vollzieht sich die Anpassungsreaktion des Herzens auf mentale Belastung, um die Verarbeitung von Informationen im Gehirn zu unterstützen. Diese Ergebnisse sind somit auf der Prozessebene des Herz-Kreislauf-Systems theoriekonform. Auch die frühen Arbeiten von Lacey und Lacey [16] sowie Richards und

Casey [20], die als Erste den Zusammenhang zwischen dem vagalen Tonus und den kognitiven Funktionen untersuchten, stützen die Ergebnisse zur HRV. Die Autor*innen stellten fest, dass sich die HRV je nach Komplexität des Tests verändert (ebd.). Die Variabilität der hier vorgestellten HRV-Daten entspricht sowohl der Theorie als auch dem aktuellen Forschungsstand und bestätigt somit die aufgestellte Hypothese.

Diskussion der EEG-Ergebnisse

Die EEG-Leistung variiert zwischen der Ruhe und den Belastungsphasen. Somit sind insgesamt deutliche Anpassungsre-

aktionen an die mentalen Belastungen beobachtbar. Laut der Theorie und dem aktuellen Forschungsstand steigt die Leistung im Theta-Band in Belastungsphasen vor allem im Frontallappen an [14, 19, 33, 42]. Die Ergebnisse der vorliegenden Laborstudie stützen diese Annahme. In allen drei Tests (Belastungsphasen) steigt die Theta-Leistung im Frontal-Areal statistisch signifikant gegenüber der Ruhephase an. Sie steigt auch im Parietallappen über alle Tests hinweg signifikant, im Vergleich zur Ruhephase an. Selbst im Okzipitalbereich zeigt sich ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen der Beanspruchung durch den Cognitrone-Test und der Ruhephase. Die Theta-Leistung ist im Okzipitalbereich statistisch signifikant höher beim Cognitrone-Test als in der Ruhephase. Zudem zeigen sich im Parietal- und Okzipital-Areal signifikante Unterschiede in der Theta-Leistung zwischen zwei Tests. Der Cognitrone-Test ist nach der Bewertung der Theta-Leistung (als Beanspruchungsindikator) signifikant schwerer als der Corsi-Test. Dieses Ergebnis widerspricht jedoch der subjektiven Einschätzung (COR wird gegenüber COG als schwieriger eingestuft).

Laut dem Forschungsstand sinkt die Alpha-Leistung während einer mentalen Belastung vor allem im Parietalbereich [8, 15, 42, 49, 50]. Auch diese These wird durch die vorliegenden Ergebnisse dieser Laborstudie unterstützt. Die Alpha-Leistung sinkt sogar über alle mentalen Belastungen hinweg, in allen erfassten Kortex-Arealen und nicht nur im Parietalbereich. Zwischen den Tests gibt es im Alpha-Band keine signifikanten Unterschiede. Dass die Alpha-Leistung stärker bei einer höheren Aufgabenkomplexität absinkt, bestätigen die Ergebnisse der vorliegenden Laborstudie nicht.

Bezüglich des Beta-2-Bandes konnte keine Annahme formuliert werden, da der Forschungsstand inkonsistente Ergebnisse liefert. Auch die vorliegenden Ergebnisse des Beta-2-Bandes sind im Vergleich zum Theta- und Alpha-Band weniger eindeutig. Eine steigende Beta-2-Leistung scheint vor allem im Okzipital Areal ein Indikator für eine erhöhte Beanspruchung zu sein. Dies zeigt sich

jedoch nur beim Determinations- und Corsi-Test, nicht aber beim Cognitrone-Test, der subjektiv im Durchschnitt als am wenigsten beanspruchend eingeschätzt wurde.

Diskussion der Beanspruchungskorrelate

Bezüglich der EEG- und HRV-Beanspruchungskorrelate konnten einige kardiophysiological Parameter identifiziert werden, die scheinbar Rückschlüsse auf die neurophysiologische, mentale Beanspruchung zulassen. Der HRV-Parameter aus der Zeitdomäne pNN50, als Indikator für die parasympathische Aktivität, ist hypothesenkonform, negativ assoziiert mit den EEG-Spektralleistungen im Theta und Beta-2-Band. Entgegen der Theorie [46] zeigt sich diese Verbindung im Okzipitalareal und nicht im präfrontalen Kortex. Im Alpha-Band bestätigt sich hypothesen- und theoriekonform, dass der zeitbezogene HRV-Parameter RMSSD positiv mit dem präfrontalen Kortex und zusätzlich dem Parietallappen korreliert. Die Ergebnisse verdeutlichen, dass die Erhöhung der Theta- und Beta-2-Leistung sowie die Verringerung der Alpha-Leistung durch mentale Belastung zu einer Verringerung der parasympathischen Aktivität führt. Dabei fällt auf, dass der Determinationstest mit keinem der zeitbezogenen HRV-Parameter assoziiert ist. Folglich scheint dieses Ergebnis abhängig von der Art der kognitiven Belastung zu sein.

