

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

**Herzratenvariabilität und Aufmerksamkeit: Die autonome Reaktion
auf Anforderungen bei Aufmerksamkeitstests**

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 Annegret Dorothee Dorn
aus Schönebeck
Magdeburg 2020

gewidmet Nele Wehner

Bibliographische Beschreibung:

Dorn, Annegret Dorothee

Herzratenvariabilität und Aufmerksamkeit: Die autonome Reaktion auf Anforderungen bei Aufmerksamkeitstests

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

2020: 104 Bl., 15 Tab., 24 Abb., 6 Anl.

Kurzreferat:

Im Alltag eines Menschen strömen eine Vielzahl von Einflüssen auf ihn ein, doch nur durch gerichtete Aufmerksamkeit ist es möglich seine Aufgaben zu bewältigen. Die vorliegende Studie, die im Rahmen des Forschungsprojekts ArdiAS stattfand, untersucht die autonome Reaktion des Körpers bei verschiedenen Aufmerksamkeitsanforderungen. Dazu wurde die Herzfrequenzvariabilitäts(HRV)-analyse durchgeführt. Neben diesen objektiven Beanspruchungsparametern wurde die subjektive Beanspruchung mittels BORG-Skala sowie die Verschmelzungsfrequenz ermittelt und auf Zusammenhänge analysiert. Während die 51 Probanden (29 Männer und 22 Frauen) im Durchschnittsalter von $25,7 \pm 7,52$ Jahren eine randomisierte Aufmerksamkeitstestbatterie absolvierten, erfolgte eine EKG-Aufzeichnung für die nachfolgende HRV-Analyse. Beim paarweisen Vergleich der HRV-Parameter wurden zahlreiche signifikante Unterschiede in der objektiven Beanspruchung zwischen Tests der Aufmerksamkeitstestbatterie und zur Ruhephase am Anfang, sowie besonders zur Erholungsphase am Ende festgestellt, sodass die Erholungsphase als Baseline für folgende Berechnung verwendet wurde. Die objektive Beanspruchung bzw. die autonome Reaktion waren abhängig von der Art und dem Grad der kognitiven Anforderung. Besonders auffällig war hierbei, dass sich parasympathisch beeinflusste HRV-Parameter des Zeitbereiches bei Belastung ausnahmslos reduzierten. Die Verschmelzungsfrequenz die für die Ermittlung der kognitiven Aktiviertheit eingesetzt war, veränderte sich nicht am Ende des Versuches. Bei Betrachtung der Häufigkeiten der signifikanten Unterschiede der HRV-Parameter zwischen Tests und Erholungsphase spiegelte sich die Borg-Skala bei anspruchsvollen und weniger anspruchsvollen Tests wieder.

Schlüsselwörter: Herzfrequenzvariabilität – Aufmerksamkeitstest – Verschmelzungsfrequenz – Borg-Skala – kognitive Belastung

Inhaltsverzeichnis

TABELLENVERZEICHNIS	VI
ABBILDUNGSVERZEICHNIS	VII
ANLAGENVERZEICHNIS.....	VIII
ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	IX
1 EINFÜHRUNG.....	1
1.1 EINLEITUNG	1
1.2 STUDIENLAGE.....	2
1.2.1. Definition Herzschlagfrequenz (Hf) und Herzfrequenzvariabilität (HRV).....	2
1.2.2 Physiologische Grundlagen der Herz-Kreislauf-Regulation.....	4
1.2.3 Historie	8
1.2.4 Aufmerksamkeit.....	11
1.2.5 Psychische Beanspruchung und Herzkreislaufreaktionen als Antwort auf kognitive Belastung .	15
1.3 STUDIENZIELE UND ARBEITSHYPOTHESEN	17
2 METHODIK UND PROBANDEN	18
2.1 STUDIENDESIGN.....	18
2.2 PROBANDEN	20
2.3 METHODIK	20
2.3.1 Psychometrische Testbatterie	20
2.3.2 Borg-Skala	24
2.3.3 EKG-Aufnahme und HRV-Analyse	25
2.3.4 Statistische Methoden.....	34
3 ERGEBNISSE.....	35
3.1 LEISTUNGSDATEN.....	35
3.1.1 Leistungsdaten aus den Aufmerksamkeitstests	35
3.1.2 Verschmelzungsfrequenz (VF).....	36
3.2 SUBJEKTIVE BEANSPRUCHUNG	37
3.3 OBJEKTIVE BEANSPRUCHUNG	38
3.4 MEHRDIMENSIONALE BETRACHTUNG DER ERGEBNISSE.....	50
3.4.1 Zusammenhang zwischen den Parametern verschiedener Ebenen der Untersuchung: Betrachtung in einzelnen Phasen	50
3.4.2 Betrachtung der Differenzwerte der HRV-Parameter und deren Korrelation.....	54

3.4.3 Betrachtung zwischen den Auslenkungsreaktionen und Leistung: Betrachtung in einzelnen

<i>Phasen</i>	54
4 DISKUSSION	56
5 ZUSAMMENFASSUNG	70
LITERATURVERZEICHNIS	73
ANLAGEN	A
PUBLIKATION	M
EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG	N

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: <i>Verwendete zeitbezogene HRV-Parameter und Hf (nach Sammito et al. 2014)</i>	27
Tabelle 2: <i>Verwendete frequenzbezogene HRV-Parameter (nach Sammito et al. 2014)</i>	28
Tabelle 3: <i>Nicht-lineare HRV-Parameter (nach Melillo et al. 2011)</i>	33
Tabelle 4: <i>Darstellung der deskriptiven Ergebnisse aus verschiedenen Aufmerksamkeitsaufgaben (%-Anteil richtiger Antworten und die Reaktionszeit (RZ))</i>	36
Tabelle 5: <i>Verschmelzungsfrequenz [Hz] im zeitlichen Verlauf</i>	37
Tabelle 6: <i>Ergebnisse der BORG-Skala</i>	37
Tabelle 7: <i>Hf und HRV-Parameter des Zeitbereichs</i>	41
Tabelle 8: <i>Hf und HRV-Parameter des Frequenzbereichs aus der FFT-Analyse</i>	43
Tabelle 9: <i>Hf und HRV-Parameter des Frequenzbereichs aus der AR-Analyse</i>	45
Tabelle 10: <i>HRV-Parameter aus der nicht-linearen Analyse</i>	47
Tabelle 11: <i>Überblick über die signifikante Unterschiede nach Bonferroni-Korrektur der HRV-Parameter zwischen Tests der Testbatterie und der Ruhephasen (R und E)</i>	48
Tabelle 12: <i>Häufigkeiten signifikanter Unterschiede (schwarz hinterlegt) zwischen den Aufmerksamkeitstests und der Erholungsphase</i>	49
Tabelle 13: <i>Übersicht über die Vergleiche der HRV-Parameter nach Bonferroni-Korrektur Ruhephase zur Erholungsphase</i>	G
Tabelle 15: <i>Übersicht der paarweisen Vergleiche nach Friedman mit Bonferroni-Korrektur der Differenzen der Zeitbereichsparameter zwischen den Tests</i>	H
Tabelle 16: <i>Hf und zeitbezogene HRV-Parameter (Differenzwerte E – GA, E – DA, E – DT, E – IT)</i>	H
Tabelle 17: <i>Frequenzbezogene HRV-Parameter (Differenzwerte E – GA, E – DA, E – DT, E – IT)</i>	I
Tabelle 18: <i>Nicht-lineare HRV-Parameter (Differenzwerte E – GA, E – DA, E – DT, E – IT)</i>	I
Tabelle 19: <i>Übersicht der Ergebnisse der Korrelationsanalyse nach Pearson. Vergleich zwischen Leistungsdaten der Tests und den Differenzen der HRV-Parameter zwischen Erholungsphase und den Tests (Auslenkungsreaktion)</i>	J
Tabelle 20: <i>Übersicht Korrelation objektiver Beanspruchung (HRV-Parameter) und subjektive Beanspruchung (Borg-Skala) nach Spearman der Tests Tx und der Differenzen zwischen Erholungsphase und Tests</i>	K

Abbildungsverzeichnis

<i>Abbildung 1: Physiologische Herzfrequenzunregelmäßigkeiten (Abstände zwischen den NN-Intervallen)</i>	<i>3</i>
<i>Abbildung 2: Zeitlicher Verlauf der RR- (NN-) Abstände (Ausdruck aus dem Kubios-Programm)</i>	<i>3</i>
<i>Abbildung 3: Modulatoren der HRV (mod. nach Hottenrott 2002)</i>	<i>6</i>
<i>Abbildung 4: Anzahl der Publikationen in der Literaturodatenbank PubMed zum Thema HRV.....</i>	<i>9</i>
<i>Abbildung 5: Schema zur selektiven Wahrnehmung (mod. nach Broadbent 1958)</i>	<i>12</i>
<i>Abbildung 6: Schema subkortikaler Aufmerksamkeitssysteme (Müller et al. 2015)</i>	<i>14</i>
<i>Abbildung 7: Schema des Versuchsablaufs (Beispiel einer Variante)</i>	<i>19</i>
<i>Abbildung 8: Verwendeten Zeichen beim Test zur geteilten Aufmerksamkeit</i>	<i>20</i>
<i>Abbildung 9: Beispiele der verwendeten Formen in verschiedenen Farben im Daueraufmerksamkeitstest.....</i>	<i>21</i>
<i>Abbildung 10: Bedienungspanel des Wiener Testsystems</i>	<i>22</i>
<i>Abbildung 11: Beispiel für die Darstellung der Reize während des Determinationstests.....</i>	<i>22</i>
<i>Abbildung 12: Beispiel für die Darstellung der Reize während des Interferenztests nach Stroop</i>	<i>23</i>
<i>Abbildung 13: : Gerät zur Ermittlung der Flimmerverschmelzungsfrequenz.....</i>	<i>24</i>
<i>Abbildung 14: EKG-Gerät medilogAR1</i>	<i>25</i>
<i>Abbildung 15: Position der Klebeelektroden</i>	<i>26</i>
<i>Abbildung 16: Darstellung HRV-Analyse im Frequenzbereich.....</i>	<i>30</i>
<i>Abbildung 17: Frequenzbezogene Methode der HRV-Auswertung (Kubios-Auswertung)</i>	<i>30</i>
<i>Abbildung 18: Nicht-lineare Methode der HRV-Auswertung, Poincare Plot (Kubios-Auswertung).....</i>	<i>32</i>
<i>Abbildung 19: Grafische Darstellung der Herzschlagfrequenz in einzelnen Versuchsphasen</i>	<i>38</i>
<i>Abbildung 20: Dauer der NN-Intervalle in unterschiedlichen Phasen des Versuchs.....</i>	<i>39</i>
<i>Abbildung 21: Ergebnisse der Korrelationsanalyse des geteilten Aufmerksamkeitstests</i>	<i>51</i>
<i>Abbildung 22: Ergebnisse der Korrelationsanalyse beim Daueraufmerksamkeitstests</i>	<i>52</i>
<i>Abbildung 23: Ergebnisse der Korrelationsanalyse beim Determinationstest</i>	<i>52</i>
<i>Abbildung 24: Ergebnisse der Korrelationsanalyse beim Interferenztest.....</i>	<i>53</i>
<i>Abbildung 25: Verschmelzungsfrequenz vor und nach der Aufmerksamkeitstestbatterie für jeden Probanden....</i>	<i>G</i>

Anlagenverzeichnis

<i>Anlage 1: Ethikkommissionsvotum</i>	<i>A</i>
<i>Anlage 2: Einwilligungserklärung</i>	<i>C</i>
<i>Anlage 3: Informationsblatt</i>	<i>D</i>
<i>Anlage 4: Beispieldatensatz aus der Kubios-Auswertung</i>	<i>E</i>
<i>Anlage 5: BORG-Skala</i>	<i>F</i>
<i>Anlage 6: Abbildungen und Tabellen</i>	<i>G</i>

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
ACE	Angiotensin-I-Converting-Enzym
ADH	Antidiuretisches Hormon
ANP	Atriales natriuretisches Peptid
ANS	autonomes Nervensystem
ApEn	ungefähre Entropie (Approximate entropy)
AR	Autoregressionsanalyse
AV	Atrioventrikular
AWMF	Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften e.V.
bzw.	beziehungsweise
COPD	Chronisch obstruktive Lungenerkrankung
D2	Korrelationsdimension
DA	Daueraufmerksamkeitstest
DEGS	Studie zur Gesundheit Erwachsener in Deutschland
DET	Determinismus
DFA	Grad der Zufälligkeit (detrended fluctuation analysis)
DGAUM	Deutsche Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin e. V.
d. h.	das heißt
DT	Determinationstest
EKG	Elektrokardiogramm
ESC	European Society of Cardiology
FFT	Fast-Fourier-Transformation
fMRT	funktionelle Magnetresonanztomographie
GA	geteilter Aufmerksamkeitstest
GfA	Gesellschaft für Arbeitswissenschaften e.V.
ggf.	gegebenenfalls
h	Stunden
Hf	Herzschlagfrequenz

HF	High frequency (Hochfrequenzbereich)
HRV	Herzfrequenzvariabilität
Hz	Hertz
IT	Interferenztest nach Stroop
LF	Low frequency (Niederfrequenzbereich)
Lmax	maximale Leitungslänge (Max line length)
Lmean	mittlere Leitungslänge (Mean line length)
LZ-EKG	Langzeit-Elektrokardiogramm
MeanRR	Mittelwert aller NN-Intervalle
min	Minuten
ms	Millisekunden
MW	Mittelwert
NASPE	North American Society of Pacing and Eletrophysiology
NN50	Anzahl der Paare benachbarter NN-Intervalle, die mehr als 50 ms voneinander abweichen
pNN50	Prozentsatz aufeinander folgender NN-Intervalle, die mehr als 50 ms voneinander abweichen
R	Ruhephase
RAAS	Renin-Angiotensin-Aldosteron-System
REC	Wiederholungsrate (Recurrence rate)
RMSSD	Quadratwurzel des Mittelwertes der Summe aller quadrierten Differenzen zwischen benachbarten NN-Intervallen
RR	Blutdruck
s	Sekunden
SampEn	Muster der Entropien (Sample entropy)
SD	Standardabweichung
SD1	Standardabweichung der Punktabstände zum Querdurchmesser
SD2	Standardabweichung der Punktabstände zum Längsdurchmesser
SDNN	Standardabweichung aller NN-Intervalle
sog.	sogenannt

ShanEn	Shannon Entropie
Tab.	Tabelle
TINN	Länge der Basis des minimalen quadratischen Unterschiedes der triangulären Interpolation für den höchsten Wert des Histogramms aller NN-Intervalle
TP	Totale Power
tri.	triangular
u. a.	unter anderem
ULF	Ultra very low frequency (ultra niedriger Frequenzbereich)
VLF	Very low frequency (sehr niedriger Frequenzbereich)
z. B.	zum Beispiel

1 Einführung

1.1 Einleitung

Der menschliche Organismus greift auf eine Vielzahl von ineinandergreifenden Regulationssystemen zurück, die bei bestimmten Belastungssituationen aktiviert werden. Neben autonomen Regulationen, wie z. B. Temperatur, Wasserhaushalt und Sauerstoffversorgung, sind besonders die kognitiven Fähigkeiten, welche teilweise von Geburt an vorhanden sind, teilweise erlernt werden müssen, faszinierend. Während Kinder in der Schule ihre Aufmerksamkeit oft nicht auf länger andauernde Prozesse (z. B. Unterrichtsstunde) ungeteilt richten können, so können Erwachsene meist stundenlang in Konzerten, Konferenzen oder bei der Bearbeitung einer Arbeitsaufgabe hochkonzentriert verharren. Weiter ist spannend zu beobachten, wie selektiv die Aufmerksamkeit auf bestimmte Aspekte gerichtet werden kann; so kann z. B. ein Musiker in einem Orchester beim Stimmen seines Instrumentes neben einer Vielzahl von anderen Tönen sein eigenes Instrument hören. Jeder, der sich noch an seine Autofahranfänge erinnern kann, hat mit Sicherheit eine Flut an Eindrücken und Schildern vor Augen. An diesen Einflüssen hat sich heute nichts verändert, nur man selbst hat mit der Zeit erlernt, unbewusst alle akustischen und visuellen Reize, Ablenkungen und Situationen zu filtern und seine Aufmerksamkeit nur auf herausragende Ereignisse zu richten. Solche und ähnliche Beispiele lassen sich in allen Lebensbereichen finden. Einer der bekanntesten Beispiele ist das Phänomen der *Blindheit durch Nichtaufmerksamkeit* (Simons & Chabris 1999). Für die Forschung von Interesse ist, ob und wie verschiedene Aufmerksamkeitsstypen mit Veränderungen physiologischer Beanspruchungsreaktionen bei bestimmten psychomentalen Aufgaben einhergehen. Haider 1969 beschrieb in seinem Modell der Aktivierungsvorgänge (Birbaumer 1975) bereits verschiedene Aktivierungsstufen des Körpers, welche durch physiologische Anpassungsreaktionen ermöglicht werden:

- Schlaf-Wach-Regulierung
- generelle, tonische Aktivierung und Desaktivierung
- lokalisierte, phasische Aktivierung und Desaktivierung
- differenzielle, selektive Aktivierung und Desaktivierung

Während unter Ruhebedingungen die Regulationssysteme des Körpers überwiegend „Kontrollfunktionen“ ausführen, so leiten diese bei Beanspruchung sog. Steuerungsprozesse ein und führen zur gewünschten Aktivierung des Organismus. Dabei spielt die Herzfrequenzvariabilität (HRV), die die autonome Reaktion des Herzkreislaufsystems widerspiegelt, eine nicht unwesentliche Rolle. Viele Forschungsansätze basieren auf dem Belastungs-Beanspruchungskonzept von Rohmert & Rutenfranz 1975. Dabei wird unter Belastung die Gesamtheit aller äußeren Einwirkungen definiert. Als Beanspruchung werden körperliche Reaktionen auf die stattgefundenene Belastung betrachtet. In den psychophysiologischen Untersuchungen erfolgt die Erfassung der Leistung und der Beanspruchung nach dem Mehrebenenkonzept von (Fahrenberg 1969). Danach werden objektive Aufmerksamkeitsleistungen, objektive physiologische Beanspruchung (Herzschlagfrequenz und Herzfrequenzvariabilität) und subjektive Erleben-Befindensdaten erfasst.

1.2 Studienlage

1.2.1. Definition Herzschlagfrequenz (Hf) und Herzfrequenzvariabilität (HRV)

Die bekannteste physiologische Kenngröße bei der Belastungs-Beanspruchungs-Analyse in der arbeitsphysiologischen Forschung ist die Herzschlagfrequenz (Hf), welche die Anzahl aller Herzschläge in einer Minute wiedergibt. Normalerweise liegt die Hf beim Erwachsenen zwischen 60 und 80 Schlägen pro Minute, die sog. Eigenfrequenz des Sinusknoten (dem primären Taktgeber) und kann bei körperlicher Arbeit bis auf 180 - 200 Schläge ansteigen (Kurtz et al. 2018). Welchen Wert sie bei höchster körperlicher Anstrengung maximal erreicht, wird maßgeblich vom Alter bestimmt (Tanaka et al. 2001). Weiter hängt die maximale Herzschlagfrequenz (Hf_{max}) auch vom Geschlecht und körperlicher Fitness ab (Sammito et al. 2014). Um die normale Hf_{max} im Alter abschätzen zu können, bedient man sich häufig folgender Formel (Lane et al. 2009, Such & Meyer 2010, Sammito et al. 2014, Böckelmann & Sammito 2016):

$$Hf_{max} = 220 - \text{Lebensalter}$$

Neben der Hf gibt es als weiteren Parameter zur Beurteilung der Beanspruchung: die Variabilität der Intervalle der aufeinanderfolgenden Herzaktionen (englisch: heart rate variability;

HRV) und mit ihr verbunden zahlreiche Analysemöglichkeiten dieser Unregelmäßigkeit des Herzschlages. Das Herz schlägt nicht wie eine Maschine in einem immer gleichen Zeitabstand, sondern unterliegt physiologischen Schwankungen; es vergehen zwischen aufeinanderfolgenden Schlägen mal ein paar Millisekunden mehr oder weniger (Abbildung 1).

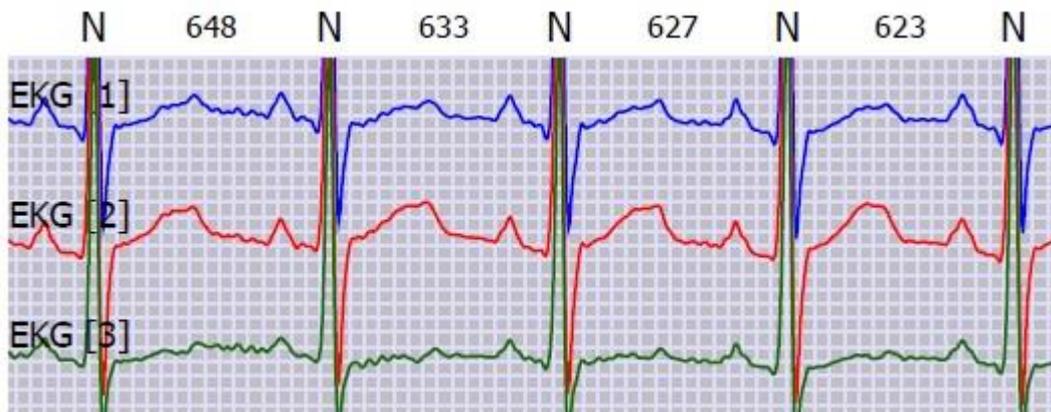


Abbildung 1: Physiologische Herzfrequenzunregelmäßigkeiten (Abstände zwischen den NN-Intervallen)

Da die Abkürzung RR im deutschen Sprachraum oftmals für Blutdruckmessungen Anwendung findet, wird der Abstand zwischen zwei benachbarten R-Zacken im EKG mit NN (normalbeat-to-normalbeat) abgekürzt. Um das Phänomen der Unregelmäßigkeit in seiner Rhythmik, Streuung und Komplexität zu beschreiben, bedient man sich der HRV, welche aus der Reihe

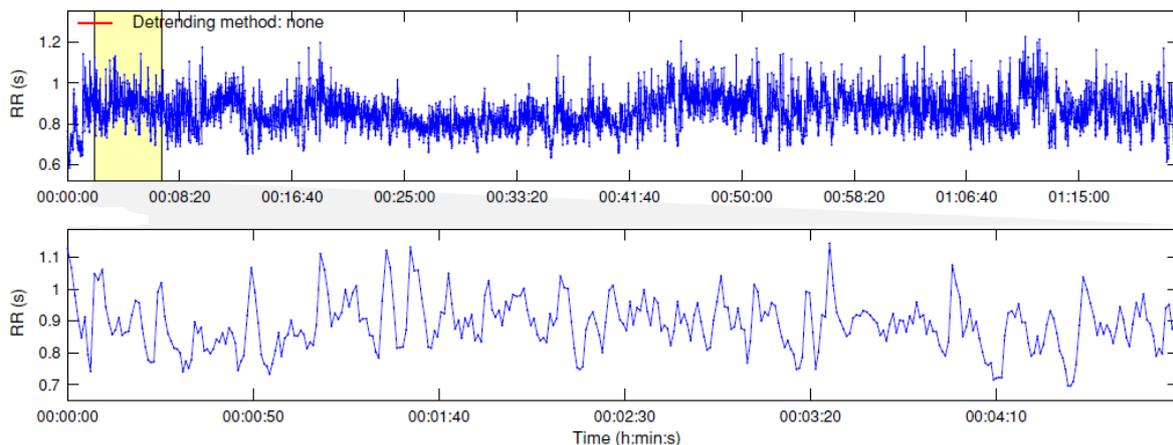


Abbildung 2: Zeitlicher Verlauf der RR- (NN-) Abstände (Ausdruck aus dem Kubios-Programm) der NN-Intervalle berechnet wird. Als Grundlage dazu dient eine Zeitreihe sukzessiver Herzperiodendauern (Horn 2003). Die mögliche Darstellung der NN- (RR-) Reihen im zeitlichen Verlauf ist in Abbildung 2 zu finden.

1.2.2 Physiologische Grundlagen der Herz-Kreislauf-Regulation

Unter Herz-Kreislauf-Regulation fasst man regionale Mechanismen, welche für die Abstimmung der Durchblutung der Organe auf den jeweiligen Bedarf zuständig sind und meist nur wenige Sekunden dauern, mit überregionalen Mechanismen, welche zur Anpassung des gesamten Kreislaufsystems führen und langfristig Prozesse beinhalten, zusammen. Während auf zentralnervöser Ebene die Medulla oblongata eine entscheidende Rolle spielt und Dehnungsrezeptoren aus Herzvorhöfen und den Pulmonalarterien registriert werden sowie sympathische Efferenzen von dort ausgehend Einfluss auf die Herzaktivität und den Gefäßtonus haben, so ist auch die Niere an der Kreislaufregulation beteiligt. Zu den langfristigen Regulationsmechanismen gehören Signalkaskaden mit Hilfe von Hormonen (Thews & Vaupel 2005). Zu diesen Hormonen gehören das atriale natriuretische Peptid (ANP), das antidiuretische Hormon (ADH) und Botenstoffe im Renin-Angiotensin-Aldosteron-System (RAAS), welche nun folgend genauer erläutert werden.

Renin-Angiotensin-Aldosteron-System (RAAS)

Bei Blutdruckabfall um mehr als 10 - 15 mmHg in den Nierenarterien, wird Renin freigesetzt, welches Angiotensinogen in Angiotensin I spaltet. Dieses wird wiederum vom Angiotensin-Konversionsenzym in Angiotensin II gespalten. Angiotensin II wirkt nicht nur vasokonstriktorisch, sondern setzt auch Aldosteron frei. Soeben genanntes bewirkt über Natrium-Ionen-Retention und über einen Extrazellulärvolumenanstieg eine Blutdrucksteigerung. Weiter stimuliert Angiotensin II den Salzappetit und das Durstgefühl und führt zur Freisetzung von Antidiuretischem-Hormon (Kurtz et al. 2018).

Antidiuretisches Hormon (ADH)

Nachdem ADH im Nucleus paraventricularis des Hypophysenhinterlappens produziert wird, erfolgt eine Freisetzung bei Volumenmangel. Es bewirkt in der Niere den Einbau von Wasserkanälen (Aquaporin 2) in die Zellmembran, welche über Wasseraufnahme einen intravasalen

Volumenanstieg bewirken. Entsteht es bei erhöhtem Blutvolumen eine Erregung der Dehnungsrezeptoren in den Pulmonalarterien und Herzvorhöfen, so kommt es zu einer Hemmung der ADH-Freisetzung und damit zu vermehrter Wasserausscheidung (Kurtz et al. 2018).

Atriales natriuretisches Peptid (ANP)

Weiter wird bei Registrierung von erhöhtem Extrazellulärvolumen aus den Herzvorhöfen ANP ausgeschüttet. Dies bewirkt eine Volumensenkung über Hemmung der Natrium-Ionen-Reabsorption in der Niere und eine Steigerung der Nierenmarkdurchblutung. Darüber hinaus hemmt es in der Nebenniere die Aldosteron-Freisetzung (Kurtz et al. 2018).

Neben diesen hormonellen Kaskaden gibt es weitere Wege, den Blutdruck zu beeinflussen. Beispielsweise kann über Flüssigkeitsverschiebungen zwischen dem Intra- und Extrazellulärraum der Blutdruck den Anforderungen entsprechend angepasst werden. Ein weiterer kurzfristiger Regelungsmechanismus funktioniert über die Aktivierung des Sympathikus. Es kommt bei Volumenmangel zu einer geringen Erregung der venösen Dehnungsrezeptoren und der arteriellen Pressosensoren, welche besonders im Aortenbogen und dem Karotissinus lokalisiert sind. Daraus folgt eine Aktivierung des Sympathikus mit einhergehender Arteriolenkonstriktion. Der effektive Filtrationsdruck sinkt und bei gleichbleibender Flüssigkeitsaufnahme aus dem Interstitium kommt es zum Anstieg der intravasalen Flüssigkeit (Thews & Vaupel 2005, Kurtz et al. 2018). Demgegenüber stehen Regulationsmechanismen bei zu starkem Blutdruckanstieg. Kommt es zur Erregung der sog. B-Sensoren (Dehnungssensoren in den Herzvorhöfen), so resultiert eine Hemmung des sympathischen Einflusses und ein Anstieg der parasympathischen Aktivität (Thews & Vaupel 2005). Neben diesen nur wenige Sekunden bis Minuten dauernden Prozessen gibt es weitere über das autonome Nervensystem vermittelte. Chemorezeptoren im Glomus aorticum und Glomus caroticum sorgen für eine Anpassung der Durchblutung je nach gemessenem CO₂- und O₂-Partialdruck.

An der Vielfalt der Regulationswege kann man die Komplexität der Herz-Kreislauf-Regulation erkennen. Der Körper ist durch sie in der Lage sich an verschiedenste psychische und physische

Anforderungen an zu passen. Als primärer Schrittmacher gilt der Sinusknoten im rechten Vorhof. Die Erregungsausbreitung verläuft mit Hilfe von elektrisch leitenden Herzmuskelzellen ausgehend vom Sinusknoten an der Hinterwand des rechten Herzvorhofs über weitere Stationen, wie dem AV-Knoten, dem His-Bündel und den Purkinje-Fasern, bis schließlich zu den Herzmuskelzellen und erregt diese von der Herzspitze beginnend über das gesamte Herz. Fällt der Sinusknoten oder eine der anderen Stationen aus, so übernimmt die nachfolgende Station die Erregungsausbreitung (ESC/NASPE Task Force 1996, Trappe & Schuster 2013). Die vom Sinusknoten ausgehende Herzschlagfrequenz steigt unter Sympathikus Einfluss (postganglionäre sympathische Fasern aus dem Thorakalsegment 5 bis 6) an und sinkt bei Aktivität des Parasympathikus (Rami cardiaci des Nervus Vagus) ab. Interessant hierbei ist, dass der Sympathikus gleichmäßig Vorhof- und Ventrikelmyokard versorgt, während der Parasympathikus vorwiegend am Sinus-Knoten, AV-Knoten und den Vorhöfen wirkt (McCraty 2015, Schmidt et al. 2017, Kurtz et al. 2018).

Die Innervation des Herzens und damit die Anpassung an Belastungssituationen erfolgt durch das autonome Nervensystem (ANS) und unterteilt sich in den sympathischen Anteil, der als Transmitter Noradrenalin und den parasympathischen Anteil, der als Botenstoff über Acetylcholin wirkt (Abbildung 3).

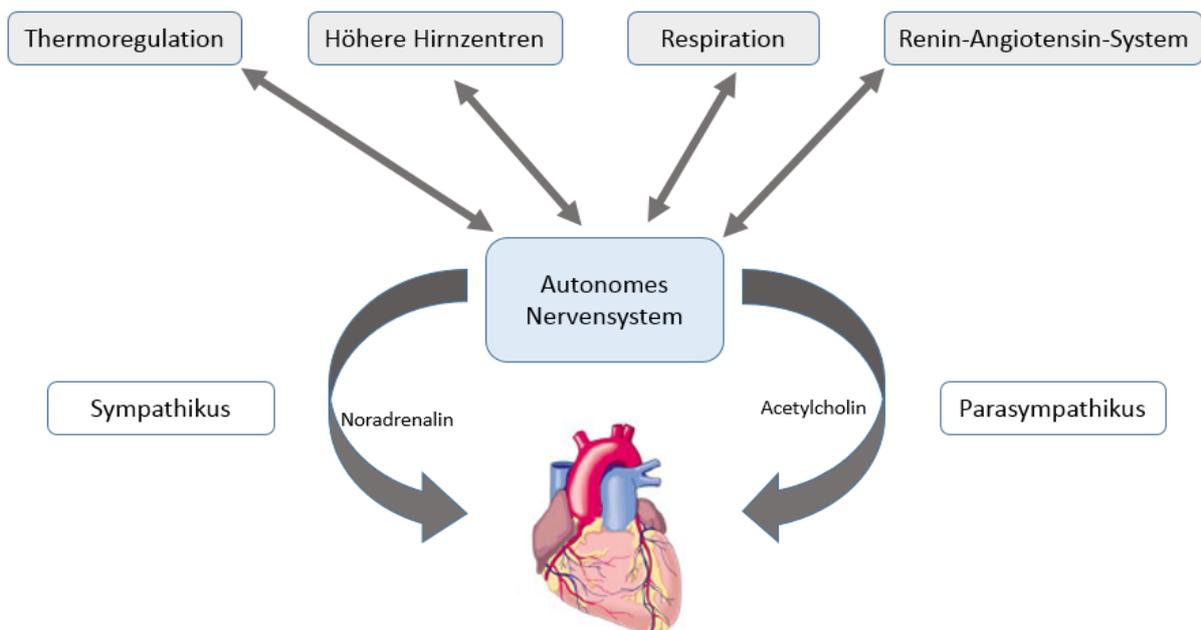


Abbildung 3: Modulatoren der HRV (mod. nach Hottenrott 2002)

Während der Sympathikus positiv ionotrope (erhöht die Herzschlagkraft), positiv dromotrope (beschleunigt die Erregungsüberleitung) und positiv chronotrope (erhöht die Herzfrequenz) Effekte hat, sowie die Relaxationsgeschwindigkeit des Herzmuskels beeinflusst, bewirkt der Parasympathikus als Gegenspieler in allen Punkten das Gegenteil. Besonders im Vergleich der beiden Komponenten ist weiter auffällig, dass der sympathische Einfluss mehrere Sekunden benötigt, um eine Änderung zu bewirken, während die parasympathische Wirkung innerhalb eines Herzschlages eine Veränderung herbeiführt (Draghici & Taylor 2016, Kurtz et al. 2018).

Die Herzschlagfrequenz variiert bereits in Ruhe bei gesunden Probanden je nach Situation. Somit schwankt sie nicht nur zwischen den Probanden (interindividuelle Schwankungen), sondern auch bei jedem Einzelnen (intraindividuelle Schwankungen). Neben der Hf als Beanspruchungsparameter der Auskunft über die Belastung des Individuums gibt, ist die HRV ein weiterer arbeitsphysiologischer Beanspruchungsparameter, der die autonome Reaktion des Herzens auf verschiedene Anforderungen widerspiegelt. Hierbei können durch Ermittlung der Variabilität der Herzschlagfolge anders als bei der Hf auch kleinste Schwankungen, die mit physiologischen Regulationsprozessen in Zusammenhang stehen, erfasst werden.

- schnelle Änderung der Hf -> Atmungsschwankungen/ respiratorische Arrhythmie
- langsame Änderung der Hf -> Blutdruckschwankungen/ Baroreflex
- sehr langsame Änderung der Hf -> Thermoregulation und hormonelle Schwankungen.

