

Aus der Klinik und Poliklinik für
Hals-, Nasen- und Ohrenkrankheiten,
plastische und ästhetische Operationen
der Universität Würzburg

Direktor: Prof. Dr. med. Dr. h.c. Rudolf Hagen

**Veränderungen der Herzratenvariabilität
unter auditorischer Belastung
ohne und mit Störgeräusch**

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der
Medizinischen Fakultät
der Julius-Maximilians-Universität Würzburg

vorgelegt von

Katharina Isabel Zeh

aus Karlsruhe

Würzburg, Dezember 2014



Referent: Priv.-Doz. Dr. med. Andreas Radeloff

Koreferent: Prof. Dr. med. Michaela Kuhn

Dekan: Prof. Dr. med. Matthias Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 08. Juli 2015

Die Promovendin ist Ärztin

Meiner Familie gewidmet.

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis.....	IV
1. Einleitung	1
1.1 Definition und Physiologie der Herzratenvariabilität	1
1.2 Ermittlung der Herzratenvariabilität und Bedeutung etablierter Parameter.....	2
1.2.1 Parameter des Zeitbereichs (time domain)	3
1.2.2 Parameter des Frequenzbereichs (frequency domain)	4
1.2.3 Bedeutung der sympathovagalen Balance als Stressindex	6
1.3 Forschungsschwerpunkte und klinische Anwendungsgebiete der Herzratenvariabilität	7
1.3.1 Wichtige Einflussfaktoren auf die Herzratenvariabilität	7
1.3.2 Kardiovaskuläre Erkrankungen.....	9
1.3.3 Sportmedizin.....	10
1.3.4 Psychophysiologie	11
1.3.4.1 Neurobiologische Erklärungsmodelle	11
1.3.4.2 Auswirkungen von Emotionen, Persönlichkeit und psychiatrischen Erkrankungen.....	13
1.3.4.3 Auswirkungen von mentalen Belastungen.....	14
1.4 Anforderungen an das auditorische System.....	17
1.4.1 Auditorische Reize als physiologische Stressoren.....	17
1.4.2 Auswirkungen von Störgeräuschen auf die mentale Leistungsfähigkeit	18
1.4.3 Sprachverstehen im Störgeräusch.....	19
1.5 Intention der aktuellen Studie	20

2.	Material und Methoden.....	21
2.1	Räumliche und technische Ausstattung	21
2.2	Probandenkollektiv, Ein- und Ausschlusskriterien	22
2.3	Messverfahren.....	23
2.3.1	Tonaudiometrie.....	23
2.3.2	Sprachverständnistest unter Zuschaltung von Störschall	24
2.3.3	Aufzeichnung der Herzratenvariabilität	26
2.4	Versuchsablauf	27
2.5	Auswertung	29
2.5.1	Analyse der Herzfrequenzdaten	29
2.5.2	Statistik	30
3.	Ergebnisse	33
3.1	Einfluss der Messphasen auf die Herzratenvariabilität.....	33
3.1.1	Messphasen-Effekt bei normalverteilten HRV-Parametern.....	33
3.1.2	Messphasen-Effekt bei nicht-normalverteilten HRV-Parametern..	37
3.1.3	Vergleich der Differenzen ‚Ruhe minus Testphase_leicht‘ und ‚Störschall minus Testphase_schwer‘	42
3.2	Vergleich der Herzratenvariabilität zwischen erster und letzter Testphase.....	43
3.3	Einfluss von Geschlecht und Messreihenfolge auf die Herzratenvariabilität	44
3.4	Ergebnis der Sprachverständnistests sowie Einfluss von Geschlecht und Messreihenfolge auf das Wortverständnis.....	46
3.5	Zusammenhang zwischen Ruhe-HRV und Wortverständnis.....	47
4.	Diskussion	50
4.1	Herzratenvariabilität als mentaler Stressindex - Einordnung in Bezug auf auditorische Aufgaben.....	50
4.1.1	Gegenüberstellung von Ruhe- und Testphasen	50

4.1.2	Gegenüberstellung der Testphasen ohne und mit Störschall	56
4.2	Adaptation und Habituation an mentale Testsituationen	58
4.3	Einfluss von Geschlecht und Messreihenfolge auf Herzratenvariabilität und auditorisches Testergebnis	61
4.3.1	Auswirkungen auf die HRV	61
4.3.2	Auswirkungen auf das Testergebnis	64
4.4	Zusammenhang zwischen Ruhe-HRV und mentalen Leistungen	66
4.5	Limitationen der Studie	67
4.6	Fazit	68
5.	Zusammenfassung	69
	Literaturverzeichnis	71
	Anhang	85
	Danksagung	
	Lebenslauf	

Abkürzungsverzeichnis

ANOVA	engl. <i>analysis of variance</i> , Varianzanalyse
ANS	Autonomes Nervensystem
AR	Autoregression; mathematisches Verfahren zur Ermittlung der HRV-Frequenzparameter
bzw.	beziehungsweise
CAN	engl. <i>central autonomous network</i> , zentrales autonomes Netzwerk
CI	engl. <i>confidence interval</i> , Konfidenzintervall
cm	Zentimeter
dB HL	Dezibel hearing level
EKG	Elektrokardiogramm
FFT	engl. <i>fast fourier transformation</i> , Schnelle Fourier-Transformation; mathematisches Verfahren zur Ermittlung der HRV-Frequenzparameter
HF	engl. <i>high frequency</i> , Frequenzband im Bereich 0,15 – 0,4 Hz
HF norm	normalisierte HF-Power, d.h. relativer Anteil des HF-Frequenzbandes an der Gesamt- Power; HRV-Parameter des Frequenzbereichs
HRV	engl. <i>heart rate variability</i> , Herzfrequenz- oder Herzratenvariabilität
Hz	Hertz
kHz	Kilohertz
LF	engl. <i>low frequency</i> , Frequenzband im Bereich 0,04 - 0,15 Hz

LF/HF	Verhältnis von LF-Frequenzband zu HF-Frequenzband; Ausdruck der sympathovagalen Balance
LF norm	normalisierte LF-Power, d.h. relativer Anteil des LF-Frequenzbandes an der Gesamt-Power; HRV-Parameter des Frequenzbereichs
ln	natürlicher Logarithmus
m	Meter
mean HR	engl. <i>mean heart rate</i> , mittlere Herzfrequenz
mean RR	Mittelwert aller RR-Intervalle
Med	Median
min	Minute
ms	Millisekunde
ms ²	Quadrat-Millisekunde
MW	Mittelwert, arithmetisches Mittel
nu	engl. <i>normalized unit</i> , normalisierte Einheit
P	engl. <i>power</i> , Leistung; Dimension der HRV-Frequenzparameter
P (ms ²)	absolute Power eines Frequenzbandes in Quadrat-Millisekunden
P (nu)	relative Power eines Frequenzbandes in normalized units
RMSSD	engl. <i>root mean square of successive differences</i> , Quadratwurzel des Mittelwerts der quadrierten Differenzen aufeinanderfolgender NN-Intervalle; HRV-Parameter des Zeitbereichs
RR- bzw. NN-Intervall	Abstand zweier aufeinanderfolgender Herzschläge bzw. R-Zacken im EKG, auch ‚normal-to-normal‘-Intervall genannt

RSA	Respiratorische Sinusarrhythmie
s	Sekunde
s.	siehe
SD	engl. <i>standard deviation</i> , Standardabweichung
SEM	engl. <i>standard error of the mean</i> , Standardfehler
SDNN	engl. <i>standard deviation of normal-to-normal intervals</i> , Standardabweichung aller NN-Intervalle; HRV-Parameter des Zeitbereichs
S/min	Schläge pro Minute
SNR	engl. <i>signal-to-noise ratio</i> , Signal-Rausch-Abstand
tp	engl. <i>total power</i> , Gesamt-Leistung
u.a.	unter anderem
VLF	engl. <i>very low frequency</i> , Frequenzband < 0,04 Hz
v.a.	vor allem
vs.	versus
z.B.	zum Beispiel
z.T.	zum Teil

Anmerkung:

Markennamen sind in dieser Arbeit nicht explizit als solche gekennzeichnet.

1. Einleitung

1.1 Definition und Physiologie der Herzratenvariabilität

Die momentane Herzfrequenz ist auch unter Ruhebedingungen ständigen Schwankungen unterworfen, d.h. der Abstand zweier aufeinanderfolgender Herzschläge variiert von Schlag zu Schlag. Dieses Phänomen wird als Herzfrequenz- oder Herzratenvariabilität (HRV, engl. *heart rate variability*) bezeichnet und durch ein balanciertes Zusammenspiel von Sympathikus und Parasympathikus am Schrittmacherzentrum des Herzens hervorgerufen (Sayers, 1973; Malliani et al., 1991). Porges (1992; 1995a) beschreibt die Aufrechterhaltung des inneren Gleichgewichts durch ein intaktes autonomes Nervensystem (ANS) an den Zielorganen: Unter Ruhebedingungen überwiegt der über den Nervus vagus vermittelte parasympathische Einfluss, der u.a. eine Abnahme der Herzfrequenz bewirkt, in Anwesenheit äußerer Reize und Anforderungen (z.B. Hitze, Kälte, Schmerz, Lärm, mentaler Stress) tritt der Sympathikus in den Vordergrund und sorgt für eine beschleunigte Herzaktion (s. auch Ziemssen et al., 2002). Die Aktivität des ANS wird außerdem durch Signale zentraler und peripherer Baro-, Thermo- und Chemorezeptoren moduliert, die im Rahmen von Blutdruck-, Temperatur- und Atemregulation periodische Schwankungen der Herzfrequenz erzeugen (Sayers, 1973; Stein et al., 1994; Ziemssen et al., 2002; s. auch Kapitel 1.2.2). Am bekanntesten ist das Phänomen der respiratorischen Sinusarrhythmie (RSA), das durch einen inspiratorischen Anstieg bzw. einen expiratorischen Abfall der Herzfrequenz gekennzeichnet ist (Braune, 1998). Außerdem spielen humorale Faktoren, z.B. über das Renin-Angiotensin-System (Akselrod et al., 1981; Stein et al., 1994), und übergeordnete Hirnareale (Thayer et al., 2009) eine wichtige Rolle. Die HRV ist somit das Ergebnis ständig wechselnder autonomer Einflüsse auf das Herz (Saul, 1990; Stein und Kleiger, 1999) sowie Ausdruck einer Anpassungsreaktion des gesunden Organismus an physische und psychische Belastungen (Porges, 1992; Thayer et al., 2009; Weippert et al., 2009).

1. Einleitung

1.2 Ermittlung der Herzratenvariabilität und Bedeutung etablierter Parameter

Eine kontinuierliche EKG-Ableitung mit Erfassung des Herzschlags in Form von QRS-Komplexen ermöglicht die nicht-invasive Messung der momentanen Herzfrequenz (Ziemssen et al., 2002). Seit den 1960er-Jahren ist die Aufzeichnung der Herzfrequenz mit Entwicklung eines portablen Systems durch Holter (Holter-EKG) ambulant und über längere Zeiträume möglich (Billman, 2011). Heutzutage erfolgt eine digitalisierte Registrierung der Herzfrequenz aufgrund der einfachen Handhabbarkeit vielfach mit Pulsuhren, die z.T. präzisere Daten liefern können als alternative EKG-Systeme (Schega et al., 2010). Kurzzeitmessungen umfassen meist einen Analysezeitraum von 5 Minuten, Langzeitmessungen dauern in der Regel 24 Stunden. Mittlerweile existieren zahlreiche Berechnungsmethoden zur Ermittlung verschiedener HRV-Komponenten aus den Rohdaten. Oft wird zunächst die mittlere Herzfrequenz (engl. *mean heart rate (mean HR)*) bestimmt, die als Durchschnittswert jedoch keine Information über die Variabilität liefert. Die heute etablierten Parameter der HRV können nach den Standards der Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing Electrophysiology (1996) drei großen Gruppen zugeordnet werden:

- dem Zeitbereich (engl. *time domain*),
- dem Frequenzbereich (engl. *frequency domain*),
- dem nicht-linearen Bereich.

Die neueren nicht-linearen Methoden wurden entwickelt, um die durch viele verschiedene Einflussfaktoren bedingten komplexeren und z.T. irregulären Komponenten der HRV zu erfassen (Billman, 2011; Task Force, 1996). Sie wurden derzeit noch nicht in die bestehenden Standards aufgenommen und werden an dieser Stelle nicht weiter erläutert.

1. Einleitung

1.2.1 Parameter des Zeitbereichs (time domain)

Die Analyse im Zeitbereich widmet sich vereinfacht der Frage, wieviel Variabilität die aufgezeichneten Daten beinhalten (Stein et al., 1994) und basiert auf einfachen statistischen Berechnungen aus Herzfrequenz und gemessenen Abständen zwischen zwei Herzschlägen bzw. R-Zacken, den RR-Intervallen. Diese werden auch als ‚normal-to-normal‘-Intervalle (NN-Intervalle) bezeichnet, da sie den Abstand zweier durch Sinusknoten-Aktion normal konfigurierter QRS-Komplexe wiedergeben (Task Force, 1996). Wichtige für die HRV-Analyse vorgeschlagene Parameter sind u.a. ‚SDNN‘ und ‚RMSSD‘:

Die SDNN bezeichnet die Standardabweichung aller gemessenen NN-Intervalle (engl. *standard deviation of normal-to-normal intervals*). Sie stellt ein Maß für die Gesamtvariabilität im gemessenen Zeitraum dar und ist von der Dauer der Messung abhängig (Task Force, 1996; Tsuji et al., 1996). Eine erhöhte Sympathikusaktivität führt zu einer Abnahme, vermehrter Parasympathikus-einfluss zu einer Zunahme der SDNN (Malliani et al., 1994).

Die RMSSD wird aus der Betrachtung der Differenz jeweils zweier aufeinanderfolgender NN-Intervalle ermittelt und bezeichnet die Quadratwurzel des Mittelwerts der quadrierten Differenzen (engl. *root mean square of successive differences*). Sie spiegelt überwiegend kurzfristige Schwankungen der Herzfrequenz wider (Task Force, 1996) und wird v.a. vom parasympathisch vermittelten Vaguseinfluss auf den Sinusknoten bestimmt (Kleiger et al., 1992; Schwerdtfeger, 2011).

1. Einleitung

1.2.2 Parameter des Frequenzbereichs (frequency domain)

Seit den 1970er-Jahren ist es möglich, die Gesamtvariabilität bzw. die sogenannte Gesamtleistung der HRV (engl. *total power (tp)*) mithilfe der Spektralanalyse in verschiedene Frequenzanteile zu zerlegen und diese je nach Frequenzbereich bestimmten physiologischen Regulationsvorgängen und Anteilen des ANS zuzuordnen (Sayers, 1973; Akselrod et al., 1981; Malliani et al., 1991). Veranschaulicht werden die Ergebnisse in Diagrammen, die den Anteil des Frequenzbereichs als Fläche unter der Kurve in Abhängigkeit der Frequenz darstellen (s. Anhang Abb. D.1 ‚Frequency-Domain Results‘). In der Literatur sind die Einteilungen der Frequenzbereiche z.T. sehr unterschiedlich, gemäß Task Force (1996) werden sie heute wie folgt definiert:

- very low frequency (VLF) $< 0,04$ Hz,
- low frequency (LF) $0,04 - 0,15$ Hz,
- high frequency (HF) $0,15 - 0,4$ Hz.

In Langzeitmessungen über 24 Stunden werden zudem Oszillationen im ‚ultra low frequency‘-Bereich (ULF) $< 0,003$ Hz beobachtet. Als Ursache der sehr niederfrequenten HRV-Anteile (VLF und ULF) wird u.a. die Thermoregulation genannt (Sayers, 1973; Jorna, 1992), die Herkunft des Frequenzbereichs konnte jedoch noch nicht ausreichend geklärt werden (Schwerdtfeger, 2011; Task Force, 1996).

Die Angabe der absoluten Power erfolgt in Quadrat-Millisekunden (ms^2), der relative Anteil des LF- bzw. des HF-Frequenzbandes bezogen auf die Gesamt-Power wird als normalisierte Power in normalisierten Einheiten (engl. *normalized units (nu)*) angegeben (s. Kapitel 2.5.1).

Die Gesamt-Power als Summe aller Frequenzanteile ist gewissermaßen das Pendant zur SDNN bei den Zeitparametern: Als Maß für die Varianz aller NN-Intervalle wird sie durch den Parasympathikus erhöht und durch den Sympathikus reduziert (Malliani et al., 1994; Task Force, 1996).

1. Einleitung

Am besten erforscht sind der HF- und der LF-Frequenzbereich: Die HRV im HF-Bereich (0,15 - 0,4 Hz) wird maßgeblich durch die (spontane physiologische) Atmung bestimmt und ist Ausdruck der RSA (Jorna, 1992; Schwerdtfeger, 2011). Diese kurzfristigen Änderungen der Herzfrequenz werden in erster Linie durch Aktivitätsänderungen des Parasympathikus vermittelt (Akselrod et al., 1981; Pomeranz et al., 1985; Saul, 1990; Task Force, 1996) und gelten als Maß für den Vaguseinfluss am Herzen (Berntson et al., 1997).

Die Schwankungen der Herzfrequenz im LF-Bereich (0,04 - 0,15 Hz) werden teilweise durch vorwiegend sympathische Einflüsse erklärt (Malliani et al., 1991; Montano et al., 1994), häufig aber auch sowohl Sympathikus als auch Parasympathikus zugeschrieben (Akselrod et al., 1981; Pomeranz et al., 1985; Saul, 1990; Stein und Kleiger, 1999). Eine wichtige Rolle spielen Blutdruck-Fluktuationen und damit verbundene Barorezeptor-Reflexe unter Einfluss des Renin-Angiotensin-Systems (Akselrod et al., 1981), u.a. die sogenannten Mayer-Wellen im 0,1 Hz-Bereich (Berntson et al., 1997). Aber auch Ateminflüsse können zur Variation im LF-Bereich beitragen (Beda et al., 2014).

Das Verhältnis der beiden Komponenten, d.h. der LF/HF-Quotient oder die sogenannte LF/HF-Ratio, liefert, abhängig vom Erklärungsansatz für den LF-Bereich, Aussagen über die sympathovagale Balance bzw. die Aktivitätsänderungen des sympathischen Systems (Task Force, 1996). Die Berechnung des LF/HF-Quotienten erfolgt sinnvollerweise aus den normalisierten Werten des LF- und HF-Anteils, da das Verhältnis zwischen beiden Komponenten auf diese Weise nicht durch Änderungen der Gesamt-Power beeinflusst wird (Malliani et al., 1994). Wichtig ist auch, dass es sich stets um qualitative Aussagen handelt, wenn von gemessenen HRV-Parametern indirekt auf den Aktivitätszustand des ANS geschlossen wird (Billman, 2011).

1. Einleitung

1.2.3 Bedeutung der sympathovagalen Balance als Stressindex

Da der LF/HF-Quotient vereinfacht das Verhältnis zwischen Sympathikus und Parasympathikus widerspiegelt und das ANS mit Aktivitätsänderungen auf physische und psychische (Stress-)Reize reagiert, werden LF- und HF-Power sowie der LF/HF-Quotient in Studien vielfach genutzt, um Belastungsreaktionen zu messen. Zudem kann die sympathovagale Balance in Ruhe Hinweise auf die Stressbewältigung liefern (Weippert et al., 2009). Akute äußere Stressoren bewirken typischerweise einen Anstieg des Sympathiko- und/oder eine Abnahme des Vagotonus, wodurch sich die sympathovagale Balance in Richtung Sympathikus verschiebt und der LF/HF-Quotient ansteigt (Malliani et al., 1991). Dieses Reaktionsmuster konnte sowohl bei körperlichen Belastungen, z.B. Aufrichten des Oberkörpers/Orthostase-Manöver (Montano et al., 1994; Pomeranz et al., 1985; Perini und Veicsteinas, 2003) oder sportlichem Training (Di Bernardi Luft et al., 2009; Iellamo, 2001), als auch bei unterschiedlichen mentalen Aufgaben nachgewiesen werden (u.a. Hjortskov et al., 2004; Matthews et al., 2012; Pagani et al., 1986; Taelman et al., 2009; Weippert et al., 2009). Bei chronischem Stress z.B. am Arbeitsplatz scheint v.a. die Reduktion des parasympathischen Anteils für die Erhöhung des LF/HF-Quotienten verantwortlich zu sein (Clays et al., 2011). Auch Porges konzentriert sich in seinem Erklärungs-Modell auf den Vagotonus als „physiologischen Stressindex“ (1995a): Stress entsteht gemäß seinen Überlegungen dann, wenn das innere Gleichgewicht des Körpers, für dessen Aufrechterhaltung der Parasympathikus verantwortlich ist, durch äußere Einflüsse empfindlich gestört wird und nicht mehr aufrechterhalten werden kann. Eine Reduktion des Vagotonus spiegelt demnach eine gestörte Homöostase und damit Stress wider. Er konnte zeigen, dass der Vagotonus in akuten Stresssituationen vorübergehend, bei chronischem Stress jedoch dauerhaft erniedrigt ist. Mithilfe der sympathovagalen Balance können demnach physiologische Stresszustände erfasst werden, wobei diese nicht zwangsläufig mit subjektivem Stresserleben einhergehen müssen (Schwerdtfeger, 2011).

1. Einleitung

1.3 Forschungsschwerpunkte und klinische Anwendungsgebiete der Herzratenvariabilität

1.3.1 Wichtige Einflussfaktoren auf die Herzratenvariabilität

Die Kenntnis einer Vielzahl von HRV-Einflussfaktoren bei gesunden Individuen bietet mittlerweile eine gute Grundlage für die Interpretation von HRV-Messungen und den Vergleich von Studienergebnissen.

Wohl am längsten bekannt ist der Einfluss der Atmung in Form der RSA (Berntson et al., 1997; Billman, 2011; s. auch Kapitel 1.1 und 1.2.2). Viele Studien konnten zeigen, dass die Atmung je nach Frequenz und Volumen zur HRV in unterschiedlichen Frequenzbereichen beiträgt (Beda et al., 2007; 2014). Wird beispielsweise während der Messung gesprochen, erzeugt dies irreguläre und verlangsamte Atemmuster, beeinflusst die HRV zunehmend im LF-Frequenzbereich und schränkt die Aussagekraft der Messung möglicherweise ein (Beda et al., 2007; Bernardi et al., 2000; Jorna, 1992).

Des Weiteren spielt das Alter eine wichtige Rolle: Allgemein zeigte sich, dass die HRV mit zunehmendem Alter abnimmt; dies betrifft sowohl Parameter der Gesamtvariabilität als auch sympathisch oder parasympathisch dominierte Zeit- und Frequenzbereiche (Abhishekh et al., 2013; Agelink et al., 2001; Antelmi et al., 2004; Bonnemeier et al., 2003; Tsuji et al., 1996; Voss et al., 2012). Von den Autoren wird dafür eine altersbedingte Verschiebung der ANS-Verhältnisse mit reduziertem Vagotonus verantwortlich gemacht. Dies erklärt auch einen erhöhten LF/HF-Quotienten im Alter (Abhishekh et al., 2013; Antelmi et al., 2004). Untersuchungen zu geschlechtsspezifischen Unterschieden lieferten weniger einheitliche Ergebnisse: Einige Studien konnten bei Frauen im Vergleich zu Männern höhere parasympathisch beeinflusste Parameter (RMSSD, HF-Power) sowie verringerte sympathisch modulierte LF- und LF/HF-Werte nachweisen (Abhishekh et al., 2013; Antelmi et al., 2004; Agelink et al., 2001).

1. Einleitung

Gesichert ist der Einfluss der Körperposition auf die HRV, wobei es bei Lagewechsel vom Liegen zum Sitzen oder Stehen zu einem Anstieg des Sympathikotonus kommt (s. Kapitel 1.2.3).

Ferner hat sich gezeigt, dass die HRV einer zirkadianen Rhythmik unterliegt, die v.a. auf Tag-/Nacht-Unterschieden beruht. Während des Nachtschlafs kommt es zu einer Zunahme der Gesamtvariabilität und parasymphatisch modulierter Parameter, was einem erniedrigten Sympathikotonus bzw. erhöhten Vagotonus zugeschrieben wird (Bonnemeier et al., 2003; Malpas und Purdie, 1990; Massin et al., 2000). Vereinzelt konnten bei Gesunden über den Tag verteilt Spitzenwerte im LF-Bereich morgens zwischen 5.00 und 9.00 Uhr sowie nachmittags zwischen 16.00 und 18.00 Uhr gefunden werden (Bilan et al., 2005).

Schließlich haben Genussmittel wie Nikotin und Koffein Einfluss auf das ANS: Regelmäßiger Nikotinkonsum geht mit erhöhtem Sympathikotonus und vermindertem Vagotonus einher (Niedermaier et al., 1993). Entsprechende HRV-Veränderungen mit Abnahme von Gesamt-HRV und Zunahme des LF/HF-Quotienten zeigten sich bei jungen gesunden Rauchern im Vergleich zu Nichtrauchern (Erdem et al., 2012). Koffeinzufuhr führte bei regelmäßigen Kaffeekonsumenten zu signifikant verringerter Herzfrequenz sowie vermindertem LF/HF-Anstieg bei körperlicher Belastung im Sinne einer durch Blutdruck-erhöhung vermittelten Parasympathikusaktivierung (Waring et al., 2003).

1. Einleitung

1.3.2 Kardiovaskuläre Erkrankungen

Die heutige HRV-Forschung widmet sich u.a. intensiv dem Gebiet der kardiovaskulären Erkrankungen. Viele dieser Krankheitsbilder, die in der westlichen Welt immer weiter zunehmen und hier die häufigste Todesursache darstellen, gehen nachweislich mit einer reduzierten HRV einher.

Eine verminderte SDNN als Maß für die Gesamtvariabilität sowie deren Assoziation mit der Sterblichkeit konnte beispielsweise bei Patienten mit koronarer Herzkrankheit nach Herzinfarkt (Kleiger et al., 1987; Stein et al., 2005) und bei Patienten mit Herzinsuffizienz (Casolo et al., 1989; Nolan et al., 1998; Smilde et al., 2009) nachgewiesen werden. Damit gilt die SDNN als einer der wichtigsten Prädiktoren einer erhöhten kardiovaskulären Mortalität (Task Force, 1996). Auch bei Schlaganfallpatienten zeigte sich eine signifikant verminderte SDNN (Kwon et al., 2008). Als prognostische Marker kommen hier eher frequenzbasierte Parameter im langsamen Frequenzbereich in Frage (Gujjar et al., 2004; Makikallio et al., 2004).

Die HRV ermöglicht des Weiteren eine Früherkennung kardiovaskulärer Risikozustände, z.B. im Falle der arteriellen Hypertonie (Lucini et al., 2002). Hier zeigten sich bereits bei hochnormalen Blutdruckwerten eine erhöhte LF- bzw. eine erniedrigte HF-Power als Ausdruck einer veränderten sympathovagalen Balance. Außerdem fanden Schroeder et al. (2005) eine verringerte HRV (SDNN und RMSSD) nicht nur bei bereits manifestem Diabetes mellitus, sondern in geringem Ausmaß auch bei gesunden Kontrollpersonen mit erhöhtem Nüchtern-Blutzucker oder Hyperinsulinämie. Zudem lässt sich die bei Diabetikern häufig auftretende autonome Neuropathie, die mit erniedrigter HRV und erhöhter Mortalität einher geht, direkt durch eine HRV-Messung erfassen und kann so bereits vor einer klinischen Manifestation diagnostiziert werden (Schönauer et al., 2008).

1. Einleitung

1.3.3 Sportmedizin

In der Sportmedizin liefert die HRV Hinweise auf die bestehende kardiale Fitness (Buchheit und Gindre, 2006) und kann genutzt werden, um Trainingseffekte sichtbar zu machen und sportliches Training individuell zu steuern (Hottenrott et al., 2006).

Bekannt ist, dass es während akuter körperlicher Belastung zu reduzierter Parasympathikus- und erhöhter Sympathikusaktivität kommt (Hautala et al., 2009; Iellamo, 2001). In diesem Zusammenhang wurden unterschiedliche Auswirkungen auf die HRV-Frequenzparameter beobachtet: Arai et al. (1989) erklärten eine reduzierte HF- und LF-Power durch die Tatsache, dass der LF-Bereich sowohl vom Sympathikus als auch durch einen stark reduzierten Vagotonus beeinflusst wird (s. Kapitel 1.2.2). In anderen Studien trat hingegen eine erniedrigte HF-Power bei erhöhter LF-Power auf, jedoch können, z.B. bei statischer Muskelarbeit, auch metabolische Einflüsse durch Ischämien zur Erhöhung des LF-Bereichs beitragen (Iellamo, 2001). Nach Belastungsende führt eine zunehmende Vagusaktivität wieder zur Normalisierung der HRV-Parameter, z.T. sogar über das Ausgangsniveau hinaus (Arai et al., 1989; Hautala et al., 2001; Hottenrott et al., 2006). Durch die Erkenntnis, dass akute sportliche Belastungen die Vagusaktivität entscheidend reduzieren und Erholungsprozesse diese wiederherstellen, gewinnt die HRV-Messung zunehmend an Bedeutung für die Leistungsoptimierung (Kiviniemi et al., 2007) und die Vermeidung von Übertraining bei (Leistungs-)Sportlern (Baumert et al., 2006). Zudem wird die HRV-Messung präventiv genutzt, um durch Training die sympathovagale Balance zugunsten der kardioprotektiven Vagusaktivität zu verschieben (Hottenrott et al., 2006; s. auch Hautala et al., 2009). Aerobes Ausdauertraining über Wochen bis Monate konnte bei sehr jungen Probanden (Hansen et al., 2004) sowie Testpersonen < 70 Jahre (Gulli et al., 2003; Melanson und Freedson, 2001) eine Erhöhung vagusregulierter HRV-Parameter erzielen. Die positiven Auswirkungen eines gezielten Trainings konnten auch bei Patienten mit kardiovaskulären Erkrankungen beobachtet werden (Routledge et al., 2010).

1. Einleitung

1.3.4 Psychophysiologie

Ein weiterer Forschungsschwerpunkt fokussiert sich auf die Auswirkungen psychischer Prozesse auf physiologische Regulationsvorgänge, wie sie die HRV widerspiegelt (Berntson et al., 1997). Im Zuge wachsender Erkenntnisse über das Zusammenwirken von Psyche und ANS bzw. HRV hat sich heute der Begriff der „kardiovaskulären Psychophysiologie“ etabliert (Schwerdtfeger, 2011).

1.3.4.1 Neurobiologische Erklärungsmodelle

Die „Polyvagale Theorie“ von Porges (1995b; 2001; 2007) erklärt neuroanatomische und funktionelle Verbindungen zwischen autonomem Nervensystem und Sozialverhalten eines Individuums und unterstreicht dabei die Rolle des Nervus vagus.

Die Bandbreite sozialer Interaktion wird durch ein höherentwickeltes ANS in Säugetieren möglich. Dieses besteht aus drei hierarchisch geordneten Anteilen, die gemäß ihrer physiologischen Funktion jeweils bestimmte Verhaltensmuster unterstützen: dem primitiven Vagus-Anteil, der die Eingeweideaktivität in Ruhe sowie passives bzw. Immobilisations-Verhalten fördert, dem sympathischen Anteil, der Stoffwechselreserven mobilisiert und „fight-or-flight“-Reaktionen ermöglicht, sowie dem höhergestellten Vagus-Anteil, der für Anpassungsvorgänge an Umweltreize zuständig ist und soziales Kontaktverhalten mitbestimmt. Dieser stammesgeschichtlich jüngere Vagus-Anteil vereint sowohl absteigende kardioinhibitorische Nervenfasern („vagal brake“), die die Herzaktion regulieren und zur HRV beitragen, als auch Fasern, die Sprach- und Kopfmuskulatur steuern und menschliche Kommunikation ermöglichen. Übergeordnete Hirnzentren kontrollieren das System, aufsteigende Vagusfasern liefern jeweils ein Feedback aus den Zielorganen. Durch neuronale Verbindungen zu motorischen Zentren für mimische und auditorische Muskulatur sowie Einflüsse der Hypothalamus-Hypophysen-Achse wird das „social engagement system“ komplettiert.

1. Einleitung

Bei äußeren Anforderungen kann sich das System sehr flexibel umorganisieren: In sicherer Umgebung dominiert gemäß Hierarchie der Vaguseinfluss der obersten Stufe, während ein bedrohtes Individuum verstärkt auf primitivere ANS-Anteile zurückgreift, welche dann sowohl Verhaltensstrategien als auch HRV limitieren.

Das Modell der „Neuroviszeralen Integration“ (Thayer und Lane, 2000; Thayer et al., 2009) fokussiert sich auf das „zentrale autonome Netzwerk“ (CAN), welches eine Gruppe komplex verschalteter ZNS-Strukturen aus Großhirn (u.a. präfrontaler Kortex, Inselrinde, Amygdala), Zwischenhirn (Hypothalamus) und Hirnstamm (u.a. Hirnnervenkerne des N.vagus) umfasst und bereits von Benarroch (1993) beschrieben wurde. Das CAN ist an der Regulation von Kognition, Emotionen, Aufmerksamkeit sowie autonomer Funktionen beteiligt und Teil eines Kontrollsystems zwischen Gehirn und Peripherie, das zielgerichtetes und angepasstes Verhalten möglich macht. Ständig laufen negative sowie positive Feedbackmechanismen ab, wobei bei gesunden Individuen in Ruhe inhibitorische Einflüsse überwiegen und unverhältnismäßige psychische Aktivierung verhindern. Das Ergebnis der Verarbeitungsprozesse resultiert im Zusammenspiel von Sympathikus und Parasympathikus an viszerale Erfolgsorganen, z.B. am Herzen. Hierdurch besteht eine direkte Verbindung zwischen CAN-Prozessen und der HRV. Dies konnte durch Neuroimaging-Studien belegt werden, in denen die Aktivität bestimmter CAN-Hirnareale, gemessen am Blutfluss, mit der HRV assoziiert war (s. auch Lane et al., 2009; Thayer et al., 2012). Analog zum CAN wird die Herzaktion im intakten Ruhezustand vom hemmenden Einfluss des Vagus dominiert (s. Kapitel 1.1), der das Herz vor Übererregbarkeit durch sympathische Einflüsse schützt. Ein hoher Vagotonus mit ausgeprägter HRV spiegelt ein intaktes CAN und eine funktionierende Verhaltenssteuerung wider.

