
FÖRDERPREIS 2025

PLATZ 1

Jonas Weber

Entwicklung einer geeigneten Messtechnischen
Überprüfung von adaptiver Direktionalität in
Hörgeräten Technischen Hochschule Lübeck

Bachelorarbeit (B. Sc.)

EUHA

Europäische Union der
Hörakustiker e.V.

ENTWICKLUNG EINER GEEIGNETEN MESSTECHNISCHEN ÜBERPRÜFUNG VON ADAPTIVER DIREKTIONALITÄT IN HÖRGERÄTEN

Bachelorarbeit

im Rahmen des Studiengangs
Hörakustik B.Sc.
der Technischen Hochschule Lübeck

vorgelegt von
Jonas Weber
Matrikel-Nr.: 365224

Abgabedatum: 08. August 2025

Erstprüfer: PD Dr. techn. Hendrik Husstedt
Zweitprüfer: Prof. Dr. rer. nat. Jürgen Tchorz

Diese Arbeit ist im Rahmen einer Tätigkeit bei der
Deutsches Hörgeräte Institut GmbH
mit Unterstützung von **Markus Kemper** und **Dr. Florian Denk** entstanden.

Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit befasst sich mit der messtechnischen Überprüfung adaptiver Direktionalitäten in Hörgeräten. Ziel war es, eine geeignete Messmethodik zu untersuchen, die objektive Aussagen über das Vorhandensein und die Art der verwendeten adaptiven Direktionalität ermöglicht. Hierfür wurden Messungen mit einem Aufbau durchgeführt, bei dem ein Kunstkopf von acht Lautsprechern in 45°-Schritten umgeben war. Am Kunstkopf wurden zwei binaural gekoppelte Hörgeräte der höchsten Technikstufe gemessen, wobei jeweils die Ergebnisse des linken Hörgeräts im Detail ausgewertet wurden. Mithilfe des erweiterten Phaseninvertierungsverfahrens wurden die Pegel der präsentierten Messsignale – ISTS und IFnoise – in Abhängigkeit von deren Darbietungswinkeln analysiert. Zunächst wurde die globale SNR-Verbesserung berechnet, die das Hörgerät durch seine interne Signalverarbeitung erzielte, wobei Verbesserungen von bis zu 4,3 dB festgestellt werden konnten. Zusätzlich wurden auf Basis der richtungsabhängigen Rauschpegel die sogenannten Directivity Gain-Werte (DG) bestimmt, die den Anteil der Verbesserung beschreiben, der ausschließlich auf die Direktionalität zurückzuführen ist. Die hier ermittelten DG-Werte lagen im Bereich von 1,4 dB bis 4,3 dB. Durch die Differenzierung dieser beiden Messgrößen konnten weitere Rückschlüsse auf die Verarbeitungsstrategie der Hörgeräte gezogen werden. Insbesondere konnte somit überprüft werden, ob im Hintergrund aktive Features eine der Signalarten bevorzugten. Auf Basis dieser Ergebnisse konnten für die beiden untersuchten Hörgeräte unterschiedliche adaptive Direktionalitätsstrategien nachgewiesen werden. So ließ sich anhand der richtungsabhängigen Rauschpegel und der Polardiagramme der Unterschied zwischen einem Beamformer, der sich unabhängig von der Richtung auf Sprache fokussiert, und einer Automatikfunktion identifizieren, die zwischen frontal gerichteter Direktionalität und Omnidirektionalität umschaltet. Zur Validierung der erzielten Ergebnisse wurden zusätzlich Messungen mit fester Direktionalität und aktivierter Störgeräuschunterdrückung durchgeführt, die ebenfalls plausible Resultate lieferten. Um jedoch einen umfassenderen Überblick über die Anwendbarkeit und die Robustheit der entwickelten Messmethodik zu gewinnen, sollten zukünftige Untersuchungen mit verschiedenen Messsignalen, Pegeln und Hörgeräteeinstellungen wiederholt und erweitert werden.

Abstract

The present study deals with the experimental verification of adaptive directionalities in hearing aids. The goal was to develop a suitable measurement methodology that enables objective conclusions about the presence and the type of adaptive directionality used. For this purpose, measurements were conducted using a setup in which an artificial head was surrounded by eight loudspeakers arranged in 45° steps. Two binaurally coupled state-of-the-art hearing aids were measured on the artificial head, with the results of the left hearing aid being analyzed in greater detail. Using the extended phase inversion method, the levels of the presented test signals – ISTS and IFnoise – were analyzed as a function of their presentation angles. First, the overall SNR improvement achieved by the hearing aid through its internal signal processing was calculated, with improvements of up to 4.3 dB being observed. In addition, the so-called Directivity Gain values (DG) were determined based on the angle-dependent noise levels, representing the proportion of improvement solely attributable to the directionality. The DG values obtained in this study ranged from 1.4 dB to 4.3 dB. By differentiating these two measured parameters, further conclusions could be drawn about the processing strategy of the hearing aids. In particular, this made it possible to determine whether background features were active that prioritized one of the signal types. Based on these results, different adaptive directionality strategies could be identified for the two hearing aids under investigation. For example, the angle-dependent noise levels and polar plots allowed a distinction between a beamformer that focused on speech regardless of direction and an automatic function that switched between a front-focused directional mode and an omnidirectional mode. To validate the obtained results, additional measurements were carried out with fixed directionality and activated noise reduction, which also produced plausible results. However, to gain a more comprehensive understanding of the applicability and robustness of the developed measurement methodology, future investigations should be repeated and extended with various test signals, levels, and hearing aid settings.

Inhaltsverzeichnis

Zusammenfassung	I
Abstract	II
Abbildungsverzeichnis	VII
Tabellenverzeichnis	IX
Abkürzungsverzeichnis	X
1 Einleitung	1
2 Theoretische Grundlagen	2
2.1 Richtmikrofone	2
2.1.1 Prinzip der Richtwirkung	2
2.1.2 Typische Richtcharakteristiken	2
2.1.3 Vergleich der Richtcharakteristiken	3
2.1.4 Mathematische Beschreibung	3
2.1.5 Technische Limitationen	4
2.2 Vergleich von Direktionalitäten im Freifeld und am Kopf	5
2.2.1 Omnidirektionalität	6
2.2.2 Frontal gerichtete Direktionalität	7
2.2.3 Offenes Ohr des Kunstkopfes	8
2.3 Adaptive Richtmikrofone	9
2.3.1 Technische Umsetzung	10
2.3.2 Automatische vs. adaptive Richtmikrofone	11
2.4 Messverfahren mittels Phaseninvertierung	12
2.4.1 Klassisches Phaseninvertierungsverfahren	12
2.4.2 Erweitertes Phaseninvertierungsverfahren	13
3 Methoden	14
3.1 Messaufbau	14
3.1.1 Messtechnik	15
3.1.2 Messraum	15
3.2 Kalibrierung und Entzerrung	15
3.2.1 Kalibrierung der Mikrofone	16
3.2.2 Kalibrierung der Lautsprecher	16
3.2.3 Entzerrung der Lautsprecher	16
3.3 Messsignale	18
3.4 Hörgeräte	21
3.4.1 Ankopplung	21
3.4.2 Einstellung	21
3.5 Messstrategie	22
3.5.1 Messung der statischen Direktionalitäten	23

3.5.2	Messung der adaptiven Direktionalitäten	23
3.5.3	Verarbeitung und Berechnung der Messergebnisse	25
3.5.4	Auswertung der Testergebnisse	29
4	Ergebnisse	31
4.1	Statische Direktionalitäten	31
4.1.1	PHL mit Omnidirektionalität	31
4.1.2	PHL mit frontal gerichteter Direktionalität	35
4.2	Adaptive Direktionalitäten	38
4.2.1	Hörgerät 1	38
4.2.2	Hörgerät 2	42
4.2.3	Hörgerät 1 mit aktivierter Störgeräuschunterdrückung	46
5	Diskussion	50
5.1	Adaptive Richtwirkung der gemessenen Hörgeräte	50
5.2	Einfluss richtungsunabhängiger Signalverarbeitung	53
5.3	Reduzierung der Komplexität dieser Messmethodik	54
5.4	Verifikation der Messergebnisse anhand statischer Direktionalitäten	55
5.5	Fehlerquellen und Limitationen	57
6	Fazit und Ausblick	59
	Literaturverzeichnis	60
	Anhang	63
A	Messdaten PHL mit Omnidirektionalität	63
B	Messdaten PHL mit frontal gerichteter Direktionalität	65
C	Messdaten Hörgerät 1	67
D	Messdaten Hörgerät 2	69
E	Messdaten Hörgerät 1 mit aktivierter Störgeräuschunterdrückung	71

Abbildungsverzeichnis

2.1 Vereinfachte schematische Darstellung eines festen, direktionalen Mikrofons (FDM) (in Anlehnung an Maj et al., 2006)	2
2.2 Darstellung typischer Richtcharakteristiken, die mit zwei Mikrofonen im Freifeld erzielt werden können.	3
2.3 Richtcharakteristiken des PHL bei omnidirektionaler Einstellung sowohl im Freifeld und am Kunstkopf.	6
2.4 Richtcharakteristiken des PHL bei frontal gerichteter Einstellung sowohl im Freifeld und am Kunstkopf.	7
2.5 Direktionalität des offenen (linken) Ohrs des Kunstkopfes für verschiedene Oktavbänder. .	8
2.6 Vereinfachte schematische Darstellung eines adaptiven, direktionalen Mikrofons (ADM) (in Anlehnung an Maj et al., 2006).	10
3.1 Schematische Darstellung des Messaufbaus.	14
3.2 Messraum inklusive Versuchsaufbau mit angekoppeltem PHL, sowie beispielhafte Abbildung des angekoppelten PHL am linken Ohr des Kunstkopfes (unten rechts).	14
3.3 Ergebnis der Entzerrung – 1/6-Oktavband-Differenz zum 70 dB SPL Zielpegel.	17
3.4 Ergebnis der Kalibrierung und Entzerrung – Terzbandpegel eines IFnoises, abgespielt mit einem RMS-Pegel von 70 dB SPL pro Lautsprecher.	18
3.5 Differenz des LTASS der erstellten IFnoises, sowie des IFnoise der EHIMA (gestrichelt) zum ISTS in Terzbändern.	20
3.6 Korrelationsmatrizen der acht erzeugten IFnoises.	20
4.1 Globale Eingangs- und Ausgangspegel (L_{in} und L_{out}) des ISTS und IFnoise, sowohl gefiltert und ungefiltert für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem omnidirektional eingestellten <i>PHL</i>	31
4.2 Globale Eingangs- und Ausgangs-SNRs SNR_{in} und SNR_{out} für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem omnidirektional eingestellten <i>PHL</i>	32
4.3 SNR-Verbesserungen ΔSNR_{out-in} , DG, SNP und Korrekturwerte für Sprache und Rauschen $\Delta L_{S,dir}$ und $\Delta L_{N,dir}$ für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem omnidirektional eingestellten <i>PHL</i>	32
4.4 Differenz der Einzel-Rauschpegel zwischen 0° und 225° $\Delta L_{N_0-N_{225}}$ und $\Delta L_{N_{225}-N_0}$; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem omnidirektional eingestellten <i>PHL</i>	33
4.5 Normalisierte Rauschpegel $L_{N,out,norm,i}$ je Lautsprecherrichtung für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem omnidirektional eingestellten <i>PHL</i>	33
4.6 Vergleich der in Abbildung 2.3b und Abbildung 4.5 dargestellten Direktionalitäten des PHL für beide Messkonditionen.	34
4.7 Globale Eingangs- und Ausgangspegel (L_{in} und L_{out}) des ISTS und IFnoise, sowohl gefiltert und ungefiltert für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem direktional eingestellten <i>PHL</i>	35
4.8 Globale Eingangs- und Ausgangs-SNRs SNR_{in} und SNR_{out} für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem direktional eingestellten <i>PHL</i>	35
4.9 SNR-Verbesserungen ΔSNR_{out-in} , DG, SNP und Korrekturwerte für Sprache und Rauschen $\Delta L_{S,dir}$ und $\Delta L_{N,dir}$ für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem direktional eingestellten <i>PHL</i>	36