Wenn man vom „HRV-Parameter“ spricht, so hat man dabei nicht einzelne mathematisch berechnete Parameter vor Augen, sondern spricht global betrachtet von der HRV (Böckelmann & Sammito 2017). Vom Herzen gehen Signale über hämodynamische und elektromagnetische Veränderungen zum autonomen Nervensystem der Atmung und dem Gehirn. Dort werden sie registriert und verarbeitet. Daraufhin wird über das autonome Nervensystem, über die Aktivität ihrer beiden Anteile (sympathisch und parasympathisch) anschließend die Variabilität des Herzschlages moduliert (Sammito et al. 2014). Da parasympathische Einflüsse darüber hinaus auch die HRV erhöhen, gilt die HRV als Indikator für die sympatho-vagale Balance im Organismus (Curic et al. 2008). Der Sympathikus bewirkt eine Reduktion der HRV und der Parasympathikus eine Erhöhung. Letztgenannter vagaler Einfluss überwiegt im Ruhezustand und führt zu unterschiedlich langen Intervallen zwischen den Herzschlägen, was einer erhöhten

Variabilität des Herzrhythmus entspricht (Sammito et al. 2015a). Allgemein gilt, je höher die HRV, desto höher der Entspannungsgrad, sowohl körperlich als auch geistig (Hottenrott 2002). Die Variabilität der NN-Intervalle kann ihrer Frequenz nach in verschiedene Spektren eingeteilt und getrennt analysiert werden; so z. B. im hochfrequenten (HF-Band) oder im niederfrequenten (LF-Band) Untersuchungsbereiche. Die detaillierte Beschreibung folgt im Kapitel 2.3.3.3. „HRV-Analyse im Frequenzbereich“.

Viele exo- und endogene Faktoren beeinflussen die Hf und HRV (Sammito et al. 2014, Draghici & Taylor 2016, Sammito & Böckelmann 2016a). Zum einen werden Alter (Felber Dietrich et al. 2006, Rajendra et al. 2006, Barantke et al. 2008, Haerting et al. 2012), Geschlecht (Rajendra et al. 2006, Li et al. 2009, Abhishekh et al. 2013) und Genetik (Li et al. 2009) aufgeführt, zum Anderen werden Krankheiten wie Diabetes (Singh et al. 2000, Karayannis et al. 2012), Nierenversagen (Rajendra et al. 2006), Herz-Kreislaufkrankungen (Wennerblom et al. 2000, Doğru et al. 2010) und neurologische Erkrankungen (Su et al. 2010, Karayannis et al. 2012, Kemp & Quintana 2013) angegeben. Aus mehreren Studien geht hervor, dass die HRV mit zunehmendem Alter sinkt, doch sind die Mechanismen dahinter bis heute nicht abschließend geklärt (Singh et al. 2006, Lombardi et al. 2018). Der Lebensstil und somit veränderbare Faktoren wie z. B. Rauchen, sportliche Aktivität (Hottenrott et al. 2006b, Albinet et al. 2010), Alkoholmissbrauch (Hemingway et al. 2005) und auch externe Faktoren, hierzu zählen Nacharbeit und Medikamente (Betablocker, ACE-Hemmer, Antiarrhythmika und Psychopharmaka) (Rajendra et al. 2006, Sammito et al. 2014), scheinen die HRV auf verschiedenste Weise zu beeinflussen (Sammito et al. 2014).

1.2.3 Historie

Die Untersuchung der elektrischen Ströme des Herzens begann 1895 mit der ersten EKG-Aufnahme. Erste Signalverarbeitungsmethoden in den 1960ern ermöglichten dann die weitere Analyse der Hf und der HRV (Shaffer et al. 2014). Seitdem stellen beide Herzparameter ein vielbeforschtes Thema dar. Bereits 1965 befassten sich Hon und Lee mit der Frage, ob sich die HRV bei Föten im Mutterleib bei Stress verändere (Hon & Lee 1965). In den 1970ern gelang es

Ewing und Koautoren mit Hilfe einiger kardiovaskulärer autonomer Funktionstests bei Diabetikern Neuropathien auf Grundlage von HRV-Parametern noch vor Bestehen erster Symptome vorherzusagen (Ewing et al. 1985). In den 1980er Jahren erlebte die HRV-Analyse dann den Durchbruch, als in mehreren Studien nachgewiesen werden konnte, dass erhöhte HRV-Werte mit erhöhter Mortalität bei Schlaganfällen einhergehen (Kleiger et al. 1987, Malik et al. 1989, Bigger et al. 1993). Schon bald folgte die Erkenntnis, dass die HRV einen zuverlässigen prognostischen Faktor für z. B. arrhythmische Herzerkrankungen und den plötzlichen Herztod darstellt (Wolf et al. 1978, Bigger et al. 1993, Moser et al. 1994). Der nachfolgenden Abbildung 4 ist zu entnehmen, wie sich die Rolle der HRV in der Wissenschaft über die Jahre entwickelt hat und wie die Zahl jährlicher Publikationen kontinuierlich ansteigt.

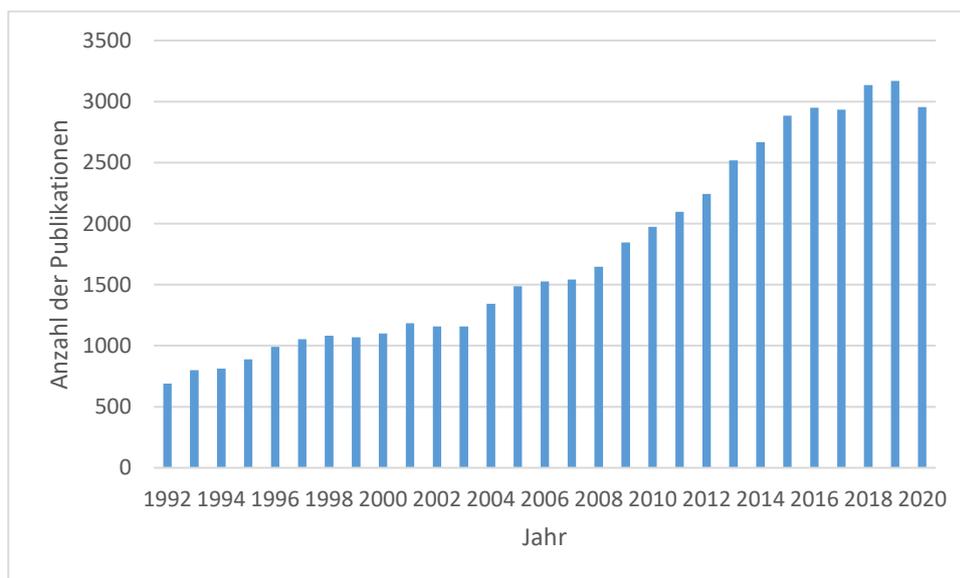


Abbildung 4: Anzahl der Publikationen in der Literaturodatenbank PubMed zum Thema HRV von 1990 bis 2020 zu den Suchworten „heart rate variability“ or „hrv“

Ein Grundstein in der HRV-Analyse stellt 1996 die von der European Society of Cardiology (ESC) und der North American Society of Pacing and Electrophysiology (NASPE) veröffentlichte Leitlinie dar, die damals als Richtschnur von Bedeutung war, jedoch über die Jahre durch neue Erfassungs- und Auswertungsmethoden vielfältig weiterentwickelt wurde. Sie beinhaltet Standards zu Messung und Auswertung und Anregung zum klinischen Nutzen der HRV (ESC/NASPE Task Force 1996). Die 2015 erschienene Erweiterung von der ESC-Working-Group gemeinsam

mit der European Heart Association (bestätigt durch Asia Pacific Heart Society) beleuchtet die klinische Relevanz und zugrundeliegende physiologischen Mechanismen neuerer (nicht-linearer) HRV-Parameter (Sassi et al. 2015).

Ca. 10 Jahre nach der von ESC und NASPE veröffentlichten Leitlinie entwickelte das Forum der Arbeitsphysiologie nationale Leitlinien zur Hf und Herzrhythmus (Frauendorf et al. 2005, Pfister et al. 2007). Diese wurden auf Grund der zahlreichen Entwicklungen in der Messtechnik und der Erfassungsmethoden in einer 2014 erschienen Leitlinie des Forums Arbeitsphysiologie der Deutschen Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin e. V. (DGAUM) und der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft e. V. (GfA) grundlegend überarbeitet und zusammengestellt. Diese S2K-AWMF-Leitlinie „Nutzung der Herzschlagfrequenz und der Herzvariabilität in der Arbeitsmedizin und der Arbeitswissenschaft“ beabsichtigt, die HRV nutzbar für Forschung und Praxisanwendung zu machen, die physiologischen Mechanismen, Messmethoden und klinische Anwendungen zu erläutern und zum Erhalt der Qualitätssicherung beizutragen (Sammito et al. 2014, Sammito et al. 2015a).

Die Anwendungsbereiche der HRV sind sowohl in der Wissenschaft als auch in der klinischen Praxis weitreichend (Böckelmann & Sammito 2016, Böckelmann & Sammito 2020):

- als Parameter für die psychophysiologische Zustandsbeschreibung des Individuums,
- als Indikator für den Gesundheitsstatus des Organismus bzw. das Vorliegen von Einschränkungen der Adaptationsfähigkeit bei wechselnden Anforderungen,
- als Indikator bei psychischen und physischen Belastungsanalysen und zur Ermittlung des Erschöpfungs- und Erholungsverhaltens,
- zur Abschätzung der Beanspruchung am Arbeitsplatz und damit verbundener Gefährdungsbeurteilung mit individuellen Handlungsempfehlungen sowie
- Entwicklung und Auswertung gesundheitsbezogener und arbeitsmedizinischer Präventionsmaßnahmen

Weitere wichtige Plattformen für den Wissensaustausch über HRV stellen die seit 2001 zwei- bis dreijährig stattfindenden internationalen HRV-Symposien in Halle dar. Sie beschäftigen sich mit verschiedenen Themen der HRV-Methoden und Anwendungen in Wissenschaft und

Sport (Hottenrott 2002, Hottenrott et al. 2004, Hottenrott et al. 2006a, Hottenrott et al. 2009, Hottenrott & Esperer 2011, Hottenrott et al. 2014, Hottenrott et al. 2018).

In aktuellen klinischen Studien gewinnt die HRV zunehmend als prognostischer Faktor an Bedeutung und korreliert nach neuesten Erkenntnissen sehr gut mit Mortalität und Komplikationen bei Herzerkrankungen, COPD und Schlaganfällen (Huikuri & Stein 2013, Lakusic et al. 2013, Roque et al. 2014, Yperzeele et al. 2015, Schuster et al. 2016).

1.2.4 Aufmerksamkeit

Aufmerksamkeit ist eine Funktion des menschlichen Gehirns, die ihm hilft, tägliche Anforderungen während der Informationsaufnahme und –verarbeitung zu bewältigen. Dabei spielt die Selektion von Informationen sowie die Fokussierung auf nur wenige Aspekte eine große Rolle. Bereits so ähnlich formulierte 1890 William James in einer der ersten Begriffsbestimmungen zur Aufmerksamkeit seine These: „Everyone knows what attention is. It is taking possession of the mind, in clear and vivid form, of one out of several possible objects or trains of thought. Focalisation, concentration of consciousness are of its essence. It implies withdrawal from some things in order to deal effectively with others“ (James 1890); übersetzt: „Jeder weiß, was Aufmerksamkeit ist. Es ist das klare und lebhaftere Besitzergreifen des Geistes von einem von mehreren scheinbar gleichzeitig möglichen Objekten oder Gedankengängen. Fokussierung, Konzentration, Bewusstsein sind ein wesentlicher Teil. Sie beinhaltet die Abwendung von einigen Dingen, um sich effektiv mit anderen zu befassen“ (Arndt & Sambanis 2017). Bereits Säuglinge richten ihre Aufmerksamkeit auf ihnen bekannte Sprachen (Dorn et al. 2018).

Aufmerksamkeit dient als Grundlage bei einer großen Anzahl von Gehirnfunktionen wie z. B. Wahrnehmung, Sprachproduktion und Ausführung von Handlungen. Sturm unterteilt in verschiedene Aufmerksamkeitskomponenten (Sturm 2005).

- **Selektive Aufmerksamkeit:** Das ist die Fähigkeit, sich auf wenige der parallel ablaufenden Aspekte zu fokussieren. Hierbei sollen relevante Reize zu gezielten Reaktionen führen, ohne sich von Störreizen ablenken zu lassen.

- **Wechsel des Aufmerksamkeitsfokus:** Diese Art der Aufmerksamkeit bedarf einer visuell-räumlichen Orientierung bei wechselnder Lokalisation des Reizes.
- **Daueraufmerksamkeit:** Dies stellt die Anforderung dar, auch bei langanhaltender Reizdarbietung ein Aufmerksamkeitsniveau aufrecht zu erhalten. Hiervon zu unterscheiden ist die Vigilanz, welche eine Art Daueraufmerksamkeit bei monotonen und wenigen Reizen darstellt.
- **Alertness:** Neben der Reaktionsbereitschaft schließt die Alertness auch die phasenweise Steigerung des Aufmerksamkeitsniveaus nach z. B. einem Warnsignal ein.
- **Geteilte Aufmerksamkeit:** Sie beinhaltet die gleichzeitige Bearbeitung mehrerer Aufgaben und hängt eng mit der Aufmerksamkeitskapazität zusammen.

Goldstein und Irtel beschreiben Aufmerksamkeit als Hauptmechanismus, um Dinge aktiv wahrzunehmen und Details zu erfassen. Doch führen Sie auch Untersuchungen durch, bei denen Bilder wahrgenommen werden, obwohl sie nicht im Zentrum der Aufmerksamkeit stehen. Aus diesen Abbildungen wird jedoch eher die Szene registriert und weniger spezifische Details. Außerdem führen sie an, dass Aufmerksamkeit die Informationsverarbeitung verstärkt und sich dies in einer Steigerung der neuronalen Antwort zeige (Goldstein et al. 2011).

Besonders ab den 1950er Jahren entstanden eine Vielzahl von Modellen und Theorien, die zum Ziel hatten, die Funktion der Aufmerksamkeit zu erklären (Schweizer 2006). Eine Art der Modelle führt die „frühe Selektion“ der Reize als Erklärung an. Dem modernen Filtermodell von Broadbent (Abbildung 5) zufolge werden auf den Organismus einströmende Reizinformationen, nachdem sie im Kurzzeitgedächtnis gespeichert wurden, gefiltert und dann eine begrenzte Anzahl zum Wahrnehmungssystem weitergeleitet (Heubrock & Petermann 2001).

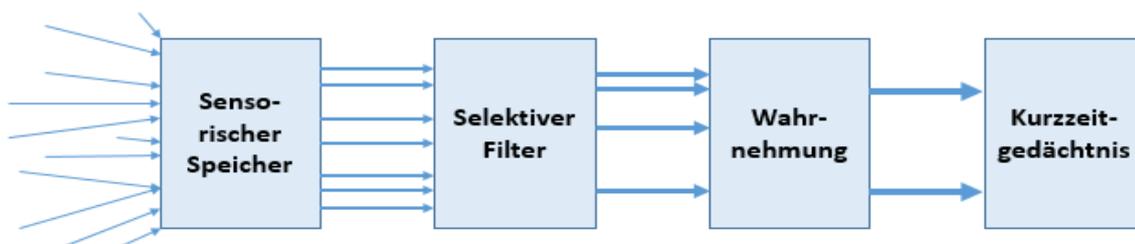


Abbildung 5: Schema zur selektiven Wahrnehmung (mod. nach Broadbent 1958)

Dieses Modell wurde von vielen Wissenschaftlern wieder aufgegriffen und überarbeitet (Driver 2001, Lachter et al. 2004). Allen Theorien gemeinsam ist der Umstand, dass eine Reduzierung auf relevante Informationen erfolgt, welche dann kognitiv weiterverarbeitet werden (Heubrock & Petermann 2001). Weiter konnte die These, dass ohne Aufmerksamkeit keine Identifizierung von irrelevanten Reizen erfolgen kann, bestätigt werden (Lachter et al. 2004). Garcia-Lazaro und Koautoren untersuchten 2019 frühe visuelle Selektion in Bezug auf Belohnung und kamen jedoch zu dem Fazit, dass die belohnende Farbe auf die Erfüllung der Aufgabe wenig Einfluss nimmt (Garcia-Lazaro et al. 2019). Außerdem gibt es Modelle der „späten Selektion“ wie das Modell von Deutsch und Deutsch (1963). Dieses geht davon aus, dass alle Stimuli komplett verarbeitet werden und erst kurz vor der Reaktion nach irrelevanten und wichtigen Informationen sortiert werden (Deutsch et al. 1967). Die bereits damals entbrannte Debatte, welches das richtige Selektionsmodell sei, ist nach aktuellem Stand der Forschung nicht eindeutig geklärt, sondern es scheint auf ein flexibles Verarbeitungssystem hinaus zu laufen (Schweizer 2006).

Das Modell „unspezifischer Kapazität“, wie es Kahneman 1973 beschreibt, beinhaltet ein gewisses Maß an Verarbeitungskapazität, die je nach Fokussierung der Person auf verschiedene Aufgaben aufgeteilt werden kann. Dieses Phänomen wird in der Wissenschaft auch als „Flaschenhals-Modell“ (engl. „bottleneck“) bezeichnet. So wie der Hals einer Flasche die Flüssigkeit begrenzt, welche pro Zeiteinheit aus ihr herausfließt, so gibt es auch eine zentralnervöse Grenze an Informationsverarbeitung pro Zeiteinheit (Becker-Carus 1981, Ansorge & Leder 2017). Im Gegensatz dazu beschreibt das Modell zur „spezifischen Kapazität“ von Allport das Prinzip, dass jede Fähigkeit ihr eigenes Verarbeitungszentrum hat und somit z. B. auditive und visuelle Stimuli getrennt mit jeweils eigener Kapazität verarbeitet werden (Allport 1993). Doch auch mit Hilfe der Modelle der „spezifischen“ und „unspezifischen Kapazität“ kann man nicht vollständig die Komplexität der Aufmerksamkeit erklären (Lund 2001, Schweizer 2006). Primär wurden Studien an Patienten, bei denen durch Zerstörung oder Einschränkung von Gehirnarealen Ausfälle beobachtet wurden, durchgeführt. Doch seit den 1950er Jahren tragen auch zunehmend die Elektroenzephalographie (EEG) und die funktionelle Magnetresonanztomographie (fMRT) bei Gesunden durch Analysen der Gehirnaktivität während spezieller kognitiver Aufgaben einen großen Anteil zum Verstehen der neurokognitiven Psychologie bei (Müller et

al. 2015). Aufmerksamkeitszentren im Gehirn stellen sowohl kortikale wie auch subkortikale Bereiche dar. Zu den kortikalen Aufmerksamkeitszentren gehört der Parietallappen, der neben visueller Informationsverarbeitung auch für Orientierung im Raum sorgt (Schubert et al. 2008). Weiter zählt der Frontallappen dazu. Er sorgt z. B. für selektive Aufmerksamkeit, doch arbeiten beide Lappen darüber hinaus bei Aufmerksamkeitsverschiebungen eng zusammen. Dies bestätigen Untersuchungen von Rufener und Koautoren und stellen darüber hinaus eine entscheidende Rolle des Locus coeruleus und des Neurotransmitters Nordadrenalin bei auditorischer und selektiver Aufmerksamkeit fest (Rufener et al. 2018). An den subkortikalen Aufmerksamkeitsmechanismen sind viele Regionen beteiligt. Hierzu zählen das aufsteigende retikuläre Aktivierungssystem, der Thalamuskern: Pulvinar, sowie die Colliculi superiores (Abbildung 6) (Müller et al. 2015). Gegenstand aktueller Forschung sind im Besonderen die weitreichenden Folgen bei pathologischen Störungen der Aufmerksamkeit (Sturm 2005).

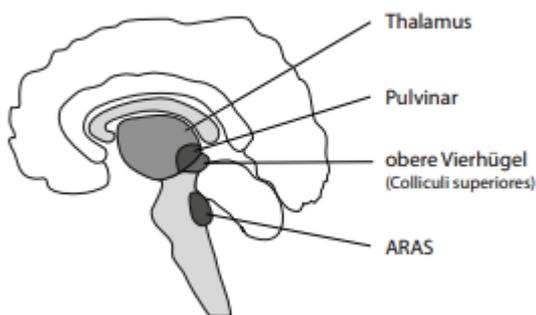


Abbildung 6: Schema subkortikaler Aufmerksamkeitsysteme (Müller et al. 2015)

Essenziell für die Fokussierung auf spezielle kognitive Aufgaben ist die Sensitivität der Sinnesorgane. Neben Gewöhnung, Funktionstüchtigkeit und Ermüdung hat jede Person, ob bewusst oder unbewusst, die Möglichkeit sich auf spezielle Sinnesorgane zu fokussieren (Ansorge & Leder 2017). Sensorisch wahrgenommene Stimuli werden von peripheren zu zentralen Zentren geleitet (sog. „Bottom-up-Verarbeitung“). Darüber hinaus spielen auch „Top-down-Verarbeitungs-

prozesse“ eine entscheidende Rolle. Bereits erlerntes Vorwissen hilft bei der Priorisierung und Analyse des sensorischen Inputs (Müller et al. 2015). Chand und Koautoren beschreiben in einer kürzlich erschienenen Studie, wie drei Hirnnetzwerke ineinandergreifen in Assoziation mit der HRV und so sich den verschiedenen Anforderungen anpassen (Chand et al. 2020). Bei der Suche nach physiologischen Korrelaten fanden Hillmert und Koautoren Korrelationen zwischen HRV-Parametern und EEG-Ableitung im zentralen Parietal- und rechten Okzipitallappen, sowie im präfrontalen Kortex, welche je nach Art der mentalen Belastung variierten (Hillmert et al. 2020).

1.2.5 Psychische Beanspruchung und Herzkreislaufreaktionen als Antwort auf kognitive Belastung

Neben körperlicher Belastung führt auch psychomentele Belastung zu einem Anstieg der Herzschlagfrequenz und damit einhergehend zu veränderter HRV. Bereits im 19. Jahrhundert fanden erste Untersuchungen statt, um den Zusammenhang von Herz- und Gehirnaktivität zu verstehen (Thayer & Lane 2009). Die kürzlich erschienener Studie von Larra et al. 2020 untersucht den Einfluss der Herzzykluszeit (Systole/Diastole) auf kognitive Leistungen. Es gibt bereits verschiedene psychophysiologische Parameter, die als Beanspruchungsparameter bei der Analyse psychomentaler Belastungen eingesetzt werden können (Arand et al. 2000). Wurde in den frühen Forschungsstudien größtenteils die Hf als Beanspruchungsindikator herangezogen, so gewann in den letzten Jahren die HRV an Bedeutung. Hierbei scheint besonders der präfrontale Kortex bei der Regulation der HRV beteiligt zu sein (Zhou et al. 2019). Thayer & Lane 2009 beschreiben in ihrer Arbeit enge Zusammenhänge zwischen diesem und der Herzfrequenz. So führe Funktionsverlust im präfrontalen Kortex nicht nur zu kognitiver Leistungsminderung, sondern ebenfalls zu steigender Hf und niedrigerer HRV. Weiter wurde bereits bestätigt, dass mit steigender psychomentaler Belastung (Eilers 1999, Weippert et al. 2009, Thielmann & Boeckelmann 2016) und bei Patienten mit posttraumatischer Belastungsstörung (Sammito et al. 2015b) die HRV sinkt. Stressbelastung bewirkt über eine Sympathikus-Aktivierung einen Herzfrequenz- und Blutdruckanstieg. Diese Beanspruchungsreaktionen sind unterschiedlich und abhängig davon, wie das Individuum mit dieser Belastung umgeht sowie von körperlichen Voraussetzungen, Persönlichkeitsmerkmalen und psychosozialen Faktoren. Arbeitsbelastungen, die unkontrollierbare Aufgaben und Verantwortung beinhalten, führen zu stärkeren Blutdruckreaktionen und bewirken auch nach Belastungsende nur eine geringere Absenkung des Blutdrucks, als bei Probanden mit kontrollierbaren Stressfaktoren (Steptoe et al. 1999). In einer Studie, bei der Folgen psychischen Stresses während der Computerarbeit ermittelt wurde, stellt sich die HRV-Analyse gegenüber der Blutdruckanalyse als empfindlicheres Messinstrument dar (Hjortskov et al. 2004) und besonders die komplexen HRV-Parameter gewinnen in der Beziehung zwischen Stress und HRV-Analyse an Bedeutung (Schubert et al. 2009).

In der Studie von Hansen und Koautoren (Hansen et al. 2003) wurde bei Probanden mit höherer HRV korrektere und schnellere Aufgabenerfüllung gefunden als bei Probanden mit niedriger HRV. Weiter zeigt die Korrelationsanalyse dieser Studie, dass kognitive Leistung mit der HRV in der Ruhephase zusammenzuhängen scheint. Eine weitere Erkenntnis ist, dass der HRV-Parameter RMSSD (Quadratwurzel des Mittelwertes der Summe aller quadrierten Differenzen zwischen benachbarten NN-Intervallen) während kognitiver Belastung sinkt (Hansen et al. 2003). Dieser ist Indikator der Kurzzeitvariabilität, der die Aktivität des Parasympathikus widerspiegelt. Auch in weiteren Studien dieser Arbeitsgruppe und anderer Autoren konnte gezeigt werden, dass kognitive Leistungsfähigkeit, präfrontale Nervenfunktion und HRV zusammenhängen (Thayer et al. 2009, Kemp et al. 2016).

Bereits vor einigen Jahren konnte nachgewiesen werden, dass der prozentuale Anteil am Low Frequency Band (LF) am Gesamtspektrum bei Konzentrationsaufgaben signifikant steigt (Vestweber & Hottenrott 2002). Stärkere Reduktionen im High Frequency Band (HF) korrelieren mit signifikant besseren Ergebnissen in den kognitiven Aufgaben (Duschek et al. 2009, Mathewson et al. 2010). Duschek et al. fanden heraus, dass kognitive Anstrengung unter Zeitdruck zu Anpassungsreaktionen auf kardiovaskulärer Ebene führen. In einer anderen Studie (Stenfors et al. 2016) korrelieren Leistungen in verschiedenen kognitiven Tests mit HRV-Parametern. Während die Korrelationen für die Parameter Standardabweichung der NN-Intervalle (SDNN), RMSSD und Testergebnissen nach Berücksichtigung des Alters hier keine signifikanten Zusammenhänge liefern, sind niedrige QT-Variabilitätsindexe signifikant mit guten Leistungen verknüpft. Studien von McCraty et al. untersuchten die Gehirn- und Herzaktivität unter dem Einfluss verschiedener Wahrnehmungen und Gefühle und stellten signifikante Zusammenhänge fest (McCraty et al. 1995, Lane et al. 2009, McCraty 2015). In Studien mit verschiedenen Tests, die z. B. Gedächtnis-, Aufmerksamkeits-, Geschwindigkeits- und Konzentrationsaufgaben beinhalteten, konnte zudem nachgewiesen werden, dass kognitiv schlechtere Leistungen mit hoher Blutdruckreaktivität zusammenhängt und dass die HRV die Schwierigkeit von verschiedenen schweren kognitiven Aufgaben widerspiegelt (Althaus et al. 1998, Veltman & Gaillard 1998, Waldstein & Katzel 2005, Brown et al. 2009).

1.3 Studienziele und Arbeitshypothesen

Die durchgeführte Pilotstudie als Grundstein für die weiteren Studien im Rahmen des Forschungsprojektes (s. Kapitel 2.1) untersuchte die autonome Reaktion des Organismus auf kognitive Anforderungen bei verschiedenen Aufmerksamkeitstests. Dabei wurden neben der subjektiven Beanspruchung und Ermittlung der allgemeinen Aktiviertheit die objektive kardiophysiologische Beanspruchungsreaktion mittels Herzschlagfrequenz und Herzfrequenzvariabilität in Belastungs- sowie Ruhe- und Erholungssituationen analysiert, um aus ihnen Beanspruchungsparameter für Folgestudien bei der Anwendung digitaler Assistenzsysteme zu identifizieren.

Die Fragestellung der Studie war, inwieweit sich kognitive Belastung bei einzelnen Aufmerksamkeitsaufgaben in der HRV als Beanspruchungsparameter widerspiegelt und wie stark der Ermüdungsprozess nach Absolvierung der Aufgaben der Aufmerksamkeitstestbatterie vorangeschritten ist. Weiter wurde in dieser Untersuchung geprüft, ob Zusammenhänge zwischen der kognitiven Leistung bei Aufmerksamkeitstests eines Probanden mit dessen objektiven Beanspruchungsparametern (Hf und HRV-Parametern) sowie seiner subjektiven Beanspruchungseinschätzung bestehen.

Aus der Literatur werden folgende Arbeitshypothesen formuliert und geprüft:

- H1 Kognitive Belastung in Form von verschiedenen Aufmerksamkeitstests führen zur signifikanten Zunahme der objektiven Beanspruchung, d. h. zur Steigerung der Herzschlagfrequenz und der Reduzierung der HRV im Vergleich zur Baseline (unter Ruhebedingungen).
- H2 Die subjektive und objektive Beanspruchung ist abhängig von der Art und dem Grad der kognitiven Anforderung bei verschiedenen Aufmerksamkeitstests.
- H3 Aufgrund sinkender zentralnervöser Aktiviertheit im Verlauf der Absolvierung der Aufmerksamkeitstestbatterie wird mit einer signifikant niedrigeren Verschmelzungsfrequenz am Ende im Vergleich zum Beginn gerechnet.
- H4 Es finden sich Zusammenhänge zwischen der erbrachten Leistung in Aufmerksamkeitstests, subjektiver Einschätzung der Anstrengung mittels Borg-Skala bei der kognitiven Belastung und vegetativer Beanspruchungsreaktion darauf.

2 Methodik und Probanden

2.1 Studiendesign

Im Rahmen des Forschungsprojekts ArdiAS (Gesundes mobiles **A**rbeiten mit **d**igitalen **A**ssistenzsystemen im technischen Service) des Programms „Zukunft der Arbeit“ vom Bundesministerium für Bildung und Forschung (BMBF) und dem Europäischen Sozialfonds (ESF) wurde eine Pilotstudie zum Teilprojekt „Arbeitsmedizinische und psychophysiologische Untersuchungen nutzerbezogener Aspekte bei der Arbeit mit mobilen Assistenzsystemen“ (Förderkennzeichen 02L15A031) konzipiert, die die Grundlage für die weiteren Fragestellungen innerhalb des Teilprojektes bieten sollte. Diese Studie „**Herzratenvariabilität und Aufmerksamkeit: Die autonome Reaktion auf Anforderungen bei Aufmerksamkeitstests**“ wurde vom Dezember 2017 bis November 2018 durchgeführt. Die Untersuchungen erfolgten unter standardisierten Laborbedingungen im psychophysiologischen Labor des Bereichs der Arbeitsmedizin der Medizinischen Fakultät der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg mit immer gleicher Testleiterin. Die Probanden wurden per Aushang rekrutiert.

Da die Zielstellung dieser Pilotstudie in der Analyse der Beanspruchungsreaktionen mittels HRV-Parametern bei kognitiven Belastungssituationen, die die Aufmerksamkeitsleistungen abrufen, bestand, wurde eine Testbatterie aus verschiedenen Aufmerksamkeitstests zusammengestellt. Die Probanden sollten diese Tests absolvieren und währenddessen wurde bei ihnen eine EKG-Aufnahme vorgenommen. Anschließend wurden aus den Daten der EKG-Aufzeichnungen die HRV-Parameter ermittelt. Die Testbatterie, deren Bearbeitung ca. 45 Minuten dauerte, setzte sich aus vier unterschiedlich langen (jedoch mindestens 5 Minuten dauernden) Tests zusammen. Die Einordnung der Tests in diese Testbatterie erfolgte in randomisierter Reihenfolge, um Reihenfolgeeffekte zu vermeiden. Der Determinationstest und der Interferenztest wurden mit Hilfe des Psychodiagnostiksystems „Wiener Testsystem“ (Fa. Schuhfried, Mödling, Österreich) sowie der Daueraufmerksamkeitstest und der Test zur geteilten Aufmerksamkeit mittels „TAP-System“ (Testsystem zur Prüfung der Aufmerksamkeit) durchgeführt (Zimmermann & Fimm 2007). Da die Tests alle computergesteuert waren, der Versuchsleiter nicht wechselte und nach den Instruktionen mit kleinem Demo-Tests immer ein Probelauf folgte, wurde eine hohe Durchführungsobjektivität gewährleistet. Darüber hinaus

erfüllen alle Tests die Gütekriterien Reliabilität und Validität (Schuhfried 2000, Zimmermann & Fimm 2007). Nach jedem Test wurden die Probanden gebeten, anhand der BORG-Skala ihre Anstrengung einzuschätzen. Zusätzlich wurden die Probanden aufgefordert, eine Ruhezeit von 10 Minuten sowohl vor, wie auch nach den Aufmerksamkeitstests einzuhalten, um eine Baseline für die kardiophysiologicalen Parameter zu ermitteln. Weiter wurde nach der ersten Ruhephase und vor der zweiten Ruhephase ein Flimmerverschmelzungstest mit Hilfe des Wiener Testsystems durchgeführt (Abbildung 7).