1. Einleitung

1.3.4.2 Auswirkungen von Emotionen, Persönlichkeit und psychiatrischen Erkrankungen

Auf Basis der Erkenntnis, dass Zusammenhänge zwischen emotionalen und autonomen Prozessen bestehen, widmen sich viele Studien den Auswirkungen von Emotionen auf die HRV. Kreibitz (2010) beschreibt in ihrer Übersichtsarbeit gehäuft aufgetretene HRV-Antwortmuster auf bestimmte Gefühlszustände. Dabei bewirkten sowohl negative Emotionen wie Ärger, Angst, Furcht und Traurigkeit als auch das Empfinden von Glück eine Aktivierung des Sympathikus und eine Hemmung des Parasympathikus mit erhöhter Herzfrequenz und verminderter HRV. Bei Ekel sowie Freude und Heiterkeit hingegen konnte eine erhöhte HRV, meist einhergehend mit reduzierter sympathischer und erhöhter parasympathischer Aktivität, nachgewiesen werden. Möglicherweise spiegelt die HRV eher das Ausmaß einer inneren Gefühlsregung und weniger deren Wertigkeit wider (Sakuragi et al., 2002). Des Weiteren scheint es eine Rolle zu spielen, ob Reiz und Gemütszustand übereinstimmen oder in Widerspruch zueinander stehen: Bei Kop et al. (2011) führte erst die Kombination aus positiver Erinnerung und dabei empfundenem Glücksgefühl zur Erhöhung von Vagotonus und HRV.

Neurobiologische Erklärungsmodelle legen zudem nahe, dass Charakterzüge Einfluss auf die HRV haben können. Studien konnten zeigen, dass exekutive Hirnfunktionen als wichtige soziale Kompetenzen positiv mit der Gesamt-HRV bzw. vagusvermittelten Parametern assoziiert sind, darunter die Fähigkeit, Emotionen anderer wahrzunehmen (Quintana et al., 2012) und eigene Emotionen zu kontrollieren bzw. selbstkontrolliertes Verhalten zu zeigen (Geisler et al., 2010; Thayer et al., 2009). Auch zwischen aktiv ausgerichtetem Motivationsverhalten und der Ruhe-HRV bestand eine positive Beziehung, während Personen mit aversiven Verhaltensweisen die niedrigsten HRV-Parameter aufwiesen (Bailey et al., 2014).

1. Einleitung

Infolge pathologischer Verarbeitungsprozesse im Gehirn weisen weiterhin viele psychiatrische Erkrankungen eine reduzierte HRV auf. Beispielsweise zeigten Patienten mit klinisch manifester Depression im Vergleich zu Gesunden eine Verschiebung der sympathovagalen Balance zuungunsten des Vagus mit signifikant geringerer vagusassoziierter HRV bei erhöhter LF-Power und LF/HF-Ratio. Zudem korrelierten die beobachteten HRV-Veränderungen vielfach mit dem Schweregrad der Depression (Agelink et al., 2002; Wang et al., 2013). Die autonome Fehlfunktion scheint Herzrhythmusstörungen zu begünstigen (Wang et al., 2013) und wird für eine erhöhte Mortalität bei Herzinfarktpatienten mit Depression verantwortlich gemacht (Carney et al., 2001). Auch im Bereich der Angststörungen wurde eine reduzierte Vagusaktivität mit entsprechenden HRV-Veränderungen beobachtet (Thayer et al., 1996; Pittig et al., 2013).

1.3.4.3 Auswirkungen von mentalen Belastungen

Der Begriff des „psychischen Stress“ ist schwierig zu fassen, da Stresserleben individuell sehr unterschiedlich sein kann und daher nicht einheitlich definiert wird (Schwerdtfeger, 2011). Psychophysiologische Studien erforschen die Auswirkungen von mentalen Aufgaben auf physiologische z.B. kardiovaskuläre Parameter mit dem Ziel, Stress objektiv messbar zu machen und nicht allein auf subjektiv berichtete Angaben angewiesen zu sein.

Viele Studienergebnisse belegen, dass die HRV sensitiv - im Allgemeinen mit einer Verminderung - auf psychischen Stress reagiert (u.a. Mulder und Mulder-Hajonides van der Meulen, 1973; Redondo und Del Valle-Inclan, 1992; Taelman et al., 2009; Uusitalo et al., 2011). Die Forschung beschäftigt sich u.a. mit den Fragen, wie die HRV auf verschiedene Stressoren bzw. Aufgabentypen reagiert (Di Bernardi Luft et al., 2009; Middleton et al., 1999; Schubert et al., 2009; Weippert et al., 2009) und ob sie unterschiedliche Schwierigkeitsgrade widerspiegeln kann (Chang und Huang, 2012; Fairclough et al., 2005).

1. Einleitung

Ferner wird untersucht, ob ein Zusammenhang zwischen subjektivem Stressempfinden und HRV-Veränderungen besteht. Clays et al. (2011) und Uusitalo et al. (2011) beschäftigten sich mit den Auswirkungen von chronischem (Arbeits-)Stress auf die HRV, wobei das individuelle Stresslevel anhand standardisierter Fragebögen zu allgemeiner Zufriedenheit, Arbeitsanforderungen, Verhältnis zu Kollegen und emotionalen Ereignissen ermittelt wurde. Dabei war erhöhter Arbeitsstress mit reduzierter Vagusaktivität und dabei signifikant geringerer RMSSD (Uusitalo et al., 2011) und HF-Power sowie erhöhtem LF/HF-Quotienten assoziiert (Clays et al., 2011). Dieses Muster konnte ebenso bei Studenten während der Examenszeit beobachtet werden (Matthews et al., 2012).

Im Fokus steht zudem der Einfluss akuter mentaler Belastungen auf das autonome Nervensystem: Die Bandbreite bereits untersuchter Stressoren reicht dabei von reinen Reaktionstests (Wood et al., 2002) bis hin zu komplexen Intelligenztests (Taelman et al., 2009) und Testbatterien, die Arbeitsgedächtnis, Aufmerksamkeitssteuerung und Handlungsplanung (Middleton et al., 1999) erfassen. Bereits seit langem nutzen psychophysiologische Studien Rechenaufgaben zur Stressinduktion, welche bei Testpersonen wiederholt zu erhöhter Herzfrequenz und reduzierter HF-Power im Sinne eines reduzierten Vagotonus führten (Sloan et al., 1991; Tanosoto et al., 2012; Yu et al., 2009). Im LF-Bereich wurden von den genannten Autoren unterschiedliche Effekte beobachtet. Des Weiteren haben zahlreiche Studien den Einfluss sogenannter Wahl-Reaktions-Aufgaben (engl. *choice reaction tasks*) untersucht. Dabei riefen reaktive und kontinuierliche Aspekte der Aufmerksamkeit z.T. gegenteilige HRV-Veränderungen hervor (Walter und Porges, 1976). Weippert et al. (2009) verwendeten den standardisierten Determinationstest, wobei visuelle und akustische Reize beurteilt und durch Drücken zuvor definierter Tastaturtasten beantwortet werden müssen. Während der Aufmerksamkeitsphasen konnten sie eine deutliche Absenkung beider HRV-Frequenzbereiche (LF- und HF-Power) beobachten. Auch andere Autoren wiesen dieses HRV-Muster für Aufmerksamkeitsaufgaben nach (Moses et al., 2007).

1. Einleitung

Zudem reagierte die HRV in Studien sensitiv auf unterschiedliche Schwierigkeitsgrade dieses Aufgabentyps (Chang und Huang, 2012; Fairclough et al., 2005; Walter und Porges, 1976).

Auf Basis des Konzepts der Neuroviszeralen Integration (s. Kapitel 1.3.4.1) werden verstärkt Aufgaben mit Testung exekutiver Hirnfunktionen untersucht, die gemäß Modell durch Strukturen des CAN gesteuert werden. Mentale Anforderungen an das Arbeitsgedächtnis führten, verglichen mit Ruhebedingungen, zu reduzierter HRV in verschiedenen Zeit- und Frequenzparametern (Bucks und Seljos, 1994; Di Bernardi Luft et al., 2009; Redondo und Del Valle-Inclan, 1992; Weippert et al., 2009). Ebenso konnte eine signifikant verminderte HRV bei Konfrontation mit Wort-Farb-Konflikten im Stroop-Interferenz-Test (nach Stroop, 1935) beobachtet werden (Boutcher und Stocker, 1996; Weippert et al., 2009), wobei zur Aufgabenbewältigung eine gezielte Aufmerksamkeitssteuerung und das Unterdrücken von Automatismen erforderlich sind.

Beim Vergleich von nicht-exekutiven und exekutiven Aufgabentypen zeigten sich unterschiedliche HRV-Veränderungen: Di Bernardi Luft et al. (2009) beschrieben bei exekutiven Aufgaben im Vergleich zu einfachen Reaktions- oder Wahl-Reaktions-Tests eine reduzierte Gesamtvariabilität bei gleichzeitig verminderter LF/HF-Ratio im Sinne erhöhter Sympathikus- aber auch erhöhter Parasympathikusaktivität. Zudem ergab sich eine Korrelation von HRV und erzielten Testergebnissen. Auch bei Hansen et al. (2003) zeigte sich ein positiver Zusammenhang speziell zwischen exekutiven Hirnfunktionen und Vagusaktivität, wobei Personen mit hohen vagusassoziierten HRV-Parametern entsprechende Aufgaben besser bewältigen konnten als die Gruppe mit niedrigen Werten. An anderer Stelle unterschieden sich HRV-Veränderungen aber auch innerhalb des exekutiven Aufgabenfeldes, wobei Aufgaben zur Aufmerksamkeitssteuerung eine stärkere HRV-Reduktion bewirken konnten als Gedächtnis- und Planungsaufgaben (Middleton et al., 1999).

1. Einleitung

1.4 Anforderungen an das auditorische System

1.4.1 Auditorische Reize als physiologische Stressoren

Der Hörsinn des Menschen dient evolutionstechnisch gesehen u.a. zur Erfassung und Beantwortung von Gefahr (Tumarkin, 1968). Dies erklärt die neuroanatomischen und funktionellen Verbindungen zwischen Innenohr und autonomem Nervensystem, die zu unbewusst ablaufenden physiologischen Antworten wie z.B. fight-or-flight-Reaktionen führen (Westman und Walters, 1981). Entscheidend ist dabei, ob der akustische Reiz vom Individuum als bedrohend bzw. als Stressor wahrgenommen wird. Dies wiederum hängt vom Lautcharakter sowie von persönlichen Faktoren (z.B. Abwehrressourcen) und Umwelteinflüssen ab (Rahe und Arthur, 1978; Westman und Walters, 1981).

In der modernen Welt sind Menschen im Alltag zunehmend störenden Geräuschpegeln ausgesetzt, wobei in Studien zur Lärmbelastung negative kardiovaskuläre Auswirkungen beschrieben wurden (u.a. Babisch, 2006; Chang et al., 2009). Einige Autoren nutzten HRV-Parameter zur Charakterisierung der Effekte: Beim Vergleich unterschiedlicher Geräuschqualitäten hatten bevorzugt unnatürliche industrielle Geräusche hemmenden Einfluss auf HRV und parasympathische Aktivität (Yanagihashi et al., 1997). Kraus et al. (2013) wiesen in ambulanten HRV-Messungen zudem je nach Lärmpegel unterschiedliche HRV-Antwortmuster nach: Lärmanstieg im geringeren Intensitätsbereich verursachte hauptsächlich Veränderungen im Sinne reduzierter parasympathischer Aktivität, Lärmanstieg im höheren Intensitätsbereich führte eher zu verstärkter sympathischer Aktivität. An anderer Stelle konnte bei kurzfristiger Lärmexposition ein direkter positiver Zusammenhang zwischen LF/HF-Quotient, d.h. sympathisch dominierter autonomer Balance, und Lärmintensität beobachtet werden (Lee et al., 2010).

1. Einleitung

1.4.2 Auswirkungen von Störgeräuschen auf die mentale Leistungsfähigkeit

Seit langem ist bekannt, dass Lärm Hörvermögen, Leistungsfähigkeit sowie sprachliche Kommunikation beeinträchtigen kann (Westman und Walters, 1981). Szalma und Hancock (2011) beschäftigten sich in ihrer Übersichtsarbeit detailliert mit den Einflüssen von Lärm auf die Aufgabenbewältigung und konnten herausarbeiten, dass Intensität, Dauer, zeitlicher Verlauf und Qualität des auditorischen Reizes sowie die zu bewältigende Aufgabenart eine Rolle spielen. Weitgehend in Übereinstimmung mit Erklärungsmodellen von Hancock und Warm (1989) und Hockey (1997) kamen sie zu dem Schluss, dass vorwiegend intermittierende, kurzandauernde Geräusche mit Sprachgehalt negative Effekte auf die Leistungsfähigkeit haben, da diese besonders mit neuronalen Verarbeitungsprozessen interferieren (s. auch Wickens, 2002) und Anpassungsvorgänge erschweren (s. auch Loeb, 1986). Als lärmanfällig haben sich dabei vorrangig kognitive und kommunikative Aufgaben erwiesen, v.a. das sorgfältige Arbeiten leidet bei Störgeräuschen.

Während sich viele Studien mit erzielten Testleistungen unter Lärmbelastung beschäftigen, findet man nur vereinzelt Untersuchungen, die dabei zusätzlich das Verhalten physiologischer Parameter erfasst haben (u.a. Linden et al., 1985; Hanson et al., 1993; Kristiansen et al., 2009). Verschiedene Geräusche und Aufgabenarten hatten auch hier unterschiedliche Auswirkungen: Beim Absolvieren von Zeichen- und Gedächtnisaufgaben am Computer konnten durch Zuschalten simulierter Bürogeräusche keine zusätzlichen HRV-Veränderungen erzielt werden (Kristiansen et al., 2009). Carter und Beh (1989) wiesen bei längeren Aufmerksamkeitsaufgaben unter intermittierendem Zufallsrauschen Lärmeffekte auf die HRV nach, u.a. verringerte RR-Intervalle und eine erniedrigte relative Power im LF-Bereich.

1. Einleitung

1.4.3 Sprachverstehen im Störgeräusch

Wesentlich für eine funktionierende soziale Interaktion ist die sprachliche Verständigung, die unter realen Alltagsbedingungen meist durch Hintergrundgeräusche erschwert wird. Neuroimaging-Studien konnten zeigen, dass bei der Verarbeitung von Sprachlauten andere Hirnareale aktiviert werden als bei nicht-sprachlichen auditorischen Reizen, darunter Areale des oberen Temporal-lappens in Umgebung der primären Hörrinde sowie des Frontallappens im Bereich des Broca-Sprachzentrums (Benson et al., 2001; Binder et al., 1994; Heim et al., 2003). Beim Sprachverstehen scheinen die Anteile dieses funktionellen Netzwerks unterschiedliche Bedeutung zu haben: Zekveld et al. (2006) beobachteten bei sehr gut verständlicher Sprache mehr temporale Aktivität, während unverständliche Sprache ausschließlich zu frontaler Aktivierung führte. Sie folgerten, dass im Temporalhirn neuronale Verarbeitung auf Basis ankommender Sprach-Reize stattfindet („bottom-up“), während im Bereich des Broca-Areals eigene kognitive Ressourcen und Erfahrungen zur Verarbeitung genutzt werden („top-down“), um eine Analyse der Sprachinformationen vorzunehmen.

Entsprechend hat sich gezeigt, dass kognitive Funktionen, vorwiegend Kapazitäten des Arbeitsgedächtnisses und der Sprachverarbeitung, mit der Fähigkeit assoziiert sind, Sprache im Störgeräusch zu verstehen (Desjardins und Doherty, 2013; Lunner, 2003). Man geht davon aus, dass eine Störung des Sprachsignals mit vermehrter Beanspruchung kognitiver Ressourcen für den Hörprozess einhergeht bzw. zu vermehrter Höranstrengung führt (Pichora-Fuller et al., 1995; Gordon-Salant und Fitzgibbons, 1997; Larsby et al., 2005). Studien haben gezeigt, dass ältere Menschen auch mit normalem Hörvermögen mehr kognitiven Aufwand betreiben müssen, um Sprachverständnisaufgaben zu bewältigen (Gosselin und Gagne, 2011; Desjardins und Doherty, 2013). Auch allgemeine altersbedingte Defizite im zentral-auditorischen System scheinen eine Rolle zu spielen (Frisina und Frisina, 1997).

1. Einleitung

Weiterhin ist bekannt, dass hörbeeinträchtigte Menschen besondere Schwierigkeiten haben, Sprache vor einer Geräuschkulisse zu verstehen (Larsby et al., 2005; McCoy et al., 2005). Der Einsatz von Hörgeräten bei Hallgren et al. (2005) verbesserte zwar die objektiven Testergebnisse, die dabei empfundene Höranstrengung konnte jedoch nicht reduziert werden.

1.5 Intention der aktuellen Studie

Die HRV hat sich in vielen Gebieten der Medizin als wichtiger und sensitiver Gesundheits- bzw. Belastungsmarker etabliert. Dennoch wird auditorischer Stress, v.a. in Form der Höranstrengung in Sprachverständnisaufgaben, bis heute vorwiegend aus erzielten Testergebnissen und subjektiven Angaben abgeleitet. Eine erhöhte Anstrengung spiegelt sich jedoch nicht zwangsläufig in schlechterem Abschneiden (Hallgren et al., 2005; Mackersie und Cones, 2011) bzw. erhöhtem Stressempfinden wider (Larsby et al., 2005). Die Absicht der aktuellen Studie ist daher, den psychophysiologischen Ansatz auf auditorische Aufgaben auszudehnen und herauszufinden, ob auditorische Belastung mit der HRV objektiv gemessen werden kann. Dazu werden die Auswirkungen eines Sprachverständnistests ohne und mit Störgeräusch auf die HRV untersucht. Zunächst soll geklärt werden, ob die HRV in einer (hör)gesunden jungen Stichprobe sensitiv auf auditorische Aufgaben reagiert, und weiterhin, ob die HRV-Messung in Hörsituationen mit Störgeräusch, entsprechend der berichteten zusätzlichen kognitiven Anforderungen, signifikante Unterschiede zur Messung ohne Störgeräusch aufzeigt.

Zudem werden Gewöhnungseffekte und Einflüsse des Geschlechts und der Messphasen-Reihenfolge untersucht. Schließlich soll anhand der erzielten Sprachverständnis-Werte geprüft werden, ob die HRV-Ausprägung in Ruhe, analog zu psychophysiologischen Zusammenhängen zwischen exekutiver Hirnfunktion und HRV, Indikator auditorischer Fähigkeiten sein kann.

2. Material und Methoden

2.1 Räumliche und technische Ausstattung

Die im Rahmen der Studie durchgeführten Messungen fanden im Zeitraum März bis August 2011 in einer Audiometrikabine (industrialacoustics GmbH, Niederkrüchten) des Comprehensive Hearing Center (CHC) der HNO-Universitätsklinik Würzburg statt. Die Kabine entspricht den Anforderungen der ISO 8253 zur Messung im freien Schallfeld. Versuchsleiter und Proband befanden sich während des Versuchs zeitgleich in der Kabine, eine ca. 80 cm hohe Trennwand aus Pappkarton sorgte dafür, dass kein Blickkontakt zwischen den Personen bestand. Für die audiometrischen Messungen wurde das MA55-Audio-PC-System, bestehend aus dem digitalen Zweikanal-Audiometer MA 55, der Software MA55II Version 2.7 und dem Audiokeyboard, einer PC-Tastatur mit integrierter Audiometriesteuerung (Firma MAICO Diagnostic GmbH, Berlin), genutzt. Das Audiometer entspricht den EU-Richtlinien 93/42/EWG für Medizinprodukte und erfüllt die Normen EN-6061-1 Schutzklasse 2 und Anwendungstyp BF (Patientensicherheit), EN-60645-1 (Audiologische Geräte) und EN 60645-2 Typ A-E (Sprache). Es gestattet Messungen im Frequenzbereich von 0,125 kHz bis 12,5 kHz mit Pegeln von -10 bis 90 dB HL (Freifeld) bzw. bis 120 dB HL (Luftleitung). Die Nutzung der Audiometer-Software erfolgte auf einem PC (Fujitsu Siemens, München) mit Betriebssystem Windows XP Professional Version 2002. Für die Tonaudiometrie war bis zur Wartung der Audiometrikabine im April 2011 der Luftleitungshörer Holmco 9501 (Holmberg GmbH & Co. KG, Berlin) im Einsatz, danach wurde der Kopfhörer Sennheiser HDA 200 (Sennheiser electronic GmbH & Co. KG, Wedemark) verwendet. Für die sprachaudiometrische Testung im Freifeld wurde ein Aktivlautsprecher LAB501 mit Regiesystem IV (Westra Elektroakustik GmbH, Binswangen) genutzt. Kopfhörer und Lautsprecher wurden entsprechend ihres äquivalenten Bezugsschwellen-Schalldruckpegels gemäß ISO 389-1 (Holmco 9501) bzw. ISO 389-5 (Sennheiser HDA 200) bzw. ISO 389-7 (LAB501) an das Audiometer kalibriert.

2. Material und Methoden

Die Erfassung der Herzfrequenz der Probanden erfolgte mit einer Mess-Sende-Einheit, bestehend aus dem Brustgurtsensor WearLink+ sowie dem zugehörigen Sender W.I.N.D. (Polar Electro Oy, Kempele, Finnland). Für die Übertragung der Daten auf den Laptop wurde der Funksender WindLink (Polar Electro Oy) mit einer Übertragungreichweite von 20 m genutzt. Die Herzfrequenzdaten wurden mithilfe der Polar ProTrainer 5 Professional Training Software Version 5.35.160 (Polar Electro Oy) aufgezeichnet und anschließend mit Kubios HRV Analysis Software Version 2.0 (Biosignal Analysis and Medical Imaging Group, University of Kuopio, Finnland) analysiert.

2.2 Probandenkollektiv, Ein- und Ausschlusskriterien

Das Probandenkollektiv sollte die junge (hör)gesunde Normalbevölkerung repräsentieren, daher sollten die Testpersonen zwischen 18 und 35 Jahre alt sein, ein normales Hörvermögen aufweisen und keinen Tinnitus haben. Um innere und äußere Störeinflüsse auf das autonome Nervensystem und damit die HRV zum Testzeitpunkt so gering wie möglich zu halten, wurden Patienten mit bekannten chronischen Herz-Kreislauf- und Nierenerkrankungen sowie Diabetes mellitus, Schilddrüsenerkrankungen und sonstigen endokrinologischen Störungen von der Studie ausgeschlossen. In Anlehnung an die Empfehlungen zur standardisierten Patientenvorbereitung von Ziemssen et al. (2002) zählte zudem die Einnahme bestimmter Medikamente wie Parasympathomimetika/-lytica, Sympathomimetika/-lytica, Antihistaminika, Antidepressiva und Diuretika als Ausschlusskriterium. Des Weiteren durften zum Messzeitpunkt keine Infektionskrankheiten oder Schmerzzustände bestehen. Die Probanden sollten ab zwölf Stunden vor Messbeginn keine Schmerzmittel mehr einnehmen und keinen Alkohol mehr trinken und ab drei Stunden vor Messbeginn nicht mehr essen, rauchen und Kaffee trinken. Zudem erhielten sie die Anweisung, in der Nacht vorher mindestens sechs Stunden zu schlafen und am Messtag mentale und körperliche Belastungen zu vermeiden.

2. Material und Methoden

Zur Überprüfung des Hörvermögens wurde vor Versuchsbeginn jeweils ein Tonaudiogramm angefertigt (s. Kapitel 2.3.1 und Anhang Abb. A.1). Alle Testpersonen, die einen Hörverlust von > 10 dB HL in den mittleren Testfrequenzen bzw. > 20 dB HL in den Frequenzen 250 Hz und 6 – 8 kHz zeigten, wurden von der Studie ausgeschlossen. Aufgrund eines zu großen Hörverlusts konnten zwei Probanden nicht an der Studie teilnehmen, drei weitere Personen wurden im Verlauf wegen unplausibler Herzfrequenzdaten und ein Proband wegen einer durchschnittlichen Herzfrequenz von < 40 S/min nicht berücksichtigt. Schließlich wurden 24 Probanden im Alter von 19 – 28 Jahren, darunter 12 weibliche und 12 männliche Testpersonen, in die Studie eingeschlossen. Die Teilnahme an der Studie erfolgte auf freiwilliger Basis. Die Probanden wurden ausführlich über den geplanten Ablauf der Studie sowie deren Zweck informiert und gaben ihr schriftliches Einverständnis. Die Speicherung der Daten erfolgte in pseudonymisierter Form.

2.3 Messverfahren

2.3.1 Tonaudiometrie

Bei der tonaudiometrischen Messung wurde für jeden Probanden die Hörschwelle in Luftleitung für die Frequenzen 0,25 kHz, 0,5 kHz, 0,75 kHz, 1 kHz, 1,5 kHz, 2 kHz, 3 kHz, 4 kHz, 6 kHz und 8 kHz bestimmt und somit der gemäß dem Sprachfeld hauptsächlich für das Sprachverständnis relevante Frequenzbereich erfasst (Lehnhardt, 2009; Sweetow und Henderson Sabes, 2007). Über den Luftleitungskopfhörer wurde den Testpersonen in jeder zu testenden Frequenz ein pulsformiger Ton vorgespielt. Die Ausgangslautstärke von 0 dB HL wurde dabei in 5 dB-Schritten gesteigert und die Probanden sollten eine Antworttaste drücken, sobald sie den Ton hörten. Dieses Signal wurde erfasst und die zugehörige Lautstärke als Hörschwelle für die betreffende Frequenz im Tonaudiogramm markiert. Das Procedere wurde zur Kontrolle in jeder Frequenz zwei- bis dreimal wiederholt. Die Messungen wurden getrennt zunächst für das rechte, dann für das linke Ohr durchgeführt.

2. Material und Methoden

2.3.2 Sprachverständnistest unter Zuschaltung von Störschall

Um den Einfluss auditorischer Aufgaben auf die Herzratenvariabilität zu untersuchen, wurden Einsilber-Wortlisten aus dem Freiburger Sprachtest gemäß Hahlbrock (1957) in der Version von 1969 nach DIN 45621 verwendet. Der Wortteil des Tests besteht aus 20 Listen mit je 20 einsilbigen Substantiven. Sprachverständnistests dieser Art erfassen nicht nur peripheres Hörvermögen und gehaltene Aufmerksamkeit, der Proband muss auch auf assoziative Fähigkeiten zurückgreifen, um Wörter trotz geringer Redundanz zu verstehen bzw. richtig zu deuten (Lehnhardt, 2009). Trotz vielfacher Kritik an Sprachmaterial, Aufsprache und Durchführung (Keller, 1977; Sendlmeier und Von Wedel, 1986) wird der Freiburger Sprachtest nach wie vor im deutschsprachigen Raum als sprachaudiometrischer Standardtest eingesetzt (Lehnhardt, 2009). Frühere Studien haben ergeben, dass sich die Verständlichkeit bzw. der Schwierigkeitsgrad der einzelnen Wortgruppen trotz der Bemühungen um phonetische Ausgewogenheit unterscheidet (Bangert, 1980; von Wedel, 1986). Für die aktuelle Studie wurde deshalb nur Wortmaterial aus den als unproblematisch geltenden Listen ausgewählt (s. auch Sukowski et al., 2009), und zwar die zusammenhängenden Listen Nr. 6,7,8 für die Testphase ohne Störschall sowie die Listen Nr. 17,18,19 für die Testphase mit Störschall (s. Anhang Tabelle B.1).

Für die sprachaudiometrische Messung wurden drei Testphasen definiert: Eine leichte Testphase („Testphase_leicht“) mit alleinigem Sprachsignal, eine Störschallphase („Störschall“) ohne Sprachverständnisaufgabe und eine schwere Testphase („Testphase_schwer“) mit Sprachsignal und simultan zugeschaltetem Störgeräusch. Sprachsignal und ggf. das Störgeräusch wurden im Freifeld gemäß sprachaudiometrischer Standards (s. Lehnhardt, 2009) aus einem Meter Entfernung über einen frontal positionierten Lautsprecher präsentiert. Jeweils drei Wortlisten à 20 Einsilbern wurden den Probanden mit einer der Alltagssprache angepassten Lautstärke von 60 dB vorgespielt, wobei der Abstand zwischen zwei Wörtern 4 s betrug. Dabei wurde darauf geachtet, dass zwischen den einzelnen Wortlisten keine Pausen eintraten.

2. Material und Methoden

Als Störgeräusch wurde das sprachverdeckende international genormte CCITT-Rauschen mit einem Schalldruckpegel von 65 dB verwendet. Dieses ist in seinem Frequenzspektrum an die mittlere Häufigkeitsverteilung mehrerer Sprachen angepasst (Hoth, 2011) und eignet sich sehr gut als Maskierungsgeräusch (von Wedel et al., 1990). Zur Ermittlung des Signal-Rausch-Abstandes (engl. *signal-to-noise ratio*, *SNR*) führten Doktorandin und Betreuer im Vorfeld eine gegenseitige Testmessung mit dem Wortmaterial des Freiburger Sprachtests durch. Hierbei wurde zunächst das Sprachsignal auf 60 dB festgelegt, wobei bei normalem Hörvermögen ein Wortverständnis von nahezu 100 Prozent zu erwarten war (Lehnhardt, 2009). Um die Wahrscheinlichkeit zu erhöhen, die HRV durch unterschiedliche Schwierigkeitsgrade der Testphasen zu beeinflussen, wurde die Lautstärke des zugeschalteten Störschalls so angepasst, dass sich für die schwere Phase ein Wortverständnis < 25 Prozent ergab. Damit sollte ein deutlicher Unterschied zwischen ‚Testphase_leicht‘ und ‚Testphase_schwer‘ gewährleistet werden.

Es wurde unterhalb der Lautstärke des Sprachsignals bei 55 dB begonnen und der Pegel gemäß den kleinstmöglichen Schritten des Audiometers um jeweils 5 dB gesteigert. Das gewünschte Ergebnis wurde bei 65 dB erreicht. Somit betrug die SNR für die schwere Testphase - 5 dB, d.h. das Rauschen wurde um 5 dB lauter präsentiert als das Sprachsignal.

Die dargebotenen Wörter sollten nun von den Probanden nicht, wie sonst beim Freiburger Sprachtest üblich, nachgesprochen, sondern niedergeschrieben werden. Dadurch sollte vermieden werden, dass Veränderungen der Atmung während des Sprechens Einfluss auf die HRV nehmen (Beda et al., 2007; Jorna, 1992). Um die Einsilber einzutragen, erhielt jede Versuchsperson einen Testbogen mit je 60 Spiegelstrichen für die leichte bzw. schwere Testphase. Die Probanden waren angehalten, das bestmögliche Ergebnis zu erzielen. Bei Unsicherheit sollten sie das vermeintlich gehörte Wort notieren, bei Nichtverstehen eine Lücke lassen. Aus den schriftlichen Aufzeichnungen der Probanden wurden alle richtig erkannten Begriffe nach Phasen getrennt erfasst und das jeweilige Wortverständnis in Prozent berechnet (s. Anhang Tabelle C.2).

2. Material und Methoden

Rechtschreibfehler wurden nicht berücksichtigt, außer sie führten zu einem anderen Substantiv als dem gesuchten. In diesem Fall wurde das Wort als ‚nicht verstanden‘ gewertet.

2.3.3 Aufzeichnung der Herzratenvariabilität

Die Probanden trugen unter Ruhebedingungen sowie während der sprachaudiometrischen Testphasen einen Brustgurt mit zwei rückseitigen Messelektroden zur Registrierung der Herzfrequenz. Entsprechend der Herstellerangaben wurden die Elektroden unter lauwarmem fließendem Wasser befeuchtet, um eine gute elektrische Ankopplung zu gewährleisten. Der Gurt wurde dann möglichst straff sitzend waagrecht unterhalb des Musculus pectoralis major bei den männlichen Probanden bzw. unterhalb des Brustansatzes bei den weiblichen Probanden angelegt. Anschließend wurde die Sendeeinheit über Druckknöpfe mittig am Gurt befestigt sowie der Datenempfängerstick über USB mit dem Laptop verbunden. Die Aufzeichnung und graphische Darstellung der kontinuierlich vom Sender zum PC übertragenen Daten erfolgte mithilfe der zugehörigen Software (s. Kapitel 2.1). Hier wurde die momentane Herzfrequenz angezeigt und in S/min gegen die Zeit aufgetragen. Während der Messung sollten die Probanden einen Meter von der Schallquelle entfernt in konstanter Körperposition angelehnt auf einem Stuhl sitzen und größere Bewegungen unterlassen, um Bewegungsartefakte im Herzfrequenz-Signal zu vermeiden. Atemanweisungen wurden nicht erteilt.

