

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

**Einfluss von auditorischer Belastung auf die Parameter
der Herzfrequenzvariabilität**

Inaugural - Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der

Medizinischen Fakultät

der

Julius-Maximilians-Universität Würzburg

vorgelegt von

Juliane Konrad

aus Bad Mergentheim

Würzburg, September 2016

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

Korreferent: Prof. Dr. rer. nat. Kathleen Wermke

Dekan: Prof. Dr. med. Matthias Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 27. Oktober 2017

Die Promovendin ist Ärztin

Meiner Familie gewidmet

INHALTSVERZEICHNIS

1	Einleitung.....	1
1.1	Historische Entwicklung der Herzfrequenzmessung	1
1.2	Herzfrequenzvariabilität.....	4
1.2.1	Einführung	4
1.2.2	Kardiologie.....	12
1.2.3	Gynäkologie.....	12
1.2.4	Sportmedizin.....	13
1.2.5	Biofeedback.....	13
1.2.6	Mentale Anforderung	14
1.3	Sprachaudiometrie	14
1.4	Fragestellung und Zielsetzung	17
2	Material und Methoden	18
2.1	Versuchsanordnung	18
2.2	Versuchsdurchführung	20
2.3	Probanden.....	23
2.3.1	Einschlusskriterien.....	23
2.3.2	Ausschlusskriterien.....	24
2.4	Datenanalyse	25
2.5	Statistische Auswertung	26
3	Ergebnisse.....	28
3.1	Ergebnisse der sprachaudiometrischen Messung.....	28
3.2	Mittlere Herzfrequenz.....	30
3.3	SDNN	31
3.4	RMSSD	32
3.5	LF/HF-Ratio.....	33
3.6	Frauen vs. Männer	34
3.7	Reihenfolgeeffekte	36
4	Diskussion	39
4.1	Mean HR	39
4.2	SDNN	41
4.3	LF/HF-Ratio und RMSSD	42

4.4	Frauen vs. Männer	46
4.5	Messmethode.....	46
4.6	Beeinflussung der Parameter durch die Atmung	47
4.7	Beeinflussung der Parameter durch das Aufschreiben	48
4.8	Einfluss der Umgebung	49
4.9	Freiburger Sprachverständlichkeitstest	49
4.10	Andere Einflussfaktoren auf das Ergebnis	51
4.11	Einfluss des Untersuchers.....	52
4.12	Dauer und Zeitpunkt der Messung	52
5	Zusammenfassung	54
6	Literaturverzeichnis.....	56
7	Abbildungsverzeichnis	63
8	Tabellenverzeichnis	65
9	Anhang	66
9.1	Testbogen (Beispiel)	66
9.2	Ergebnis Kubios	67

Danksagung

Lebenslauf

1 EINLEITUNG

„Wenn der Herzschlag so regelmäßig wie das Klopfen des Spechts oder das Tröpfeln des Regens auf dem Dach wird, wird der Patient innerhalb von vier Tagen sterben.“[1, S.304]. Diese Aussage, die dem chinesischen Arzte Wang Shu-he zugeschrieben wird, legt nahe, dass die Bedeutung der Herzfrequenzvariabilität schon im 3. Jahrhundert nach Christus bekannt war oder zumindest vermutet wurde und man einen variablen Herzschlag als Zeichen von guter Gesundheit wertete.

Gegenwärtig ist die Messung der Herzfrequenzvariabilität Gegenstand intensiver wissenschaftlicher Forschung. So soll ihre Bedeutung sowohl für die Diagnostik als auch für die Therapie verschiedenster Erkrankungen, sowie die Faktoren, durch die sie beeinflusst wird, eingehender analysiert werden.

Ob, beziehungsweise in welcher Form die Konzentration, die beim Hören aufgewandt werden muss, Einfluss auf die Herzfrequenzvariabilität ausübt, soll im Folgenden untersucht werden.

1.1 HISTORISCHE ENTWICKLUNG DER HERZFREQUENZMESSUNG

Die ältesten aufgezeichneten Beschreibungen der Herzfrequenzmessung finden sich in den nur lückenhaft erhaltenen Schriften des frühen griechischen Arztes und Wissenschaftlers Herophilos (4.Jhd. v. Chr.). Dieser gilt als Urheber der historischen Pulsmessung. Seiner Ansicht nach waren für die Pulsanalyse sowohl die Musik als auch die Geometrie von Bedeutung. Als vier Hauptcharakteristika des Pulses sah er die Höhe, die Frequenz, die Stärke und den Rhythmus an [2]. Auch wenn diese Erkenntnisse mit der Zeit weiterentwickelt wurden, so galten sie grundsätzlich noch bis ins frühe 18. Jahrhundert. 1707 erfand der englische Arzt John Floyer die sogenannte „Physician Pulse Watch“, eine spezielle tragbare Uhr, mit der nun eine exaktere Zeitmessung und somit auch eine genauere Beurteilung der Herzfrequenz

möglich war [3]. Nach dieser technischen Errungenschaft beschrieb Stephen Hales einige Jahre später im Jahr 1733 erstmals regelmäßig wiederkehrende Veränderungen der Herzfrequenz in Abhängigkeit von der Atmung [4], ein Phänomen das heute als sogenannte respiratorische Sinusarrhythmie bekannt ist. Darunter versteht man eine inspiratorische Zu- und expiratorische Abnahme der Herzfrequenz [5]. Diese Beeinflussung des Sinusrhythmus durch die Atmung findet sich insbesondere bei jungen und sportlich aktiven Personen. Ursache hierfür ist, dass efferente Fasern des Vagus in einer bestimmten Frequenz Signale senden, die der Atemfrequenz ähnlich ist. Durch eine Kopplung beziehungsweise Synchronisation von Kreislauf- und Atemzentrum kommt es zu respiratorisch bedingten Veränderungen der Herzfrequenz [6, 7].

Obwohl Veränderungen der Herzfrequenz unter verschiedenen Bedingungen also seit dem 18. Jahrhundert bekannt und auch Gegenstand von Untersuchungen waren, wurden diese erst in jüngerer Zeit eingehender erforscht [8]. Mit der Entwicklung des EKGs im späten 19. Jahrhundert bestand die Möglichkeit, die Veränderungen der Herzfrequenz, die von Schlag zu Schlag auftreten, eingehender zu beurteilen [9]. Die Anwendung der Elektrokardiographie war zwar bereits seit 1895 möglich (Abbildung 1), fand aber erst später, nämlich Anfang der 1960er Jahre mit der Entwicklung kleiner tragbarer EKG-Geräte durch Norman J. Holter weite Verbreitung [10]. Von nun an waren auch Messungen über einen längeren Zeitraum möglich.

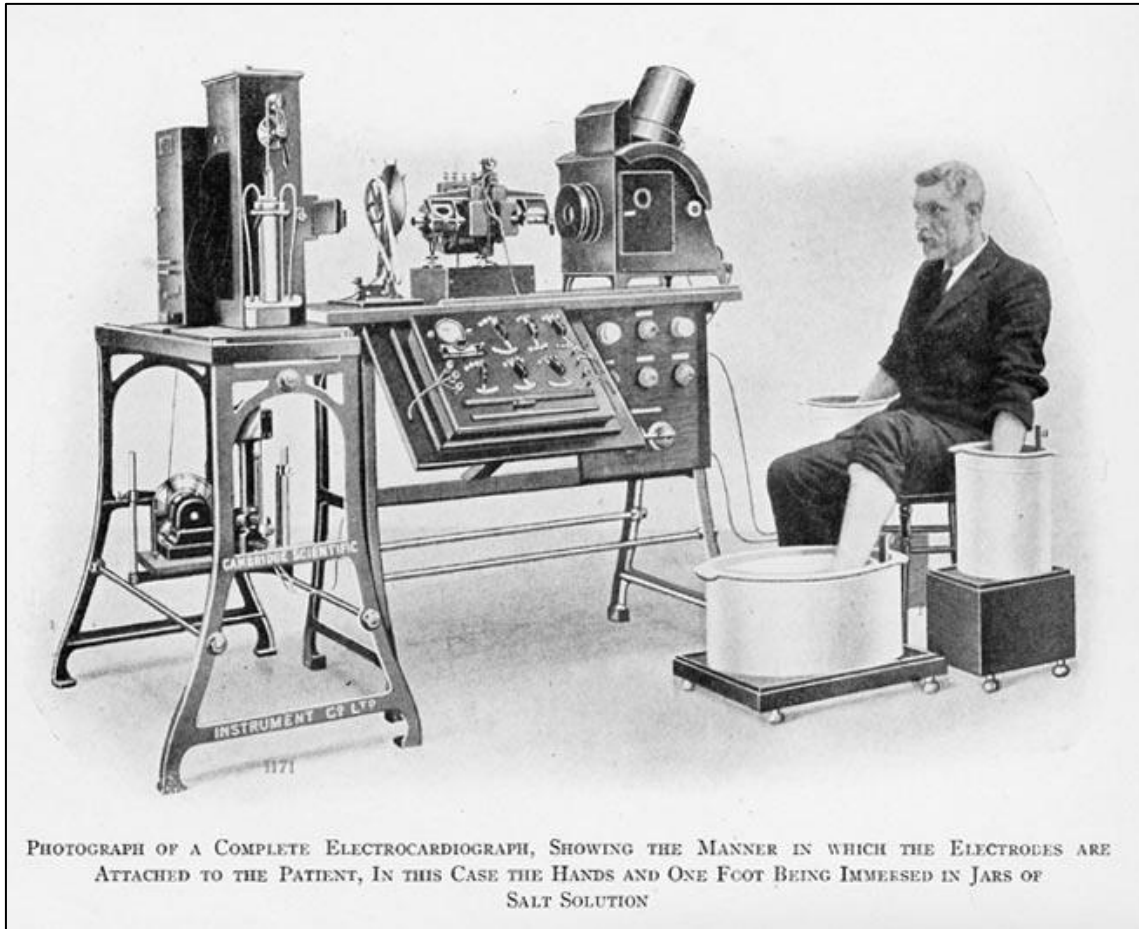


Abbildung 1: Frühes EKG-Gerät gemäß den Standards, die durch Einthoven entwickelt wurden. Die Extremitäten mussten in Behälter mit Salzlösung eingetaucht werden

(https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/1/1c/Willem_Einthoven_ECG.jpg zuletzt aufgerufen am 26.03.2016)

Die erste klinische Anwendung der Messung von Herzfrequenzvariabilität erfolgte 1965 im Bereich des fetalen Monitorings während der Geburt. Hier fanden Hon und Lee heraus, dass eine verringerte Herzfrequenzvariabilität eine Gefährdung des Fetus anzeigt. Diese Veränderung der Herzfrequenzvariabilität tritt noch vor einer Veränderung der Herzfrequenz auf [11, 12].

Weiterentwicklung der Technik ermöglichte immer exaktere Messungen und Untersuchungen [13], sodass in den frühen 1970er Jahren von verschiedenen Forschungsgruppen die ersten Spektralanalysen durchgeführt wurden. Diese

bildeten den Ausgangspunkt zur Erforschung der verschiedenen Komponenten, aus denen die Herzfrequenzvariabilität sich zusammensetzt [9]. Die Spektralanalyse der Herzfrequenzvariabilität bietet ein nicht-invasives Verfahren zur quantitativen Beurteilung der kardialen autonomen Funktion sowie des Einflusses der einzelnen Teile des autonomen Nervensystems [14, 15]. Die bisher beschriebenen Entwicklungsschritte bei der Entdeckung der Herzfrequenzvariabilität sind in Abbildung 2 zusammengefasst.

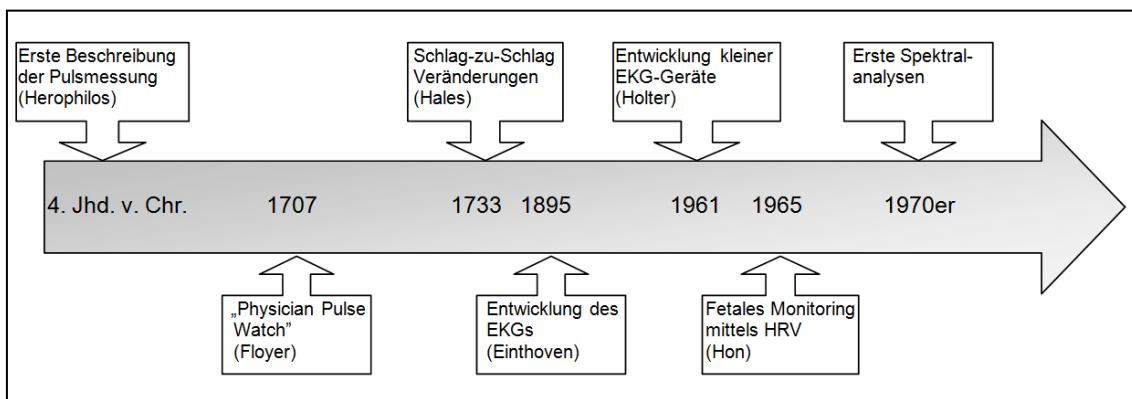


Abbildung 2: Zeitleiste wichtiger Ereignisse in der Entdeckung der HRV (eigene Darstellung)

1.2 HERZFREQUENZVARIABILITÄT

1.2.1 EINFÜHRUNG

Die Herzfrequenzvariabilität beschreibt Schwankungen der Herzfrequenz die von Schlag zu Schlag, über einen kürzeren Zeitraum von einigen Minuten oder einen längeren von bis zu 24 Stunden auftreten. Mittels Messung der Herzfrequenzvariabilität kann man die neurovegetative Aktivität oder die autonome Funktion des Herzens beurteilen [16]. In Abbildung 3 ist eine Abfolge von vier aufeinanderfolgenden Herzschlägen dargestellt. Hier ist zu erkennen, dass die einzelnen Herzschläge nicht exakt regelmäßig erfolgen, sondern dass die Abstände durch Unregelmäßigkeiten gekennzeichnet sind ($RR_1 \neq RR_2 \neq RR_3$). Dies spiegelt die stetig stattfindende Anpassung des Organismus an die aktuellen Erfordernisse, die durch endogene und exogene Faktoren bedingt

sind, wider. Die Herzfrequenzvariabilität zeigt damit also die Fähigkeit eines Organismus auf Veränderungen zu reagieren und sich an neue Bedingungen zu adaptieren.

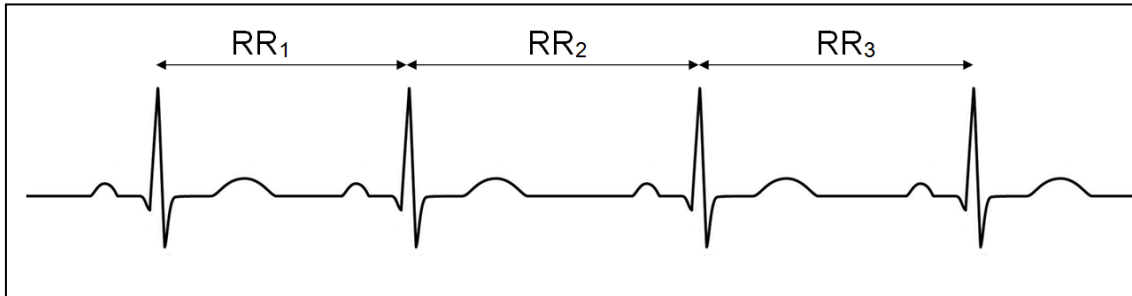


Abbildung 3: Ausschnitt aus einem EKG (eigene Darstellung)

Bedingt sind die Unregelmäßigkeiten der Herzfrequenz unter anderem durch den Einfluss des Sympathikus und des Parasympathikus auf den Sinusknoten. Wie bereits erwähnt, treten die spontanen Veränderungen der RR-Intervalle auch unter Ruhebedingungen auf. Beeinflusst wird die Herzfrequenzvariabilität durch verschiedene Faktoren. Die wichtigsten Einflussfaktoren sind die Herzfrequenz und das Alter [17]. Je höher die aktuelle Herzfrequenz, desto niedriger ist die Herzfrequenzvariabilität. Auch im höheren Lebensalter zeigt sich eine verringerte Herzfrequenzvariabilität, wohingegen diese bei Kindern und Jugendlichen am größten ist. Außerdem spielen Einflussfaktoren wie der körperliche Trainingszustand, die aktuelle Körperposition, die Tageszeit, Valsalva- und ähnliche Manöver sowie Medikamente wie Atropin, Phenylephrin und β -Rezeptorenblocker eine Rolle [15]. Die Bedeutung des Geschlechtes als Einflussfaktor auf die Herzfrequenzvariabilität ist noch nicht hinreichend geklärt, da die Ergebnisse verschiedener Studien uneinheitlich sind. Bei einigen finden sich Unterschiede zwischen Frauen und Männern [18, 19], bei anderen dagegen nicht [20, 21].

Die graphische Darstellung der RR-Intervalldauer wird als Tachogramm bezeichnet. Hierbei werden die RR-Intervalldauern in Sekunden (s) oder

Milisekunden (ms) gegen die Zeit oder die Anzahl aufeinanderfolgender Herzschläge aufgetragen [13, 15]. Eine beispielhafte Darstellung eines Tachogramms, welches für die Auswertung herangezogen wurde, findet sich in Abbildung 4.

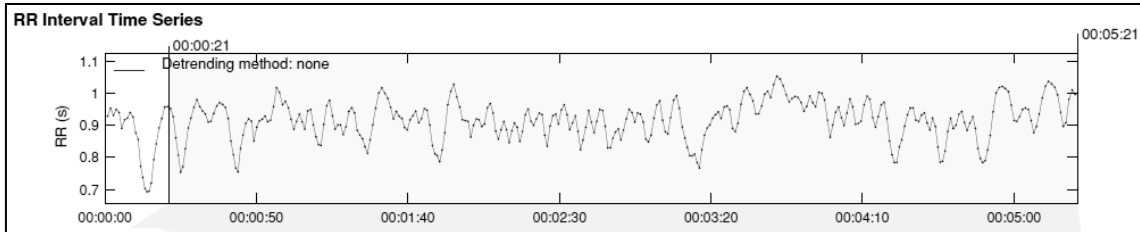


Abbildung 4: Tachogramm eines in dieser Arbeit untersuchten Probanden in der Ruhephase (Kubios HRV Analysis Software Version 2.00, Biosignal Analysis and Medical Imaging Group, University of Kuopio, Finland)

Durch eine Spektralanalyse (Abbildung 5) kann man den Einfluss der unterschiedlichen Komponenten des autonomen Nervensystems, also des Sympathikus und des Parasympathikus beurteilen.

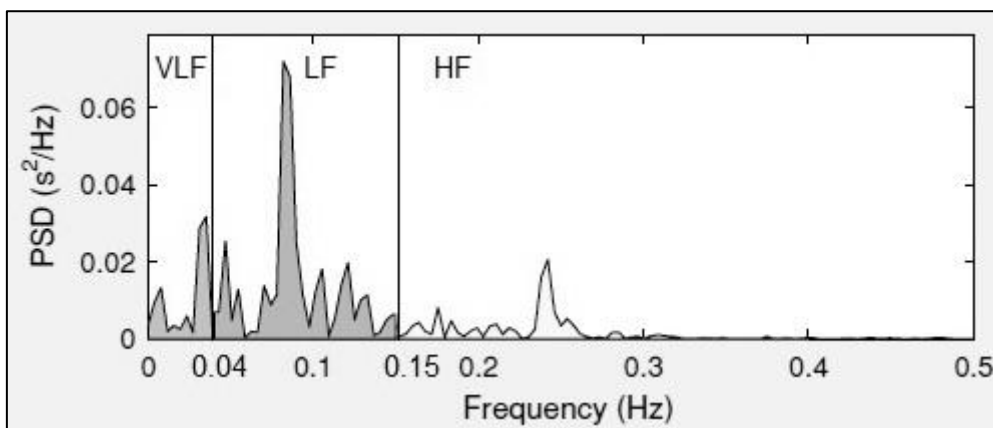


Abbildung 5: Spektralanalyse der HRV (Kubios HRV Analysis Software Version 2.0)

Die Analyse der Herzfrequenzvariabilität erfolgt zeit- (engl. „time domain“) oder frequenzbezogen (engl. „frequency domain“). Außerdem können sogenannte nichtlineare Parameter ermittelt werden.

Eine Übersicht über gängige und in dieser Arbeit verwendete Parameter gibt Tabelle 1.

Die zeitbezogenen Parameter beschreiben die RR-Intervalle, die auch als NN-Intervalle (engl. „normal-to-normal intervals“) bezeichnet werden können, über einen definierten Zeitraum. Die Bezeichnung als NN-Intervalle kommt daher, dass sie den Abstand zwischen zwei QRS-Komplexen beschreiben, die durch eine „normale“ Depolarisation des Sinusknotens entstanden sind [15]. Hierzu gehören unter anderem Mean HR, SDNN und RMSSD.

Die Mean HR (engl. „mean heart rate“) ist die durchschnittliche Herzfrequenz.

Der Parameter SDNN (engl. „standard deviation of normal-to-normal intervals“) stellt die Standardabweichung aller R-R-Intervalle dar und gibt somit an, wie weit die Herzfrequenz um einen Mittelwert streut. Er ist von der Dauer der Messung abhängig [15] und wird in Millisekunden angegeben.

Die RMSSD (engl. „root mean square of successive differences“) ist die Quadratwurzel der Mittelwerte der Summe der Differenzen aufeinanderfolgender RR-Intervalle. Sie spiegelt die kurzfristigen Veränderungen der Herzfrequenz wider und wird durch den Vagustonus beeinflusst [15]. Auch diese wird in Millisekunden angegeben.

Bei der frequenzbezogenen Analyse werden die RR-Intervalle durch mathematische Verfahren wie zum Beispiel die „fast fourier transformation“ (FFT) in spektrale Anteile aufgegliedert. Zu den frequenzbezogenen Parametern zählen unter anderem VLF power, LF power, HF power und LF/HF-Ratio.

