

Förderpreis 2018

Untersuchung der Richtcharakteristik von Hörgeräten in Hörsituationen mit mehreren Sprechern

Bachelorarbeit

Verfasser: Leif Johannsen
Erstgutachter: Dr. techn. Hendrik Husstedt
Zweitgutachter: Prof. Dr.-Ing. Markus Kallinger
Datum der Abgabe: 23.08.2018

EUHA

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 2018

Zusammenfassung

Moderne Hörsysteme besitzen die Möglichkeit, in komplexen Hörsituationen Richtcharakteristiken der Mikrofone zu bilden und diese automatisch auf dominante Sprecher auszurichten. Durch die binaurale Kopplung beider Hörgeräte können Steuerbefehle der Bedienelemente zwischen den Geräten ausgetauscht und Richtmikrofone höherer Ordnung und dadurch mit stärkerer Richtwirkung realisiert werden. Des Weiteren ist es möglich, Signalinformationen zwischen den beiden Hörsystemen auszutauschen und so Kopfschatteneffekte auszugleichen. Das Ziel hierbei ist, die Verstärkung für Richtungen mit relevanten Sprachinformationen aufrechtzuerhalten und Störgeräusche aus den anderen Richtungen möglichst stark abzdämpfen. Dies bedeutet eine Verbesserung des Signal-Rausch-Abstands (SNR) und für den Hörgeräteträger einen Zugewinn der Sprachverständlichkeit.

2004 wurde das Phaseninvertierungsverfahren von Hagerman und Olofsson vorgestellt, um die SNR-Verbesserung technisch zu ermitteln. Durch zweifache Darbietung der Überlagerung eines Sprach- und eines Störsignals mit unterschiedlicher Phasenlage je Messdurchlauf ist es möglich, aus dem verarbeiteten Signal, welches am Ausgang des Hörgerätes aufgenommen wird, die beiden Ursprungssignale zu rekonstruieren. Durch den Vergleich der Signale können verschiedene Werte errechnet werden. Da das Verfahren auf zwei Signale limitiert ist, können maximal zwei Signalquellen für verschiedene Richtungen genutzt werden.

Für dieses Verfahren wurde am Deutschen Hörgeräte Institut (DHI) eine Erweiterung entwickelt, sodass die Methode auch auf eine höhere Anzahl an Signalen angewendet werden kann. So ist es möglich, in einem Messaufbau mit mehreren Lautsprechern richtungsabhängige Messergebnisse durchzuführen.

In dieser Arbeit soll untersucht werden, wie sich die Richtcharakteristik moderner Hörgeräte in Hörsituationen mit mehreren Sprachquellen verhält. Dazu erfolgen in einem Lautsprecherkreis mit acht Lautsprechern, einem Radius von 1 m und einem äquidistanten Winkelabstand von 45° um den KEMAR Kunstkopf Messungen mit sechs hochklassigen Hinter-dem-Ohr (HdO) -Hörgerätepaaren mit binauraler Signalverarbeitung. In zwei Tests mit verschiedenen Quellenanordnungen wird untersucht, welche Richtcharakteristiken die Hörsysteme in diesen Situationen aufbauen und zu welchen SNR-Verbesserungen dies führt.

Abstract

In complex hearing situations modern hearing aids have the ability to build up selective directivities in the direction of dominant speakers. With binaural signal processing it is possible to transfer information of the control elements and to realise microphone directivities with higher orders, and therefore more focussed beams. Furthermore, it is possible to compensate for the head shadow effect through transferring signal parts between the two hearing aids. The aim is to maintain the gain in the directions with relevant speech information, and to reduce it in directions with noise. This implies an improved signal-to-noise ratio (SNR) which results in enhanced speech intelligibility for the hearing aid user.

The phase inversion method to technically measure the SNR improvement was provided by Hagerman and Olofsson in 2004. A speech and a noise signal are superpositioned and presented two times. As the noise signal is presented with different phase relations in each cycle, it is possible to reconstruct the original signals out of the recorded output of the hearing aid. The input and reconstructed output signals are used to calculate the SNRs and compare them with each other. The method presented is limited to two signals, so directive measurements with a maximum of two sound sources are possible. At the German Institute of Hearing Aids (DHI), an extended method has been developed to enable measurements with a larger number of signals. It is therefore possible to implement directional measurements in a measurement setup with a greater number of loudspeakers. In this paper, this extended method is used to analyse the performance of directional hearing aids in situations with multiple speech signals. To this end, a setup with eight loudspeakers, distributed equally around a KEMAR with a radial distance of 1 m and an angular distance of 45° , is used. Six pairs of premium-class hearing devices are investigated with different configurations so that different microphone setups are investigated.

Inhaltsverzeichnis

Impressum	i
Zusammenfassung	ii
Abstract	iii
Inhaltsverzeichnis	iv
1. Einleitung	1
2. Grundlagen	3
2.1 Richtmikrofontechnik	3
2.2 Binaurale Signalverarbeitung	4
2.3 Phaseninvertierungsverfahren	4
2.4 Erweiterung des Phaseninvertierungsverfahrens	5
3. Methodik	7
3.1 Messequipment	7
3.2 Messsignale	7
3.3 Systemmatrix	8
3.4 Messaufbau	9
3.5 Testauswahl	10
3.6 Hörgeräte und Einstellung	12
3.7 Messdurchführung	13
3.8 Reproduzierbarkeit und Messgenauigkeit	15
4. Messergebnisse und Auswertung	18
4.1 Testauswahl „4545“	18
4.2 Testauswahl „0090“	20
5. Fazit	25
6. Anhang	26
6.1 Messergebnisse	26
6.1.1 Testauswahl „4545“	26
6.1.1.1 KEMAR	26
6.1.1.2 Hörgerätepaar A	27
6.1.1.3 Hörgerätepaar B	28
6.1.1.4 Hörgerätepaar C	29
6.1.1.5 Hörgerätepaar D	30
6.1.1.6 Hörgerätepaar E	31
6.1.1.7 Hörgerätepaar F	32
6.1.2 Testauswahl „0090“	33
6.1.2.1 KEMAR	33
6.1.2.2 Hörgerätepaar A	34
6.1.2.3 Hörgerätepaar B	35
6.1.2.4 Hörgerätepaar C	36
6.1.2.5 Hörgerätepaar D	37
6.1.2.6 Hörgerätepaar E	38
6.1.2.7 Hörgerätepaar F	39
7. Verzeichnisse	40
7.1 Abbildungsverzeichnis	40
7.2 Tabellenverzeichnis	42
7.3 Literaturverzeichnis	43

1. Einleitung

Für Menschen ist Sprache ein wichtiges Kommunikationsmittel, um Informationen auszutauschen. Neben der Aufnahme und Weiterverarbeitung der Information von Sprache ist es ebenfalls wichtig, die Richtung und Entfernung der Quelle richtig einschätzen zu können. Anspruchsvoll wird dies in geräuschvollen Umgebungen mit mehreren Sprechern. Bei der inhaltlichen Auswertung ist der Signal-Rausch-Abstand (SNR aus engl. *signal-to-noise ratio*) eine wichtige Größe. Dieser beschreibt das Verhältnis der mittleren Leistung des Sprach- zur mittleren Leistung des Rauschsignals, wobei informationslose Signale als Rauschen aufgefasst werden können. Ein positiver SNR bedeutet somit, dass der Pegel des Nutzsignals über dem des Störsignals liegt. Je höher der SNR ist, desto leichter lässt sich der Informationsinhalt richtig erkennen.

Bei der Zuordnung der Richtung spielen mehrere Effekte eine Rolle. Nach dem Gesetz der ersten Wellenfront, auch Präzedenzeffekt genannt, wird einer Signalquelle die Richtung zugeordnet, aus der die Schallwellen dieser Quelle als Erstes wahrgenommen werden [1]. Nach der Duplextheorie werden bei der Ortung von Schallsignalen zwei Kenngrößen ausgewertet. Hochfrequente Signalanteile werden aufgrund der kleineren Wellenlänge weniger gut um den Kopf herumgebogen, wodurch es zu interauralen Pegeldifferenzen (ILD aus engl. *interaural level difference*) kommt. Um tieffrequente Signalanteile richtig zu orten, werden die interauralen Laufzeitdifferenzen (ITD aus engl. *interaural time difference*) vom Menschen ausgewertet [2]. Durch die Außenohr-Übertragungsfunktionen (HRTF aus engl. *head-related transfer function*) lassen sich diese beiden Kenngrößen sowie die akustischen Auswirkungen des Oberkörpers und Kopfes, wie beispielsweise der Pinna-Effekt, für jeden Azimut- und Elevationswinkel im dreidimensionalen Raum mathematisch abbilden [1].

In Situationen mit mehreren Sprechern ist es dem Normalhörenden möglich, einzelne Signalquellen aus dem Mischsignal herauszuhören und sich auf diese zu konzentrieren. Dies wird als Cocktailparty-Effekt beschrieben [3]. Eine solche Situation veranschaulicht zudem, dass Sprachquellen je nach subjektiv zugeordneter Relevanz sowohl Störschall als auch Nutzschall sein können.

Um die Hörsituation hörbeeinträchtigter Menschen zu verbessern, können diese mit Hörsystemen versorgt werden [4]. Hörgerätehersteller entwickeln fortschreitend Merkmale, um den Cocktailparty-Effekt wieder zu ermöglichen [5, 3]. Hierzu gehören unter anderem Störgeräuschunterdrückungen und Richtmikrofonalgorithmen. Hierbei werden die Signale der einzelnen Mikrofone so miteinander verrechnet, dass sich eine Richtcharakteristik bildet und richtungsabhängig Signalanteile eine Dämpfung erfahren [6].

Um die Verbesserung des SNR durch Algorithmen in Hörsystemen zu bestimmen, entwickelten Hagerman und Olofsson ein objektives Messverfahren, welches sich seitdem etabliert hat. Dieses Verfahren arbeitet mit einem Nutz- und einem Störsignal und ermöglicht

den rechnerischen Vergleich verschiedener Hörsystemalgorithmen zur Verbesserung des SNR [7]. Am Deutschen Hörgeräte Institut (DHI) wurde darüber hinaus eine Erweiterung des Verfahrens entwickelt, sodass eine beliebige Anzahl von Signalen voneinander getrennt werden kann. Marlitt Frenz hat in ihrer Masterarbeit die Umsetzung dieses Verfahrens für neun Signale, welche über acht Lautsprecher wiedergegeben wurden, demonstriert. Dadurch können richtungsabhängige Messungen mit einem Messaufbau mit acht Lautsprechern erfolgen [8].

In dieser Arbeit werden die SNR-Verbesserungen verschiedener Hörgeräte mit binauraler Signalverarbeitung nach dem erweiterten Phaseninvertierungsverfahren richtungsabhängig in einem Messaufbau mit Kunstkopf ermittelt und verglichen.

Als zentrale Fragestellung soll untersucht werden, wie sich Hörgeräte in einer Situation mit zwei Sprechern verhalten. Dazu soll die SNR-Veränderung für beide Sprachsignale beim Einsatz der Richtmikrofontechnik gegenüber einer omnidirektionalen Charakteristik untersucht werden. Als Störsignale werden jeweils vielfache Überlagerung des Sprachsignals verwendet.

Die Arbeit ist wie folgt gegliedert. Im Kapitel Grundlagen werden Richtmikrofontechnik, binaurale Signalverarbeitung und das Phaseninvertierungsverfahren sowie dessen Erweiterung beschrieben. Das Kapitel Methodik behandelt den Messaufbau und die Durchführung der Messungen. Die Messergebnisse und deren Auswertung sowie das Fazit finden sich in den letzten beiden Kapiteln.

2. Grundlagen

2.1 Richtmikrofontechnik

Richtmikrofone, welche Schall aus bestimmten Richtungen abschwächen, sind unterschiedlich zu realisieren. Feste Richtcharakteristiken können mechanisch umgesetzt werden. Dazu wird ein einzelnes Druckgradientenmikrofon mit zwei Mikrofoneingängen verbaut. Aufgrund des Abstands zwischen den beiden Schallöffnungen existiert eine externe Verzögerung T_{ext} . Zusätzlich erfahren Signale, welche über den hinteren Mikrofoneingang aufgenommen werden, eine interne akustische Verzögerung T_{int} . An der Mikrofonmembran kommt es zur Subtraktion der Signalanteile der beiden Mikrofoneingänge. Von vorne einfallender Schall wird somit zuerst über den vorderen Mikrofoneingang aufgenommen, erreicht mit einer Verzögerung, die von der Einfallsrichtung des Schalls und der Bauform des Hörgerätes abhängt, den hinteren Eingang, wird nochmals intern verzögert und gelangt zur Membranrückseite. Dadurch findet keine Auslöschung statt und das Mikrofon besitzt eine hohe Empfindlichkeit für Schall aus vorderen Einfallsrichtungen. Für Schallsignale, welche von hinten auf das Hörgerät auftreffen, gleichen sich die externe und interne Zeitverzögerung aus, und durch die Subtraktion der Signale an der Membran kommt es zur Auslöschung. Folglich besitzt das Mikrofon eine geringe Empfindlichkeit für Schall von hinten. Die Mikrofonempfindlichkeit ist somit abhängig von der Einfallsrichtung des Schalls und die Mikrofoncharakteristik fest direktional [9].

Um eine veränderbare Richtcharakteristik zu ermöglichen, werden je Hörsystem zwei omnidirektionale Mikrofone verbaut und die beiden Mikrofonensignale miteinander verrechnet (siehe Abb. 1). Durch den räumlichen Abstand entsteht ebenfalls eine externe zeitliche Verzögerung T_{ext} der Mikrofone. Intern wird rechnerisch ein Mikrofonensignal zusätzlich um das variable Delay T_{int} verzögert, und die Mikrofonensignale werden voneinander abgezogen. Das Verhältnis von externer zu interner Verzögerung bestimmt maßgeblich die erzeugte Mikrofoncharakteristik. Es lassen sich dadurch verschiedene Mikrofoncharakteristiken aufbauen [9, 10].

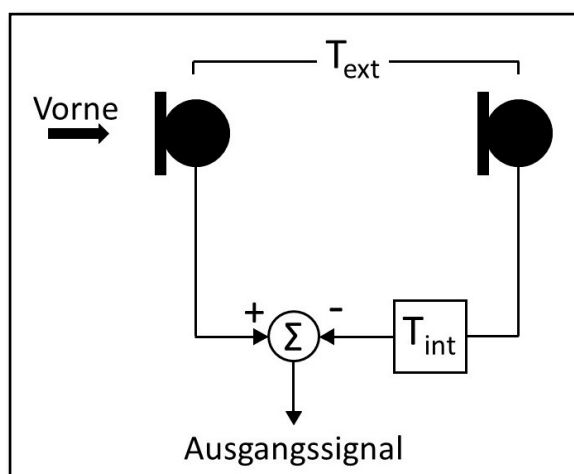


Abb. 1: Blockschaltbild Richtmikrofon mit zwei verbauten omnidirektionalen Mikrofonen und variabler interner akustischer Verzögerung T_{int}

Des Weiteren ist es möglich, durch die Kopplung zweier Hörsysteme die Richtcharakteristik der Gegenseite mit in die Berechnung mit einzubeziehen. Durch die Übertragung von Signalanteilen des jeweils kontralateralen Richtmikrofons können Richtmikrofone dritter Ordnung erzeugt werden. Dadurch sind komplexere Charakteristiken und engere Richtwirkungen realisierbar. Die richtungsabhängigen Empfindlichkeiten von Mikrofonen können in einem Polardiagramm für alle Azimutwinkel beschrieben werden [6, 10].

2.2 Binaurale Signalverarbeitung

Moderne Hörsysteme lassen sich binaural koppeln. Durch ein magnetisches Wechselfeld können induktiv Informationen zwischen linkem und rechtem Hörsystem einer beidohrigen Hörgeräteversorgung ausgetauscht und verglichen werden. Es ist möglich, einzelne Parameter beziehungsweise Steuerungsbefehle wie Programm- und Lautstärkeinstellungen oder Signalinformationen zwischen den Hörgeräten zu übertragen. Durch die binaurale Signalverarbeitung kann die Hörsituation noch genauer analysiert und ein Richtmikrofon dritter Ordnung gebildet werden [11].

2.3 Phaseninvertierungsverfahren

Unter dem Titel „A method to measure the effect of noise reduction algorithms using simultaneous speech and noise“ veröffentlichten Hagerman & Olofsson 2004 einen Ansatz zur technischen Berechnung der SNR-Verbesserung eines Algorithmus. Zuvor wurde der SNR in subjektiven Messverfahren abgeschätzt [7]. Die entwickelte Methode funktioniert mit einem Hörsystem und zwei Zeitsignalen $s_1(t)$ und $s_2(t)$. Diese können beispielsweise ein Sprachsignal und ein Störgeräusch sein. Die beiden Signale werden in zwei aufeinanderfolgenden Messungen an den Hörgerätemikrofoneingängen zu $x_1(t)$ und $x_2(t)$ überlagert. Dabei wird das zweite Signal bei der zweiten Messung phaseninvertiert. Die Information der Phasenlage findet sich in der Systemmatrix \mathbf{A} . Die Information des Signals ändert sich dadurch nicht

$$\begin{aligned} x_1(t) &= s_1(t) + s_2(t) \\ x_2(t) &= s_1(t) - s_2(t) \end{aligned} \Leftrightarrow \mathbf{x} = \mathbf{A}\mathbf{s} \quad (1)$$

$$\text{mit } \mathbf{x} = \begin{pmatrix} x_1(t) \\ x_2(t) \end{pmatrix}; \mathbf{A} = \begin{bmatrix} 1 & 1 \\ 1 & -1 \end{bmatrix}; \mathbf{s} = \begin{pmatrix} s_1(t) \\ s_2(t) \end{pmatrix}.$$

Die überlagerten Signale werden durch das Hörsystem verarbeitet, und die resultierenden Ausgangssignale $y_1(t)$ und $y_2(t)$ können am Ausgang der Hörsysteme aufgenommen werden (siehe Gl. (2)). Über die Multiplikation der Zeitsignale mit der invertierten Systemmatrix \mathbf{A}^{-1} ist es möglich, die durch das Hörsystem veränderten Signale $s'_1(t)$ und $s'_2(t)$ zu extrahieren

$$\begin{aligned}
 y_1(t) &= s'_1(t) + s'_2(t) \\
 y_2(t) &= s'_1(t) - s'_2(t) \Leftrightarrow \mathbf{y} = \mathbf{A}\mathbf{s}'
 \end{aligned}$$

(2)

$$\text{mit } \mathbf{y} = \begin{pmatrix} y_1(t) \\ y_2(t) \end{pmatrix}; \mathbf{s}' = \begin{pmatrix} s'_1(t) \\ s'_2(t) \end{pmatrix}.$$

$$\begin{aligned}
 s'_1(t) &= \frac{1}{2}(y_1(t) + y_2(t)) \\
 s'_2(t) &= \frac{1}{2}(y_1(t) - y_2(t)) \Leftrightarrow \mathbf{s}' = \mathbf{A}^{-1}\mathbf{y}
 \end{aligned}$$

(3)

$$\text{mit } \mathbf{A}^{-1} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} 1 & 1 \\ 1 & -1 \end{bmatrix}.$$

Durch den Vergleich der Signale lassen sich verschiedene Messwerte berechnen. Hagerman und Olofsson zeigen durch eine Fehleranalyse, dass das Verfahren bei zwei unkorrelierten Signalen funktioniert, berechnen die Verbesserung des SNR durch fünf Hörgeräte bei verschiedenen Signalen und Signal-Rausch-Abständen der Messsignale und stellen diese gegenüber [7].

