

Bachelorthesis zur Erlangung
des Titels
Bachelor of Science

Studiengang Augenoptik und Hörakustik
des Fachbereichs Optik und Mechatronik
an der Hochschule für Technik und Wirtschaft Aalen

*Subjektive und objektive Messung der
Höranstrengung im Störgeräusch anhand
biometrischer Daten*

von Felix Fischl

Matrikelnummer: 27185

1. Betreuerin: Prof. Dr. med. Annette Limberger
2. Betreuer: Stefan Kexel

Zusammenfassung

Zunehmend gerät die Höranstrengung in den Fokus der aktuellen Forschungen, um die Sprachverständlichkeit und den Hörkomfort im Störgeräusch für schwerhörige Menschen weiterhin zu verbessern (Sarampalis, et al., 2009) (Hicks, et al., 2002). Zu einer objektiven Bestimmung dieser Höranstrengung können verschiedene physiologische Aspekte wie z.B. die Pupillenreaktion betrachtet werden (Schulte, et al., 2011).

In dieser Studie wurden zu 3 akustisch unterschiedlichen Signalen („Wobbelton“, „Marburger Sätze“, „Hörbuch“) in einer fest randomisierten Reihenfolge unterschiedlich hohe Störgeräuschpegel (SNR -15 bis +20) dargeboten und die Reaktionen von Atmung, Blutdruck und Hautleitwert aufgezeichnet und analysiert. Bei der Auswertung der Atmung konnte eine zeitlich verzögerte Reaktion festgestellt werden. Nach einer erhöhten Belastung war eine intensivere Atmung nachweisbar. Die Analyse des BVP (engl. Blood Volume Pressure) zeigte eine konstant zunehmende Steigung der BVP-Werte während der gesamten Messdauer an. Direkte Korrelationen konnten zwischen den gemessenen Hautleitwerten und den veränderten Störgeräuschpegeln festgestellt werden. So konnte man besonders bei der Messung mit Wobbeltonsignal die Reaktion des Hautleitwerts bei Pegeln über 70 dB SPL (SNR \leq -5) deutlich erkennen, und eine erhöhte Höranstrengung feststellen.

Diese Ergebnisse zeigen, dass objektive Messungen von Höranstrengung im Störgeräusch möglich sind. Insbesondere die Messung des Hautleitwerts scheint vielversprechend zu sein, da dieser mit relativ geringem Aufwand die deutlichsten Reaktionen lieferte.

Abstract

More and more, hearing effort gets part of current researches to improve intelligibility and hearing comfort for hearing impaired people (Sarampalis, et al., 2009) (Hicks, et al., 2002). To measure this listening effort, various physiological signals e.g. pupillometry are suitable to obtain objective data (Schulte, et al., 2011). In this study 3 different signals ("Warble Tones", "Marburg Sentences", "Audiobook") were presented and reactions of respiration, blood pressure and skin conductance were recorded and analyzed. Evaluation of the respiration signals showed an indirect correlation. After an increased effort, a more intensively respiration was detectable. The analysis of BVP (Blood Pressure Volume) showed a constantly progression during the entire measurement. A direct correlation was detected between skin conduction and modified background noise. Especially the measurements with "Warble Tone" showed a clearly reaction of skin conduction at levels over 70 dB SPL ($SNR \leq -5$). This stands for an increased hearing effort.

These results demonstrate that it is possible to objectively measure hearing effort in background noise. Because of the little complexity and the clear reactions, the measurement of skin conductance seems to be most reasonable.

Inhalt

1 Einleitung	1
1.1 Stand der Forschung.....	1
1.2 Motivation	3
2 Material & Methoden.....	5
2.1 Wahl der Messtechnik	5
2.2 Messsignale	7
2.2.1 Störsignal.....	7
2.3 Messungen der objektiven und subjektiven Werte.....	8
2.3.1 Messaufbau	8
2.3.2 Durchführung der Messungen	9
2.4 Auswertung der objektiven und subjektiven Werte.....	13
2.4.1 Grundvoraussetzung zur Auswertung.....	13
2.4.2 Ablauf der Auswertung	14
3 Ergebnisse.....	16
3.1 Mimische Muskulatur.....	16
3.2 Atmung	17
3.3 Blutdruck.....	21
3.4 Hautleitwert.....	24
4 Diskussion	31
5 Ausblick in die Zukunft	34
Danksagung.....	36
Literaturverzeichnis.....	37

1 Einleitung

1.1 Stand der Forschung

Noch immer ist die frühzeitige Hörsystemversorgung schwerhöriger Menschen nicht der Regelfall in Deutschland. In einer Studie wurde unter anderem festgestellt, dass bereits bei 10% der 50 – 55-jährigen ein relevanter Hörverlust vorliegt, aber nur 2% mit einem Hörsystem versorgt wurden (Hoffmann, 2008). Da durch das frühe Tragen eines Hörsystems der Entwöhnung des Höreindrucks entgegen gewirkt werden kann, scheint es sinnvoll eine möglichst frühe Hörsystemversorgung anzustreben.

Ein Problem wirft dabei das Verstehen im Störgeräusch auf: Vor allem Menschen mit einer geringgradigen Schwerhörigkeit sind in den durchgeführten Sprachtests ausreichend gut, müssen sich aber in geräuschvoller Umgebung subjektiv deutlich stärker anstrengen. Für höhergradig Schwerhörige trifft dies in noch stärkerem Maß zu, da sich diese Menschen deutlich mehr anstrengen müssen, um Sprache im Störgeräusch verstehen zu können.

Aus diesem Grund gab es in den letzten Jahren vermehrt Forschungen, die sich mit der Messung und Interpretation von Höranstrengung insbesondere im Störgeräusch auseinandersetzen.

Bereits 2002 wurden erste Experimente durchgeführt um die Frage zu klären, ob schwerhörige Kinder mehr Belastung beim Hören im Störgeräusch ausgesetzt sind als normalhörende Kinder (Hicks, et al., 2002). Es wurde vermutet, dass schwerhörige Kinder durch die erhöhte Belastung schneller ermüden als normalhörende Kinder. Während bei einer subjektiven Bestimmung der Müdigkeit und bei der Bestimmung des Cortisolspiegels der Kinder keine Erschöpfung nachweisbar war, konnte im zweiten Testverlauf mit einem Dual-Task-Paradigma festgestellt werden, dass schwerhörige Kinder im Störgeräusche einer deutlich größeren Belastung ausgesetzt sind. Da Hick & Tharpe bei ihrer Studie lediglich SNRs von 0 bis + 20 dB verwendet hatten,

untersuchten Clare S. Howard et al. in einer ähnlich aufgebauten Studie bei normalhörenden Kindern die Höranstrengung in Geräuschpegeln, die typischen Grundschulklassen entsprechen (SNR +4 bis -4 dB). Sie kamen zu dem Ergebnis, dass mit fallendem SNR auch die Leistung bei Sprachverständlichkeits-Tests nachlässt und somit eine erhöhte Anstrengung erkennbar ist (Howard, et al., 2010).

Aufgrund dessen versuchte man für die Hörgeräteträger durch verschiedene Techniken wie Störgeräuschunterdrückung oder verschiedene Mikrofoneinstellungen den SNR zu verbessern. So wurde z.B. von Peeters et al., 2009 die subjektive und objektive Verbesserung des Sprachverstehens im Störgeräusch durch Störgeräuschunterdrückung bzw. direktionale Mikrofone untersucht. Dabei wurden der HINT (Hearing in Noise Test) als objektiver und der ANL Test (Acceptable Noise Level) als subjektiver Test verwendet. Es konnte bewiesen werden, dass sowohl der Einsatz von direktionalen Mikrofonen als auch die Algorithmen zur Störgeräuschunterdrückung den SNR im Durchschnitt um bis zu 5,7 dB verbessern können (Peeters, et al., 2009). Desweiteren stellte man fest, dass beide verwendeten Tests geeignet sind um die Auswirkungen einer Veränderung des SNRs zu erkennen.

Vor allem der ANL Test dient in zahlreichen Studien als subjektiver Wert eines gerade noch akzeptierten Störgeräuschpegels (Freyaldenhoven, et al., 2006) (Nabelek, et al., 2006) (Peeters, et al., 2009). Bereits 1991 wurde festgestellt, dass schwerhörige Menschen, die einen hohen ANL vorweisen, also nur einen niedrigen Störgeräuschpegel akzeptieren, nur selten oder gar kein Hörgerät tragen (Nabelek, et al., 1991).

Um eine Verfälschung durch eine Subjektivität dieser Werte auszuschließen, wurden objektive Methoden zur Messung der Höranstrengung angestrebt. Zum Beispiel wurde mittels funktioneller Magnetresonanztomographie (fMRT) die Aktivität der sprachrelevanten Bereiche des Gehirns beobachtet. Es wurden ganze Sätze mit unterschiedlich hohen Störgeräuschpegeln dargeboten und daraufhin die Hirnaktivitäten verglichen. Bei höheren Störgeräuschpegeln wurde erhöhte Aktivität in den Bereichen des linken

oberen temporalen Cortex und des linken unteren parietalen Cortex festgestellt. So konnte objektiv eine Höranstrengung nachgewiesen werden, auch wenn diese von den Probanden subjektiv nicht nachempfunden wurde (Peelle, et al., 2010). Desweiteren wurde auch die Pupillenreaktion als Indikator von Höranstrengung verwendet. So konnte mittels Pupillometrie festgestellt werden, dass beim Hören im Störgeräusch auch eine Reaktion der Pupillengröße messbar ist. Bei niedrigen SNRs (bis zu -9) wurde die Pupille größer. Dies spricht für eine erhöhte kognitive Belastung (Schulte, et al., 2011).

1.2 Motivation

Mit den bisherigen Studien konnte die Höranstrengung, vor allem im Störgeräusch, mit unterschiedlichen Mitteln bewiesen werden. Auch die Folgen dieser weiteren Anstrengung für schwerhörige Menschen wurden von verschiedenen Studien belegt, ausreichend dargestellt und die Notwendigkeit einer Verbesserung erkannt (Hicks, et al., 2002) (Howard, et al., 2010).

Die bisher verwendeten Tests (ANL, Dual-Task-Paradigma, fMRT) sind in sich aussagekräftig, jedoch zeigen sie Schwächen in ihrer Objektivität, Durchführbarkeit oder durch den komplexen und sehr aufwändigen Messapparat.

So entstand die Idee eines weiteren Testverfahrens zur Messung der Höranstrengung, die aussagekräftig und vollkommen objektiv ist. Weiterhin sollte sie mit einem möglichst geringen Aufwand für Proband und Tester verbunden sein, um sie auch für einen eventuellen Einsatz in der Praxis zugänglich zu machen. Es wird die Hypothese gestellt, dass sich die Höranstrengung nicht nur auf die Aktivität des Gehirns, sondern auch auf die Aktivität des gesamten Körpers auswirkt. Daher liegt eine Messung biometrischer Daten nahe. Hier soll vor allem auf Veränderungen der mimischen Muskulatur, Atmung, Blutdrucks und des Hautleitwerts geachtet

werden, um so rein objektive Reaktionen des Körpers auf eine erhöhte Höranstrengung zu erhalten.

Sollte mit diesen Mitteln Höranstrengung feststellbar und messbar sein, könnte dies ein weiterer Schritt zur Verbesserung in der Hörsystemanpassung sein. Auch im Bereich der Hörrehabilitation könnte dies nützlich sein, um einen verbesserten SNR auch objektiv, anhand der verminderten Höranstrengung, sichtbar zu machen.

2 Material & Methoden

Die Messungen wurden in Räumen des Studiengangs Augenoptik/Augenoptik und Hörakustik der Hochschule für angewandte Wissenschaften (HAW) (vgl. 2.3.1 Messaufbau) durchgeführt. So konnten Probanden aus dem Mitarbeiterteam sowie aus den einzelnen Semestern der Studierenden, entweder mündlich oder via E-Mail, angeworben werden.

Einschlusskriterien für die Teilnahme an der Studie waren die Vollendung des 18. Lebensjahres, normale kognitive Fähigkeiten sowie eine Normalhörigkeit, die vor den Messungen überprüft wurde (vgl. Messdurchführung). Nach der Auswahl durch diese Kriterien wurden ursprünglich bei 21 Probanden, davon 8 männliche und 13 weibliche, die Messungen durchgeführt. Das Alter der teilnehmenden Personen reichte von 20 bis 53 Jahren, bei einem mittleren Wert von 29,1 Jahren. 2 Probanden gaben an, nicht mit Deutsch als Muttersprache aufgewachsen zu sein. Dies beeinträchtigte aber nicht die Verständlichkeit der Sprachsignale in den folgenden Tests.

2.1 Wahl der Messtechnik

Bei der audiologischen Voruntersuchung wurden das äußere Ohr und Gehörgang, die Normalhörigkeit mittels Audiogramm beurteilt, sowie die Funktion des Mittelohres überprüft. Mit dem Tympanometer *MI 25* (MAICO Diagnostics GmbH, Berlin) wurde die Funktion des Mittelohres überprüft und mithilfe des integrierten Thermodruckers festgehalten. Daraufhin fand mit dem Audiometriemodul der *Affinity 2.0* (MAICO Diagnostics GmbH, Berlin) die Bestimmung der Hörschwelle statt und wurde dokumentiert. Dabei wurde der Messkopfhörer *DT 48 A* (beyerdynamic GmbH & Co. KG, Heilbronn) verwendet.

