

Förderpreis 2017

Untersuchung der Störgeräuschunterdrückung und der Richtmikrofontechnik bei Hörgeräten

Masterarbeit

Verfasser: Marlitt Frenz
Erstgutachter: Prof. Dr.-Ing. Alfred Mertins
Zweitgutachter: Prof. Dr. Karsten Keller
Datum der Abgabe: 31.05.2017

E UHA

Europäische Union der
Hörakustiker e.V.

Herausgeber: Europäische Union der Hörakustiker e. V.
Neubrunnenstraße 3, 55116 Mainz, Deutschland
Tel. +49 (0)6131 28 30-0
Fax +49 (0)6131 28 30-30
E-Mail: info@euha.org
Internet: www.euha.org

Alle hier vorhandenen Daten, Texte und Grafiken sind urheberrechtlich geschützt. Eine Verwertung über den eigenen privaten Bereich hinaus ist grundsätzlich genehmigungspflichtig.

© EUHA 2017

Kurzbeschreibung

Die Signalverarbeitung moderner Hörgeräte beinhaltet Verfahren zur Störgeräuschunterdrückung, die Nutzsignale wie Sprache in störrauschhaltigen Situationen hervorheben. Das Ziel hierbei ist es, dem Hörgeräteträger die Möglichkeit zu bieten, Sprache besser und leichter zu verstehen, während die Lautstärke des Störgeräusches abgesenkt wird. Der Unterschied des Sprachschallpegels zum Störgeräuschpegel kann mittels einer Verbesserung des Signal-Rausch-Abstandes (SNR) gemessen werden.

Ein Verfahren zur technischen Überprüfung wurde 2004 von Hagerman und Olofsson vorgestellt. Hierbei werden ein bekanntes Stör- sowie Sprachsignal mehrmals mit unterschiedlicher Phasenlage überlagert und jeweils als Eingangssignal präsentiert. Am Ausgang des Hörgerätes können auf diese Weise die beiden Signale wieder voneinander getrennt und der SNR bestimmt werden.

Das Verfahren berücksichtigt bislang nur eine Sprach- sowie eine Störgeräuschquelle. In vielen realen Situationen ist der Zuhörer jedoch mehreren Stör- und Sprachsignalen aus verschiedenen Richtungen ausgesetzt.

In dieser Arbeit wird deshalb gezeigt, wie das Verfahren nach Hagerman und Olofsson erweitert werden kann, damit mehrere Signalquellen aus verschiedenen Richtungen getrennt voneinander untersucht werden können.

Die Umsetzung der theoretischen Überlegungen wird anhand verschiedener Versuche demonstriert. Hierbei werden acht Lautsprecher in einem Radius von 1 m und Winkelabstand von 45° zueinander genutzt und ein sich im Kreismittelpunkt befindendes Hörgerät in verschiedenen Einstellungen als Prüfobjekt verwendet.

Durch die getrennte Betrachtung der nun insgesamt neun unterschiedlichen Signale zeigen diese Experimente deutlich, dass das Verfahren von 2004 auf mehrere Signalquellen erweitert werden kann. Somit können Untersuchungen der Störgeräuschunterdrückung nun auch in komplexen Situationen mit einer Vielzahl von Signalquellen durchgeführt werden.

Abstract

The purpose of digital noise reduction in hearing aids is to increase the loudness of speech signals in situations with interfering signals. The procedure is aimed at offering the hearing aid user better speech intelligibility while reducing the loudness of the noise. This can be evaluated by measuring the improvement of the signal-to-noise ratio (SNR). Hagerman and Olofsson introduced a procedure to measure the SNR for two signals, typically a noise and a speech signal. If both signals are known, Hagerman and Olofsson stated that these signals can be distinguished from a superimposition and a change of phase relation of those signals. Hagerman & Olofsson's method considers two signals. However, in many real-life situations, the listener is subject to multiple noise and speech signals.

Therefore, this study introduces an extension to this setup for multiple signals from different directions.

To proof the concept, different experiments are performed in a setup with up to eight speakers equally distributed in a circle around a hearing aid. The radial distance of the circle is 1 m, and the angular distance between each speaker 45°.

These experiments show that nine different signals can be distinguished. The extension to the Hagerman & Olofsson method is thus verified. As a consequence, it is possible to extend the procedure by Hagerman & Olofsson, and transform it to a setup with more than one signal source. For this reason, a comprehensive evaluation of digital noise reduction in complex conditions with multiple signals is possible.

INHALTSVERZEICHNIS

KURZBESCHREIBUNG	VI
ABSTRACT	VII
1 EINLEITUNG	1
2 GRUNDLAGEN	4
2.1 Störgeräuschunterdrückung.....	4
2.1.1 Einführung.....	4
2.1.2 Richtmikrofontechnik.....	7
2.1.3 Zeitliche Signalverarbeitung.....	10
2.1.4 Spektrale Signalverarbeitung.....	11
2.2 Verfahren zur Bewertung einer Störgeräuschunterdrückung.....	12
2.2.1 Subjektive Prüfmethode.....	12
2.2.1.1 Sprachtestverfahren	12
2.2.1.2 Auswertung von Fragebögen.....	13
2.2.2 Objektive Prüfmethode.....	13
2.2.2.1 Auswertung des Zeitbereiches	13
2.2.2.2 Kennzahlen zur Sprachverständlichkeit.....	14
2.2.2.3 Perzentilanalyse.....	14
2.2.2.4 Verfahren nach Hagerman & Olofsson.....	15
3 MESSAUFBAU	18
3.1 Messequipment.....	18
3.2 Messsignale	18
3.3 Messanordnung.....	20
3.4 Kalibrierung des Messaufbaus	25
3.4.1 Mikrofonempfindlichkeit	25
3.4.2 Definition des Wertebereiches	25
3.4.3 Entzerrung des Frequenzgangs der Übertragungskette.....	26
3.5 Versuchsdurchführung.....	27
3.5.1 Einführung.....	27
3.5.2 Hörerätesetup	27
3.5.3 Verfahren nach Hagerman & Olofsson für einen Lautsprecher	28
3.5.3.1 Definition des Verfahrens.....	28
3.5.3.2 Abweichung im Definitionsbereich	30

3.5.3.3	Analyse der Fehlerterme	35
3.5.4	Verfahren nach Hagerman & Olofsson für acht Lautsprecher	37
3.5.5	Erweitertes Verfahren nach Hagerman & Olofsson	38
4	MESSERGEBNISSE.....	40
4.1	Verfahren nach Hagerman & Olofsson für einen Lautsprecher	40
4.2	Verfahren nach Hagerman & Olofsson für acht Lautsprecher	42
4.3	Erweitertes Verfahren nach Hagerman & Olofsson	43
5	AUSWERTUNG	47
5.1	Verfahren nach Hagerman & Olofsson für einen Lautsprecher	47
5.1.1	Verifikation des Messaufbaus	47
5.1.2	Durchführung einer Messung am Prüfobjekt	48
5.2	Verfahren nach Hagerman & Olofsson für acht Lautsprecher	49
5.2.1	Verifikation des Messaufbaus	49
5.2.2	Durchführung einer Messung am Prüfobjekt	49
5.3	Erweitertes Verfahren nach Hagerman & Olofsson	50
5.3.1	Verifikation des Messaufbaus	50
5.3.2	Durchführung einer Messung am Prüfobjekt	50
6	FAZIT.....	53
7	ANHANG	52
7.1	Daten-CD	52
7.2	Hörverlust Typ N3	53
7.3	Hörgeräteeinstellung	54
7.3.1	Akustische Parameter	54
7.3.2	Anpassparameter	54
7.3.3	Messeinstellungen	54
	LITERATURVERZEICHNIS	55
	ABBILDUNGSVERZEICHNIS	59

1 Einleitung

Gesprochene Sprache ist für den Menschen eines der wichtigsten Mittel, um miteinander zu kommunizieren und Informationen auszutauschen. Hörgeschädigte Menschen erfahren in dieser Art der Kommunikation eine Einschränkung. Hierbei ist nicht nur die Wahrnehmung von Sprache, sondern auch die Möglichkeit des Verstehens und Verarbeitens von Sprache beeinträchtigt. Dies kann mit Missverständnissen beginnend bis hin zur sozialen Isolation führen.

Eine Versorgung mit Hörgeräten sollte nach dem Heil- und Hilfsmittel-Gesetz dem entgegenwirken [1]. Denn Parameter wie mehrkanalige Verstärkung und Dynamikkompression in Hörgeräten verändern die Eigenschaften von Sprache so, dass der Hörgeräteträger diese wieder wahrnehmen kann. Weitere Eigenschaften wie eine Störgeräuschunterdrückung verbessern Sprache zusätzlich, sodass sie für den Hörgeräteträger leichter und besser verständlich wird. Hierbei wird durch entsprechende Signalverarbeitung versucht, den Signal-Rausch-Abstand (SNR) zu erhöhen, also Störgeräusche zu reduzieren, während Sprache verstärkt wird.

Die Verbesserung der Sprachverständlichkeit und somit den Erfolg der Hörgeräteversorgung nachzuweisen, kann subjektiv mit Sprachverständlichkeitstests oder Fragebögen und objektiv mittels technischer Messungen wie der Perzentilanalyse oder dem Verfahren nach Hagerman & Olofsson (HOV) erfolgen.

Mithilfe von Sprachverständlichkeitstests kann zum einen eine prozentuale Verbesserung mittels des Freiburger Sprachtests gemessen werden [2]. Zum anderen kann die Messung der Sprachverständlichkeitsschwelle (SVS) mittels Matrixtests erfolgen. Die SVS ist als derjenige Signal-Rausch-Abstand definiert, bei dem im Mittel 50 % der Sprache verstanden werden [2, 3, 4].

Des Weiteren werden Fragebögen genutzt, um eine wahrnehmbare Verbesserung der Sprachverständlichkeit zu messen [5, 6]. Fragebögen wie der APHAB (Abbreviated Profile of Hearing Aid Benefit) können als Beispiel während der

Versorgung mit Hörgeräten genutzt werden, um die subjektive Einschätzung zu bewerten. Ihre Messergebnisse geben hierbei Auskunft über Spontanakzeptanz und Performance-Qualität von Hörgeräten.

Jedoch werden sie vom Hörverlust, dem Empfinden sowie weiteren Eigenschaften des Hörgeräteträgers wie Alter, Geschlecht und so weiter beeinflusst.

Des Weiteren können objektive Untersuchungen der Effekte der Signalverarbeitung indirekt Rückschlüsse auf das Sprachverstehen geben. Die Perzentilanalyse trifft über die Amplitudenstatistik Aussagen über den Anteil von Stör- sowie Sprachsignalen [7, 8].

Mit ihrer Hilfe kann eine Aussage über das Verarbeitungsverhalten von Hörgeräten im Hinblick auf realistische Signalarten getroffen werden. Die relative Veränderung der Dynamik kann über die 99. und 30. Perzentile gemessen werden und darüber indirekt Aussagen über die Wirkung adaptiver Parameter auf das Eingangssignal ermöglichen. Zwar ist die Perzentilanalyse für Hörgeräte normiert [7] und kann somit herstellerübergreifend Effekte einer Signalverarbeitung nachweisen. Jedoch gibt es keinen Bezug zum Nutzen der Effekte. Ebenfalls ist bei Hörgeräteeigenschaften wie der Störgeräuschunterdrückung von Interesse, wie sich der SNR bei aktiver Störgeräuschunterdrückung ändert. Dies kann aus der Perzentilanalyse nicht direkt geschlossen werden [9, 10].

Das objektive Messverfahren nach Hagerman und Olofsson schafft hier nun eine Lösung [11]. Unter der Annahme, dass ein Stör- und ein Sprachsignal, welche am Eingang des Systems überlagert werden, in ihren Eigenschaften bekannt sind, so können diese am Ausgang des Systems voneinander getrennt werden. Hierbei werden Nutz- und Störsignal zweimal hintereinander mit unterschiedlicher Phasenlage zueinander überlagert und diese abgespielt. Dadurch ist es möglich, am Ausgang des Hörgerätes das Nutz- vom Störsignal zu trennen und den SNR zu bestimmen. Hierbei ist eine genaue Analyse über die Zeit oder die Frequenz möglich. Somit eignet sich das Verfahren sehr gut, um die Effekte einer Störgeräuschunterdrückung zu untersuchen.

Zurzeit ist das Verfahren nach Hagerman und Olofsson auf zwei Signale, ein Störgeräusch und ein Sprachsignal, beschränkt. In vielen realen Situationen treten allerdings mehrere Störgeräusche und/oder Nutzsignale auf. Aus diesem Grund wird in dieser Arbeit ein erweitertes Verfahren entwickelt, welches mehrere Signalquellen berücksichtigt und eine Trennung mehrerer Signale zulässt.

Um die Praktikabilität des erweiterten Verfahrens zu zeigen, werden verschiedene Untersuchungen getätigt. Es wird das Verfahren nach Hagerman und Olofsson im Allgemeinen auf seine Robustheit untersucht. Hierbei werden vor allem bei fest definiertem Stör- und Sprachsignal die Verlängerung und Verschiebung der Analysefenster der Signale untersucht. Auch eine Analyse der Fehlerterme innerhalb des Messaufbaus wird ausgewertet und Aussagen über seinen Einfluss auf das Messergebnis getroffen. Ebenfalls wird das Verfahren auf eine höhere Anzahl an Störgeräuschquellen angewandt und untersucht, ob die Überlagerung der Störsignale am Messort einen Einfluss auf den SNR besitzt. Danach wird das erweiterte Verfahren umgesetzt und der SNR richtungsabhängig ausgewertet.

Diese Untersuchungen sollen final eine Auskunft über die Praktikabilität des erweiterten Verfahrens geben.

Hierfür wird im Kapitel „Grundlagen“ (siehe Kapitel 2) auf die Funktionsweise der zu untersuchenden Parameter des Hörgerätes eingegangen. Ebenfalls werden aktuell genutzte subjektive wie objektive Verfahren zur Evaluation des Hörgeräteverhaltens einander gegenübergestellt und das Verfahren nach Hagerman & Olofsson vorgestellt. Des Weiteren werden Messaufbauten für alle Untersuchungen sowie die Parameter definiert, damit das System linear und zeitinvariant ist (Kapitel 3). Im 4. und 5. Kapitel werden die Messergebnisse vorgestellt (siehe Kapitel 4) sowie diskutiert (Kapitel 5).

Abschließend wird im Fazit ein Ausblick auf zukünftige Studien geliefert (siehe Kapitel 6).

2 Grundlagen

2.1. Störgeräuschunterdrückung

2.1.1 Einführung

Störgeräusch kann als ein Signal bezeichnet werden, das die Wahrnehmung, Verarbeitung und Kommunikation eines Sprachsignals negativ beeinträchtigt. Dieses kann im Allgemeinen in drei Arten unterteilt werden:

- informationsloses Störgeräusch
- informationshaltiges Störgeräusch
- substanzieller Nachhall

Störgeräusche gelten im Sinne der Kommunikation als informationslos, sobald sie keine zu verstehenden Sprachanteile für den Zuhörer besitzen. Signale wie Musik, Straßenlärm sowie auch Zufallsrauschen fallen in diese Kategorie. Informationshaltige Störgeräusche wiederum entstehen aus sekundären Sprachsignalquellen. Ihre jeweiligen Langzeitsprachspektren ähneln sich hierbei sehr.

Durch die akustischen Eigenschaften des Raumes hervorgerufener substanzieller Nachhall führt in der Regel zu Effekten, die ab einem gewissen Abstand zur Informationsquelle ein diffuses, sekundäres Schallfeld entstehen lassen. Ab dieser Entfernung, dem Hallradius, unterliegt die Lautstärke der Informationsquelle dem des diffusen Schallfeldes, was einem negativen Signal-zu-Rausch-Abstand entspricht.

Störgeräusch in seinen Anteilen nun zu unterdrücken, um den SNR zu erhöhen, ist ein großer Bestandteil der Funktionsweise von Hörgeräten. In den späten 1970er-Jahren erschien das erste Hörgerät mit einer Störgeräuschunterdrückung. Es ließ ein manuell aktivierbares Programm zu, welches eine tieffrequente Tonblende aktiviert [12]. Weiterführende Entwicklungen erhöhten bei einer aktiven Kompression die

Kompressionsrate im tieffrequenten Bereich. Diese Arten der Störgeräuschunterdrückung basierten auf der Definition, dass Umgebungsgeräusche als informationslose Störgeräusche eher tieffrequente Anteile besitzen, während der Hauptanteil von Sprache zwischen 1000 Hz und 4000 Hz zu finden ist [12]. Ebenfalls sollte damit, wie Bentler 2006 zusammenfasste, in einer Situation mit erhöhter Lautstärke der Aufwärtsmaskierung entgegengewirkt werden [12]. Bentler bestätigte jedoch auch, dass in Situationen mit informationshaltigem Störgeräusch diese Störgeräuschunterdrückungen wenig Effekt in der Verbesserung des SNR zeigten.

Mit der Einführung der digitalen Signalverarbeitung Mitte der 1990er-Jahre hielt auch die Analyse des Signals auf seine zeitlichen Eigenschaften und die darauf folgende Verarbeitung des Signals Einzug [12]. Moderne digitale Hörgeräte analysieren nicht nur das eintreffende Signal, sie adaptieren ebenfalls die Einstellungen der Features je nach Analyseergebnis. 2004 unterteilte Chung den Aufbau der Verarbeitung von Signalen in Hörgeräten in drei Blöcke [13]:

- Detektionsblock
- Entscheidungsblock
- Aktionsblock

Im Detektionsblock wird das Signal temporär auf das Vorhandensein von Sprachanteilen untersucht. Hierbei kann zum einen die Auswertung des Frequenzspektrums erfolgen [13]. Dabei wird das Signal blockweise verarbeitet und das Leistungsdichtespektrum berechnet. Ein direkter Vergleich von ähnlichen Leistungsdichtespektren, zum Beispiel von informationshaltigem Störgeräusch mit dem der Überlagerung des Sprach- mit dem Störsignal, kann hier zu einer fehlerhaften Detektion führen [12].

Eine weitere Möglichkeit innerhalb der Analyse des Leistungsdichtespektrums ist das Detektieren von harmonischen Obertönen und deren Grundfrequenz [14, 15]. Wortsilben und Formanten weisen aufgrund der Physiologie des Vokaltraktes eine Grundfrequenz f_0 auf, die für männliche Sprecher zwischen 50 Hz und 150 Hz und weibliche Sprecher zwischen 100 Hz und 200 Hz liegt [16]. Lokal betrachtet weist die Grundfrequenz die höchste Energiedichte auf. Ebenfalls bilden sich Vielfache der Grundfrequenz mit $f_0 = n f_0, n \in \mathbb{N}$, die über die Wortlänge konstant sind. Das Vorkommen mehrerer sekundärer Sprachquellen als Störsignal würde nun die Harmonität der Frequenzen absenken.

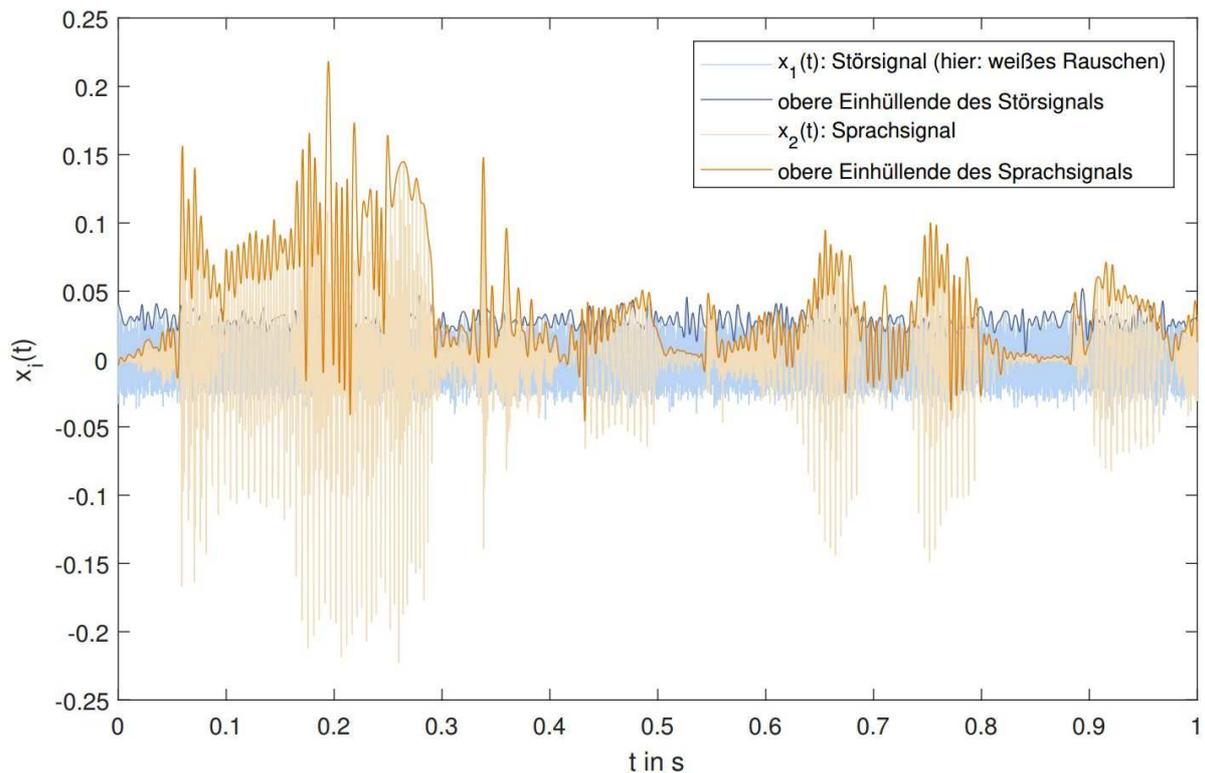


Abb. 2.1: Darstellung eines Sprachsignals und des weißen Rauschens als Störsignal über der Dauer von 1 s und ihrer oberen Einhüllenden. Das Suchen von Leistungsmaxima erfolgt hier in Zeitfenstern von 11,3 ms.

Ebenfalls lässt sich das Vorkommen von Sprachanteilen durch die Analyse der Einhüllenden detektieren [13]. Hierbei kann die Einhüllende über die Berechnung der mittleren Leistung innerhalb eines überlappenden Zeitfensters oder das Auffinden von Leistungsmaxima innerhalb eines überlappenden Zeitfensters gebildet werden, wie Abb. 2.1 zeigt. Zur Auswertung werden dann die Modulationsfrequenz und die Modulationstiefe berechnet. Es zeigt sich, dass Störsignale in der Regel eine niedrigere Modulationstiefe sowie eine wesentlich höhere Modulationsfrequenz als Sprache aufweisen [17]. Die Modulationstiefe richtet sich für ein Sprachsignal ohne Störgeräuschanteil nach der Dynamik, die abhängig von der mittleren Leistung des gesamten Sprachsignals ist. Bei einer mittleren Leistung von 65dB, also bei mittellauter Sprache, liegt die Dynamik bei 30dB. Laute Sprache wiederum besitzt eine Dynamik von 40 dB [18]. Sobald ein Störgeräusch mit dem Sprachsignal überlagert wird, nimmt die Modulationstiefe ab. Theoretisch kann Sprache also nicht mehr detektiert werden, sobald die Modulationstiefe eine Grenze unterschreitet.