4.10 Differenz der Einzel-Rauschpegel zwischen 0° und 225° $\Delta L_{N_0-N_{225}}$ und $\Delta L_{N_{225}-N_0}$; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem direktional eingestellten <i>PHL</i>	36
4.11 Normalisierte Rauschpegel $L_{N, out, norm, i}$ je Lautsprecherrichtung für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem direktional eingestellten <i>PHL</i>	37
4.12 Vergleich der in Abbildung 2.4b und Abbildung 4.11 dargestellten Direktionalitäten des <i>PHL</i> für beide Messkonditionen.	37
4.13 Globale Eingangs- und Ausgangspegel (L_{in} und L_{out}) des ISTS und IFnoise, sowohl gefiltert und ungefiltert für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit <i>Hörgerät 1</i>	38
4.14 Globale Eingangs- und Ausgangs-SNRs SNR_{in} und SNR_{out} für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit <i>Hörgerät 1</i>	38
4.15 SNR-Verbesserungen ΔSNR_{out-in} , DG, SNP und Korrekturwerte für Sprache und Rauschen $\Delta L_{S, dir}$ und $\Delta L_{N, dir}$ für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit <i>Hörgerät 1</i>	39
4.16 Differenz der Einzel-Rauschpegel zwischen 0° und 225° $\Delta L_{N_0-N_{225}}$ und $\Delta L_{N_{225}-N_0}$; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit <i>Hörgerät 1</i>	39
4.17 Normalisierte Rauschpegel $L_{N, out, norm, i}$ je Lautsprecherrichtung für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit <i>Hörgerät 1</i>	40
4.18 Vergleich der Direktionalität des ersten Hörgeräts aus Abbildung 4.17 (blau) und einer frontal gerichteten Direktionalität, gemessen mit dem <i>PHL</i> aus Abbildung 4.11 (schwarz) – beide am linken Ohr des Kunstkopfes für die erste Messkondition.	41
4.19 Globale Eingangs- und Ausgangspegel (L_{in} und L_{out}) des ISTS und IFnoise, sowohl gefiltert und ungefiltert für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit <i>Hörgerät 2</i>	42
4.20 Globale Eingangs- und Ausgangs-SNRs SNR_{in} und SNR_{out} für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit <i>Hörgerät 2</i>	42
4.21 SNR-Verbesserungen ΔSNR_{out-in} , DG, SNP und Korrekturwerte für Sprache und Rauschen $\Delta L_{S, dir}$ und $\Delta L_{N, dir}$ für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit <i>Hörgerät 2</i>	43
4.22 Differenz der Einzel-Rauschpegel zwischen 0° und 225° $\Delta L_{N_0-N_{225}}$ und $\Delta L_{N_{225}-N_0}$; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit <i>Hörgerät 2</i>	43
4.23 Normalisierte Rauschpegel $L_{N, out, norm, i}$ je Lautsprecherrichtung für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit <i>Hörgerät 2</i>	44
4.24 Vergleich der Direktionalitäten des zweiten Hörgeräts (blau) und mit dem <i>PHL</i> gemessenen Direktionalitäten am linken Ohr des Kunstkopfes – gemittelt über 500 Hz bis 5 kHz (schwarz). Links zu sehen ist eine frontal gerichtete und rechts eine omnidirektionale Einstellung des <i>PHL</i>	45
4.25 Globale Eingangs- und Ausgangspegel (L_{in} und L_{out}) des ISTS und IFnoise, sowohl gefiltert und ungefiltert für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit <i>Hörgerät 1</i>	46
4.26 Globale Eingangs- und Ausgangs-SNRs SNR_{in} und SNR_{out} für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit <i>Hörgerät 1</i>	46
4.27 SNR-Verbesserungen ΔSNR_{out-in} , DG, SNP und Korrekturwerte für Sprache und Rauschen $\Delta L_{S, dir}$ und $\Delta L_{N, dir}$ für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit <i>Hörgerät 1</i>	47

4.28	Differenz der Einzel-Rauschpegel zwischen 0° und 225° $\Delta L_{N_0-N_{225}}$ und $\Delta L_{N_{225}-N_0}$; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit <i>Hörgerät 1</i>	47
4.29	Normalisierte Rauschpegel $L_{N, out, norm, i}$ je Lautsprecherrichtung für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit <i>Hörgerät 1</i>	48
4.30	Vergleich der Direktionalitäten von Hörgerät 1 mit und ohne aktivierter Störgeräuschunterdrückung (NR) für beide Messkonditionen.	49
A.1	Insertion Gain des omnidirektional eingestellten <i>PHL</i> je Terzband, gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem 70 dB SPL IFnoise.	63
B.1	Insertion Gain des direktional eingestellten <i>PHL</i> je Terzband, gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem 70 dB SPL IFnoise.	65
C.1	Insertion Gain von <i>Hörgerät 1</i> je Terzband, gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem 70 dB SPL IFnoise.	67
D.1	Insertion Gain von <i>Hörgerät 2</i> je Terzband, gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem 70 dB SPL IFnoise.	69
E.1	Insertion Gain von <i>Hörgerät 1</i> je Terzband, gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem 70 dB SPL IFnoise.	71

Tabellenverzeichnis

2.1	Eigenschaften typischer Richtcharakteristiken.	3
3.1	Bewertungskriterien für die beiden Messkonditionen.	30
4.1	Vergleich der Bewertungskriterien für beide Messkonditionen der ersten Messung.	41
4.2	Vergleich der Bewertungskriterien für beide Messkonditionen der zweiten Messung.	45
4.3	Vergleich der Ausgangspegel von Hörgerät 1 ohne und mit aktivierter Störgeräuschunterdrückung (NR)	49
4.4	Vergleich der Messgrößen der SNR-Verbesserungen für 0°- und 225°-Konditionen ohne und mit aktivierter Störgeräuschunterdrückung (NR).	49
A.1	Globale Eingangs- und Ausgangspegel (in dB SPL) des ISTS und IFnoise, sowohl gefiltert und ungefiltert für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem omnidirektional eingestellten <i>PHL</i>	63
A.2	Globale Eingangs- und Ausgangs-SNRs (in dB) für beide Messkonditionen, gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem omnidirektional eingestellten <i>PHL</i>	63
A.3	SNR-Verbesserungen $\Delta\text{SNR}_{\text{out-in}}$, DG, SNP und Korrekturwerte für Sprache und Rauschen $\Delta L_{S,\text{dir}}$ und $\Delta L_{N,\text{dir}}$ für beide Messkonditionen (in dB); gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem omnidirektional eingestellten <i>PHL</i>	64
A.4	Differenz der Einzel-Rauschpegel zwischen 0° und 225° $\Delta L_{N_0-N_{225}}$ und $\Delta L_{N_{225}-N_0}$ (in dB); gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem omnidirektional eingestellten <i>PHL</i>	64
A.5	Normalisierte Rauschpegel $L_{N,\text{out,norm},i}$ je Lautsprecherrichtung für beide Messkonditionen (in dB); gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem omnidirektional eingestellten <i>PHL</i>	64
B.1	Globale Eingangs- und Ausgangspegel (in dB SPL) des ISTS und IFnoise, sowohl gefiltert und ungefiltert für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem direktional eingestellten <i>PHL</i>	65
B.2	Globale Eingangs- und Ausgangs-SNRs (in dB) für beide Messkonditionen, gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem direktional eingestellten <i>PHL</i>	65
B.3	SNR-Verbesserungen $\Delta\text{SNR}_{\text{out-in}}$, DG, SNP und Korrekturwerte für Sprache und Rauschen $\Delta L_{S,\text{dir}}$ und $\Delta L_{N,\text{dir}}$ für beide Messkonditionen (in dB); gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem direktional eingestellten <i>PHL</i>	66
B.4	Differenz der Einzel-Rauschpegel zwischen 0° und 225° $\Delta L_{N_0-N_{225}}$ und $\Delta L_{N_{225}-N_0}$ (in dB); gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem direktional eingestellten <i>PHL</i>	66
B.5	Normalisierte Rauschpegel $L_{N,\text{out,norm},i}$ je Lautsprecherrichtung für beide Messkonditionen (in dB); gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem direktional eingestellten <i>PHL</i>	66
C.1	Globale Eingangs- und Ausgangspegel (in dB SPL) des ISTS und IFnoise, sowohl gefiltert und ungefiltert für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit <i>Hörgerät 1</i>	67
C.2	Globale Eingangs- und Ausgangs-SNRs (in dB) für beide Messkonditionen, gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit <i>Hörgerät 1</i>	67
C.3	SNR-Verbesserungen $\Delta\text{SNR}_{\text{out-in}}$, DG, SNP und Korrekturwerte für Sprache und Rauschen $\Delta L_{S,\text{dir}}$ und $\Delta L_{N,\text{dir}}$ für beide Messkonditionen (in dB); gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit <i>Hörgerät 1</i>	68
C.4	Differenz der Einzel-Rauschpegel zwischen 0° und 225° $\Delta L_{N_0-N_{225}}$ und $\Delta L_{N_{225}-N_0}$ (in dB); gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit <i>Hörgerät 1</i>	68