2. Material und Methoden

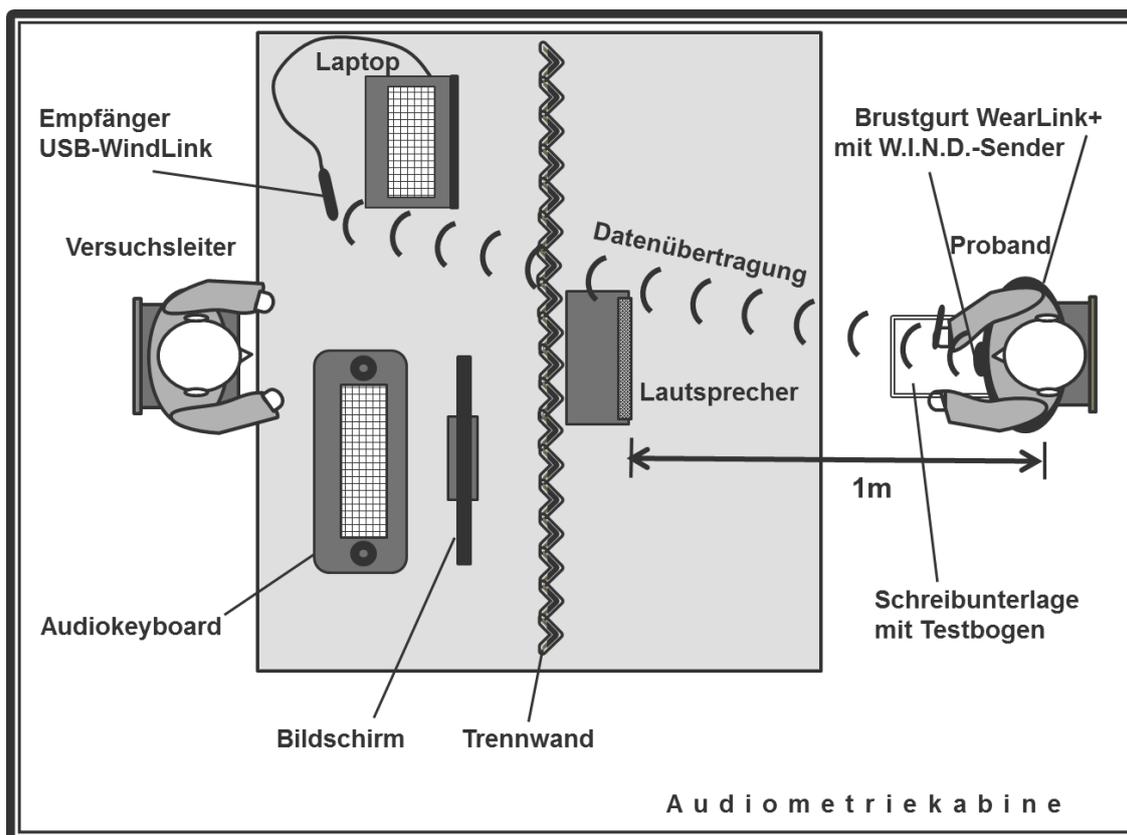


Abb. : Messanordnung

2.4 Versuchsablauf

Die Messungen in der Audiometrikabine fanden jeweils zwischen 16.00 Uhr und 18.00 Uhr statt, sodass tageszeitliche HRV-Schwankungen (Bilan et al., 2005) vernachlässigt, das Tageslicht genutzt und auf künstliche Beleuchtung verzichtet werden konnte. Nach Aufklärung über den geplanten Ablauf der Studie und schriftlicher Einwilligung der Versuchspersonen erfolgte die Prüfung der Ein- und Ausschlusskriterien inklusive Überprüfung des Hörvermögens mittels Tonaudiometrie. Danach wurden die Probanden in zwei Gruppen eingeteilt: Dies erfolgte mittels balancierter Randomisierung und nach Geschlecht stratifiziert, um zwei gleich große Gruppen mit ausgeglichenem Geschlechterverhältnis zu erhalten. Die Gruppenzugehörigkeit wurde durch Ziehen eines mit einem Kreis (Gruppe 1) oder Kreuz (Gruppe 2) markierten Zettels festgelegt.

2. Material und Methoden

Gruppe Nr.1 (sechs männliche und sechs weibliche Probanden) durchlief die drei Testphasen in der Reihenfolge ‚Testphase_leicht‘ – ‚Störschall‘ – ‚Testphase_schwer‘ (Benennung ‚leicht‘), Gruppe Nr.2 in der Reihenfolge ‚Testphase_schwer‘ – ‚Störschall‘ – ‚Testphase_leicht‘ (Benennung ‚schwer‘). In Vorbereitung auf die Herzfrequenzmessung wurde den Probanden im nächsten Schritt der Brustgurt mit Herzfrequenzsender angelegt, sie wurden mit Schreibunterlagen ausgestattet und in die Untersuchungsposition eingewiesen (Abb. 1). Zunächst wurde die Messung der Herzfrequenz ohne Aufzeichnung gestartet, um die Qualität des Signals und die Plausibilität der Messwerte zu überprüfen. Anschließend wurden die Testbedingungen der Sprachaudiometrie simuliert: Die Probanden hörten exemplarisch die Wortliste Nr.1 des Freiburger Sprachtests zur Hälfte ohne Störgeräusch, danach das Störgeräusch alleine und schließlich die zweite Hälfte der Einsilber unter Zuschaltung des Störgeräuschs. Hierbei sollten sie sich an die Situation gewöhnen und nicht mitschreiben. Danach wurden die Messungen mit kontinuierlicher Aufzeichnung der Herzfrequenz gestartet. Sie umfassten fünf Messphasen à 6 min, insgesamt dauerten die Messungen mit zwischengeschalteten Pausen je Proband 36 min. Der Beginn jeder neuen Phase wurde den Probanden jeweils vorher angekündigt. Als erstes erfolgte eine Ruhemessung der Herzfrequenz („Ruhe“), während der die Testpersonen entspannt auf ihrem Stuhl sitzen sollten. Danach schloss sich je nach Gruppenzuteilung entweder die leichte Testphase mit den Wortlisten 6, 7, 8 ohne Störgeräusch oder die schwere Testphase mit den Wortlisten 17, 18, 19 im Störgeräusch an. Es folgte die reine Störschallphase und anschließend die noch nicht durchlaufene Testphase. Als letztes wurde eine erneute Ruhemessung („Erholung“) angeschlossen. Zwischen allen Messphasen wurden jeweils zweiminütige Pausen gemacht, um eine mögliche Überlagerung beobachteter Effekte in der HRV zu vermeiden. Beginn und Ende jeder Messphase sowie die Pausen wurden im Herzfrequenz-Zeit-Diagramm für die spätere Auswertung mit einem Cursor markiert.

2. Material und Methoden

2.5 Auswertung

2.5.1 Analyse der Herzfrequenzdaten

Zunächst wurden die aufgezeichneten Herzfrequenzkurven visuell auf Messartefakte wie wiederholte Nullwerte und Spitzenwerte > 200 S/min hin untersucht. Drei Probanden wurden daraufhin von der weiteren Analyse ausgeschlossen. Ein weiterer Proband wurde wegen einer Bradykardie mit einer durchschnittlichen Herzfrequenz von < 40 S/min nicht berücksichtigt.

Die Analyse der Daten der verbleibenden 24 Probanden erfolgte mit der Kubios HRV Analysis Software. Hier wurden die Rohdaten jedes Probanden als RR-Intervall-Zeit-Diagramm dargestellt, d.h. die Abstände zweier aufeinanderfolgender Herzschläge bzw. R-Zacken im EKG in ms über die Gesamtzeit von 36 min aufgetragen. Für die weitere Analyse wurden jeweils die letzten 5 min der Messphasen ‚Ruhe‘, ‚Störschall‘, ‚Testphase_leicht‘, ‚Testphase_schwer‘ und ‚Erholung‘ ausgewählt und einer minimalen Fehlerkorrektur (Level ‚very low‘) unterzogen, um grobe Ausreißer aus der Kurve zu entfernen. Auf eine Trendbereinigung wurde verzichtet. Danach wurden für jedes 5-Minuten-Intervall gemäß der Empfehlungen der Task Force (1996) standardmäßig verschiedene HRV-Parameter in den Kategorien Zeit- und Frequenzbereich und darüber hinaus im nicht-linearen Bereich ermittelt. Unter den Zeitparametern wurden ‚mean HR‘ und ‚mean RR‘ sowie davon abgeleitet ‚SDNN‘ und ‚RMSSD‘ berechnet (s. Kapitel 1.2.1). Zur Ermittlung der Frequenzparameter wurden die RR-Intervall-Zeit-Daten in Kubios mittels Spline-Interpolation in eine stetige Funktion umgewandelt (Tarvainen und Niskanen, 2008). Dies erfolgte mit der nicht-parametrischen Fast-Fourier-Transformation (FFT), basierend auf der Welch-Methode, sowie mit parametrischer Autoregression (AR) (Marple, 1987; Welch, 1967). Die Frequenzanteile wurden gemäß Task Force (1996) wie folgt definiert: VLF-Anteil $< 0,04$ Hz, LF-Anteil $0,04 - 0,15$ Hz und HF-Anteil $0,15 - 0,4$ Hz.

2. Material und Methoden

Berechnet wurde jeweils die absolute Power der Frequenzbänder in ms^2 , deren prozentuale relative Power bezogen auf die Gesamtleistung und für HF- und LF-Bereich die normalisierte relative Power in normalisierten Einheiten (engl. *normalized units, nu*) nach der Formel

$$\text{Power P (nu)} = \frac{P (\text{ms}^2)}{tp (\text{ms}^2) - P_{\text{VLF}} (\text{ms}^2)} * 100$$

Der Vorteil normalisierter Werte liegt darin, dass diese unabhängig von Änderungen der Gesamt-Power sind und bei Ermittlung des LF/HF-Quotienten das sympathovagale Verhältnis besser widerspiegeln können (Malliani et al., 1994). So bewirkt die Teilung durch die Gesamtpower unter Subtraktion des VLF-Anteils, dass sich die normalisierten Werte reziprok verhalten, d.h. bei Erhöhung des einen Anteils verringert sich entsprechend der andere Anteil. Schließlich wurden die berechneten Parameter jedes Probanden in einem Ergebnisbericht dargestellt (s. Anhang Abb. D.1). Die nicht-linearen Parameter wurden nicht in die weitere Analyse einbezogen.

2.5.2 Statistik

Auf Basis einer Excel-Datentabelle mit allen Informationen und Messwerten zu jedem Probanden (Pseudonym, Geschlecht, Alter, Messreihenfolge, Wortverständnis, HRV-Parameter) (s. Anhang Tabelle E.1) erfolgte die statistische Auswertung mit STATISTICA für Windows, Software-System für Datenanalyse, Version 10.0 (StatSoft, Inc. 2011, Tulsa/ Oklahoma, USA). Für die Analyse wurden die Parameter ‚mean HR‘, ‚SDNN‘, ‚RMSSD‘, der normalisierte LF-Anteil (‚LF norm‘), der normalisierte HF-Anteil (‚HF norm‘) und der LF/HF-Quotient ausgewählt. Bei den Frequenzparametern wurden nur die FFT-basierten Werte berücksichtigt, da dieses Verfahren in Studien allgemein breite Anwendung findet, im Vergleich mit der AR gewöhnlich äquivalente Ergebnisse liefert (Berntson et al., 1997) und in Kombination mit der Interpolation diskreter Daten ein nicht-parametrisches Verfahren als Analysestandard vorgeschlagen wurde (Task Force, 1996).

2. Material und Methoden

Das Signifikanz-Niveau α wurde auf 0,05 festgelegt, entsprechend wurde ein p-Wert $< 0,05$ als ‚statistisch signifikant‘ gewertet.

Die Werte der HRV-Parameter und die Wortverständnis-Ergebnisse für die leichte (‚Verständnis_leicht‘) und schwere Testphase (‚Verständnis_schwer‘) wurden optisch mittels Histogrammen und Normalverteilungsplots sowie mit dem Shapiro-Wilk-Test auf Normalität geprüft. Bei den Parametern ‚mean HR‘, ‚SDNN‘ und ‚Verständnis_leicht‘ lag Normalverteilung vor, bei ‚LF/HF-Quotient‘ und ‚Verständnis_schwer‘ konnte diese durch In-Transformation erreicht werden. Die Daten für ‚RMSSD‘, ‚HF norm‘ und ‚LF norm‘ blieben nicht-normalverteilt.

Alle normalverteilten HRV-Parameter wurden zur Prüfung auf signifikante Messphasenunterschiede und zur Untersuchung des Geschlechter- und Reihenfolgeinflusses einer mehrfaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA) mit Messwiederholung unterzogen. Entsprechend der Zwischen-Gruppen-Faktoren (Geschlecht, Messreihenfolge) und Inner-Gruppen-Faktoren (Phase 1-5) ergab sich ein 2 (männlich/weiblich) x 2 (leicht-schwer/schwer-leicht) x 5 (Ruhe/Störschall/Testphase_leicht/Testphase_schwer/Erholung)-Design.

Die Variablen wurden jeweils auf Varianzhomogenität (Levene-Test) und Sphärizität (Mauchly-Test) geprüft und das ANOVA-Ergebnis im Falle einer Sphärizitätsverletzung (Mauchly signifikant mit $p < 0,05$) nach Greenhouse-Geisser korrigiert (Greenhouse und Geisser, 1959). Gemäß Empfehlung der statistischen Beratung der Universität Würzburg wurde post-hoc der Tukey-HSD-Test eingesetzt. Ergänzende Vergleiche zweier normalverteilter Variablen-gruppen (Wortverständnis-Ergebnisse; HRV-Parameter geordnet nach Testzeitpunkt 1 und 2) wurden mittels t-Test für ungepaarte bzw. gepaarte Stichproben durchgeführt.

Im Falle der nicht-normalverteilten HRV-Parameter erfolgte die Analyse des Messphaseneffekts mittels Friedman-ANOVA, zur Spezifizierung signifikanter Ergebnisse wurden post-hoc gegebenenfalls mehrere Wilcoxon-Tests berechnet.

2. Material und Methoden

Zur Vermeidung einer α -Fehler-Kumulierung wurde das Ergebnis jeweils einer Bonferroni-Korrektur unterzogen, d.h. das Signifikanzniveau $\alpha = 0,05$ durch die Anzahl der durchgeführten Tests dividiert. Geschlechter- und Reihenfolgeeinfluss wurden mit dem Mann-Whitney-U-Test untersucht, die HRV-Parameter zwischen Testzeitpunkt 1 und 2 mit dem Wilcoxon-Test für gepaarte nicht-normalverteilte Stichproben verglichen.

Zusammenhänge zwischen HRV und erzielttem Wortverständnis wurden zum einen durch den Vergleich zweier ermittelter Probandengruppen (s. Kapitel 3.5) untersucht, zum anderen wurden lineare Pearson-Korrelationen und rangbasierte Spearman-Korrelationen berechnet.

3. Ergebnisse

3.1 Einfluss der Messphasen auf die Herzratenvariabilität

3.1.1 Messphasen-Effekt bei normalverteilten HRV-Parametern

Um die Hauptfrage nach dem Einfluss auditorischer Aufgaben auf die HRV zu klären, wurden zunächst die gemessenen Werte aller fünf Messphasen miteinander verglichen und im Falle der normalverteilten Parameter ‚mean HR‘, ‚SDNN‘ und ‚ln LF/HF‘ auf signifikante Mittelwertsunterschiede geprüft. Hierbei konnte für die mittlere Herzfrequenz kein signifikanter Unterschied in der ANOVA festgestellt werden (Tabelle 1). Der Mittelwert bewegte sich im gesamten Messzeitraum zwischen 75,1 - 76,4 S/min (s. Anhang Tabelle F.1). Bei Testung der Variablen ‚SDNN‘ konnte ein signifikanter Haupt-Effekt nachgewiesen werden (Tabelle 1). Die Post-hoc-Testung der SDNN-Mittelwerte ergab signifikante Unterschiede zwischen Bedingungen ohne und mit Sprachverständnisaufgabe, genauer zwischen den Phasen ‚Ruhe‘ und ‚Testphase_schwer‘, ‚Störschall‘ und ‚Testphase_schwer‘ sowie ‚Erholung‘ und ‚Testphase_schwer‘. Dabei wurde während der schweren Testphase mit 50,5 ms eine signifikant geringere SDNN gemessen als in den übrigen Messphasen (Tabelle 2 und Abb. 2).

Tabelle : Varianzanalyse für normalverteilte HRV-Parameter/Effekt ‚Phase‘. QS: Quadratsumme \triangleq Streuung; *df*: degree of freedom/Freiheitsgrad; MQ: mittleres Abweichungsquadrat \triangleq Varianz; *F*: Ergebnis F-Test \triangleq Quotient Effekt/Fehler; * Signifikanzniveau $p < 0,05$ erreicht; ^a Korrektur nach Greenhouse-Geisser.

Effekt ‚Phase‘ (Messwiederholung)	QS	<i>df</i>	MQ	<i>F</i>	<i>p</i>	<i>p</i> ^a
mean HR	24,2	4	6,0	1,061	0,381	
SDNN	2391,0	4	597,8	5,958	0,0003*	0,004*
LF/HF-Ratio	3,6	4	0,9	10,184	0,000001*	0,00002*

3. Ergebnisse

Tabelle : Post-hoc Tukey-HSD-Test für Parameter ‚SDNN‘/Effekt ‚Phase‘.
HSD: Honestly Significant Difference; *MW (ms)*: Mittelwert in Millisekunden;
* Signifikanzniveau $p < 0,05$ erreicht.

<i>MW (ms)</i>	(1) 59,8	(2) 61,1	(3) 53,1	(4) 50,5	(5) 61,1
<i>Phase</i>	<i>P</i>				
(1) Ruhe		0,991	0,153	0,015*	0,990
(2) Störschall	0,991		0,053	0,004*	1,000
(3) Testphase_leicht	0,153	0,053		0,891	0,051
(4) Testphase_schwer	0,015*	0,004*	0,891		0,004*
(5) Erholung	0,990	1,000	0,051	0,004*	

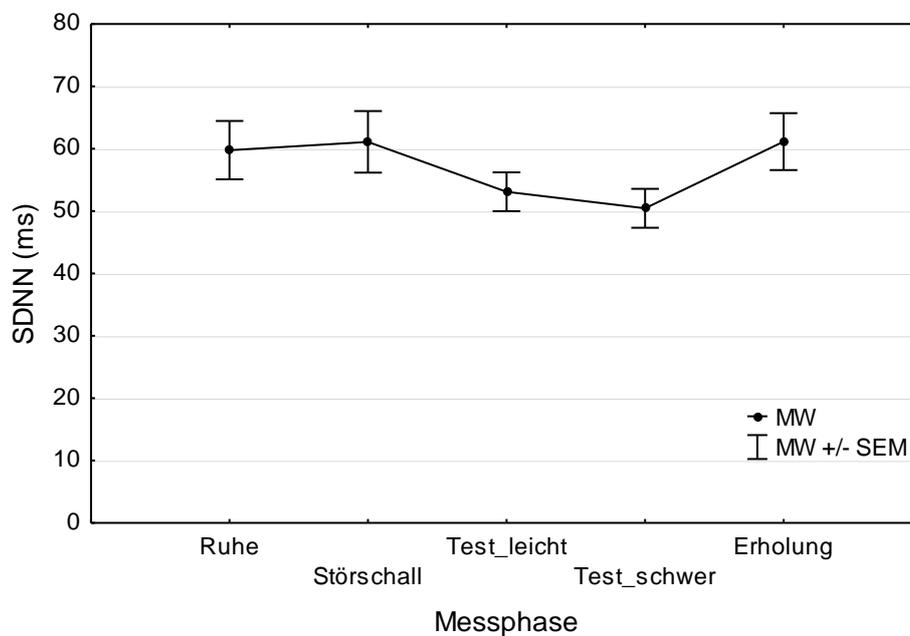


Abb. : Vergleich der SDNN zwischen den Messphasen. $MW \pm SEM$: Mittelwert \pm Standardfehler.

3. Ergebnisse

Im Falle des LF/HF-Quotienten erfolgte die Berechnung der ANOVA mit der Variablen $\ln(LF/HF + 1)$, wobei durch die Addition von 1 zu den Originalwerten negative logarithmierte Werte bei Quotienten < 1 vermieden wurden. Der Mittelwert des LF/HF-Quotienten unterschied sich signifikant zwischen den Messphasen (Tabelle 1), dies konnte post-hoc für die Vergleiche von ‚Ruhe‘ mit beiden Testphasen, von ‚Störschall‘ mit beiden Testphasen sowie von ‚Erholung‘ mit beiden Testphasen gezeigt werden (Tabelle 3). Während der Sprachverständnisaufgaben wiesen die Probanden im Mittel erniedrigte LF/HF-Quotienten $\leq 1,5$ auf (Abb. 3 und Anhang Tabelle F.11). Die Störschall-Phase hatte im Vergleich zu den Testphasen einen entgegengesetzten Einfluss auf die HRV-Mittelwerte von ‚SDNN‘ und ‚LF/HF-Ratio‘ (beide erhöht), auch in der Erholungsphase lagen die Werte über den Ausgangswerten der Ruhemessung (Abb. 2 und Abb. 3).

Tabelle : Post-hoc Tukey-HSD-Test für Parameter 'LF/HF-Ratio'/
Effekt ‚Phase‘. Berechnung basierend auf logarithmisch transformierten Werten; HSD: Honestly Significant Difference; *MW*: Mittelwert; *ln*: natürlicher Logarithmus;
* Signifikanzniveau $p < 0,05$ erreicht.

<i>MW</i> $\ln(LF/HF + 1)$	(1) 1,1	(2) 1,2	(3) 0,8	(4) 0,8	(5) 1,2
<i>Phase</i>	<i>P</i>				
(1) Ruhe		0,588	0,026*	0,017*	0,758
(2) Störschall	0,588		0,0003*	0,0002*	0,999
(3) Testphase_leicht	0,026*	0,0003*		0,999	0,0007*
(4) Testphase_schwer	0,017*	0,0002*	0,999		0,0005*
(5) Erholung	0,758	0,999	0,0007*	0,0005*	

3. Ergebnisse

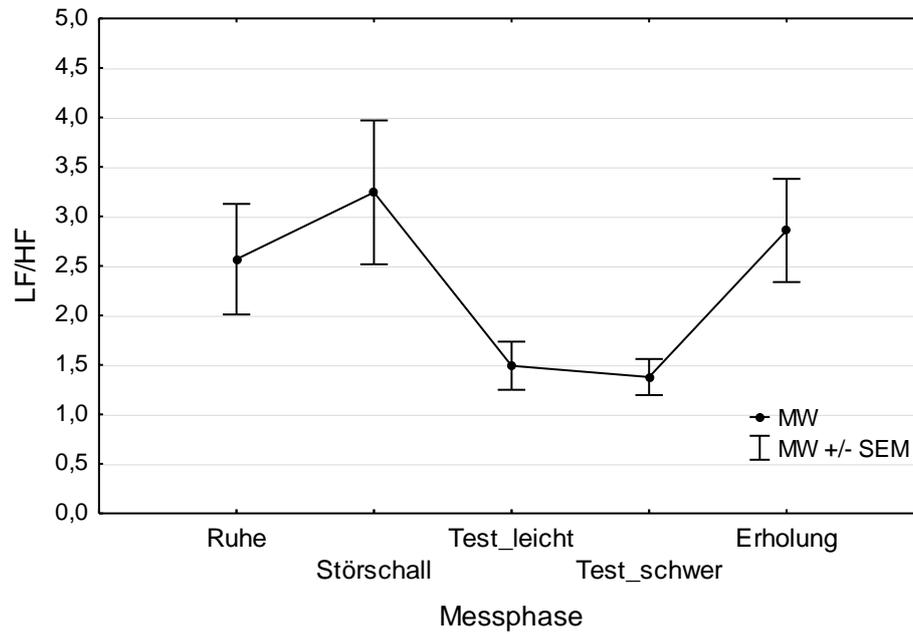


Abb. : Vergleich der LF/HF-Ratio (Originaldaten) zwischen den Messphasen.
MW \pm SEM: Mittelwert \pm Standardfehler.

3. Ergebnisse

3.1.2 Messphasen-Effekt bei nicht-normalverteilten HRV-Parametern

Der Einfluss des Sprachverständnistests auf nicht-normalverteilte HRV-Parameter wurde durch Vergleiche der Rangverteilung der Werte zwischen den fünf Messphasen untersucht. In der Friedman-ANOVA ergab sich für ‚RMSSD‘ zunächst ein deutlicher Phaseneffekt ($p = 0,059$; s. Anhang Tabelle H.1), welcher post-hoc dem Vergleich ‚Erholung‘ vs. ‚Testphase_leicht‘ zugeordnet, nach Bonferroni-Korrektur aber nicht als signifikant eingestuft werden konnte (Tabelle 4).

Tabelle : Post-hoc Wilcoxon-Tests für Parameter ‚RMSSD‘.

n : Stichprobengröße; W : Prüfwert Teststatistik; Z : Prüfwert z-Verteilung;

^c Signifikanzniveau nach Bonferroni-Korrektur ($p < 0,05/10$) nicht erreicht.

<i>Messphasen im Vergleich</i>	<i>n = 24</i>	<i>Rangsumme/ W</i>	<i>Z</i>	<i>p</i>
Ruhe vs. Störschall		112,0	1,086	0,278
Ruhe vs. Testphase_leicht		138,0	0,343	0,732
Ruhe vs. Testphase_schwer		147,0	0,086	0,932
Ruhe vs. Erholung		91,0	1,686	0,092
Störschall vs. Testphase_leicht		110,0	1,143	0,253
Störschall vs. Testphase_schwer		118,0	0,914	0,361
Störschall vs. Erholung		131,0	0,543	0,587
Testphase_leicht vs. _schwer		136,0	0,400	0,689
Testphase_leicht vs. Erholung		68,0	2,343	0,019 ^c
Testphase_schwer vs. Erholung		84,0	1,886	0,059

Im Falle von ‚LF norm‘ und ‚HF norm‘ konnten bei signifikanter ANOVA post-hoc nach Bonferroni-Korrektur für beide Parameter signifikante Unterschiede in den Rangreihen zwischen ‚Störschall‘ und beiden Testphasen sowie ‚Erholung‘ und ‚Testphase_schwer‘ gezeigt werden (Tabelle 5 und Tabelle 6 bzw. Tabelle 7 und Tabelle 8). Dabei fiel die mediane LF-Power in den Testphasen mit 48,8 nu (leicht) bzw. 52,0 nu (schwer) deutlich geringer aus als in den übrigen Messphasen mit Werten > 60 nu, die HF-Power war unter auditorischen Testbedingungen, durch den reziproken Zusammenhang der beiden normalisierten Parameter bedingt, entsprechend erhöht (Abb. 4 und Abb. 5 und Anhang Tabellen F.7 und F.9).

3. Ergebnisse

Tabelle : Friedman-ANOVA für Parameter 'LF norm'.

$MW \pm SD$ (nu): Mittelwert \pm Standardabweichung in normalized units; Ch^2 : Prüfwert Teststatistik; n : Stichprobengröße; df : Freiheitsgrad; * Signifikanzniveau $p < 0,05$ erreicht.

Messphase	Mittlerer Rang	Rangsumme	$MW \pm SD$ (nu)	Teststatistik
Ruhe	3,3	79,0	60,2 \pm 21,4	$Ch^2 = 25,267$ $n = 24$ $df = 4$ $p = 0,00004^*$
Störschall	3,8	91,0	64,6 \pm 17,6	
Testphase_leicht	2,3	56,0	52,2 \pm 18,5	
Testphase_schwer	2,0	47,0	52,9 \pm 14,9	
Erholung	3,6	87,0	63,9 \pm 21,4	

Tabelle : Post-hoc Wilcoxon-Tests für Parameter 'LF norm'.

n : Stichprobengröße; W : Prüfwert Teststatistik; Z : Prüfwert z-Verteilung;

* Signifikanzniveau nach Bonferroni-Korrektur ($p < 0,05/10$) erreicht; ^c Signifikanz nach Korrektur nicht erreicht.

Messphasen im Vergleich	$n = 24$	Rangsumme/ W	Z	p
Ruhe vs. Störschall		107,0	1,229	0,219
Ruhe vs. Testphase_leicht		80,0	2,000	0,046 ^c
Ruhe vs. Testphase_schwer		79,0	2,029	0,043 ^c
Ruhe vs. Erholung		120,0	0,857	0,391
Störschall vs. Testphase_leicht		35,0	3,286	0,001*
Störschall vs. Testphase_schwer		10,5	3,986	0,00007*
Störschall vs. Erholung		142,5	0,214	0,830
Testphase_leicht vs. _schwer		143,0	0,200	0,841
Testphase_leicht vs. Erholung		56,0	2,686	0,007 ^c
Testphase_schwer vs. Erholung		43,0	3,057	0,002*

3. Ergebnisse

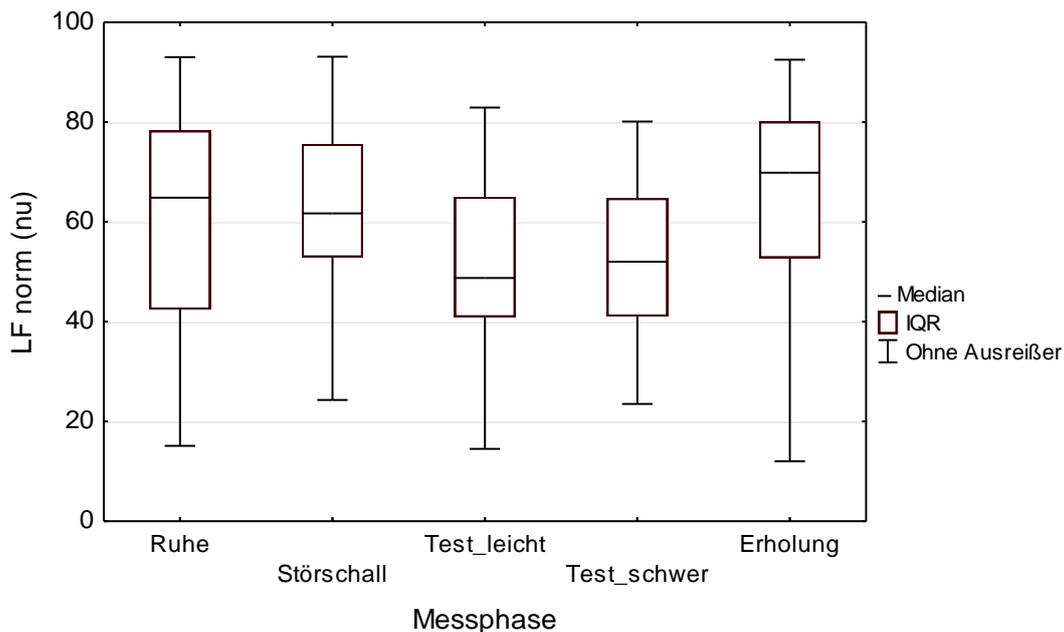


Abb. : Vergleich der ‚LF norm‘ zwischen den Messphasen.
 IQR: Interquartilsabstand \cong 25%-75%-Perzentile; ohne Ausreißer: Box \pm max.1,5x IQR.

Tabelle : Friedman-ANOVA für Parameter ‚HF norm‘.
 MW \pm SD (nu): Mittelwert \pm Standardabweichung in normalized units; Chi²: Prüfwert Teststatistik; n: Stichprobengröße; df: Freiheitsgrad; * Signifikanzniveau p < 0,05 erreicht.

Messphase	Mittlerer Rang	Rangsumme	MW \pm SD (nu)	Teststatistik
Ruhe	2,7	65,0	39,8 \pm 21,4	Chi ² = 25,267 n = 24 df = 4 p = 0,00004*
Störschall	2,2	53,0	35,4 \pm 17,6	
Testphase_leicht	3,7	88,0	47,8 \pm 18,5	
Testphase_schwer	4,0	97,0	47,1 \pm 14,9	
Erholung	2,4	57,0	36,1 \pm 21,4	

3. Ergebnisse

Tabelle : Post-hoc Wilcoxon-Tests für Parameter ‚HF norm‘.

n: Stichprobengröße; *W*: Prüfwert Teststatistik; *Z*: Prüfwert z-Verteilung;

* Signifikanzniveau nach Bonferroni-Korrektur ($p < 0,05/10$) erreicht; ^c Signifikanz nach Korrektur nicht erreicht.

Messphasen im Vergleich	<i>n</i> = 24	Rangsumme/ <i>W</i>	<i>Z</i>	<i>p</i>
Ruhe vs. Störschall		107,0	1,229	0,219
Ruhe vs. Testphase_leicht		81,0	1,971	0,049 ^c
Ruhe vs. Testphase_schwer		79,0	2,029	0,043 ^c
Ruhe vs. Erholung		120,0	0,857	0,391
Störschall vs. Testphase_leicht		35,0	3,286	0,001*
Störschall vs. Testphase_schwer		10,5	3,986	0,00007*
Störschall vs. Erholung		142,5	0,214	0,830
Testphase_leicht vs. _schwer		143,0	0,200	0,842
Testphase_leicht vs. Erholung		56,0	2,686	0,007 ^c
Testphase_schwer vs. Erholung		43,0	3,057	0,002*

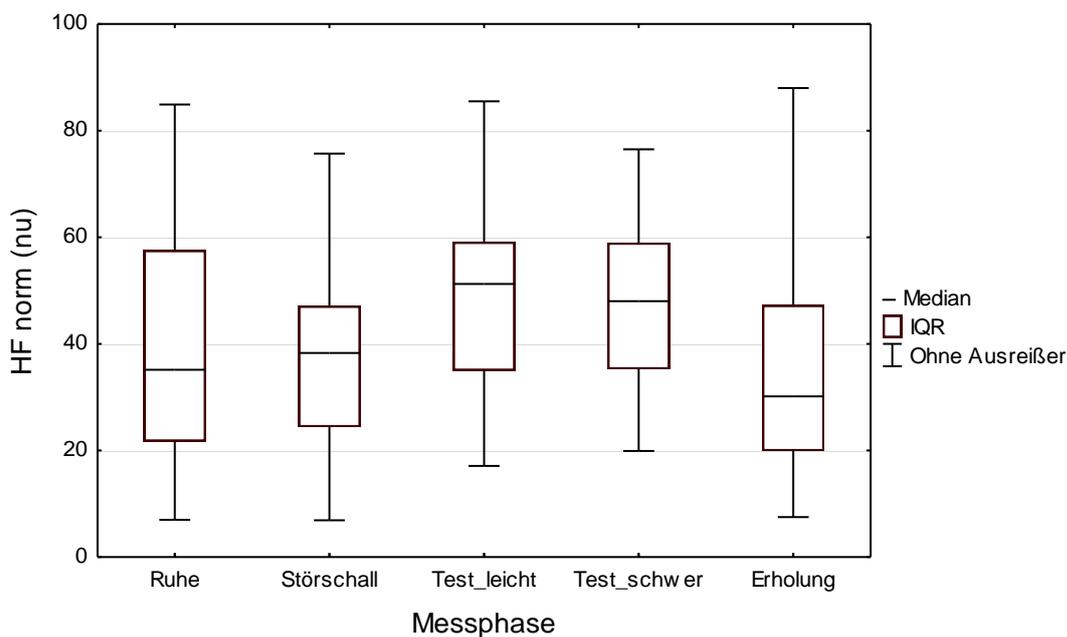


Abb. : Vergleich der ‚HF norm‘ zwischen den Messphasen.

IQR: Interquartilsabstand $\hat{=}$ 25%-75%-Perzentile; ohne Ausreißer: Box \pm max. 1,5x IQR.