Am besten untersucht ist die HF (engl. „high frequency“)-Power zwischen 0,15-0,4 Hz, welche die respiratorische Sinusarrhythmie reflektiert, also durch die normale Atmung beeinflusst wird [8, 22]. Es handelt sich hierbei um kurzfristige Änderungen der Herzfrequenz, die durch den Parasympathikus bedingt sind, da die Reaktionszeit des Parasympathikus kürzer ist als die des Sympathikus [12].

Die LF (engl. „low frequency“)-Power zwischen 0,04-0,15 Hz wird sowohl durch den Parasympathikus als auch durch den Sympathikus moduliert [8, 22] und ist stark von Schwankungen des Blutdrucks und daraus resultierenden Barorezeptor-Reflexen abhängig [12].

Die Bedeutung der VLF (engl. „very low frequency“)-Power mit Frequenzen von 0,003-0,04 Hz ist noch nicht ausreichend erklärt. Bekannt ist jedoch, dass sehr viele verschiedene Variablen Einfluss auf diese haben, wie zum Beispiel das Blutvolumen im Körper, ein Verschluss der Arteria carotis, die kardiale Pumpfunktion und weitere [8].

Das Verhältnis von LF-Power zu HF-Power, also die LF/HF-Ratio, gilt als Maß für die Balance des autonomen Nervensystems [23, 24].

Zu berücksichtigen ist, dass die Frequenzbereichsgrenzen der frequency domain-Parameter in der Literatur nicht einheitlich verwendet werden, sondern dass diese je nach Studie leicht verschieden sind. Die aufgeführten Frequenzbereiche sind den Guidelines der „Task Force of The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology“ entnommen.

Durch die Analyse der nichtlinearen Parameter werden möglicherweise komplexere Komponenten der Herzfrequenzvariabilität erfasst. Da jedoch bisher große Studien sowie Standards für die Bewertung fehlen, kann die Bedeutung dieser Komponenten noch nicht abschließend geklärt werden [15]. Daher werden sie an dieser Stelle nicht näher erläutert.

Tabelle 1: Zusammenfassung der durch die Software errechneten HRV-Parameter [25]

	Parameter	Einheit	Beschreibung
Zeitbezogene Parameter	RR	ms	Mittelwert der RR-Intervalle
	SD RR (SDNN)	ms	Standardabweichung aller RR-Intervalle
	\overline{HR}	1/min	Mittelwert der Herzfrequenz
	STD HR	1/min	Standardabweichung der Herzfrequenzwerte
	RMSSD	ms	Quadratwurzel der Mittelwerte der Summen der quadrierten Differenzen aufeinander folgender RR-Intervalle
	NN50		Anzahl der Paare nachfolgender RR-Intervalle, die mehr als 50 ms voneinander abweichen
	pNN50	%	Quotient aus NN50 und Gesamtanzahl an RR-Intervallen
	HRV triangular index		Integral des Histogrammes der RR-Intervalle geteilt durch die Höhe des Histogrammes
	TINN	ms	Länge der Basis des Histogrammes der RR-Intervalle
Frequenzbezogene Parameter	Peak frequency	Hz	VLF-, LF- und HF-Hauptfrequenzen
	Absolute power	ms ²	Absolute Werte von VLF, LF und HF
	Relative power	%	Relative Werte von VLF, LF und HF
	Normalized power	n.u.	Werte von LF und HF in normalisierter Einheit
	LF/HF		Verhältnis von LF und HF Werten
Nichtlineare Parameter	SD1, SD2	ms	Standardabweichung des Poincaré Plots senkrecht auf (SD1) bzw. längs (SD2) der Identitätslinie
	ApEn		Ungefährer Zustand
	SampEn		Probezustand
	D ₂		Ausmaß des Zusammenhangs
	DFA:		Trendbereinigte Fluktuationsanalyse
	α_1		Parameter für kurze NN-Intervalle
	α_2		Parameter für längere NN-Intervalle
	RPA:		Rekurrenzplot Analyse
	L _{mean}	beats	Mittlere Länge der Linie
	L _{max}	beats	Maximale Länge der Linie
	REC	%	Maß des Wiederauftretens
	DET	%	Zufallsunabhängigkeit
ShanEn		Shannon-Entropie	

Aktuell ist die Messung der Herzfrequenzvariabilität in den verschiedensten Bereichen von Bedeutung. Sie findet Anwendung in unterschiedlichen medizinischen Fachrichtungen, aber auch im Leistungssport. Eine erniedrigte Herzfrequenzvariabilität gilt generell als unabhängiger Risikofaktor für Morbidität und Mortalität [26]. Ursächlich hierfür ist eine Dysfunktion des autonomen Nervensystems, also von Sympathikus und Parasympathikus (vgl.

Abbildung 6). Die Funktion des autonomen Nervensystems ist es, das Gleichgewicht der Körperfunktionen aufrecht zu erhalten. Es innerviert Eingeweide, Drüsen, die glatte Muskulatur und Gefäße. Vereinfacht kann man dabei sagen, dass der Sympathikus verschiedene Stoffwechsellleistungen erhöht und den Organismus auf körperliche oder geistige Aktivität vorbereitet. Der Parasympathikus hingegen ist für die Erholungs- und Ruhephasen verantwortlich sowie für die Verdauung. Am Herz wirkt der Sympathikus positiv chronotrop (Erhöhung der Schlagfrequenz), positiv dromotrop (Beschleunigung der Erregungsleitung), positiv inotrop (Erhöhung der Kontraktionskraft), positiv bathmotrop (Senkung der Erregungsschwelle) und positiv lusitrop (Erhöhung der Relaxationsgeschwindigkeit des Herzmuskels). Der Parasympathikus hingegen wirkt negativ chronotrop (Verringerung der Schlagfrequenz) und negativ dromotrop (Verlangsamung der Erregungsleitung).

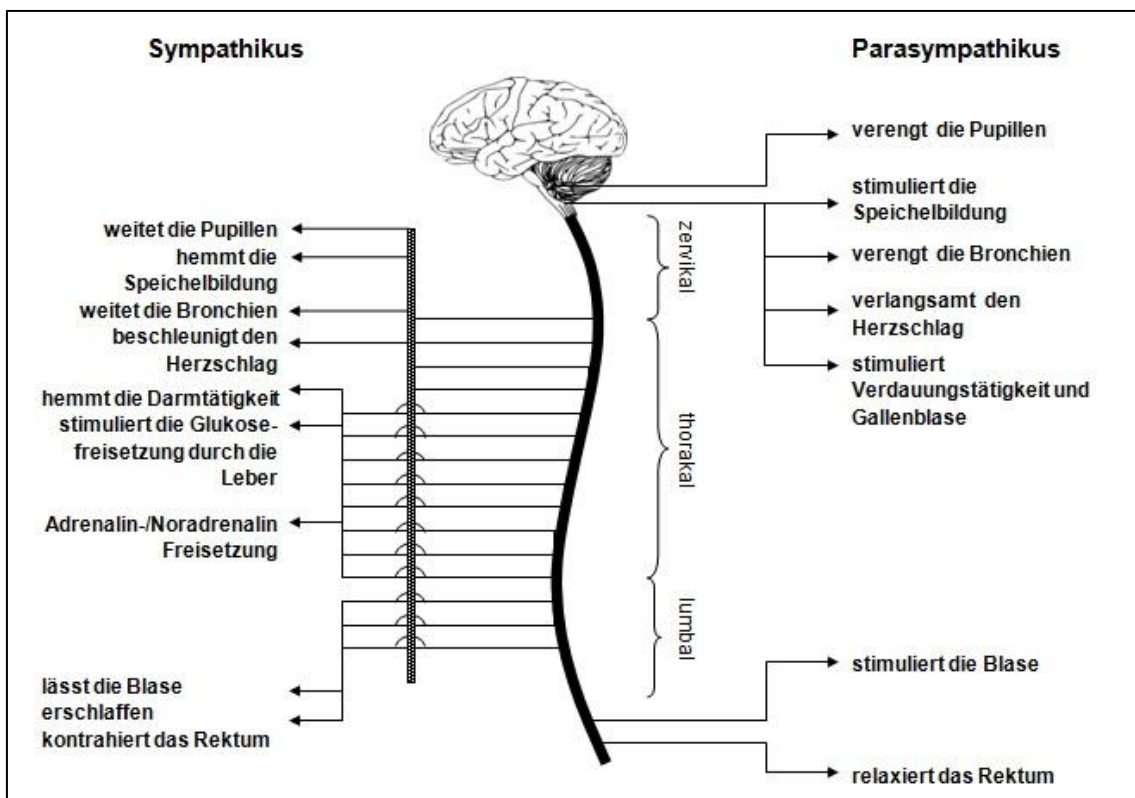


Abbildung 6: Übersicht über Aufbau und Funktion des autonomen Nervensystems (eigene Darstellung)

Sympathikus und Parasympathikus werden meist reziprok aktiviert, das heißt die Förderung des einen Systems ist verbunden mit der Hemmung oder zumindest geringeren Aktivierung des anderen. So arbeiten die beiden Komponenten des autonomen Nervensystems zwar einerseits antagonistisch, andererseits aber dennoch sehr eng zusammen. Es gibt aber auch einige wenige Situationen, in denen beide Systeme gleichsinnig verändert sind, wie Chemorezeptor-Reflexe (Aktivierung beider Systeme) oder während einer Narkose (Hemmung beider Systeme). Die Effekte auf die Herzfrequenz, die durch eine solche nicht-reziproken Veränderungen erreicht werden, sind jedoch geringer als die der reziproken [27].

Diese zentral reziproke Aktivierung wird noch verstärkt durch einen peripheren Antagonismus. So wird einerseits die Noradrenalinfreisetzung an sympathischen Nerven gehemmt, wenn dort angreifende Parasympathikusfasern aktiviert werden [28]. Andererseits wird durch Aktivierung des Parasympathikus die Bildung von zyklischem Adenosinmonophosphat, welches die Noradrenalinwirkung vermittelt, gehemmt [29].

Ein guter Marker, der die Balance zwischen Sympathikus und Parasympathikus widerspiegelt, ist die sogenannte LF/HF-Ratio [30]. Wird das Gleichgewicht der beiden Systeme gestört, spricht man von „Stress“ [6, 26].

Die aktuelle Herzfrequenz ist das Ergebnis sowohl von sympathischer als auch von parasympathischer Aktivität [7]. In Ruhe wird die Regulation der Herzfrequenz jedoch in erster Linie vom Parasympathikus gesteuert [31]. Dies lässt sich daran erkennen, dass die intrinsische Herzfrequenz, also die Herzfrequenz die nach einer Blockade der autonomen Aktivität auftritt, höher liegt, als die normale Ruheherzfrequenz [32, 33].

Eine Dysfunktion des autonomen Nervensystems, die sich in einer verringerten Herzfrequenzvariabilität widerspiegelt, beruht meistens auf einer gesteigerten Aktivität des Sympathikus auf der einen Seite und einer verringerten Aktivität des Parasympathikus auf der anderen Seite [15, 34].

1.2.2 KARDIOLOGIE

In der Kardiologie gilt eine reduzierte Herzfrequenzvariabilität als Prädiktor für eine gesteigerte Inzidenz sowohl der Gesamtsterblichkeit als auch kardialer Erkrankungen wie zum Beispiel der Koronaren Herzkrankheit (KHK) und Herzinsuffizienz [35-37]. Anhand der Reduktion der Herzfrequenzvariabilität lässt sich der Grad der kardialen Schädigung abschätzen. Ebenso haben Patienten nach einem Myokardinfarkt eine verringerte Herzfrequenzvariabilität. Dies gilt als Risikomarker für eine erhöhte Mortalität durch ein erneutes kardiales Event wie zum Beispiel ventrikuläre Rhythmusstörungen oder plötzlicher Herztod in der unmittelbar folgenden Zeit. Bedingt ist das durch Überlegenheit des Sympathikus nicht durch eine verminderte Aktivität des Parasympathikus. Diese Veränderungen nach einem akuten Myokardinfarkt bilden sich jedoch nach ungefähr einem halben Jahr bis Jahr wieder zurück [15, 34, 38].

Die Tatsache, dass eine verringerte Herzfrequenzvariabilität ein Prädiktor für kardiale Ereignisse darstellt, könnte also in der Kardiologie Grundlage für prophylaktische Maßnahmen, sei es medikamentös oder interventionell, beispielsweise durch Implantation eines Defibrillators sein.

Außerdem ist heutzutage bei jedem Langzeit-EKG-Gerät die Messanalyse zur Herzfrequenzvariabilität Bestandteil [16].

1.2.3 GYNÄKOLOGIE

Wie bereits erwähnt, fand die Messung der Herzfrequenzvariabilität in der Gynäkologie ihre erste klinische Anwendung. Bereits 1965 stellten Hon und Lee fest, dass Änderungen der Intervalle zwischen den einzelnen Herzschlägen des Fetus am frühesten auf dessen hypoxische Gefährdung beziehungsweise Stress hinweisen [11]. In der Gynäkologie macht man sich daher auch heutzutage noch die Beurteilung der Herzfrequenzvariabilität zur Überwachung des ungeborenen Kindes mittels Doppler-Ultraschall-Kardiographie zunutze. Hierbei wird der Verlauf der fetalen Herzfrequenz graphisch dargestellt. Beurteilt werden verschiedene Parameter des fetalen Herzfrequenzmusters,

wie die Basalfrequenz, Alteration, Fluktuationen, die Oszillationsfrequenz und außerdem die Oszillationsamplitude. Ein Verlust der Oszillationsfrequenz beziehungsweise eine Einengung der Oszillationsamplitude deutet dabei auf eine hypoxische Gefährdung des Feten hin [39].



Abbildung 7: CTG mit Aufnehmer und Zubehör (mit freundlicher Genehmigung von Springer-Verlag [40])

1.2.4 SPORTMEDIZIN

Auch in der Sportmedizin und Trainingswissenschaft gehört die Beurteilung der Herzfrequenzvariabilität in zunehmendem Maß zur gängigen Methodik. Hier wird vermutet, dass die Herzfrequenzvariabilität „als leistungsdiagnostische Kenngröße, als Kontrollparameter der Beanspruchung und als Steuerparameter der Belastungsintensität eingesetzt“ [41, S.549] werden kann. Die Bedeutung in diesem Bereich ist jedoch noch nicht abschließend zu beurteilen, da Studien entweder fehlen, mangelhaft sind oder uneinheitliche Ergebnisse erbracht haben [41]. Nachgewiesen ist allerdings, dass regelmäßige körperliche Aktivität die kardiale vagale Funktion verbessert [42].

1.2.5 BIOFEEDBACK

Das sogenannte HRV-Biofeedback ist eine Methode, die auf die autonome Reagibilität abzielt. Der Patient bekommt akustisch oder optisch eine Rückmeldung über verschiedene Körperfunktionen und lernt, diese willentlich

zu beeinflussen [43]. Hierfür müssen die Patienten bewusst ihre Atemfrequenz soweit senken, dass die Schwingungsweite ihrer Herzfrequenzvariabilität maximal groß wird [44]. Diese Therapieform wird eingesetzt zur Reduktion von Angst vor Wettkämpfen [45], bei Depression [46] sowie bei prähypertonen Patienten, um die Entstehung eines manifesten Hypertonus beziehungsweise kardiovaskulärer Erkrankungen zu verhindern [47]. Auch bei Kopfschmerzpatienten, bei welchen vermutet wird, dass sie eine erhöhte Sympathikus- und eine erniedrigte Parasympathikusaktivität aufweisen [48], wird die Methode des Biofeedbacks erfolgreich angewendet [49] und bietet somit eine Ergänzung zur medikamentösen Therapie.

1.2.6 MENTALE ANFORDERUNG

Auch bei emotionalen Reaktionen, bei Stress und während Konzentration treten Veränderungen der HRV auf [45]. Gerade der Vagus-Tonus gilt als Index für Stress beziehungsweise dafür, wie eine Person mit Stress umgehen kann. So ist nachgewiesen, dass chronischer Stress zu einer autonomen Dysregulation mit vermindertem Vagus-Tonus führt [6]. Auch wurde herausgefunden, dass Personen mit verringerter HRV sich schlechter konzentrieren können [6]. Kinder mit einer hohen HRV hingegen lassen sich nicht so leicht ablenken wie Kinder mit einer niedrigeren HRV. Außerdem erbringen Personen mit hoher HRV bessere Leistungen bei kognitiven Aufgaben und sind allgemein toleranter gegen Stress [50, 51].

1.3 SPRACHAUDIOMETRIE

Audiometrie nennt man die Prüfung der Funktion des Hörorgans (lat. „audire“ = „hören“, griech. „metrein“ = „messen“).

Mit Hilfe der Tonaudiometrie wird die Hörschwelle bestimmt. Hierfür wird für verschiedene Frequenzen, in der Regel von 125 Hz bis 10 kHz, was den Frequenzbereich der Umgangssprache einschließt, der Schalldruckpegel

angegeben, bei dem der Proband eine Hörempfindung angibt. Die normale Hörschwelle bei gesunden Jugendlichen beträgt 0 dB HL (engl: „hearing level“) [52].

Da im Alltag das Verstehen von Sprache wichtiger ist als das Hören einzelner Töne, gibt es neben der Tonschwellenaudiometrie auch die Sprachaudiometrie, die ebenso ein unverzichtbarer Bestandteil der audiologischen Diagnostik ist. Sie wird nicht nur zur Einschätzung des Grades der Schwerhörigkeit verwendet, sondern auch zur Verlaufskontrolle und zur Anpassung von Hörgeräten. Dabei gilt es allerdings zu beachten, dass das Ergebnis der Testung nicht nur vom Hörvermögen des Patienten abhängt, sondern auch von vorhandenen Sprachkenntnissen, Intelligenz und Bildungsstand, Alter, Konzentrationsfähigkeit [53] sowie von „Fähigkeit und Bereitschaft des Untersuchten zur Kooperation“ [54, S.940].

Das wichtigste Mittel der Sprachaudiometrie ist seit vielen Jahren der Freiburger Sprachverständlichkeitstest. Dessen Verbreitung ist unter anderem durch seine leichte Durchführbarkeit und Auswertung bedingt. Entwickelt wurde er 1957 von Karl Heinz Hahlbrock [55]. Das Sprachmaterial ist auf CD erhältlich und DIN 45621-1 normiert. Dadurch können viele Fehlerquellen, wie zum Beispiel eine unterschiedliche Vortragsweise, Lautstärke oder Artikulation bei verschiedenen Prüfern ausgeschlossen werden.

Der Freiburger Sprachverständlichkeitstest besteht aus 10 Gruppen von je 10 zweistelligen, meist viersilbigen Zahlen und 20 Gruppen von je 20 einsilbigen Wörtern, welche in keinem Zusammenhang miteinander stehen (Abbildung 8). Mithilfe der Zahlen wird der Hörverlust in Dezibel beziehungsweise die Sprachverständlichkeitsschwelle ermittelt, mithilfe der Einsilber die Sprachverständlichkeit bei verschiedenen Schalldruckpegeln in Prozent [52, 56]. Im vorliegenden Versuch wurden lediglich die Einsilber der Gruppen 11, 12, 13, 14, 15, 17, 18, 19 und 20 getestet.

1.	98	22	54	19	86	71	35	47	80	63
2.	53	14	39	68	57	90	85	33	72	46
3.	51	36	43	17	99	45	82	24	60	48
4.	67	81	55	13	28	92	34	70	49	76
5.	62	58	23	15	41	37	89	30	95	74
6.	32	65	83	50	91	27	18	44	79	56
7.	59	77	61	40	96	73	19	84	38	25
8.	93	78	13	66	57	39	80	75	62	24
9.	88	42	65	21	76	15	94	87	29	60
10.	31	18	64	52	97	45	30	69	26	78

1. Ring Spott Farm Hang Geist Zahl Hund Bach Floh Lärm Durst Teig
Prinz Aas Schreck Nuß Wolf Braut Kern Stich
2. Holz Ruß Mark Stein Glied Fleck Busch Schloß Bart Ei Werk Dach
Knie Traum Paß Kunst Mönch Los Schrift Fall
3. Blatt Stift Hohn Zweck Aal Frucht 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
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
8. Luft Band Kost Ski Feind Herr Pflug Tal Gift Raum Ernst Zeug Fach
Groll Speck Sitz Moor Last Krach Schwung
9. Schmerz Thron Eis Funk Baß Rind Lehm Grog Blei Markt Schilf Hut
Zank Korb Lauf Dank Sarg Kies Schnur Pech
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 Schlußsaft Pilz Ort Kraut Schwert Tag Gleis Vieh Spalt Sohn
Druck Held Bahn List Flug Narr Kork Reis
13. Staub Licht Tracht Herd Not Wein Fluch Kalk Biß Grund Weg Faß
Schmied Roß Amt Puls Meer Graf Schweiß Dolch
14. Schrift Ruf Gas Wert Korn Schrei Pfahl Blech Faust Rang Lohn Nest
Pult Schicht Zoll Heu Angst Brust Dieb Stand
15. Knecht Schaf Lust Berg Docht Zeit Schlamm Kind Preis Uhr Mal
Speer Fluß Sinn Rock Haupt Gang Trieb Boot Schmalz
16. Bund Stiel Wachs Reim Geld 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
19. Frucht Schlitz See Schar Gold Leib Wunsch Fraß Stier Ton Heer
Dachs Bauch Kreuz Akt Pfund Sekt Glück Molch Rad
20. Fleisch Welt Rohr Park Flut Gries Saum Krebs Hand Gott Schuh
Film Damm Zeit Koch Hanf Leid Bier Spruch Arzt

Abbildung 8: Der Freiburger Sprachverständlichkeitstest

1.4 FRAGESTELLUNG UND ZIELSETZUNG

Das Ziel des Versuches ist es zu überprüfen, ob auditorische Belastung einen Einfluss auf die Parameter der HRV hat. Somit könnte die „Anstrengung“, die zum Hören von geringen Lautstärken aufgewandt werden muss, objektiviert werden. Eine solche Objektivierung hätte eine große Bedeutung für die Beurteilung der Hörleistung und damit auch für die Versorgung mit Hörgeräten.