Alle audiometrischen Messungen wurden an denselben Geräten durchgeführt.

Die darauffolgenden Messungen zur Bestimmung der Höranstrengung wurden in einer annähernd schallisolierten Messkabine durchgeführt. Die Probanden erhielten eine Grafik mit der sie eine subjektive Höranstrengung von 1 bis 10 zeigen konnten, wobei 1 für geringe und 10 für eine hohe subjektive Höranstrengung steht.

Durch zwei kalibrierte Lautsprecher konnten über das Audiometriemodul der Messbox *ACAM 5* (*ACOUSTICON Hörsysteme GmbH, Reinheim*) die unterschiedlichen Nutz- und Störsignale dargeboten werden. Die einzelnen biometrischen Daten wurden über ein 8-Kanal Physiologie-Messgerät der Firma *Mangold* (*Mangold International GmbH, Arnstorf*) aufgenommen. Dabei wurden vier Sensoren zur Aufzeichnung der unterschiedlichen Signale eingesetzt.

- Hautleitwiderstand Sensor (Genauigkeit: +/- 5 %)
- Blutvolumen – Puls Sensor
- Muskelaktivität Sensor
- Atmung Sensor

Der Sensor zur Messung der Muskelaktivität wurde mit standardisierten Einzelelektroden versehen.

Zeitgleich zeichnete eine Videokamera innerhalb der Kabine das Verhalten und die Mimik der Probanden auf. Dieses Signal wurde live an einen weiteren Laptop übertragen.

Mit der Software *INTERACT* (*Mangold International GmbH, Arnstorf*) konnten die eingehenden physiologischen Daten mit der Videoaufzeichnung abgestimmt, sowie die Pegeländerungen der akustischen Signale zeitlich erfasst werden. Für die spätere Auswertung der Messdaten wurde zusätzlich das Programm *DATAVIEW* zur Begutachtung der physiologischen Werte verwendet, sowie das Tabellenkalkulationsprogramm *Microsoft Excel* zur Erfassung der bearbeiteten Daten und Erstellung von Diagrammen verwendet.

2.2 Messsignale

Um eventuelle Beeinflussungen durch die Verwendung eines einzelnen Signals auszuschließen, wurden akustisch unterschiedliche Nutzsignale gewählt um so verschiedene Aspekte der Höranstrengung zu erfassen.

Der Wobbelton wurde als erstes Testsignal mit 1000 Hz angeboten.

Als erstes Sprachsignal wurde der Marburger Satztest verwendet, der in der ACAM 5 zur Messung des ANL (Acceptable Noise Level) implementiert ist. Dabei wurden 10 Sätze einer Liste in Schleife wiedergegeben. Mit dem Marburger Satztest als Signal kann man die Reaktion auf ein geregeltes Sprachsignal mit annähernd neutraler Sprache messen.

Um nicht nur akustisch geregelte Signale zu verwenden, stellt das dritte Nutzsignal ein herkömmliches Kinderhörbuch dar. Es handelt sich dabei um das deutschsprachige Hörbuch „Der kleine Prinz“ von Antoine de Saint-Exupéry, gelesen von Jan Josef Liefers. Die Sprechart und Sprechweise ähneln hierbei viel mehr dem natürlichen Sprechen als den, in der Sprachaudiometrie üblichen, Satztests. Musikpassagen und Sprechpausen über 1 Sekunde wurden aus dem Hörbuch entfernt.

2.2.1 Störsignal

In dieser Studie wurden zwei unterschiedliche Störsignale eingesetzt um die Information des Nutzsignals zu behindern. Der Beschallungswinkel der Störsignale betrug 180° . In der Medianebene betrug der Winkel bei allen Messungen 0° .

In der ersten Messgruppe „Wobbelton“ kam ein Schmalbandrauschen bei 1000 Hz zum Einsatz, um so den Anteil des Nutzschalls möglichst effektiv zu minimieren.

In den beiden folgenden Messgruppen wurde jeweils ein stochastisches ICRA-4 Rauschen benützt. Dieses Rauschen beinhaltet eine

sprachähnliche Modulation, so dass es häufig als Sprachstörgeräusch Verwendung findet.

2.3 Messungen der objektiven und subjektiven Werte

2.3.1 Messaufbau

Aufgrund des gewöhnlichen Aufbaus für die Messungen während der audiologischen Voruntersuchung, wird auf deren Anordnung der Messgeräte verzichtet.

Der Messaufbau ist in zwei Bereiche unterteilt. Der erste Bereich beinhaltet die schallisolierte Messkabine, in der der Proband sitzt und auf einer Grafik seine subjektive Höranstrengung angibt. Über mehrere Elektroden an Fingern und Gesicht ist der Proband zum Modul des physiologischen Messgeräts verbunden. Vor und hinter dem Probanden befindet sich jeweils ein Lautsprecher um das Nutz- bzw. Störsignal darzubieten. Innerhalb der Kabine wird eine Videokamera so postiert, dass das Gesicht und der Oberkörper deutlich zu erkennen sind. Darüber hinaus sind über einen Spiegel neben dem Proband, dessen Hände und die Grafik zur Angabe der subjektiven Höranstrengung zu sehen.

Der zweite Bereich liegt außerhalb der Messkabine. Hier werden die Pegeländerungen an der ACAM 5 durchgeführt, und an einem separaten Laptop zeitgleich die physiologischen Messdaten erfasst. Über die angeschlossene Videokamera werden der Proband und dessen subjektive Antworten beobachtet.

2.3.2 Durchführung der Messungen

Um ein Gesamtbild eines Messablaufs geben zu können wird folgend der Ablauf der einzelnen Messungen beschrieben.

In der audiologischen Voruntersuchung wurde mit der Otoskopie der Probanden begonnen. Hier wurde der Zustand des äußeren Gehörgangs und des Trommelfells begutachtet. So konnten eventuelle Schallleitungsstörungen durch Cerumen ausgeschlossen werden. Daraufhin wurde die Funktion des Mittelohrs mithilfe des Tympanometers überprüft. Auch hier wurde eine Fehlfunktion des Mittelohrs und somit eine Schallleitungsstörung ausgeschlossen.

Protokoll Höranstrengung

Name: _____ Geb. Datum: __.__.____

Otoskopie:

- | | | |
|---|--|--|
| <input type="checkbox"/> o.B. | <input type="checkbox"/> Lichtreflex | <input type="checkbox"/> Cerumen |
| <input type="checkbox"/> TF belegt | <input type="checkbox"/> TF gerötet | <input type="checkbox"/> GG gerötet |
| <input type="checkbox"/> Farbe TF | <input type="checkbox"/> Sonstiges | |

Tympanogramm:

- | | | |
|------------------------------------|--|-------------------------------------|
| <input type="checkbox"/> o.B. | <input type="checkbox"/> Flach | <input type="checkbox"/> Unterdruck |
| <input type="checkbox"/> Überdruck | <input type="checkbox"/> Sonstiges | |

Abbildung 1: Protokoll zu audiologischen Voruntersuchung

In der anschließenden Tonaudiometrie wurde der Proband wie üblich eingewiesen, auf die gehörten Töne durch Handzeichen zu reagieren um so durch wiederholte Darbietung der einzelnen Frequenzen die jeweilige Hörschwelle zu bestimmen. Dabei wurde die Hörschwelle bei 125 Hz, 250 Hz, 500 Hz, 750 Hz, 1000 Hz, 1500 Hz, 2000 Hz, 3000 Hz, 4000 Hz, 6000 Hz und 8000 Hz gemessen. Die so entstandenen Mittelwerte sind in Abbildung 2 aufgeführt.

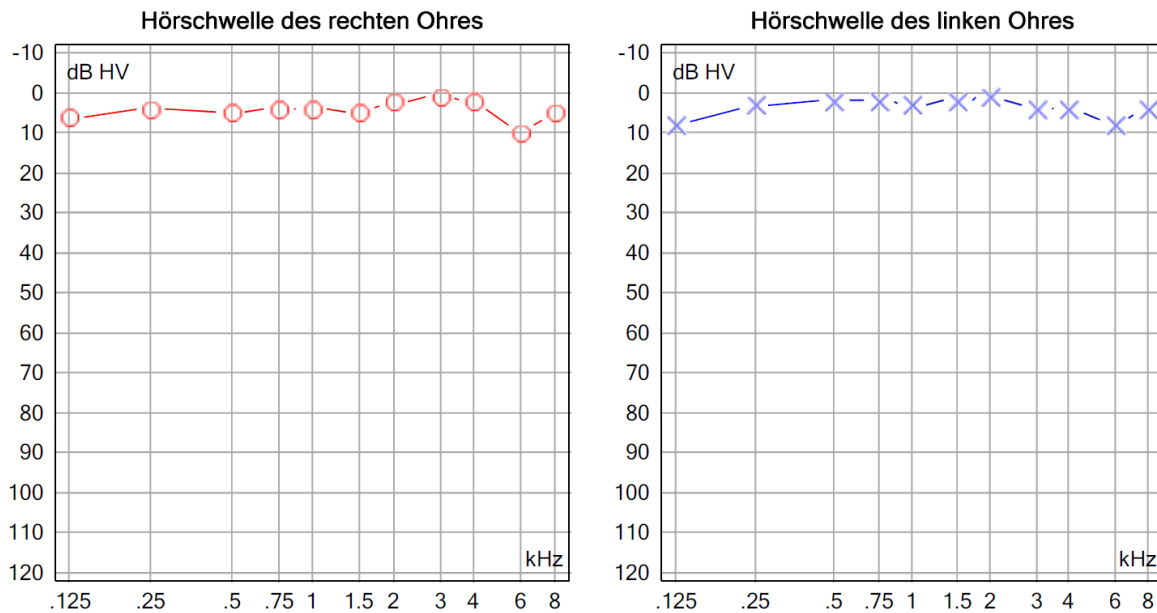


Abbildung 2: Durchschnittliche Hörschwelle der Probanden (Affinity 2.0)

Nachdem durch diese Verfahren eine Normalhörigkeit der Probanden garantiert war, wurden die Messungen im Nebenraum fortgesetzt. Die Testperson wurde in die schallisolierte Messkabine geführt, mit den einzelnen Messgeräten verbunden und für die kommenden Messungen instruiert. Dabei wurde vermittelt, dass in drei Messgruppen jeweils 20 Testsignalen dargeboten werden, die 5 Sekunden lang zu hören seien. Lediglich beim Hörbuchsignal werde die Dauer auf 10 Sekunden erhöht um so, trotz kleiner Sprechpausen, ein effektives Signal zu liefern. Die Testperson wurde gebeten nur in den Pausen mit dem Finger auf die jeweilige Skala zu deuten und die Höranstrengung und nicht die Lautstärke zu bewerten. Damit für die spätere Auswertung ein gemeinsamer Startzeitpunkt gefunden werden kann, wurden die Probanden gebeten auf ein Zeichen hin einmal tief ein- und auszuatmen. Dieses Atmen konnte man in den physiologischen Messwerten und auf der Videoaufzeichnung erkennen und so die Signale aufeinander abstimmen.

Waren diese Vorbereitungen beendet, wurde die Messkabine geschlossen und die eigentlichen Messungen starteten. Zuerst wurde mit dem Wobbeltonsignal begonnen, dann mit den Sätzen des Marburger Sprachtests fortgefahren. Die letzte Messgruppe beinhaltete ein Hörbuch als Nutzsignal. Über ein Protokoll wurden die randomisierten Pegeländerungen des Störgeräusches gewählt und mithilfe des Audiometriemoduls der ACAM 5

dargeboten. Nutzschall und Störschall wurden jeweils simultan angeboten. Nach jeder dargebotenen Störschalländerung wurde auf die Antwort des Probanden gewartet und diese im Protokoll eingetragen. Jeweils zum Start und zum Ende einer Pegeländerung wurde durch den zweiten Testleiter der Zeitpunkt des veränderten SNR in der Physiologiesoftware eingetragen.

Wobbelton (65 dB)		
Störschall absolut	SNR	Antwort
45 db	20	
65 db	0	
80 db	-15	
60 db	5	
55 db	10	
75 db	-10	
50 db	15	
80 db	-15	
60 db	5	
70 db	-5	
45 db	20	
65 db	0	
80 db	-15	
60 db	5	
55 db	10	
75 db	-10	
50 db	15	
80 db	-15	
60 db	5	
70 db	-5	

Abbildung 3: Testschema für „Wobbelton“

Bei der ersten Testreihe wurde ein Wobbelton mit 65 dB SPL dargeboten. Die randomisierte Reihenfolge der unterschiedlichen Störgeräuschlautstärkepegel ist in Abbildung 3 und Abbildung 4 dargestellt. Die Absolutwerte des Störsignals reichten von 45 dB SPL bis 80 dB SPL. Dies entspricht einem SNR von 20 bzw. -15. Bei den darauffolgenden Testreihen („Marburger Sätze“ und „Hörbuch“) wurden die Probanden gebeten eine angenehme Lautstärke des

Signals selbst zu bestimmen. Die darauf verwendeten Störsignale wurden mit den gleichen SNR Pegeln berechnet, die zuvor bei der ersten Testreihe „Wobbelton“ zum Einsatz kamen. So war ein interner Vergleich der dargebotenen Signale möglich. Die Absolutwerte der Störsignale reichten hier von 40 dB SPL bis 75 dB SPL.