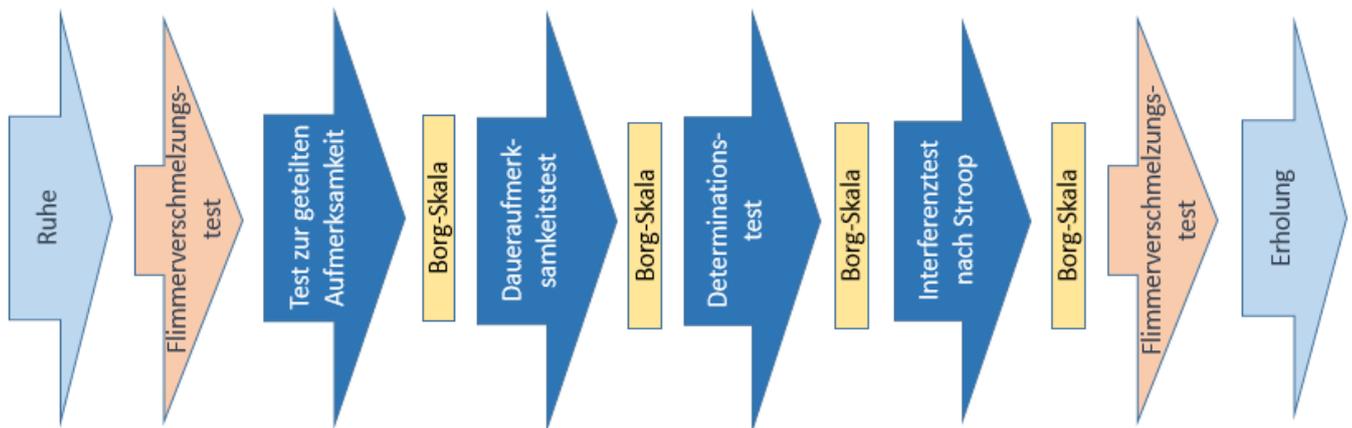


Abbildung 7: Schema des Versuchsablaufs (Beispiel einer Variante)

Ein positives Votum der Ethikkommission der Medizinischen Fakultät der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg (siehe Anlage 1) lag vor, welches die Studie unter der Registrierungsnummer 202/17 als ethisch Bedenken frei einstuft. Noch vor Beginn der Testung wurden die Probanden über den Sinn und Inhalt der Pilotstudie informiert, gebeten eine Einwilligungserklärung zu unterzeichnen und erhielten die Möglichkeit, Fragen zu stellen. Weiter wurden sie darüber aufgeklärt, dass ihre Daten vertraulich behandelt und ausschließlich zu Forschungszwecken verwendet werden. Die Namen der Probanden wurden durch ein Pseudonym (institutsinterne 6-stellige Probandennummer) verschlüsselt und zur späteren Datenanalyse den Datenschutzbestimmungen entsprechend verwendet.

2.2 Probanden

An der Studie nahmen 51 gesunde Probanden mit einem Durchschnittsalter von $25,7 \pm 7,52$ Jahren freiwillig teil, wobei 29 Teilnehmer (56,9%) männlich (Alter: $25,6 \pm 7,54$ Jahre) und 22 (43,1%) weiblich (Alter: $25,8 \pm 7,66$ Jahre) waren. Zum größten Teil handelte es sich um Studenten der Medizinischen Fakultät. Bei der Auswahl der Ausschlusskriterien im Kontext mit physiologischen Beanspruchungsdaten wurde sich an der aktualisierten S2K-AWMF-Leitlinie „Nutzung der Herzschlagfrequenz und der Herzfrequenzvariabilität in der Arbeitsmedizin und der Arbeitswissenschaft“ orientiert (Sammito et al. 2014). Ausschlusskriterium für die Teilnahme an der Studie waren bekannter Diabetes mellitus und die Einnahme von Medikamenten, die den Herzrhythmus beeinflussen. Zur Korrektur ihres vorhandenen Sehdefizits trugen einige Probanden ggf. eine Brille oder Kontaktlinsen.

2.3 Methodik

2.3.1 Psychometrische Testbatterie

2.3.1.1 Test zur geteilten Aufmerksamkeit

Der Test zur geteilten Aufmerksamkeit verlangt dem Probanden die Alltagskompetenz ab, sich auf mehrere Tätigkeiten gleichzeitig zu konzentrieren. Bei dem hier gewählten Durchführungstyp II gilt es auditive und visuelle Aufgaben gleichzeitig zu bewältigen. Der Proband bekommt in regelmäßigem Abstand einen tiefen und einen hohen Ton abwechselnd vorgespielt. Wiederholt sich die Tonhöhe, so hat er so schnell wie möglich die Reaktionstaste zu drücken. Parallel hierzu, aber asynchron zu den Tönen, wird ihm ein „S“ oder eine umgedrehtes „S“ gezeigt (Abbildung 8). Erscheint anstatt dieser beiden Zeichen eine 10 oder eine 01, so muss der Proband auch hier schnellst möglich die Reaktionstaste drücken.

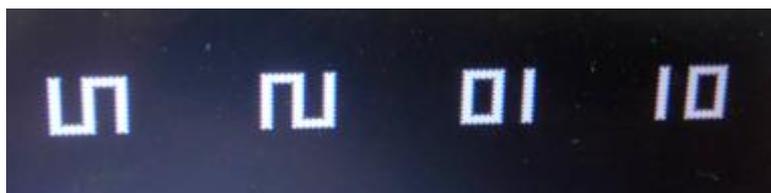


Abbildung 8: Verwendeten Zeichen beim Test zur geteilten Aufmerksamkeit

Über die Testdauer von sechs Minuten erhält man Mittelwerte, Median und Streuung der Reaktionszeit auf sowohl auditive, wie auch visuelle Reize. Neben den darüber hinaus ausgegebenen Ausreißern, ist die Anzahl der Auslassungen bei diesem Test von entscheidender Bedeutung bei der Beurteilung der Aufmerksamkeitsteilung (Zimmermann & Fimm 2007).

2.3.1.2 Daueraufmerksamkeitstest

Der Konzentrationstest zur Daueraufmerksamkeit verlangt dem Patienten eine 15-minütige Fokussierung auf verschiedene Reizdimensionen ab. Die Anforderung an den Probanden besteht darin, sich sowohl die Farbe als auch die Form des gezeigten Bildes zu merken. Es werden ihm Formen wie z. B. Kreise, Rechtecke und Kreuze gezeigt und er hat die Aufgabe unabhängig von Größe und Muster bei gleicher Form die Reaktionstaste zu drücken (Abbildung 9). Weiter soll er diese zusätzlich drücken, wenn zwei nacheinander gezeigte Formen die gleiche Farbe haben, ungeachtet der Form.



Abbildung 9: Beispiele der verwendeten Formen in verschiedenen Farben im Daueraufmerksamkeitstest

Somit ist der Proband angehalten sie kontinuierlich auf neue Reize, je nach vorher gezeigtem Bild, auszurichten und es bedarf einer flexiblen Speicherung der Informationen im Kurzzeitgedächtnis. Der wichtigste Parameter in der Auswertung der Ergebnisse stellt die Anzahl der Auslassungen dar. Je unkonzentrierter der Proband wird, desto unsicherer wird der Proband, bei Farbe und Form des zuvor gesehenen Bildes. Ein weiterer Kennwert zur Beurteilung des Testverlaufs ist somit auch die Anzahl der Fehler. Die Reaktionszeit über die Dauer des Tests spielt laut Testentwickler eher eine untergeordnete Rolle in der Auswertung. Klinische Relevanz hat dieser Test z. B. bei Prognosen über Wiedereingliederung bei Patienten mit Schädel-Hirn-Trauma. Viele Patienten berichten über Konzentrationsprobleme bei Aufgaben über längere Zeitspannen, welche durch den Daueraufmerksamkeitstest erfasst werden können (Zimmermann & Fimm 2007).

2.3.1.3 Determinationstest

Dieser Test ist ein komplexer Mehrfachreiz-Reaktionstest. Er misst die reaktive Belastbarkeit, indem der Proband aufgefordert ist schnellst möglich auf wechselnde Reize zu reagieren (Schuhfried 2000). Vor sich sieht der Proband fünf verschieden farbige Knöpfe (Abbildung 10).



Abbildung 10: Bedienungspanel des Wiener Testsystems

Dem Probanden wird ein runder Kreis mit einer Farbe gezeigt (Abbildung 11) und er muss schnellst möglich auf die gleichfarbige Taste drücken und es erscheint die nächste Farbe. Anstatt einer neuen Farbe wird gelegentlich auch ein hoher oder tiefer Ton eingespielt, worauf der Proband auch mit dem Druck auf längliche Tasten reagieren soll. Die Dauer zwischen den

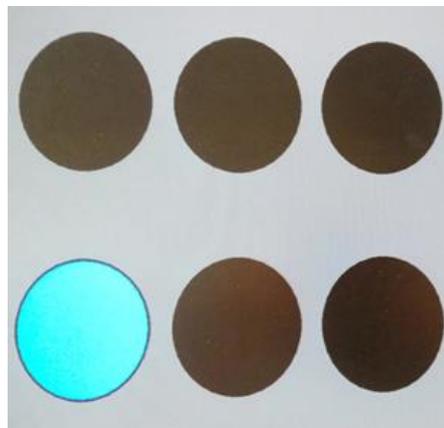


Abbildung 11: Beispiel für die Darstellung der Reize während des Determinationstests

Reizdarbietungen wechselt. Am Anfang und am Ende ist die Darbietungsfrequenz langsam und im Mittelteil schnell. Bei der Auswertung des Tests spielen neben dem Median der Reaktionszeit auch besonders die Art der Reaktion eine Rolle. So wird ausgewertet, ob die Reaktion richtig, verspätet, falsch war oder sogar ausblieb. Die Anstrengung des Tests besteht darin anhaltend schnell auf die verschiedenen Reize richtig zu reagieren. Dieser Test findet Anwendung in Bereichen der Neuro-, Verkehrs-, Sport- und Pharmakopsychologie und misst die psychophysiologische Leistungsfähigkeit (Schuhfried 2013).

2.3.1.4 Interferenztest nach Stroop

Der Test beschäftigt sich mit dem Grundsatz, dass die Lesegeschwindigkeit eines Farbwortes, wenn es in einer anderen Farbe geschrieben ist, sich verlangsamt. Ebenso kann auch die Farbe nicht so schnell benannt werden, wenn das Wort eine andere Farbe als Inhalt hat (Schuhfried 2012). Um dies zu ermitteln, wird im Interferenztest nach Stroop neben der Lesegeschwindigkeit und der „Benennen“-Geschwindigkeit von Farben auch die Geschwindigkeit beides kombiniert zu verarbeiten gemessen. Hierbei wurde festgestellt, dass Hirngeschädigte Patienten signifikant längere Reaktionszeiten bei Kombinationsaufgaben (Interferenzbedingungen) aufweisen (Schuhfried 2000). Die hier verwendete Testform S7 besteht aus vier Aufgaben. Auch dieser Test ist auf dem Panel vom Wiener Testsystem zu absolvieren. Zuerst werden dem Probanden nacheinander grau geschriebene Farbwörter (zum Beispiel: ROT, GRÜN...) präsentiert



Abbildung 12: Beispiel für die Darstellung der Reize während des Interferenztests nach Stroop

und er muss die jeweiligen Knöpfe drücken. Dann erscheinen farbige Balken und er muss so schnell wie möglich die entsprechende Farbe drücken und dann wird beides kombiniert. Es werden ihm farbige Worte gezeigt und er muss den Inhalt lesen und den passenden Knopf drücken. Bei der vierten Aufgabe muss er nun die Farbe des Wortes erkennen und nicht den Inhalt und schnellst möglich die gleichfarbige Taste drücken (Abbildung 12). In der Datenanalyse wird zu jedem Test ein Median der Reaktionszeit und die Anzahl falscher Reaktionen verwendet. Der sensomotorische Test orientiert sich an dem Muster Farb-Wort-Interferenz von Stroop (1935) und hat z. B. bei Dysfunktionstestungen des Frontallappens bis heute klinische Relevanz (Schuhfried 2012).

2.3.1.5 Verschmelzungsfrequenz

Die Testung der Verschmelzungsfrequenz ist kein Aufmerksamkeitstest in dem Sinne, sondern eher ein Test zur Ermittlung der allgemeinen Aktiviertheit und dauert auch nur 3 Minuten. Dieser Test wurde am Anfang und Ende der Aufmerksamkeitstestbatterie eingesetzt. Schnell aufeinander folgende Lichtpunkte werden vom Auge als Flimmern registriert. Ab einer bestimmten Frequenz kommen im Gehirn des Probanden jedoch keine einzelnen Bilder mehr an, sondern es wird ein durchgehendes Leuchten wahrgenommen (Schuhfried Mödling, Österreich; 2011). Dieser Moment der Veränderung wird erfasst und als Verschmelzungsfrequenz bezeichnet. In der ausgewählten Testform wird dem Probanden ein flackerndes Licht



Abbildung 13: : Gerät zur Ermittlung der Flimmerverschmelzungsfrequenz

mit aufsteigender Frequenz in einem röhrenförmigen Apparat präsentiert (Abbildung 13). Er hat die Aufgabe, eine bestimmte Taste zu drücken, wenn das Licht seiner Meinung nach nicht mehr flackert, was bedeutet, dass die Frequenz des Flackerns so hoch ist, dass er es mit bloßem Auge nicht mehr wahrnehmen kann. Neben Verschmelzungsfrequenz, die nach Belastung bei Gesunden abnimmt, wird der Messfehler ermittelt. Der Test untersucht die zentralnervöse Funktionsbereitschaft, die in der Neuropsychologie, der Rehabilitation und der Arbeitspsychologie von Bedeutung ist (Schuhfried 2000).

2.3.2 Borg-Skala

Die Borg-Skala wurde ursprünglich für verschiedene Arten körperlicher Beanspruchung entwickelt (Borg 1982), wird jedoch auch in einigen psychophysiologischen Beanspruchungsuntersuchungen eingesetzt (Pfister et al. 1997, Böckelmann et al. 2006). Sie ist eine Skala, welche Beanspruchungsgrade von sehr, sehr leicht bis sehr, sehr schwer in Zahlen von 6 bis 20 ausdrückt (Anlage 5). Die Probanden wurden gebeten, nach jedem Test die Anstrengung während

des Tests einzuschätzen und eine Zahl auf diese Skala zu benennen. Die Borg-Skala ist eine übliche Methode zur subjektiven Einschätzung körperlicher Beanspruchung bei Gesunden und Kranken (Borg 1982, Borg 2004, Aamot et al. 2014, Morishita et al. 2018).

2.3.3 EKG-Aufnahme und HRV-Analyse

2.3.3.1 Erfassung der NN-Intervalle für die Berechnung von Hf und HRV

Die EKG-Aufzeichnung erfolgte mit dem Holter-EKG vom Gerätetyp „medilogAR12 plus“ (Fa. SCHILLER Medizintechnik GmbH, Obfelden, Schweiz) (Abbildung 14) mit einer Abtastfrequenz von 1000 Hz, die in den Leitlinien als erforderlich genannt wurde (ESC/NASPE Task Force 1996, Sammito et al. 2014). Über sechs am Brustkorb befestigte Klebeelektroden (Abbildung 15) wurde das registrierte EKG-Signal zum Messgerät geleitet und dort auf einer SD-Karte als Folge der sukzessiver NN-Intervalle (Abstand zwischen zwei R-Zacken im EKG) gespeichert. Da die



Abbildung 14: EKG-Gerät medilogAR12

Qualität der EKG-Aufnahmen entscheidend für die weitere HRV-Analyse ist, wurde daher beim Anlegen und Vermeiden von Störvariablen anhand der 2014 aktualisierten Leitlinie zur HRV vorgegangen (Sammito et al. 2014). Durch stationäre Positionierung der Probanden vor einem Bildschirm während der gesamten Aufzeichnungsdauer sollten artefaktfreie Daten für die Auswertung sichergestellt werden. In dieser Studie wurde sich für eine Holter-EKG-Aufnahme entschieden, da diese die NN-Intervalle deutlich genauer erfasst, als die anderen Verfahren wie z.B. das Pulsoxymeter oder Photoplethysmografie (Schega et al. 2010, Sammito et al. 2011, Sammito & Böckelmann

2012, Sammito & Böckelmann 2016b). Nach erfolgreicher Testung wurden mithilfe der Software medilog DARWIN2 (Fa. SCHILLER Medizintechnik GmbH) die Daten der EKG-Aufzeichnungen für die weitere Verwendung in der HRV-Analyse und ggf. auf klinische Auffälligkeiten

durch medizinisches Fachpersonal geprüft. Anschließend erfolgte der Export der NN-Intervall-Reihen für die weitere HRV-Analyse, die mithilfe der Software Kubios HRV Version 2.0 (Biosignal Analysis and Medical Imaging Group, Universität Kuopio, Finnland) durchgeführt wurde (Niskanen et al. 2004). Nach internationalen und nationalen Empfehlungen zur HRV-Analyse erfolgte eine Artefaktkorrektur mit den Einstellungen custom und 0,3 ohne Veränderung der trend components (Anlage 4) (Sammito et al. 2015a).

Zu Beginn erfolgte eine EKG-Aufzeichnung während einer Ruhephase unter Vermeidung körperlicher Aktivität um eine Herzrhythmusstörung wie z. B. supraventrikuläre und ventrikuläre Extrasystolen auszuschließen. Aus jedem einzelnen psychometrischen Test wurde ein Zeitintervall von 5 Minuten ausgewählt und diese gingen in die Vergleiche der HRV-Parameter ein. Hierbei wurde darauf geachtet, den, laut Leitlinien, nicht repräsentativen Einschwingbereich nicht mit in die Berechnungen einfließen zu lassen. In aktuellen (Sammito et al. 2014) und auch älteren (ESC/NASPE Task Force 1996) Leitlinien werden 5 Minuten Kurzzeitmessungen als Untergrenze zur Erfassung aussagekräftiger frequenzbezogener HRV-Parameter beschrieben, daher ist die Parameterauswahl mit Bedacht zu treffen. Weiter

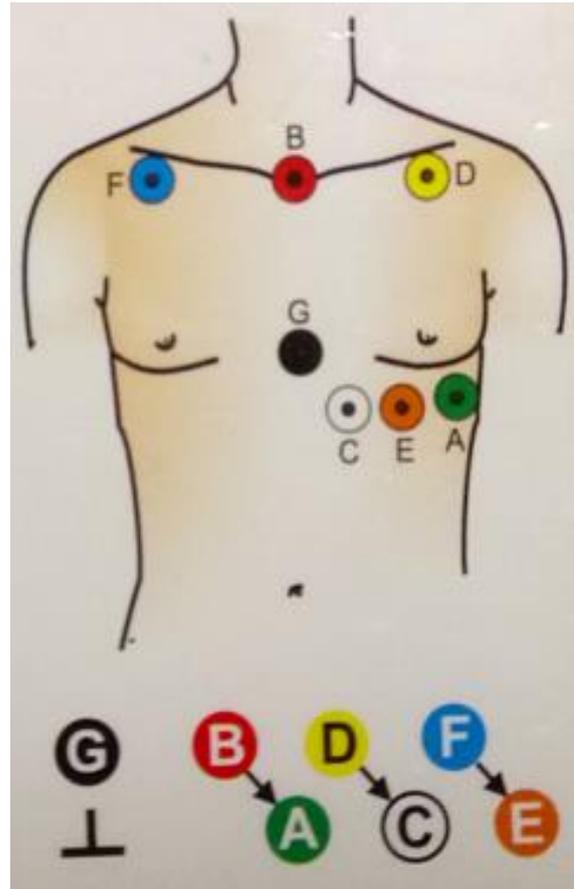


Abbildung 15: Position der Klebeelektroden

wurde beachtet, dass alle ausgewerteten Abschnitte exakt 300 Sekunden lang waren, da dies entscheidenden Einfluss auf die HRV-Parameter im Zeitbereich nimmt (Horn 2003). Bereits 1994 wurde in einer Studie aus den USA gezeigt, dass kurze HRV-Messungen ausgesprochen gut mit 24h-HRV-Messungen korrelieren und daher gut als Messmethode geeignet sind (Sloan et al. 1994).

Die Analyse der HRV-Daten erfolgte anhand der von der „Task Force of the European Society of Cardiology und der North American Society of Pacing and Electrophysiology“ festgelegten

Standards und der 2014 erschienenen S2K-AWMF-Leitlinie der DGAUM und der GfA mit aufgelisteten Qualitätskriterien für die Erfassung und Analyse der Kardiointervallreihen (ESC/NASPE Task Force 1996, Sammito et al. 2014). Die HRV-Analyse unterteilt sich in zeitbezogene (time-domain), frequenzbezogene (frequency-domain) und nicht-lineare Analysemethoden (Rajendra et al. 2006).

2.3.3.2 HRV-Analyse im Zeitbereich

Zeitbezogene (time-domain) Parameter aus der HRV-Analyse betrachten die mathematischen Charakteristiken der Variabilität der NN-Intervalle. Sie sind die am leichtesten zu erfassenden Parameter und werden daher am häufigsten verwendet. Um verschiedene Messungen vergleichen zu können, ist es essentiell die Aufzeichnungsdauer bei allen Messungen exakt gleich lang zu wählen, da mit zunehmender Aufzeichnungslänge auch die HRV-Werte ansteigen (Shaffer et al. 2014, Sammito & Böckelmann 2015).

In der Tabellen 1 sind alle HRV-Parameter aus dem Zeitbereich aufgelistet, die in dieser Arbeit verwendet wurden. Als Grundlage wurde hierfür die aktuelle S2K-Leitlinie der AWMF verwendet (Sammito et al. 2014).

Tabelle 1: Verwendete zeitbezogene HRV-Parameter und Hf (nach Sammito et al. 2014)

Parameter	Erklärung	Einflussfaktor
Hf [1/min]	Herzschlagfrequenz	
SDHf [1/min]	Standardabweichung der Herzfrequenz	
NN [ms]	NN-Intervalle; Abstand zwischen zwei Herzschlägen in ms	
SDNN [ms]	Standardabweichung der NN-Intervalle im ausgewählten Zeitbereich; Parameter der Gesamtvariabilität	
RMSSD [ms]	Quadratwurzel des Mittelwertes der Summe aller quadrierten Differenzen zwischen benachbarten NN-Intervallen	Parasympathikus
NN50	Anzahl der Paare benachbarter NN-Intervalle, die mehr als 50 ms voneinander abweichen	Parasympathikus
pNN50 [%]	Prozentsatz aufeinander folgender NN-Intervalle, die mehr als 50 ms voneinander abweichen	Parasympathikus

Bemerkung: bei leerem Einflussfaktor-Feld -> keine klare Zuordnung zu Teilen des ANS

Die Standardabweichung der NN-Intervalle (SDNN) gibt einen ersten groben Überblick über die Gesamtvariabilität des Herzschlages. Andere Parameter sind komplizierter zu ermitteln und basieren auf Berechnungen aus diesen NN-Intervallen. So z. B. ist der Parameter RMSSD die Quadratwurzel des Mittelwertes der Summe aller quadrierten Differenzen zwischen benachbarten NN-Intervallen der Parameter der Kurzzeitvariabilität. Der Parameter NN50 ermittelt alle Herzschläge, die mehr als 50 ms von benachbarten abweichen (Eller-Berndl 2010). Bereits nachgewiesen ist, dass 5-Minuten-Kurzzeitmessungen gut mit Langzeitmessungen korrelieren für die Parameter SDNN bzw. RMSSD (Sztajzel 2004, Sammito & Böckelmann 2015). Weniger brauchbar für diese Studie sind die HRV-Parameter SDANN und SDANN-Index, die eine EKG-Aufzeichnung von 24h benötigen (Tarvainen et al. 2014). Auch geometrische Analysen wie der Triangularindex und der TINN-Parameter sind für Kurzzeitmessungen ungeeignet und geben erst ab einer Aufzeichnungszeit von 20 Minuten brauchbare Ergebnisse (Sammito et al. 2014).

2.3.3.3 HRV-Analyse im Frequenzbereich

Die am häufigsten verwendeten Verfahren für die spektrale Analyse sind Fast-Fourier-Transformation (FFT) und das Autoregressive Modell (AR). Diese werden genutzt, um zyklische Schwankungen der NN-Intervalle zu erfassen (Pumprla et al. 2002, Sztajzel 2004). Frequenzbezogene HRV-Analysen haben den Vorteil, dass sie sich frei von Zeiteinteilungen auf physiologische Oszillationen der Herz-Kreislauf-Regulation beziehen (Sammito & Böckelmann 2015) und neben Frequenz- auch Amplitudeninformationen mit einbeziehen (Shaffer et al. 2014). Verwendete frequenzbezogene HRV-Parameter sind der Tabelle 2 zu entnehmen.

Die erhaltenen Messwerte können in Hertz (Hz) umgeformt werden, indem durch die NN-Intervalllänge dividiert wird. Es erfolgt eine Aufspaltung in einzelne Frequenzen, welche am Ende das ermittelte Gesamtsignal bilden (Abbildung 16).

Tabelle 2: Verwendete frequenzbezogene HRV-Parameter (nach Sammito et al. 2014)

Parameter	Erklärung	Einflussfaktor
LF [Hz]	Frequenzgipfel im LF-Band; Baroreflex-Peak	
HF [Hz]	Frequenzgipfel im HF-Band; Respiratorischer-Peak	

LF [ms ²]	Leistungsdichtespektrum im Frequenzbereich von 0,04 bis 0,15 Hz	Überwiegen des Sympathikus, doch auch Parasympathikus
HF [ms ²]	Leistungsdichtespektrum im Frequenzbereich von 0,15 bis 0,40 Hz	Parasympathikus
LF [%]	prozentualer LF-Anteil am Gesamtspektrum	Überwiegen des Sympathikus, doch auch Parasympathikus
HF [%]	prozentualer HF-Anteil am Gesamtspektrum	Parasympathikus
LFnu	LFnorm = $LF \times 100 / (\text{total power} - \text{VLF})$ (VLF entspricht very low frequency)	Überwiegen des Sympathikus, doch auch Parasympathikus
HFnu	HFnorm = $HF \times 100 / (\text{total power} - \text{VLF})$	Parasympathikus
LF/HF	Quotient aus dem LF und HF; als Wert des Zusammenspiels von Parasympathikus (HF) und Sympathikus (LF)	Parasympathikus und Sympathikus
TP [ms ²]	Totale Power; Indikator der Gesamtvariabilität; entspricht Energiedichte im Spektrum von 0,00001 bis 0,4Hz	

Bemerkung: bei leerem Einflussfaktor- Feld -> keine klare Zuordnung zu Teilen des ANS

Die Frequenzanalyse erfolgte in dieser Testung mittels nichtparametrischer Fast-Fourier-Transformationsanalyse (Fensterbreite 300s mit 50% Fensterüberlappung) sowie parametrischer Autoregression (Model 16, not factorized).

Bei diesen Analysemethoden wird die erfasste Gesamtfrequenz in verschiedene Bänder aufgeteilt (Abbildung 16) (Sammito & Böckelmann 2015, Sammito & Böckelmann 2015). Die Aufteilung der Frequenzbänder folgt nationalen und internationalen Leitlinien und wird nun folgend näher erläutert (ESC/NASPE Task Force 1996, Berntson et al. 1997, Sammito et al. 2014, Sammito & Böckelmann 2015). Beim VLF-Band („very low frequency“) mit einer Periodendauer von 25 Sekunden bis 5 Minuten 30 Sekunden und dem ULF-Band („ultra very low frequency“) mit einer Periodendauer ab 5 Minuten 30 Sekunden reichen fünf Minuten Kurzzeitmessungen nicht aus, um zu signifikanten Aussagen zu führen und entfallen somit aus der Betrachtung der Ergebnisse. Die Aufzeichnungsdauer sollte bei frequenzbezogenen Parametern etwa die 10-fachen Dauer der Wellenlänge der zu untersuchenden Frequenz umfassen (ESC/NASPE Task Force 1996, Berntson et al. 1997, Böckelmann & Sammito 2016). Daher würde dies für

eine Messung im VLF-Band bedeuten: 5 Minuten 30 Sekunden x 10 = 55 Minuten. Anders verhält es sich im LF-Band („low frequency“) und HF-Band („high frequency“). Hier beträgt die Periodendauer nur wenige Sekunden und daher reichen bereits kurze Messungen von 5 Minuten aus, um aussagekräftige Ergebnisse zu erbringen (Sammito et al. 2014, Sammito & Böckelmann 2015).

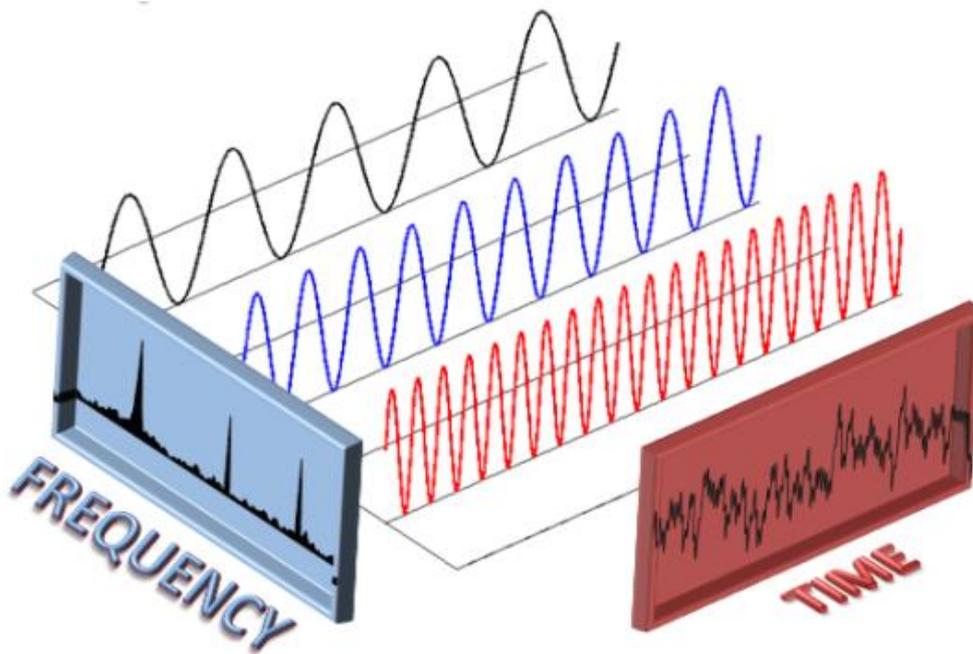


Abbildung 16: Darstellung HRV-Analyse im Frequenzbereich

(Internetquelle. Available from: <http://groups.csail.mit.edu/netmit/sFFT/algorithm.html>)

Der Parameter Totale Power (TP) bildet das gesamte Spektrum von 0,00001 bis 0,4 Hz ab und gilt als Indikator der Gesamtvariabilität (Sammito & Böckelmann 2015). Er bildet somit den Einfluss des Vegetativums allgemein auf das Herzkreislaufsystem ab (Abbildung 17).

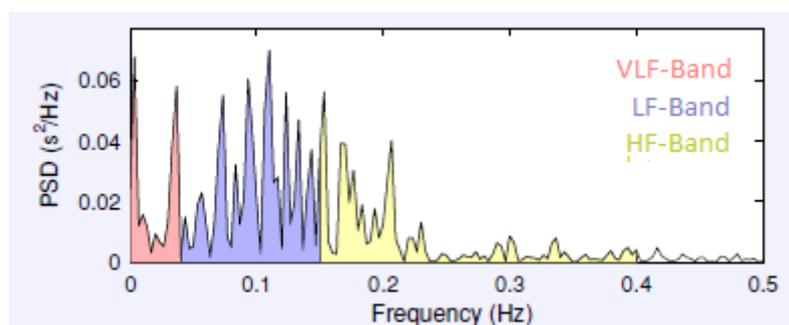


Abbildung 17: Frequenzbezogene Methode der HRV-Auswertung (Kubios-Auswertung)

Ein Abfall der TP ist u.a. auf Anspannung und Stress bzw. auf reduzierte Anpassung an die Belastungssituation zurückzuführen.

Das LF-Band zeichnet Herzfrequenzschwankungen im Frequenzspektrum von 0,04-0,15 Hz auf und ist Ausdruck von Blutdruckoszillationen. Während einige Autoren eine klare sympathische Beeinflussung festhalten (Baevsky & Chernikova 2017), halten andere Autoren ein Überwiegen sympathischer Einwirkung neben ebenfalls zu findenden parasympathischen Einflüssen auf das Herz für wahrscheinlicher (Billman 2013). In der 2013 von Reyes del Pasco und Koautoren erschienenen Zusammenschau bestehender Studien, blieb eine Auswirkung auf das LF-Band bei sympathischer Blockade aus. Laut dieser Arbeit scheint das LF-Band eher parasympathisch beeinflusst zu sein (Reyes del Paso et al. 2013).

Das HF-Band bildet den Frequenzbereich von 0,15-0,4 Hz ab und wird als Atmungsband bezeichnet. Es spiegelt atmungsbedingte Schwankungen wider. Durch den Nervus vagus erfolgt eine Anpassung der Herzschlagfrequenz an die Atmung, welche diese respiratorische Sinusarrhythmie maßgeblich beeinflusst (Ewing et al. 1985, Shaffer et al. 2014). Darüber hinaus sind sich zahlreiche Studien einig, dass das HF-Band parasympathische Aktivität abbildet (ESC/NASPE Task Force 1996, Sammito et al. 2014, Baevsky & Chernikova 2017). Darüber hinaus lässt sich das LF- und das HF-Band normiert darstellen (LFnu und HFnu), indem man die Banden mit 100 multipliziert und anschließend durch die Differenz aus Gesamtleistung und VLF-Band teilt. Mit dem nicht eindeutig zu zuordnenden LF-Band gehen auch uneindeutige Beurteilungen über den LF/HF-Quotienten einher. Auch wenn oft angenommen wird, dass der Quotient aus LF/HF die Balance beider Komponenten Sympathikus und Parasympathikus widerspiegelt, so gibt es auch Hinweise darauf, dass dieser Quotient stark von der Herzschlagfrequenz und weiteren Einflussfaktoren abhängt (ESC/NASPE Task Force 1996, Sztajzel 2004, Billman 2013, Shaffer et al. 2014).

2.3.3.4 Nicht-lineare HRV-Analyse

Da die Einflussysteme des Herzens komplex sind, reicht es nicht nur mit linearen Methoden deren Variabilität zu beschreiben. Daher bedient man sich weiterer Parameter, wie die in Ta-

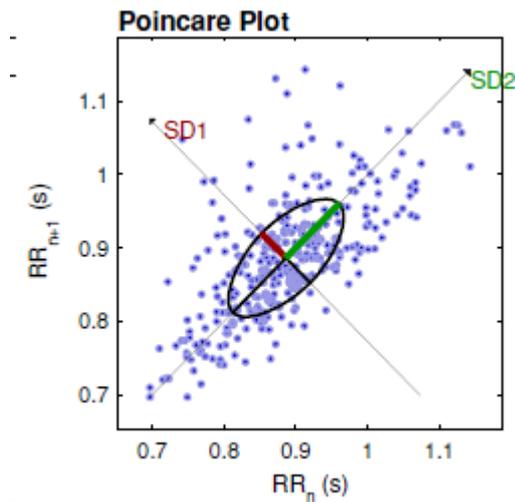


Abbildung 18: Nicht-lineare Methode der HRV-Auswertung, Poincaré Plot (Kubios-Auswertung)

belle 3 aufgelisteten, z. B. Probenentropie (SampEn), Korrelationsdimension (D_2) und Grad der Zufälligkeit (DFA) (Tarvainen et al. 2014). Darüber hinaus gibt es das Poincaré-Diagramm das auch als Lorenzplot bezeichnet wird. Es beinhaltet NN-Intervalle, die dem darauffolgenden NN-Intervall zu geordnet sind und im Diagramm aufgetragen werden. Daraus entsteht eine Punktwolke (Abbildung 18), aus der anhand von Form und Breite Schlussfolgerungen gezogen werden können (Sammito & Böckelmann 2015). Vorteile der Poincaré Analyse sind die anschaulichen Darstellungen komplexer Zusammen-

hänge und die nicht zwingend notwendige lückenlose Aufzeichnung der NN-Intervalle (Böckelmann & Sammito 2016), sowie die Vernachlässigung von Ausreißern (Eller-Berndl 2010). Da für aussagekräftige Punktwolken eine Mindestaufnahmezeit von 20 Minuten benötigt wird, entfallen Parameter wie DQ und DL hier und auch zum Berechnen des Parameters ungefähre Entropie (ApEn) benötigt man längere Aufzeichnungen.