3. Ergebnisse

Die Störschallphase hatte, bezogen auf die Ruhewerte, wiederum einen entgegengesetzten Effekt auf die RMSSD (Median fallend) verglichen mit den Testphasen (Median leicht steigend) (s. Anhang Tabelle F.5 und Abb. F.6). Bei den Frequenzparametern konnten in Störschall- und Testphasen gleichsinnige Median-Veränderungen beobachtet werden (‚LF norm‘ fallend, ‚HF norm‘ steigend) (Abb. 4 und Abb. 5). Gleichzeitig zeigte der Vergleich der Rangverteilungen ‚Störschall‘ vs. Testphasen signifikante Unterschiede, während der Vergleich ‚Ruhe‘ vs. Testphasen keine statistisch signifikanten Unterschiede erbrachte (Tabelle 6 und Tabelle 8). In der Erholungsphase fiel in allen genannten Parametern eine Entwicklung der HRV-Werte über die Ausgangswerte hinaus auf (Abb. 4 und Abb. 5 und Anhang Abb. F.6).

Die Gegenüberstellung von Mittelwerten bzw. Rangverteilungen der leichten und schweren Testphase, d.h. von auditorischen Aufgaben ohne und mit Störgeräusch, ergab für alle untersuchten HRV-Parameter nicht-signifikante Unterschiede (Tabelle 1 – Tabelle 4, Tabelle 6 und Tabelle 8). Während ‚Testphase_schwer‘ wurden im Mittel eine leicht erhöhte ‚mean HR‘ (75,8 S/min vs. 75,1 S/min) und ‚LF norm‘ (52,9 nu vs. 52,2 nu) gemessen. Die Mittelwerte der übrigen Parameter ‚SDNN‘ (50,5 ms vs. 53,1 ms), ‚RMSSD‘ (44,4 ms vs. 45,0 ms), ‚HF norm‘ (47,1 nu vs. 47,8 nu) und der LF/HF-Quotient (1,4 vs. 1,5) waren in ‚Testphase_schwer‘ im Vergleich zu ‚Testphase_leicht‘ jeweils leicht erniedrigt (s. auch Anhang Tabellen F.1 bis F.11).

3. Ergebnisse

3.1.3 Vergleich der Differenzen ‚Ruhe minus Testphase_leicht‘ und ‚Störschall minus Testphase_schwer‘

Während der vorherigen Analysen zeigte sich, dass die Störschall-Phase im Vergleich zu den beiden Testphasen einen entgegengesetzten Einfluss auf die HRV-Mittelwerte hatte. Um eine mögliche Maskierung des Aufgaben-Einflusses durch den „Störschall-Effekt“ aufzudecken, wurden exemplarisch für die Parameter ‚SDNN‘ und ‚LF/HF-Ratio‘ zusätzlich die Differenzen ‚Ruhe minus Testphase_leicht‘ und ‚Störschall minus Testphase_schwer‘ mit dem Wilcoxon-Test für gepaarte nicht-normalverteilte Stichproben verglichen. Da die Datenverteilung im Falle des LF/HF-Quotienten viele Ausreißer zeigte (s. Anhang Abb. J.2), wurden die Differenzen aus den bereits zuvor verwendeten ln-transformierten Werten ermittelt, wodurch sich eine reduzierte Spreizung der Daten v.a. für die Differenz ‚Störschall minus Testphase_schwer‘ ergibt.

Bei Parameter ‚SDNN‘ betrug die mediane Differenz ‚Ruhe minus Testphase_leicht‘ 2,4 ms, die mediane Differenz ‚Störschall minus Testphase_schwer‘ 6,5 ms. In der Analyse des logarithmierten LF/HF-Quotienten ergab sich beide Male ein Median von 0,3 (Abb. 6). Verglichen mit der direkten Gegenüberstellung beider Testphasen wurden deutlich kleinere p-Werte ermittelt, der Unterschied blieb nicht-signifikant (SDNN $p = 0,170$ vs. $p = 0,891$; LF/HF $p = 0,241$ vs. $p = 0,999$) (Tabelle 2 und Tabelle 3, Anhang Tabelle J.1).

3. Ergebnisse

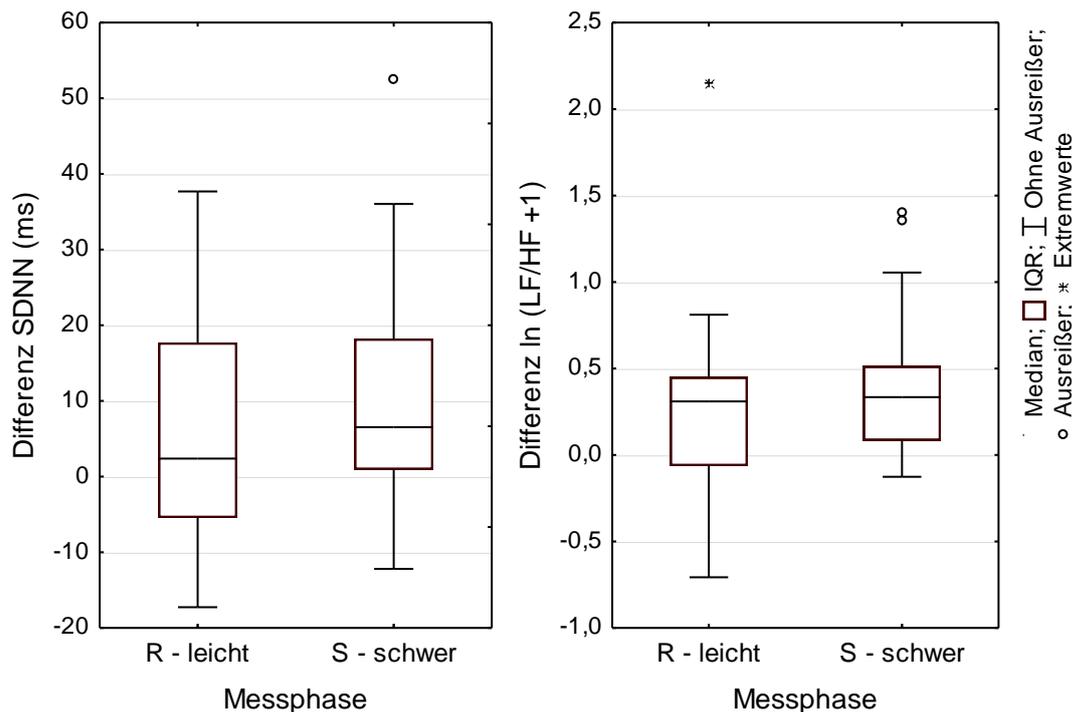


Abb. : Vergleich der Differenzen für Parameter ‚SDNN‘ und ‚ln (LF/HF +1)‘.

R – leicht: Differenz ‚Ruhe – Testphase_leicht‘; S – schwer: Differenz ‚Störschall – Testphase_schwer‘; IQR: Interquartilsabstand \triangleq 25%-75%-Perzentile; ohne Ausreißer: Box \pm max. 1,5x IQR; Ausreißer: Box \pm max. 3x IQR; Extremwerte: $>$ 3x IQR.

3.2 Vergleich der Herzratenvariabilität zwischen erster und letzter Testphase

Eine ergänzende Analyse sollte klären, ob bei den Probanden, unabhängig ihrer Zugehörigkeit zur Messreihenfolge ‚leicht‘ oder ‚schwer‘, im Laufe der Messung ein Gewöhnungseffekt an auditorische Aufgaben anhand der HRV-Werte beobachtet werden kann. Die Betrachtung der HRV-Parameter geordnet nach zuerst und zuletzt absolvierter Testphase zeigte zum Zeitpunkt 2 verglichen mit Zeitpunkt 1 Veränderungen in Richtung der Ruhewerte: Es bestanden in der zuletzt durchlaufenen Testphase leicht verringerte Werte für ‚mean HR‘, ‚HF norm‘ und ‚LF/HF-Ratio‘, während sich ‚SDNN‘, ‚RMSSD‘ und ‚LF norm‘ leicht erhöhten. Diese Unterschiede waren durchweg nicht-signifikant ($p > 0,05$; s. Anhang Tabelle K.1 und K.2).

3. Ergebnisse

3.3 Einfluss von Geschlecht und Messreihenfolge auf die Herzratenvariabilität

Des Weiteren wurden die HRV-Parameter zwischen männlichen und weiblichen Probanden und zwischen Reihenfolge ‚leicht‘, d.h. Beginn mit leichter Testphase, und Reihenfolge ‚schwer‘, d.h. Beginn mit schwerer Testphase, verglichen. In den Varianzanalysen für ‚mean HR‘, ‚SDNN‘ und ‚LF/HF-Ratio‘ konnten sowohl für den Faktor ‚Geschlecht‘ als auch für den Faktor ‚Reihenfolge‘ keine statistisch signifikanten Mittelwertsunterschiede gefunden werden ($p > 0,05$; s. Anhang Tabelle G.1, G.3 und G.4).

Bei den nicht-normalverteilten Parametern zeigten sich in der RMSSD ebenfalls keine signifikanten Geschlechter- und Reihenfolgenunterschiede ($p > 0,05$; s. Anhang Tabelle I.1 und I.3). Im Falle von ‚LF norm‘ und ‚HF norm‘ konnte, bezogen auf die Ruhephase, ein signifikanter Unterschied zwischen weiblichen und männlichen Probanden ermittelt werden, wobei das Geschlecht ‚weiblich‘ signifikant geringere LF-Werte (Median 48,0 nu vs. 74,1 nu) und entsprechend höhere HF-Werte (Median 52,1 nu vs. 25,9 nu) aufwies als die männliche Gruppe (Tabelle 9 und Abb. 7). Ein signifikanter Reihenfolgeneffekt konnte auch bei den Frequenzparametern nicht nachgewiesen werden (s. Anhang Tabelle I.3).

3. Ergebnisse

Tabelle : Vergleich der Geschlechter für ‚LF norm‘ und ‚HF norm‘ mittels Mann-Whitney-U-Test. n : Stichprobengröße; w : weiblich; m : männlich; U : Prüfwert Teststatistik; Z : Prüfwert z-Verteilung; * Signifikanzniveau $p < 0,05$ erreicht; ° asymptotische Signifikanz für $n_w > 4$ bzw. $n_m > 4$ und $n_w+n_m > 20$.

Messphase	n_w	n_m	Rangsumme w	Rangsumme m	U	Z	p°
LF norm							
Ruhe	12	12	113,0	187,0	35,0	-2,107	0,035*
Störschall			127,0	173,0	49,0	-1,299	0,194
Testphase_leicht			140,0	160,0	62,0	-0,548	0,583
Testphase_schwer			119,0	181,0	41,0	-1,761	0,078
Erholung			120,0	180,0	42,0	-1,703	0,089
HF norm							
Ruhe	12	12	187,0	113,0	35,0	2,107	0,035*
Störschall			173,0	127,0	49,0	1,299	0,194
Testphase_leicht			160,0	140,0	62,0	0,548	0,583
Testphase_schwer			181,0	119,0	41,0	1,761	0,078
Erholung			180,0	120,0	42,0	1,703	0,089

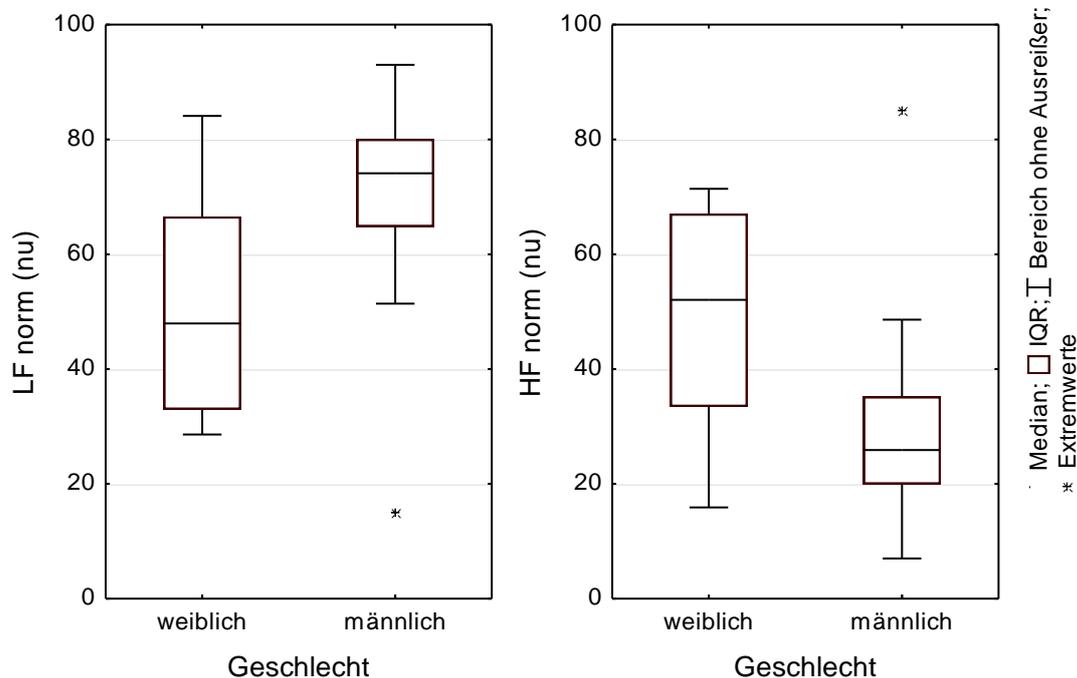


Abb. : Vergleich der Geschlechter für ‚LF norm‘ und ‚HF norm‘ in Ruhe. Med: Median; IQR: Interquartilsabstand; ohne Ausreißer: Box \pm max. 1,5 x IQR; Extremwerte: Box $\pm > 3$ IQR.

3. Ergebnisse

3.4 Ergebnis der Sprachverständnistests sowie Einfluss von Geschlecht und Messreihenfolge auf das Wortverständnis

Nach Auswertung des Sprachverständnistests wurde, wie bei den HRV-Parametern zuvor, untersucht, welchen Einfluss Geschlecht und Messreihenfolge auf das erzielte Testergebnis der Probanden haben. Insgesamt erzielten die Versuchspersonen in der leichten Testphase ein mittleres Wortverständnis von knapp 95 Prozent, in der schweren Testphase wurden im Mittel 12 Prozent der Wörter richtig wiedergegeben (Abb. 8; s. Anhang Datentabelle E.1). Die beiden Schwierigkeitsgrade des Sprachverständnistests führten damit zu einem signifikant unterschiedlichen Testergebnis zwischen den Testphasen ($p = 0,00002$).

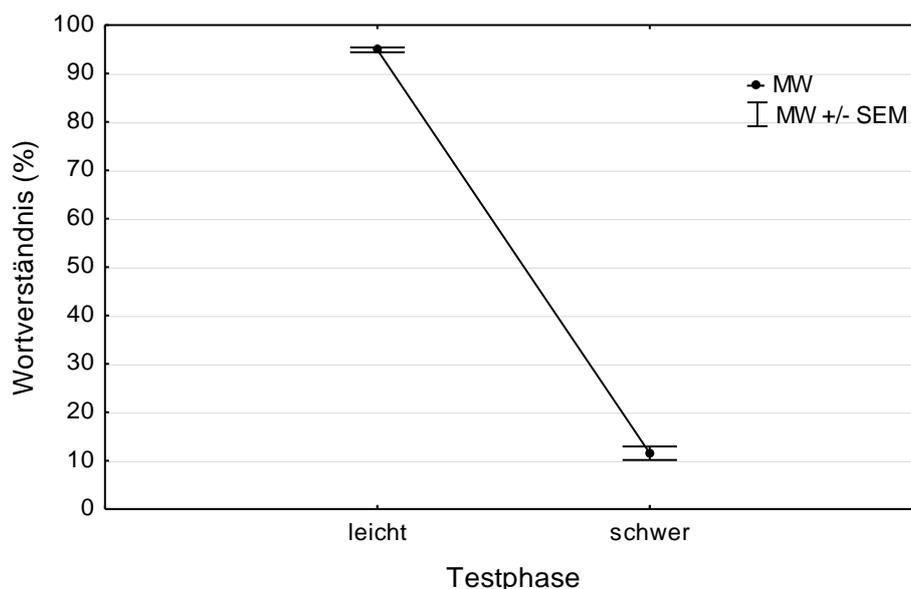


Abb. : Erzieltes Wortverständnis in den Testphasen. MW \pm SEM: Mittelwert \pm Standardfehler.

Durch logarithmische Transformation der Werte für ‚Verständnis_schwer‘ konnte eine Normalverteilung der Daten auch für diesen Parameter erzielt werden und somit beide Wortverständnis-Parameter mit dem t-Test auf Geschlechter- und Reihenfolgeneffekte untersucht werden.

3. Ergebnisse

Bei Analyse der Geschlechterunterschiede schnitten die weiblichen Probanden sowohl in der leichten Testphase (0,5 Prozentpunkte) als auch in der schweren Testphase (1,4 Prozentpunkte) nicht-signifikant besser ab als ihre männlichen Kollegen (s. Anhang Tabelle L.1 und Abb. L.2). Bei der Betrachtung der Ergebnisse gruppiert nach Messreihenfolge war die Reihenfolge beginnend mit ‚schwer‘ mit einem geringfügig besseren Wortverständnis in der leichten Testphase (0,5 Prozentpunkte besser) assoziiert als die Reihenfolge beginnend mit ‚leicht‘. In der schweren Testphase erzielten die Probanden der Reihenfolge ‚leicht‘ ein mittleres Wortverständnis von deutlich über 10 Prozent im Gegensatz zur Gruppe Reihenfolge ‚schwer‘ (9,2 Prozent). Die Unterschiede waren nicht statistisch signifikant (s. Anhang Tabelle L.1 und Abb. L.3).

3.5 Zusammenhang zwischen Ruhe-HRV und Wortverständnis

Schließlich wurde untersucht, ob das Abschneiden in den Testphasen mit der Ruhe-HRV assoziiert ist, d.h. ob höhere HRV-Werte mit besserer Testleistung einhergehen. Als Variablen wurden dazu exemplarisch die SDNN als Maß für die Gesamtvariabilität und die RMSSD als Maß für den Vagotonus ausgewählt. Die Probanden wurden anhand des Median der Ruhe-SDNN bzw. des Median der Ruhe-RMSSD in zwei gleich große Gruppen geteilt und im Hinblick auf das erzielte Wortverständnis verglichen. Im Falle des Parameters ‚Verständnis_schwer‘ wurden für die Berechnungen wiederum ln-transformierte Werte verwendet, wodurch eine Normalverteilung der Daten erreicht werden konnte. Bei Teilung der Probanden am SDNN-Median (59,66 ms) lag der Mittelwert der Gruppe ‚geringe SDNN‘ für ‚Verständnis_leicht‘ mit 0,3 Prozentpunkten (95,0 Prozent vs. 94,7 Prozent) und für ‚Verständnis_schwer‘ mit 1,4 Prozentpunkten (12,2 Prozent vs. 10,8 Prozent) geringfügig höher als bei der Vergleichsgruppe ‚hohe SDNN‘ (Abb. 9). Die Unterschiede zwischen beiden Gruppen waren nicht statistisch signifikant ($p > 0,05$; s. Anhang Tabelle M.1).

3. Ergebnisse

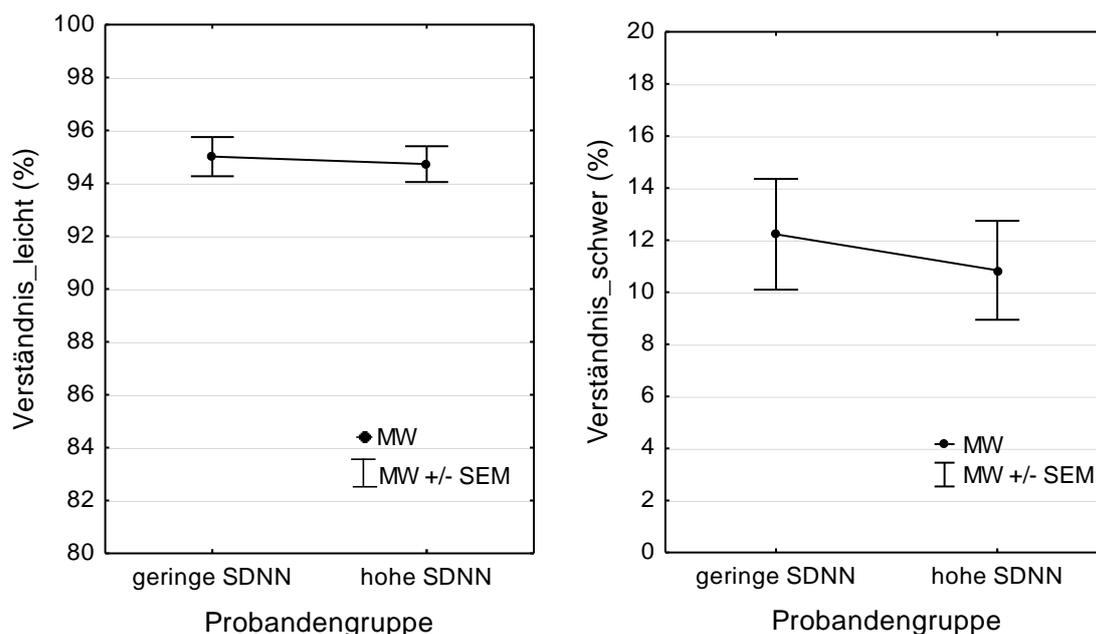


Abb. : Vergleich des Wortverständnisses zwischen den Gruppen ‚geringe SDNN‘ und ‚hohe SDNN‘. Originaldaten für ‚Verständnis_schwer‘. MW \pm SEM: Mittelwert \pm Standardfehler.

Im Falle des Gruppenteilers ‚RMSSD-Median‘ (39,31 ms) erzielte die Gruppe mit höherer Ruhe-RMSSD etwas bessere Ergebnisse in den Testphasen als die Gruppe mit geringerer RMSSD: Für ‚Verständnis_leicht‘ lag der Mittelwert bei 95,4 Prozent vs. 94,3 Prozent, für ‚Verständnis_schwer‘ bei 11,7 Prozent vs. 11,4 Prozent (Abb. 10). Auch diese Unterschiede waren nicht statistisch signifikant (s. Anhang Tabelle M.1). Zudem zeigten sich in den Stichproben-daten weder signifikante lineare noch signifikante rangbasierte Korrelationen zwischen Ruhe-HRV-Werten und der Testleistung (Pearsons $r < \pm 0,2$, $p > 0,05$; Spearman's $R < \pm 0,2$, $p > 0,05$; s. Anhang Tabellen M.2 und M.3). Damit ergab sich kein Hinweis auf bedeutende Zusammenhänge zwischen beiden Variablen-Kategorien.

3. Ergebnisse

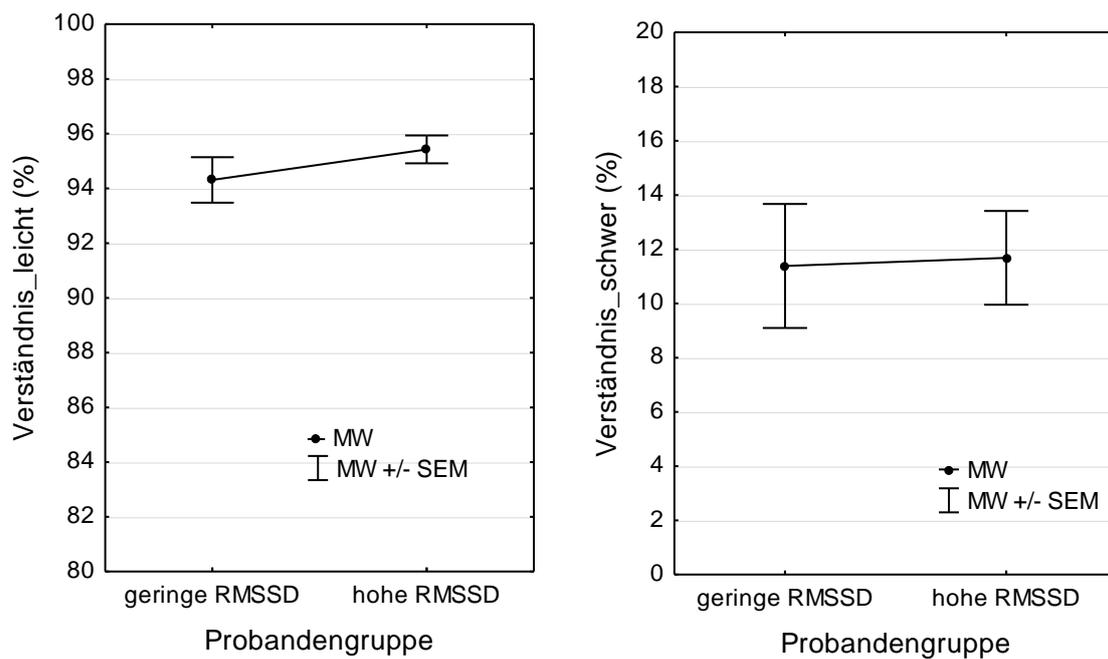


Abb. : Vergleich des Wortverständnisses zwischen den Gruppen ‚geringe RMSSD‘ und ‚hohe RMSSD‘. Originaldaten für ‚Verständnis_schwer‘. MW \pm SEM: Mittelwert \pm Standardfehler.

4. Diskussion

4.1 Herzratenvariabilität als mentaler Stressindex - Einordnung in Bezug auf auditorische Aufgaben

4.1.1 Gegenüberstellung von Ruhe- und Testphasen

Die HRV ist heutzutage fester Bestandteil der psychophysiologischen Forschung und wird u.a. intensiv genutzt, um physiologische Auswirkungen unterschiedlicher mentaler Belastungen zu erfassen (s. Kapitel 1.3.4.3). Dabei wurden Höranforderungen bislang nur unzureichend berücksichtigt. Aus diesem Grund wurde in der aktuellen Studie der Einfluss auditorischer Aufgaben in Form eines Sprachverständnistests ohne bzw. mit Störgeräusch auf die HRV untersucht. Die Analyse der HRV-Parameter in den einzelnen Messphasen zeigte während auditorischer Testphasen (‚Testphase_leicht‘, ‚Testphase_schwer‘), verglichen mit passiven Messphasen (‚Ruhe‘, ‚Störschall‘, ‚Erholung‘), einen signifikanten Abfall von ‚SDNN‘, ‚LF norm‘ und ‚LF/HF-Ratio‘ sowie einen signifikanten Anstieg von ‚HF norm‘. Die mittlere Herzfrequenz blieb von den Messbedingungen hingegen nahezu unbeeinflusst; im Falle der RMSSD konnten weder signifikante noch einheitliche Unterschiede zwischen den genannten Phasen-Kategorien gefunden werden.

Diese Ergebnisse legen nahe, dass auditorische Anforderungen die HRV signifikant beeinflussen können und dass anhand bestimmter Parameter eine Unterscheidung zwischen Testphasen und Ruhe- bzw. Referenzbedingungen und somit die Erfassung auditorischer Belastung möglich ist. Zieht man etablierte Erklärungsansätze zu Rate, bei denen die SDNN durch sympathische Einflüsse erniedrigt (Malliani et al., 1994), die HF-Power vorwiegend parasympathisch (Task Force, 1996) und die normalisierte LF-Power vorwiegend sympathisch beeinflusst wird (Malliani et al., 1991; Task Force 1996), so kann das gefundene HRV-Antwortmuster als Erhöhung sowohl des Sympathikotonus als auch des Vagotonus während auditorischer Aufgaben gedeutet werden.

4. Diskussion

Die Erniedrigung des LF/HF-Quotienten als Ausdruck der sympathovagalen Balance deutet dabei auf eine verhältnismäßig höhere parasympathische Aktivität in den Testphasen hin, was auf den ersten Blick typischen Stressmodellen (s. Porges, 1995a) widerspricht. Andererseits haben sich unter den Zeitparametern eine reduzierte SDNN (Di Bernardi Luft et al., 2009; Taelman et al., 2009; Wood et al., 2002) und unter den Frequenzparametern eine erniedrigte LF-Power konstant als sensitive Indikatoren mentaler Belastung erwiesen (Aasman et al., 1987; Fairclough et al., 2005; Weippert et al., 2009). Dies kann anhand der aktuellen Studie auch in Bezug auf auditorische Aufgaben bestätigt werden. In einem vergleichbaren Probandenkollektiv beobachteten Redondo und Del Valle-Inclan (1992) zwischen Ruhemessungen und Gedächtnistestaufgaben ebenfalls eine signifikant verminderte HRV im LF-Bereich bei erhöhter HF-Power, wobei die Frequenzbereiche etwas anders definiert waren, aber ungefähr die heute gültigen Bereiche umfassten. Beim Vergleich der aktuellen Ergebnisse mit weiteren Studien zum Einfluss kurzfristiger mentaler Anforderungen auf die HRV werden jedoch, v.a. in Bezug auf die HF-Power und den LF/HF-Quotienten, überwiegend gegenteilige Veränderungen gefunden. Akustisch präsentierte Rechenaufgaben, die wie in der aktuellen Studie nonverbal beantwortet werden mussten, führten bei Tanosoto et al. (2012) zu einer Verminderung des HF-Bereiches, begleitet von einer Erhöhung der Herzfrequenz. Im Zusammenhang mit unterschiedlichen mentalen Stressoren berichten auch Weippert et al. (2009) bis auf eine erniedrigte LF-Power über abweichende HRV-Veränderungen mit erhöhter Herzfrequenz, erniedrigter HF-Power und einem erhöhten LF/HF-Quotienten als Reaktion auf Kurzzeitgedächtnis- und Aufmerksamkeitstests. Das Absolvieren eines Intelligenztests rief bei Taelman et al. (2009) eine leicht verminderte SDNN sowie ebenfalls eine signifikante Steigerung der Herzfrequenz und einen tendenziell erhöhten LF/HF-Quotienten hervor. Die Veränderungen der genannten Studien konnten, im Gegensatz zu den eigenen Ergebnissen, klassischerweise als Stressreaktion mit erhöhtem Sympathikotonus und/oder erniedrigtem Vagotonus erklärt werden.

4. Diskussion

Diskrepanzen in Bezug auf die Frequenzparameter könnten zum einen dadurch bedingt sein, dass statt der normalisierten Werte überwiegend die absolute Power angegeben bzw. zur Ermittlung der sympathovagalen Balance genutzt wurde, wobei der Vergleich beider Verfahren zu unterschiedlichen Ergebnissen und Interpretationen in Bezug auf die ANS-Verhältnisse führen kann (Malliani et al., 1994; Task Force 1996). Allerdings wurden auch in Studien, die normalisierte Parameter verwendeten, konträre Ergebnisse mit Erhöhung der LF-Power und Erniedrigung der HF-Power gefunden (Bernardi et al., 2000; Kristiansen et al., 2009; Pagani et al., 1989; Wood et al., 2002). Fehlende Übereinstimmung in den HRV-Parametern psychophysiologischer Studien scheinen damit nicht nur methodische Ursachen zu haben.

Unterschiedliche HRV-Antwortmuster zwischen Aufgaben, die verschiedene kognitive Ressourcen beanspruchen, legen nahe, dass die HRV innerhalb mentaler Belastungen aufgabenspezifisch reagieren kann: Innerhalb des exekutiven Aufgabenfeldes unterschieden Middleton et al. (1999) zwischen Planungs- und Aufmerksamkeitsaufgaben und fanden Erniedrigungen in SDNN und LF-Power spezifisch bei Aufgaben, die erhöhte bzw. gesteuerte Aufmerksamkeit erforderten. Di Bernardi Luft et al. (2009) fanden signifikante HRV-Unterschiede zwischen nicht-exekutiven (Reaktionstests) und exekutiven Aufgaben (Arbeitsgedächtnistests): Letztere führten zu einer deutlich verminderten SDNN und einer ebenfalls verminderten LF/HF-Ratio, d.h. zu reduzierter LF-Power bei im Verhältnis erhöhter HF-Power. Diese HRV-Veränderungen legen die Deutung im Sinne erhöhter Sympathikus- und simultan erhöhter Vagusaktivität nahe und spiegeln die Ergebnisse der vorliegenden Studie sehr gut wider. Speziell im Zusammenhang mit präfrontaler Hirnaktivität und der Bewältigung exekutiver Aufgaben wurden erhöhte vagusregulierte HRV-Parameter wie die HF-Power beobachtet (Di Bernardi Luft et al., 2009; Lane et al., 2009; Thayer et al., 2009).

4. Diskussion

Das Verhalten von ‚mean HR‘ und ‚RMSSD‘ wird aus dem hergeleiteten ANS-Aktivitätsmuster mit erhöhter Sympathikus- und Vagusaktivität nicht sofort ersichtlich. In der aktuellen Studie änderte sich die Herzfrequenz zwischen den Messphasen kaum. Möglicherweise gleichen sich hier beide ANS-Anteile in ihrem Einfluss auf den Sinusknoten aus. Gemäß Malliani et al. (1991, 1994) ist eine Verschiebung sympathovagaler Verhältnisse ohne signifikante Herzfrequenzänderungen möglich. Zudem zeigten Studien, dass erhöhte Aufmerksamkeit (Chang und Huang, 2012) bzw. das Aufrechterhalten von Aufmerksamkeit (Walter und Porges, 1976) zu veränderter HRV führen kann, aber nicht mit Änderungen der Herzfrequenz einhergehen muss.

Geht man von erhöhter Parasympathikusaktivität in den Testphasen aus, so würde man während des Sprachverständnistests, analog zur signifikant erhöhten HF-Power, auch einen entsprechenden Anstieg der RMSSD erwarten. Beide Parameter gelten als Maß für den kardialen Vaguseinfluss und korrelieren in hohem Maße miteinander (Hayano et al., 1991; Kleiger et al., 1991; Stein und Kleiger, 1999; Task Force 1996). Bezogen auf Störschall- und Erholungsphase konnten zumindest nicht-signifikant erhöhte mediane RMSSD-Werte in den Testphasen gefunden werden (s. Anhang Tabelle F.5 und Abb. F.6). Möglicherweise könnte die Diskrepanz zwischen ‚HF norm‘ und ‚RMSSD‘ durch interferierende Atemeinflüsse bedingt sein, die zwar eine deutliche Änderung der HF-Power bewirken, aber nicht in einem entsprechend erhöhten Vagotonus begründet sind. Es hat sich gezeigt, dass bei der Bewertung der Frequenzparameter immer respiratorische Ursachen berücksichtigt werden müssen, die die HRV v.a. im HF-Bereich, aber auch im LF-Bereich beeinflussen (Beda et al., 2007; Beda et al., 2014; Bernardi et al., 2000; Berntson et al., 1997) und als Änderung der ANS-Aktivität fehlgedeutet werden können (Beda et al., 2014). Im Zusammenhang mit Arithmetikaufgaben wurden überwiegend erhöhte Atemfrequenzen bei nicht-verbalen Testbedingungen (Beda et al., 2007, 2014; Sloan et al., 1991) bzw. verlangsamte Atemmuster bei Sprechaufgaben beobachtet (Bernardi et al., 2000; Beda et al., 2007).

