

**Aus der Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenkrankheiten,
plastische und ästhetische Operationen
der Universität Würzburg
Direktor: Professor Dr. med. Dr. h. c. Rudolf Hagen**

**Einflüsse von anspruchsvollen Hörsituationen
auf die Herzfrequenzvariabilität (HRV)**

Inaugural - Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der

Medizinischen Fakultät

der

Julius-Maximilians-Universität Würzburg

vorgelegt von

Natalie Vogel

aus Legelshurst

Würzburg, März 2014



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

Korreferen/tin: Univ.-Prof. Dr. Kathleen Wermke

Dekan: Prof. Dr. med. Matthias Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 13. Januar 2015

Die Promovendin ist Ärztin.

**Diese Arbeit widme ich meinen Eltern,
die mir mein Studium ermöglicht haben.**

Inhaltsverzeichnis

| | |
|--|-----------|
| 1. Einleitung | 1 |
| 1.1. Herleitung zur Fragestellung | 1 |
| 1.2. Audiometrie | 4 |
| 1.2.1. Tonschwellenaudiometrie | 4 |
| 1.2.2. Sprachaudiometrie | 5 |
| 1.2.2.1. Freiburger Sprachverständlichkeitstest mit Einsilbern | 6 |
| 1.3. Autonomes Nervensystem | 6 |
| 1.4. Herzfrequenzvariabilität (HRV)..... | 9 |
| 1.4.1. Geschichte der HRV-Analyse | 9 |
| 1.4.2. Grundlagen der HRV..... | 10 |
| 1.4.3. Time-domain Parameter | 11 |
| 1.4.4. Frequency-domain Parameter | 13 |
| 1.4.5. Bedeutung der Frequenzbänder | 16 |
| 1.4.6. Sympatho-vagale Balance | 18 |
| 1.4.7. Störende Einflüsse bei der HRV-Messung..... | 18 |
| 2. Material und Methoden | 20 |
| 2.1. Probanden: Ein- und Ausschlusskriterien | 20 |
| 2.2. Testentwicklung..... | 21 |
| 2.3. Versuchsaufbau | 23 |
| 2.4. Tonschwellenbestimmung und Sprachmaterial..... | 24 |
| 2.4.1. Tonschwellenbestimmung..... | 24 |
| 2.4.2. Sprachmaterial | 25 |
| 2.5. Versuchsablauf und Durchführung..... | 25 |
| 2.6. Auswertung | 27 |
| 2.7. Statistik..... | 30 |
| 3. Ergebnisse | 31 |
| 3.1. Zusammensetzung der Stichprobe | 31 |

| | |
|---|-----------|
| 3.2. Prüfung auf Normalverteilung..... | 31 |
| 3.3. Einfluss der Testphasen auf Herzfrequenz und andere zeitabhängige Parameter..... | 31 |
| 3.3.1. Herzfrequenz..... | 31 |
| 3.3.2. Zeitabhängige Parameter..... | 33 |
| 3.4. Einfluss der einzelnen Testphasen auf die frequenzabhängigen Parametern LF, HF [n.u.] und LF/HF..... | 36 |
| 3.4.1. LF und HF [n.u.] | 36 |
| 3.4.2. LF/HF | 37 |
| 3.5. Einfluss niedriger bzw. hoher Ruhe-HRV auf das Testergebnis (Anzahl der Falschantworten) | 39 |
| 3.5.1. Aufteilung des Probandenkollektivs anhand der RMSSD..... | 39 |
| 3.5.2. Aufteilung des Probandenkollektivs anhand der SDNN..... | 39 |
| 3.5.3. Aufteilung des Probandenkollektivs anhand HF [n.u.] | 41 |
| 3.6. Einfluss des Geschlechts auf die HRV-Parameter..... | 42 |
| 3.6.1. Unterschiede in der Herzfrequenz | 42 |
| 3.6.2. LF/HF im Vergleich zwischen Männern und Frauen | 43 |
| 4. Diskussion | 47 |
| 4.1. Herzfrequenz und weitere zeitabhängige Parameter | 49 |
| 4.1.1. Herzfrequenz..... | 49 |
| 4.1.2. Zeitabhängige Parameter..... | 54 |
| 4.2. Frequenzabhängige Parameter: LF und HF..... | 55 |
| 4.3. Leistungsunterschiede in Gruppen mit niedriger versus hoher HRV | 58 |
| 4.3.1. RMSSD | 59 |
| 4.3.2. SDNN | 59 |
| 4.3.3. HF [n.u.] | 60 |
| 4.4. Geschlechtsunterschiede | 61 |
| 4.4.1. Herzfrequenz..... | 62 |
| 4.4.2. LF/HF | 62 |
| 4.5. Probleme | 64 |

| | |
|-------------------------------------|-----------|
| 4.6. Ausblick..... | 65 |
| 5. Zusammenfassung..... | 67 |
| 6. Literaturverzeichnis..... | 69 |
| 7. Anhang | 92 |
| 7.1. Abkürzungsverzeichnis | 92 |
| 8. Danksagung | |
| 9. Lebenslauf | |

1. Einleitung

1.1. Herleitung zur Fragestellung

Das Hören, als einer der fünf menschlichen Sinne, spielt von Beginn der menschlichen Entwicklung an eine entscheidende Rolle. Sowohl im Beruf als auch im Privatleben erfolgt ein Großteil der Kommunikation über das Gehör. Taube, aber auch hochgradig Schwerhörige haben durch Verlust dieses Sinnes erschwerte Bedingungen sich in unserer Gesellschaft sozial und beruflich zu integrieren. Dies führt zu einer verminderten Lebensqualität der Betroffenen und kann als Endpunkt gesellschaftliche Isolation zur Folge haben. Es liegen in Deutschland keine einheitlichen Daten zur Prävalenz und Inzidenz von Hörstörungen vor. Mehrere Gründe sind hierfür verantwortlich wie unterschiedlich verwendete Definitionen für Hörstörungen und die uneinheitliche Datenerfassung (Fellinger, Holzinger et al. 2005; Roth, Hanebuth et al. 2011). Man geht davon aus, dass ein Neugeborenes von tausend an einer Hörstörung leidet. Der Anteil von Gehörlosen an der deutschen Bevölkerung wird auf etwa 0,1 % geschätzt (Henke und Huber 1998; Probst 2004).

(Zu-)Hören versetzt den Zuhörenden in einen aufmerksamen Zustand, was subjektiv als Höranstrengung empfunden wird. Dabei darf eine anspruchsvolle Hörsituation nicht mit allgemeinem Zuhören gleichgesetzt werden. Es handelt sich um Hören unter erschwerten Bedingungen. Beispielsweise ist es ermüdend, einem Vortrag bei hohem Hintergrundgeräuschpegel zu folgen oder bei Arbeitsgesprächen einem anhaltenden Nutzsignal ausgesetzt zu sein. Bei Schwerhörigen oder einseitig ertaubten Patienten kommt dies wahrscheinlich stärker zum Tragen. Für die Ausübung der Berufstätigkeit kann es sogar einen limitierenden Faktor darstellen (Tsaneva und Dukov 2004).

Um die Gehörfunktion zu prüfen, stehen eine Vielzahl von Untersuchungsverfahren zur Verfügung. Im Alltag haben verhaltensaudiometrische Methoden die größte Bedeutung. Sie basieren auf dem subjektiven Hörempfinden der Testperson (Probst 2004). Um erschwerte Hörbedingungen zu simulieren, können zusätzlich Störgeräusche eingesetzt werden. Bei den objektiven Gehöruntersuchungen werden dagegen

physiologische Reizantworten ausgewertet. Hierzu zählen beispielsweise die otoakustischen Emissionen und die auditorisch evozierten Hirnstammpotentiale, die beim Screening von Säuglingen zum Einsatz kommen oder die Impedanzaudiometrie (Boenninghaus und Lenarz 2007; Probst 2004). Bei einer Analyse des Zeitintervalls zwischen zwei Herzaktionen treten bei einem gesunden Menschen auch in Ruhe zyklische Schwankungen auf. Dieses Phänomen wird als Herzfrequenzvariabilität (engl.: heart rate variability, HRV) bezeichnet. Mit Hilfe der HRV-Analyse werden die Schwankungen des Sinusrhythmus quantifizierbar gemacht. Ursächlich für die physiologische Arrhythmie sind die Einflüsse des sympathischen und parasympathischen Nervensystems auf den Sinusknoten, der als Taktgeber des Herzens fungiert (Ori, Monir et al. 1992). Umgekehrt kann man von der HRV auf die physiologischen Einflüsse des autonomen Nervensystems Rückschlüsse ziehen.

Die Spektralanalyse der HRV ermöglicht es, die Einflüsse der einzelnen Teile des autonomen Nervensystems zu beurteilen, indem das aufgezeichnete Signal in die einzelnen Frequenzanteile zerlegt wird. Vereinfachend bewirken Situationen, in denen die parasympathische Innervierung überwiegt, eine Zunahme der HRV. Bei sympathischer Dominanz kommt es dagegen zu einem Abfall der Variabilität. Die HRV kann somit als Maß für die Adaptationsfähigkeit des autonomen Nervensystems dienen. Physische und psychische Anstrengung werden objektiv messbar (Porges 1995). Ein EKG ermöglicht die Erfassung der Heart Rate Variability.

Diese nicht invasive Art der Bestimmung der Herzfrequenzmodulation hat seit Jahren einen festen Platz in der Kardiologie gefunden. Hier dient die HRV unter anderem zur Abschätzung des kardialen Risikos bei intensivmedizinisch betreuten Patienten oder nach Myokardinfarkt (Kleiger, Miller et al. 1987; Majercak 2002). Ein weiteres Einsatzgebiet findet sich in der Früherkennung der diabetischen Neuropathie. Als Warnzeichen dient hier eine verminderte HRV (Bellavere, Balzani et al. 1992; Ewing, Martyn et al. 1985; Fakhrzadeh, Yamini-Sharif et al. 2012; Gulichsen, Fleischer et al. 2012; Malpas und Maling 1990; Pagani, Malfatto et al. 1988). Ferner wird der Stellenwert der HRV bei der

Alzheimer-Demenz erforscht (Aharon-Peretz, Harel et al. 1992; Algotsson, Viitanen et al. 1995; Allan, Ballard et al. 2007; Collins, Dillon et al. 2012; Giubilei, Strano et al. 1998). Im Forschungsbereich der Psychologie hat die HRV ebenso einen hohen Stellenwert (Birkhofer, Schmidt et al. 2005). Depressionen und Angstzustände rücken dabei in den Vordergrund der Untersuchungen (Birkhofer, Schmidt et al. 2005; Gorman und Sloan 2000; Klein, Cnaani et al. 1995). Ein zunehmendes Anwendungsgebiet stellt das HRV-Biofeedback dar, bei dem unbewusste Körpervorgänge durch technische Geräte wahrnehmbar gemacht werden, beispielsweise durch Darstellung des Frequenzspektrums der HRV. Die Patienten lernen dadurch, unbewusste Körperfunktionen zu beeinflussen (Hallman, Olsson et al. 2011; Paul und Garg 2012; Siepmann, Aykac et al. 2008). In der HNO-Heilkunde spielt die HRV-Analyse bisher noch keine Rolle. Ende der 1950er bis in die 1970er Jahre gab es allerdings erste Ansätze, die Herzfrequenz für den Einsatz in der Audiometrie zu prüfen (Borton und Smith 1980; Butterfield 1962; Gerber, Mulac et al. 1977; Smith und Strawbridge 1969; Uno und Grings 1965; Zeaman und Wegner 1956). Es wurden dabei Töne vorgespielt und die Herzfrequenz vor und nach dem akustischen Stimulus ausgewertet.

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, den Einfluss von auditorischer Aufmerksamkeit auf die HRV zu untersuchen. Dafür soll die Verwendbarkeit der HRV-Messung im Bereich der Audiometrie geprüft werden. Dies soll mit der Durchführung von Hörtests in unterschiedlichen Schwierigkeitsstufen und der gleichzeitigen HRV-Bestimmung realisiert werden. Zwei physiologische Systeme werden so in Korrelation gebracht: Der menschliche Hörsinn und das autonome Nervensystem. Es soll geklärt werden, ob es unter den verschiedenen Testbedingungen Änderungen der HRV gibt und wenn ja, welche. Auf die Fragestellung, ob sich die HRV als Methode zur objektiven Messung anspruchsvoller Hörsituationen eignen könnte, soll abschließend eingegangen werden. Im Einzelnen werden die folgenden Fragestellungen näher untersucht:

- 1.) Zeigen sich bei den verschiedenen Hörbedingungen Unterschiede in der Herzfrequenz und in anderen Parametern der HRV?

2.) Gibt es eine Korrelation zwischen Hörleistung und HRV?

3.) Bestehen geschlechtsspezifische Unterschiede in den HRV-Parametern?

1.2. Audiometrie

Unter der Audiometrie versteht man die Messung der Gehörfunktion. Es werden physikalisch definierte, akustische Reize eingesetzt und die darauffolgende Reaktion der Testperson registriert und ausgewertet. Dadurch lassen sich Art, Lokalisation und Grad der Hörminderung beurteilen. In therapeutischer Hinsicht dient die Audiometrie der Anpassung und Kontrolle von Hörhilfen. Es lassen sich verschiedene Methoden unterscheiden, von denen die Ton- und Sprachaudiometrie für diese Studie relevant sind. Beide zählen zu den verhaltensaudiometrischen Untersuchungen, bei denen eine aktive Teilnahme der Testperson Voraussetzung ist (Probst 2004). In der Tonaudiometrie - der am häufigsten durchgeführten audiometrischen Untersuchung - wird die Gehörfunktion unter Zuhilfenahme elektroakustischer Tongeneratoren, den Audiometern, gemessen.

1.2.1. Tonschwellenaudiometrie

Die Schwellenaudiometrie dient der Bestimmung der individuellen Hörschwelle. Ein Tonaudiometer erzeugt üblicherweise Töne im Bereich von 0,063 bis 12,5 kHz, deren Schalldruckpegel in weiten Bereichen variiert werden kann. Somit ist es möglich die Schalldruckpegel zu bestimmen, bei denen der Untersuchte gerade eben einen Ton wahrnimmt. Die normalerweise verwendeten Frequenzen liegen zwischen 125 Hz und 8 kHz (Probst 2004). Die frequenzspezifischen Hörschwellenpunkte ergeben im Gesamten dann die Hörschwellenkurve. Als Vergleichsbasis gilt die Nulllinie, die der durchschnittlichen Hörschwelle eines hörgesunden 18 Jährigen entspricht und in der Relativdarstellung horizontal verläuft (Boenninghaus und Lenarz 2007). Der Schalldruckpegel bei der Tonaudiometrie wird daher in dB HL (engl.: hearing level) angegeben und spiegelt den Unterschied zur Hörschwelle eines durchschnittlichen Normalhörenden wider (Arnold und Ganzer 2005). Mit der Tonschwellenaudiometrie können Rückschlüsse auf die Ursache der Hörstörungen gezogen werden. Eine lärmbedingte Hörstörung stellt sich

beispielsweise anders dar als ein Morbus Menière. Die Unterscheidung zwischen Innenohr- und Mittelohrschwerhörigkeit ist mit Hilfe der Luftleitungsmessung unter Verwendung von Kopfhörern und der Knochenleitungsmessung, über einen auf das Mastoid aufgesetzten Schallüberträger, ebenfalls möglich (Probst 2004). Dies spielt für die vorliegende Untersuchung jedoch keine Rolle und wird daher nicht näher erläutert.

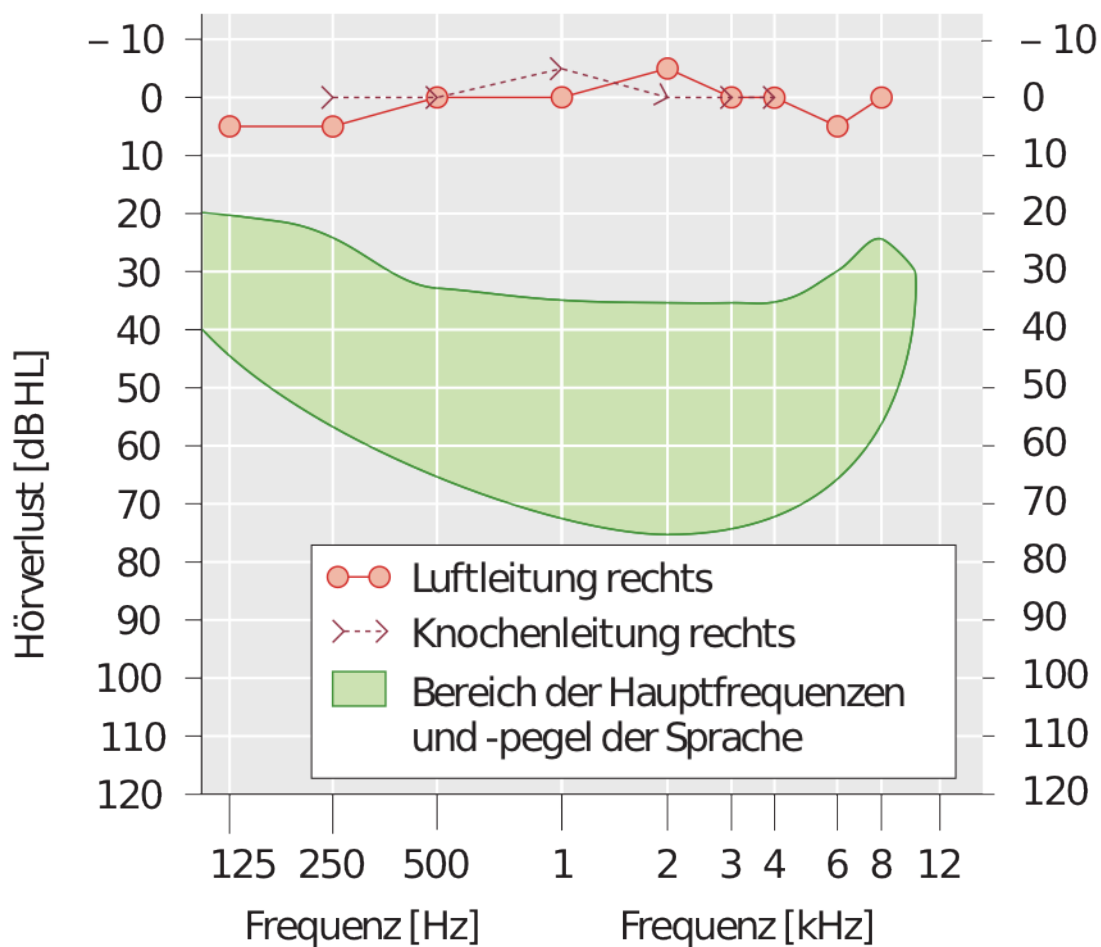


Abb. 1: Beispiel eines Tonschwellendiagramms eines Normalhörenden (mit freundlicher Genehmigung von Georg Thieme Verlag KG - Probst 2004a).

1.2.2. Sprachaudiometrie

Die Sprachaudiometrie ist ein weiteres Verfahren der subjektiven Hörprüfung. Hier werden der Testperson von einem Tonträger Wörter vorgespielt, die sie laut nachsprechen muss. Der Schalldruckpegel kann dabei variiert werden. Als

Testsignal kommen sowohl Zahlen, Wörter als auch ganze Sätze zum Einsatz (Huppelsberg 2005). Besonderheiten der Sprachaudiometrie sind sowohl der Einfluss der Muttersprache auf das Ergebnis als auch des intellektuellen Hintergrundes der zu testenden Person (Probst 2004).

1.2.2.1. Freiburger Sprachverständlichkeitstest mit Einsilbern

In dieser Arbeit wurde der Freiburger Sprachtest, welcher für Erwachsene entwickelt wurde, verwendet. Es handelt sich dabei um den meist erprobten und standardisierten Test der Sprachaudiometrie in deutscher Sprache. Von einem Tonträger bekommt der Patient über einen Kopfhörer oder Lautsprecher Reihen von einsilbigen Wörtern vorgespielt. Der Proband ist angehalten, jedes Testwort unmittelbar zu wiederholen. Für die Bewertung werden die Prozentsätze der richtig verstandenen Wörter eingetragen. Ein Normalhörender hat bei 50 dB (SPL) eine 100%ige Sprachverständlichkeit (Probst 2004). Das Einsilbenverständnis wird häufig bei 60, 80 und 100 dB (SPL) geprüft (De Gruyter 2007). Nachteilig beim Freiburger Sprachverständlichkeitstest ist unter anderem die nicht standardisierte Prüfung im Störgeräusch. Ebenso ist eine Automatisierung nicht möglich, da der Untersucher die Testantwort auswertet. Als Einsatzgebiete können die Beurteilung der Lärmschwerhörigkeit oder die der Notwendigkeit einer Hörgeräte-Verordnung (Messung in der Regel bei 65 dB (SPL)) genannt werden. Bei der Berechnung der Minderung der Erwerbsfähigkeit findet er gleichfalls Anwendung (Hoth 2007). Der Test zeichnet sich durch eine hohe Reproduzierbarkeit aus.

1.3. Autonomes Nervensystem

Das autonome Nervensystem (NS), auch vegetatives NS genannt, welches die Homöostase des Körpers aufrechterhält, besteht aus zwei Anteilen, dem parasympathischen und dem sympathischen NS. Sie gewährleisten eine Reaktion auf Umweltveränderungen und eine Anpassung an diese, indem sie die Organe und Organsysteme im Körper regulieren (siehe Abb. 2). Außerdem nimmt das autonome NS Einfluss auf die kurzfristige kardiovaskuläre Kontrolle, die im Sekunden- bis Minutenbereich liegt (Akselrod, Gordon et al. 1981). Der Parasympathikus entspringt ausschließlich dem Hirnstamm und sakralen

Rückenmark, weshalb er auch als kraniokaudale Komponente des autonomen NS bezeichnet wird. Er dient dem Energieaufbau und der Regeneration des Körpers. Zeichen einer vermehrten parasymphatischen Aktivität sind unter anderem eine Hypersalivation, eine vermehrte Durchblutung des Verdauungstraktes und ein verminderter Herzschlag. Herrscht eine vagale Stimulation vor, wird deshalb vereinfacht von „rest and digest“-Situationen gesprochen (Handwerker 2008). Der Sympathikus hat seinen Ursprung dagegen im thorakolumbalen (T1-L2/3) Bereich des Rückenmarks. Durch seine energiefreisetzende und stoffwechselfördernde Funktion wird der Körper schnell in einen Zustand höchster Leistungsfähigkeit und Aufmerksamkeit versetzt. Eine Vielzahl von Anpassungen ist die Folge: Beispielsweise die Erhöhung des Blutdrucks, der Herzfrequenz, die Erweiterung der Bronchien und eine Mydriasis. Es wird aus diesem Grund bei überwiegend sympathischer Innervation von einer „fight and flight“-Situation gesprochen (Handwerker 2008; Porges 1997). In der Regel kommt die Herzfrequenz durch den primären Schrittmacher, den Sinusknoten, zustande. Dieser wiederum wird durch das autonome NS reguliert. Bei Dominanz des Parasympathikus wird durch die Ausschüttung von Acetylcholin die Depolarisationsschwelle angehoben, was zum Absinken der Herzfrequenz führt. Der Sympathikus führt dagegen über die Wirkung von Noradrenalin zu einem Absinken der Depolarisationsschwelle und somit zu einem Anstieg der Herzfrequenz. Die über Acetylcholin vermittelten Effekte weisen eine wesentlich schnellere Kinetik auf als die sympathischen. Änderungen der Herzfrequenz innerhalb zweier aufeinanderfolgender Herzaktionen lassen sich deshalb auf den Parasympathikus zurückführen (Akselrod, Gordon et al. 1981; Appel, Berger et al. 1989; Kluttig 2007; Levy, Koeppen et al. 2005; Lombardi 2002).

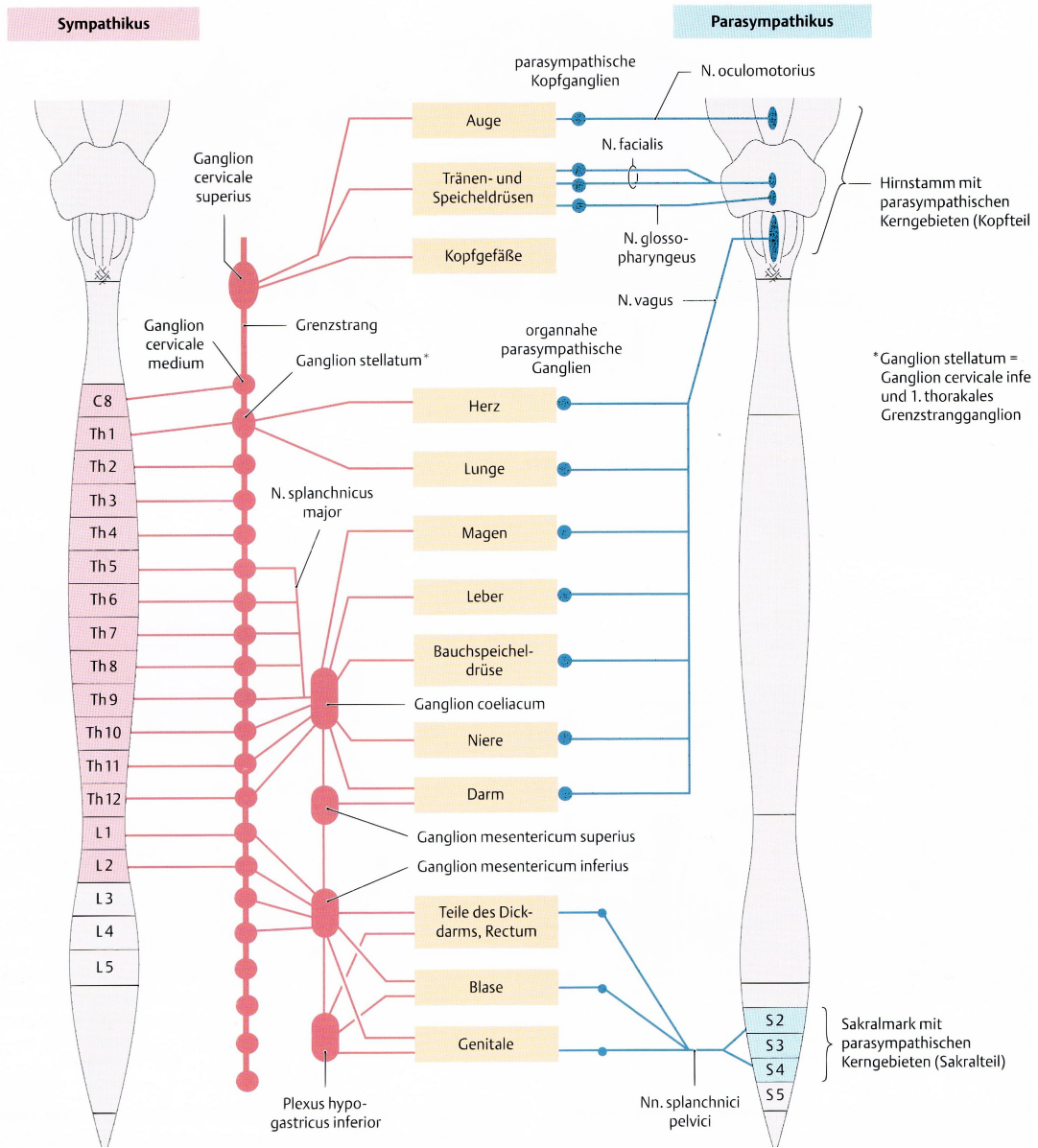


Abb. 2: Organisation des autonomen NS – Parasympathikus (rechts) und Sympathikus (links) (mit freundlicher Genehmigung von Georg Thieme Verlag KG - Schünke, Schulte et al. 2007).