Die Parameter SD1 und SD2 werden ebenfalls der Poincaré Analyse zugeordnet. Da sie allerdings ausgesprochen gut mit HRV-Parametern aus dem Zeitbereich korrelieren, bleiben sie in hier stattgefundenener Analyse enthalten (Sammito & Böckelmann 2016a). Die Parameter DFA 1 und 2 stellen den Grad der Zufälligkeit der NN-Intervalle dar (Sammito & Böckelmann 2015). Der HRV-Parameter SampEn liefert unbeeinflusst von der Aufzeichnungslänge zuverlässige Werte (Richman & Moorman 2000).

Tabelle 3: Nicht-lineare HRV-Parameter (nach Melillo et al. 2011)

Parameter	Erklärung	Einflussfaktor
SD1	Standardabweichung der Punktabstände zum Querdurchmesser; quantifiziert die spontane (kurzzeitige) Variabilität	Parasympathikus
SD2	Standardabweichung der Punktabstände zum Längsdurchmesser	
Lmean	mittlere Leitungslänge (Mean line length)	
Lmax	maximale Leitungslänge (Max line length)	
REC	Wiederholungsrate (Recurrence rate)	
DET	Determinismus	
Shan	Shannon Entropie	
SampEn	Muster der Entropien (Sample entropy)	
DFA α 1	Grad der Zufälligkeit; Detrended fluctuation Analyse; nicht-linearer Parameter für kurze NN-Intervalle (Kurzzeitkomponente)	
DFA α 2	Grad der Zufälligkeit; Detrended fluctuation Analyse; nicht-linearer Parameter für längere NN-Intervalle (Langzeitkomponente)	
D2	Korrelationsdimension	

Bemerkung: bei leerem Einflussfaktor- Feld -> keine klare Zuordnung zu Teilen ANS

In der 2015 erschienen Erweiterung der Task-Force-Dokumentes von 1996 (ESC/NASPE Task Force 1996) wurden kritisch neue HRV-Analysemethoden hinterfragt (Sassi et al. 2015). Als Fazit wird festgehalten, dass HRV-Analysen im Zeit- und Frequenzbereich nach wie vor die besseren Methoden sind, da sie durch zahlreiche Validierung und Erfahrung geprägt wurden. Sassi und Koautoren kamen in ihrer Arbeit über nicht-lineare HRV-Parameter zu dem Fazit, dass diese Parameter zwar einen wichtigen Beitrag zum Verständnis der HRV liefern, jedoch in der praktischen Anwendung bis jetzt eher eine untergeordnete Rolle spielen (Sassi et al. 2015).

2.3.4 Statistische Methoden

Alle Daten aus verschiedenen Untersuchungsebenen dieser Studie (Aufmerksamkeitstests, der HRV-Analyse, der Borg-Skala und des Flimmerverschmelzungstests) wurden mit Hilfe von Microsoft Excel (Microsoft Office 2010) in eine Tabelle zusammengefasst, geordnet und auf Vollständigkeit und Plausibilität überprüft. Anschließend erfolgte die statistische Auswertung mit IBM SPSS Statistics 24. Zu Beginn der Analyse wurden alle erfassten Daten mittels Kolmogorov-Smirnov-Test auf Normalverteilung geprüft. Sowohl bei den HRV-Parametern, als auch bei den Leistungsdaten wiesen nur vereinzelte Parameter Normalverteilung vor, sodass sich generell für die Durchführung von nicht parametrischen Tests entschieden wurde. Zum paarweisen Vergleich der HRV-Parameter von mehreren Messwiederholungen kam der Friedman-Test zur Anwendung. Um α -Fehlerkumulierung zu vermeiden, wurde anschließend eine Bonferroni-Holm-Korrektur durchgeführt. Zum Vergleich von Verschmelzungsfrequenz vor und nach der Belastung wurde der nichtparametrische Test für zwei verbundene Stichproben Wilcoxon-Test verwendet. Die Pearson-Korrelation kam zur Darstellung der Zusammenhänge zwischen kardiovaskulärer Aktivität und Leistung bei den kognitiven Aufgaben zur Anwendung. Spearman-Rangordnungs-Korrelationskoeffizienten wurden verwendet, um die Beziehungen zu Daten der Borg-Skala (ordinalskalierte Variablen) darzustellen. Bei allen Berechnungen wurde mit dem Signifikanzniveau von 5 % gearbeitet. Um statistische Unterschiede in den Abbildungen zu kennzeichnen, werden folgende Symbole in dieser Arbeit verwendet:

- signifikanter Unterschied $p < 0,05$: *
- sehr signifikanter Unterschied $p < 0,01$: **
- höchst signifikanter Unterschied $p < 0,001$: ***

Außerdem sind in den Tabellen folgende Abkürzungen zu finden: MW - Mittelwert; SD - Standardabweichung; Min/Max – niedrigster/höchster Wert.

3 Ergebnisse

Im folgenden Kapitel werden die Ergebnisse der Datenerhebung aus der experimentellen Untersuchung aufgeführt. Zur Darstellung der in den einzelnen Phasen gemessenen Beanspruchungsparametern erfolgt die Auflistung der Aufmerksamkeitstest, obwohl diese, wie bereits in dem Kapitel „2.1 Studiendesign“ erwähnt, in randomisierter Reihenfolge stattfanden, wie folgt:

R – Ruhephase zu Beginn

GA – geteilter Aufmerksamkeitstest

DA – Daueraufmerksamkeitstest

DT – Determinationstest

IT– Interferenztest nach Stroop

E – Erholungs-/Ruhephase am Ende

Auf Grund der kurzen Testdauer wird die HRV-Parameter-Analyse bei der Testung der Verschmelzungsfrequenz nicht durchgeführt. Dieser Test wurde nur zur Ermittlung des allgemeinen Aktivierungsniveaus des Probanden vor und nach der Testbatterie eingesetzt. Aus technischen Gründen sind zwei Datensätze vom Test der geteilten Aufmerksamkeit und ein Datensatz zum Daueraufmerksamkeitstest nicht in die Auswertung eingegangen.

3.1 Leistungsdaten

3.1.1 Leistungsdaten aus den Aufmerksamkeitstests

Nach Beendigung der psychometrischen Tests waren eine Vielzahl an ermittelten Leistungsdaten (wie z. B. Auslassungen, Fehleranzahl, Testdauer oder Reaktionszeiten) zur Auswertung der kognitiven Leistungen der Probanden vorhanden. Da die hier verwendeten Aufmerksamkeitstests jedoch auf verschiedenen Konstrukten basieren und bei diesen Tests verschiedene Stimuli dargeboten wurden (z. B. beim Test der geteilte Aufmerksamkeit 40 Reize und beim Determinationstest 540 Stimuli) macht es keinen Sinn die Anzahl der Fehler, Auslassungen oder ähnliches zu vergleichen. Es wurde sich deshalb nur auf die korrekt erfüllten Aufgaben bzw. Antworten, in vorgebender Zeit in Bezug zu allen Aufgaben bzw. Antworten dieses Tests

beschränkt. Um diesen Sachverhalt darzustellen, wurde der Parameter „Korrekte in %“ eingeführt. Dieser lag bei allen Tests um den Wert 96 %, d. h. 96 % aller Antworten wurden korrekt wiedergegeben (Tabelle 4). Nur beim Daueraufmerksamkeitstest erreichte dieser Wert 83%. Bei diesem Test ist die Standardabweichung (SD) von 12 % deutlich erhöht gegenüber den anderen Tests, bei denen sie in der Regel bei ca. 3 % lag.

Tabelle 4: Darstellung der deskriptiven Ergebnisse aus verschiedenen Aufmerksamkeitsaufgaben (%-Anteil richtiger Antworten und die Reaktionszeit (RZ))

Tests	Richtige Antworten in %	Reaktionszeit in ms
	MW ± SD	
geteilte Aufmerksamkeit (GA)	97,6 ± 2,93	526,3 ± 65,24
Daueraufmerksamkeit (DA)	82,6 ± 12,13	585,9 ± 77,39
Determinationstest (DT)	96,0 ± 3,74	687,5 ± 58,51
Interferenztest (IT)	96,1 ± 1,98	751,2 ± 82,61

Wie aus der Tabelle 4 ersichtlich, waren die Reaktionszeiten zwischen allen Aufgaben sehr unterschiedlich. Die kürzeste Reaktionszeit und damit schnellste Reaktion erzielten die Probanden im Durchschnitt im geteilte Aufmerksamkeitstest (526,3 ± 65,24 ms), bei dem auf optische und akustische Reize reagiert werden muss, die langsamste Reaktion in der Testbatterie zeigte der Interferenztest (751,2 ± 82,61 ms) bei dem auf die Farbe und den Inhalt des geschriebenen Wortes reagiert wird. Die Reaktionszeiten können aufgrund der unterschiedlichen kognitiven Anforderungen der Aufmerksamkeits-tests nicht direkt untereinander verglichen werden, jedoch sprechen längere Reaktionszeiten für eine längere Informationsverarbeitung und somit für eine schwierigere Aufgabe. In der Diskussion wird auf dieses Ergebnis detailliert eingegangen.

3.1.2 Verschmelzungsfrequenz (VF)

Die Verschmelzungsfrequenz vor und nach der Aufmerksamkeits-testbatterie (Tabelle 5) ähnelten einander sehr stark (vorher: 35,13 ± 3,62 Hz; nachher: 35,04 ± 3,69 Hz).

Tabelle 5: Verschmelzungsfrequenz [Hz] im zeitlichen Verlauf

	MW ± SD	Min	Max	P _{Wilcoxon}
VF vorher [Hz]	35,13 ± 3,62	25,10	35,13	0,678
VF nachher [Hz]	35,04 ± 3,69	25,10	43,80	

Vergleicht man wie in Abbildung 25 in Anlage 6 bei jedem Probanden seine Verschmelzungsfrequenz vor der Aufmerksamkeitstestbatterie mit der danach, so findet man oft nur minimale Unterschiede. Nur bei wenigen Probanden (wie z. B. Probanden 3, 16 und 26) unterscheiden sich beide Werte um mehr als 3 Hz und so ergaben sich im Wilcoxon-Test mit $p = 0,678$ keine signifikanten Unterschiede.

3.2 Subjektive Beanspruchung

Die Werte der Borg-Skala (Tabelle 6) sind eine rein subjektive Einschätzung der Schwierigkeit der gerade bewältigten Aufgabe. Während der DA die höchste Anstrengung ($14,92 \pm 2,02$) aufwies, so war die niedrigste subjektive Beanspruchung (MW = $11,59 \pm 1,96$) beim GA zu finden. Somit wurde der DA im Durchschnitt von Probanden als „anstrengend“ eingeschätzt. Im Gegensatz hierzu wurde der GA eher als „leicht bis etwas anstrengend“ von Probanden bewertet.

Tabelle 6: Ergebnisse der BORG-Skala

Tests	MW ± SD	Median	Min	Max	P _{Friedman}	P _{Bonferroni-Korrektur}
GA	$11,59 \pm 1,96$	12	6	16	$p < 0,001$	GA-DT (<0,001), GA-DA (<0,001), DT-IT (0,011), DA-IT (<0,001)
DA	$14,92 \pm 2,02$	15	8	18		
DT	$13,47 \pm 2,36$	13	9	18		
IT	$12,16 \pm 2,46$	12	7	17		

Signifikante Unterschiede ($p < 0,001$) nach Bonferroni-Korrektur ergaben sich zwischen allen Tests außer zwischen dem Test der geteilten Aufmerksamkeit und Interferenztest sowie zwischen Determinations- und Daueraufmerksamkeitstest.

3.3 Objektive Beanspruchung

In die Ermittlung und Analyse der Hf und HRV-Parameter wurden Testabschnitte mit der Dauer von fünf Minuten ausgewählt. Da die Daten nur in vereinzelt Testphasen normalverteilt vorlagen, wurden für die Mittelwertvergleiche durchgängig die paarweisen Vergleiche nach Friedman durchgeführt und darauffolgend Post-hoc-Analysen (Bonferroni-Holm-Korrektur) abgeschlossen.

Niedrigste durchschnittliche Herzschlagfrequenz wies die Erholungsphase (E) ($72,6 \pm 7,66$ 1/min) (Abbildung 19 und Tabelle 7) und damit verbunden signifikante Unterschiede ($p < 0,001$) im Vergleich zur Ruhephase (R) und dem Interferenztest (IT) auf. Auch die Hf im geteilten Aufmerksamkeitstest (GA) ($72,8 \pm 23,2$ 1/min) war sehr niedrig. Hier konnten nach Post-hoc-Analyse nicht nur statistisch signifikante Unterschiede zur Ruhephase und IT festgestellt werden, sondern ebenfalls zum Determinationstest (DT) ($p = 0,032$). Unter den Aufmerksamkeitstests zeigte der IT die höchste Hf ($76,5 \pm 8,35$ 1/min).

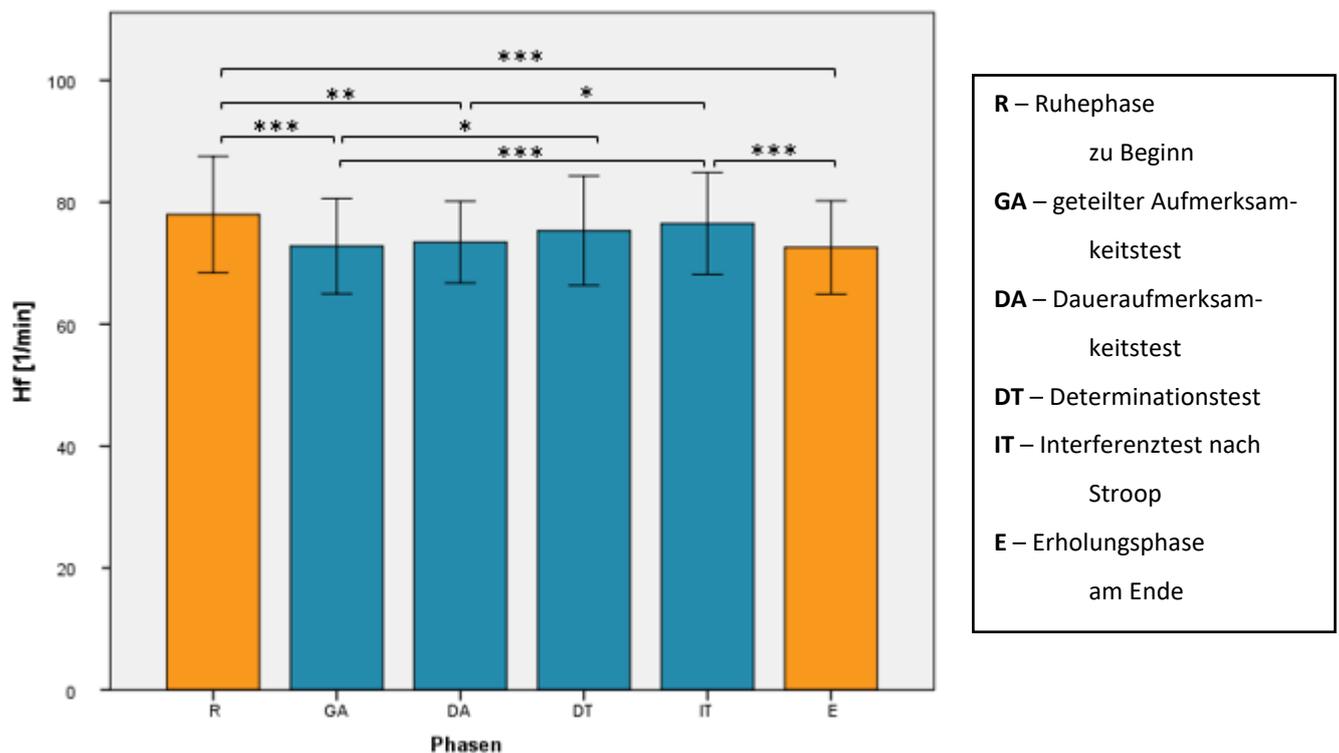


Abbildung 19: Grafische Darstellung der Herzschlagfrequenz in einzelnen Versuchsphasen

Insgesamt betrachtet fanden sich jedoch die höchste Hf ($78,0 \pm 9,54$ 1/min) und auch dementsprechend durchschnittlich niedrigste NN-Werte ($787,4 \pm 96,3$ ms) in der Ruhephase, d. h. vor dem Beginn der Testung. Die NN-Werte in der Ruhephase unterschieden sich nach Bonferroni-Korrektur signifikant von den Phasen GA und DA mit kognitiver Belastung sowie von der Erholungsphase, d. h. nach Beendigung der Testbatterie. Eine signifikante Zunahme ($p < 0,001$) der NN-Werte zeigte die Erholungsphase ($846,7 \pm 92,44$ ms) gegenüber den Tests IT und Ruhephase. Weiter wurden im GA der Aufmerksamkeitstestbatterie signifikant höhere NN-Werte ($840,1 \pm 91,61$) als im DT und der IT gemessen (Abbildung 20).

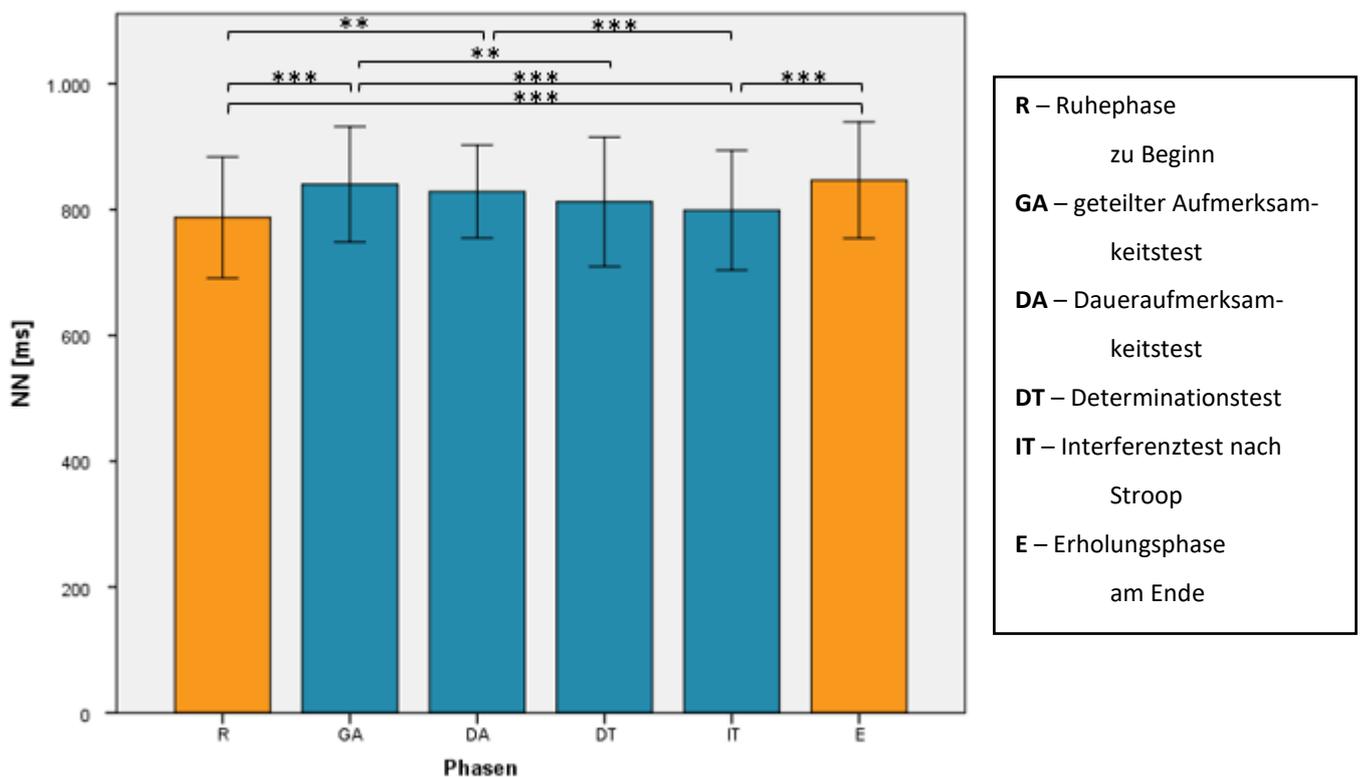


Abbildung 20: Dauer der NN-Intervalle in unterschiedlichen Phasen des Versuchs

Auch in allen übrigen HRV-Parametern des Zeitbereichs zeigten sich in der Erholungsphase die höchsten Werte (Tabelle 7). In den zeitbezogenen HRV-Parametern konnten zwischen den Tests besonders häufig Unterschiede zwischen dem Test zur geteilten Aufmerksamkeit und dem DT und zwischen GA und dem IT ermittelt werden (jeweils 6). Zweimal konnte ein Unter-

schied zwischen dem IT und dem DA und einmal zwischen dem GA und dem DA gezeigt werden. Signifikante Unterschiede zwischen der Erholungsphase und dem IT zeigten sich 7-mal sowie Erholung zum DA und Erholung zum DT jeweils 5-mal. Ein signifikanter Unterschied war zwischen der Erholung und dem Test zur geteilten Aufmerksamkeit zu erkennen. Für die zeitbezogenen Parameter wurde überall eine geringere Beanspruchung in der Erholungsphase als in den Phasen der Aufmerksamkeitstests ermittelt. Der GA zeigte überall die geringste Beanspruchung und geht damit Hand in Hand mit den subjektiven Einschätzungen mithilfe der Borg-Skala. Zwei Parameter (SDHf und SDNN) stellen die höchste Beanspruchung im DT dar, alle weiteren Parameter zeigen die höchste Beanspruchung im IT. Diese Ergebnisse stimmen nicht mit den subjektiven Einschätzungen überein. Mithilfe der Borg-Skala wurde der Dauer-aufmerksamkeitstest als besonders beanspruchend bewertet.

Tabelle 7: Hf und HRV-Parameter des Zeitbereichs

Parameter	Mittelwert ± Standardabweichung						P _{Friedman}	P _{Bonferroni-Korrektur}
	R	GA	DA	DT	IT	E		
Hf [1/min]	78,0 ± 9,54	72,8 ± 7,81	73,5 ± 6,7	75,3 ± 8,97	76,5 ± 8,35	72,6 ± 7,66	< 0,001	GA-DT (0,032), GA-IT (< 0,001), R-GA (< 0,001), IT-E (< 0,001), R-E (< 0,001), DA-IT (0,013), R-DA (0,009)
SDHf [1/min]	7,1 ± 1,96	6,3 ± 1,71	5,6 ± 1,93	5,1 ± 1,63	5,7 ± 1,61	8,1 ± 1,97	< 0,001	GA-DT (< 0,001), R-DT (< 0,001), DT-E (< 0,001), R-DA (0,003), DA-E (< 0,001), R-IT (0,010), IT-E (< 0,001), GA-E (< 0,001), R-E (0,020)
NN [ms]	787,4 ± 96,3	840,1 ± 91,61	828,5 ± 73,88	812,3 ± 102,95	798,9 ± 95	846,7 ± 92,44	< 0,001	DA-IT (< 0,001), GA-IT (< 0,001), IT-E (< 0,001), R-DA (0,001), R-GA (< 0,001), R-E (< 0,001), GA-DT (0,001)
SDNN [ms]	71,5 ± 20,74	71,3 ± 23,2	62,3 ± 23,04	56,1 ± 24,58	60,2 ± 21,88	93 ± 28,56	< 0,001	R-DT (< 0,001), GA-DT (< 0,001), DT-E (< 0,001), R-DA (0,006), GA-DA (0,002), DA-E (< 0,001), GA-IT (0,027), IT-E (< 0,001), R-E (< 0,001), GA-E (< 0,001)
RMSSD [ms]	45 ± 24,99	47,2 ± 24,55	43,4 ± 21,35	39,6 ± 24,71	38,2 ± 22,22	52,9 ± 24,59	< 0,001	GA-IT (< 0,001), IT-E (< 0,001), GA-DT (0,005), DT-E (< 0,001), DA-E (0,001), R-E (0,001),
NN50	67,4 ± 48,2	83,3 ± 53,29	70,4 ± 47,46	58,1 ± 49,38	52 ± 42,77	88,7 ± 42,97	< 0,001	GA-IT (< 0,001), IT-E (< 0,001), GA-DT (0,001), DT-E (< 0,001), DA-E (0,017), R-E (0,035)
pNN50 [%]	18,7 ± 14,76	24 ± 16,68	19,9 ± 14,34	16,6 ± 15,38	14,5 ± 13,27	25,8 ± 14,09	< 0,001	GA-IT (< 0,001), IT-E (< 0,001), GA-DT (0,009), DT-E (< 0,001), DA-E (0,009), R-E (0,011)

Bei der Frequenzanalyse mittels Fast-Fourier-Transformation (Tabelle 8) lagen für alle Testphasen im LF-Band die Peaks zwischen $0,083 \pm 0,023$ Hz in der Erholungsphase und $0,09 \pm 0,026$ Hz in der Ruhephase, dabei wurden keine statistischen Unterschiede zwischen den Untersuchungsphasen festgestellt. Für die frequenzbezogenen HRV-Parameter sind zwischen den Aufmerksamkeitstests 4 Unterschiede erkennbar (3× zwischen GA und DT, 1× zwischen GA und IT). Bei der Betrachtung wurde der niedrigste Wert der Peaks im HF-Band in der Ruhephase ($0,184 \pm 0,052$ Hz) gefunden. Es ergaben sich signifikante Unterschiede ($p < 0,001$) zu den Tests GT, DA und DT. Analysiert man die Frequenzbänder prozentual, so konnte man nach Bonferroni-Korrektur im LF-Band einen signifikanten Anstieg der Werte im GA und DT gegenüber der Ruhephase ($49,99 \pm 13,79\%$) und im HF-Band eine signifikante Zunahme ($p < 0,001$) des Prozentwertes im GA zu dem Wert der Ruhephase ($14,8 \pm 10,57\%$) feststellen. Bei allen drei übrigen HRV-Parametern des Frequenzbereichs LFnu, HFnu und LF/HF zeigten sich nach Korrektur der paarweisen Vergleiche signifikante Unterschiede zwischen der Ruhephase und den Tests GA, DA und DT.

Betrachtet man nun das Verhalten der Erholungsphase zu den Aufmerksamkeitstestphasen, so fielen einige Unterschiede im Vergleich zum Verhalten der Ruhephase auf. Mit dem niedrigsten Wert des HF-Bandes der prozentualen Erfassung in der Erholungsphase ($11,2 \pm 5,91\%$) zeigte sich eine signifikante Reduktion ($p < 0,001$) im Vergleich zu den Tests: GA, DA und DT. Nach Post-hoc-Analyse konnten eine signifikante Zunahme der Werte der Erholungsphase gegenüber dem GA, dem DA und dem DT für die Parameter LFnu und LF/HF ermittelt werden. Für den HFnu-Werte ergab sich ein signifikanter Abfall der Erholungsphase ($23,52 \pm 11,9$) in Gegenüberstellung zum dem GA und dem DT. Insgesamt unterschieden sich die 4 Tests signifikant von der Erholungsphase (zu DT 3×, zu DA 3×, zu IT 3×, zu GA 2×) häufiger als in der Ruhephase. LF und HF zeigten die geringste Beanspruchung und TP die höchste Gesamtenergie in der Erholungsphase. LF und HF verdeutlichten die geringste objektive Beanspruchung im Test zur geteilten Aufmerksamkeit und der Determinationstest und der Interferenztest zeigten hier die höchsten Beanspruchungswerte. Das Ergebnis zum Test der geteilten Aufmerksamkeit ist damit ähnlich zur subjektiven Einschätzung mithilfe der Borg-Skala. Die Ergebnisse zu den stärker beanspruchenden Tests finden sich in dieser Form nicht in der subjektiven Einschätzung wieder.

Tabelle 8: Hf und HRV-Parameter des Frequenzbereichs aus der FFT-Analyse

Parameter	Mittelwert ± Standardabweichung						P _{Friedman}	P _{Bonferroni-Korrektur}
	R	GA	DA	DT	IT	E		
LF [Hz]	0,09 ± 0,026	0,086 ± 0,025	0,086 ± 0,022	0,089 ± 0,022	0,088 ± 0,023	0,083 ± 0,023	> 0,05	
HF [Hz]	0,184 ± 0,052	0,252 ± 0,074	0,245 ± 0,083	0,25 ± 0,08	0,206 ± 0,07	0,21 ± 0,065	< 0,001	R-DA (0,027), R-DT (< 0,001), R-GA (< 0,001),
LF [ms ²]	2522,7 ± 1697,31	1751,7 ± 1332,19	1591,2 ± 1208,14	1246,9 ± 1230,43	1669,7 ± 1678,72	3298,7 ± 2176,91	< 0,001	GA-DT (0,011), R-DT (< 0,001), DT-E (< 0,001), R-IT (< 0,001), IT-E (< 0,001), R-DA (0,011), DA-E (< 0,001), GA-E (< 0,001),
HF [ms ²]	840,0 ± 936,25	913,9 ± 918,48	707,6 ± 707,69	616,3 ± 820,18	548,2 ± 828,95	1088,3 ± 1151,1	< 0,001	GA-IT (< 0,001), IT-E (< 0,001), GA-DT (0,001), DT-E (< 0,001), DA-E (0,009), R-E (0,013)
LF [%]	50,0 ± 13,79	40,2 ± 13,94	42,0 ± 12,82	38,9 ± 12,96	42,6 ± 15,06	39,3 ± 15,88	0,003	R-DT (0,005), R-E (0,009), R-GA (0,19)
HF [%]	14,8 ± 10,57	19,9 ± 10,99	18,1 ± 9,51	16,9 ± 10,45	13,9 ± 6,67	11,2 ± 5,91	< 0,001	DT-E (< 0,001), DA-E (< 0,001), GA-E (< 0,001), R-GA (0,001)
LFnu	77,6 ± 13,93	67,3 ± 12,83	70,1 ± 13,16	69,7 ± 14,03	74,5 ± 12,95	76,5 ± 11,9	< 0,001	GA-IT (0,002), GA-E (< 0,001), R-GA (< 0,001), DT-E (0,009), R-DT (0,004), DA-E (0,019), R-DA (0,009)
HFnu	22,4 ± 13,93	32,7 ± 12,83	29,9 ± 13,16	30,3 ± 14,03	25,6 ± 12,95	23,5 ± 11,9	< 0,001	R-DA (0,009), R-DT (0,004), R-GA (< 0,001), DT-E (0,009), GA-E (< 0,001), GA-IT (0,002)
LF/HF	5,3 ± 3,93	2,6 ± 1,7	3,0 ± 1,74	3,3 ± 2,77	4,0 ± 2,85	4,7 ± 3,46	< 0,001	GA-IT (0,002), R-GA (< 0,001), GA-E (< 0,001), DT-E (0,009), R-DT (0,004), DA-E (0,019), R-DA (0,009)
TP [ms ²]	5101,4 ± 3095,01	4766,4 ± 3919,97	3903,6 ± 2969,94	3363,3 ± 3393,23	3828,6 ± 3548,87	9060,8 ± 6020,01	< 0,001	GA-DT (0,046), R-DT (< 0,001), DT-E (< 0,001), R-IT (0,038), IT-E (< 0,001), DA-E (< 0,001), GA-E (< 0,001), R-E (< 0,001)

Die paarweisen Vergleiche nach Friedman mit anschließender Korrektur hatten im Vergleich von Tests der Aufmerksamkeitstestbatterie untereinander nur für einzelne Parameter signifikante Unterschiede zur Folge. Statistisch bestätigte Reduzierung der Peaks vom GA zum DT fanden sich im LF- und HF-Frequenzband, sowie im Gesamtleistungsspektrum Totale Power. Zwischen den Tests GA und IT bestanden signifikante Unterschiede ($p < 0,001$) für das HF-Frequenzband in der Spektralanalyse und der HF-Normierung, darüber hinaus für die Parameter LFnu und LF/HF. Der DA zeigte zu keinem anderen Test signifikante Veränderungen.

Bei der Frequenzanalyse mittels AR (Tabelle 9) fanden sich weniger statistisch sichere Unterschiede als bei der FFT. Für alle Vergleiche der Peaks und der relativen Anteile im LF-Band waren keine Unterschiede zwischen den Phasen nachzuweisen. Signifikante Anstiege der Werte in der Spektralanalyse AR traten hier (genauso wie mittels FFT) zwischen fast allen Tests der Aufmerksamkeitstestbatterie zur Erholungsphase auf. In der prozentualen Analyse im HF-Band gab es über die mittels FFT festgestellten Unterscheide mittels AR hinaus, ebenfalls eine signifikante Reduktion ($p = 0,038$) vom IT zur Erholungsphase. Für die Parameter LFnu, HFnu und LF/HF fanden sich ähnliche Zusammenhänge zur Erholungsphase wie mittels FFT, mit teilweise fehlender Signifikanz zum DA. Auch gegenüber der Ruhephase zeigten sich für diese drei Parameter gleiche Beziehungen wie mittels FFT. Darüber hinaus fand man jedoch in der AR-Analyse, abgesehen von der Spektralanalyse im LF-Band und Gesamtleistung Totale Power, neben den bereits Genannten, keine signifikanten Unterschiede zwischen der Aufmerksamkeitstestbatterie und der Ruhephase. Signifikant höhere Werte ermittelte man in der Spektralanalyse aller Bänder und in der Gesamtleistung Totale Power im GA gegenüber dem DT. Weiter unterschieden sich die Tests der Aufmerksamkeitstestbatterie untereinander in den Parametern LFnu, HFnu und LF/HF. Vom DT wurde nach Bonferroni-Korrektur eine signifikante Reduktion ($p = 0,019$) zum IT festgestellt und ein Anstieg des LFnu. Auch DT und IT unterschieden sich in den Parametern LFnu und LF/HF signifikant ($p = 0,027$).