4. Diskussion

Da aktuell keine Aufzeichnung von Atemparametern erfolgte, kann nicht ausgeschlossen werden, dass eine veränderte Atmung im Rahmen mentaler Anstrengung die HRV beeinflusst und zu den beobachteten Ruhe-/Testeffekten in der aktuellen Studie beigetragen hat. Da sprachliche Äußerungen während des gesamten Messzeitraums vermieden wurden und auch alle aufgeführten Vergleichsergebnisse aus nonverbalen Testbedingungen stammen, sollten zumindest mit Sprache assoziierte Atemveränderungen keine Rolle spielen und nicht für das unterschiedliche Verhalten der Frequenzparameter zwischen den Studien verantwortlich sein. Insgesamt zeigte sich, dass beim Absolvieren auditorischer Aufgaben vergleichbare HRV-Veränderungen hervorgerufen wurden wie beim Bearbeiten exekutiver Aufmerksamkeitsaufgaben. Dies könnte Ausdruck dafür sein, dass beim Sprachverständnistest ähnliche Aufmerksamkeitsanforderungen an die Probanden gestellt werden.

Bei der Betrachtung aller fünf Messphasen fiel schließlich auf, dass die Störschallphase die Mittelwerte der normalverteilten HRV-Parameter ‚SDNN‘ und ‚ln LF/HF‘ erhöhte und damit verglichen mit den Testphasen in entgegengesetzter Richtung beeinflusste. Bei den Frequenzparametern ‚LF norm‘ und ‚HF norm‘ zeigte die Betrachtung der Mediane, die im Falle nicht-normalverteilter Parameter vorzuziehen ist, zunächst gleichsinnige HRV-Effekte für Störschall und auditorische Aufgaben. Allerdings unterschieden sich die Rangverteilungen von Störschall-Phase und Testphasen in der statistischen Analyse stärker als die von Ruhephase und Testphasen (Tabelle 6 und 8), sodass auch hier von einem gegensinnigen Effekt des Störschalls, d.h. einer Erhöhung der LF-Power und einer Erniedrigung der HF-Power, ausgegangen werden kann und die Ergebnisse der Einzelparameter somit konform mit dem erhöhten LF/HF-Quotienten sind. Vergleichbare HRV-Veränderungen wurden unter Geräuschexposition ähnlicher Intensität und Dauer auch an anderer Stelle beobachtet (Lee et al., 2010), wobei derartige HRV-Muster klassischerweise als Stressreaktion in Form erhöhter sympathischer bzw. erniedrigter parasympathischer Aktivität gedeutet wurden (u.a. Pagani et al., 1989; Malliani et al., 1994; Matthews et al., 2012).

4. Diskussion

Bezogen auf die Auswirkungen auditorischer Aufgaben in der aktuellen Studie legen die HRV-Veränderungen unter Störschall jedoch einen Zustand vermehrter Entspannung nahe, was sich wiederum mit der erhöhten Gesamtvariabilität (SDNN) in Einklang bringen lässt. Zwar gilt Lärm als äußerer Stressor (Westman und Walters, 1981), allerdings scheinen kontinuierliche nicht-sprachliche Geräusche, wie sie aktuell verwendet wurden, allgemein weniger störend zu sein als andere Lärmqualitäten (Szalma und Hancock, 2011). Möglicherweise wurde die passive Hörsituation zudem durch Positionierung zwischen den beiden aktiven Sprachverständnisphasen als eher entspannend erlebt. Auch zeigte sich in der Erholungsphase eine Normalisierung der HRV-Parameter über die Ausgangswerte der Ruhemessung hinaus. Eine HRV-Überkompensation wurde v.a. im Zusammenhang mit körperlichen Belastungen beschrieben (Hottenrott et al., 2006). Aber auch bei mentalen Aufgaben konnte ein besonders ausgeprägter Erholungsprozess beobachtet werden (Hansen et al., 2003). Unter Umständen wurde die Ruhemessung von der Erwartung bzw. Anspannung der Probanden im Hinblick auf die bevorstehenden Tests beeinflusst, während die Erholungsphase den eigentlichen Entspannungszustand widerspiegelt (Hansen et al., 2003).

Nach dem Konzept der sympathovagalen Balance lässt sich das Verhalten der Frequenzparameter ‚HF norm‘ und ‚LF/HF-Ratio‘ während auditorischer Aufgaben nicht mit typischen Stressreaktionsmustern erklären. Allerdings wird die klassische Interpretation der LF/HF-Ratio als Ausdruck reziproker Beziehungen zwischen Sympathikus und Parasympathikus zunehmend in Frage gestellt, da viele Studienergebnisse zeigen, dass beide ANS-Anteile unabhängig voneinander agieren können (Berntson et al., 1997). So legen auch die HRV-Veränderungen in der aktuellen Studie eine Koaktivierung von Sympathikus und Parasympathikus während auditorischer Aufgaben nahe, die mit Beobachtungen bei exekutiven Aufgabentypen in Einklang gebracht werden kann. Zudem muss beachtet werden, dass die beiden autonomen Anteile durch unterschiedliche physiologische Mechanismen zu den einzelnen HRV-Frequenzparametern beitragen (Berntson et al., 1997; Reyes del Paso et al., 2013). Dies könnte erklären, warum RMSSD und HF-Power als jeweils

4. Diskussion

vagusassoziierte Parameter in der aktuellen Studie unterschiedliches Verhalten zeigten.

4.1.2 Gegenüberstellung der Testphasen ohne und mit Störschall

Studien zu unterschiedlichen audiometrischen Testbedingungen konnten zeigen, dass das Sprachverstehen bei Hintergrundgeräuschen besonders hohe kognitive Anforderungen, z.B. an das Arbeitsgedächtnis, stellt und mehr Anstrengung erfordert (u.a. Desjardins und Doherty, 2013; Larsby et al., 2005; Pichora-Fuller et al., 1995) sowie in Abhängigkeit der Verständlichkeit des Sprachsignals veränderte Hirnaktivitätsmuster auftreten (Zekveld et al., 2006). Basierend auf diesen Erkenntnissen beschäftigte sich die aktuelle Studie mit der Frage, ob zwischen auditorischen Testphasen ohne und mit Störgeräusch signifikante HRV-Unterschiede beobachtet werden können. Der direkte Vergleich der HRV-Parameter zwischen leichter und schwerer Testphase zeigte keine statistisch signifikanten Unterschiede und ließ auf eine nur geringfügig höhere Belastung in der schweren Testphase schließen.

Übereinstimmende Ergebnisse wurden von Kristiansen et al. (2009) im Zusammenhang mit Computerarbeit ohne bzw. mit konstanter Geräuschkulisse ähnlicher Intensität berichtet: Verglichen mit Ruhebedingungen konnten in den Testphasen signifikante HRV-Veränderungen beobachtet werden, wobei zusätzliche Hintergrundgeräusche kaum einen Effekt auf absolute und normalisierte Frequenzparameter sowie den LF/HF-Quotienten hatten. Frühere Untersuchungen zu Aufmerksamkeitsaufgaben zeigten, dass zugeschaltete intermittierende Geräusche zumindest einen signifikanten Abfall der relativen Power im 0,1 Hz-Bereich (innerhalb des LF-Bereichs) bewirken konnten (Carter und Beh, 1989). Allerdings muss Lärm in diesen Studien unter dem Aspekt eines zusätzlichen externen Stressors gesehen werden, während im Falle auditorischer Aufgaben Zielreize und Störschall die gleiche Sinnesmodalität betreffen und dies einen erhöhten Schwierigkeitsgrad der Aufgabe an sich nahelegt.

4. Diskussion

Unterschiedliche Schwierigkeitsstufen eines Gedächtnistests spiegelten sich bei Redondo und Del Valle-Inclan (1992) nicht in einer reduzierten HRV wider, mit Ausnahme des 0,1 Hz-Frequenzbereichs, der besonders sensitiv auf mentale Belastungen zu reagieren scheint (s. auch Aasman et al., 1987; Fairclough et al., 2005). Jorna (1992) nahm in Zusammenschau früherer Studienergebnisse eine Bewertung von HRV-Frequenzparametern in Bezug auf deren Eignung als Indikatoren mentaler Arbeitsbelastung vor. Ein Ergebnis der Studie war, dass die HRV nicht durch eine einfache Verschärfung desselben Aufgabentyps, z.B. durch Erhöhung der zu erinnernden Gedächtnisinhalte oder Antwortmöglichkeiten, sondern nur in Form zusätzlicher (konkurrierender) Anforderungen an das Arbeitsgedächtnis signifikant beeinflusst werden kann. Untersuchungen zeigten zudem, dass unterschiedlich hohe Aufmerksamkeitslevel HRV-Unterschiede erzeugen können (Chang und Huang, 2012; Fairclough et al., 2005; Walter und Porges, 1976). Auch wenn die signifikanten Studienergebnisse unterschiedliche Frequenzbereiche betrafen und deshalb einerseits einem reduzierten Vagotonus (Fairclough et al., 2005), andererseits einer reduzierten Sympathikusaktivität zugeschrieben wurden (Chang und Huang, 2012), so konnten beide Autoren insgesamt supprimierte HRV-Frequenzparameter in Abhängigkeit des Anforderungsgrades nachweisen.

Gemäß Erkenntnissen der auditorischen Forschung müsste die Zuschaltung von Störschall im Rahmen der Sprachverständnisaufgabe vermehrt kognitive Ressourcen wie z.B. das Arbeitsgedächtnis beanspruchen und das Wortverständnis entscheidend anspruchsvoller machen (Desjardins und Doherty, 2013; Gordon-Salant und Fitzgibbons, 1997 Pichora-Fuller et al., 1995; Zekveld et al., 2006). Dies legen auch die signifikant schlechteren Sprachverständnisswerte in der schweren Testphase nahe (s. Abb. 8). Außerdem könnte man aufgrund zuvor beobachteter Übereinstimmungen in den HRV-Reaktionsmustern von Vigilanzaufgaben und aktuell untersuchten auditorischen Aufgaben annehmen, dass die HRV nun auch empfindlich auf die beiden auditorischen Testlevel reagieren müsste. Dies ist in der aktuellen Studie nicht der Fall.

4. Diskussion

Möglicherweise liefert das Verhalten der HRV während der Störschall-Phase, die gewissermaßen die Referenzphase zur schweren Testphase darstellt, die entscheidende Erklärung. Hier zeigten sich, verglichen mit den Testphaseneffekten, entgegengesetzte HRV-Veränderungen bezogen auf die Ruhephase, u.a. eine erhöhte SDNN sowie ein erhöhter LF/HF-Quotient. Entsprechend sollte mithilfe des Vergleichs der Differenzen aus einer Testphase und der jeweiligen Referenzbedingung (‚Ruhe‘ minus ‚Testphase_leicht‘ und ‚Störschall‘ minus ‚Testphase_schwer‘) eine mögliche Maskierung des Unterschieds zwischen leichter und schwerer Testphase aufgedeckt werden. Der Vergleich der beiden Aufgabeneffekte offenbarte zwar deutlichere Unterschiede, jedoch ließ sich auch dadurch kein signifikanter Einfluss der verschiedenen Schwierigkeitsgrade auf die HRV nachweisen. Somit reagierte die HRV im Hinblick auf auditorische Aufgaben zwar empfindlich auf Unterschiede zwischen Ruhe- und Testbedingungen, ließ sich aber durch Zuschalten von Störschall und damit Erhöhung des auditorischen Schwierigkeitsgrades nicht entscheidend weiter beeinflussen.

4.2 Adaptation und Habituation an mentale Testsituationen

Neurobiologische Theorien betonen, dass Anpassungsvorgänge an externe Belastungen ein differenziertes Zusammenspiel zwischen zentralem und autonomem Nervensystem hervorrufen und sich schließlich in Veränderungen der ANS-Aktivität und damit der HRV äußern (Porges, 2001, 2007; Thayer und Lane, 2000, 2009). Zudem ist seit langem bekannt, dass bei repetitiver Stressexposition typischerweise eine Gewöhnung an Stressreize auftritt und dass sich diese in Änderungen physiologischer Parameter, z.B. in Form von Stresshormonen, widerspiegelt (Grissom und Bhatnagar, 2009; Thompson und Spencer, 1966). Bereits Frankenhaeuser et al. (1967) konnten bei Individuen, die wiederholt derselben mentalen Stresssituation ausgesetzt waren, u.a. eine Habituation mit reduzierter Adrenalinausschüttung nachweisen.

4. Diskussion

In diesem Zusammenhang stellte sich die Frage, ob sich die Probanden der aktuellen Studie innerhalb des Messzeitraums an die auditorische Testsituation gewöhnen können und ob in der zuletzt absolvierten Testphase, unabhängig vom Schwierigkeitsgrad, HRV-Veränderungen im Sinne einer reduzierten Stressreaktion beobachtet werden können. Der Vergleich zwischen erster und zweiter Testphase zeigte zum Zeitpunkt 2 zwar leichte Veränderungen der Parameter in Richtung der Ausgangswerte, aber keinen statistisch signifikanten Gewöhnungseffekt.

Linden et al. (1985) wiesen beim Vergleich zweier kognitiver Testphasen bei jungen gesunden Probanden deutlich verminderte Blutdruckreaktionen in der zweiten Belastungsphase nach, jedoch keine entsprechende Herzfrequenzanpassung. Allerdings wurden zwei unterschiedliche Aufgabentypen verwendet und keine weiteren kardialen Parameter erfasst, sodass sich die Aussagen nur bedingt mit den Ergebnissen dieser Arbeit vergleichen lassen. In späteren Untersuchungen zu kardiovaskulären Reaktionen auf wiederholte psychische Testbelastung wurden zusätzliche kardiale Funktions- und Leistungsparameter berücksichtigt: Hier zeigte sich in Bezug auf Arithmetikaufgaben, dass kardiovaskuläre Aktivität v.a. eine Reaktion auf neue unbekannte Anforderungen darstellt und sich eine Habituation an die Testaufgaben weniger in einer vaskulären, sondern vorwiegend in einer signifikant verminderten kardialen Stressantwort in Form reduzierter Sympathikus- und erhöhter Parasympathikusaktivität äußert (Kelsey et al., 1999; Willemsen et al., 2000). Für den Vergleich von Gewöhnungseffekten speziell in Bezug auf die HRV stehen bislang nur wenige Studienergebnisse zur Verfügung. Carter und Beh (1989) verwendeten keine repetitiven Tests, sondern eine länger andauernde Aufmerksamkeitsaufgabe und legten ihr Augenmerk auf die Frage, ob eine Habituation an zugeschaltete Störgeräusche stattfindet. Sie mussten dies u.a. für Herzfrequenz und die relative LF-Power im 0,1 Hz-Bereich verneinen. Ihre Messwerte ohne Störgeräusch zeigten jedoch, dass die zunächst steigende LF-Power mit zunehmender Aufgabendauer wieder die Ausgangswerte erreichte.

4. Diskussion

Fairclough et al. (2005) fanden auf den ersten Blick hierzu konträre Ergebnisse: Sie untersuchten die Auswirkungen einer dreiteiligen Testbatterie aus Aufmerksamkeits- und Organisationsaufgaben auf die HRV und beschrieben bei hohen Testanforderungen eine initiale Suppression der LF-Power sowie einen Erholungseffekt in Form steigender Werte. Allerdings lagen den Berechnungen in diesem Falle absolute Werte zugrunde, und sowohl eine erniedrigte relative als auch eine erhöhte absolute LF-Power lassen sich mit einem im Verlauf reduzierten Sympathikuseinfluss bzw. erhöhten Parasympathikuseinfluss erklären. Herzfrequenz und HF-Power zeigten in der genannten Studie keine Habituation. Andere Autoren fanden auch im LF-Bereich keinerlei Anhalt für einen Gewöhnungsprozess (Middleton et al., 1999).

Während viele kardiale Parameter eine Gewöhnung an mentale Stressoren zeigten, scheint dies für die HRV nur eingeschränkt zuzutreffen. Anhand der aktuellen Studie konnten keine Hinweise für eine Anpassung an auditorische Aufgaben gefunden werden. Möglicherweise reichen die relativ kurzen Testperioden von jeweils wenigen Minuten sowie die einmalige Wiederholung der Testsituation nicht aus, um die HRV-Parameter entsprechend zu beeinflussen, während andere kardiale Parameter bereits eine Habituation zeigen können.

4. Diskussion

4.3 Einfluss von Geschlecht und Messreihenfolge auf Herzratenvariabilität und auditorisches Testergebnis

4.3.1 Auswirkungen auf die HRV

Viele Studien belegen, dass Geschlechterunterschiede die HRV beeinflussen können. Die Ergebnisse der aktuellen Untersuchung an jungen gesunden Probanden zeigten unter Ruhebedingungen signifikante Unterschiede der Parameter ‚HF norm‘ und ‚LF norm‘, dabei wiesen die weiblichen Testpersonen eine signifikant höhere HF-Power und eine entsprechend erniedrigte LF-Power auf. Demnach scheinen sich Frauen im Vergleich zu Männern in Ruhe durch einen erhöhten Vagotonus bzw. erniedrigten Sympathikotonus auszuzeichnen. Diese Beobachtung deckt sich mit den Ergebnissen vieler anderer Autoren, die in Ruhe identische geschlechtsspezifische HRV-Muster in den Frequenzparametern nachweisen konnten (Abhishekh et al., 2013; Agelink et al., 2001; Antelmi et al., 2004; Chatkoff et al., 2009; Rossy und Thayer, 1998). Die Aussagen beziehen sich dabei auf relative bzw. normalisierte Werte, während absolute Werte oft keine oder weniger ausgeprägte Unterschiede zeigten (Agelink et al., 2001; Li et al., 2009; Rossy und Thayer, 1998). Dies legt nahe, dass geschlechtsspezifische ANS-Aktivitätsunterschiede vorwiegend relativen Charakter haben (s. Agelink et al., 2001), d.h. das Verhältnis beider Komponenten zueinander betreffen, und die sympathovagale Balance bei Frauen in Richtung Parasympathikus verschoben ist.

In diesem Zusammenhang müsste der LF/HF-Quotient bei Frauen signifikant reduziert sein. Die Berechnungen der aktuellen Studie zeigten zwar einen verminderten Quotienten bei den weiblichen Probanden, das Signifikanzniveau wurde jedoch nicht erreicht. Möglicherweise führte die logarithmische Transformation der Originalwerte im Rahmen der statistischen Auswertung dazu, dass sich die Ergebnisse aus den Berechnungen der Einzelkomponenten hier nicht in gleichem Ausmaß widerspiegeln.

4. Diskussion

In der mittleren Herzfrequenz und den analysierten Zeitparametern ‚SDNN‘ und ‚RMSSD‘ zeigten sich ebenfalls keine signifikanten Geschlechterunterschiede in Ruhe. Vergleicht man hierzu die Studienergebnisse anderer Autoren, so findet man, im Gegensatz zu den Frequenzparametern, insgesamt sehr heterogene Aussagen. Übereinstimmend mit den eigenen Daten ließ sich auch an anderer Stelle kein signifikanter Geschlechtereinfluss auf Herzfrequenz (Ottaviani et al., 2008) und ‚SDNN‘ (Antelmi et al., 2004) nachweisen, während Agelink et al. (2001) eindeutig erhöhte Herzfrequenzen bei Frauen fanden. Li et al. (2009) beobachteten in der Altersgruppe < 30 Jahren in den vagusassoziierten Parametern ‚RMSSD‘ und ‚HF-Power‘ lediglich nicht-signifikante Effekte und kamen zu dem Schluss, dass Geschlechterunterschiede bei Jugendlichen bzw. sehr jungen Erwachsenen allgemein noch nicht vorhanden bzw. weniger ausgeprägt sind und erst ab einem gewissen Alter auftreten. Andere Studien (Agelink et al., 2001; Antelmi et al., 2004; Rossy und Thayer, 1998) und die eigenen Daten zu HF- und LF-Power stellen diese Aussage wiederum in Frage.

Beim Vergleich der einzelnen Testphasen erwies sich die HRV-Reaktion auf auditorische Testanforderungen anhand der aktuellen Messwerte nicht als geschlechtsspezifisch. Im Falle von ‚HF norm‘ und ‚LF norm‘ zeigten die statistischen Analysen zumindest eine deutliche Tendenz zu erhöhter HF-Power bei Frauen auch in der schweren Testphase und in der Erholungsphase (Tabelle 9 und Anhang Abb. I.2). Dies legt nahe, dass sich die weiblichen Probanden im gesamten Messzeitraum durch einen deutlich höheren Vagotonus auszeichneten als Männer. Weippert et al. (2009) nahmen in ihrer Studie zur Auswirkung verschiedener mentaler Belastungstests auf die HRV ein Clustering der Stichprobe anhand des autonomen Ruhetonus vor: Frauen waren in der parasympathisch dominierten Gruppe überrepräsentiert, die während mentaler Belastung gleichzeitig eine stärkere Absenkung vagusassoziiertes Parameter sowie danach eine ausgeprägtere Erholung zeigte als die sympathisch dominierte Vergleichsgruppe.

4. Diskussion

Ein hoher, als gesundheitsfördernd geltender Vagotonus war demnach mit einer hohen kardialen Stressreaktion, aber auch mit einer besseren Regeneration vergesellschaftet.

Des Weiteren sollte geklärt werden, welche Rolle der Faktor ‚Reihenfolge‘ bei der HRV-Reaktion auf mentale Aufgaben spielt. In Studien, in denen Probanden mehrere Testphasen unterschiedlichen Schwierigkeitsgrades bzw. unterschiedlicher Aufgabenart durchlaufen, erfolgt die Präsentation meist in ausgeglichener Reihenfolge, um Störeffekte diesbezüglich auszuschließen. Auch in der aktuellen Studie absolvierte die eine Hälfte der Probanden zuerst die leichte Testphase, d.h. die auditorische Belastung erfolgte mit steigendem Schwierigkeitsgrad. Die andere Hälfte begann mit der schweren Testphase, entsprechend nahmen die auditorischen Anforderungen im Messverlauf ab. Beim Vergleich der HRV-Parameter zwischen beiden Gruppen hatte die Reihenfolge der Sprachverständnis-Testphasen keinen Einfluss auf die Messwerte in den einzelnen Messphasen. Obwohl viele Autoren einen möglichen Reihenfolgeneffekt in ihrem Studiendesign berücksichtigten, gingen nur wenige der Frage tatsächlich nach. Bei Redondo und Del Valle-Inclan (1992) erwies sich die HRV im 0,1 Hz-Bereich auch in Bezug auf einen Reihenfolgeneffekt als sensitivster Parameter, wobei Probanden, die zuerst die schwerere von zwei Testphasen absolvierten, in dieser Phase mit einer deutlicheren Absenkung der Werte reagierten als Probanden, die mit der leichten Testvariante begannen. Auch Althaus et al. (1998) lieferten Anhaltspunkte für einen Reihenfolgeneinfluss auf die HRV im Zusammenhang mit mentalen Aufgaben. Allerdings widmete sich die Studie eher der Frage, ob eine Interaktion zwischen dem Ausmaß des Aufgabeneffektes, d.h. jeweils dem Unterschied zwischen Ruhe- und Testphase, und der Aufgabenreihenfolge vorliegt. Dies war u.a. wiederum bei der HRV im LF-Bereich und bei steigendem Schwierigkeitsgrad der Fall.

4. Diskussion

Insgesamt finden sich deutliche Hinweise auf geschlechtsspezifische Unterschiede in der ANS-Aktivität mit Auswirkung auf die HRV-Parameter, wobei sich Frauen überwiegend durch einen erhöhten Vagotonus in Ruhe auszeichnen. Dies trifft auch auf die aktuelle Studie zu. In diesem Zusammenhang zeigte sich bei Frauen bzw. parasympathisch dominierten Personen an anderer Stelle zudem eine erhöhte kardiale Stressreaktion in Form erniedrigter parasympathischer Aktivität bei anschließend besserer Erholung (Weippert et al., 2009). Wertet man hohe parasympathische Aktivität als Ausdruck kardiovaskulärer Gesundheit (Weippert et al., 2009), so legen solche Ergebnisse nahe, dass bei der Beurteilung der kardiovaskulären Gesundheit v.a. die Regenerationsfähigkeit des autonomen Systems eine Rolle spielt (Schwerdtfeger, 2011). Des Weiteren hat sich gezeigt, dass Reihenfolgeeffekte die HRV v.a. im LF-Bereich signifikant beeinflussen können. Dies konnte in der aktuellen Studie nicht bestätigt werden. Da sowohl das Alter der Probanden als auch Messzeitraum und Dauer der Testphasen mit den anderen Studien vergleichbar waren, spielt möglicherweise auch hier die Aufgabenart eine Rolle, und Ergebnisse zu andersartigen mentalen Stressoren können nicht ohne Weiteres auf auditorische Belastungen übertragen werden.

4.3.2 Auswirkungen auf das Testergebnis

Analysen zum Einfluss von Geschlecht und Reihenfolge auf das erzielte Wortverständnis ergaben ein statistisch nicht-signifikant besseres Abschneiden der Frauen in beiden Testphasen bzw. nicht-signifikant bessere Ergebnisse in der schweren Testphase, wenn vorher zuerst die leichte Phase absolviert wurde. Somit hatten beide Faktoren keinen entscheidenden Einfluss auf das Testergebnis. Im Zusammenhang mit verschiedenen neuropsychologischen Tests, die u.a. die Qualitäten Aufmerksamkeit und auditorische Informationsverarbeitung erfassten, konnten Saykin et al. (1995) sowie Diehr et al. (1998) meist ebenfalls keine signifikanten Unterschiede zwischen männlichen und weiblichen Testpersonen nachweisen.

4. Diskussion

Es hat sich gezeigt, dass auditorische Fähigkeiten durchaus unterschiedlich zwischen den Geschlechtern verteilt sind, wobei Frauen beispielsweise empfindlicher auf Lärm reagierten und Männer besser Signale im Störgeräusch erkennen konnten (McFadden, 1998). Dabei scheinen sowohl hormonelle als auch evolutionsbiologische Einflüsse eine Rolle zu spielen (McFadden, 1998). Aus neueren Untersuchungen geht jedoch hervor, dass auditorische Verarbeitungsprozesse zwar unterschiedliche Hirnaktivitätsmuster bei Frauen und Männern hervorrufen, diese aber insgesamt bei beiden Geschlechtern zu vergleichbaren Testleistungen führen (Jaušovec und Jaušovec, 2009).

Im Hinblick auf einen möglichen Reihenfolgeeffekt berichteten Althaus et al. (1998) in der anspruchsvollsten von drei Gedächtnistest-Phasen über ein besseres Abschneiden der Probanden, die den Test in aufsteigender Schwierigkeitsfolge absolvierten. Diese Beobachtung deckt sich mit der Ergebnistendenz der aktuellen Studie und könnte als Übungseffekt gedeutet werden (Althaus et al., 1998). Mangels Vergleichsstudien kann jedoch an dieser Stelle keine fundierte Aussage zum Reihenfolgeeffekt bei mentalen bzw. bei auditorischen Aufgaben getroffen werden.

4. Diskussion

4.4 Zusammenhang zwischen Ruhe-HRV und mentalen Leistungen

In Anlehnung an die Überlegungen von Hansen et al. (2003) wurde die Beziehung zwischen Ruhe-HRV und der erzielten Leistung im Sprachverständnistest untersucht und dabei speziell geprüft, ob eine höhere HRV mit besseren auditorischen Fähigkeiten einhergeht. Dabei konnten bei der Gegenüberstellung der Gruppen mit hoher und niedriger Ruhe-HRV, gemessen an den Parametern ‚SDNN‘ und ‚RMSSD‘, keine statistisch signifikanten Unterschiede im Testergebnis ermittelt werden. Die Gruppen ‚geringe SDNN‘ bzw. ‚hohe RMSSD‘ zeigten jeweils nur marginal bessere Wortverständniswerte als die Vergleichsprobanden, sodass daraus kein Zusammenhang zwischen Ruhe-HRV und Testleistung abgeleitet werden konnte.

In neurobiologischen Modellen wird beschrieben, dass eine vermehrte Vagusaktivität und davon beeinflusste HRV-Parameter positiv mit exekutiven Hirnfunktionen assoziiert sind (Thayer et al., 2009) bzw. eine besonders differenzierte Anpassung an äußere Belastungen ermöglichen und widerspiegeln (Porges, 2001). Geht man davon aus, dass auch der Sprachverständnistest exekutive Aspekte, z.B. in Form von Aufmerksamkeitsanforderungen, beinhaltet, so müsste sich hier ebenfalls ein entsprechender Zusammenhang zeigen. Durch die Festlegung der Gruppenzugehörigkeit anhand des Medians der HRV-Ruhewerte wurde gewährleistet, dass zwei gleich große Gruppen entstehen. Jedoch muss mit Blick auf die Datenverteilung im Boxplot berücksichtigt werden, dass viele HRV-Werte ober- oder unterhalb des Gruppenteilers noch relativ nahe beisammen liegen (s. Anhang Abb. F.4 und F.6). Dies könnte selbst bei möglicherweise vorhandener Verbindung zwischen HRV und auditorischer Leistungsfähigkeit zu fehlenden signifikanten Effekten im Gruppenvergleich führen. Hansen et al. (2003) wiesen jedoch bei gleicher Vorgehensweise im Zusammenhang mit exekutiven Aufgabenstellungen bessere Testergebnisse bei Testpersonen mit höherer Ruhe-RMSSD nach.

4. Diskussion

Zudem wurden teilweise signifikante positive Korrelationen zwischen Testleistung und HRV gefunden (Hansen et al., 2003; Di Bernardi Luft et al., 2009), wobei höhere vagusmodulierte Parameter mit geringerer Fehlerquote einhergingen. In Bezug auf auditorische Aufgaben konnten weder lineare noch monotone Zusammenhänge zwischen HRV-Parametern und Testleistung bestätigt werden.

4.5 Limitationen der Studie

Die Datenerhebung erfolgte an einer relativ kleinen Stichprobe, sodass sich daraus abgeleitete statistische Schätzungen zu den Auswirkungen auditorischer Aufgaben auf die HRV unter Umständen nur bedingt auf die junge gesunde Allgemeinbevölkerung übertragen lassen. Zudem könnte die dadurch bedingte geringere Power der statistischen Analysen ein Grund dafür sein, dass insgesamt nur wenig signifikante Ergebnisse nachgewiesen und möglicherweise vorhandene kleine Unterschiede nicht aufgedeckt werden konnten (s. Gaus und Muche, 2013). Weiterhin mussten durch die Nicht-Normalverteilung vieler Parameter oftmals nicht-parametrische Tests eingesetzt werden, die ihrerseits eine geringere Sensitivität aufweisen als ihre parametrischen Entsprechungen (StatSoft, 2013). Durch selektive Auswahl einer definierten Altersgruppe, eines ausgeglichenen Geschlechterverhältnisses und durch umfangreiche Ausschlusskriterien wurden viele wichtige HRV-Einflussfaktoren im Studiendesign berücksichtigt. Hingegen wurden z.B. Störeinflüsse der Atmung oder der körperlichen Fitness der Probanden nicht kontrolliert. Schließlich ist der Freiburger Sprachtest zwar auf dem Gebiet der Sprachaudiometrie z.B. zur Hörgeräteanpassung besonders etabliert und bietet die Option, Störgeräusche hinzuschalten, allerdings besteht das Sprachmaterial nur aus einzelnen Wörtern und wurde nicht für die Anwendung im Störschall konzipiert (Lehnhardt, 2009). Neuere Satztests kombinieren standardmäßig Sprache und Geräusch und könnten besser geeignet sein, Sprachverständnisanforderungen bzw. auditorischen Stress im Alltag zu simulieren (Lehnhardt, 2009) und damit Auswirkungen auf die HRV Gesunder und Hörbeeinträchtigter zu erforschen.

4. Diskussion

4.6 Fazit

Anhand der aktuellen Studie lassen sich folgende Aussagen treffen: Auditorische Anforderungen in Form eines Sprachverständnistests ohne bzw. mit Störschall hatten signifikante HRV-Veränderungen zwischen Ruhe- und Testbedingungen zur Folge, wobei auditorische Belastung gleichzeitig erhöhte sympathische und parasympathische Aktivität hervorzurufen scheint. Die Erhöhung vagusassoziierter HRV-Parameter unterschied auditorische Aufgaben dabei von Studienergebnissen zu anderen mentalen Belastungen und könnte aufgabenspezifisch durch erhöhte Aufmerksamkeitsanforderungen bedingt sein. Trotz signifikant unterschiedlicher Testleistung in den beiden Testphasen wurde die HRV in der Gesamtstichprobe durch das Zuschalten von Störschall nicht entscheidend weiter beeinflusst, d.h. eine Unterscheidung der auditorischen Schwierigkeitsgrade anhand der HRV-Parameter war nicht möglich. Alleiniger kontinuierlicher Störschall hatte zudem, verglichen mit den Testeffekten, entgegengesetzte und damit eher entspannende Wirkung. Während des Messzeitraums konnte keine Habituation an die Testsituation beobachtet werden. Abgesehen von einer signifikant erhöhten vagusassozierten Ruhe-HRV bei Frauen, spielten Geschlechter- und Reihenfolgeeffekte insgesamt eine untergeordnete Rolle in Bezug auf HRV und Testergebnis. Schließlich lieferten die Ergebnisse keinen Hinweis auf einen Zusammenhang zwischen der HRV-Ausprägung in Ruhe und auditorischen Fähigkeiten. In der untersuchten jungen hörgesunden Stichprobe konnten auditorische Belastungen mithilfe der HRV sensitiv erfasst werden. Um allgemeine Aussagen zur Eignung der HRV bezüglich der Erfassung der Höranstrengung zu treffen, fehlen bislang Vergleichsuntersuchungen u.U. an größeren Probandenkollektiven. In weiteren Studien müssen zunächst die aktuellen Beobachtungen an gesunden Personen gesichert werden, um dann im nächsten Schritt Vergleichsdaten an Hörbeeinträchtigten zu erheben. Erst dann kann entschieden werden, ob die HRV-Messung als Ergänzung in der audiometrischen Diagnostik sinnvoll eingesetzt und ggf. für eine Verbesserung der Hörgeräte-Therapie bei Patienten genutzt werden kann.