2.4 Erweiterung des Phaseninvertierungsverfahrens

In ihrer Masterarbeit „Untersuchung der Störgeräuschunterdrückung und der Richtmikrofontechnik bei Hörgeräten“ befasst sich Marlitt Frenz mit der Erweiterung des Phaseninvertierungsverfahrens auf mehrere Signale. Besonderes Augenmerk liegt hierbei auf den Fehlertermen und dem Einfluss der Überlagerung mehrerer Störgeräuschquellen auf den ermittelten SNR. Anhand von Messungen mit verschiedenen voreingestellten SNR zeigt Marlitt Frenz, dass eine Erweiterung des Verfahrens auf $N=9$ Signale möglich ist (siehe Gl. (4)). Dies bedeutet, dass in einem Aufbau mit mehreren Lautsprechern die SNR-Verbesserung durch Hörsystemalgorithmen richtungsabhängig für verschiedene Azimuthwinkel untersucht werden kann [8]. Zudem ist die Messung von zwei Hörsystemen mit Kunstkopf realisierbar. Somit können auch Algorithmen untersucht werden, welche durch die binaurale Signalverarbeitung die Hörsituation verbessern. Die Auswertung ist dann mit jedem der beiden Hörsysteme umsetzbar.

Für die Erweiterung des Phaseninvertierungsverfahrens muss ebenfalls eine Systemmatrix \mathbf{A} definiert werden, welche die Phaseninformation der Messsignale für jeden Messdurchlauf beinhaltet, eine möglichst geringe Verstärkung oder Dämpfung der Signale bewirkt und gut invertierbar ist. In diesem Fall wird hierfür eine Hadamard-Matrix gewählt [12, 13].

$$\begin{pmatrix} x_1(t) \\ x_2(t) \\ \dots \\ x_n(t) \end{pmatrix} = \mathbf{A} \begin{pmatrix} s_1(t) \\ s_2(t) \\ \dots \\ s_n(t) \end{pmatrix} \rightarrow \begin{pmatrix} s'_1(t) \\ s'_2(t) \\ \dots \\ s'_n(t) \end{pmatrix} = \mathbf{A}^{-1} \begin{pmatrix} y_1(t) \\ y_2(t) \\ \dots \\ y_n(t) \end{pmatrix} \quad (4)$$

Mit Systemmatrix \mathbf{A} des Typs $n \times n$

3. Methodik

3.1 Messequipment

Die Messungen dieser Arbeit werden in einer Messkabine durchgeführt, welche aufgrund des verbauten Absorbermaterials und Teppichbodens über eine kurze Nachhallzeit verfügt. Die acht verwendeten Lautsprecher sind vom Typ „8020 A/C“ des Herstellers Genelec. Aufgenommen wird über den Kunstkopf „KEMAR 45BB“ von G.R.A.S. sowie ein Mikrofon „Type 4190“ von Brüel & Kjaer als Referenzmikrofon. Beide Mikrofonsysteme sind über einen Vorverstärker „B&K 2669“ von Brüel & Kjaer angeschlossen. Als Soundkarte wird eine „Fireface 802“ von RME genutzt. Die Programmierung und Ansteuerung erfolgt mit dem Messprogramm MATLAB R2017b auf einem Laptop mit 64-Bit-Betriebssystem Windows 10 Professional.

3.2 Messsignale

Für das Erstellen der Messsignale wird das „International Speech Test Signal“ (ISTS) genutzt. Dieses insgesamt 60 s lange Signal besteht aus 100 ms bis 600 ms langen Sprachausschnitten weiblicher Sprecher der Sprachen Arabisch, Deutsch, Englisch, Französisch, Mandarin und Spanisch [14].

Als erstes Sprachsignal dient das gesamte unveränderte IST-Signal. Für die Erzeugung des zweiten Sprachsignals wird das ISTS in der Mitte geteilt und die Reihenfolge der beiden Signalteile getauscht. Auf dem Signifikanzniveau $\alpha = 0,001$ korrelieren die zwei Sprachsignale mit einem Korrelationskoeffizienten $\rho = 0,0024$. Die Streudiagramme der Signale zeigen eine sehr geringe Abhängigkeit der beiden Sprachsignale (siehe Abb. 2). Die Signale der Störgeräusche sind ebenfalls aus dem IST-Signal erzeugt. Dafür wurden pseudo-randomisierte 5 s lange Ausschnitte 10.000-fach überlagert. Hier beträgt der maximale Korrelationskoeffizient $\rho = 4,7118 \cdot 10^{-5}$ auf dem Signifikanzniveau $\alpha = 0,001$. Die Streudiagramme sind ungerichtet (siehe Abb. 3). Dieses Prozedere zur Erstellung der Störgeräusche ist an die Erzeugung des International Female Noise (IFnoise) angelehnt [15].

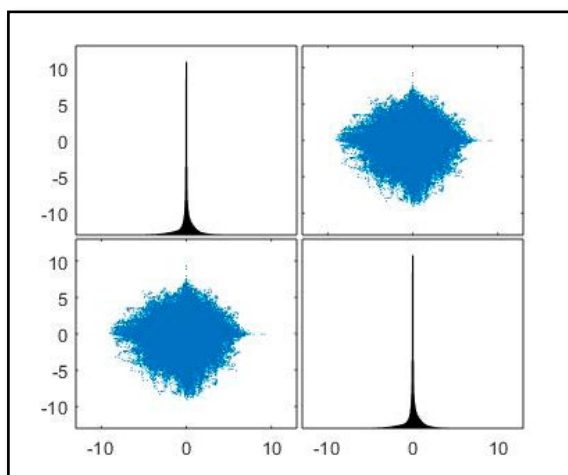


Abb. 2: Histogramme der zwei Sprachsignale mit Autokorrelation des jeweiligen Signals auf der Diagonalen

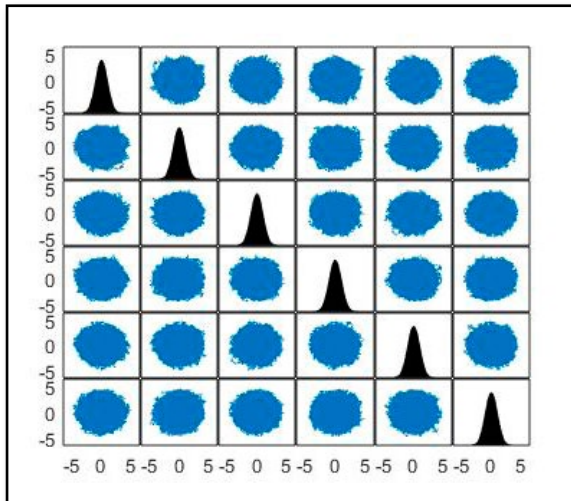


Abb. 3: Histogramme der sechs Rauschsignale mit Autokorrelation des jeweiligen Signals auf der Diagonalen

Da die Rauschsignale durch Überlagerungen von Teilsequenzen des ISTS gebildet wurden, weisen sie ein ähnliches Langzeitsprachspektrum (LTASS aus engl. *long-term average speech spectrum*) wie das ISTS auf. Die Abweichung der Terzbandmittenpegel aller Rauschsignale zu den Terzbandmittenpegeln des IST-Signales beträgt $\pm 0,5$ dB (siehe Abb. 4). Somit bildet der Messaufbau eine Situation nach, in der zwei Sprecher und ein aus Sprache bestehendes Hintergrundgeräusch ohne Informationsgehalt zur gleichen Zeit existieren.

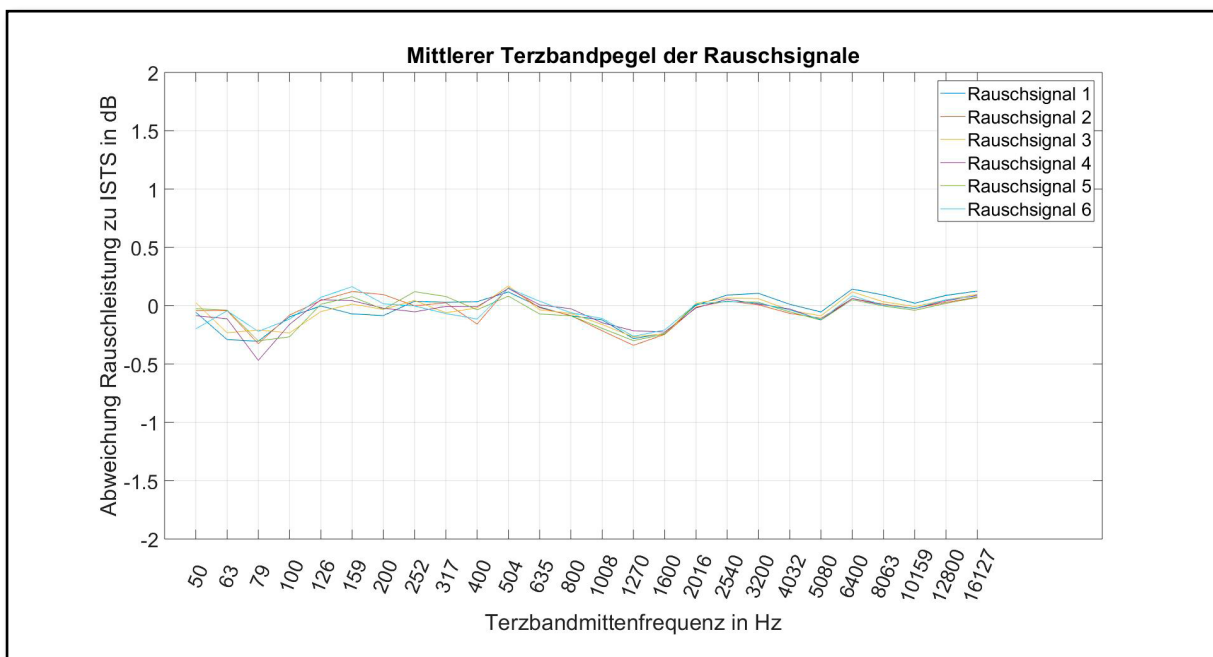


Abb. 4: Abweichung der Terzbandmittenpegel der Rauschsignale von den Terzbandmittenpegeln des ISTS

3.3 Systemmatrix

Wie für das Phaseninvertierungsverfahren von Hagerman und Olofsson wird auch für die Erweiterung eine Systemmatrix benötigt [7, 8, 12]. Diese beinhaltet spaltenweise die Information der Phasenlage der acht einzelnen Zeitsignale für jede Einzelmessung in einer

Zeile. Es erfolgen acht aufeinanderfolgende Messungen mit unterschiedlichen Phasenrelationen der Signale. Um weder eine Verstärkung noch Dämpfung der Signale zu bewirken, sind die Koeffizienten der Matrix +1 oder -1. Damit Fehler bei der Verrechnung mit der Matrix nicht verstärkt werden, sollte die Konditionszahl κ der Matrix möglichst nahe 1 liegen. Die Matrix soll für die nachfolgende Berechnung leicht invertierbar sein. Als Systemmatrix dient für diese Arbeit eine Hadamard-Matrix des Typs 8x8 (siehe Gl. (5)), welche alle Anforderungen erfüllt. Die Inverse der Hadamard-Matrix lässt sich als eine Multiplikation der Matrix mit ihrer reziproken Ordnung beschreiben (siehe Gl. (6)).

$$\mathbf{A}_{\text{H8}} = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & -1 & 1 & -1 & 1 & -1 & 1 & -1 \\ 1 & 1 & -1 & -1 & 1 & 1 & -1 & -1 \\ 1 & -1 & -1 & 1 & 1 & -1 & -1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & -1 & -1 & -1 & -1 \\ 1 & -1 & 1 & -1 & -1 & 1 & -1 & 1 \\ 1 & 1 & -1 & -1 & -1 & -1 & 1 & 1 \\ 1 & -1 & -1 & 1 & -1 & 1 & 1 & -1 \end{bmatrix} \quad (5)$$

$$\mathbf{A}_{\text{H8}}^{-1} = \frac{1}{8} \mathbf{A}_{\text{H8}} \quad (6)$$

3.4 Messaufbau

Die acht Lautsprecher sind in einem Abstand von 1,0 m zur Mitte des KEMAR äquidistant mit einer Winkelschrittweite von 45° angeordnet. Die Mittelachse der Gehörgänge des Kunstkopfes und der Lautsprechermembran befinden sich auf einer Höhe von 1,4 m. Mit für den Kunstkopf maßgefertigten Otoplastiken sind die Hörgerätepaare an den KEMAR angebunden (siehe Abb. 5 und 6).

Bei der erweiterten Variante des Phaseninvertierungsverfahrens auf acht Kanäle werden acht Zeitsignale $s_i(t)$ mit $i \in \{1, 2, \dots, 8\}$ benötigt. In dieser Arbeit werden die bereits beschriebenen Signale verwendet (siehe Kap. 3.2). Für jeden Messdurchgang gibt die Matrix \mathbf{A} an, welche Signale phaseninvertiert werden (siehe Gl. (5)). Die Zeitsignale $x_i(t)$ beschreiben die Superposition der acht Zeitsignale $s_i(t)$ mit den unterschiedlichen Phasenrelationen. Diese werden durch die Hörgeräte aufgenommen und verarbeitet. Aus den Ausgangssignalen der beiden Hörsysteme $y_i(t)$ können die Zeitsignale $s'_i(t)$ mittels der inversen Matrix \mathbf{A}^{-1} berechnet werden. Diese sind durch die Hörsystemalgorithmen verarbeitet. Nachfolgend können die Verstärkungsänderungen aus dem Vergleich der Signale $s_i(t)$ und $s'_i(t)$ richtungsabhängig berechnet und daraus die SNR-Verbesserung abgeleitet werden. Das Vorgehen ist somit direkt von dem ursprünglichen Phaseninvertierungsverfahren nach Hagerman & Olofsson ableitbar.



Abb. 5: Messaufbau in Messkabine mit binauraler Hörgeräteanbindung am KEMAR und Referenzmikrofon

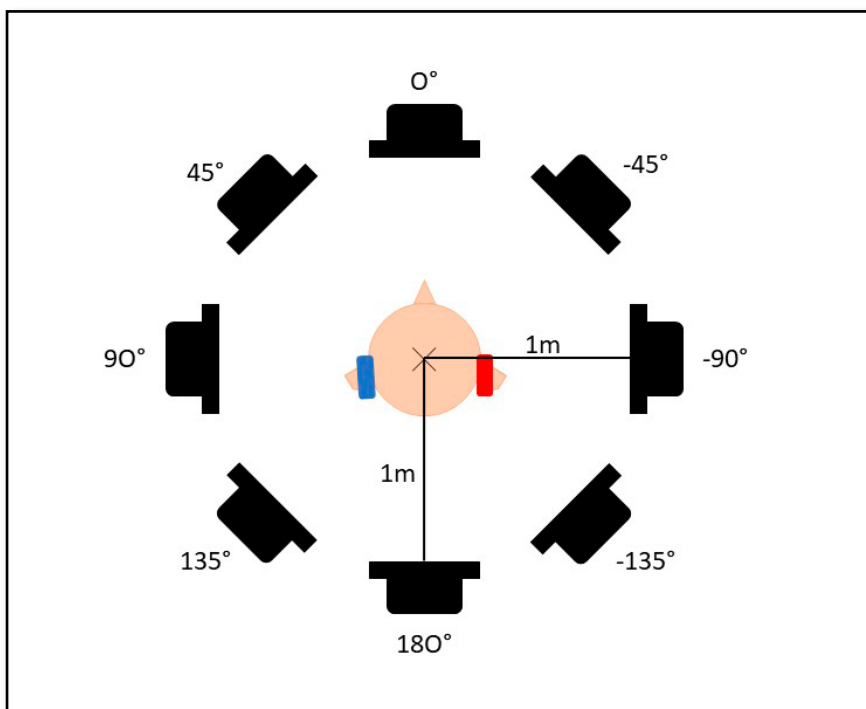


Abb. 6: Schematischer Messaufbau mit binauraler Hörgeräteanbindung am KEMAR, rechtes Hörgerät in rot, linkes in blau

3.5 Testauswahl

Zwei verschiedene Tests werden durchgeführt. Diese unterscheiden sich in der Anordnung der Signalquellen.

Die Testauswahl „4545“ definiert, dass bei der Wiedergabe von zwei Sprachsignalen das erste Sprachsignal s_1 aus $+45^\circ$ und das zweite Sprachsignal s_2 aus -45° abgegeben wird. Über die sechs anderen Lautsprecher erfolgt die Wiedergabe der Störsignale n_l mit $l \in \{1, 2, \dots, 6\}$ (siehe Abb. 7).