Tabelle 9: Hf und HRV-Parameter des Frequenzbereichs aus der AR-Analyse

Parameter	Mittelwert ± Standardabweichung						P _{Friedman}	P _{Bonferroni-Korrektur}
	R	GA	DA	DT	IT	E		
LF [Hz]	0,060 ± 0,033	0,048 ± 0,019	0,052 ± 0,025	0,044 ± 0,013	0,053 ± 0,024	0,047 ± 0,017	0,036	
HF [Hz]	0,160 ± 0,039	0,206 ± 0,090	0,212 ± 0,082	0,195 ± 0,076	0,117 ± 0,058	0,174 ± 0,055	0,001	
LF [ms ²]	2453,28 ± 1457,28	1963,78 ± 1444,66	1668,73 ± 1284,62	1263,17 ± 1147,89	1743,13 ± 1597,9	3353,16 ± 1976,26	< 0,001	R-DT (< 0,001), GA-DT (< 0,001), DT-E (< 0,001), R-IT (0,001), IT-E (< 0,001), R-DA (0,007), DA-E (< 0,001), GA-E (< 0,001),
HF [ms ²]	917,11 ± 1089,73	950,1 ± 992,67	757,82 ± 809,55	671,97 ± 962,21	630,25 ± 869,81	1180,09 ± 1206,39	< 0,001	GA-IT (< 0,001), IT-E (< 0,001), GA-DT (0,007), DT-E (< 0,001), DA-E (0,001), R-E (0,022)
LF [%]	47,54 ± 12,74	39,64 ± 13,13	42,84 ± 12,51	40,08 ± 12,56	43,6 ± 13,3	40,61 ± 15,07	0,040	
HF [%]	15,24 ± 10,36	17,86 ± 10,05	18,09 ± 9,25	17,65 ± 9,69	15,07 ± 7,32	11,92 ± 5,15	< 0,001	IT-E (0,038), DA-E (< 0,001), GA-E (< 0,001), DT-E (< 0,001),
LFnu	76,14 ± 13,41	69,56 ± 11,99	70,42 ± 13,16	69,41 ± 13,29	74,18 ± 11,45	75,68 ± 12,25	< 0,001	GA-IT (0,019), GA-E (0,002), R-GA (< 0,001), DT-IT (0,027), DT-E (0,003), R-DT (0,001), R-DA (0,027)
HFnu	23,86 ± 13,41	30,44 ± 11,99	29,58 ± 13,16	30,59 ± 13,29	25,82 ± 11,45	24,32 ± 12,25	< 0,001	R-DA (0,027), R-DT (0,001), R-GA (< 0,001), DT-E (0,003), GA-E (0,002), GA-IT (0,019),
LF/HF	4,53 ± 2,91	3,00 ± 2,31	3,03 ± 1,68	3,18 ± 2,5	3,69 ± 2,09	4,39 ± 3,18	< 0,001	GA-IT (0,019), GA-E (0,002), R-GA (< 0,001), DT-IT (0,027), DT-E (0,003), R-DT (0,001), R-DA (0,027)
TP [ms ²]	5243,4 ± 3160,03	5095,6 ± 3842,96	3932,1 ± 3232,43	3435,7 ± 3500,46	3888,1 ± 3304,25	8938,3 ± 5734,50	< 0,001	GA-DT (0,001), R-DT (< 0,001), DT-E (< 0,001), GA-DA (0,032), R-DA (0,003), DA-E (< 0,001), R-IT (0,038), IT-E (< 0,001), GA-E (< 0,001), R-E (< 0,001)

Die Ergebnisse der HRV-Analyse mit nicht-linearen Methoden sind der Tabelle 10 zu entnehmen. Zwischen Ruhephase und GA ergaben sich signifikante Unterschiede für die Parameter DFA α_1 und 2. Ebenfalls in diesen Parametern unterschied sich die Ruhephase von dem DT ($p < 0,001$) und darüber hinaus auch in den Parametern: SD2, DET und SampEn. Höchste Werte von Lmean, REC und ShanEn fand man im IT, der einen signifikanten Anstieg gegenüber der Ruhephase in den Parametern Lmean und SampEn vorwies. Weiter gab es bei SD2, Lmax und DFA α_1 signifikante Unterschiede zwischen Ruhephase und DA. Es wurden nicht nur für den DA für die Parameter: Lmean, Lmax, REC, DET und ShanEn kleinste Mittelwerte ermittelt (Tabelle 10), sondern darüber hinaus unterschieden sich alle HRV-Parameter des DA der nicht-linearen Analyse (mit Ausnahme von REC und D2) im Vergleich zur Erholungsphase signifikant.. Weiter gab es einen signifikanten Anstieg vom DT zur Erholungsphase in Lmax und DET und einen signifikanten Abfall ($p < 0,001$) in DFA α_1 . Die Werte der Parameter DET und DFA α_1 unterschieden sich signifikant zwischen GA und Erholungsphase.

Die geringste Beanspruchung zeigte sich in der Erholungsphase im SD1 ($37,2 \pm 17,44$ ms) und im SD2 ($125,4 \pm 37,42$ ms). Diese zwei nichtlinearen Parameter beschrieben auch, dass der Test zur geteilten Aufmerksamkeit – bezogen auf die HRV – am wenigsten beanspruchend war. Der Determinationstest und der Interferenztest zeigten hier niedrigste Werte und damit höchste Beanspruchung. Die Ergebnisse lassen sich damit nur teilweise in der Borg-Skala wiederfinden.

Vergleicht man die Tests untereinander, so existierten in den nichtlinearen Parametern 5 signifikante Unterschiede zwischen dem Daueraufmerksamkeitstest und dem Interferenztest, 3 Unterschiede zwischen dem Test zur geteilten Aufmerksamkeit und dem Interferenztest, jeweils 2 zwischen dem Determinationstest und dem Interferenztest sowie dem Test zur geteilten Aufmerksamkeit und dem Interferenztest. Außerdem konnte ein signifikanter Unterschied zwischen dem Test zur geteilten Aufmerksamkeit und dem Daueraufmerksamkeitstest gefunden werden. Wie in den frequenzbezogenen Parametern, unterschieden sich alle 4 Tests signifikant von der Erholungsphase (zu DT 5×, zu DA 9×, zu GA 5×, zu IT 3×).

Tabelle 10: HRV-Parameter aus der nicht-linearen Analyse

Parameter	Mittelwert ± Standardabweichung						P _{Friedman}	P _{Bonferroni-Korrektur}
	R	GA	DA	DT	IT	E		
SD1 [ms]	31,9 ± 17,69	33,3 ± 17,31	30,7 ± 15,12	28,1 ± 17,54	27,0 ± 15,7	37,2 ± 17,44	< 0,001	GA-IT (< 0,001), IT-E (< 0,001), GA-DT (0,010), DA-E (0,001), R-E (0,002)
SD2 [ms]	95,2 ± 26,09	93,7 ± 30,21	81,5 ± 30,09	73,5 ± 31,47	80,3 ± 27,83	125,4 ± 37,42	< 0,001	GA-DT (0,001), R-DT (< 0,001), DT-E (< 0,001), GA-DA (0,025), R-DA (0,003), DA-E (< 0,001), IT-E (< 0,001), GA-E (< 0,001), R-E (< 0,001)
Lmean [beats]	10,6 ± 2,39	11,9 ± 4,91	10,3 ± 3,15	11,4 ± 3,11	12,8 ± 3,87	11,8 ± 2,8	0,002	DA-E (0,038), DA-IT (0,012), R-IT (0,035)
Lmax [beats]	260,2 ± 113,74	232,7 ± 105,91	195,6 ± 104,21	211,0 ± 107,77	237,3 ± 108,69	266,8 ± 93,56	< 0,001	R-DA (0,017), DA-E (< 0,001), DT-E (0,032)
REC [%]	31,4 ± 6,64	33,9 ± 10,36	31,1 ± 7,83	33,0 ± 7,63	36,5 ± 8,38	33,9 ± 5,68	0,001	DA-IT (0,002)
DET [%]	98,4 ± 1,02	98,0 ± 1,5	97,8 ± 1,26	98,0 ± 1,22	98,6 ± 1,04	98,7 ± 0,71	< 0,001	DA-IT (0,005), DA-E (< 0,001), R-DT (0,050), DT-E (0,001), GA-E (0,004),
Shan	3,1 ± 0,25	3,2 ± 0,35	3,1 ± 0,27	3,2 ± 0,28	3,3 ± 0,3	3,2 ± 0,23	0,003	DA-IT (0,019), DA-E (0,012)
SampEn	0,8 ± 0,16	0,9 ± 0,18	0,8 ± 0,18	0,9 ± 0,21	0,9 ± 0,18	0,9 ± 0,18	< 0,001	R-IT (0,029), R-DT (0,014), R-GA (0,011), R-E (< 0,001), DA-E (0,027)
DFA α1	1,0 ± 0,11	1,1 ± 0,08	1,2 ± 0,07	1,2 ± 0,08	1,1 ± 0,08	1,1 ± 0,08	< 0,001	GA-E (0,04), DA-E (< 0,001), DT-E (< 0,001), R-GA (0,006), R-DA (< 0,001), R-DT (< 0,001), DT-IT (0,006),
DFA α2	1,2 ± 0,28	1,5 ± 0,26	1,5 ± 0,24	1,6 ± 0,22	1,4 ± 0,24	1,3 ± 0,2	< 0,001	IT-E (0,035), GA-E (< 0,001), DA-E (< 0,001), DT-E (< 0,001), R-GA (0,008), R-DA (< 0,001), R-DT (< 0,001), DT-IT (0,020),
D2	3,1 ± 0,9	3,3 ± 1,01	3,2 ± 1,05	2,7 ± 1,28	2,7 ± 1,14	3,1 ± 0,76	< 0,001	DA-IT (0,042), GA-IT (< 0,001), GA-DT (0,004), GA-E (0,050)

Vergleicht man, wie in Tabelle 11 dargestellt, die signifikant veränderten Beanspruchungsparameter der beiden Ruhephasen (zu Beginn (R) und am Ende (E)) zu den Tests der Aufmerksamkeitstestbatterie, fallen für fast alle Parameter der HRV-Analyse deutliche Unterschiede zwischen diesen beiden Ruhephasen auf. Betrachtet man für jeden Parameter signifikante Unterschiede zu jedem Aufmerksamkeitstest, so wies die Erholungsphase mit 105 signifikanten Unterschieden stärkste Differenzen zu den anderen Phasen auf. Im Vergleich hierzu zeigte die Ruhephase nur in 66 paarweisen Vergleichen signifikante Unterschiede. Signifikante Unterschiede zu den identischen Tests fanden sich nur beim Parameter DFA α_1 .

Tabelle 11: Überblick über die signifikante Unterschiede nach Bonferroni-Korrektur der HRV-Parameter zwischen Tests der Testbatterie und der Ruhephasen (R und E)

Zeitbezogene HRV-Parameter											
	Hf [1/min]	SDHf [1/min]	NN [ms]	SDNN [ms]	RMSSD [ms]	NN50	pNN50 [%]				
R	GA, DA	DA, DT, IT	GA, DA	DA, DT							
E	IT	DA, DT, IT	DT, IT	GA, DA, DT, IT	DA, DT, IT	DA, DT, IT	DA, DT, IT				
Frequenzbezogene HRV-Parameter (FFT)											
	LF [Hz]	HF [Hz]	LF [ms ²]	HF [ms ²]	LF [%]	HF [%]	LFnu	HFnu	LF/HF	TP	
R	/	GA, DA, DT	DA, DT, IT		GA, DT	GA,	GA, DA, DT	GA, DA, DT,	GA, DA, DT	DT, IT	
E			GA, DA, DT, IT	DA, DT, IT		GA, DA, DT,	GA, DA, DT	GA, DA, DT,	GA, DA, DT	GA, DA, DT, IT	
Frequenzbezogene HRV-Parameter (AR)											
	LF [Hz]	HF [Hz]	LF [ms ²]	HF [ms ²]	LF [%]	HF [%]	LFnu	HFnu	LF/HF	TP	
R	/	/	DA, DT, IT		/		GA, DA, DT	GA, DA, DT	GA, DA, DT	DT, IT	
E			GA, DA, DT, IT	DA, DT, IT		GA, DA, DT, IT	GA, DT	GA,DT	GA, DT	GA, DA, DT, IT	
HRV-Parameter aus der nicht-linearen Analyse											
	SD1 [ms]	SD2 [ms]	Lmean [beats]	Lmax [beats]	REC [%]	DET [%]	Shan	Sam-pEn	DFA α_1	DFA α_2	D2
R		DA, DT	IT	DA	IT			GA, DT, IT	GA, DA, DT	GA, DA, DT	
E	DA, DT, IT	GA, DA, DT, IT	DA	DA, DT		GA, DA, DT	DA	DA	GA, DA, DT	GA, DA, DT, IT	GA

Außerdem auffällig ist, dass bei allen HRV-Parametern im Zeitbereich sowie bei einzelnen Parametern des Frequenzbereichs und der nicht-linearen Analyse zwischen den Ruhephasen vor und nach dem Versuch (Ruhephase vs. Erholungsphase) nach Bonferroni-Korrektur signifikante Unterschiede erkennbar waren (dazu Tabelle 13 in Anlage 6).

Tabelle 12: Häufigkeiten signifikanter Unterschiede (schwarz hinterlegt) zwischen den Aufmerksamkeitstests und der Erholungsphase.

		E - GA	E - DA	E - DT	E - IT
Zeitbezogene Parameter	Hf [1/min]				
	SDHf [1/min]				
	NN [ms]				
	SDNN [ms]				
	RMSSD [ms]				
	NN50				
	pNN50 [%]				
Frequenzbezogene Parameter (FFT)	LF [Hz]				
	HF [Hz]				
	LF [ms ²]				
	HF [ms ²]				
	LF [%]				
	HF [%]				
	LFnu				
	HFnu				
	LF/HF				
	TP [ms ²]				
Nichtlineare Parameter	SD1 [ms]				
	SD2 [ms]				
	Lmean [beats]				
	Lmax [beats]				
	REC [%]				
	DET [%]				
	Shan				
	SampEn				
	DFA α 1				
	DFA α 2				
	D2				
	gesamt	43% 12/28	64% 18/28	54% 15/28	43% 12/28

Tabelle 12 zeigt eine zusammenfassende Darstellung der Häufigkeiten signifikanter Unterschiede zwischen den Aufmerksamkeitstests und der Erholungsphase anhand der HRV-Parameter. Hier ist zu erkennen, dass im Vergleich der Erholungsphase und des DA 64% der HRV-Parameter signifikante Unterschiede aufweisen, bei dem GA und IT sind es lediglich 43 %.

Bildet man die Differenzen zwischen den einzelnen Aufmerksamkeitstests, so kann man auch diese nach Friedmann miteinander korrelieren. In der Tabelle 14 in Anlage 6 sind alle nach Bonferroni-Korrektur sicheren Unterschiede zwischen den Differenzen im Zeitbereich zu entnehmen. Auffällig ist, dass es keinerlei signifikante Unterschiede zwischen Differenzen zum DA und DT gibt, jedoch in allen Zeitbereichsparametern statistische sichere Unterschiede der Differenzen zum GA und DT sowie zum GA und IT erfasst werden.

3.4 Mehrdimensionale Betrachtung der Ergebnisse

3.4.1 Zusammenhang zwischen den Parametern verschiedener Ebenen der Untersuchung: Betrachtung in einzelnen Phasen

Um Zusammenhänge zwischen der objektiven und subjektiven Beanspruchung sowie zwischen der objektiven Beanspruchung und den Leistungsparametern in einzelnen Phasen zu beschreiben, wurden die HRV-Parameter mit der Borg-Skala sowie mit den jeweiligen Leistungsparametern (Richtige in % und Median der Reaktionszeit aus den kognitiven Tests) in die Korrelationsanalyse einbezogen. Zu beachten war hierbei, dass die Leistungsparameter metrisch skaliert sind und daher der Korrelation nach Pearson verwendet wurde. Wohingegen die Borg-Skala ordinal skaliert ist und daher die Rangkorrelation nach Spearman zur Anwendung kam. Den Abbildungen 21 bis 24 sind die Korrelationskoeffizienten und dazu gehörige p-Werte zu entnehmen. Signifikante Korrelationen auf dem Signifikanzniveau von 0,05 (2-seitig) sind mit hell-grauen Pfeilen und auf dem Signifikanzniveau von 0,01 (2-seitig) mit dunkel-grauen Pfeilen dargestellt. Zur besseren Übersichtlichkeit erfolgte weiter eine farbliche Unterscheidung der Bereiche der HRV-Parameter. Korrelationen mit Parametern aus dem Zeitbereich sind **gelb**, aus dem Frequenzbereich **blau** und mit Parametern der nicht-linearen Analyse **grün**.

Beim geteilten Aufmerksamkeitstest (Abbildung 21) korrelierten von den Parametern des Zeitbereichs ausschließlich der Parameter SDNN ($r = -0,350$; $p = 0,014$) mit den richtigen Reaktionen in % negativ. Je höher die absolute Spektralleistung aller Bänder (LF und HF) der HRV-Parameter im Frequenzbereich sowohl mit der FFT- als auch mit der AR-Analyse waren, desto

weniger Prozent der Aufgaben wurden mit richtigen Reaktionen erfüllt. Außerdem wurde bei Zunahme des mittels FFT ermittelten Quotient aus LF und HF ($r = 0,319$; $p = 0,025$) gleichgerichtetes Verhalten dieses Leistungsparameters.

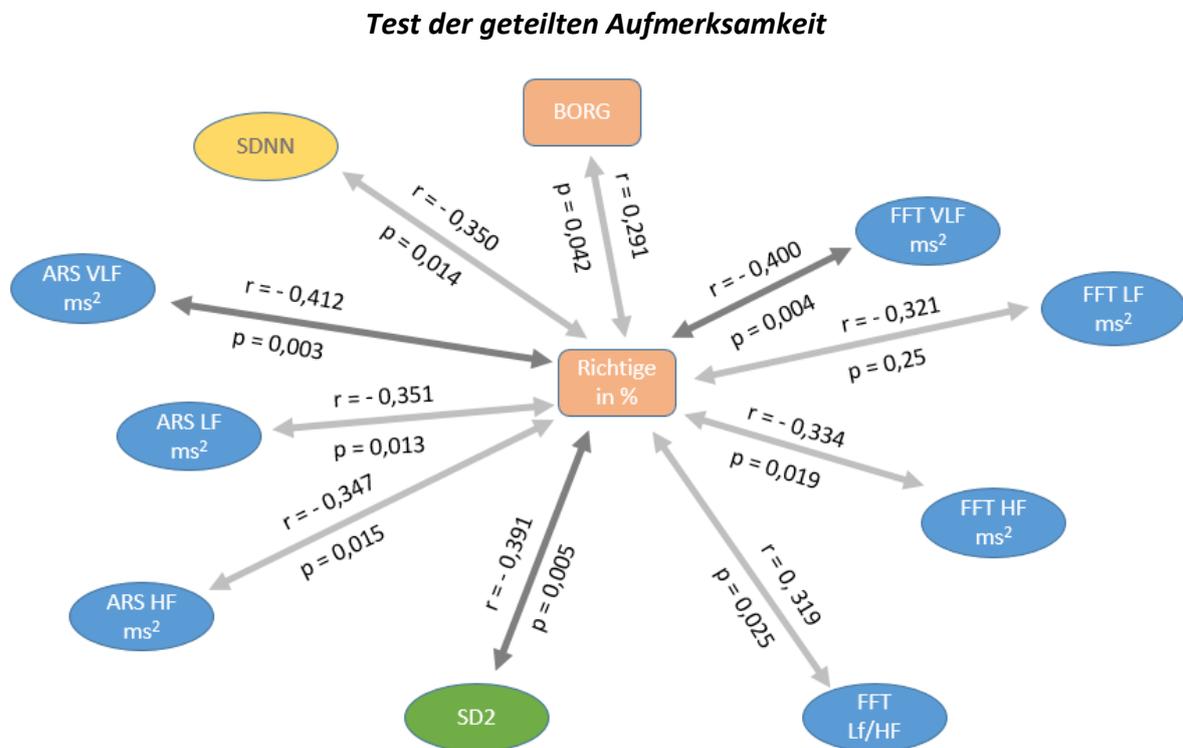


Abbildung 21: Ergebnisse der Korrelationsanalyse des geteilten Aufmerksamkeits-tests

Von den Parametern der nicht-linearen HRV-Analyse korrelierte negativ der Parameter SD2 mit den richtigen Reaktionen in % ($r = -0,391$; $p = 0,005$). Darüber hinaus wird dargestellt, dass je höher die subjektive Beanspruchung, erfasst mittels Borg-Skala, beantwortet wurde, desto prozentual mehr richtige Reaktionen wurden gemessen ($r = 0,291$; $p = 0,042$). Die subjektive Beanspruchung, quantifiziert mittels Borg-Skala, korrelierte in diesem Aufmerksamkeits-test nicht mit der objektiven Beanspruchung, d. h. mit keinem der HRV-Parameter. Zusammenhänge fanden sich für die richtigen Reaktionen in % des Daueraufmerksamkeits-tests mit den Peaks im HF-Band mit FFT und mit den Parametern DFA α_1 und DFA α_2 (Abbildung 22). Gleichgerichtete Assoziation gab es außerdem zwischen dem Median der Reaktionszeit mit der absoluten Spektralleistung im LF-Band bei der FFT ($r = 0,295$; $p = 0,037$) und bei der AR ($r = 0,302$;

$p = 0,033$). Die Borg-Skala korrelierte jeweils gleich stark entgegengesetzt mit den FFT Parametern LFnu, HFnu und LF/HF ($r = -0,309$; $p = 0,027$). Je höher die subjektive Beanspruchung (Borg-Skala) angegeben wurde, desto höhere Werte wurden für den nicht-linearen Parameter Lmax ($r = 0,292$; $p = 0,033$) gemessen.

Daueraufmerksamkeitstest

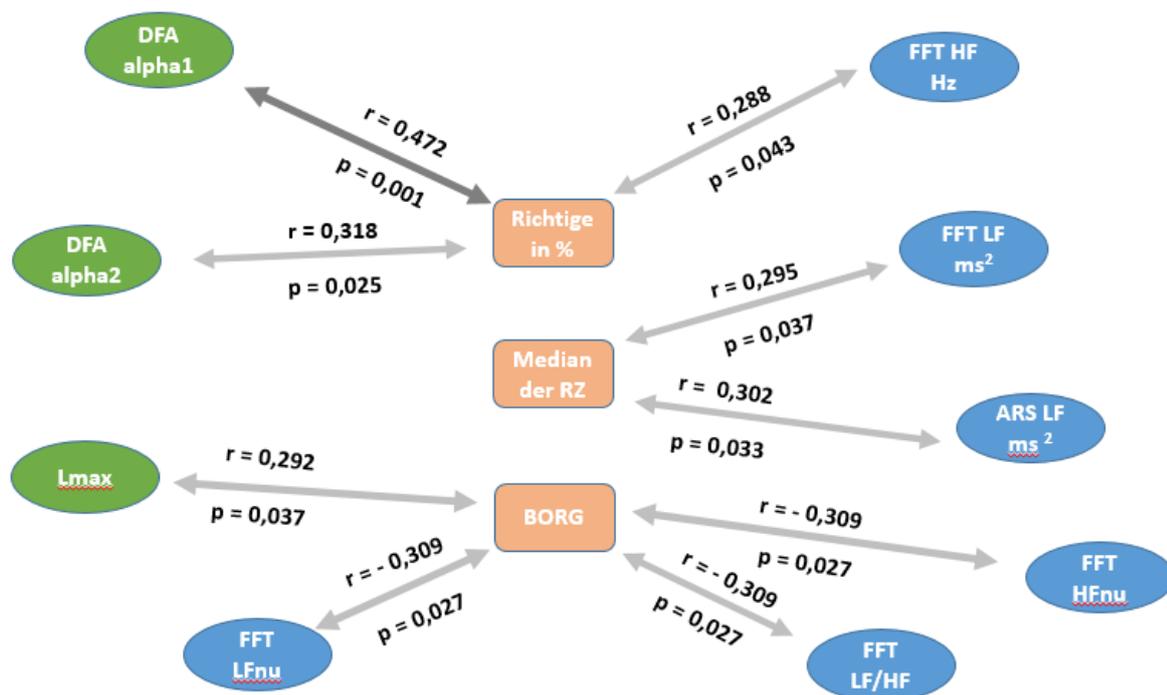


Abbildung 22: Ergebnisse der Korrelationsanalyse beim Daueraufmerksamkeitstests

In Abbildung 23 sind die Korrelationen zwischen den verschiedenen Parametern beim Determinationstest aufgeführt.

Determinationstest



Abbildung 23: Ergebnisse der Korrelationsanalyse beim Determinationstest

Sie beschränken sich bei diesem Test ausschließlich auf den negativen Zusammenhang, d. h. Zunahme von den richtigen Reaktionen in % führt zu einer Reduktion der Parameter LF/HF

mittels FFT ($r = -0,294$; $p = 0,036$) und mittels AR ($r = -0,333$; $p = 0,017$). Die subjektive Beanspruchung, erfasst durch die Borg-Skala korrelierte weder mit der objektiven Beanspruchung, noch mit den Leistungsparametern signifikant.

Wieder anders fanden sich beim Interferenztest nach Stroop keine signifikanten Zusammenhänge zwischen Leistungsparameter und Parametern objektiver Beanspruchung, den HRV-Parametern (Abbildung 24).

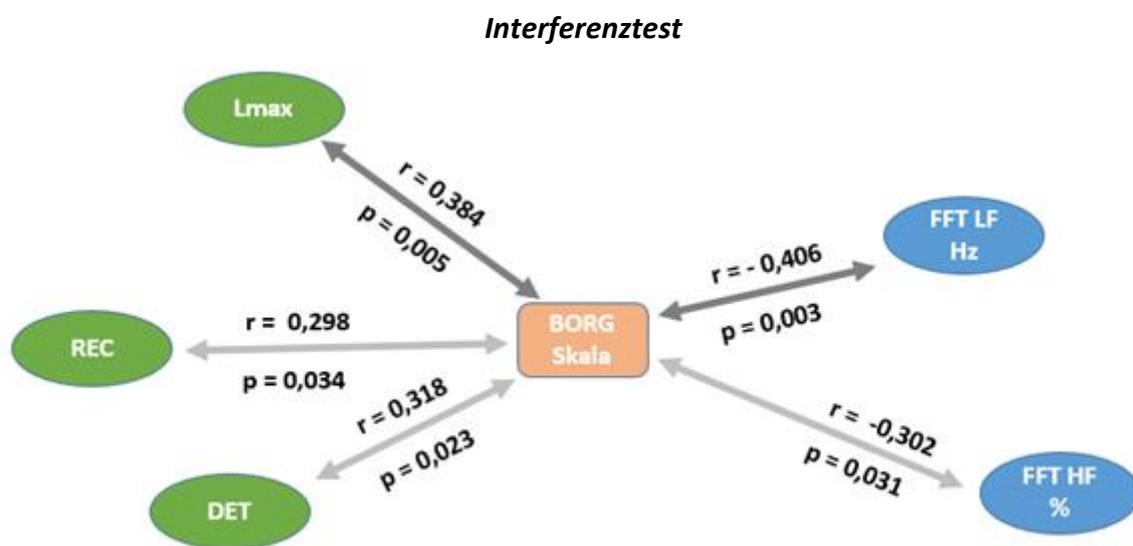


Abbildung 24: Ergebnisse der Korrelationsanalyse beim Interferenztest

Allerdings stellte sich dar, dass desto höher die Parameter FFT LF in Hz ($r = -0,406$; $p = 0,003$) und FFT HF in % ($r = -0,302$; $p = 0,031$) erfasst wurden, desto niedriger die subjektive Beanspruchung (Borg-Skala) angegeben wurde. Weiter korrelierten die folgenden nicht-linearen HRV-Parameter gleichgerichtet mit der Borg-Skala: REC und DET auf dem Signifikanzniveau von 0,05 und Lmax sogar auf dem Niveau von 0,01 2-seitig.

Vergleichend lässt sich nach Betrachtung aller Korrelationen zu Parametern in den verschiedenen Tests zusammenfassen, dass die meisten Zusammenhänge zum Leistungsparameter richtige Reaktionen in % und am wenigsten (insgesamt nur 2) zum Median der Reaktionszeit bestanden. Zur Borg-Skala fanden sich nur Korrelationen bei den Tests DA und IT und hier

ausschließlich zu FFT-Parametern und nicht-linearen HRV-Parametern. Für Korrelationen zwischen Leistungsparametern und der Borg-Skala ergaben sich, abgesehen von GA (Richtige in % zu BORG: $r = 0,291$; $p = 0,042$), keine statistisch relevanten Zusammenhänge.

3.4.2 Betrachtung der Differenzwerte der HRV-Parameter und deren Korrelation

Tabelle 15 bis Tabelle 17 in der Anlage 6 zeigen die Differenzwerte der HRV-Parameter und die Korrelation der Differenzen nach Friedmann. In allen zeitbezogenen Parametern (Tabelle 15) findet sich die geringste Auslenkung beim Test zur geteilten Aufmerksamkeit. Der Interferenztest zeigt die größten Unterschiede zur Ruhephase. Die hier erkennbare geringe Beanspruchung im Test zur geteilten Aufmerksamkeit findet sich auch in der Borg-Skala wieder. Die großen Auslenkungen im Interferenztest und die damit einhergehende höhere Beanspruchung spiegelt sich jedoch durch die Angaben in der Borg-Skala nicht wider.

In den frequenzbezogenen Variablen (Tabelle 16) zeigen sich beim Determinationstest die höheren Auslenkungen. Signifikante Unterschiede zeigen sich wie auch bei den zeitbezogenen Parametern insbesondere zum Test der geteilten Aufmerksamkeit mit den niedrigsten Beanspruchungswerten. Die nicht-linearen Parameter (Tabelle 17) lassen ebenfalls hohe Auslenkungen besonders für den Interferenztest und den Determinationstest erkennen. Es finden sich jeweils vier Unterschiede zwischen dem Test zur geteilten Aufmerksamkeit und dem Determinationstest sowie dem Daueraufmerksamkeitstest und dem Determinationstest. Drei Unterschiede werden zwischen dem Interferenztest und dem Determinationstest deutlich. Zudem finden jeweils zwei Unterschiede zwischen dem Test zur geteilten Aufmerksamkeit und dem Interferenztest sowie dem Daueraufmerksamkeitstest und dem Interferenztest.

3.4.3 Betrachtung zwischen den Auslenkungsreaktionen und Leistung: Betrachtung in einzelnen Phasen

Um die Auslenkungen der physiologischen Parameter besser zu beschreiben, wurden die Differenzen der HRV-Parameter – zwischen der Erholungsphase und jeweiligem Test – gebildet und in die Korrelationsanalyse einbezogen. In Tabelle 18 (Anlage 6) befinden sich unter den

Spalten Tx alle oben in den Abbildungen dargestellten signifikanten Korrelationen der objektiven Parameter der Beanspruchung und der Leistung. Darüber hinaus sind vergleichend in den Nachbarspalten Korrelationskoeffizienten r und p -Werte signifikanter Korrelationen aus den Differenzen der Erholungsphase und einem der Tests der Aufmerksamkeitstestbatterie (E – Tx) mit den Leistungsparametern (richtige Reaktionen in Prozent und Median der Reaktionszeit) angeführt.

Der Leistungsparameter richtige Reaktionen in % korrelierte signifikant mit 18 HRV-Parametern verschiedener Tests, doch nur mit 9 Differenz der HRV-Parameter aus Erholungsphase und verschiedenen Tests. Hierbei fällt auf, dass unter diesen 9 festgestellten Zusammenhängen allein 6 zu den Differenzen aus Erholungsphase und GA stammen. Der Median der Reaktionszeit wies einen signifikanten Zusammenhang besonders mit der Differenz der HRV-Parametern aus Erholungsphase minus DA auf und dies sogar teilweise auf dem Niveau von 0,01. Es fanden sich 9 Korrelationen zwischen Differenzen der HRV-Parameter der Tests und dem Median der Reaktionszeit, doch nur 2 Korrelationen zwischen Median und HRV-Parametern der Aufmerksamkeitstestbatterie (vergleiche Tabelle 18 und Abbildung 22). Zusammenhänge zwischen den Leistungsparametern und Tests der Aufmerksamkeitstestbatterie sowie den Differenzen im gleichen Test, ergaben sich nur für LF/HF und DFA α 2. Daher ließen sich Korrelationen zu den Tests und deren Differenzen nicht im Detail vergleichen.

Mit Parametern der subjektiven Beanspruchung, ermittelt mit der Borg-Skala, bestanden signifikante Zusammenhänge überwiegend zum IT. Korrelationen zu signifikanten Differenzen aus den HRV-Parametern Erholungsphase-IT und auch zu Erholungsphase-DA waren mit insgesamt 14 doppelt so häufig, im Vergleich zu Korrelationen zu den Parametern der Aufmerksamkeitstestbatterie (Tabelle 19 in Anlage 6). Beim Vergleich der Korrelationen der Test und der Korrelationen der Differenzen scheint kein Zusammenhang zu bestehen, da sich bei keinem Parameter die Korrelationen der beiden Spalten auf den gleichen Test beziehen.

4 Diskussion

Die hier vorgelegte Arbeit umfasst im Rahmen des Teilprojektes „Arbeitsmedizinische und psychophysiologische Untersuchungen nutzerbezogener Aspekte bei der Arbeit mit mobilen Assistenzsystemen“ im BMBF - Verbundprojekt „Gesundes mobiles Arbeiten mit digitalen Assistenzsystemen im technischen Service (ArdiAS)“ (Förderkennzeichen 02L15A031) im Rahmen des Programms „Zukunft der Arbeit“ (vom Bundesministerium für Bildung und Forschung (BMBF) und dem Europäischen Sozialfonds (ESF) gefördert) eine Pilotuntersuchung zur autonomen Reaktion auf Anforderungen bei Aufmerksamkeitstests.

Ziel des Teilprojektes selbst bestand darin 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 derartigen Assistenzsystemen soll im Rahmen der Belastungs-Beanspruchungs-Analyse erfasst werden. Welche arbeitsphysiologischen Beanspruchungsparameter für diese Fragestellungen besonders geeignet sind, wird in den arbeitsmedizinischen Untersuchungen des Teilprojektes herausgefunden. Dafür war zuerst eine Pilotstudie notwendig, die die Herzfrequenzvariabilität (HRV) bei verschiedenen Aufmerksamkeitstests analysierte um herauszufinden, welche HRV-Parameter gut die Beanspruchungslage beschreiben. Diese Pilotstudie ist die hier vorgestellte Promotionsarbeit.

Sie hatte zum Ziel Zusammenhänge zwischen objektiver Beanspruchung, ermittelt durch physiologischen HRV-Parametern (als autonome Reaktion des Organismus) und subjektive Beanspruchung, ermittelt anhand der Borg-Skala, sowie der objektiven Leistung in der Aufmerksamkeitstestbatterie in einer Stichprobe von 51 freiwilligen Probanden im Durchschnittsalter von $25,7 \pm 7,52$ Jahren zu analysieren.