C.5	Normalisierte Rauschpegel $L_{N, out, norm, i}$ je Lautsprecherrichtung für beide Messkonditionen (in dB); gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit <i>Hörgerät 1</i>	68
D.1	Globale Eingangs- und Ausgangspegel (in dB SPL) des ISTS und IFnoise, sowohl gefiltert und ungefiltert für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit <i>Hörgerät 2</i>	69
D.2	Globale Eingangs- und Ausgangs-SNRs (in dB) für beide Messkonditionen, gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit <i>Hörgerät 2</i>	69
D.3	SNR-Verbesserungen ΔSNR_{out-in} , DG, SNP und Korrekturwerte für Sprache und Rauschen $\Delta L_{S, dir}$ und $\Delta L_{N, dir}$ für beide Messkonditionen (in dB); gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit <i>Hörgerät 2</i>	70
D.4	Differenz der Einzel-Rauschpegel zwischen 0° und 225° $\Delta L_{N_0-N_{225}}$ und $\Delta L_{N_{225}-N_0}$ (in dB); gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit <i>Hörgerät 2</i>	70
D.5	Normalisierte Rauschpegel $L_{N, out, norm, i}$ je Lautsprecherrichtung für beide Messkonditionen (in dB); gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit <i>Hörgerät 2</i>	70
E.1	Globale Eingangs- und Ausgangspegel (in dB SPL) des ISTS und IFnoise, sowohl gefiltert und ungefiltert für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit <i>Hörgerät 1</i>	71
E.2	Globale Eingangs- und Ausgangs-SNRs (in dB) für beide Messkonditionen, gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit <i>Hörgerät 1</i>	71
E.3	SNR-Verbesserungen ΔSNR_{out-in} , DG, SNP und Korrekturwerte für Sprache und Rauschen $\Delta L_{S, dir}$ und $\Delta L_{N, dir}$ für beide Messkonditionen (in dB); gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit <i>Hörgerät 1</i>	72
E.4	Differenz der Einzel-Rauschpegel zwischen 0° und 225° $\Delta L_{N_0-N_{225}}$ und $\Delta L_{N_{225}-N_0}$ (in dB); gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit <i>Hörgerät 1</i>	72
E.5	Normalisierte Rauschpegel $L_{N, out, norm, i}$ je Lautsprecherrichtung für beide Messkonditionen (in dB); gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit <i>Hörgerät 1</i>	72

Abkürzungsverzeichnis

DHI	Deutsches Hörgeräte Institut
HdO	Hinter-dem-Ohr
IdO	In-dem-Ohr
RIC	Receiver-in-Canal
SNR	Signal-to-Noise-Ratio
EPIV	Erweitertes Phaseninvertierungsverfahren
DI	Directivity Index
FDM	festes, direktionales Mikrofon
ADM	adaptives, direktionales Mikrofon
SRT50	Sprachverständlichkeitsschwelle (<i>speech reception threshold</i>)
KEMAR	Knowles Electronics Manikin for Acoustic Research
PHL	Portable Hearing Laboratory
openMHA	open Master Hearing Aid
ISTS	International Speech Test Signal
IFnoise	International Female Noise
LTASS	long-term average speech spectrum
ILTASS	International long-term average speech spectrum
FFT	Fast Fourier Transformation
IFFT	Inverse Fast Fourier Transformation
IG	Insertion Gain
REUG	Real-Ear-Unaided-Gain
ITD	Interaural Time Difference (<i>interaurale Zeitunterschiede</i>)
ILD	Interaural Level Difference (<i>interaurale Pegelunterschiede</i>)
FTS	Functional Test Setting
RTS	Reference Test Setting
BP	Bandpass
FIR	Finite Impulse Response
DG	Directivity Gain
SNP	Signal-to-Noise-Processing
NR	Noise Reduction

1 Einleitung

Direktionale Mikrofone stellen neben der Verstärkung eine Möglichkeit der Signalverarbeitung in Hörgeräten dar, die nachweislich zu einer Verbesserung des Sprachverstehens im Störgeräusch führt (Jespersen et al., 2021). Eine der effektivsten Methoden zur Verbesserung der Sprachverständlichkeit unter Störgeräuscheinfluss ist eine Erhöhung des Signal-Rausch-Abstands (SNR). Direktionale Mikrofone gelten dabei als eine der erfolgreichsten Technologien zur Verbesserung des SNR (Ricketts & Dhar, 1999; Valente, 1999). Entsprechend groß ist das Bestreben vieler Hörgerätehersteller, ihre Richtmikrofone weiterzuentwickeln und deren Leistungsfähigkeit hervorzuheben. Ein zentraler Fortschritt in diesem Bereich ist die Einführung sogenannter adaptiver Richtmikrofone, die sich automatisch an wechselnde akustische Umgebungen anpassen sollen – mit dem Ziel, sowohl das Sprachverstehen zu optimieren als auch die Handhabung für den Nutzer zu erleichtern. Was jedoch ein Richtmikrofonsystem im Detail leisten muss, um als „adaptiv“ zu gelten, ist bislang nicht einheitlich definiert. Ziel dieser Arbeit ist es daher, eine objektive Messmethode zu untersuchen, mit der sich adaptive Direktionalität zuverlässig quantifizieren lässt. Zu diesem Zweck wurde zunächst das Verhalten statischer Richtmikrofone untersucht, um darauf aufbauend die Unterschiede zu adaptiven Systemen zu analysieren. Dabei soll ein objektiver, messbarer Wert ermittelt werden, der die „Stärke“ der adaptiven Anpassung beschreibt.

Da moderne Hörgeräte zahlreiche signalverarbeitende Funktionen kombinieren – wie etwa Störgeräuschunterdrückung, Rückkopplungsmanagement oder automatische Verstärkungsregelung, musste im Rahmen dieser Arbeit zudem darauf geachtet werden, dass ausschließlich die Wirkung der Richtmikrofone analysiert wird. Dies ist essenziell, um eindeutig die Wirkung der adaptiven Richtmikrofone bewerten zu können. Zur Umsetzung wurde ein Versuchsaufbau realisiert, in dem mehrere Lautsprecher ein diffuses Störfeld erzeugen und zusätzlich Sprache aus einem der Lautsprecher wiedergegeben wird. Die Sprache wird hierbei zunächst von vorne und anschließend von seitlich hinten präsentiert. Ziel war es zu analysieren, inwiefern sich das Hörgerät dynamisch auf die wechselnde Sprachrichtung einstellt. Im Idealfall zeichnet sich der entwickelte Messaufbau durch eine hohe Genauigkeit sowie geringe Abweichungen bei wiederholter Durchführung aus. Zudem sollte die Methode universell einsetzbar sein und eine vergleichbare Bewertung verschiedener Hörgeräte unterschiedlicher Hersteller ermöglichen.

Nach der Darstellung theoretischer Grundlagen zu statischen und adaptiven Mikrofonen wird im weiteren Verlauf das Messverfahren beschrieben. Hierbei wird auch auf Unterschiede zwischen Richtcharakteristiken im Freifeld und am Kunstkopf eingegangen. Zentral ist die Anwendung des erweiterten Phaseninvertierungsverfahrens gemäß Husstedt et al. (2018), das eine Trennung von Sprach- und Störanteil am Ausgang des Hörgeräts ermöglicht – und zwar individuell für alle acht Lautsprecher. Im Methodenteil werden anschließend der Messaufbau, die verwendeten Testsignale sowie die untersuchten Hörgeräte inklusive deren Konfigurationen detailliert beschrieben. Ebenso werden der konkrete Messablauf und die Auswertungsstrategie erläutert, ergänzt um Maßnahmen zur Kalibrierung und Entzerrung der eingesetzten Messtechnik. Den Abschluss bilden die Darstellung und Diskussion der Messergebnisse, in der auch potenzielle Fehlerquellen und Limitationen thematisiert werden. Die Arbeit schließt mit einer Zusammenfassung der zentralen Erkenntnisse sowie einem Ausblick auf zukünftige Forschungsfragen.

2 Theoretische Grundlagen

2.1 Richtmikrofone

2.1.1 Prinzip der Richtwirkung

Klassische, statische Richtmikrofone arbeiten auf Basis kontrollierter Interferenz. Sie nutzen die physikalischen Eigenschaften der Schallausbreitung und erzeugen eine Richtcharakteristik durch die Kombination zweier oder mehrerer Signale mit gezielten Laufzeitdifferenzen (*Delays*) (Kuk et al., 2002). Diese Zeitdifferenzen können entweder extern (durch akustische Wege wie Röhren, Schallöffnungen oder Bohrungen) oder intern (durch elektronische Verzögerungen im Signalweg) realisiert werden (Ballou, 2015, S. 991 ff.). Ein einfaches Modell ist ein Zweimikrofonensystem mit einem fest definierten Abstand d zwischen den Mikrofonen. Trifft ein Schallereignis unter einem Winkel θ auf die Mikrofonenebene, entsteht eine Laufzeitdifferenz $\Delta t = \frac{d \cdot \sin(\theta)}{c}$, wobei c die Schallgeschwindigkeit ist. Diese berechnet sich aus der Geometrie (vgl. Davis & Patronis, 2013, Kap. 2). Durch geeignete elektronische Verzögerung eines der beiden Mikrofonensignale und anschließende Summation oder Subtraktion (s. Abbildung 2.1) kann die Empfindlichkeit in bestimmte Richtungen verstärkt oder abgeschwächt werden. Eine häufig umgesetzte Variante ist, dass das elektrische Signal des hinteren Mikrofon elektronisch verzögert wird und von dem Signal des vorderen Mikrofon abgezogen wird; dieses Prinzip nennt sich *delay-and-subtract* (vgl. Abbildung 2.1) (Ricketts & Mueller, 1999).

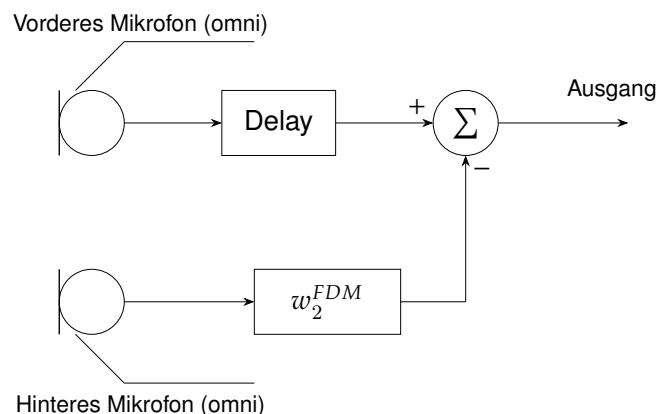


Abbildung 2.1: Vereinfachte schematische Darstellung eines festen, direktionalen Mikrofonensystems (FDM) (in Anlehnung an Maj et al., 2006)

2.1.2 Typische Richtcharakteristiken

Durch Wahl des Delays und der Kombination der Signale können verschiedenste Richtcharakteristiken erzeugt werden. Vier dieser Charakteristiken (s. Abbildung 2.2 / Tabelle 2.1) finden häufig in der Literatur Erwähnung (vgl. Valente et al., 2000), weshalb sie nachfolgend näher erläutert werden:

- **Kardioid (*Niere*):** Empfindlichkeit ist maximal zur 0° -Richtung (Frontalrichtung), minimale Empfindlichkeit bei 180° (Rückrichtung).
- **Superkardioid (*Superniere*):** Hat eine stärkere Richtwirkung nach vorne, minimale Empfindlichkeit hinten bei ca. 125° und 235° .