1.4. Herzfrequenzvariabilität (HRV)

1.4.1. Geschichte der HRV-Analyse

Bereits im 3. Jahrhundert beschäftigte sich Wang Shu-He, ein chinesischer Arzt, mit unterschiedlichen Pulstypen. In seinem Buch „Mai Ching“ („The knowledge of Pulse Diagnosis“) stellte er schon einen Zusammenhang zwischen einem variablen Herzschlag und der Gesundheit her (Wang 1997). Die moderne Medizin erkannte die Relevanz der HRV erst in den 1960er Jahren. Hon und Lee fanden im Jahre 1963 heraus, dass bei einem fetalen Gefahrenzustand Änderungen der aufeinanderfolgenden Herzschlagintervalle auftreten, noch bevor es zu einer dauernden Herzfrequenzänderung kommt (Hon und Lee 1963). Die Auswirkungen verschiedener geistiger Belastungsstufen auf die Regelmäßigkeit des Herzschlages untersuchten 1970 Blitz et al. (Blitz, Hoogstraten et al. 1970). Dabei spielten sie hohe und tiefe Töne vor, auf die durch Drücken eines Fußpedales reagiert werden musste. Sayers et al. beschrieben Einflüsse von Blutdruck, Temperaturregulation und Atmung auf die HRV (Sayers 1973). Sie konnten ebenso zeigen, dass geistige Anforderungen eine Änderung der HRV bewirken. 1978 brachten Wolf et al. eine erniedrigte HRV mit einer gesteigerten Mortalität nach Herzinfarkten in Verbindung (Wolf, Varigos et al. 1978). Zu dem physiologischen Verständnis der HRV-Analyse trugen Akselrod et al. 1981 bei (Akselrod, Gordon et al. 1981). Sie blockierten bei Hunden pharmakologisch gezielt jeweils Parasympathikus, Sympathikus sowie das Renin-Angiotensin-System. Dadurch gewannen sie vor allem Erkenntnisse über die Frequenzanalyse der HRV. Mehrere Studien nahmen diese Ergebnisse als Grundlage für weitere Forschungen (Pagani, Lombardi et al. 1986; Pomeranz, Macaulay et al. 1985). Gegen Ende der 1980er Jahre wurde die klinische Bedeutsamkeit der HRV von anderen Arbeitsgruppen bestätigt (Bigger, Fleiss et al. 1992; Kleiger, Miller et al. 1987; Malik, Farrell et al. 1989). Zu Beginn der 1990er Jahre fand die HRV-Analyse Eingang in die psychiatrische Forschung mit den Schwerpunkten Depression, Angst- und Panikstörung (Balogh, Fitzpatrick et al. 1993; Dalack und Roose 1990; Rechlin 1995). Dalack et al. beschrieben im Jahre 1990

erstmalig eine verminderte HRV bei depressiven Patienten (Dalack und Roose 1990). Heutzutage findet die Analyse der Herzfrequenzvariabilität in vielen Bereichen der Medizin ihre Anwendung. Auch in den Sportwissenschaften findet die HRV-Analyse als Indikator für die körperliche Fitness Beachtung (Vanderlei, Silva et al. 2008).

1.4.2. Grundlagen der HRV

Bei einem gesunden Menschen schwankt die Herzfrequenz in Ruhe um einen bestimmten Mittelwert. Der Abstand von einem zum nächsten Herzschlag ändert sich ständig, was das Herz in die Lage versetzt auf innere und äußere Reize zu reagieren. Die HRV kann somit als Maß für die Anpassungsfähigkeit des Herzens angesehen werden. Ursächlich nehmen die Komponenten des autonomen NS, die für den Erhalt der Homöostase zuständig sind, Einfluss auf den Sinusknoten (Ori, Monir et al. 1992; Porges 1995). Eine wesentliche Rolle spielt hierbei die respiratorische Sinusarrhythmie (engl: respiratory sinus arrhythmia, RSA). Darunter versteht man die physiologische Zunahme der Herzfrequenz während der Inspiration und die Abnahme während der Expiration. Den Haupteinfluss auf die RSA weist der Nervus vagus auf, weshalb es sich vorwiegend um ein parasympathisch vermitteltes Phänomen handelt (Hebe 2010; Ziemssen und Süß 2001). Eine Erhöhung der RSA gibt einen Hinweis auf einen erhöhten autonomen Tonus (Schuster 2009). Die Atemfrequenz und das Atemzugvolumen üben ebenso einen Einfluss auf die RSA aus (Hirsch und Bishop 1981; Kobayashi 1998). Unter Stress oder körperlicher Belastung reduziert sich der parasympathische Anteil des autonomen NS und es dominiert der sympathische, was sich durch eine Senkung der HRV bemerkbar macht. Der Körper bereitet sich hierdurch gezielt auf „Flucht- und Kampfsituationen“ vor (Handwerker 2008). Gemessen wird die Fluktuation des Herzschlages mit Hilfe eines EKGs, wobei meist der Abstand zwischen aufeinanderfolgenden R-Zacken bestimmt wird. Dabei unterscheidet man Kurzzeitmessungen im Minutenbereich von Langzeitmessungen mittels 24h-Aufzeichnungen. Es gibt bei der Auswertung der HRV eine Vielzahl von Parametern, die mathematisch aus den Rohdaten berechnet werden können. Eine Einteilung in zwei große Gruppen in Abhängigkeit von der

Auswertemethode hat sich etabliert: zeitbezogene (time-domain) und frequenzbezogene (frequency-domain) Analyse.

1.4.3. Time-domain Parameter

Bei der zeitbezogenen Analyse handelt es sich um eine deskriptiv-statistische Auswertung, die auf der Messung der absoluten Intervalldauer einer Herzaktion basiert. Die time-domain Parameter eignen sich besonders für die Langzeitmessung (24 h-EKG) (NAPE 1996). Mittlerweile existieren viele Ansätze, die zeitbezogenen Daten darzustellen. In Tab. 1 werden die gängigen Parameter mit Einheiten genannt.

Tab. 1: Übersicht über häufig verwendete time-domain Parameter

| Parameter | Einheit | Definition |
|----------------------------|----------------|---|
| Statistische Größen | | |
| Mean RR (synonym: Mean NN) | [ms] | Mittelwert der RR-Intervalle |
| Mean HR | [1/min] | Mittelwert der Herzfrequenz (HR) |
| SDNN | [ms] | „Standard Deviation of Normal-to-Normal Intervals“; Standardabweichung (SD) aller RR-Intervalle |
| SDANN | [ms] | „Standard Deviation of Averaged Normal-to-Normal Intervals“; SD des Mittelwertes aller RR-Intervalle, die aus 5-Minuten-Intervallen während der gesamten Aufzeichnung berechnet werden |
| RMSSD | [ms] | „Square Root of the Mean of the Sum of the Squares of Differences between adjacent NN-Intervals“; Quadratwurzel des quadratischen Mittelwertes der Summe aller Differenzen |

| | | | |
|----------------------------|------|--|--|
| | | | zwischen benachbarten RR-Intervallen |
| NN50 | - | | Anzahl der Paare benachbarter RR-Intervalle, die mehr als 50 ms voneinander abweichen |
| pNN50 | [%] | | NN50 dividiert durch die absolute Anzahl der RR-Intervalle |
| Geometrische Größen | | | |
| HRV Triangular Index | - | | Das Integral des Histogramms der RR-Intervalle dividiert durch die Höhe des Histogramms |
| TINN | [ms] | | „Triangular Interpolation of NN- intervals“; Länge der Basis des minimalen quadratischen Unterschieds der triangulären Interpolation für den höchsten Wert des Histogramms aller RR-Intervalle |
| Differential Index | [ms] | | Unterschied der Breite bei ausgewählten Höhen des Dichtehistogramms angrenzender RR-Intervalle |
| Logarithmischer Index | - | | Koeffizient ϕ der negativen Exponentialkurve $k \cdot e^{-\phi t}$ |

Die Auswahl der Parameter beruht auf den Vorschlägen der American Heart Association. Die Definitionen sind dort ebenfalls zu finden (mit freundlicher Genehmigung von Oxford University Press - NAPE 1996).

Da die meisten dieser Methoden zu fast äquivalenten Ergebnissen führen, hat die „Task Force of the European Society of Cardiology“ vier Parameter als Standard empfohlen (NAPE 1996):

Die SDNN, definiert als die Standardabweichung aller NN-Intervalle (engl: normal to normal; synonym: RR-Intervalle), gibt das Streuungsausmaß der Herzfrequenz um einen Mittelwert an. Beim Vergleich verschiedener SDNN-Werte muss beachtet werden, dass eine Abhängigkeit von der Dauer der Messung besteht. Die SDANN bezeichnet die Standardabweichung des Mittelwertes der NN-Intervalle in allen Fünf-Minuten-Abschnitten der gesamten Aufzeichnung. Sie ist unabhängig von der Messdauer, da aufeinanderfolgende 5-Minutenintervalle der kompletten Untersuchungsdauer zugrunde liegen. Verwendet wird die SDANN als Maß der niederfrequenten HRV-Anteile. Sehr häufig angewandt wird die RMSSD. Dabei handelt es sich um die Quadratwurzel des quadratischen Mittelwertes der Summe aller Differenzen zwischen benachbarten NN-Intervallen. Mittels der RMSSD wird eine Aussage über die nachbarschaftlichen RR-Intervalle gemacht, wobei v.a. die höherfrequenten bzw. kurzfristigen Anteile der HRV eine Rolle spielen. Die drei bisher genannten Parameter basieren auf der Standardabweichung und sind rein statistische Größen. Zu den geometrischen Parametern zählt der HRV-Triangular-Index. Darunter versteht man das Integral der Dichteverteilung der RR-Intervalle. Berechnet wird der Index, indem die Anzahl aller NN-Intervalle durch das Maximum der Dichteverteilung (Peak im Histogramm) dividiert wird. Vorteilhaft ist dabei, dass inkorrekte NN-Intervalle im Histogramm meist als Ausreißer erkannt werden. Sowohl HRV-Triangular-Index als auch SDNN gelten als Maß für die gesamte HRV (Löllgen 1999; NAPE 1996).

1.4.4. Frequency-domain Parameter

Das Gesamtsignal der HRV beruht auf periodischen Oszillationen einer Vielzahl verschiedener Frequenzen. Die Spektralanalyse (siehe Abb. 3) ermöglicht die Bestimmung der einzelnen Frequenzbänder und deren Verteilung. Die ermittelten Frequenzkomponenten können den physiologischen Modulatoren des kardiovaskulären Kontrollsystems zugeordnet werden. Akselrod et al. legten mit ihren Veröffentlichungen eine Grundlage für die Interpretation der frequenzbezogenen Auswertung (Akselrod, Gordon et al. 1981). Es existieren prinzipiell zwei verschiedene Techniken der Auswertung, die parametrischen und die nicht-parametrischen, die jedoch in ihren Ergebnissen vergleichbar

sind. Standard bei den nicht-parametrischen Methoden ist die Fast-Fourier-Transformation (FFT), ein Algorithmus zur Überführung der zeitbezogenen in frequenzbezogene Daten. Das HRV-Signal wird dabei in eine Summe von Sinuswellen mit unterschiedlichen Amplituden und Frequenzen zerlegt. In dem sich ergebenden Diagramm ist die Amplitude der Sinusfunktion gegen die Frequenz aufgetragen (siehe Abb. 4) (Appel, Berger et al. 1989). Die beste Datenlage liegt für die Kurzzeitmessung (zwei bis fünf Minutenintervalle) vor, bei der drei Frequenzkomponenten unterschieden werden: Das sehr niedrig-frequente Band (VLF, very-low-frequency), zwischen 0,003 und 0,04 Hz, das niedrig-frequente (LF, low-frequency) Band mit Frequenzen zwischen 0,04-0,15 Hz und die hoch-frequente Komponente (HF, high-frequency) zwischen 0,15 und 0,4 Hz (Akselrod, Gordon et al. 1981; Pagani, Lombardi et al. 1986; Sayers 1973). Die vorliegende Arbeit bezieht sich auf die Einteilung der Task Force of the European Society of Cardiology. Das VLF-Band sollte wegen des ungeeigneten Frequenzbereiches möglichst nicht für Kurzzeitanalysen berechnet werden (NAPE 1996). Zusätzlich zu den bereits genannten frequenzbezogenen Parametern gibt es bei den HRV-Langzeitmessungen das ULF-Band (ultra-low-frequency) mit einer Frequenz unter 0,003 Hz. Unter der Gesamtleistung („total power“) versteht man die Summe aller Teilfrequenzbereiche. Graphisch gesehen, entspricht es der Gesamtfläche unter der Kurve. Die frequenzbezogenen Parameter werden gewöhnlich als absolute Werte in $[ms^2]$ angegeben. Für die LF und HF-Komponente sollte neben der absoluten Einheit ebenfalls die normalisierte Einheit (engl.: normalized units, [n.u.]) angegeben werden, um Fehlinterpretationen zu vermeiden. Darunter versteht man den relativen Wert der jeweiligen „power“-Komponente im Verhältnis zur Gesamtpower abzüglich des VLF-Anteils mal 100. Die Normalisierung reduziert sowohl den Einfluss der Gesamtpower auf LF bzw. HF als auch artefaktbedingtes Rauschen. Sie zeigt das Verhältnis von LF zu HF und damit der verschiedenen Komponenten des autonomen NS an (siehe 1.3.) (Delaney und Brodie 2000; Malliani, Pagani et al. 1991; Montano, Ruscone et al. 1994; NAPE 1996; Sztajzel 2004; Troubat, Fargeas-Gluck et al. 2009). Tab. 2 gibt eine Übersicht über die genannten Parameter.

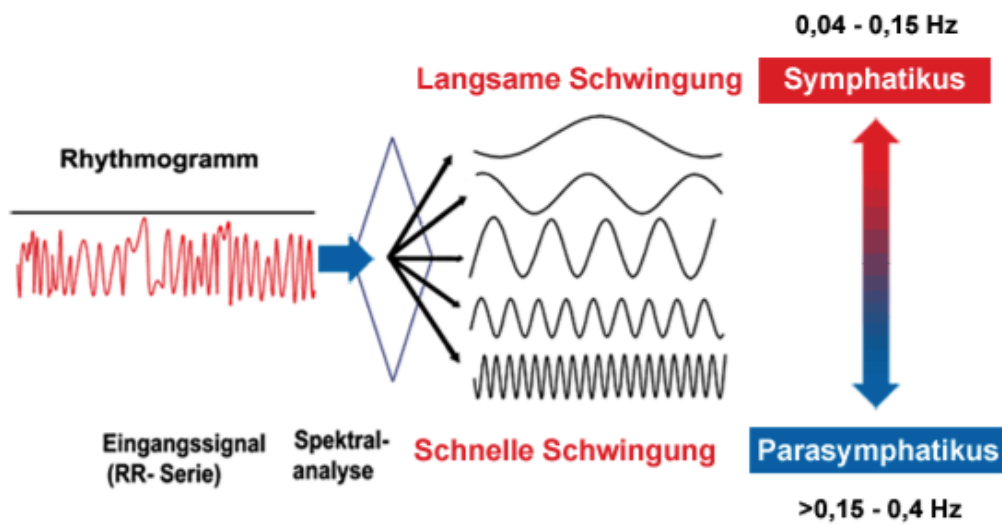


Abb. 3: Prinzip der Spektralanalyse (mit freundlicher Genehmigung von COMMIT GmbH 2014). Im Rhythmogramm, welches aus dem EKG-Signal errechnet wird, werden die RR-Abstände in [ms] (Ordinate) gegen die Anzahl der RR-Intervalle (Abszisse) gegeneinander aufgetragen. Die Spektralanalyse zerlegt wiederum das Rhythmogramm in die enthaltenen Frequenzanteile.

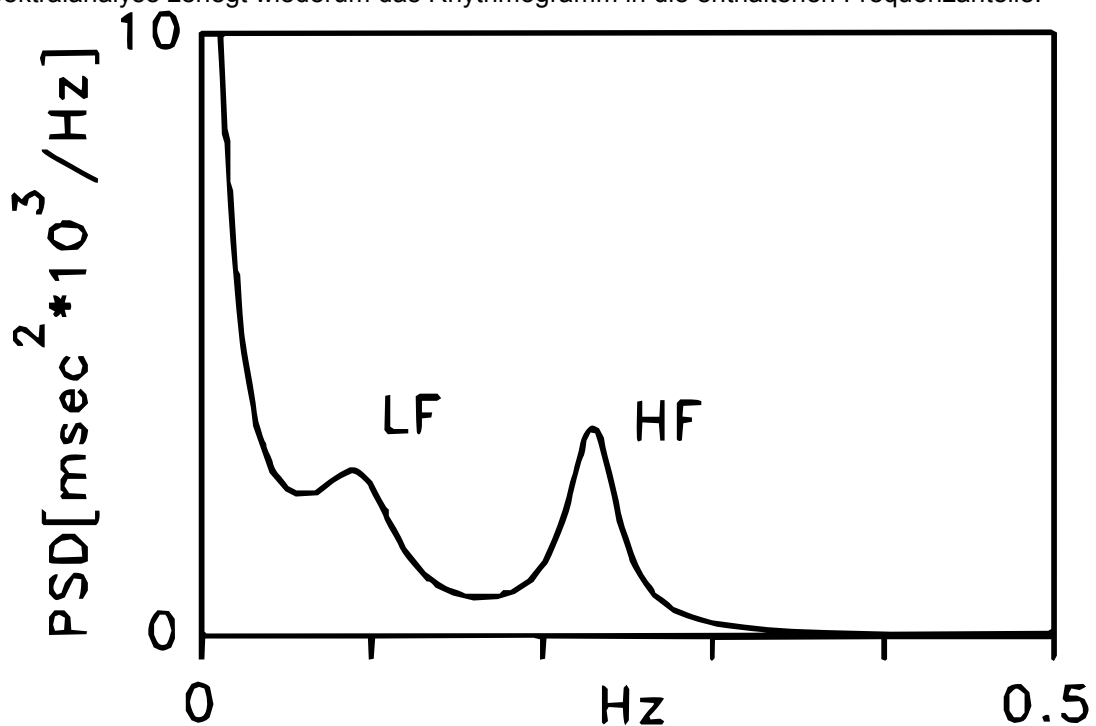


Abb. 4: Spektralanalyse der HRV mit der Niedrig- und Hochfrequenzkomponente (LF und HF) (mit freundlicher Genehmigung von Oxford University Press - NAPE 1996). PSD=power spectral density (dt. Leistungsdichtespektrum=LDS); die PSD gibt für jeden Frequenzabschnitt, die auf die Frequenz bezogene Leistung (engl. power) des Signals an und wird aus dem Rhythmogramm erstellt (siehe Abb. 3). Die absolute Leistung der Frequenzkomponenten entspricht der Fläche unter der jeweiligen Kurve in [ms²].

Tab. 2: Frequency-domain Parameter

| Parameter | Einheit | Frequenzspanne | Definition |
|------------------------------|--------------------|----------------|---|
| Total power | [ms ²] | ≤ 0,4 Hz | Gesamtleistung über alle Frequenzbänder |
| ULF (ultra-low-frequency) | [ms ²] | < 0,003 Hz | Absolute Leistung des ULF-Bandes |
| VLF (very-low-frequency) | [ms ²] | 0.003-0,04 Hz | Absolute Leistung des VLF-Bandes |
| LF (low-frequency) | [ms ²] | 0,04-0,15 Hz | Absolute Leistung des LF-Bandes |
| | [n.u.] | | Leistung des LF-Bandes in normalisierten Einheiten = LF [ms ²]/(total power [ms ²] - VLF [ms ²])x100 |
| HF (high-frequency) | [ms ²] | 0,15-0,4 Hz | Absolute Leistung des HF-Bandes |
| | [n.u.] | | Leistung des HF-Bandes in normalisierten Einheiten = HF [ms ²]/(total power [ms ²] - VLF [ms ²])x100 |
| LF/HF | - | | Verhältnis des LF-Bandes zum HF-Band |

Die Auswahl der Parameter beruht auf den Vorschlägen der American Heart Association. Die Definitionen sind dort ebenfalls zu finden (mit freundlicher Genehmigung von Oxford University Press - NAPE 1996).

1.4.5. Bedeutung der Frequenzbänder

Die einzelnen Frequenzbänder korrelieren mit der Aktivität verschiedener neuronaler und nicht neuronaler Regulationsmechanismen. Das Verständnis für das HF-Band ist bisher am größten. Nach Ergebnissen zahlreicher Studien stellt die HF-Komponente die atemsynchronen Schwankungen der Herzfrequenz, die RSA, dar. Durch medikamentöse Blockade des Vagus oder Vagotomie bestätigte sich diese Vermutung (Akselrod, Gordon et al. 1981;

Pomeranz, Macaulay et al. 1985; Randall, Brown et al. 1991; Saul, Berger et al. 1991). Der Effekt einer sympathischen Stimulation ist zu träge, um Frequenzen zwischen 0,15 und 0,4 Hz und somit die RSA zu vermitteln (Akselrod, Gordon et al. 1981; Appel, Berger et al. 1989; Lombardi 2002). Das hochfrequente Band kann deshalb als reines Maß für die efferente vagale Aktivität angesehen werden (Akselrod, Gordon et al. 1981; Delaney und Brodie 2000; Grossman, van Beek et al. 1990; Hayano, Sakakibara et al. 1991; Malliani, Pagani et al. 1991; Moak, Goldstein et al. 2009; NAPE 1996; Saul, Berger et al. 1991; Ziemssen und Süß 2001). Das LF-Band entsteht nach Ansicht vieler Autoren durch den Baroreflexmechanismus und steht unter dem dualen Einfluss von Sympathikus und Parasympathikus. Der sympathische Einfluss scheint zu überwiegen (Akselrod, Gordon et al. 1981; Hayano, Sakakibara et al. 1991; McCraty, Atkinson et al. 1995; Moak, Goldstein et al. 2009; Sleight, La Rovere et al. 1995; Sloan, Shapiro et al. 1994; Van de Vooren, Gademan et al. 2007). Bonnemeier weist jedoch daraufhin, dass die Entstehungsmechanismen des LF-Bandes noch nicht vollständig geklärt sind. Er stützt sich auf die These von Moak et al., die die Baroreflexsensitivität als Ursprung des LF-Bandes ansehen (Bonnemeier 2007; Moak, Goldstein et al. 2009). Unter dem Baroreflex versteht man einen bedeutenden negativen Rückkopplungsmechanismus des kardiovaskulären Systems, der kurzfristige Blutdruckschwankungen minimieren soll. Ein Blutdruckanstieg führt zur Stimulation der Barorezeptoren im Karotissinus und der Aorta, was mit einem Anstieg der parasympathischen und einem Abfall der sympathischen Aktivität einhergeht. Als Reaktion darauf sinken die Herzfrequenz und der Blutdruck (Lanfranchi und Somers 2002). Der Frequenzbereich der LF-Komponente entspricht den niederfrequenten Blutdruckschwankungen, die unter dem Namen Mayer-Wellen bekannt sind (Hayano, Sakakibara et al. 1991; Montano, Ruscone et al. 1994; Ori, Monir et al. 1992; Pagani, Lombardi et al. 1986). Weder die VLF- noch die ULF-Komponenten sind bislang ausreichend geklärt und bedürfen weiterer Forschung. Bei dem VLF-Band wird unter anderem eine Beteiligung des Renin-Angiotensin-Aldosteron-Systems und thermoregulatorischer Prozesse vermutet

(Cooke, Hoag et al. 1999; Eckberg 2000; Fleisher, Frank et al. 1996; Ori, Monir et al. 1992; Pomeranz, Macaulay et al. 1985; Taylor, Carr et al. 1998).

1.4.6. Sympatho-vagale Balance

1986 beschrieben Pagani et al. das Verhältnis zwischen niedrig- und hochfrequenten Anteilen der HRV als Index für die autonome Balance (Pagani, Lombardi et al. 1986). Das Verhältnis von LF zu HF als Maß für die sympatho-vagale Balance ist in der Literatur seither weit verbreitet (Delaney und Brodie 2000; Lombardi 2002; Malliani, Pagani et al. 1991; Ooishi und Kashino 2012; Sloan, Shapiro et al. 1994; Sztajzel 2004). Körperliche Aktivität oder mentale Belastung führen zu einem Anstieg des Sympathikotonus und zu einer reduzierten Aktivität des Parasympathikus, wodurch LF/HF ansteigt (Delaney und Brodie 2000; Montano, Ruscone et al. 1994). Sloan et al. zeigten, dass belastend empfundene Situationen im Alltag zu einer Verschiebung der sympatho-vagalen Balance zu Gunsten des Sympathikus führen (Sloan, Shapiro et al. 1994). Sympathikus und Parasympathikus wirken, mit wenigen Ausnahmen, reziprok zueinander, was die Theorie der sympatho-vagalen Balance unterstützt. Die Hintergründe der komplexen Vorgänge sind noch nicht vollständig geklärt. Dies sollte bei der Interpretation der Daten berücksichtigt werden (Bonnemeier 2007; Eckberg 2000).

1.4.7. Störende Einflüsse bei der HRV-Messung

Das autonome NS wird von vielen Faktoren beeinflusst. Um dennoch möglichst genau von den Herzfrequenzschwankungen auf den physiologischen Zustand des Körpers schließen zu können, müssen Störgrößen ausgeschlossen oder minimiert werden. Obwohl bereits einige Untersuchungen auf diesem Gebiet existieren, weist der gegenwärtige Forschungsstand bezüglich der Störeffekte noch etliche Unklarheiten auf. Einigkeit herrscht darüber, dass sowohl das Geschlecht als auch das Alter Einfluss auf die HRV nehmen. Die Mehrheit der Studien berichtet über die Abnahme der HRV mit zunehmendem Alter, was auf eine verringerte parasympathische Modulation zurückzuführen ist (Abhishekh, Nisarga et al. 2013; Agelink, Malessa et al. 2001; Antelmi, de Paula et al. 2004; Bonnemeier, Richardt et al. 2003; Kuch, Hense et al. 2001; Liao, Barnes et al.

1995). Die Unterschiede zwischen den Geschlechtern scheinen in jüngeren Jahren stärker ausgeprägt zu sein als im Alter (Bonnemeier, Richardt et al. 2003). Abweichende Beobachtungen gibt es über die Art der HRV-Unterschiede zwischen Männern und Frauen. So zeigten Antelmi et al., dass Männer höhere Werte unter logarithmisch transformierter LF (In LF [ms]) und LF/HF hatten. Frauen wiesen dagegen eine höhere In HF [ms] auf (Antelmi, de Paula et al. 2004). Die gleichen Beobachtungen machten noch eine Zahl weiterer Untersucher (Huikuri, Pikkujamsa et al. 1996; Kuch, Hense et al. 2001; Sookan und McKune 2012). Dagegen konnten Liao et al. und Agelink et al. keine Unterschiede bezüglich der HF-Werte zwischen den Geschlechtern finden (Agelink, Malessa et al. 2001; Liao, Barnes et al. 1995). Raucher haben eine verminderte HRV. Nikotin scheint eine Veränderung der sympatho-vagalen Balance in Richtung Sympathikusaktivierung zu verursachen (Alyan, Kacmaz et al. 2008; Barutcu, Esen et al. 2005; Stein, Rottman et al. 1996; Tsuji, Venditti et al. 1996). Verschiedene Medikamente nehmen ebenfalls Einfluss auf die HRV. So konnten Tsuji et al. zeigen, dass sowohl Diuretika als auch Betablocker eine senkende Wirkung auf In SDNN, In LF und In HF aufweisen (Tsuji, Venditti et al. 1996). Zu beachten ist, dass die HRV einem zirkadianen Rhythmus unterliegt. Um vergleichbare Ergebnisse zu erhalten, sollten Tests deshalb in einem festgelegten Zeitfenster erfolgen. Für eine effektive Dateninterpretation empfiehlt sich eine Messdauer von mindestens fünf Minuten je Testphase (NAPE, 1996).

2. Material und Methoden

2.1. Probanden: Ein- und Ausschlusskriterien

Für die Studie wurden 20 Probanden untersucht, wobei es sich um 10 männliche und 10 weibliche Personen handelte. Der Altersbereich wurde auf 18 bis 40 Jahre beschränkt, um altersabhängige Unterschiede bei der HRV-Messung zu minimieren. Die Versuchspersonen mussten sich in einem guten körperlichen und geistigen Gesundheitszustand befinden. Die Beherrschung der deutschen Sprache war ein wichtiges Einschlusskriterium, da der verwendete Sprachtest nur in deutscher Sprache durchführbar ist. Alle Probanden mussten ein normales Hörvermögen haben. Eingeschlossen wurden diejenigen, die keine bekannten Hörprobleme hatten und deren Hörminderung beim Tonaudiogramm im Hauptsprachbereich (500-4000 Hz) nicht mehr als 10 dB (HL) betrug. Die Probanden waren angehalten, 12 Stunden vor Testbeginn keine Analgetika und keinen Alkohol zu sich zu nehmen und drei Stunden vor Testbeginn keinen Kaffee zu konsumieren. Die letzte Mahlzeit sollte 2-3 Stunden zurückliegen. Es durfte sich kein starkes Hungergefühl ausgeprägt haben. Zu den Ausschlusskriterien zählte die Einnahme der unten genannten Medikamente. Bei den mit einem Stern gekennzeichneten Medikamenten genügte auch ein Absetzen zwei Tage vor Testbeginn:

- Antihistaminika*
- Antidepressiva
- Diuretika*
- Mineralkortikoide*
- Jegliche Sympatho-, Parasympathomimetika/-lytika (v.a. Medikamente gegen Hypertonie und Asthma bronchiale)*

Die oben genannten Einschränkungen bezüglich der Nahrungsaufnahme und Medikamente wurden in Anlehnung an die Empfehlungen für kardiovaskuläre autonome Funktionsdiagnostik festgelegt (Ziemssen und Süß 2001). Ein zusätzliches Ausschlusskriterium war das Rauchen, um die Wirkung des

Nikotins auf die HRV zu verhindern. Des Weiteren konnten Patienten mit Herzschrittmacher nicht an der Studie teilnehmen, da die natürliche Arbeitsweise des Herzens mit ihren autonomen Regulationsmechanismen durch diesen beeinträchtigt ist.