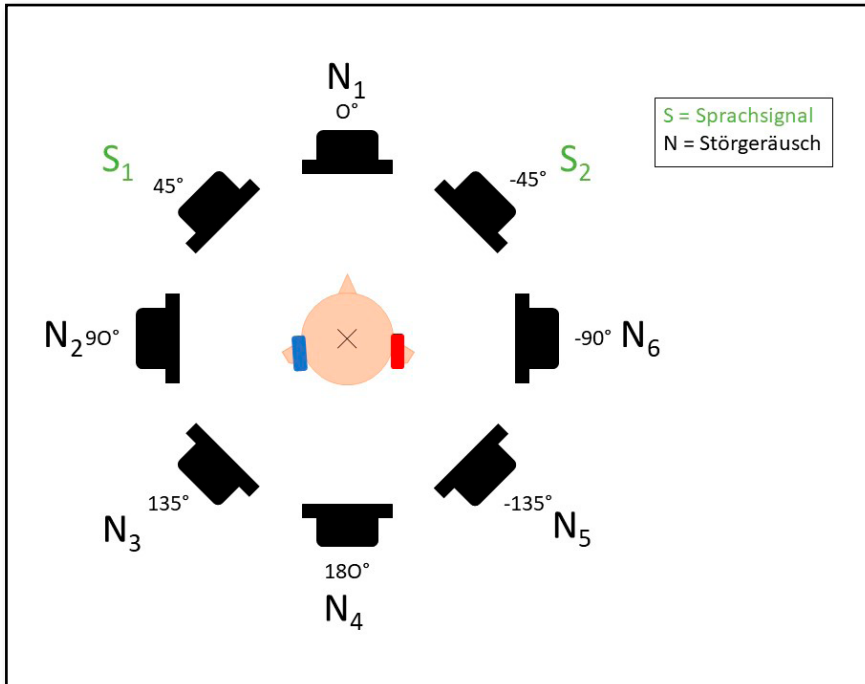


Abb. 7: Quellenanordnung, Testauswahl „4545“, Sprachsignalwiedergabe aus $\pm 45^\circ$

Die Testauswahl „0090“ untersucht das Verhalten der Hörsysteme bei den Sprachsignalrichtungen 0° und $+90^\circ$. Aus den sechs verbleibenden Richtungen erfolgt wiederum die Abgabe der Störgeräusche (siehe Abb. 7). Dies ist interessant, da sich das rechte Hörsystem in Bezug auf die Signalquelle bei $+90^\circ$ im Kopfschatten des KEMAR befindet. Dadurch können die Arbeitsweisen der verschiedenen Hörgerätealgorithmen im Hinblick auf die aufgebauten Richtmikrofoncharakteristiken und das Übermitteln von Signalanteilen gut differenziert werden.

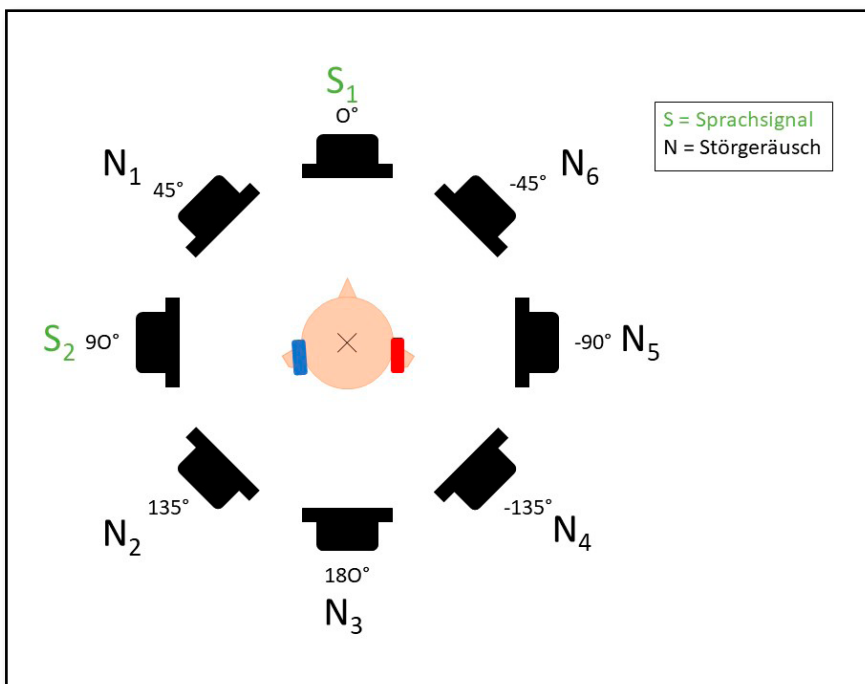


Abb. 8: Quellenanordnung, Testauswahl „0090“, Sprachsignalwiedergabe aus 0° und 90°

Alle Messungen wurden bei den beiden unterschiedlichen Tests mit einem voreingestellten SNR von 5 dB durchgeführt. Dieser SNR bezieht sich auf das Verhältnis der mittleren Leistung jedes einzelnen Sprachsignals zur Summe der mittleren Leistungen der Störsignale. Die Sprachsignale besitzen im Zentrum des KEMAR jeweils einen Pegel von 65 dB. Die Summe der unkorrelierten Störsignale beträgt an der gleichen Position somit 60 dB.

3.6 Hörgeräte und Einstellung

Bei den Hörgeräten handelt es sich jeweils um zwei baugleiche Hörsysteme mit binauraler Signalverarbeitung. Sechs Hörgerätepaare (Hörgerät A-F) von unterschiedlichen Herstellern werden gegenübergestellt. Um möglichst vergleichbare Messungen mit den verschiedenen Hörsystemen durchzuführen und damit aussagekräftige Ergebnisse zu erzielen, werden herstellerübergreifende Einstellungen einprogrammiert. Für die Hörgerätevorbereitung wird als basierendes Tonaudiogramm ein Hörverlust des Typs N3 nach DIN EN 60118-15 in den Herstellermodulen zur Vorbereitung der Hörsysteme eingegeben (siehe Abb. 9) [16]. Dabei handelt es sich um eine mittelgradige Hochtonhörminderung ohne Schalleitungskomponente. In einer 2010 von Bisgaard, Vlaming und Dahlquist durchgeführten Studie mit 7.500 Schweden haben 20 % eine Hörminderung.

Davon liegen 6,6 % in einem Intervall von ± 10 dB um den Hörverlust des Typs N3, der damit am häufigsten vorkommt [17]. Als Anpassstrategie wird NAL-NL2 für nichttonale Sprache genutzt, da es sich dabei um eine herstellerübergreifende Anpassstrategie handelt. Die gewählte Akklimatisierung beträgt 100 %, was die Zielverstärkung realisiert. Die Hörgeräte werden mittels der Konfiguration Winkel ohne Dämpfungselement, mit Standardschlauch und kurzem Ohrpassstück ohne Zusatzbohrung (Vent) angepasst. Hierzu werden mit additionsvernetzendem Abformmaterial Abformungen der Kunsthöhren des KEMAR genommen und mit dem CAD-Programm „Secret Ear Designer“ Otoplastiken entworfen. Hierbei ist auf eine möglichst hohe Abdichtung zu achten, um den akustischen Rückkopplungspfad minimal zu halten. Um bei den Messungen ein lineares Verstärkungsverhalten der Hörgeräte zu gewährleisten, wird der maximale Ausgangsschalldruckpegel (MPO) in allen Frequenzen maximal gewählt und eine Linearisierung auf mittellaute Eingangspegel vorgenommen. Dies erfolgt, wenn möglich, über Steller, die ein Kompressionsverhältnis von $cr = 1:1$ einstellen und ansonsten manuell über die Verstärkungsmatrix. Frequenzkompressionen werden deaktiviert und für die Messungen zwei Programme hinterlegt. Im ersten Programm sind die Mikrofone auf omnidirektionales Verhalten eingestellt. Für den Vergleich wird im zweiten Programm eine Direktionalität durch binaurale Signalverarbeitung gewählt, welche sich adaptiv zu den einzelnen Sprachsignalen ausrichten sollen. Alle anderen Hörgerätefeatures sind deaktiviert (siehe Tab. 1).

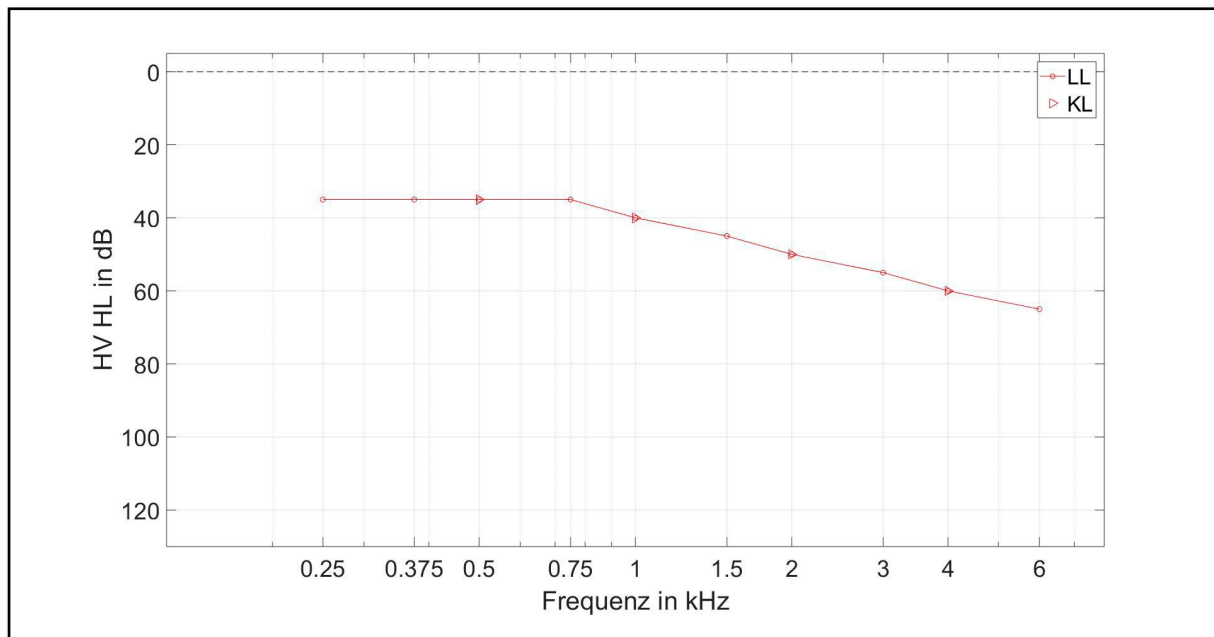


Abb. 9: Veranschaulichung des für die Vorberechnung der Hörgeräte genutzten Hörverlustes N3 entsprechend DIN EN 60118-15

Hinterlegtes Audiogramm	N3-Hörminderung
Anpassstrategie	NAL-NL2 für nicht-tonale Sprache
Akklimatisierung	100 %
Ankopplung	Winkel ohne Dämpfungselement
Schlauch	Standard
Länge Ohrpassstück	kurz
Venting	geschlossen
MPO	maximal
Kompressionsverhältnis cr	1:1
Frequenzkompression	deaktiviert
Mikrofonmodus Programm 1	omnidirektional
Mikrofonmodus Programm 2	direktional, adaptiv, automatisch, binaural
Sonstige Features	deaktiviert

Tabelle 1: Hörgeräteeinstellung für Messungen, um hohe Vergleichbarkeit gewährleisten zu können

3.7 Messdurchführung

Zu Beginn der Messungen wird der Messaufbau entzerrt. Dazu werden mit einem Pistophon die Mikrofonempfindlichkeiten des Referenzmikrofons und der beiden Mikrofone in den Gehörgängen des KEMAR erfasst und abgespeichert. Danach werden der Dynamikbereich der Lautsprecher festgelegt und die Impulsantworten zur Entzerrung gemessen (siehe Abb. 10). Um den Rechenaufwand des Computers während der Messung möglichst gering zu halten, werden die Messsignale vorab mit den Impulsantworten der jeweiligen Lautsprecher gefaltet. Die Messung des KEMAR ohne Hörsysteme erfolgt jeden Messtag neu.

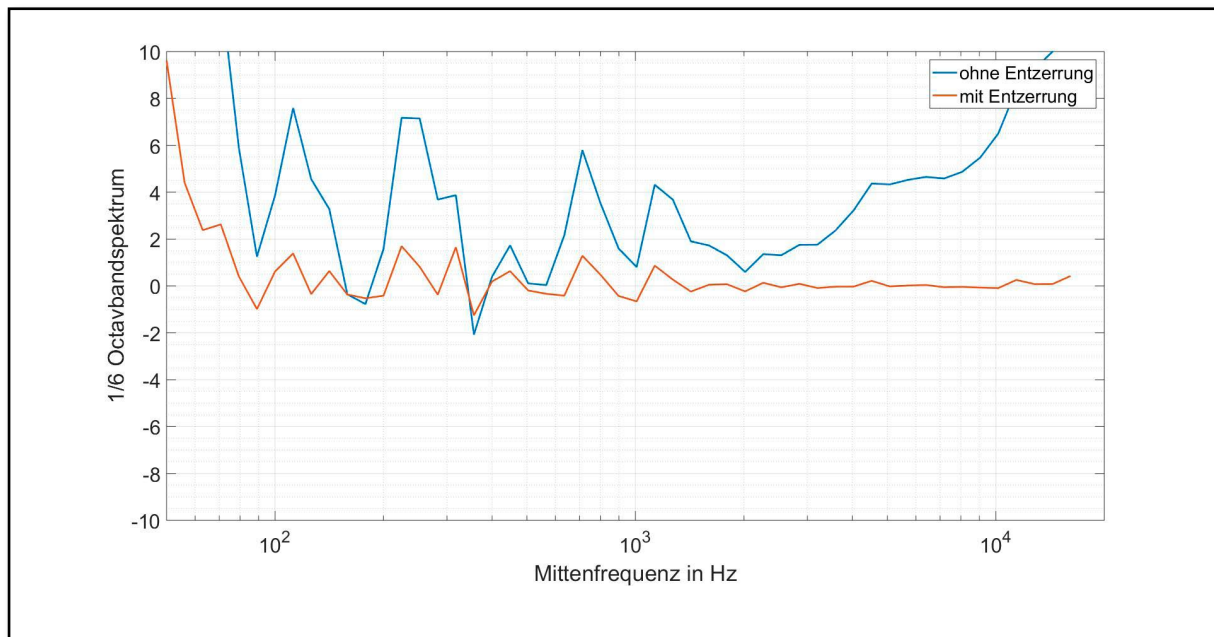


Abb. 10: Exemplarische Lautsprecherentzerrung (gemessen bei Lautsprecher der Richtung 135°)

Alle Messsignale werden zu einem langen Messsignal zusammengefasst. Dadurch muss die Zeitverzögerung des Systems lediglich anfangs einmal ausgeglichen werden. Außerdem sind die Anfangspositionen der einzelnen Messsignale definiert und lassen somit eine Trennung der Messsignale aus der jeweiligen Aufnahme leicht zu. Um Ein- und Ausschwingzeiten der adaptiven Einstellung in Hörsystemen zu berücksichtigen und die definierte Struktur des ISTS bestehen zu lassen, wird nach 15 s ein Analysefenster von 30 s des jeweiligen Signals ausgewertet.

Durch eine in Abhängigkeit der Rechenleistung zeitlich variierte Verzögerung innerhalb des Messsystems kann eine zeitliche Verschiebung des Analysefensters erfolgen. Eine Untersuchung mit einer Verschiebung des Analysefensters innerhalb des Eingangssignals zwischen -0,5 s und +0,5 s zeigt, dass die Abweichung zum Schalldruckpegel des Analysefensters bei 0 s Verschiebung zwischen -0,1 und +0,1 dB liegt (siehe Abb. 11). Somit kann davon ausgegangen werden, dass eine interne Zeitverzögerung, die zwischen $\pm 0,5$ s liegt, wenig Einfluss auf das Messergebnis hat und somit vernachlässigt werden kann.

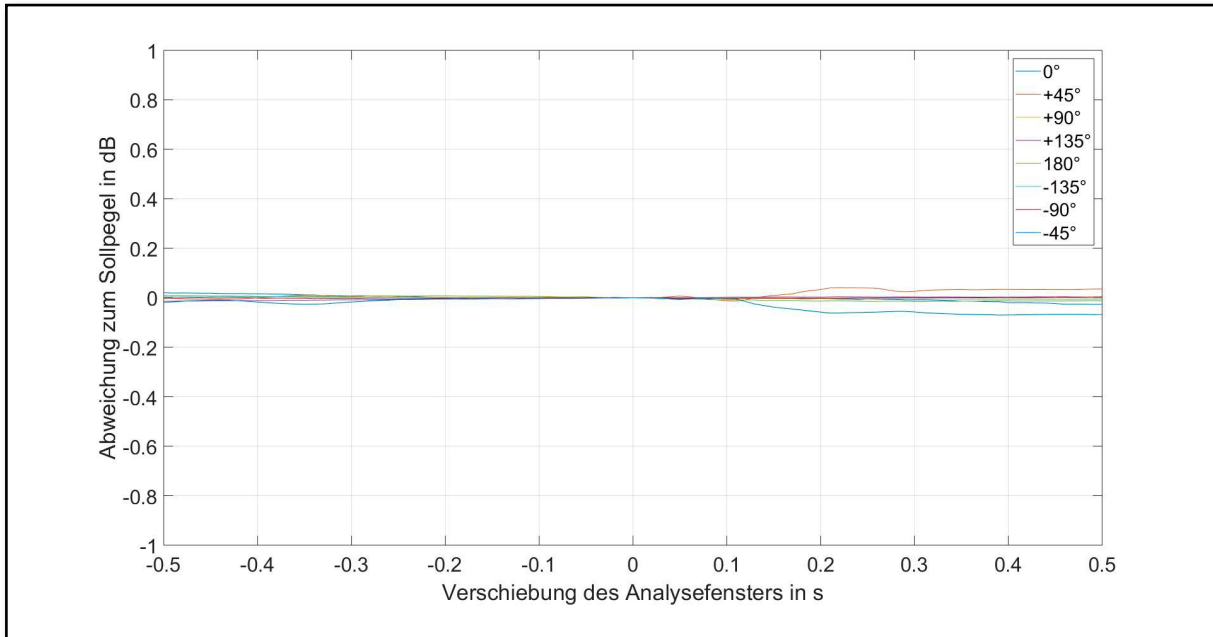


Abb. 11: Pegeländerung der Signale durch zeitliche Verschiebung des Analysefensters um $\pm 0,5$ s

3.8 Reproduzierbarkeit und Messgenauigkeit

Um die Reproduzierbarkeit der Messungen zu überprüfen, wird eine Messung mit Hörgerätepaar F im omnidirektionalen Programm bei der Testauswahl „4545“ zweifach hintereinander durchgeführt. Zwischen den Messungen wurden die beiden Hörsysteme vom KEMAR entfernt. Die Test-Retest-Abweichung liegt bei allen Richtungen innerhalb von $\pm 0,7$ dB (siehe Abb. 12).