- **Hyperkardioid (*Hyperniere*):** Noch schärfere Fokussierung auf die Frontalrichtung, jedoch mit stärkerer Empfindlichkeit nach hinten (bei 180° eine Nebenkeule). Minimale Empfindlichkeit liegt hier bei 110° und 250°
- **Bidirektional (*Acht*):** Maximale Empfindlichkeit bei 0° und 180°, minimale Empfindlichkeit bei 90° und 270°.

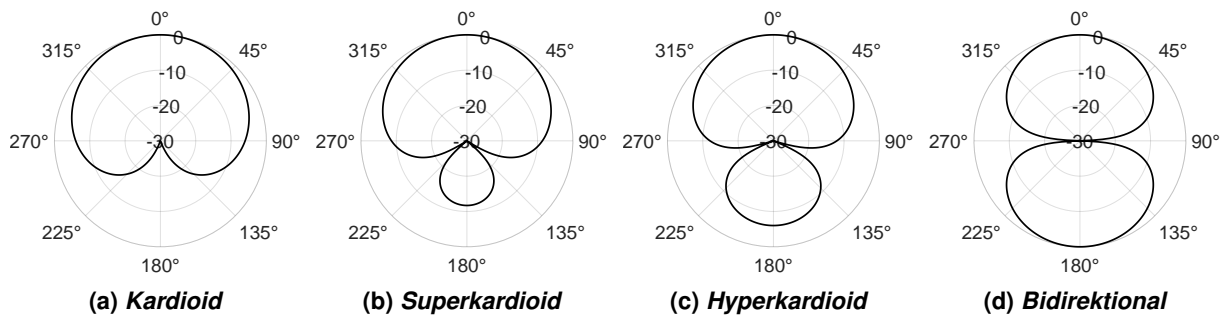


Abbildung 2.2: Darstellung typischer Richtcharakteristiken, die mit zwei Mikrofonen im Freifeld erzielt werden können.

Tabelle 2.1: Eigenschaften typischer Richtcharakteristiken.

Charakteristik	DI [dB]	Winkel der maximalen Dämpfung
Kardioid	4,8	180°
Superkardioid	5,7	125° & 235°
Hyperkardioid	6,0	110° & 250°
Bidirektional	4,8	90° & 270°

Während die in Abbildung 2.2 gezeigten Richtcharakteristiken im Freifeld möglich sind, ist es wichtig zu erwähnen, dass diese nicht auftreten, wenn ein direktionales Hörgerät am Kopf getragen wird (Wu & Bentler, 2007).

2.1.3 Vergleich der Richtcharakteristiken

Der wesentliche Unterschied zwischen den verschiedenen Charakteristiken liegt in der Hauptkeulenbreite (also dem Winkelbereich maximaler Empfindlichkeit) und der Nebenkeulenbildung (Empfindlichkeit in unerwünschten Richtungen). Während die klassische Niere eine gute Kompromisslösung zwischen Richtwirkung und Robustheit gegenüber Störgeräuschen darstellt, bieten Superniere und Hyperniere eine höhere Richtwirkung zulasten erhöhter Empfindlichkeit für rückwärtige Störungen (Chung, 2004; Jespersen et al., 2021). Zusätzlich kann die Richtwirkung durch Frequenzganganpassung oder Filterung optimiert werden, um bestimmte Frequenzbereiche gezielt stärker zu gewichten (z. B. bei Sprachaufnahmen) (Kuk et al., 2002). Eine frequenzabhängige Gewichtung ist aufgrund technischer Limitationen von Richtmikrofonsystemen grundsätzlich unvermeidbar und wird näher in Unterabschnitt 2.1.5 erläutert.

2.1.4 Mathematische Beschreibung

Eine generische Richtcharakteristik kann mathematisch beispielsweise durch folgende Überlagerung beschrieben werden:

$$R(\theta) = (1 - \beta) + \beta \cdot \cos(\theta) \quad (2.1)$$

wobei $R(\theta)$ die Empfindlichkeit in Abhängigkeit vom Einfallswinkel θ ist und β ein Gewichtungsfaktor zwischen Omnidirektionalität ($\beta = 0$) und Bidirektionalität ($\beta = 1$) (vgl. Abbildung 2.2).

Je nach Wahl von β ergeben sich zum Beispiel:

- $\beta = 0$: Omnidirektional (keine Richtwirkung)
- $\beta = 0,5$: Kardioid
- $\beta = 0,63$: Superkardioid
- $\beta = 0,75$: Hyperkardioid
- $\beta = 1$: Bidirektional

Merke, dass theoretisch unendlich viele Abstufungen dieser vier genannten Charakteristiken möglich sind, je nachdem, welchen Wert β exakt annimmt. Bei Werten von $\beta > 1$ ergeben sich die selben Charakteristiken wie in Abbildung 2.2, lediglich um 180° gespiegelt, was einer nach hinten gerichteten Charakteristik entspricht. Die Richtcharakteristik beschreibt dabei die relative Empfindlichkeit als Funktion des Einfallswinkels und ist für die jeweilige Frequenz zu verstehen. Bei Mikrofonen in realen Anwendungen treten frequenzabhängige Effekte (z. B. Phasendrehungen und Dämpfungen) auf, die die ideale Charakteristik verzerren können (vgl. Jespersen et al., 2021; Kuk et al., 2005).

2.1.5 Technische Limitationen

Grundsätzlich lässt sich sagen, dass verschiedene Richtcharakteristiken durch ein variables Verhältnis zwischen *internem* und *externem* Delay zustande kommen. Der externe Delay entsteht hierbei durch den Abstand der Mikrofone zueinander und der dadurch entstehenden Laufzeitdifferenz (s. Unterabschnitt 2.1.1), während der interne Delay durch die Programmierung, bzw. durch interne Algorithmen zur Steuerung der Direktionalität, gesetzt wird (Chung, 2004).

Im Zusammenhang mit dem Mikrofonabstand treten verschiedene frequenzabhängige Effekte auf. Bei tiefen Frequenzen steigt zum Beispiel die Wellenlänge, wodurch die Differenz an den beiden Mikrofonen geringer wird. Dies resultiert, nach der Subtraktion der beiden Mikrofoneingänge, in einem geringeren Output (Kuk et al., 2005). Je näher die beiden Mikrofone also beieinander liegen, desto niedriger ist die Cutoff-Frequenz bei der dieser *low-frequency roll-off* beginnt (Chung, 2004). Dieser roll-off beträgt circa 6 dB pro Oktave und beginnt meist bei Frequenzen unterhalb von 1000 Hz (Jespersen & Groth, 2022) und wird häufig von Hörgeräte-Herstellern über eine Verstärkungsanhebung im betroffenen Frequenzbereich kompensiert (Chung, 2004; Kuk et al., 2005). Eine derartige Verstärkungskompensation kann jedoch unerwünschte Nebenwirkungen haben, etwa die unbeabsichtigte Verstärkung unkorrelierter Störsignale wie Mikrofoneigenrauschen oder Windgeräuschen (Kuk et al., 2002). Der roll-off der tiefen Frequenzen ist zudem distanzabhängig. So werden tieffrequente Anteile aus höherer Entfernung stärker abgesenkt, als solche, die in niedriger Entfernung zu den Mikrofonen entstehen. Bei Distanzen von 5 cm gegenüber 100 cm können im Bereich um 125 bis 250 Hz bereits Verstärkungsunterschiede von 5 bis 10 dB auftreten (Jespersen & Groth, 2022). Durch eine solche verhältnismäßige Verstärkungsanhebung bei tiefen Frequenzen kann z. B. für Hörgeräteträger die Wahrnehmung der eigenen Stimme, welche sehr nah an den Hörgerätemikrofonen entsteht, negativ beeinflusst werden.

Hohe Frequenzen hingegen weisen verhältnismäßig geringe Wellenlängen auf, welche sich in der Größenordnung des Mikrofonabstandes bewegen können. Wenn dies der Fall ist, dass die Wellenlänge

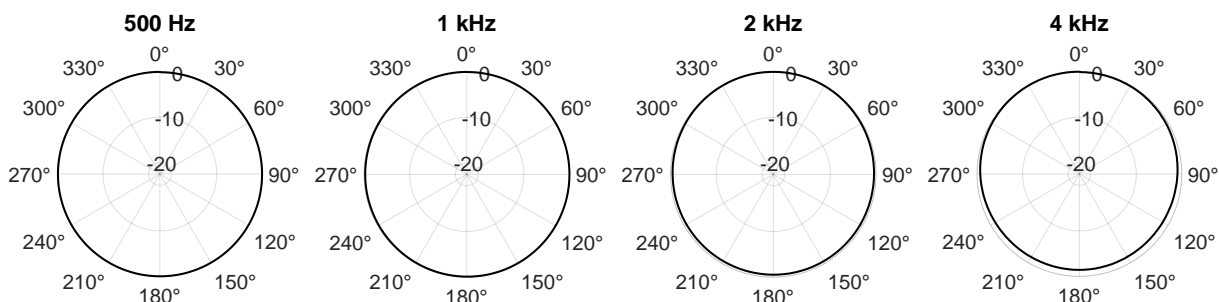
vergleichbar mit dem Mikrofonabstand ist, dann bricht die Richtwirkung zusammen. Grund dafür ist, dass hierbei sehr große Phasendifferenzen zwischen den beiden Mikrofonen auftreten, was wiederum zu komplexen Interferenzmustern führt. Es entstehen also viele unerwünschte Nebenkeulen oder Nullstellen. Zudem führen hohe Frequenzen zu stärkeren Beugungs- und Streueffekten am Gehäuse des Mikrofons selbst, was zu unterschiedlichen Streuungen, abhängig vom Einfallswinkel, führt (Jespersen et al., 2021; Kuk et al., 2002).