Im Folgenden werden die im Kapitel „1.3 Studienziele und Arbeitshypothesen“ formulierten Hypothesen besprochen.

H1 Kognitive Belastung in Form von verschiedenen Aufmerksamkeitstests führen zur signifikanten Zunahme der objektiven Beanspruchung, d. h. zur Steigerung der Herzschlagfrequenz und der Reduzierung der HRV im Vergleich zur Baseline (unter Ruhebedingungen).

In der hier beschriebenen Studie weisen alle HRV-Parameter des Zeitbereichs in der Erholungsphase höchste Werte auf, während sich die Ruhephase zu Beginn mit durchschnittlichen Werten zwischen den Werten der Aufmerksamkeitstests einordnet und von diesem kaum zu unterscheiden ist. Anders verhält sich hingegen die Erholungsphase. Sie unterscheidet sich in allen Zeitbereichsparametern und in vielen HRV-Parametern des Frequenzbereichs und der nicht-linearen Analyse signifikant von den Tests der Aufmerksamkeitstestbatterie. Analysiert man die Herzschlagfrequenz, so ist diese bei der Erholungsphase signifikant niedriger als in der Ruhephase. Daher ist die Erholungsphase am Ende als eigentliche Baseline anzunehmen, da die Anfangsruhephase durch Faktoren wie z. B. Aufregung offensichtlich keine wirkliche Ruhesituation darstellte. Wie in H1 vermutet lassen sich Unterschiede in der Beanspruchung zwischen Belastungssituationen und belastungsfreien Situationen feststellen, auch wenn sich diese maßgeblich in Bezug zur Erholungsphase finden lassen.

Die Metaanalyse von Castaldo et al. beschreibt Studien mit ähnlichem Studiendesign, in denen HRV-Parameter während stationärer, kognitiver Aufgaben verglichen werden (Castaldo et al. 2015a). In vielen Studien finden sich signifikante Reduktionen der Parameter NN, RMSSD und pNN50 bei Belastung (Tharion et al. 2009, Taelman et al. 2011, Järvelin-Pasanen et al. 2018). Duschek et al. stellte bereits fest, dass der Ruhepegel der NN-Intervalle sich je nach Anforderung der Aufgabe bei Belastung reduzieren (Duschek et al. 2009).

Für die Parameter RMSSD, NN50 und pNN50 wurde in der Erholungsphase eine signifikante Zunahme gegenüber allen übrigen Phasen gemessen. Diese HRV-Parameter repräsentieren die parasympathische Aktivität und sprechen somit für eine Zunahme des Einflusses vom Parasympathikus bei Erholung (Sammito et al. 2014). Hierbei stehen vagal-vermittelte kardiale Reaktionen im Zusammenhang mit neuronalen Strukturen besonders im präfrontalen Kortex. Von dort aus werden nicht nur die kognitive Anforderungen wie Aufmerksamkeit, Hemmung

von Tätigkeiten und kognitive Flexibilität sich auf neue Situationen einzustellen reguliert, sondern auch Hf-Abnahme und HRV-Erhöhung gehen mit präfrontaler Aktivität einher (Thayer & Lane 2009).

Bei der Betrachtung HRV-Analyse im Frequenzbereich (bei FFT-Analyse) findet man eine signifikante Verminderung der absoluten Leistung im HF-Band während drei Aufmerksamkeitstests im Vergleich zur Erholungsphase. Dies erscheint logisch, da das HF-Band vom Parasympathikus beeinflusst wird (Sammito et al. 2014) und dieser nicht für Beanspruchung, sondern für Entspannung steht. Dies bedeutet, dass bei diesen Aufmerksamkeitstests die parasymphatische Aktivität reduziert war. Ein anderes Bild zeigt der relative Anteil des HF-Bandes am Gesamtspektrums. In der vorliegenden Analyse verschiebt sich während der Aufmerksamkeitstests die prozentuale Verteilung zugunsten des HF-Bandes und auch die normierten HF-Werte nehmen während der Belastung zu. Diese beiden Parameter werden laut Leitlinie ebenfalls im autonomen Nervensystem dem Parasympathikus zugeordnet; somit widersprechen die Daten der soeben benannten These. Diese Unstimmigkeit sollte in den Nachfolgestudien mit längerer Testdauer weiter untersucht werden, z. B. mit Aufmerksamkeitstests, die eine Stunde dauern. Hier könnte man dann ultralangsame Schwankungen erfassen.

Im LF/HF-Quotienten finden sich signifikant niedrigere Werte bei der FFT-Analyse während drei Aufmerksamkeitstests.

Dem LF-Band werden Einflüsse sowohl von Sympathikus als auch vom Parasympathikus zugeschrieben, jedoch mit einem Überwiegen sympathischer Anteile (Sammito et al. 2014). In einer aktuellen Metaanalyse von Hye-Geum wird eine Zunahme der Leistung im LF-Band bei Beanspruchung durch Stress und eine Abnahme der Leistung im HF-Band bei den meisten Studien festgestellt (Hye-Geum et al. 2018). Zu erwarten wäre - wie in den Studien von Traina et al. oder von Hammoud et al.- ein Anstieg der Parameter LFnu und LF/HF unter Anstrengung (Traina et al. 2011, Hammoud et al. 2018). In diesem Punkt widersprechen die von uns ermittelten Ergebnisse. Reduzierung des LF-Bandes fallen während der Aufmerksamkeitstestbatterie im Vergleich zur Erholungsphase bei allen Messmethoden des LF-Bandes (LF-Peaks, LF-Leistungsdichtespektrum, LF in % und LF-normiert) auf und sind teilweise höchst signifikant. Kürzlich erschienene Studie von Magosso und Koautoren bestätigt sinkende Parameter aus

der LF- und HF-Bande bei Belastung, wie in der vorliegenden Untersuchung (Magosso et al. 2019). In der Studie von Blons et al. 2019 finden sich keine Unterschiede im LF-Band und im LF/HF-Quotient bei der Bearbeitung von Aufgaben ohne und mit Stressfaktoren. Eine Studie von Clays et al. 2011 beschreibt, dass mit steigendem Arbeitsstress-Index niedrigere pNN50 und HF und Belastung mit erhöhten LF/HF-Quotienten einhergehen. Auch die Metaanalyse von Järvelin-Pasanen et al. 2018 stößt auf sich widersprechende Studien. Der fehlende Anstieg der Leistung im LF-Band bleibt also aktuell ungeklärt und stellt somit ein noch zu beforschendes Thema dar. Fraglich ist nach den vorliegenden Daten der Sympathische-Einfluss. Die Ergebnisse sprechen eher für ein Überwiegen parasymphatischer Einflüsse.

Eine signifikante Änderung des LF/HF-Quotienten (in der FFT-Analyse), welcher Ausdruck vegetativer Balance ist, konnte sowohl gegenüber der Erholungsphase als auch gegenüber der Ruhephase während des geteilten Aufmerksamkeitstests, Daueraufmerksamkeitstests und Determinationstests erfasst werden. Dies scheint bedingt logisch, da wie bereits festgestellt die LF-Leistung während der Belastung sinkt und sich daher folglich auch der Quotient aus LF/HF verringert. In einer Studie von Dimitriev et al. wird ebenfalls eine stressbedingt Kardio-reaktivität ermittelt und als Erklärung für diese die Regression zum Mittelwert aufgeführt. Die 162 Studenten wurden in deren Studie je nach Ruhe-HRV in drei Gruppen eingeteilt und ihre Änderungen der Parameter HF, lnSDNN, lnLF, lnHF und lnLF/HF unter Belastung analysiert (Dimitriev et al. 2019). Vergleicht man in vorliegender Studie ermittelte Werte mit den Werten der Gruppe oberhalb der 75. Perzentile, so liegen diese Werte leicht oberhalb der bei Dimitriev erfassten Werte, verändern sich allerdings unter Belastung sehr ähnlich, sodass die Erklärung der Regression zum Mittelwert auch für unsere Daten wahrscheinlich ist.

In Studien, die den Einfluss von psychischem Stress von Studenten während Prüfungsphasen untersuchten, wurden neben einer erhöhten Herzschlagfrequenz (Tarvainen et al. 2014) auch für nahezu alle HRV-Parameter, die die Komplexität der NN-Intervalle analysierten, signifikante Unterschiede zur Ruhe gemessen (Chandola et al. 2010, Melillo et al. 2011). Die Studie von Melillo et al. 2011 schlägt weiter vor, die beiden Pointcare-Parameter SD1 und SD2, sowie die ungefähre Entropie (berechnet aus Schwellenwert r auf $0,2 * SDNN$) als Indikatoren für Stresszustände, ermittelt durch 5-Minuten-Kurzzeitmessung, zu verwenden. Während in der

Studie von Melillo et al. 2011 für HRV-Parameter der nicht-linearen Analyse nur wenige Parameter eine Reduktion in der Belastungsphase aufweisen, so finden sich in dieser Pilotstudie in einem Großteil der nicht-linearen Parametern (ausgenommen REC, D2, DFA $\alpha 1$, DFA $\alpha 2$) signifikante Verminderungen im Vergleich zur Erholungsphase. Wieder entgegen der Studie von Melillo et al. 2011 gibt es einen Anstieg in den Belastungsphasen in DFA $\alpha 1$, DFA $\alpha 2$ und D2. In der genannten Studie werden zwei 5-Minuten-Kurzzeitmessungen von 41 Probanden analysiert. Eine überprüfende Studie mit einem erweitertem Design ist somit wünschenswert, um zur Klärung der Gegensätze beizutragen.

Abschließend lässt sich zur Hypothese 1 zusammenfassen, dass die Veränderung der HRV die Beanspruchung durch die Aufgaben widerspiegelt. Der Verlauf der HRV-Werte aus dem Zeitbereich stützt, wie auch in den meisten oben angeführten Studien die Hypothese, dass bei Beanspruchung die Herzschlagfrequenz steigt und die HRV-Parameter abnehmen. Weiter finden sich auch im Frequenzbereich und der nicht-linearen Analyse der HRV zahlreiche signifikante Verminderungen im Vergleich zur Baseline. Auch hier sind die Hinweise auf die erhöhte Beanspruchung bei der Absolvierung der kognitiven Aufgaben gegen über der Beanspruchungslage unter Ruhe-Situation zu finden.

H2 Die subjektive und objektive Beanspruchung ist abhängig von der Art und dem Grad der kognitiven Anforderung bei verschiedenen Aufmerksamkeitstests.

Der Vergleich der Einschätzung der Anstrengung bei kognitiven Testaufgaben nach der Borg-Skala erbrachte für fast alle Tests der Aufmerksamkeitstestbatterie signifikante Unterschiede. Signifikante Verschiedenheit des subjektivgeschätzten Beanspruchungsgrads des Tests ergab sich für den Test zur geteilte Aufmerksamkeit zum Daueraufmerksamkeitstest und Determinationstest und vom Interferenztest zu selbigen. Diese beiden Tests wurden von den Probanden als gleich gering anspruchsvoll eingeschätzt. In Tabelle 12, welche die Häufigkeiten der signifikanten Unterschiede zwischen der Erholungsphase und den Test wiedergibt, gibt es zwischen dem geteilten Aufmerksamkeitstest und Interferenztest gleich wenig signifikante Unterschiede zur Erholungsphase in nur 43% der Parameter. Dies stimmt mit der subjektiven

Einschätzung exakt überein. Weiterhin bemerkenswert ist, dass der Daueraufmerksamkeits-test, welcher mittels Borg-Skala als am anspruchsvollsten eingeschätzt wurde, sich in 64% der HRV-Parameter von der Erholungsphase unterscheidet. Somit wird hier subjektiv stärkste Beanspruchung in objektiv häufigsten signifikanten Unterschieden gemessen.

Es finden sich signifikante Reduzierungen der Zeitbereichsparameter beim Determinationstest im Vergleich zu den HRV-Parametern im geteilten Aufmerksamkeitstest, was die Vermutung nahelegt, dass mit größerer Beanspruchung (siehe Determinationstest) niedrigere HRV-Werte einhergehen. Diese Aussage stützt eine signifikante Verminderung der Leistungsspektren im LF und HF-Frequenzband, sowie im Gesamtleistungsspektrum Totale Power beim geteilten Aufmerksamkeitstest im Vergleich zum Determinationstest. Auch in der nicht-linearen Analyse finden sich in den Parametern D2 sowie SD1 und SD2, die mit Zeitbereichsparametern korrelieren (Sammito & Böckelmann 2015), signifikante Reduzierung der HRV-Parameter vom geteilten Aufmerksamkeitstest zum Determinationstest. Doch scheinen auch weitere Einflüsse (z. B. die Art der Aufmerksamkeit) für die Veränderung der HRV-Parameter eine Rolle zu spielen. Dies wurde bei Testvergleichen festgestellt, da sich im Zeit- und Frequenzbereich ebenfalls einige Werte des geteilten Aufmerksamkeitstests vom Interferenztest signifikant unterscheiden, die laut Borg-Skala jedoch keine signifikant verschiedene subjektive Beanspruchung darstellen. Allerdings ist an dieser Stelle anzumerken, dass die Anforderungen bei beiden Tests verschieden sind. Liegt die Schwierigkeit beim Interferenztest darin, Wahrnehmung von Farbe und Sinn der gezeigten Worte gedanklich zu entkoppeln, so geht es im geteilten Aufmerksamkeitstest maßgeblich darum, sich sowohl auf Gehör wie auch auf dargebotene Bilder zu konzentrieren und durch Multitasking die Aufgabe zu bewältigen. Außerdem höchst interessant scheint, dass der Daueraufmerksamkeitstest sowohl im Zeit- wie auch im Frequenzbereich keinerlei signifikante Unterschiede der objektiven Beanspruchung zu anderen Tests aufweist, doch in der subjektiven Beanspruchungsanalyse gegenüber dem geteilten Aufmerksamkeitstest und dem Interferenztest derartige Unterschiede aufzeigt. Anders hingegen verhält sich die Beanspruchungsparameter aus der nicht-linearen HRV-Analyse beim Daueraufmerksamkeitstest, wo er in vier Parametern signifikante Verminderungen gegenüber dem Interferenztest vorweist, der subjektiv signifikant weniger anspruchsvoll ist. Zu dem nach Einschätzung anhand der Borg-Skala gleich beanspruchenden Determinationstest lassen sich in

der nicht-linearen HRV-Analyse entsprechend keine signifikanten Unterschiede der objektiven Beanspruchung feststellen. Es finden sich ebenfalls einige signifikante Unterschiede (DFA $\alpha 1$ und DFA $\alpha 2$) des Determinationstests zum subjektiv weniger anspruchsvollen Interferenztest, die die Vermutung nahelegen, mit Hilfe von nicht-linearen Parametern den Beanspruchungsgrad und Fluktuationsneigung abschätzen zu können.

Die HRV gilt als prognostischer Faktor für Gesundheit und Anpassungsfähigkeit des Organismus (Legaz et al. 2020). Darüber hinaus wird die HRV zunehmend als Indikator, für psychische Belastbarkeit und kognitive Flexibilität verwendet (Böckelmann 2012, McCraty & Shaffer 2015). Für eine Stroop-Aufgabe wird ein Anstieg und für eine Rechenaufgabe ein Abfall der logarithmierten LF-Werten gemessen (Visnovcova et al. 2014). Möglicherweise hängt also die Zunahme der LF-Werte mit der Art und Weise des Stressors/der Beanspruchungsart oder der Stärke zusammen. In der Studie von Morales und Koautoren sind die Leistungsparameter weder mit der subjektiven Wahrnehmung noch mit HRV-Parameter assoziiert (Morales et al. 2019).

Aus den objektiven und subjektiven Beanspruchungsparametern lässt sich ableiten, dass die Belastung im Verlauf der Testbatterie nicht konstant war. In einer ähnlich zu dieser Pilotstudie aufgebauten Untersuchung, wurden Schachspieler verschiedenen schwierige Aufgaben gestellt und eine HRV-Analyse währenddessen durchgeführt. Die schwächeren Spieler hatten hierbei eine signifikant niedrigere HRV als die Hochleistungsspieler und auch ihre subjektive Einschätzung der Aufgaben unterschied sich ebenfalls. Darüber hinaus spiegelte sich die Schwierigkeit in den HRV-Parametern (RMSSD und SD1) in entgegengesetzter Art und Weise wieder (Fuentes-García et al. 2019).

Doch gehen laut den vorliegenden erfassten Daten nicht ausschließlich höhere Beanspruchungen mit niedrigeren HRV-Parametern einher. Es scheint, dass verschiedene Beanspruchungsarten durch unterschiedliche HRV-Analyseverfahren am besten abgebildet werden und daher nur dort signifikante Unterschiede ergeben (siehe Daueraufmerksamkeitstest in der nicht-linearen HRV-Analyse) und auch subjektiv gleich anspruchsvolle Tests vermutlich durch unterschiedliche Arten der Beanspruchung zu unterschiedlichen HRV-Parametern führen. Auch

wenn signifikant unterschiedliche objektive Beanspruchung gefunden wurden, was die Hypothese 2 unterstützt, lässt sich diese daher nur bedingt bestätigen. Um diesen Sachverhalt zu klären, bedarf es daher weiterführender Untersuchungen, die Beanspruchungsart und HRV-Parameter detailliert analysieren. Der orbitofrontale Bereich des präfrontalen Cortex ist z.B. an der Regulation kardiovaskulärer Prozesse beteiligt. Schädigungen im orbitofrontalen Anteil führen zu sympathisch vermittelter Myokardschädigung und Arrhythmien (Eller-Berndl 2010). Für weitere Studien wäre es interessant, die physiologischen Korrelate für die Aufmerksamkeit, wie z.B. EEG-Aktivität und die Parameter der Herzratenvariabilität, simultan zu untersuchen. Dies geschah bereits in der Arbeit von Hillmert und Koautoren, in welcher Verbindungen zwischen HRV-Parametern und der Aktivität im zentralen Parietal- und rechten Okzipitallappen, sowie dem präfrontalen Kortex gefunden wurden (Hillmert et al. 2020).

H3 Aufgrund sinkender zentralnervöser Aktiviertheit im Verlauf der Absolvierung der Aufmerksamkeitstestbatterie wird mit einer signifikant niedrigeren Verschmelzungsfrequenz am Ende im Vergleich zum Beginn gerechnet.

Mit nahezu identischen Mittelwerten der Verschmelzungsfrequenz vor und nach der Aufmerksamkeitstestbatterie kann in der vorliegenden Untersuchung im Verlauf keine Abnahme des zentralnervösen Aktivierungsniveaus nachgewiesen und somit die Hypothese 3 nicht bestätigt werden. Hieraus lässt sich jedoch ableiten, dass die Länge der Aufmerksamkeitstestbatterie von ca. 45 Minuten so gewählt war, dass bis zum Ende eine gleich gute Konzentration von den Probanden erbracht werden konnte.

Eine vergleichbare Studie, welche die Verschmelzungsfrequenz und Beanspruchung durch diese Aufmerksamkeitstests untersucht, ist uns nach ausführlicher Recherche nicht bekannt. Verschiedenste andere Einflüsse auf die zentralnervöse Aktiviertheit, also die Flimmerverschmelzungsfrequenz, wurden jedoch bereits beforscht. Iudice und Koautoren untersuchen den Einfluss von Alkohol auf die Verschmelzungsfrequenz und fanden hier ebenfalls keine signifikanten Unterschiede (Iudice et al. 2005). Ebenfalls keine Veränderung der Verschmelzungsfrequenz stellten sich bei der Exposition in elektromagnetischen Feldern dar (Wilén et al. 2006). In einigen Studien wurde die Verschmelzungsfrequenz vor und nach körperlicher

Belastung untersucht (Clemente-Suárez & Diaz-Manzano 2019, Maciejewska et al. 2020). Bei Clemente-Suárez & Diaz-Manzano 2019 wurden festgestellte Erhöhungen schließlich als wenig aussagekräftige Nebeneffekte bei zu kleiner Stichprobenanzahl beschrieben. Darüber hinaus wurde die Verschmelzungsfrequenz in Hypoxiephasen bei Apnoetauchern untersucht. Da keine Abnahme der Werte gefunden werden konnte, kann davon ausgegangen werden, dass die Taucher auch zum Ende des Tauschgangs unter keinen Ermüdungserscheinungen im zentralnervösen Nervensystem leiden (Asís Fernández et al. 2019).

Es lässt sich also zusammenfassen, dass weder kognitive (wie in der vorliegenden Untersuchung) noch körperliche Beanspruchungen (wie in den oben beschriebenen Studien) dieser Dauer unter den beschriebenen Bedingungen zur Reduktion der Verschmelzungsfrequenz führen und das zentralnervöse Aktivierungsniveau somit unbeeinflusst bleibt.

H4 Es finden sich Zusammenhänge zwischen der erbrachten Leistung in Aufmerksamkeits-tests, subjektiver Einschätzung der Anstrengung mittels Borg-Skala bei der kognitiven Belastung und vegetativer Beanspruchungsreaktion darauf.

Die subjektive kognitive Beanspruchung wurde mittels Borg-Skala nach jedem einzelnen Test der Aufmerksamkeitstestbatterie erfasst. Es wurden bereits positive Korrelationen zwischen Borg-Skala und Herzschlagfrequenz nachgewiesen (Williams 2017). In der Forschung hat sich die Borg-Skala zur Einschätzung wahrgenommener Anstrengung bei physiologischen, also körperlichen Beanspruchungen verschiedenster Bewegungsarten etabliert (Zamunér et al. 2011, Compagnat et al. 2018, Garnacho-Castaño et al. 2018). Bereits in der 2013 von Pollock et al. erschienenen Studie wurden Zusammenhänge zwischen Hf und empfundener Anstrengung (ermittelt mit Hilfe der Borg-Skala) während des Spielens von Videospiele untersucht. Diese Studie kam zu dem Ergebnis, dass der physiologische Beanspruchungsparameter Hf und wahrgenommene (subjektive) Anstrengung gleichgerichtet signifikant korrelieren (Pollock et al. 2013).

Nach der Hypothese 4 würde man vermuten, dass die subjektive Beanspruchungseinschätzung der Leistung, die anhand der Leistungsparameter ermittelt wurde, entspricht. Im geteil-

ten Aufmerksamkeitstest korrelieren die Borg-Skala und die Richtigen in % positiv. Diese Tatsache scheint unlogisch, da man erwarten würde, dass je mehr der Proband das Gefühl hat, die Aufgaben bewältigen zu können (viele richtige Reaktionen), desto geringer seine Einschätzung der Schwierigkeit auf der Borg-Skala ausfällt. Vorstellbar ist allerdings auch die Erklärung, dass mit der Einschätzung, eine schwere Aufgabe bewältigen zu müssen, größere Anstrengung und damit mehr richtige Antworten einhergehen. Es wurde vermutet, dass sich je höher die subjektive Beanspruchung, desto niedriger die HRV-Parameter, als Zeichen objektiver Beanspruchung, darstellen würden. Im Interferenztest und Daueraufmerksamkeitstest stehen HRV-Parameter aus dem Frequenzbereich in entgegengesetztem Zusammenhang und nicht-lineare Parameter in gleichgerichteter Verbindung zur subjektiven Beanspruchung. Der Parameter L_{max} zeigt hierbei als einziger Parameter in mehreren Tests Signifikanzen und scheint daher von Bedeutung zu sein. Bei den übrigen Tests fallen keine signifikanten Korrelationen von HRV-Parametern zur Borg-Skala auf. Es lässt sich also ein Teil der Hypothese 4 bestätigen, wenn auch nur durch zwei von vier Aufmerksamkeitstests, in denen zwischen subjektiver und objektiver Beanspruchung Zusammenhänge gefunden wurden.

Wie auch in den vorliegenden Ergebnissen stehen eine subjektive Aufmerksamkeitserhöhung mit einem Abfall im HF-Band bei Watford und Koautoren im Zusammenhang (Watford et al. 2020). Im Gegensatz zur Borg-Skala wird in dieser kürzlich erschienenen Studie die MAAS (Mindful Attention and Awareness Scale) genutzt und ausschließlich der Bezug zur hochfrequenz HRV (HF-Band) hergestellt.

Durchgehend sehr hohe Anteile an richtigen Reaktionen während der Aufmerksamkeitstest-batterie sind zum einen zu erklären durch Nutzung standardisierter, gut verständlicher Aufgabenstellungen und Probeaufgaben. Zum anderen hatte sicherlich die Rekrutierung der Probanden überwiegend aus Studierenden einen noch größeren Einfluss.

Signifikante Korrelationen dieser Leistung zeigten sich bei drei Tests der Aufmerksamkeitstest-batterie (geteilter Aufmerksamkeitstest, Daueraufmerksamkeitstest und Determinationstest). Interessanterweise korrelierten SDNN und richtige Antworten in % im geteilten Aufmerksamkeitstest negativ. Mit erhöhter Beanspruchung gehen niedrigere SDNN einher und durch die stärkere Belastung resultieren weniger richtige Reaktionen. In der Literatur hingegen finden

sich Studien, die eine signifikante Verknüpfungen hoher SDNN und RMSSD-Werte mit besseren kognitiven Leistungen bei neurophysiologischen Tests vorweisen (Stenfors et al. 2016) und einige Studien in der Metaanalyse von Forte et al. 2019, die niedrigen SDNN-Werten in Zusammenhang mit schwächeren kognitiven Leistungen bringen. Diese gleichgerichtete Korrelation spiegelt sich in den vorliegenden Daten nicht wieder. Korrelationsanalysen zwischen HRV-Parametern und Leistungen in Exekutivfunktionen konnten in anderen Studien keine aussagekräftigen statistische Zusammenhänge darstellen (Jennings et al. 2015, Albinet et al. 2016, Oliveira Matos et al. 2020). Darüber hinaus korrelierten im geteilten Aufmerksamkeits-test in der Spektralanalyse alle Banden entgegengesetzt mit den richtigen Reaktionen. Diese Tatsache stützt die Ergebnisse aus dem paarweisen Vergleich, die ebenfalls keine Unterschiede im Verhalten beim Vergleich der HRV-Parameter aus der Spektralanalyse der einzelnen Frequenzbanden feststellt. Niedrige Werte im Leistungsdichtespektrum führen in jeder der Banden zu einer hohen Anzahl richtiger Antworten beim geteilten Aufmerksamkeits-test. Vermutet wurde dieser Zusammenhang nur für die HF-Werte, welche mit dem Parasympathikus assoziiert sind. Somit liegt die Vermutung nahe, dass die übrigen Leistungsspektren ebenfalls zu einem Großteil vom Parasympathikus beeinflusst werden. Die Reaktionszeit, in unserem Fall der Median der RZ, ergibt im Daueraufmerksamkeitstest mit der Spektralleistung im LF-Band sowohl mittels FFT- als auch mittels AR-Analyse einen positiven signifikanten Zusammenhang. Dies bedeutet, je höher das Leistungsdichtespektrum im LF-Band, desto schneller die Reaktion. In keinem anderen Test finden sich allerdings Korrelationen zum Median der Reaktionszeit. Dieses eben beschriebene Ergebnis spricht für eine parasympathische Beeinflussung des LF-Bandes. Ist die Anspannung gering und der Proband hat das Gefühl der Aufgabe gewappnet zu sein und kann schnell reagieren. Die positive signifikante Korrelation zwischen den Peaks im HF-Band und den richtigen Reaktionen im Daueraufmerksamkeitstest scheint eher unbedeutend. Auch der LF/HF-Quotient zeigt kein eindeutiges Bild. Während er im geteilten Aufmerksamkeits-test positiv mit den richtigen Reaktionen korreliert, so ist dieser Zusammenhang im Determinationstest genau umgekehrt.

In einer Reihe von Studien gingen bessere Ergebnisse und schnellere mittlere Reaktionszeiten in Exekutivaufgaben (wie z. B. dem Interferenztest nach Stroop) mit höheren HRV-Ruhe-Werten einher, als bei Probanden mit niedrigen HRV-Ruhe-Werten (Hansen et al. 2003, Johnsen

et al. 2003, Thayer & Lane 2009). In der Studie von Griffiths et al., die Unterschiede in der HRV bei Kindern mit ADHS und ohne ADHS analysiert, sind schlechtere Aufmerksamkeitsleistungen mit höheren LF/HF-Quotienten assoziiert (Griffiths et al. 2017). Die entspricht den Ergebnissen aus dem Determinationstest. Dem gegenüber stehen Studien, bei denen niedrige LF/HF-Quotienten mit schlechteren kognitiven Leistungen verknüpft sind (Forte et al. 2019). Auch die vorliegenden Ergebnisse sind in diesem Punkt widersprüchlich, da gleichgerichtete Verknüpfung von richtigen Antworten und LF/HF-Quotienten im geteilten Aufmerksamkeits-test zu finden waren. Stenfors und Koautoren berichten über signifikant höhere Geschwindigkeiten bei der Bearbeitung von Exekutivaufgaben im Zusammenhang mit höheren SDNN und RMSSD-Werten (Stenfors et al. 2016). Ähnliche Aussagen werden auch in zahlreichen anderen Studien getroffen (Hansen et al. 2003, Hansen et al. 2009, Kimhy et al. 2013, Schaich et al. 2020). Umgekehrt entsprechend korrelierten in der Studie von Mahinrad et al. 2016 niedrige SDNN-Werte vor Beginn der Studie mit schlechten Reaktionszeiten und Bearbeitungsgeschwindigkeiten. Weder SDNN noch RMSSD korrelieren in einem der Tests der Aufmerksamkeitstestbatterie der vorliegenden Studie signifikant mit der Reaktionszeit. In der vorliegenden Pilotstudie lassen sich die Reaktionszeiten der hier angewendeten Tests aufgrund unterschiedlicher kognitiver Anforderung nicht direkt unter einander vergleichen. Betrachtungen zu Differenzen aus Aufmerksamkeitstest und Erholungsphase bringen keinen wissenschaftlichen Erkenntnisgewinn. Lediglich geringere Belastung, durch die Borg-Skala ermittelt, wird in den Differenzen zum geteilten Aufmerksamkeitstest widergespiegelt.

Es lässt sich aus der Hypothese 4 bestätigen, dass Zusammenhänge zwischen Leistungsparametern und objektiven Beanspruchungsparametern gefunden wurden. Da in der Literatur kaum Zusammenhänge von HRV-Parametern aus dem Frequenzbereich und Korrektheit der Aufgaben zu finden sind, aber in diesem Bereich in unserer Untersuchung die Hauptkorrelationen auftraten, lassen sich unsere Ergebnisse nur vereinzelt mit anderen Arbeiten vergleichen. Es lässt sich schließlich festhalten, dass neben dem HF-Band, auch das LF-Band, vorliegenden Ergebnissen nach zu urteilen, unter parasympathischem Einfluss steht und besonders HRV-Parameter des Frequenzbereichs mit der richtigen Ausführung der Aufgaben in Zusam-

menhang stehen. Welche Art von Aufmerksamkeit mit welchen HRV-Parametern zusammenhängt, gilt es in Folgestudien noch zu klären. Es gibt bereits erste Studien, die einen Weg bahnen sollen, um psychische Belastung durch HRV-Kurzzeitmessungen unter 5 Minuten sofort zu erkennen (Castaldo et al. 2015b). Auch als Kontrollparameter des Behandlungserfolgs und zu Präventionszwecken ist die HRV denkbar (Böckelmann & Sammito 2020). Findet man heraus, inwieweit HRV und Aufmerksamkeit zusammenhängen, so kann dies als diagnostischer Parameter z. B. bei ADHS eingesetzt werden und therapeutisch zur Behebung der Dysfunktion beitragen (Rukmani et al. 2016). Weiterhin können auf die Ergebnisse dieser Studie aufbauend nachfolgenden Untersuchungen im Rahmen des Forschungsprojekts ArdiAS eine detaillierte Analyse und Optimierung von Arbeitsplatzsituationen folgen. Als Beanspruchungsindikatoren können für die Kurzzeitmessungen die HRV-Parameter aus dem Zeitbereich empfohlen werden, da sie sich - im Gegensatz zu den Parametern des Frequenzbereichs - bei Aufmerksamkeitsbeanspruchung signifikant und trotz verschiedener Aufmerksamkeitsarten deutlich reduzieren. Möglicherweise spiegeln Parameter der nicht-linearen HRV-Analyse den Grad der Beanspruchung wider, da dies Vergleiche der Werte von Determinationstest und Daueraufmerksamkeitstest zum subjektiv weniger anspruchsvollen Interferenztest vermuten lassen. Da sich jedoch auch einige HRV-Parameter der nicht-linearen Analyse zwischen dem geteilten Aufmerksamkeitstest und subjektiv gleich anspruchsvollem Interferenztest signifikant unterscheiden, scheinen weitere Faktoren, wie z. B. die Art der Aufmerksamkeit, eine Rolle zu spielen und sollten in Folgeuntersuchungen mit einbezogen werden. Bei weiteren Studien ist es ausreichend die Frequenzanalyse mittels FFT durchzuführen. Die Frequenzanalyse mittels AR liefert zwar vergleichbar gute Werte, beim paarweisen Vergleich ergeben sich allerdings mittels FFT in mehr Phasen signifikante Unterscheide und dies scheint somit die sensitivere Methode zu sein. Es empfiehlt sich, als Baseline eine Erholungsphase nach den Versuchen zu wählen, da Ruhephasen davor vermutlich durch die Aufregung und die dadurch stark beeinflusste Beanspruchungslage den Belastungsphasen ähneln. Weiter kann bei Untersuchungen mit vergleichbar kurzen Belastungen auf die Analyse der Verschmelzungsfrequenz verzichtet werden, da diese wahrscheinlich erst nach längeren oder stärkeren Belastungen zur Reduktion der zentralnervösen Aktiviertheit führt.

Da das Probandenkollektiv sich größtenteils aus jungen Probanden zusammensetzte, sind die Ergebnisse nur bedingt auf die gesamte Arbeitswelt übertragbar. Weitere Limitationen dieser Studie stellen die Stichprobengröße sowie die nur kurze Belastungszeit der einzelnen Aufmerksamkeitstests dar.

Als Fazit kann man festhalten, dass eine multimodale Erfassung der Beanspruchung (subjektiv und objektiv) nötig ist, um ein detailliertes Bild der Gesamtbeanspruchung zu erlangen. Zusammenhänge zwischen objektiver und subjektiver Beanspruchung zeigen sich deutlicher in Aufmerksamkeitstest mit höherer Dauer (> 10 min.) Verschiedene Arten der Aufmerksamkeitstests rufen unterschiedliche Beanspruchungsreaktionen hervor.