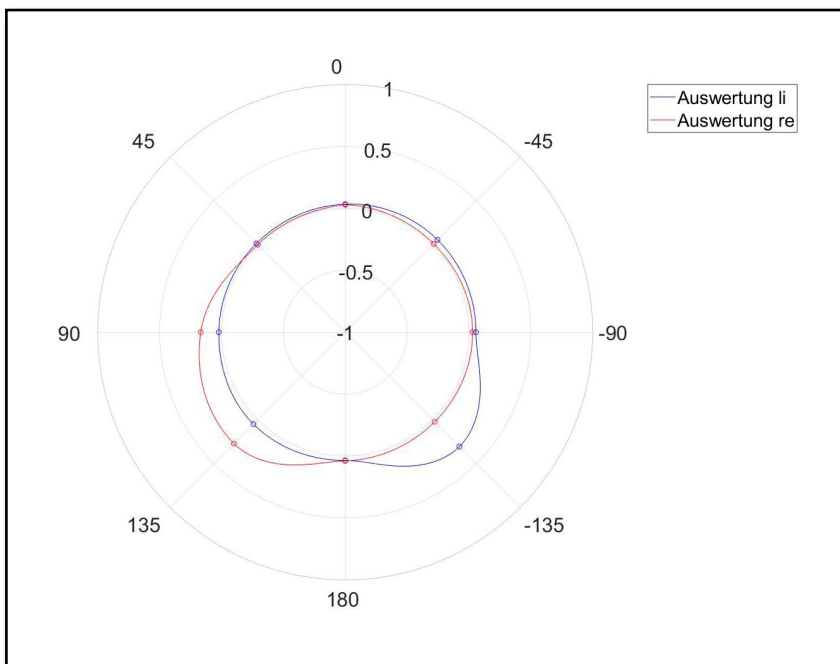


Abb. 12: Richtungsabhängige Test-Retest-Abweichung in dB, Hg. F, Testauswahl: „4545“, omnidirektionales Programm

Weiterhin werden die Verstärkungswerte des Referenzmikrofons aus allen Messungen verglichen. Bei den Messungen befindet sich das Referenzmikrofon in einem Abstand von 1 cm über der Mitte des KEMAR. Der Messaufbau ist mittels Referenzmikrofon auf die Höhe der Gehörgänge entzerrt. Folglich kommt es zu kleinen Abweichungen zwischen diesen beiden Messpunkten. Alle aufgezeichneten Verstärkungswerte des Referenzmikrofons liegen für alle Richtungen zwischen $\pm 0,7$ dB (siehe Abb. 13).

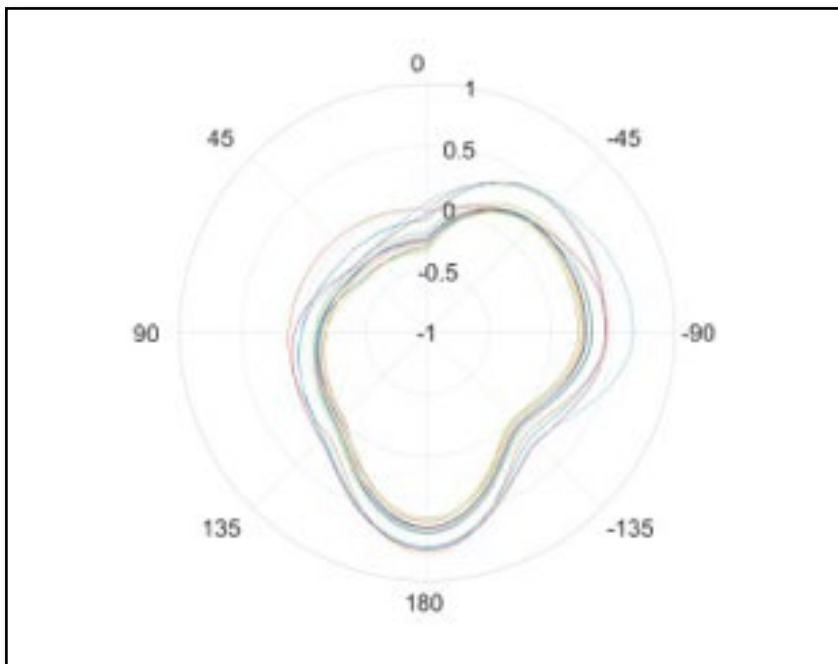


Abb. 13: Richtungsabhängige Verstärkung in dB, alle Referenzmikrofonaufnahmen

Mittels Terzbandfilterung und frequenzabhängiger Gewichtung kann die Open Ear Gain (OEG) des KEMAR bestimmt werden. Diese gibt an, welche frequenzabhängige Verstärkung sich durch die Anatomie des Gehörgangs ohne Hörsysteme ergibt. Da diese OEG richtungsabhängig ist, wird exemplarisch die Differenz der OEG aus dem Datenblatt und der gemessenen OEG des linken Ohres für die Richtungen 0° , 90° und 180° untersucht. Diese Differenz ist im Bereich von 150 bis 5500 Hz weitestgehend linear und weist lediglich einen Offset von 4 dB auf (siehe Abb. 14). Es wird vermutet, dass dieser Offset den Toleranzen der Symmetrie des Messaufbaus und unterschiedlichen Messbedingungen geschuldet ist.

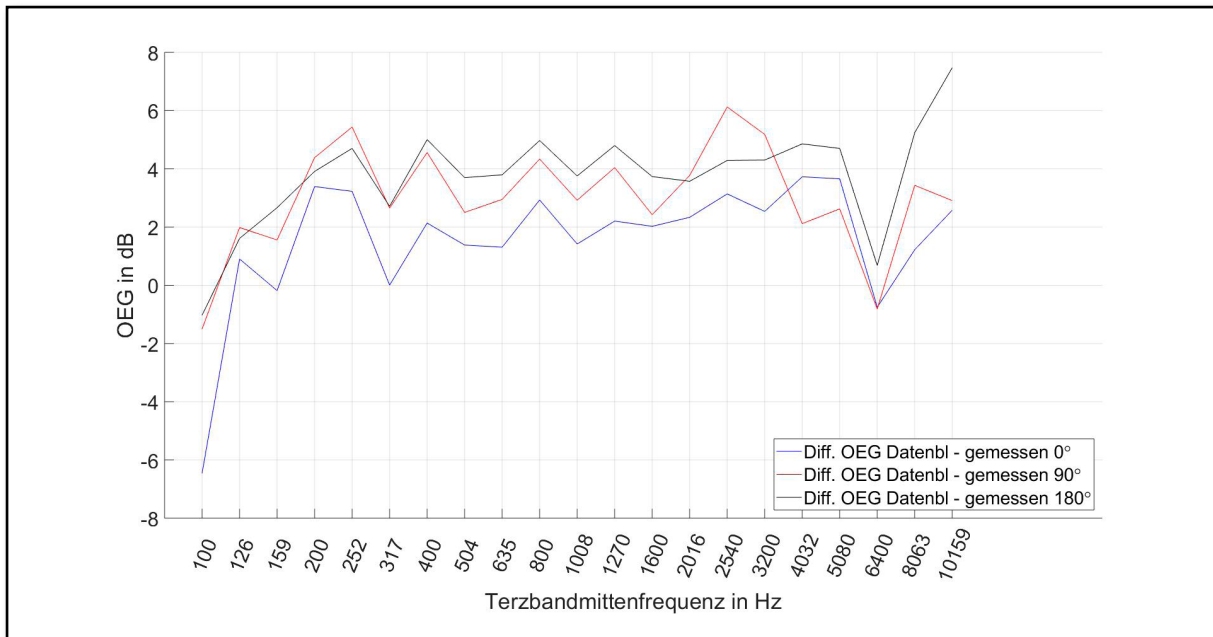


Abb. 14: Differenz der Datenblatt-OEG und gemessenen OEG des KEMAR aus 0°, 90°, 180°, linke Seite

Durch diese Untersuchungen ist die Robustheit und Anwendbarkeit des Verfahrens nachgewiesen. Die Messergebnisse sind damit aussagekräftig und reproduzierbar.

4. Messergebnisse und Auswertung

4.1 Testauswahl „4545“

Zum Vergleich der verschiedenen Richtmikrofontechnologien werden im Folgenden Messergebnisse diskutiert, anhand deren alle relevanten Verhaltensweisen der Hörgeräte aufgezeigt werden können. Eine Sammlung aller erhobenen Ergebnisse befindet sich im Anhang.

In den beiden Testanordnungen werden pro Hörgerätepaar die SNR-Verbesserungen durch das linke Hörsystem „ ΔSNR_{li} “ und das rechte Hörsystem „ ΔSNR_{re} “ jeweils bezogen auf die erste und die zweite Signalquelle unter Einbeziehung des voreingestellten Soll-SNR von 5 dB berechnet (siehe Kap. 3.5). Dabei wird die Leistung des einzelnen Sprachsignals s_k mit $k \in \{1, 2\}$ ins Verhältnis zu der Summe der Leistungen aller Rauschsignale n_l mit $l \in \{1, 2, \dots, 6\}$ gesetzt. Somit berechnet sich die SNR-Verbesserung bezogen auf eine Signalquelle zu

$$\Delta \text{SNR}_k = 10 \text{ dB} \lg \left(\frac{P_{sk}^2}{\sum_l P_{nl}^2} \right) - \text{SNR}_{\text{soll}}. \quad (7)$$

Dies kann für die rechte und linke Seite analog ausgewertet werden.

Für die Verarbeitung von Sprachinformation aus einer bestimmten Richtung, in diesem Fall in Bezug auf eine der beiden Signalquellen, dominiert das Ohr mit dem besseren SNR. Dies wird als „better-ear listening“ bezeichnet [18]. Aus diesem Grund wird die maximale SNR-Verbesserung „max. rechts/links“ pro Signalquelle berechnet. Der Mittelwert aus den maximalen SNR-Verbesserungen der beiden Signalquellen „Mittelwert“ beschreibt in einem Wert die Verbesserung der Hörsituation durch das gemessene Hörgerätepaar. Das omnidirektionale Programm wird jeweils dem Programm mit adaptiver Direktionalität gegenübergestellt.

In der Testauswahl „4545“ liegt die SNR-Verbesserung durch das Hörgerät B im Programm mit omnidirektionalen Mikrofoncharakteristiken bei 3,3 dB. Im Hörprogramm mit adaptiver Direktionalität liegt diese bei 8,1 dB (siehe Tab. 2). Somit wird durch die Direktionalität eine Verbesserung um 4,8 dB gegenüber der Einstellung mit omnidirektionalen Mikrofoncharakteristiken bewirkt.

Testauswahl	„4545“			
HG.-Einstellung	omni		adapt.	
Richtung Quelle	-45°	45°	-45°	45°
ΔSNR_{li} in dB	3,5	-7,3	8,2	-3,8
ΔSNR_{re} in dB	-9,2	3,0	-5,6	7,9
max. rechts/links in dB	3,5	3,0	8,2	7,9
ΔSNR in dB (Mittelwert)	3,3		8,1	

Tabelle 2: Messergebnisse Hörgerätepaar B, Testauswahl „4545“

Der Mittelwert der maximalen SNR-Verbesserung ist bei Hörgerätepaar F im direktionalen Programm mit 8,6 dB am größten, da die Keulen der Richtmikrofone relativ am stärksten gerichtet sind. Die anderen Hörgerätepaare erzielen im direktionalen Programm SNR-Verbesserungen zwischen 4,8 dB (Hörgerät E) und 8,5 dB (Hörgerät C). Bei allen Hörsystemen bietet das direktionale Hörprogramm gegenüber dem omnidirektionalen eine Erhöhung des Mittelwerts der maximalen SNR-Verbesserung. Dieser Zugewinn liegt bei den anderen Hörgeräten zwischen 2,2 (Hörgerät E) und 5,3 dB (Hörgerät C) (siehe Abb. 15).

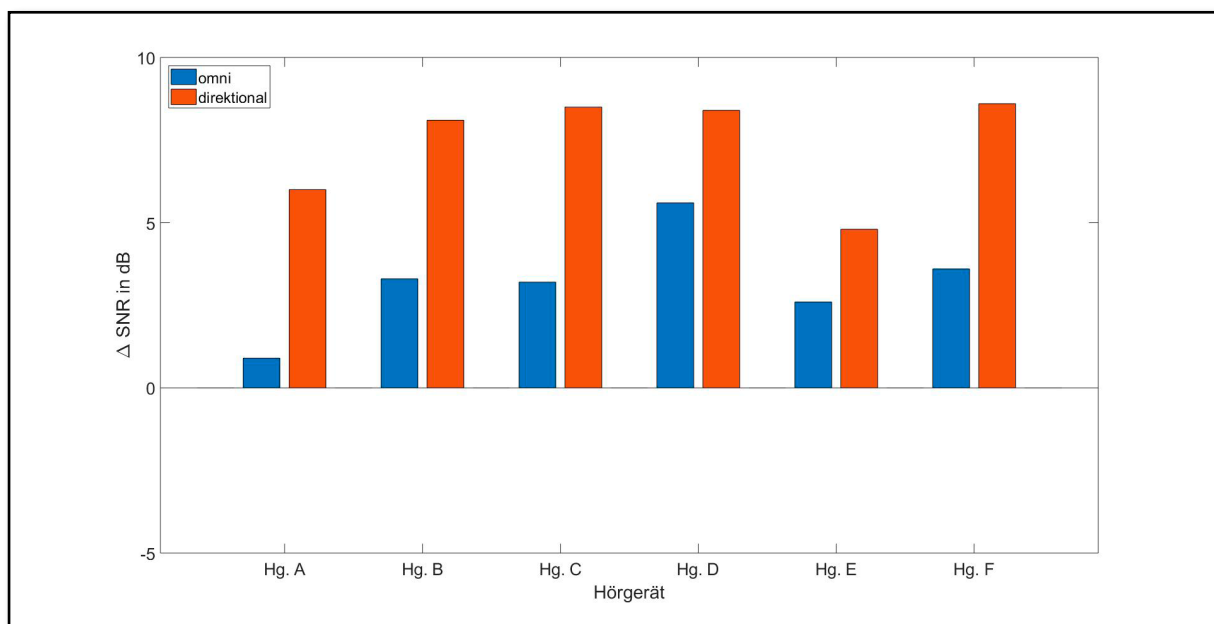


Abb. 15: Mittelwerte der maximalen SNR-Verbesserungen in dB, Testauswahl: „4545“

Die Verstärkungsänderungen für alle acht Richtungen werden in Polarplots visualisiert. Hierzu wird für jede Richtung der quadratische Mittelwert (RMS aus engl. *root mean square*) des rekonstruierten Signals s'_i und des abgegebenen Signals s_i berechnet und aus diesen beiden Werten die Differenz gebildet (siehe Kap. 2.4). Zur Vergleichbarkeit sind die Verstärkungsänderungen der beiden Hörgeräteprogramme der richtungsabhängigen Verstärkung des offenen Ohres (OEG aus engl. *open ear gain*) des KEMAR gegenübergestellt.

Dadurch wird sichtbar, dass alle Hörgeräte im adaptiv binauralen Programm unter den Testbedingungen die beiden Sprachquellen bei $\pm 45^\circ$ fokussieren. Die Störsignale aus den anderen Richtungen werden vermutlich als solche erkannt und durch die aufgebauten Direktionalitäten gegenüber den Sprachsignalen abgeschwächt (siehe Abb. 16). Das führt dazu, dass die umgesetzten Verstärkungen in den Richtungen der Sprachsignale herstellereinspezifisch maximal sind. Zur Vergleichbarkeit sind die Verstärkungsänderungen der beiden Hörgeräteprogramme der richtungsabhängigen Verstärkung des offenen Ohres (OEG aus engl. *open ear gain*) des KEMAR gegenübergestellt.

Dadurch wird sichtbar, dass alle Hörgeräte im adaptiv binauralen Programm unter den Testbedingungen die beiden Sprachquellen bei $\pm 45^\circ$ fokussieren. Die Störsignale aus den anderen Richtungen werden vermutlich als solche erkannt und durch die aufgebauten Direktionalitäten gegenüber den Sprachsignalen abgeschwächt (siehe Abb. 16). Das führt dazu, dass die umgesetzten Verstärkungen in den Richtungen der Sprachsignale herstellereinspezifisch maximal sind.

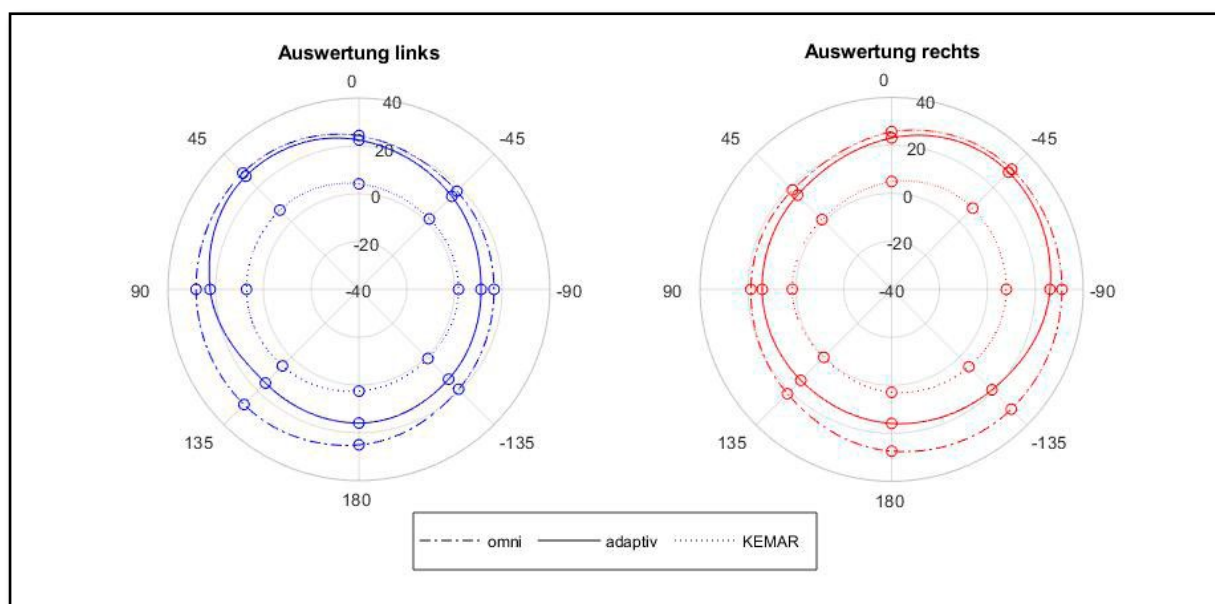


Abb. 16: Richtungsabhängige Verstärkung in dB, Hg. B, Testauswahl: „4545“, linkes Hörgerät fokussiert im adaptiv direktionalen Programm Signalquelle bei 45° , rechtes Hörgerät bei -45°

4.2 Testauswahl „0090“

Die Quellenanordnung, bei der sich die Signalquelle bei 90° für das rechte Hörsystem im Kopfschatten befindet, stellt für die Hörgeräte eine schwerer aufzulösende Hörsituation dar.