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass Richtmikrofone in realen Anwendungen frequenzabhängige Abweichungen von den idealen, theoretischen Richtcharakteristiken (gezeigt in Abbildung 2.2) aufweisen. Begründet wird dies durch das Zusammenbrechen der *delay-and-subtract* Mechanismen (s. Abbildung 2.1) bei sehr niedrigen und hohen Frequenzen – besonders, wenn die Richtmikrofone am Kopf getragen werden. Bei niedrigen Frequenzen verursachen geringe Phasenunterschiede eine reduzierte Auslöschung der beiden Mikrofonsignale, während bei hohen Frequenzen die ideale Direktionalität aufgrund von Phasendrehungen abnimmt, je näher sich die akustische Wellenlänge dem Abstand der Mikrofone nähert. Beugungseffekte des Kopfes führen zusätzlich zu Verzerrungen in der Richtcharakteristik. Der Mikrofonabstand wird nicht nur durch den vorhandenen Platz, sondern auch durch Berücksichtigung der entstehenden Verstärkungsreduktion der tiefen Frequenzen, sowie den Änderungen in der Richtwirkung im hochfrequenten Bereich beeinflusst (Chung, 2004).

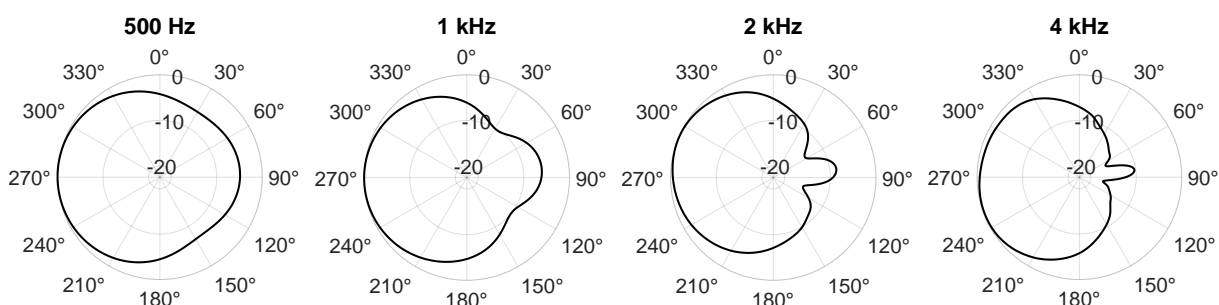
2.2 Vergleich von Direktionalitäten im Freifeld und am Kopf

Wie bereits erläutert, sind die in Abbildung 2.2 dargestellten Richtcharakteristiken *ausschließlich unter Freifeldbedingungen realisierbar*. Messtechnisch lassen sie sich daher am ehesten im Freifeld beispielsweise am 2 cm³-Kuppler nachbilden. Werden dieselben Direktionalitäten hingegen am Kunstkopf gemessen, treten deutlich ausgeprägte *Kopfschatteneffekte* auf. In diesem Abschnitt wird der Vergleich zwischen idealen Freifeldmessungen und realitätsnahen Messungen am Kunstkopf näher untersucht. Zu diesem Zweck wurden verschiedene Direktionalitätseinstellungen des *Portable Hearing Lab* (PHL) sowohl am Kunstkopf als auch im Freifeld am 2 cm³-Kuppler (gem. IEC 60318–5, 2006) untersucht. Das PHL ist eine frei programmierbare Hörgeräteplattform, die speziell für Forschungszwecke entwickelt wurde. Es vereint die Hardware eines tragbaren Hörsystems mit der Open-Source-Hörgeräte-Software *openMHA* (open Master Hearing Aid) und ermöglicht eine detaillierte Festlegung und nachvollziehbare Dokumentation aller Verarbeitungsstufen des Hörgeräts (vgl. Kayser et al., 2022). Es wurden unterschiedliche statische Richtcharakteristiken des PHL untersucht, von denen im Folgenden die *omnidirektionale* und eine *frontal gerichtete* Variante (vgl. Abbildung 2.2) exemplarisch dargestellt und verglichen werden. Eine exakte Beschreibung des hierfür verwendeten Messaufbaus findet sich in Abschnitt 3.1, während der Ablauf dieser statischen Direktionalitäts-Messungen in Unterabschnitt 3.5.1 beschrieben ist.

2.2.1 Omnidirektionalität



(a) Omnidirektionalität – gemessen mit dem PHL im Freifeld am 2 cm^3 -Kuppler für verschiedene Oktavbänder.



(b) Omnidirektionalität – gemessen mit dem PHL am linken Ohr eines Kunstkopfes für verschiedene Oktavbänder.

Abbildung 2.3: Richtcharakteristiken des PHL bei omnidirektionaler Einstellung sowohl im Freifeld und am Kunstkopf.

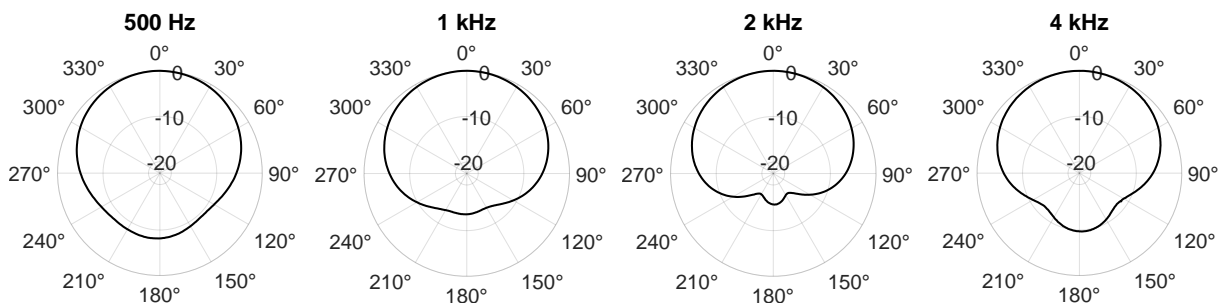
Die in Abbildung 2.3a dargestellten Polardiagramme zeigen die Messergebnisse mit dem *Portable Hearing Lab (PHL)* im Freifeld am 2 cm^3 -Kuppler bei eingestellter Omnidirektionalität. In Abbildung 2.3b ist derselbe Aufbau dargestellt, allerdings am linken Ohr des Kunstkopfes gemessen. Dargestellt sind jeweils die vier Oktavbänder mit Mittenfrequenzen von 500 Hz, 1 kHz, 2 kHz und 4 kHz. Im Freifeld ist eine nahezu perfekte Omnidirektionalität in allen Frequenzbändern zu erkennen, wie es für diesen idealisierten Messaufbau auch zu erwarten war. Frequenzabhängige Effekte treten hier nicht auf.

Beim Kunstkopf hingegen sind deutliche Kopfschatteneffekte sichtbar, die sich mit zunehmender Frequenz verstärken. Während bei tiefen Frequenzen um 500 Hz auf der dem Schall abgewandten Seite Pegelreduktionen von etwa 5 dB auftreten, nimmt die Dämpfung bei höheren Frequenzen deutlich zu. Bei 4 kHz erreicht sie Werte von rund 15 dB. Diese zunehmende Richtwirkung ist eine Folge der frequenzabhängigen Beugung des Schalls am (Kunst-)Kopf. Für Wellenlängen, die deutlich größer sind als der Kopfdurchmesser (*beim vorliegenden Kunstkopf rund 15,2 cm laut Hersteller*), kann sich die Schallwelle relativ ungehindert um den Kopf herum ausbreiten – die Beugung ist in diesem Fall besonders wirksam. Mit steigender Frequenz verkürzt sich jedoch die Wellenlänge, sodass sie mit den Abmessungen des Kopfes vergleichbar oder kleiner wird. In diesem Bereich ist die Beugung nicht mehr vollständig möglich, was zu einem akustischen Schatten auf der dem Schall abgewandten Seite führt. Dies äußert sich in einer frequenzabhängigen Pegelreduktion – dem sogenannten Kopfschatteneffekt. Außerdem sieht man gut, dass die Richtung der maximalen Empfindlichkeit bei steigender Frequenz weiter in die hintere Hemisphäre wandert. Bei 4 kHz liegt diese bei circa 240° . Grund dafür ist, dass das PHL ein HdO-RIC Hörgerät ist und somit das Mikrofon hinter der Pinna liegt. Hierdurch wird der Schall von hinten stärker

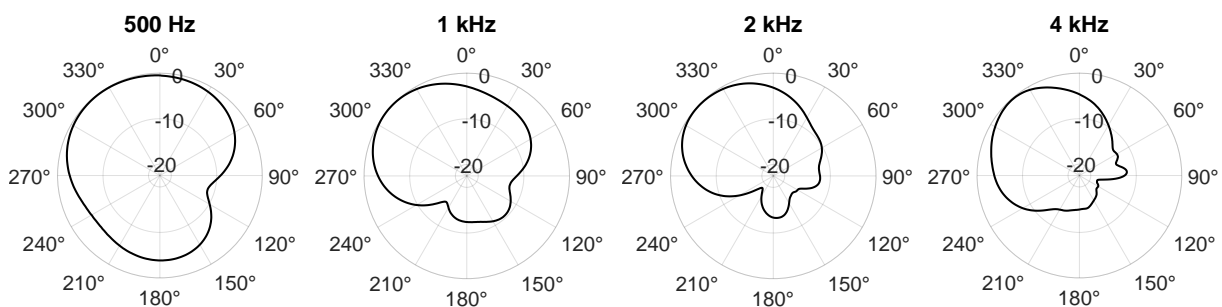
gebündelt, während er von vorne durch die Pinna abgedämpft wird.

Zudem ist in Abbildung 2.3b erkennbar, dass in allen Oktavbändern eine vergleichsweise hohe Empfindlichkeit im Bereich von etwa 80° bis 90° auftritt. Während sich dieser Bereich bei tieferen Frequenzen noch weiter erstreckt – etwa von 60° bis 120° – verengt er sich mit zunehmender Frequenz. Besonders im Band bei 4 kHz lässt sich ein ausgeprägtes Maximum bei etwa 82° beobachten. Ursache für diese erhöhte Empfindlichkeit ist die Tatsache, dass sich auf der um 180° versetzten Seite – bezogen auf die Hauptaufnahmeachse – konstruktive Überlagerungen ergeben können. Diese entstehen durch Beugungseffekte an runden Objekten, wie dem Kunstkopf, und führen dort zu einer lokalen Pegelanhebung – einem sogenannten *acoustical bright spot* (Macaulay et al., 2010; Mayo & Goupell, 2020; Shaw, 1974). Da die Messung mit einem HdO-RIC-Gerät durchgeführt wurde, dessen Mikrofone sich hinter der Pinna befinden, verschiebt sich diese Zone maximaler Empfindlichkeit um wenige Grad in die vordere Hemisphäre.

2.2.2 Frontal gerichtete Direktionalität



(a) Frontal gerichtete Direktionalität – gemessen mit dem PHL im Freifeld am 2 cm^3 -Kuppler für verschiedene Oktavbänder.



(b) Frontal gerichtete Direktionalität – gemessen mit dem PHL am linken Ohr eines Kunstkopfes für verschiedene Oktavbänder.

Abbildung 2.4: Richtcharakteristiken des PHL bei frontal gerichteter Einstellung sowohl im Freifeld und am Kunstkopf.