Hierzu wurden bei normalhörenden Probanden verschiedene Parameter der Herzfrequenzvariabilität während der Durchführung des Freiburger Sprachverständlichkeitstestes in unterschiedlichen Schalldruckpegeln bestimmt.

2 MATERIAL UND METHODEN

2.1 VERSUCHSANORDNUNG

Die Versuche, bei denen es sich um klinische Routineuntersuchungen handelt, fanden in der Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenkrankheiten, plastische und ästhetische Operationen der Universität Würzburg in einer schalldichten Audiometrikabine (Industrial Acoustics Company, Niederkrüchten, Deutschland) nach DIN ISO 8253 statt. In einer Klinik soll der maximale Störschallpegel in einer solchen Kabine nach von Wedel [54] 30 dB betragen, was besonders wichtig ist, wenn ein Test, wie in diesem Fall, nicht über Kopfhörer, sondern im freien Schallfeld über Lautsprecher (LAB-501, Firma WESTRA Eletronic GmbH, Binswangen, Deutschland) durchgeführt wird.

Während der Durchführung des Versuches saß der Proband mittig mit einem Abstand von einem Meter vor einem Lautsprecher, mit dem das Sprachmaterial präsentiert wurde (Abbildung 9). Vor dem Probanden stand ein Tisch mit einem Block und mehreren Kugelschreibern.

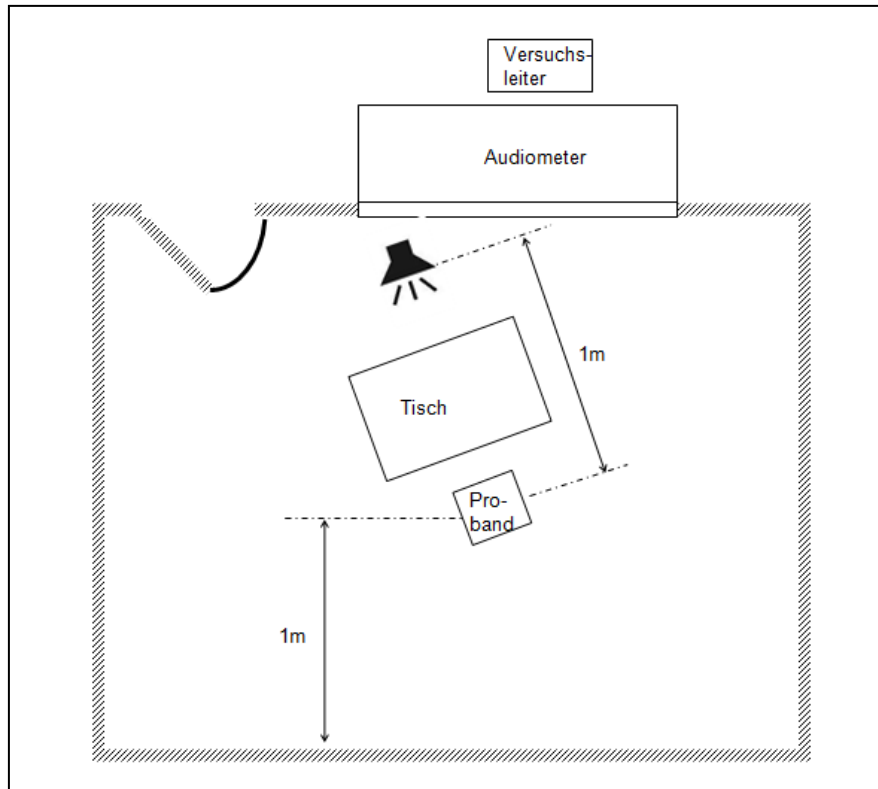


Abbildung 9: Schematischer Versuchsaufbau

Die Erfassung der Herzaktivität erfolgte mittels eines Pulsgurtes und der zugehörigen Pulsuhr (POLAR RS 800 CX, Firma Polar Electro Oy, Kempele, Finnland). Aus den so gewonnenen Daten wurden die zeitlichen Abstände der R-Zacken der einzelnen QRS-Komplexe gemessen, was dem Abstand zwischen zwei Herzschlägen entspricht und per Funk (POLAR WINDLINK w.i.n.d., Firma Polar Electro Oy) auf den Computer (Inspiron 1545, Firma DELL, Round Rock, USA) übertragen. Dort wurden sie mit der zugehörigen Software (POLAR Pro Trainer 5 Version 5.35.160 (Professional Training Software), Firma Polar Electro Oy) ausgewertet. Der Computer stand außerhalb der Audiometrikabine im Vorraum beim Versuchsleiter. Während des Versuches war die Audiometrikabine beleuchtet, nicht jedoch der Vorraum, sodass nur der Prüfer den Probanden sehen konnte, jedoch nicht umgekehrt. Während der Messungen befanden sich außer dem Probanden keine weiteren Personen in der Kabine. Die messende Person saß im Vorraum der Audiometrikabine, um

die Hörprüfung mittels Audiometer (CAD-03, Firma WESTRA Eletronic GmbH, Binswangen, Deutschland) durchzuführen.

2.2 VERSUCHSDURCHFÜHRUNG

Vor Beginn des eigentlichen Versuchs wurde bei jedem Probanden eine seitengetrennte Tonaudiometrie zur Bestimmung der Hörschwellen im Frequenzbereich von 0,125 kHz bis 8 kHz über Luftleitung durchgeführt, um eine bestehende Schwerhörigkeit zu erkennen und den Probanden gegebenenfalls von dem Versuch auszuschließen. Dies war jedoch bei keinem der Teilnehmer nötig. Eine beispielhafte Darstellung eines Tonaudiogrammes eines Probanden zeigt Abbildung 10.

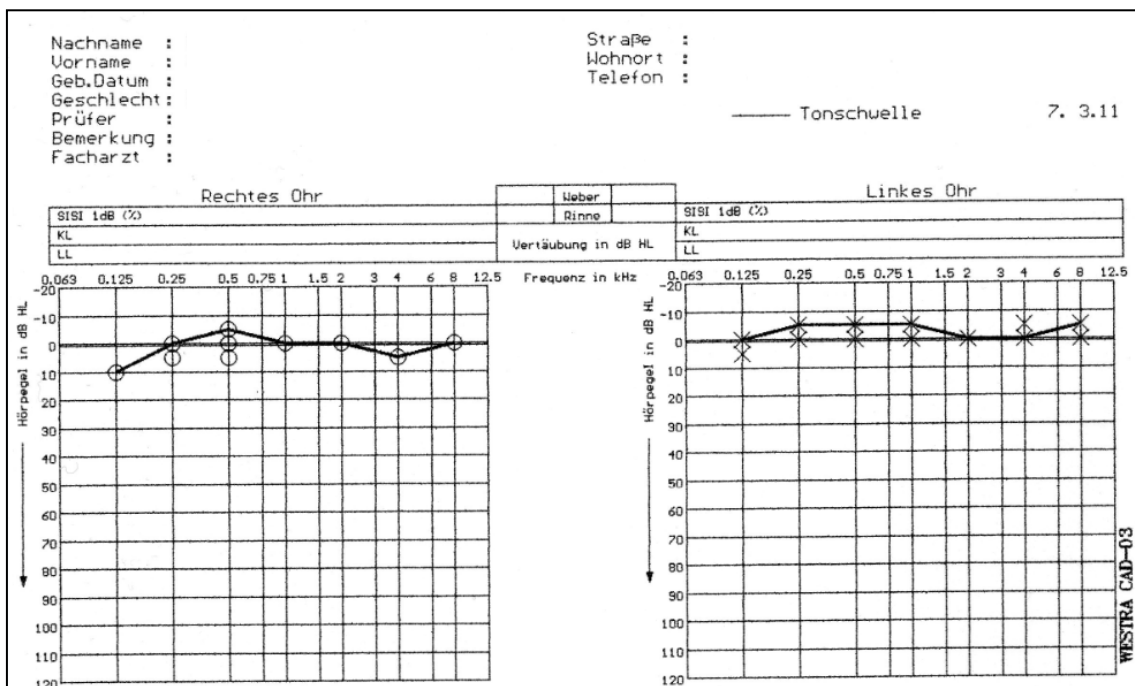


Abbildung 10: Tonaudiogramm zur Hörschwellen-Bestimmung eines Normalhörenden. Aufgetragen ist die Frequenz (in Kilohertz) auf der x-Achse gegen den Schalldruck (in Dezibel Hörverlust auf der y-Achse)

Anschließend wurde dem Probanden der Pulsgurt um den Brustkorb angelegt. Während des gesamten Versuchs waren die Probanden angehalten, aufrecht und an die Rückenlehne angelehnt auf einem Stuhl zu sitzen und sich nach Möglichkeit nicht zu bewegen und nicht zu sprechen [57].

Begonnen wurde der Versuch mit einer sechsminütigen Ruhephase damit sich der Proband entspannen und an die Umgebungsbedingungen gewöhnen konnte [45, 58, 59]. Nach der ersten Minute startete die Aufzeichnung der Herzfrequenz. Nach Ablauf der Zeit wurden dem Probanden die Wörter der Gruppen neun und zehn des Freiburger Sprachtests (Audiometrie-CD #2 mit dem Freiburger Einsilbertest nach DIN 45621, Firma WESTRA Eletronic GmbH) dargeboten, die aufgeschrieben werden sollten. Dies galt lediglich Übungszwecken, damit der Proband mit der Testsituation und dem Versuchsablauf vertraut wurde. Die in dieser Phase des Versuchs erhobenen Daten wurden anschließend verworfen.

Nun wurden jeweils drei Gruppen des Sprachtests hintereinander dargeboten; der Vorgang beanspruchte eine Dauer von ca. sechs Minuten. In der ersten Phase sollten die Probanden die Worte der Gruppen 11, 12 und 13 erkennen, in der zweiten Phase die der Gruppen 14, 15 und 17 und in der dritten Phase die der Gruppen 18, 19 und 20. Zwischen jeder Phase gab es eine kurze Pause von einer Minute.

Dabei variierte der Schalldruckpegel in drei Stufen zwischen 20 dB (SPL) und 70 dB (SPL): Bei der einen Hälfte der Probanden begann der Test mit einem hohen Lautstärkepegel von 70 dB (SPL), der in den folgenden Testphasen über 40 dB (SPL) auf 20 dB (SPL) abnahm. Bei der anderen Hälfte der Probanden war es umgekehrt, der Test begann mit 20 dB (SPL). Die Verteilung der Probanden ist in Abbildung 11 schematisch dargestellt. Die Zuordnung zu den beiden Gruppen erfolgte zufällig, aber in einem ausgeglichenen Geschlechterverhältnis.

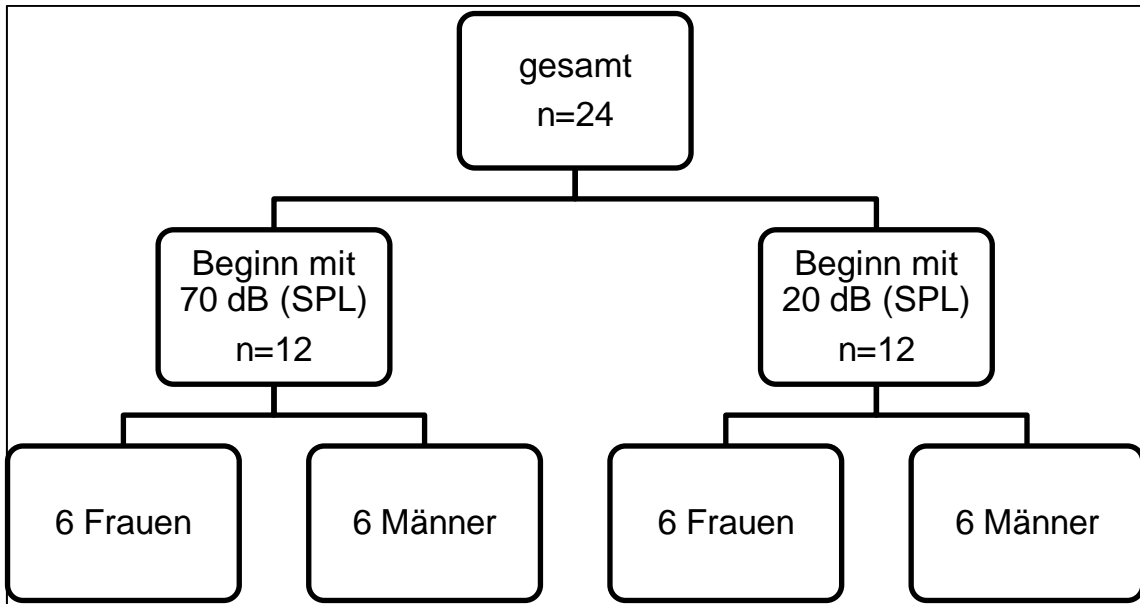


Abbildung 11: Übersicht über die Aufteilung der Probanden

Dieses Cross-over Design wurde gewählt, um einen Reihenfolge-Effekt zu eliminieren. Ansonsten wäre es möglich, dass abweichende Ergebnisse durch Gewöhnungseffekte oder Erschöpfung entstehen [60].

Nach Ende des Tests schloss sich, wiederum nach einer Pause von einer Minute, eine fünfminütige Ruhephase an. Abbildung 12 stellt den Versuchsablauf grafisch dar.

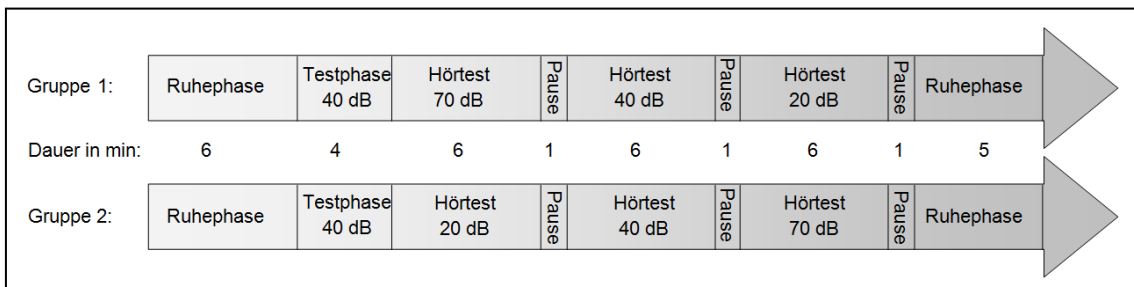


Abbildung 12: Zusammenfassung des Versuchsablaufs

2.3 PROBANDEN

Die Probanden waren nicht mit dem Freiburger Sprachverständlichkeitstest vertraut. Sie wurden über die Art und den Ablauf der wissenschaftlichen Untersuchung vollständig aufgeklärt, sowie darüber, dass ihre Teilnahme freiwillig ist und sie jederzeit, auch ohne Angabe von Gründen, ihre Teilnahmebereitschaft widerrufen können. Vor Beginn der Untersuchung wurde ein Aufklärungsbogen ausgehändigt und bei Teilnahme unterschrieben. Die erhobenen Daten wurden in pseudonymisierter Form gespeichert und ausgewertet.

Außerdem waren die Probanden, die am Versuch teilgenommen haben, allesamt volljährig, sprachen Deutsch als Muttersprache und hatten Abitur, sodass ein vergleichbarer Grad an intellektuellen Fähigkeiten und ein ähnlicher Wortschatz vorausgesetzt werden konnten.

2.3.1 EINSCHLUSSKRITERIEN

Die teilnehmenden Personen mussten normalhörend sein, was vor Beginn der eigentlichen Messung durch eine тонаudiometrische Bestimmung der Luftleitungsschwelle geprüft wurde.

Da die gemessenen Werte von äußeren Faktoren abhängig sind und einen typischen Tagesverlauf zeigen können, fanden alle Messungen zur gleichen Zeit statt, nämlich nachmittags um 16.00 Uhr beziehungsweise um 17.00 Uhr [61-65]. Auch die Rahmenbedingungen, also die Audiometrikabine in welcher der Versuch durchgeführt wurde, die Raumtemperatur, die Körperposition der Probanden sowie die Versuchsbedingungen beziehungsweise der Versuchsablauf waren jeweils gleich.

2.3.2 AUSSCHLUSSKRITERIEN

Es war Voraussetzung, dass 1,5 Stunden vor dem Versuch keine coffeinhaltigen Getränke, wie Tee, Kaffee oder Energydrinks getrunken wurden [64] und 12 Stunden vorher nicht geraucht wurde [66]. Der Konsum von Alkohol und sportliche Betätigung war bereits 24 Stunden vorher nicht erlaubt [60, 67], da DiBernadi et al. [64] festgestellt haben, dass die Korrelation zwischen Herzfrequenzvariabilität und kognitiver Leistung nach körperlicher Betätigung stärker zu sein scheint.

Außerdem durften bei den Probanden keine kardialen Komorbiditäten bestehen beziehungsweise keine Medikamente eingenommen werden, die Einfluss auf das Herz-Kreislauf-System haben [18]. Dazu zählen beispielsweise Antihypertensiva, Antiarrhythmika sowie Schilddrüsenmedikamente [68, 69]. Krankheiten, die Einfluss auf die autonome Funktion haben können, wie Diabetes mellitus oder renale Erkrankungen, durften nicht vorliegen [18, 62, 70]. Auch an Asthma bronchiale erkrankte Personen, die mit β_2 -Agonisten, wie zum Beispiel Salbutamol oder Terbutalin behandelt wurden, durften nicht teilnehmen [71]. Bédard et al. [72] fanden heraus, dass Patienten mit COPD (engl. „chronic obstructive pulmonary disease“) eine verminderte sympatho-vagale Balance aufweisen, weshalb auch diese von der Teilnahme ausgeschlossen wurden. Da Personen, die unter Depressionen leiden, eine geringere Herzfrequenzvariabilität haben als Gesunde und dies auch durch eine erfolgreiche antidepressive Behandlung mit Trizyklika, SSRI (Selektiven Serotonin Reuptake Inhibitoren) und anderen Substanzen nicht signifikant gebessert werden kann [73], durften auch solche nicht teilnehmen.

Insgesamt wurden 31 Probanden getestet, jedoch waren sechs Messungen aufgrund von Artefakten bei der Aufzeichnung der Herzfrequenz nicht verwertbar. Ein Proband hatte entgegen den Vorgaben innerhalb der letzten 24 Stunden vor dem Versuch Sport getrieben, sodass dieser auch ausgeschlossen werden musste. Letztendlich wurden für die Auswertung 24 Probanden in ausgeglichenem Geschlechterverhältnis im Alter von 18 bis 53 Jahren

herangezogen. Das Durchschnittsalter der Versuchsteilnehmer betrug 29,1 Jahre (Abbildung 13).

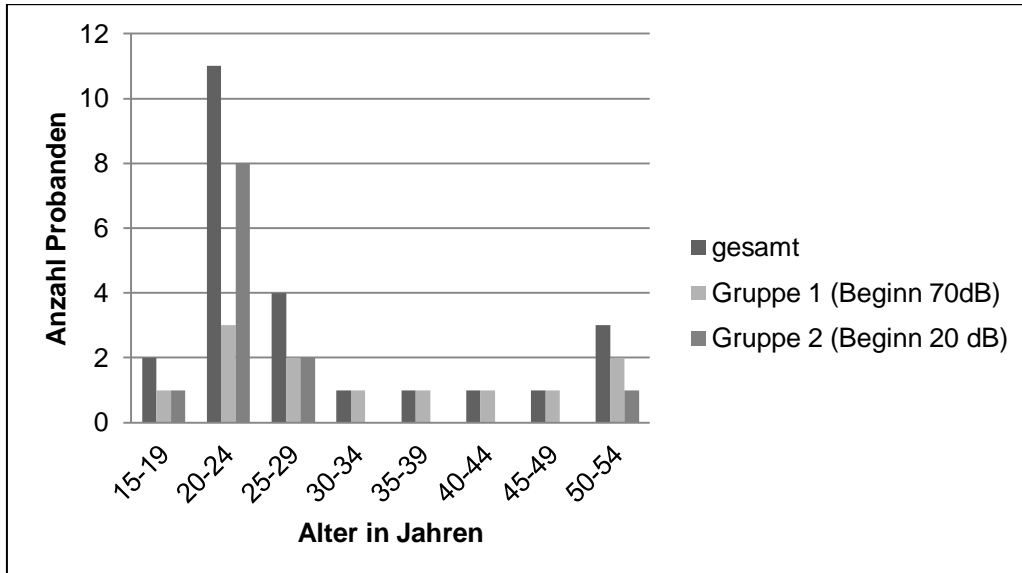


Abbildung 13: Altersverteilung der Probanden, gesamt und nach Gruppen aufgeteilt

2.4 DATENANALYSE

Für die Analyse der erhobenen Daten wurde das Programm Kubios HRV Analysis Software Version 2.0 (Biosignal Analysis and Medical Imaging Group, University of Kuopio, Finland) verwendet, in welches die zuvor erhobenen Daten importiert wurden. Im EKG wurde die RR-Intervalldauer gemessen, was dem reziproken Wert der Herzfrequenz entspricht [74]. Da bekannt ist, dass die erhobenen Werte möglichst in einem stabilen Zustand zu erheben sind und dadurch eine sinnvolle Spektralanalyse überhaupt erst möglich ist, wurden für die Spektralanalyse der RR-Intervalle jeweils fünf-minütige Intervalle vom Ende jeder Testphase benutzt [60, 75].