Hörgerät F erreicht im omnidirektionalen Programm eine SNR-Verbesserung von 1,8 dB, die jedoch im adaptiv direktionalen Programm auf -1,0 dB fällt. Dies liegt daran, dass das rechte Hörgerät zwar bezogen auf beide Quellen im adaptiv direktionalen Programm den SNR verbessert, das linke Hörgerät jedoch die Richtwirkung der Mikrofone in der Direkti-

onalität eher nach vorne zur Quelle bei 0° ausrichtet und sich der SNR bezogen auf die Quelle bei 90° von 3,5 auf -4,5 dB verschlechtert (siehe Tab. 3).

Testauswahl	„0090“			
	omni		adapt.	
HG.-Einstellung	0°	90°	0°	90°
Richtung Quelle	0°	90°	0°	90°
Δ SNR _{li} in dB	0,0	3,5	2,6	-4,5
Δ SNR _{re} in dB	-3,1	-11,2	1,2	-9,0
max. rechts/links in dB	0,0	3,5	2,6	-4,5
Δ SNR in dB (Mittelwert)	1,8		-1,0	

Tabelle 3: Messergebnisse Hörgerätepaar F, Testauswahl „0090“

Bei Hörgerät A liegt die SNR-Verbesserung im Programm mit omnidirektionalen Mikrofoncharakteristiken bei -0,6 dB. Diese steigt durch die Richtcharakteristiken auf 0,8 dB, was den größten Zugewinn aller Hörsysteme bei dieser Quellenanordnung darstellt. Diese Verbesserung kommt durch das zugrunde liegende „better-ear listening“ zustande. Das rechte Hörgerät trägt in diesem Fall nicht zur Berechnung bei, da die SNR-Verbesserungen der linken Seite größer sind. Im omnidirektionalen Programm verschlechtert sich der SNR der linken Seite in Bezug auf die Quelle bei 0° um -3,1 dB, was im Mittel mit der SNR-Verbesserung bezüglich der Quelle bei 90° (2,0 dB) einen Wert von -0,9 dB ergibt. Im adaptiv direktionalen Programm beträgt die SNR-Verbesserung der linken Seite für die Quelle bei 0° 1,9 dB und für die Quelle bei 90° -0,4 dB. Im Vergleich zwischen den beiden Hörprogrammen führt die Direktionalität der Mikrofone somit zu einer Verbesserung des SNR bezüglich der Quelle bei 0° und einer verhältnismäßig kleineren Verschlechterung bezogen auf die Quelle aus 90° (siehe Tab. 4).

Testauswahl	„0090“			
	omni		adapt.	
HG.-Einstellung	0°	90°	0°	90°
Richtung Quelle	0°	90°	0°	90°
Δ SNR _{li} in dB	-3,1	2,0	1,9	-0,4
Δ SNR _{re} in dB	-4,1	-9,5	1,7	-8,6
max. rechts/links in dB	-3,1	2,0	1,9	-0,4
Δ SNR in dB (Mittelwert)	-0,6		0,8	

Tabelle 4: Messergebnisse Hörgerätepaar A, Testauswahl „0090“

Hersteller B weist bei der Testauswahl „0090“ und der Auswertung des rechten Hörgerätes eine sehr große SNR-Verbesserung bezüglich der Signalquelle bei 90° auf. Diese wird durch die Richtmikrofontechnik von -9,9 dB im omnidirektionalen Programm auf 1,2 dB im adaptiv direktionalen Programm verbessert. Diese große Verbesserung um 11,1 dB fließt jedoch nicht in die Bewertung ein, da das linke Hörgerät generell einen besseren SNR beider Signalquellen besitzt und durch das „better-ear listening“ für die Bewertung dominiert (siehe Tab. 5).

Testauswahl	„0090“			
	omni		adapt.	
HG.-Einstellung	0°	90°	0°	90°
Richtung Quelle	0°	90°	0°	90°
ΔSNR_{li} in dB	-0,6	3,2	-0,6	3,3
ΔSNR_{re} in dB	-2,8	-9,9	-1,6	1,2
max. rechts/links in dB	-0,6	3,2	-0,6	3,3
ΔSNR in dB (Mittelwert)	1,3		1,3	

Tabelle 5: Messergebnisse Hörgerätepaar B, Testauswahl „0090“

Auch bei den übrigen Hörgeräten fällt die erzielte SNR-Verbesserung im Vergleich zur anderen Quellenanordnung bei der Testauswahl „0090“ deutlich geringer aus. Lediglich bei dem Hörgerät A ist ein Zugewinn der maximalen SNR-Verbesserung im adaptiv direktionalen Programm gegenüber der omnidirektionalen Einstellung messbar (siehe Abb. 17). Diese ist mit 1,4 dB jedoch im Vergleich zu den erzielten SNR-Verbesserungen in den anderen beiden Tests eher gering. Bei den anderen Hörgeräten bietet die adaptive Direktionalität keine Verbesserung außerhalb der Messtoleranz im Vergleich zur Einstellung mit omnidirektionalen Mikrofoncharakteristiken.

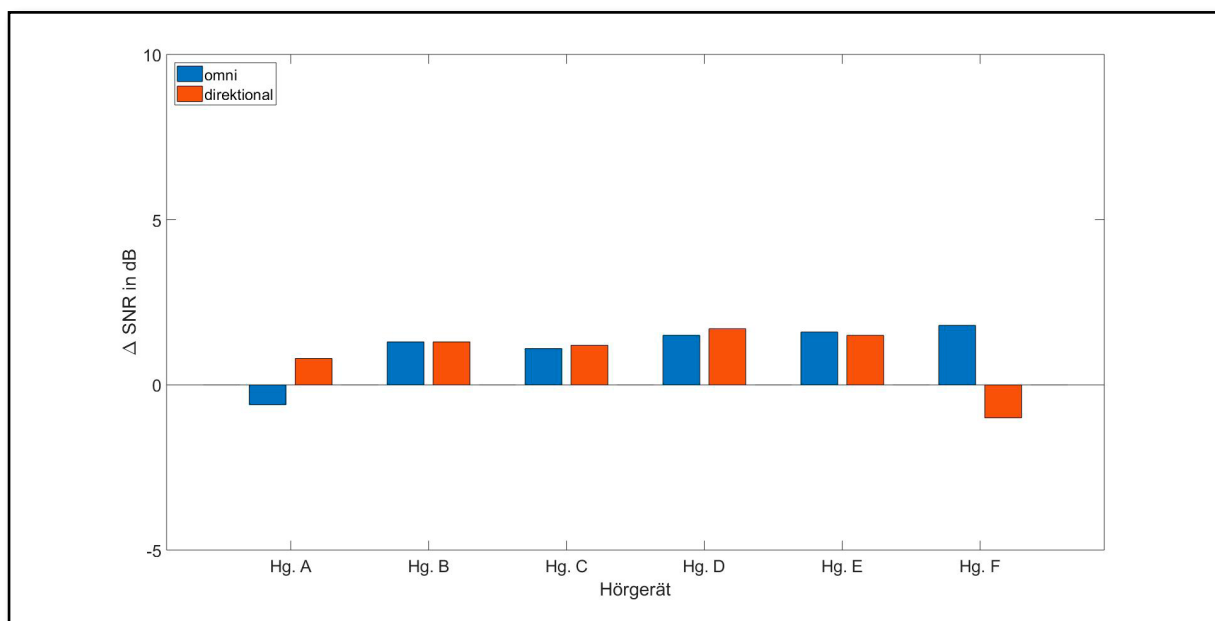


Abb. 17: Mittelwerte der maximalen SNR-Verbesserungen in dB, Testauswahl: „0090“

Anhand der Polarplots der richtungsabhängigen Verstärkung lassen sich in der Testauswahl „0090“ drei verschiedene Vorgehensweisen der Algorithmen deutlich erkennen. Besonders interessant ist hierbei aufgrund des Kopfschatteneffekts die Betrachtung der rechten Seite, da die Quelle bei 90° durch den KEMAR verdeckt wird und sich das rechte Hörgerät im Kopfschatten befindet.

Die Algorithmen des Herstellers C bauen mit dem rechten Hörsystem eine nahezu omnidirektionale Mikrofoncharakteristik auf (siehe Abb. 18). Für dieses Vorgehen könnte spre-

chen, dass starke Direktionalitäten eine Reduktion des Informationskontexts mit sich bringen und in realen Tragefunktionen mit Bewegungen des Kopfes zur Verschlechterung der Lokalisationsfähigkeit führen [19, 20].

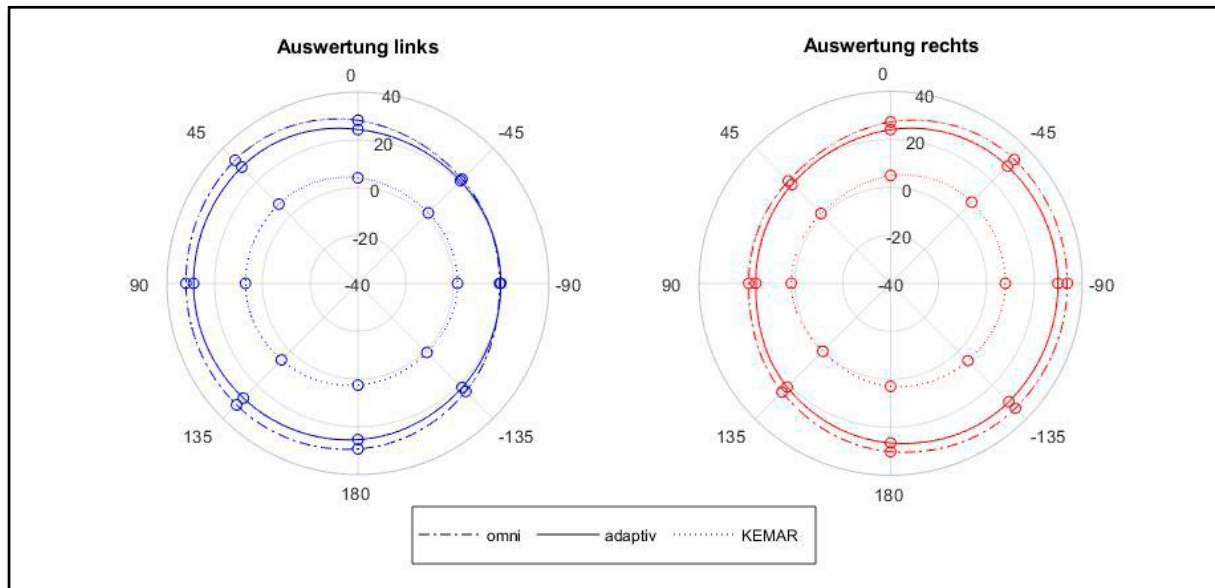


Abb. 18: Richtungsabhängige Verstärkung in dB, Hg. C, Testauswahl: „0090“, rechtes Hörgerät wählt Omnidirektionalität im adaptiven Programm.

Beim Hersteller D richten sich die Mikrofone der rechten Seite nach vorne aus, wobei die Abschwächungen bei den anderen Richtungen eher gering ist (siehe Abb. 19). Die Hörgeräte A, E und F weisen ein vergleichbares Verhalten bei dieser Quellenanordnung auf. Durch diese Direktionalität wird der SNR bezogen auf die Quelle aus 0° optimiert [21].

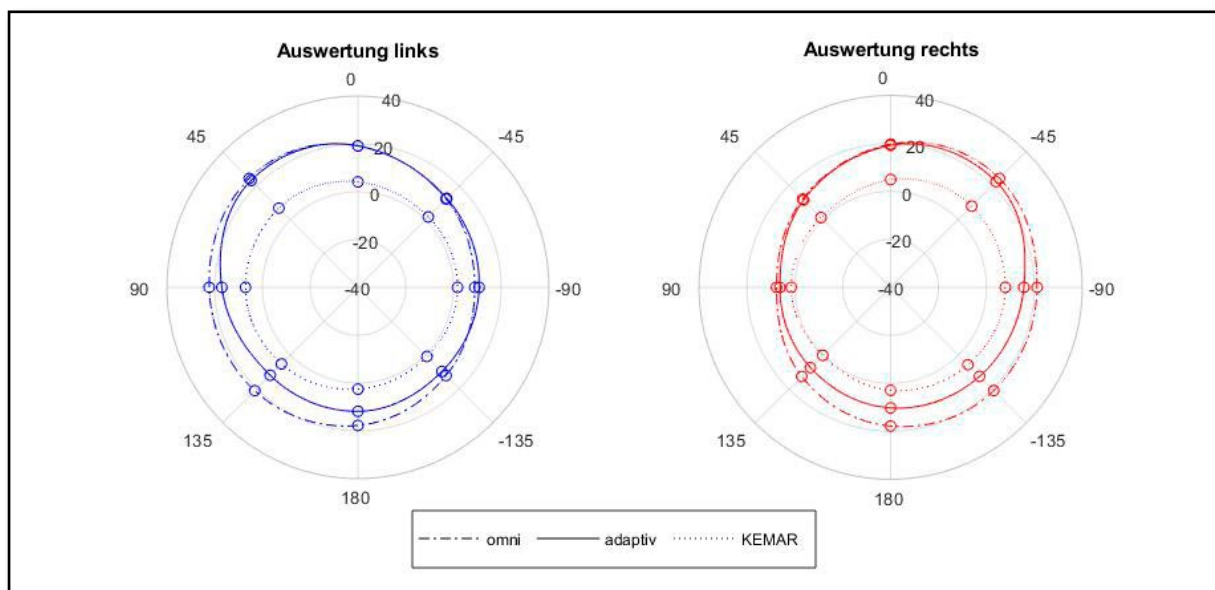


Abb. 19: Richtungsabhängige Verstärkung in dB, Hg. D, Testauswahl: „0090“, rechtes Hörgerät fokussiert im adaptiv direktionalen Programm Signalquelle bei 0° .

Bei Hersteller B ist eine Ähnlichkeit der Richtcharakteristiken der beiden Geräte sichtbar. Das linke Hörgerät, welches sich näher an der Quelle bei 90° befindet, realisiert im adaptiv Richtcharakteristik Programm eine abgeschwächte omnidirektionale Mikrofoncharakteristik. Auf der rechten Seite liegt die Verstärkung bei 90° im Richtcharakteristik Programm über der des omnidirektionalen Programms und hat dort die höchste Empfindlichkeit. Schall aus den anderen Richtungen wird gegenüber dieser maximalen Mikrofonempfindlichkeit gedämpft. Da die Verstärkung in beiden Programmen identisch eingestellt wurde (siehe Kap. 3.6), spricht das Verhalten der beiden Geräte für eine Übertragung von Signalanteilen vom linken an das rechte Hörsystem [22].

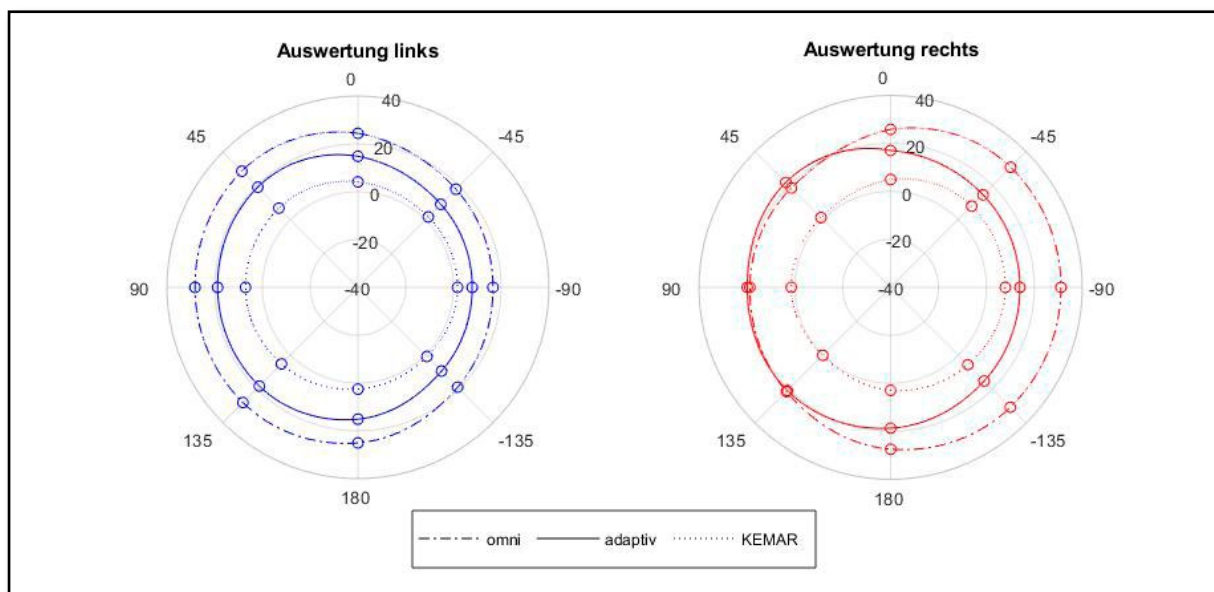


Abb. 20: Richtungsabhängige Verstärkung in dB, Hg. B, Testauswahl: „0090“, rechtes Richtmikrofon besitzt höchste Empfindlichkeit bei 90° .