In Abbildung 2.4a und Abbildung 2.4b sind erneut Polardiagramme dargestellt, gemessen im Freifeld am 2 cm^3 -Kuppler bzw. am Kunstkopf, diesmal jedoch mit eingestellter frontal gerichteter Direktionalität. Zur Realisierung dieser Richtcharakteristik wurde im PHL, bzw. dessen *openMHA-Software* via MATLAB, ein Gewichtungsfaktor von $\beta = 0$ eingestellt (vgl. Elko & Nguyen Pong, 1995). Im Freifeld lassen sich dabei bereits deutliche frequenzabhängige Effekte beobachten. Während die Polardiagramme bei 1 kHz und 2 kHz der in Elko und Nguyen Pong (1995) beschriebenen Idealform einer Kardioide, bzw. der zu erwar-

tenden Form bei $\beta = 0$, stark ähneln, weichen sie bei 500 Hz und 4 kHz deutlich davon ab. Bei diesen beiden Oktavbändern zeigt sich eine Richtwirkung, die trotz Pegelreduktionen von bis zu 11 dB bei etwa 120° und 240° weitaus mehr Schallanteile aus der hinteren Hemisphäre aufnimmt, als es bei sowohl 1 kHz und 2 kHz der Fall ist. Diese Effekte sind erwartbar und stimmen mit den in Unterabschnitt 2.1.5 beschriebenen frequenzspezifischen Einschränkungen bei der Realisierung idealer Richtcharakteristiken überein, da besonders die hohen und tiefen Oktavbänder betroffen sind.

Auch am Kunstkopf treten erneut frequenzabhängige Effekte der Richtcharakteristik auf, analog zu den in Abbildung 2.3b gezeigten Ergebnissen. Auffällig ist insbesondere, dass sich die Richtung der maximalen Empfindlichkeit mit zunehmender Frequenz nach links verschiebt, da am linken Ohr des Kunstkopfes gemessen wurde. Während dieser Effekt bei 500 Hz noch geringer ausgeprägt ist, ist bei höheren Frequenzen eine deutliche Abweichung von der gewünschten Hauptempfindlichkeitsrichtung in Frontalrichtung (0°) festzustellen. Dadurch wird die angestrebte kardioidale Ausrichtung zunehmend verfehlt. Außerdem erkennbar ist hier erneut der *acoustical bright spot* um 80° bis 90° bei 4 kHz.

Abschließend sei darauf hingewiesen, dass bei einem Parameterwert von $\beta = 0$ gemäß Unterabschnitt 2.1.4 eigentlich eine omnidirektionale Richtcharakteristik zu erwarten wäre – was hier jedoch nicht der Fall ist. Dennoch entspricht die gemessene Direktionalität jener, die auch von Elko und Nguyen Pong (1995) für $\beta = 0$ beschrieben wurde. Dies liegt darin begründet, dass openMHA bzw. das PHL nicht die in Unterabschnitt 2.1.4 dargestellte Formel zur Berechnung statischer Direktionalitäten verwendet, sondern eine gewichtete Subtraktion der Signale zweier Mikrofone, die jeweils kardioid nach vorne bzw. hinten ausgerichtet sind (vgl. Elko & Nguyen Pong, 1995). Bei einer Gewichtung des rückwärtig gerichteten kardioiden Anteils mit $\beta = 0$ ergibt sich demnach eine frontal gerichtete kardioidale Direktionalität. Abweichungen von dieser Idealform sind vermutlich auf ein Mismatch der Mikrofone zurückzuführen – beispielsweise in Bezug auf deren Kalibrierung oder den exakten Mikrofonabstand.

2.2.3 Offenes Ohr des Kunstkopfes

Zur Untersuchung der natürlichen Richtwirkung des Kunstkopfes wurde dieser auch noch einmal mit unversorgten, offenen Ohren nach dem selben Prinzip durchgemessen. Diese Richtwirkung ist oktavbandabhängig in Abbildung 2.5 zu finden.

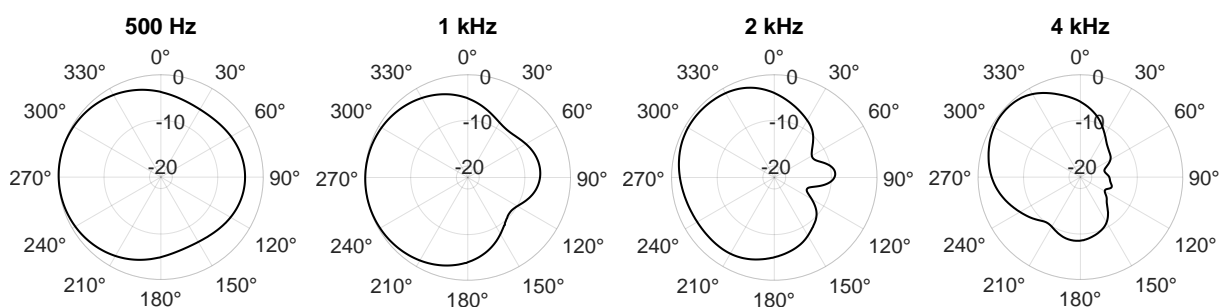


Abbildung 2.5: Direktionalität des offenen (linken) Ohrs des Kunstkopfes für verschiedene Oktavbänder.

Verglichen mit dem omnidirektional eingestellten PHL, gemessen am Kunstkopf (s. Abbildung 2.3b), ist die Richtwirkung des Kunstkopf selbst sehr ähnlich, besonders in den Oktavbändern um 500 Hz, 1 kHz und 2 kHz. Bei 4 kHz hingegen sind gewisse Unterschiede erkennbar. Während der Azimut der höchsten

Empfindlichkeit mit dem PHL bei circa 240° und somit in der hinteren Hemisphäre liegt, so liegt dieser bei der Messung des offenen Ohrs des Kunstkopfes in der vorderen Hemisphäre bei etwa 315° . Grund dafür ist der Pinna-Effekt, welcher die trichterartige Bündelung des Schalls durch die Pinna bezeichnet. Dieser Effekt verstärkt besonders hochfrequente Schallanteile aus Frontalrichtung, während ebendieselbe Schall von hinten gedämpft wird (Moore, 2012, S. 264 f.). Zwischen 500 Hz und 2 kHz ist ebenfalls wieder der *acoustical bright spot* um 90° herum zu sehen, der bereits besonders in Abbildung 2.3b erkennbar war. Diesmal hat dieser Bereich sein Maximum jedoch näher bei 90° , da sich die Schallaufnahme durch den Gehörgangseingang näher bei 270° als die PHL-Mikrofone befindet. Hier ist dieser Bereich bei 4 kHz jedoch nicht mehr erkennbar.

2.3 Adaptive Richtmikrofone

Moderne Hörgeräte verwenden neben statischen Richtcharakteristiken zunehmend adaptive Richtmikrofone (ADM), um die Sprachverständlichkeit in geräuschvollen Umgebungen zu verbessern. Anders als fixe, direktionale Mikrofone (FDM), die eine statische Richtcharakteristik verwendet (z. B. kardioid, superkardioid), passen ADMs ihre Richtwirkung dynamisch an die akustischen Gegebenheiten an.

Die physische Konstruktion dieser ADMs ist größtenteils identisch derer von FDMs. Der entscheidende Unterschied liegt hier bei dem Signalverarbeitungsalgorithmus, welcher sich die voneinander unabhängigen Eingangssignale der beiden omnidirektionalen Mikrofone zu Nutze macht und entweder den β -Parameter (vgl. Formel 2.1) oder die interne Verzögerung des hinteren Mikrofons entsprechend anpassen kann (vgl. Abbildung 2.6) (Chung, 2004; Elko & Nguyen Pong, 1995). Dies funktioniert über verschiedenste, herstellereigene Algorithmen, deren grundsätzlicher Ablauf sich häufig in folgende Abschnitte unterteilen lässt:

1. **Signal detektion und Analyse:** Zunächst analysiert das Hörgerät kontinuierlich die akustische Umgebung. Dabei wird das Spektrum der ankommenden Signale untersucht und somit die Richtung von dominanten Sprach- und Störlärmquellen geschätzt.
2. **Ermittlung der angemessenen Richtwirkung:** Basierend auf dieser Analyse entscheidet das System, ob eine Richtwirkung erforderlich ist, und wenn ja, in welche Richtung die Unterdrückung bzw. Verstärkung erfolgen soll.
3. **Auswahl einer passenden Richtcharakteristik:** Je nach Position und Dominanz der Störquelle wählt das System eine geeignete Richtwirkung, z. B. Niere, Superniere oder Bidirektionalität, um die Störquelle möglichst effektiv abzusenken, während die Sprachquelle möglichst unberührt bleiben sollte.
4. **Umsetzung dieser Entscheidung:** Die gewählte Charakteristik wird anschließend durch gezielte Anpassung interner Filter-, Delay- und Mischungsverhältnisse zwischen den vorhandenen Mikrofonkanälen technisch realisiert.

Nachfolgend werden die einzelnen Schritte eines solchen Algorithmus, in Anlehnung an Chung (2004), allgemein erläutert. Merke, dass die verschiedenen Hörgerätehersteller eigene Algorithmen verwenden, wodurch die folgende Erläuterung nicht bei allen Hörgeräten Anwendung findet.

2.3.1 Technische Umsetzung

Eine vereinfachte schematische Darstellung eines ADM ist in Abbildung 2.6 dargestellt. Sie veranschaulicht grundlegend die technische Umsetzung eines solchen Richtmikrofonsystems, bei dem die Signale zweier omnidirektionaler Mikrofone durch unterschiedliche Gewichtung miteinander kombiniert werden können.

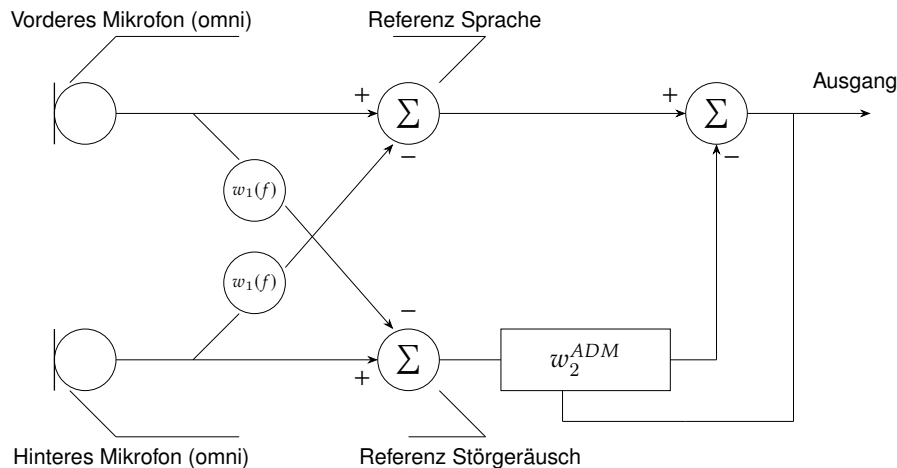


Abbildung 2.6: Vereinfachte schematische Darstellung eines adaptiven, direktionalen Mikrofons (ADM) (in Anlehnung an Maj et al., 2006).