Eine weitere Möglichkeit der Analyse ist die räumliche Untersuchung der Sprach- und Störquellen. Hierbei wird die Anzahl und Funktionsweise der vorhandenen Mikrofone ausgenutzt. Eine räumliche Trennung der Störquellen kann hier detektiert werden, sobald Stör- und Sprachquellen nicht aus derselben Richtung kommen. Als Beispiel

kann hier der Dialog mit einem Sprecher aus frontaler Richtung, während sich eine Störquelle hinter dem Höreräteträger befindet, gesehen werden [13].

Die Auswahl von digitalen Signalverarbeitungsprozessen auf Grundlage der Detektionsergebnisse findet im Entscheidungsblock statt. Je nach Ergebnis des Detektionsblocks können Parameter wie frequenzspezifische Verstärkung, Aktivierung von temporären Filtern und weitere Signalverarbeitungsstrategien deaktiviert oder aktiviert werden. Die Auswahl der zu verändernden Parameter kann hierbei über eine Mustererkennung oder auch neuronale Netzen getroffen werden [19]. Die dafür notwendigen Merkmale sind hierbei durch den jeweiligen Hörgerätehersteller für den Detektionsblock definiert. Die Entscheidung, welcher Klassifikator im Hörgerät genutzt wird, hängt allerdings von der Dauer der Klassifizierung, dem Arbeitsspeicher, der benötigt wird, sowie der prozentual zulässigen Fehlklassifikation ab [12].

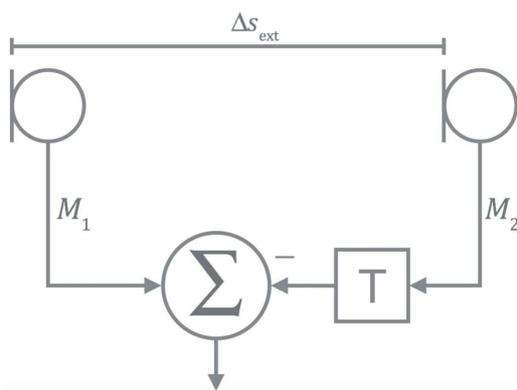
Ebenfalls können psychoakustische sowie pathologische Indikationen des Hörsystemträgers die Initialisierung der Klassifikationsparameter beeinflussen [20]. Sie werden während der Programmierung der Hörgeräte direkt in der Software manuell ausgewählt und angepasst.

Der Aktionsblock soll die Durchführung der im Entscheidungsblock ausgewählten Signalverarbeitungsprozesse darstellen. Neben einer frequenzabhängigen Verstärkungsveränderung werden Prozesse einer Störgeräuschunterdrückung in den folgenden Kapiteln beschrieben.

2.1.2 Richtmikrofontechnik

Ein Mikrofon mit omnidirektionaler Richtcharakteristik findet sich hauptsächlich in Hörgeräten, in denen die Technik komplett in der Otoplastik (IdO) verbaut ist. Die Richtcharakteristik passt sich hierbei nur aufgrund von Kopfschatten- sowie Pinnaeffekten des Höreräteträgers an [21]. Hörgeräte mit fester Richtcharakteristik, wie in Abb. 2.2 zu erkennen, besitzen in einem Abstand Δs_{ext} zwei Mikrofoneingänge, die jeweils zu einer Seite der gemeinsam genutzten Mikrofonmembran führen. Kommt ein Signal zeitgleich an beiden Seiten der Membran an, so löscht sich das Signal aus, indem die Membran nicht ausgelenkt wird. Ein akustisches Dämpfungselement Δt_{int} , in Abb. 2.2 als Zeitverzögerungsglied T dargestellt, welches im hinteren Mikrofoneingang fest montiert ist, reagiert hierbei als zeitliche Verzögerung und gleicht mit $\Delta t_{\text{int}} = \frac{c}{\Delta s_{\text{ext}}}$, $c=343,2 \frac{\text{m}}{\text{s}}$ die feste externe Verzögerung aus.

Ein ankommendes Signal aus 180° erreicht die hintere Mikrofonöffnung zuerst und



wird zeitlich um Δt_{int} verschoben. Erreicht das Signal die vordere Mikrofonöffnung, so wird die Membran nicht ausgelenkt, da beide Signale diese zeitgleich erreichen. In modernen Hörgeräten finden sich diese Mikrofonarten jedoch nicht mehr, da sie eine feste Richtcharakteristik besitzen. Diese ist abhängig

Abb. 2.2: Schematischer Aufbau direktonaler Mikrofonensysteme mit statischem oder adaptivem Verzögerungselement. Das Zeitverzögerungsglied T ist dabei Δt_{int} .

vom während des Baus definierten Dämpfungselement Δt_{int} [22]. Als verbesserter Ansatz hierzu lassen sich in Hörgeräten zwei omnidirektionale Mikrofone finden [13]. Hierbei ist ebenfalls der Abstand der

Mikrofonöffnung mit Δs_{ext} , wie in Abb. 2.2 gezeigt, durch die Bauform des Hörgerätes festgelegt. Die interne Verzögerung Δt_{int} kann jedoch je nach gewünschter Richtcharakteristik verändert werden. Die Auslöschung findet hierbei nicht an einer von beiden Mikrofonen genutzten Membran statt, sondern im

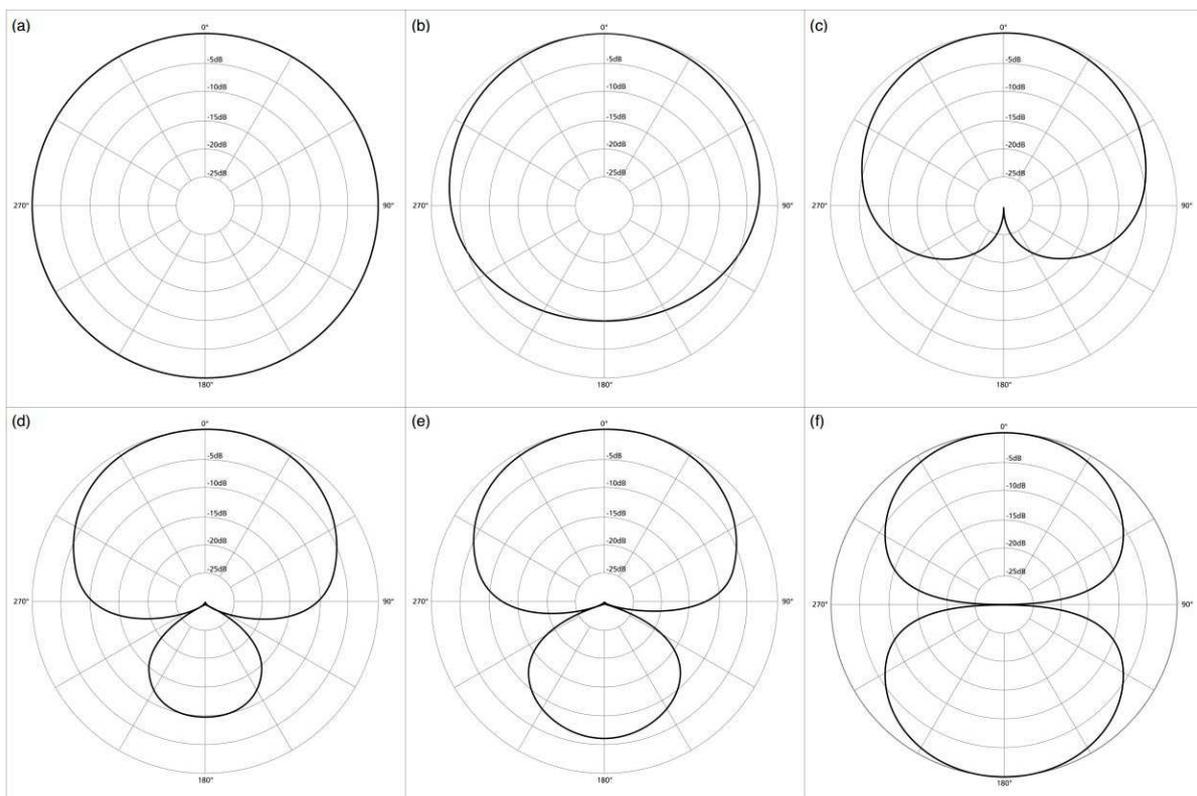


Abb. 2.3: Sechs Richtcharakteristiken in Abhängigkeit von A : omnidirektional (a), subkardioid (b), kardioid (c), superkardioid (d), hyperkardioid (e) und bidirektional (f).

digitalen Verarbeitungsblock. Somit kann die Mikrofoneinstellung im Hörgerät eine Richtcharakteristik einnehmen, die informationshaltigen Signalen einen richtungsabhängigen Vorteil in der Verarbeitung gegenüber Störsignalen bietet. Mathematisch lassen sich die möglichen Richtcharakteristiken als gewichtete Überlagerung einer Kugel- und Dipolcharakteristik mittels

$$M(\theta) = K(1 + A \cos(\theta)) \quad (2.1)$$

darstellen. θ entspricht hierbei dem Winkel des einfallenden Schallsignals. Das Argument des Minus von $M(\theta)$ definiert hierbei die Richtung, in der die Verstärkung maximal abgesenkt werden soll. Die Differenz wird dabei durch die Koeffizienten K und KA repräsentiert. Es lässt sich hierbei erkennen, dass die Richtcharakteristik unabhängig von den einfallenden Mikrofonsignalen entsteht. In Abb. 2.3 werden Beispiele der möglichen Richtcharakteristiken dargestellt. Die Charakteristik omnidirektional führt zu keiner richtungsabhängigen Dämpfung, während die kardioiden Charakteristik Signale aus 180° mit maximaler Dämpfung weiterleitet [23].

Ebenfalls kann sich die Richtcharakteristik adaptiv anpassen, indem Δt_{int} im Verarbeitungsblock definiert wird und eine feste Richtcharakteristik, wie in Abb. 2.3 zu sehen, temporär programmiert wird. Die Anzahl der automatisch auswählbaren Richtcharakteristiken sowie die Funktionsweise der adaptiven Verarbeitung sind von

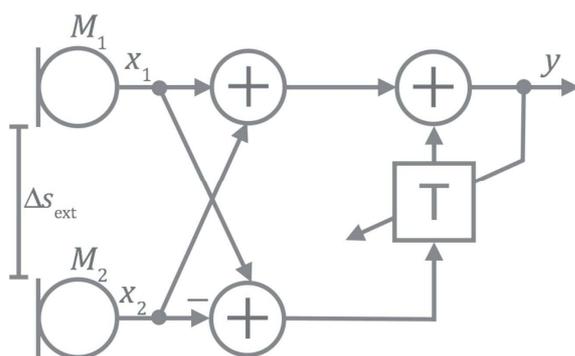


Abb. 2.4: Schematischer Aufbau des statischen Griffiths-Jim-Beamformers. Das Zeitverzögerungsglied T ist dabei Δt_{int} .

Hersteller zu Hersteller unterschiedlich. Neben fest einstellbaren Richtcharakteristiken kann auch die Breite der gerichteten Keule einer Richtcharakteristik verringert oder erhöht werden.

Des Weiteren können Mikrofone als Instrumente zur Störgeräuschunterdrückung genutzt werden.

Weiterführende Algorithmen wie der Griffiths-Jim-Beamformer (siehe Abb. 2.4) können mit adaptiven Lösungen und phasenverschobenen, additiven Überlagerungen zu einer Erhöhung des SNR führen. In diesem Algorithmus werden Mikrofone beider Hörgeräte einer binauralen Versorgung im Algorithmus genutzt,

um somit eine verbesserte Version des SNR zu erhalten, ohne auf eine höhere Ordnung von Mikrofonen zurückgreifen zu müssen [24].

2.1.3 Zeitliche Signalverarbeitung

Auch das eintreffende Signal kann unabhängig von der Richtcharakteristik manipuliert werden. Hierbei ist entscheidend, welche Ergebnisse vom Analyseblock ermittelt und an den Verarbeitungsblock weitergeleitet werden.

Neben den detektierten SNR über die Modulationstiefe ist die mittlere Leistung des Gesamtsignals für die Ausführung der Störgeräuschunterdrückung entscheidend. Es gilt zum Beispiel: Je niedriger die mittlere Leistung des Gesamtsignals und je größer der ermittelte SNR, desto wahrscheinlicher ist es, dass die Störgeräuschunterdrückung deaktiviert ist. Dabei wird angenommen, dass in einer ruhigen Umgebung mit einem hohen Signalrauschabstand wenig Störgeräusch vorhanden ist [21].

Des Weiteren können Algorithmen wie das Wiener-Filter das Signal verändern, sodass das Störgeräusch minimiert wird, während die mittlere Leistung des Sprachsignals unverändert bleibt. 1949 zeitgleich von Herbert Wiener und Kolmogorov vorgestellt [22], besitzt der Algorithmus das Ziel, ein Zufallssignal $x(n)$ derart anzupassen, dass es einem Referenzsignal $d(n)$ in der mittleren Leistung möglichst ähnlich wird. Das Wiener-Filter wird hierbei als Optimierung der mittleren Leistung der Abweichung mit

$$h_{\text{opt}} = \arg \min_h E\{|d(n) - h(n) * x(n)|^2\} \quad (2.2)$$

beschrieben. Zur Störgeräuschunterdrückung sei hierbei angenommen, dass $d(n) = s(n)$ das Sprachsignal ohne Störanteil und $x(n) = s(n) + \eta(n)$ eine Überlagerung des Sprachsignals mit einem Störsignal und der Bedingung, dass beide Signale in ihrer Spektraldichte wohldefiniert sind, darstellen. Um das Wiener-Filter in der Hörgerätetechnologie zu nutzen, wird im Analyseblock das Störgeräusch in Sprachpausen analysiert und ebenso wie das Sprachsignal als deterministisch angesehen. Außerdem wird das Wiener-Filter situationsabhängig kurzzeitig angewendet sowie eine Fehlergrenze zugelassen, die von $e(n)$ unterschritten wird, da eine Optimierung mit $\log_{n \rightarrow \infty} e(n) \rightarrow 0$ selten erreicht werden kann. Es sei zu erwähnen, dass die Filterlänge N von $h(n)$ neben der Verarbeitungszeit auch den

Fehlerterm $e(n)$ beeinflussen kann. Je länger das Filter, desto länger dauert die Verarbeitungszeit und desto geringer kann der Fehler sein. Ebenso ist ein Plateau möglich, sodass der Fehler nicht verbessert werden kann. Hierfür kann eine verkürzte Filterlänge nützlicher sein. Um die Verarbeitungszeit zu verringern, kann eine Toleranzgrenze definiert werden, unter der $y(n)$ zugelassen wird.

Da der Frequenzbereich des Störsignals den Fehlerterm $e(n)$ beeinflussen kann, wird in modernen Hörgeräten das Wiener-Filter häufig in mehreren Frequenzbändern unabhängig voneinander angewendet [23]. Die frequenzabhängige Wirkungsweise kann außerdem eine Gewichtung, welche die psychoakustischen Charakteristiken des Hörgeräteträgers berücksichtigt, für die jeweils unterteilten Frequenzbänder berücksichtigen [24].

2.1.4 Spektrale Signalverarbeitung

Die Störgeräuschunterdrückung kann frequenzspezifisch arbeiten [12]. Hierbei kann eine Gewichtung entscheidend für das Absenken der Verstärkung im jeweiligen Frequenzband sein. Als Beispiel können Frequenzbänder zwischen 1000 Hz und 2000 Hz, die einen hohen Anteil der Sprache besitzen, eine Gewichtung nahe 1 erhalten. Die Verstärkung dieser Frequenzbereiche wird bei einer aktiven Störgeräuschunterdrückung demnach nicht abgesenkt. Frequenzbereiche hingegen, die einen höheren Anteil an Störgeräuschelementen besitzen, erhalten eine niedrigere Gewichtung und somit eine höhere Absenkung der Verstärkung. Eine weitere Strategie für frequenzspezifische Gewichtung besteht darin, als Gewichtung die Inverse des Artikulationsindex (AI) im jeweiligen Frequenzband zu nutzen. Der AI gibt den relativen Anteil eines Frequenzbandes zur Sprachverständlichkeit des Hörgeräteträgers an. Hierbei gilt, je größer die prozentuale Angabe des AI, desto besser wird der Hörgeräteträger Sprache verstehen. Ein niedriger AI würde demzufolge eine höhere Gewichtung zur Folge haben und somit eine höhere Absenkung der Verstärkung [29, 30].

Auch kann eine gemeinsame Verarbeitung der Störgeräuschunterdrückung in Kombination mit einer Richtcharakteristik das Ergebnis weiter verbessern [27].

2.2. Verfahren zur Bewertung einer Störgeräuschunterdrückung

2.2.1 Subjektive Prüfmethoden

2.2.1.1 Sprachtestverfahren

Die Funktionsweise einer Störgeräuschunterdrückung kann über verschiedene Verfahren gemessen werden. Hierbei unterscheidet man in der Regel subjektive Überprüfungen von objektiven Prüfmethoden.

Subjektive Untersuchungsmethoden zur Verbesserung der Sprachverständlichkeit durch eine erfolgreiche Hörgeräteversorgung wurden zahlreich definiert und evaluiert [31, 5, 32, 33, 23, 34, 35]. Agnew und Block führten Sprachtestmessungen mit Hörgeräteträgern und Hinter-dem-Ohr (HdO)-Bauformen mit fest einstellbaren directionalen Mikrofoncharakteristiken durch [31]. Sie bestimmten mit Hilfe des Hearing in Noise Tests (HINT) die Schwelle, bei der 50 % der Sprache eines Satzes im Störgeräusch verstanden werden. Innerhalb des Setups, in welchem das Sprachmaterial von vorne dargeboten und gleichzeitig das Störsignal aus 180° abgespielt wurde, konnte eine mittlere directionale Verbesserung von $\Delta\text{SNR} = +7,5 \text{ dB}$ erreicht werden [31].

Mary Cord erreichte 2004 in einer ähnlichen Untersuchung eine mittlere directionale Verbesserung von $\Delta\text{SNR} = +2,7 \text{ dB}$. Ihr Setup beinhaltet allerdings Störsignalquellen in den Richtungen 90° , 180° und 270° relativ zum Probanden, welches einer deutlich realistischeren Situation im Störgeräusch entspricht als der Messaufbau von Agnew [32].

Des Weiteren können unterschiedliche Störgeräuscharten zu unterschiedlichen Ergebnissen des HINT führen [34, 35].

Deutsche Sprachtestverfahren wie der Oldenburger Satztest (OLSA) als Matrixtest ermitteln ebenfalls die Sprachverständlichkeitsschwelle. Sie eignen sich gleichfalls für eine Evaluation adaptiver Parameter in Hörgeräten, da die SVS keine minimale Grenze aufweist [10].

Weiterhin wird der Freiburger Einsilbertest im Störgeräusch durchgeführt [36]. 1953 von Hahlbrock als Verfahren zur Sprachverständlichkeit in Ruhe vorgestellt, ist er mittlerweile genormt und wird in der Praxis angewendet [2]. Hierbei wird die prozentuale Angabe richtig verstandener Einsilberwörter aus einer Liste von 20

Wörtern ausgewertet. Die Durchführung des Verfahrens zur Messung der Sprachverständlichkeit im Störgeräusch hat sich im Laufe der Zeit in der Anwendung etabliert, wird jedoch diskutiert [37, 38].

2.2.1.2 Auswertung von Fragebögen

Weitere Möglichkeiten der subjektiven Untersuchung sind Fragebögen, die die Präferenz von Hörsystemeinstellungen in verschiedenen Hörsituationen evaluieren [32, 34]. Diese können die Spontanakzeptanz in einem kurzen Tragezeitraum beschreiben oder aber auch in einer Langzeitmessung über mehrere Monate angewandt werden [39]. Außerdem werden sie als Kontrollmöglichkeit innerhalb einer Hörgeräteanpassung genutzt [40].

Subjektive Messergebnisse werden jedoch von einigen Faktoren beeinflusst. Neben dem Hörverlust spielen hierbei auch das Alter, der Bildungsgrad, die Herkunft, die Muttersprache und weitere Faktoren eine Rolle.

2.2.2 Objektive Prüfmethode

2.2.2.1 Auswertung des Zeitbereiches

Für den Einsatz objektiver Prüfmethode ist das Untersuchungsfeld ein entscheidender Faktor. Die zeitliche Auswertung trifft Aussagen über die Analyse- und die Verarbeitungszeit. Eine erfolgreiche Aktivierung der Störgeräuschunterdrückung wird laut Bentler bestätigt, sobald für ein zum Zeitpunkt $t = 0$ s eingeschaltetes Zufallsrauschen mit 85 dB Lautstärke als Eingangssignal das Ausgangssignal des Hörgerätes eine Veränderung der mittleren Leistung von -3 dB besitzt. Der Zeitpunkt t_{act} , für den die Veränderung gemessen wurde, gibt dabei die Gesamtdauer des Analyse- sowie des Verarbeitungsblocks an. Die Analyse im Zeitbereich schließt für das Verfahren nach Bentler allerdings nur ein Störgeräusch als Eingangssignal ein. Die Überlagerung eines Sprach- mit einem Störsignal als Messsignal kann im negativen Fall keinen t_{act} messen, da sich der mittlere Schallleistungspegel des Ausgangssignals eventuell nicht um mindestens 3 dB ändert [12].

2.2.2.2 Kennzahlen zur Sprachverständlichkeit

Weitere Möglichkeiten zur objektiven Evaluation adaptiver Parameter in Hörgeräten sind Messungen des „Speech intelligibility index“ (SII) [41], des „Hearing aid speech quality index“ (HASQI) [42, 43] oder des „Hearing aid speech perception index“ (HASPI) [44]. Der SII ermittelt eine Kennzahl, die das Frequenzspektrum des Sprach- und des Störsignals dem der Hörschwelle des Hörgeräteträgers gegenüberstellt. Hierbei ist das Ziel, eine mögliche Sprachverständlichkeit aufgrund von Eingangs- und Ausgangssignalen vorherzusagen [41]. Eine vergleichende Kennzahl kann hierbei hauptsächlich für bestimmte Hörverlusttypen entwickelt werden und trägt somit keine für Hörverlusttypen übergreifende Aussage. HASQI und HASPI von Kates sind ebenfalls Indizes, die Sprachverständlichkeit in Störsignalen objektiv vorauszusagen. Hier haben jedoch ebenfalls auditorische Modelle einen entscheidenden Einfluss auf die jeweilige Kennzahl. Eine universelle Verbesserung über alle Hörverluste zu ermitteln, ist somit nicht möglich [42, 44].

2.2.2.3 Perzentilanalyse

Für eine frequenzspezifische Evaluation ist die Perzentilanalyse des Ausgangssignals relativ zum Eingangssignal nach erfolgreicher Aktivierung der Störgeräuschunterdrückung des Hörgerätes möglich [7, 9]. Das Verfahren der Perzentilanalyse wird in der DIN EN 60118-15 beschrieben und zeigt die Veränderung der Pegelhäufigkeit des Eingangssignals zum verarbeiteten Ausgangssignal [7]. Hierbei sind folgende Perzentile zur Analyse definiert:

- 30 % Perzentil: Beinhalten das Vorkommen leiser Sprachanteile
- 65 % Perzentil: Beinhalten das Vorkommen mittellauter Sprachanteile
- 99 % Perzentil: Beinhalten das Vorkommen lauter Sprachanteile

Es kann somit aus der Differenz des 99 % und des 30 % Perzentils die Dynamik des Signals ausgewertet werden [7]. Die Untersuchung mittels Perzentilanalyse ist für den Vergleich mit Richtwerten jedoch auf bestimmte Eingangssignale festgelegt [8]. Eine Aussage über die Änderung des Störsignals zum Sprachsignal lässt sich nur über ein beschränktes SNR_{soll} -Intervall ermitteln. Außerdem ist eine Trennung der Charakteristiken der Signalarten mit geringem Fehler $e(n)$ nicht möglich [8].