5 Zusammenfassung

Um den Arbeitsalltag in der sich ständig wandelnden Arbeitswelt bewältigen zu können, bedarf es einer Reihe Ressourcen für die Informationsaufnahme, -transformation, -speicherung und -abgabe. Neue Informations- und Kommunikationstechnologien erfordern eine hohe kognitive Leistungsfähigkeit der Beschäftigten. In einer digitalen Zeit, in der z. B. durch Medien dauerhaft akustische und optische Einflüsse auf den Menschen einwirken, wird es zu einem immer wichtigeren Gut, sich gezielt auf Einzelheiten aufmerksam fokussieren zu können und andere Dinge auszublenden. Dies stellt nur ein Beispiel der vielen Arten der Aufmerksamkeit dar.

Die vorliegende Studie beschäftigt sich mit der subjektiven Einschätzung der Beanspruchung und den physiologischen Reaktionen des Körpers, analysiert anhand von Herzfrequenzvariabilität-(HRV)-Parametern in Phasen der kognitiven Belastung, die im Labor unter den standardisierten Bedingungen durch verschiedene Aufmerksamkeitstests simuliert wurden. Hierbei war das Ziel, aus der großen Anzahl der HRV-Parameter die zu identifizieren, die in einem Zusammenhang mit Aufmerksamkeitsbeanspruchung stehen, sowie auf der Basis des Fahrenberg'schen Konzeptes Beziehungen zwischen Leistungsparametern, subjektiver Beanspruchung und objektiven Beanspruchungsparametern zu analysieren. Diese ermittelten Parameter können dann später in Belastungs-Beanspruchungs-Analysen verwendet werden, um die Beanspruchung bei Nutzung digitaler Assistenzsysteme genauer zu beschreiben und zu einer Reduzierung der Belastung durch die Optimierung der Arbeitsprozesse und Arbeitsmittel beizutragen. Um diesen Fragestellungen auf den Grund zu gehen, wurde im Rahmen des BMBF und ESF geförderten Forschungsprojekts ArdiAS (Förderkennzeichen 02L15A031) eine Pilotstudie durchgeführt. Die 51 Probanden (29 Männer und 22 Frauen) im Durchschnittsalter von $25,7 \pm 7,52$ Jahren wurden größtenteils aus Studenten rekrutiert. Während sie vier standardisierte Aufmerksamkeitstests (Test der geteilten Aufmerksamkeit, Daueraufmerksamkeitstest, Determinationstest und Interferenztest nach Stroop) in randomisierter Reihenfolge am Computer (Wiener Testsystem, Fa. Schuhfried und TAP System, Testsystem zur Prüfung der Aufmerksamkeit, Psytest, Herzogenrath) über 45 Minuten absolvierten, erfolgten bei den Probanden parallel EKG-Aufnahmen, um später mittels errechneter Parameter aus der HRV-Analyse

die stattgefundenene Beanspruchung des Probanden zu objektivieren und mit der Beanspruchungslage in der Ruhe bzw. Erholung als Baseline zu vergleichen. Vor und nach der Aufmerksamkeitstestbatterie fand die Bestimmung der Verschmelzungsfrequenz mittels Flimmerverschmelzungstest (Wiener Testsystem, Fa. Schuhfried, Österreich) statt, um das zentralnervöse Aktivierungsniveau im Verlauf des Versuchs zu analysieren. Im Anschluss an jeden Test erfolgte die subjektive Bewertung des Anstrengungsempfindens unter Zuhilfenahme der Borg-Skala.

Die Verschmelzungsfrequenz vor der Aufmerksamkeitstestbatterie unterschied sich nicht signifikant von den Werten danach, sodass keine Abnahme zentralnervöser Aktiviertheit im Verlauf des Versuchs nachgewiesen werden konnte. In Folgestudien im Forschungsprojekt ArdiAS mit vergleichbarer Kürze und ähnlicher Belastung kann somit auf die Analyse der Verschmelzungsfrequenz verzichtet werden und davon ausgegangen werden, dass das Aktivierungsniveau der Probanden bis zum Ende unverändert bleibt.

Im Vergleich der HRV-Parameter zwischen Erholungs- und Aufmerksamkeitsbeanspruchungsphasen fallen zahlreiche signifikante Unterschiede auf. Während im Zeitbereich die parasymphatisch beeinflussten Parameter wie in zahlreichen anderen Studien abnehmen, so widerspricht die Reduktion der relativen bzw. normierten Spektralleistung im High und Low Frequency Band in den Spektralanalysen einigen Studien (Traina et al. 2011, Hye-Geum et al. 2018). Dies lässt sich am ehesten mit der „Regression zur Mittelwert-Theorie“ von Dimitriev et al. 2019 erklären. Auch bei den HRV-Parametern der nicht-linearen Analyse finden sich signifikante Unterschiede zwischen den Belastungsphasen und der Erholungsphase; mit je nach Parameter ansteigenden oder abfallenden HRV-Werten in der Belastungsphase. Stärkere subjektive Beanspruchung spiegelte sich in den Zeitbereichsparametern, den Leistungsspektren des LF- und HF-Bandes sowie Totale Power und den Parametern SD1 und SD2 sowie D2 mit niedrigeren Werten gegenüber weniger subjektiv anspruchsvollen Tests wider. Für signifikant unterschiedliche objektive Beanspruchung bei jedoch subjektiv gleich anspruchsvoll empfundenen Tests werden verschiedene Arten der Aufmerksamkeit als Ursache vermutet. HRV-Parameter des Frequenzbereichs korrelierten mit der subjektiven Beanspruchung ausschließlich in entgegengesetzten Richtung, während HRV-Parameter der nicht-linearen Analyse in positivem Zusammenhang mit der subjektiven Beanspruchung standen. Betrachtet man hingegen

die Häufigkeiten der signifikanten Unterschiede zwischen den Tests und der Erholungsphase, so korrelieren wenig anspruchsvolle Test nur in 43% der Parameter und zum subjektiv anspruchsvollsten Test der Daueraufmerksamkeit finden sich in 64% der HRV-Parameter signifikante Unterschiede. Für Studien zu digitalen Assistenzsystemen ist die subjektive Beanspruchungseinschätzung mittels Borg-Skala nutzbar, da nachgewiesen wurde, dass diese objektive Beanspruchung widerspiegelt. In der vorliegenden Pilotstudie lassen sich die objektiven Leistungsdaten, z. B. die Reaktionszeiten der hier angewendeten Tests aufgrund unterschiedlicher kognitiver Anforderung nicht direkt unter einander vergleichen. Nach Zusammenschau aller erhobenen Daten lassen sich signifikante Zusammenhänge zwischen Leistungsparametern, subjektiven und objektiven Beanspruchungsparametern darstellen, welche in Folgestudien auf Beziehung zu speziellen Aufmerksamkeitsarten an der größeren Stichprobe der Probanden unterschiedlichen Alters und über die längeren Belastungsphasen geprüft werden sollten. Bei nachfolgenden Untersuchungen zur Beanspruchung bei Nutzung digitaler Assistenzsysteme ist es ausreichend, die spektralen Parameter aus der Fast Fourier Analyse, die die parasympathische Aktivität widerspiegeln zu verwenden, um autonome Reaktion auf die kognitiven Anforderungen zu beschreiben. Die zeitbezogenen HRV-Parameter können als Beanspruchungsindikator für den Nachweis erhöhter kognitiver Belastung verwendet werden.

Literaturverzeichnis

1. Aamot I-L, Forbord S, Karlsen T, Støylen A: Does rating of perceived exertion result in target exercise intensity during interval training in cardiac rehabilitation? A study of the Borg scale versus a heart rate monitor; 2014. *J Sci Med Sport*; 17(5):541–5.
2. Abhishekh H, Nisarga P, Kisan R, Meghana A, Chandran S, Trichur R, Sathyaprabha T: Influence of age and gender on autonomic regulation of heart; 2013. *J Clin Monit Comput*; 27(3):259–64.
3. Albinet C, Abou-Dest A, André N, Audiffren M: Executive functions improvement following a 5-month aquaerobics program in older adults: Role of cardiac vagal control in inhibition performance; 2016. *Biological Psychology*; 115:69–77.
4. Albinet C, Boucard G, Bouquet C, Audiffren M: Increased heart rate variability and executive performance after aerobic training in the elderly; 2010. *Eur J Appl Physiol*; 109(4):617–24.
5. Allport A: Attention and control: HAVe we been asking the wrong questions? A critical review of twenty-five years.; 1993. *Attention and performance 14: Synergies in experimental psychology, artificial intelligence, and cognitive neuroscience* (pp. 183-218). Cambridge, MA, US: The MIT Press.
6. Althaus M, Mulder L, Mulder G, van Roon A, Minderaa R: Influence of respiratory activity on the cardiac response pattern to mental effort; 1998. *Psychophysiology*; 35(4):420–30.
7. Ansorge U, Leder H: *Wahrnehmung und Aufmerksamkeit*. Wiesbaden: Springer Fachmedien Wiesbaden; 2017.
8. Arand D, Bonnet M, Fahrenberg J, Backs R, Boucsein W: *Engineering Psychophysiology, Issues and Applications*. Boca Raton, USA: CRC Press; 2000.
9. Arndt P, Sambanis M: *Didaktik und Neurowissenschaften, Dialog zwischen Wissenschaft und Praxis*. Tübingen: Narr Francke Attempto; 2017.
10. Asís Fernández F de, González-Mohino F, González-Ravé J: Assessment of sensory sensitivity through critical flicker fusion frequency thresholds after a maximum voluntary apnoea; 2019. *Diving Hyperb Med*; 49(3):186–91.

-
11. Baevsky R, Chernikova A: Heart rate variability analysis: physiological foundations and main methods; 2017. *Cardiometry*(10):66–76.
 12. Barantke M, Krauss T, Ortak J, Lieb W, Reppel M, Burgdorf C, Pramstaller P, Schunkert H, Bonnemeier H: Effects of gender and aging on differential autonomic responses to orthostatic maneuvers; 2008. *J Cardiovasc Electrophysiol*; 19(12):1296–303.
 13. Becker-Carus C: Grundriß der physiologischen Psychologie. Heidelberg: Quelle & Meyer; 1981; 1045.
 14. Berntson G, Bigger J, Eckberg D, Grossman P, Kaufmann P, Malik M, Nagaraja H, Porges S, Saul J, Stone P, van der Molen M: Heart rate variability: origins, methods, and interpretive caveats; 1997. *Psychophysiology*; 34(6):623–48.
 15. Bigger J, Fleiss J, Rolnitzky L, Steinman R: The ability of several short-term measures of RR variability to predict mortality after myocardial infarction; 1993. *Circulation*; 88(3):927–34.
 16. Billman G: The LF/HF ratio does not accurately measure cardiac sympatho-vagal balance; 2013. *Front Physiol*; 4:26.
 17. Birbaumer N: Physiologische Psychologie, Eine Einführung an ausgewählten Themen. Für Studenten der Psychologie, Medizin und Zoologie. Berlin, Heidelberg, s.l.: Springer Berlin Heidelberg; 1975.
 18. Blons E, Arzac L, Gilfriche P, McLeod H, Lespinet-Najib V, Grivel E, Deschodt-Arsac V: Alterations in heart-brain interactions under mild stress during a cognitive task are reflected in entropy of heart rate dynamics; 2019. *Sci Rep*; 9(1):18190.
 19. Böckelmann I: Analyse der Herzfrequenzvariabilität (HRV) - praktische Relevanz; 2012. *Zentralblatt für Arbeitsmedizin, Arbeitsschutz und Ergonomie*. - Berlin: Springer Medizin(Bd. 62):275–9.
 20. Böckelmann I, Peter B, Pfister E: Beanspruchungsreaktionen bei mentalen Provokationsaufgaben im Labor und arbeitsplatzbezogene Stressverarbeitung männlicher Akademiker einer Universität.; 2006. *Arbeitsmed Sozialmed Umweltmed* 41 (4):197–209.
 21. Böckelmann I, Sammito S: Herzfrequenzvariabilität: ecomed Medizin; 2016. *Handbuch der Arbeitsmedizin: Arbeitsphysiologie, Arbeitspsychologie, klinische Arbeitsmedizin, Prävention und Gesundheitsförderung - Landsberg [u.a.]*:1–32.

22. Böckelmann I, Sammito S: HRV und Ihre Anwendungsfelder in der Arbeitsmedizin, Dokumentation der Vorträge und Poster, Hamburg, 15.-17. März 2017. München: Geschäftsstelle der Deutschen Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin e. V; 2017.
23. Böckelmann I, Sammito S: Herzfrequenzvariabilitätsanalyse in der betriebsärztlichen Praxis; 2020. Zentralblatt für Arbeitsmedizin, Arbeitsschutz und Ergonomie. - Berlin: Springer Medizin; 70(6):269–77.
24. Borg G: Psychophysical bases of perceived exertion; 1982. Med Sci Sports Exerc; 14(5):377–81.
25. Borg G: Anstrengungsempfinden und körperliche Aktivität; 2004. Deutsches Ärzteblatt(15):1016–21.
26. Brown J, Sollers J, Thayer J, Zonderman A, Waldstein S: Blood pressure reactivity and cognitive function in the Baltimore Longitudinal Study of Aging; 2009. Health Psychol; 28(5):641–6.
27. Castaldo R, Melillo P, Bracale U, Caserta M, Triassi M, Pecchia L: Acute mental stress assessment via short term HRV analysis in healthy adults: A systematic review with meta-analysis; 2015a. Biomedical Signal Processing and Control; 18:370–7.
28. Castaldo R, Melillo P, Pecchia L: Acute Mental Stress Detection via Ultra-short term HRV Analysis; 2015b; 51:1068–71.
29. Chand T, Li M, Jamalabadi H, Wagner G, Lord A, Alizadeh S, Danyeli L, Herrmann L, Walter M, Sen Z: Heart Rate Variability as an Index of Differential Brain Dynamics at Rest and After Acute Stress Induction; 2020. Front Neurosci; 14.
30. Chandola T, Heraclides A, Kumari M: Psychophysiological biomarkers of workplace stressors; 2010. Neurosci Biobehav Rev; 35(1):51–7.
31. Clays E, Bacquer D de, Crasset V, Kittel F, Smet P de, Kornitzer M, Karasek R, Backer G de: The perception of work stressors is related to reduced parasympathetic activity; 2011. Int Arch Occup Environ Health; 84(2):185–91.
32. Clemente-Suárez V, Diaz-Manzano M: Evaluation of Central Fatigue by the Critical Flicker Fusion Threshold in Cyclists; 2019. J Med Syst; 43(3):61.

-
33. Compagnat M, Salle J, Mandigout S, Lacroix J, Vuillerme N, Daviet J: Rating of perceived exertion with Borg scale in stroke over two common activities of the daily living; 2018. *Top Stroke Rehabil*; 25(2):145–9.
 34. Curic A, Männer H, Meißner S, Morawetz F: Untersuchung zur Herzratenvariabilität unter Stress- und Entspannungs-Bedingung. Regensburg; 2008.
 35. Deutsch J, Deutsch D, Lindsay P, Treisman A: Comments and reply on "Selective attention: perception or response?"; 1967. *Q J Exp Psychol*; 19(4):362–7.
 36. Dimitriev D, Saperova E, Indeykina O, Dimitriev A: Heart rate variability in mental stress: The data reveal regression to the mean; 2019. *Data Brief*; 22:245–50.
 37. Dođru M, Simşek V, Sahin O, Ozer N: Differences in autonomic activity in individuals with optimal, normal, and high-normal blood pressure levels; 2010. *Turk Kardiyol Dern Ars*; 38(3):182–8.
 38. Dorn K, Weinert S, Falck-Ytter T: Watch and listen - A cross-cultural study of audio-visual-matching behavior in 4.5-month-old infants in German and Swedish talking faces; 2018. *Infant Behav Dev*; 52:121–9.
 39. Draghici A, Taylor J: The physiological basis and measurement of heart rate variability in humans; 2016. *J Physiol Anthropol*; 35(1):22.
 40. Driver J: A selective review of selective attention research from the past century; 2001. *Br J Psychol*; 92 Part 1:53–78.
 41. Duschek S, Muckenthaler M, Werner N, del Paso G: Relationships between features of autonomic cardiovascular control and cognitive performance; 2009. *Biological Psychology*; 81(2):110–7.
 42. Eilers K: Herzfrequenz und Herzfrequenzvariabilität als Indikatoren psychischer Beanspruchung, Zur Reliabilität und Validität von Herzfrequenz- und Herzfrequenzvariabilitätsmaßen als Indikatoren psychischer Beanspruchung bei Daueraufmerksamkeitsbelastungen Zugl.: Oldenburg, Univ., Diss., 1998. Frankfurt am Main: Lang; 1999; 16.
 43. Eller-Berndl D: Herzratenvariabilität. 1st ed. Wien: Verl.-Haus der Ärzte; 2010.
 44. ESC/NASPE Task Force: 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.*; 1996;17: 354-381.

45. Ewing D, Martyn C, Young R, Clarke B: The value of cardiovascular autonomic function tests: 10 years experience in diabetes; 1985. *Diabetes Care*; 8(5):491–8.
46. Fahrenberg J: Die Bedeutung individueller Unterschiede für die Methodik der Aktivierungsforschung. Bern: Huber-Verlag; 1969.
47. Felber Dietrich D, Schindler C, Schwartz J, Barthélémy J-C, Tschopp J-M, Roche F, Eckardstein A v., Brändli O, Leuenberger P, Gold D, Gaspoz J-M, Ackermann-Liebrich U: Heart rate variability in an ageing population and its association with lifestyle and cardiovascular risk factors: results of the SAPALDIA study; 2006. *Europace*; 8(7):521–9.
48. Forte G, Favieri F, Casagrande M: Heart Rate Variability and Cognitive Function: A Systematic Review; 2019. *Front Neurosci*; 13:710.
49. Frauendorf H, Pfister E, Ulmer H, Wirth D: Arbeitsmedizinische Leitlinie der Deutschen Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin e.V., Nutzung der Herzschlagfrequenz bei arbeitswissenschaftlichen AWMF--Nr. 002-012. *Arbeitsmed Sozialmed Umwelt-med*; 2005.
50. Fuentes-García J, Villafaina S, Collado-Mateo D, La Vega R de, Olivares P, Clemente-Suárez V: Differences Between High vs. Low Performance Chess Players in Heart Rate Variability During Chess Problems; 2019. *Front Psychol*; 10:409.
51. Garcia-Lazaro H, Bartsch M, Boehler C, Krebs R, Donohue S, Harris J, Schoenfeld M, Hopf J-M: Dissociating Reward- and Attention-driven Biasing of Global Feature-based Selection in Human Visual Cortex; 2019. *J Cogn Neurosci*; 31(4):469–81.
52. Garnacho-Castaño M, Domínguez R, Muñoz González A, Feliu-Ruano R, Serra-Payá N, Maté-Muñoz J: Exercise Prescription Using the Borg Rating of Perceived Exertion to Improve Fitness; 2018. *Int J Sports Med*; 39(2):115–23.
53. Goldstein E, Irtel H: *Wahrnehmungspsychologie, Der Grundkurs*. 7th ed. Berlin: Spektrum Akad. Verl.; 2011.
54. Griffiths K, Quintana D, Hermens D, Spooner C, Tsang T, Clarke S, Kohn M: Sustained attention and heart rate variability in children and adolescents with ADHD; 2017. *Biological Psychology*; 124:11–20.

55. Haerting J, Kluttig A, Greiser K, Nuding S, Werdan K: Kohortenstudie zu Risikofaktoren für Herz-Kreislauf-Krankheiten in einer urbanen älteren ostdeutschen Allgemeinbevölkerung (CARLA-Studie); 2012. Bundesgesundheitsblatt Gesundheitsforschung Gesundheitsschutz; 55(6-7):795–800.
56. Haider: Elektrophysiologische Indikatoren der Aktiviertheit, Schönflug W (Hrsg) Methoden der Aktivierungsforschung. Huber, Bern; 1969.
57. Hammoud S, Karam R, Mourad R, Saad I, Kurdi M: Stress and Heart Rate Variability during University Final Examination among Lebanese Students; 2018. Behav Sci (Basel); 9(1).
58. Hansen A, Johnsen B, Thayer J: Vagal influence on working memory and attention; 2003. Int J Psychophysiol; 48(3):263–74.
59. Hansen A, Johnsen B, Thayer J: Relationship between heart rate variability and cognitive function during threat of shock; 2009. Anxiety Stress Coping; 22(1):77–89.
60. Hemingway H, Shipley M, Brunner E, Britton A, Malik M, Marmot M: Does autonomic function link social position to coronary risk? The Whitehall II study; 2005. Circulation; 111(23):3071–7.
61. Heubrock D, Petermann F: Aufmerksamkeitsdiagnostik. Göttingen: Hogrefe Verl. für Psychologie; 2001; 2.
62. Hillmert M, Bergmüller A, Minow A, Raggatz J, Böckelmann I: Psychophysiologische Beanspruchungskorrelate während kognitiver Belastung; 2020. Zbl Arbeitsmed; 70(4):149–63.
63. Hjortskov N, Rissén D, Blangsted A, Fallentin N, Lundberg U, Søgaard K: The effect of mental stress on heart rate variability and blood pressure during computer work; 2004. Eur J Appl Physiol; 92(1-2):84–9.
64. Hon E, Lee S: THE FETAL ELECTROCARDIOGRAM. 3. DISPLAY TECHNIQUES; 1965. Am J Obstet Gynecol; 91:56–60.
65. Horn A: Diagnostik der Herzfrequenzvariabilität in der Sportmedizin – Rahmenbedingungen und diagnostische Möglichkeiten. Bochum; 2003.
66. Hottenrott K: Herzfrequenzvariabilität im Sport, Prävention, Rehabilitation, Training: Symposium am 8. Dezember 2001 in Marburg. Hamburg: Czwalina; 2002; Bd. 129.

-
67. Hottenrott K, Esperer H-D: Herzfrequenzvariabilität: Gesundheitsförderung - Trainingssteuerung - Biofeedback, Internationales Symposium vom 29,-30. Oktober 2010 in Halle (Saale). Hamburg: Feldhaus; 2011; 214.
 68. Hottenrott K, Gronwald T, Schmidt H: Herzfrequenzvariabilität, Grundlagen - Methoden - Anwendungen: 6. Internationales HRV-Symposium am 2. November 2013 in Halle (Saale). Hamburg: Feldhaus, Edition Czwalina; 2014; Band 233.
 69. Hottenrott K, Haubold T.: Herzfrequenzvariabilität, Methoden und Anwendungen in Sport und Medizin; internationales Symposium am 5. November 2005 in Halle (Saale). Hamburg: Czwalina; 2006a; Bd. 162.
 70. Hottenrott K, Hoos O, Esperer H: Herzfrequenzvariabilität und Sport; 2006b. Herz; 31(6):544–52.
 71. Hottenrott K, Hoos O, Esperer H: Herzfrequenzvariabilität, Risikodiagnostik, Stressanalyse, Belastungssteuerung: internationales Symposium am 1. November 2008 in Halle (Saale). Hamburg: Czwalina Verlag; 2009; Band 192.
 72. Hottenrott K, Hoos O, Zwickert R, Sommer H: Herzfrequenzvariabilität im Fitness- und Gesundheitssport, Symposium am 8. November 2003 in Halle (Saale). Hamburg: Czwalina; 2004; Bd. 142.
 73. Hottenrott K, Ketelhut S, Böckelmann I, Schmidt H: Herzfrequenzvariabilität: Methoden und Anwendungen in Sportwissenschaft, Arbeits- und Intensivmedizin sowie Kardiologie, 7. Internationales HRV-Symposium am 04. März 2017 in Halle (Saale). 1st ed. Hamburg: Feldhaus, Edition Czwalina; 2018; Band 270.
 74. Huikuri H, Stein P: Heart rate variability in risk stratification of cardiac patients; 2013. Prog Cardiovasc Dis; 56(2):153–9.
 75. Hye-Geum K, Cheon E-J, Bai D-S, Lee Y, Koo B-H: Stress and Heart Rate Variability: A Meta-Analysis and Review of the Literature; 2018. Psychiatry Investig; 15(3):235–45.
 76. Iudice A, Bonanni E, Gelli A, Frittelli C, Iudice G, Cignoni F, Ghicopulos I, Murri L: Effects of prolonged wakefulness combined with alcohol and hands-free cell phone divided attention tasks on simulated driving; 2005. Hum Psychopharmacol; 20(2):125–32.
 77. Järvelin-Pasanen S, Sinikallio S, Tarvainen M: Heart rate variability and occupational stress-systematic review; 2018. Ind Health; 56(6):500–11.
-

-
78. Jennings J, Allen B, Gianaros P, Thayer J, Manuck S: Focusing neurovisceral integration: cognition, heart rate variability, and cerebral blood flow; 2015. *Psychophysiology*; 52(2):214–24.
 79. Johnsen B, Thayer J, Laberg J, Wormnes B, Raadal M, Skaret E, Kvale G, Berg E: Attentional and physiological characteristics of patients with dental anxiety; 2003. *J Anxiety Disord*; 17(1):75–87.
 80. Kahneman D: *Attention and effort*. Englewood Cliffs: Prentice Hall; 1973.
 81. Karayannis G, Giamouzis G, Cokkinos D, Skoularigis J, Triposkiadis F: Diabetic cardiovascular autonomic neuropathy: clinical implications; 2012. *Expert Rev Cardiovasc Ther*; 10(6):747–65.
 82. Kemp A, López S, Passos V, Bittencourt M, Dantas E, Mill J, Ribeiro A, Thayer J, Bensenor I, Lotufo P: Insulin resistance and carotid intima-media thickness mediate the association between resting-state heart rate variability and executive function: A path modeling study; 2016. *Biological Psychology*; 117:216–24.
 83. Kemp A, Quintana D: The relationship between mental and physical health: insights from the study of heart rate variability; 2013. *Int J Psychophysiol*; 89(3):288–96.
 84. Kimhy D, Crowley O, McKinley P, Burg M, Lachman M, Tun P, Ryff C, Seeman T, Sloan R: The association of cardiac vagal control and executive functioning--findings from the MIDUS study; 2013. *J Psychiatr Res*; 47(5):628–35.
 85. Kleiger R, Miller J, Bigger J, Moss A: Decreased heart rate variability and its association with increased mortality after acute myocardial infarction; 1987. *Am J Cardiol*; 59(4):256–62.
 86. Kurtz A, Pape H-C, Silbernagl S, Bondke Persson A, Brenner B, Burckhardt G, Draguhn A, Ehmke H, Eysel U, Fandrey J, Geiger J, Gekle M, Göbel K, Gödecke A, Kelm M, Korbmayer C, Kraft T, Krämer U, Kämmerer U, Kühl M, Luhmann H, Mairbäurl H, Meuth S, Meßlinger K, Münte T, Oberleithner H, Paschke R, Persson P, Rieger L, Schrader J, Singer D, Walzog B: *Physiologie*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2018.
 87. Lachter J, Forster K, Ruthruff E: Forty-five years after Broadbent (1958): still no identification without attention; 2004. *Psychol Rev*; 111(4):880–913.

88. Lakusic N, Mahovic D, Sonicki Z, Slivnjak V, Baborski F: Outcome of patients with normal and decreased heart rate variability after coronary artery bypass grafting surgery; 2013. *Int J Cardiol*; 166(2):516–8.
89. Lane R, McRae K, Reiman E, Chen K, Ahern G, Thayer J: Neural correlates of heart rate variability during emotion; 2009. *Neuroimage*; 44(1):213–22.
90. Larra M, Finke J, Wascher E, Schächinger H: Disentangling sensorimotor and cognitive cardioafferent effects: A cardiac-cycle-time study on spatial stimulus-response compatibility; 2020. *Sci Rep*; 10(1):4059.
91. Legaz A, Yoris A, Sedeño L, Abrevaya S, Martorell M, Alifano F, García A, Ibañez A: Heart-brain interactions during social and cognitive stress in hypertensive disease: a multidimensional approach; 2020. *Eur J Neurosci*.
92. Li Z, Snieder H, Su S, Ding X, Thayer J, Treiber F, Wang X: A longitudinal study in youth of heart rate variability at rest and in response to stress; 2009. *Int J Psychophysiol*; 73(3):212–7.
93. Lombardi F, Huikuri H, Schmidt G, Malik M: Short-term heart rate variability: Easy to measure, difficult to interpret; 2018. *Heart Rhythm*; 15(10):1559–60.
94. Lund N: Attention and pattern recognition. Hove, East Sussex: Routledge; 2001.
95. Maciejewska K, Greń A, Wieczorek A: The effect of acute, moderate intensity indoor cycling on the temporal resolution of human vision system, measured by critical fusion frequency; 2020. *Physiol Rep*; 8(21):e14618.
96. Magosso E, Ricci G, Ursino M: Modulation of brain alpha rhythm and heart rate variability by attention-related mechanisms; 2019. *AIMS Neurosci*; 6(1):1–24.
97. Mahinrad S, Jukema J, van Heemst D, Macfarlane P, Clark E, Craen A de, Sabayan B: 10-Second heart rate variability and cognitive function in old age; 2016. *Neurology*; 86(12):1120–7.
98. Malik M, Farrell T, Cripps T, Camm A: Heart rate variability in relation to prognosis after myocardial infarction: selection of optimal processing techniques; 1989. *Eur Heart J*; 10(12):1060–74.

-
99. Mathewson K, Jetha M, Drmic I, Bryson S, Goldberg J, Hall G, Santesso D, Segalowitz S, Schmidt L: Autonomic predictors of Stroop performance in young and middle-aged adults; 2010. *Int J Psychophysiol*; 76(3):123–9.
 100. McCraty: *Science of the Heart, Volume 2 Exploring the Role of the Heart in Human Performance An Overview of Research Conducted by the HeartMath Institute*; 2015. en.
 101. McCraty R, Atkinson M, Tiller W, Rein G, Watkins A: The effects of emotions on short-term power spectrum analysis of heart rate variability; 1995. *Am J Cardiol*; 76(14):1089–93.
 102. McCraty R, Shaffer F: *Heart Rate Variability: New Perspectives on Physiological Mechanisms, Assessment of Self-regulatory Capacity, and Health risk*; 2015. *Glob Adv Health Med*; 4(1):46–61.
 103. Melillo P, Bracale M, Pecchia L: Nonlinear Heart Rate Variability features for real-life stress detection. Case study: students under stress due to university examination; 2011. *Biomed Eng Online*; 10:96.
 104. Morales J, Yáñez A, Fernández-González L, Montesinos-Magraner L, Marco-Ahulló A, Solana-Tramunt M, Calvete E: Stress and autonomic response to sleep deprivation in medical residents: A comparative cross-sectional study; 2019. *PLoS One*; 14(4).
 105. Morishita S, Wakasugi T, Tanaka T, Harada T, Kaida K, Ikegame K, Ogawa H, Domen K: Changes in Borg scale for resistance training and test of exercise tolerance in patients undergoing allogeneic hematopoietic stem cell transplantation; 2018. *Support Care Cancer*; 26(9):3217–23.
 106. Moser M, Lehofer M, Sedminek A, Lux M, Zapotoczky H, Kenner T, Noordergraaf A: Heart rate variability as a prognostic tool in cardiology. A contribution to the problem from a theoretical point of view; 1994. *Circulation*; 90(2):1078–82.
 107. Müller H, Krummenacher J, Schubert T: *Aufmerksamkeit und Handlungssteuerung, Grundlagen für die Anwendung*. Berlin: Springer; 2015.
 108. Niskanen J-P, Tarvainen M, Ranta-Aho P, Karjalainen P: Software for advanced HRV analysis; 2004. *Comput Methods Programs Biomed*; 76(1):73–81.