2.5 STATISTISCHE AUSWERTUNG

Die mittels Kubios HRV ermittelten Werte wurden in Excel-Tabellen übertragen. Durch das Programm Office Excel 2007 (Microsoft, Redmond, USA) wurden auch einfache statistische Werte wie Mittelwert, Median und Standardabweichung berechnet sowie Säulendiagramme erstellt. Anschließend erfolgte die weitere statistische Auswertung und die Anfertigung von Boxplots mit Hilfe der Software STATISTICA 10.0 (StatSoft, Inc.2011, Tulsa/Oklahoma 74104, USA) für Windows.

Hierfür wurde als erstes mit Hilfe des Shapiro-Wilks-W-Testes rechnerisch geprüft, ob eine Normalverteilung der Daten vorlag. Dies war der Fall, wenn $p \geq 0,05$ war. Normalverteilte Daten wurden anschließend durch einen gepaarten oder ungepaarten t-Test untersucht, nicht-normalverteilte Daten durch unterschiedliche nichtparametrische Tests. Wurden nicht-normalverteilte abhängige Variablen geprüft, wie die einzelnen HRV-Parameter in verschiedenen Testphasen, wurde der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test verwendet. Bei nicht-normalverteilten unabhängigen Variablen, also bei dem Vergleich von Frauen und Männern sowie der zwei Probandengruppen, die den Test mit verschiedenen Lautstärken begonnen haben erfolgte die Überprüfung mittels des Mann-Whitney-U-Testes (Wilcoxon-Rangsummentest). Eine statistische Signifikanz der Unterschiede wurde bei einem Signifikanzniveau von $p < 0,05$ angenommen.

Die Nullhypothese (H_0) bzw. die Alternativhypothese (H_1) lauteten:

- H_0 : Das Hören bei verschiedenen Lautstärken führt nicht zu Veränderungen der Parameter der Herzfrequenzvariabilität;
- H_1 : Das Hören bei verschiedenen Lautstärken führt zu Veränderungen der Parameter der Herzfrequenzvariabilität;

In den Säulendiagrammen wird, wenn nicht anders angegeben, der Mittelwert abgebildet. Die Whisker der Boxplots stellen den Bereich ohne Ausreißer dar, im Bereich der Box liegen die mittleren 50% der Daten. Zusätzlich findet sich in

den Boxplots der Median (\square) und, sofern vorhanden, auch Extremwerte (*) und Ausreißer (\circ).

Für die Auswertung wurden Mean HR, SDNN, RMSSD und LF/HF-Ratio ausgewählt, da sie als herkömmliche und valide Parameter der autonomen kardialen Funktion gelten [30, 37].

3 ERGEBNISSE

3.1 ERGEBNISSE DER SPRACHAUDIOMETRISCHEN MESSUNG

Erwartungsgemäß war der Prozentsatz korrekt verstandener Wörter vom Schalldruckpegel abhängig. Bei einem Schalldruckpegel von 20 dB (SPL) wurden nur 12,9 % der Wörter richtig erkannt (SD=7,45), bei 40 dB (SPL) bereits 83,5 % (SD=8,32) und bei 70 dB (SPL) nahezu alle (99,2 %; SD=0,99) (Abbildung 14).

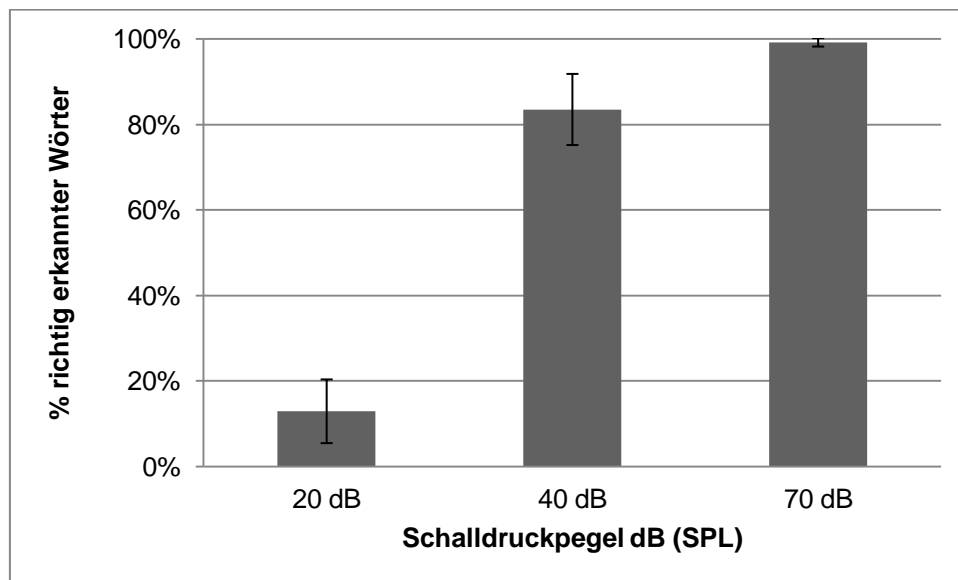


Abbildung 14: Durchschnittliche Anzahl richtig erkannter Wörter in der Sprachaudiometrie bei einem Schalldruckpegel von 20, 40 und 70 dB (SPL)

Dabei machte es keinen Unterschied, mit welchem Schalldruckpegel begonnen wurde (Abbildung 15), die Ergebnisse sind nahezu identisch.

Die Probanden, die den Test mit 70 dB (SPL) begannen, konnten bei 20 dB (SPL) im Durchschnitt 12,8 % (SD=6,68) der Worte richtig wiedergeben, die Probanden, die mit 20 dB (SPL) begannen, 13,1 % (SD=8,47). Bei 40 dB (SPL) lag der durchschnittliche Anteil korrekt verstandener Wörter bei 83,0 % (SD=9,93) beziehungsweise 84,2 % (SD=6,72) und bei 70 dB (SPL) verstanden

die Probanden 98,5 % (SD=0,85) beziehungsweise 99,9 % (SD=0,48) der Wörter richtig.

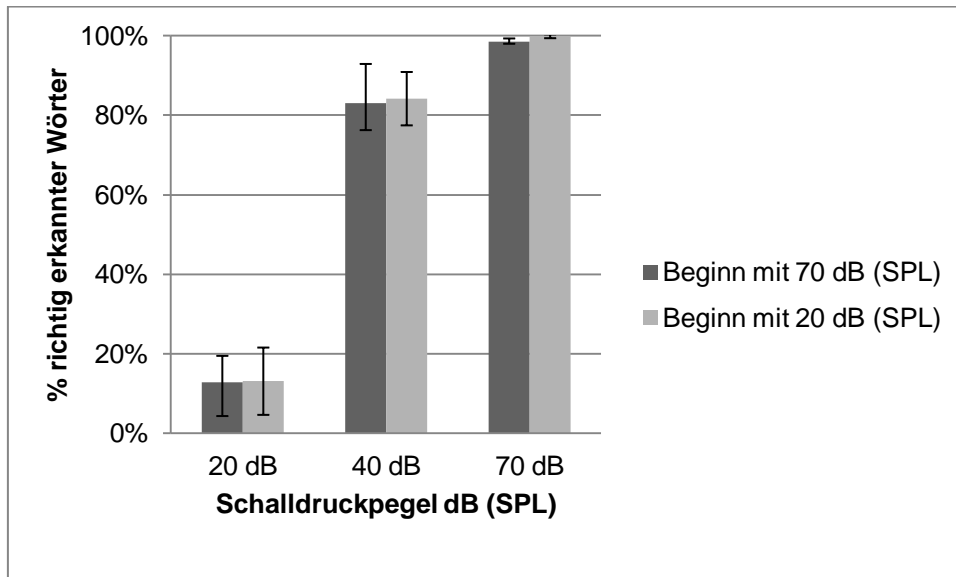


Abbildung 15: Vergleich der Anzahl durchschnittlich richtig erkannter Wörter bei Beginn mit 70 dB (SPL) versus Beginn mit 20 dB (SPL)

Auch zwischen Männern und Frauen gab es in Hinblick auf die sprachaudiometrischen Ergebnisse keinen relevanten Unterschied (Abbildung 16).

Bei 20 dB (SPL) erkannten die Frauen durchschnittlich 12,4 % (SD=7,15) der Wörter korrekt, die Männer 13,5 % (SD=8,02). Bei einer Lautstärke von 40 dB (SPL) waren es bei den Frauen 83,5 % (SD=8,53) der Wörter die richtig verstanden wurden, bei den Männern 83,6 % (SD=8,50) und bei 70 dB (SPL) 99,4 % (SD=0,82) der Wörter bei den Frauen und 98,9 % (SD=1,08) der Wörter bei den Männern.

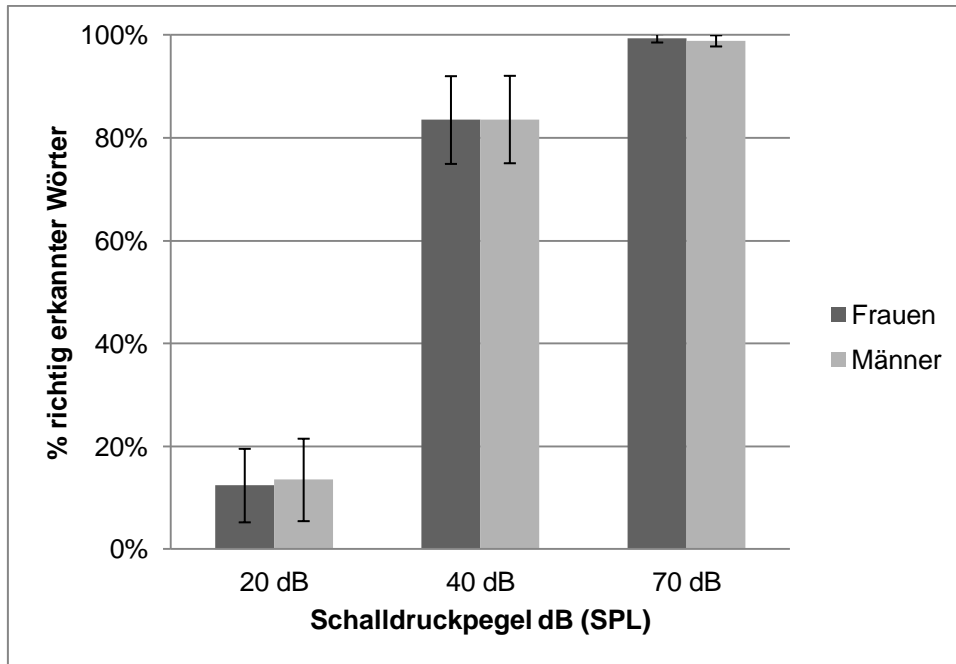


Abbildung 16: Vergleich durchschnittlich richtig erkannter Wörter zwischen Frauen und Männern bei einem Schalldruckpegel von 20, 40 und 70 dB (SPL)

3.2 MITTLERE HERZFREQUENZ

Die mittlere Herzfrequenz (engl. „mean heart rate“; „mean HR“) ist streng genommen kein Parameter der Herzfrequenzvariabilität, wurde aber ebenfalls untersucht.

Der Median der mittleren Herzfrequenz (Abbildung 17) betrug während Aufzeichnung der Baseline 74,06/min (SD=8,53). Dieser Wert ist vergleichbar mit dem, der während der Testphase mit 40 dB (SPL) gemessen wurde und 74,32 (SD=9,00) betrug sowie dem bei 20 dB (SPL) (74,99/min; SD=9,16). Bei 70 dB (SPL) war der Median der mittleren Herzfrequenz auf 75,53/min (SD=8,70) erhöht, in der abschließenden Ruhephase auf 73,47/min (SD=9,16) verringert.

Der Unterschied zwischen Ruhephase und Testphase mit 70 dB (SPL) ist signifikant, ebenso wie zwischen 70 dB (SPL) und 40 dB (SPL), der zwischen 40 dB (SPL) und 20 dB (SPL) sowie zwischen 70 dB (SPL) und 20 dB (SPL).

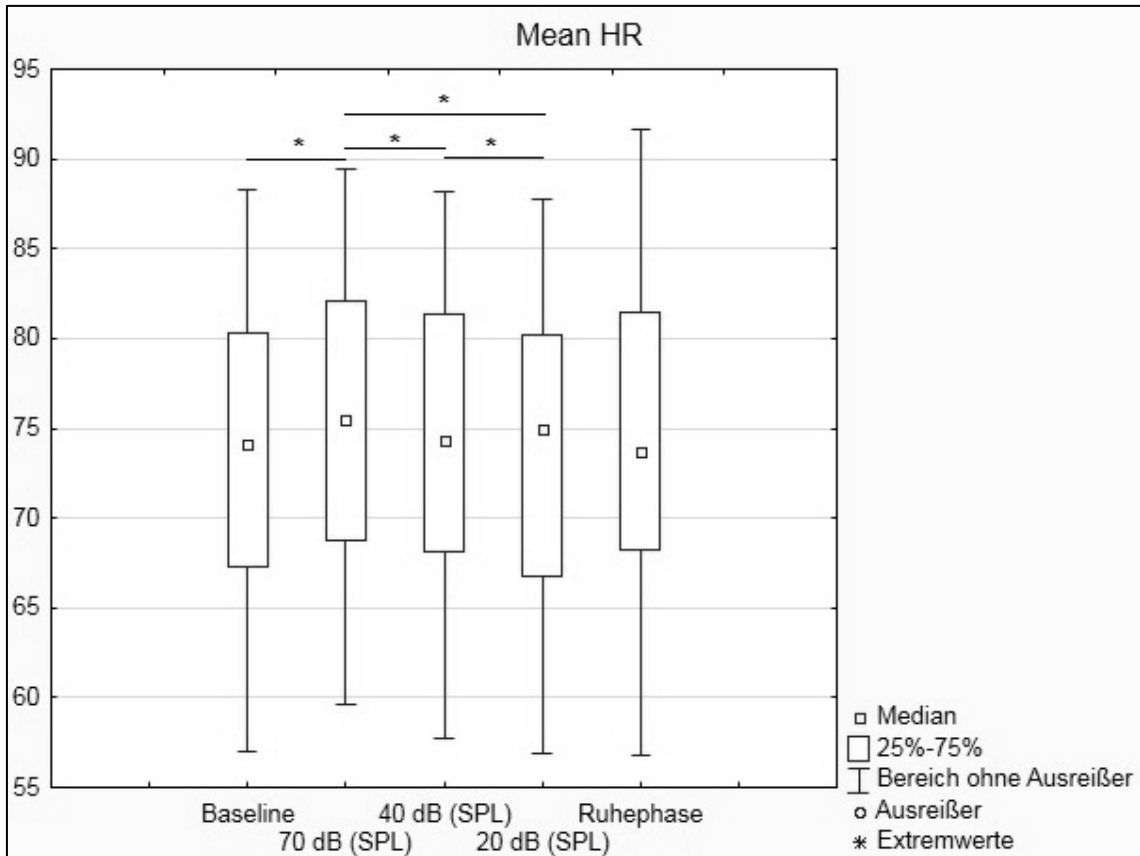


Abbildung 17: Vergleich der Mean HR in den verschiedenen Phasen des Versuches; signifikante Unterschiede sind durch ein „*“ gekennzeichnet

3.3 SDNN

Der Parameter „SDNN“ gibt die Standardabweichung aller RR-Intervalle im untersuchten Zeitraum an.

Der Median der SDNN (Abbildung 18) wies während Aufzeichnung der Baseline (52,55 ms; SD=19,45) und in der abschließenden Ruhephase (47,8 ms; SD=22,23) die höchsten Werte auf. Während der Testphasen lagen die Werte niedriger. So betrug der Median der SDNN bei 70 dB (SPL) 43,85 ms (SD=14,98), bei 40 dB (SPL) 47,95 ms (SD=14,55) und bei 20 dB (SPL) 46,4 ms (SD=14,41).

Signifikant waren die Unterschiede zwischen Baseline und 70 dB (SPL), zwischen 70 dB (SPL) und 40 dB (SPL), zwischen Baseline und 20 dB (SPL) sowie zwischen 70 dB (SPL) und abschließender Ruhephase.

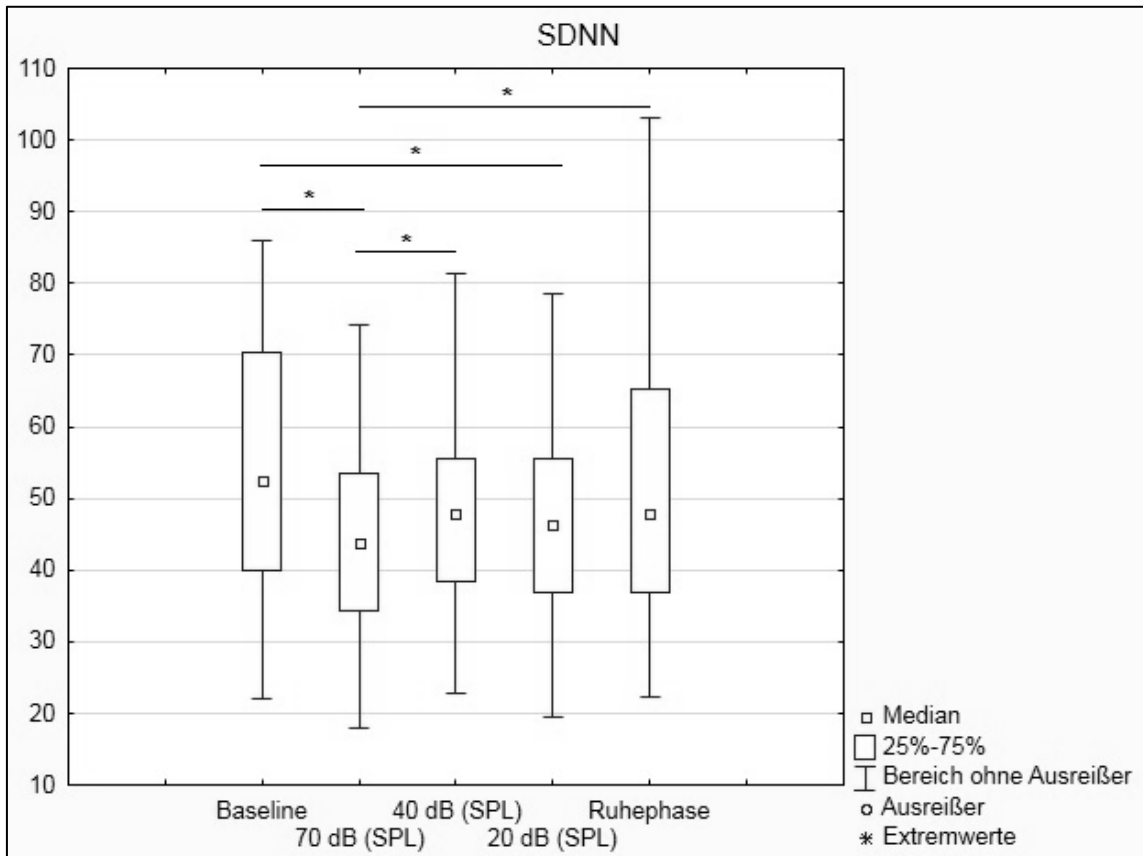


Abbildung 18: Vergleich der SDNN in den verschiedenen Phasen des Versuches; signifikante Unterschiede sind durch ein „*“ gekennzeichnet

3.4 RMSSD

Die RMSSD ist die Quadratwurzel der Mittelwerte der Summe der Differenzen aufeinanderfolgender RR-Intervalle und spiegelt den Vagustonus wider.

Bei Beginn der Messungen während Aufzeichnung der Baseline betrug der Median der RMSSD (Abbildung 19) 32,25 ms (SD=18,80), bei 70 dB (SPL) 29,05 ms (SD=15,88), bei 40 dB (SPL) 33,8 ms (SD=16,28), bei 20 dB (SPL) 33,05 ms (SD=14,76) und in der abschließenden Ruhephase 27,85 ms (SD=16,86).

Signifikante Unterschiede zeigten sich zwischen Baseline und 70 dB (SPL), zwischen 70 dB (SPL) und 40 dB (SPL), zwischen 20 dB (SPL) und abschließender Ruhephase, zwischen Baseline und abschließender Ruhephase, sowie zwischen 70 dB (SPL) und 20 dB (SPL).