Der gesamte Testablauf wurde ohne Pausen durchgeführt.

Marburger Sätze	
SNR	Antwort
20	
0	
-15	
5	
10	
-10	
15	
-15	
5	
-5	
20	
0	
-15	
5	
10	
-10	
15	
-15	
5	
-5	

Abbildung 4: Testschema für "Marburger Sätze" und "Hörbuch"

2.4 Auswertung der objektiven und subjektiven Werte

2.4.1 Grundvoraussetzung zur Auswertung

Um alle Ergebnisse zwischen den unterschiedlichen akustischen Messsignalen aber auch um die physiologisch erhobenen Daten untereinander vergleichbar zu machen, mussten die Messwerte im Anschluss umgerechnet werden. Da sich bei der Messung mit „Wobbelton“ die Störgeräuschpegel zwischen 45dB und 80dB bewegen, schien eine Skalierung in diesem Abstand ($\cong 35$ Einheiten) sinnvoll.

Zuerst wurden die subjektiven Antworten der Probanden bearbeitet. Die subjektiven Werte von 1 bis 10 mussten auf eine Skala von 35 Einheiten umgerechnet werden. Anschließend wurde der Nullpunkt der Skala erhöht um direkt mit den Lautstärkepegeln des Wobbeltons vergleichbar zu sein, sodass sich für den umgerechneten Wert SA_{neu} folgende Formel ergibt:

$$SA_{neu} = subj. Antwort * \frac{35}{10} + 45$$

Mit dieser Formel wurden auch die subjektiven Werte der beiden Signale „Marburger Sätze“ und „Hörbuch“ umgerechnet.

Daraufhin musste das Videomaterial und die fortlaufenden Physiologiedaten aufeinander abgestimmt werden. Um für beide Signale einen gemeinsamen Startzeitpunkt zu haben, wurden die Probanden gebeten vor Messbeginn einmal tief einzuatmen (vgl. 3.5.2 Durchführung der Messung). Dieses Einatmen wurde einerseits durch die Hebung des Brustkorbs am Atmungssensor in den physiologischen Daten sichtbar, andererseits konnte man das Ein- und Ausatmen am aufgezeichneten Video deutlich erkennen und so für beide Signale einen gemeinsamen Startpunkt wählen.

2.4.2 Ablauf der Auswertung

Zur Verarbeitung der physiologischen Daten wurde eine Kombination aus verschiedenen statistischen Auswertungssoftwares verwendet. Mithilfe der Software *INTERACT* (Mangold International GmbH, Arnstorf) konnten die Ereignisse der Pegeländerungen zeitlich definiert und mit dem aufgezeichneten Videomaterial verbunden werden. Mit dem zusätzlichen Programm *DATAVIEW* wurden die dazugehörigen physiologischen Daten eingespielt und auf die jeweiligen Zeitpunkte der Pegeländerungen angepasst, sodass sich ein lückenloses Bild der körperlichen Reaktionen auf die akustische Umgebung ergab.

Nach diesem ersten Zusammenstellen aller aufgezeichneten Informationen wurden die dargebotenen Störschalllautstärken bei den entsprechenden Zeitpunkten in *INTERACT* eingetragen. Daraufhin wurden die zuvor umgerechneten subjektiven Antworten der Probanden den einzelnen Pegeländerungen zugeordnet. So entstand eine erste Tendenz der subjektiven Höranstrengung.

Anschließend wurden die einzelnen physiologischen Werte begutachtet und ausgewertet. Bei allen Messungen wurde zu anfangs der Maximal- und Minimalwert der gesamten Messdauer bestimmt (Gesamtdelta). Dies war für die spätere Auswertung der einzelnen Ausschläge wichtig.

Durch die Verknüpfung der Ereignisse mit den physiologischen Messdaten, konnte man exakt die Reaktion des Körpers auf die dargebotenen Störschallpegel analysieren. So wurde gezielt der Bereich einer Pegeländerung angewählt und daraufhin die Veränderung der Werte begutachtet. Per *DATAVIEW* konnte so der Verlauf der Messwerte numerisch wie graphisch dargestellt werden. Ab dem Startzeitpunkt einer Pegeländerung wurden die numerischen Änderungen ausgewählt. Für die Messungen mit „Wobbelton“ und „Marburger Sätze“ war dies ein Zeitraum von 5 Sekunden, für die Messungen mit „Hörbuch“ wurde ein Zeitbereich von 10 Sekunden ausgewertet.

Mithilfe eines selbsterstellten Makros bestimmte man innerhalb dieses Zeitraums die Maximal- und Minimalwerte. Zusammen mit dem zuvor bestimmten Gesamtdelta konnten so wiederum Werte in einer Skala von 45 bis 80 berechnet werden.

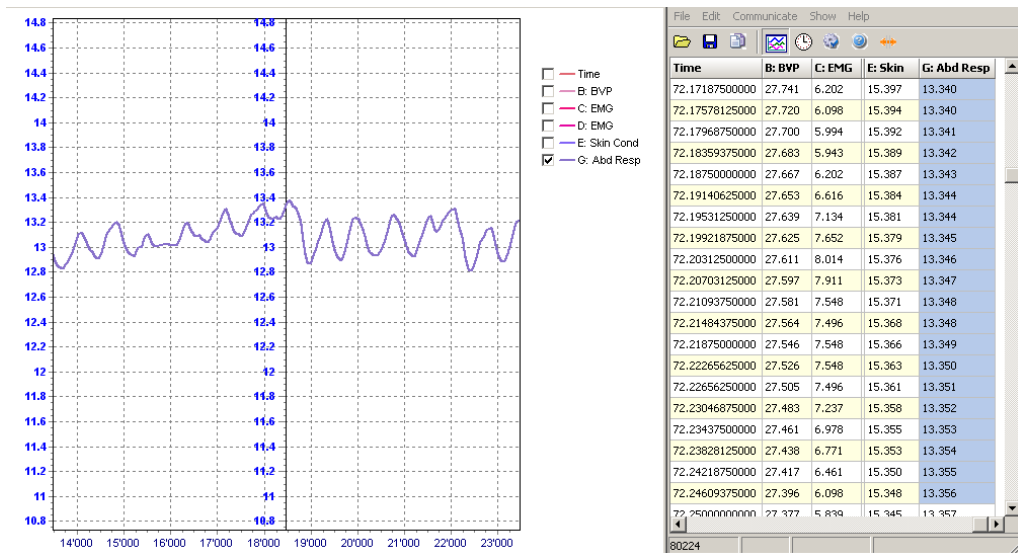


Abbildung 5: Beispiel zur Analyse der Atmung bei Pegeländerung; links: deutlich sichtbares Ein- und Ausatmen; rechts: numerische Darstellung der Atmung (DATAVIEW)

Dieses Vorgehen wurde bei allen 20 Störschalldarbietungen für die Auswertung von Atmung und Blutdruck wiederholt.

Die Auswertung des Hautleitwerts beinhaltet eine Besonderheit. Da der Hautleitwert während der Messung physiologisch bedingt fortwährend sinkt, wurden negative Ausschläge nicht bewertet. Um die Verfälschung der Messwerte durch spontane Fluktuationen des Hautleitwerts möglichst gering zu halten, schien es zusätzlich sinnvoll nur die Messdaten auszuwerten deren Amplitudenmaximum in einem Zeitraum von 6 Sekunden nach Beginn des akustischen Stimulus liegt (Bortz, et al., 2006). Messwerte die außerhalb dieses Zeitraums lagen wurden nicht berücksichtigt.

Die so erhaltenen Daten wurden im Tabellenkalkulationsprogramm *Microsoft Excel* aufgelistet und die statistisch relevanten Werte berechnet.

3 Ergebnisse

3.1 Mimische Muskulatur

Der Aktivität der mimischen Muskulatur wird in der biopsychologischen Emotionsforschung eine große Rolle zugeteilt, da sie eine objektive Indikation für emotionales Erleben, allgemeine Erregung oder Spannung sind (Bortz, et al., 2006). Gerade die Aktivität der Gesichtsmuskeln, die für z.B. das Zusammenziehen der Augenbrauen wichtig sind, spielt dabei eine große Rolle.

Nach dem ersten Sichten der Daten der muskulären Aktivität im Gesicht, wurde klar, dass keine nennenswerten Muskelaktionspotentiale erkennbar sind. In *DATAVIEW* wird der Verlauf der Messungen als einzelne Kurve dargestellt. Auf der Abszisse wird der zeitliche Verlauf in Frames angezeigt. Bei der verwendeten Framerate entsprechen 10000 Frames einem Zeitfenster von ca. 40 Sekunden. Auf der Ordinate wird der Ausschlag des Testsignals in einer eigenen gerätspezifischen Einheit angezeigt.

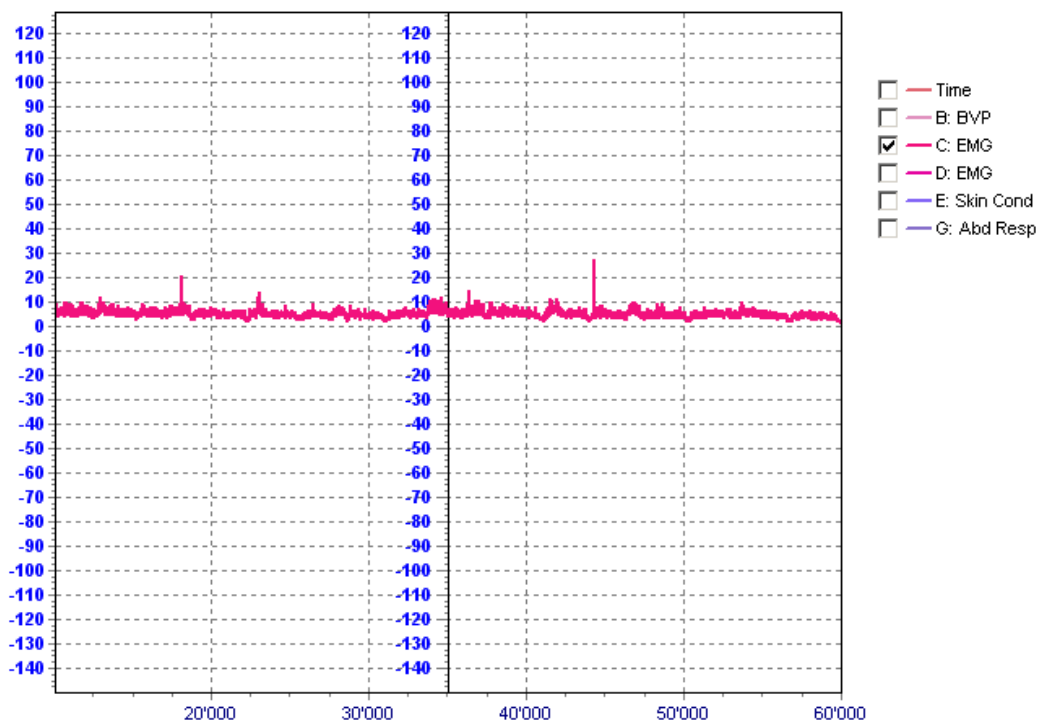


Abbildung 6: Beispiel von Auswertung der peripheren Gesichtsmuskulatur; keine deutlichen Reaktionen erkennbar (*DATAVIEW*)

Abbildung 6 zeigt ein Einzelbeispiel der Auswertung der muskulären Aktivität. Auf den ersten Blick ist deutlich zu sehen welche geringe Auswirkung die Hörsituation im Störgeräusch auf die Muskelaktivität des Gesichtsbereichs hat. Nur vereinzelte Werte übersteigen einen Wert von 10. Die Messwerte zeigen auch über die gesamte Messdauer keine Tendenz.

Zudem zeigte sich, dass bei genauerer Betrachtung der Maximalwerte, diese nicht zur Zeit der Pegeländerungen ausgelöst wurden. Diese Peaks sind somit nicht auf das Störgeräusch bzw. die Höranstrengung zurückzuführen sondern haben ihren Ursprung viel mehr in spontanen Bewegungen der Probanden wie z.B. Haare aus dem Gesicht streichen.

Aufgrund dieser vorab erkennbaren Ungenauigkeit dieser Messmethode wurde auf eine weitere Auswertung der muskulären Aktivität verzichtet.

3.2 Atmung

Steht man unter einer erhöhten körperlichen oder geistigen Anstrengung so zeigt sich dies unter anderem an der Aktivität der vegetativen Organe. Zum einen führt dies zu einer Erhöhung der Herzfrequenz, das physiologisch bedingt auch zu einer Erhöhung der Frequenz und Amplitude der Atmung führen kann. Da mit den gegebenen Sensoren eine Auswertung der Atemfrequenz nicht möglich wäre, wurde das Ziel der Auswertung auf die Amplitude, also darauf gelegt, wie tief der Proband ein- bzw. ausatmet.