Auf der linken Seite kann zwischen Hörgerätealgorithmen unterschieden werden, welche sich eher nach der Signalquelle bei 90° ausrichten (Hörgeräte A, D und F), und Hörgerätealgorithmen, die eine fast omnidirektionale Richtcharakteristik realisieren (Hörgeräte B, C und E). Für eine Direktionalität spricht hierbei die Verbesserung des SNR in Bezug auf die Quelle bei 90° [21]. Nach Hornsby und Banerjee kann es jedoch wiederum für die Seite, aus der ein Sprachsignal in einer diffusen Hörsituation kommt, sinnvoll sein, eine omnidirektionale Mikrofoncharakteristik aufzubauen [23, 24].

Generell können für die beiden Seiten andere Strategien genutzt werden, da die Fähigkeit, effektiven Nutzen aus Pegel- und Laufzeitdifferenzen zu ziehen, bei Menschen mit Hörbeeinträchtigung sinkt und somit jede Seite individuell betrachtet werden kann [25, 21].

Eine allgemeine Aussage über die Qualität der Algorithmen ist zusammenfassend nicht möglich.

5. Fazit

In dieser Arbeit wurde gezeigt, dass sich die Erweiterung des Phaseninvertierungsverfahrens gut dazu eignet, die Richtcharakteristiken von Hörgeräten in Hörsituationen mit unterschiedlichen Quellenordnungen zu untersuchen, und unter den angewandten Testbedingungen reproduzierbare Ergebnisse liefert. Mit der angewendeten Methode können an den beiden Hörgeräten einer binauralen Versorgung an den Mikrofonen acht Zeitsignale mit verschiedenen Phasenrelationen überlagert werden. Durch Matrixmultiplikation mit der inversen Systemmatrix können aus den Summensignalen der Hörsysteme die verarbeiteten acht Zeitsignale rekonstruiert werden. Durch dieses Vorgehen sind richtungsabhängige Messungen der Verstärkung sowie die Verbesserung des SNR der einzelnen Sprachsignale möglich. Mit diesem Verfahren wurden dann sechs verschiedene Hörgerätepaare in diesen Punkten verglichen. In der vorliegenden Arbeit werden die verschiedenen Hörgerätestrategien zum Aufbau von Richtmikrofondirektionalitäten anhand der gemessenen Daten einander gegenübergestellt.

Die Ergebnisse bestätigen verschiedene Vorgehensweisen der Algorithmen in den unterschiedlichen Hörsituationen. Bei symmetrischer Quellenanordnung mit den Sprachsignalquellen bei $\pm 45^\circ$ verhalten sich alle sechs Hörgerätepaare ähnlich. Die Signalquellen sind gut trennbar, das linke Hörgerät fokussiert die Signalquelle bei $+45^\circ$ und das rechte Hörgerät die Signalquelle bei -45° . Durch dieses Verhalten sind bei allen untersuchten Herstellern gute Verbesserungen des SNR feststellbar.

Bei Anordnung der Sprachsignalquellen aus den Richtungen 0° und 90° sind unterschiedliche Verarbeitungen erkenn- und voneinander abgrenzbar. Jedoch sind unter der verwendeten Bewertung kaum SNR-Verbesserungen messbar, und der Nutzen der Richtmikrofontechnik ist daher gering.

Es sind vielseitige Fortführungen der Thematik möglich und auf Basis dieser Arbeit gut realisierbar. So ist die Betrachtung der Verarbeitung von Sprachsignalen von hinten aus 180° eine mögliche Erweiterung, da sich die verschiedenen Algorithmen in dieser Situation stark unterscheiden könnten. Des Weiteren wären Messungen mit verschiedenen Sprach- und Störgeräuschen, auch mit unterschiedlichen voreingestellten SNR, aufschlussreich. Interessant sind hier zudem Messungen mit einer höheren Anzahl an Sprachsignalquellen und wechselnde Situationen, wie zum Beispiel die Simulation eines Sprachdialogs, in denen die Hörsysteme die Richtungen der Quellen instantan neu erfassen müssen. Solche Messungen sind in der Lage, reale Hörsituationen besser abzubilden. Die frequenzspezifische Betrachtung der Richtmikrofoncharakteristiken ist zudem sinnvoll, da moderne Hörsysteme in verschiedenen Frequenzbereichen unterschiedliche Mikrofoncharakteristiken aufbauen können. Messungen in Verbindung mit anderen Merkmalen, wie beispielsweise Störgeräuschunterdrückungen, sind auch denkbar, da die Algorithmen auf ein Zusammenspiel mehrerer Features ausgelegt sind.

6. Anhang

6.1 Messergebnisse

6.1.1 Testauswahl „4545“

6.1.1.1 KEMAR

Testauswahl	„4545“	
Richtung Quelle	-45°	45°
$\Delta \text{SNR}_{\text{li}}$ in dB	2,7	-2,5
$\Delta \text{SNR}_{\text{re}}$ in dB	-3,5	3,2
max. rechts/links in dB	2,7	3,2
ΔSNR in dB (Mittelwert)	3,0	

Tabelle 6: Messergebnisse KEMAR, Testauswahl „4545“

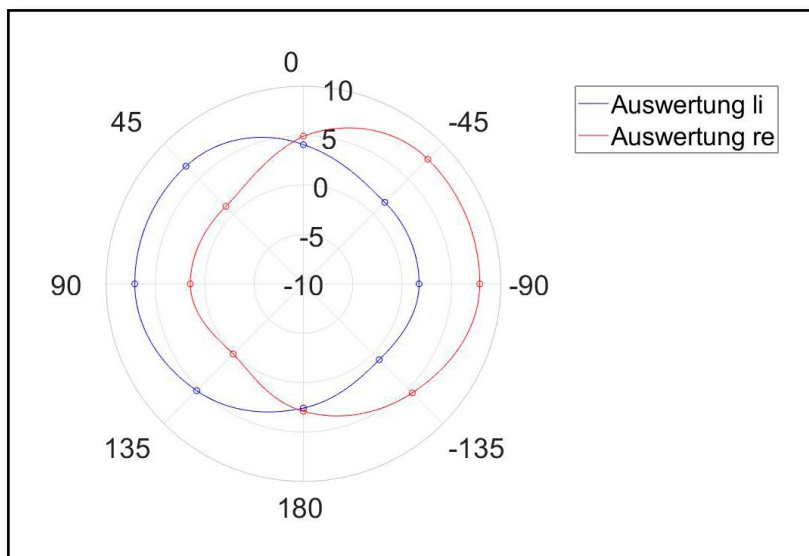


Abb. 21: Richtungsabhängige Verstärkung in dB, KEMAR, Testauswahl „4545“

6.1.1.2 Hörgerätepaar A

Testauswahl	„4545“			
HG.-Einstellung	omni		adapt.	
Richtung Quelle	-45°	45°	-45°	45°
Δ SNR _{li} in dB	1,0	-9,3	6,1	-2,8
Δ SNR _{re} in dB	1,0	0,8	-2,9	5,9
max. rechts/links in dB	1,0	0,8	6,1	5,9
Δ SNR in dB (Mittelwert)	0,6		5,7	

Tabelle 7: Messergebnisse Hörgerätepaar A, Testauswahl „4545“

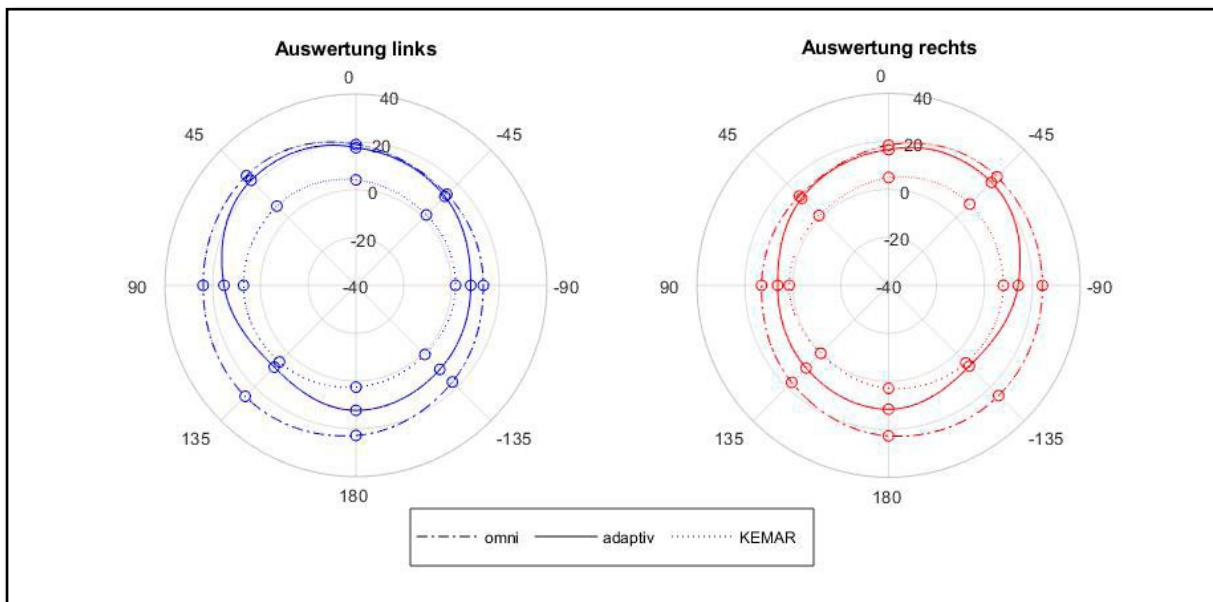


Abb. 22: Richtungsabhängige Verstärkung in dB, Hg. A, Testauswahl „4545“

6.1.1.3 Hörgerätepaar B

Testauswahl	„4545“			
HG.-Einstellung	omni		adapt.	
Richtung Quelle	-45°	45°	-45°	45°
ΔSNR_{li} in dB	3,5	-7,3	8,2	-3,8
ΔSNR_{re} in dB	-9,2	3,0	-5,6	7,9
max. rechts/links in dB	3,5	3,0	8,2	7,9
ΔSNR in dB (Mittelwert)	3,3		8,1	

Tabelle 8: Messergebnisse Hörgerätepaar B, Testauswahl „4545“

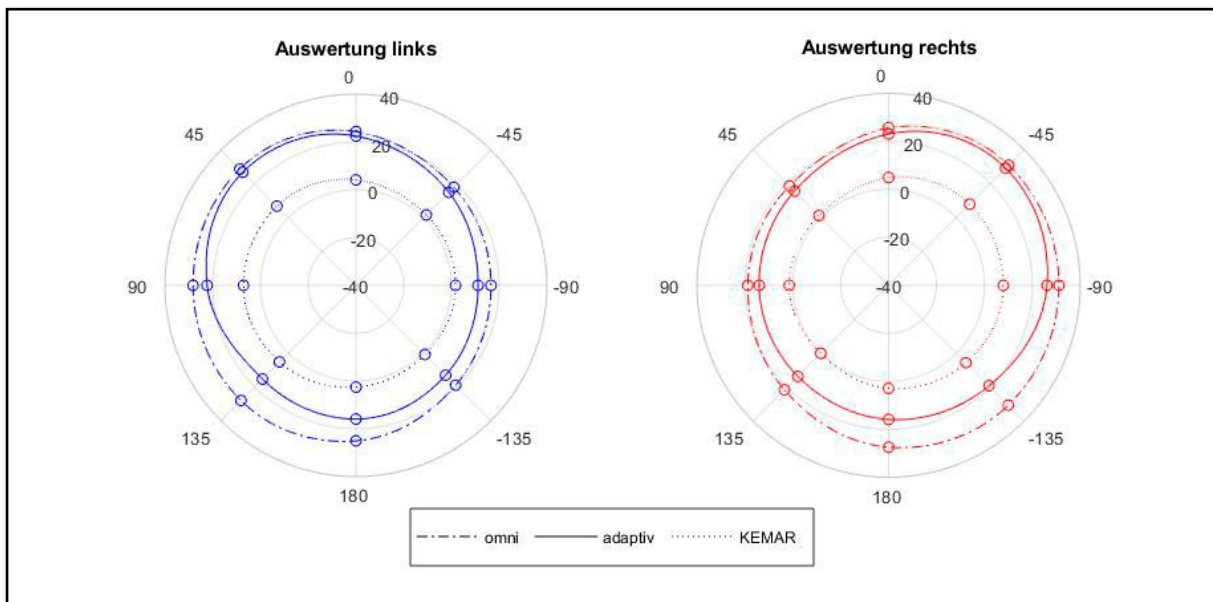


Abb. 23: Richtungsabhängige Verstärkung in dB, Hg. B, Testauswahl „4545“

6.1.1.4 Hörgerätepaar C

Testauswahl	„4545“			
HG.-Einstellung	omni		adapt.	
Richtung Quelle	-45°	45°	-45°	45°
ΔSNR_{li} in dB	3,7	-7,5	8,1	-2,8
ΔSNR_{re} in dB	-10,1	2,6	-3,8	8,8
max. rechts/links in dB	3,7	2,6	8,1	8,8
ΔSNR in dB (Mittelwert)	3,2		8,5	

Tabelle 9: Messergebnisse Hörgerätepaar C, Testauswahl „4545“

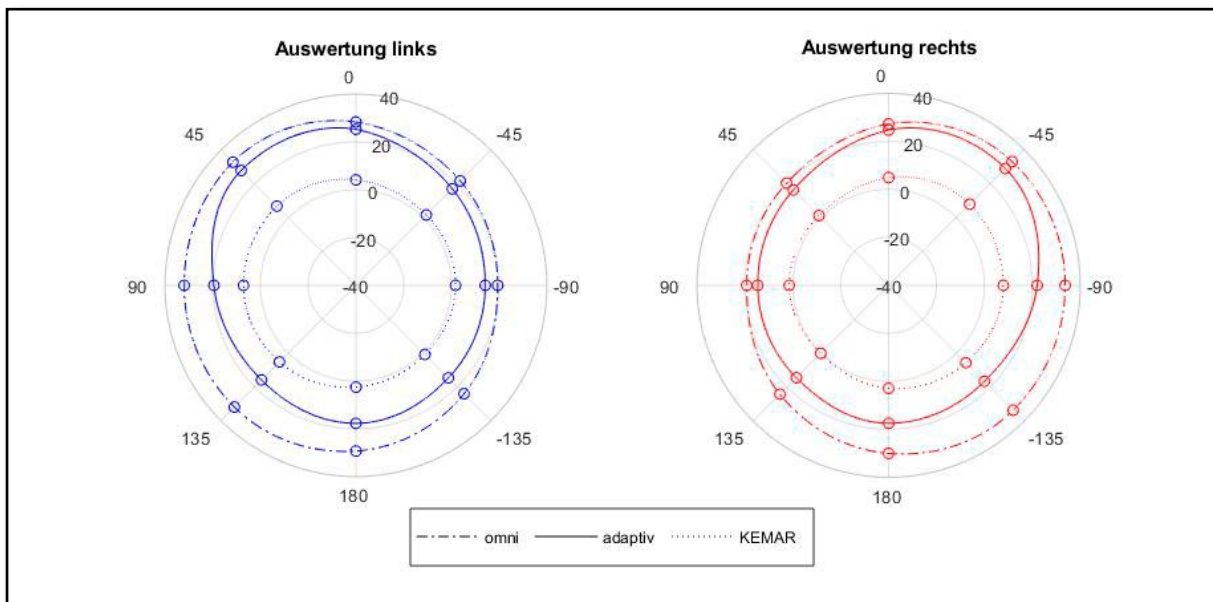


Abb. 24: Richtungsabhängige Verstärkung in dB, Hg. C, Testauswahl „4545“

6.1.1.5 Hörgerätepaar D

Testauswahl	„4545“			
	omni		adapt.	
HG.-Einstellung	-45°	45°	-45°	45°
Richtung Quelle	-45°	45°	-45°	45°
Δ SNR _{li} in dB	5,4	-6,7	8,3	-3,3
Δ SNR _{re} in dB	-6,7	5,7	-3,8	8,4
max. rechts/links in dB	5,4	5,7	8,3	8,4
Δ SNR in dB (Mittelwert)	5,6		8,4	

Tabelle 10: Messergebnisse Hörgerätepaar D, Testauswahl „4545“

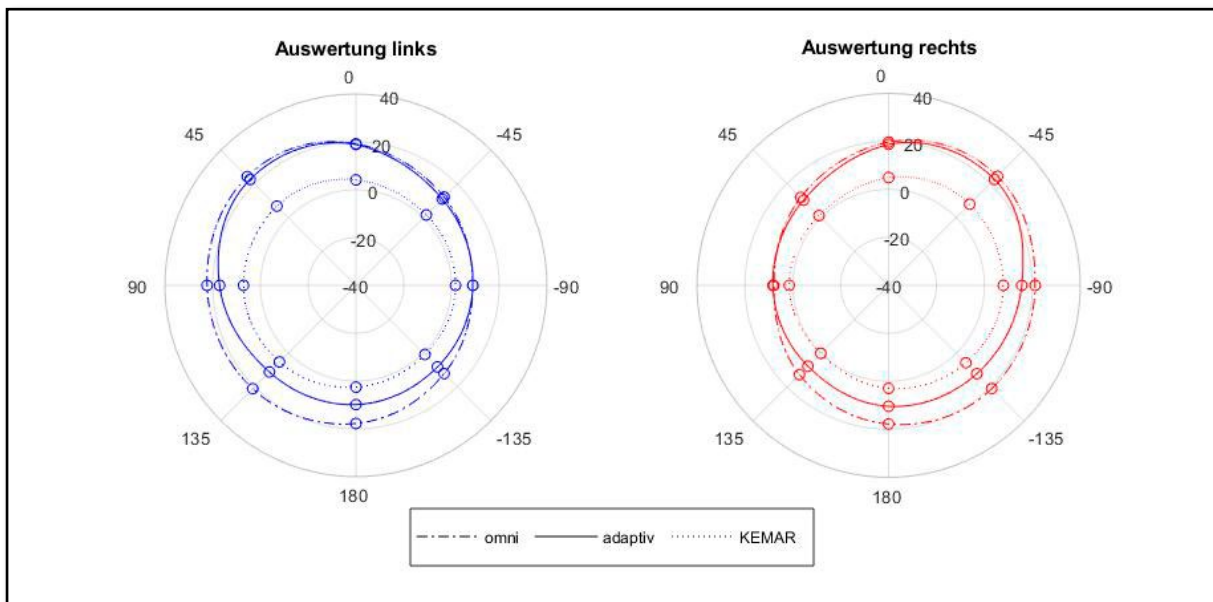


Abb. 25: Richtungsabhängige Verstärkung in dB, Hg. D, Testauswahl „4545“

6.1.1.6 Hörgerätepaar E

Testauswahl	„4545“			
HG.-Einstellung	omni		adapt.	
Richtung Quelle	-45°	45°	-45°	45°
ΔSNR_{li} in dB	2,7	-2,5	3,9	0,1
ΔSNR_{re} in dB	-4,7	2,4	-0,8	5,6
max. rechts/links in dB	2,7	2,4	3,9	5,6
ΔSNR in dB (Mittelwert)	2,6		4,8	