Am Versuchstag wurde von jedem Teilnehmer ein Reintonaudiogramm bestimmt. Es konnten auf diese Weise Probanden mit relevanten Hörstörungen herausgefiltert und von der Studie ausgeschlossen werden.

2.2. Testentwicklung

In mehreren Pilotversuchen wurden zunächst geeignete akustische Reize gesucht. Es sollten dabei drei Konditionen unterschiedlichen Schwierigkeitsgrades in sprachaudiometrischen Tests abgedeckt werden. Als geeignet erwies sich der Freiburger Einsilber-Test. Eine leichte Situation war geplant, in welcher der Proband die einsilbigen Wörter ohne jede Anstrengung verstehen konnte. Ein mittleres Niveau hatte das Ziel, die Konzentration des Probanden zu erfordern, um 100 % Verständlichkeit zu ermöglichen. Unter den Bedingungen der dritten Kondition sollten die Einsilber, trotz hoher Konzentration, nur teilweise verständlich sein. Die Konditionen unterschieden sich durch den jeweiligen Schalldruckpegel. Ein Schalldruckpegel von 70 dB (SPL) erwies sich für die leichte Stufe als geeignet. Ein Schalldruckpegel von 40 dB (SPL) wurde für das mittlere Niveau festgelegt. Die Stufe der schwersten Anstrengung wurde mit einem Schalldruckpegel von 20 dB (SPL) generiert. Für den gesamten Testdurchlauf (siehe 2.5.) waren elf Wortgruppen, à 20 Einsilber nötig. Alle Wortgruppen wurden nach irritierenden oder suggestiven Wörtern durchsucht. Dadurch sollte verhindert werden, dass bei den Probanden allein durch das vorgeschene Wort eine Ablenkung vom eigentlichen Test oder eine emotionale Reaktion (z.B. durch ein Schamgefühl) ausgelöst wird. Dies hätte einen Einfluss auf das autonome Nervensystem und somit auf die HRV zur Folge. Durch den Ausschluss der Wortgruppen mit Einsilbern wie „Glied“ oder „Brust“ konnte somit der Störeffekt auf die HRV-Messung eliminiert werden. Die elf am meisten geeigneten Gruppen kamen zum Einsatz (siehe 2.4.). Zusätzlich wichtig war, dass drei Wortgruppen direkt aufeinander folgten,

da in jeder Schwierigkeitsstufe drei Gruppen ohne Unterbrechung abgespielt wurden.

Für die Aufnahme der HRV-Daten wurde ein System benötigt, das die Probanden nicht einschränkte und somit selbst ohne Einfluss auf die HRV blieb. Zudem benötigte man eine Datenübertragung aus der Audiokabine zum Vorraum. Dabei musste berücksichtigt werden, dass die Räume der Audiometrie elektrisch abgeschirmt sind. Als geeignet für die Messung erwies sich das Herzfrequenz-Messgerät Polar RS800 CX® mit Messwertaufnahmen in Form des Brustgurtes (WearLink®, siehe Auflistung S.23, Hori, Yamakawa et al. 2005; Vanderlei, Silva et al. 2008; Weippert, Kumar et al. 2010). Bei Kontakt der Elektroden mit der Haut wurde die Elektronik des Senders im Brustgurt aktiviert. Die Datenübertragung erfolgte über Funk mit einer Frequenz von 5 kHz vom Brustgurt zum USB-Stick POLAR WINDLINK® als Empfänger (siehe Auflistung S.23) und per Kabel aus der Kabine zum Computer.

In einem Pilotdurchlauf mit drei Probanden wurde der Versuchsablauf durchgespielt und trainiert. Dies hatte den Zweck die verwendete Ausrüstung auf technische Integrität und den Versuchsablauf auf die Durchführbarkeit zu überprüfen. Wichtig war auch, dass der Untersucher mit den Geräten vertraut wurde. Fehlern von Seiten des Untersuchers wurde dadurch vorgebeugt. Um Stichprobenfehler zu vermeiden, wurde der Testablauf randomisiert. Es gab zwei Gruppen, die sich anhand der Reihenfolge der eingesetzten Schalldruckpegel unterschieden. Bei der Gruppe „leicht-mittel-schwer“ wurde mit einem Schalldruckpegel von 70 dB begonnen, danach folgte ein Schalldruckpegel von 40 dB und zuletzt einer von 20 dB (SPL). Die andere Gruppe „schwer-mittel-leicht“ begann bei einem Schalldruckpegel von 20 dB, gefolgt von 40 dB und endete bei 70 dB (SPL). Jeder Proband musste einen Zettel ziehen, auf dem eine der beiden Varianten angegeben war. So wurde ausgeschlossen, dass die Reihenfolge der Schwierigkeitsstufen Einfluss auf die Ergebnisse nahm. Aufgrund der geringen Stichprobenzahl erfolgte für das Merkmal Geschlecht zusätzlich eine Stratifizierung. Dadurch war gewährleistet, dass sowohl Frauen als auch Männer in beiden Gruppen gleich verteilt waren.

2.3. Versuchsaufbau

Der Versuchsaufbau ist in Abb. 5 gezeigt. Der Patient saß dem Untersucher, durch eine Glasscheibe getrennt, gegenüber. Mit einer in der Wand integrierten Lautsprecheranlage konnten beide Seiten miteinander kommunizieren. Abgesehen von der Tonschwellenbestimmung, wurden die Messungen im Freifeld durchgeführt. Die Probanden saßen immer an der gleichen Stelle. Dies wurde durch Markierungen auf dem Boden gewährleistet. Der Abstand zum Lautsprecher betrug einen Meter. Ein Kabel wurde unter der Tür durch gelegt, um die Datenübertragung zum Laptop im Vorraum zu ermöglichen. Folgende Geräte und Software wurden verwendet:

- Audiometer CAD-03, Firma WESTRA Electronic GmbH, Welden
- Computer für die Reizgenerierung mit CD-Rom Laufwerk, Firma Fujitsu Siemens, München
- WESTRA Audiometrie-CD #2 mit dem Freiburger Einsilbertest nach DIN 45621 (Sprecher: Claus Wunderlich, Aufsprache 1969 und verbesserte Aufsprache 1976), Firma WESTRA Electronic GmbH, Welden
- Lautsprecher LAB-501, Firma WESTRA Electronic GmbH, Welden
- Laptop Amilo, Firma Fujitsu Siemens, München
- Sportuhr POLAR RS 800 CX®, Firma Polar Electro GmbH, Büttelborn
- Brustgurt mit Sensor zur Herzfrequenzmessung, WearLink®, Firma Polar Electro GmbH, Büttelborn
- Funkübertragungseinheit mit Empfänger für den USB-Anschluss des Computers, POLAR WINDLINK w.i.n.d, Firma Polar Electro GmbH, Büttelborn
- Software POLAR ProTrainer 5® (Professional Training Software) zur Datenerhebung und nachfolgender -analyse, Firma Polar Electro GmbH, Büttelborn

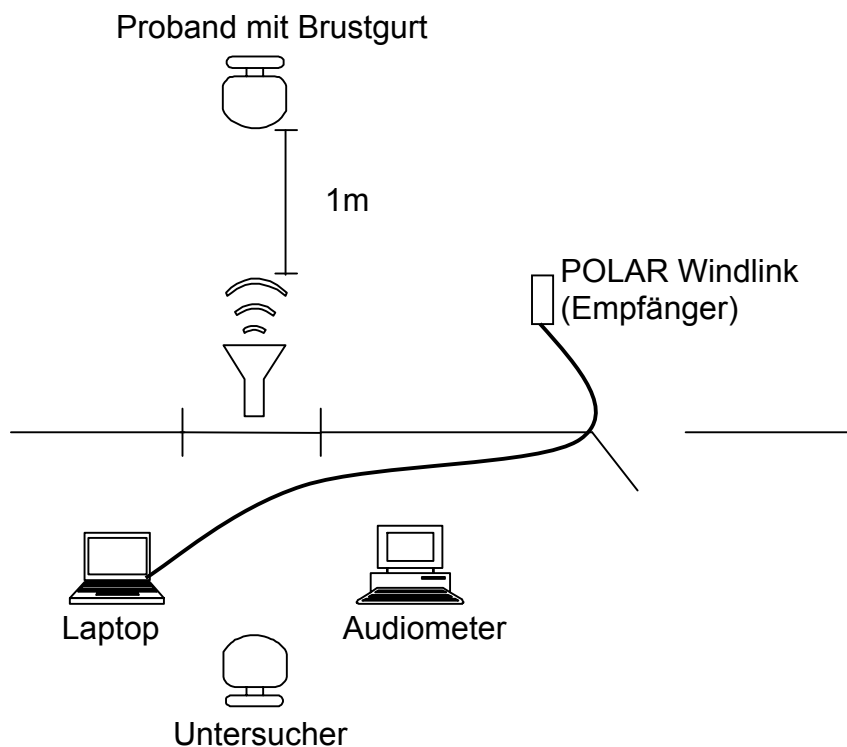


Abb. 5: Versuchsaufbau

Die Datenübertragung erfolgt über Funk vom Sensor des Brustgurtes zum Empfänger POLAR Windlink, der über das Kabel mit dem Laptop im Vorraum verbunden ist. Der Untersucher sitzt im Vorraum und kann durch eine Glasscheibe per Lautsprecheranlage mit dem Proband kommunizieren.

2.4. Tonschwellenbestimmung und Sprachmaterial

2.4.1. Tonschwellenbestimmung

Die Luftleitungsschwelle wurde für beide Ohren durch Reintonaudiometrie gemessen. Die Bestimmung fand kurz vor der eigentlichen Messung mittels Kopfhörer in denselben Räumlichkeiten statt. Dabei sollten Hörminderungen erkannt werden, um ggf. die jeweiligen Probanden von der Studie ausschließen zu können. Die Tonschwellenbestimmung diente ebenfalls dazu, die Teilnehmer an die Umgebung zu gewöhnen. Begonnen wurde mit der gut erkennbaren Frequenz 1 kHz. Der Schalldruckpegel wurde dann schrittweise erhöht, bis der Patient angab, einen Ton zu hören. Die Knochenleitungsmessung fand keine Berücksichtigung.

2.4.2. Sprachmaterial

In dieser Arbeit kam der bereits in der Einleitung beschriebene Freiburger Einsilbertest zum Einsatz. Es stehen insgesamt 20 definierte Wortgruppen mit je 20 Einsilbern auf einer CD zur Verfügung. In Tab. 3 sind die verwendeten Einsilbergruppen einzusehen.

Tab. 3: Verwendete Wortgruppen des Freiburger Einsilbertests

- 6.** Seil, Pfand, Netz, Flur, Schild, Ochs, Draht, Hemd, Schmutz, Rat, Tau, Milch, Rost, Kahn, Tier, Brot, Dunst, Haar, Feld, Schwein
- 7.** Spiel, Moos, Lachs, Glut, Erz, Baum, Sand, Reich, Kuh, Schiff, Wort, Hecht, Mann, Bruch, Schopf, Fels, Kranz, Teich, Dienst, Star
- 3.** Blatt, Stift, Hohn, Zweck, Aal, Furcht, Leim, Dorf, Tat, Kerl, Schutz, Wind, Maus, Reif, Bank, Klee, Stock, Wuchs, Mist, Gras
- 4.** Schnee, Wurst, Zahn, Pest, Griff, Laub, Mund, Grab, Heft, Kopf, Reiz, Frist, Drang, Fuß, Öl, Schleim, Takt, Kinn, Stoß, Ball
- 5.** Punkt, Ziel, Fest, Darm, Schein, Torf, Lamm, Wehr, Glas, Huf, Spind, Pfau, Block, Arm, Neid, Stroh, Wurf, Rest, Blick, Schlag
- 10.** Horn, Pfeil, Kamm, Turm, Spieß, Laus, Recht, Zopf, Schall, Mais, Fell, Gramm, Ohr, Sieb, Pracht, Lump, Gips, Bad, Sprung, Dreck
- 11.** Bild, Frosch, Abt, Ruhm, Herz, Mond, Garn, Bau, Sicht, Huhn, Lack, Kreis, Pferd, Pelz, Schlacht, Witz, Form, Stuhl, Teil, Rand
- 12.** Brett, Schluss, Saft, Pilz, Ort, Kraut, Schwert, Tag, Gleis, Vieh, Spalt, Sohn, Druck, Held, Bahn, List, Flug, Narr, Kork, Reis
- 16.** Bund, Stiel, Wachs, Reim, Feld, Tor, Duft, Stück, Arzt, Mehl, Trotz, Pfad, Heil, Brief, Sau, Fracht, Dung, Stern, Loch, Maß
- 17.** Fink, Schlauch, Reh, Grad, Floß, Hirn, Fuchs, Bein, Napf, Teer, Stolz, Art, Wurm, Ding, Trab, Bett, Kleid, Schatz, Wut, Pflock
- 18.** Schnitt, Frau, Land, Helm, Bock, Flucht, Scherz, Keil, Rast, Gruß, Wohl, Plan, Krieg, Ast, Pfiff, Weib, Sturm, Fang, Tee, Mord

2.5. Versuchsablauf und Durchführung

Der hier verwendete Testablauf zeichnet sich durch die Grundstruktur eines Funktionsdiagnostiktests des autonomen Nervensystems aus. Er besteht aus drei Teilen, der Entspannungs-, Belastungs- und Erholungsphase (Ziemssen und Süß 2001). Veränderungen während der Belastungsphase können auf diese Weise besser detektiert und verglichen werden.

Ein kompletter Durchlauf nahm mit Auf- und Abbau etwa eine Stunde in Anspruch. Die reine Messdauer betrug ca. 40 Minuten, wobei die einzelnen Phasen 5-8 Minuten dauerten. Pro Tag waren maximal zwei

Testdurchführungen möglich. Die Messungen fanden stets zwischen 14.15 und 17.30 Uhr statt. Einerseits war dies auf die Belegung der Räumlichkeit in der Klinik zurückzuführen, andererseits diente dies auch dazu den Einfluss der zirkadianen Schwankungen der HRV zu minimieren. Die Probanden wurden einige Tage bis Wochen vor Testdurchführung mit Hilfe eines erstellten Aufklärungsbogens über das Vorhaben und den Ablauf informiert. Sie gaben ihr schriftliches Einverständnis. Am Termin selbst erfolgte eine kurze Erklärung und die Möglichkeit weitere Fragen zu stellen. Die Probanden wurden aufgefordert, während der Testphasen ruhig zu sitzen und sich möglichst wenig zu bewegen. Die Augen sollten in den aktiven Phasen stets geöffnet bleiben. Außerdem wurden die Probanden aufgefordert, sich zu konzentrieren und bestmöglich zu antworten. Wie in Abschnitt 2.4.1. erwähnt, fand unmittelbar vor dem Test die Bestimmung des Tonaudiogramms statt. Der Untersuchte konnte sich so mindestens 15 Minuten mit der ungewohnten Umgebung vertraut machen, was eine anfängliche Anspannung minimierte. Nach der Tonschwellenbestimmung bekam der Proband für die komplette Messdauer den Pulsmesser angelegt. Der komplette Ablauf ist nochmals in Abb. 6 gezeigt. Die Entspannungsphase dauerte fünf Minuten, wobei der Proband die Augen geschlossen halten konnte. Beginn und Ende bekam der Teilnehmer mitgeteilt. Anschließend folgte ein Vortest zum Eingewöhnen, ohne dass dies explizit erwähnt wurde. Die Wortgruppen 6 und 7 wurden bei 70 dB (SPL) über den Lautsprecher vorgespielt. Die Testperson war angehalten jedes verstandene Wort sofort nachzusprechen. Danach folgte eine Minute Pause, bevor der eigentliche Test begann. Je nach Zugehörigkeit zur randomisierten Gruppe, begann der Test mit der leichten (70 dB (SPL)) oder mit der schweren Phase (20 dB (SPL)). Die Wortgruppen blieben dieselben. Es wurden nun drei Einsilbergruppen (Nr. 3, 4, 5) à 20 Wörter am Stück vorgespielt. Danach folgte wiederum eine Minute Pause und dann erneut 60 Einsilber (Gruppen Nr. 10, 11, 12) nun mit einem Schalldruckpegel von 40 dB (SPL). Nach einer erneuten einminütigen Pause folgten die letzten drei Gruppen (Nr. 16, 17, 18) in der dritten Kondition. Die Aufzeichnung wurde danach noch etwa sechs Minuten fortgeführt. In dieser Zeit bekam der Proband die Aufforderung sich zu entspannen, wobei die Augen

wieder geschlossen werden konnten. Neben der Aufnahme der Herzfrequenzdaten wurde die Fehlerzahl in den einzelnen Phasen unterschiedlicher Schalldruckpegel erfasst. Es waren also maximal 60 Fehler in jeder Phase möglich.

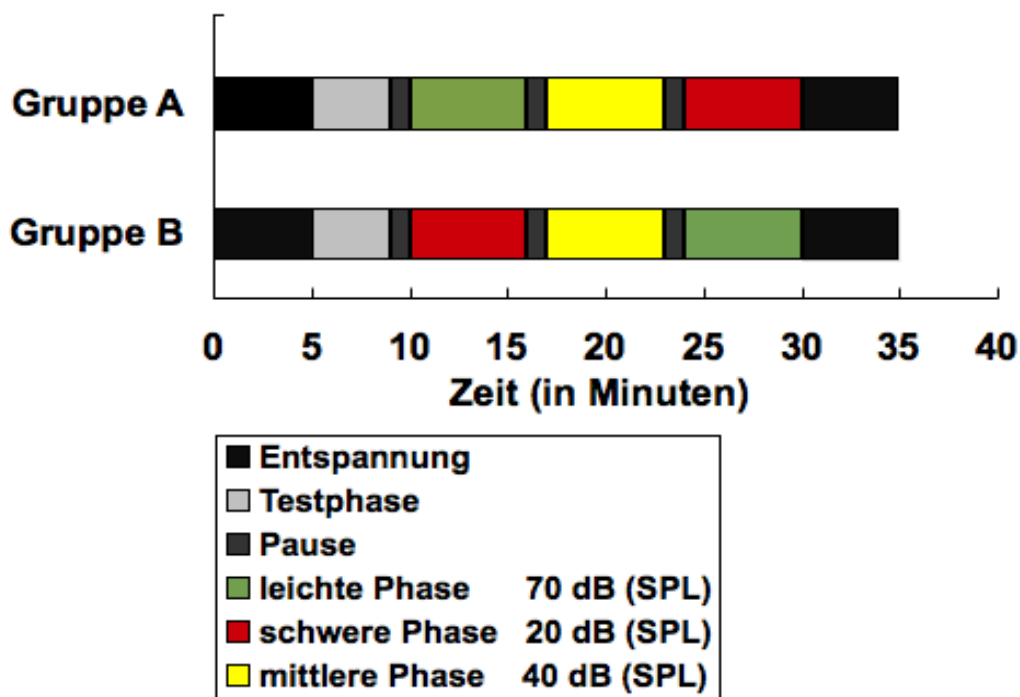


Abb. 6: Testablauf für die zwei randomisierten Gruppen A und B.

2.6. Auswertung

Polar ProTrainer und Kubios HRV

Die gespeicherten Daten wurden in der Auswertesoftware Polar ProTrainer zunächst manuell anhand der Testphasenmarkierungen getrennt und nach den einzelnen Phasen geordnet. In die Auswertung einbezogen wurden die Phasen: Entspannungsphase davor/danach, leichter, mittlerer und schwieriger Teil. Die Werte der RR-Intervalle [ms] wurden anschließend als Textdatei für die einzelnen Phasen abgespeichert. Die HRV-Analyse erfolgte mit Hilfe des Auswertungsprogramms Kubios HRV (Version 2.0, BSAMIG, Biosignal Analysis and Medical Imaging Group, in Kuopio, Finnland). Es ist für wissenschaftliche Anwendung geeignet und stellt die von der Task Force empfohlenen Analyse-Optionen zur Verfügung (NAPE 1996; Niskanen, Tarvainen et al. 2004; Riganello, Candelieri et al. 2010; Sookan und McKune 2012; Wang, Ding et al.

2009). Die gespeicherten Rohdaten aus dem Polar-System wurden in Kubios HRV importiert, selektiert und ausgewertet. Die Ergebnisse wurden in einem „report sheet“ übersichtlich zusammengefasst (siehe Abb. 7). Es wurden die Parameter der einzelnen Phasen zunächst über die gesamte Messzeit und anschließend für die ersten bzw. die letzten fünf Minuten der Testabschnitte berechnet. Um den Probanden eine Anpassung zu Beginn der jeweiligen Testabschnitte zu ermöglichen und um vergleichbare Resultate zu erhalten, wurden jeweils nur die Ergebnisse der letzten fünf Minuten verwendet. Die alleinige Auswertung der letzten Minuten einer Aufzeichnung findet sich bereits 1970 bei Blitz et al. und wird ebenso 2010 bei DeBeck et al. angewandt (Blitz, Hoogstraten et al. 1970; DeBeck, Petersen et al. 2010). Eine kurzzeitige Unaufmerksamkeit von Seiten der Probanden nach der einminütigen Pause fiel dadurch nicht ins Gewicht. Die Software berechnet die frequenzabhängigen Parameter sowohl mit dem autoregressiven Modell (AR-Modell, parametrische Methode) als auch mit der Fast-Fourier-Transformation (FFT, nicht-parametrische Methode). Im Einklang mit der Mehrzahl der Veröffentlichungen wurde die Berechnung mit Hilfe der FFT dem AR-Spektrum zur Beurteilung vorgezogen (DeBeck, Petersen et al. 2010; Hori, Yamakawa et al. 2005; McCraty, Atkinson et al. 1995; Middleton, Sharma et al. 1999; Raglio, Oasi et al. 2012; Silvani, Bojic et al. 2003; Sloan, Shapiro et al. 1994; Wang, Ding et al. 2009).

Zur Auswertung wurden die Standardeinstellungen verwendet. Die eingestellte Bandgrenze für das VLF-Band betrug 0-0,04 Hz. Das LF-Band hatte die Grenzen 0,04-0,15 Hz und das HF-Band wurde von 0,15-0,4 Hz definiert. Bei vereinzelt durch Bewegung hervorgerufenen Artefakten wurde eine manuelle Fehlerkorrektur durchgeführt. Die Interpolationsrate der RR-Intervalle betrug 4 Hz. Das FFT-Spektrum hatte eine Fensterweite von 256 s und eine Fensterüberlappung von 50 %. Einzelheiten über die genauen Analysemöglichkeiten von Kubios HRV finden sich im „Kubios HRV User Guide“.

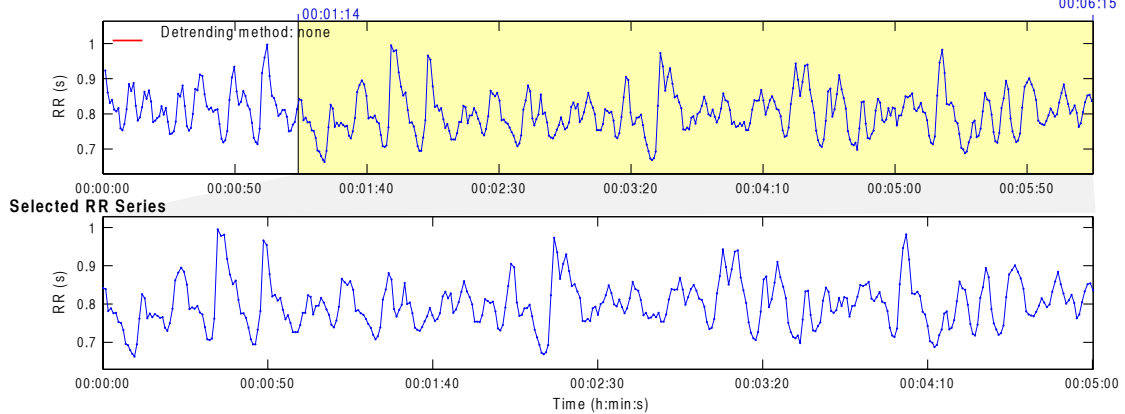
HRV Analysis Results

mittel 9.txt --xx/xx/xx --xx:xx:xx

Page 1/1

RR Interval Time Series

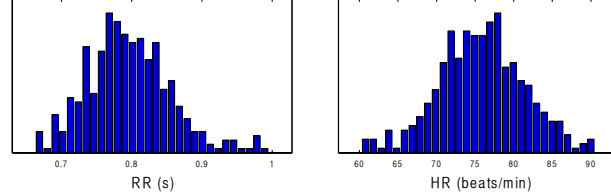
Results for a single sample



Time-Domain Results

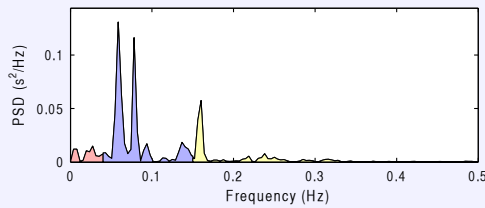
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 796.3 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 59.9 |
| Mean HR* | (1/min) | 75.76 |
| STD HR | (1/min) | 5.58 |
| RMSSD | (ms) | 36.8 |
| NN50 | (count) | 51 |
| pNN50 | (%) | 13.5 |
| RR triangular index | | 14.000 |
| TINN | (ms) | 280.0 |

Distributions*



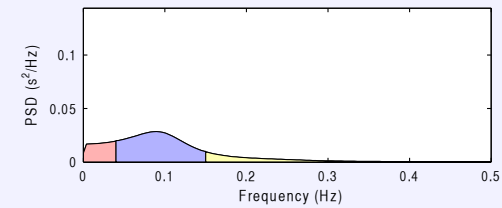
Frequency-Domain Results

FFT spectrum (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0273 | 297 | 9.5 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0586 | 2115 | 67.5 | 74.5 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.1602 | 723 | 23.1 | 25.5 |
| Total | | 3134 | | |
| LF/HF | | 2.925 | | |

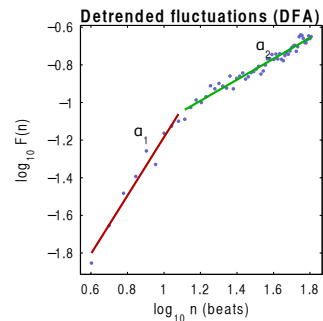
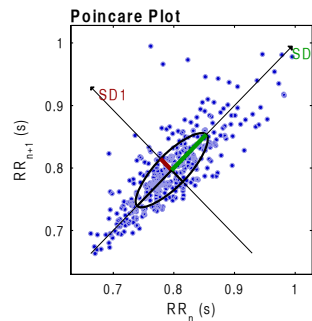
AR Spectrum (AR model order = 16, not factorized)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0391 | 686 | 18.9 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0898 | 2381 | 65.6 | 80.8 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.1523 | 565 | 15.6 | 19.2 |
| Total | | 3632 | | |
| LF/HF | | 4.211 | | |

Nonlinear Results*

| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 26.1 |
| SD2 | (ms) | 80.7 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 9.72 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 125 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 31.39 |
| Determinism (DET) | (%) | 98.51 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 3.058 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 1.027 |
| Sample entropy (SampEn) | | 1.318 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 1.548 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 0.558 |
| Correlation dimension (D2) | | 3.554 |



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

Kubios HRV, version 2.0
Department of Physics
University of Kuopio, Finland

Abb. 7: „report sheet“ von Kubios HRV

2.7. Statistik

Die aus Kubios HRV erhaltenen Werte wurden zur weiteren Bearbeitung in eine Excel-Tabelle übernommen. Mittelwerte und Standardabweichungen wurden mit Excel für das Gesamtkollektiv und getrennt nach Geschlecht berechnet. Die weiteren statistischen Berechnungen erfolgten unter Verwendung der Software „STATISTICA“ (Version 9.1). Zuerst wurden die Daten mit Hilfe eines Wahrscheinlichkeitsdiagramms graphisch dargestellt. Dieses vergleicht die ermittelten Daten mit denen einer Normalverteilung unter Verwendung eines x-y-Koordinatensystems. Bei Normalverteilung zeigt das Diagramm einen linearen Zusammenhang. Der Shapiro-Wilk-Test diente anschließend der rechnerischen Überprüfung auf Normalverteilung. Bei $p \geq 0,05$ wurde eine Normalverteilung angenommen. Um die normalverteilten Daten zu vergleichen, wurde ein zweiseitiger, gepaarter t-Test durchgeführt. Die nicht normalverteilten Daten wurden mit Hilfe geeigneter nicht-parametrischer Tests auf Signifikanz untersucht. Der Wilcoxon-Rangtest (Paarvergleichstest) wurde dabei für den Vergleich der einzelnen Phasen eines HRV-Parameters eingesetzt. Für die Analyse der unabhängigen Variablen wurde dagegen der Mann-Whitney-U-Test (Wilcoxon-Rangsummentest) verwendet. Das war bei der Frage nach Geschlechtsunterschieden und bei der Aufteilung in niedrige und hohe Gesamt-HRV von Bedeutung. Das Signifikanzniveau wurde allgemein auf $p \leq 0,05$ festgelegt. Ein p-Wert $\leq 0,01$ wurde als hochsignifikant definiert.