2.2.2.4 Verfahren nach Hagerman & Olofsson

2004 wurde von Hagerman und Olofsson ein Verfahren zur Trennung zweier überlagerter Signale vorgestellt. Sofern beide Signale als bekannt vorausgesetzt werden können und das System linear ist, kann hierbei eine Trennung der Signale funktionieren [11]. Seien also für $t \in \mathbb{R}$ die Signalfolgen $u(t)$ und $v(t) \in \mathbb{R}$ beschränkt und endlich, so ist die Signalfolge $\mathbf{x}(t) = (a_{\text{in}}(t), b_{\text{in}}(t))^T$ mit den Mischsignalfolgen

$$a_{\text{in}}(t) = u(t) + v(t) \quad (2.3)$$

$$b_{\text{in}}(t) = u(t) - v(t). \quad (2.4)$$

Die Subtraktion stellt hierbei eine Überlagerung beider Signalfolgen dar, wobei $v(t)$ eine Drehung der Phase um 180° aufweist. Sei nun ein LTI-System definiert als stabil mit einer unbekanntem Impulsantwort $h(t)$, so ist nun die Signalfolge $\mathbf{y}(t) = (a_{\text{out}}(t), b_{\text{out}}(t))^T$ mit den Mischsignalfolgen

$$a_{\text{out}}(t) = a_{\text{in}}(t) * h(t) = u'(t) + v'(t) + e_1(t) \quad (2.5)$$

$$b_{\text{out}}(t) = b_{\text{in}}(t) * h(t) = u'(t) - v'(t) + e_2(t) \quad (2.6)$$

definiert. Hierbei sind $u'(t)$ und $v'(t)$ die rekonstruierten und vom LTI-System manipulierten Sprach- sowie Störsignale. Ihre akustischen Eigenschaften ähneln den originalen Signalen $u(t), v(t) \in \mathbb{R}$. Das Schema der Rekonstruktion lässt sich in Abb. 2.5 darstellen. Eine Umstellung der Gleichungen (2.5) und (2.6) liefert demnach:

$$\frac{1}{2}(a_{\text{out}}(t) + b_{\text{out}}(t)) = u'(t) + \frac{1}{2}e_1(t) + \frac{1}{2}e_2(t)$$

$$\frac{1}{2}(a_{\text{out}}(t) - b_{\text{out}}(t)) = v'(t) + \frac{1}{2}e_1(t) - \frac{1}{2}e_2(t)$$

Die Fehlerfolgen $e_1(t), e_2(t)$ definieren die während der Messung entstehenden Abweichungen der akustischen Eigenschaften. Ein Ansatz zur Auswertung der Fehlerterme liefert die Evaluation über analytische Signale $\tilde{s}(t) = s(t) + i(\mathcal{H}s)(t)$ [11]. Hierbei ist $(\mathcal{H}s)(t)$ die Hilbert-Transformierte des Signals $s(t)$. Sie ist definiert als:

$$g(t) = (\mathcal{H}s)(t) = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{s(x)}{t-x} dx = \frac{1}{\pi t} * s(t) \quad (2.7)$$

Eigenschaften der Hilbert- sowie der Fourier-Transformation $(\mathcal{F}s)(t)$ liefern den Zusammenhang $(\mathcal{F}\mathcal{H}\mathcal{F}^{-1}) = \sqrt{2\pi}\mathcal{F}\frac{1}{\pi t} = -i\text{sign}(t), \forall t \in \mathbb{R}$. Daraus lässt sich nun für das HOV folgender Ansatz ableiten:

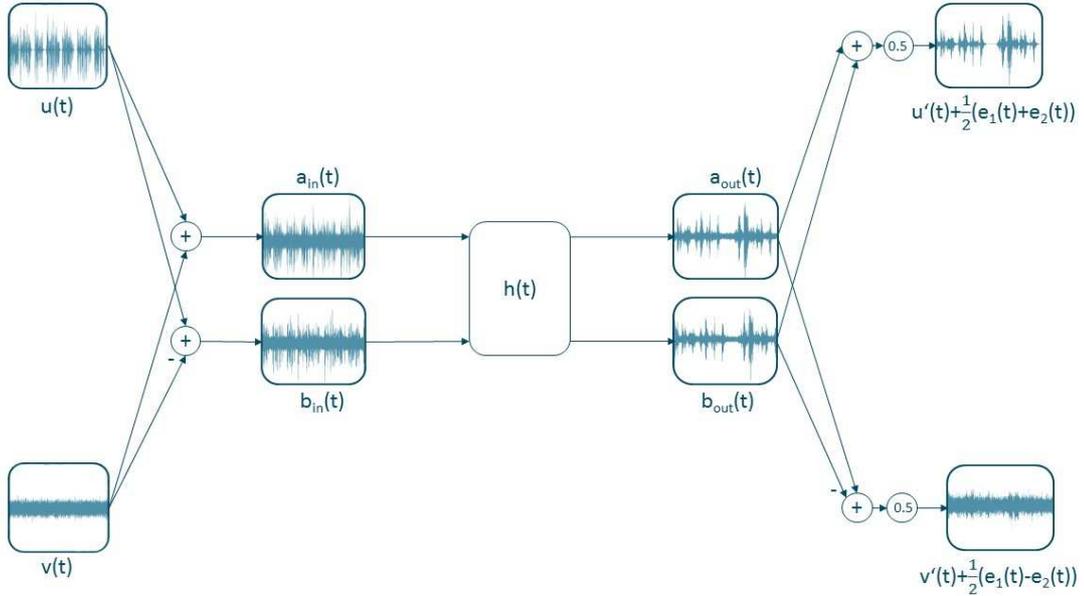


Abb. 2.5: Schematische Funktionsweise HOV mit: $u(t)$ = Sprache; $v(t)$ = Störgeräusch; $a_{in}(t)$, $b_{in}(t)$ = Mischsignale; $a_{out}(t)$, $b_{out}(t)$ = Mischsignale, manipuliert; $u'(t)$ = rekonstruierte Sprache, manipuliert; $v'(t)$ = rekonstruiertes Störgeräusch, manipuliert.

Seien $\tilde{u}(t)$ und $\tilde{v}(t) \in \mathbb{R}$ mit $\tilde{u}(t) = (\mathcal{H}u)(t)$ und $\tilde{v}(t) = (\mathcal{H}v)(t)$ die jeweilige Hilbert-Transformation der Signalfolgen, so gilt nun die zeitliche Überlagerung $\tilde{\mathbf{x}}(t) = (\tilde{a}_{in}(t), \tilde{b}_{in}(t))^T$ mit

$$\tilde{a}_{in}(t) = \tilde{u}(t) + \tilde{v}(t) \quad (2.8)$$

$$\tilde{b}_{in}(t) = \tilde{u}(t) - \tilde{v}(t) \quad (2.9)$$

sowie das Ausgangsmischsignal des Systems $\tilde{\mathbf{y}}(t) = (\tilde{a}_{out}(t), \tilde{b}_{out}(t))^T$ mit

$$\tilde{a}_{out}(t) = \tilde{u}'(t) + \tilde{v}'(t) + e_3(t) \quad (2.10)$$

$$\tilde{b}_{out}(t) = \tilde{u}'(t) - \tilde{v}'(t) + e_4(t) \quad (2.11)$$

Zur Auswertung werden nun $\mathbf{y}(t)$ sowie $\tilde{\mathbf{y}}(t)$ genutzt und die analytischen Signale wie folgt addiert:

$$aS_a(t) = a_{\text{out}}(t) + i\tilde{a}_{\text{out}}(t) = u'(t) + i\tilde{u}'(t) + v'(t) + i\tilde{v}'(t) + e_1(t) + ie_3(t) \quad (2.12)$$

$$aS_b(t) = b_{\text{out}}(t) + i\tilde{b}_{\text{out}}(t) = u'(t) + i\tilde{u}'(t) - v'(t) - i\tilde{v}'(t) + e_2(t) + ie_4(t) \quad (2.13)$$

Zur Analyse der Fehlerterme sowie im Folgenden wird hier nun das Langzeitsprachspektrum (LTASS) verwendet. Durch die Phasendrehung von 90° ergibt sich im Spektrum folgender Zusammenhang:

$$S_a(f) = \begin{cases} S_{e_1}(f) + S_{e_3}(f) & , f < 0 \\ 4S_{u'}(f) + 4S_{v'}(f) + S_{e_1}(f) + S_{e_3}(f) & , f > 0 \end{cases} \quad (2.14)$$

$$S_b(f) = \begin{cases} S_{e_2}(f) + S_{e_4}(f) & , f < 0 \\ 4S_{u'}(f) - 4S_{v'}(f) + S_{e_2}(f) + S_{e_4}(f) & , f > 0 \end{cases} \quad (2.15)$$

Aus diesen Spektren lassen sich nun die Spektren von $u'(t)$ und $v'(t)$ sowie der Fehlerterm $E_{\text{dist},u'}(f) = 20 \log_{10} \left(\frac{S_{u'}(f)}{S_{u'}(-f)} \right)$, $\forall f > 0$ und analog für $E_{\text{dist},v'}(f)$ berechnen. Sofern $E_{\text{dist},u'}(f)$ und $E_{\text{dist},v'}(f)$ für den gesamten Frequenzbereich eine definierte Differenz überschreiten, können die Fehlerterme vernachlässigt werden. Hierbei gilt, dass die Differenz über den gesamten Frequenzbereich größer als 10 dB eine Vernachlässigung der Fehlerterme zur Folge hat. Sofern die Untersuchung einmalig stattfindet, kann nur eine Aussage auf die systematischen Fehler getroffen werden, sofern keine Artefakte während der Messung auftreten.

3 Messaufbau

3.1. Messequipment

Diese Studie wird in einem Messraum durchgeführt, der bedingt durch seine Auskleidung mit Absorbermaterial und Teppich eine kurze Nachhallzeit liefert. Es werden acht Lautsprecher des Typs „8020 A/C“ des Herstellers Genelec verwendet. Das Referenzmikrofon ist ein Mikrofon „Type 4190“ von Bruel & Kjaer. Zur Ankopplung des Hörgerätes wird ein Ohrsimulator „B&K 4157“ verwendet. Beide Mikrofonsysteme nutzen jeweils einen Mikrofonvorverstärker „B&K 2669“ und sind an ein Power Supply „B&K 2829“ angeschlossen. Als Soundkarte wird eine RME Fireface 802 verwendet. Des Weiteren wird die Programmierung sowie Steuerung des Messprogramms in MatLAB R2016b auf einem Laptop mit einer 64-Bit-Version von Windows 7 Professional durchgeführt.

3.2. Messsignale

Als Sprachsignal soll ein Signal verwendet werden, das frei zugänglich und allgemeingültig ist. Deshalb wird das „International Speech Test Signal“ (ISTS) verwendet. 2010 von Holube der Universität Oldenburg veröffentlicht, ist das ISTS ein künstliches Zusammengefüge von Sprachabschnitten des Textes „Der Nordwind und die Sonne“ [45]. Hierfür sind sechs weibliche, native Sprecherinnen der Sprachen Arabisch, Deutsch, Englisch, Französisch, Mandarin sowie Spanisch ausgewählt worden. Die Längen der zufällig gewählten Sprachausschnitte variieren von 100 ms bis 600 ms und sind pseudo-randomisiert aneinandergesetzt. Hierbei ist Rücksicht

auf Wiederholverbote des Ausschnittes in Intervallen von 10 s bis 15 s sowie der Sprache innerhalb sechs aneinandergereihter Sprachausschnitte genommen worden. Die Grundfrequenz beträgt für das ISTS im Mittel 197 Hz, die einer Grundfrequenz einer weiblichen Sprecherin nahekommt (vergleiche hier Kapitel 2.1). Außerdem sind Sprechpausen gesetzt worden, die im Durchschnitt den Sprechpausen deutscher Sprache ähneln. Holube erwähnt, dass für einzelne Segmente von 10 s bis 15 s die Langzeitspektren dem LTASS des gesamten Signals so ähneln, dass die maximal auftretende Abweichung kleiner als 1 dB ist. Die Dynamik innerhalb der Segmente sowie über das gesamte Signal beträgt hier im Mittel 20 dB bis 30 dB. Somit ähnelt sie der Dynamik von mittellauter Sprache (siehe Kapitel 2.1).

Aufgrund dieser Eigenschaften kann das ISTS für objektive Messungen adaptiver Parameter genutzt werden. Eine Verkürzung der Signallänge ist auf ein Vielfaches von 15 s begrenzt, jedoch möglich [45]. Im Rahmen dieser Studie wird ein Analysefenster von 30 s genutzt.

Als Störgeräusche werden acht Signale erstellt, die statisch und zueinander inkohärent sind. Hierbei werden Signalausschnitte aus dem ISTS produziert und mehrfach überlagert, sodass ein Störgeräusch entsteht, welches dasselbe LTASS wie

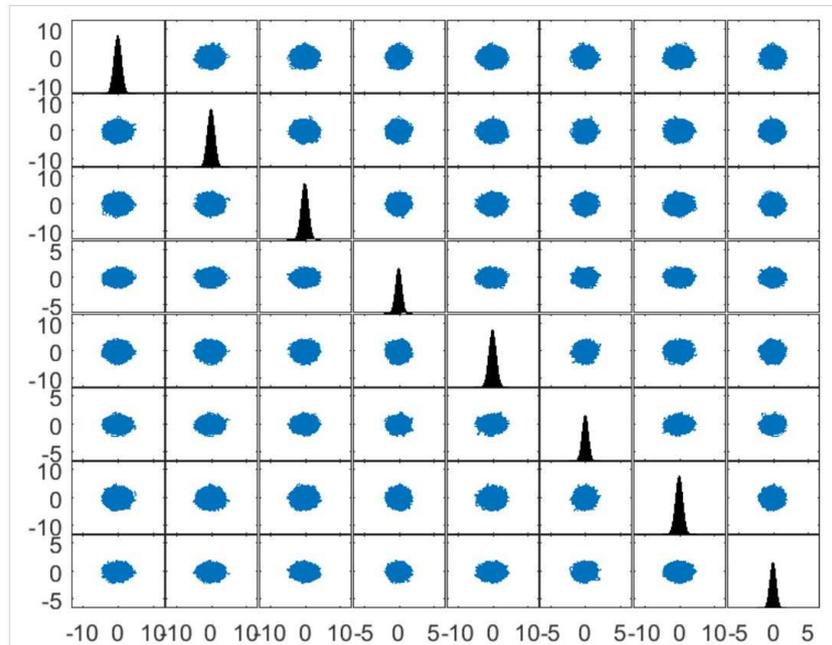


Abb. 3.1: Kreuzkorrelation der acht Störsignale. Diagonal ist die Autokorrelation des jeweiligen Störgeräusches zu sehen.

das ISTS besitzt. Die Signalausschnitte werden dabei zufällig gewählt. Der Aufbau erfolgt in Anlehnung an das „International Female Noise“, welches ebenfalls aus Überlagerung zeitlicher Signalausschnitte erstellt wurde [46]. Da jedoch eine Inkohärenz der Störsignale zueinander vorausgesetzt ist, werden die erstellten

Störsignale auf Korrelation zueinander geprüft und bei hoher Korrelation neu erstellt. Abb. 3.1 zeigt die jeweiligen Streudiagramme zweier Störsignale zueinander. Die Diagonale der Abbildung zeigt die Autokorrelation des jeweiligen Störgeräusches, da hier die Korrelation des Signals mit sich selbst erfüllt ist. Eine direkte Analyse der Korrelationskoeffizienten in Tabelle 3.1 zeigt, dass die erstellten Störgeräusche im Vergleich zueinander unkorreliert sind.

Zur Überprüfung der Frequenzspektren wird das LTASS des ISTS mit den LTASS der

Tabelle 3.1: Korrelationskoeffizient der Störsignale $v_i(t), i \in \{1,2, \dots, 8\}$. Die Diagonale zeigt eine hohe Korrelation des Störsignals mit sich selbst.

	$v_1(t)$	$v_2(t)$	$v_3(t)$	$v_4(t)$	$v_5(t)$	$v_6(t)$	$v_7(t)$	$v_8(t)$
$v_1(t)$	1,00	0,00	0,01	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
$v_2(t)$	0,00	1,00	0,00	0,01	0,00	0,01	0,01	0,00
$v_3(t)$	0,01	0,00	1,00	0,01	0,00	0,00	0,01	0,00
$v_4(t)$	0,00	0,01	0,01	1,00	0,00	0,00	0,00	0,00
$v_5(t)$	0,00	0,00	0,00	0,00	1,00	0,00	0,00	0,01
$v_6(t)$	0,00	0,01	0,00	0,00	0,00	1,00	0,00	0,00
$v_7(t)$	0,00	0,01	0,01	0,00	0,00	0,00	1,00	0,01
$v_8(t)$	0,00	0,00	0,00	0,00	0,01	0,00	0,00	1,00

Störgeräusche verglichen. Hierbei zeigt Abb. 3.3 die Differenz der LTASS des Sprachsignals mit den jeweiligen Störsignalen. Im zu untersuchenden Frequenzbereich von 200 Hz bis 10000 Hz liegt die Abweichung im Bereich von $-\frac{1}{2}$ dB bis $\frac{1}{2}$ dB. Somit kann eine Ähnlichkeit der Langzeitspektren aller Messsignale nachgewiesen werden, und die Störsignale können als dem Sprachsignal ähnliche, sekundäre Signalquellen betrachtet werden.

3.3. Messanordnung

Es wird übergreifend ein Messaufbau genutzt. Acht Lautsprecher sind dabei in einem Radius von 1 m zum Messobjekt auf einer Kreisbahn in einem Winkelabstand von 45° zueinander angeordnet. Abb. 3.2 zeigt neben dem Messaufbau auch die Markierung

des Kreismittelpunktes. In einer Höhe von 1 m im Kreismittelpunkt wird

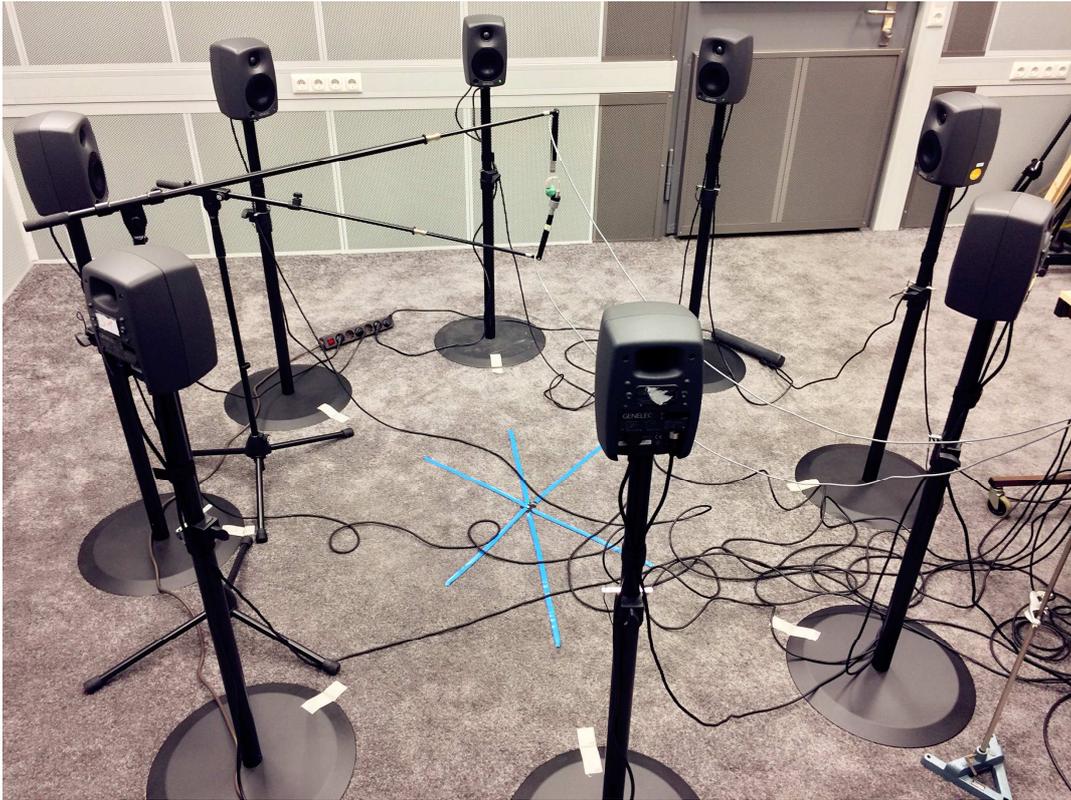


Abb. 3.2: Messaufbau der Studie. Zu sehen sind neben den genutzten Lautsprechern die Anordnung des Referenzmikrofons sowie das ausgerichtete Hörgerät mit Ohrsimulator. Außerdem stehen Markierungen der Lautsprecher sowie des Kreismittelpunktes zur Verfügung.