Tabelle 11: Messergebnisse Hörgerätepaar E, Testauswahl „4545“

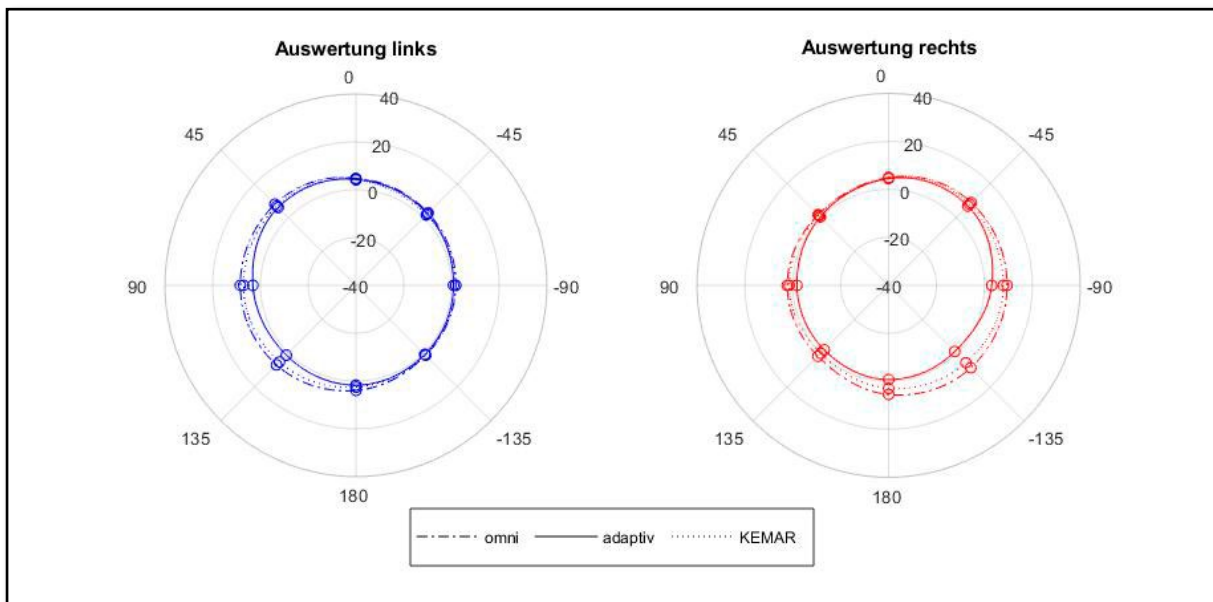


Abb. 26: Richtungsabhängige Verstärkung in dB, Hg. E, Testauswahl „4545“

6.1.1.7 Hörgerätepaar F

Testauswahl	„4545“			
HG.-Einstellung	omni		adapt.	
Richtung Quelle	-45°	45°	-45°	45°
ΔSNR_{li} in dB	3,9	-7,6	8,6	-3,1
ΔSNR_{re} in dB	-9,9	3,3	-4,8	8,6
max. rechts/links in dB	3,9	3,3	8,6	8,6
ΔSNR in dB (Mittelwert)	3,6		8,6	

Tabelle 12: Messergebnisse Hörgerätepaar F, Testauswahl „4545“

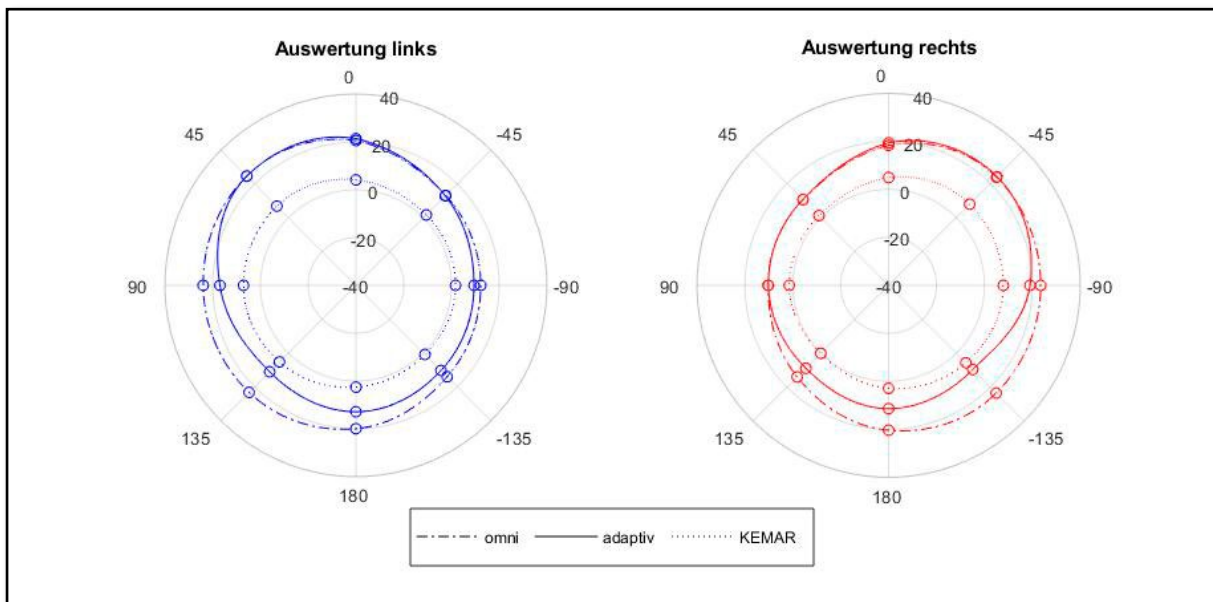


Abb. 27: Richtungsabhängige Verstärkung in dB, Hg. F, Testauswahl „4545“

6.1.2 Testauswahl „0090“

6.1.2.1 KEMAR

Testauswahl	„4545“	
Richtung Quelle	-45°	45°
Δ SNR _{li} in dB	0,3	3,2
Δ SNR _{re} in dB	-0,4	-4,1
max. rechts/links in dB	0,3	3,2
Δ SNR in dB (Mittelwert)	1,8	

Tabelle 13: Messergebnisse KEMAR, Testauswahl „0090“

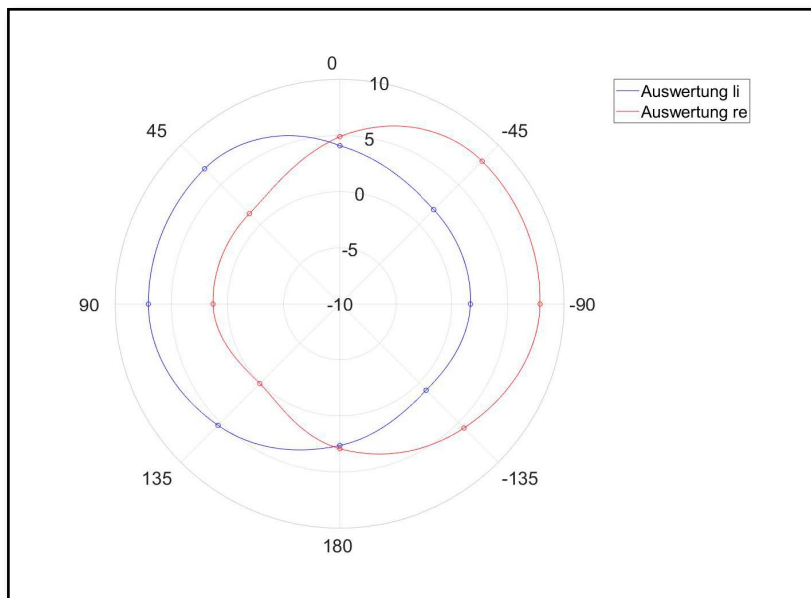


Abb. 28: Richtungsabhängige Verstärkung in dB, KEMAR, Testauswahl „0090“

6.1.2.2 Hörgerätepaar A

Testauswahl	„0090“			
HG.-Einstellung	omni		adapt.	
Richtung Quelle	0°	90°	0°	90°
ΔSNR_{li} in dB	-3,1	2,0	1,9	-0,4
ΔSNR_{re} in dB	-4,1	-9,5	1,7	-8,6
max. rechts/links in dB	-3,1	2,0	1,9	-0,4
ΔSNR in dB (Mittelwert)	-0,6		0,8	

Tabelle 14: Messergebnisse Hörgerätepaar A, Testauswahl „0090“

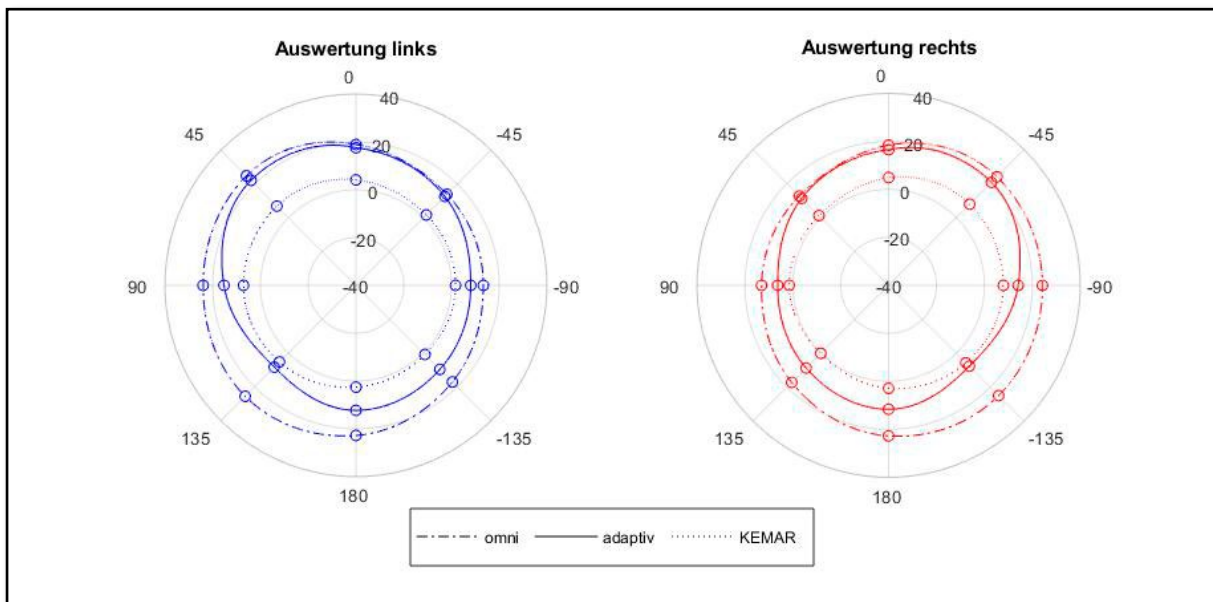


Abb. 29: Richtungsabhängige Verstärkung in dB, Hg. A, Testauswahl „0090“

6.1.2.3 Hörgerätepaar B

Testauswahl	„0090“			
HG.-Einstellung	omni		adapt.	
Richtung Quelle	0°	90°	0°	90°
ΔSNR_{li} in dB	-0,6	3,2	-0,6	3,3
ΔSNR_{re} in dB	-2,8	-9,9	-1,6	1,2
max. rechts/links in dB	-0,6	3,2	-0,6	3,3
ΔSNR in dB (Mittelwert)	1,3		1,3	

Tabelle 15: Messergebnisse Hörgerätepaar B, Testauswahl „0090“

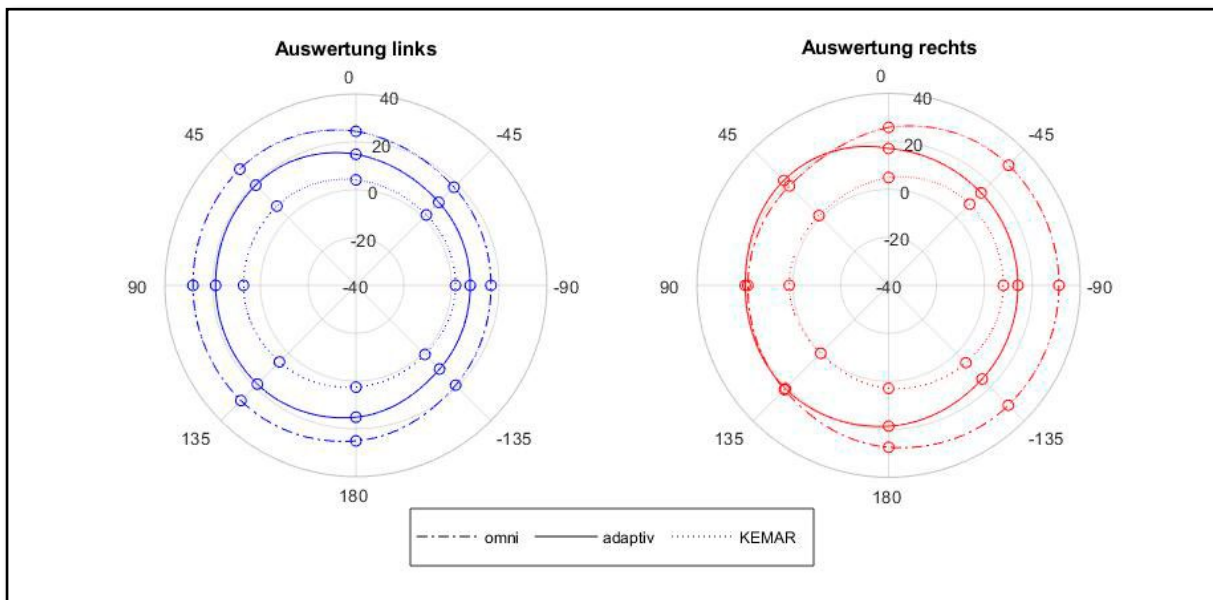


Abb. 30: Richtungsabhängige Verstärkung in dB, Hg. B, Testauswahl „0090“

6.1.2.4 Hörgerätepaar C

Testauswahl	„0090“			
HG.-Einstellung	omni		adapt.	
Richtung Quelle	0°	90°	0°	90°
ΔSNR_{li} in dB	-0,8	3,0	-1,1	3,4
ΔSNR_{re} in dB	-4,0	-12,1	-3,4	-11,2
max. rechts/links in dB	-0,8	3,0	-1,1	3,4
ΔSNR in dB (Mittelwert)	1,1		1,2	

Tabelle 16: Messergebnisse Hörgerätepaar C, Testauswahl „0090“

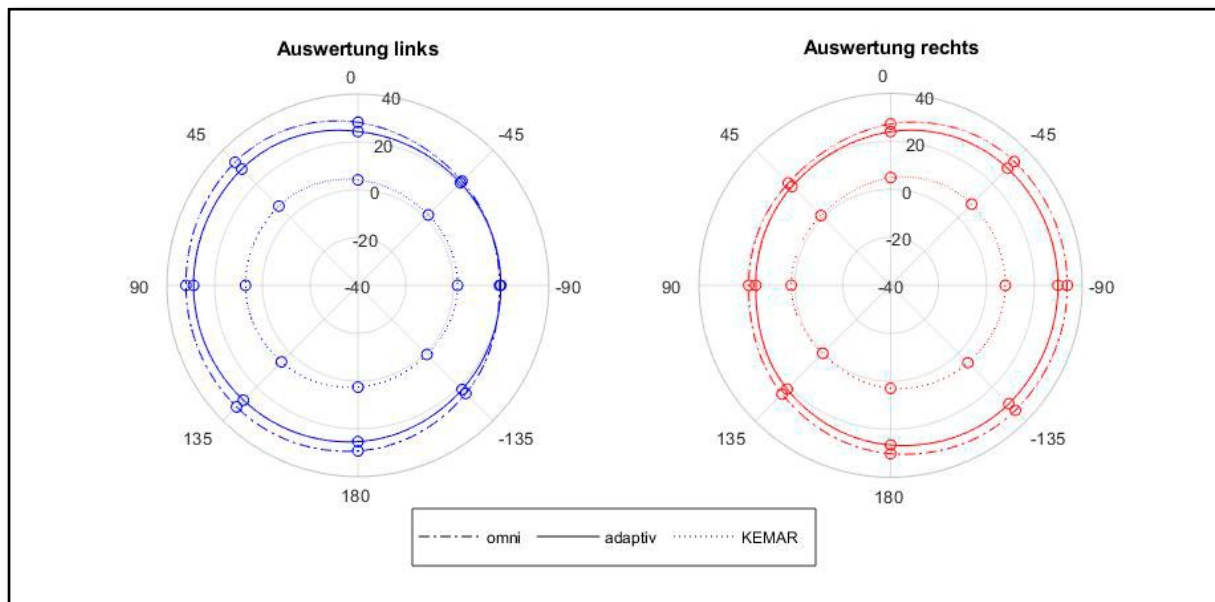


Abb. 31: Richtungsabhängige Verstärkung in dB, Hg. C, Testauswahl „0090“

6.1.2.5 Hörgerätepaar D

Testauswahl	„0090“			
	omni		adapt.	
HG.-Einstellung	0°	90°	0°	90°
Richtung Quelle	0°	90°	0°	90°
ΔSNR_{li} in dB	-0,1	3,0	2,5	0,3
ΔSNR_{re} in dB	-0,4	-12,4	3,0	-10,0
max. rechts/links in dB	-0,1	3,0	3,0	0,3
ΔSNR in dB (Mittelwert)	1,5		1,7	