Auf Abbildung 7, welche als Beispiel einer Auswertung der Atmungsaktivität dient, ist deutlich das Steigen und Fallen der Atemamplitude bei Testsignal „Wobbelton“ zu sehen. Die x-Achse gibt den zeitlichen Verlauf der Messung an wobei die y-Achse die Tiefe des Ein- oder Ausatmens angibt. Die Zeit ist auf der x-Achse in Frames (10000 Frames $\hat{=}$ 40 Sekunden), die Höhe des Ausschlags an der y-Achse in einer gerätespezifischen Größe angegeben.

Besonders eindrücklich ist das tiefe Einatmen bei ca. 5000 Frames. Dies zeigt den Beginn der Messung bzw. das Signal des Probanden um Video und Physiologiedaten miteinander abzugleichen (vgl. 3.5.2 Durchführung der Messungen).

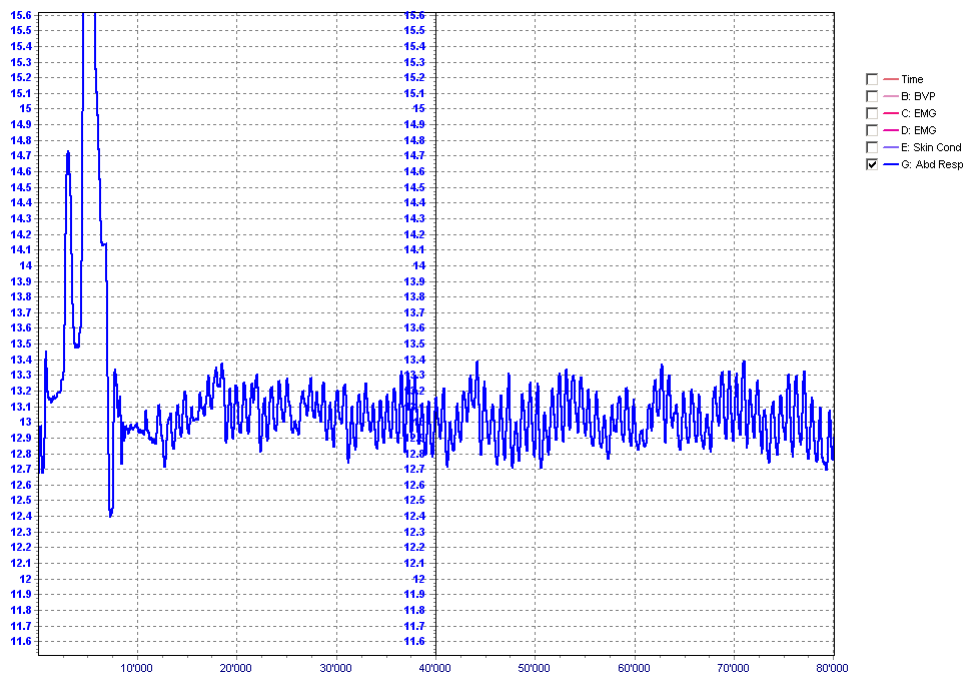


Abbildung 7: Beispiel der Auswertung der Atmungsaktivität bei Testsignal „Wobbelton“, Proband 2; markanter Ausschlag durch Abgleich bei 5000 Frames, Steigerung der Atmungsintensität bei 40000 Frames (DATAVIEW)

Auch erkennt man deutlich, dass die Atemfrequenz über den zeitlichen Verlauf gleich bleibt und keine Veränderungen auftreten. Betrachtet man die Amplitudenwerte, fallen bei mehreren Zeitpunkten ein Anstieg und abrupte Abfälle auf, so z.B. ab 40000 Frames bis 44000 Frames. Dies zeigt ein intensiveres Atmen in einem bestimmten Zeitraum an. Will man die Ursache für diese Reaktion finden, ist eine Umberechnung der Rohwerte erforderlich (vgl. 2.4.2. Ablauf der Auswertung). Nach dieser Neuskalierung kann man die einzelnen Körperreaktionen den Pegeländerungen zuweisen (Abbildung 8).

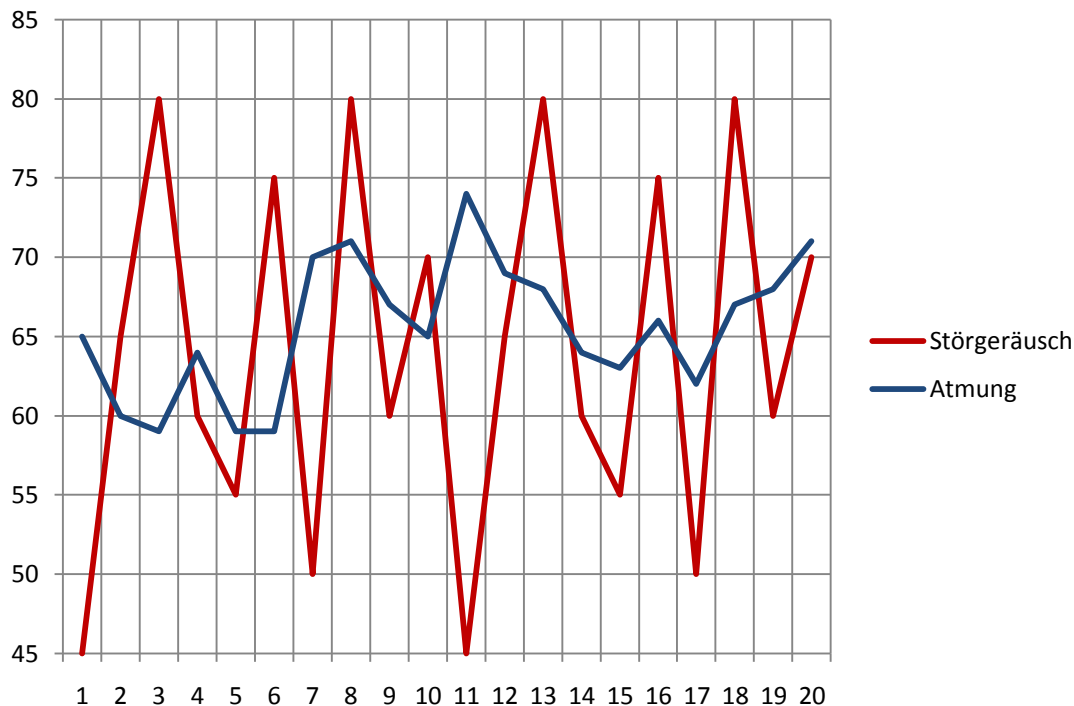


Abbildung 8: Beispiel der Atmungsaktivität bei Testsignal „Wobbelton“, Proband 2; deutliche Reaktion bei Ereignis 4, 7 und 11 zu erkennen

In Abbildung 8 sind auf der x-Achse die einzelnen Ereignisse der Pegeländerungen von 1 bis 20 aufgetragen. Die y-Achse gibt die genormten Werte auf einer Skala von 45 bis 80 an. Eingetragen ist der Verlauf der Störtonänderungen bei Testsignal „Wobbelton“.

Bei genauer Betrachtung der Atmungsaktivität dieses Probanden erkennt man, dass die Zeitpunkte intensiver Atmung nicht direkt mit den Pegeländerungen übereinstimmen, sondern diese zeitlich versetzt sind. In diesem Einzelbeispiel steigt die Atmungsintensität immer genau nach einem erhöhten Störschallpegel an. Dies deutet entgegen der Erwartungen darauf hin, dass während einer erhöhten Belastung durch Hören im Störgeräusch die Atmung flacher wird, und erst nach der Anstrengung der Proband wieder tief und entspannt atmet. Dieses Phänomen kann man z.B. bei den Ereignis 3 deutlich sehen. Während der hohen Belastung durch ein Störgeräusch von 80 dB ist die Atmung verhältnismäßig flach. Erst nach der Belastung, bei Ereignis 4 (Störgeräusch von 60 dB) steigt die Atemintensität wieder an. Das Gleiche ist bei Ereignis 11 eindrucklich zu erkennen. Bei einem Minimalwert von 45 dB

Störgeräusch entspannt sich der Proband und atmet tief durch (vgl. Abbildung 7).

Diese Tendenz zeigt sich auch wenn man die gemittelten Werte aller Probanden betrachtet. Vor allem bei den Testsignalen „Wobbelton“ und „Marburger Sätze“ ist dies gut zu erkennen (Abbildung 9).

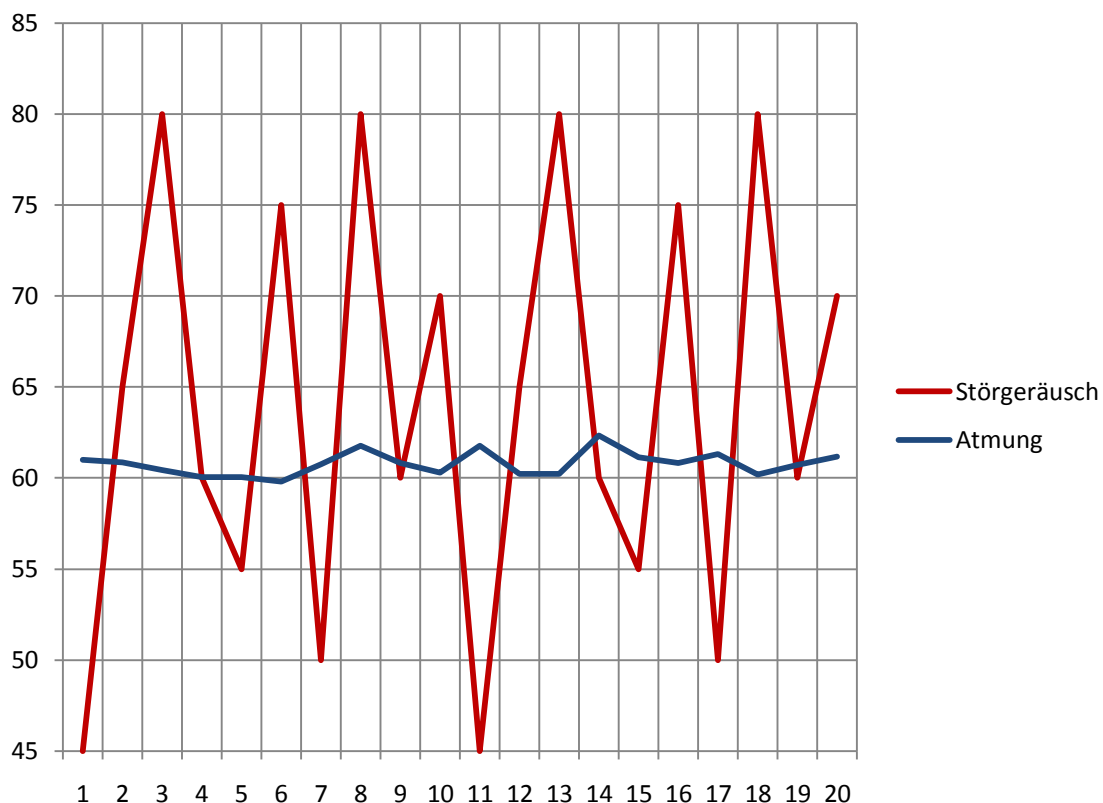


Abbildung 9: Auswertung der gemittelten Atmungsaktivität bei „Wobbelton“; verzögerte Reaktion bei Ereignis 11, 14 und 17 erkennbar

Auch in der gemittelten Darstellung sieht man die Entspannungsphase nach hohen Störgeräuschpegeln noch eindeutig. Bei den Ereignissen 11, 14 und 17, die alle nach einem hohen Störgeräuschpegel erscheinen, zeigt sich eine klare Tendenz von erhöhter Atemintensität. Geht man von einem Durchschnittswert von 60,8 Zähleinheiten aus, entspricht der Peak bei Ereignis 14 einer Steigerung von 4,2 %.

Die Auswertung der Atmungsaktivität zeigt, dass ein Zusammenhang zwischen Höranstrengung im Störgeräusch und Veränderung der Atmung erkennbar ist. Es besteht zwar nur eine indirekte Reaktion auf hohe Störgeräuschpegel, jedoch treten diese auch bei der Gesamtmittelung noch nachweisbar.

3.3 Blutdruck

Ähnlich wie bei der Auswertung der Atmung wurden die Werte der kardiovaskulären Aktivität nicht nach der Herzschlagfrequenz, sondern nach deren Amplitude, also Blutdruck (Blood Volume Pulse), begutachtet. Bereits bekannt ist, dass bei mentaler Beanspruchung, z.B. wenn Außenreize abgeblockt werden müssen, dies zu einem Anstieg des Blutdrucks führen kann (Bortz, et al., 2006).

In der Horizontalen ist der zeitliche Verlauf in Frames angegeben. Die Vertikale gibt die Stärke des Signals in einer gerätespezifischen Einheit an. Auf den ersten Blick sind bei der Sichtung der Rohdaten einige markante Ausschläge zu erkennen. Besonders gut sieht man, wie der BVP bei Darbietung des Testsignals „Marburger Sätze“ im Laufe der Messung, ab 60000 Frames (\cong 4 Minuten) steigt.