3. Ergebnisse

3.1. Zusammensetzung der Stichprobe

Die detaillierte Aufteilung der Stichprobe nach Alter und Geschlecht ist in Tab. 4 zusammengefasst. Keiner der ausgewählten Probanden musste wegen einer Hörminderung ausgeschlossen werden.

Tab. 4: Zusammensetzung der Stichprobe

| | | |
|---------------|------------|--------------------------|
| Anzahl | männlich | 10 |
| | weiblich | 10 |
| | gesamt | 20 |
| Alter (Jahre) | Mittelwert | 23,95 (m 24,00; w 23,90) |
| | Maximum | 34,00 |
| | Minimum | 19,00 |
| | SD | 3,22 |

m=männlich; w=weiblich;
SD=Standardabweichung (engl. standard deviation)

3.2. Prüfung auf Normalverteilung

Das Wahrscheinlichkeitsdiagramm der Parameter Herzfrequenz, LF [n.u.] und HF [n.u.] deutete in allen Phasen auf eine Normalverteilung hin. Der Shapiro-Wilk-Test bestätigte dies. Dagegen ergab sich bei den Parametern RMSSD, NN50, LF [ms²], HF [ms²], total power und LF/HF in keiner Phase die Annahme einer Normalverteilung.

3.3. Einfluss der Testphasen auf Herzfrequenz und andere zeitabhängige Parameter

3.3.1. Herzfrequenz

Abb. 8 zeigt den Mittelwert der Herzfrequenz in den einzelnen Abschnitten des Testablaufs. Auf der Abszisse sind die einzelnen Testphasen aufgetragen, während auf der Ordinate der Herzschlag pro Minute angegeben ist. Genannt ist jeweils der Mittelwert mit Standardabweichung. In der Entspannungsphase vor (75,61 1/min) und nach (76,33 1/min) den unterschiedlichen Hörsituationen, sowie in der leichten Phase (76,36 1/min) wurden die höchsten Werte

gemessen. Das Minimum mit 74,79 1/min findet sich in der schweren Schwierigkeitsstufe. Ein signifikanter Herzfrequenzabfall zeigt sich sowohl bei den Testphasen leicht gegen mittel ($p=0,031$) als auch bei leicht gegen schwer ($p=0,017$)(*). Andere Vergleiche ergaben keine signifikanten Unterschiede. In Tab. 5 sind die exakten Mittelwerte und Standardabweichungen der Herzfrequenz für die einzelnen Testphasen zusammengefasst.

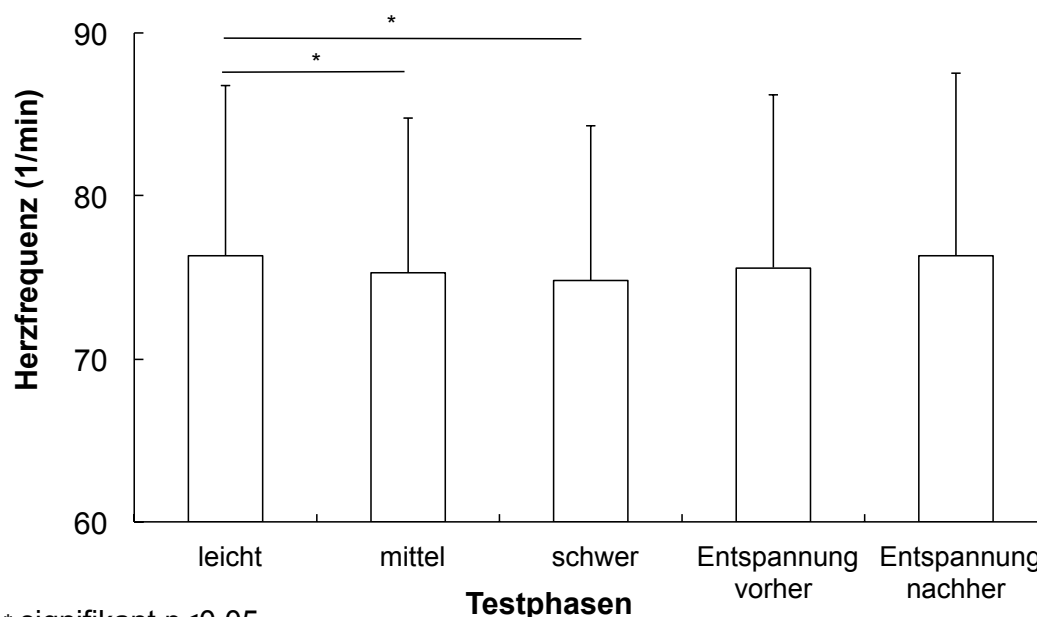


Abb. 8: Das Säulendiagramm zeigt die Herzfrequenz in den verschiedenen Testphasen. Es zeigt sich ein signifikanter Herzfrequenzabfall zwischen leichter und mittlerer sowie leichter und schwerer Phase. Mittelwerte mit Fehlerbalken (Standardabweichung) sind angegeben.

Tab. 5: Mittelwerte und Standardabweichung der Herzfrequenz [1/min] in den einzelnen Testphasen.

| Testphasen | Mittelwert (MW) | Standardabweichung (SD) |
|---------------------|-----------------|-------------------------|
| leicht | 76,36 | 10,38 |
| mittel | 75,33 | 9,41 |
| schwer | 74,79 | 9,55 |
| Entspannung vorher | 75,61 | 10,63 |
| Entspannung nachher | 76,33 | 11,24 |

3.3.2. Zeitabhängige Parameter

In Tab. 6 sind für die drei gebräuchlichsten time-domain Parameter die Medianwerte mit dem Interquartilsabstand dargestellt. Der Interquartilsabstand (IQR, engl. interquartile range), der die Streubreite von 50 % der Messwerte angibt, ist dabei definiert als der Abstand vom 25%igen- zum 75%igen-Quantil. Die Abb. 9-11 veranschaulichen die Ergebnisse graphisch. Die Medianwerte der SDNN lassen ein deutliches Muster erkennen: Sie sind in den beiden Entspannungsphasen am höchsten mit 54,80 ms und 57,90 ms und nehmen mit ansteigendem Schweregrad ab. Der Median in der schweren Phase beträgt 42,30 ms. Signifikant sind die Unterschiede der SDNN beim Vergleich der Entspannungsphasen mit der schweren Phase (Ev/s: $p=0,003$ bzw. En/s: $p=0,030$). Zusätzlich stellt sich der Vergleich der Entspannungsphase vorher mit der mittleren Phase bei SDNN an der Grenze zur Signifikanz dar mit $p=0,052$. Der IQR ist für die SDNN in der mittleren Phase am kleinsten. Für die Parameter RMSSD und Triangular Index zeigen sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den verglichenen Konditionen. Die geringste Streuung zeigt sich bei der RMSSD in der leichten Phase. Der Triangular Index weist den kleinsten Median in der schweren Phase auf. Der minimale IQR zeigt sich dagegen in der ersten Entspannungsphase.

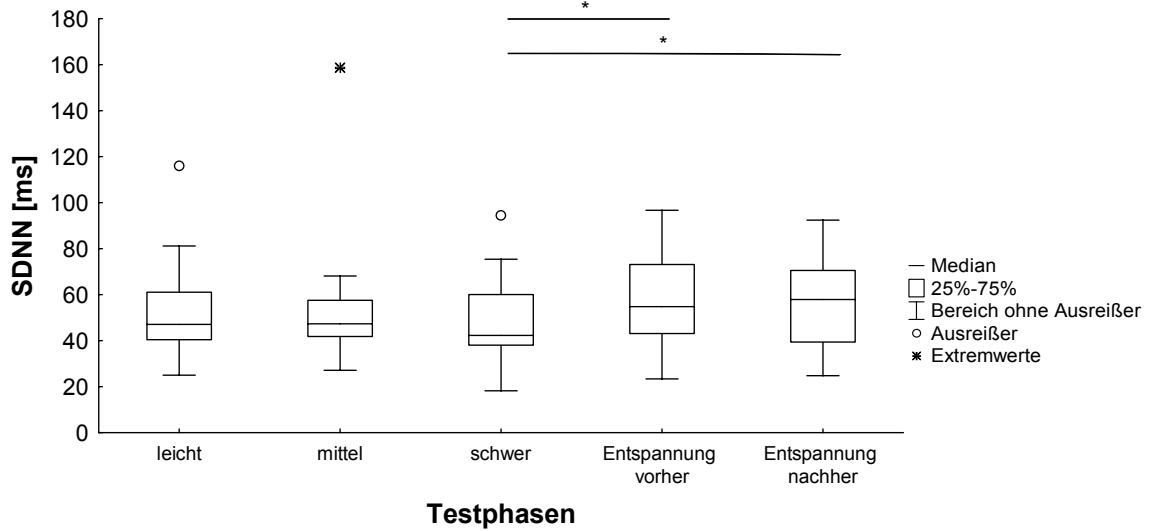


Abb. 9: Boxplots für SDNN [ms] aufgeteilt in die verschiedenen Testphasen. Es ist der signifikante Abfall der SDNN in der schweren Phase im Vergleich zu den Entspannungsphasen dargestellt. Die Ausreißer liegen im 1,5- bis 3-fachen Bereich der Länge des Boxplots. Extremwerte sind definiert als Werte außerhalb der dreifachen Länge des Boxplots. (* signifikant $p < 0,05$)

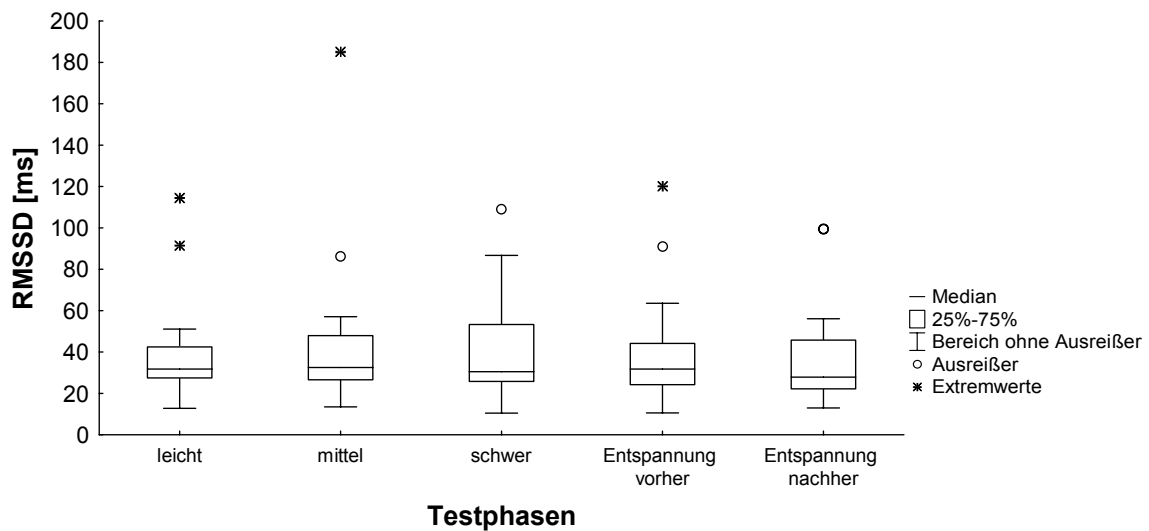


Abb. 10: Boxplots für RMSSD [ms] aufgeteilt in die verschiedenen Testphasen. Signifikante Unterschiede zwischen den Testphasen zeigten sich nicht. Definition der Ausreißer und Extremwerte s. Abb. 9.

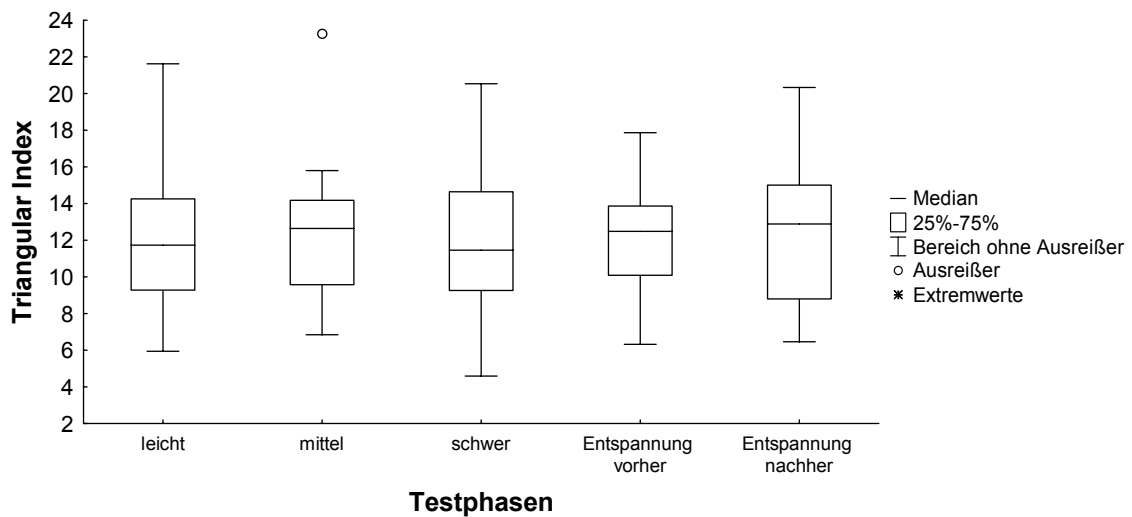


Abb. 11: Boxplots für den Triangular Index aufgeteilt in die verschiedenen Testphasen. Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Testphasen. Definition der Ausreißer und Extremwerte s. Abb. 9.

Tab. 6: Zeitabhängige Parameter der HRV nach Phasen aufgeteilt. Darstellung der Mediane und des IQRs.

| Testphasen | SDNN [ms] | RMSSD [ms] | Triangular Index |
|---------------------|---------------|---------------|------------------|
| leicht | 47,10 (20,65) | 31,80 (14,95) | 11,73 (4,98) |
| mittel | 47,35 (15,70) | 32,50 (21,35) | 12,64 (4,60) |
| schwer | 42,30 (22,00) | 30,50 (27,50) | 11,46 (5,38) |
| Entspannung vorher | 54,80 (30,03) | 31,80 (19,90) | 12,48 (3,81) |
| Entspannung nachher | 57,90 (31,15) | 27,85 (23,55) | 12,88 (6,21) |

3.4. Einfluss der einzelnen Testphasen auf die frequenzabhängigen Parametern LF, HF [n.u.] und LF/HF

3.4.1. LF und HF [n.u.]

Die Parameter LF und HF in normalized units [n.u.] zeigen naturgemäß einen gegensinnigen Verlauf. Es zeigt sich, dass LF mit zunehmender Höranstrengung sinkt, während HF ansteigt. In der schweren Phase nähern sich die beiden Parameter an und zeigen fast die gleichen Werte (Mittelwert von LF=49,41 [n.u.] und HF=50,64 [n.u.]). Die größten Unterschiede zwischen LF und HF sind in der leichten Phase und der Entspannung am Ende zu erkennen. Abb. 12 stellt diese Veränderungen graphisch dar. Signifikante Unterschiede zeigen sich jeweils beim Vergleich der leichten mit der mittleren ($p=0,026$) und mit der schweren ($p=0,009$) Phase. Die Entspannungsphase vorher ist gegenüber der schweren Phase signifikant verändert ($p=0,024$). Im Vergleich zu der Entspannungsphase danach sind signifikante Unterschiede sowohl zur mittleren ($p=0,023$) als auch zur schweren ($p=0,003$) Phase festzustellen. Des Weiteren gibt Tab. 7 eine Übersicht über die Mittelwerte mit Standardabweichungen der LF- und HF-Werte [n.u.].

Tab. 7: Frequenzabhängige Parameter der HRV nach Phasen aufgeteilt. Darstellung der Mittelwerte mit Standardabweichung.

| Testphasen | LF [n.u.] | HF [n.u.] |
|---------------------|------------------|------------------|
| leicht | 61,60 (20,12) | 38,41 (20,12) |
| mittel | 54,39 (18,31) | 45,61 (18,31) |
| schwer | 49,41 (19,31) | 50,64 (19,39) |
| Entspannung vorher | 58,54 (22,66) | 41,46 (22,66) |
| Entspannung nachher | 66,19 (19,19) | 33,82 (19,19) |

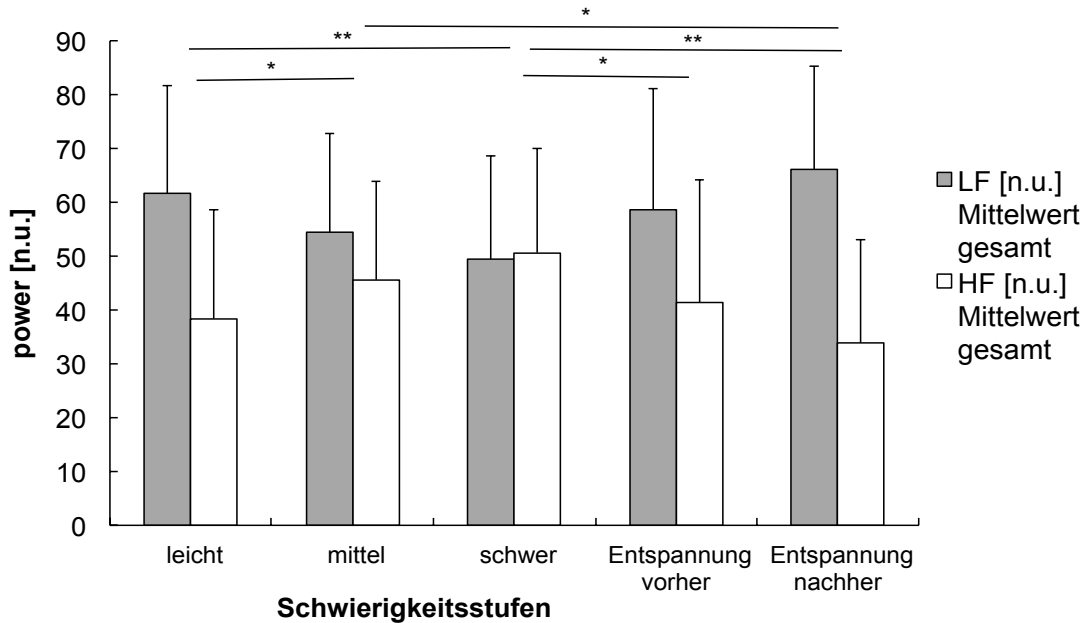


Abb. 12: LF- und HF-Werte in normalized units. Dargestellt sind die Mittelwerte mit Fehlerbalken (Standardabweichung). LF power sinkt in der schweren Phase signifikant ab. HF power verhält sich gegensinnig. (* signifikant $p < 0,05$; ** hochsignifikant $p < 0,01$)

3.4.2. LF/HF

In Tab. 8 sind die Mediane, das 25%- und 75%-Quantil von LF/HF in den einzelnen Phasen dargestellt. Der Median sinkt deutlich von leicht über mittel bis zu schwer. Der Wilcoxon-Test für gepaarte Stichproben zeigte sowohl beim Vergleich der leichten mit der mittleren, als auch der leichten mit der schweren Phase signifikante Veränderungen von LF/HF ($p = 0,030$ bzw. $p = 0,025$). Ebenfalls signifikant unterschiedlich waren die Werte schwer gegen Entspannung davor mit $p = 0,014$ und gegen Entspannung danach mit $p = 0,010$. Beim Betrachten der Entspannungsphase danach zeigte sich zusätzlich eine signifikante Veränderung gegenüber der mittleren Phase ($p = 0,030$). Keine Signifikanz ließ sich dagegen beim Vergleich der mittleren mit der schweren Schwierigkeitsstufe nachweisen.

Tab. 8: Mediane mit dem 25%- und 75%-Quantil für LF/HF in den verschiedenen Testphasen.

| Testphasen | LF/HF | | |
|---------------------|--------|-------------|-------------|
| | Median | 25%-Quantil | 75%-Quantil |
| leicht | 1,60 | 1,13 | 3,30 |
| mittel | 1,17 | 0,73 | 2,10 |
| schwer | 1,10 | 0,51 | 1,75 |
| Entspannung vorher | 1,48 | 0,92 | 3,66 |
| Entspannung nachher | 2,03 | 1,33 | 4,56 |

Die Abb. 13 zeigt einen Boxplot jeder Testphase für LF/HF. Extremwerte sind nur in der leichten und mittleren Phase zu finden. Der IQR ist in der schweren Phase am kleinsten. Er beträgt hier 1,24 ms² (75%-Quantil minus 25%-Quantil). In der mittleren Phase ist die Spannweite ebenfalls gering. Der größte IQR findet sich in der Entspannungsphase danach mit 3,23 ms².

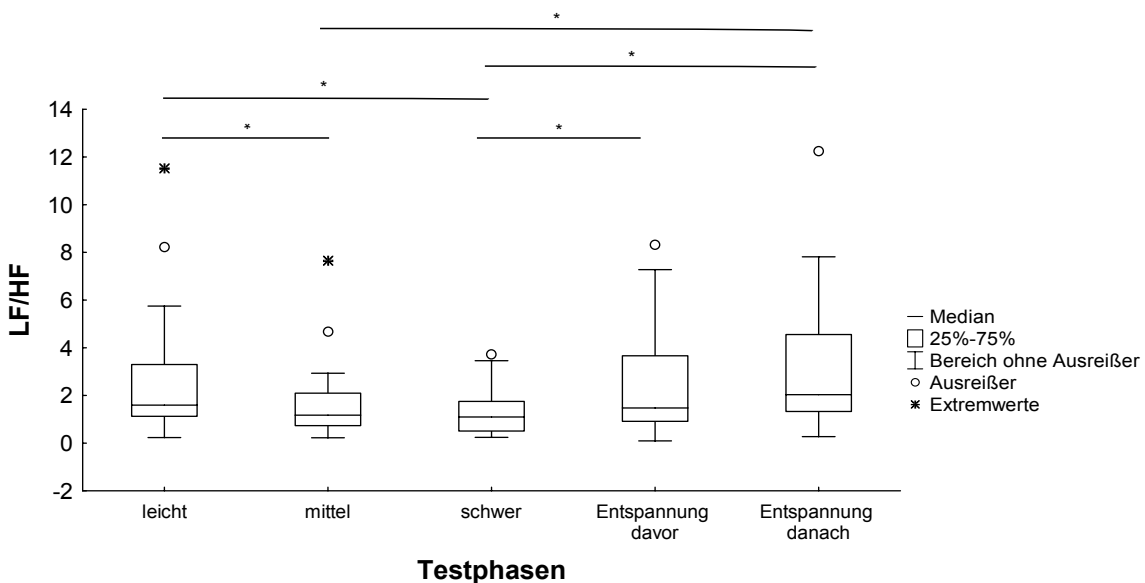


Abb. 13: Boxplots für LF/HF aufgeteilt in die Phasen leicht, mittel, schwer, Entspannung davor und Entspannung danach. In der schweren Testphase kommt es zu einem signifikanten LF/HF-Abfall. Definition der Ausreißer und Extremwerte s. Abb. 9. (* signifikant $p < 0,05$)

3.5. Einfluss niedriger bzw. hoher Ruhe-HRV auf das Testergebnis (Anzahl der Falschantworten)

Das Probandenkollektiv wurde zur Untersuchung, ob es eine Korrelation zwischen dem Testergebnis und der Höhe der Ruhe-HRV gibt, in zwei Gruppen aufgeteilt. In Gruppe 1 befinden sich die Probanden mit niedriger HRV unter Ruhebedingungen und in Gruppe 2 diejenigen mit hoher HRV unter Ruhebedingungen. Es wurden die RMSSD, die SDNN sowie HF [n.u.] zur Aufteilung herangezogen, wobei die Werte des jeweiligen Parameters in der Entspannungsphase vor der Höranstrengung zum Einsatz kamen. Der Median des jeweiligen Parameters trennte die beiden Gruppen voneinander ab. Die höchstmöglich zu erreichende Fehlerzahl je Testphase war 60. Die Gesamtfehlerzahl wurde definiert als die Summe der Fehler in den drei Testphasen. Nachsprechen eines falschen Wortes oder Schweigen wurde als Fehler gewertet.

3.5.1. Aufteilung des Probandenkollektivs anhand der RMSSD

Die Schwankungsbreite der RMSSD in Gruppe 1 reichte von 10,6 bis 31,8 ms. Gruppe 2 wies Werte von 31,8 bis 120,2 ms auf. Abb. 14 zeigt ein Balkendiagramm zur Fehlerzahl im Freiburger Einsilbertest. In Gruppe 1 belief sich die mittlere Gesamtfehlerzahl auf 58,60 Fehler und in Gruppe 2 auf 57,50. Beim mittleren Schwierigkeitsgrad hatte Gruppe 1 ebenfalls eine höhere Fehlerzahl mit 8,40 gegenüber 6,80 der Gruppe 2. Es zeigten sich jedoch keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Gruppen (leicht $p=0,597$; mittel $p=0,199$; schwer $p=0,970$; gesamt $p=0,762$).

3.5.2. Aufteilung des Probandenkollektivs anhand der SDNN

Bei der Trennung nach dem Median der SDNN zeigten sich ebenso keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Gruppen (leicht $p=0,880$; mittel $p=0,450$; schwer $p=0,545$; gesamt $p=0,345$). Die Probanden mit niedriger SDNN hatten insgesamt betrachtet eine höhere Fehlerzahl (59,4), wohingegen Gruppe 2 im Schnitt bei 56,7 Fehlern lag. Die gleiche Beobachtung konnte in

der schweren Phase gemacht werden. Gruppe 1 wies 50,6 Fehler auf im Vergleich zur Gruppe 2 mit 48,8 Fehlern. Die Abb. 15 zeigt das Balkendiagramm für die SDNN Aufteilung.