5. Zusammenfassung

Die Messung der Herzratenvariabilität (HRV) hat sich als zuverlässiges Instrument zur Beurteilung der autonomen Funktion des Herzens erwiesen und ermöglicht die Erfassung sowohl physischer als auch psychischer Belastungs- bzw. Krankheitszustände. Im Bereich der Audiologie erfolgen die Betreuung hörbeeinträchtigter Patienten und deren Versorgung mit Hörgeräten auf Basis erzielter Leistungen in (sprach-)audiometrischen Testverfahren. Jedoch kommen vermehrte Höranstrengungen, die im Alltag besonders beim Sprachverstehen im Störgeräusch unternommen werden müssen, in der standardisierten Testung nur unzureichend zum Ausdruck. Ziel dieser Studie war es, zunächst den Einfluss eines Sprachverständnistests ohne und mit Störgeräusch auf die HRV hörgesunder Personen zu untersuchen, um dann die Ergebnisse in Zukunft mit den Daten Hörbeeinträchtigter vergleichen zu können. Dabei sollte geklärt werden, ob auditorische Belastungen mit der HRV sensitiv erfasst werden können und ob zudem eine Unterscheidung verschiedener Schwierigkeitsgrade möglich ist. Außerdem wurden der Einfluss von Geschlecht und Testphasen-Reihenfolge sowie ein möglicher Zusammenhang zwischen Ruhe-HRV und Testleistung untersucht.

Die Datenerhebung erfolgte in fünf Messphasen an einer Stichprobe von 24 Probanden zwischen 19 und 28 Jahren, wobei zu Beginn und am Ende Ruhemessungen erfolgten und zwischen den beiden audiometrischen Testphasen eine Störschall-Phase ohne Sprachverständnisaufgabe durchlaufen wurde. In den Testphasen mussten die Probanden Wortlisten des Freiburger Sprachtests einmal ohne und einmal unter Zuschaltung eines sprachverdeckenden Rauschens schriftlich wiedergeben. Die Reihenfolge der beiden audiometrischen Testbedingungen wurde durch balancierte Randomisierung festgelegt.

5. Zusammenfassung

Beim Vergleich der HRV-Parameter zwischen den Messphasen zeigten sich im Hinblick auf Gesamtvariabilität (SDNN) und normalisierte Frequenzparameter signifikante Unterschiede zwischen passiven und aktiven Messphasen, wobei die auditorischen Anforderungen eine Absenkung der SDNN, der LF-Power und des LF/HF-Quotienten bzw. einen Anstieg der HF-Power zur Folge hatten. Die Zuschaltung von Störschall in der schweren Testphase hatte, verglichen mit den leichten Testbedingungen, keine signifikanten weiteren Auswirkungen auf die HRV, während sich die erzielten Testleistungen zwischen leichter und schwerer Testphase deutlich unterschieden. Ergänzende Analysen zum Einfluss von Geschlecht und Reihenfolge auf HRV und Testergebnis zeigten bis auf eine erhöhte HF-Power bzw. erniedrigte LF-Power bei Frauen in Ruhe keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den jeweiligen Vergleichsgruppen. Ebenso wurde kein signifikanter HRV-Gewöhnungseffekt an die Testbedingungen und kein Zusammenhang zwischen Ruhe-HRV und erzielten auditorischen Testleistungen beobachtet.

In der vorliegenden Studie an jungen hörgesunden Personen konnten auditorische Belastungen in Form eines Sprachverständnistests durch die HRV-Messung zuverlässig erfasst und von Ruhebedingungen unterschieden werden. Die gestellten Testaufgaben riefen signifikante Parameterveränderungen im Sinne einer Koaktivierung von Sympathikus und Parasympathikus hervor, wobei dieses HRV-Muster charakteristisch für erhöhte Aufmerksamkeitsanforderungen zu sein scheint. Eine Unterscheidung der beiden auditorischen Schwierigkeitsgrade anhand der HRV war jedoch nicht möglich. Geschlecht der Probanden und Reihenfolge der Testphasen spielten sowohl in Bezug auf die HRV als auch auf das erzielte Wortverständnis eine untergeordnete Rolle.

Literaturverzeichnis

Aasman J, Mulder G, Mulder LJM. Operator effort and the measurement of heart rate variability. *Hum Factors* 1987; 29: 161-170.

Abhishekh HA, Nisarga P, Kisan R, Meghana A, Chandran S, Trichur R, Sathyaprabha TN. Influence of age and gender on autonomic regulation of heart. *J Clin Monit Comput* 2013; 27: 259-264.

Agelink MW, Boz C, Ullrich H, Andrich J. Relationship between major depression and heart rate variability. Clinical consequences and implications for antidepressive treatment. *Psychiatry Res* 2002; 113: 139-149.

Agelink MW, Malessa R, Baumann B, Majewski T, Akila F, Zeit T, Ziegler D. Standardized tests of heart rate variability: normal ranges obtained from 309 healthy humans, and effects of age, gender, and heart rate. *Clin Auton Res* 2001; 11: 99-108.

Akselrod S, Gordon D, Ubel FA, Shannon DC, Berger AC, Cohen RJ. Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control. *Science* 1981; 213: 220-222.

Althaus M, Mulder LJM, Mulder G, van Roon AM, Minderaa RB. Influence of respiratory activity on the cardiac response pattern to mental effort. *Psychophysiology* 1998; 35: 420-430.

Antelmi I, de Paula RS, Shinzato AR, Peres CA, Mansur AJ, Grupi CJ. Influence of age, gender, body mass index, and functional capacity on heart rate variability in a cohort of subjects without heart disease. *Am J Cardiol* 2004; 93: 381-385.

Arai Y, Saul JP, Albrecht P, Hartley LH, Lilly LS, Cohen RJ, Colucci WS. Modulation of cardiac autonomic activity during and immediately after exercise. *Am J Physiol* 1989; 256: H132-141.

Babisch W. Transportation noise and cardiovascular risk: updated review and synthesis of epidemiological studies indicate that the evidence has increased. *Noise Health* 2006; 8: 1-29.

Backs RW und Seljos KA. Metabolic and cardiorespiratory measures of mental effort: the effects of level of difficulty in a working memory task. *Int J Psychophysiol* 1994; 16: 57-68.

Bailey RL, Potter RF, Lang A, Pisoni DB. Modulating executive functioning: Trait motivational reactivity and resting HRV. *Cogn Emot* 2014; 1-8.

Bangert H. Probleme bei der Ermittlung des Diskriminationsverlustes nach dem Freiburger Sprachtest. *Audiologische Akustik* 1980; 19: 166-170.

Literaturverzeichnis

Baumert M, Brechtel L, Lock J, Hermsdorf M, Wolff R, Baier V, Voss A. Heart rate variability, blood pressure variability, and baroreflex sensitivity in overtrained athletes. *Clinical journal of sport medicine : official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine* 2006; 16: 412-417.

Beda A, Jandre FC, Phillips DI, Giannella-Neto A, Simpson DM. Heart-rate and blood-pressure variability during psychophysiological tasks involving speech: influence of respiration. *Psychophysiology* 2007; 44: 767-778.

Beda A, Simpson DM, Carvalho NC, Carvalho AR. Low-frequency heart rate variability is related to the breath-to-breath variability in the respiratory pattern. *Psychophysiology* 2014; 51: 197-205.

Benarroch EE. The central autonomic network: functional organization, dysfunction, and perspective. *Mayo Clin Proc* 1993; 68: 988-1001.

Benson RR, Whalen DH, Richardson M, Swainson B, Clark VP, Lai S, Liberman AM. Parametrically dissociating speech and nonspeech perception in the brain using fMRI. *Brain Lang* 2001; 78: 364-396.

Bernardi L, Wdowczyk-Szulc J, Valenti C, Castoldi S, Passino C, Spadacini G, Sleight P. Effects of controlled breathing, mental activity and mental stress with or without verbalization on heart rate variability. *J Am Coll Cardiol* 2000; 35: 1462-1469.

Berntson GG, Bigger JT, Jr., Eckberg DL, Grossman P, Kaufmann PG, Malik M, Nagaraja HN, Porges SW, Saul JP, Stone PH, van der Molen MW. Heart rate variability: origins, methods, and interpretive caveats. *Psychophysiology* 1997; 34: 623-648.

Bilan A, Witczak A, Palusinski R, Myslinski W, Hanzlik J. Circadian rhythm of spectral indices of heart rate variability in healthy subjects. *Journal of electrocardiology* 2005; 38: 239-243.

Billman GE. Heart rate variability - a historical perspective. *Frontiers in physiology* 2011; 2: 86 - 98.

Binder JR, Rao SM, Hammeke TA, Yetkin FZ, Jesmanowicz A, Bandettini PA, Wong EC, Estkowski LD, Goldstein MD, Haughton VM, et al. Functional magnetic resonance imaging of human auditory cortex. *Ann Neurol* 1994; 35: 662-672.

Bonnemeier H, Wiegand UKH, Brandes A, Kluge N, Katus HA, Richardt G, Potratz J. Circadian profile of cardiac autonomic nervous modulation in healthy subjects. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2003; 14: 791-799.

Boutcher SH und Stocker D. Cardiovascular response of young and older males to mental challenge. *The journals of gerontology. Series B, Psychological sciences and social sciences* 1996; 51: P261-P267.

Literaturverzeichnis

Braune HJ. Physiologische Einflußgrößen der Herzfrequenzvariabilität. *Klin Neurophysiol* 1998; 29: 168-172.

Buchheit M und Gindre C. Cardiac parasympathetic regulation: respective associations with cardiorespiratory fitness and training load. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 2006; 291: H451-458.

Carney RM, Blumenthal JA, Stein PK, Watkins L, Catellier D, Berkman LF, Czajkowski SM, O'Connor C, Stone PH, Freedland KE. Depression, heart rate variability, and acute myocardial infarction. *Circulation* 2001; 104: 2024-2028.

Carter NL und Beh HC. The effect of intermittent noise on cardiovascular functioning during vigilance task performance. *Psychophysiology* 1989; 26: 548-559.

Casolo G, Balli E, Taddei T, Amuhasi J, Gori C. Decreased spontaneous heart rate variability in congestive heart failure. *Am J Cardiol* 1989; 64: 1162-1167.

Chang T-Y, Lai Y-A, Hsieh H-H, Lai J-S, Liu C-S. Effects of environmental noise exposure on ambulatory blood pressure in young adults. *Environ Res* 2009; 109: 900-905.

Chang YC und Huang SL. The influence of attention levels on psychophysiological responses. *Int J Psychophysiol* 2012; 86: 39-47.

Chatkoff DK, Maier KJ, Javaid J, Hammoud MK, Munkrishna P. Dispositional hostility and gender differentially relate to cognitive appraisal, engagement, and cardiovascular reactivity across cognitive and emotional laboratory tasks. *Pers Indiv Differ* 2009; 47: 122-126.

Clays E, De Bacquer D, Crasset V, Kittel F, de Smet P, Kornitzer M, Karasek R, De Backer G. The perception of work stressors is related to reduced parasympathetic activity. *Int Arch Occup Environ Health* 2011; 84: 185-191.

Desjardins JL und Doherty KA. Age-related changes in listening effort for various types of masker noises. *Ear Hear* 2013; 34: 261-272.

Di Bernardi Luft C, Takase E, Darby D. Heart rate variability and cognitive function: effects of physical effort. *Biol Psychol* 2009; 82: 186-191.

Diehr MC, Heaton RK, Miller W, Grant I. The Paced Auditory Serial Addition Task (PASAT): norms for age, education, and ethnicity. *Assessment* 1998; 5: 375-387.

Erdem A, Ayhan SS, Öztürk S, Özlü MF, Alcelik A, Sahin S, Tosun M, Erdem FH, Gumustekin K, Yazici M. Cardiac autonomic function in healthy young smokers. *Toxicology and Industrial Health* 2012.

Literaturverzeichnis

Fairclough SH, Venables L, Tattersall A. The influence of task demand and learning on the psychophysiological response. *Int J Psychophysiol* 2005; 56: 171-184.

Frankenhaeuser M, Fröberg J, Hagdahl R, Rissler A, Björkvall C, Wolff B. Physiological, behavioral, and subjective indices of habituation to psychological stress. *Physiol Behav* 1967; 2: 229-237.

Frisina DR und Frisina RD. Speech recognition in noise and presbycusis: relations to possible neural mechanisms. *Hear Res* 1997; 106: 95-104.

Gaus W und Muche R. *Medizinische Statistik: Angewandte Biometrie für Ärzte und Gesundheitsberufe*. 1. Schattauer: Stuttgart 2013.

Geisler FCM, Vennewald N, Kubiak T, Weber H. The impact of heart rate variability on subjective well-being is mediated by emotion regulation. *Pers Individ Differ* 2010; 49: 723-728.

Gordon-Salant S und Fitzgibbons PJ. Selected cognitive factors and speech recognition performance among young and elderly listeners. *J Speech Lang Hear Res* 1997; 40: 423-431.

Gosselin PA und Gagne JP. Older adults expend more listening effort than young adults recognizing speech in noise. *J Speech Lang Hear Res* 2011; 54: 944-958.

Greenhouse SW und Geisser S. On methods in the analysis of profile data. *Psychometrika* 1959; 24: 95-112.

Grissom N und Bhatnagar S. Habituation to repeated stress: get used to it. *Neurobiology of learning and memory* 2009; 92: 215-224.

Gujjar AR, Sathyaprabha TN, Nagaraja D, Thennarasu K, Pradhan N. Heart rate variability and outcome in acute severe stroke: role of power spectral analysis. *Neurocritical care* 2004; 1: 347-353.

Gulli G, Cevese A, Cappelletto P, Gasparini G, Schena F. Moderate aerobic training improves autonomic cardiovascular control in older women. *Clin Auton Res* 2003; 13: 196-202.

Hahlbrock K-H. *Sprachaudiometrie: Grundlagen und praktische Anwendung einer Sprachaudiometrie für das deutsche Sprachgebiet*. Thieme: Stuttgart 1957.

Hallgren M, Larsby B, Lyxell B, Arlinger S. Speech understanding in quiet and noise, with and without hearing aids. *Int J Audiol* 2005; 44: 574-583.

Hancock PA und Warm JS. A dynamic model of stress and sustained attention. *Hum Factors* 1989; 31: 519-537.

Literaturverzeichnis

Hansen AL, Johnsen BH, Sollers JJ, 3rd, Stenvik K, Thayer JF. Heart rate variability and its relation to prefrontal cognitive function: the effects of training and detraining. *Eur J Appl Physiol* 2004; 93: 263-272.

Hansen AL, Johnsen BH, Thayer JF. Vagal influence on working memory and attention. *Int J Psychophysiol* 2003; 48: 263-274.

Hanson EKS, Schellekens JMH, Veldman JBP, Mulder LJM. Psychomotor and cardiovascular consequences of mental effort and noise. *Hum Mov Sci* 1993; 12: 607-626.

Hautala A, Tulppo MP, Makikallio TH, Laukkanen R, Nissila S, Huikuri HV. Changes in cardiac autonomic regulation after prolonged maximal exercise. *Clinical physiology (Oxford, England)* 2001; 21: 238-245.

Hautala AJ, Kiviniemi AM, Tulppo MP. Individual responses to aerobic exercise: the role of the autonomic nervous system. *Neurosci Biobehav Rev* 2009; 33: 107-115.

Hayano J, Sakakibara Y, Yamada A, Yamada M, Mukai S, Fujinami T, Yokoyama K, Watanabe Y, Takata K. Accuracy of assessment of cardiac vagal tone by heart rate variability in normal subjects. *Am J Cardiol* 1991; 67: 199-204.

Heim S, Opitz B, Muller K, Friederici AD. Phonological processing during language production: fMRI evidence for a shared production-comprehension network. *Brain research. Cognitive brain research* 2003; 16: 285-296.

Hjortskov N, Rissen D, Blangsted AK, Fallentin N, Lundberg U, Sogaard K. The effect of mental stress on heart rate variability and blood pressure during computer work. *Eur J Appl Physiol* 2004; 92: 84-89.

Hockey GR. Compensatory control in the regulation of human performance under stress and high workload; a cognitive-energetical framework. *Biol Psychol* 1997; 45: 73-93.

Hoth S. Audiometrie - Die Untersuchung des Gehörs und seine technische Versorgung. In: Kramme R, Hrsg. *Medizintechnik: Verfahren- Systeme- Informationsverarbeitung*. Springer: Berlin, Heidelberg 2011: 217-270.

Hottenrott K, Hoos O, Esperer HD. Herzfrequenzvariabilität und Sport. *Herz* 2006; 31: 544-552.

Iellamo F. Neural mechanisms of cardiovascular regulation during exercise. *Autonomic neuroscience : basic & clinical* 2001; 90: 66-75.

Jaušovec N und Jaušovec K. Gender related differences in visual and auditory processing of verbal and figural tasks. *Brain Res* 2009; 1300: 135-145.

Literaturverzeichnis

Jorna PG. Spectral analysis of heart rate and psychological state: a review of its validity as a workload index. *Biol Psychol* 1992; 34: 237-257.

Keller F. Verschiedene Aufsprachen des Sprachverständnistestes nach DIN 45 621 ("Freiburger Test"). *Biomed Techn* 1977; 22: 292-298.

Kelsey RM, Blascovich J, Tomaka J, Leitten CL, Schneider TR, Wiens S. Cardiovascular reactivity and adaptation to recurrent psychological stress: effects of prior task exposure. *Psychophysiology* 1999; 36: 818-831.

Kiviniemi A, Hautala A, Kinnunen H, Tulppo M. Endurance training guided individually by daily heart rate variability measurements. *Eur J Appl Physiol* 2007; 101: 743-751.

Kleiger RE, Bigger JT, Bosner MS, Chung MK, Cook JR, Rolnitzky LM, Steinman R, Fleiss JL. Stability over time of variables measuring heart rate variability in normal subjects. *Am J Cardiol* 1991; 68: 626-630.

Kleiger RE, Miller JP, Bigger Jr JT, Moss AJ. Decreased heart rate variability and its association with increased mortality after acute myocardial infarction. *Am J Cardiol* 1987; 59: 256-262.

Kleiger RE, Stein PK, Bosner MS, Rottman JN. Time domain measurements of heart rate variability. *Cardiology clinics* 1992; 10: 487-498.

Kop WJ, Synowski SJ, Newell ME, Schmidt LA, Waldstein SR, Fox NA. Autonomic nervous system reactivity to positive and negative mood induction: the role of acute psychological responses and frontal electrocortical activity. *Biol Psychol* 2011; 86: 230-238.

Kraus U, Schneider A, Breitner S, Hampel R, Ruckerl R, Pitz M, Gerschkat U, Belcredi P, Radon K, Peters A. Individual daytime noise exposure during routine activities and heart rate variability in adults: a repeated measures study. *Environ Health Perspect* 2013; 121: 607-612.

Kreibig SD. Autonomic nervous system activity in emotion: a review. *Biol Psychol* 2010; 84: 394-421.

Kristiansen J, Mathiesen L, Nielsen PK, Hansen AM, Shibuya H, Petersen HM, Lund SP, Skotte J, Jorgensen MB, Sogaard K. Stress reactions to cognitively demanding tasks and open-plan office noise. *Int Arch Occup Environ Health* 2009; 82: 631-641.

Kwon DY, Lim HE, Park MH, Oh K, Yu SW, Park KW, Seo WK. Carotid atherosclerosis and heart rate variability in ischemic stroke. *Clin Auton Res* 2008; 18: 355-357.

Lane RD, McRae K, Reiman EM, Chen K, Ahern GL, Thayer JF. Neural correlates of heart rate variability during emotion. *Neuroimage* 2009; 44: 213-222.

Literaturverzeichnis

Larsby B, Hallgren M, Lyxell B, Arlinger S. Cognitive performance and perceived effort in speech processing tasks: effects of different noise backgrounds in normal-hearing and hearing-impaired subjects. *Int J Audiol* 2005; 44: 131-143.

Lee G-S, Chen M-L, Wang G-Y. Evoked response of heart rate variability using short-duration white noise. *Autonomic neuroscience : basic & clinical* 2010; 155: 94-97.

Lehnhardt E. Sprachaudiometrie. In: Lehnhardt E und Laszig R, Hrsg. *Praxis der Audiometrie*. 9. Auflage. Thieme: Stuttgart 2009: 147 - 163.

Li Z, Snieder H, Su S, Ding X, Thayer JF, Treiber FA, Wang X. A longitudinal study in youth of heart rate variability at rest and in response to stress. *Int J Psychophysiol* 2009; 73: 212-217.

Linden W, Frankish J, McEachern HM. The effect of noise interference, type of cognitive stessor, and order of task on cardiovascular activity. *International Journal of Psychophysiology* 1985; 3: 67-74.

Linden W, Frankish J, McEachern HM. The effect of noise interference, type of cognitive stessor, and order of task on cardiovascular activity. *Int J Psychophysiol* 1985; 3: 67-74.

Loeb M. *Noise and human efficiency*. John Wiley & Sons: Chichester, England 1986.

Lucini D, Mela GS, Malliani A, Pagani M. Impairment in cardiac autonomic regulation preceding arterial hypertension in humans: insights from spectral analysis of beat-by-beat cardiovascular variability. *Circulation* 2002; 106: 2673-2679.

Lunner T. Cognitive function in relation to hearing aid use. *Int J Audiol* 2003; 42 Suppl 1: S49-58.

Mackersie CL und Cones H. Subjective and psychophysiological indexes of listening effort in a competing-talker task. *Journal of the American Academy of Audiology* 2011; 22: 113-122.

Makikallio AM, Makikallio TH, Korpelainen JT, Sotaniemi KA, Huikuri HV, Myllyla VV. Heart rate dynamics predict poststroke mortality. *Neurology* 2004; 62: 1822-1826.

Malliani A, Lombardi F, Pagani M. Power spectrum analysis of heart rate variability: a tool to explore neural regulatory mechanisms. *Br Heart J* 1994; 71: 1-2.

Malliani A, Pagani M, Lombardi F, Cerutti S. Cardiovascular neural regulation explored in the frequency domain. *Circulation* 1991; 84: 482-492.

Literaturverzeichnis

Malpas SC und Purdie GL. Circadian variation of heart rate variability. *Cardiovascular research* 1990; 24: 210-213.

Marple SL. *Digital spectral analysis: with applications*. Prentice-Hall: Englewood Cliffs, New Jersey 1987.

Massin MM, Maeyns K, Withofs N, Ravet F, Gérard P. Circadian rhythm of heart rate and heart rate variability. *Arch Dis Child* 2000; 83: 179-182.

Matthews S, Jelinek H, Vafaeiafraz S, McLachlan CS. Heart rate stability and decreased parasympathetic heart rate variability in healthy young adults during perceived stress. *Int J Cardiol* 2012; 156: 337-338.

McCoy SL, Tun PA, Cox LC, Colangelo M, Stewart RA, Wingfield A. Hearing loss and perceptual effort: downstream effects on older adults' memory for speech. *Q J Exp Psychol A* 2005; 58: 22-33.

McFadden D. Sex differences in the auditory system. *Dev Neuropsychol* 1998; 14: 261-298.

Melanson EL und Freedson PS. The effect of endurance training on resting heart rate variability in sedentary adult males. *Eur J Appl Physiol* 2001; 85: 442-449.

Middleton HC, Sharma A, Agouzoul D, Sahakian BJ, Robbins TW. Contrasts between the cardiovascular concomitants of tests of planning and attention. *Psychophysiology* 1999; 36: 610-618.

Montano N, Ruscone TG, Porta A, Lombardi F, Pagani M, Malliani A. Power spectrum analysis of heart rate variability to assess the changes in sympathovagal balance during graded orthostatic tilt. *Circulation* 1994; 90: 1826-1831.

Moses ZB, Luecken LJ, Eason JC. Measuring task-related changes in heart rate variability. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference* 2007; 2007: 644-647.

Mulder G und Mulder-Hajonides van der Meulen WREH. Mental load and the measurement of heart rate variability. *Ergonomics* 1973; 16: 69-83.

Niedermaier ON, Smith ML, Beightol LA, Zukowska-Grojec Z, Goldstein DS, Eckberg DL. Influence of cigarette smoking on human autonomic function. *Circulation* 1993; 88: 562-571.

Nolan J, Batin PD, Andrews R, Lindsay SJ, Brooksby P, Mullen M, Baig W, Flapan AD, Cowley A, Prescott RJ, Neilson JM, Fox KA. Prospective study of heart rate variability and mortality in chronic heart failure: results of the United Kingdom heart failure evaluation and assessment of risk trial (UK-heart). *Circulation* 1998; 98: 1510-1516.

Literaturverzeichnis

Ottaviani C, Shapiro D, Davydov DM, Goldstein IB. Autonomic stress response modes and ambulatory heart rate level and variability. *J Psychophysiol* 2008; 22: 28-40.

Pagani M, Furlan R, Pizzinelli P, Crivellaro W, Cerutti S, Malliani A. Spectral analysis of R-R and arterial pressure variabilities to assess sympatho-vagal interaction during mental stress in humans. *Journal of hypertension. Supplement : official journal of the International Society of Hypertension* 1989; 7: S14-15.

Pagani M, Lombardi F, Guzzetti S, Rimoldi O, Furlan R, Pizzinelli P, Sandrone G, Malfatto G, Dell'Orto S, Piccaluga E, et al. Power spectral analysis of heart rate and arterial pressure variabilities as a marker of sympatho-vagal interaction in man and conscious dog. *Circulation research* 1986; 59: 178-193.

Perini R und Veicsteinas A. Heart rate variability and autonomic activity at rest and during exercise in various physiological conditions. *Eur J Appl Physiol* 2003; 90: 317-325.

Pichora-Fuller MK, Schneider BA, Daneman M. How young and old adults listen to and remember speech in noise. *J Acoust Soc Am* 1995; 97: 593-608.

Pittig A, Arch JJ, Lam CWR, Craske MG. Heart rate and heart rate variability in panic, social anxiety, obsessive-compulsive, and generalized anxiety disorders at baseline and in response to relaxation and hyperventilation. *Int J Psychophysiol* 2013; 87: 19-27.

Pomeranz B, Macaulay RJ, Caudill MA, Kutz I, Adam D, Gordon D, Kilborn KM, Barger AC, Shannon DC, Cohen RJ, Benson H. Assessment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis. *Am J Physiol* 1985; 248: H151-H153.

Porges SW. Vagal tone: a physiologic marker of stress vulnerability. *Pediatrics* 1992; 90: 498-504.

Porges SW. Cardiac vagal tone: a physiological index of stress. *Neurosci Biobehav Rev* 1995a; 19: 225-233.

Porges SW. Orienting in a defensive world: mammalian modifications of our evolutionary heritage. A polyvagal theory. *Psychophysiology* 1995b; 32: 301-318.

Porges SW. The polyvagal theory: phylogenetic substrates of a social nervous system. *Int J Psychophysiol* 2001; 42: 123-146.

Porges SW. The polyvagal perspective. *Biol Psychol* 2007; 74: 116-143.

Literaturverzeichnis

Quintana DS, Guastella AJ, Outhred T, Hickie IB, Kemp AH. Heart rate variability is associated with emotion recognition: Direct evidence for a relationship between the autonomic nervous system and social cognition. *Int J Psychophysiol* 2012; 86: 168-172.

Rahe RH und Arthur RJ. Life change and illness studies: past history and future directions. *Journal of human stress* 1978; 4: 3-15.

Redondo M und Del Valle-Inclan F. Decrements in heart rate variability during memory search. *Int J Psychophysiol* 1992; 13: 29-35.

Reyes del Paso GA, Langewitz W, Mulder LJM, 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. *Psychophysiology* 2013; 50: 477-487.

Rossy LA und Thayer JF. Fitness and gender-related differences in heart period variability. *Psychosom Med* 1998; 60: 773-781.

Routledge FS, Campbell TS, McFetridge-Durdle JA, Bacon SL. Improvements in heart rate variability with exercise therapy. *The Canadian journal of cardiology* 2010; 26: 303-312.

Sakuragi S, Sugiyama Y, Takeuchi K. Effects of laughing and weeping on mood and heart rate variability. *J Physiol Anthropol Appl Human Sci* 2002; 21: 159-165.

Saul J. Beat-to-beat variations of heart rate reflect modulation of cardiac autonomic outflow. *Physiology* 1990; 5: 32-37.

Sayers BM. Analysis of heart rate variability. *Ergonomics* 1973; 16: 17-32.

Saykin AJ, Gur RC, Gur RE, Shtasel DL, Flannery KA, Mozley LH, Malamut BL, Watson B, Mozley PD. Normative neuropsychological test performance: effects of age, education, gender and ethnicity. *Appl Neuropsychol* 1995; 2: 79-88.

Schega L, Hamacher D, Bockelmann I, Huckauf A, Mecke R, Grubert J, Tumler J. Vergleich von Messverfahren zur Analyse der Herzratenvariabilität (HRV). *Deut Z Sportmed* 2010; 61: 305-309.

Schönauer M, Thomas A, Kautz C, Niebauer J. Diabetiker mit kardiovaskulärem Risiko identifizieren mit Herzratenvariabilitätsmessung. *Diabetes, Stoffwechsel und Herz* 2008; 17: 161-167.

Schroeder EB, Chambless LE, Liao D, Prineas RJ, Evans GW, Rosamond WD, Heiss G. Diabetes, glucose, insulin, and heart rate variability: the Atherosclerosis Risk in Communities (ARIC) study. *Diabetes care* 2005; 28: 668-674.

Literaturverzeichnis

Schubert C, Lambertz M, Nelesen RA, Bardwell W, Choi JB, Dimsdale JE. Effects of stress on heart rate complexity--a comparison between short-term and chronic stress. *Biol Psychol* 2009; 80: 325-332.

Schwerdtfeger A. Kardiovaskuläre Psychophysiologie. In: Albus C und Köllner V, Hrsg. *Psychotherapie im Dialog - Psychokardiologie: Psychoanalyse, Systemische Therapie, Verhaltenstherapie, Humanistische Therapien*. Georg Thieme Verlag: Stuttgart 2011: 33-38.

Sendlmeier WF und Von Wedel H. Ein Verfahren zur Messung von Fehlleistungen beim Sprachverstehen - Überlegungen und erste Ergebnisse. *Sprache Stimme Gehör* 1986; 10: 164-169.

Sloan RP, Korten JB, Myers MM. Components of heart rate reactivity during mental arithmetic with and without speaking. *Physiol Behav* 1991; 50: 1039-1045.

Smilde TD, van Veldhuisen DJ, van den Berg MP. Prognostic value of heart rate variability and ventricular arrhythmias during 13-year follow-up in patients with mild to moderate heart failure. *Clinical research in cardiology : official journal of the German Cardiac Society* 2009; 98: 233-239.

Stein PK, Bosner MS, Kleiger RE, Conger BM. Heart rate variability: a measure of cardiac autonomic tone. *Am Heart J* 1994; 127: 1376-1381.

Stein PK, Domitrovich PP, Huikuri HV, Kleiger RE. Traditional and nonlinear heart rate variability are each independently associated with mortality after myocardial infarction. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2005; 16: 13-20.

Stein PK und Kleiger RE. Insights from the study of heart rate variability. *Annu Rev Med* 1999; 50: 249-261.

Stroop JR. Studies of interference in serial verbal reactions. *Journal of experimental psychology* 1935; 18: 643-662.

Sukowski H, Brand T, Wagener KC, Kollmeier B. Untersuchung zur Vergleichbarkeit des Freiburger Sprachtests mit dem Göttinger Satztest und dem Einsilber-Reimtest nach von Wallenberg und Kollmeier. *Hno* 2009; 57: 239-250.

Sweetow RW und Henderson Sabes J. Audiologic testing. In: Lalwani AK, Hrsg. *Current Diagnosis & Treatment in Otolaryngology, Head & Neck Surgery*. 2. Auflage. McGraw-Hill Medical: New York u.a. 2007: 596-606.

Szalma JL und Hancock PA. Noise effects on human performance: a meta-analytic synthesis. *Psychol Bull* 2011; 137: 682-707.

Literaturverzeichnis

Taelman J, Vandeput S, Spaepen A, Huffel S. Influence of Mental Stress on Heart Rate and Heart Rate Variability. In: Sloten Jet al., Hrsg. 4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering. Springer Berlin Heidelberg 2009: 1366-1369.

Tanosoto T, Arima T, Tomonaga A, Ohata N, Svensson P. A Paced Auditory Serial Addition Task evokes stress and differential effects on masseter-muscle activity and haemodynamics. *European journal of oral sciences* 2012; 120: 363-367.

Tarvainen MP und Niskanen J-P. Kubios HRV version 2.0 User's Guide. Biosignal Analysis and Medical Imaging Group (BSAMIG), Department of Physics, University of Kuopio, Finland: 2008.

Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing Electrophysiology. Heart Rate Variability: standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *Circulation* 1996; 93: 1043-1065.

Thayer JF, Ahs F, Fredrikson M, Sollers JJ, 3rd, Wager TD. A meta-analysis of heart rate variability and neuroimaging studies: implications for heart rate variability as a marker of stress and health. *Neurosci Biobehav Rev* 2012; 36: 747-756.

Thayer JF, Friedman BH, Borkovec TD. Autonomic characteristics of generalized anxiety disorder and worry. *Biol Psychiatry* 1996; 39: 255-266.

Thayer JF, Hansen AL, Saus-Rose E, Johnsen BH. Heart rate variability, prefrontal neural function, and cognitive performance: the neurovisceral integration perspective on self-regulation, adaptation, and health. *Ann Behav Med* 2009; 37: 141-153.

Thayer JF und Lane RD. A model of neurovisceral integration in emotion regulation and dysregulation. *J Affect Disord* 2000; 61: 201-216.

Thompson RF und Spencer WA. Habituation: a model phenomenon for the study of neuronal substrates of behavior. *Psychol Rev* 1966; 73: 16-43.

Tsuji H, Venditti FJ, Jr., Manders ES, Evans JC, Larson MG, Feldman CL, Levy D. Determinants of heart rate variability. *J Am Coll Cardiol* 1996; 28: 1539-1546.

Tumarkin A. Evolution of the auditory conducting apparatus in terrestrial vertebrates. In: de Reuck AVS und Knight J, Hrsg. *Hearing Mechanisms in Vertebrates (Ciba Foundation Symposium)*. Little, Brown: Boston 1968: 18-40.