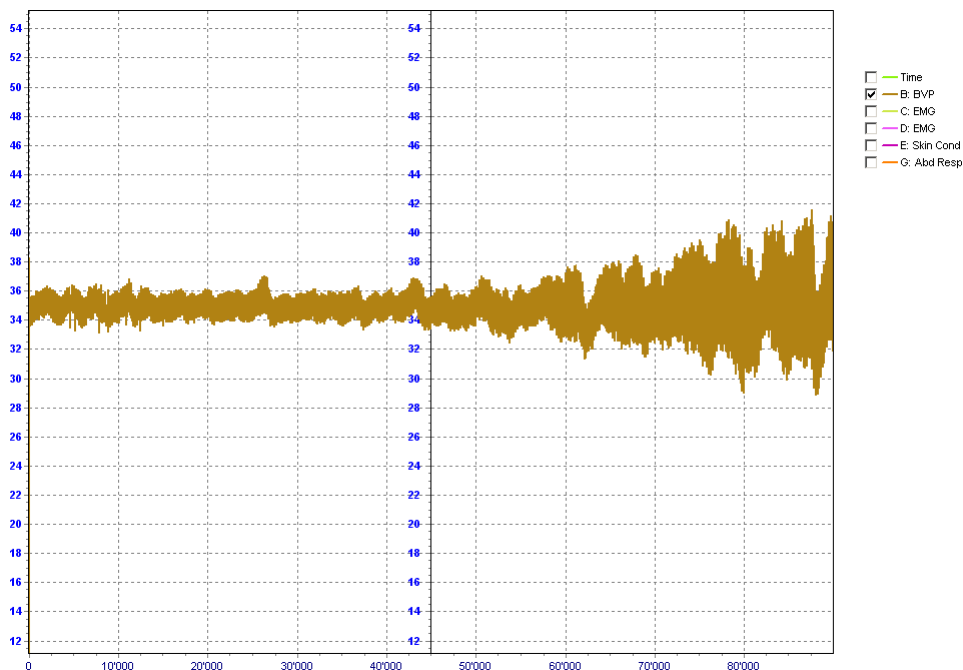


Abbildung 10: Beispiel der Auswertung des Blutdrucks bei Testsignal „Marburger Sätze“, Proband 18; deutliches Ansteigen des BVP bei 60000 Frames (DATAVIEW)

Um die markanten Ausschläge zeitlichen Ereignissen besser zuordnen zu können ist eine Umrechnung in eine vergleichbare Skala nötig. Bei genauem Betrachten ist ein kontinuierliches Ansteigen des BVP bei allen drei Testsignalen zu erkennen wie Abbildung 11 beispielhaft zeigt.

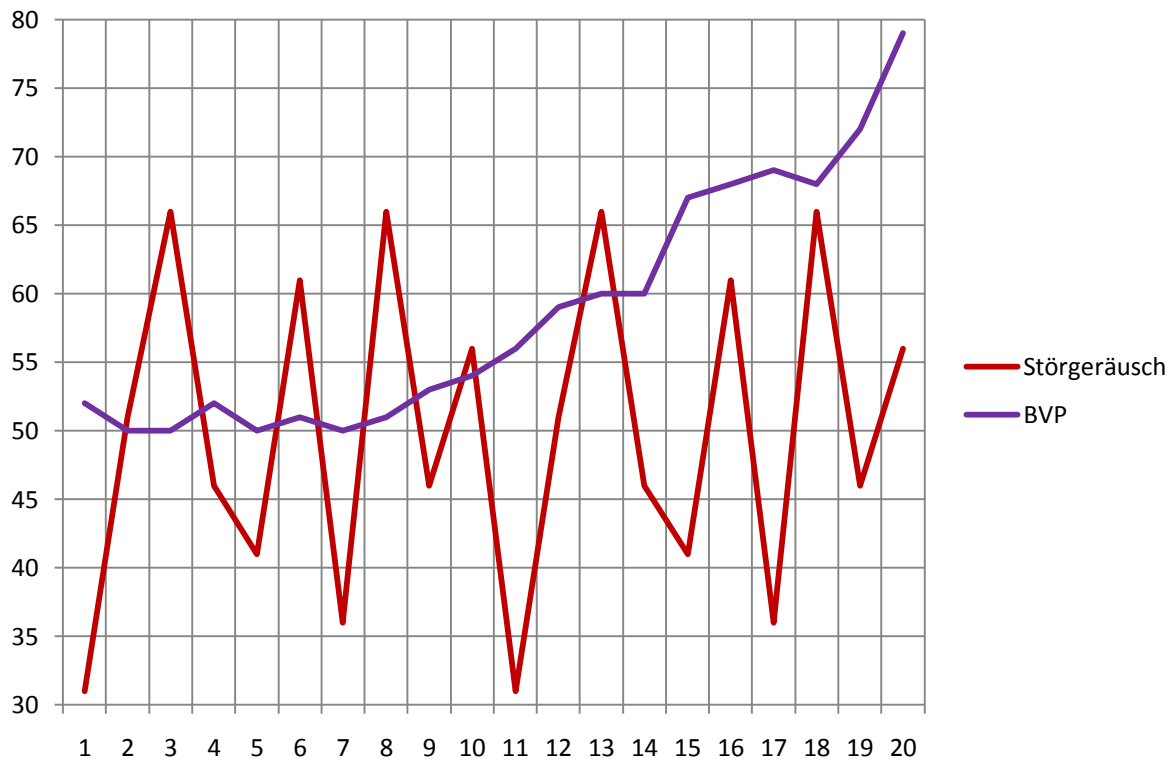


Abbildung 11: Auswertung des BVP bei „Marburger Sätze“ Proband 18; sehr deutlicher Anstieg des BVP über die Zeit erkennbar, Maximum bei Ereignis 20

Eine direkte Korrelation zwischen Erhöhung des Störgeräuschpegels und Anstieg des BVP ist nicht zu erkennen. Jedoch spricht die Tatsache, dass der BVP kontinuierlich steigt und sein Maximum bei Ereignis 20 findet, für eine Reaktion auf die andauernde Höranstrengung im Störgeräusch.

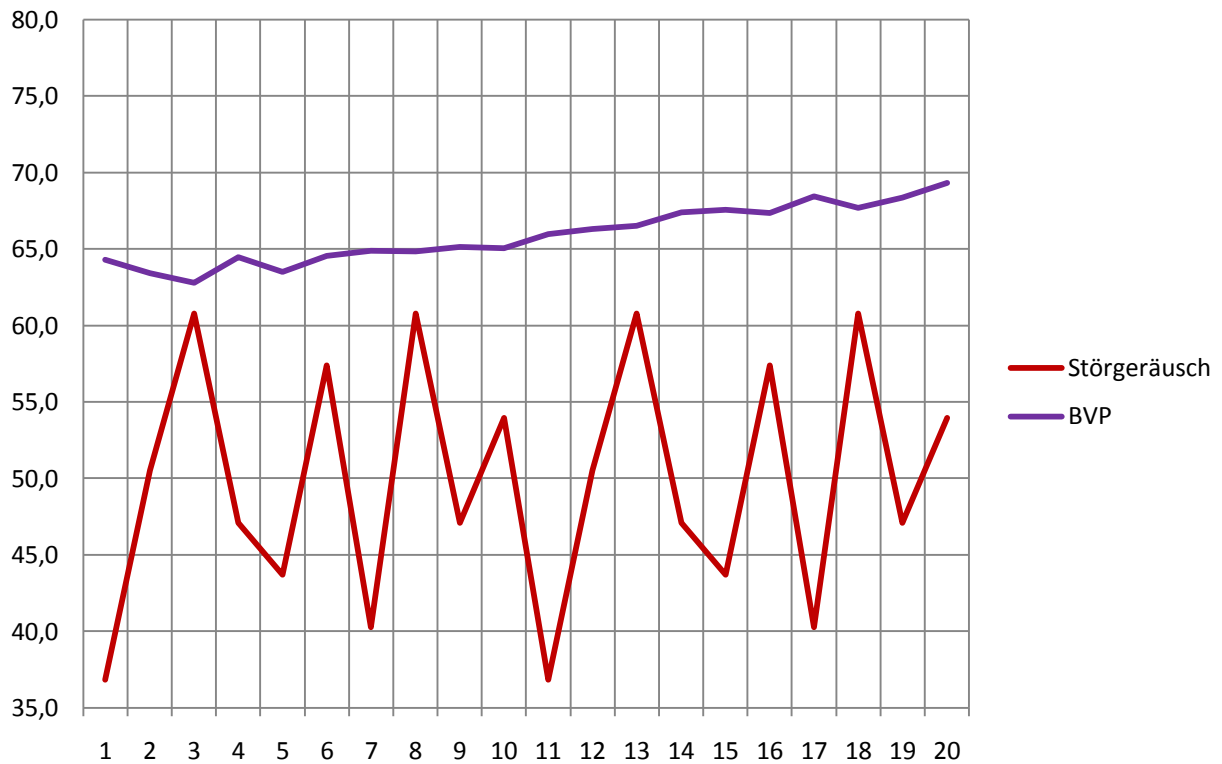


Abbildung 12: Auswertung des gemittelten BVP bei „Marburger Sätze“; deutlicher Tendenz des BVP über Zeit erkennbar, Anstieg von 14,3%

Dies zeigt sich auch in den gemittelten Werten (Abbildung 12). Vor allem in den Testreihen mit Sprachsignalen ist eine Steigungstendenz des BVP zu sehen. Dabei kann man ab dem Startpunkt mit 64,3 Wertungseinheiten bis zum Endwert bei 69,3 Einheiten einen Anstieg um 14,3 % der gemittelten Werte beobachten. Dies kann nur auf die dauerhafte Höranstrengung im Störgeräusch zurückzuführen sein.

3.4 Hautleitwert

Neben der kardiovaskulären spielt die elektrodermale Aktivität (EDA) eine weitere große Rolle zum Nachweis von körperlicher oder geistiger Anstrengung. (Bortz, et al., 2006) Unter Belastung wird der Sympathikus aktiviert und führt zu einer erhöhten Tätigkeit der Schweißdrüsen in der Epidermis. Diese verändern die Hautleitfähigkeit, und geben so eine sichere Aussage über körperliche oder geistige Anstrengung.

In Abbildung 13 kann man deutliche elektrodermale Reaktionen bei Darbietung des Testsignals „Wobbelton“ erkennen. An der Abszissenachse kann man den zeitlichen Verlauf der Messung in Frames (10000 Frames \triangleq 40 Sekunden) verfolgen, wobei man auf der Ordinatenachse die elektrodermalen Potentiale in einer gerätespezifischen Einheit ablesen kann.

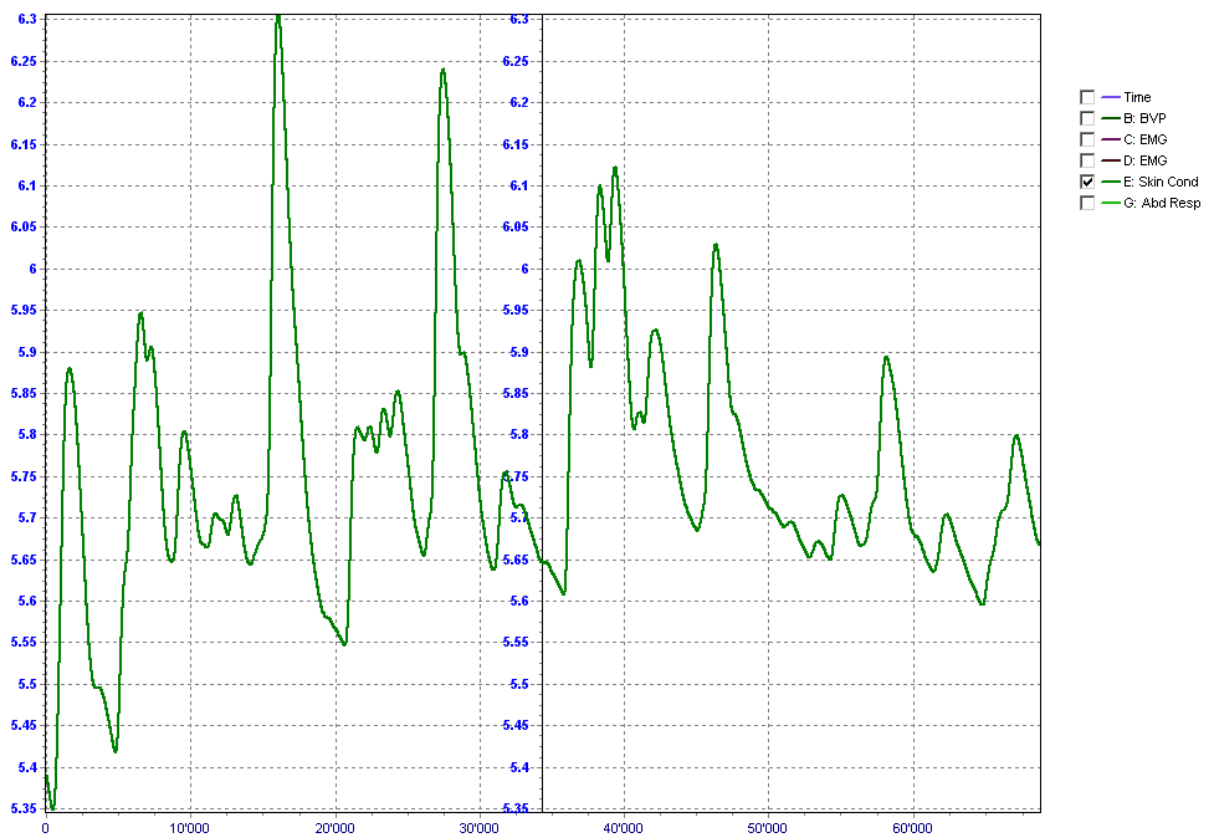


Abbildung 13: Beispiel der Auswertung des Hautleitwerts bei Testsignal „Wobbelton“, Proband 4; gut erkennbare Potentialänderungen, v.a. bei ca. 17000 Frames und 27000 Frames (DATAVIEW)

Auffällig sind die relativ schnell ansteigenden Potentiale, verbunden mit einem ebenso schnellen Abfall. Besonders die Ansteige bei ca. 17000 Frames und 27000 Frames sind hervorzuheben. Desweiteren fällt in diesem Einzelbeispiel auf, dass der Hautleitwert mit andauernder Messung stetig sinkt, bzw. die Potentiale geringer ausfallen. Dies ist eine natürliche Reaktion des Körpers auf sich wiederholende Reize. Durch diese physiologische Habituation fallen die EDAs geringer aus. Um die einzelnen Peaks einem zeitlichen Ereignis zuordnen zu können ist eine Umrechnung der Rohwerte notwendig (vgl. 2.4.2. Ablauf der Auswertung).