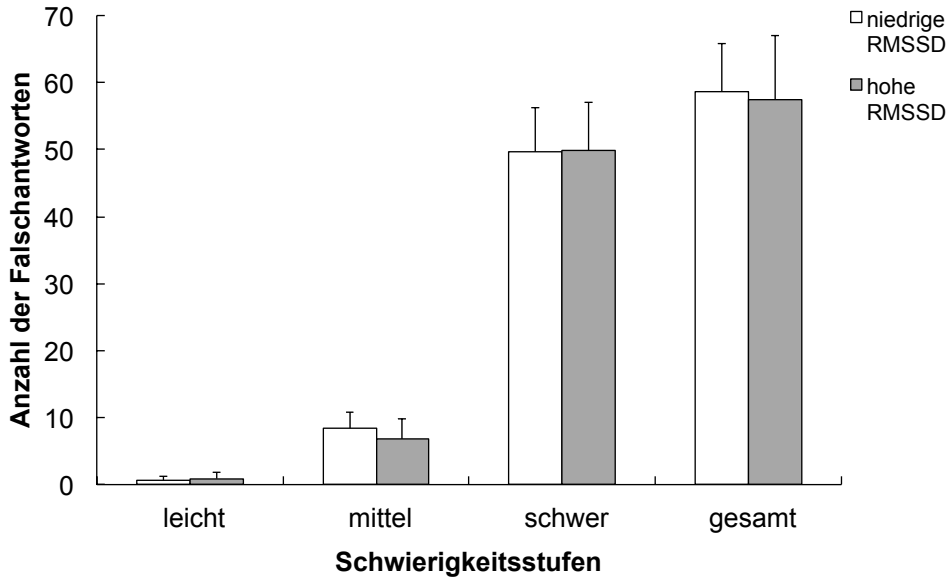


Abb. 14: Anzahl der nicht erkannten Testworte für Probanden mit einer hohen (Gruppe 2) oder niedrigen (Gruppe 1) RMSSD in Ruhe. Je Testkondition wurden 60 Worte dargeboten. Die Abszisse ist unterteilt in die Schwierigkeitsstufen des Tests. Signifikante Unterschiede ergaben sich nicht.

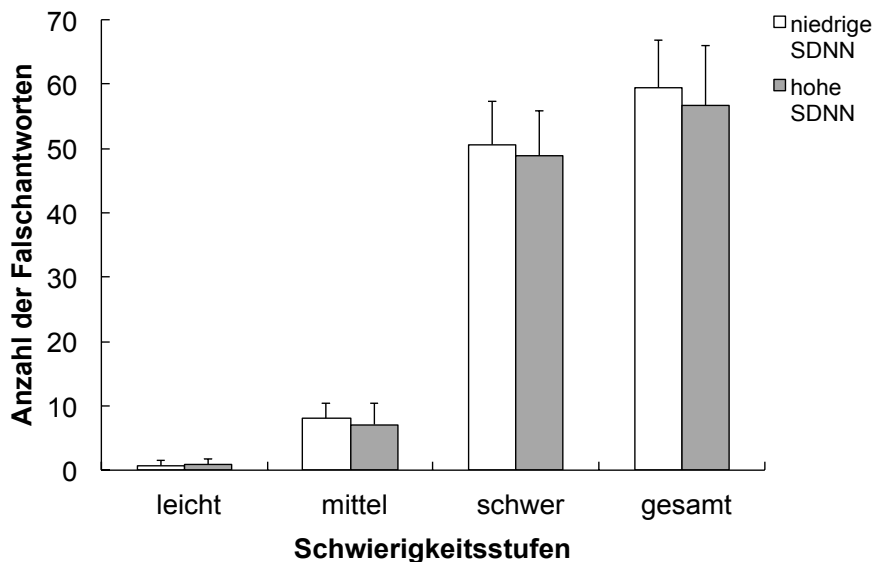


Abb. 15: Anzahl der nicht erkannten Testworte für Probanden mit einer hohen (Gruppe 2) oder niedrigen (Gruppe 1) SDNN in Ruhe. Je Testkondition wurden 60 Worte dargeboten. Die Abszisse ist unterteilt in die Schwierigkeitsstufen des Tests. Signifikante Unterschiede ergaben sich nicht.

3.5.3. Aufteilung des Probandenkollektivs anhand HF [n.u.]

In Abb. 16 wird das Balkendiagramm für die Aufteilung nach dem HF-Band gezeigt. Als signifikant erwies sich der Unterschied der beiden Gruppen in der schweren Phase mit $p=0,016$. Dabei beliefen sich die Anzahl der Falschantworten in Gruppe 1 auf 46,5 und in Gruppe 2 auf 52,9. Bei der Gesamtfehlerzahl lagen die Probanden mit hoher HF in Ruhe mit 61 Fehlern vor der Gruppe mit niedriger HF, die nur 55,1 Fehler vorwies. Abgesehen von der mittleren Phase hatte Gruppe 1 (niedrige HRV) immer die geringere Fehleranzahl.

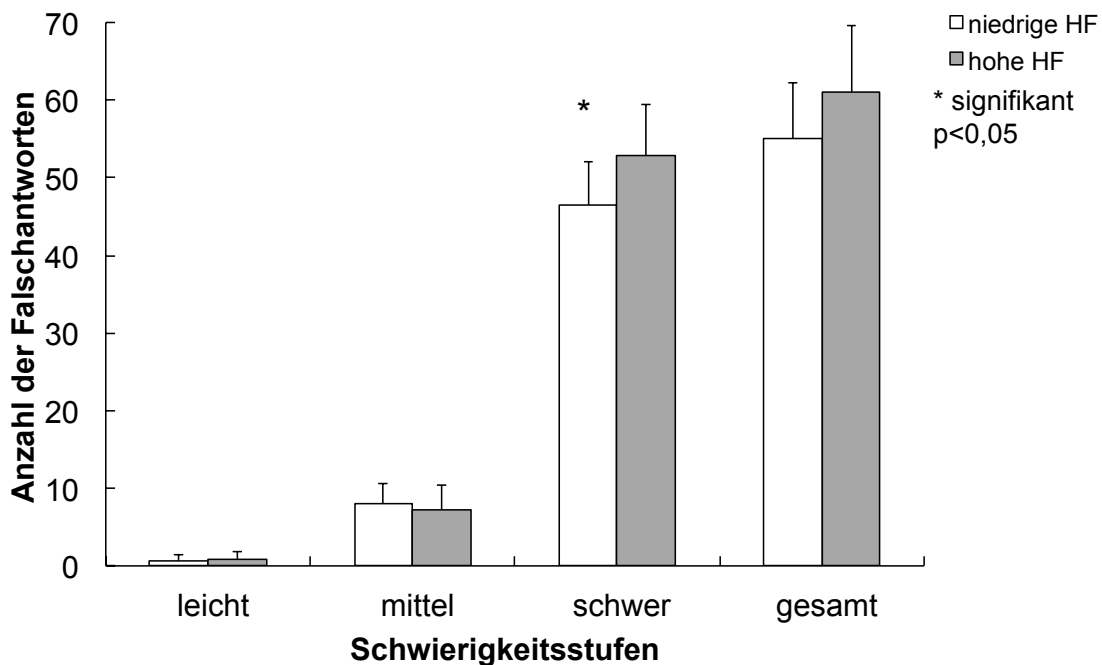


Abb. 16: Anzahl der nicht erkannten Testworte für Probanden mit einer hohen oder niedrigen HF [n.u.] in Ruhe. Je Testkondition wurden 60 Worte dargeboten. Die Abszisse ist unterteilt in die Schwierigkeitsstufen des Tests. In der schweren Phase weist die Gruppe mit niedriger Ruhe HF [n.u.] signifikant weniger Falschantworten auf.

3.6. Einfluss des Geschlechts auf die HRV-Parameter

Um eine ausgewogene Stichprobe zu erhalten, wurden gleich viele männliche wie weibliche Probanden untersucht. Im Folgenden sollen einzelne Parameter der HRV-Analyse auf geschlechtsspezifische Unterschiede untersucht werden.

3.6.1. Unterschiede in der Herzfrequenz

Abb. 17 zeigt die Herzfrequenz (Mittelwert mit Standardabweichung) in Abhängigkeit von den unterschiedlichen Testphasen und getrennt nach Geschlecht der Testperson. Im gesamten Messzeitraum liegt die durchschnittliche Herzfrequenz der männlichen Probanden über der der Frauen. Die Schwankungsbreite bei den Männern ist (Minimum=76,36 1/min; Maximum=78,43 1/min) stärker ausgeprägt als bei den Frauen (Minimum=73,21 1/min; Maximum=74,38 1/min). Jedoch zeigt die Graphik, dass die Veränderungsrichtung der Herzfrequenz über die einzelnen Phasen bei männlichen und weiblichen Probanden identisch ist. Bei beiden Geschlechtern zeigt sich eine niedrigere Frequenz in der schweren Schwierigkeitsstufe als in den Entspannungsphasen vor und nach dem Sprachtest. Die zwei Entspannungsphasen untereinander weisen sowohl beim männlichen als auch beim weiblichen Geschlecht nahezu identische Werte auf (männlich 78,43 und 78,40 1/min; weiblich 74,29 und 74,27 1/min). Ein signifikanter Unterschied fand sich bei den Männern bei den Phasen leicht gegenüber mittel ($p=0,019$) und leicht gegenüber schwer ($p=0,029$). Bei den Frauen ergaben sich keine signifikanten Veränderungen. Die Unterschiede zwischen den beiden Geschlechtern in Bezug auf die Herzfrequenz waren nicht statistisch signifikant.

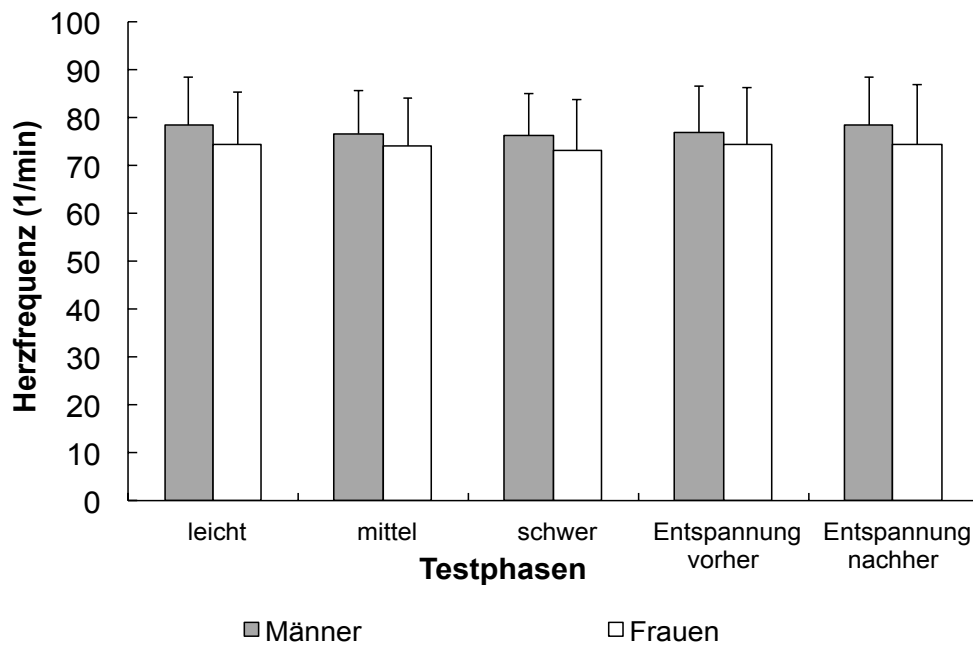


Abb. 17: Abhängigkeit der Herzfrequenz von den einzelnen Testphasen und von dem Geschlecht der Testperson. Dargestellt sind Mittelwerte mit Standardabweichung. Zwischen den Geschlechtern zeigen sich keine statistisch signifikanten Unterschiede.

3.6.2. LF/HF im Vergleich zwischen Männern und Frauen

Zum Vergleich der Geschlechter bei den frequenzabhängigen Parametern eignet sich insbesondere das Verhältnis LF zu HF, da eine Aussage über die sympatho-vagale Balance getroffen werden kann. Die männlichen Probanden weisen höhere Werte auf (Maximum=4,24; Minimum=1,53) als die Frauen (Maximum=2,28; Minimum=1,17). Das relative Verhältnis der einzelnen Testphasen zueinander zeigt bei beiden wiederum ein gleichsinniges Verhalten. In der schweren Testphase sank sowohl bei den Männern als auch bei den Frauen der LF/HF-Quotient, wohingegen ein erneuter Anstieg bei der abschließenden Entspannungsphase zu erkennen war. Der Wilcoxon-Rangtest für gepaarte Stichproben ergab bei den Frauen signifikante Unterschiede zwischen der Entspannungsphase vor dem Test und der leichten Phase ($p=0,013$) mit einem Anstieg des LF/HF-Quotienten in der leichten Phase. Bei den Männern zeigten sich signifikante Unterschiede im Vergleich der Entspannungsphase davor mit der mittleren ($p=0,037$) und mit der schweren Phase ($p=0,009$), wobei mit zunehmendem Schwierigkeitsgrad der LF/HF-Quotient sank. In Abb. 18a-e sind die Boxplots für Männer und Frauen in den jeweiligen Testphasen zu sehen. Es fällt auf, dass der IQR bei den Frauen in

allen Testphasen niedriger als bei den Männern ist. Beide Gruppen haben jedoch den größten IQR in der zweiten Entspannungsphase (m: 3,978; w: 2,097). Signifikant war der Unterschied im LF/HF-Verhältnis zwischen Männern und Frauen in der Entspannungsphase vor Testbeginn ($p=0,009$).

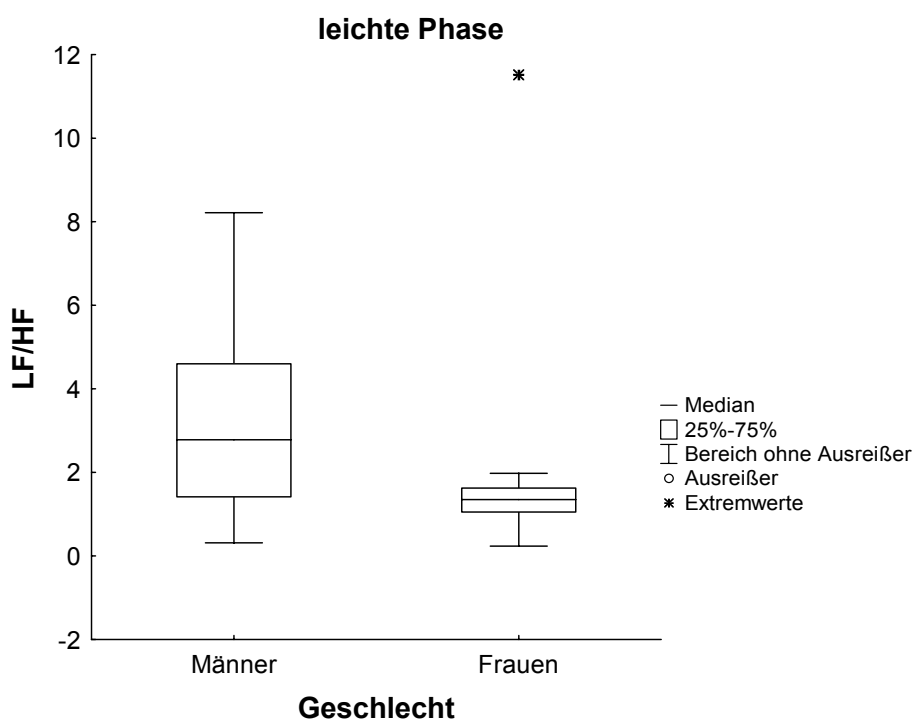


Abb. 18a: Dargestellt sind Boxplots für LF/HF in der leichten Phase getrennt nach Geschlecht. Die Unterschiede zwischen den Geschlechtern in der leichten Phase sind nicht statistisch signifikant.

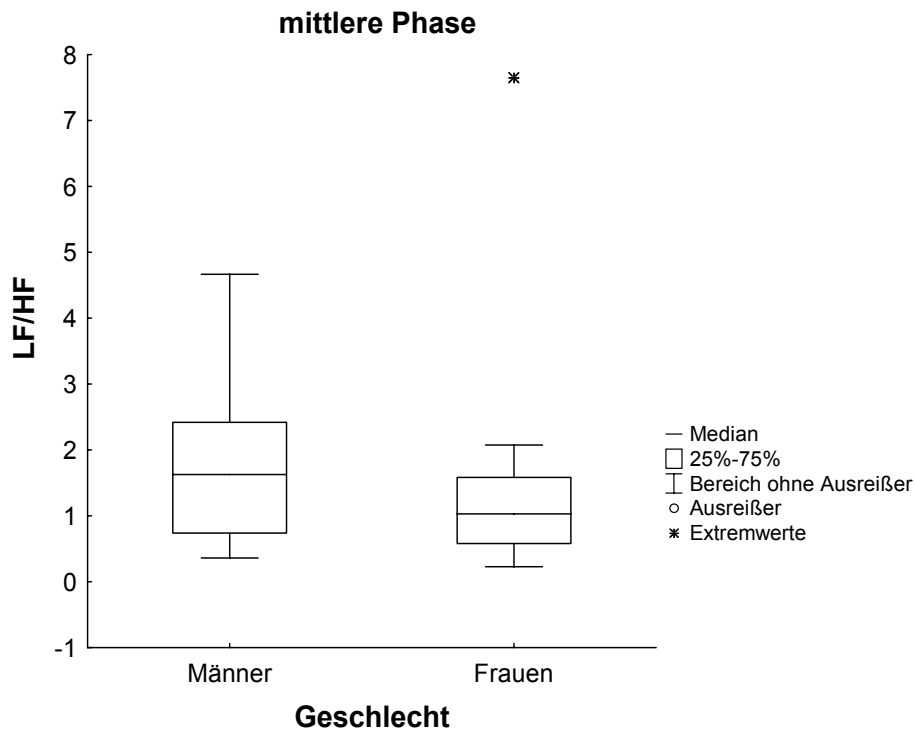


Abb. 18b: Dargestellt sind Boxplots für LF/HF in der mittleren Phase getrennt nach Geschlecht. Die Unterschiede zwischen den Geschlechtern in der mittleren Phase sind nicht statistisch signifikant.

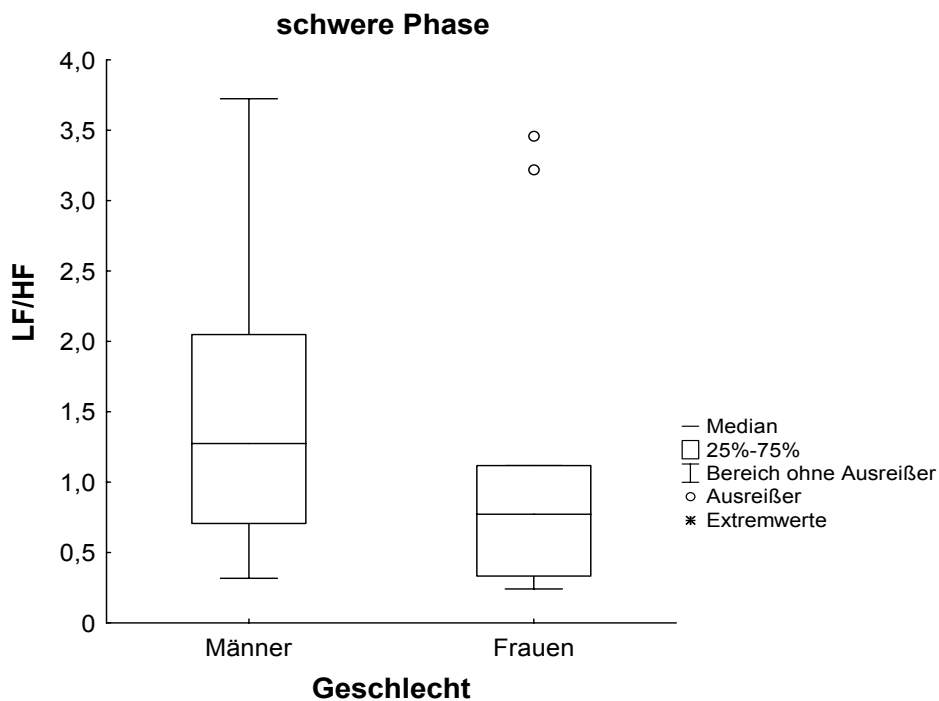


Abb. 18c: Dargestellt sind Boxplots für LF/HF in der schweren Phase getrennt nach Geschlecht. Die Unterschiede zwischen den Geschlechtern in der schweren Phase sind nicht statistisch signifikant.

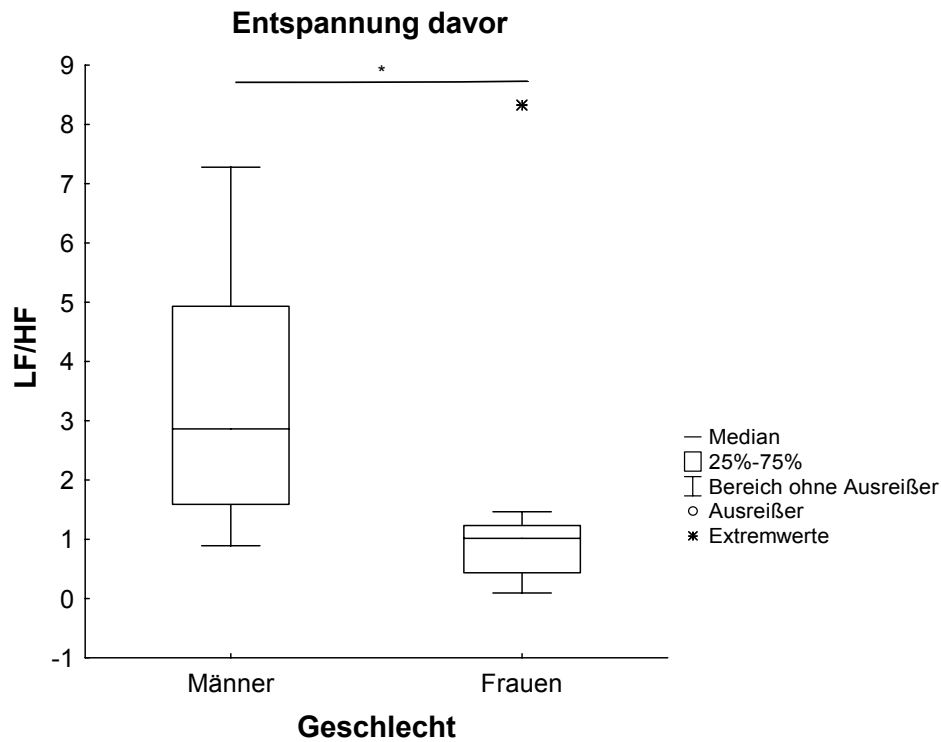


Abb. 18d: Dargestellt sind Boxplots für LF/HF in der Phase Entspannung davor getrennt nach Geschlecht. Die Frauen weisen einen signifikant niedrigeren LF/HF-Quotienten auf. (* signifikant $p < 0,05$)

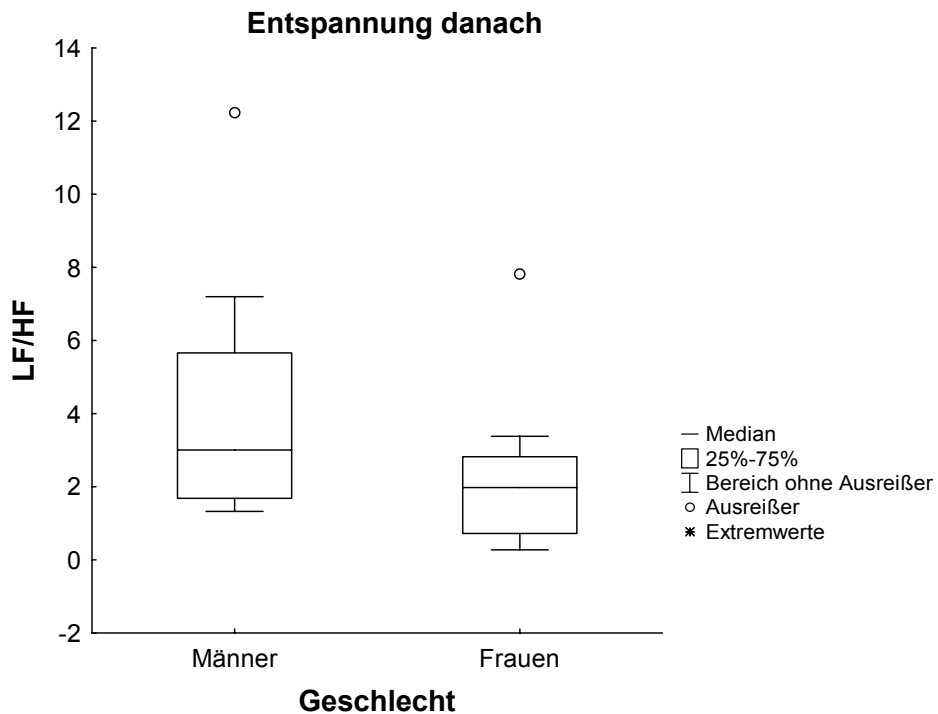


Abb. 18e: Dargestellt sind Boxplots für LF/HF in der Phase Entspannung danach getrennt nach Geschlecht. Die Unterschiede zwischen den Geschlechtern in der Phase Entspannung danach sind nicht statistisch signifikant.

4. Diskussion

Bereits in den 1950er und 1960er Jahren gab es Ansätze, die Herzfrequenz für die Beurteilung audiologischer Befunde einzusetzen. Zeaman et al. zeichneten die Herzfrequenz auf, während den Probanden Töne unterhalb, auf Niveau und oberhalb der Hörschwelle vorgespielt wurden (Zeaman und Wegner 1956). Die Herzfrequenz während des Tonabspiels wurde dabei mit dem Herzfrequenzniveau unmittelbar vor dem Ton verglichen, indem die gemittelten Werte voneinander subtrahiert wurden („Reflex Score“). Sie berichteten bei den vier Probanden von einer Änderung des Reflex Scores bei Tönen auf Hörschwellenebene und oberhalb davon (Zeaman und Wegner 1956). Mit der gleichen Methode versuchten Butterfield et al. im Jahre 1962 bei geistig retardierten Kindern im Vergleich mit Gesunden Herzfrequenzänderungen darzustellen (Butterfield 1962). Sie wiesen jedoch nur bei gesunden Kindern eine Frequenzänderung nach. Uno et al. variierten die Schalldruckpegel und setzten die 24 Testpersonen wiederholt dem Ton aus (Uno und Grings 1965). Mit der Anzahl an Wiederholungen nahm die Herzfrequenz ab, dagegen stieg die Frequenz beim Erhöhen des Schalldruckpegels von 70 bis auf 90 dB (SPL) an. Vier Jahre später verwendeten Smith et al. in ihrer Studie mit 18 Studenten sowohl akustische als auch visuelle Stimuli (Smith und Strawbridge 1969). Sie machten die Beobachtung, dass die Herzfrequenz mit Beginn des Reizes zunächst abfiel. Damals bestanden allerdings noch Schwierigkeiten, die Veränderungen der Herzfrequenz einfach und schnell aufzuzeichnen (Borton und Smith 1980; Gerber, Mulac et al. 1977). Durch den technischen Fortschritt im Bereich der Signalverarbeitung stellt dies heutzutage für den Untersucher kein Problem mehr dar, weil die Herzfrequenz digitalisiert aufgezeichnet werden kann. Klarheit über die Korrelationen zwischen akustischen Aufgaben und der Reaktion des autonomen NS herrscht jedoch bis heute nicht. Vereinzelt Untersuchungen, die sich mit dem Einfluss von Geräuschexposition auf die HRV beschäftigten, sind in der Literatur zu finden (Hori, Yamakawa et al. 2005; Kraus, Schneider et al. 2013; Silvani, Bojic et al. 2003; Tsaneva und Dukov 2004; Tzaneva, Danev et al. 2001). Silvani et al. verwendeten Ratten, die

während des Schlafes für 50 ms einem Piepton ausgesetzt wurden (Silvani, Bojic et al. 2003). Es zeigte sich ein signifikanter Anstieg des LF/HF-Verhältnisses in der NREM-Phase nach akustischer Stimulation. Hori et al. legten ihren Schwerpunkt bei der Untersuchung mit verschiedenen Tönen auf den Zustand offene versus geschlossene Augen (Hori, Yamakawa et al. 2005). Es zeigte sich ein Anstieg von HF während auditorischer Stimulation von Probanden bei geschlossenen im Vergleich zu offenen Augen. Zudem wiesen Frauen höhere Werte auf als Männer. Tsaneva et al. verwendeten die HRV-Analyse zur Bestimmung der sympathischen Aktivität bei Berufstätigen mit täglicher Lärmbelastung (Tsaneva und Dukov 2004). Sie verglichen die Schwellenaudiogramme sowie die autonome Balance unter Ruhebedingungen mit Hilfe der HRV-Messung zwischen Bergarbeitern und einer Kontrollgruppe, die beruflich keiner Lärmbelastung ausgesetzt war. Die Bergarbeiter zeigten eine höhere Sympathikusaktivität und schlechtere Audiometrieergebnisse mit zunehmender Beschäftigungsdauer. Bergarbeiter sind jedoch neben der Lärmbelastung noch weiteren Belastungsfaktoren, wie schwerer körperlicher Arbeit und dem Klima unter Tage ausgesetzt, die langfristig ebenfalls die HRV beeinflussen. Tzaneva et al. konnten ebenso einen Anstieg sympathischer Aktivität während 135 Minuten dauernder Geräuschexposition bei einer Intensität von L_{eq} 95 dB (A) nachweisen (Tzaneva, Danev et al. 2001). Einen Zusammenhang zwischen Geräuschexpositionen im Alltag und der HRV fanden Kraus et al. (Kraus, Schneider et al. 2013). Die alltägliche Geräuschexposition führte unter anderem zu einem Anstieg des LF/HF-Verhältnisses, sowohl bei Schalldruckpegeln unter als auch über 65 dB (A). In der Literatur findet sich eine Vielzahl von Untersuchungen zum Thema Herzfrequenzvariabilität im Zusammenhang mit mentalen Aufgaben. Die Bandbreite der verwendeten mentalen Stimuli ist dabei groß. Einige dieser Stimuli werden nun beispielhaft genannt, jedoch wird erst später auf die einzelnen Studien eingegangen. Überwiegend steht die kognitive Verarbeitung des verwendeten Stimulus im Vordergrund. So setzten Sloan et al. beispielsweise arithmetische Aufgaben ein (Sloan, Korten et al. 1991). Häufig kommen auch standardisierte Tests aus der Psychologie mit einer visuellen Komponente zum Einsatz wie der Stroop-Test

(siehe S.51 - Beaumont, Burton et al. 2012; Hajcak, McDonald et al. 2003) oder der Simon-Test (siehe S.50 - Ridderinkhof 2002). Bei Untersuchungen zu HRV-Veränderungen unter Alltagsbelastungen werden dagegen spezifische Situationen nachgestellt, beispielsweise einen Vortrag halten oder Schachspielen (Troubat, Fargeas-Gluck et al. 2009). Hier werden komplexe kognitive Verarbeitungsvorgänge durch die gestellte Aufgabe in Gang gesetzt, wobei Sehen und Hören nachrangig sind. Die vorliegende Studie untersucht die HRV nun unter neuen Gesichtspunkten. Es wird der Einfluss eines akustischen Stimulus und die mentalen Aufgabe des Verstehens und Wiedergebens auf die HRV untersucht. Die Grundannahme der vorliegenden Arbeit ist, dass Rückschlüsse von den ermittelten HRV-Daten auf den Zustand des autonomen NS der Testpersonen und damit möglicherweise auf die erlebte Höranstrengung gezogen werden können. Die Ergebnisse zeigen teilweise signifikante Veränderungen der HRV unter den durchgeführten audiometrischen Testbedingungen.