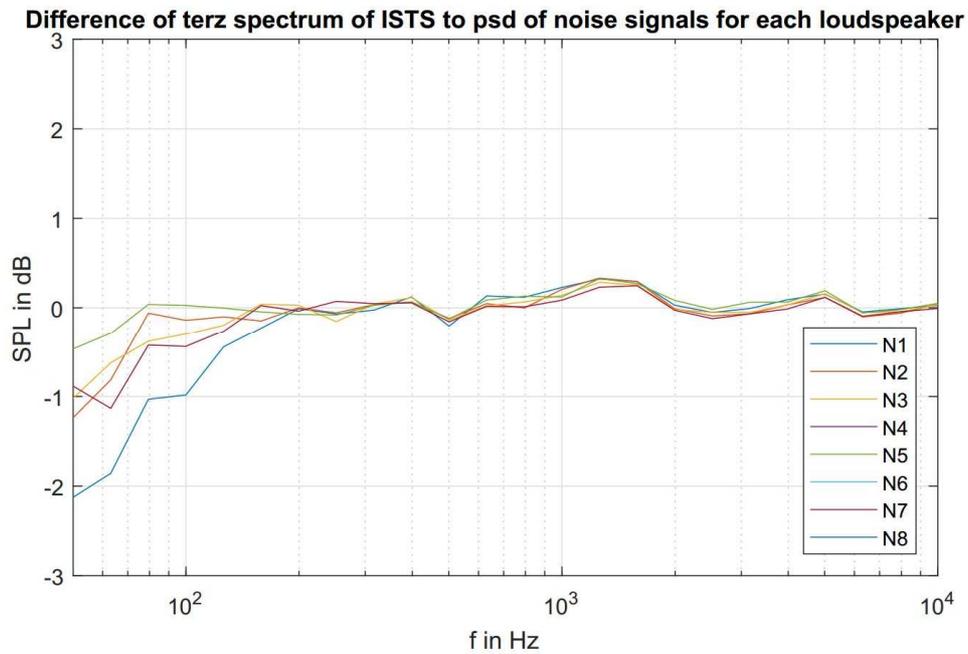


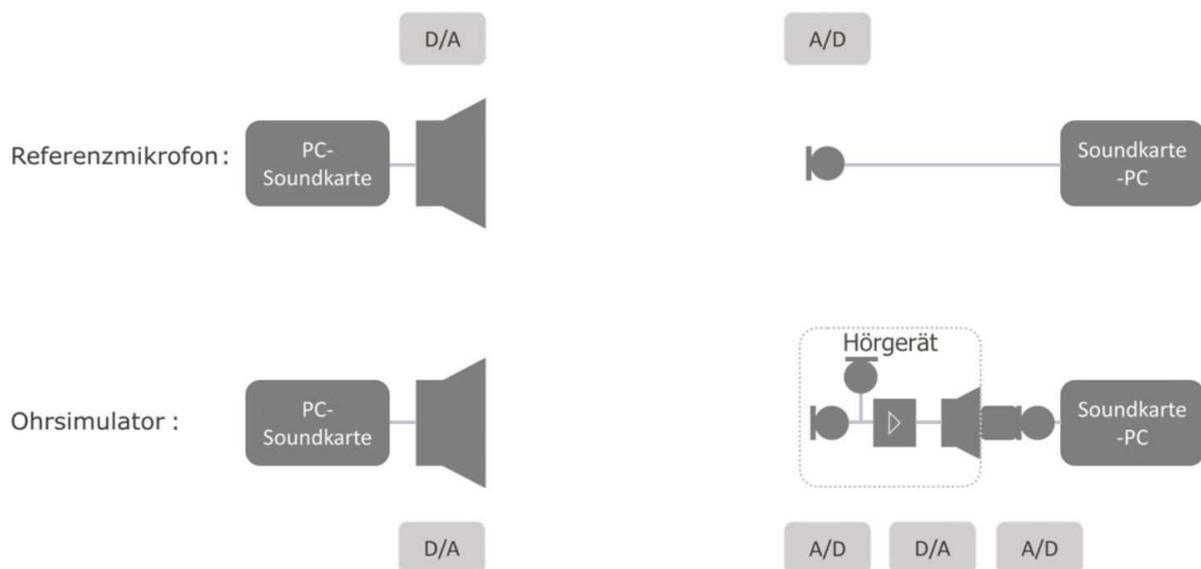
Abb. 3.3: Abweichung des LTASS des ISTS mit dem jeweiligen LTASS der Störgeräusche $v_i(t), i \in \{1, 2, \dots, 8\}$.

das Hörgerät in eine Trageposition relativ zum Lautsprecher bei 0° gebracht. Nahe der Mikrofonöffnungen des Hörgerätes und ebenfalls in Ausrichtung zum Lautsprecher aus 0° befindet sich das Referenzmikrofon. Während der Messung werden so ein bis acht Lautsprecher angesteuert. Wie in Kapitel 3.2 beschrieben, ist jedem Lautsprecher ein Störgeräusch zugeordnet, um eventuelle systematische Fehler schneller zu erkennen und zu eliminieren.

Der Ablauf einer Messung im Allgemeinen sieht nun folgende Gliederung mit

1. Initialisierung des gewählten Setups
2. Kalibrierung des Messaufbaus
3. Durchführung des gewählten Setups

vor. Während der Initialisierung werden die Messsignale geladen und als Ausgangs-



signale vorbereitet.

Die Kalibrierung des Messaufbaus wird dazu genutzt, Eigenschaften der Übertragungskette, wie in Abb. 3.4 zu sehen, so zu eliminieren, dass nur die Übertragung des Hörgerätes untersucht wird. Die eigentliche Durchführung sieht die Übertragung der Eingangssignale über das Hörgerät und den Ohrsimulator sowie das Referenzmikrofon vor und die Trennung der Signale am Ausgang des Systems mittels einer Systemmatrix.

Abb. 3.4: Übertragungsketten des Messsystems vom PC über Soundkarte, Lautsprecher und Mikrofone bis zur Analyse im PC, dargestellt für Referenzmikrofon ohne Ankopplung und Ohrsimulator mit Ankopplung.

3.4. Kalibrierung des Messaufbaus

3.4.1 Mikrofonempfindlichkeit

Die Mikrofonempfindlichkeit wird während dieser Studie mittels eines kalibrierten Pistonphons „B&K Type 4228“, das einen Sinuston mit 250 Hz abgibt, eingestellt. Die mittlere Leistung $P_{\text{rec, mik}}$ des über die Soundkarte aufgenommenen Kalibriersignals wird nun als Bezugsleistung des Pistonphons definiert und lässt sich für die Messungen zum Bezugswert für 0 dB umrechnen. Der der Bezugsleistung gleichzusetzende Pegel wird dem Kalibrierschein des Pistonphons entnommen und ist hier gerundet 124 dB. Somit kann der Bezugswert mittels

$$P_{0 \text{ dB}} = 10^{\frac{-124 \text{ dB}}{20 \text{ dB}}} P_{\text{rec, mik}} \quad (3.1)$$

berechnet werden.

Der Ohrsimulator wird analog zum Referenzmikrofon kalibriert. Aufgrund der akustischen Eigenschaften des Ohrsimulators entspricht hier der Bezugspegel allerdings der Differenz von 124 dB und 0,7 dB, also 123,3 dB.

3.4.2 Definition des Wertebereiches

Aufgrund der per Definition einzuhaltenden Linearität des Systems sollte während der Aufnahmen darauf geachtet werden, dass das Messsignal nicht an die Leistungsgrenze des Systems gerät. Da hier der maximale Wertebereich auf 130 dB definiert wird, beträgt mit einem Dynamikbereich von $20 \log_{10}(216 \text{ bit}) = 96 \text{ dB}$ der minimal zulässige Pegel 34 dB. Die mittlere Leistung der genutzten Messsignale befindet sich am Eingang des Hörgerätes zwischen 65 dB und 80 dB, während das Hörgerät maximal 120 dB abgibt. Theoretisch kann demnach eine lineare Übertragung stattfinden.

Demnach wird über die Einstellung der Potenziometer darauf geachtet, dass die Lautstärkeregelung der Soundkarte sowie der Lautsprecher nicht die Leistungsgrenze erreicht. Zur Einstellung werden die Potenziometer der Lautsprecher initial in eine lineare Übertragung gestellt. Die Feinjustierung wird nun durchgeführt, indem ein Schmalbandrauschen von 80 dB mit einer Mittenfrequenz von 1600 Hz über die Lautsprecher abgegeben wird. Das Potenziometer des angesteuerten Lautsprechers

wird nun so lange geregelt, bis der am Messort aufgenommene Istwert dem Sollwert von 80 dB mit einer Genauigkeit von ± 1 dB entspricht. Der Sollwert von 80 dB wird hierbei ausgewählt, um eine Restdynamik von 50 dB in beide Richtungen zu gewährleisten.

Eine Überprüfung zeigt, dass die Messsignale ohne Beschränkung innerhalb des Intervalls gemessen werden können.

3.4.3 Entzerrung des Frequenzgangs der Übertragungskette

Mit der Durchführung der Kapitel 3.4.1 und 3.4.2 wird nun gewährleistet, dass Signale mit einer Frequenz von 1600 Hz linear übertragen werden. Um diese Realisierung für Signale des zu untersuchenden Frequenzbereiches ungleich 1600 Hz zu gewährleisten, wird eine Entzerrung des Frequenzspektrums der Übertragungskette durchgeführt. Hierfür wird ein Filter $h_2(t)$ mit dem Ziel, dass $h_1(t) * h_2(t) = \delta(t)$ gilt, entwickelt. $h_1(t)$ entspricht dabei der Impulsantwort der Übertragungskette.

Dafür wird über einen der genutzten Lautsprecher ein weißes Rauschen abgegeben und mittels Referenzmikrofon aufgenommen. Durch Terzbandfilterung werden die Abweichungen bei den Terzmittenfrequenzen von 56 Hz bis 16000 Hz mittels $H_2(f) = \frac{(\mathcal{F}x_{\text{wn}})(f)}{(\mathcal{F}y_{\text{mik}})(f)}$ bestimmt, wobei $x_{\text{wn}}(t)$ das weiße Rauschen und $y_{\text{mik}}(t)$ die Aufnahme ist. Der Quotient mit den Mittenfrequenzen wird nun zwischen 0 Hz und 22050 Hz mit einer Schrittweite von 10 Hz linear interpoliert und an der Frequenzachse gespiegelt. Mit Hilfe der inversen Fourier-Transformation wird die Impulsantwort $h_2(t)$ erzeugt. Abb. 3.5 zeigt nun für einen Lautsprecher das Frequenzspektrum des weißen Rauschens vor und nach Linearisierung der Übertragungskette. Es lässt sich erkennen, dass die Entzerrung für Frequenzen ab 200 Hz innerhalb eines Toleranzbereiches von ± 1 dB funktioniert. Aufgrund dessen werden die folgenden Untersuchungen im Frequenzbereich von 200 Hz bis 10000 Hz durchgeführt, indem vor Berechnung des SNR das jeweilige Signal bandpassgefiltert wird.

Diese Kalibrierung wird nun analog für jeden zu nutzenden Lautsprecher durchgeführt. Außerdem wird aufgrund der Umgebung sowie der Nutzung des Messraumes der Filter $h_2(t)$ vor jeder ersten Messung pro Untersuchungszeitraum erstellt und für den weiteren Verlauf der Untersuchung genutzt.

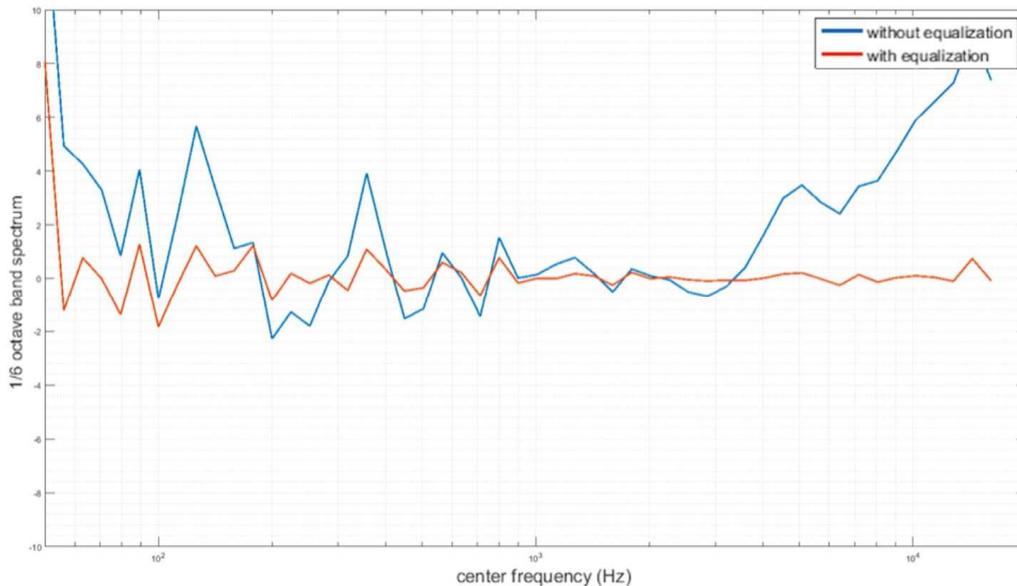


Abb. 3.5: Darstellung des Messsignals in 16-Oktavbändern vor und nach Entzerrung für einen Lautsprecher.

3.5. Versuchsdurchführung

3.5.1 Einführung

Diese Arbeit soll untersuchen, ob es möglich ist, das in Kapitel 2.2.2.4 beschriebene Verfahren von Hagerman & Olofsson so zu erweitern, dass mehrere Signale und unterschiedliche Richtungen auswertbar sind. Hierzu werden unter Berücksichtigung der oben erwähnten Kapitel drei Untersuchungen durchgeführt, die zum einen den Aufbau, wie er 2004 von Hagerman und Olofsson definiert ist, auf Robustheit untersuchen. Zum anderen wird die Anzahl der Störgeräusche auf acht erhöht, und ihre Überlagerung am Hörgerätemikrofon werden ausgewertet. Zuletzt wird eine Erweiterung des Verfahrens aufgebaut, indem von acht gleichzeitig präsentierten Störgeräuschquellen die Auswertung der einzelnen Richtungen durchgeführt wird. Hierbei soll hauptsächlich untersucht werden, ob die theoretische Überlegung der Erweiterung des Verfahrens auf mehrere Störgeräuschquellen praktikabel ist.

Zur Untersuchung der Reproduzierbarkeit des Soll-SNR werden die Ergebnisse des Referenzmikrofons hinzugezogen. Zur Überprüfung der Praktikabilität wird ein modernes Hörgerät am Ohrsimulator genutzt.

3.5.2 Hörgerätesetup

Als Prüfobjekt wird ein aktuelles digitales Hörgerät der Mittelklasse verwendet. Zur Programmierung der Zielverstärkung wird ein Hörverlust des Typs N3 angenommen, der in der Norm DIN EN 60118:15 definiert ist [7]. Er zeigt die Hörschwelle der Luftleitung eines Hochtonhörverlustes. Diese findet hier Verwendung, da sie einem Hörverlust entspricht, den ein Großteil der Hörgeräteversorgten in Deutschland aufweist. Als Anpassstrategie wird hier NAL-NL2 gewählt. Diese Einstellung lässt zukünftige Vergleichsmessungen verschiedener Hörgeräte zu. Manuell werden für die Anpassstrategie die Endstufe der Akklimatisierung, eine nicht-tonale Sprache und Erwachsene als Hörgeräteträger eingestellt.

Akustische Parameter wie der Durchmesser der Zusatzbohrung oder die Länge des Otoplastikzapfens beeinflussen die Übertragungscharakteristik des Hörgerätes und werden deshalb deaktiviert.

Ebenfalls sollte die Verarbeitung des Hörgerätes nach einer Verarbeitungszeit eine lineare Übertragung aufweisen. Aufgrund dessen werden die Ausgangsschalldruckbegrenzung und die adaptive Kompression deaktiviert.

Außerdem soll der SNR nicht von Eigenschaften des Hörgerätes beeinflusst werden, die nicht untersucht werden. Deshalb werden sämtliche Hörgerätefeatures, die nicht die Störgeräuschunterdrückung und die Richtcharakteristik definieren, deaktiviert. Diese Einstellungen bleiben über alle Setups fest. Einzig zwei Parameter werden deaktiviert bzw. aktiviert, was insgesamt zu vier Setups führt, die in der Tabelle 3.2

Tabelle 3.2: Einstellung der zu untersuchenden Eigenschaften des Hörgerätes in vier Setups. 1 entspricht hierbei einer Aktivierung; 0 einer Deaktivierung.

Setup	Störgeräuschunterdrückung	Mikrofoncharakteristik
1	0: deaktiv	0: omnidirektional
2	1: frequenzunabhängig maximal aktiv	0: statisch direktional
3	0: deaktiv	1: omnidirektional
4	1: frequenzunabhängig maximal aktiv	1: statisch direktional

aufgelistet sind. Die Richtcharakteristik „statisch direktional“ benötigt keinen Analyseblock, da hier das interne Zeitverarbeitungsglied Δt_{int} fest programmiert ist.

3.5.3 Verfahren nach Hagerman & Olofsson für einen Lautsprecher

3.5.3.1 Definition des Verfahrens

Der Aufbau mit einem Eingangssignal entspricht dem Setup, welches Hagerman und Olofsson 2004 definierten [11]. Im Folgenden werden die Signale digital dargestellt und als endlich angenommen. Unter der Annahme, die Fehlerterme seien wie in Kapitel 2.2.2.4 beschrieben, zu vernachlässigen, so ist $u(n), n \in \mathbb{N}$ das zu nutzende Sprachsignal und $v(n), n \in \mathbb{N}$ das definierte Störsignal. Beide Signale besitzen zu Beginn der Verarbeitung eine normierte mittlere Leistung. Es gilt nun für das Mischsignal $(a_{\text{in}}(n), b_{\text{in}}(n))^T$:

$$\begin{pmatrix} a_{\text{in}}(n) \\ b_{\text{in}}(n) \end{pmatrix} = A \begin{pmatrix} u(n) \\ v(n) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 1 \\ 1 & -1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} u(n) \\ v(n) \end{pmatrix} \quad (3.2)$$

$A = \begin{pmatrix} 1 & 1 \\ 1 & -1 \end{pmatrix}$ beschreibt hierbei die in diesem Setup genutzte Systemmatrix. Da sie vom Typ 2x2 und ihr Rang $\text{rank}(A) = 2$ ist, kann ihre Inverse eindeutig bestimmt werden und lautet $A^{-1} = \frac{1}{2} \begin{pmatrix} 1 & 1 \\ 1 & -1 \end{pmatrix}$.

Die Systemmatrix und ihre Inverse werden zur Überlagerung und Trennung der Signale genutzt.

Zur Verarbeitung der Signale werden zunächst $u(n)$ sowie $v(n)$ bandbegrenzt, um die Untersuchung auf den in Kapitel 3.4.3 definierten Frequenzbereich von 200 Hz bis 10000 Hz zu beschränken. Ebenfalls erfolgt hier schon die Entzerrung der Übertragungskette durch die Faltung der Signale mit $h_2(n)$. Eine Veränderung der mittleren Leistung ist auf den während der Entzerrung definierten Wertebereich adaptiert. Des Weiteren wird der während der Initialisierung definierte SNR sowie die mittlere Leistung des Sprachsignals in $u(n)$ und des Störsignals in $v(n)$ verarbeitet.

Nach erfolgreicher Berechnung von $a_{\text{in}}(n)$ und $b_{\text{in}}(n)$ werden sie zum Aufbau des Eingangssignals $x(n)$ genutzt. Die Länge N setzt sich hierbei durch das Aneinanderhängen der Signale und den Einschub einer Nullfolge, im Folgenden als $0(n)$ dargestellt, zusammen. Sie beschreibt eine definierte Zwischenpause von $t_p =$

0,5 s. Somit ist das Eingangssignal als $x(n) = (0(n), a_{\text{in}}(n), 0(n), b_{\text{in}}(n), 0(n))^T$ erstellt.

Die Untersuchung der Aufnahmen $y_{\text{ref}}(n)$ und $y_{\text{rec}}(n)$ wird gemeinsam nach folgendem Schema durchgeführt: Zunächst werden die Signale $a_{\text{out}}(n)$ und $b_{\text{out}}(n)$ aus den Aufnahmen geschnitten. Unter der Annahme, dass das System linear ist, kann hier das Superpositionsprinzip angewendet werden.

Die Signale $u'(n)$ und $v'(n)$ lassen sich nun mittels inverser Systemmatrix rekonstruieren. Zur Untersuchung der mittleren Leistung und des daraus resultierenden SNR werden sie wiederum bandbegrenzt und ein Analyseblock von $t_{\text{ana}} = 0,5$ s aus den Signalen geschnitten. Da die Messsignale jeweils eine Länge von $N = f_s 60$ s besitzen, kann eine Zeit von 20 s definiert werden. In diesem Zeitraum können Einschwingvorgänge durch den Analyse- und Entscheidungsblock geschehen (siehe Kapitel 2.1). Da sich die Eigenschaften des Eingangssignals über die gesamte Messdauer nicht ändern, wird das Hörgerät keine Änderung detektieren. Somit sind die übertragenden Ausgangssignale $y(n)$ statisch, und eine Rekonstruktion des Sprach- und Störsignals ist möglich. Es ergeben sich zur Untersuchung nun folgende neue Messsignale $u'(n)$ und $v'(n)$ mit $n \in \{f_s 20 \text{ s} + 1, \dots, f_s 50 \text{ s}\}$. Die mittlere Leistung der Analysefenster kann nun berechnet und der SNR jeweils ermittelt werden.

Dieser Messaufbau wird hauptsächlich zur Analyse verschiedener Hörgerätesettings in einem SNR-Intervall von -20 dB bis 20 dB in 1-dB-Schritten und mit einem festen Schalldruckpegel des Sprachsignals von $L_s = 65$ dB genutzt. Der SNR des Eingangssignals wird hier dem SNR des Ausgangssignals gegenübergestellt. Es wird auch der SNR des ankommenden Ausgangssignals am Referenzmikrofon berechnet.

3.5.3.2 Abweichung im Definitionsbereich

In Vorstudien wird der Messaufbau nach Hagerman & Olofsson auf seine Robustheit untersucht. Die Analyse des Definitionsbereiches gibt dabei Aufschluss über Verzerrungen in den Analysefenstern und somit über die zeitliche Invarianz des Systems.