Uusitalo A, Mets T, Martinmaki K, Mauno S, Kinnunen U, Rusko H. Heart rate variability related to effort at work. *Appl Ergon* 2011; 42: 830-838.

Literaturverzeichnis

von Wedel H. Untersuchungen zum Freiburger Sprachtest - Vergleichbarkeit der Gruppen im Hinblick auf Diagnose und Rehabilitation. *Audiologische Akustik* 1986; 25: 60-73.

von Wedel H, von Wedel UC, Streppel M. Selective hearing in the aged with regard to speech perception in quiet and in noise. *Acta oto-laryngologica. Supplementum* 1990; 476: 131-135.

Voss A, Heitmann A, Schroeder R, Peters A, Perz S. Short-term heart rate variability - age dependence in healthy subjects. *Physiol Meas* 2012; 33: 1289-1311.

Walter GF und Porges SW. Heart rate and respiratory responses as a function of task difficulty: the use of discriminant analysis in the selection of psychologically sensitive physiological responses. *Psychophysiology* 1976; 13: 563-571.

Wang Y, Zhao X, O'Neil A, Turner A, Liu X, Berk M. Altered cardiac autonomic nervous function in depression. *BMC psychiatry* 2013; 13: 187.

Waring WS, Goudsmit J, Marwick J, Webb DJ, Maxwell SRJ. Acute caffeine intake influences central more than peripheral blood pressure in young adults. *Am J Hypertens* 2003; 16: 919-924.

Weippert M, Thielmann B, Stoll R, Pfister EA, Bockelmann I. Sympatho-vagale Balance und kardiale Reaktionen bei standardisierten psychomentalen Belastungen. *Biomedizinische Technik* 2009; 54: 197-203.

Welch P. The use of fast Fourier transform for the estimation of power spectra: A method based on time averaging over short, modified periodograms. *IEEE transactions on acoustics, speech, and signal processing* 1967; 15: 70-73.

Westman JC und Walters JR. Noise and stress: a comprehensive approach. *Environ Health Perspect* 1981; 41: 291-309.

Wickens CD. Multiple resources and performance prediction. *Theor Issues Ergon* 2002; 3: 159-177.

Willemsen G, Ring C, McKeever S, Carroll D. Secretory immunoglobulin A and cardiovascular activity during mental arithmetic: effects of task difficulty and task order. *Biol Psychol* 2000; 52: 127-141.

Wood R, Maraj B, Lee CM, Reyes R. Short-term heart rate variability during a cognitive challenge in young and older adults. *Age and ageing* 2002; 31: 131-135.

Yanagihashi R, Ohira M, Kimura T, Fujiwara T. Physiological and psychological assessment of sound. *Int J Biometeorol* 1997; 40: 157-161.

Literaturverzeichnis

Yu X, Zhang J, Xie D, Wang J, Zhang C. Relationship between scalp potential and autonomic nervous activity during a mental arithmetic task. *Autonomic neuroscience : basic & clinical* 2009; 146: 81-86.

Zekveld AA, Heslenfeld DJ, Festen JM, Schoonhoven R. Top-down and bottom-up processes in speech comprehension. *Neuroimage* 2006; 32: 1826-1836.

Ziemssen T, Süß M, Reichmann H. Die kardiovaskuläre Funktionsdiagnostik des autonomen Nervensystems - eine Einführung. *Neurophysiol Lab* 2002; 24: 57-77.

Anhang

A. Tonaudiogramm (Beispiel)

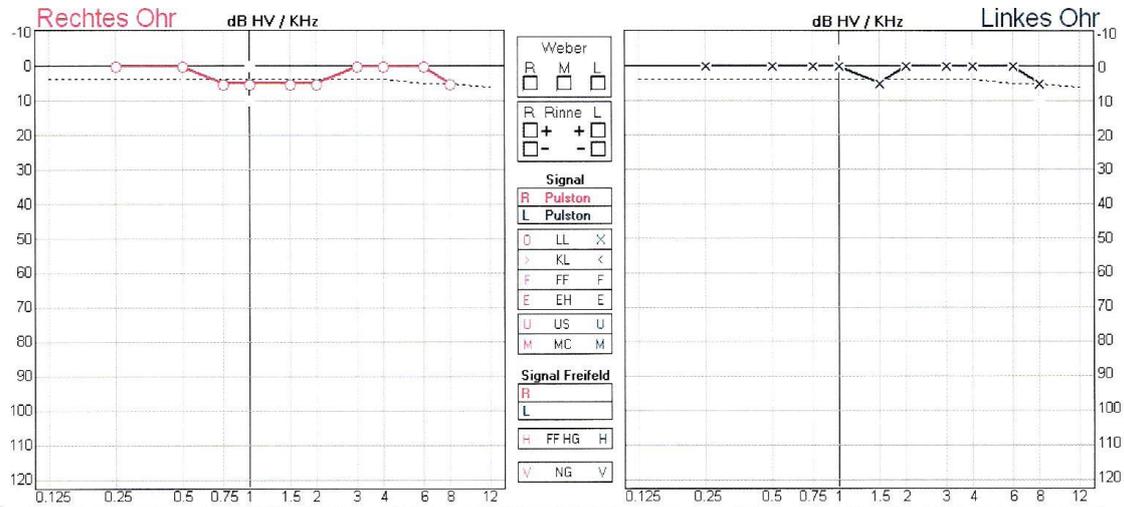


Abb. A.1: Tonaudiogramm zur Hörschwellen-Bestimmung im Frequenzbereich 0,25 kHz - 8 kHz. Aufgetragen ist die Frequenz in Kilohertz (kHz; x-Achse) gegen den Schalldruck in Dezibel Hörverlust (dB HV; y-Achse). Normale Hörschwelle bei 0 dB HV, Hörverlust $\hat{=}$ Abweichung der Kurve nach unten.

B. Wortmaterial Freiburger Sprachtest

Tabelle B.1: Wortlisten für die audiometrischen Testphasen.

Je 3 Listen à 20 Wörter aus dem Freiburger Sprachtest nach DIN 45621, Version 1969.

Listen 6,7,8 für ‚Testphase_leicht‘, Listen 17,18,19 für ‚Testphase_schwer‘.

	Liste 6	Liste 7	Liste 8		Liste 17	Liste 18	Liste 19
01	Seil	Spiel	Luft		Fink	Schnitt	Frucht
02	Pfand	Moos	Band		Schlauch	Frau	Schlitz
03	Netz	Lachs	Kost		Reh	Land	See
04	Flur	Glut	Ski		Grad	Helm	Schar
05	Schild	Erz	Feind		Floß	Bock	Gold
06	Ochs	Baum	Herr		Hirn	Flucht	Leib
07	Draht	Sand	Pflug		Fuchs	Scherz	Wunsch
08	Hemd	Reich	Tal		Bein	Keil	Fraß
09	Schmutz	Kuh	Gift		Napf	Rast	Stier
10	Rat	Schiff	Raum		Teer	Gruß	Ton
11	Tau	Wort	Ernst		Stolz	Wohl	Heer
12	Milch	Hecht	Zeug		Art	Plan	Dachs
13	Rost	Mann	Fach		Wurm	Krieg	Bauch
14	Kahn	Bruch	Groll		Ding	Ast	Kreuz
15	Tier	Schopf	Speck		Trab	Pfiff	Akt
16	Brot	Fels	Sitz		Bett	Weib	Pfund
17	Dunst	Kranz	Moor		Kleid	Sturm	Sekt
18	Haar	Teich	Last		Schatz	Fang	Glück
19	Feld	Dienst	Krach		Wut	Tee	Molch
20	Schwein	Star	Schwung		Pflock	Mord	Rad

C. Sprachverständnistest

C.1 Testbogen (Beispiel)

Testphase 1		
- Seil	- Spiel	- Luft
- Pfand	- Moos	- Wand
- Netz	- Nachs	- Kost
- Flur	- Blut	- Ski
- Schuld	- Erz	- Feind
- Ochs Box	- Baum	- Herr
- Draht	- Sand	- Pflug
- Hemd	- Reich	- Tal
- Schmutz	- Kuh	- Gift
- Rad	- Schiff	- Raum
- Tau	- Wort	- Ernst
- Milch	- Hecht	- Zeug
- Rost	- Mann	- Fach
- Kahn	- Bruch	- Groll
- Tier	- Schopf	- Speck
- Brot	- Fels	- Sitz
- Dunst	- Kranz	- Moor
- Haar	- Teich	- Last
- Feld	- Dienst	- Krach
- Schwein	- Star	- Schwung

Abb. C.1: Testbogen für Sprachverständnistest, exemplarisch für ‚Testphase_leicht‘.

C.2 Auswertung Testbogen (Beispiel)

Tabelle C.2: Ermittlung des Wortverständnisses in Prozent, exemplarisch für ‚Testphase_leicht‘. Nicht-verstandene Wörter wurden **fett** gedruckt.

	Liste 6	Schriftliche Antwort	Liste 7	Schriftliche Antwort	Liste 8	Schriftliche Antwort
01	Seil	Seil	Spiel	Spiel	Luft	Luft
02	Pfand	Pfand	Moos	Moos	Band	Wand
03	Netz	Netz	Lachs	Lachs	Kost	Kost
04	Flur	Flur	Glut	Glut	Ski	Ski
05	Schild	Schild	Erz	Erz	Feind	Feind
06	Ochs	Box	Baum	Baum	Herr	Herr
07	Draht	Draht	Sand	Sand	Pflug	Pflug
08	Hemd	Hemd	Reich	Reich	Tal	Tal
09	Schmutz	Schmutz	Kuh	Kuh	Gift	Gift
10	Rat	Rad	Schiff	Schiff	Raum	Raum
11	Tau	Tau	Wort	Wort	Ernst	Ernst
12	Milch	Milch	Hecht	Hecht	Zeug	Zeug
13	Rost	Rost	Mann	Mann	Fach	Fach
14	Kahn	Kahn	Bruch	Bruch	Groll	Groll
15	Tier	Tier	Schopf	Schopf	Speck	Speck
16	Brot	Brot	Fels	Fels	Sitz	Sitz
17	Dunst	Dunst	Kranz	Kranz	Moor	Moor
18	Haar	Haar	Teich	Teich	Last	Last
19	Feld	Feld	Dienst	Dienst	Krach	Krach
20	Schwein	Schwein	Star	Star	Schwung	Schwung
richtig erkannt		18/20		20/20		19/20
Wortverständnis gesamt: 57/60 \cong 95%						

D. Kubios-Ergebnisbericht (Beispiel)

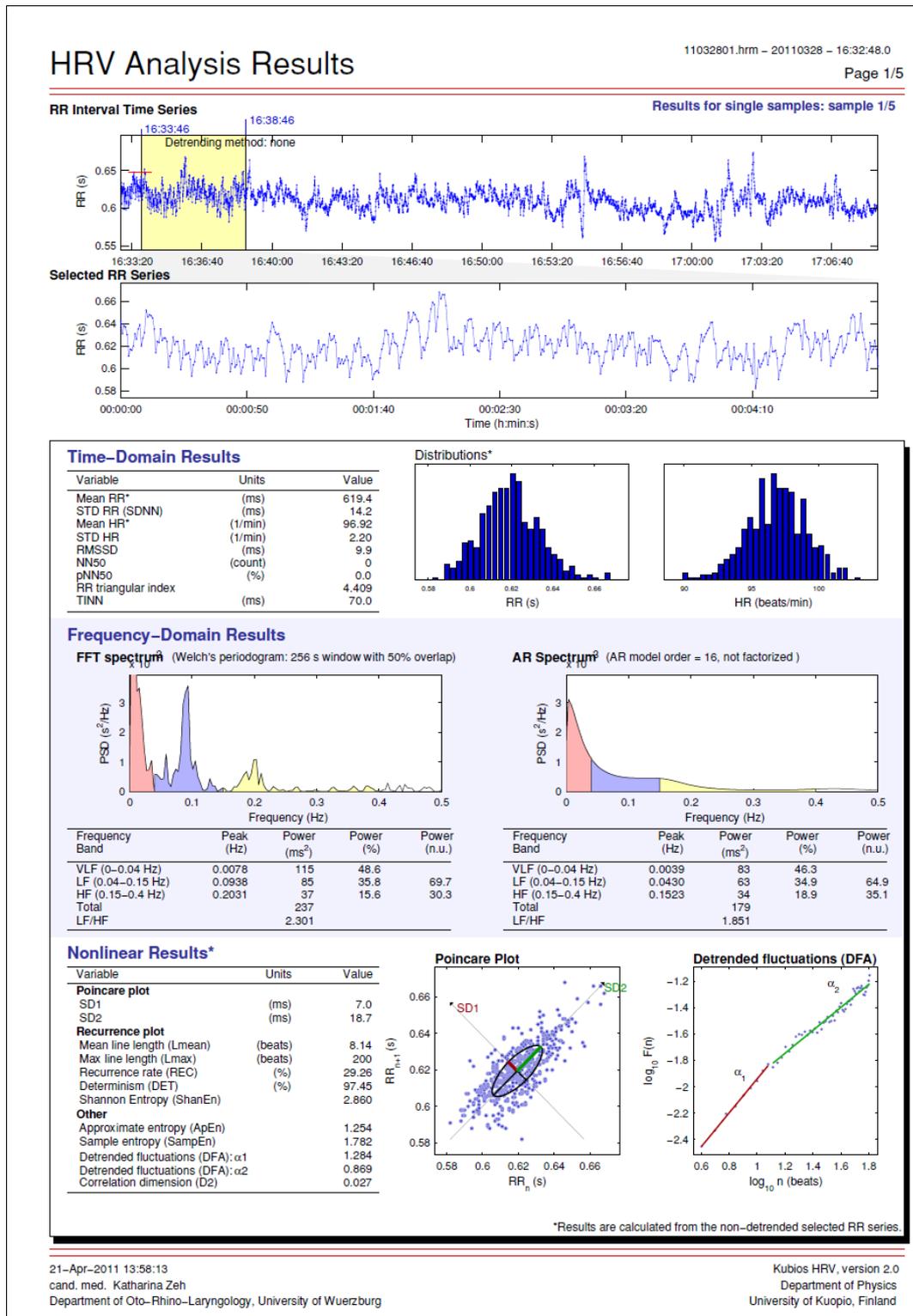


Abb. D.1: Kubios-HRV-Analyse, exemplarisch für 1 Messphase. Obere 2 Zeilen zeigen aufgezeichnete Originaldaten als RR-Intervall-Zeit-Diagramm, 5 min-Analyse-Zeitraum gelb markiert und in 2. Zeile dargestellt. Eingerahmter Ergebnisteil mit berechneten Parametern im Zeit-, Frequenz- und nicht-linearen Bereich.

E. Auszug Daten-Tabelle

Tabelle E.1: Datentabelle für Proband 1 – 24. Auszug zeigt ausgewählte HRV-Parameter der Ruhephase. w: weiblich; m: männlich. Einheiten S/min: Schläge/Minute, ms: Millisekunden, nu: normalized units.

ID	Pseudonym	Geschlecht	Alter	Reihenfolge	Verständnis leicht (%)	Verständnis schwer (%)	Ruhe mean HR (S/min)	Ruhe SDNN (ms)	Ruhe RMSSD (ms)	Ruhe LF norm (nu)	Ruhe HF norm (nu)	Ruhe LF/HF-Ratio
1	PROB01	w	22	leicht	95,0	26,7	96,92	14,16	9,94	69,7	30,3	2,301
2	PROB02	w	25	leicht	95,0	21,7	78,22	65,67	39,40	84,1	15,9	5,293
3	PROB04	m	19	schwer	90,0	5,0	72,24	52,72	44,50	66,3	33,7	1,965
4	PROB05	m	20	schwer	96,7	13,3	92,80	46,33	27,15	75,0	25,0	3,007
5	PROB06	w	22	schwer	95,0	10,0	65,57	61,65	52,25	63,4	36,6	1,730
6	PROB07	w	23	leicht	91,7	16,7	75,98	109,37	111,43	28,6	71,4	0,401
7	PROB08	w	23	schwer	93,3	16,7	69,83	82,49	74,93	61,1	38,9	1,573
8	PROB09	m	28	leicht	95,0	26,7	72,73	34,75	21,95	70,2	29,8	2,351
9	PROB11	m	24	leicht	91,7	8,3	71,01	43,88	24,54	63,3	36,7	1,724
10	PROB12	w	23	schwer	95,0	11,7	83,37	41,78	39,58	31,3	68,7	0,455
11	PROB14	w	22	leicht	96,7	1,7	67,44	60,46	59,16	28,9	71,1	0,406
12	PROB15	w	24	schwer	95,0	6,7	77,03	35,04	37,27	34,6	65,4	0,530
13	PROB18	m	21	leicht	98,3	20,0	61,98	106,41	77,19	73,2	26,8	2,726
14	PROB19	m	24	schwer	95,0	8,3	90,40	60,80	42,76	79,8	20,2	3,958
15	PROB20	m	24	leicht	96,7	6,7	50,89	45,18	65,29	15,1	84,9	0,178
16	PROB21	m	23	leicht	95,0	13,3	65,77	46,32	39,22	51,4	48,6	1,057
17	PROB22	w	24	leicht	93,3	6,7	80,94	58,86	30,30	77,8	22,2	3,514
18	PROB23	m	23	leicht	90,0	5,0	67,33	69,34	30,72	80,3	19,7	4,079
19	PROB24	w	22	schwer	100,0	8,3	88,48	45,84	34,63	43,8	56,2	0,780
20	PROB25	m	23	schwer	96,7	8,3	81,81	68,54	33,49	93,0	7,0	13,314
21	PROB26	m	20	schwer	93,3	3,3	77,11	73,16	29,13	82,8	17,2	4,802
22	PROB27	w	23	schwer	95,0	6,7	60,38	95,89	101,25	41,1	58,9	0,699
23	PROB28	w	22	leicht	96,7	13,3	81,95	42,11	30,43	52,1	47,9	1,089
24	PROB30	m	24	schwer	96,7	11,7	75,81	73,89	50,11	78,8	21,2	3,706

F. Deskriptive Statistik und graphische Darstellung der HRV-Daten

Tabelle F.1: Deskriptive Statistik für Parameter ‚mean HR‘.

n: Stichprobengröße; *Min*: Minimum; *Max*: Maximum; *Med*: Median; *MW ± SD*: Mittelwert ± Standardabweichung; *SEM*: Standardfehler; *MW 95% KI*: 95%-Konfidenzintervall des Mittelwerts.

mean HR (S/min)	Ruhe	Störschall	Test_leicht	Test_schwer	Erholung
<i>n</i>	24	24	24	24	24
<i>Min</i>	50,9	49,7	51,1	52,1	51,3
<i>Max</i>	96,9	97,7	98,3	100,4	99,0
<i>Med</i>	75,9	76,1	74,2	76,4	73,5
<i>MW ± SD</i>	75,3 ± 10,9	76,4 ± 11,0	75,1 ± 11,4	75,8 ± 11,1	75,6 ± 11,3
<i>SEM</i>	2,2	2,3	2,3	2,3	2,3
<i>MW 95% KI</i>	70,6 – 79,9	71,7 -81,1	70,3 – 80,0	71,1 – 80,5	70,8 – 80,4

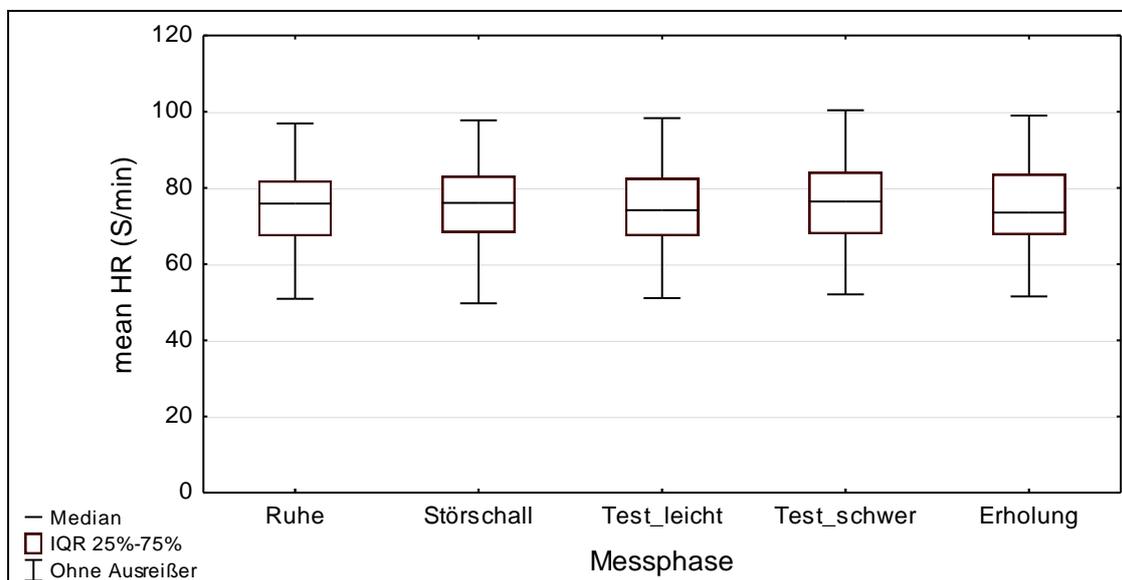


Abb. F.2: Datenverteilung in den Messphasen für Parameter ‚mean HR‘. IQR: Interquartilsabstand \triangleq 25%-75%-Perzentile; ohne Ausreißer \triangleq Box \pm max. 1,5x IQR.

Tabelle F.3: Deskriptive Statistik für Parameter ‚SDNN‘.

n: Stichprobengröße; *Min*: Minimum; *Max*: Maximum; *Med*: Median; *MW ± SD*: Mittelwert ± Standardabweichung; *SEM*: Standardfehler; *MW 95% KI*: 95%-Konfidenzintervall des Mittelwerts.

SDNN (ms)	Ruhe	Störschall	Test_leicht	Test_schwer	Erholung
<i>n</i>	24	24	24	24	24
<i>Min</i>	14,2	9,5	11,6	10,6	10,7
<i>Max</i>	109,4	118,6	78,1	78,1	115,8
<i>Med</i>	59,7	56,4	53,6	48,9	62,7
<i>MW ± SD</i>	59,8 ± 22,9	61,1 ± 24,2	53,1 ± 15,3	50,5 ± 15,3	61,1 ± 22,3
<i>SEM</i>	4,7	4,9	3,1	3,1	4,6
<i>MW 95% KI</i>	50,1 - 69,5	50,9 - 71,3	46,7 - 59,6	44,0 - 56,9	51,7 - 70,6

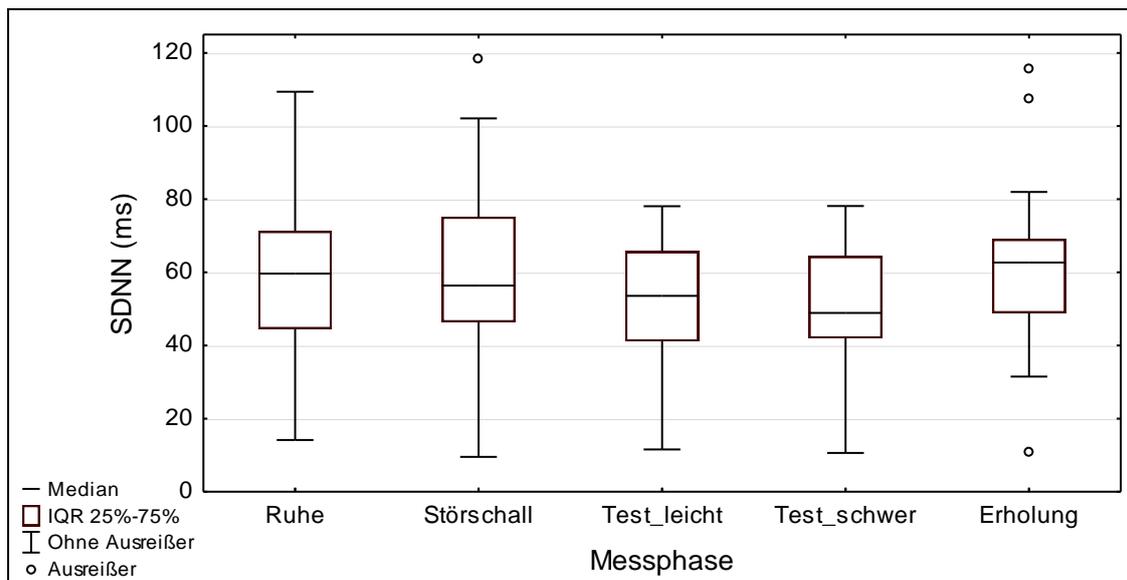


Abb. F.4: Datenverteilung in den Messphasen für Parameter ‚SDNN‘.

IQR: Interquartilsabstand $\hat{=}$ 25%-75%-Perzentile; ohne Ausreißer $\hat{=}$ Box \pm max. 1,5x IQR; Ausreißer $\hat{=}$ Box \pm max. 3x IQR.

Tabelle F.5: Deskriptive Statistik für Parameter ‚RMSSD‘.

n: Stichprobengröße; *Min*: Minimum; *Max*: Maximum; *Med*: Median; *MW ± SD*: Mittelwert ± Standardabweichung; *SEM*: Standardfehler; *MW 95% KI*: 95%-Konfidenzintervall des Mittelwerts.

RMSSD (ms)	Ruhe	Störschall	Test_leicht	Test_schwer	Erholung
<i>n</i>	24	24	24	24	24
<i>Min</i>	9,9	4,2	4,1	3,3	3,7
<i>Max</i>	111,4	107,0	76,4	87,0	111,5
<i>Med</i>	39,3	33,6	39,7	40,5	35,2
<i>MW ± SD</i>	46,1 ± 24,6	43,6 ± 24,3	45,0 ± 17,6	44,4 ± 18,7	42,5 ± 24,2
<i>SEM</i>	5,0	5,0	3,6	3,8	4,9
<i>MW 95% KI</i>	35,7 - 56,5	33,3 - 53,9	37,6 - 52,4	36,6 - 52,3	32,3 - 52,7

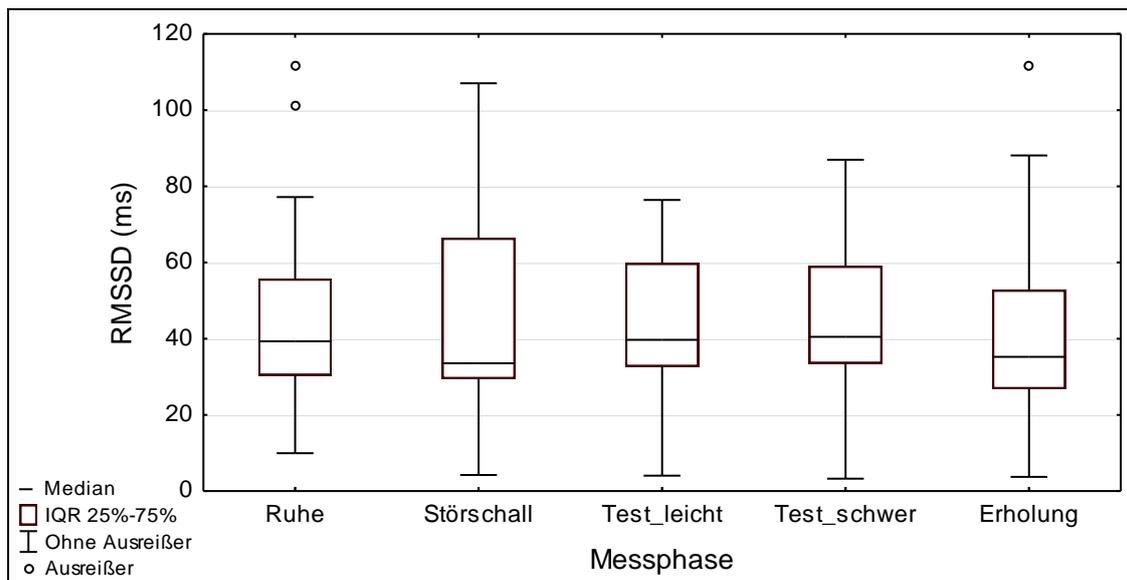


Abb. F.6: Datenverteilung in den Messphasen für Parameter ‚RMSSD‘.

IQR: Interquartilsabstand $\hat{=}$ 25%-75%-Perzentile; ohne Ausreißer $\hat{=}$ Box \pm max. 1,5x IQR; Ausreißer $\hat{=}$ Box \pm max. 3x IQR.

Tabelle F.7: Deskriptive Statistik für Parameter ‚LF norm‘.

n: Stichprobengröße; *Min*: Minimum; *Max*: Maximum; *Med*: Median; *MW ± SD*: Mittelwert ± Standardabweichung; *SEM*: Standardfehler; *MW 95% KI*: 95%-Konfidenzintervall des Mittelwerts.

LF norm (nu)	Ruhe	Störschall	Test_leicht	Test_schwer	Erholung
<i>n</i>	24	24	24	24	24
<i>Min</i>	15,1	24,3	14,5	23,5	12,0
<i>Max</i>	93,0	93,1	82,9	80,1	92,5
<i>Med</i>	64,9	61,7	48,8	52,0	69,9
<i>MW ± SD</i>	60,2 ± 21,4	64,6 ± 17,6	52,2 ± 18,5	52,9 ± 14,9	63,9 ± 21,4
<i>SEM</i>	4,4	3,6	3,8	3,0	4,4
<i>MW 95% KI</i>	51,2 - 69,3	57,2 - 72,0	44,4 - 60,0	46,6 - 59,2	54,9 - 72,9

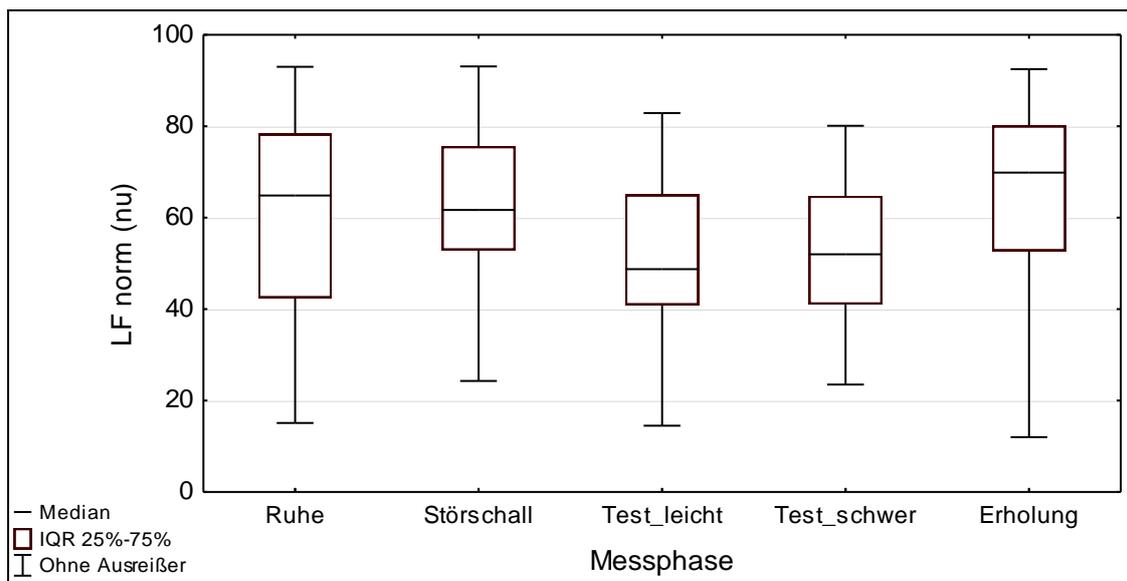


Abb. F.8: Datenverteilung in den Messphasen für Parameter ‚LF norm‘.

IQR: Interquartilsabstand $\hat{=}$ 25%-75%-Perzentile; ohne Ausreißer $\hat{=}$ Box \pm max. 1,5x IQR.

Tabelle F.9: Deskriptive Statistik für Parameter ‚HF norm‘.

n: Stichprobengröße; *Min*: Minimum; *Max*: Maximum; *Med*: Median; *MW ± SD*: Mittelwert ± Standardabweichung; *SEM*: Standardfehler; *MW 95% KI*: 95%-Konfidenzintervall des Mittelwerts.

HF norm (nu)	Ruhe	Störschall	Test_leicht	Test_schwer	Erholung
<i>n</i>	24	24	24	24	24
<i>Min</i>	7,0	6,9	17,1	19,9	7,5
<i>Max</i>	84,9	75,7	85,5	76,5	88,0
<i>Med</i>	35,2	38,3	51,3	48,0	30,2
<i>MW ± SD</i>	39,8 ± 21,4	35,4 ± 17,6	47,8 ± 18,5	47,1 ± 14,9	36,1 ± 21,4
<i>SEM</i>	4,4	3,6	3,8	3,1	4,4
<i>MW 95% KI</i>	30,7 - 48,8	28,0 - 42,8	40,0 - 55,7	40,8 - 53,4	27,1 - 45,1

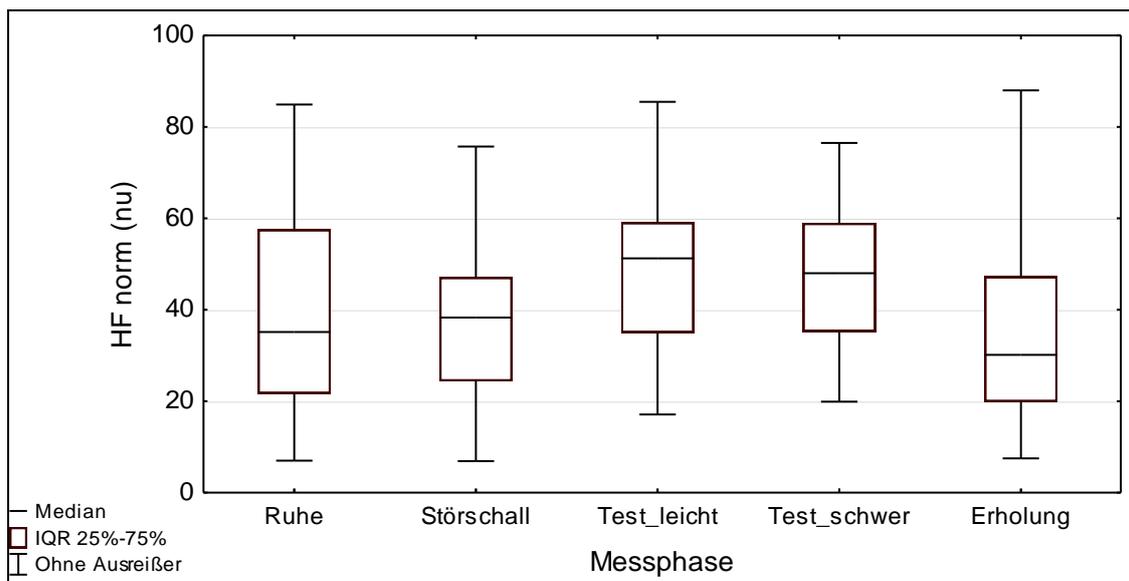


Abb. F.10: Datenverteilung in den Messphasen für Parameter ‚HF norm‘.