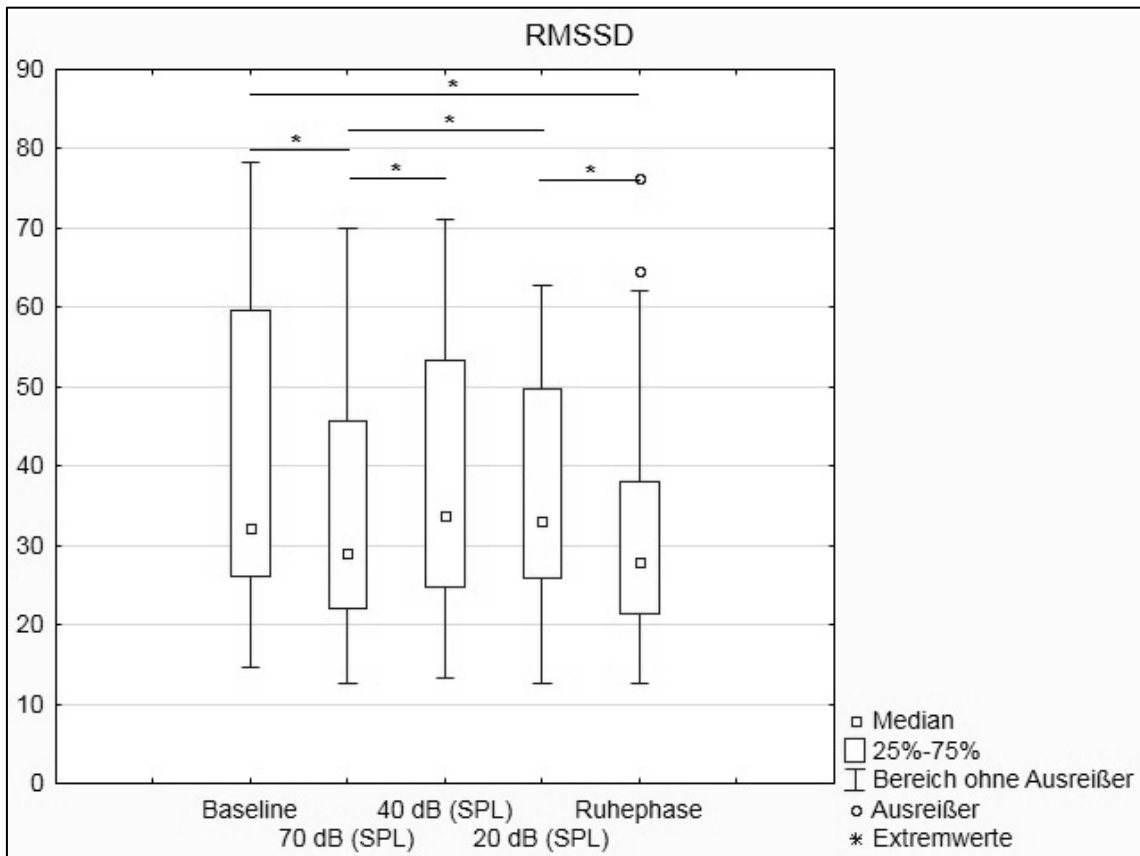


Abbildung 19: Vergleich der RMSSD in den verschiedenen Phasen des Versuches; signifikante Unterschiede sind durch ein „*“ gekennzeichnet

3.5 LF/HF-RATIO

Das Verhältnis von „LF-Power“ zu „HF-Power“, die „LF/HF-Ratio“, gilt als Maß für die Balance des autonomen Nervensystems.

Für den Median der LF/HF-Ratio (Abbildung 20) wurde der höchste Wert in der abschließenden Ruhephase gefunden (2,3; SD=3,37). Jedoch auch während Aufzeichnung der Baseline war die LF/HF-Ratio mit 1,42 (SD=1,03) höher als

während den Testphasen. So betrug sie bei 70 dB (SPL) 1,12 (SD=1,42), bei 40 dB (SPL) 1,10 (SD=1,87) und bei 20 dB (SPL) 0,98 (SD=0,75).

Die Unterschiede zwischen Baseline und 20 dB (SPL) waren signifikant ebenso wie die zwischen 40 dB (SPL) und 20 dB (SPL), zwischen 70 dB (SPL) und 20 dB (SPL), zwischen 20 dB (SPL) und abschließender Ruhephase, zwischen 40 dB (SPL) und abschließender Ruhephase, zwischen 70 dB (SPL) und abschließender Ruhephase sowie zwischen Baseline und abschließender Ruhephase.

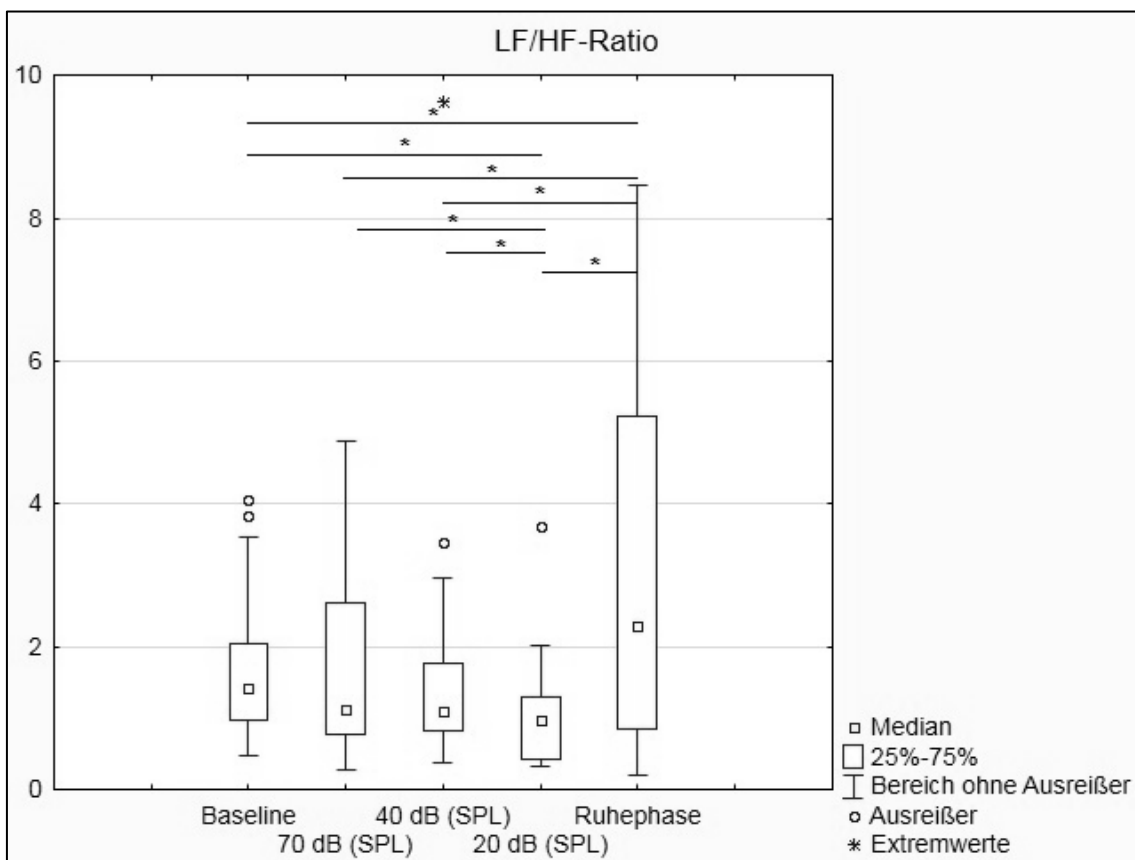


Abbildung 20: Vergleich der LF/HF-Ratio in den verschiedenen Phasen des Versuches; signifikante Unterschiede sind durch ein „*“ gekennzeichnet

3.6 FRAUEN VS. MÄNNER

Auch beim Vergleich weiblicher gegen männlicher Probanden wurden Mean HR, SDNN, RMSSD und die LF/HF-Ratio herangezogen und in den einzelnen

Testphasen die Werte der Frauen gegen die der Männer mit einem ungepaarten t-Test beziehungsweise bei fehlender Normalverteilung mit dem Mann-Whitney-U-Test getestet. Es ergaben sich zwar Unterschiede, jedoch waren diese bei keinem Parameter und in keiner Phase des Versuchs signifikant zwischen Männern und Frauen ($p > 0,12$).

In der folgenden Abbildung (Abbildung 21) sind die Veränderungen der LF/HF-Ratio bei verschiedenen Lautstärken jeweils für Frauen beziehungsweise Männer in einem Boxplot graphisch dargestellt.

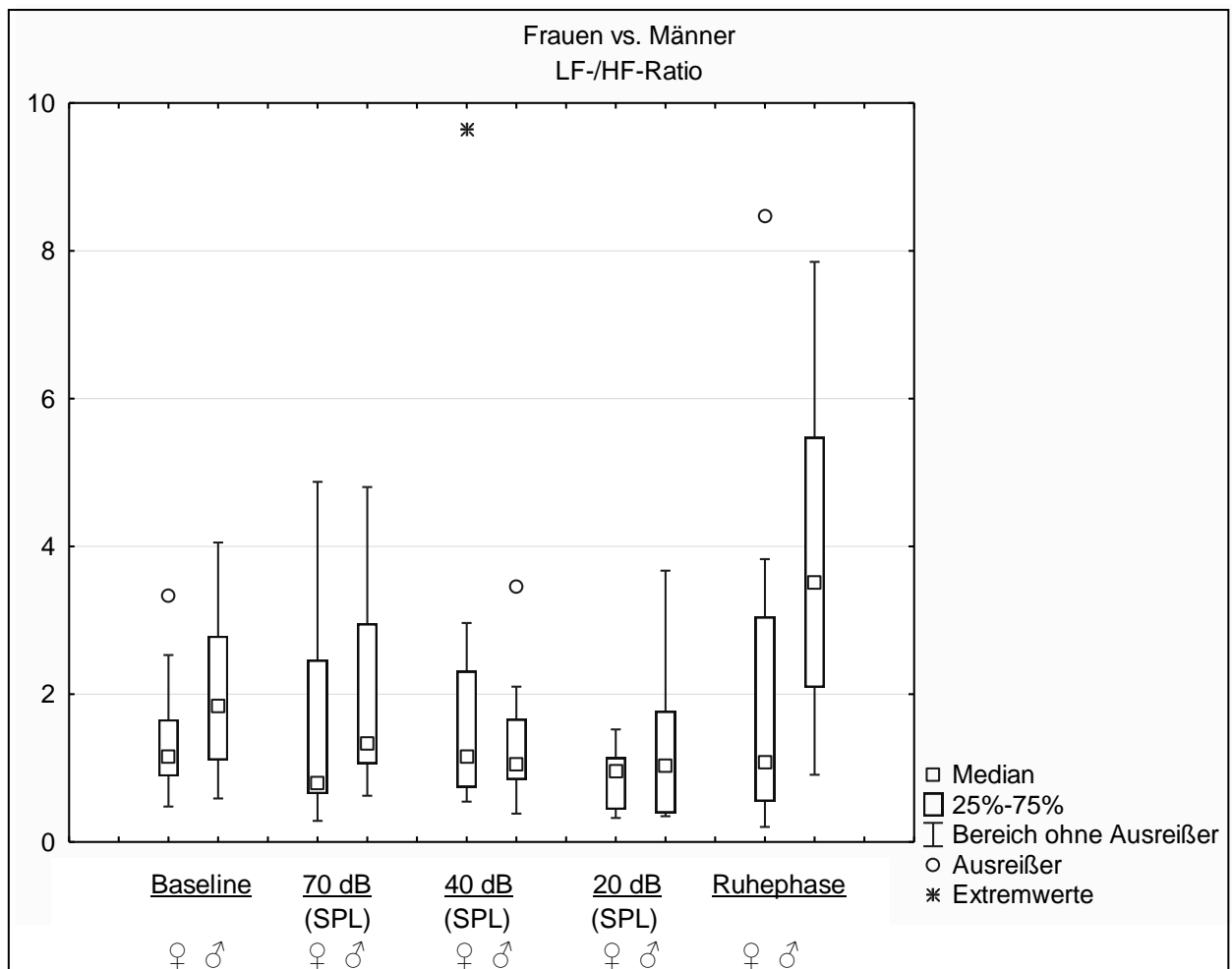


Abbildung 21: Vergleich der LF-/HF-Ratio von Frauen und Männern in den verschiedenen Phasen des Versuchs

3.7 REIHENFOLGEEFFEKTE

Um zu untersuchen, ob es einen signifikanten Unterschied zwischen der Gruppe, die den Versuch mit 70 dB (SPL) und der, die ihn mit 20 dB (SPL) begonnen hat gibt, wurden Mean HR, SDNN, RMSSD und die LF/HF-Ratio von beiden Gruppen jeweils bei 70 dB (SPL) und bei 20 dB (SPL) gegeneinander mit einem ungepaarten t-Test beziehungsweise mit dem Mann-Whitney-U-Test getestet. Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede ($p > 0,12$).

In den folgenden Boxplots (Abbildung 22, Abbildung 23) sind jeweils die Werte der Probanden, die den Versuch mit 70 dB (SPL) begonnen haben denen der Probanden, die mit 20 dB (SPL) begonnen haben gegenübergestellt, und zwar in den Versuchsphasen mit der Lautstärke 70 dB (SPL) beziehungsweise 20 dB (SPL).

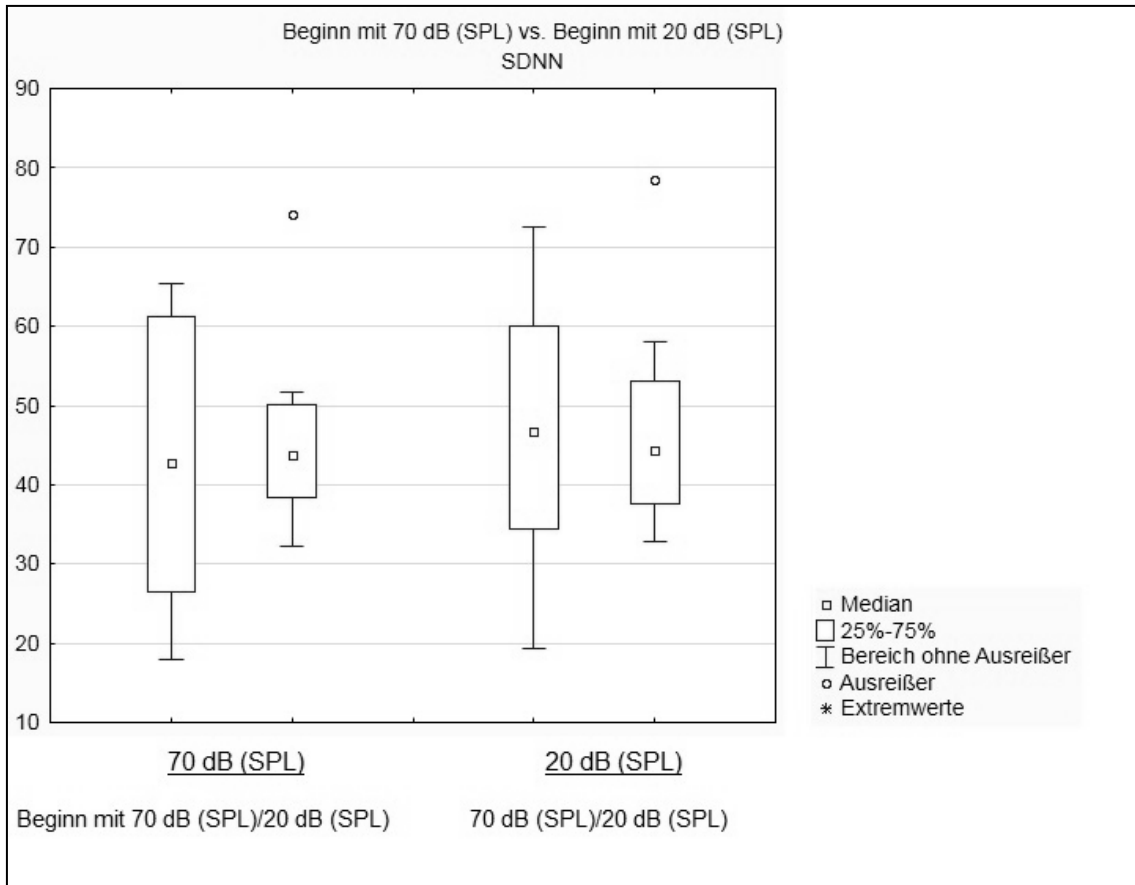


Abbildung 22: Vergleich der SDNN von zwei Probandengruppen. 1. Gruppe: Beginn des Versuchs mit 70 dB (SPL), 2. Gruppe: Beginn des Versuchs mit 20 dB (SPL), jeweils in den Versuchsphasen mit 70 dB (SPL) bzw. 20 dB (SPL).

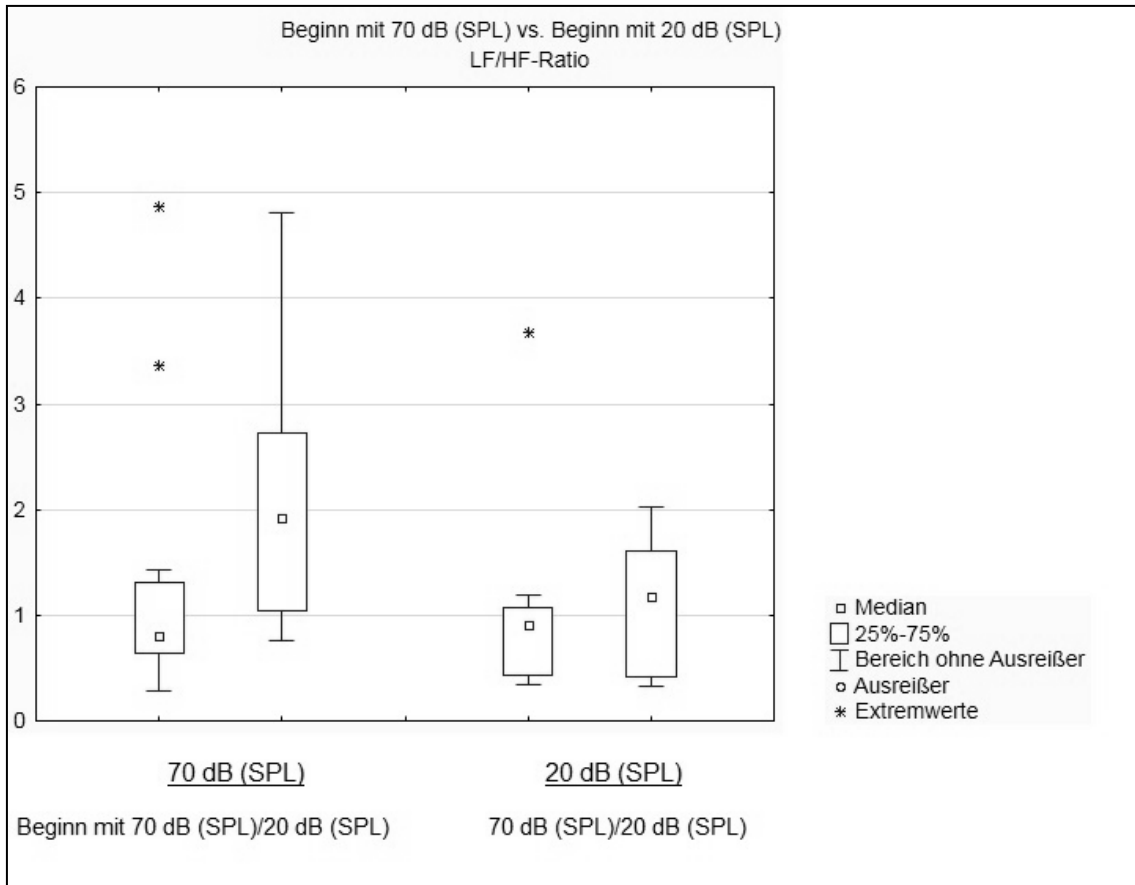


Abbildung 23: Vergleich der LF/HF-Ratio von zwei Probandengruppen. 1. Gruppe: Beginn des Versuchs mit 70 dB (SPL), 2. Gruppe: Beginn des Versuchs mit 20 dB (SPL), jeweils in den Versuchsphasen mit 70 dB (SPL) bzw. 20 dB (SPL).

4 DISKUSSION

Das Ziel dieser Arbeit war, zu prüfen, ob es bei der Durchführung von Sprachverständlichkeitstests verschiedener Schwierigkeitsgrade zu einer Änderung der HRV kommt. Indirekt ließe sich dann aus der HRV auf die Höranstrengung schließen.

4.1 MEAN HR

In der vorliegenden Arbeit war die mittlere Herzfrequenz beim Sprachtest mit einem Schalldruckpegel von 70 dB (SPL) signifikant höher als zuvor bei Aufzeichnung der Baseline in völliger Ruhe. Auch war die mittlere Herzfrequenz beim Hören mit 70 dB (SPL) signifikant höher als beim Hören mit 40 dB (SPL) und 20 dB (SPL).

Dies ist entgegen den Erwartungen, da das Hören mit 40 dB (SPL) beziehungsweise 20 dB (SPL) eine größere geistige Anstrengung erfordern dürfte und damit eine gesteigerte mittlere Herzfrequenz zu erwarten war. Weil der Versuch bei der einen Hälfte der Probanden mit 70 dB (SPL) begonnen wurde, bei der anderen mit 20 dB (SPL), kann der Gewöhnungseffekt dieses Phänomen nicht erklären.

Veränderungen der Herzfrequenz sind bedingt durch das autonome Nervensystem. Ein Anstieg der Herzfrequenz deutet auf eine Verminderung des vagalen Einflusses sowie eine erhöhte Aktivität des Sympathikus hin, bei sinkender Herzfrequenz hingegen steigt der Einfluss des Parasympathikus im Verhältnis zu dem des Sympathikus. Veränderungen der Herzfrequenz treten auf bei körperlicher Betätigung [76], orthostatischen Veränderungen [18], geistiger Anstrengung [68] und psychischer beziehungsweise mentaler Belastung [77].

Bei Weippert et al. [78] mussten die Probanden als mentalen Stress verschiedene psychophysiologische Tests absolvieren, bei welchen kaum eine motorische Aktivität gefordert war sondern vielmehr die visuelle Informationsaufnahme und -verarbeitung. Durch den Corsi-Block-Tapping-Test wurde zuerst die Kapazität des visuell-räumlichen Kurzzeitgedächtnisses geprüft, indem auf einem Bildschirm mehrere Würfel nacheinander kurz markiert wurden und anschließend die richtige Reihenfolge vom Probanden durch Antippen auf dem Monitor widergegeben werden musste. Anschließend wurde mit Hilfe des Determinationstests die sensorisch-motorische Funktion getestet. Bei dieser Untersuchung muss auf optische und akustische Reize mit dem Drücken von bestimmten Tasten reagiert werden. Die stärkste Veränderung der Herzfrequenz wurde bei Durchführung des Stroop-Tests registriert. Hierbei handelt es sich um einen Farb-Wort-Interferenztest. Auf einem Bildschirm werden verschiedenfarbige Farbwörter dargeboten, jedoch nicht immer in der Farbe, die das Wort bezeichnet. Die Probanden müssen jedoch die Farbe des gezeigten Farbwortes benennen. Insgesamt zeigte sich bei diesen Versuchen eine hochsignifikant erhöhte Herzfrequenz als Reaktion auf psychische Belastung.