Der frequenzbezogene HRV-Parameter LF nu als Teil des sympathischen Nervenstrangs (wobei auch parasympathische Anteile enthalten sind) korreliert hypothesenkonform im Theta-Band mit dem zentralen Parietal- und rechten Okzipitallappen. Die mentale Belastung führt in diesen Arealen zu einer Erhöhung der Theta-Leistung und der sympathischen Aktivität. Jedoch zeigt sich diese Erkenntnis nicht für alle Tests. Folglich scheint auch diese Aussage von der Art der mentalen Belastung abhängig zu sein. Die Korrelationen zwischen LF nu und den Kortexarealen im Alpha- und Beta-2-Band präsentieren sich entgegen der aufgestellten Hypothese. Das könnte daran liegen, dass das Variabilitätsmaß LF nu

beiden Anteilen des autonomen Nervensystems zugeordnet ist. Als Besonderheit fällt auf, dass LF nu im Beta-2-Band mit allen Tests negativ korreliert. Während des Corsi-Tests steigt die Beta-2-Leistung sogar in allen erhobenen Kortexregionen an und führt zu einer Verringerung der sympathischen und parasympathischen Aktivität.

Thayer et al. konstatierten zusätzlich, dass der frequenzbezogene HRV-Parameter LF/HF negativ mit der Aktivität im präfrontalen Kortex assoziiert ist. Die vorliegenden Ergebnisse bestätigen diese theoretische Annahme größtenteils. Im Beta-2-Band steigt bei mentaler Belastung die präfrontale Aktivität an und führt zu einer Verringerung des Parameter LF/HF. Im Alpha-Band dreht sich das Vorzeichen der Korrelation um, da hier die mentale Belastung zu einer verringerten Aktivität im frontalen Kortex führt und damit der Parameter LF/HF sinkt. Im Theta-Band stimmt die Richtung der Assoziation, jedoch zeigen die Ergebnisse keine signifikante Verbindung zum präfrontalen Kortex. Auch hier scheinen die Ergebnisse abhängig von der Art der kognitiven Belastung zu sein, da nicht alle Tests diese Verbindung bestätigen.

Zusammenfassend lässt der zeitbezogene HRV-Parameter pNN50 unter bestimmten mentalen Belastungen Rückschlüsse auf das EEG zu. Bei den frequenzbezogenen HRV-Parametern ermöglichen LF nu, der reziproke HRV-Parameter HF nu und der Quotient beider Werte, Rückschlüsse auf die EEG-ermittelte mentale Beanspruchung, v. a. dann, wenn das räumliche Arbeitsgedächtnis gefordert wird.

Limitationen

Die Ergebnisse dieser Studie sind nicht auf alle Erwerbsfähigen in Deutschland übertragbar, sondern beziehen sich aufgrund der jungen Studienpopulation auf jüngere Arbeitnehmer*innen. Weiter können die Schlussfolgerungen zur Beanspruchung nur auf kurzfristige (5 min) mentale Belastungen zurückgeführt werden. Eine Steady State Bedingung wird dadurch nicht erreicht.

Fazit für die Praxis

- Das Elektroenzephalogramm (EEG) und die Herzfrequenzvariabilität (HRV) sind geeignete Beanspruchungsindikatoren, um objektiv die kognitive Beanspruchung zu messen. Beim EEG ist vor allem das Theta und Alpha-Band von Relevanz.
- Die Beta-2-Band-Variabilität und ihre psychophysiologische Bedeutung muss zukünftig noch genauer untersucht werden.
- Je nach Art der mentalen Belastung, lassen die HRV-Parameter Niederrfrequente normalisierte Einheit (LF nu), Hochfrequente normalisierte Einheit (HF nu) und der Anteil der aufeinanderfolgenden RR-Intervalle, die sich um mehr als 50 ms unterscheiden (pNN50), tendenziell Rückschlüsse auf die EEG-ermittelte Beanspruchung zu. Dabei zeigen sich im Beta-2-Band quantitativ die meisten Korrelate der beiden Beanspruchungsebenen.