Signaldetektion und Analyse

Zunächst *schätzt das System den Schalldruckpegel des eintreffenden Signals*. Viele ADMs wechseln erst nach Überschreitung eines gewissen *Schwellenwertes* in einen *direktionalen Modus*. Wenn dieser Schwellenwert, der sich typischerweise zwischen 50 und 68 dB SPL befindet, nicht überschritten wird, geht der Algorithmus davon aus, dass sich der Hörgeräteträger in einer ruhigen Umgebung befindet und somit keine Unterstützung durch eine Richtwirkung notwendig ist (Powers & Hamacher, 2004).

Anschließend findet eine *Modulationsanalyse* statt, um zu prüfen, *ob im Eingangssignal Sprache vorhanden ist und um dessen SNR abzuschätzen*. Der Grundgedanke dahinter ist, dass die Amplitude von Sprache mit einer variierenden *Modulationsrate*, von circa 4 bis 6 Hz im Mittel, schwankt (Houtgast & Steeneken, 1985). Die meisten Störgeräusche hingegen weisen Modulationsraten außerhalb dieses Bereiches auf. Außerdem wird die *Modulationstiefe* analysiert, welche analog zur Dynamik des Eingangssignals zu verstehen ist. Diese beschreibt, wie groß die Differenz zwischen den Spitzen und Tälern der Wellenform ist; Sprache weist im Durchschnitt eine Modulationstiefe von circa 30 dB auf. Wenn zusätzlich zur Sprache ein Störgeräusch vorhanden ist, verringert sich diese Modulationstiefe. Dieses Phänomen kann sich der Algorithmus zu Nutze machen, um den SNR des Eingangssignals abzuschätzen.

Sollte die Störquelle ein einzelner Sprecher sein, oder wenn dessen Modulationsrate der des dominanten Sprechers ähnelt, kann das System, durch diese Analysen, nicht zwischen gewünschtem Sprecher und Störgeräusch unterscheiden.

Sofern das System durch diese Analyse die Eingangssignale klassifiziert hat, kann es die Richtung schätzen, aus der diese Signale auf die Mikrofone treffen. Dies geschieht grundsätzlich durch eine Analyse der Phasendifferenz zwischen den beiden Mikrofonen, welche durch die Laufzeitunterschiede

zustande kommen, welche wiederum durch die individuelle Geometrie, bzw. den Abstand der Mikrofone zueinander, entstehen (vgl. Unterabschnitt 2.1.1).

Ermittlung der angemessenen Richtwirkung

Anhand der zuvor ermittelten Daten, entscheidet der Algorithmus nun, ob überhaupt eine Richtwirkung notwendig ist oder ob das Hörgerät im omnidirektionalen Modus arbeiten soll. Wenn zum Beispiel ein bestimmter Schwellenwert des Eingangsschalldruckpegels nicht überschritten wird oder die Position des Sprechers in der *hinteren Hemisphäre* geschätzt wird, verzichten viele Algorithmen häufig auf das Aktivieren einer Direktionalität.

Auswahl einer passenden Richtcharakteristik

Sollte sich das System hingegen für einen direktionalen Mikrofonmodus entscheiden, wird im nächsten Schritt entschieden, welche Richtcharakteristik den größten Gewinn für den Hörgeräteträger bringen würde. Was die meisten ADM-Algorithmen gemeinsam haben, ist, dass die gewählte Richtcharakteristik ihre *höchste Empfindlichkeit, aus Sicht des Hörgeräteträgers, vorne* aufweist. Um die genaue Charakteristik zu bestimmen, versuchen viele Algorithmen den *internen Delay* so einzustellen, dass der resultierende Ausgangspegel, bzw. dessen Leistung, minimiert wird (Kuk et al., 2002; Powers & Hamacher, 2004). Dies wird häufig dadurch erreicht, dass die Nullstelle der Richtcharakteristik an den Eintrittswinkel des Störgeräusches angepasst wird – sofern dies nicht zu einer unnatürlichen richtungsabhängigen Verarbeitung führt.

Umsetzung dieser Entscheidung

Je nachdem, zu welcher Entscheidung der Algorithmus des ADM gekommen ist, wird die gewünschte Mikrofoneinstellung nun umgesetzt. Sollte lediglich eine Omnidirektionalität gewünscht sein, wird ausschließlich das Eingangssignal eines Mikrofons (*zumeist des vorderen*) verwendet. Wenn jedoch eine Richtwirkung gewünscht ist, wird dies, wie bereits beschrieben, über die Verwendung beider Mikrofone mit *variablen internen Delay* realisiert. Wie hoch dieser Delay sein soll, wurde durch die vorherige Analyse so bestimmt, dass die gewünschte Richtcharakteristik zur Minimierung der Ausgangsleistung erzielt wird.

Hier wird wiederum unterschieden, wie schnell diese Adaption vom Hörgerät vollzogen wird. Diese *Adaptionszeit* kann von wenigen bis hinzu 30 Sekunden – oder mehr – reichen. Dies beschreibt jedoch eher die Zeit, die das Hörgerät benötigt, *vom omnidirektionalen zu einem direktionalen Mikrofonmodus* zu schalten. Die Anpassung der Richtcharakteristik, sobald sich das Hörgerät bereits im direktionalen Modus befindet, kann hingegen innerhalb weniger Millisekunden passieren. Diese Adaptionszeiten hängen sowohl vom spezifischen Hörgerätehersteller, als auch der genauen Einstellung ab.

2.3.2 Automatische vs. adaptive Richtmikrofone

Im vorherigen Abschnitt wurde zwischen Richtmikrofonsystemen unterschieden, die ihre Charakteristik adaptiv an die jeweilige Hörumgebung anpassen, und solchen, die zwischen Omnidirektionalität und einer statischen, nach vorne gerichteten Direktionalität umschalten. Dabei ist hervorzuheben, dass es bislang keine einheitliche Definition gibt, welche Voraussetzungen ein Richtmikrofon erfüllen muss, um als *adaptiv* zu gelten. Ebenso ist die Abgrenzung zwischen einem adaptiven und einem automatischen, direktionalen Mikrofonsystem nicht klar geregelt. So unterscheiden beispielsweise Chung (2004) und Wu

und Bentler (2007) zwischen *automatischen* und *adaptiven* Richtmikrofonsystemen. In der vorliegenden Arbeit wird hingegen jede Form der Anpassung der Richtcharakteristik an eine sich verändernde Hörsituation als adaptiv eingestuft. Dabei spielt es keine Rolle, ob lediglich zwischen einer statischen und einer omnidirektionalen Einstellung gewechselt wird (auch als *automatisch* bezeichnet), verschiedene statische Direktionalitäten zum Einsatz kommen oder ein 360°-Beamformer verwendet wird – all diese Varianten reagieren dynamisch auf die akustische Umgebung und gelten im Rahmen dieser Arbeit daher als adaptiv.

2.4 Messverfahren mittels Phaseninvertierung

2.4.1 Klassisches Phaseninvertierungsverfahren

Für die Auswertung der Ergebnisse in dieser Arbeit wurde zu großem Teil ein Phaseninvertierungsverfahren genutzt. Durch dieses lassen sich zwei Signale, wie Sprache und Störgeräusch, am Ausgang des Hörgeräts voneinander trennen, um diese unabhängig voneinander zu bewerten. Grundgedanke hinter dieser Idee ist es, den erzielten SNR-Gewinn durch getrennte Betrachtung des vom Hörgerät verarbeiteten Sprach- und Störsignals zu berechnen. Dieses Verfahren funktioniert mittels Durchführung mehrerer Messungen zwischen denen die Phase eines der Signale invertiert wird. Dabei wird angenommen, dass das Hörgerät die Signale unabhängig von ihrer Phase verarbeitet und diese durch die Verarbeitung nicht beeinflusst wird. Somit liegen die Signale am Ausgang des Hörgeräts immer noch mit invertierter Phase vor und können dadurch voneinander getrennt werden (Hagerman & Olofsson, 2004). Mathematisch lässt sich das Ganze wie folgt ausdrücken:

$$\begin{aligned}x_1(t) &= s_1(t) + s_2(t) \\x_2(t) &= s_1(t) - s_2(t)\end{aligned}\tag{2.2}$$

Angenommen sei, dass x_1 und x_2 zwei überlagerte Eingangssignale sind, bestehend aus den beiden Einzelsignalen s_1 (z. B. *Sprache*) und s_2 (z. B. *Störgeräusch*). Lediglich die Phase von s_2 wird zwischen den beiden Überlagerungen invertiert.

$$\begin{aligned}y_1(t) &= s'_1(t) + s'_2(t) \\y_2(t) &= s'_1(t) - s'_2(t)\end{aligned}\tag{2.3}$$

y_1 und y_2 hingegen bilden das ausgangsseitige Gegenstück zu den überlagerten Eingangssignalen, während s'_1 und s'_2 die vom Hörgerät verarbeiteten Einzelsignale sind. Wie zuvor beschrieben, wird davon ausgegangen, dass das Hörgerät die Phase der beiden Einzelsignale unberührt lässt. Wenn dem so ist, lässt sich das Gleichungssystem 2.3 wie folgt lösen:

$$\begin{aligned}s'_1(t) &= \frac{1}{2}(y_1(t) + y_2(t)) \\s'_2(t) &= \frac{1}{2}(y_1(t) - y_2(t))\end{aligned}\tag{2.4}$$

Letztendlich kann man durch die Gleichungen 2.4 die beiden Signale am Ausgang des Hörgeräts trennen, um diese nun voneinander unabhängig zu betrachten.