IQR: Interquartilsabstand $\hat{=}$ 25%-75%-Perzentile; ohne Ausreißer $\hat{=}$ Box \pm max. 1,5x IQR.

Tabelle F.11: Deskriptive Statistik für Parameter ‚LF/HF-Ratio‘.

n: Stichprobengröße; *Min*: Minimum; *Max*: Maximum; *Med*: Median; *MW ± SD*: Mittelwert ± Standardabweichung; *SEM*: Standardfehler; *MW 95% KI*: 95%-Konfidenzintervall des Mittelwerts.

LF/HF-Quotient	Ruhe	Störschall	Test_leicht	Test_schwer	Erholung
<i>n</i>	24	24	24	24	24
<i>Min</i>	0,2	0,3	0,2	0,3	0,1
<i>Max</i>	13,3	13,4	4,9	4,0	12,3
<i>Med</i>	1,9	1,6	1,0	1,1	2,3
<i>MW ± SD</i>	2,6 ± 2,7	3,2 ± 3,6	1,5 ± 1,2	1,4 ± 0,9	2,9 ± 2,6
<i>SEM</i>	0,6	0,7	0,2	0,2	0,5
<i>MW 95% KI</i>	1,4 - 3,7	1,7 - 4,8	1,0 - 2,0	1,0 - 1,8	1,8 - 3,9

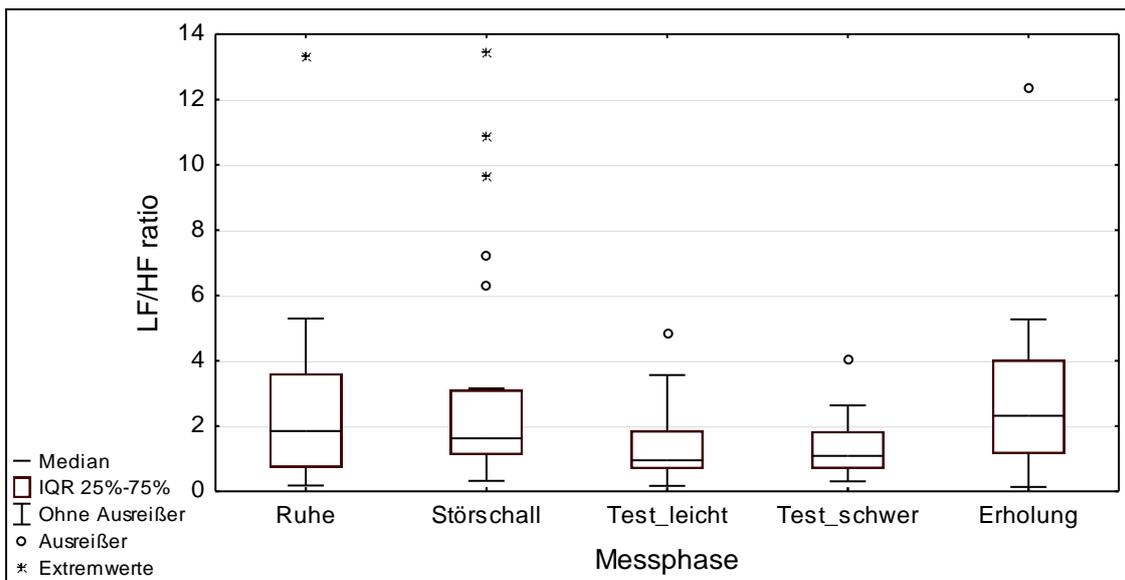


Abb. F.12: Datenverteilung in den Messphasen für Parameter ‚LF/HF-Ratio‘.

IQR: Interquartilsabstand $\hat{=}$ 25%-75%-Perzentile; ohne Ausreißer $\hat{=}$ Box \pm max. 1,5x IQR; Ausreißer $\hat{=}$ Box \pm max. 3x IQR; Extremwerte: $>$ 3x IQR.

G. Analysen zum Einfluss von Messphase, Geschlecht und Reihenfolge (normalverteilte Parameter)

Tabelle G.1: Mehrfaktorielle ANOVA mit Messwiederholung für Parameter ‚mean HR‘. QS: Quadratsumme $\hat{=}$ Streuung; *df*: degree of freedom/Freiheitsgrad; MQ: mittleres Abweichungsquadrat $\hat{=}$ Varianz; *F*: Ergebnis F-Test, $\hat{=}$ Quotient Effekt/Fehler; Signifikanzniveau $p < 0,05$.

Faktor	QS	<i>df</i>	MQ	<i>F</i>	<i>p</i>
Effekte zwischen Personen					
Geschlecht	635,5	1	635,5	1,469	0,240
Reihenfolge	753,9	1	753,9	1,742	0,202
Fehler	8652,8	20	432,6		
Effekte innerhalb Personen (Messwiederholung)					
PHASE	24,2	4	6,0	1,061	0,381
PHASE x Geschlecht	41,9	4	10,5	1,837	0,130
PHASE x Reihenfolge	33,0	4	8,2	1,447	0,226
Fehler	456,0	80	5,7		

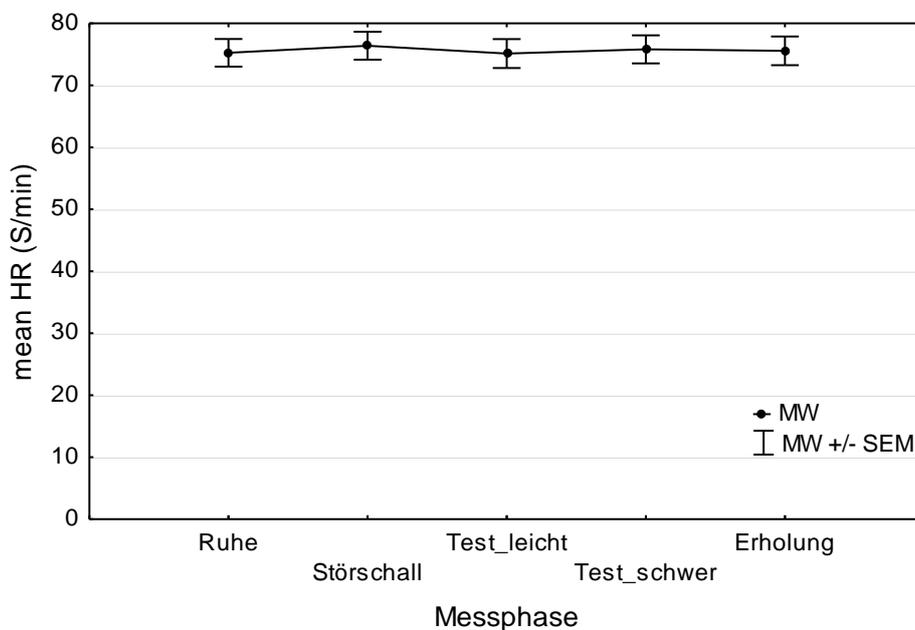


Abb. G.2: Vergleich der ‚mean HR‘ zwischen den Messphasen. MW \pm SEM: Mittelwert \pm Standardfehler.

Tabelle G.3: Mehrfaktorielle ANOVA mit Messwiederholung für Parameter ‚SDNN‘. QS: Quadratsumme \triangleq Streuung; *df*: degree of freedom/Freiheitsgrad; MQ: mittleres Abweichungsquadrat \triangleq Varianz; *F*: Ergebnis F-Test, \triangleq Quotient Effekt/Fehler. * Signifikanzniveau $p < 0,05$ erreicht; ^a Korrektur nach Greenhouse-Geisser.

<i>Faktor</i>	QS	<i>df</i>	MQ	<i>F</i>	<i>p</i>	<i>p</i> ^a
<i>Effekte zwischen Personen</i>						
Geschlecht	850,8	1	850,8	0,450	0,510	
Reihenfolge	145,2	1	145,2	0,077	0,784	
Fehler	37795,1	20	1889,8			
<i>Effekte innerhalb Personen (Messwiederholung)</i>						
PHASE	2391,0	4	597,8	5,958	0,0003*	0,004*
PHASE x Geschlecht	237,6	4	59,4	0,592	0,669	0,575
PHASE x Reihenfolge	561,5	4	140,4	1,399	0,242	0,258
Fehler	8026,8	80	100,3			

Tabelle G.4: Mehrfaktorielle ANOVA mit Messwiederholung für Parameter ‚LF/HF-Ratio‘. Berechnung basierend auf logarithmisch transformierten Werten $\ln(\text{LF}/\text{HF}+1)$. QS: Quadratsumme \triangleq Streuung; *df*: Freiheitsgrad; MQ: mittleres Abweichungsquadrat \triangleq Varianz; *F*: Ergebnis F-Test, \triangleq Quotient Effekt/Fehler; * Signifikanzniveau $p < 0,05$ erreicht; ^a Korrektur nach Greenhouse-Geisser.

<i>Faktor</i>	QS	<i>df</i>	MQ	<i>F</i>	<i>p</i>	<i>p</i> ^a
<i>Effekte zwischen Personen</i>						
Geschlecht	2,0	1	2,0	2,224	0,151	
Reihenfolge	0,2	1	0,2	0,194	0,665	
Fehler	17,9	20	0,9			
<i>Effekte innerhalb Personen (Messwiederholung)</i>						
PHASE	3,6	4	0,9	10,184	0,000001*	0,00002*
PHASE x Geschlecht	0,7	4	0,2	2,083	0,091	0,114
PHASE x Reihenfolge	0,5	4	0,1	1,350	0,259	0,267
Fehler	7,0	80	0,1			

H. Analysen zum Einfluss der Messphase (nicht-normalverteilte Parameter)

Tabelle H.1: Friedman-ANOVA für Parameter ‚RMSSD‘.

MW ± SD: Mittelwert ± Standardabweichung; *Ch²*: Prüfwert Teststatistik; *n*: Stichprobengröße; *df*: Freiheitsgrad; Signifikanzniveau $p < 0,05$.

<i>Messphase</i>	<i>Mittlerer Rang</i>	<i>Rangsumme</i>	<i>MW ± SD (ms)</i>	<i>Teststatistik</i>
Ruhe	3,1	75,0	46,1 ± 24,6	<i>Ch²</i> = 9,133 <i>n</i> = 24 <i>df</i> = 4 <i>p</i> = 0,058
Störschall	2,6	63,0	43,6 ± 24,3	
Testphase_leicht	3,5	85,0	45,0 ± 17,6	
Testphase_schwer	3,3	80,0	44,4 ± 18,7	
Erholung	2,4	57,0	42,5 ± 24,2	

I. Analysen zum Einfluss von Geschlecht und Reihenfolge (nicht-normalverteilte Parameter)

Tabelle I.1: Vergleich der Geschlechter für Parameter ‚RMSSD‘ mittels Mann-Whitney-U-Test. n : Stichprobengröße; w : weiblich; m : männlich; U : Prüfwert Teststatistik; Z : Prüfwert z-Verteilung; Signifikanzniveau $p < 0,05$; ° asymptotische Signifikanz für $n_w > 4$ bzw. $n_m > 4$ und $n_w+n_m > 20$.

Messphase	n_w	n_m	Rangsumme w	Rangsumme m	U	Z	p°
RMSSD	12	12					
Ruhe			167,0	133,0	55,0	0,953	0,341
Störschall			159,0	141,0	63,0	0,491	0,624
Testphase_leicht			160,0	140,0	62,0	0,548	0,583
Testphase_schwer			144,0	156,0	66,0	-0,318	0,751
Erholung			164,0	136,0	58,0	0,779	0,436

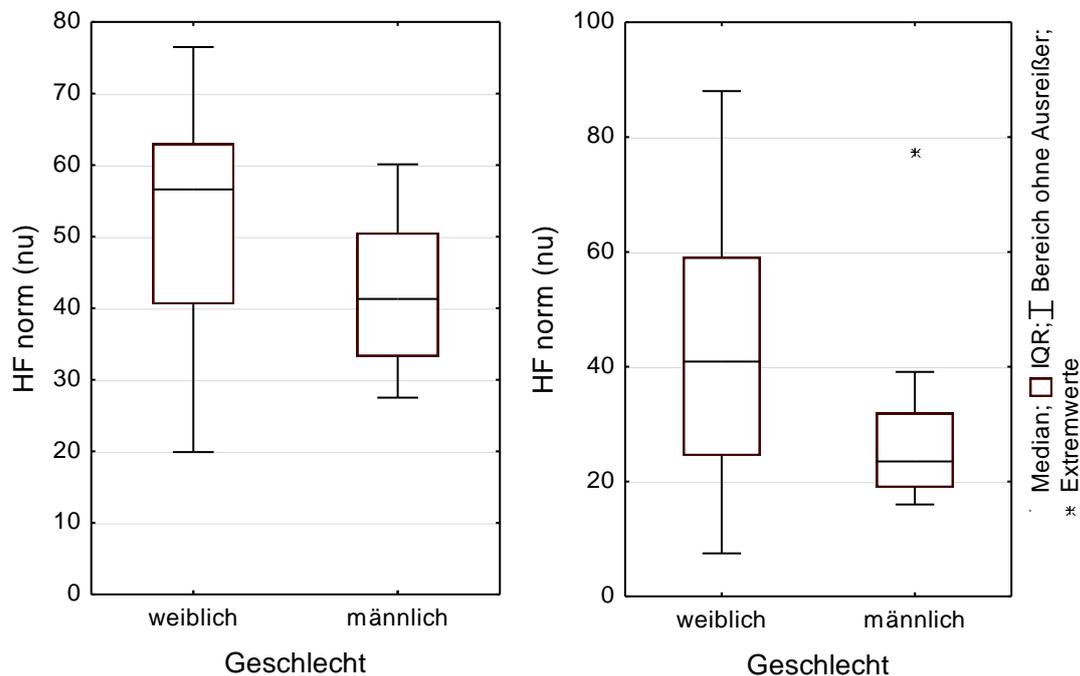


Abb. I.2: Vergleich der Geschlechter für ‚HF norm‘ in ‚Testphase_schwer‘ (links) und ‚Erholung‘ (rechts). Med: Median; IQR: Interquartilsabstand; ohne Ausreißer: Box \pm max. $1,5 \times$ IQR; Extremwerte: > 3 IQR.

Tabelle I.3: Vergleich der Reihenfolge für Parameter ‚RMSSD‘, ‚LF norm‘ und ‚HF norm‘ mittels Mann-Whitney-U-Test. n : Stichprobengröße; l : Reihenfolge leicht; s : Reihenfolge schwer; U : Prüfwert Teststatistik; Z : Prüfwert z-Verteilung; Signifikanzniveau $p < 0,05$; ° asymptotische Signifikanz für $n_l > 4$ bzw. $n_s > 4$ und $n_l + n_s > 20$.

<i>Messphase</i>	n_l	n_s	<i>Rangsumme l</i>	<i>Rangsumme s</i>	U	Z	p°
<i>RMSSD</i>	12	12					
Ruhe			137,0	163,0	59,0	-0,722	0,471
Störschall			144,0	156,0	66,0	-0,318	0,751
Testphase_leicht			127,0	173,0	49,0	-1,299	0,194
Testphase_schwer			129,0	171,0	51,0	-1,184	0,237
Erholung			133,0	167,0	55,0	-0,953	0,341
<i>LF norm</i>	12	12					
Ruhe			141,0	159,0	63,0	-0,491	0,624
Störschall			165,0	135,0	57,0	0,837	0,403
Testphase_leicht			151,5	148,5	70,5	0,058	0,954
Testphase_schwer			160,0	140,0	62,0	0,549	0,583
Erholung			154,0	146,0	68,0	0,202	0,840
<i>HF norm</i>	12	12					
Ruhe			159,0	141,0	63,0	0,491	0,624
Störschall			135,0	165,0	57,0	-0,837	0,403
Testphase_leicht			148,5	151,5	70,5	-0,058	0,954
Testphase_schwer			140,0	160,0	62,0	-0,549	0,583
Erholung			146,0	154,0	68,0	-0,202	0,840

J. Analyse zu Differenzen ‚Ruhe minus Testphase_leicht‘ und ‚Störschall minus Testphase_schwer‘

Tabelle J.1: Vergleich der Differenzen für Parameter ‚SDNN‘ und ‚LF/HF-Ratio‘ mittels Wilcoxon-Test. Berechnungen für ‚LF/HF-Ratio‘ basierend auf logarithmisch transformierten Werten. *n*: Stichprobengröße; *W*: Prüfwert Teststatistik; *Z*: Prüfwert z-Verteilung; Signifikanzniveau $p < 0,05$.

Differenzen im Vergleich	<i>N</i>	Rangsumme	<i>Z</i>	<i>p</i>
<i>SDNN</i>				
Ruhe - Testphase_leicht vs. Störschall - Testphase_schwer	24	102,00	1,371	0,170
<i>ln(LF/HF +1)</i>				
Ruhe - Testphase_leicht vs. Störschall - Testphase_schwer	24	109,00	1,171	0,241

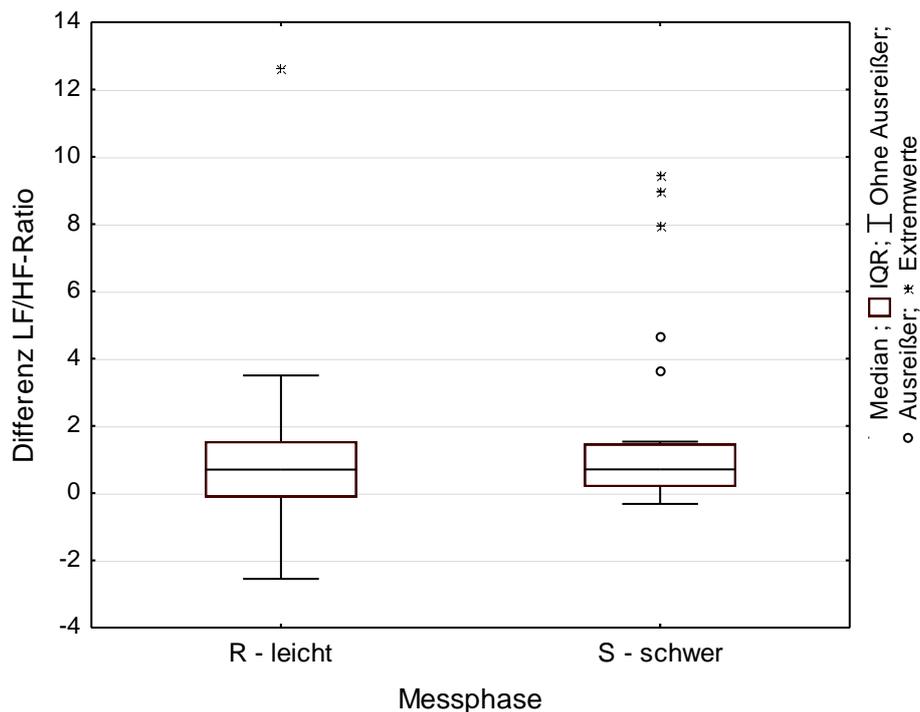


Abb. J.2: Datenverteilung der Differenzen für ‚LF/HF-Ratio‘.

R - leicht: Differenz ‚Ruhe - Testphase_leicht‘; S - schwer: Differenz ‚Störschall - Testphase_schwer‘; IQR: Interquartilsabstand; ohne Ausreißer: Box \pm max. 1,5 x IQR; Ausreißer: Box \pm max. 3x IQR; Extremwerte: $> 3x$ IQR.

K. Analysen zum Einfluss des Testzeitpunkts

Tabelle K.1: Vergleich von zuerst und zuletzt durchlaufener Testphase mittels gepaarten t-Tests für normalverteilte Parameter. *T1*: Testzeitpunkt 1 \triangleq erste Testphase; *T2*: Testzeitpunkt 2 \triangleq zweite Testphase; *n*: Stichprobengröße; *MW \pm SD*: Mittelwert \pm Standardabweichung; *df*: degree of freedom/Freiheitsgrad; *t*: Prüfwert Teststatistik; Signifikanzniveau $p < 0,05$.

<i>Variable</i>	<i>n</i>	<i>MW \pm SD</i>	<i>Differenz T1-T2</i>	<i>df</i>	<i>t</i>	<i>p</i>
<i>mean HR T1 (S/min)</i>	24	75,6 \pm 10,6				
<i>mean HR T2 (S/min)</i>	24	75,4 \pm 11,9	0,2	23	0,330	0,744
<i>SDNN T1 (ms)</i>	24	51,5 \pm 14,9				
<i>SDNN T2 (ms)</i>	24	52,1 \pm 15,7	- 0,6	23	- 0,393	0,698
<i>RMSSD T1 (ms)</i>	24	44,4 \pm 17,8				
<i>RMSSD T2 (ms)</i>	24	45,0 \pm 18,4	- 0,6	23	- 0,420	0,679
<i>LF norm T1 (nu)</i>	24	52,0 \pm 18,0				
<i>LF norm T2 (nu)</i>	24	53,1 \pm 15,5	- 1,1	23	- 0,508	0,616
<i>HF norm T1 (nu)</i>	24	48,0 \pm 18,0				
<i>HF norm T2 (nu)</i>	24	46,9 \pm 15,5	1,1	23	0,508	0,616

Tabelle K.2: Vergleich von zuerst und zuletzt durchlaufener Testphase für Parameter ‚LF/HF-Ratio‘ mittels Wilcoxon-Test. *T1*: Testzeitpunkt 1 \triangleq erste Testphase; *T2*: Testzeitpunkt 2 \triangleq zweite Testphase; *n*: Stichprobengröße; *W*: Prüfwert Teststatistik; *Z*: Prüfwert z-Verteilung; Signifikanzniveau $p < 0,05$.

<i>Zeitpunkte im Vergleich</i>	<i>N</i>	<i>Rangsumme/W</i>	<i>Z</i>	<i>P</i>
<i>LF/HF-Ratio T1 vs. LF/HF-Ratio T2</i>	24	150,0	0,000	1,000

L. Analysen zum Einfluss von Geschlecht und Reihenfolge auf das Wortverständnis

Tabelle L.1: Vergleich der Geschlechter bzw. der Reihenfolge in Bezug auf ‚Verständnis_leicht‘ und ‚Verständnis_schwer‘ mittels t-Test. Berechnungen für ‚Verständnis_schwer‘ basierend auf ln-transformierten Werten; n : Stichprobengröße; w : weiblich; m : männlich; l : Reihenfolge leicht; s : Reihenfolge schwer; $MW \pm SD$: Mittelwert \pm Standardabweichung; df : Freiheitsgrad; t : Prüfwert Teststatistik; Signifikanzniveau $p < 0,05$.

Gruppierung nach Geschlecht		n_w	n_m	$MW_w \pm SD_w$ (%)	$MW_m \pm SD_m$ (%)	df	t	p
Verständnis_leicht		12	12	95,1 \pm 2,1	94,6 \pm 2,8	22	0,551	0,587
ln (Verständnis_schwer)		12	12	2,3 \pm 0,7	2,2 \pm 0,6	22	0,341	0,737
Gruppierung nach Reihenfolge		n_l	n_s	$MW_l \pm SD_l$ (%)	$MW_s \pm SD_s$ (%)	df	t	p
Verständnis_leicht		12	12	94,6 \pm 2,5	95,1 \pm 2,4	22	-0,551	0,587
ln (Verständnis_schwer)		12	12	2,4 \pm 0,8	2,1 \pm 0,4	22	0,967	0,344

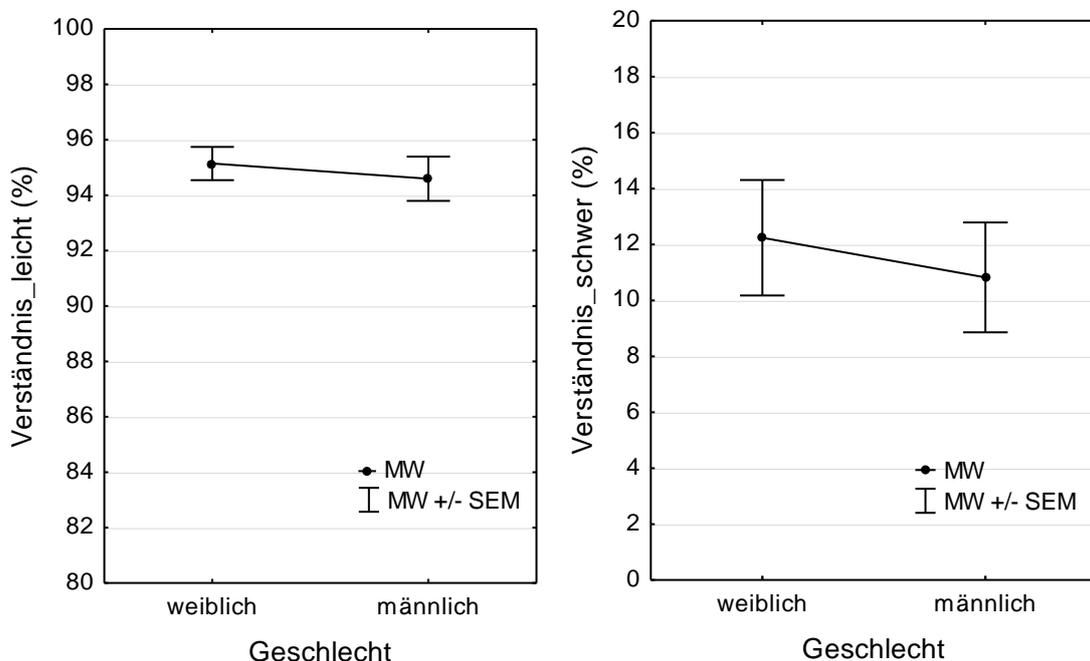


Abb. L.2: Vergleich des mittleren Wortverständnisses zwischen weiblichen und männlichen Probanden. Originaldaten für ‚Verständnis_schwer‘. $MW \pm SEM$: Mittelwert \pm Standardfehler.

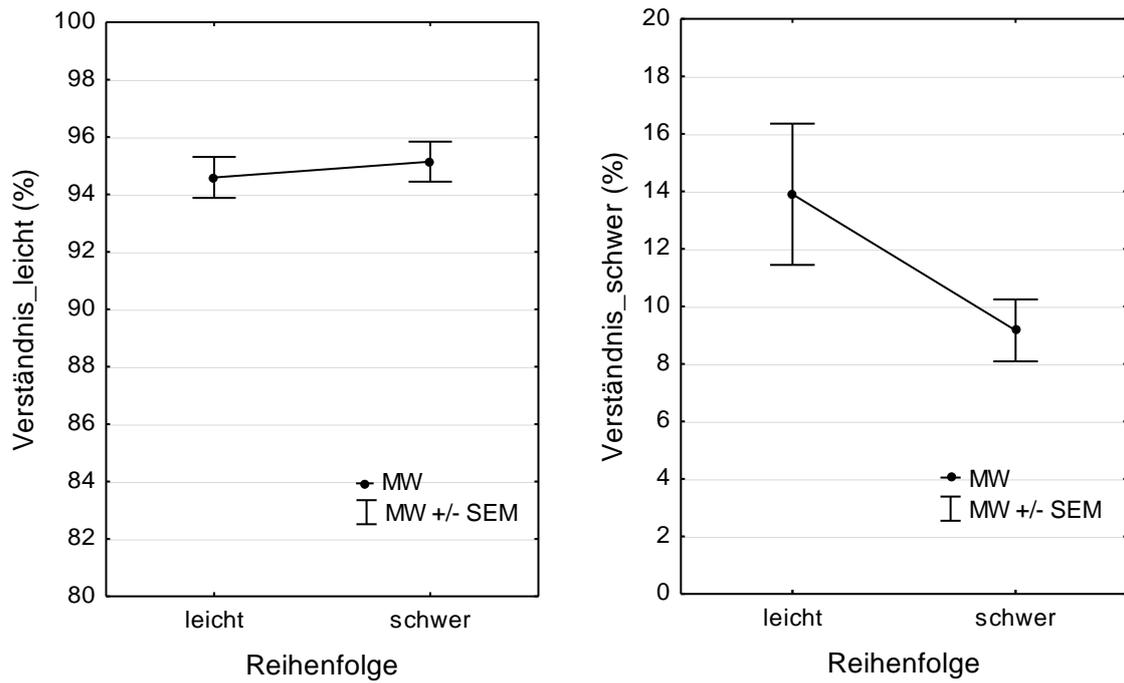


Abb. L.3: Vergleich des mittleren Wortverständnisses zwischen Reihenfolge ‚leicht‘ und ‚schwer‘. Originaldaten für ‚Verständnis_schwer‘. MW ± SEM: Mittelwert ± Standardfehler.

M. Untersuchung des Zusammenhangs zwischen Ruhe-HRV und Wortverständnis

Tabelle M.1: Vergleich der Parameter ‚Verständnis_leicht‘ und ‚Verständnis_schwer‘ zwischen 2 Ruhe-HRV-Gruppen. Berechnungen für ‚Verständnis_schwer‘ basierend auf In-transformierten Werten. *Gruppe 1*: ‚geringe SDNN‘ bzw. ‚geringe RMSSD‘ \triangleq Wert < Median; *Gruppe 2*: ‚hohe SDNN‘ bzw. ‚hohe RMSSD‘ \triangleq Wert > Median; *n*: Stichprobengröße; *MW \pm SD*: Mittelwert \pm Standardabweichung; *df*: Freiheitsgrad; *t*: Prüfwert Teststatistik; Signifikanzniveau $p < 0,05$.

Gruppenteiler	<i>n</i> ₁	<i>n</i> ₂	<i>MW \pm SD</i> Gr.1(%)	<i>MW \pm SD</i> Gr.2(%)	<i>df</i>	<i>t</i>	<i>p</i>
Median <i>SDNN</i> _{Ruhe}							
<i>Verständnis_leicht</i>	12	12	95,0 \pm 2,6	94,7 \pm 2,3	22	0,283	0,780
<i>ln (Verständnis_schwer)</i>	12	12	2,4 \pm 0,5	2,2 \pm 0,8	22	0,741	0,466
Gruppenteiler							
Median <i>RMSSD</i> _{Ruhe}							
<i>Verständnis_leicht</i>	12	12	94,3 \pm 2,9	95,4 \pm 1,8	22	-1,144	0,265
<i>ln (Verständnis_schwer)</i>	12	12	2,2 \pm 0,7	2,3 \pm 0,7	22	-0,217	0,831

Tabelle M.2: Pearson-Korrelationen zwischen Ruhe-SDNN bzw. Ruhe-RMSSD und Wortverständnis. Berechnungen für ‚RMSSD‘ und ‚Verständnis_schwer‘ basierend auf In-transformierten Werten. *n*: Stichprobengröße; *r*: Pearson-Korrelationskoeffizient \triangleq Stärke des Zusammenhangs; *r*²: Bestimmtheitsmaß \triangleq durch Korrelation erklärter Varianzanteil; *t*: Prüfwert Teststatistik; Signifikanzniveau $p < 0,05$.

Variablen	<i>n</i>	<i>r</i>	<i>r</i> ²	<i>t</i>	<i>p</i>
<i>SDNN</i> _{Ruhe}					
<i>Verständnis_leicht</i>	24	-0,107	0,012	-0,509	0,616
<i>SDNN</i> _{Ruhe}					
<i>ln (Verständnis_schwer)</i>	24	-0,061	0,004	-0,287	0,777
<i>ln (RMSSD</i> _{Ruhe})					
<i>Verständnis_leicht</i>	24	0,031	0,001	0,147	0,884
<i>ln (RMSSD</i> _{Ruhe})					
<i>ln (Verständnis_schwer)</i>	24	-0,169	0,028	-0,803	0,431

Tabelle M.3: Spearman-Rangkorrelationen zwischen Ruhe-SDNN bzw. Ruhe-RMSSD und Wortverständnis. *n*: Stichprobengröße; *R*: Spearmans Rho = Korrelationskoeffizient $\hat{=}$ Stärke des Zusammenhangs; *t*: Prüfwert Teststatistik; Signifikanzniveau $p < 0,05$.

<i>Variablen</i>	<i>n</i>	<i>R</i>	<i>t</i>	<i>p</i>
<i>SDNN_{Ruhe}</i>				
<i>Verständnis_leicht</i>	24	- 0,119	- 0,564	0,578
<i>SDNN_{Ruhe}</i>				
<i>Verständnis_schwer</i>	24	- 0,092	- 0,433	0,669
<i>RMSSD_{Ruhe}</i>				
<i>Verständnis_leicht</i>	24	0,098	0,461	0,649
<i>RMSSD_{Ruhe}</i>				
<i>Verständnis_schwer</i>	24	- 0,077	- 0,362	0,721

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt

- Herrn Prof. Dr. med. Dr. h.c. Rudolf Hagen, Direktor der Klinik für Hals-, Nasen- und Ohrenkrankheiten, plastische und ästhetische Operationen der Universität Würzburg, für die Möglichkeit der Promotion unter seiner Klinikleitung
- Herrn Priv.-Doz. Dr. med. Andreas Radeloff für das Überlassen des Themas, die Betreuung dieser Arbeit und die durchweg konstruktive Kritik beim Verfassen der Dissertation
- den Mitarbeitern des Comprehensive Hearing Center für die Einführung in die audiometrischen Messmethoden und das Zur-Verfügung-Stellen der Audiometrie-Kabine
- der studentischen statistischen Beratung der Universität Würzburg für die Begutachtung der statistischen Auswertung
- allen Probanden für ihre Teilnahme an der Studie
- meinen Eltern, die mir immer zur Seite standen, für ihre uneingeschränkte Unterstützung
- meiner Freundin Juliane für ihr offenes Ohr und ihren wertvollen Rat, nicht nur in statistischen Fragen