Korrespondenzadresse

M. Hillmert

Bereich Arbeitsmedizin, Medizinische Fakultät, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg
Leipziger Str. 44, Haus 20, 39120 Magdeburg, Deutschland
markus.hillmert@st.ovgu.de
iam@med.ovgu.de

Danksagung. Wir bedanken uns beim Bundesministerium für Bildung und Forschung sowie dem Europäischen Sozialfonds für die Projektförderung innerhalb des Rahmenprogramms „Zukunft der Arbeit“. Unser Dank geht auch an Herrn Dr. Sergei Schapkin, der vor allem in der Anfangsphase der Studie mitwirkte.

Einhaltung ethischer Richtlinien

Interessenkonflikt. M. Hillmert, A. Bergmüller, A. Minow, J. Raggatz und I. Böckelmann geben an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Alle beschriebenen Untersuchungen am Menschen oder an menschlichem Gewebe wurden mit Zustimmung der zuständigen Ethikkommission, im Einklang mit nationalem Recht sowie gemäß der Deklaration von Helsinki von 1975 (in der aktuellen, überarbeiteten Fassung) durchgeführt. Von allen beteiligten Patienten liegt eine Einverständniserklärung vor.

Literatur

1. Başar E, Başar-Eroglu C, Karakaş S et al (2001) Gamma, alpha, delta, and theta oscillations govern cognitive processes. *Int J Psychophysiol* 39(2-3):241–248
2. Başar E, Güntekin B (2013) Review of delta, theta, alpha, beta, and gamma response oscillations in neuropsychiatric disorders. *Suppl Clin Neurophysiol* 62:303–341
3. Böckelmann I, Peter B, Pfister EA (2006) Beanspruchungsreaktionen bei mentalen Provokationsaufgaben im Labor und arbeitsplatzbezogene Stressverarbeitung männlicher Akademiker einer Universität. *Arbeitsmed Sozialmed Umweltmed* 2006(4):197–209
4. Böckelmann I (2012) Analyse der Herzfrequenzvariabilität (HRV) – praktische Relevanz. *Zbl Arbeitsmed* 62(5):275–279
5. Böckelmann I, Sammito S (2016) Herzfrequenzvariabilität. *Handbuch der Arbeitsmedizin: Arbeitsphysiologie, Arbeitspsychologie, klinische Arbeitsmedizin, Prävention und Gesundheitsförderung.* ecomed Medizin, Landsberg, S 1–32
6. Böckelmann I (2018) Auswirkungen neuer Arbeitswelten auf die Menschen. *Arbeitsmed Sozialmed Umweltmed* 53(5):308–311
7. Borg GA (1982) Psychophysical bases of perceived exertion. *Med Sci Sports Exerc* 14(5):377–381
8. Brookings JB, Wilson GF, Swain CR (1996) Psychophysiological responses to changes in workload during simulated air traffic control. *Biol Psychol* 42(3):361–377
9. Buzsáki G (2006) *Rhythms of the brain.* Oxford University Press, Oxford
10. Dorn A, Minow A, Darius S et al (2019) Auswirkungen von Aufmerksamkeitsstests unterschiedlicher kognitiver Anforderungen auf die Auslenkung der HRV-Parameter. *Zbl Arbeitsmed* 41(4):197
11. Drössler S, Stepulat A, Schubert M et al (2018) Informationsüberflutung durch digitale Medien am Arbeitsplatz. *Zbl Arbeitsmed* 68(2):77–88
12. Forte G, Favieri F, Casagrande M (2019) Heart rate variability and cognitive function: a systematic review. *Front Neurosci* 13:710
13. Galetta SL (Hrsg) (2014) *Encyclopedia of the neurological sciences*, 2. Aufl. Academic Press, Oxford
14. Gevens A, Smith ME, McEvoy L et al (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
15. Gevens A, Smith ME (2000) Neurophysiological measures of working memory and individual differences in cognitive ability and cognitive style. *Cereb Cortex* 10(9):829–839
16. Goodale MA, Milner AD (1992) Separate visual pathways for perception and action. *Trends Neurosci* 15(1):20–25
17. Hansen AL, Johnsen BH, Thayer JF (2003) Vagal influence on working memory and attention. *Int J Psychophysiol* 48(3):263–274
18. Harmony T (2013) The functional significance of delta oscillations in cognitive processing. *Front Integr Neurosci* 7:83
19. Inouye T, Shinosaki K, Ilyama A et al (1994) Potential flow of frontal midline theta activity during a mental task in the human electroencephalogram. *Neurosci Lett* 169(1-2):145–148
20. Joiko K, Schmauder M, Wolff G (2010) Psychische Belastung und Beanspruchung im Berufsleben, 5. Aufl. Baua, Dortmund
21. Kim DH, Lipsitz LA, Ferrucci L et al (2006) Association between reduced heart rate variability and cognitive impairment in older disabled women in the community: women's health and aging study I. *J Am Geriatr Soc* 54(11):1751–1757
22. Klimesch W (1999) EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: a review and analysis. *Brain Res Brain Res Rev* 29(2-3):169–195
23. Knyazev GG (2012) EEG delta oscillations as a correlate of basic homeostatic and motivational processes. *Neurosci Biobehav Rev* 36(1):677–695
24. Sá Canabarro SL, Garcia A, Satler C et al (2017) Interaction between neural and cardiac systems during the execution of the stroop task by young adults: electroencephalographic activity and heart rate variability. *AIMS Neurosci* 4(1):28–51
25. Makeig S, Bell AJ, Jung T-P et al (1996) Independent component analysis of electroencephalographic data. *Adv Neural Inf Process Syst* 9:8
26. 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 of pacing and electrophysiology. *Eur Heart J* 17(3):354–381
27. Marschall J, Hildebrandt S, Nolting H-D (2019) DAK-Gesundheitsreport 2019
28. Nicholls MER, Thomas NA, Loetscher T et al (2013) The flinders handedness survey (FLANDERS): a brief measure of skilled hand preference. *Cortex* 49(10):2914–2926
29. Posner MI, Petersen SE (1990) The attention system of the human brain. *Annu Rev Neurosci* 13:25–42
30. Posner MI, Rothbart MK (1992) Attentional mechanisms and conscious experience. *The neuropsychology of consciousness.* Elsevier, Amsterdam, S91–111
31. Pumplra J, Howorka K, Groves D et al (2002) Functional assessment of heart rate variability: physiological basis and practical applications. *Int J Cardiol* 84(1):1–14
32. Rohmert W, Rutenfranz J (1975) *Arbeitswissenschaftliche Beurteilung der Belastung und Beanspruchung an unterschiedlichen industriellen Arbeitsplätzen.* Bundesminister für Arbeit und Sozialordnung Referat Öffentlichkeitsarbeit, Bonn
33. Sammer G, Blecker C, Gebhardt H et al (2007) Relationship between regional hemodynamic activity and simultaneously recorded EEG-theta associated with mental arithmetic-induced workload. *Hum Brain Mapp* 28(8):793–803
34. Sammito S, Darius S, Böckelmann I (2011) Validierungsstudie zum Einsatz eines funktionslosen Brustgurtsystems zur Messung der Herzratenvariabilität unter Ruhebedingungen und in Fahrzeugen. *Arbeitsmed Sozialmed Umweltmed* 46(2):60–65
35. Sammito S, Böckelmann I (2012) Validierung von drei verschiedenen Systemen zur Erfassung der Herzschlagfrequenz in Sanitätsfahrzeugen. *ErgoMed* 36(2):38–45
36. Sammito S, Thielmann B, Seibt R et al (2014) AWMF Leitlinie: Nutzung der Herzschlagfrequenz und der Herzfrequenzvariabilität in der Arbeitsmedizin und der Arbeitswissenschaft
37. Sammito S, Thielmann B, Seibt R et al (2015) Guideline for the application of heart rate and heart rate variability in occupational medicine and occupational science
38. Schellig D (2013) *Manual Block-Tapping-Test vorwärts Block-Tapping-Test rückwärts Supra-Blockspannen-Test (Version 25 – Revision 3)*
39. Schuffried G (2011) *Manual cognitrone (Version 42)*