Lucini et al. [79] untersuchten gesunde Probanden auf die Auswirkungen von Stress auf die autonome Regulation. Die Hälfte der Probanden berichtete über Stress beziehungsweise damit verbundene Symptome seit über drei Monaten, die andere Hälfte berichtete, keinen Stress zu empfinden. Es wurden von den Teilnehmern strukturierte Fragebögen ausgefüllt sowie der Blutdruck, die Herzfrequenz und verschiedene Parameter der HRV gemessen. Hierbei fanden die Autoren bei gestressten Personen eine niedrigere Herzfrequenz als bei Personen ohne Stress. Allerdings handelte es sich hierbei um chronisch gestresste Menschen, bei denen bereits eine autonome Dysregulation mit erniedrigtem Vagus-Tonus bestand. Dies ist im vorliegenden Versuch nicht der Fall, da der „Stressor“, also das Hören mit geringer Lautstärke, nur sehr kurzfristig auftrat. In anderen Studien führte Stress wie erwartet zu einer erhöhten Herzfrequenz beispielsweise bei Personen, die vor einer großen Menschenmenge einen Vortrag halten mussten [21], aber auch bei ambulanten

Messungen der HRV während eines normalen Tages, während dem die Probanden Tagebuch über ihre Tätigkeiten führen mussten [77]. McCraty et al. [58] untersuchten den Einfluss von verschiedenen Emotionen, nämlich Ärger und Anerkennung, auf die Herzfrequenzvariabilität. Obwohl beide Emotionen eine autonome Aktivierung verursachen, blieb die Herzfrequenz während dem Empfinden von Anerkennung gleich, während Ärger stieg sie nicht-signifikant an.

Auch gibt es Untersuchungen, die den Einfluss von Alter, Geschlecht und Körperposition auf die Herzfrequenz beleuchtet haben [18, 31, 80]. Diese Faktoren spielen allerdings in der vorliegenden Studie keine Rolle, da der Altersunterschied zwischen den Probanden gering gehalten war, gleich viele Frauen wie Männer rekrutiert wurden und alle Probanden während der gesamten Messdauer saßen. Denkbar ist, dass die Herzfrequenz durch die Atmung beeinflusst wurde. Hierauf wird jedoch an anderer Stelle gesondert eingegangen.

Da die verschiedenen Fehlerquellen so gut wie möglich vermieden wurden, kam es möglicherweise durch Bewegung der Probanden zu den unerwarteten Ergebnissen, was man jedoch abschließend nicht mit Sicherheit beurteilen kann.

4.2 SDNN

Der Parameter SDNN stellt die Standardabweichung aller RR-Intervalle dar und beschreibt so die Gesamtvariabilität der Herzfrequenz. Ein hoher Wert spricht für eine große Herzfrequenzvariabilität, ein niedriger hingegen für eine verringerte. Eine Erniedrigung des Parameters SDNN zeigt eine veränderte autonome Balance an, und zwar eine Aktivitätssteigerung des Sympathikus bei meist gleichzeitig verminderter Vagusaktivität [38].

Die Ergebnisse des vorliegenden Versuches entsprechen hier den Erwartungen. Bei einem Schalldruckpegel von 20 dB (SPL), einem Wert, der

eine sehr hohe Konzentration beim Hören und Verstehen erfordert, ist die SDNN signifikant niedriger als zu Beginn des Versuches bei Aufzeichnung der Baseline in Entspannung. Auch am Ende in der Ruhephase ist die SDNN höher als bei 20 dB (SPL), jedoch ist dieser Unterschied nicht signifikant. Ebenso ist die SDNN bei 70 dB (SPL) signifikant niedriger als in der Ruhephase.

Erstaunlich ist jedoch, dass während des Versuches der niedrigste Wert der SDNN nicht wie erwartet bei 20 dB (SPL) erfasst wurde, sondern bei 70 dB (SPL). Der Unterschied zwischen diesen beiden Werten ist jedoch nicht statistisch signifikant und kann daher zufällig entstanden sein. Eine mögliche Erklärung besteht darin, dass die SDNN auch nicht-autonome Variablen, wie beispielsweise Veränderungen der physischen Aktivität misst [81]. Obwohl die Probanden angewiesen waren während des gesamten Versuches ruhig zu sitzen und sich möglichst wenig zu bewegen, ist es möglich, dass das in einigen Fällen nicht durchgehalten wurde und es so zu einer Beeinflussung der SDNN und damit zu unerwarteten Ergebnissen kam. Dies könnte die Resultate erklären. Zusammenfassend lässt sich also sagen, dass sich SDNN und Schwierigkeitsstufe des Versuches tendenziell reziprok zueinander verhalten.

Die Ergebnisse der Versuche, die zuvor von der Arbeitsgruppe durchgeführt worden sind, stimmen mit denen der vorliegenden Arbeit überein. So führte das Verstehen und Nachsprechen des dargebotenen Sprachmaterials bei einem niedrigem Schalldruckpegel zu einer verminderten SDNN im Vergleich zu den Testbedingungen mit höherem Schalldruckpegel [82]. Ebenso war die SDNN in Testphasen, in denen die Probanden Wörter mit und ohne Störgeräusch dargeboten bekamen und diese aufgeschrieben werden sollten, signifikant niedriger als in passiven Messphasen ohne Sprachverständnisaufgaben [83].

4.3 LF/HF-RATIO UND RMSSD

Die LF/HF-Ratio gilt als Indikator für die sympatho-vagale Balance. Aufgrund von erhöhter Sympathikusaktivierung beziehungsweise einer Herabregulierung des Parasympathikus steigt sie bei Stress [77] sowie bei körperlicher

Betätigung an. Diese Veränderungen normalisieren sich nach einigen Minuten Erholung [31]. Zu bedenken ist, dass diese Annahme nur zutrifft, wenn von einer reziproken Aktivierung von Sympathikus und Parasympathikus ausgegangen wird. Wie bereits erwähnt, gibt es jedoch auch Situationen, in denen das nicht der Fall ist und die beiden Systeme des autonomen Nervensystems gleichsinnig verändert werden [27]. Außerdem spiegelt die LF-Power nicht nur den Einfluss des Sympathikus, sondern auch des Parasympathikus und von Barorezeptor-Reflexen wider [23]. Dennoch wird die LF/HF-Ratio als valider Parameter der autonomen Balance angesehen [57].

Aufgefallen ist, dass im vorliegenden Versuch der Mittelwert der LF/HF-Ratio in der Ruhephase am höchsten ist und während der größten Belastung, nämlich beim Hören der Worte mit 20 dB (SPL), am niedrigsten. Dieser Unterschied ist statistisch signifikant. Hier wurde eigentlich ein gegenteiliges Ergebnis erwartet [30]. Auch beim Hören mit einer Lautstärke von 70 dB (SPL) und 40 dB (SPL) ist die LF/HF-Ratio signifikant niedriger als in der Ruhephase am Ende des Versuches. Ebenso entgegen den erwarteten Ergebnisse liegt die LF/HF-Ratio sowohl beim Hören mit 70 dB (SPL) als auch mit 40 dB (SPL) signifikant höher als beim Hören mit 20 dB (SPL), obwohl hierfür eine gesteigerte Konzentration erforderlich ist.

Bei den Mittelwerten von RMSSD, bei welchen ein hoher Wert für Parasympathikus-Aktivierung und damit für Entspannung spricht, ist der Mittelwert im vorliegenden Versuch sowohl in der Ruhephase als auch beim Hören mit einer Lautstärke von 70 dB (SPL) signifikant niedriger als beim Hören mit 20 dB (SPL). Auch diese Werte sind entgegengesetzt zu den erwarteten Ergebnissen.

Da die Probanden sowohl während Aufzeichnung der Baseline zu Beginn des Versuches als auch am Ende in der Ruhephase nichts tun mussten und sich entspannen sollten, wurden in diesen beiden Phasen ähnliche Werte erwartet. Diese Erwartung bestätigte sich jedoch nicht. Die Mittelwerte der RMSSD sind am Anfang der Messung signifikant höher als am Schluss. Das lässt darauf

schließen, dass die Probanden vor Durchführung des Hörtestes weniger Belastung empfunden haben als danach.

Übereinstimmend mit den Erwartungen war die Tatsache, dass die Werte der Baseline, also in Ruhe, signifikant höher waren als die beim Hören mit einer Lautstärke von 70 dB (SPL), was einer gewissen „Anstrengung“ entspricht.

Hinweise, weshalb es zu diesen zunächst unerwarteten Ergebnissen kam, finden sich in der Literatur: Middleton et al. [60] untersuchten gesunde Probanden, die verschiedene Aufgaben bewältigen mussten. Zum einen solche, die lediglich über einen längeren Zeitraum eine erhöhte Aufmerksamkeit erforderten, zum anderen solche, bei denen das räumliche Vorstellungsvermögen geprüft wurde und die Probanden etwas planen mussten. Bei den erstgenannten Aufgaben fanden sich niedrigere LF-Herzfrequenzparameter als bei solchen, bei welchen die Probanden etwas ausführen mussten, obwohl diese ebenso Aufmerksamkeit erfordern. Diese Ergebnisse deuten darauf hin, dass sich kardiovaskuläre Variablen durch unterschiedliche Faktoren beziehungsweise in verschiedenen Situationen sehr spezifisch verändern.

Daher kommt als mögliche Ursache für die unerwarteten Ergebnisse in Betracht, dass die Voraussetzungen, unter denen die Daten, die zum Vergleich herangezogen wurden, erhoben wurden, nicht denen der vorliegenden Studie entsprechen und dadurch nicht auf diese übertragbar sind. In der Literatur gibt es nur wenige Arbeiten, die den Zusammenhang von Hören und Veränderungen der verschiedenen Parameter der Herzfrequenzvariabilität untersucht haben. Neben der geistigen Anstrengung könnten aber auch komplexere Vorgänge, wie zum Beispiel die Verarbeitung der akustischen Stimuli im Kortex ursächlich für die Änderungen der Herzfrequenzvariabilität sein. Ebenso kann das Aufschreiben der erkannten Wörter einen Einfluss auf die Herzfrequenzvariabilität haben. Darauf wird an anderer Stelle eingegangen.

In einigen Studien, die das Verhalten der verschiedenen Parameter der Herzfrequenzvariabilität bei körperlicher Anstrengung untersucht haben, fand sich bei zunehmender Belastung ebenso wie im vorliegenden Versuch beim

Hören geringerer Lautstärke eine erniedrigte LF/HF-Ratio [84, 85], in anderen fanden sich keine Veränderungen der LF/HF-Ratio [86] beziehungsweise des Parasympathikus [87].

Es ist bekannt, dass akustische Stimuli beziehungsweise das Hören von Musik durch eine Beeinflussung des autonomen Nervensystems über unterschiedliche Mediatoren verschiedene psychologische und hämodynamische Effekte haben können. So wird möglicherweise durch das Hören von Musik die kardiovaskuläre Physiologie verändert [88], was sich dann ebenso in den Parametern der Herzfrequenzvariabilität widerspiegeln würde. Hierfür sprechen Ergebnisse von Studien bei denen den Probanden Musikstücke unterschiedlicher Stilrichtungen präsentiert wurden [89, 90]. Roque et al. [90] boten den Probanden hierfür zum einen entspannende Barockmusik, zum anderen anregende Heavy metal-Musik dar. Beide Arten der Musik führten zu einer reduzierten HRV. Jedoch sind die Effekte, die durch Musik verursacht werden unterschiedlich zu denen, die durch andere akustische Stimuli entstehen. In der vorliegenden Studie wurden lediglich gesprochene Worte dargeboten.

Zusammenfassend lässt sich also sagen, dass es durch das Hören und schriftliche Wiedergeben von Wörtern bei verschiedenen Schalldruckpegeln zu Veränderungen von LF/HF-Ratio und RMSSD kommt. Diese Veränderungen entsprechen nicht den zunächst erwarteten Ergebnissen.

In zwei vorangegangenen Untersuchungen der Arbeitsgruppe mit ähnlichem Versuchsaufbau und Stimulus zeigten sich dagegen vergleichbare Ergebnisse wie in der durchgeführten Arbeit. So führte auch die Darbietung und mündliche Wiedergabe von Sprachmaterial mit zunehmendem Schweregrad der Aufgaben zu einem Absinken der RMSSD sowie der LF-/HF-Ratio [82]. Auch bei dem bereits erwähnten Versuchsaufbau, bei welchem das Sprachmaterial mit und ohne Störgeräusch dargeboten wurde, war die LF-/HF-Ratio während der Testphase niedriger als in Ruhe [83].

4.4 FRAUEN VS. MÄNNER

In dem durchgeführten Versuch ergab sich kein Unterschied der HRV-Parameter zwischen Frauen und Männern. In diesem Punkt sind die Ergebnisse in der Literatur uneinheitlich. Manche Autoren fanden einen signifikanten Geschlechtsunterschied [18], andere nicht [20, 21, 91]. Bei Kudielka et al. [19] zeigten sich zwar Unterschiede im Verhalten der Herzfrequenz im Bezug auf Stress zwischen Frauen und Männern, die Differenzen traten jedoch nur bei jungen Personen auf, bei älteren hingegen nicht mehr. Eine Hypothese zur Erklärung dieses Phänomens ist der Einfluss von Geschlechtshormonen. Daher wurden einige Studien durchgeführt, die den Unterschied zwischen prä- und postmenopausalen Frauen untersucht haben. Die Ergebnisse sind jedoch auch diesbezüglich uneinheitlich. Es lässt sich daher nicht mit Sicherheit sagen, ob vorhandene Abweichungen direkt durch die Wirkung der Geschlechtshormone verursacht werden oder ob andere Faktoren, wie zum Beispiel eine im Alter sinkende körperliche Fitness für Differenzen verantwortlich sind [92-94].

Dies kann auch nicht der Grund für den fehlenden Geschlechterunterschied bei dem durchgeführten Versuch sein, da die meisten weiblichen Probanden jüngeren Alters waren. Es waren lediglich zwei Frauen über vierzig Jahre alt. Die Frage, ob das Geschlecht einen Einfluss auf Veränderungen der Herzfrequenzvariabilitäts-Parameter hat, lässt sich also aufgrund uneinheitlicher Ergebnisse nicht eindeutig beantworten. Im vorliegenden Versuch jedoch ergab sich kein signifikanter Geschlechterunterschied.

4.5 MESSMETHODE

Es wurde zur Bewertung der autonomen Funktion lediglich eine quantitative, nicht-invasive Methode, die Spektralanalyse der Herzfrequenzvariabilität, gewählt, andere invasive Möglichkeiten wie zum Beispiel eine direkte Messung der sympathischen Aktivität durch den Noradrenalin Spiegel im Blut oder eine Mikroneurographie am Muskel [57] kamen nicht zur Anwendung. Dabei ist zu

bedenken, dass die Spektralanalyse lediglich eine indirekte Methode ist, um die Aktivität des autonomen Nervensystems darzustellen [21]. Sie ist jedoch am weitesten verbreitet [14, 57], ist in den letzten Jahrzehnten vielfach angewandt worden und erbringt sehr valide Ergebnisse zur Evaluation der autonomen Kontrolle [12, 22, 23]. Die Ergebnisse der direkten Messung korrelieren stark mit denen der indirekten Messmethoden, sodass diese verwendet werden können, ohne dass fehlerhafte Resultate befürchtet werden müssen [95].

Eine Fehlerquelle könnte die Erfassung der HRV durch einen Brustgurt sein. Mittels eines Mehrkanal-EKGs könnten durch eine noch genauere Detektion der QRS-Komplexe validere Daten erhoben werden, jedoch würde eine solche Messung auch einen höheren technischen Aufwand bedeuten. Mittels Brustgurt werden lediglich die detektierten RR-Intervalle dargestellt. Außerdem sind die Kunststoff-Elektroden eines Brustgurtes vergleichsweise störanfällig für Bewegungen [96]. Durch Befeuchtung der Elektroden mit einigen Millilitern NaCl 0,9% wurde versucht, den elektrischen Kontakt zwischen Elektrode und Hautoberfläche für die Messung während des Versuches zu verbessern; daneben sollten die Probanden während der Messung ruhig sitzen bleiben. Auch wurde bei der Aufzeichnung darauf geachtet, dass keine Artefakte vorhanden sind. War dies dennoch der Fall, wurden die erhobenen Daten verworfen und nicht für die Auswertung verwendet, was bei sechs Messungen der Fall war.

In anderen Studien wurden ambulante Messungen der Herzfrequenzvariabilität durchgeführt. Die Daten stehen sehr stark im Einklang mit denjenigen aus einem klinischen Labor, sodass die Messmethode des vorliegenden Versuches als ausreichend angesehen werden kann [97].

4.6 BEEINFLUSSUNG DER PARAMETER DURCH DIE ATMUNG

Wie eingangs erwähnt, wird die Herzfrequenz durch die Atmung beeinflusst, man spricht von der sogenannten respiratorischen Sinusarrhythmie. Aus diesem Grund gilt es zu bedenken, dass auch die Ergebnisse des Versuches

möglicherweise durch interindividuelle Unterschiede der Atmung beziehungsweise der Atemfrequenz verändert wurden.

In anderen Studien wurde versucht, die Beeinflussung der Herzfrequenz durch die Atmung zu verhindern oder zumindest zu minimieren, indem die Probanden mit einer vorgegebenen Frequenz von 12-15/Minute atmen mussten. Hierdurch sollte vor allem vermieden werden, dass sich die atmungsbezogenen Variationen der Herzfrequenz mit den LF-Fluktuationen überlagern [22, 57, 98]. Das Problem einer solchen kontrollierten Atmung ist jedoch, „dass die Konzentration auf das vorgegebene Signal mit kortikalen Aktivierungsprozessen einhergeht, die die autonome Herzkontrolle beeinflussen“ [96]. Dadurch entstehen zusätzliche Reaktionen, die nicht den gewöhnlichen Reaktionen der getesteten Personen gleichen. Aus diesem Grund erscheint es generell nicht empfehlenswert, Probanden während eines Versuches nach Vorgaben, zum Beispiel durch ein Metronom, atmen zu lassen.

Außerdem gibt es eine Vielzahl von Studien, die den Zusammenhang von respiratorischer Sinusarrhythmie und respiratorischen Parametern wie Atemfrequenz und Atemzugvolumen untersucht haben (vgl. Übersicht [99]). Es wurden keine Unterschiede in den Parametern der Herzfrequenzvariabilität bei spontaner Atmung beziehungsweise bei einem vorgegebenen Atemrhythmus gefunden. Man kann also davon ausgehen, dass Veränderungen der Herzfrequenz durch spontane Atmung so gering sind, dass sie in aller Regel vernachlässigt werden können. Es ist daher nicht von einer Verfälschung der erhobenen Parameter durch unterschiedliche Atemmuster auszugehen.

4.7 BEEINFLUSSUNG DER PARAMETER DURCH DAS AUFSCHREIBEN

Es ist zudem denkbar, dass die gemessenen Werte durch das Aufschreiben der Wörter beeinflusst wurden, da nicht unterschieden werden kann, ob die Veränderungen der einzelnen Parameter durch die Konzentration beim Hören oder die motorische Reaktion beim Schreiben verursacht werden.

Von der Arbeitsgruppe wurde in einer vorangegangenen Studie ein ähnlicher Versuch wie der der vorliegenden Arbeit durchgeführt. Der Versuchsaufbau war identisch, jedoch wurden die verstandenen Wörter nachgesprochen anstatt aufgeschrieben. Die Ergebnisse waren vergleichbar, sodass angenommen werden kann, dass hierdurch keine Beeinflussung geschieht [82].

4.8 EINFLUSS DER UMGEBUNG

Der Versuch wurde in einem Labor durchgeführt, in welchem die Bedingungen nicht denen des alltäglichen Hörens entsprechen und Umweltfaktoren einen anderen Einfluss haben [67]. Die Probanden erwarten die Wörter und wissen, dass ihnen diese in einer gewissen Regelmäßigkeit dargeboten werden. Dadurch können die Ergebnisse nicht zwangsläufig auf den Alltag beziehungsweise auf das normale Hören übertragen werden.

Die Durchführung des Versuches in einem Labor hat allerdings den entscheidenden Vorteil, dass die Konditionen leicht kontrolliert und reproduziert werden können. Dadurch können die Resultate der Probanden besser miteinander verglichen werden. Eine relevante Beeinflussung der Ergebnisse durch die Umgebungsbedingungen ist also als unwahrscheinlich anzusehen.

4.9 FREIBURGER SPRACHVERSTÄNDLICHKEITSTEST

Der Freiburger Sprachverständlichkeitstest dominiert auch heute noch die Sprachaudiometrie wegen der langjährigen Erfahrung mit ihm und der Normierung in DIN 45621-1 [100, 101]. Für die neueren Tests gibt es noch keine DIN-Norm, sodass die Ergebnisse nicht vergleichbar sind und eine objektive Auswertung erschwert ist [52, 54]. Obwohl er bereits mehrfach überarbeitet und neu aufgenommen wurde, gibt es weiterhin einige Kritikpunkte daran.

Ein häufiger angeführter Kritikpunkt ist, dass die auf den Listen enthaltenen Wörter und auch die Aufnahmetechnik nicht zeitgemäß sind und unnatürlich sowie überartikuliert dargeboten werden. Deswegen entsprechen sie alltäglichen Sprachsignalen nicht genau. Da es jedoch nicht das Ziel dieser Arbeit war, das Sprachverständnis der Probanden zu testen, beeinflusst diese mögliche Schwäche des Testes die Ergebnisse vermutlich nicht.