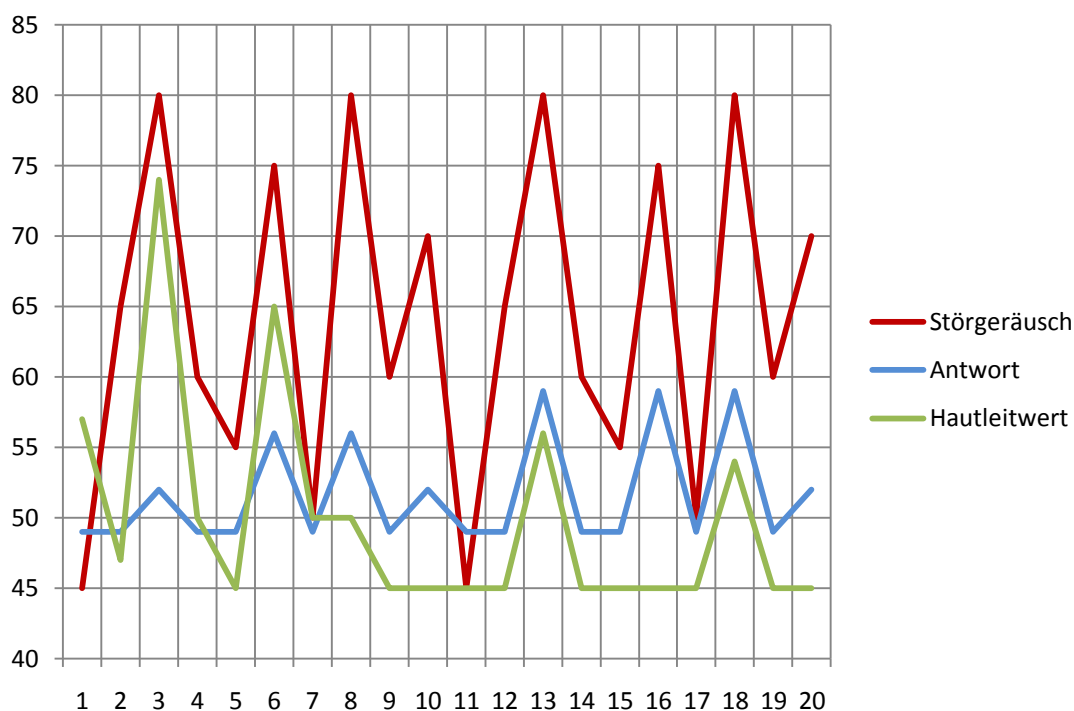


Abbildung 14: Beispiel der Auswertung des Hautleitwerts bei Testsignal „Wobbelton“, Proband 4; Übereinstimmung zwischen Störgeräusch und EDA bei Ereignis 3, 6, 13 und 18, subjektive Antworten fallen geringer aus

In Abbildung 14 sind auf der x-Achse die einzelnen Ereignisse, auf der y-Achse der jeweilige Ausschlag der unterschiedlichen Werte in einer normierten Skala zu sehen. Die Messungen wurden bei dem Testsignal „Wobbelton“ vorgenommen. Betrachtet man die Kurve des Hautleitwerts sieht man nun, dass die stärksten Ausschläge mit den Spitzenpegeln des Störgeräuschs übereinstimmen (siehe Ereignis 3, 6, 13 und 18). Werte die keinen Anstieg der

Hautleitfähigkeit anzeigten, wurden mit 45 (± 0) bewertet. Weiterhin kann man beobachten, dass bei jeder erhöhten EDA, auch der Proband subjektiv eine erhöhte Anstrengung wahrgenommen hat. Diese Bewertung fällt zwar deutlich geringer aus, jedoch korreliert sie mit den dargebotenen Störgeräuschpegeln. Es zeigt eine subjektiv gute Einschätzung der Störgeräuschpegel.

Dies zeigt sich auch bei Sprachsignalen die im Störgeräusch dargeboten werden. Auf Abbildung 15 sieht man den Verlauf der EDA im Vergleich mit dem dargebotenen Störgeräusch und der subjektiven Antwort des Probanden 20. Es wird das Testsignal „Marburger Sätze“ verwendet. Auch hier wird eindrucksvoll deutlich, wie die Pegel des Hautleitwerts dem Verlauf des Störgeräuschs folgen.

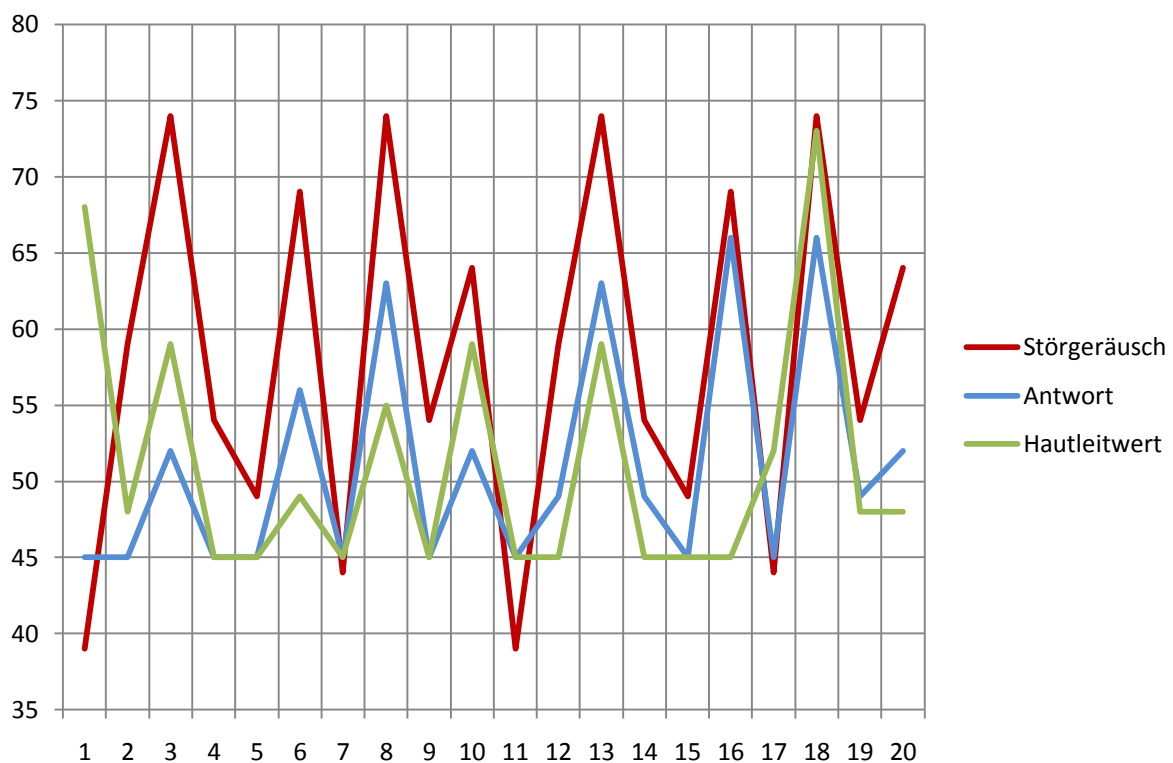


Abbildung 15: Beispiel der Auswertung des Hautleitwerts bei Testsignal „Marburger Sätze“, Proband 20; Korrelation zwischen Hautleitwert, Störgeräusch und subjektiver Antworten erkennbar

Jedoch fällt im Vergleich zur Messung mit Wobbelton auf, dass die subjektive Anstrengung stärker wahrgenommen wird. Bei 4 von 7 Störgeräuschpegeln

über 60 dB SPL empfindet der Proband die Anstrengung größer, als dies der Hautleitwert angibt.

Bei der Verwendung des ungenormten Testsignals „Hörbuch“ findet man ebenfalls eine Korrelation zwischen Senkung des SNR und EDA (Abbildung 16).

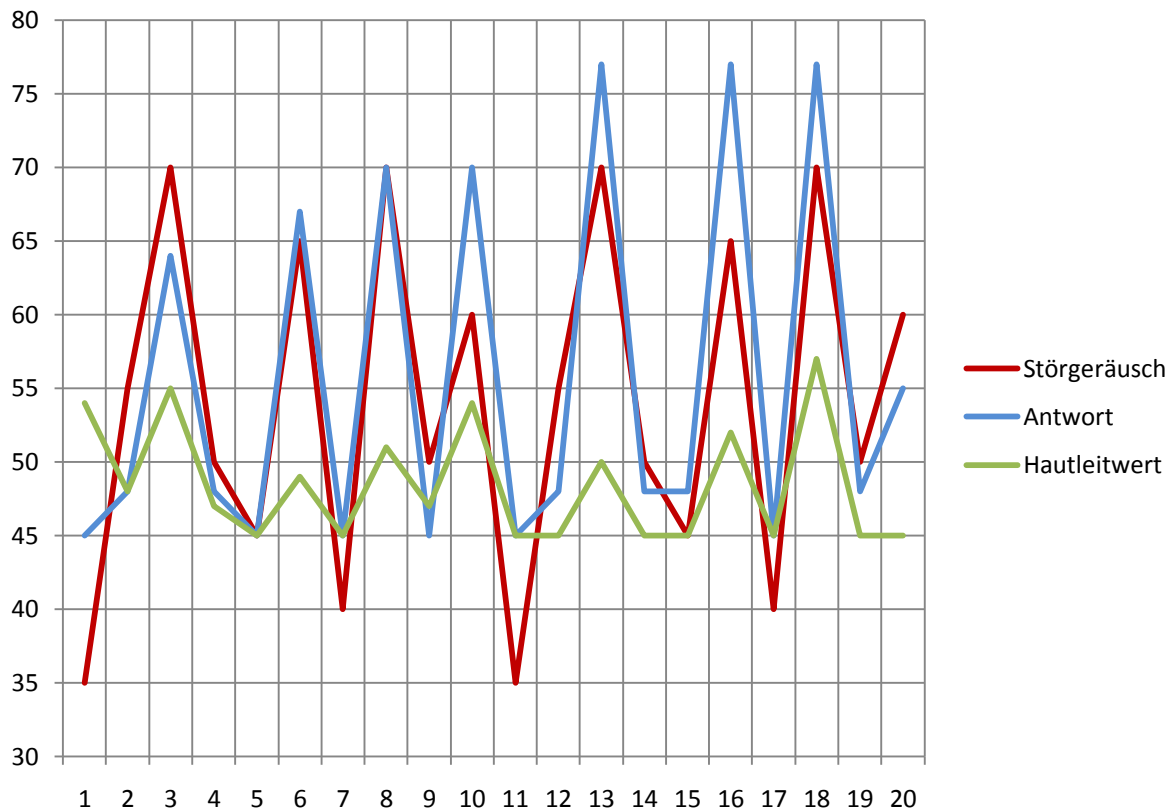


Abbildung 16: Beispiel der Auswertung des Hautleitwerts bei Testsignal „Hörbuch“, Proband 21; Korrelation zwischen Hautleitwert, Störgeräusch und subjektiver Antworten erkennbar

Wird der SNR gesenkt steigt der Hautleitwert an. Dies ist bei 7 von 8 Störgeräuschmaxima zu erkennen. Ebenfalls korreliert die subjektive Antwort mit den Störgeräuschpegeln. In diesem Beispiel übertreffen die Werte der subjektiven Antworten die Werte des Störgeräuschs. Dies liegt an der niedrigen Ausgangsleistung, die der Proband zu Anfang der Messung als angenehm eingestellt hat.