Für die Untersuchung wird eine endliche Eingangssignalfolge $x(n)$ mit $n \in \{1, \dots, N\}$, wie in Kapitel 3.2 beschrieben, verwendet. Daraus folgt, dass die aufgenommene Signalfolge theoretisch $y(n)$ mit $n \in \{1, \dots, N\}$ lautet. Es sei anzumerken, dass aufgrund des Schallweges eine zeitliche Verlängerung von

$\Delta t = \frac{s}{c} = \frac{1 \text{ m}}{340 \frac{\text{m}}{\text{s}}} = 2,94 \cdot 10^{-3} \text{ s}$ berücksichtigt werden muss. Diese Veränderung kann aufgrund interner, hier zeitinvarianter Verarbeitungen im System vom theoretischen Wert abweichen. Deshalb wird für die Verarbeitung die Ausgangssignalfolge $y(n)$ mit $n \in \{1 + f_s \Delta t, \dots, N + f_s \Delta t\}$ betrachtet. Dennoch besitzt $y(n)$ eine aufgrund der Definition der Programmierumgebung interne Verlängerung von Δt_y , weshalb für $y(n)$ $n \in \{1 + f_s \Delta t, \dots, N + f_s \Delta t + f_s \Delta t_y\}$ gilt. Es stellt sich hierbei nun die Frage, ob diese Latenz zeitvariant ist, also eine Abweichung der Abtastrate beinhaltet. Aufgrund dessen wird eine Messung durchgeführt, die zur Analyse als Messsignal weißes Rauschen benutzt. Aufgrund der Stationarität des Analysesignals lassen sich Verzögerungen über Kreuzkorrelationen der Signale miteinander darstellen. Stationäre Signale weisen eine hohe Ähnlichkeit bei vollständiger Überlappung der endlichen Signalfolgen miteinander auf. Hier findet sich das Maximum der Korrelationsfolge. Da die Untersuchung die Messung mittels Ohrsimulator und Ankopplung an das Hörsystem beinhaltet, wird ein Hörsystem mit folgender Einstellung programmiert:

- adaptive Parameter deaktiv
- Mikrofoneinstellung auf omnidirektional
- Begrenzung der maximalen Ausgangsschalldrucklautstärke deaktiv
- Verstärkung frequenzunabhängig linear um $\Delta V = 15 \text{ dB}$ angehoben, sodass keine Sättigung erreicht wird

Des Weiteren wird das weiße Rauschen mit einer Lautstärke von $L = 65 \text{ dB}$ über den Lautsprecher aus 0° abgegeben. Untersucht werden nun die Aufnahmen des Referenzmikrofons wie auch des Hörgerätes mit Ohrsimulator. Abb. 3.6 zeigt die Autokorrelation des Eingangssignals zur Referenz sowie die Kreuzkorrelationen der Aufnahmen mit dem Eingangssignal. Die Kreuzkorrelation der Aufnahme des Referenzmikrofons mit dem Messsignal weist eine minimale und somit vernachlässigbare Verschiebung auf, während die Kreuzkorrelation der Signalfolge des Ohrsimulators mit dem Messsignal eine Verschiebung um $\Delta \tau = 291 \text{ Abtastwerte}$ aufweist. Somit beträgt die Latenz bei einer genutzten Abtastfrequenz von $f_s = 44100 \text{ Hz}$ $\Delta t_{\text{HG}} = 6,6 \cdot 10^{-3} \text{ s}$. Allerdings sei anzumerken, dass die zeitliche Verschiebung mit aktivierten Einstellungen wie der Störgeräuschunterdrückung aufgrund der Verarbeitung im Analyse- und Entscheidungsblock weiter ansteigen

könnte (siehe hierzu Kapitel 2.1). Eine Auswertung über die Kreuzkorrelation ist hier

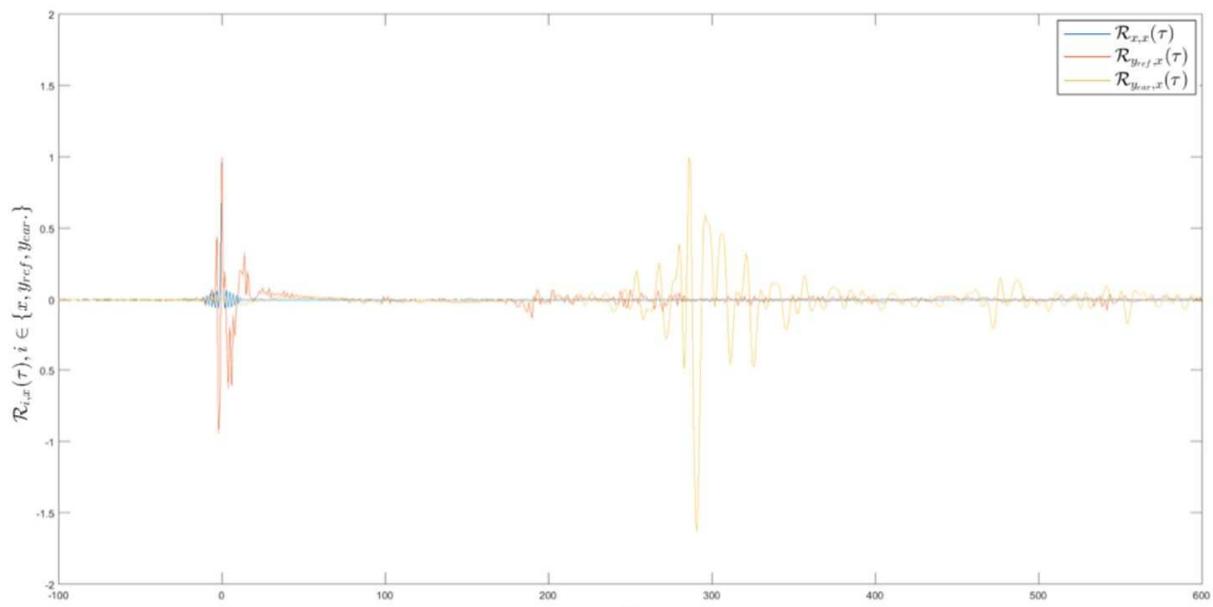


Abb. 3.6: Kreuzkorrelation des Eingangssignals mit sich selbst (blau), mit der Aufnahme am Referenzmikrofon (rot) sowie am Hörgerät mit Ohrsimulator (gelb).

allerdings kaum möglich, da während der Analyse und Verarbeitung des Eingangssignals im Hörgerät nichtlineare Signalblöcke auftreten, die sich negativ auf das Ergebnis der Kreuzkorrelation mit dem Messsignal auswirken können. Aufgrund der zeitlichen Latenz durch das Hörgerät wird eine weitere Messung durchgeführt, in der untersucht wird, ob der zu untersuchende SNR eine Veränderung zum Idealwert zur Folge hat, sofern eine Verschiebung des Einsatzpunktes berücksichtigt wird. Hierzu wird der Messaufbau aus Kapitel 3.5.3 genutzt. Der mittlere Schalldruckpegel des Sprachsignals beträgt 65 dB und ist mit dem Störsignal des Lautsprechers aus 0° und einem SNR von +5 dB überlagert.

Wie in Kapitel 3.5.3.1 beschrieben, startet das Analysefenster von 30 s ab dem Zeitpunkt 20 s, wobei die Signalfolgen $u(n)$ und $v(n)$ jeweils eine zeitliche Gesamtdauer von 60 s besitzen. Die Verarbeitung im Analyse-, Entscheidungs- und finalen Verarbeitungsblock kann über den zeitlichen Verlauf einer Aufnahme über das Hörgerät mit Ohrsimulator betrachtet werden, sofern adaptive Parameter im Hörgerät aktiv sind. Abb. 3.7 zeigt neben dem genutzten Messsignal auch die Aufnahme am Hörgerät mit Ohrsimulator. Hierzu ist die Störgeräuschunterdrückung im Hörgerät aktiviert und maximal eingestellt worden. Ebenfalls ist in Analysefenstern der RMS berechnet worden. Während er für das Messsignal relativ konstant bleibt, lassen sich in der Aufnahme am Hörgerät und Ohrsimulator nichtlineare Veränderungen der Signalfolge innerhalb der ersten 5 Sekunden erkennen. Hier fällt der RMS-Wert, umgerechnet in Schalldruckpegel, von 80 dB auf

75 dB. Danach schwankt er mit einer Standardabweichung von 1,24 dB um 75 dB.

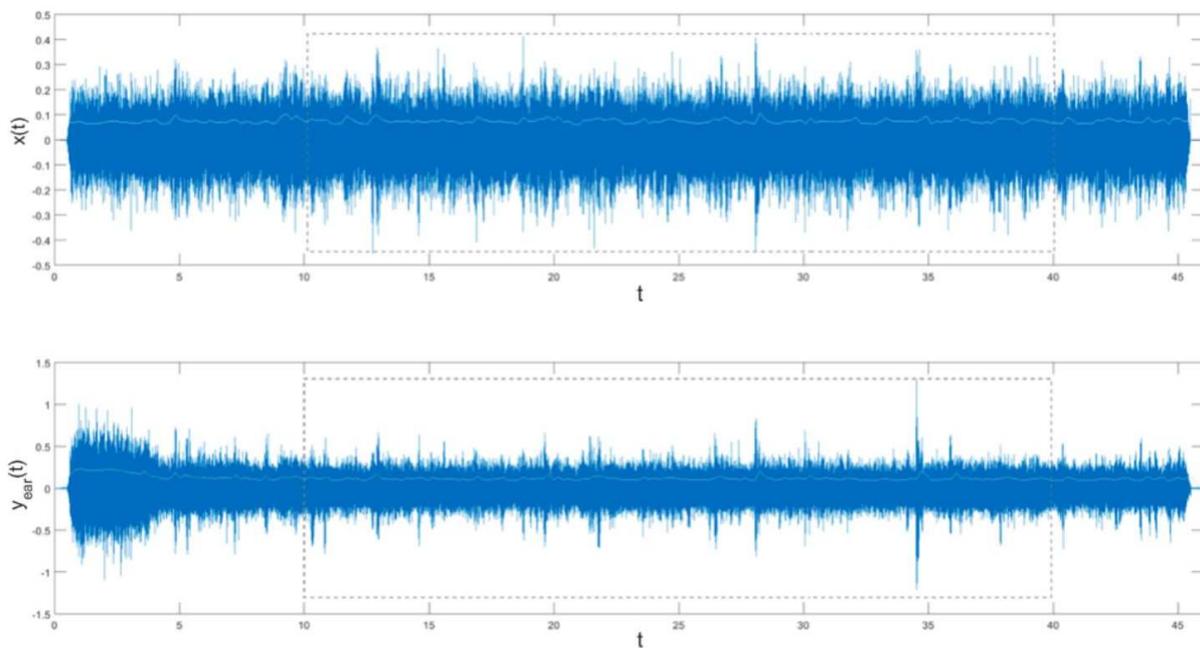


Abb. 3.7: Zeitliche Darstellung des Messsignals $x(t)$ und der daraus gemessenen Aufnahme $y_{\text{ear}}(t)$. Die mittlere Leistung pro Analysefenster von $200 \cdot 10^{-3} \text{ s}$ ist in hellem Blau dargestellt. Der effektive Schalldruckpegel der Sprachsignalanteile beträgt $L_s = 65 \text{ dB}$ und der eingestellte SNR $+5 \text{ dB}$ für die Überlagerung mit dem in Kapitel 3.2 definierten Störgeräusch. Das für alle Untersuchungen zu nutzende Analysefenster ist grau markiert.

Eine weitere Untersuchung erfolgt mittels einer Verschiebung des Analysefensters in $2,5 \cdot 10^{-3} \text{ s}$ Schritten von $20 \text{ s} - 333,3 \cdot 10^{-3} \text{ s}$ bis $20 \text{ s} + 333,3 \cdot 10^{-3} \text{ s}$ mit 268 Werten. Es zeigt sich nun, dass für das Messsignal ein SNR von 5,08 dB im Analysefenster ohne Verschiebung errechnet wurde. Für die Eingangssignalfolge des Referenzmikrofons beträgt er 5,11 dB. Die Eingangssignalfolge am Ohrsimulator weist im Analysefenster ohne Verschiebung 7,37 dB auf. Diese Erhöhung lässt sich, wie in Kapitel 2.1 beschrieben, durch die Wirksamkeit der Störgeräuschunterdrückung bei einem positiv definierten SNR in dB erklären.

Abb. 3.8 zeigt die Veränderung des SNR anteilig zum verschobenen Analysefenster. Ebenfalls ist markiert, welcher SNR sich errechnet, sofern die Verschiebung von $\Delta t_{\text{HG}} = 6,6 \cdot 10^{-3} \text{ s}$ berücksichtigt wird. Zwar ist über die Verschiebung des Analysefensters eine Schwankung erkennbar, jedoch liegt, wie Abb. 3.9 zeigt, die Schwankung relativ zum SNR des unverschobenen Analysefensters innerhalb $-0,08 \text{ dB}$ und $0,02 \text{ dB}$ für das Referenzmikrofon wie auch das Hörgerät mit Ohrsimulator. Aufgrund dessen kann die Verschiebung innerhalb des Intervalls von $20 \text{ s} \pm 333,3 \cdot 10^{-3} \text{ s}$ vernachlässigt werden.

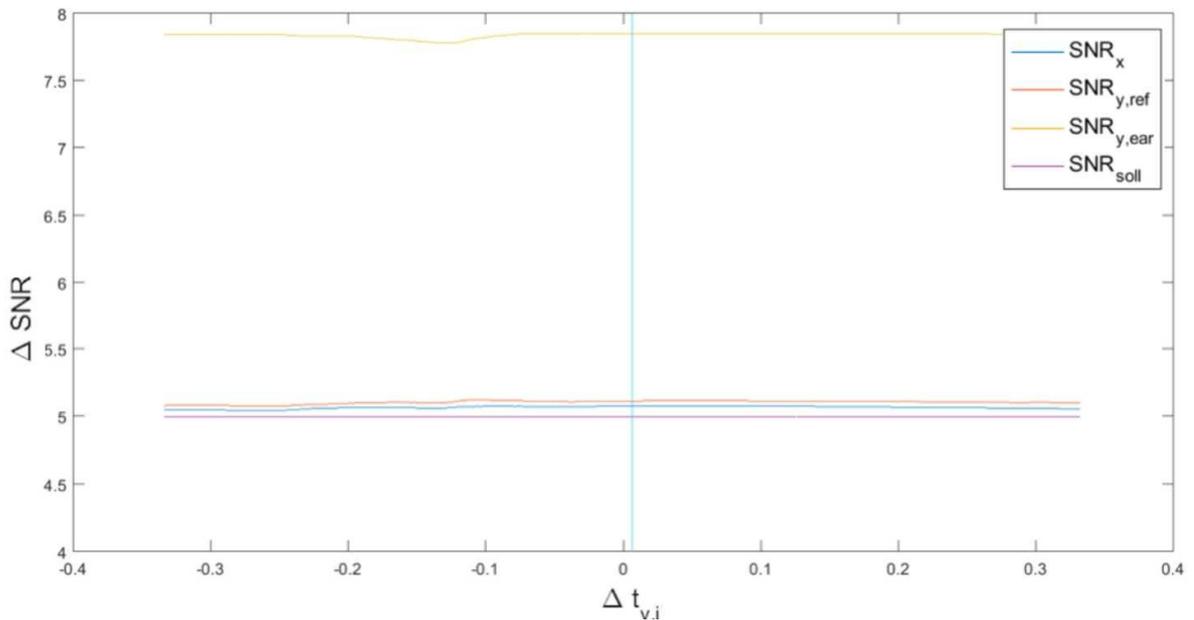


Abb. 3.8: Darstellung der absoluten SNR in dB der rekonstruierten Mess- zu den originalen Messsignalfolgen. Die Verschiebung des Analysefensters fand in einem Bereich von $20\text{ s} - 333,3 \cdot 10^{-3}\text{ s}$ bis $20\text{ s} + 333,3 \cdot 10^{-3}\text{ s}$ in $2,5 \cdot 10^{-3}\text{ s}$ -Schritten statt.

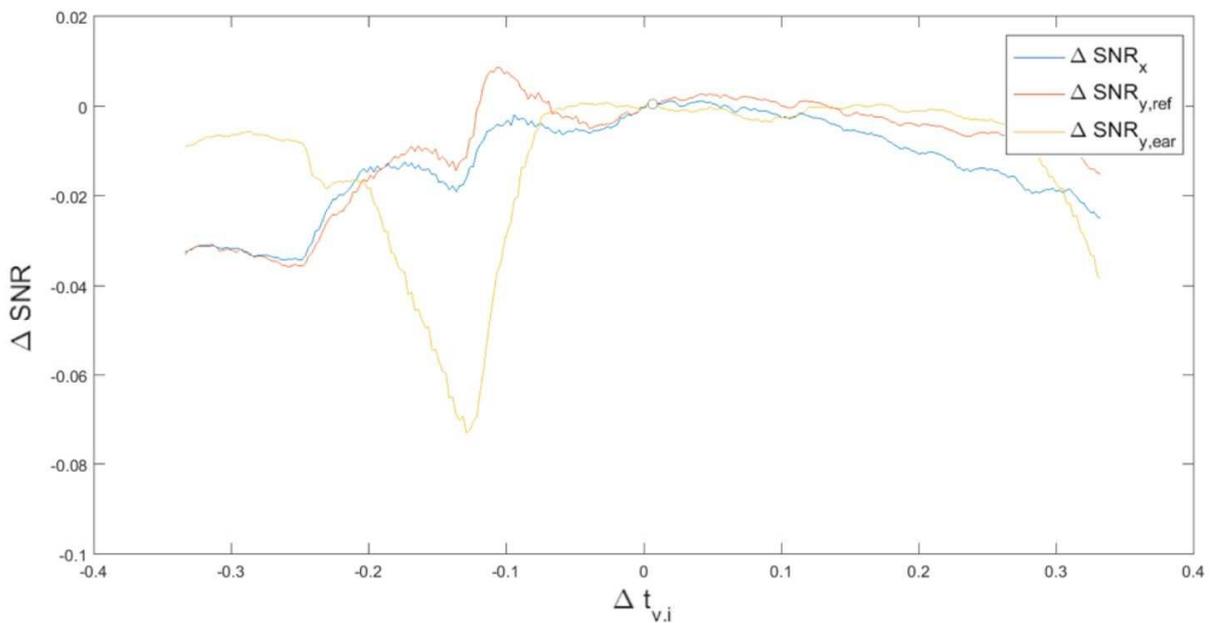


Abb. 3.9: Darstellung des relativen SNR in dB zum SNR des unverschobenen Analysefensters der rekonstruierten Mess- zu den originalen Messsignalfolgen. Die Verschiebung des Analysefensters fand in einem Bereich von $20\text{ s} - 333,3 \cdot 10^{-3}\text{ s}$ bis $20\text{ s} + 333,3 \cdot 10^{-3}\text{ s}$ in $2,5 \cdot 10^{-3}\text{ s}$ -Schritten statt.

3.5.3.3 Analyse der Fehlerterme

Die in Kapitel 2.2.2.4 definierten Fehlerterme sind mit Hilfe der Hilbert-Transformation untersucht worden. Hierzu wird ein Messaufbau wie in Abb. 3.2 dargestellt genutzt. Das ISTS wird hier mit einem Schalldruckpegel von 65 dB mit dem Störgeräusch und einem SNR von +5 dB überlagert. Es sei anzumerken, dass die folgende Untersuchung mit dem Referenzmikrofon durchgeführt wird, da die systematischen Fehler der Übertragungskette ohne Prüfobjekt interessieren. Die Fehlerterme können nach Auswertung analog auf den Ohrsimulator überführt werden.

Abb. 3.10 zeigt nun die Frequenzspektren von 100 Hz bis 10000 Hz der wie in der Gleichung (2.14) beschriebenen Fehlerterme. Wie zu erkennen ist, gibt es zwischen

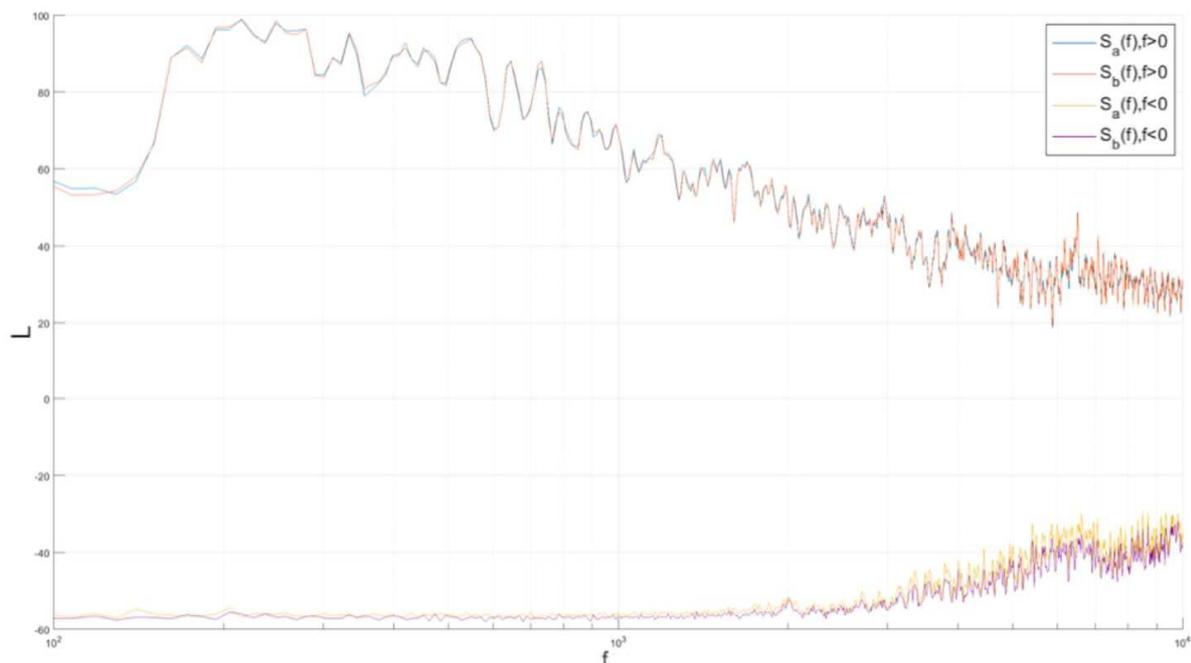


Abb. 3.10: Frequenzspektren der in Formel 2.14 definierten Spektrumsanteile. Die Fehlerterme finden sich hierbei mit $S_{e_1}(f) + S_{e_3}(f) = S_a(f), f < 0$ sowie $S_{e_2}(f) + S_{e_4}(f) = S_b(f), f < 0$.

200 Hz und 10000 Hz deutliche Unterschiede zwischen den jeweiligen positiven Frequenzanteilen zu den negativen Frequenzanteilen. Die Grafik Abb. 3.11: Distorsionsfehler $E_{\text{distorsion},i}(f), i \in \{a, b\}$ der in der Gleichung definierten Spektralanteile zueinander präsentiert den Distorsionsfehler und zeigt noch deutlicher die Abweichung der Fehlerterme von den jeweiligen positiven Frequenzanteilen der Spektren. Das Frequenzspektrum hierbei wurde mittels $L_i(f) = 20 \log_{10} \left(\frac{S_i(-f), \forall f < 0}{S_i(f), \forall f > 0} \right), i \in \{a, b\}$ in dB berechnet. Der Schalldruckpegelunterschied im zu untersuchenden Frequenzbereich beträgt mindestens -50 dB, was einer absoluten

Abweichung des Schalldrucks von mindestens $3,16 \cdot 10^{-3}$ Pa entspricht. Prozentuell mit Werten unter 1 % betrachtet, kann diese Abweichung als vernachlässigbar

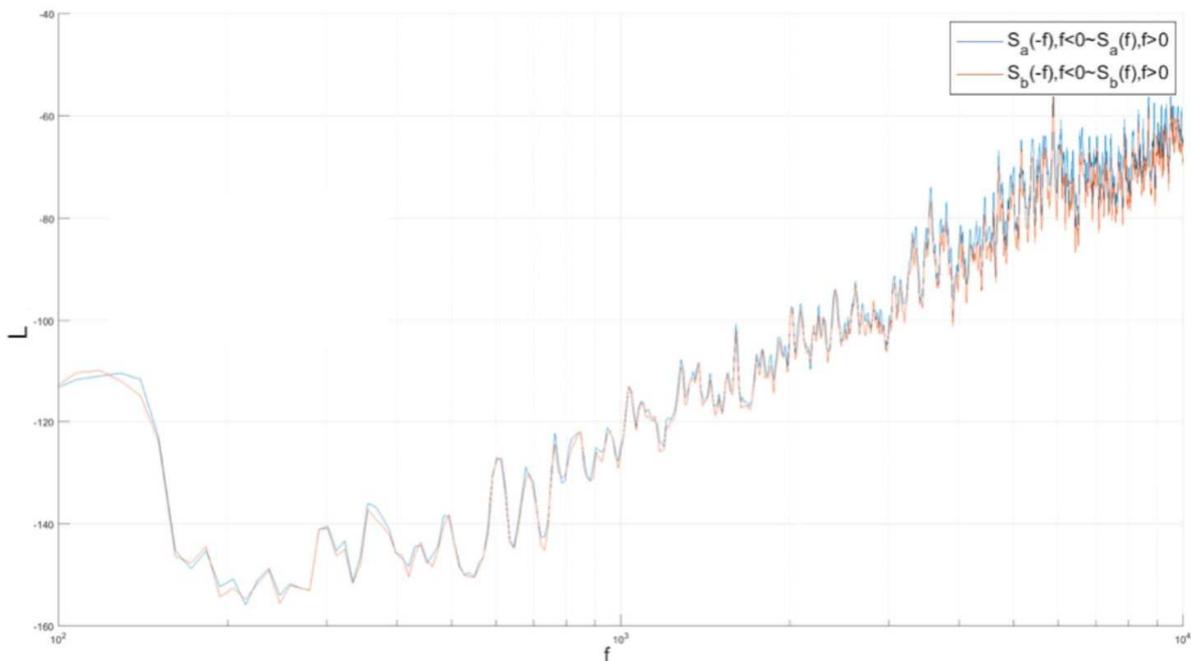


Abb. 3.11: Distorsionsfehler $E_{\text{distorsion},i}(f)$, $i \in \{a, b\}$ der in der Gleichung definierten Spektralanteile zueinander.

angesehen werden.