Es könnte jedoch sein, dass durch die Wahl bestimmter Testlisten eine gewisse Vorauswahl getroffen wurde. Kritikern zufolge weisen die Listen einen unterschiedlichen Schwierigkeitsgrad auf. Es gibt Listen, die besonders gut verstanden werden (Nummer 3,15 und 20), daneben andere, bei denen die Verständlichkeit geringer ist als im Durchschnitt (Nummer 5,9,12,13,14) [102], obwohl die Wörter sich auf den ersten Blick in den verschiedenen Gruppen nicht anhand ihres Schwierigkeitsgrades und ihrer Gebräuchlichkeit unterscheiden. Der Grund für die zum Teil deutlichen Unterschiede in der Verständlichkeit liegt auf Phonemebene. Unter einem Phonem versteht man die kleinste bedeutungsunterscheidende sprachliche Einheit. In Kombination mit anderen Buchstaben bilden die Phoneme sogenannte Cluster, wobei einige Kombinationen (zum Beispiel die Kombination eines plosiven Initialphonems mit einem nachfolgenden // wie bei „Glas“, „Block“ oder „Schlag“) schwerer verständlich sind. Diese schwerer verständlichen Cluster finden sich vergleichsweise häufiger in den Gruppen, in denen weniger Wörter richtig erkannt werden [100, 102].

Bangert stellte außerdem fest, dass „die möglichen Variablen Intelligenz, Belastbarkeit und Aufmerksamkeit (...) keinen bedeutenden Einfluss (...) haben“ auf das Ergebnis einer Hörtestung [102, S.167]. Dies ist jedoch umstritten. Es gibt Arbeiten, deren Schlussfolgerungen besagen, dass die Ergebnisse neben dem Hörvermögen des Patienten sehr wohl auch von vorhandenen Sprachkenntnissen, Intelligenz, Bildungsstand, sozialem Milieu, Alter, Konzentrationsfähigkeit [53] sowie von „Fähigkeit und Bereitschaft des Untersuchten zur Kooperation“ [54, S.940] abhängen. So kann beispielsweise eine jüngere Person, auch wenn bei ihr im Tonschwellenaudiogramm ein

größerer Hörverlust als bei einer älteren Person festgestellt wurde, dennoch ein wesentlich besseres Satzverständnis bei einem Hörtest erreichen. Dies liegt wohl an der besseren Konzentrations- und Kombinationsfähigkeit im jüngeren Alter [53, 54]. Durch die Sprachaudiometrie wird also nicht nur die Leistung des peripheren Gehörs getestet, sondern in den Ergebnissen spiegeln sich „auch höhere assoziative Fähigkeiten wider, weil der Proband sich bemüht, auch Wörter zu verstehen, von denen er vielleicht nur einzelne Sprachlaute erfasst hat“ [56, S.147].

Wie bereits erwähnt, war die Altersspanne der Probanden, die am Versuch teilgenommen haben, nicht sehr groß. Alle sprachen Deutsch als Muttersprache und hatten Abitur, sodass ein vergleichbarer Grad an intellektuellen Fähigkeiten und ein ähnlicher Wortschatz angenommen werden konnte. Die Bereitschaft mitzuarbeiten war bei dem durchgeführten Versuch ebenso gegeben, da alle Probanden freiwillig teilgenommen haben und nicht zur Teilnahme verpflichtet waren. Sie wussten, dass sie, ohne Konsequenzen befürchten zu müssen, jederzeit ihre Einwilligung zur Teilnahme widerrufen konnten. Es ist also davon auszugehen, dass die Ergebnisse nicht durch negative Emotionen beeinflusst wurden.

4.10 ANDERE EINFLUSSFAKTOREN AUF DAS ERGEBNIS

Großen Einfluss auf das Verstehen eines Sprachsignals hat laut Hirsch [103] auch die raumakustische Umgebung. Wenn ein Schallsignal auf eine Wand trifft, dann kommt es zu einer Vielzahl von Schallreflexionen, zur Absorption des Schalles sowie zur Entstehung eines Diffusfeldes, was auch durch die spezielle Auskleidung einer Audiometrikabine nicht vollkommen vermieden werden kann. Hierdurch entsteht ein Hintergrundgeräusch, das, besonders bei niedrigen Lautstärken, das Wortverständnis erschweren beziehungsweise zu Verwechslungen von Phonemen führen kann. Dies war im durchgeführten Versuch beispielsweise bei den Worten „Brett“-„Bett“, „Boot“-„Tod“, „Spruch“-„Bruch“ der Fall [103].

Auch ist es denkbar, dass bestimmte Begriffe für einen einzelnen Versuchsteilnehmer eine bestimmte Bedeutung haben, sodass der erhobene Parameter vielmehr durch eine emotionale Reaktion auf diesen Begriff als durch die Konzentration während des Hörens beeinflusst wird. Diese Beeinflussung lässt sich jedoch nicht vermeiden.

4.11 EINFLUSS DES UNTERSUCHERS

Durch die Person, die den Versuch durchführt, können die Ergebnisse beeinflusst werden. So kann es zu unterschiedlichen emotionalen Reaktionen kommen, je nachdem, in welchem Verhältnis Proband und Prüfer zueinander stehen. Dies hätte dann wiederum einen Einfluss auf die Parameter der HRV. Auch ist es möglich, dass die männlichen Probanden auf einen weiblichen Untersucher anders reagieren als die weiblichen. Wäre das der Fall, würde man erwarten, dass sich klare Unterschiede in den Ergebnissen von Männern und Frauen zeigen, was jedoch in dem durchgeführten Versuch nicht der Fall war. Um diese mögliche Fehlerquelle auszuschließen, müssten zukünftige Messungen gemeinsam von je einem männlichen und einem weiblichen Untersucher durchgeführt werden.

4.12 DAUER UND ZEITPUNKT DER MESSUNG

Die Dauer der Messung beziehungsweise der ausgewerteten Intervalle kann einen Einfluss gehabt haben. So ist zu überlegen, ob die Intervalldauer von fünf Minuten ausreichend lang war. Die notwendige Dauer einer HRV-Messung ist in der Literatur umstritten. In Studien zur Herzfrequenzvariabilitätsmessung werden oft 24-Stunden-Intervalle aufgezeichnet [38, 77, 104]. Dies ist jedoch nur sinnvoll, wenn die Mechanismen, die die Herzfrequenzvariabilität beeinflussen, über den gesamten Zeitraum unverändert sind [104], dies ist jedoch in den hier beschriebenen Versuchen nicht der Fall [61-65]. Solche Messungen über einen langen Zeitraum geben daher nur Durchschnittswerte

wieder. Ausführlichere Informationen über autonome Modulationen, wie man sie bei Messungen über einen kürzeren Zeitraum erhält, werden hingegen nicht erfasst [104]. Daher ist die Messung der frequenzbezogenen Parameter exakter, wenn die Aufzeichnung des EKGs lediglich über einen kürzeren Zeitraum erfolgt [15], hier verwendet wurden 5-Minuten-Intervalle. Wie bereits erwähnt, sollte das Zeitintervall, welches zur Auswertung herangezogen wird, jedoch nicht kürzer als fünf Minuten sein um einen stabilen Zustand zu erreichen, was eine sinnvolle Spektralanalyse erst möglich macht [60]. Außerdem ist dies die kürzeste Zeit, die erforderlich ist, um auch Frequenzen der Herzfrequenzvariabilität um 0,01 Hz zu erfassen [58]. Auch andere Studien wählten einen kurzen Zeitraum zum Erfassen der Daten [50, 58, 66, 105]. Um den Einfluss der zirkadianen Rhythmik auf die Herzfrequenzvariabilität möglichst gering zu halten [63], wurden die Messungen immer zur gleichen Zeit, nämlich nachmittags um 16.00 oder 17.00 Uhr durchgeführt.

5 ZUSAMMENFASSUNG

Unter der Herzfrequenzvariabilität (HRV) versteht man die physiologischerweise von Schlag zu Schlag auftretenden Schwankungen der Herzfrequenz. Als nicht-invasive Methode kommt die Messung der HRV in verschiedenen Bereichen zur Beurteilung des Zustandes des autonomen Nervensystems zur Anwendung.

Ziel der Arbeit war es, den Einfluss verschiedener Hörsituationen auf die HRV zu untersuchen und daraus indirekte Rückschlüsse auf die Höranstrengung zu ziehen.

Es wurden je 12 Frauen und 12 Männer im Alter von 18 bis 53 Jahren (Durchschnittsalter 29,1 Jahre) getestet. Für den Versuch wurde der Freiburger Sprachverständlichkeitstest in drei verschiedenen Schalldruckpegeln, nämlich mit 20 dB (SPL), 40 dB (SPL) und 70 dB (SPL) durchgeführt, wobei je 12 Probanden den Test mit der hohen beziehungsweise niedrigen Lautstärke begannen. Die Erfassung der Herzaktivität erfolgte mit Hilfe eines Trainingscomputers mit Pulsmessung über einen Brustgurt. Die Spektralanalyse der RR-Intervalle erfolgte mittels einer Software, wofür fünfminütige Intervalle vom Ende jeder Testphase benutzt wurden. Für die Auswertung wurden die mittlere Herzfrequenz, die SDNN, die RMSSD und die LF/HF-Ratio verwendet.

Es zeigten sich signifikante Unterschiede der Herzfrequenzvariabilität in Abhängigkeit von der jeweiligen Testphase. Die mittlere Herzfrequenz war beim Hören mit einer Lautstärke von 70 dB (SPL) signifikant höher als während der Baseline, jedoch auch signifikant höher als beim Hören mit 40 dB (SPL) und 20 dB (SPL). Die SDNN war beim Hören mit einer Lautstärke von 20 dB (SPL) signifikant niedriger als zu Beginn des Versuches während Aufzeichnung der Baseline und auch niedriger als in der Ruhephase am Ende des Versuches. Ebenso war die SDNN beim Hören mit einer Lautstärke von 70 dB (SPL) signifikant niedriger als in der Ruhephase. Entgegen der Erwartungen wurde der niedrigste Wert der SDNN beim Hören mit einer Lautstärke von 70 dB (SPL)

erfasst. Die LF/HF-Ratio war in der Ruhephase am höchsten und beim Hören der Worte mit 20 dB (SPL) am kleinsten. Auch beim Hören mit einer Lautstärke von 70 dB (SPL) und 40 dB (SPL) war die LF/HF-Ratio signifikant niedriger als in der Ruhephase. Die LF/HF-Ratio lag sowohl beim Hören mit 70 dB (SPL) als auch mit 40 dB (SPL) signifikant höher als beim Hören mit 20 dB (SPL). Die RMSSD war im vorliegenden Versuch sowohl in der Ruhephase als auch beim Hören mit einer Lautstärke von 70 dB (SPL) signifikant niedriger als beim Hören mit 20 dB (SPL). Während der Baseline war sie signifikant höher als beim Hören mit einer Lautstärke von 70 dB (SPL).

Die Parameter der beiden Versuchsgruppen (Beginn mit 70 dB (SPL) versus Beginn mit 20 dB (SPL)) wichen nicht signifikant voneinander ab. Ebenso konnte zwischen den Ergebnissen von Frauen und Männern kein signifikanter Unterschied nachgewiesen werden.

Die erhaltenen Ergebnisse entsprechen nicht denen einer klassischen Stressreaktion bei welcher von einer Sympathikusaktivierung ausgegangen wird, waren aber zu denen anderer Versuche der Arbeitsgruppe kongruent. Möglicherweise spielen für die Veränderung der HRV-Parameter weniger die Stressreaktion als vielmehr komplexere Vorgänge, wie zum Beispiel die Verarbeitung der akustischen Stimuli im Kortex beziehungsweise das Verstehen und Wiedergeben des Gehörten eine Rolle.

Zusammenfassend lässt sich also sagen, dass sich die Parameter der Herzfrequenzvariabilität durch Hören bei verschiedenen Schalldruckpegeln und schriftliches Wiedergeben von Sprachmaterial verändern. Es bedarf jedoch weiterer Untersuchungen, um die Zusammenhänge näher zu untersuchen sowie die verschiedenen Einflussfaktoren, die eine Rolle spielen, zu definieren.

6 LITERATURVERZEICHNIS

1. Buchenau, P. and M. Nelting, Burnout: Von Betroffenen lernen! 2015, Wiesbaden: Springer Gabler.
2. Bedford, D.E., The ancient art of feeling the pulse. *Br Heart J*, 1951. 13(4): p. 423-37.
3. Floyer, S.J., *The Physician's Pulse-Watch; or, an Essay to Explain the old Art of Feeling the Pulse, and to Improve it by Help of the Pulse Watch.* 1707, London: Sam. Smith Benj. Walford.
4. Hales, S., *Statistical Essays: Concerning Haemastatics; or, an Account of some Hydraulic and Hydrostatical Experiments made on the Blood and Blood-Vessels of Animals.* Vol. 2. 1733, London: Innys, W., Manby, R.
5. Klinge, R., *Das Elektrokardiogramm: Leitfaden für Ausbildung und Praxis.* Vol. 9. Auflage. 2011.
6. Porges, S.W., Cardiac vagal tone: a physiological index of stress. *Neurosci Biobehav Rev*, 1995. 19(2): p. 225-33.
7. Koepchen, H.P., Zentralnervöse und reflektorische Steuerung der Herzfrequenz in Brisse, B. und Bender, F. *Autonome Innervation des Herzens* 1982, Darmstadt: Steinkopff Verlag.
8. Saul, J., Beat-To-Beat Variations of Heart Rate Reflect Modulation of Cardiac Autonomic Outflow Physiology, 1990. 5(1): p. 32-37.
9. Billman, G.E., Heart rate variability - a historical perspective. *Front Physiol*, 2011. 2: p. 86.
10. Holter, N.J., New method for heart studies. *Science*, 1961. 134(3486): p. 1214-20.
11. Hon, E.H. and S.T. Lee, Electronic evaluation of the fetal heart rate. VIII. Patterns preceding fetal death, further observations. *Am J Obstet Gynecol*, 1963. 87: p. 814-26.
12. Akselrod, S., et al., Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control. *Science*, 1981. 213(4504): p. 220-2.
13. Baselli, G., et al., Heart rate variability signal processing: a quantitative approach as an aid to diagnosis in cardiovascular pathologies. *Int J Biomed Comput*, 1987. 20(1-2): p. 51-70.
14. Liao, D., et al., Cardiac autonomic function and incident coronary heart disease: a population-based case-cohort study. The ARIC Study. Atherosclerosis Risk in Communities Study. *Am J Epidemiol*, 1997. 145(8): p. 696-706.
15. Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. *Circulation*, 1996. 93(5): p. 1043-1065.
16. Löllgen, H., Neue Methoden in der kardialen Funktionsdiagnostik – Herzfrequenzvariabilität. *Deutsches Ärzteblatt*, 1999. 96(31-32): p. A-2029-2032.

17. Tsuji, H., et al., Determinants of heart rate variability. *J Am Coll Cardiol*, 1996. 28(6): p. 1539-46.
18. Stolarz, K., et al., Host and environmental determinants of heart rate and heart rate variability in four European populations. *Journal of Hypertension*, 2003. 21(3): p. 525-35.
19. Kudielka, B.M., et al., Differential heart rate reactivity and recovery after psychosocial stress (TSST) in healthy children, younger adults, and elderly adults: the impact of age and gender. *Int J Behav Med*, 2004. 11(2): p. 116-21.
20. Backs, R.W. and K.A. Seljos, Metabolic and cardiorespiratory measures of mental effort: the effects of level of difficulty in a working memory task. *Int J Psychophysiol*, 1994. 16(1): p. 57-68.
21. Filaire, E., et al., Effect of lecturing to 200 students on heart rate variability and alpha-amylase activity. *Eur J Appl Physiol*, 2010. 108(5): p. 1035-1043.
22. Pomeranz, B., et al., Assessment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis. *Am J Physiol*, 1985. 248(1 Pt 2): p. H151-3.
23. Ori, Z., et al., Heart rate variability. Frequency domain analysis. *Cardiol Clin*, 1992. 10(3): p. 499-537.
24. Montano N, R.T., Porta A, Lombardi F, Pagani M, Malliani A. , Power spectrum analysis of heart rate variability to assess the changes in sympathovagal balance during graded orthostatic tilt. *Circulation*, 1994. 90(4): p. 1826-31.
25. Tarvainen, M. and J.-P. Niskanen, *Kubios HRV User's Guide*, B.A.a.M.I. Group, Editor 2008: Kuopio, FINLAND. p. 24.
26. Thayer, J.F., S.S. Yamamoto, and J.F. Brosschot, The relationship of autonomic imbalance, heart rate variability and cardiovascular disease risk factors. *Int J Cardiol*, 2010. 141(2): p. 122-31.
27. Kollai, M. and K. Koizumi, Reciprocal and non-reciprocal action of the vagal and sympathetic nerves innervating the heart. *J Auton Nerv Syst*, 1979. 1(1): p. 33-52.
28. Loffelholz, K. and E. Muscholl, A muscarinic inhibition of the noradrenaline release evoked by postganglionic sympathetic nerve stimulation. *Naunyn Schmiedebergs Arch Pharmakol*, 1969. 265(1): p. 1-15.
29. LaRaia, P.J. and E.H. Sonnenblick, Autonomic control of cardiac C-AMP. *Circ Res*, 1971. 28(3): p. 377-84.
30. Pagani, M., et al., Power spectral analysis of heart rate and arterial pressure variabilities as a marker of sympatho-vagal interaction in man and conscious dog. *Circ Res*, 1986. 59(2): p. 178-93.
31. Robinson, B.F., et al., Control of heart rate by the autonomic nervous system. Studies in man on the interrelation between baroreceptor mechanisms and exercise. *Circ Res*, 1966. 19(2): p. 400-11.
32. Jose, A.D. and D. Collison, The normal range and determinants of the intrinsic heart rate in man. *Cardiovasc Res*, 1970. 4(2): p. 160-7.
33. Esperer, H.D., *Physiologische Grundlagen und pathophysiologische Aspekte der Herzfrequenzvariabilität beim Menschen. Herzschrittachertherapie + Elektrophysiologie*, 1994. 5(2): p. 1-10.

34. Lombardi, F., et al., Heart rate variability as an index of sympathovagal interaction after acute myocardial infarction. *Am J Cardiol*, 1987. 60(16): p. 1239-45.
35. Nolan, J., et al., Prospective study of heart rate variability and mortality in chronic heart failure: results of the United Kingdom heart failure evaluation and assessment of risk trial (UK-heart). *Circulation*, 1998. 98(15): p. 1510-6.
36. Tsuji, H., et al., Impact of reduced heart rate variability on risk for cardiac events. The Framingham Heart Study. *Circulation*, 1996. 94(11): p. 2850-2855.
37. Liao, D., et al., Association of cardiac autonomic function and the development of hypertension: the ARIC study. *Am J Hypertens*, 1996. 9(12 Pt 1): p. 1147-56.
38. La Rovere, M.T., et al., Baroreflex sensitivity and heart-rate variability in prediction of total cardiac mortality after myocardial infarction. ATRAMI (Autonomic Tone and Reflexes After Myocardial Infarction) Investigators. *Lancet*, 1998. 351(9101): p. 478-84.
39. Prof. Dr. med. Dr. h.c. mult. W. Holzgreve MS, F., FACOG, et al., Gynäkologie und Geburtshilfe. Vol. 2. Auflage. 2007, Heidelberg: Springer.
40. Wacker, B. and M. Maier, Fetales Monitoring: Kardiotokographie und Geburtenüberwachungssysteme, in *Medizintechnik*, R. Kramme, Editor 2011, Springer Berlin Heidelberg. p. 739-749.
41. Hottentrott, K., O. Hoos, and H.D. Esperer, Herzfrequenzvariabilität und Sport. *Herz*, 2006. 31: p. 544-552.
42. Felber Dietrich, D., et al., Heart rate variability in an ageing population and its association with lifestyle and cardiovascular risk factors: results of the SAPALDIA study. *Europace*, 2006. 8(7): p. 521-9.
43. Rief, W. and N. Birbaumer, Biofeedback. Vol. 3. Auflage. 2011, Stuttgart: Schattauer.
44. Hassett, A.L., et al., A pilot study of the efficacy of heart rate variability (HRV) biofeedback in patients with fibromyalgia. *Appl Psychophysiol Biofeedback*, 2007. 32(1): p. 1-10.
45. Leah Lagos, et al., Heart Rate Variability Biofeedback as a Strategy for Dealing with Competitive Anxiety: A Case Study. *Biofeedback*, 2008. 36(3): p. 109-115.
46. Karavidas, M.K., et al., Preliminary results of an open label study of heart rate variability biofeedback for the treatment of major depression. *Appl Psychophysiol Biofeedback*, 2007. 32(1): p. 19-30.
47. Lin, G., et al., Heart rate variability biofeedback decreases blood pressure in prehypertensive subjects by improving autonomic function and baroreflex. *J Altern Complement Med*, 2012. 18(2): p. 143-52.
48. Gass, J.J. and A.G. Glaros, Autonomic dysregulation in headache patients. *Appl Psychophysiol Biofeedback*, 2013. 38(4): p. 257-63.
49. Nestoriuc, Y., et al., Biofeedback treatment for headache disorders: a comprehensive efficacy review. *Appl Psychophysiol Biofeedback*, 2008. 33(3): p. 125-40.