Tabelle 17: Messergebnisse Hörgerätepaar D, Testauswahl „0090“

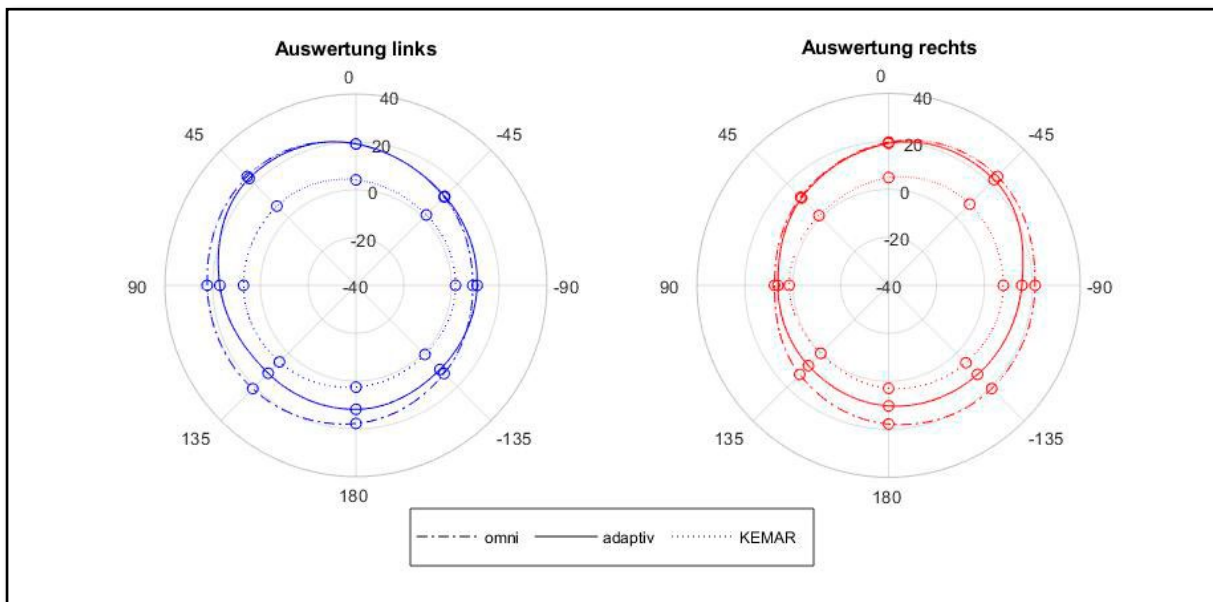


Abb. 32: Richtungsabhängige Verstärkung in dB, Hg. D, Testauswahl „0090“

6.1.2.6 Hörgerätepaar E

Testauswahl	„0090“			
HG.-Einstellung	omni		adapt.	
Richtung Quelle	0°	90°	0°	90°
ΔSNR_{li} in dB	-0,2	3,4	1,6	1,3
ΔSNR_{re} in dB	-2,0	-4,9	1,6	-5,7
max. rechts/links in dB	-0,2	3,4	1,6	1,3
ΔSNR in dB (Mittelwert)	1,6		1,5	

Tabelle 18: Messergebnisse Hörgerätepaar E, Testauswahl „0090“

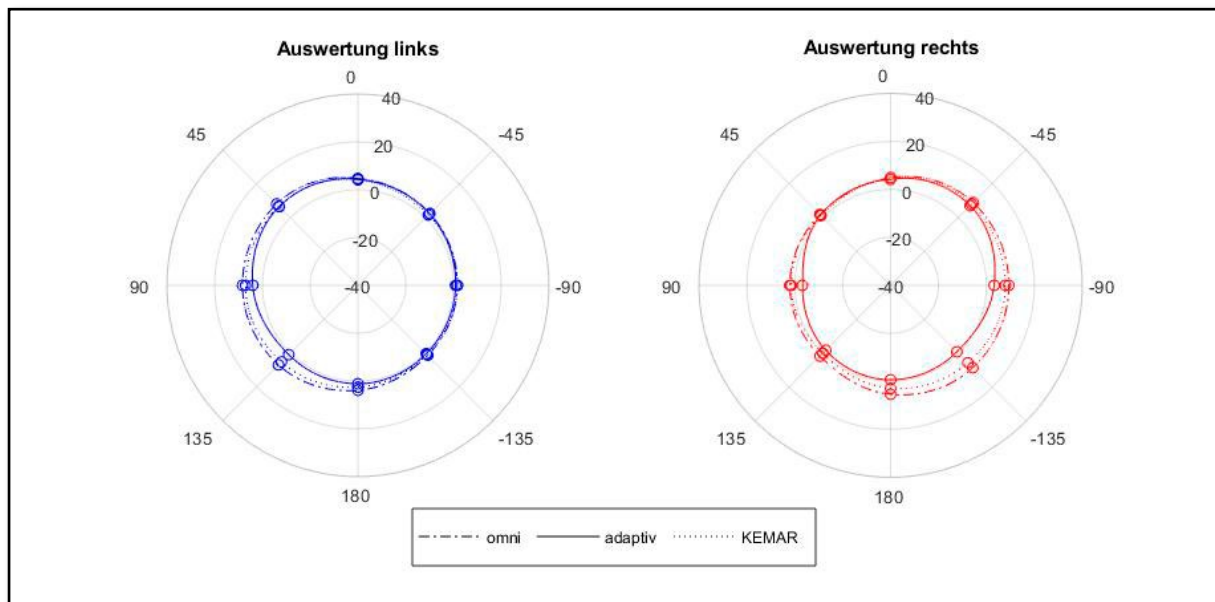


Abb. 33: Richtungsabhängige Verstärkung in dB, Hg. E, Testauswahl „0090“

6.1.2.7 Hörgerätepaar F

Testauswahl	„0090“			
HG.-Einstellung	omni		adapt.	
Richtung Quelle	0°	90°	0°	90°
ΔSNR_{li} in dB	0,0	3,5	2,6	-4,5
ΔSNR_{re} in dB	-3,1	-11,2	1,2	-9,0
max. rechts/links in dB	0,0	3,5	2,6	-4,5
ΔSNR in dB (Mittelwert)	1,8		-1,0	

Tabelle 19: Messergebnisse Hörgerätepaar F, Testauswahl „0090“

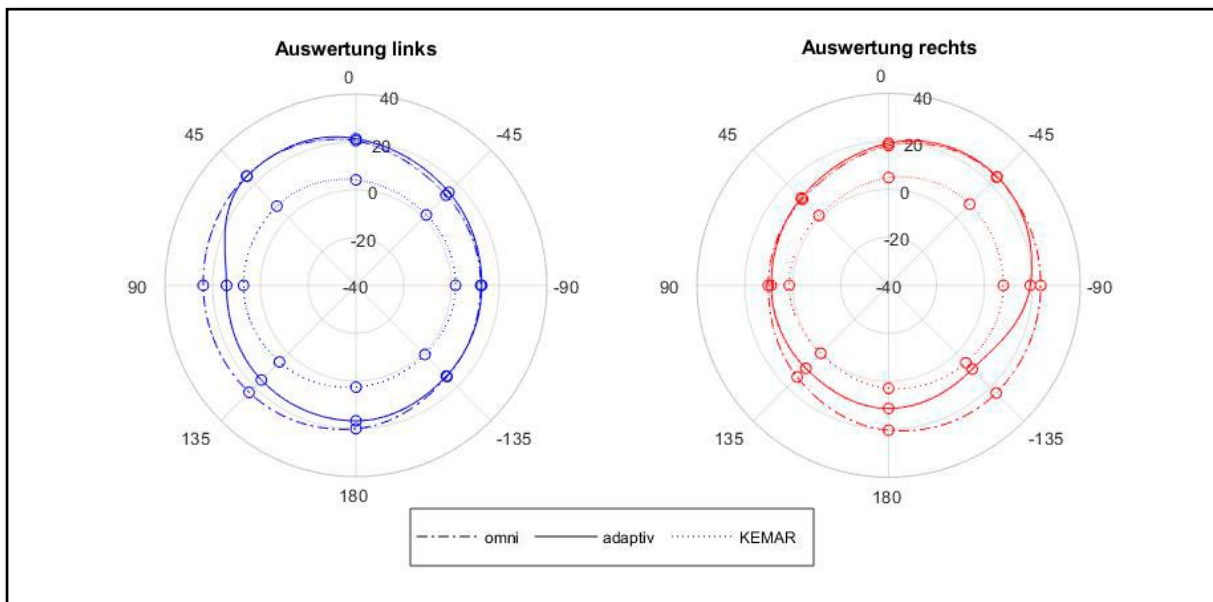


Abb. 34: Richtungsabhängige Verstärkung in dB, Hg. F, Testauswahl „0090“

7. Verzeichnisse

7.1 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1:	Blockschaltbild Richtmikrofon mit zwei verbauten omnidirektionalen Mikrofonen und variabler interner akustischer Verzögerung T_{int}	3
Abb. 2:	Histogramme der zwei Sprachsignale mit Autokorrelation des jeweiligen Signals auf der Diagonalen	7
Abb. 3:	Histogramme der sechs Rauschsignale mit Autokorrelation des jeweiligen Signals auf der Diagonalen	8
Abb. 4:	Abweichung der Terzbandmittenpegel der Rauschsignale von den Terzbandmittenpegeln des ISTS	8
Abb. 5:	Messaufbau in Messkabine mit binauraler Hörgeräteanbindung am KEMAR und Referenzmikrofon	10
Abb. 6:	Schematischer Messaufbau mit binauraler Hörgeräteanbindung am KEMAR, rechtes Hörgerät in rot, linkes in blau	10
Abb. 7:	Quellenanordnung, Testauswahl „4545“, Sprachsignalwiedergabe aus $\pm 45^\circ$	11
Abb. 8:	Quellenanordnung, Testauswahl „0090“, Sprachsignalwiedergabe aus 0° und 90°	11
Abb. 9:	Veranschaulichung des für die Vorberechnung der Hörgeräte genutzten Hörverlustes N3 entsprechend DIN EN 60118-15	13
Abb. 10:	Exemplarische Lautsprecherentzerrung (gemessen bei Lautsprecher der Richtung 135°)	14
Abb. 11:	Pegeländerung der Signale durch zeitliche Verschiebung des Analysefensters um $\pm 0,5$ s	15
Abb. 12:	Richtungsabhängige Test-Retest-Abweichung in dB, Hg. F, Testauswahl: „4545“, omnidirektionales Programm	15
Abb. 13:	Richtungsabhängige Verstärkung in dB, alle Referenzmikrofonaufnahmen	16
Abb. 14:	Differenz der Datenblatt-OEG und gemessenen OEG des KEMAR aus 0° , 90° , 180° , linke Seite	17
Abb. 15:	Mittelwerte der maximalen SNR-Verbesserungen in dB, Testauswahl: „4545“	19
Abb. 16:	Richtungsabhängige Verstärkung in dB, Hg. B, Testauswahl: „4545“, linkes Hörgerät fokussiert im adaptiv direktionalen Programm Signalquelle bei 45° , rechtes Hörgerät bei -45°	20
Abb. 17:	Mittelwerte der maximalen SNR-Verbesserungen in dB, Testauswahl: „0090“	22
Abb. 18:	Richtungsabhängige Verstärkung in dB, Hg. C, Testauswahl: „0090“, rechtes Hörgerät wählt Omnidirektionalität im adaptiven Programm.	23
Abb. 19:	Richtungsabhängige Verstärkung in dB, Hg. D, Testauswahl: „0090“, rechtes Hörgerät fokussiert im adaptiv direktionalen Programm Signalquelle bei 0° .	23
Abb. 20:	Richtungsabhängige Verstärkung in dB, Hg. B, Testauswahl: „0090“, rechtes Richtmikrofon besitzt höchste Empfindlichkeit bei 90° .	24

Abb. 21:	Richtungsabhängige Verstärkung in dB, KEMAR, Testauswahl „4545“	26
Abb. 22:	Richtungsabhängige Verstärkung in dB, Hg. A, Testauswahl „4545“	27
Abb. 23:	Richtungsabhängige Verstärkung in dB, Hg. B, Testauswahl „4545“	28
Abb. 24:	Richtungsabhängige Verstärkung in dB, Hg. C, Testauswahl „4545“	29
Abb. 25:	Richtungsabhängige Verstärkung in dB, Hg. D, Testauswahl „4545“	30
Abb. 26:	Richtungsabhängige Verstärkung in dB, Hg. E, Testauswahl „4545“	31
Abb. 27:	Richtungsabhängige Verstärkung in dB, Hg. F, Testauswahl „4545“	32
Abb. 28:	Richtungsabhängige Verstärkung in dB, KEMAR, Testauswahl „0090“	33
Abb. 29:	Richtungsabhängige Verstärkung in dB, Hg. A, Testauswahl „0090“	34
Abb. 30:	Richtungsabhängige Verstärkung in dB, Hg. B, Testauswahl „0090“	35
Abb. 31:	Richtungsabhängige Verstärkung in dB, Hg. C, Testauswahl „0090“	36
Abb. 32:	Richtungsabhängige Verstärkung in dB, Hg. D, Testauswahl „0090“	37
Abb. 33:	Richtungsabhängige Verstärkung in dB, Hg. E, Testauswahl „0090“	38
Abb. 34:	Richtungsabhängige Verstärkung in dB, Hg. F, Testauswahl „0090“	39

7.2 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Hörgeräteeinstellung für Messungen, um hohe Vergleichbarkeit gewährleisten zu können	13
Tabelle 2: Messergebnisse Hörgerätepaar B, Testauswahl „4545“	19
Tabelle 3: Messergebnisse Hörgerätepaar F, Testauswahl „0090“	21
Tabelle 4: Messergebnisse Hörgerätepaar A, Testauswahl „0090“	21
Tabelle 5: Messergebnisse Hörgerätepaar B, Testauswahl „0090“	22
Tabelle 6: Messergebnisse KEMAR, Testauswahl „4545“	26
Tabelle 7: Messergebnisse Hörgerätepaar A, Testauswahl „4545“	27
Tabelle 8: Messergebnisse Hörgerätepaar B, Testauswahl „4545“	28
Tabelle 9: Messergebnisse Hörgerätepaar C, Testauswahl „4545“	29
Tabelle 10: Messergebnisse Hörgerätepaar D, Testauswahl „4545“	30
Tabelle 11: Messergebnisse Hörgerätepaar E, Testauswahl „4545“	31
Tabelle 12: Messergebnisse Hörgerätepaar F, Testauswahl „4545“	32
Tabelle 13: Messergebnisse KEMAR, Testauswahl „0090“	33
Tabelle 14: Messergebnisse Hörgerätepaar A, Testauswahl „0090“	34
Tabelle 15: Messergebnisse Hörgerätepaar B, Testauswahl „0090“	35
Tabelle 16: Messergebnisse Hörgerätepaar C, Testauswahl „0090“	36
Tabelle 17: Messergebnisse Hörgerätepaar D, Testauswahl „0090“	37
Tabelle 18: Messergebnisse Hörgerätepaar E, Testauswahl „0090“	38
Tabelle 19: Messergebnisse Hörgerätepaar F, Testauswahl „0090“	39

7.3 Literaturverzeichnis

- [1] Stefan Weinzierl. *Handbuch der Audiotechnik*. 2008.
- [2] David R. Moore. Anatomy and physiology of binaural hearing. *Audiology*, 30(3): 125–134, 1991.
- [3] Barry Arons. A review of the cocktail party effect. *Journal of the American Voice I/O Society*, 1992.
- [4] Richtlinie über die Verordnung von Hilfsmitteln in der vertragsärztlichen Versorgung, Stand: 17. Februar 2017.
- [5] Birger Kollmeier. *Cocktail-Partys und Hörgeräte: Biophysik des Gehörs*. 2002.
- [6] Harvey Dillon. *Hearing Aids*. 2001.
- [7] Björn Hagerman, Ake Olofsson. *A method to measure the effect of noise reduction algorithms using simultaneous speech and noise*. 2004.
- [8] Marlitt Frenz. Untersuchung der Störgeräuschunterdrückung und der Richtmikrofontechnik bei Hörgeräten. Masterarbeit, Universität zu Lübeck, 2017.
- [9] King 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.
- [10] Jens Ulrich, Eckhard Hoffmann. *Hörakustik 2.0, Theorie und Praxis*. 2011.
- [11] Michael J. Metz. *Hearing aid amplification*. Plural Publishing Inc., 2014.
- [12] Marlitt Frenz, Hendrik Husstedt, Alfred Mertins. Evaluation of noise reduction algorithms in hearing aids for multiple signals from equal or different directions. *Trends Hear*, 22, 2018.
- [13] Houtan Dehesh. Method and apparatus for performing a fast hadamard transform, 1995.
- [14] Inga Holube, Stefan Fredelake, Marcel Vlaming und Birger Kollmeier. Development and analysis of an international speech test signal (ISTS). *International Journal of Audiology*, 49(12): 891–903, 2010. PMID: 21070124.
- [15] European Hearing Instrument Manufacturers Association. *Description and terms of use of the IFFM and IFnoise signals*, Juni 2016.
- [16] DIN EN 60118-15, Methoden zur Charakterisierung der Hörgeräte-Signalverarbeitung, 2012.
- [17] Martin Dahlquist, Nikolai Bisgaard, Marcel S. M. G. Vlaming. Standard audiograms for the IEC 60118-15 measurement procedure. *Trends Amplif*, 14(2): 113-120, 2010.
- [18] R. Carhart. Monaural and binaural discrimination against competing sentences. *Journal of the Acoustical Society of America*, 37(6): 1205, 1965.
- [19] Nicolas Le Goff, Jesper Jensen, Michael Syskind Pedersen und Susanna Løve Callaway. An introduction to opensound navigator. Technischer Bericht, 2016.
- [20] Jennifer Groth. Binaurale Direktionalität™ II mit Spatial Sense™. Technischer Bericht, 2004.

- [21] Shilpi Banerjee. Binaural spatial mapping optimizes real – world hearing aid behavior. 2011.
- [22] Myriel Nyffeler. Binaural voicestream technology. Technischer Bericht, 2012.
- [23] Shilpi Banerjee. Effect of stimulus configuration & response criterion on directional preference. 2010.
- [24] Ricketts Hornsby. Effects of noise source configuration on directional benefit using symmetric and asymmetric directional hearing aid fittings. *Ear Hear*, 28(2): 177-186, 2007.
- [25] R. Beutelmann, T. Brand. Prediction of speech intelligibility in spatial noise and reverberation for normal-hearing and hearing-impaired listeners. *Journal of the Acoustical Society of America*, 120(1): 331-342, 2006.