4.1. Herzfrequenz und weitere zeitabhängige Parameter

4.1.1. Herzfrequenz

Die ermittelten Daten zeigen eine geringere Herzfrequenz in der schweren Hörsituation (20 dB (SPL)) als in den leichteren oder in den Erholungsphasen. In der Literatur wird mehrheitlich das gegenteilige Phänomen beschrieben, wobei hier eine stressinduzierende Situation als sympathische Aktivierung verstanden wird und dadurch ein Anstieg der Herzfrequenz erfolgt (Sharpley, Kamen et al. 2000; Shinba, Kariya et al. 2008; Sloan, Korten et al. 1991; Troubat, Fargeas-Gluck et al. 2009). Es müsste demnach in der vorliegenden Studie ebenfalls eine Frequenzsteigerung in der schweren Phase geben. Allerdings ist der Vergleich mit der veröffentlichten Literatur insofern eingeschränkt, dass es sich bei den anderen Studien nicht um auditorische Aufgaben handelt. Bei Sloan et al. und Sharpley et al. wurden die Probanden unter anderem darum gebeten, schnellstmöglich in Schritten von Sieben zu subtrahieren (Sharpley, Kamen et al. 2000; Sloan, Korten et al. 1991). Shinba et al. ließen die Testpersonen Zahlen von 0-9 mit einer vorgegebenen

Geschwindigkeit in zufälliger Reihenfolge auf ein Blatt schreiben (Shinba, Kariya et al. 2008). Dagegen zeichneten Troubat et al. während eines Schachspiels die HRV auf (Troubat, Fargeas-Gluck et al. 2009). In der hier durchgeführten Studie sank die Frequenz bei allen zwanzig Probanden, mit Ausnahme einer Probandin, weshalb davon ausgegangen werden kann, dass es sich nicht um eine zufällige Veränderung handelt. Kleiter et al. standen im Jahre 1987 bereits vor einer ähnlichen Beobachtung (Kleiter und Schwarzenbacher 1989). Die 64 Probanden waren dort angehalten, 60 verschiedene, auf einem Bildschirm angezeigte Sprach-Analogien als wahr oder falsch einzuordnen. Dabei sank die Herzfrequenz ab, nachdem die Probanden im Test falsch geantwortet hatten. Sie stellten die Hypothese auf, dass nach einem Fehler innegehalten wird, dies zum Überdenken der Antwort führt und dadurch die Herzfrequenz absinkt. Inzwischen ist das sogenannte „post-error slowing“ als Kontrollmechanismus des Gedächtnisses von vielen Autoren anerkannt. Die Entstehungsmechanismen sind weiterhin unverstanden (Notebaert, Houtman et al. 2009; Notebaert und Verguts 2011), jedoch existieren die folgenden Erklärungsansätze:

Neurologisch betrachtet, ist die Fehlererkennung und Verarbeitung wahrscheinlich als Kontrollsystem mit Sitz im anterioren cingulären Kortex zu verstehen (Yeung, Botvinick et al. 2004). Ein potentieller Nutzen, den Fehler nochmals zu überdenken, besteht darin, dadurch neue Fehler zu vermeiden. Allerdings konnte dieser Lerneffekt in Studien nicht gemessen werden (Notebaert, Houtman et al. 2009; Ridderinkhof 2002). Ridderinkhof et al. forderten 29 Psychologiestudenten auf, schnellst möglich auf einen visuellen Reiz, der Farbe und Lokalisation wechselte, zu reagieren (Ridderinkhof 2002). Es handelt sich hier um den sogenannten Simon-Test. Dabei konnten sie zeigen, dass die Reaktionszeit nach einem Fehler abnahm, eine Leistungsverbesserung zeigte sich insgesamt nicht. Die Studie von Notebaert et al., in welcher 16 Studenten die richtige Taste zur Farbe des dargestellten Kreises drücken mussten, stellte ebenfalls keine höhere Treffsicherheit nach Falschantworten fest (Notebaert, Houtman et al. 2009). In anderen Berichten wurde in die Beobachtungen zusätzlich das autonome NS miteinbezogen und

die Veränderungen der Herzfrequenz untersucht. Hajcak et al. führten 2003 mit 22 Studenten einen modifizierten Stroop-Test durch (Hajcak, McDonald et al. 2003). Es handelt sich dabei klassischerweise um einen Farbe-Wort-Interferenztest, bei dem die Probanden die Farbe des gezeigten Farbwortes benennen sollen. Entspricht die Druckfarbe nicht dem Wort, steigt sowohl die Reaktionszeit als auch die Fehlerzahl an. In ihrer Studie konnten Hajcak et al. eine deutliche Abnahme der Herzfrequenz in der Phase nach den Fehlern verzeichnen. Nach korrekten Antworten zeigte sich eine gegensätzliche Reaktion. Die genannten Beobachtungen könnten die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit erklären. Gerade bei den anspruchsvollen Testphasen (20 und 40 dB (SPL)), in denen die meisten Fehler gemacht wurden, zeigte sich ein Absinken der Herzfrequenz. Einige Studien weisen daraufhin, dass die „post-error“ Phase auch von der Fehleranzahl abhängig ist (Hajcak und Simons 2008; Notebaert, Houtman et al. 2009). Jentsch et al. fanden heraus, dass das Intervall zwischen der fehlerhaften Antwort und dem nachfolgenden Stimulus ebenso eine bedeutende Rolle spielt (Dudschig und Jentsch 2009; Jentsch und Dudschig 2009). Dabei mussten ihre Probanden schnellstmöglich auf festgelegte Knöpfe drücken, abhängig davon welcher Buchstabe oder welche Zahl auf dem Bildschirm erschien. Zu berücksichtigen ist, dass bei den geschilderten Studien ausschließlich visuelle und keine audiologicalen Stimuli verwendet wurden. Bereits 1977 versuchten Gerber et al. eine Verbindung zwischen dem kardiovaskulären und dem auditorischen System herzustellen. Als Stimulus diente ein jeweils 1 s anhaltendes Schmalbandrauschen bei 20, 40, 60 und 80 dB. Nach ihren Ergebnissen erfolgt eine kardiovaskuläre Anpassungsreaktion auf akustische Signale, unabhängig vom jeweiligen Schalldruckpegel. Sie kamen zu dem Schluss, dass es sich um eine „Alles-oder-Nichts“-Reaktion handeln müsse (Gerber, Mulac et al. 1977). In einer Studie von 2010 setzten Lee et al. 16 gesunde Probanden einem Störgeräusch bei 50, 60, 70 und 80 dB (A) für jeweils 5 Minuten aus. Sie konnten wie bereits Gerber et al. keine signifikante Änderung der Herzfrequenz bei unterschiedlichen Geräuschintensitäten nachweisen (Lee, Chen et al. 2010). Ooishi et al. beobachteten hingegen einen Abfall der Herzfrequenz bei

akustischer Stimulation (Ooishi und Kashino 2012). 68 gesunde Männer im Alter von 22-35 Jahren durchliefen bei ihnen zwei Testphasen. In der ersten Testphase wurde ein sich wiederholendes Geräusch eine Minute lang vorgespielt. In der zweiten Phase ertönte dieses Geräusch bei 40, 50, 60, 70 und 80 dB SPL für jeweils eine Minute. Jeder Proband durchlief diesen Zyklus dreimal an drei unterschiedlichen Tagen mit jeweils einem anderen Geräusch. Es wurde zwischen unangenehmen (das Kratzen an einer Tafel) und nicht unangenehm empfundenen Geräuschen unterschieden. Alle akustischen Stimuli führten zu einem signifikanten Herzfrequenzabfall. Jedoch fanden die Autoren weder für die Art des Geräusches noch für die Schalldruckpegelunterschiede eine Korrelation mit der Herzfrequenz (Ooishi und Kashino 2012). Ooishi et al. bezogen in ihre Überlegungen den sogenannten Orientierungs- (OR) und Defensiv-Reflex (DR) mit ein, mit denen sich bereits Sokolov et al. im Jahre 1963 beschäftigten (Sokolov 1963). Der OR stellt eine Reaktion auf einen neuen Reiz dar. Es handelt sich dabei um einen komplexen Vorgang, um die Aufnahmebereitschaft des Organismus zu erhöhen und ihn zu sensibilisieren. Auf kardiovaskulärer Ebene erfolgt deshalb ein Abfall der Herzfrequenz. Zusätzlich wird ein Abnehmen des OR bei wiederholt dargebotenem Stimulus beschrieben. Ab einer gewissen Reizintensität führt der Stimulus allerdings zum Auslösen des DR, der mit einem Anstieg der Herzfrequenz verbunden ist und keiner Habituation unterliegt (Graham und Clifton 1966; Ooishi und Kashino 2012; Sokhadze 2007; Sokolov 1963; Turpin, Schaefer et al. 1999; Turpin und Siddle 1978). Bezogen auf die vorliegende Studie würde demnach durch den akustischen Stimulus ein OR ausgelöst, was das Absinken der Herzfrequenz in den Testphasen erklären würde. Die Probanden wurden in der Testphase in einen Zustand erhöhter Aufmerksamkeit versetzt. Eine Gewöhnung und somit ein Abnehmen des OR konnte jedoch nicht bestätigt werden. Das Absinken der Herzfrequenz bei zunehmender Schwierigkeitsstufe deutet auf eine Anpassung des OR an die Intensität des Stimulus hin. Je schwächer der akustische Reiz, desto stärker der OR und desto niedriger die Herzfrequenz. Ein DR wurde in keiner der Testphasen hervorgerufen, was darauf schließen lässt, dass die Intensitätsschwelle für

einen DR nicht erreicht wurde. Die beobachteten Herzfrequenzänderungen können teilweise durch den ablaufenden OR erklärt werden. Ausschließlich darauf bezogen werden, sollten sie jedoch nicht, da es sich beim OR um ein grundlegendes Verhaltensmuster eines Organismus handelt, der bei vielen Reaktionen unerschrocken Einfluss nimmt.

Die drei zuletzt diskutierten Studien haben gemeinsam, dass ein Geräusch als Stimulus eingesetzt wurde und sich keine Herzfrequenzänderungen bei unterschiedlichen Schalldruckpegeln ergaben. Ein Geräusch allein reicht scheinbar nicht aus, um kardiovaskuläre Anpassungsreaktionen auszulösen.

Die in der hier durchgeführten Studie ermittelten Änderungen der Herzfrequenz müssen demnach auf einen zusätzlichen Mechanismus beruhen. Nicht das Wort als Geräusch, sondern die zentrale Verarbeitung des vorgespielten Wortes könnte die beobachteten Unterschiede bei den unterschiedlichen Schalldruckpegeln ausgelöst haben. Eine Aufgabe, die sowohl Zuhören als auch Nachsprechen erfordert, scheint somit ein ausreichend starker Stimulus zu sein, um Herzfrequenzänderungen hervorzurufen. Borton et al. spielten 18 Hörgesunden zehn identische Wiederholungen einer Silbe vor, die von einer Männerstimme gesprochen wurde (Borton und Moore 1979). Das Verstehen der Silbe war jedoch im Gegenteil zur vorliegenden Studie kein Bestandteil des Tests. Sie fanden Unterschiede der Herzfrequenz bei unterschiedlichen Schalldruckpegeln. Bei ihnen lag die niedrigste Herzfrequenz bei 20 dB (SPL) und stieg sowohl bei 10 dB (SPL) als auch bei 30 dB (SPL) an (Borton und Moore 1979). Borton et al. verwendeten als Stimulus eine von einem Mann nachgesprochene Silbe, was dem Reiz in dieser Studie relativ nahe kommt. Allerdings mussten die Probanden in der Studie von Borton et al. im Gegensatz zur vorliegenden Studie nicht nachsprechen. Da es trotzdem zu Herzfrequenzänderungen kam, liegt es nahe, dass Silben als Stimulus bereits ausreichen, um eine autonome Reaktion auszulösen. Ein Erklärungsansatz könnte sein, dass der Proband, unter Verwendung von Silben oder Wörtern auch ohne diese nachzusprechen, in einen Zustand angestregten Hinhörens versetzt wird, was in den oben erwähnten Arbeiten bei Geräuschen nicht festgestellt werden konnte. Dabei scheint 10 dB (SPL) unterhalb und 30 dB

(SPL) bereits oberhalb der Schwelle zu liegen, die zu angestrengtem Hinhören führt. Sowohl bei Borton et al. als auch in der aktuellen Studie kamen es zu einem signifikanten Absinken der Herzfrequenz bei 20 dB (SPL).

4.1.2. Zeitabhängige Parameter

Für die SDNN und den Triangular Index konnten Veränderungen zwischen den einzelnen Phasen nachgewiesen werden. Die verminderten Werte der SDNN in der schweren Phase im Vergleich zu den Entspannungsphasen weisen auf eine Veränderung des autonomen Gleichgewichts hin. Diese Tendenz war auch beim Triangular Index zu erkennen. In der Literatur wird eine verringerte SDNN oder ein verringerter Triangular Index als reduzierte parasympathische und gesteigerte sympathische Regulierung angesehen (Lombardi 2002; NAPE 1996). Die SDNN drückt ein Zusammenspiel von Sympathikus und Parasympathikus aus, das nicht direkt nach einem der beiden Komponenten aufgeschlüsselt werden kann, da die zugrundeliegenden Mechanismen der HRV-Modulation zu komplex sind (Lombardi 2002). Es zeichnet sich dennoch ein Trend ab, bei dem sich SDNN als zeitabhängiger Parameter der HRV dieser Arbeit reziprok zum Schwierigkeitsgrad des Tests verhält. Kim et al. wiesen einen negativen Zusammenhang zwischen Herzfrequenz und SDNN nach (Kim, Park et al. 2005). Dies bestätigt sich in dieser Studie nicht. Der Einfluss der Messdauer auf die SDNN kann in dieser Studie vernachlässigt werden, da zur Auswertung gleiche Zeitintervalle von 5-Minuten herangezogen wurden. Der Triangular Index gilt als besonders geeignet für die Langzeitmessung (Malik, Farrell et al. 1989; NAPE 1996). Trotz der durchgeführten Kurzzeitmessung zeigt sich eine Tendenz zu einer verminderten HRV in Phasen der Anstrengung. Diese Unterschiede waren jedoch nicht signifikant.

Bei der RMSSD zeigt sich ein tendenzielles Absinken des Wertes mit zunehmendem Schweregrad der Aufgabe. Es lässt eine vermehrte parasympathische Aktivität im Vergleich zur leichten Testphase vermuten (NAPE 1996). Penttilä et al. zeigten in ihrer Studie, dass die RMSSD von der Atmung nicht beeinträchtigt wird und halten diesen Parameter daher grundsätzlich für sehr nützlich im klinischen Alltag (Penttilä, Helminen et al. 2001). Die geringfügigen Änderungen während den unterschiedlichen

Testbedingungen lassen diesen zeitabhängigen Parameter allerdings als ungeeignet für akustische Aufgaben erscheinen. Ng et al. vertreten die Meinung, dass die zeitabhängige Auswertung im Allgemeinen besser geeignet sei die autonomen Veränderungen zu untersuchen. Durch die fehlenden mathematischen Berechnungen sei sie weniger fehleranfällig. Allerdings beziehen sie sich in ihrer Studie ausschließlich auf Erholungsphasen (Ng, Sundaram et al. 2009). Die meisten Autoren kommen zu dem Schluss, dass time-domain Parameter hauptsächlich für die Langzeitmessung herangezogen werden sollten (Berntson, Bigger et al. 1997; Lombardi 2002). Für kurze Messzeiten und auditorische Aufgaben lässt sich aus der vorliegenden Arbeit schließen, dass die SDNN bei der zeitabhängigen Analyse den aussagekräftigsten Parameter darstellt.

4.2. Frequenzabhängige Parameter: LF und HF

Es existieren weiterhin verschiedene Hypothesen zur Interpretation der frequenzabhängigen Parameter der HRV. Die vorwiegend vertretene Meinung besagt, dass das LF-Band von beiden Komponenten des autonomen NS vermittelt wird. Das HF-Band dient dagegen als Maß für die parasympathische Aktivität, wie unter 1.4.5. bereits ausgeführt. Allerdings weisen einige Autoren darauf hin, dass die Regulation der Herzfrequenz zu komplex sei, um sie anhand der Frequenzbandveränderungen zu interpretieren. Es spielen dabei zusätzlich viele nicht-neuronale Einflussfaktoren eine Rolle (Casadei, Cochrane et al. 1995; Eckberg 2000; Introna, Montano et al. 1995; Sandercock, Bromley et al. 2005). In der vorliegenden Untersuchung ergaben sich signifikante Veränderungen, die Zusammenhänge zwischen anspruchsvollen Hörsituationen und frequenzabhängigen Parametern nahelegen. Literatur zur Korrelation zwischen Höranstrengung und HRV liegt nicht vor. Einzelne Untersuchungen bezüglich des Einflusses von Musik und audiovisueller Stimulation auf HRV-Parameter existieren jedoch (Hasegawa, Uozumi et al. 2004; Silvani, Bojic et al. 2003; Zagulova, Podkopaeva et al. 2001). Das LF- und das HF-Band weisen ein reziprokes Verhaltensmuster auf, was in Abb. 12 ersichtlich ist. Der LF-Anteil im Frequenzspektrum nimmt vom niedrigen über den mittleren bis zum hohen Schalldruckpegel stetig zu. Der damit verbundene

Anstieg des LF-Parameters [n.u.] kann als Marker der Sympathikusaktivität interpretiert werden (DeBeck, Petersen et al. 2010; Delaney und Brodie 2000). Unter der Annahme, dass das HF-Band ein Zeichen vagaler Aktivität ist (Akselrod, Gordon et al. 1981), dominiert der Parasympathikus in der Phase mit niedrigem Schalldruckpegel. Geht man von der unter 4.1.1. aufgestellten Hypothese aus, dass niedrige Schalldruckpegel einen OR auslösen, ähneln die Ergebnisse den bei der Herzfrequenz gemachten Beobachtungen (siehe 3.3.1.). Ein signifikanter Anstieg von LF [ms^2] fand sich bei Troubat et al., die die HRV während eines Schachspiels aufzeichneten (Troubat, Fargeas-Gluck et al. 2009). 20 männliche Schachspieler spielten dabei eine Stunde Schach gegen einen Schachcomputer, der, ohne deren Wissen, auf ein höheres Spielniveau als das des jeweiligen Spielers eingestellt war. Keine Veränderungen konnten sie dagegen bei HF [ms^2] und HF [n.u.] feststellen (Troubat, Fargeas-Gluck et al. 2009). Eine Änderung der frequenzabhängigen Parameter ist auch in der vorliegenden Studie zu beobachten. Es zeigte sich jedoch ein Abfall von LF und ein Anstieg von HF [ms^2] während des Tests in Bezug auf die Entspannungsphase. Die Vergleichbarkeit dieser beiden Studienergebnisse ist in sofern problematisch, dass bei Troubat et al. keine akustischen Stimuli zur Anwendung kamen. In einer weiteren Arbeit absolvierten 248 Personen drei verschiedene psychophysiologische Tests, die vorrangig visuell-räumliche und sensorisch-motorische Funktionen prüfen (Weippert, Thielmann et al. 2009). Sie beobachteten ein Absinken von LF und HF [ms^2] während der Belastungsdauer, wohingegen die Herzfrequenz und LF/HF anstiegen. Zusätzlich kam es zu einem Anstieg des LF-Bandes und folglich des LF/HF-Verhältnisses in der Erholungsphase über den Ausgangswert hinaus. Diese Studie weist mehr Gemeinsamkeiten mit der vorliegenden Studie in Bezug auf die Stimuli auf als die von Troubat et al. Der eingesetzte Reiz-Reaktionstest stimulierte beispielsweise sowohl das optische als auch das akustische System. Trotzdem verhält sich von den frequenzabhängigen Parametern nur das LF-Band mit einem Abfall während der Anstrengungsphase ähnlich zum Ergebnis der aktuellen Studie. Betrachtet man nun das LF/HF-Verhältnis anstelle der Einzelparameter in normalisierten

Einheiten, zeigt sich ein Anstieg von LF/HF mit der Höhe des Schalldruckpegels. Die Verschiebung zugunsten der sympathischen Aktivität tritt hier ebenso bei hohen Schallpegeln auf. Es handelt sich in diesem Fall um eine Auslenkung aus dem Gleichgewicht zwischen Parasympathikus und Sympathikus, aufgrund des veränderten Schalldruckpegels. Die niedrigeren Werte bei 20 dB (SPL) zeigen die bereits beschriebene Annäherung der beiden Komponenten des autonomen NS. Bei höheren Schalldruckpegeln driften Sympathikus und Parasympathikus auseinander, weshalb sich LF/HF relativ erhöht. Im Vergleich zu den Entspannungsphasen zeigt sich in den Testphasen ein Abfall von LF/HF. Veröffentlichungen zum Verhalten der frequenzabhängigen Parametern, die zwischen unterschiedlichen Schwierigkeitsgraden bei akustischer Stimulation differenzieren liegen nicht vor. Eine japanische Studie beschäftigte sich lediglich mit Musik und verwendete LF/HF als Parameter. Hasegawa et al. ließen acht Studienteilnehmer eine Rechenaufgabe von 30 Minuten Dauer lösen (Hasegawa, Uozumi et al. 2004). Danach hörten die Probanden entweder Musik („Bolero“ von Ravel), wurden Lärm ausgesetzt oder verbrachten 13 Minuten in Stille. Sie konnten zeigen, dass die Exposition gegenüber Musik das LF/HF-Verhältnis nicht signifikant verändert und schlossen daraus, dass das sympathische NS nicht angeregt wird. In den Gruppen, die Geräusch und Stille ausgesetzt waren, fanden sich ebenso keine Änderungen bezüglich LF/HF (Hasegawa, Uozumi et al. 2004). Nur während der Rechenaufgabe kam es zu einem signifikanten Anstieg des LF/HF-Verhältnisses. Möglicherweise könnte man daraus schließen, dass die Exposition gegenüber Musik keinen Einfluss auf LF/HF ausübt, das Vorspielen von Wörtern dagegen schon, was die signifikanten Änderungen des LF/HF-Verhältnisses der vorliegenden Studie erklären würden. Wie schon in Kapitel 4.1.1 diskutiert, würde daraus resultieren, dass nicht die Exposition an sich den entscheidenden Einfluss auf LF/HF ausübt, sondern die Aufmerksamkeit auf auditorische Stimuli und deren Verarbeitung. In der vorliegenden Studie mussten sich die Testpersonen gezielt auf die vorgespielten Einsilber konzentrieren, um diese anschließend wiedergeben zu können.

Eine mögliche Erklärung für die von der Literatur abweichenden Ergebnisse in der vorliegenden Arbeit, könnte neben der fehlenden Vergleichbarkeit auch die Nichtberücksichtigung der Atmung sein. Es liegen Veröffentlichungen vor, die einen Zusammenhang zwischen Sprechen und Änderung des Atmungsmusters belegen. Bernardi et al. konnten während einer verminderten Atemfrequenz einen tendenziellen Anstieg von LF [n.u.] feststellen (Bernardi, Wdowczyk-Szulc et al. 2000). Sie untersuchten bei 12 Probanden acht unterschiedliche Situationen wie lautes Lesen, freies Sprechen, Rechnen mit und ohne Sprechen, während derer sie sowohl die Atemfrequenz als auch LF und HF [n.u.] bestimmten. Mit Verringerung der Atemfrequenz kam es zu einer Überlagerung von der RSA mit dem LF-Band, was zu einem scheinbaren LF-Anstieg führt. Sloan et al. berichteten über Unterschiede bei der HRV beim Vergleich von verbalen mit nicht verbalen Tests (Sloan, Korten et al. 1991). Bei den drei Testbedingungen musste entweder subtrahiert und die Lösung aufgeschrieben bzw. ausgesprochen oder nur laut gezählt werden. Im Unterschied zum non-verbalen Test ergaben sich keine Veränderungen der RSA im verbalen Test. In der vorliegenden Studie wurden in allen Testabschnitten Wörter nachgesprochen, mit Ausnahme der Erholungsphasen vor und nach dem Test. Eine geringere Atemfrequenz in den Entspannungsabschnitten kann somit eine Erklärung für eine Verschiebung des Frequenzspektrums zu den niederfrequenten Anteilen sein. Andererseits beobachteten zwei andere Studien keine Änderungen der Atmungsrates während einer Höraufgabe (Hori, Yamakawa et al. 2005; Oishi, Kamimura et al. 1999).

4.3. Leistungsunterschiede in Gruppen mit niedriger versus hoher HRV

Mehrere Autoren haben in ihren Studien untersucht, ob HRV-Parameter mit der Leistungsfähigkeit der Probanden korreliert sind und haben hierzu die Probanden anhand des jeweils untersuchten HRV-Parameters in zwei Gruppen aufgeteilt (Hansen, Johnsen et al. 2003; Hansen, Johnsen et al. 2009; Johnsen, Thayer et al. 2003; Weippert, Thielmann et al. 2009; Suess, Porges et al. 1994). Hierzu wurden die Probanden jeweils nach HRV-Parametern unter initialen Ruhebedingungen aufgeteilt. Dies geschah unter der Annahme, dass bei

Personen mit hoher HRV eher die parasympathische Komponente des autonomen NS dominiert. Es besteht hierbei die Frage, ob bei Probanden mit einer vorwiegend parasympathischen Regulation eine andere Reaktions- und Leistungsfähigkeit vorherrscht als bei denjenigen mit sympathischer Dominanz im Ruhezustand.