Mittelt man nun die Ergebnisse aller teilnehmenden Probanden erhält man ein aussagekräftiges Ergebnis über die Korrelation von Hautleitwert und

Höranstrengung im Störgeräusch. Dazu werden wieder die drei dargebotenen Testsignale unterschieden.

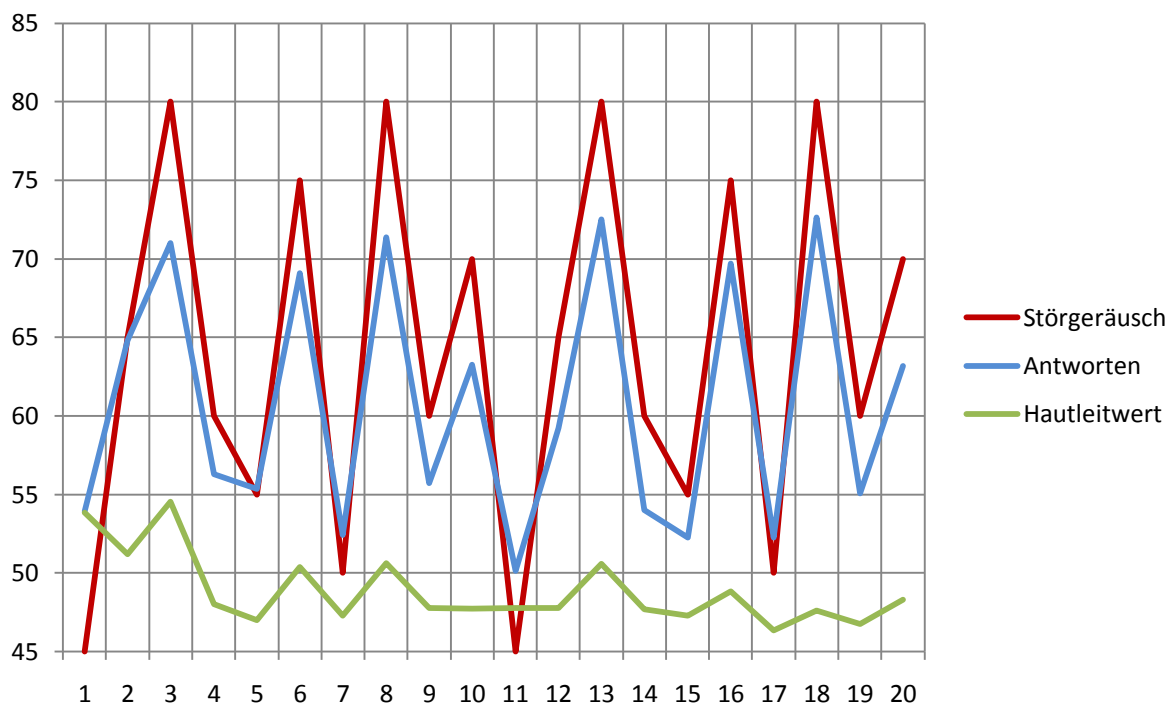


Abbildung 17: Auswertung des gemittelten Hautleitwerts bei „Wobbelton“; bei einem SNR ≤ -5 zeigen sich Peaks des Hautleitwerts von bis zu 16,2 %

Gut erkennbar ist bei allen Störgeräuschpegeln über 70 dB SPL ($\hat{=}$ SNR ≤ -5) die objektive Reaktion des Hautleitwerts. Geht man von einem Durchschnittshautleitwert von 48,9 als Grundlinie aus, so ergibt sich für diese Pegel ein Anstieg von 16,2 % bei Ereignis 3 (Abbildung 17). Spätere Störgeräuschpegel mit demselben SNR scheinen eine niedrigere EDA hervorzurufen. Bei Ereignis 8 und 13 ist noch ein Anstieg von 3,2 % nachweisbar. Dies ist auf die anfangs erwähnte physiologische Habituation der elektrodermalen Aktivität zurückzuführen. Weiterhin sieht man die deutliche Korrelation zwischen Störgeräusch und subjektiver Antwort. Dies zeigt eine gute subjektive Wahrnehmung und Einschätzung der Probanden.

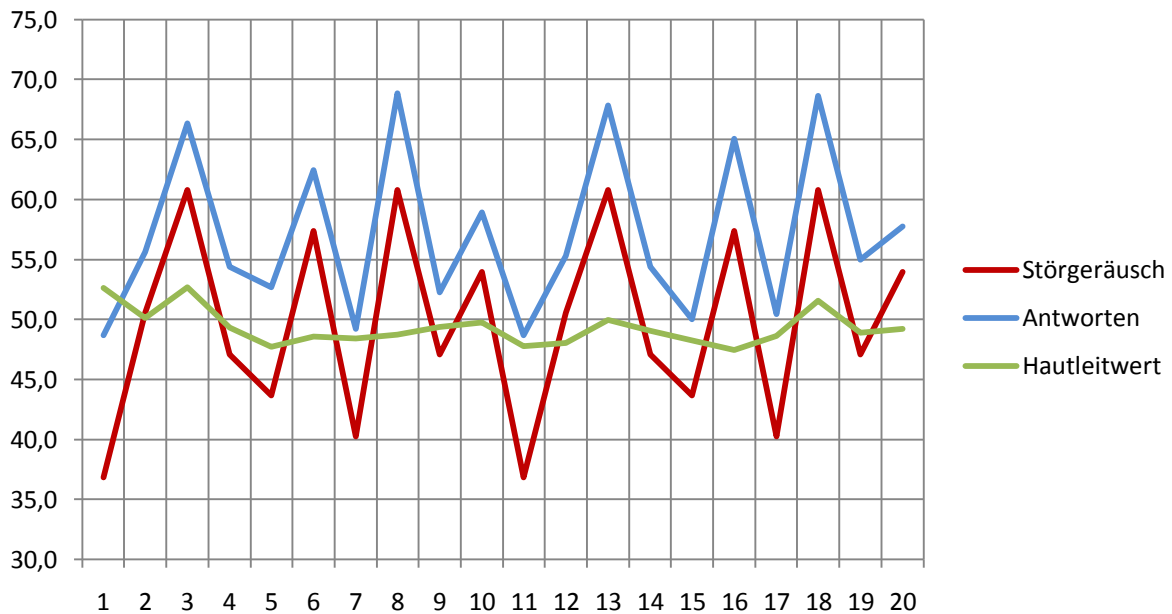


Abbildung 18: Auswertung des gemittelten Hautleitwerts bei „Marburger Sätze“; deutlich flacherer Verlauf der Kurve, Maxima bei Ereignis 3 und 18 mit 9,7% bzw. 6,6%

Auch bei der Mittelung der Tests mit Sprachsignalen konnte eine Korrelation nachgewiesen werden. Bei der Auswertung des Signals „Marburger Sätze“ ergeben sich bei einem durchschnittlichen Grundwert von 49,3 Maximalwerte bei Ereignis 3 von 9,7 % Anstieg und bei Ereignis 18 um 6,6 % (Abbildung 18). Im Vergleich zur Messung mit Wobbelton verläuft die Kurve deutlich flacher, nur noch bei Ereignis 13 bildet sich ein Anstieg von 2 %.

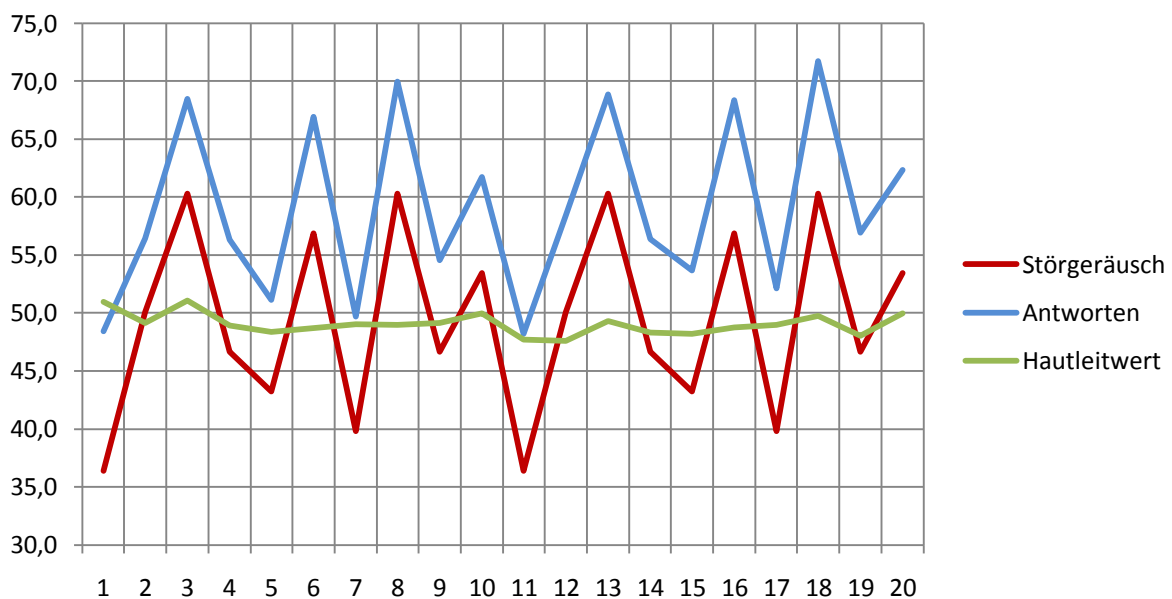


Abbildung 19: Auswertung des gemittelten Hautleitwerts bei „Hörbuch“; flacher Verlauf der EDA-Kurve, Maxima bei Ereignis 3, 10 und 18

Bei der Auswertung des dritten Signals „Hörbuch“ ist nur noch ein kleiner Potentialunterschied zu erkennen. Wie bei den vorherigen Messungen werden vor allem bei den Ereignissen 3, 13 und 18 Pegeländerungen aufgezeichnet. Der Maximalwert beträgt bei Ereignis 1 von 51,1 Einheiten (Abbildung 19). Dies entspricht einem Anstieg von 6%.

Eine weitere Besonderheit fiel auf, wenn man den Verlauf der EDA mit dem des BVP verglich. Vor allem beim der Messung mit dem Testsignal „Hörbuch“ konnte man eine Korrelation zwischen den beiden Parametern erkennen (Abbildung 20).

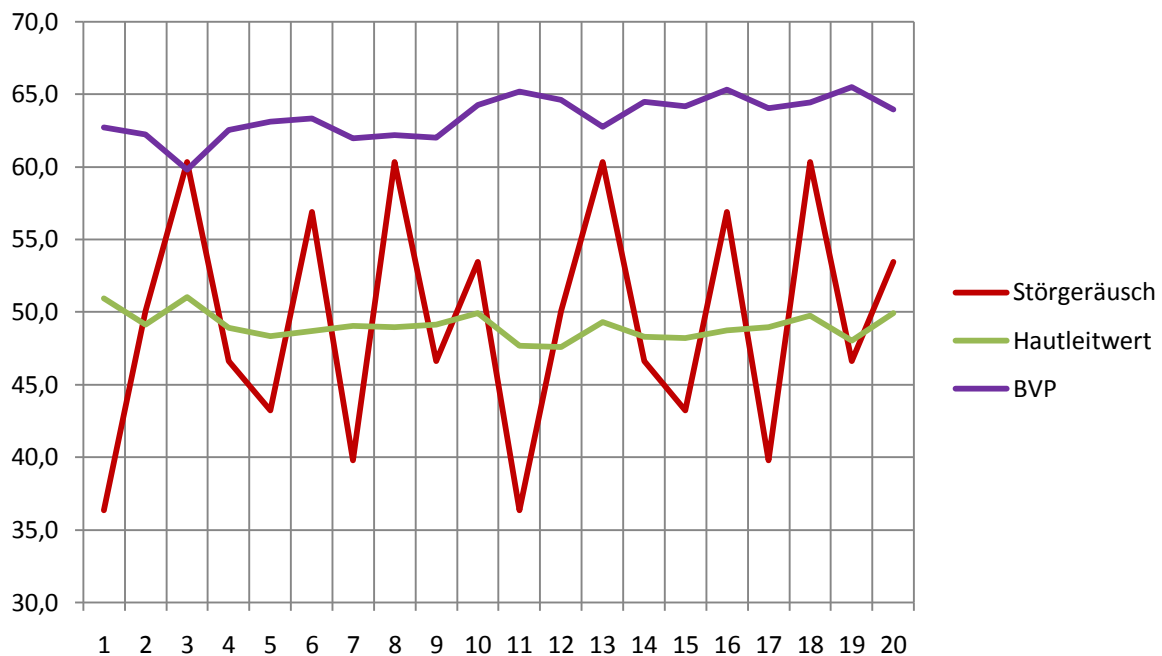


Abbildung 20: Auswertung des gemittelten Hautleitwerts und BVP bei „Hörbuch“; Korrelation bei den Ereignissen 3, 13 und 19 zu erkennen

Deutlich zu sehen ist, dass bei jedem Ereignis, das einen erhöhten Hautleitwert hervorruft, der Blutdruck kurzfristig sinkt. So ist dies z.B. bei Ereignis 3 und 13 zu erkennen. Der Hautleitwert steigt bei Ereignis 3 um 6 % an, gleichzeitig ist ein Abfall des BVP von 10 % erkennbar. Auch bei Ereignis 13 ist ein Anstieg des Hautleitwerts von 0,9 % mit einem Abfall des BVP von 1,7 % verbunden. Ebenso scheint auch das Absinken der EDA mit einer Steigerung des BVP verbunden zu sein. Bei Ereignis 19 sieht man deutlich wie der Hautleitwert um 2,6 % sinkt wobei der BVP gleichzeitig eine Steigerung von 6 % aufweist.