3.5.4 Verfahren nach Hagerman & Olofsson für acht Lautsprecher

Für den Aufbau mit einer Sprachsignalquelle sowie acht Störgeräuschquellen sollte zu Beginn untersucht werden, ob die in Kapitel 3.5.3.1 verwendete Systemmatrix unterschiedlich definiert werden muss. Wiederum unter der Annahme, dass die Fehlerterme vernachlässigbar sind (siehe Kapitel 3.5.3.3), ist $u(n)$ das zu nutzende Sprachsignal und $v_i(n)$, $i \in \{1, \dots, 8\}$ die für jeden Lautsprecher definierten Störsignale mit jeweiliger normierter, mittlerer Leistung. Da durch die Überlagerung der unkorrelierten Störsignale am Referenzmikrofon sowie an den Mikrofoneingängen des Hörgerätes zwei Signalarten, also ein Sprach- und ein Störsignal überlagert werden, wird für die Untersuchung des SNR eine Summe der Störsignale mit

$v(n) = \sum_{i=1}^8 v_i(n)$ gebildet. Somit ist es möglich, die Systemmatrix mit $A =$

$\begin{pmatrix} 1 & 1 \\ 1 & -1 \end{pmatrix}$ zu verwenden, da zur Auswertung das Verfahren nach Hagerman & Olofsson für einen Lautsprecher (siehe hierfür Kapitel 3.5.3.1) genutzt wurde. Für diese Messung unterscheidet sich der Aufbau der Eingangssignale zeitlich in der Länge nicht. Durch die Ansteuerung von acht Lautsprechern mit einem jeweiligen Störgeräusch ergeben sich nun zwei Mischsignale $(a_{in,i}(n), b_{in,i}(n))^T, i \in \{1,2, \dots, 8\}$, wobei für $b_{in,i}(n)$ gilt, dass sämtliche Störsignale eine Phasenverschiebung von 180° erhalten. Ebenfalls existiert nur für den Lautsprecher aus 0° die Überlagerung des Sprachsignals mit dem Störsignal.

Im Versuch wird ein fest definierter SNR von +5 dB bei fest definiertem Sprachschallpegel von 65 dB ausgewertet. Damit der SNR von +5 dB am Messort erreicht wird, die Überlagerung der Störsignal jedoch eine Absenkung zur Folge hat, erfolgt ein Angleichen der einzelnen Schalldruckpegel der Störgeräusche mittels $L_{stör,i} = L_{soll,stör} - 10 \log_{10}(8)$ dB.

Es gilt die in Kapitel 3.5.3.1 beschriebene Auswertung des Referenzmikrofons und der Aufnahmen des Hörgerätes mit Ohrsimulator für alle Hörgeräteeinstellungen.

3.5.5 Erweitertes Verfahren nach Hagerman & Olofsson

Für diese Untersuchung wird der schon in Kapitel 3.5.4 genutzte Aufbau mit einer Sprachsignalquelle sowie acht Störgeräuschquellen verwendet. Zur Auswertung bestimmter Richtungen muss nun allerdings ein neuer Ansatz der Systemmatrix definiert werden. Es gilt weiterhin die Annahme, dass die Fehlerterme, wie in Kapitel 3.5.3.3 untersucht, vernachlässigbar sind. Das Sprachsignal $u(n)$ und die Störsignale $v_i(n), i \in \{1, \dots, 8\}$ besitzen jeweils eine normierte, mittlere Leistung. Für den Ansatz der Gleichung (3.2) ist die Systemmatrix nun mit

$$A = \begin{pmatrix} -1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & -1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & -1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & -1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & -1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & -1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & -1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & -1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & -1 \end{pmatrix}$$

definiert. Der Rang der Matrix A vom Typ 9x9 ist $rk(A) = 9$ und die Matrix somit invertierbar mit ihrer Inversen

$$A^{-1} = \frac{1}{14} \begin{pmatrix} -6 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & -6 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & -6 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & -6 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & -6 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & -6 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & -6 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & -6 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & -6 \end{pmatrix}.$$

Die Kondition der Matrix A ist mit $\kappa(A) = 3,5$ zwar relativ hoch, jedoch minimal für die Trennung der Signalarten, sodass acht richtungsabhängige Störgeräusche neben einem Sprachsignal berechnet werden können.

Die Längen des Eingangssignals $x(n)$ sowie der Ausgangssignale $y_{\text{ref}}(n)$ und $y_{\text{rec}}(n)$ verlängern sich aufgrund der Richtungsauswertung um die Anzahl der Mischsignale, die nun durch die Systemmatrix entstanden sind. Das bedeutet, dass neben elf Nullfolgen neun Mischsignale aneinandergehängt werden und somit eine Gesamtdauer von $N = 9 f_s 60 \text{ s} + 11 f_s 5,5 \text{ s} = f_s 540 \text{ s} + f_s 5,5 \text{ s}$ entsteht. Die Angleichung der Störgeräuschpegel, wie in Kapitel 3.5.4 beschrieben, findet auch hier Anwendung.

Die Extraktion der Mischsignale aus den Aufnahmen sowie die Berechnung der neuen Messsignale und des jeweiligen SNR werden wie in Kapitel 3.5.3.1 durchgeführt. Zur Auswertung der einzelnen Richtungen wird jedoch die Angleichung der Störgeräuschpegel vor der Auswertung des SNR mittels $L_{\text{ist,stör},i} = L_{\text{ist,stör},i} + 10 \log_{10}(8) \text{ dB}$ zurückgesetzt.

4 Messergebnisse

4.1. Verfahren nach Hagerman & Olofsson für einen Lautsprecher

Wie in Kapitel 3.5.3.1 beschrieben, wird das Verfahren nach Hagerman & Olofsson für die Messung verschiedener SNR-Werte und vier Hörgerätesetups genutzt. Neben der Auswertung des Referenzmikrofons zur Fehleranalyse werden in diesem Kapitel auch die Messergebnisse des Ohrsimulators mit angekoppeltem Hörgerät vorgestellt. Die Messergebnisse werden in Plots dargestellt, die Δ SNR in dB zum definierten SNR in dB darstellen. Der relative SNR bezieht sich hierbei auf den SNR des in Kapitel

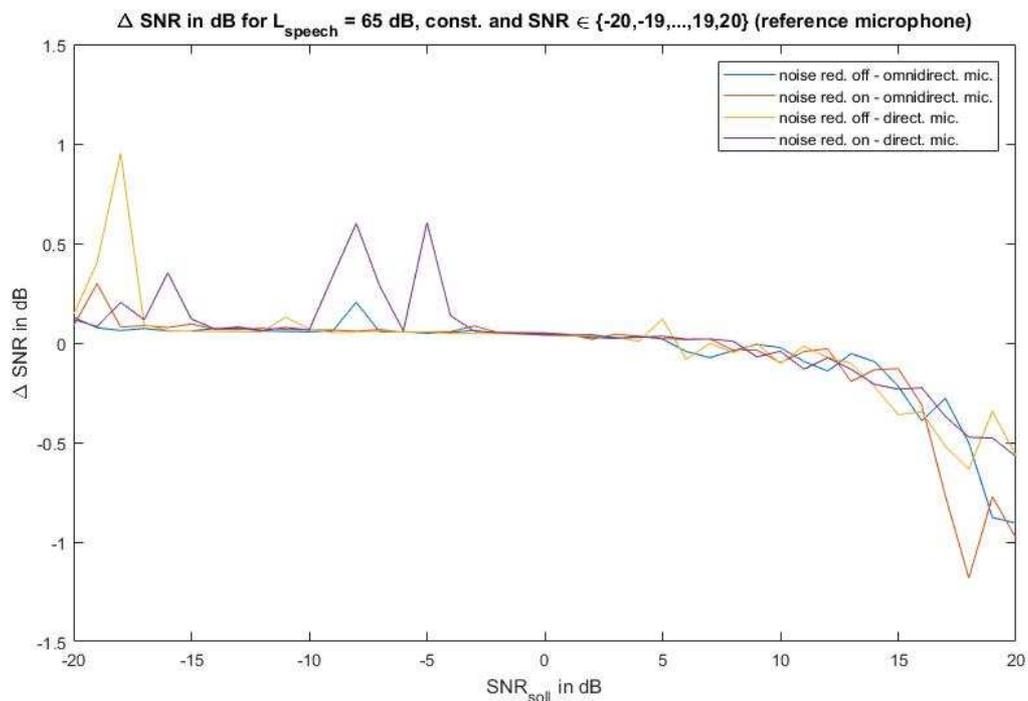


Abb. 4.1: Darstellung von Δ SNR zu Soll-SNR-Werten von -20 dB bis +20 dB in 1 dB-Schritten des Referenzmikrofons. Blau zeigt hier die Messwerte des Hörgerätesetups 1, rot die Messwerte des zweiten, gelb die Messwerte des dritten und violett die Messwerte des vierten Hörgerätesetups nach Tabelle 3.2.

3.5.3.1 definierten Analysefensters der aufgenommenen Messsignale zum SNR des Analysefensters der originalen Messsignale. Die Abweichung des SNR im Betrag für die Analysefenster der originalen Messsignale zum zuvor definierten SNR liegt in allen Messungen unter 0,1 dB.

Wie in Abb. 4.1 zu erkennen, ist für das Referenzmikrofon der Δ SNR für zuvor definierte SNR von -20 dB bis $+17$ dB bei fest definiertem Sprachschallpegel von 65 dB zwischen 0 dB und 1 dB. Ab einem definierten SNR von $+18$ dB erhöht sich die

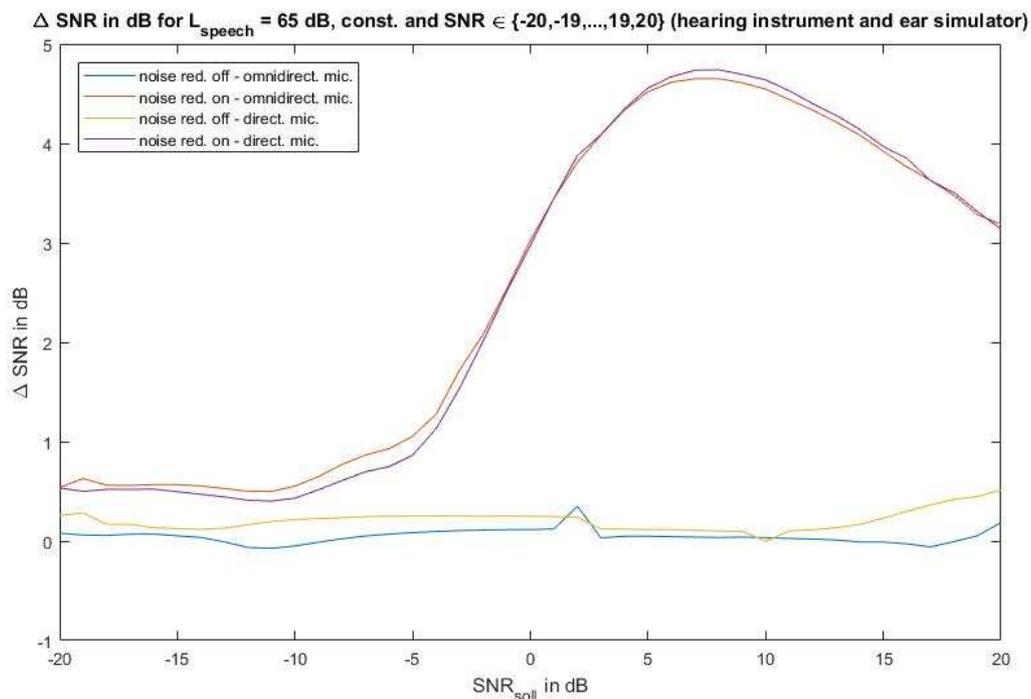


Abb. 4.2: Darstellung von Δ SNR zu Soll-SNR-Werten von -20 dB bis $+20$ dB in 1 dB-Schritten des Hörgerätes mit Ohrsimulator. Blau zeigt hier die Messwerte des Hörgerätesetups 1, rot die Messwerte des zweiten, gelb die Messwerte des dritten und violett die Messwerte des vierten Hörgerätesetups nach Tabelle 3.2.

Abweichung auf mehr als 1 dB. Diese lässt sich allerdings eher zufällig messen. Abb. 4.2 zeigt die Messergebnisse der Aufnahme am Hörgerät und Ohrsimulator. Für den Messaufbau des HOV mit einem Lautsprecher aus der Richtung von 0° zeigen die Messwerte für eine fest eingestellte direktionale Richtcharakteristik und deaktivierte Störgeräuschunterdrückung Δ SNR-Werte zwischen 0 dB und 1 dB. Ebenfalls zeigen sich Werte um 0 dB für eine omnidirektionale Richtcharakteristik und eine deaktivierte Störgeräuschunterdrückung über alle definierten SNR-Soll-Werte.

Auffällig ist, dass eine sehr ähnliche Veränderung des Δ SNR für alle Hörgeräteinstellungen, in denen die Störgeräuschunterdrückung aktiv ist, zu beobachten ist. Ein Anstieg des Δ SNR ist ab -10 dB erkennbar. Die Messkurve enthält

ein globales Maximum bei einem Soll-Wert von +7 dB mit $\Delta\text{SNR} = +4,65$ dB. Bei weiterer Erhöhung des definierten SNR nimmt der ΔSNR jedoch wieder ab.

4.2. Verfahren nach Hagerman & Olofsson für acht Lautsprecher

In diesem Kapitel werden die Messergebnisse des Verfahrens für acht Signalquellen präsentiert. Die ersten Messergebnisse beinhalten alle vier Hörgeräteeinstellungen in einem Messaufbau mit festem Schalldruckpegel des Sprachsignals von 65 dB und fest definiertem SNR von +5 dB. Wie in Kapitel 3.5.4 beschrieben, wird das Sprachsignal aus 0° abgespielt, während die Störgeräusche aus acht Lautsprechern dargeboten werden.

ΔSNR wird wie in Kapitel 3.5.3.1 berechnet und pro Hörgeräteeinstellung in Plots

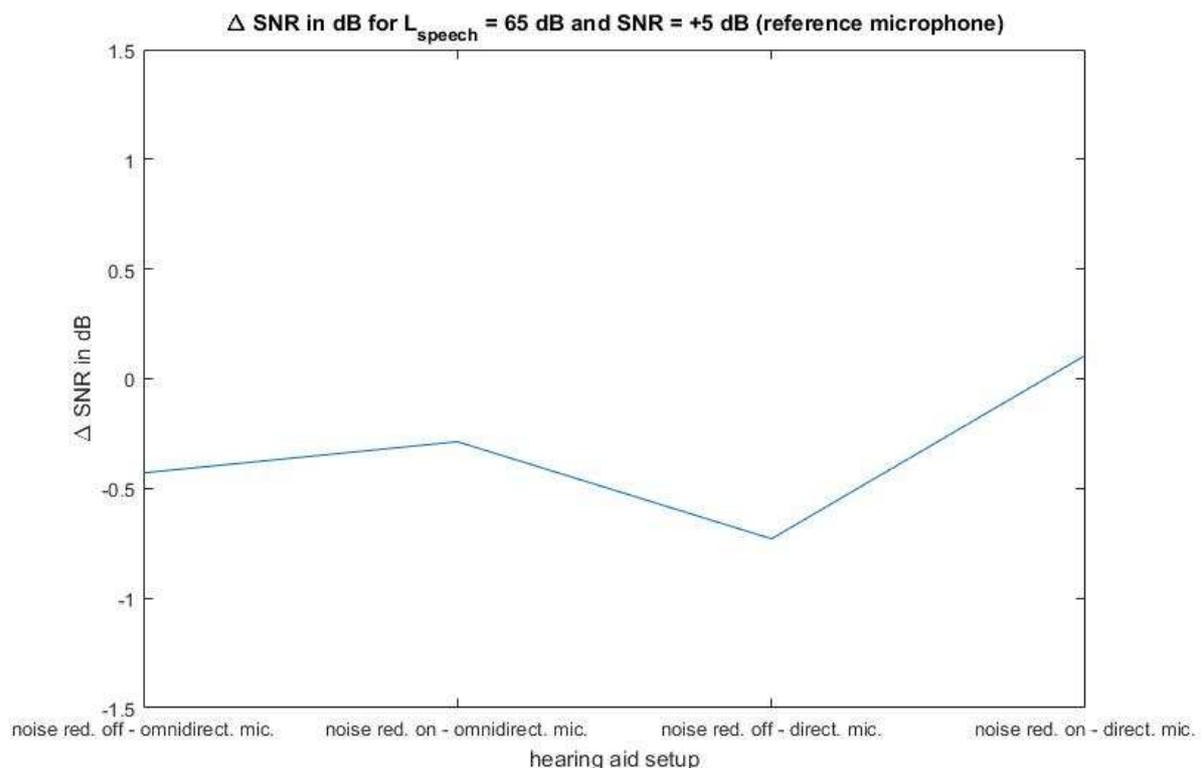


Abb. 4.3: Messung des ΔSNR für jede Hörgeräteeinstellung. Während der Messung ist der Parameter des Sprachschalldruckpegels fest mit 65 dB sowie der Sollwert des SNR mit +5 dB definiert. Die Messergebnisse präsentieren die Aufnahmen am Referenzmikrofon.

präsentiert. Die Messergebnisse des Referenzmikrofons werden in Abb. 4.3 dargestellt. Für alle Setups ist eine Reproduzierbarkeit des Sollwertes erkennbar. Die Abweichungen vom Sollwert liegen zwischen -1 dB und 0 dB für alle

Messeinstellungen. Diese Abweichungen können als vernachlässigbar angesehen werden. Abb. 4.4 präsentiert nun Ergebnisse für die Messung am Hörgerät und Ohrsimulator. Während für die deaktivierte Störgeräuschunterdrückung und eine omnidirektionalen Richtcharakteristik kein positiver Δ SNR gemessen wird, erhöht sich dieser für die anderen Hörgeräteinstellungen. Die Messung mit aktiver Störgeräuschunterdrückung und omnidirektionaler Richtcharakteristik zeigt eine Verbesserung von +4,3 dB, eine direktionale Richtcharakteristik mit deaktivierter Störgeräuschunterdrückung einen Δ SNR von +1,9 dB. Eine maximale Verbesserung ergibt eine aktive Störgeräuschunterdrückung mit direktonaler Richtcharakteristik. Hier beträgt der Δ SNR +6,3 dB.

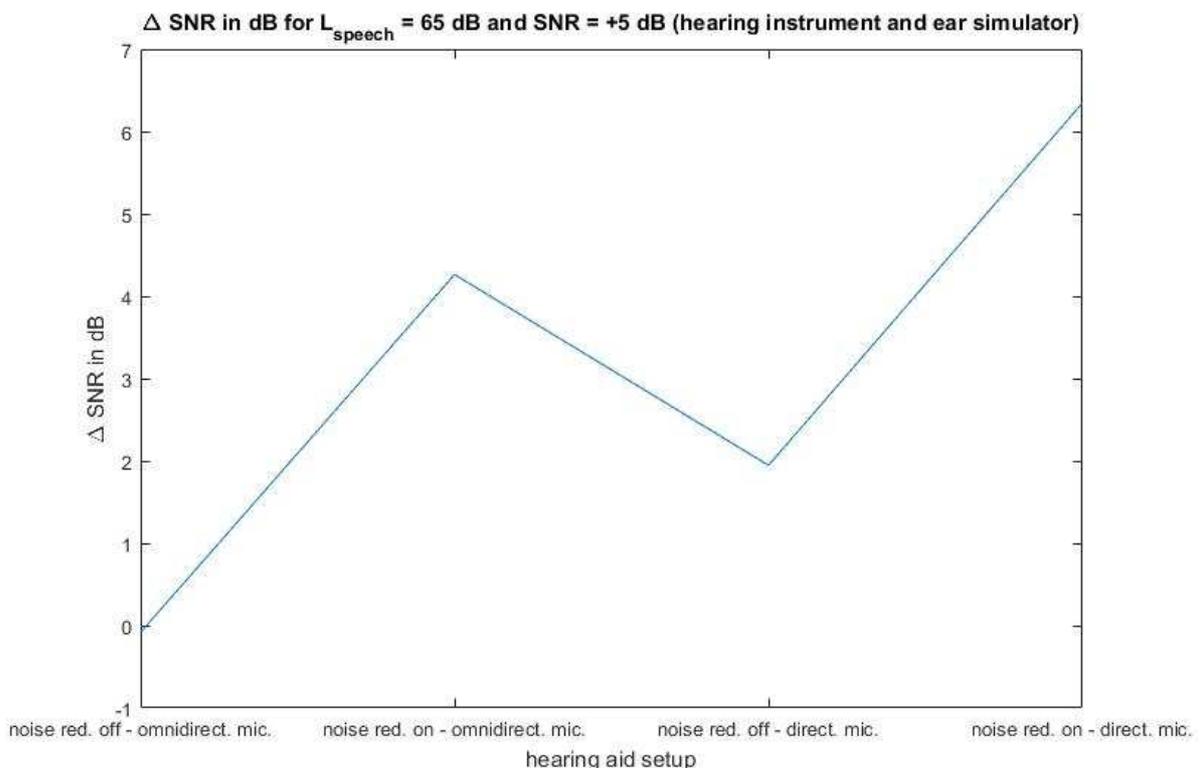


Abb. 4.4: Messung des Δ SNR für jedes Hörgerätesetup. Während der Messung ist der Parameter des Sprachschalldruckpegels fest 65 dB und der definierte SNR +5 dB. Die Messergebnisse präsentieren die Aufnahmen am Hörgerät mit Ohrsimulator.

4.3. Erweitertes Verfahren nach Hagerman & Olofsson

Des Weiteren wurden über die Systemmatrix A vom Typ 9x9 (siehe Kapitel 3.5.5) die Messpositionen der einzelnen Lautsprecher ausgewertet und im Polardiagramm sowie auch im kartesischen Diagramm dargestellt. Es wird hier nun Δ SNR im

Verhältnis zur Messposition dargestellt. Da lediglich acht Richtungen für Störgeräuschquellen ausgewertet werden, wird jede Messkurve im Polardiagramm mit einer Schrittweite von 5° linear interpoliert.