-
109. Oliveira Matos F de, Vido A, Garcia W, Lopes W, Pereira A: A Neurovisceral Integrative Study on Cognition, Heart Rate Variability, and Fitness in the Elderly; 2020. *Front Aging Neurosci*; 12:51.
 110. Pfister E, Böckelmann I, Darius S, Ferl T, Schreier M: Evaluierung der arbeitsphysiologischen Beanspruchungsbewertung durch die Berücksichtigung des Ruhetonus und individuellen Erholungsgeschehens.; 1997. *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft* 51(23 NF)/3:179–86.
 111. Pfister E, Böckelmann I, Rüdiger H, Seibt R, Stoll R, Vibrandt R: Leitlinie der Deutschen Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin eV. - Herzrhythmusanalyse in der Arbeitsmedizin, AWMF-Nr. 002-021 *Arbeitsmed. Sozialmed. Umweltmed.*; 2007;42: 348–353.
 112. Pollock B, Barkley J, Potenzini N, Desalvo R, Buser S, Otterstetter R, Juvancic-Heltzel J: Validity of Borg Ratings of Perceived Exertion During Active Video Game Play; 2013. *Int J Exerc Sci*; 6(2):164–70.
 113. Pumprla J, Howorka K, Groves D, Chester M, Nolan J: Functional assessment of heart rate variability: physiological basis and practical applications; 2002. *Int J Cardiol*; 84(1):1–14.
 114. Rajendra A, Paul Joseph K, Kannathal N, Lim C, Suri J: Heart rate variability: a review; 2006. *Med Biol Eng Comput*; 44(12):1031–51.
 115. Reyes del Paso G, Langewitz W, Mulder L, van Roon A, Duschek S: The utility of low frequency heart rate variability as an index of sympathetic cardiac tone: a review with emphasis on a reanalysis of previous studies; 2013. *Psychophysiology*; 50(5):477–87.
 116. Richman J, Moorman J: Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy; 2000. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*; 278(6):H2039-49.
 117. Rohmert W, Rutenfranz J: Arbeitswissenschaftliche Beurteilung der Belastung und Beanspruchung an unterschiedlichen industriellen Arbeitsplätzen. Bundesminister für Arbeit und Sozialordnung, Referat Öffentlichkeitsarbeit. Bonn; 1975.
 118. Roque A, Valenti V, Massetti T, da Silva T, Monteiro C, Oliveira F, Almeida Junior Á de, Lacerda S, Pinasco G, Nascimento V, Granja Filho L, Abreu L de, Garner D, Ferreira C:

-
- Chronic obstructive pulmonary disease and heart rate variability: a literature update; 2014. *Int Arch Med*; 7:43.
119. Rufener K, Geyer U, Janitzky K, Heinze H-J, Zaehle T: Modulating auditory selective attention by non-invasive brain stimulation: Differential effects of transcutaneous vagal nerve stimulation and transcranial random noise stimulation; 2018. *Eur J Neurosci*; 48(6):2301–9.
120. Rukmani M, Seshadri S, Thennarasu K, Raju T, Sathyaprabha T: Heart Rate Variability in Children with Attention-Deficit/Hyperactivity Disorder: A Pilot Study; 2016. *Ann Neurosci*; 23(2):81–8.
121. Sammito S, Böckelmann I: Validierung von drei verschiedenen Systemen zur Erfassung der Herzschlagfrequenz in Sanitätsfahrzeugen. Heidelberg: ErgoMed.; 2012(Bd.36):S.38–45.
122. Sammito S, Böckelmann I: Analyse der Herzfrequenzvariabilität. Mathematische Basis und praktische Anwendung; 2015. *Herz*; 40 Suppl 1:76–84.
123. Sammito S, Böckelmann I: Factors influencing heart rate variability; 2016a. *ICFJ*; 6:18–22.
124. Sammito S, Böckelmann I: Möglichkeiten und Einschränkungen der Herzfrequenzmessung und der Analyse der Herzfrequenzvariabilität mittels mobiler Messgeräte - eine systematische Literaturübersicht: Darmstadt: Steinkopff; 2016b. *Herzschrittmachertherapie & Elektrophysiologie*(Bd. 27):38–45.
125. Sammito S, Darius S, Böckelmann I: Validierungsstudie zum Einsatz eines funktionsfähigen Brustgurtesystems zur Messung der Herzratenvariabilität unter Ruhebedingungen und in Fahrzeugen: Stuttgart: Gentner; 2011. *Arbeitsmedizin, Sozialmedizin, Umweltmedizin*.(Bd. 46):60–5.
126. Sammito S, Thielmann B, Seibt R, Klussmann A, Weippert M, Böckelmann I: Nutzung der Herzschlagfrequenz und der Herzfrequenzvariabilität in der Arbeitsmedizin und der Arbeitswissenschaft; 2014:123–41.
127. Sammito S, Thielmann B, Seibt R, Klussmann A, Weippert M, Böckelmann I: Guideline for the application of heart rate and heart rate variability in occupational medicine and occupational science; 2015a. *ASUI*; 2015(06).
-

128. Sammito S, Thielmann B, Zimmermann P, Böckelmann I: Einfluss einer posttraumatischen Belastungsstörung auf die Herzfrequenzvariabilität als Marker des autonomen Nervensystems - eine systematische Literaturübersicht; 2015b. Fortschr Neurol Psychiatr; 83(1):30–7.
129. Sassi R, Cerutti S, Lombardi F, Malik M, Huikuri H, Peng C-K, Schmidt G, Yamamoto Y: Advances in heart rate variability signal analysis: joint position statement by the e-Cardiology ESC Working Group and the European Heart Rhythm Association co-endorsed by the Asia Pacific Heart Rhythm Society; 2015. Europace; 17(9):1341–53.
130. Schaich C, Malaver D, Chen H, Shaltout H, Zeki Al Hazzouri A, Herrington D, Hughes T: Association of Heart Rate Variability With Cognitive Performance: The Multi-Ethnic Study of Atherosclerosis; 2020. J Am Heart Assoc; 9(7):e013827.
131. Schega L, Hamacher D, Böckelmann I, Huckauf A, Mecke R, Grubert J, Tümler J: Vergleich von Messverfahren zur Analyse der Herzfrequenzvariabilität (HRV): Augsburg: Dynamic Media Sales Verlag; 2010. Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin(Bd. 61):305–9.
132. Schmidt R, Lang F, Heckmann M: Physiologie des Menschen, Mit Pathophysiologie: mit Online-Repetitorium. 31st ed. Berlin: Springer; 2017.
133. Schubert C, Lambertz M, Nelesen R, Bardwell W, Choi J-B, Dimsdale J: Effects of stress on heart rate complexity - a comparison between short-term and chronic stress; 2009. Biological Psychology; 80(3):325–32.
134. Schubert R, Ritter P, Wüstenberg T, Preuschhof C, Curio G, Sommer W, Villringer A: Spatial attention related SEP amplitude modulations covary with BOLD signal in S1--a simultaneous EEG--fMRI study; 2008. Cereb Cortex; 18(11):2686–700.
135. Schuhfried G: Wiener Testsystem, Computergestützte psychologische Diagnostik. Mödling, Österreich; 2000.
136. Schuhfried G: MANUAL Flimmer-/Verschmelzungsfrequenz, Version 21; Mödling, Österreich; 2011.
137. Schuhfried G: MANUAL Interferenztest nach Stroop, Version 25. Mödling, Österreich; 2012.
138. Schuhfried G: MANUAL Determinationstest, Version 35. Mödling, Österreich; 2013.

139. Schuster A, Fischer J, Thayer J, Mauss D, Jarczok M: Decreased heart rate variability correlates to increased cardiovascular risk; 2016. *Int J Cardiol*; 203:728–30.
140. Schweizer K: *Leistung und Leistungsdiagnostik, Mit 18 Tabellen*. Heidelberg: Springer Medizin; 2006.
141. Shaffer F, McCraty R, Zerr C: A healthy heart is not a metronome: an integrative review of the heart's anatomy and heart rate variability; 2014. *Front Psychol*; 5:1040.
142. Simons D, Chabris C: Gorillas in our midst: sustained inattention blindness for dynamic events; 1999. *Perception*; 28(9):1059–74.
143. Singh D, Vinod K, Saxena S, Deepak K: Spectral evaluation of aging effects on blood pressure and heart rate variations in healthy subjects; 2006. *J Med Eng Technol*; 30(3):145–50.
144. Singh J, Larson M, O'Donnell C, Wilson P, Tsuji H, Lloyd-Jones D, Levy D: Association of hyperglycemia with reduced heart rate variability (The Framingham Heart Study); 2000. *Am J Cardiol*; 86(3):309–12.
145. Sloan R, Shapiro P, Bagiella E, Myers M, Bigger J, Steinman R, Gorman J: Brief interval heart period variability by different methods of analysis correlates highly with 24 h analyses in normals; 1994. *Biological Psychology*; 38(2-3):133–42.
146. Stenfors C, Hanson L, Theorell T, Osika W: Executive Cognitive Functioning and Cardiovascular Autonomic Regulation in a Population-Based Sample of Working Adults; 2016. *Front Psychol*; 7:1536.
147. Steptoe A, Cropley M, Joekes K: Job strain, blood pressure and response to uncontrollable stress; 1999. *J Hypertens*; 17(2):193–200.
148. Sturm W: *Aufmerksamkeitsstörungen*. Göttingen, Bern, Toronto, Seattle, Oxford, Prag: Hogrefe; 2005; Band 4.
149. Su S, Lampert R, Lee F, Bremner J, Snieder H, Jones L, Murrah N, Goldberg J, Vaccarino V: Common genes contribute to depressive symptoms and heart rate variability: the Twins Heart Study; 2010. *Twin Res Hum Genet*; 13(1):1–9.
150. Such U, Meyer T: Die Maximale Herzfrequenz; 2010(61(12)):310–1.
151. Sztajzel J: Heart rate variability: a noninvasive electrocardiographic method to measure the autonomic nervous system; 2004. *Swiss Med Wkly*; 134(35-36):514–22.

-
152. Taelman J, Vandeput S, Vlemincx E, Spaepen A, van Huffel S: Instantaneous changes in heart rate regulation due to mental load in simulated office work; 2011. *Eur J Appl Physiol*; 111(7):1497–505.
 153. Tanaka H, Monahan K, Seals D: Age-predicted maximal heart rate revisited; 2001. *J Am Coll Cardiol*; 37(1):153–6.
 154. Tarvainen M, Niskanen J-P, Lipponen J, Ranta-Aho P, Karjalainen P: Kubios HRV--heart rate variability analysis software; 2014. *Comput Methods Programs Biomed*; 113(1):210–20.
 155. Tharion E, Parthasarathy S, Neelakantan N: Short-term heart rate variability measures in students during examinations; 2009. *Natl Med J India*; 22(2):63–6.
 156. Thayer J, Hansen A, Saus-Rose E, Johnsen B: Heart rate variability, prefrontal neural function, and cognitive performance: the neurovisceral integration perspective on self-regulation, adaptation, and health; 2009. *Ann Behav Med*; 37(2):141–53.
 157. Thayer J, Lane R: Claude Bernard and the heart-brain connection: further elaboration of a model of neurovisceral integration; 2009. *Neurosci Biobehav Rev*; 33(2):81–8.
 158. Thews G, Vaupel P: *Vegetative Physiologie, Mit 64 Tabellen*. 5th ed. Berlin, Heidelberg: Springer Medizin Verlag Heidelberg; 2005.
 159. Thielmann B, Boeckelmann I: Herzfrequenzvariabilität als Beanspruchungsindikator für psychische Belastungen bei Chirurgen – ein Literaturüberblick; 2016. *Zentralbl Chir*; 141(5):577–82.
 160. Traina M, Cataldo A, Galullo F, Russo G: Effect of anxiety due to mental stress on heart rate variability in healthy subjects; 2011. *Estratto da Minerva Psychiatrica*:227–31.
 161. Trappe H-J, Schuster H-P: *EKG-Kurs für Isabel*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2013.
 162. Veltman J, Gaillard A: Physiological workload reactions to increasing levels of task difficulty; 1998. *Ergonomics*; 41(5):656–69.
 163. Vestweber K, Hottenrott K: Einfluss einer speziellen Entspannungs- und Konzentrationstechnik auf Parameter der Herzfrequenzvariabilität: Edition Czwalina; 2002; Band 129.
 164. Visnovcova Z, Mestanik M, Javorka M, Mokra D, Gala M, Jurko A, Calkovska A, Tonhajzerova I: Complexity and time asymmetry of heart rate variability are altered in acute mental stress; 2014. *Physiol Meas*; 35(7):1319–34.

-
165. Waldstein S, Katzel L: Stress-induced blood pressure reactivity and cognitive function; 2005. *Neurology*; 64(10):1746–9.
 166. Watford T, O'Brien W, Koerten H, Bogusch L, Moeller M, Sonia Singh R, Sims T: The mindful attention and awareness scale is associated with lower levels of high-frequency heart rate variability in a laboratory context; 2020. *Psychophysiology*; 57(3):e13506.
 167. Weippert M, Thielmann B, Stoll R, Pfister E, Böckelmann I: Sympatho-vagale Balance und kardiale Reaktionen bei standardisierten psychomentalen Belastungen; 2009. *Biomed Tech (Berl)*; 54(4):197–203.
 168. Wennerblom B, Lurje L, Solem J, Tygesen H, Udén M, Vahisalo R, Hjalmarson A: Reduced heart rate variability in ischemic heart disease is only partially caused by ischemia. An HRV study before and after PTCA; 2000. *Cardiology*; 94(3):146–51.
 169. Wilén J, Johansson A, Kalezic N, Lyskov E, Sandström M: Psychophysiological tests and provocation of subjects with mobile phone related symptoms; 2006. *Bioelectromagnetics*; 27(3):204–14.
 170. Williams N: The Borg Rating of Perceived Exertion (RPE) scale; 2017. *Occupational Medicine*; 67(5):404–5.
 171. Wolf M, Varigos G, Hunt D, Sloman J: Sinus arrhythmia in acute myocardial infarction; 1978. *Med J Aust*; 2(2):52–3.
 172. Yperzeele L, van Hooff R-J, Nagels G, Smedt A de, Keyser J de, Brouns R: Heart rate variability and baroreceptor sensitivity in acute stroke: a systematic review; 2015. *Int J Stroke*; 10(6):796–800.
 173. Zamunér A, Moreno M, Camargo T, Graetz J, Rebelo A, Tamburús N, da Silva E: Assessment of Subjective Perceived Exertion at the Anaerobic Threshold with the Borg CR-10 Scale; 2011. *J Sports Sci Med*; 10(1):130–6.
 174. Zhou H, Dai Z, Hua L, Jiang H, Tian S, Han Y, Lin P, Wang H, Lu Q, Yao Z: Decreased Task-Related HRV Is Associated With Inhibitory Dysfunction Through Functional Inter-Region Connectivity of PFC in Major Depressive Disorder; 2019. *Front Psychiatry*; 10:989.
 175. Zimmermann P, Fimm B: Testbatterie zur Aufmerksamkeitsprüfung, Version 2.1. Herzogenrath; 2007.

Anlagen

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

Frau Prof. Dr. med. Irina Böckelmann
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
18.12.2017

202/17

Herzratenvariabilität und Aufmerksamkeit: Die autonome Reaktion auf Anforderungen bei Aufmerksamkeitsstests

Sehr geehrte Frau Prof. Dr. med. Irina Böckelmann,
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 Prüfwissenschaftlers / 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 202/17 vom 18.12.2017

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 (Hörschulmedizingesetz 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: 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

**Pilotstudie
„Herzratenvariabilität und Aufmerksamkeit: Die autonome Reaktion auf Anforderungen bei Aufmerksamkeitstests“**

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

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

Name des Probanden:

EINWILLIGUNGSERKLÄRUNG

Mir ist bekannt, zu welchem Zweck die Untersuchungen im Rahmen dieser Studie 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 3: Informationsblatt

Bereich Arbeitsmedizin

INFORMATIONSBLATT

Sehr geehrte(r) Studienteilnehmer(in),

mit diesem Schreiben möchten wir Sie über die Pilotstudie

„Herzratenvariabilität und Aufmerksamkeit: Die autonome Reaktion auf Anforderungen bei Aufmerksamkeitstests“

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 es herauszufinden, wie die Arbeit mit mobilen Assistenzsystemen gestaltet werden kann und Empfehlungen für die ergonomische Einrichtung von Arbeitsplätzen abzuleiten. Die objektive Beanspruchung während der Arbeit mit derartigen Assistenzsystemen soll mit arbeitsmedizinischen Untersuchungen erfasst werden. Um die Auswirkungen von Stress am Arbeitsplatz auf das Herz-Kreislauf-System zu erfassen, wird bei Ihnen ein EKG geschrieben, während Sie Aufmerksamkeitstests am PC ausführen. Diese Tests werden in etwa eine Stunde dauern.

Als Beanspruchungsindikator dienen die Herzfrequenzvariabilität sowie Ermüdungserscheinungen im Flimmerverschmelzungstest. Alle Messungen erfolgen nicht-invasiv, es bestehen keinerlei Risiken durch das Tragen der Geräte für Sie. Lediglich durch das Kleben der EKG-Elektroden kann die Haut etwas gereizt werden.

Die Studienergebnisse sollen die Möglichkeit bieten, die Belastungen Beschäftigter möglichst gering zu halten. In aktuellen Studien wurde belegt, dass trotz voranschreitender Automatisierung von Menschen verrichtete Arbeit aufgrund größter Flexibilität auch in Zukunft der Schlüssel für Produktivität bleiben wird. Daher gilt es, die Chancen und Risiken der Nutzung digitaler Technologien abzuschätzen, auf die Bedürfnisse Beschäftigter einzugehen, Arbeitsbedingungen zu verbessern und somit die Produktivität zu steigern.

Falls Sie über diese Informationen hinaus noch weitere Fragen haben, beantworten wir sie Ihnen gerne.

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.

Anlage 4: Beispieldatensatz aus der Kubios-Auswertung

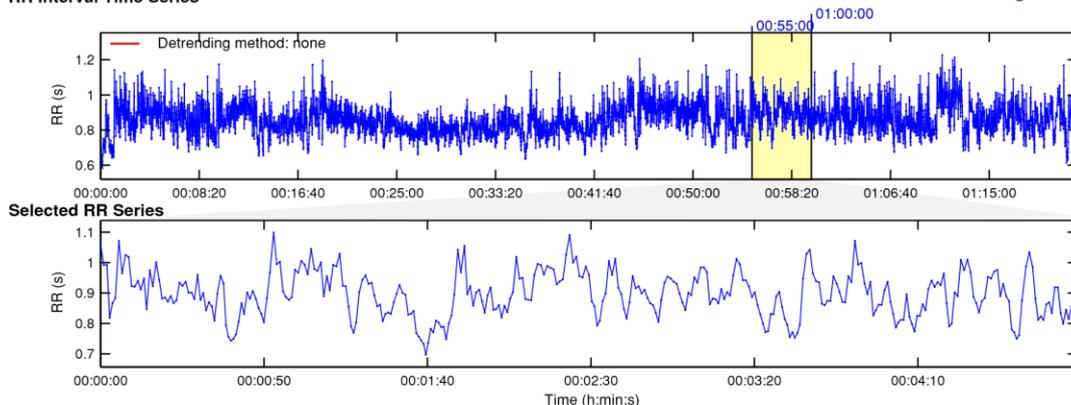
HRV Analysis Results

317000.txt - xx/xx/xx - xx:xx:xx

Page 1/1

RR Interval Time Series

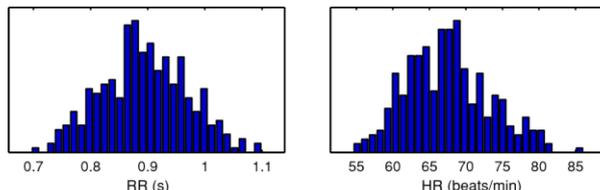
Results for a single sample



Time-Domain Results

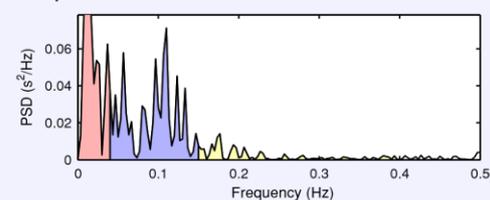
Variable	Units	Value
Mean RR*	(ms)	894.2
STD RR (SDNN)	(ms)	74.6
Mean HR*	(1/min)	67.57
STD HR	(1/min)	5.71
RMSSD	(ms)	54.0
NN50	(count)	106
pNN50	(%)	31.7
RR triangular index		19.706
TINN	(ms)	275.0

Distributions*



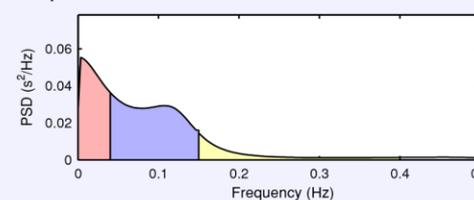
Frequency-Domain Results

FFT spectrum (Welch's periodogram: 300 s window with 50% overlap)



Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms ²)	Power (%)	Power (n.u.)
VLF (0-0.04 Hz)	0.0100	2140	42.2	
LF (0.04-0.15 Hz)	0.1100	2448	48.3	83.5
HF (0.15-0.4 Hz)	0.1767	483	9.5	16.5
Total		5071		
LF/HF		5.068		

AR Spectrum (AR model order = 16, not factorized)

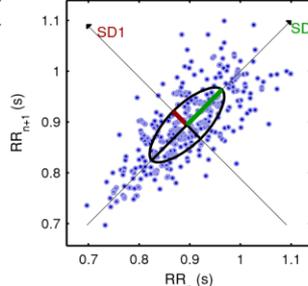


Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms ²)	Power (%)	Power (n.u.)
VLF (0-0.04 Hz)	0.0033	1848	33.5	
LF (0.04-0.15 Hz)	0.0400	3012	54.5	82.0
HF (0.15-0.4 Hz)	0.1500	662	12.0	18.0
Total		5521		
LF/HF		4.551		

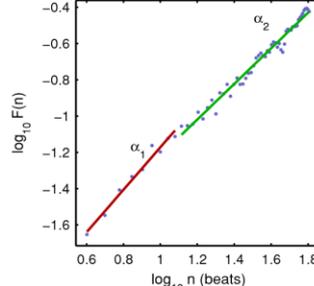
Nonlinear Results*

Variable	Units	Value
Poincare plot		
SD1	(ms)	38.2
SD2	(ms)	98.0
Recurrence plot		
Mean line length (Lmean)	(beats)	8.15
Max line length (Lmax)	(beats)	202
Recurrence rate (REC)	(%)	25.38
Determinism (DET)	(%)	97.40
Shannon Entropy (ShanEn)		2.849
Other		
Approximate entropy (ApEn)		1.193
Sample entropy (SampEn)		1.837
Detrended fluctuations (DFA): α_1		1.170
Detrended fluctuations (DFA): α_2		0.982
Correlation dimension (D2)		4.265

Poincare Plot



Detrended fluctuations (DFA)



*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

Anlage 5: BORG-Skala

BORG-Skala

6	
7	sehr, sehr leicht
8	
9	sehr leicht
10	
11	recht leicht
12	
13	etwas anstrengend
14	
15	anstrengend
16	
17	sehr anstrengend
18	
19	sehr, sehr anstrengend
20	

Anlage 6: Abbildungen und Tabellen

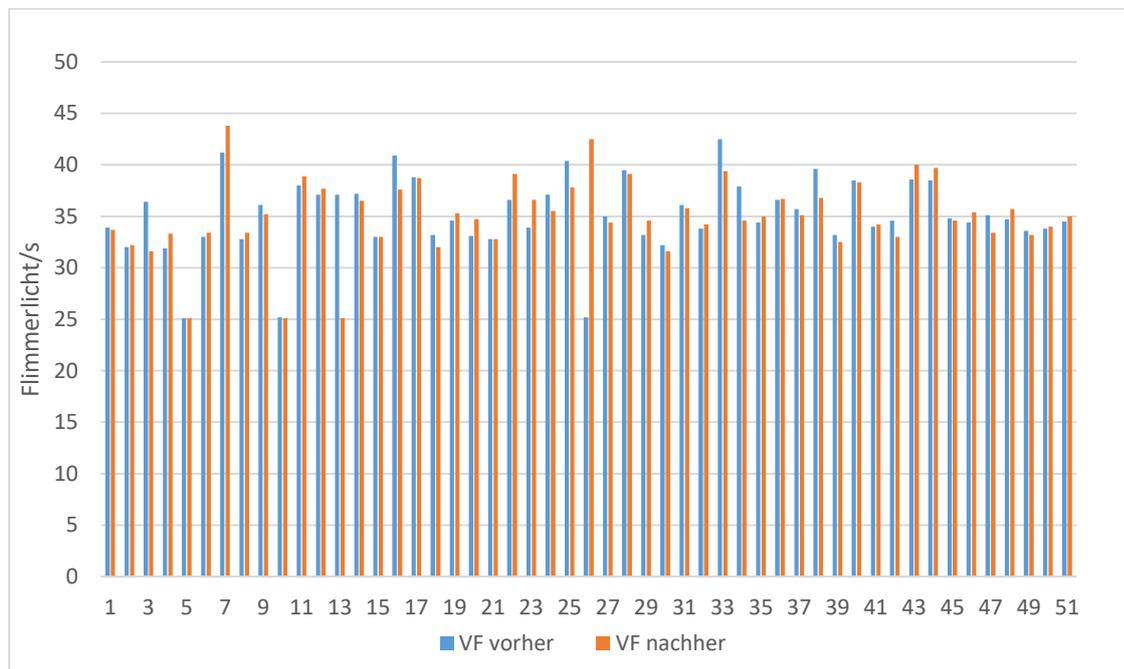


Abbildung 25: Verschmelzungsfrequenz vor und nach der Aufmerksamkeitstestbatterie für jeden Probanden

Tabelle 13: Übersicht über die Vergleiche der HRV-Parameter nach Bonferroni-Korrektur Ruhephase zur Erholungsphase

Hf [1/min]	SDhf [1/min]	NN [ms]	SDNN [ms]	RMSSD [ms]	NN50	pNN50 [%]	NN-tria.In-dex	TINN		
< 0,001	0,020	< 0,001	< 0,001	0,001	0,035	0,011	0,089	0,013		
LF [Hz]	HF [Hz]	LF [ms ²]	HF [ms ²]	LF [%]	HF [%]	LFnu	HFnu	LF/HF	TP	
			0,013	0,009					< 0,001	
LF [Hz]	HF [Hz]	LF [ms ²]	HF [ms ²]	LF [%]	HF [%]	LFnu	HFnu	LF/HF	TP	
			0,022						< 0,001	
SD1	SD2	Lmean	Lmax	REC	DET	Shan	Sam-pEn	DFA α1	DFA α2	D2
0,002	< 0,001						< 0,001			

Tabelle 14: Übersicht der paarweisen Vergleiche nach Friedman mit Bonferroni-Korrektur (B-K) der Differenzen der Zeitbereichsparameter zwischen den Tests

Parameter	GA-DA		GA-DT		GA-IT		DA-IT		DT-IT		DA-DT
	MW ± SD	p _{B-K}	MW ± SD	p _{B-K}							
Hf [1/min]			2,5 ± 0,58	0,011	3,7 ± 0,18	< 0,001	3,1 ± 0,16	0,009			
SDHf [1/min]			1,2 ± 0,30	< 0,001					0,6 ± 0,25	0,013	
NN [ms]			27,8 ± 7,10	0,003	41,2 ± 2,86	< 0,001	30,0 ± 0,10	0,004			
SDNN [ms]	9,0 ± 0,52	0,001	15,2 ± 3,68	< 0,001	11,1 ± 1,17	0,003					
RMSSD [ms]			7,6 ± 2,74	< 0,001	9,0 ± 0,66	< 0,001					
NN50	12,8 ± 2,92	0,013	25,2 ± 6,46	< 0,001	31,3 ± 1,25	< 0,001					
pNN50 [%]			7,3 ± 1,59	0,003	9,5 ± 0,11	< 0,001	5,43 ± 0,76	0,049			

Tabelle 15: Hf und zeitbezogene HRV-Parameter (Differenzwerte E – GA, E – DA, E – DT, E – IT)

Parameter ¹	MW ± SD				p _{Friedman}	p _{Bonferroni-Korrektur}
	E – GA	E – DA	E – DT	E – IT		
Hf [1/min]	- 0,2 ± 4,55	-0,9 ± 4,21	-2,8 ± 5,13	-3,9 ± 4,37	< 0,001	IT-DA (0,001) IT-GA (0,001) DT-GA (0,002)
SDHf [ms]	1,8 ± 1,80	2,5 ± 1,88	3,0 ± 2,10	2,4 ± 1,85	< 0,001	GA-IT (0,032) GA-DA (0,009) GA-DT (< 0,001) IT-DT (0,002) DA-DT (0,009)
NN [ms]	6,6 ± 47,86	18,3 ± 50,82	34,4 ± 54,97	47,9 ± 50,72	< 0,001	GA-DT (0,001) GA-IT (< 0,001) DA-IT (0,001)
SDNN [ms]	21,7 ± 21,15	30,7 ± 21,67	36,9 ± 24,84	32,8 ± 22,32	< 0,001	GA-IT (0,001) GA-DA (< 0,001) GA-DT (< 0,001) IT-DT (0,035)
RMSSD [ms]	5,7 ± 15,32	9,5 ± 15,92	13,3 ± 18,06	14,7 ± 15,98	< 0,001	GA-DT (< 0,001) GA-IT (< 0,001) DA-IT (0,014)
NN 50	5,4 ± 35,90	18,3 ± 32,98	30,7 ± 42,36	36,7 ± 37,14	< 0,001	GA-DA (0,013) GA-DT (< 0,001) GA-IT (< 0,001)
pNN 50 [%]	1,8 ± 11,26	5,9 ± 10,61	9,2 ± 12,85	11,3 ± 11,37	< 0,001	GA-DT (0,003) GA-IT (< 0,001) DA-IT (0,049)

Tabelle 16: Frequenzbezogene HRV-Parameter (Differenzwerte E – GA, E – DA, E – DT, E – IT)

Parameter ¹	MW ± SD				pFriedman	pBonferroni-Korrektur
	E - GA	E - DA	E - DT	E - IT		
Peak LF [Hz]	-0,0029 ± 0,03353	-0,0033 ± 0,03226	-0,0061 ± 0,03091	-0,0044 ± 0,02905	> 0,05	-
Peak HF [Hz]	-0,0418 ± 0,08557	-0,0354 ± 0,09122	-0,0405 ± 0,09251	0,0035 ± 0,08369	> 0,05	-
LF [ms ²]	1547,0 ± 1549,04	1707,6 ± 1643,49	2051,8 ± 2053,77	1629,0 ± 1890,99	0,001	GA-DT (0,001) DA-DT (0,017)
HF [ms ²]	174,4 ± 766,62	380,7 ± 775,30	471,9 ± 870,21	539,9 ± 859,64	< 0,001	GA-DT (< 0,001) GA-IT (< 0,001)
TP [ms ²]	4294,4 ± 4419,24	5157,2 ± 4335,67	5697,6 ± 4764,24	5232,2 ± 4140,34	0,006	GA-DT (0,003)

Tabelle 17: Nicht-lineare HRV-Parameter (Differenzwerte E – GA, E – DA, E – DT, E – IT)

Parameter ¹	MW ± SD				pFriedman	pBonferroni-Korrektur
	E - GA	E - DA	E - DT	E - IT		
SD1 [ms]	3,9 ± 10,68	3,9 ± 10,68	9,1 ± 12,93	10,3 ± 11,31	< 0,001	GA-DT (0,004) GA-IT (< 0,001) DA-DT (0,004) DA-IT (< 0,001)
SD2 [ms]	31,7 ± 28,87	31,7 ± 28,87	51,9 ± 33,87	45,2 ± 29,81	< 0,001	GA-DT (< 0,001) DA-DT (< 0,001)
Lmean [beats]	-0,1 ± 4,49	-0,1 ± 4,49	0,4 ± 3,77	-1,1 ± 4,42	> 0,05	-
Lmax [beats]	34,0 ± 99,96	34,0 ± 99,96	55,7 ± 116,14	29,4 ± 113,44	> 0,05	-
REC [%]	0,0008 ± 9,28444	0,0008 ± 9,28444	0,8275 ± 8,26406	-2,6361 ± 8,56457	0,029	-
DET [%]	0,7 ± 1,20	0,7 ± 1,20	0,7 ± 1,15	0,2 ± 0,90	0,009	IT-DT (0,027)
Shan	0,0476 ± 0,34599	0,0476 ± 0,34599	0,0566 ± 0,34147	-0,0585 ± 0,35551	> 0,05	-
SampEn	0,05 ± 0,228	0,05 ± 0,228	0,05 ± 0,262	0,07 ± 0,236	> 0,05	-
DFA α1	-0,06 ± 0,091	-0,06 ± 0,091	-0,10 ± 0,107	-0,05 ± 0,100	0,001	GA-DT (0,039) DT-DA (0,039) DT-IT (0,002)
DFA α2	-0,2 ± 0,25	-0,2 ± 0,25	-0,3 ± 0,29	-0,1 ± 0,25	0,001	DT-IT (0,001)
D2	-0,2 ± 1,02	-0,2 ± 1,02	0,4 ± 1,46	0,4 ± 1,32	< 0,001	GA-DT (< 0,001) GA-IT (< 0,001) DA-DT (< 0,001) DA-IT (< 0,001)

Tabelle 18: Übersicht der Ergebnisse der Korrelationsanalyse nach Pearson. Vergleich zwischen Leistungsdaten der Tests und den Differenzen der HRV-Parameter zwischen Erholungsphase und den Tests (Auslenkungsreaktion)

Parameter	Richtige in %		Median der Reaktionszeit in ms	
	Tx	Differenzwert E - Tx	Tx	Differenzwert E - Tx
Zeitbereichsparameter				
Hf [1/min]		GA (r = -0,332, p = 0,020)		DA (r = -0,39, p = 0,005)
SDHf [1/min]				
NN [ms]		GA (r = 0,356, p = 0,012)		DA (r = 0,446, p = 0,001)
SDNN [ms]	GA			
RMSSD [ms]				DA (r = 0,337, p = 0,017)
NN50				
pNN50 [%]				
FFT				
LF [Hz]				
HF [Hz]	DA	GA (r = 0,288, p = 0,045); IT (r = -0,316, p = 0,024)		DA (r = 0,403, p = 0,004)
LF [ms ²]	GA		DA	
HF [ms ²]	GA			GA (r = -0,301, p = 0,036)
LF [%]				
HF [%]				
LFnu	DA			
HFnu	DA	GA (r = -0,286, p = 0,046)		
LF/HF	GA DT	GA (r = -0,286, p = 0,046)		
TP	GA			
AR				
LF [Hz]				DA (r = -0,303, p = 0,033)
HF [Hz]		GA (r = 0,332, p = 0,02)		
LF [ms ²]	GA		DA	
HF [ms ²]	GA			
LF [%]				
HF [%]				
LFnu				
HFnu				
LF/HF	DT	DT (r = -0,284, p = 0,044)		IT (r = 0,412, p = 0,003)
TP	GA			DA (r = 0,308, p = 0,03)
nicht-lineare Parameter				
SD1 [ms]				DA (r = 0,295, p = 0,038)
SD2 [ms]	GA			
Lmean [beats]				
Lmax [beats]	DA			
REC [%]				
DET [%]				

Shan				
SampEn				
DFA α_1	DA			
DFA α_2	DA	DA (r = -0,293, p = 0,005)		
D2				

dick gedruckt = Korrelation auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant

Tabelle 19: Übersicht Korrelation objektiver Beanspruchung (HRV-Parameter) und subjektive Beanspruchung (Borg-Skala) nach Spearman der Tests Tx und der Differenzen zwischen Erholungsphase und Tests

Parameter	Borg-Skala	
	Tx	Differenzwert E - Tx
Hf [1/min]		
SDHf [1/min]		
NN [ms]		
SDNN [ms]		
RMSSD [ms]		
NN50		
pNN50 [%]		
RR_Tria.Index		
TINN		
FFT		
LF [Hz]	IT	DA (r = -0,285, p = 0,042)
HF [Hz]		
LF [ms ²]		
HF [ms ²]		
LF [%]		
HF [%]	IT	
LFnu		IT (r = -0,281, p = 0,045)
HFnu		IT (r = 0,281, p = 0,045)
LF/HF	DA	IT (r = -0,287, p = 0,041)
AR		
LF [Hz]		
HF [Hz]		
LF [ms ²]		
HF [ms ²]		
LF [%]		DA (r = 0,289, p = 0,040)
HF [%]		DA (r = 0,302, p = 0,031)
LFnu		IT (r = -0,281, p = 0,046)
HFnu		IT (r = 0,281, p = 0,046)
LF/HF		
nicht-lineare Parameter		

SD1 [ms]		
SD2 [ms]		DA (r = -0,312, p = 0,026)
Lmean [beats]		DA (r = -0,334, p = 0,017)
Lmax [beats]	IT	
REC [%]	IT	DA (r = -0,321, p = 0,022)
DET [%]	IT	
Shan	IT	DA (r = -0,329, p = 0,018)
SampEn		
DFA α 1		
DFA α 2		
D2		

Publikation

Dorn A, Minow A, Darius S, Böckelmann I: Auswirkungen von Aufmerksamkeitstests unterschiedlicher kognitiver Anforderungen auf die Auslenkung der HRV-Parameter; 2020. Zbl Arbeitsmed; 70(3):99–108.

Eidesstattliche Erklärung

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

„Herzratenvariabilität und Aufmerksamkeit:

Die autonome Reaktion auf Anforderungen bei Aufmerksamkeitstests“

im Bereich Arbeitsmedizin mit Unterstützung durch Frau Prof. Dr. med. habil. I. 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.

Magdeburg, den

Annegret Dorn