4.3.1. RMSSD

Die Aufteilung anhand der RMSSD hat bereits bei Hansen et al. Anwendung gefunden (Hansen, Johnsen et al. 2003). Die RMSSD repräsentiert die vermittelten Effekte des Vagus auf das kardiovaskuläre System (Friedman, Allen et al. 2002; Thayer, Friedman et al. 2000). Die Studie von Hansen et al. mit 53 männlichen Seglern zeigte Unterschiede beim Vergleich von Probanden mit niedriger und hoher RMSSD unter Ruhebedingungen. Testpersonen mit hoher RMSSD wiesen eine bessere Leistungsfähigkeit im Gedächtnistest auf als diejenigen mit niedriger RMSSD unter Ruhebedingungen. Die Ergebnisse einer weiteren Veröffentlichung brachten, bei Patienten mit einer Angsterkrankung, eine niedrige HRV, gemessen als RMSSD, mit längeren Reaktionszeiten während eines Stroop Tests (siehe 4.1.) in Zusammenhang (Johnsen, Thayer et al. 2003). Sie teilten jedoch die beiden Gruppen anhand der durchschnittlichen RMSSD während des Experiments ein. In der vorliegenden Studie bestanden keine signifikanten Unterschiede bei der Aufteilung nach der RMSSD. Die Anzahl der Falschantworten war in beiden Gruppen nahezu identisch. Die Aussagen von Hansen et al. und Johnsen et al. haben sich in dieser Studie somit nicht bestätigt. Bei einer Stichprobe von 20 Probanden war möglicherweise die zu erwartende Differenz zu gering ausgeprägt, um etwaige Effekte zu erzielen.

4.3.2. SDNN

Die SDNN scheint sich gut für die Einteilung der beiden Gruppen zu eignen, da sie als Maß für die Gesamt-HRV gilt (siehe 1.4.3.). In der vorliegenden Untersuchung zeigten sich zwar keine signifikanten Unterschiede, aber dennoch eine Tendenz bei der Gesamtfehlerzahl. Die Gruppe mit niedriger SDNN und somit vergleichsweise niedrigerer HRV machte insgesamt mehr

Fehler. Dieses Ergebnis ähnelt der von Hansen et al. gemachten Beobachtung (siehe 4.3.1.), dass bei höherer HRV eine bessere Leistung erzielt wird (Hansen, Johnsen et al. 2003). Jedoch kann bei dem geringen Unterschied noch nicht von einer relevant besseren Leistungsfähigkeit bei Probanden mit hoher Variabilität unter Ruhebedingungen gesprochen werden. Veröffentlichungen, die eine Gruppeneinteilung anhand der SDNN vornehmen, finden sich bislang nicht.

4.3.3. HF [n.u.]

Als dritte Einteilungsvariante wurde mit HF ein Parameter verwendet, der wie die RMSSD die vagale Aktivität widerspiegelt. Im Vergleich zur RMSSD, die eine rein statistische Größe darstellt, handelt es sich bei HF jedoch um einen frequenzabhängigen Parameter (siehe 1.4.4 und 1.4.5.). In der schwersten Testphase bei 20 dB (SPL) wichen die beiden Gruppen signifikant voneinander ab. Die Gruppe mit hoher HF [n.u.], Gruppe 2, hatte eine höhere Fehlerzahl und schnitt somit schlechter ab als Gruppe 1 mit niedriger HF [n.u.]. Eine höhere parasympathische Aktivierung in Gruppe 2 war also mit einer schlechteren Leistungsfähigkeit korreliert. Ein Erklärungsansatz für die vorliegenden Ergebnisse ist womöglich eine geringere Sauerstoffbereitstellung bei parasympathisch dominierter Regulation im Vergleich mit dem Zustand bei sympathisch vorherrschenden Mechanismen. Bei höherem Tonus des Sympathikus stellt der Körper mehr Sauerstoff zur Verfügung, was eine bessere Gehirnleistung gewährleisten kann (Neubauer und Sunderram 2004). In der Literatur fand die Einteilung nach HF-Leistung in einer bereits erwähnten Arbeit ebenfalls Anwendung (Hansen, Johnsen et al. 2009). Es wurden 65 Segler in zwei Gruppen nach hoher und niedriger HF-Leistung aufgeteilt. Die Probanden absolvierten verschiedene computergestützte Tests, die die selektive Aufmerksamkeit, die Reaktionszeit und das Gedächtnis prüfen. Einer Gruppe wurde für schlechte Reaktionszeiten mit einem leichten elektrischen Schock gedroht. Im Experiment wurden jedoch keine Elektroschocks verabreicht. Es zeigte sich eine bessere Belastungstoleranz in der Gruppe mit den höheren HF-Werten. Allerdings konnte eine verbesserte Leistung bei der niedrigen HF-Gruppe durch Drohung, also bei vermehrter Belastung, erzielt werden. Suess et

al. wiesen nur in den ersten drei Minuten der gestellten Aufgabe eine bessere Konzentrationsfähigkeit bei Schulkindern mit hohem vagalen Tonus nach. Die quantifizierte Amplitude der respiratorischen Sinusarrhythmie (Porges 1995) und nicht HF diente hier allerdings zur Abschätzung des vagalen Tonus (Suess, Porges et al. 1994). Die in der Literatur vertretene Meinung, dass eine hohe parasymphatische Aktivität mit einer besseren Leistungsfähigkeit einhergeht, konnte in der aktuellen Studie nicht bestätigt werden. HF als Parameter zur Einteilung in hohe und niedrige Ruhe-HRV scheint zumindest bei auditorischen Stimuli nicht geeignet zu sein.

4.4. Geschlechtsunterschiede

In der Literatur gibt es eine Reihe von Aussagen bezüglich der Geschlechtsunterschiede bei den HRV-Parametern. Einige Autoren konnten bei bestimmten Parametern wie LF, VLF, LF/HF und SDNN höhere Werte bei Männern nachweisen (Antelmi, de Paula et al. 2004; Liao, Barnes et al. 1995; Sookan und McKune 2012). Bei Frauen wurden dagegen höhere Werte für das HF-Band nachgewiesen (Antelmi, de Paula et al. 2004; Ryan, Goldberger et al. 1994; Sookan und McKune 2012). Interpretiert wurden diese Beobachtungen als Zeichen vorwiegend parasymphatischer Modulation bei Frauen im Gegensatz zu sympathischer Modulation bei Männern (Antelmi, de Paula et al. 2004; Sookan und McKune 2012). Es bestehen zudem Hinweise, dass die geschlechtsspezifischen Unterschiede in der HRV altersabhängig sind. Im Laufe des Lebens scheinen sich die Geschlechtsunterschiede zu verringern. Fagard et al. fanden heraus, dass die Unterschiede jenseits des 60. Lebensjahres weitgehend aufgehoben sind (Fagard, Pardaens et al. 1999; Kuo, Lin et al. 1999). Umetani et al. ermittelten schon ab dem 50. Lebensjahr angegliche Werte zwischen Männern und Frauen (Umetani, Singer et al. 1998). Die Herzfrequenz ist ein bereits seit langem erforschter Parameter, wohingegen das LF/HF-Verhältnis zusätzlich eine Aussage über das sympathisch-parasymphatische Gleichgewicht ermöglicht (Lombardi 2002; Malliani, Pagani et al. 1991). Auf diese beiden Parameter soll daher im Folgenden eingegangen werden.

4.4.1 Herzfrequenz

Diese Studie konnte keine signifikanten Geschlechtsunterschiede in den einzelnen Testphasen bezüglich der Herzfrequenz finden. Tendenziell zeigten die Männer jedoch eine höhere Herzrate. Mehrere Autoren ermittelten dagegen eine höhere Herzfrequenz bei Frauen (Fagard, Pardaens et al. 1999; Umetani, Singer et al. 1998). Die Tatsache, dass männliche Probanden höhere Werte aufwiesen, kann möglicherweise darauf zurückzuführen sein, dass die Studie von einer Untersucherin durchgeführt wurde. Verschiedene Studien zeigten bereits, dass Emotionen unterschiedlicher Art die HRV beeinflussen. McCraty et al. fanden bei 24 gesunden Männern und Frauen beispielsweise heraus, dass positive wie negative Emotionen die frequenzabhängigen Parameter der HRV signifikant verändern (McCraty, Atkinson et al. 1995). Zukünftig sollte die Untersuchung von je einem männlichen und einem weiblichen Untersucher durchgeführt werden. Das Geschlecht des Untersuchers als Confounder wäre dadurch ausgeschlossen. Ein anderer Autor kam in einer Untersuchung über die Veränderungen der HRV unter den Einflüssen von Alter, Geschlecht, Hypertonie, Diabetes mellitus und Übergewicht bei 637 Koreaner(n)/innen zu ähnlichen Ergebnissen (Park, Lee et al. 2007). Er konnte ebenfalls keine signifikanten Herzfrequenzunterschiede zwischen beiden Geschlechtern feststellen. Insgesamt führte er jedoch an, dass bei Männern im mittleren Alter die Werte für Gesamtleistung, LF und LF/HF signifikant höher sind.

4.4.2. LF/HF

In der Entspannungsphase vor Testbeginn konnte ein unterschiedliches Verhalten der beiden Geschlechter ermittelt werden. Die Männer zeigten ein deutlich höheres LF/HF-Verhältnis. Es deutet somit auf eine höhere sympathische Aktivierung bei den Männern hin und kann als Zeichen einer vorwiegend sympathisch vermittelten Modulation in Ruhe gelten. Diese Beobachtung ist in der Literatur weit verbreitet. Die Resultate zahlreicher Studien weichen zwar teilweise erheblich voneinander ab, es zeigen sich trotzdem bei fast allen erhöhte Werte für LF bzw. LF/HF bei den männlichen Probanden im Vergleich zu den Frauen. Sowohl Antelmi et al. als auch Parker

et al. berichteten von einem erhöhten LF/HF-Verhältnis bei Männern (Antelmi, de Paula et al. 2004; Park, Lee et al. 2007). Zu dem gleichen Schluss kamen auch Liao et al. (Liao, Barnes et al. 1995). Zwei weitere Studien konnten bei Männern einen höheren LF-Leistung nachweisen, was ebenfalls auf eine vermehrte sympathische Regulation hindeutet (Molgaard, Hermansen et al. 1994; Yamasaki, Kodama et al. 1996). Koskinen et al. untersuchten eine Altersgruppe, die mit der hier untersuchten fast identisch ist. Sie wiesen ebenso eine höhere low-frequency Leistung bei Männern und eine höhere high-frequency Leistung bei Frauen nach (Koskinen, Kahonen et al. 2009). In der Studie von Sloan et al., die basierend auf den Daten der CARDIA-Studie (Coronary Artery Risk Development in Young Adults; eine prospektive, multizentrische epidemiologische Bevölkerungsstudie über die Entstehung kardiovaskulärer Risikofaktoren seit 1985-86) die Beziehung zwischen HRV und Alter, Rasse und Geschlecht untersuchte, ergab sich ebenfalls ein niedrigeres LF/HF-Verhältnis bei Frauen im Vergleich zu Männern. Altersunterschiede bei dem LF/HF-Verhältnis zeigten sich dagegen nicht (Sloan, Huang et al. 2008). Evans et al. fanden ähnliches und sprechen von einer sympathisch dominierten vaskulären Regulation bei Männern und von einer parasympathisch dominierten bei Frauen (Evans, Ziegler et al. 2001). In den anderen Testphasen ergaben sich in der aktuellen Studie keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Geschlechtern. Im Zustand der Anstrengung nähern sich möglicherweise die autonomen Regulationsmechanismen von Männern und Frauen wieder an. Ein Ansatzpunkt, die Geschlechtsunterschiede zu erklären, stellt das Hormon Östrogen dar. Bekannt ist die Tatsache, dass Östrogen eine protektive Rolle beim kardiovaskulären Risiko einnimmt. Es beeinflusst daher möglicherweise die HRV. McCabe et al. untersuchten schon 1981 Ratten unter dem Einfluss von Östrogenen. Sie kamen zu dem Schluss, dass ein Absinken des Östrogenspiegels zu einem Abfall des vagalen Tonus führt (McCabe, Porges et al. 1981). Eine Studie von 2003 verglich sowohl Frauen vor und nach der Menopause mit und ohne Östrogensubstitution untereinander als auch mit Männern. Zwischen den postmenopausalen Frauen ohne Therapie und den Männern ergaben sich keine Unterschiede. LF/HF war bei beiden Gruppen

höher als bei den Frauen vor der Menopause (Liu, Kuo et al. 2003). Snieder et al. beschrieben in einer Zwillingsstudie keinen Einfluss von oralen Kontrazeptiva oder der Postmenopause auf die HRV (Snieder, van Doornen et al. 2007). Östrogene scheinen dennoch die HRV zu beeinflussen und stellen eine wesentliche Rolle bei den Geschlechtsunterschieden dar.

4.5. Probleme

Beim Vergleich der vorliegenden Studie mit der Literatur muss beachtet werden, dass die meisten herangezogenen Quellen auf dem Gebiet der Psychologie oder Kardiologie entstanden sind. Im Bereich der Audiologie liegen nur vereinzelte Veröffentlichungen vor, die mit dem vorliegenden Thema vergleichbar sind (siehe 4.). Zudem muss darauf hingewiesen werden, dass diese Studien teilweise Probandenzahlen von unter 10 aufweisen. Zusätzlich sind es Veröffentlichungen, die bis in die 1950er Jahre zurückgehen, so dass die Untersuchungsbedingungen nicht den neuesten Stand der Technik aufweisen. Die Übertragbarkeit der jeweiligen Ergebnisse ist daher nur bedingt gegeben. Einen potentiellen Störfaktor im Zusammenhang mit der HRV-Bestimmung stellt die Atmung dar (DeBeck, Petersen et al. 2010; Sharpley, Kamen et al. 2000). Sie scheint einen Einfluss auf das Frequenzspektrum zu haben und sollte bei der Interpretation der Daten berücksichtigt werden, damit es nicht zur Verzerrung der Ergebnisse kommt. Sloan et al. vermuteten durch die Atmung eine Verschiebung des Frequenzspektrums in Richtung parasympathische Aktivität (Sloan, Korten et al. 1991). Dagegen berichteten Bernadi et al. von einem tendenziellen Anstieg des LF-Bandes während des Sprechens (Bernardi, Wdowczyk-Szulc et al. 2000). Eine Limitation dieser Studie ist deshalb die fehlende Aufzeichnung der Atmung. Ein Ansatz für eine weitere Untersuchung auf diesem Gebiet wäre beispielsweise die Verwendung einer Atemmaske. Zusätzlich könnten die Probanden die Testwörter aufschreiben, um jegliches Sprechen während des Tests zu vermeiden. Es gibt jedoch auch Arbeiten, die den Einfluss der Atmung auf die HRV für gering halten: Eine Studie mit 50 Probanden wies unter akuter und chronischer Belastung beispielsweise keinen Einfluss der Atmungsrate auf die HRV nach (Schubert, Lambertz et al. 2009). Die akute Belastungssituation imitierten

Schubert et al., indem die Probanden innerhalb von drei Minuten eine Rede vorbereiten und halten mussten. Zum Überprüfen der chronischen Belastung diente die CHUS (combined hassles and uplift scale), bei der 53 Alltagssituationen als belastend oder freudig eingestuft werden müssen. Bloomfield et al. zeigten ebenso, dass es lediglich einen vernachlässigbaren Unterschied zwischen Spontanatmung und Metronomatmung bei der Interpretation des HF-Bandes gibt. Sie sehen keine Notwendigkeit die Atmung für die HF-Interpretation aufzuzeichnen (Bloomfield, Magnano et al. 2001). Die Rolle der Atmung bei der HRV-Aufzeichnung bleibt somit bislang ein umstrittener Faktor. Da bisher nur eine geringe Anzahl an Studien vorliegt, die akustische Stimuli bei der HRV-Messung eingesetzt haben, stellt sich das Problem, die Ergebnisse nicht im Vergleich interpretieren zu können. In vielen Studien, wie auch in diesem Fall, wurde ein Labor-Stressor als Stimulus verwendet. Es wurde in einigen Veröffentlichungen gezeigt, dass in Laborsituationen die erwarteten Reaktionen oft nicht hervorgerufen werden können. Die Übertragbarkeit auf soziale Situationen ist dadurch eingeschränkt. Dies dürfte jedoch bei der Untersuchung emotionaler Stressoren eine größere Rolle spielen, als bei den hier verwendeten und stellt zudem ein allgemeines Problem der Forschung dar, das nicht vollständig umgangen werden kann (Sharpley, Kamen et al. 2000; Sharpley und McLean 1991). Eine weitere Problematik dieser Studie ist die externe Validität, welche die Generalisierung und Übertragbarkeit der Untersuchungsergebnisse auf Personen und Situationen außerhalb der Versuchsbedingungen bezeichnet. Durch eine relativ große Zahl an Einschränkungen, die zur Standardisierung der Messungen gemacht werden mussten, lassen sich die Ergebnisse der Studie nur schwer auf Alltagssituationen übertragen. Die hohe Variabilität der HRV stellt zudem eine Einschränkung der klinischen Anwendung dar (DeBeck, Petersen et al. 2010; Pinna, Maestri et al. 2007).

4.6. Ausblick

Ausgehend von den hier vorliegenden Ergebnissen, ist der Einsatz der HRV-Analyse in der HNO-Heilkunde für die Zukunft in Erwägung zu ziehen. Es besteht allerdings die Notwendigkeit, dieses Thema in weiteren Studien

aufzugreifen, um die ermittelten Ergebnisse zu verifizieren und die Standardisierung der HRV-Methode voranzutreiben. Zu überlegen ist, ob der verwendete Stimulus intensiviert werden sollte. Die Probanden könnten beispielsweise neben dem Einsilbertest zusätzlich einem Störgeräusch ausgesetzt werden. Zusätzlich sollte es weitere Studien geben, die auch die nicht-linearen HRV-Parameter in die Auswertung miteinbeziehen, um deren Aussagekraft in der Audiologie zu prüfen. In einem weiteren Schritt ist es sinnvoll, die Untersuchung auf hörgeschädigte Probanden auszudehnen. Noch ist unklar, ob Hörgeschädigte ein gleiches HRV-Verhalten unter den gegebenen Bedingungen aufweisen als Hörgesunde. Gelingt dieser Schritt, könnte die HRV-Analyse als objektive Messmethode in der Audiologie durchaus Anwendung finden. Da die HRV-Methode eine Beurteilung der Anstrengung, in die der Proband während des Tests versetzt wird, zuzulassen scheint, wäre ein Ansatz für die Messung der Höranstrengung gegeben.

5. Zusammenfassung

Die Herzfrequenzvariabilität (HRV) ist definiert als eine Frequenzänderung zwischen einzelnen Herzaktionen. Das autonome Nervensystem nimmt, besonders über die respiratorische Sinusarrhythmie, einen großen Einfluss auf die HRV. Umgekehrt lassen sich mit Hilfe der HRV Rückschlüsse auf den aktuellen Zustand des autonomen Nervensystems ziehen. Als nicht invasive Messmethode kommt die HRV bereits in vielen medizinischen Bereichen zur Anwendung. In der Audiometrie wird die HRV bisher nicht eingesetzt.

In der vorliegenden Arbeit wurde der Einfluss anspruchsvoller Hörsituationen auf die HRV bei 20 hörgesunden Probanden/innen untersucht. Ein zu Beginn durchgeführtes Tonaudiogramm überprüfte das Hörvermögen. Der durchgeführte Test beinhaltete sowohl eine Hör- als auch eine mentale Aufgabe. Bei drei verschiedenen Schalldruckpegeln (20, 40 und 70 dB (SPL)) wurden je drei Wortgruppen zu 20 Wörtern vorgespielt, die von den Probanden sofort wiederholt werden mussten. Als Sprachmaterial diente der Freiburger Einsilbertest. Vor und nach dem Test erfolgte eine Ruhephase von jeweils fünf Minuten. Simultan wurde ein EKG aufgezeichnet, aus dem die verschiedenen HRV Komponenten berechnet wurden.

Es konnte ein Einfluss anspruchsvoller Hörsituationen auf die HRV nachgewiesen werden. Sowohl bei den zeitabhängigen als auch bei den frequenzabhängigen Parametern der HRV zeigten sich signifikante Unterschiede bei der Veränderung des Schalldruckpegels. Ebenso veränderte sich die HRV gegenüber den Ruhephasen. Bei der zeitabhängigen Analyse erwies sich die SDNN als aussagekräftigster Parameter für den verwendeten Stimulus. Für die frequenzabhängigen Parameter konnte ein erhöhter Sympathikotonus anhand HF, LF und LF/HF mit Zunahme des Schalldruckpegels nachgewiesen werden.

Eine Einteilung der Probanden nach der Ruhe-HF [n.u.] in Gruppen mit hohen und niedrigen HRV-Werten brachte beim Vergleich der Hörleistung bei 20 dB (SPL) einen signifikanten Unterschied ($p=0,016$). In den anderen Testphasen zeigte sich dies nicht. Die beiden Geschlechter zeigten beim Durchlaufen der

einzelnen Testphasen ähnliche HRV-Veränderungen. In der Ruhephase konnte bei LF/HF [ms^2] vor Testbeginn ein signifikanter Unterschied zwischen Männern und Frauen festgestellt werden. Die Untersuchungsergebnisse weisen daraufhin, dass die HRV von rein akustischen Stimuli, wie beispielsweise dem Vorspielen von Musik, anders beeinflusst wird als von akustischen Stimuli, die zusätzlich eine mentale Aufgabenkomponente beinhalten. In dieser Studie wurde neben dem einfachen Hören auch das Verstehen und Wiedergeben des Einsilbers gefordert. In Betracht gezogen werden müssen jedoch die exogenen und endogenen Einflüsse auf die HRV-Methode, die eine Einschränkung der Anwendbarkeit im Alltag nach sich ziehen.

Die vorliegenden Ergebnisse geben Hinweise darauf, dass die HRV-Analyse als objektive Messmethode in der experimentellen Audiometrie zur Anwendung kommen kann. Zuvor müssen allerdings weitere Untersuchungen folgen, die zum einen die gefundenen Ergebnisse validieren und zum anderen hörgeschädigte Patienten als Probandenkollektiv rekrutieren.

6. Literaturverzeichnis

Abhishekh, H. A., P. Nisarga, et al. (2013). "Influence of age and gender on autonomic regulation of heart." *J Clin Monit Comput*.

Agelink, M. W., R. Malessa, et al. (2001). "Standardized tests of heart rate variability: normal ranges obtained from 309 healthy humans, and effects of age, gender, and heart rate." *Clin Auton Res* 11, no. 2: 99-108.

Aharon-Peretz, J., T. Harel, et al. (1992). "Increased sympathetic and decreased parasympathetic cardiac innervation in patients with Alzheimer's disease." *Arch Neurol* 49, no. 9: 919-22.

Akselrod, S., D. Gordon, et al. (1981). "Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control." *Science* 213, no. 4504: 220-2.

Algotsson, A., M. Viitanen, et al. (1995). "Autonomic dysfunction in Alzheimer's disease." *Acta Neurol Scand* 91, no. 1: 14-8.

Allan, L. M., C. G. Ballard, et al. (2007). "Autonomic dysfunction in dementia." *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 78, no. 7: 671-7.

Alyan, O., F. Kacmaz, et al. (2008). "Effects of cigarette smoking on heart rate variability and plasma N-terminal pro-B-type natriuretic peptide in healthy subjects: is there the relationship between both markers?" *Ann Noninvasive Electrocardiol* 13, no. 2: 137-44.

- Antelmi, I., R. S. de Paula, et al. (2004). "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* 93, no. 3: 381-5.
- Appel, M. L., R. D. Berger, et al. (1989). "Beat to beat variability in cardiovascular variables: noise or music?" *J Am Coll Cardiol* 14, no. 5: 1139-48.
- Arnold, W. und U. Ganzer (2005). "Hörprüfungsmethoden." In: *Checkliste Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde*, 4. komplett überarbeitete und erweiterte Auflage, Stuttgart, Georg Thieme Verlag: S.15-25.
- Balogh, S., D. F. Fitzpatrick, et al. (1993). "Increases in heart rate variability with successful treatment in patients with major depressive disorder." *Psychopharmacol Bull* 29, no. 2: 201-6.
- Barutcu, I., A. M. Esen, et al. (2005). "Cigarette smoking and heart rate variability: dynamic influence of parasympathetic and sympathetic maneuvers." *Ann Noninvasive Electrocardiol* 10, no. 3: 324-9.
- Beaumont, A., A. R. Burton, et al. (2012). "Reduced cardiac vagal modulation impacts on cognitive performance in chronic fatigue syndrome." *PLoS One* 7, no. 11: e49518.
- Bellavere, F., I. Balzani, et al. (1992). "Power spectral analysis of heart-rate variations improves assessment of diabetic cardiac autonomic neuropathy." *Diabetes* 41, no. 5: 633-40.

- Bernardi, L., J. Wdowczyk-Szulc, et al. (2000). "Effects of controlled breathing, mental activity and mental stress with or without verbalization on heart rate variability." *J Am Coll Cardiol* 35, no. 6: 1462-9.
- Berntson, G. G., J. T. Bigger, Jr., et al. (1997). "Heart rate variability: origins, methods, and interpretive caveats." *Psychophysiology* 34, no. 6: 623-48.
- Bigger, J. T., Jr., J. L. Fleiss, et al. (1992). "Frequency domain measures of heart period variability and mortality after myocardial infarction." *Circulation* 85, no. 1: 164-71.
- Birkhofer, A., G. Schmidt, et al. (2005). "[Heart and brain -- the influence of psychiatric disorders and their therapy on the heart rate variability]." *Fortschr Neurol Psychiatr* 73, no. 4: 192-205.
- Blitz, P. S., J. Hoogstraten, et al. (1970). "Mental load, heart rate and heart rate variability." *Psychol Forsch* 33, no. 4: 277-88.
- Bloomfield, D. M., A. Magnano, et al. (2001). "Comparison of spontaneous vs. metronome-guided breathing on assessment of vagal modulation using RR variability." *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 280, no. 3: H1145-50.
- Boenninghaus, H.-G. und T. Lenarz (2007). "Hörprüfungen." In: *Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde*, 13. Auflage, Heidelberg, Springer Verlag: S.33-34.
- Bonnemeier, H. (2007). "The never-ending story: unraveling the mysteries of the low-frequency component of heart rate variability." *Heart Rhythm* 4, no. 12: 1530-1.

- Bonnemeier, H., G. Richardt, et al. (2003). "Circadian profile of cardiac autonomic nervous modulation in healthy subjects: differing effects of aging and gender on heart rate variability." *J Cardiovasc Electrophysiol* 14, no. 8: 791-9.
- Borton, T. E. und W. H. Moore, Jr. (1979). "The cardiac component of the orienting response: effects of signal intensity, clinical interpretation, and procedural limitations." *J Speech Hear Disord* 44, no. 1: 100-10.
- Borton, T. E. und C. R. Smith (1980). "Heart rate response audiometry: bases, clinical techniques, and limitations." *Ear Hear* 1, no. 3: 121-5.
- Butterfield, G. (1962). "A note on the use of cardiac rate in the audiometric appraisal of retarded children." *J Speech Hear Disord* 27: 378-9.
- Casadei, B., S. Cochrane, et al. (1995). "Pitfalls in the interpretation of spectral analysis of the heart rate variability during exercise in humans." *Acta Physiol Scand* 153, no. 2: 125-31.
- Collins, O., S. Dillon, et al. (2012). "Parasympathetic autonomic dysfunction is common in mild cognitive impairment." *Neurobiol Aging* 33, no. 10: 2324-33.
- Commit GmbH (2014). "VNS-Analyse (online)". Gelesen am 13.01.2012, verfügbar unter: <http://www.vnsanalyse.de/de/vns-analyse.hrv-messparameter.html>

Cooke, W. H., J. B. Hoag, et al. (1999). "Human responses to upright tilt: a window on central autonomic integration." *J Physiol* 517 (Pt 2): 617-28.

Dalack, G. W. und S. P. Roose (1990). "Perspectives on the relationship between cardiovascular disease and affective disorder." *J Clin Psychiatry* 51 Suppl: 4-9; discussion 10-1.

De Gruyter, W. (2007). "Psychrembel, klinisches Wörterbuch." 261. neu bearbeitete und erweiterte Auflage, Berlin, Walter de Gruyter. S.177.

DeBeck, L. D., S. R. Petersen, et al. (2010). "Heart rate variability and muscle sympathetic nerve activity response to acute stress: the effect of breathing." *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol* 299, no. 1: R80-91.

Delaney, J. P. und D. A. Brodie (2000). "Effects of short-term psychological stress on the time and frequency domains of heart-rate variability." *Percept Mot Skills* 91, no. 2: 515-24.

Dudschig, C. und I. Jentsch (2009). "Speeding before and slowing after errors: is it all just strategy?" *Brain Res* 1296: 56-62.