Außerdem ist hier der Sollwert des SNR in Relation zum gemessenen Istwert des SNR

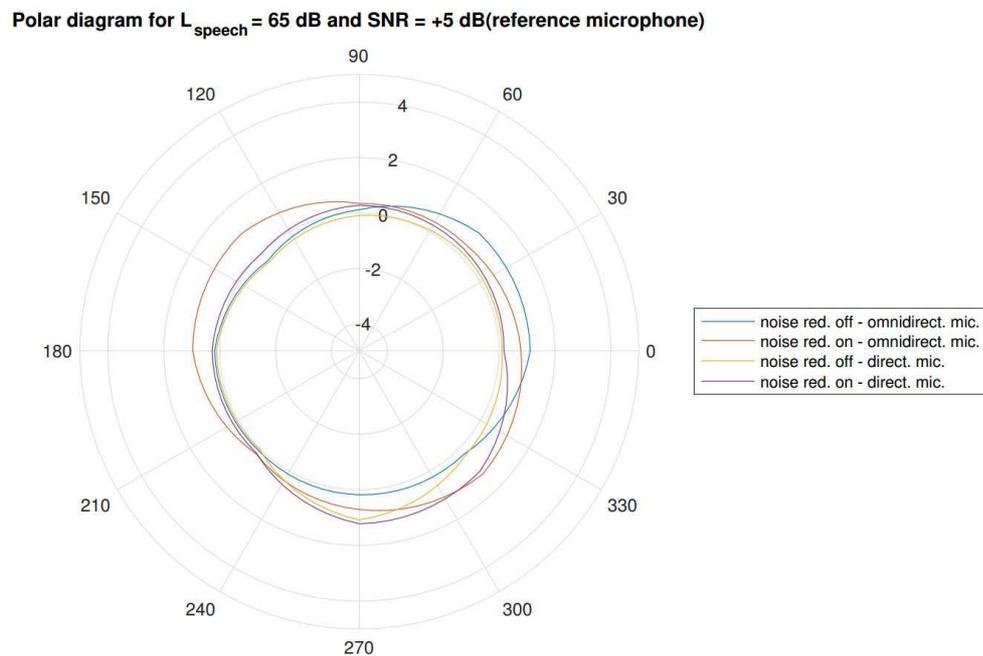


Abb. 4.5: Darstellung des richtungsabhängigen $\Delta\text{SNR}(\theta)$ im Polardiagramm für die Messergebnisse der Auswertung der Signale des Referenzmikrofons.

in dB dargestellt. Dieser Aufbau des Polardiagramms entspricht der Definition von Polardiagrammen mit Mikrofoncharakteristiken. Aufgrund dessen wird die Verbesserung durch einen negativen relativen SNR dargestellt. Der kartesische Plot wiederum zeigt die Relation des SNR der Ausgangssignale zum SNR der Eingangssignale, somit präsentiert sich die Verbesserung durch $\Delta\text{SNR}(\theta) > 0 \text{ dB}$. Die Messergebnisse des Referenzmikrofons in Abb. 4.5 zeigen eine größere Abweichung des relativen SNR. Hier schwankt ΔSNR zwischen $-0,5 \text{ dB}$ und $+1,3 \text{ dB}$ unabhängig von der Hörgeräteeinstellung. Der mittlere relative SNR von $0,4 \text{ dB}$ mit einer Standardabweichung von $0,42 \text{ dB}$ über alle Messergebnisse zeigt jedoch, dass die Ergebnisse erwartungsgemäß innerhalb $\pm 1 \text{ dB}$ liegen.

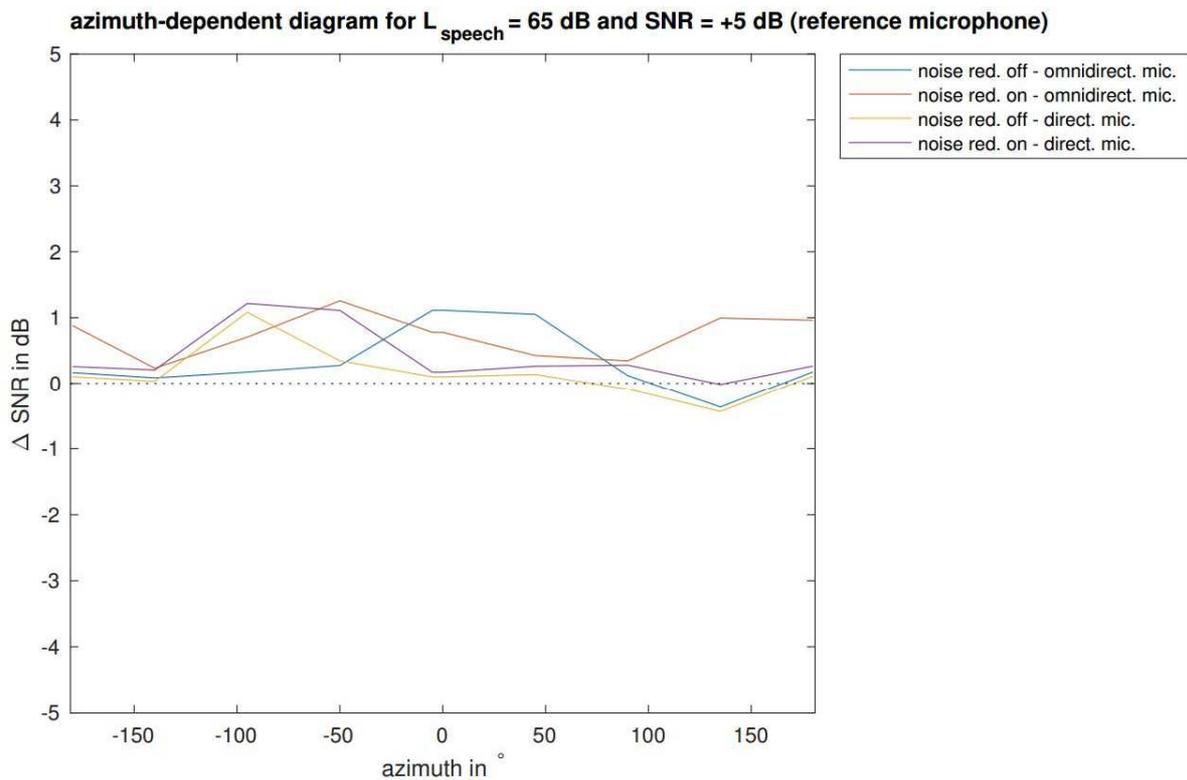


Abb. 4.6: Darstellung des relativen $\Delta \text{SNR}(\theta)$ in dB in Abhängigkeit zur Richtung der Störquelle im kartesischen Koordinatensystem für das Referenzmikrofon.

Die Messergebnisse der Aufnahmen am Hörgerät mit Ohrsimulator in Abb. 4.7 zeigen die minimalsten Abweichungen einer Messreihe zu +5 dB, sofern die

Polar diagram for $L_{\text{speech}} = 65 \text{ dB}$ and $\text{SNR} = +5 \text{ dB}$ (hearing instrument and ear simulator)

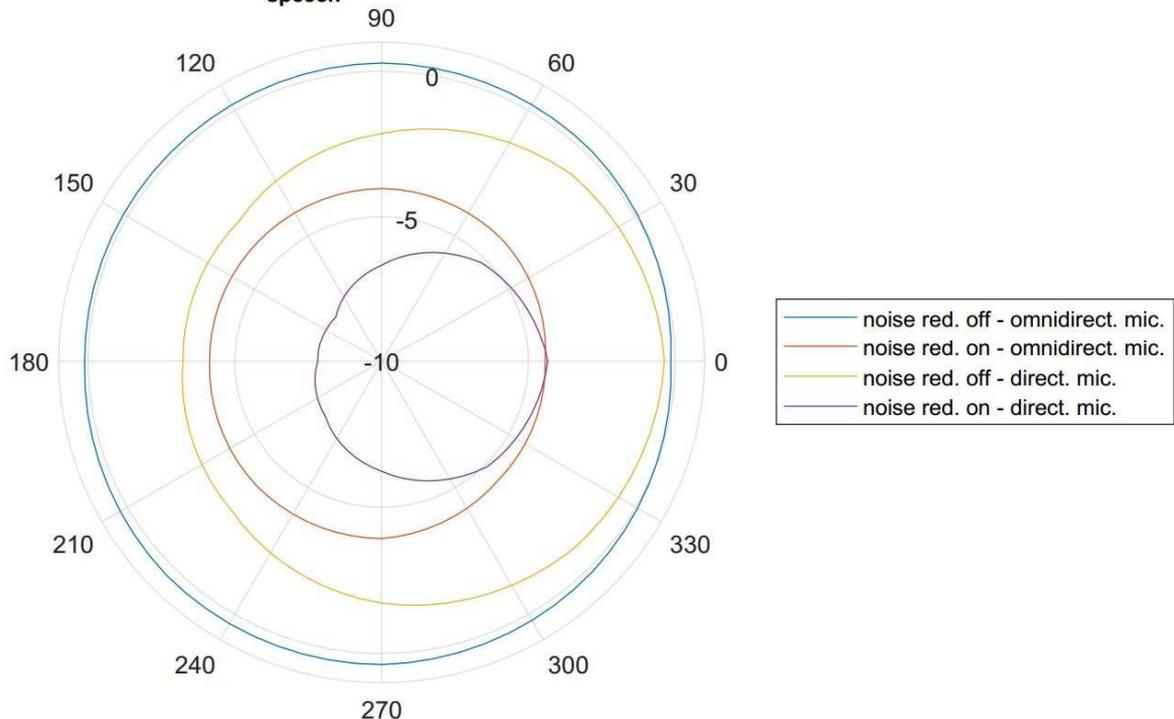


Abb. 4.7: Darstellung des richtungsabhängigen relativen $\Delta \text{SNR}(\theta)$ in dB im Polardiagramm für das Hörgerät mit Ohrsimulator.

Störgeräuschunterdrückung deaktiviert und eine omnidirektionale Richtwirkung eingestellt ist. ΔSNR trägt hier Werte von $-0,1$ dB bis $+0,4$ dB. Die Auswertung der festen Richtcharakteristik bei aktiver sowie deaktivierter Störgeräuschunterdrückung zeigt die geringste Verbesserung in einer Richtung von 0° . Das Polardiagramm zeigt für diese Einstellungen annähernd eine subkardioide Richtwirkung. Das zweite Hörgerätesetup (siehe Tabelle 3.2) zeigt einen mittleren relativen SNR von $+4,1$ dB mit einer Standardabweichung von $\pm 0,1$ dB. Dieses Messergebnis deckt sich mit dem Ergebnis aus Kapitel 4.2. Die maximale Verbesserung weist bei aktiver Störgeräuschunterdrückung und direktonaler Richtcharakteristik in 180° einen relativen SNR von $+7,8$ dB auf. Wie das Polardiagramm in Abb. 4.8 zeigt, wird in einer Richtung von 0° eine Verbesserung von $+4,3$ dB erreicht.

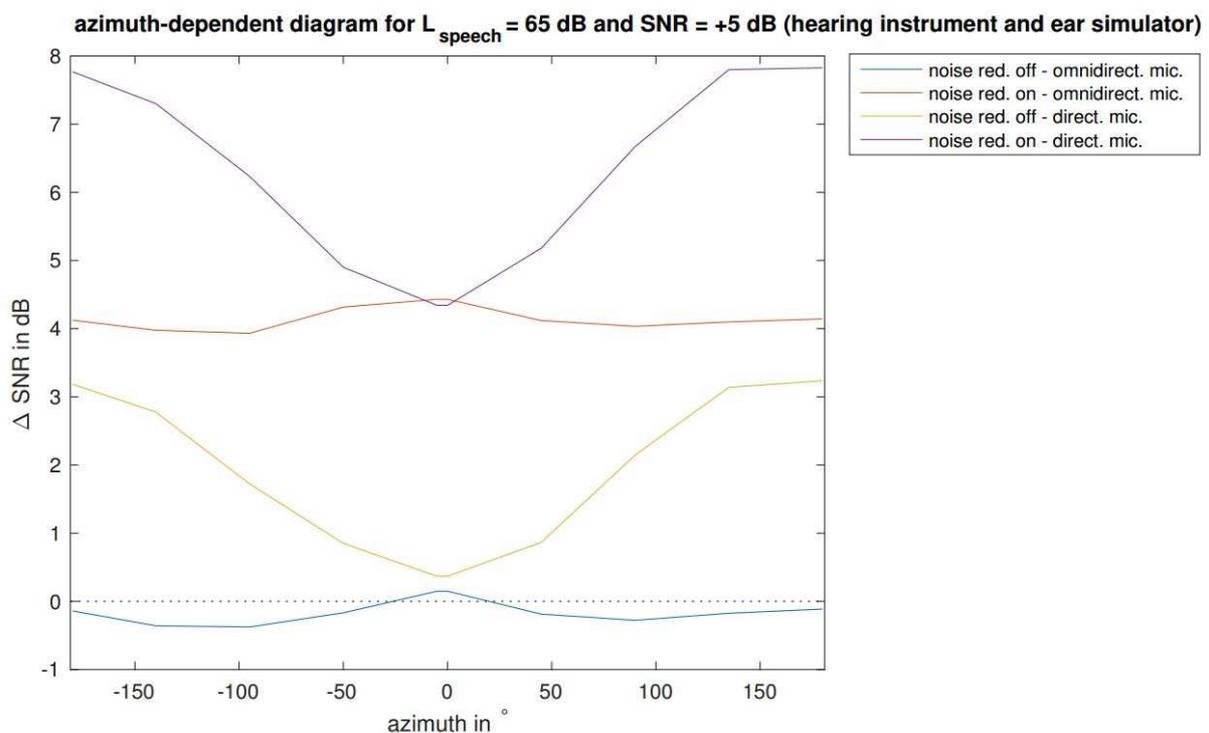


Abb. 4.8: Darstellung des richtungsabhängigen relativen $\Delta\text{SNR}(\theta)$ in dB im Polardiagramm für das Hörgerät mit Ohrsimulator.

5 Auswertung

5.1. Verfahren nach Hagerman & Olofsson für einen Lautsprecher

5.1.1 Verifikation des Messaufbaus

Im ersten Versuch wird das Verfahren nach Hagerman & Olofsson implementiert (siehe Kapitel 3.5.3.1). Wie in Kapitel 3.5.3 beschrieben, wird ein Analysefenster mit einer zeitlichen Dauer von 30 s gewählt. Zur Verifikation des Messaufbaus werden hier wie auch in den folgenden Kapiteln die Ergebnisse des Referenzmikrofons ausgewertet.

Zur Verifikation des Messaufbaus wird die Auswertung der Messergebnisse des Referenzmikrofons hinzugezogen und die mittlere Leistung innerhalb des Analysefensters ausgewertet.

Abb. 4.1 zeigt, dass der relative SNR über dem Bereich von -20 dB bis $+17$ dB innerhalb einer Abweichung von ± 1 dB liegt. Während der Messung ist der Sprachschallpegel auf 65 dB fest definiert. Je nach SNR, der untersucht werden soll, variiert der Störschallpegel. Somit liegt der Störschallpegel bei einem SNR von 20 dB bei 45 dB. Aufgrund der möglicherweise vorherrschenden Störsignale der Umgebung, wie zum Beispiel PC-Rauschen, Nebengeräusche außerhalb des Messraumes und Weitere, können diese den gemessenen SNR negativ beeinflussen. Eine Möglichkeit der Verfälschung zeigt die Messung bei einer Einstellung des SNR von 18 dB.

Eine Verbesserung des Messergebnisses könnte erreicht werden, indem die Messung wiederholt wird und Nebengeräusche eliminiert werden. Außerdem kann der zu

messende SNR erhöht werden, um die Beeinflussung der Nebengeräusche zur Messung abzusenken.

Somit lässt sich für die Verifikation des Messaufbaus belegen, dass die Messung für ein Intervall von -20 dB bis $+17$ dB mit geringen Abweichungen eine Robustheit aufweist.

5.1.2 Durchführung einer Messung am Prüfobjekt

Das Hörgerätesetup mit deaktivierter Störgeräuschunterdrückung sowie omnidirektionaler Richtcharakteristik zeigt auf, dass der eingestellte SNR mit geringen Abweichungen reproduziert werden kann (siehe Abb. 4.2). Aufgrund der Hörgeräteprogrammierung, in der berücksichtigt wurde, dass die Messsignale nicht durch die Leistungsgrenze des Hörgerätes beeinflusst werden, sind diese Ergebnisse zu erwarten. Des Weiteren lässt sich sagen, dass bei richtungaler Richtcharakteristik mit geringer Abweichung keine Änderung des SNR messbar ist. Hörgeräte mit fest einprogrammierter Richtcharakteristik verändern den SNR von Signalen mit frontalem Schalleinfall nicht. Der hier gewählte Messaufbau und das Messergebnis bestätigen die Theorie (siehe Kapitel 2.1.2).

Sofern die Störgeräuschunterdrückung aktiv ist, lässt sich eine SNR-Verbesserung ab einem definierten SNR von -5 dB messen. Eine maximale Verbesserung kann, wie bereits in Kapitel 4.1 beschrieben, bei einem definierten SNR von 7 dB mit einer Verbesserung von $+4,65$ dB erreicht werden. Hieraus kann geschlossen werden, dass der Einfluss der Modulationstiefe auf die gemessene Dynamik der Sprache eine Detektion von Sprache in Störgeräusch zulässt, die die geringste Fehlerwahrscheinlichkeit aufweist.

Dass die SNR-Verbesserung zu höheren SNR-Werten abnimmt, kann mit Theorien der Psychoakustik erklärt werden. Hierbei definieren Zielstrategien der Störgeräuschunterdrückung, dass das Klangbild psychoakustisch betrachtet dem visuellen Reiz entsprechen muss [10, 47, 48]. Eine stärkere Absenkung des Störgeräusches bei SNR ab $+9$ dB führt dazu, dass die Umgebungsgeräusche eventuell in nicht hörbare Bereiche fallen.

5.2. Verfahren nach Hagerman & Olofsson für acht Lautsprecher

5.2.1 Verifikation des Messaufbaus

In dieser Untersuchung sind acht zueinander unkorrelierte Störsignale für acht Lautsprecher verwendet worden (siehe Kapitel 3.5.4). Die Überlagerung am Messort des Prüfobjektes wird nun untersucht. Zur Verifikation des Setups werden wiederum die Messergebnisse des Referenzmikrofons für alle Höreräteeinstellungen ausgewertet. Wie in Kapitel 3.5.4 beschrieben, werden aus acht Lautsprechern jeweils unkorrelierte Störgeräusche präsentiert, während das Sprachsignal mit dem Lautsprechersignal aus 0° überlagert wird. Abb. 4.3 zeigt, dass der eingestellte SNR von +5 dB unabhängig vom Hörerätesetup reproduziert werden kann. Dies bestätigt die erfolgreiche Umsetzung des Verfahrens von Hagerman und Olofsson für die Nutzung von unkorrelierten Störgeräuschen aus acht Lautsprechern und einer Sprachschalldarbietung aus 0° sowie für den als fest definierten SNR von +5 dB.

5.2.2 Durchführung einer Messung am Prüfobjekt

Wie die Abb. 4.4 zeigt, kann der eingestellte SNR für dieses Setup nachgewiesen werden, sofern die Störgeräuschunterdrückung im Hörerät deaktiviert und die Richtcharakteristik des Hörerätes omnidirektional ist. Das Messergebnis unterstützt die Ergebnisse aus Kapitel 5.1.2 für dieselben Höreräteeinstellungen.

Die Verbesserung des SNR von +4,3 dB durch eine aktive Störgeräuschunterdrückung bei omnidirektionaler Richtcharakteristik zeigt mit geringer Abweichung eine ähnliche Verbesserung auf, wie sie im Messaufbau mit einem Lautsprecher erreicht wird (siehe hierzu Abb. 4.2). Somit lässt sich deuten, dass die Störgeräuschunterdrückung richtungsunabhängig arbeitet, was per Definition für eine einkanalige Störgeräuschunterdrückung ohne richtungsabhängige Auswertung zutrifft (Kapitel 2.1).

Außerdem zeigt die direktionale Richtcharakteristik bei deaktivierter Störgeräuschunterdrückung eine Verbesserung des SNR von +1,9 dB. Dies unterstützt die Wirkungsweise einer in Kapitel 2.1.2 beschriebenen Mikrofonrichtcharakteristik, da hier der Störschallpegel der Überlagerung aller Störgeräuschquellen ausgewertet wird.

Eine aktive Störgeräuschunterdrückung sowie eine fest eingestellte direktionale Richtcharakteristik bieten nun mit +6,3 dB in dieser Untersuchung eine maximale Verbesserung des SNR. Eine Summation der SNR, die durch die jeweils einzeln untersuchten, aktiven Hörgeräteigenschaften gemessen wurden, kommt mit +1,9 dB + 4,3 dB = +6,2 dB dem gemessenen SNR sehr nahe, sofern beide Eigenschaften gemeinsam aktiv sind. Dies unterstützt die Aussage, dass eine Verknüpfung mehrerer Störgeräuschunterdrückungsarten zu einer stärkeren Verbesserung des SNR führen kann [27].

5.3. Erweitertes Verfahren nach Hagerman & Olofsson

5.3.1 Verifikation des Messaufbaus

Das hier vorgestellte erweiterte Verfahren nach Hagerman & Olofsson zeigt nun eine Auswertung des relativen SNR pro Richtung θ . Neben dem Angleichen der Störgeräuschpegel pro Lautsprecher wird hier für eine Auswertung einer Richtung das Angleichen des Störgeräuschpegels mittels +10 dB $\log_{10}(8)$ dB im aufgenommenen Messsignal zurückgesetzt (siehe Kapitel 3.5.5).

Die Auswertung des Referenzmikrofons zeigt, dass für alle zu untersuchenden Richtungen und Hörgeräteinstellungen der SNR von +5 dB als Sollwert mit vernachlässigbarer Abweichung reproduziert werden kann. Die Entzerrung der Übertragungskette sowie auch die Reproduzierbarkeit des Sollwertes verifizieren eine Robustheit des Messaufbaus.

5.3.2 Durchführung einer Messung am Prüfobjekt

Die Untersuchung des Hörgerätes mit deaktivierter Störgeräuschunterdrückung sowie omnidirektionaler Richtcharakteristik zeigt nun in den Abbildungen Abb. 4.7 und Abb. 4.8, dass der vorgegebene SNR von +5 dB reproduzierbar ist. Wie schon in den Kapiteln 5.1.2 und 5.2.2 zuvor unterstützen diese Messergebnisse die Aussage, dass dieser Messaufbau robust sei. Nicht nur zur Referenz, sondern auch zur Messung von Prüfobjekten ohne aktive Störgeräuschunterdrückung wird der definierte SNR reproduziert.