4 Diskussion

Das Ziel der Studie war es herauszufinden ob die Höranstrengung im Störgeräusch anhand biometrischer Daten objektiv messbar und bewertbar sei.

Zu Beginn der Messreihen wurde großer Wert auf die Gestik und mimische Muskulatur der Probanden gelegt. Der Großteil der Probanden zeigte jedoch keine mimische oder gestische Regung während der Messungen. Die fehlende Gestik (z.B. geballte Fäuste) könnte auf die klare Einweisung vor den Messungen zurückzuführen sein, in denen die Probanden gebeten wurden, möglichst entspannt auf dem Stuhl zu sitzen. Aber auch veränderte Mimik konnte weder durch Beobachtung während der Messungen noch durch die im Gesicht befestigten Elektroden nachgewiesen werden, weshalb auf die Auswertung dieser Biometrie verzichtet wurde.

Bei der Auswertung der Atmung wurde eine deutliche Korrelation sichtbar. Hier konnte man vor allem bei den Messungen mit „Wobbelton“ und „Marburger Sätze“ körperliche Reaktionen auf das Störgeräusch verfolgen. Im Gegensatz zu den anfangs vermuteten Reaktionen stieg die Atmungsamplitude nicht bei erhöhter Belastung (= niedrigem SNR) sondern fiel ab. Die Atmung wurde also bei erhöhter Anstrengung flacher. Dies könnte ein Zeichen von gesteigerter Konzentration sein. Lauscht man einem Geräusch besonders intensiv, atmet man dabei auch besonders flach oder hält die Luft an um sich besser auf das gewünschte Signal konzentrieren zu können. Eine weitere Besonderheit war das Atmungsverhalten nach den Störgeräuschpegeln über 70 dB SPL. Es wurde die Tendenz erkannt, dass nach diesen hohen Pegeln die flache Atmung wieder intensiver ausfällt und auch den Mittelwert der Atmung bei weitem übertrifft. Dies ist auf ein Entspannen nach einer erhöhten Belastung zurückzuführen. Mussten sich die Probanden zuerst bei einem lauten Störgeräusch besonders anstrengen, fiel diese Belastung im darauffolgenden Testgeräusch weg, und sie atmeten tief durch. Durch die in dieser Studie verwendeten, randomisierten Messpegel, folgte auf

einen sehr niedrigen SNR (-15) ein hoher SNR (5). Dies könnte dieses Phänomen noch verstärken.

Ein weiteres Indiz für die Auswirkung von Höranstrengung auf den Körper ist der Blutdruck. Bei allen drei dargebotenen Testsignalen wurde eine Auswirkung auf den Blutdruck festgestellt. Dabei bezieht sich die Reaktion nicht auf die einzelnen Pegeländerungen des Störgeräuschs sondern vielmehr auf die Gesamtdauer der Messung. Innerhalb dieser Messungen (durchschnittliche Messdauer 20 min.) stieg der Blutdruck merklich an, und zwar bei jedem dargebotenen Testsignalen von neuem. Bei der gemittelten Darstellung konnte man immer noch eine Steigerung des BVP um 14,3 % nachweisen. Diese erhöhte Herzaktivität spricht deutlich für eine Anstrengung der Probanden. Ein weiterer Grund könnte auch die allgemeine Schallbelastung sein und muss nicht auf die Störgeräuschänderung zurückzuführen sein. Der Körper könnte auf die laute Dauerbeschallung reagieren und diese Belastung mit einem erhöhten Blutdruck zeigen.

Die wohl größte objektive Aussage kann der Messung des Hautleitwerts zugesprochen werden. Auch hier konnten bei allen Signalen etwa die gleichen Reaktionen nachgewiesen werden, insbesondere aber bei der Messung mit „Wobbelton“ war eine deutliche Reaktion auf die Störgeräuschpegeländerungen feststellbar. Innerhalb der ausgewerteten Zeiträume von 6 Sekunden fiel die EDA durch steile, präzise Anstiege und Abfälle auf, die den jeweiligen Änderungen zugeordnet werden konnten. Besonders fiel dies bei allen SNRs, die geringer als -5 waren, auf. Die dabei gemessenen Amplitudenspitzen fielen deutlich niedriger aus, als die subjektiv eingeschätzte Anstrengung.

Ein wichtiges Detail bei der Messung des Hautleitwerts ist die Habituation an sich wiederholende Reize. Es war deutlich zu beobachten dass innerhalb einer Messreihe die EDA zunehmend geringer ausfiel. Aber auch bei Beobachtung des gesamten Messverlaufs, wurde deutlich, dass die EDA bei dem Testsignal „Wobbelton“ zu Beginn der Messung höher ausfällt, als die EDA zu Ende der Testreihen bei Signal „Hörbuch“. Lagen die maximalen

Spitzenwerte bei der Messung mit „Wobbelton“ noch bei 16,2 %, fielen diese Maximalwerte bei „Marburger Sätze“ auf 9,7 %, bei „Hörbuch“ nur noch auf einen Wert von 6 %. Somit könnte eine Adaptation an das akustische Umfeld erkennbar sein, die einen direkten Vergleich der Amplitudenspitzen zwischen den Testsignalen erschwert. Eine weitere Vermutung ist, dass der Wobbelton als unnatürlicher akustischer Reiz deutlich stärkere Reaktionen auf den Körper auslöst als ein gewohntes Sprachsignal, mit dem die Probanden auch im Störgeräusch alltäglich konfrontiert werden.

Jedoch sollte auch der Einfluss der Gesamtbeschallung auf den Hautleitwert betrachtet werden. Ähnlich wie bei der Auswertung des BVP ist es möglich, dass die erhöhten Hautleitwerte auf den Gesamtschall zurückzuführen sind. Diese erhöhte Lautstärke könnte der Körper als Stress empfinden und dies als erhöhte EDA zeigen. Sollte dies so sein, wäre es jedoch kein Zeichen einer gemessenen Höranstrengung. Hier gilt es in weiterführenden Studien die Bedeutung des Hautleitwerts verstärkt zu untersuchen.

Ebenso sollte die Korrelation zwischen Hautleitwert und BVP weiterhin untersucht werden. Die Abhängigkeit dieser beiden Parameter kann in dieser Studie nicht geklärt werden. So könnte die Veränderung des Hautleitwerts eine Reaktion des BVP provozieren, aber auch umgekehrt könnte der BVP den Hautleitwert beeinflussen. Eine Verfälschung durch die Sensoren ist jedoch auszuschließen, da der EDA-Sensor und BVP-Sensor unterschiedliche, physikalische Messtechniken verwenden.

Vergleicht man nun diese Ergebnisse mit denen vorrausgegangener Studien, erkennt man einige Übereinstimmungen. Wie bei Studien mit Verwendung des ANL oder fMRT konnte auch durch diese Studie, Höranstrengung objektiv bestimmt und deutliche Korrelationen ab einem SNR von -5 erkannt werden. Jedoch scheint im Vergleich zu den Messungen mittels fMRT oder Pupillometrie, vor allem die Messung des Hautleitwerts bezüglich des Messaufwands vorteilhafter. Durch den geringen Aufwand, könnte diese Technik zur objektiven Messung der Höranstrengung auch Einzug in die alltägliche Praxis der Hörsystemanpassung halten.

5 Ausblick in die Zukunft

Mithilfe dieser Studie konnte die grundlegende Frage, ob Höranstrengung objektiv durch physiologische Daten messbar ist, beantwortet werden. Nun sollte weiterverfolgt werden, wie sich die Höranstrengung bzw. die gemessenen Signale bei einer schwerhörigen Probandengruppe mit und ohne Hörsystem verhalten. Desweiteren sind durch diese Studie zusätzliche Fragen entstanden, denen in zukünftigen Studien nachgegangen werden sollte.

Um bessere Rückschlüsse zur Verbesserung der Hörsystemanpassung zu erhalten wäre es sinnvoll Probanden zu wählen die eine leichte bis mittlere Schallleitungsschwerhörigkeit vorweisen und das 50. Lebensalter vollendet haben. Desweiteren könnte auch der Aspekt unterschiedlicher Muttersprachen untersucht werden.

Für nachfolgende Studien erscheint es zudem sinnvoll den Messaufbau etwas abzuändern. So sollte keine festgelegte Abfolge der Testsignale erfolgen. Da so den Probanden immer das gleiche Testsignal zum Ende der Messung dargeboten wurde, könnten diese Messwerte bereits durch Ermüdungserscheinungen verfälscht werden. Daher würde es sich anbieten in weiteren Studien eine randomisierte Abfolge der unterschiedlichen Testsignale anzubieten. Auch die einzelnen Pegelsprünge sollten in frei randomisierter Reihenfolge dargeboten werden. So lässt sich eine noch genauere statistische Auswertung der Höranstrengung bei niedrigen SNRs erstellen.

Ein weiterer Ansatzpunkt zur Verbesserung der Messungen könnte die Darbietung der Störgeräuschsignale sein. Wurden in dieser Studie noch Stör- und Nutzschall zeitgleich dargeboten, könnten in folgenden Experimenten zuerst das Störgeräusch dargeboten und nach wenigen Sekunden das Nutzsignal hinzugegeben werden. So könnte man die Gefahr des Erschreckens bei hohen Pegeln für die Probanden minimieren und so z.B. einen BVP-Wert unverfälschter messen.

Zweifellos wird die Höranstrengung und ihre Messung in Zukunft weiterhin eine wichtige Rolle in der erfolgreichen Anpassung von Hörsystemen haben. Desto wichtiger ist es weiterhin verschiedene Methoden zu erproben um eine objektive und somit aussagekräftige Messung durchführen zu können. Durch eine Weiterführung dieser Studie könnte in Zukunft das Phänomen der Höranstrengung noch genauer untersucht werden und somit vielen Hörgeschädigten zu einem angenehmeren und verlustfreien Hören und Verstehen in störgeräuschreichen Umgebungen verholfen werden.

Danksagung

Mein Dank gilt allen Mitarbeitern und Professoren des Studiengangs Augenoptik / Augenoptik & Hörakustik, für die Bereitstellung der Räume und des Equipments. Weiterhin bedanke ich mich bei allen Probande, die sich für diese Studie zur Verfügung gestellt haben. Besonders möchte ich mich für die umfassende Betreuung durch Frau Prof. Dr. med. Limberger bedanken. Weiterhin möchte ich mich bei dem Team des Usability-Labors, insbesondere bei Herrn Andreas Hermann für die Unterstützung während der Messungen bedanken.

Literaturverzeichnis

Bortz, Jürgen und Döring, Nicola. 2006. Forschungsmethoden und Evaluation für Human- und Sozialwissenschaftler. Heidelberg : Springer, 2006, S. 278ff.

Freyaldenhoven, Melinda C., et al. 2006. Acceptable Noise Level: Reliability Measures and Comparison to Preference for Background Sounds. *Journal of American Academy of Audiology*. 2006, 17.

Hicks, Candace Bourland und Tharpe, Anne Marie. 2002. Listening Effort and Fatigue in School-Age Children With and Without Hearing Loss. *Journal of Speech, Language and Hearing Research*. June 2002, S. 573-584.

Hoffmann, Eckard. 2008. Wie hört Deutschland? - Hearing of the german population. *persönliche Mitteilung*. Nov 2008.

Howard, Clare S., Munro, Kevin J. und Plack, Christopher J. 2010. Listening effort at signal-to-noise ratios that are typical of the school classroom. *International Journal of Audiology*. 26. May 2010, S. 928 - 932.

Nabelek, Anna K, Tucker, F M und Letowski, T R. 1991. Toleration of background noises: relationship with patterns of hearing aid use by elderly persons. *Department of Audiology and Speech Pathology, University of Tennessee, Knoxville*. June 1991, S. 679 - 85.

Nabelek, Anna K., et al. 2006. Acceptable Noise Level as a Predictor of Hearing Aid Use. *Journal of American Academy of Audiology*. 2006, 17.

Peelle, Jonathan E., et al. 2010. Evaluating an acoustically quiet EPI sequence for use in fMRI. *Neuroimage*. 1.. October 2010, S. 1410 - 1419.

Peeters, Heidi, et al. 2009. Subjective and Objective Evaluation of Noise Management Algorithms. *Journal of the American Academy of Audiology* . 2009, S. 89 - 98.

Sarampalis, Anastasios, et al. 2009. Objective Measures of Listening Effort: Effects of Background Noise and Noise Reduction. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*. 2009, 52.

Schulte, Michael, et al. 2011. Pupillometrie als objektives Maß für die Höranstrengung. 2011.

Ulrich, Jens und Hoffmann, Eckard. 2007. *Hörakustik - Theorie und Praxis.* Heidelberg : DOZ Verlag Heidelberg, 2007.