Eckberg, D. L. (2000). "Physiological basis for human autonomic rhythms." *Ann Med* 32, no. 5: 341-9.

Evans, J. M., M. G. Ziegler, et al. (2001). "Gender differences in autonomic cardiovascular regulation: spectral, hormonal, and hemodynamic indexes." *J Appl Physiol* 91, no. 6: 2611-8.

- Ewing, D. J., C. N. Martyn, et al. (1985). "The value of cardiovascular autonomic function tests: 10 years experience in diabetes." *Diabetes Care* 8, no. 5: 491-8.
- Fagard, R. H., K. Paridaens, et al. (1999). "Influence of demographic, anthropometric and lifestyle characteristics on heart rate and its variability in the population." *J Hypertens* 17, no. 11: 1589-99.
- Fakhrzadeh, H., A. Yamini-Sharif, et al. (2012). "Cardiac autonomic neuropathy measured by heart rate variability and markers of subclinical atherosclerosis in early type 2 diabetes." *ISRN Endocrinol* 2012: 168264.
- Fellinger, J., D. Holzinger, et al. (2005). "Mental distress and quality of life in a deaf population." *Soc Psychiatry Psychiatr Epidemiol* 40, no. 9: 737-42.
- Fleisher, L. A., S. M. Frank, et al. (1996). "Thermoregulation and heart rate variability." *Clin Sci (Lond)* 90, no. 2: 97-103.
- Friedman, B. H., M. T. Allen, et al. (2002). "Validity concerns of common heart-rate variability indices." *IEEE Eng Med Biol Mag* 21, no. 4: 35-40.
- Gerber, S. E., A. Mulac, et al. (1977). "The cardiovascular response to acoustic stimuli." *Audiology* 16, no. 1: 1-10.
- Giubilei, F., S. Strano, et al. (1998). "Cardiac autonomic dysfunction in patients with Alzheimer disease: possible pathogenetic mechanisms." *Alzheimer Dis Assoc Disord* 12, no. 4: 356-61.

- Gorman, J. M. und R. P. Sloan (2000). "Heart rate variability in depressive and anxiety disorders." *Am Heart J* 140, no. 4 Suppl: 77-83.
- Graham, F. K. und R. K. Clifton (1966). "Heart-rate change as a component of the orienting response." *Psychol Bull* 65, no. 5: 305-20.
- Grossman, P., J. van Beek, et al. (1990). "A comparison of three quantification methods for estimation of respiratory sinus arrhythmia." *Psychophysiology* 27, no. 6: 702-14.
- Gulichsen, E., J. Fleischer, et al. (2012). "Screening for diabetic cardiac autonomic neuropathy using a new handheld device." *J Diabetes Sci Technol* 6, no. 4: 965-72.
- Hajcak, G., N. McDonald, et al. (2003). "To err is autonomic: error-related brain potentials, ANS activity, and post-error compensatory behavior." *Psychophysiology* 40, no. 6: 895-903.
- Hajcak, G. und R. F. Simons (2008). "Oops!.. I did it again: an ERP and behavioral study of double-errors." *Brain Cogn* 68, no. 1: 15-21.
- Hallman, D. M., E. M. Olsson, et al. (2011). "Effects of heart rate variability biofeedback in subjects with stress-related chronic neck pain: a pilot study." *Appl Psychophysiol Biofeedback* 36, no. 2: 71-80.
- Handwerker, H.O., Kress, M. (2008). "18.1 Vegetatives Nervensystem." In: *Physiologie*. E.-J Speckmann, J. Heschler and R. Köhling, München, Elsevier GmbH: S.685.

- Hansen, A. L., B. H. Johnsen, et al. (2003). "Vagal influence on working memory and attention." *Int J Psychophysiol* 48, no. 3: 263-74.
- Hansen, A. L., B. H. Johnsen, et al. (2009). "Relationship between heart rate variability and cognitive function during threat of shock." *Anxiety Stress Coping* 22, no. 1: 77-89.
- Hasegawa, H., T. Uozumi, et al. (2004). "[Psychological and physiological evaluations of music listening for mental stress]." *Hokkaido Igaku Zasshi* 79, no. 3: 225-35.
- Hayano, J., Y. Sakakibara, et al. (1991). "Accuracy of assessment of cardiac vagal tone by heart rate variability in normal subjects." *Am J Cardiol* 67, no. 2: 199-204.
- Hebe, J. (2010). "II. Kardiologie." In: *Herold, G. (Hg.). Innere Medizin*, Köln, Gerd Herold: S.265.
- Henke, K. D. und M. Huber (1998). "Neonatales Hörscreening - Gesundheitspolitische Konsequenzen." *Veröffentlichungsreihe des Berliner Zentrum Public Health*.
- Hirsch, J. A. und B. Bishop (1981). "Respiratory sinus arrhythmia in humans: how breathing pattern modulates heart rate." *Am J Physiol* 241, no. 4: H620-9.

Hon, E. H. und S. T. Lee (1963). "ELECTRONIC EVALUATION OF THE FETAL HEART RATE. VIII. PATTERNS PRECEDING FETAL DEATH, FURTHER OBSERVATIONS." *Am J Obstet Gynecol* 87: 814-26.

Hori, K., M. Yamakawa, et al. (2005). "Influence of sound and light on heart rate variability." *J Hum Ergol (Tokyo)* 34, no. 1-2: 25-34.

Hoth, S. (2007). "Audiometrie - Die Untersuchung des Gehörs und seine technische Versorgung." In: *Medizintechnik Verfahren, Systeme, Informationsverarbeitung*. Rüdiger Kramme, 3. vollst. überarbeitete u erweiterte Auflage, Berlin, Springer Verlag: S.193-246.

Huikuri, H. V., S. M. Pikkujamsa, et al. (1996). "Sex-related differences in autonomic modulation of heart rate in middle-aged subjects." *Circulation* 94, no. 2: 122-5.

Huppelsberg, J., Walter, K. (2005). "Das auditorische System." In: *Kurzlehrbuch Physiologie*, 2. korrigierte Auflage, Stuttgart, Georg Thieme Verlag: S.356.

Introna, R. P., N. Montano, et al. (1995). "Low-frequency component of heart rate variability." *Anesthesiology* 83, no. 4: 884-7.

Jentzsch, I. und C. Dudschig (2009). "Why do we slow down after an error? Mechanisms underlying the effects of posterror slowing." *Q J Exp Psychol (Colchester)* 62, no. 2: 209-18.

- Johnsen, B. H., J. F. Thayer, et al. (2003). "Attentional and physiological characteristics of patients with dental anxiety." *J Anxiety Disord* 17, no. 1: 75-87.
- Kim, J. A., Y. G. Park, et al. (2005). "Heart rate variability and obesity indices: emphasis on the response to noise and standing." *J Am Board Fam Pract* 18, no. 2: 97-103.
- Kleiger, R. E., J. P. Miller, et al. (1987). "Decreased heart rate variability and its association with increased mortality after acute myocardial infarction." *Am J Cardiol* 59, no. 4: 256-62.
- Klein, E., E. Cnaani, et al. (1995). "Altered heart rate variability in panic disorder patients." *Biol Psychiatry* 37, no. 1: 18-24.
- Kleiter, G. D. und K. Schwarzenbacher (1989). "Beyond the answer: post-error processes." *Cognition* 32, no. 3: 255-77.
- Kluttig, A. (2007). "Zusammenhang von gesundheitsrelevantem Verhalten und autonomer Funktion des Herzens- Ergebnisse einer bevölkerungsrepräsentativen Querschnittsstudie." Dissertation, Halle-Wittenberg, Martin-Luther-Universität Halle Wittenberg.
- Kobayashi, H. (1998). "Normalization of respiratory sinus arrhythmia by factoring in tidal volume." *Appl Human Sci* 17, no. 5: 207-13.

- Koskinen, T., M. Kahonen, et al. (2009). "Short-term heart rate variability in healthy young adults: the Cardiovascular Risk in Young Finns Study." *Auton Neurosci* 145, no. 1-2: 81-8.
- Kraus, U., A. Schneider, et al. (2013). "Individual Daytime Noise Exposure during Routine Activities and Heart Rate Variability in Adults: A Repeated Measures Study." *Environ Health Perspect* 121, no. 5: 607-12.
- Kuch, B., H. W. Hense, et al. (2001). "Determinants of short-period heart rate variability in the general population." *Cardiology* 95, no. 3: 131-8.
- Kuo, T. B., T. Lin, et al. (1999). "Effect of aging on gender differences in neural control of heart rate." *Am J Physiol* 277, no. 6 Pt 2: H2233-9.
- Lanfranchi, P. A. und V. K. Somers (2002). "Arterial baroreflex function and cardiovascular variability: interactions and implications." *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol* 283, no. 4: R815-26.
- Lee, G. S., M. L. Chen, et al. (2010). "Evoked response of heart rate variability using short-duration white noise." *Auton Neurosci* 155, no. 1-2: 94-7.
- Levy, M, B Koeppen, et al. (2005). "Principles of Physiology." In: *Berne and Levy Principles of Physiology*, St. Louis, Mosby
- Liao, D., R. W. Barnes, et al. (1995). "Age, race, and sex differences in autonomic cardiac function measured by spectral analysis of heart rate variability--the ARIC study. Atherosclerosis Risk in Communities." *Am J Cardiol* 76, no. 12: 906-12.

- Liu, C. C., T. B. Kuo, et al. (2003). "Effects of estrogen on gender-related autonomic differences in humans." *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 285, no. 5: H2188-93.
- Löllgen, H. (1999). "Serie: Neue Methoden in der kardialen Funktionsdiagnostik - Herzfrequenzvariabilität." *Deutsches Ärzteblatt* 96, no. 31-32.
- Lombardi, F. (2002). "Clinical implications of present physiological understanding of HRV components." *Card Electrophysiol Rev* 6, no. 3: 245-9.
- Majercak, I. (2002). "The use of heart rate variability in cardiology." *Bratisl Lek Listy* 103, no. 10: 368-77.
- Malik, M., T. Farrell, et al. (1989). "Heart rate variability in relation to prognosis after myocardial infarction: selection of optimal processing techniques." *Eur Heart J* 10, no. 12: 1060-74.
- Malliani, A., M. Pagani, et al. (1991). "Cardiovascular neural regulation explored in the frequency domain." *Circulation* 84, no. 2: 482-92.
- Malpas, S. C. und T. J. Maling (1990). "Heart-rate variability and cardiac autonomic function in diabetes." *Diabetes* 39, no. 10: 1177-81.
- McCabe, P. M., S. W. Porges, et al. (1981). "Heart period variability during estrogen exposure and withdrawal in female rats." *Physiol Behav* 26, no. 3: 535-8.

McCarty, R., M. Atkinson, et al. (1995). "The effects of emotions on short-term power spectrum analysis of heart rate variability." *Am J Cardiol* 76, no. 14: 1089-93.

Middleton, H. C., A. Sharma, et al. (1999). "Contrasts between the cardiovascular concomitants of tests of planning and attention." *Psychophysiology* 36, no. 5: 610-8.

Moak, J. P., D. S. Goldstein, et al. (2009). "Supine low-frequency power of heart rate variability reflects baroreflex function, not cardiac sympathetic innervation." *Cleve Clin J Med* 76 Suppl 2: S51-9.

Molgaard, H., K. Hermansen, et al. (1994). "Spectral components of short-term RR interval variability in healthy subjects and effects of risk factors." *Eur Heart J* 15, no. 9: 1174-83.

Montano, N., T. G. Ruscone, et al. (1994). "Power spectrum analysis of heart rate variability to assess the changes in sympathovagal balance during graded orthostatic tilt." *Circulation* 90, no. 4: 1826-31.

NAPE, ESC - Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology (1996). "Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use." *Eur Heart J* 17, no. 3: 354-81 - mit freundlicher Genehmigung von Oxford University Press.

- Neubauer, J. A. und J. Sunderram (2004). "Oxygen-sensing neurons in the central nervous system." *J Appl Physiol* 96, no. 1: 367-74.
- Ng, J., S. Sundaram, et al. (2009). "Autonomic effects on the spectral analysis of heart rate variability after exercise." *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 297, no. 4: H1421-8.
- Niskanen, J. P., M. P. Tarvainen, et al. (2004). "Software for advanced HRV analysis." *Comput Methods Programs Biomed* 76, no. 1: 73-81.
- Notebaert, W., F. Houtman, et al. (2009). "Post-error slowing: an orienting account." *Cognition* 111, no. 2: 275-9.
- Notebaert, W. und T. Verguts (2011). "Conflict and error adaptation in the Simon task." *Acta Psychol (Amst)* 136, no. 2: 212-6.
- Oishi, K., M. Kamimura, et al. (1999). "Individual differences in physiological responses and type A behavior pattern." *Appl Human Sci* 18, no. 3: 101-8.
- Ooishi, Y. und M. Kashino (2012). "Habituation of rapid sympathetic response to aversive timbre eliminated by change in basal sympathovagal balance." *Psychophysiology* 49, no. 8: 1059-71.
- Ori, Z., G. Monir, et al. (1992). "Heart rate variability. Frequency domain analysis." *Cardiol Clin* 10, no. 3: 499-537.

- Pagani, M., F. Lombardi, et al. (1986). "Power spectral analysis of heart rate and arterial pressure variabilities as a marker of sympatho-vagal interaction in man and conscious dog." *Circ Res* 59, no. 2: 178-93.
- Pagani, M., G. Malfatto, et al. (1988). "Spectral analysis of heart rate variability in the assessment of autonomic diabetic neuropathy." *J Auton Nerv Syst* 23, no. 2: 143-53.
- Park, S. B., B. C. Lee, et al. (2007). "Standardized tests of heart rate variability for autonomic function tests in healthy Koreans." *Int J Neurosci* 117, no. 12: 1707-17.
- Paul, M. und K. Garg (2012). "The effect of heart rate variability biofeedback on performance psychology of basketball players." *Appl Psychophysiol Biofeedback* 37, no. 2: 131-44.
- Penttila, J., A. Helminen, et al. (2001). "Time domain, geometrical and frequency domain analysis of cardiac vagal outflow: effects of various respiratory patterns." *Clin Physiol* 21, no. 3: 365-76.
- Pinna, G. D., R. Maestri, et al. (2007). "Heart rate variability measures: a fresh look at reliability." *Clin Sci (Lond)* 113, no. 3: 131-40.
- Pomeranz, B., R. J. Macaulay, et al. (1985). "Assessment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis." *Am J Physiol* 248, no. 1 Pt 2: H151-3.

- Porges, S. W. (1995). "Cardiac vagal tone: a physiological index of stress." *Neurosci Biobehav Rev* 19, no. 2: 225-33.
- Porges, S. W. (1997). "Emotion: an evolutionary by-product of the neural regulation of the autonomic nervous system." *Ann N Y Acad Sci* 807: 62-77.
- Probst, R. (2004)a. "Audiometrie (Gehörprüfungen)." In: *Hals-Nasen-Ohrenheilkunde*. R. Probst, G. Grevers and H. Iro, 2. korrigierte und aktualisierte Auflage, Stuttgart, Georg Thieme Verlag: Abb. 8.15a, S.166 - mit freundlicher Genehmigung von Georg Thieme Verlag KG.
- Probst, R. (2004). "Audiometrie (Gehörprüfungen)." In: *Hals-Nasen-Ohrenheilkunde*. R. Probst, G. Grevers and H. Iro, 2. korrigierte und aktualisierte Auflage, Stuttgart, Georg Thieme Verlag: S.154-173.
- Raglio, A., O. Oasi, et al. (2012). "Music therapy, emotions and the heart: a pilot study." *G Ital Med Lav Ergon* 34, no. 4: 438-43.
- Randall, D. C., D. R. Brown, et al. (1991). "SA nodal parasympathectomy delineates autonomic control of heart rate power spectrum." *Am J Physiol* 260, no. 3 Pt 2: H985-8.
- Rechlin, T. (1995). "[The significance of heart rate analysis in psychiatric questions]." *Fortschr Neurol Psychiatr* 63, no. 3: 106-20.
- Ridderinkhof, K. R. (2002). "Micro- and macro-adjustments of task set: activation and suppression in conflict tasks." *Psychol Res* 66, no. 4: 312-23.

- Riganello, F., A. Candelieri, et al. (2010). "Heart rate variability: an index of brain processing in vegetative state? An artificial intelligence, data mining study." *Clin Neurophysiol* 121, no. 12: 2024-34.
- Roth, T. N., D. Hanebuth, et al. (2011). "Prevalence of age-related hearing loss in Europe: a review." *Eur Arch Otorhinolaryngol*.
- Ryan, S. M., A. L. Goldberger, et al. (1994). "Gender- and age-related differences in heart rate dynamics: are women more complex than men?" *J Am Coll Cardiol* 24, no. 7: 1700-7.
- Sandercock, G. R., P. D. Bromley, et al. (2005). "The reliability of short-term measurements of heart rate variability." *Int J Cardiol* 103, no. 3: 238-47.
- Saul, J. P., R. D. Berger, et al. (1991). "Transfer function analysis of the circulation: unique insights into cardiovascular regulation." *Am J Physiol* 261, no. 4 Pt 2: H1231-45.
- Sayers, B. M. (1973). "Analysis of heart rate variability." *Ergonomics* 16, no. 1: 17-32.
- Schubert, C., M. Lambertz, et al. (2009). "Effects of stress on heart rate complexity--a comparison between short-term and chronic stress." *Biol Psychol* 80, no. 3: 325-32.
- Schünke, M., E. Schulte, et al. (2007). "Allgemeine Neuroanatomie." In: *PROMETHEUS, Lernatlas der Anatomie, Allgemeine Anatomie und*

Bewegungssystem, 2. überarbeitete Auflage, Stuttgart, Georg Thieme Verlag: S.92 - mit freundlicher Genehmigung von Georg Thieme Verlag KG.

Schuster, H.-P., Trappe H.-J. (2009). "Erkennung eines Sinusrhythmus." In: *EKG-Kurs für Isabel*, 5. überarbeitete und erweiterte Auflage, Stuttgart, Georg Thieme Verlag: S.26-27.

Sharpley, C. F., P. Kamen, et al. (2000). "An examination of the relationship between resting heart rate variability and heart rate reactivity to a mental arithmetic stressor." *Appl Psychophysiol Biofeedback* 25, no. 3: 143-53.

Sharpley, C. F. und S. M. McLean (1991). "Incidence of laboratory-based heart rate reactivity during typical daily events." *J Behav Med* 14, no. 6: 607-26.

Shinba, T., N. Kariya, et al. (2008). "Decrease in heart rate variability response to task is related to anxiety and depressiveness in normal subjects." *Psychiatry Clin Neurosci* 62, no. 5: 603-9.

Siepmann, M., V. Aykac, et al. (2008). "A pilot study on the effects of heart rate variability biofeedback in patients with depression and in healthy subjects." *Appl Psychophysiol Biofeedback* 33, no. 4: 195-201.

Silvani, A., T. Bojic, et al. (2003). "Effects of acoustic stimulation on cardiovascular regulation during sleep." *Sleep* 26, no. 2: 201-5.

Sleight, P., M. T. La Rovere, et al. (1995). "Physiology and pathophysiology of heart rate and blood pressure variability in humans: is power spectral analysis largely an index of baroreflex gain?" *Clin Sci (Lond)* 88, no. 1: 103-9.

Sloan, R. P., M. H. Huang, et al. (2008). "Cardiac autonomic control and the effects of age, race, and sex: the CARDIA study." *Auton Neurosci* 139, no. 1-2: 78-85.

Sloan, R. P., J. B. Korten, et al. (1991). "Components of heart rate reactivity during mental arithmetic with and without speaking." *Physiol Behav* 50, no. 5: 1039-45.

Sloan, R. P., P. A. Shapiro, et al. (1994). "Effect of mental stress throughout the day on cardiac autonomic control." *Biological Psychology* 37, no. 2: 89-99.

Smith, D. B. und P. J. Strawbridge (1969). "The heart rate response to a brief auditory and visual stimulus." *Psychophysiology* 6, no. 3: 317-29.

Snieder, H., L. J. van Doornen, et al. (2007). "Sex differences and heritability of two indices of heart rate dynamics: a twin study." *Twin Res Hum Genet* 10, no. 2: 364-72.

Sokhadze, E. M. (2007). "Effects of music on the recovery of autonomic and electrocortical activity after stress induced by aversive visual stimuli." *Appl Psychophysiol Biofeedback* 32, no. 1: 31-50.

- Sokolov, E. N. (1963). "Higher nervous functions; the orienting reflex." *Annu Rev Physiol* 25: 545-80.
- Sookan, T. und A. J. McKune (2012). "Heart rate variability in physically active individuals: reliability and gender characteristics." *Cardiovasc J Afr* 23, no. 2: 67-72.
- Stein, P. K., J. N. Rottman, et al. (1996). "Effect of 21 mg transdermal nicotine patches and smoking cessation on heart rate variability." *Am J Cardiol* 77, no. 9: 701-5.
- Suess, P. E., S. W. Porges, et al. (1994). "Cardiac vagal tone and sustained attention in school-age children." *Psychophysiology* 31, no. 1: 17-22.
- Sztajzel, J. (2004). "Heart rate variability: a noninvasive electrocardiographic method to measure the autonomic nervous system." *Swiss Med Wkly* 134, no. 35-36: 514-22.
- Taylor, J. A., D. L. Carr, et al. (1998). "Mechanisms underlying very-low-frequency RR-interval oscillations in humans." *Circulation* 98, no. 6: 547-55.
- Thayer, J. F., B. H. Friedman, et al. (2000). "Phasic heart period reactions to cued threat and nonthreat stimuli in generalized anxiety disorder." *Psychophysiology* 37, no. 3: 361-8.
- Troubat, N., M. A. Fargeas-Gluck, et al. (2009). "The stress of chess players as a model to study the effects of psychological stimuli on physiological

responses: an example of substrate oxidation and heart rate variability in man." *Eur J Appl Physiol* 105, no. 3: 343-9.

Tsaneva, L. und R. Dukov (2004). "Correlations between certain hearing changes and vegetative balance in miners." *Cent Eur J Public Health* 12, no. 1: 49-52.

Tsuji, H., F. J. Venditti, Jr., et al. (1996). "Determinants of heart rate variability." *J Am Coll Cardiol* 28, no. 6: 1539-46.

Turpin, G., F. Schaefer, et al. (1999). "Effects of stimulus intensity, risetime, and duration on autonomic and behavioral responding: implications for the differentiation of orienting, startle, and defense responses." *Psychophysiology* 36, no. 4: 453-63.

Turpin, G. und D. A. Siddle (1978). "Cardiac and forearm plethysmographic responses to high intensity auditory stimulation." *Biol Psychol* 6, no. 4: 257-81.

Tzaneva, L., S. Danev, et al. (2001). "Investigation of noise exposure effect on heart rate variability parameters." *Cent Eur J Public Health* 9, no. 3: 130-2.

Umetani, K., D. H. Singer, et al. (1998). "Twenty-four hour time domain heart rate variability and heart rate: relations to age and gender over nine decades." *J Am Coll Cardiol* 31, no. 3: 593-601.

- Uno, T. und W. W. Grings (1965). "Autonomic components of orienting behavior." *Psychophysiology* 1, no. 4: 311-21.
- Van de Vooren, H., M. G. Gademan, et al. (2007). "Baroreflex sensitivity, blood pressure buffering, and resonance: what are the links? Computer simulation of healthy subjects and heart failure patients." *J Appl Physiol* 102, no. 4: 1348-56.
- Vanderlei, L. C., R. A. Silva, et al. (2008). "Comparison of the Polar S810i monitor and the ECG for the analysis of heart rate variability in the time and frequency domains." *Braz J Med Biol Res* 41, no. 10: 854-9.
- Wang, Shu-He (1997). "*The Pulse Classic - A Translation of the Mai Jing*" (translated by Yang Shou-Zhong). Boulder, BLUE POPPY PRESS.
- Wang, X., X. Ding, et al. (2009). "Genetic influences on heart rate variability at rest and during stress." *Psychophysiology* 46, no. 3: 458-65.
- Weippert, M., M. Kumar, et al. (2010). "Comparison of three mobile devices for measuring R-R intervals and heart rate variability: Polar S810i, Suunto t6 and an ambulatory ECG system." *Eur J Appl Physiol* 109, no. 4: 779-86.
- Weippert, M., B. Thielmann, et al. (2009). "[Sympatho-vagal balance and cardiac response to mental challenge]." *Biomed Tech (Berl)* 54, no. 4: 197-203.
- Wolf, M. M., G. A. Varigos, et al. (1978). "Sinus arrhythmia in acute myocardial infarction." *Med J Aust* 2, no. 2: 52-3.

Yamasaki, Y., M. Kodama, et al. (1996). "Diurnal heart rate variability in healthy subjects: effects of aging and sex difference." *Am J Physiol* 271, no. 1 Pt 2: H303-10.

Yeung, N., M. M. Botvinick, et al. (2004). "The neural basis of error detection: conflict monitoring and the error-related negativity." *Psychol Rev* 111, no. 4: 931-59.

Zagulova, D. V., T. I. Podkopaeva, et al. (2001). "Effect of audiovisual stimulation on heart rhythm variability." *Bull Exp Biol Med* 131, no. 3: 273-5.

Zeaman, D. und N. Wegner (1956). "Cardiac reflex to tones of threshold intensity." *J Speech Hear Disord* 21, no. 1: 71-5.

Ziemssen, T. und M. Süß (2001). "*Funktionsdiagnostik des autonomen Nervensystems. Allgemeine Grundlagen. Inhaltlich-methodische Kurzeinführung*". Dresden, Autonomes und neuroendokrines Funktionslabor Dresden; SUES Medizin-Technik GmbH.

7. Anhang

7.1. Abkürzungsverzeichnis

| | |
|--------|---|
| Abb. | Abbildung |
| AR | autoregressiv |
| bzw. | beziehungsweise |
| CHUS | combined hassles and uplift scale |
| dB HL | dezibel hearing level |
| db SPL | dezibel sound pressure level |
| DR | Defensiv-Reflex/-Reaktion |
| FFT | Fast Fourier Transformation |
| ggf. | gegebenenfalls |
| HF | high frequency |
| HR | heart rate |
| HRV | heart rate variability |
| IQR | interquartil range |
| Leq | logarithmisch |
| LF | low frequency |
| m | männlich |
| MW | Mittelwert |
| NN | normal to normal |
| NS | Nervensystem |
| n.u. | normalized units |
| OR | Orientierungs-Reflex/-Reaktion |
| p | Wahrscheinlichkeitswert |
| RMSSD | square root of the mean of the sum of the squares of differences between adjacent NN-intervals |
| RR | Abstand zwischen zwei RR-Zacken im EKG |
| RSA | respiratory sinus arrhythmia |
| SD | standard deviation |
| SDNN | standard deviation of the NN interval |

| | |
|-------|---|
| SDANN | standard deviation of averaged normal-to-normal intervals |
| Tab. | Tabelle |
| TINN | triangular interpolation of NN-intervals |
| ULF | ultra low frequency |
| VLF | very low frequency |
| w | weiblich |
| z.B. | zum Beispiel |

8. Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen bedanken, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

Bei meinem Doktorvater Priv.-Doz. Dr. Andreas Radeloff möchte ich mich für die Unterstützung bei der Durchführung dieser Arbeit herzlich bedanken. Seine Anregungen und seine konstruktive Kritik haben immer wieder zum Voranschreiten meiner Arbeit beigetragen.

Ich möchte mich bei Herrn Prof. Dr. R. Hagen bedanken, dass ich die Arbeit an seiner Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenkrankheiten, plastische und ästhetische Operationen anfertigen durfte.

Für die Übernahme des Korreferats bedanke ich mich bei Frau Prof. Dr. K. Wermke.

Vielen Dank an Frau Daniela Keller, Dipl.-Mathematikerin am Institut für Biomathematik der Universität Würzburg, die mich per Email bei der statistischen Auswertung beraten hat.

Frau Brauer danke ich für ihre freundliche Einweisung in die Arbeitsweise der Audiometrie.

Dankeschön an Stephanie Homm für das Korrekturlesen der Arbeit.

Herzlichen Dank auch an meine Freunde aus Würzburg für die gemeinsam überstandenen Höhen und Tiefen.

Bei meinen Eltern und meiner Schwester Annette bedanke ich mich für den Rückhalt, besonders in arbeitsintensiven Zeiten. Sie haben mich immer unterstützt und mir neue Energie gegeben.