-
40. Schuhfried G (2012) Manual Determinationstest (Version 35)
 41. Shen MJ, Zipes DP (2014) Role of the autonomic nervous system in modulating cardiac arrhythmias. *Circ Res* 114(6):1004–1021
 42. Smith ME, Gevins A, Brown H et al (2001) Monitoring task loading with multivariate EEG measures during complex forms of human-computer interaction. *Hum Factors* 43(3):366–380
 43. Staudt F (Hrsg) (2014) *Kinder-EEG*. Thieme, Stuttgart
 44. Stenfors CUD, Hanson LM, Theorell T et al (2016) Executive cognitive functioning and cardiovascular autonomic regulation in a population-based sample of working adults. *Front Psychol* 7:1536
 45. Stuss DT (1992) Biological and psychological development of executive functions. *Brain Cogn* 20(1):8–23
 46. Thayer JF, Hansen AL, Saus-Rose E et al (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
 47. Thayer JF, Yamamoto SS, Brosschot JF (2010) The relationship of autonomic imbalance, heart rate variability and cardiovascular disease risk factors. *Int J Cardiol* 141(2):122–131
 48. 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
 49. Wilson GF (2002) An analysis of mental workload in pilots during flight using multiple psychophysiological measures. *Int J Aviat Psychol* 12(1):3–18
 50. 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