Die Verbesserung des SNR durch eine aktive Störgeräuschunterdrückung bei omnidirektionaler Richtcharakteristik zeigt eine richtungsunabhängige Verbesserung

des SNR. Dieses Messergebnis unterstützt die Ergebnisse der vorangegangenen Kapitel. Da sie richtungsunabhängig arbeitet, streuen die Messergebnisse wenig, wenn das Störgeräusch nur aus einer Quelle präsentiert oder aus mehreren Quellen

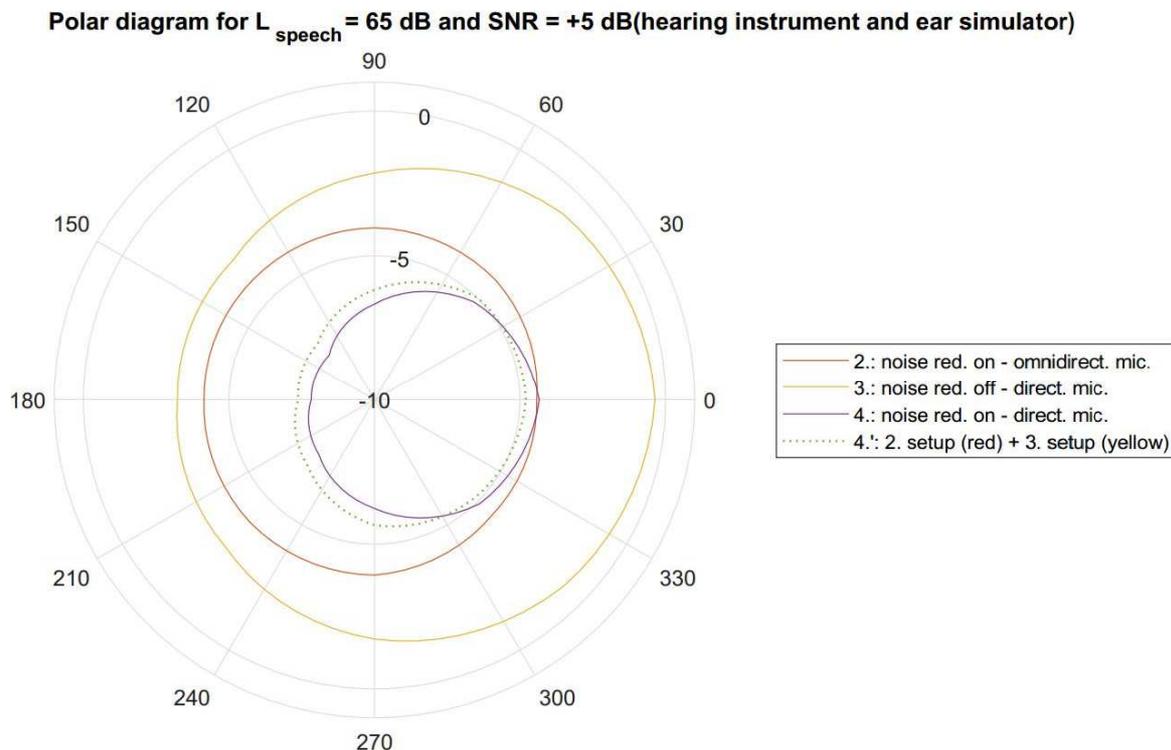


Abb. 5.1: Darstellung der Messergebnisse der Hörgeräteeinstellung 2 (rot), 3 (gelb) und 4 (violett); dazu eine Simulation der vierten Hörgeräteeinstellung mittels Addition der Messergebnisse der zweiten und dritten Einstellung.

abgegeben wird. Mit einer mittleren Verbesserung des SNR von 4,2 dB und einer Standardabweichung von 0,2 dB ist er dem SNR des Messaufbaus aus Kapitel 5.2.2 (4,6 dB) sowie dem Ergebnis des Verfahrens nach Hagerman & Olofsson mit einem Lautsprecher (4,5 dB) sehr ähnlich. Somit bestätigt dies die Theorie, laut der die Störgeräuschunterdrückung auf das ankommende Signal unabhängig von der Richtung wirkt (siehe Kapitel 2.1.2). Aufgrund der Tatsache, dass sämtliche Untersuchungen die Theorie der unabhängigen Richtwirkung der einkanaligen Störgeräuschunterdrückung unterstützen, kann hierbei ebenfalls die Robustheit des Messsystems unabhängig vom Messaufbau unterstützt werden. Die richtungsabhängige Veränderung des gemessenen SNR zeigt die Einstellung der Richtcharakteristik. Hierbei führt ein Aktivieren der Störgeräuschunterdrückung zu einer Verbesserung des SNR unabhängig von der gemessenen Richtcharakteristik. Um diese Theorie zu unterstützen, wird eine Simulation der Messergebnisse der in Tabelle 3.2 definierten vierten Hörgeräteeinstellung (siehe Kapitel 3.5.2) durchgeführt, indem die Summe der

Messergebnisse der zweiten und der dritten Hörgeräteeinstellung berechnet und in Abb. 5.1 dargestellt wird. Die Simulation zeigt eine Approximation der Messkurve für eine aktive Störgeräuschunterdrückung und fest eingestellte direktionale Richtcharakteristik durch die Summation der Messergebnisse der separat aktivierten Messeinstellungen. Mit Abweichungen unter 1 dB für jede Richtung ist die Ähnlichkeit nachweisbar. Somit kann dieses Messergebnis die These in Kapitel 5.2.2 unterstützen, dass eine Verknüpfung mehrerer Störgeräuschunterdrückungsarten, die unabhängig voneinander arbeiten, zu einer stärkeren Verbesserung des SNR führen kann [27].

6 Fazit

Diese Arbeit stellt eine Erweiterung des Verfahrens von Hagerman & Olofsson aus dem Jahr 2004 vor. Das HOV trennt zwei Signale, in der Regel ein Stör- und ein Sprachsignal, voneinander, sofern diese bekannt sowie miteinander überlagert sind, und berechnet den SNR der Signale zueinander. Die erweiterte Version kann dieses Verfahren nun auf mehr als ein Stör- und ein Sprachsignal anwenden und somit richtungsabhängige Aussagen über den SNR treffen. Dieses Verfahren lässt sich zur Untersuchung richtungsabhängiger sowie -unabhängiger Eigenschaften von Hörgeräten anwenden. Um die theoretischen Ansätze dieses Verfahrens zu überprüfen, sind mehrere Versuchsreihen durchgeführt worden.

Zuerst ist das Verfahren von 2004 auf Robustheit untersucht worden. Hierbei lässt sich feststellen, dass die Analyse der Fehlerterme wie auch des Definitionsbereiches keine Einschränkungen aufweisen. Die Untersuchungen des Verfahrens lassen sich auf weitere Messungen übertragen, da der Messaufbau sowie die Analysefenster für alle weiteren Untersuchungen per Definition nicht verändert werden.

Im nächsten Schritt ist für dieselbe Systemmatrix der Gleichung (3.2) die Anzahl der Störgeräuschquellen auf acht erhöht. Diese sind im Kreis um das Prüfobjekt in einem Radius von 1 m und einem Winkelabstand von 45° zueinander angeordnet. Die Analyse der Messergebnisse dieser Anordnung weist Abweichungen von kleiner als 1 dB auf, die vernachlässigbar sind. Durch die Auswertung von Hörgeräteeinstellungen lässt sich die Wirkungsweise dieser durch Verbesserung des SNR nachweisen, was dem Ziel des erweiterten Verfahrens entspricht.

Das in einer finalen Untersuchung zu untersuchende erweiterte Verfahren zieht eine richtungsabhängige Auswertung des SNR zum Setup hinzu. Hierzu wird die Systemmatrix für neun Signale neu definiert und ist nun vom Typ 9×9 . Die Kondition dieser Matrix mit $\kappa(A) = 3,5$ zeigt, dass das System in der Trennung der Signale

theoretisch fehleranfällig ist. Im Messaufbau ließ sich die Trennung der neun Signale jedoch gut reproduzieren (siehe Kapitel 5.3). Dies zeigen die Messergebnisse des Referenzmikrofons sowie des Hörgerätes mit Ohrsimulator.

Aus den Untersuchungen und den ermittelten Messergebnissen geht hervor, dass das hier vorgestellte erweiterte Verfahren nach Hagerman & Olofsson für mehrere Signale unter Berücksichtigung der Überlagerung der Signale am Messort und somit einem Angleichen der Schallpegel praktisch umsetzbar ist.

Das Messverfahren und die Implementierung können als Vorarbeit für weitere Untersuchungen verwendet werden. Zum Beispiel kann untersucht werden, wie viele Lautsprecher zusätzlich aktiviert werden könnten, bis der durch den Messaufbau zu beeinflussende Fehler dazu führt, dass mit dem gezeigten Verfahren keine Verbesserung des SNR mehr erreicht werden kann.

Weitere Möglichkeiten können die Anwendung des Verfahrens auf mehrere Hersteller sowie unterschiedliche Klassifikationsstufen von Hörgeräten sein. Hierbei können verschiedene Störgeräuschunterdrückungen untersucht werden, um die unabhängige Funktion des erweiterten Verfahrens zu unterstützen.

Ebenfalls kann das Setup für verschiedene Richtungen von Sprachschallquellen untersucht werden.

Außerdem könnte ein Setup definiert werden, in dem das Sprachsignal die Richtung adaptiv ändert und somit die Messsituation realistischer gestaltet.

7 Anhang

7.1. Daten-CD

1. Masterarbeit

- a) Masterarbeit in PDF-Form

2. Programmierumgebung

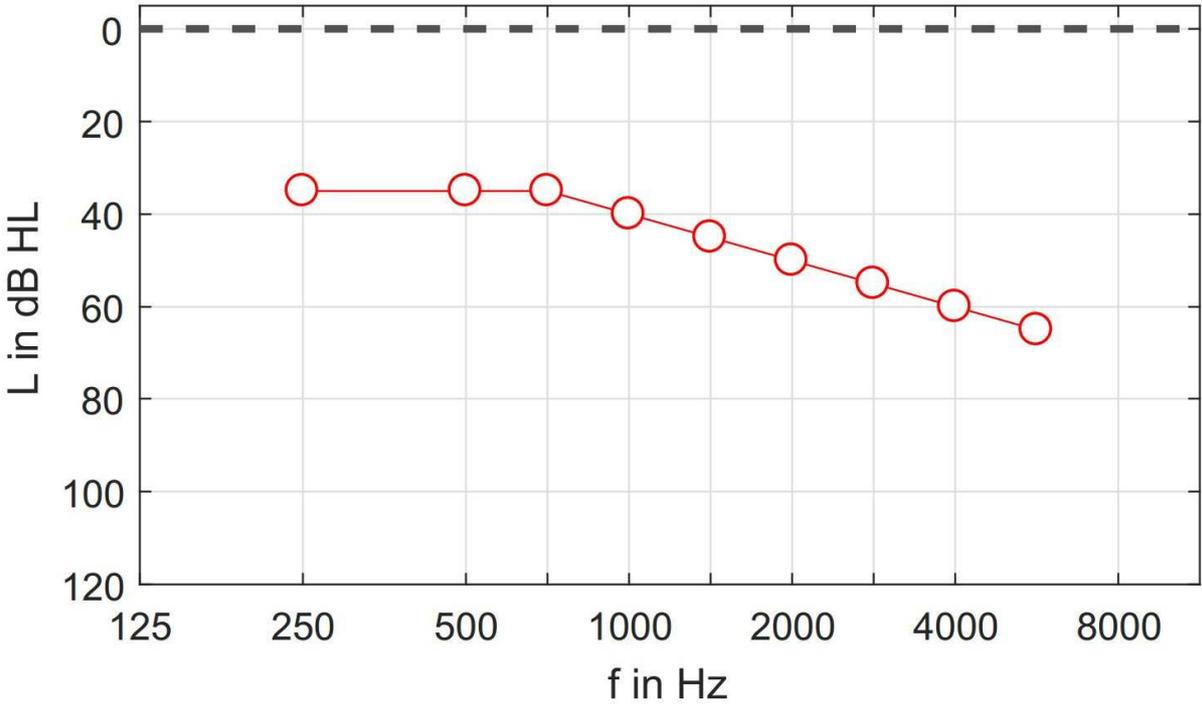
- a) Data
- b) Player
- c) Sub

3. Messdurchführung

4. Datenanalyse

- a) Daten
 - i. Messsignale
 - ii. Rohdaten Prüfobjekt
- b) Analyse Fehlerterme
- c) Analyse Definitionsbereich
- d) Analyse Messsignale
- e) Analyse HOV
- f) Analyse HOV mit acht Lautsprechern
- g) Analyse erweitertes HOV

7.2. Hörverlust Typ N3



7.3. Hörgeräteeinstellung

7.3.1 Akustische Parameter

Tragehaken	Dämpfungselement	Otoplastik	Zusatzbohrung
Standard	ja	Otoplastik kurz	0,0 mm

7.3.2 Anpassparameter

Anpassformel	Alter	Hörsystem- erfahrung	Sprache	Akklimatisierungs- stufe
NAL-NL2	Erwachsener	routiniert	nicht-tonal	100 %

7.3.3 Messeinstellungen

Index	Mikrofon	Sprach-/ Störlärm- manager	Rückkopp- lungsunter- drückung	Direktionale Spracherhebung	Impulsschall- unterdrückung
1	omni	aus	aus	aus	aus
2	omni	max	aus	aus	aus
3	dir	aus	aus	aus	aus
4	dir	max	aus	aus	aus

Wind- geräusch- unter- drückung	Frequenz- kompres- sion	CK1=CK2	CR1=CR2	Kom- pres- sionsart	Adaptive Komres- sion	Ausgangs- schall- druck- begrenzung
aus	aus	40 dB	1,00	Silben- komp.	deaktiv	Stufe 0
aus	aus	40 dB	1,00	Silben- komp.	deaktiv	Stufe 0
aus	aus	40 dB	1,00	Silben- komp.	deaktiv	Stufe 0
aus	aus	40 dB	1,00	Silben- komp.	deaktiv	Stufe 0

Literaturverzeichnis

- [1] G. B. *Richtlinie des gemeinsamen Bundesausschusses über die Verordnung von Hilfsmitteln in der vertragsärztlichen Versorgung*, Bd. 17.
- [2] D. E. I. 8.-3. *Akustik - Audiometrische Prüfverfahren - Teil 3: Sprachaudiometrie*, 2012.
- [3] H. G. „International Matrix Tests - Reliable speech audiometry in noise“, 2016.
- [4] H. G. „Oldenburger Satztest“, 2011.
- [5] J. L. Alcantara, „Evaluation of the noise reduction system in a commercial digital hearing aid“, *Int J Audiol* 42(1): 34-42, 2003.
- [6] R. Bentler, „Effectiveness of directional microphones and noise reduction schemes in hearing aids: A systematic review of the evidence“, *J Am Acad Audiol* 16(7): 473-484, 2005.
- [7] D. E. 6.-1.-1. *Akustik - Hörgeräte - Teil 15: Methoden zur Charakterisierung der Hörgeräte-Signalverarbeitung*, 2012.
- [8] B. Gromke, „Arbeitskreis Perzentile: Elchtest für die Perzentilanalyse“, EUHA, 2013.
- [9] T. Harries, *Untersuchung der Perzentilanalyse und Messungen von Funktionselementen nicht linearer Hörgeräte mittels dieser Methode*, 2010.
- [10] I. Holube, S. Fredelake und M. Hansen, „Subjective and objective evaluation methods of complex hearing aids“, 2007.
- [11] B. Hagerman und A. Olofsson, „A method to measure the effect of noise reduction algorithms using simultaneous speech and noise“, *Acta Acust united Ac* 90(2): 356-361, 2004.
- [12] R. Bentler und L.-k. Chiou, „Digital noise reduction: An overview“, *Trends Amplif* 10(2): 67-82, 2006.
- [13] K. Chung, „Challenges and recent developments in hearing aids: Part I. Speech

- understanding in noise, microphone technologies and noise reduction algorithms“, *Trends Amplif* 8(3): 83-124, 2004.
- [14] P. Boersma, „Accurate short-term analysis of the fundamental frequency and the harmonics-to-noise ratio of a sampled sound“, *Proceedings of the Institute of Phonetic Sciences* 17(1193): 97-110, 1993.
- [15] M. Schroeder, „Period histogram and product spectrum: New methods for fundamental frequency measurement“, *J Acoust Soc Am* 43(4): 829-834, 1968.
- [16] H. Hollien und T. Shipp, „Speaking fundamental frequency and chronologic age in males“, *J Speech Hear Res* 15(1): 155-159, 1972.
- [17] J. Tchorz und B. Kollmeier, „SNR estimation based on amplitude modulation analysis with applications to noise suppression“, *IEEE Transactions on Speech and Audio Processing* 11(3): 184-192, 2003.
- [18] H. K. Dunn und S. D. White, „Statistical measurements on conversational speech“, *J Acoust Soc Am* 11(3): 278-288, 1940.
- [19] M. Büchler, „Sound classification in hearing aids inspired by auditory scene analysis“, *Eurasip J Appl Signal Process* 2005(18): 2991-3002, 2005.
- [20] M. K. Pichora-Fuller und G. Singh, „Effects of age on auditory and cognitive processing: implications for hearing aid fitting and audiologic rehabilitation“, *Trends Amplif* 10(1): 29-59, 2006.
- [21] V. Best, „A comparison of CIC and BTE hearing aids for threedimensional localization of speech“, *Int J Audiol* 49(10): 723-732, 2010.
- [22] T. Ricketts und H. G. Mueller, „Making sense of directional microphone hearing aids“, *Am J Audiol* 8(2): 117-127, 1999.
- [23] T. Ricketts und S. Dhar, „Comparison of performance across three directional hearing aids“, *J Am Acad Audiol* 10(4): 180-189, 1999.
- [24] L. Griffiths und C. Jim, „An alternative approach to linearly constrained adaptive beamforming“, *IEEE Trans Antennas Propag* 30: 27-34, 1 1982.
- [25] F. Kuk, C. Ludvigsen und C. Pauldan-Müller, „Improving hearing aid performance in noise: Challenges and strategies“, *Hear J* 55(4): 34-38, 2002.
- [26] N. Wiener, *Extrapolation, interpolation, and smoothing of stationary time series*, Bd. 7, Cambridge: MIT Press Cambridge, 1949.
- [27] T. Van den Bogaert, „Speech enhancement with multichannel Wiener-Filter techniques in multimicrophone binaural hearing aids“, *J Acoust Soc Am* 125(1): 360-371, 2009.
- [28] S. Doclo, „Frequency-domain criterion for the speech distortion weighted multichannel Wiener-Filter for robust noise reduction“, *Speech Commun* 49(7): 636-656, 2007.

- [29] N. French und J. Steinberg, „Factors governing the intelligibility of speech sounds“, *J Acoust Soc Am* 19(1): 90-119, 1947.
- [30] K. D. Kryter, „Methods for the calculation and use of the Articulation Index“, *J Acoust Soc Am* 34(11): 1689-1697, 1962.
- [31] J. Agnew und M. Block, „HINT thresholds for dual-microphone BTE“, *Hear Rev* 9(4): 26, 1997.
- [32] M. T. Cord, „Relationship between laboratory measures of directional advantage and everyday success with directional microphone hearing aids“, *J Am Acad Audiol* 15(5): 353-364, 2004.
- [33] S. Prosser, „Speech perception with hearing aids: Effects of noise reduction and directional microphone systems on amplified signals“, *Audiol Med* 7(2): 106-111, 2009.
- [34] T. Ricketts und B. W. Y. Hornsby, „Sound quality measures for speech in noise through a commercial hearing aid implementing digital noise reduction“, *J Am Acad Audiol* 16(5): 270-277, 2005.
- [35] D. J. Suelzle, *Electroacoustic and behavioural evaluation of hearing aid digital signal processing features*, The University of Western Ontario, 2013.
- [36] K.-H. Hahlbrock, „Über Sprachaudiometrie und neue Wörterteste“, *Archiv für Ohren-, Nasen- und Kehlkopfheilkunde* 162(5): 394-431, 1953.
- [37] B. Kollmeier, „Zur Diskussion um den Freiburger Einsilbertest“, *HNO* 62(1): 49-56, 2014.
- [38] J. Löhler, „Evaluation des Freiburger Einsilbertests im Störschall“, *HNO* 61(7): 586-591, 2013.
- [39] S. Kochkin, „MarkeTrak VIII: Consumer satisfaction with hearing aids is slowly increasing“, *Hearing J* 63(1): 19-32, 2010.
- [40] J. Löhler, „Klinische Ergebnisse bei der Anwendung des APHAB (deutsche Version) in der Hörgeräteversorgung“, *HNO* 60(7): 626-636, 2012.
- [41] J. Kates, „Predictions of speech quality under conditions of noise and distortion“, *J Acoust Soc Am* 119(5): 3239-3239, 2006.
- [42] J. Kates und K. H. Arehart, „The hearing-aid speech perception index (HASPI)“, *Speech Commun* 65: 75-93, 2014.
- [43] A. S.-1. 1997.
- [44] J. M. Kates und K. H. Arehart, „The Hearing Aid Speech Quality Index (HASQI) version 2“, *J Audio Eng Soc* 62(3): 99-117, 2014.
- [45] I. Holube, „Development and analysis of an International Speech Test Signal (ISTS)“, *Int J Audiol* 49(12): 891-903, 2010.
- [46] E. *Description and Terms of Use of the IFFM and IFnoise signals*, 2016.

- [47] H. G. Müller, J. Weber und B. W. Y. Hornsby, „The effects of digital noise reduction on the acceptance of background noise“, *Trends Amplif* 10(2): 83-93, 2006.
- [48] C. V. Palmer, R. Bentler und H. G. Mueller, „Amplification with digital noise reduction and the perception of annoying and aversive sounds“, *Trends Hear* 10(2): 95-104, 2006.

Abbildungsverzeichnis

Abb. 2.1: Darstellung eines Sprachsignals und des weißen Rauschens als Störsignal.	6
Abb. 2.2: Schematischer Aufbau direktionaler Mikrofonsysteme.	8
Abb. 2.3: Sechs Richtcharakteristiken.	8
Abb. 2.4: Schematischer Aufbau des statischen Griffiths-Jim-Beamformers.	9
Abb. 2.5: Schematische Funktionsweise HOV.	16
Abb. 3.1: Kreuzkorrelation der acht Störsignale.	19
Abb. 3.2: Messaufbau der Studie.	23
Abb. 3.3: Abweichung des LTASS des ISTS mit dem jeweiligen LTASS der Störgeräusche.	23
Abb. 3.4: Übertragungsketten des Messsystems.	24
Abb. 3.5: Darstellung des Messsignals vor und nach Entzerrung.	27
Abb. 3.6: Kreuzkorrelation der Messsignale.	32
Abb. 3.7: Zeitliche Darstellung des Messsignals und der Aufnahme.	33
Abb. 3.8: Darstellung des ΔSNR zur zeitl. Verschiebung.	34
Abb. 3.9: Darstellung des ΔSNR relativ zum SNR des unverschobenen Analysefensters.	35
Abb. 3.10: Frequenzspektren der Spektrumsanteile der Fehlerterme.	36
Abb. 3.11: Distorsionsfehler der Spektralanteile zueinander.	37
Abb. 4.1: Darstellung von ΔSNR zu Soll-SNR-Werten des Referenzmikrofons.	40
Abb. 4.2: Darstellung von ΔSNR zu Soll-SNR-Werten des Hörgerätes mit Ohrsimulator.	41
Abb. 4.3: Darstellung des richtungsunabhängigen ΔSNR des Referenzmikrofons.	42
Abb. 4.4: Darstellung des richtungsunabhängigen ΔSNR des Hörgerätes.	43
Abb. 4.5: Darstellung des $\Delta SNR(\theta)$ im Polardiagramm des Referenzmikrofons.	44
Abb. 4.6: Darstellung des $\Delta SNR(\theta)$ im kartesischen Koordinatensystem des Referenzmikrofons.	45
Abb. 4.7: Darstellung des $\Delta SNR(\theta)$ im Polardiagramm für das Hörgerät.	45
Abb. 4.8: Darstellung des $\Delta SNR(\theta)$ im kartesischen Koordinatensystem für das Hörgerät.	46
Abb. 5.1: $\Delta SNR(\theta)$ der Simulation der vierten Hörgerätereinstellung im Vergleich.	51

Tabellenverzeichnis

Tabelle 3.1: Korrelationskoeffizient der Störsignale $v_i(t), i \in \{1, 2, \dots, 8\}$	20
Tabelle 3.2: Einstellung der zu untersuchenden Eigenschaften des Hörgerätes in vier Setups	26