50. Hansen, A.L., B.H. Johnson, and J.F. Thayer, Vagal influence on working memory and attention. *International Journal of Psychophysiology*, 2003. 48(3): p. 263–274.
51. Hansen, A.L., B.H. Johnsen, and J.F. Thayer, Relationship between heart rate variability and cognitive function during threat of shock. *Anxiety Stress Coping*, 2009. 22(1): p. 77-89.
52. Mrowinski, D. and G. Scholz, *Audiometrie - Eine Anleitung für die praktische Hörprüfung*. Vol. 4. 1994, Stuttgart: Thieme.
53. Schultz-Coulon, H., Über die Bedeutung des Umweltgeräusches für den Hochtonschwerhörigen. *HNO*, 1973. 21: p. 26-32.
54. von Wedel, H., Fehlermöglichkeiten in der Ton-und Sprachaudiometrie. *HNO*, 2001. 48(3): p. 204-208.
55. Hahlbrock, K.H., [Speech audiometry and new word-tests]. *Arch Ohren Nasen Kehlkopfheilkd*, 1953. 162(5): p. 394-431.
56. Lenhardt, E. and R. Laszig, *Praxis der Audiometrie*. Vol. 9. 1952, Stuttgart: Thieme.
57. Zhong, Y., et al., Quantifying cardiac sympathetic and parasympathetic nervous activities using principal dynamic modes analysis of heart rate variability. *American Journal of Physiology. Heart and Circulatory Physiology*, 2006. 291(3): p. H1475-1483.
58. McCraty, R., et al., The effects of emotions on short-term power spectrum analysis of heart rate variability. *Am J Cardiol*, 1995. 76(14): p. 1089-93.
59. Lehrer, P.M., et al., Heart rate variability biofeedback increases baroreflex gain and peak expiratory flow. *Psychosom Med*, 2003. 65(5): p. 796-805.
60. Middleton, H.C., et al., Contrasts between the cardiovascular concomitants of tests of planning and attention. *Psychophysiology*, 1999. 36(5): p. 610-8.
61. Stein, P.K., et al., Circadian and ultradian rhythms in heart rate variability. *Biomedizinische Technik. Biomedical engineering*, 2006. 51(4): p. 155-8.
62. Stein, P.K. and R.E. Kleiger, Insights from the study of heart rate variability. *Annual Review of Medicine*, 1999. 50: p. 249-261.
63. Bilan, A., et al., Circadian rhythm of spectral indices of heart rate variability in healthy subjects. *Journal of electrocardiology*, 2005. 38(3): p. 239-43.
64. Luft, C.D., E. Takase, and D. Darby, Heart rate variability and cognitive function: effects of physical effort. *Biological Psychology*, 2009. 82(2): p. 164-168.
65. Ong, J.J., et al., Circadian rhythmicity of heart rate and QTc interval in diabetic autonomic neuropathy: implications for the mechanism of sudden death. *Am Heart J*, 1993. 125(3): p. 744-52.
66. Polanczyk, C.A., et al., Sympathetic nervous system representation in time and frequency domain indices of heart rate variability. *European Journal of applied physiology and occupational physiology*, 1998. 79(1): p. 69-73.

67. Lucini, D., et al., Stress management at the worksite: reversal of symptoms profile and cardiovascular dysregulation. *Hypertension*, 2007. 49(2): p. 291-7.
68. Vrijkotte, T.G., L.J. van Doornen, and E.J. de Geus, Effects of work stress on ambulatory blood pressure, heart rate, and heart rate variability. *Hypertension*, 2000. 35(4): p. 880-6.
69. Galetta, F., et al., Changes in heart rate variability and QT dispersion in patients with overt hypothyroidism. *European Journal of Endocrinology*, 2008. 158(1): p. 85-90.
70. Axelrod, S., et al., Spectral analysis of fluctuations in heart rate: an objective evaluation of autonomic nervous control in chronic renal failure. *Nephron*, 1987. 45(3): p. 202-6.
71. Eryonucu, B., et al., Comparison of the acute effects of salbutamol and terbutaline on heart rate variability in adult asthmatic patients. *The European Respiratory Journal*, 2001. 17(5): p. 863-867.
72. Bedard, M.E., et al., Reduced heart rate variability in patients with chronic obstructive pulmonary disease independent of anticholinergic or beta-agonist medications. *COPD*, 2010. 7(6): p. 391-397.
73. Kemp, A.H., et al., Impact of depression and antidepressant treatment on heart rate variability: a review and meta-analysis. *Biological Psychiatry*, 2010. 67(11): p. 1067-1074.
74. Bauer, R.M., Physiologic measures of emotion. *J Clin Neurophysiol*, 1998. 15(5): p. 388-96.
75. Taylor, J.A., et al., Mechanisms underlying very-low-frequency RR-interval oscillations in humans. *Circulation*, 1998. 98(6): p. 547-55.
76. Perini, R. and A. Veicsteinas, Heart rate variability and autonomic activity at rest and during exercise in various physiological conditions. *European Journal of applied Physiology*, 2003. 90(3-4): p. 317-325.
77. Sloan, R.P., et al., Effect of mental stress throughout the day on cardiac autonomic control. *Biol Psychol*, 1994. 37(2): p. 89-99.
78. Weippert, M., et al., Sympatho-vagale Balance und kardiale Reaktionen bei standardisierten psychomentalen Belastungen. *Biomed Tech (Berl)*, 2009. 54(4): p. 197-203.
79. Lucini, D., et al., Impact of chronic psychosocial stress on autonomic cardiovascular regulation in otherwise healthy subjects. *Hypertension*, 2005. 46(5): p. 1201-1206.
80. Matthews, K.A. and C.M. Stoney, Influences of sex and age on cardiovascular responses during stress. *Psychosom Med*, 1988. 50(1): p. 46-56.
81. Bernardi, L., et al., Physical activity influences heart rate variability and very-low-frequency components in Holter electrocardiograms. *Cardiovasc Res*, 1996. 32(2): p. 234-7.
82. Vogel, N., Einflüsse von anspruchsvollen Hörsituationen auf die Herzfrequenzvariabilität (HRV), Dissertation, Universität Würzburg. 2014.
83. Zeh, K.I., Veränderungen der Herzratenvariabilität unter auditorischer Belastung ohne und mit Störgeräusch, Dissertation, Universität Würzburg. 2014.

84. Pichon, A.P., et al., Spectral analysis of heart rate variability during exercise in trained subjects. *Med Sci Sports Exerc*, 2004. 36(10): p. 1702-8.
85. Cottin, F., Y. Papelier, and P. Escourrou, Effects of exercise load and breathing frequency on heart rate and blood pressure variability during dynamic exercise. *Int J Sports Med*, 1999. 20(4): p. 232-8.
86. Bartels, M.N., et al., The effect of ventilation on spectral analysis of heart rate and blood pressure variability during exercise. *Respir Physiol Neurobiol*, 2004. 144(1): p. 91-8.
87. Perini, R., et al., The influence of exercise intensity on the power spectrum of heart rate variability. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 1990. 61(1-2): p. 143-8.
88. Bernardi, L., et al., Dynamic interactions between musical, cardiovascular, and cerebral rhythms in humans. *Circulation*, 2009. 119(25): p. 3171-80.
89. Salamon, E., et al., Sound therapy induced relaxation: down regulating stress processes and pathologies. *Med Sci Monit*, 2003. 9(5): p. RA96-RA101.
90. Roque, A.L., et al., The effects of auditory stimulation with music on heart rate variability in healthy women. *Clinics (Sao Paulo)*, 2013. 68(7): p. 960-7.
91. Kelly, M.M., et al., Sex differences in emotional and physiological responses to the Trier Social Stress Test. *J Behav Ther Exp Psychiatry*, 2008. 39(1): p. 87-98.
92. Saab, P.G., et al., Premenopausal and postmenopausal women differ in their cardiovascular and neuroendocrine responses to behavioral stressors. *Psychophysiology*, 1989. 26(3): p. 270-80.
93. Steptoe, A., et al., Cardiovascular risk and responsivity to mental stress: the influence of age, gender and risk factors. *J Cardiovasc Risk*, 1996. 3(1): p. 83-93.
94. Steptoe, A., J. Moses, and S. Edwards, Age-related differences in cardiovascular reactions to mental stress tests in women. *Health Psychol*, 1990. 9(1): p. 18-34.
95. Pagani, M., et al., Relationship between spectral components of cardiovascular variabilities and direct measures of muscle sympathetic nerve activity in humans. *Circulation*, 1997. 95(6): p. 1441-8.
96. Wittling, W. and R.A. Wittling, *Herzschlagvariabilität: Frühwarnsystem, Stress- und Fitnessindikator 2012*, Heiligenstadt: Eichsfeld Verlag.
97. Lucini, D., A. Porta, and M. Pagani, Assessing autonomic disturbances of hypertension in the general practitioner's office: a transtelephonic approach to spectral analysis of heart rate variability. *J Hypertens*, 2003. 21(4): p. 755-60.
98. Udupa, K., et al., Alteration of cardiac autonomic functions in patients with major depression: a study using heart rate variability measures. *J Affect Disord*, 2007. 100(1-3): p. 137-41.
99. Denver, J.W., S.F. Reed, and S.W. Porges, Methodological issues in the quantification of respiratory sinus arrhythmia. *Biol Psychol*, 2007. 74(2): p. 286-94.

100. Sukowski, H., et al., Untersuchung zur Vergleichbarkeit des Freiburger Sprachtests mit dem Göttinger Satztest und dem Einsilber-Reimtest nach von Wallenberg und Kollmeier. HNO, 2009. 57(3): p. 239-50.
101. Wendler, J., W. Seidner, and U. Eysholdt, Lehrbuch der Phoniatrie und Pädaudiologie. Vol. 4. 1977, Stuttgart: Thieme.
102. Bangert, H., Probleme bei der Ermittlung des Diskriminationsverlustes nach dem Freiburger Sprachtest. Audiological Acoustics, 1980. 19: p. 166-170.
103. Hirsch, H.-G., Spracherkennung in realen Räumen, in Sprachkommunikation. NTG Fachberichte 941986, VDE-Verlag GmbH: München. p. 55-60.
104. Furlan, R., et al., Continuous 24-hour assessment of the neural regulation of systemic arterial pressure and RR variabilities in ambulant subjects. Circulation, 1990. 81(2): p. 537-47.
105. Abhishekh, H.A., et al., Influence of age and gender on autonomic regulation of heart. J Clin Monit Comput, 2013. 27(3): p. 259-64.

7 ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abbildung 1: Frühes EKG-Gerät gemäß den Standards, die durch Einthoven entwickelt wurden. Die Extremitäten mussten in Behälter mit Salzlösung eingetaucht werden	3
Abbildung 2: Zeitleiste wichtiger Ereignisse in der Entdeckung der HRV (eigene Darstellung)	4
Abbildung 3: Ausschnitt aus einem EKG (eigene Darstellung)	5
Abbildung 4: Tachogramm eines in dieser Arbeit untersuchten Probanden in der Ruhephase (Kubios HRV Analysis Software Version 2.00, Biosignal Analysis and Medical Imaging Group, University of Kuopio, Finland)	6
Abbildung 5: Spektralanalyse der HRV (Kubios HRV Analysis Software Version 2.0)	6
Abbildung 6: Übersicht über Aufbau und Funktion des autonomen Nervensystems (eigene Darstellung)	10
Abbildung 7: CTG mit Aufnehmer und Zubehör (mit freundlicher Genehmigung von Springer-Verlag [40])	13
Abbildung 8: Der Freiburger Sprachverständlichkeitstest	16
Abbildung 9: Schematischer Versuchsaufbau	19
Abbildung 10: Tonaudiogramm zur Hörschwellen-Bestimmung eines Normalhörenden. Aufgetragen ist die Frequenz (in Kilohertz) auf der x-Achse gegen den Schalldruck (in Dezibel Hörverlust auf der y-Achse)	20
Abbildung 11: Übersicht über die Aufteilung der Probanden	22
Abbildung 12: Zusammenfassung des Versuchsablaufs	22
Abbildung 13: Altersverteilung der Probanden, gesamt und nach Gruppen aufgeteilt	25
Abbildung 14: Durchschnittliche Anzahl richtig erkannter Wörter in der Sprachaudiometrie bei einem Schalldruckpegel von 20, 40 und 70 dB (SPL) ..	28
Abbildung 15: Vergleich der Anzahl durchschnittlich richtig erkannter Wörter bei Beginn mit 70 dB (SPL) versus Beginn mit 20 dB (SPL)	29
Abbildung 16: Vergleich durchschnittlich richtig erkannter Wörter zwischen Frauen und Männern bei einem Schalldruckpegel von 20, 40 und 70 dB (SPL)	30
Abbildung 17: Vergleich der Mean HR in den verschiedenen Phasen des Versuches; signifikante Unterschiede sind durch ein „*“ gekennzeichnet	31
Abbildung 18: Vergleich der SDNN in den verschiedenen Phasen des Versuches; signifikante Unterschiede sind durch ein „*“ gekennzeichnet	32
Abbildung 19: Vergleich der RMSSD in den verschiedenen Phasen des Versuches; signifikante Unterschiede sind durch ein „*“ gekennzeichnet	33
Abbildung 20: Vergleich der LF/HF-Ratio in den verschiedenen Phasen des Versuches; signifikante Unterschiede sind durch ein „*“ gekennzeichnet	34

Abbildung 21: Vergleich der LF-/HF-Ratio von Frauen und Männern in den verschiedenen Phasen des Versuches 35

Abbildung 22: Vergleich der SDNN von zwei Probandengruppen. 1.Gruppe: Beginn des Versuchs mit 70 dB (SPL), 2.Gruppe: Beginn des Versuchs mit 20 dB (SPL), jeweils in den Versuchsphasen mit 70 dB (SPL) bzw. 20 dB (SPL). 37

Abbildung 23: Vergleich der LF/HF-Ratio von zwei Probandengruppen. 1.Gruppe: Beginn des Versuchs mit 70 dB (SPL), 2.Gruppe: Beginn des Versuchs mit 20 dB (SPL), jeweils in den Versuchsphasen mit 70 dB (SPL) bzw. 20 dB (SPL). 38

8 TABELLENVERZEICHNIS

Tabelle 1: Zusammenfassung der durch die Software errechneten HRV-Parameter [25].....	9
---	---

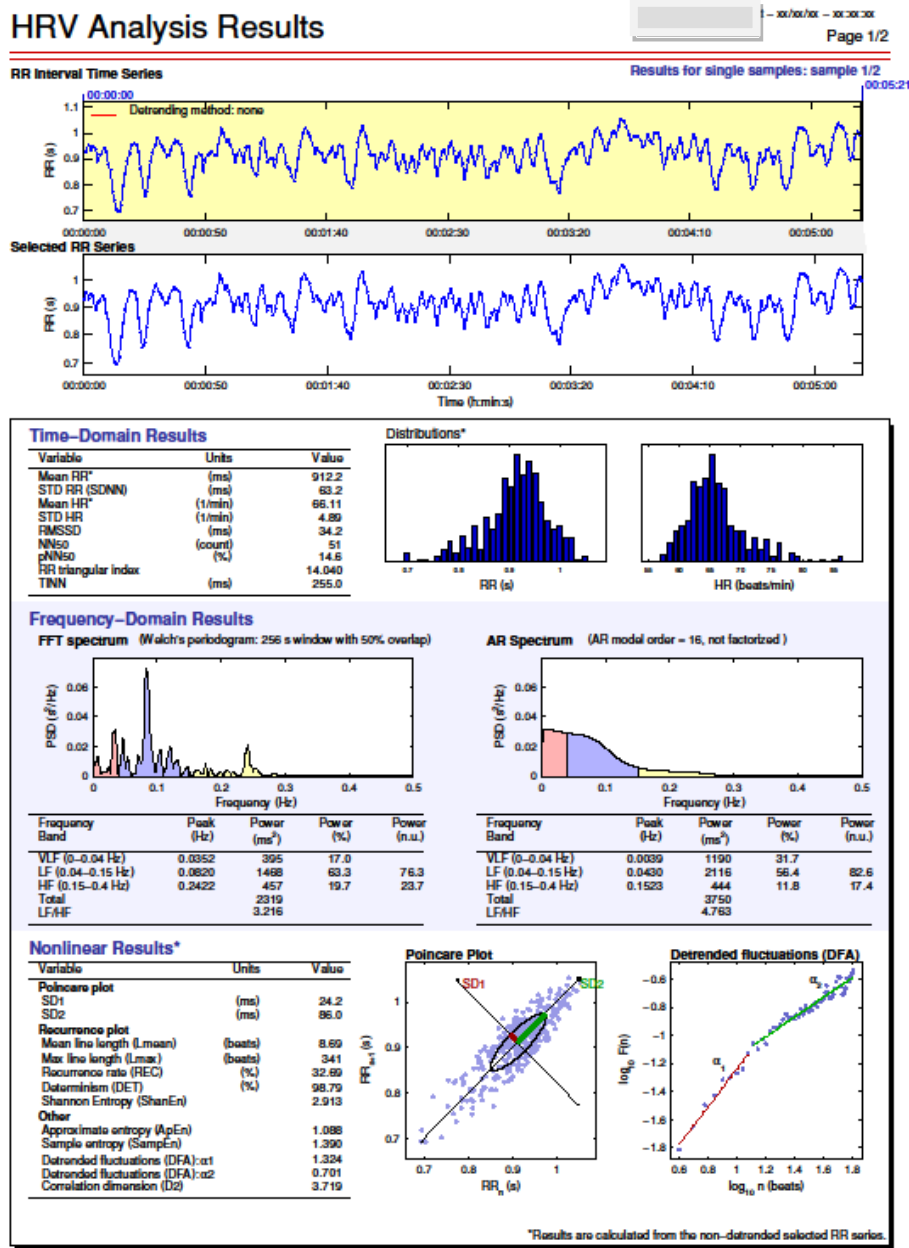
9 ANHANG

9.1 TESTBOGEN (BEISPIEL)

20dB	Potter	Horn	Pfeil	Wasser	Turm	Spiß	Lauts	Recht	Zopf
		Schall	Mais	Fell	Gramm	Ober	Sieb	Pracht	Lump
		Gips	Bach	Sprung	Breck				
10 richtig				Schau					
		Schlut ✓				Pfeil ✓ Nehg	teht	Platz	
		Horn	Stuhl ✓	Pfeil					
		Horn	Lauts	Ehrent ✓	Kahn		Kiel		Ten
4 falsch		Bruck ✓	Horn	Stab	Mist	Blut		Spant	Reich
		Ast	Laut ✓	Pracht	Herol ✓	Toch	Bein	Blut	Wahr ✓
		Brust	Brust	Bret		Schul	Docht	Vaupf	Fuss ✓
		Meer ✓			Stolz				
70dB		Schnitt	Reif ✓	Gors ✓	Wert	Korn	Schrei	Tal	Blech
		Faust ✓	Rang ✓	Lohn ✓	Nest	Pult	Schicht	Zoll	Heu
		Angst	Brust ✓	Gieb	Staub	Wacht	Schlaf	Lust	Berg
		Docht	Zeit	Schlamm	Wind	Preis	Wer	Mal	Speer
		Fluss	Sinn	Roch	Haupt	Gang	Trieb	Boot	Schlamm
		Bund	Stiel	Wader	Reim	Geld	Tor	Ruft	Stück
		Ast	Mehl	Trotz	Pfad	Heil	Brief	Sau	Pracht
		Dung	Stern	Lach	Maß				
70dB		Fink ✓	Schlamm ✓	Reh ✓	Grat	Fluß	Him	Fuchs	Bein
		Napf	Teer	Stolz	Art	Wurm	Ding	Trob	Bett
		Wald	Schatz	Wut	Pfuch	Schnitt	Frau	Land	Helm
		Beck	Flucht	Silber	Veil	Rast	Gruf	Wald	Plan
		Wieg	Ast	Pfiff	Weib	Stumm	Fang	Tee	Kord
		Frucht	Schüte	See	Schar	Gold	Leib	Wunsch	Trag
		Stier	Ton	Heer	Dadus	Bauch	Kraus	Art	Pfund
		Lebt	Güch	Kolch	Rad				

Testbogen eines Probanden, der den Versuch mit 20 dB (SPL) begonnen hat. Falsch erkannte Wörter sind durchgestrichen, richtig erkannte abgehakt, nicht erkannte Wörter sind durch „—“ gekennzeichnet

9.2 ERGEBNIS KUBIOS



05-May-2011 17:25:53
 Juliano Konrad
 Würzburg, Universität

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

HRV-Analyse durch das Programm Kubios, beispielhaft für eine Testphase. Im oberen Teil finden sich die Originaldaten, im unteren Teil die berechneten Ergebnis

Danksagung

Meinen Dank möchte ich zuerst meinem Doktorvater Priv.-Doz. Dr. med. Andreas Radeloff aussprechen. Zum Einen für das Überlassen des Themas, zum Anderen für die gute Betreuung, die Anregungen sowie die konstruktive Kritik während der gesamten Entstehungszeit dieser Arbeit. Vielmals danke ich ihm für die Zeit, die er sich immer wieder genommen hat, um die auftretenden Probleme, sowohl wissenschaftlicher als auch technischer Natur, mit mir zu lösen.

Herrn Prof. Dr. med. Dr. h.c. Rudolf Hagen, Direktor der Klinik für Hals-, Nasen- und Ohrenkrankheiten, plastische und ästhetische Operationen der Universitätsklinik Würzburg, danke ich für die Möglichkeit der Durchführung dieser Dissertation unter seiner Klinikleitung.

Auch bei Frau Brauer möchte ich mich herzlich für die Einführung in die audiologische Diagnostik bedanken.

Mein Dank gilt auch allen meinen Freunden und Bekannten, die sich als Versuchspersonen zur Verfügung gestellt haben und mir dadurch die rasche Datenerhebung ermöglicht haben.

Zuletzt möchte ich mich auch bei meiner Familie bedanken, ganz besonders bei meinen Eltern, die mir während meines gesamten Studiums zur Seite standen und mich fortwährend unterstützt haben, sowie bei Steffen Bauer, der jederzeit ein offenes Ohr für mich hatte und mir bei allen auftretenden Schwierigkeiten behilflich war.