2.4.2 Erweitertes Phaseninvertierungsverfahren

Da das eben beschriebene Phaseninvertierungsverfahren lediglich für zwei Signale gilt, ist für diese Arbeit, aufgrund der acht verwendeten Lautsprecher, eine Erweiterung dessen nötig. Das *erweiterte Phaseninvertierungsverfahren* (nachfolgend als *EPIV* bezeichnet) beschreibt eine solche Erweiterung des klassischen Phaseninvertierungsverfahren mit dem theoretisch unbegrenzt viele Signale voneinander getrennt werden können (Husstedt et al., 2018). Für den konkreten Fall dieses Experiments bedeutet dies, dass die Signale aller acht Lautsprecher getrennt analysiert werden können und somit Aussagen über die richtungsabhängige Verstärkung sowohl der Sprache, als auch des Störgeräuschs möglich sind. Während Husstedt et al. zwei verschiedene Möglichkeiten zur Umsetzung dieses Verfahrens vorgeschlagen haben, wurde hier lediglich die sukzessive Erweiterung verwendet. Diese lautet mathematisch wie folgt:

$$\begin{aligned} s_{ig1}(t) &= s_i(t) \\ s_{ig2}(t) &= -s_i(t) + \sum_{k=1}^N s_k(t) \end{aligned} \quad (2.5)$$

Wenn das i -te Signal ($s_i(t)$) getrennt werden soll, werden die beiden in den Gleichungen 2.5 gezeigten Signalgruppen definiert. So stellt $s_{ig1}(t)$ das i -te Signal dar, während $s_{ig2}(t)$ das invertierte Signal $-s_i(t)$ sowie die Summe aller N Signale beinhaltet. Werden diese Gruppen nun überlagert, wie bereits zuvor in Unterabschnitt 2.4.1 beschrieben, dann erhält man für jedes i -te Signal die folgenden Überlagerungen:

$$\begin{aligned} x_{i1}(t) &= s_{ig1}(t) + s_{ig2}(t) = \sum_{k=1}^N s_k(t) \\ x_{i2}(t) &= s_{ig1}(t) - s_{ig2}(t) = 2s_i(t) - \sum_{k=1}^N s_k(t) \end{aligned} \quad (2.6)$$

Dieses Verfahren lässt sich für eine beliebige Anzahl an Signalen N wiederholen. Da sich das überlagerte Signal von $x_{i1}(t)$ nicht verändert, muss dieses lediglich einmal präsentiert werden. Abschließend müssen dementsprechend $N + 1$ überlagerte Signale dem Hörgerät präsentiert werden, um N Signale voneinander zu trennen. Zusätzlich kann hier eine weitere Messung durchgeführt werden, bei der alle Signale invertiert werden. Durch die Differenz zwischen $x_{i1}(t)$ und dieser vollständig invertierten Messung lassen sich Aussagen über den systembedingten Drift treffen – also in welchem Maß sich die Messbedingungen zwischen Anfangs- und Endmessung verändert haben.

3 Methoden

3.1 Messaufbau

In Abbildung 3.1 ist eine schematische Darstellung des Versuchsaufbaus dargestellt. Acht Lautsprecher waren dabei kreisförmig um den Kunstkopf positioniert. Ergänzend zeigt Abbildung 3.2 zwei Fotos des realen Messraums inklusive vollständigem Aufbau, sowie eine weitere beispielhafte Abbildung des PHL inklusive Otoplastik am linken Ohr des Kunstkopfes.

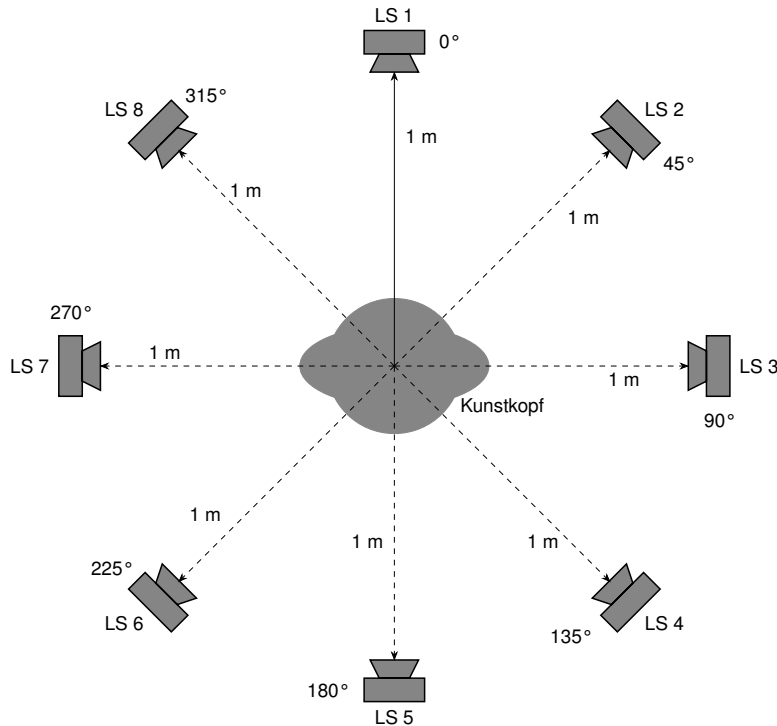


Abbildung 3.1: Schematische Darstellung des Messaufbaus.

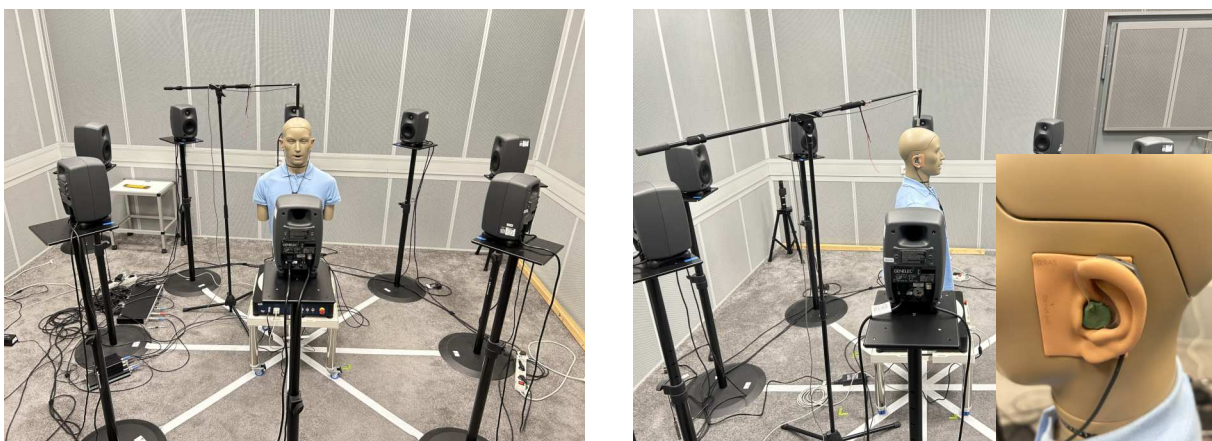


Abbildung 3.2: Messraum inklusive Versuchsaufbau mit angekoppeltem PHL, sowie beispielhafte Abbildung des angekoppelten PHL am linken Ohr des Kunstkopfes (unten rechts).

3.1.1 Messtechnik

Die zur Signaldarbietung verwendeten *Lautsprecher* waren acht aktive Nahfeldmonitore des Typs Genelec 8020 CPM. Sie waren kreisförmig in 45° -Abständen um den Kunstkopf herum positioniert, jeweils in einem Abstand von $1 \pm 0,02$ m zur Mitte des Kopfes (vgl. Abbildung 3.1). Die Höhe der einzelnen Lautsprecher betrug 1,30 m, bezogen auf den Mittelpunkt zwischen ihren beiden Membranen, welcher sich auf gleicher Höhe wie die Gehörgangseingänge des Kunstkopfes befand. Zur Messung kamen verschiedene *Mikrofone* zum Einsatz. Als Referenzmikrofon diente ein Druckfeldmikrofon des Typs Brüel & Kjær 4192 mit 2669-L Vorverstärker, das mittig oberhalb des Kunstkopfes – orthogonal zum Schallfeld ausgerichtet – montiert war (vgl. Abbildung 3.2). Für die Aufzeichnung an den „Ohren“ wurden zwei GRAS 40AG Mikrofone mit 26AS Vorverstärkern und RA0045 Ohrsimulatoren verwendet, letztere gemäß IEC 60318–4 (2010). Diese *Messmikrofone* waren hinter den anthropometrischen Pinnae des Kunstkopfes positioniert. Das Referenzmikrofon wurde über eine externe *Spannungsversorgung* des Typs Brüel & Kjær 2829 mit 200 V Polarisationsspannung betrieben. Die Messmikrofone des Kunstkopfes hingegen wurden über ein GRAS 12AR Versorgungsmodul gespeist. Die Spannungsversorgungen sowie die Lautsprecher waren über eine RME Fireface 802 *Soundkarte* mit einem Lenovo Laptop verbunden. Auf diesem lief MATLAB in Version R2024b unter Windows 11 zur Ansteuerung der Messgeräte. Für die Messung der statischen Direktionalitäten (vgl. Abschnitt 2.2) wurde ein *Drehteller* des Typs HEAD acoustics HRT I verwendet, welcher ebenfalls über MATLAB angesteuert wurde. Bei den Messungen mit dem Kunstkopf erfolgte die Aufzeichnung wie oben beschrieben. Für die Vergleichsmessungen im Freifeld wurde das Referenzmikrofon zusammen mit einem 2 cm^3 -Kuppler des Typs Brüel & Kjær 4946 eingesetzt, letzterer gemäß IEC 60318–5 (2006), um das Ausgangssignal des Hörgeräts zu erfassen. Der eingesetzte Kunstkopf war ein GRAS 45BC-1 KEMAR und stand auf dem Drehteller, welcher seinerseits auf einem mobilen, höhenverstellbaren Messtisch montiert war.

3.1.2 Messraum

Die Messungen fanden in einem akustisch optimierten Raum mit den Abmessungen $5,30\text{ m} \times 4,31\text{ m} \times 3,06\text{ m}$ (Länge \times Breite \times Höhe) statt. Das Raumvolumen beträgt somit insgesamt $69,90\text{ m}^3$. Die Wände des Messraums sind akustisch behandelt, um sowohl eine geringe Nachhallzeit als auch eine hohe Dämmwirkung gegenüber äußeren Störeinflüssen sicherzustellen. Vor Beginn jeder Messung wurde zunächst eine *Noisefloor-Messung* durchgeführt, um das Grundrauschen im Messraum zu bestimmen. Die dabei ermittelten RMS-Pegel lagen im hier betrachteten Frequenzbereich von 500 Hz bis 5 kHz im Mittel unterhalb von 30 dB SPL. Damit war sichergestellt, dass das vorhandene Grundrauschen keinen Einfluss auf die anschließenden Messergebnisse hatte. Der genannte Frequenzbereich wurde gewählt, da er auch in der späteren Auswertung der Messergebnisse herangezogen wird (s. Unterabschnitt 3.5.3).

3.2 Kalibrierung und Entzerrung

Um dauerhaft zuverlässige Messungen sicherzustellen, wurde der gesamte Messaufbau wöchentlich kalibriert und entzerrt. Dabei erfolgte sowohl eine Kalibrierung der Mikrofone als auch der Lautsprecher – letztere wurden zusätzlich entzerrt, um einen möglichst flachen Frequenzgang zu gewährleisten.

3.2.1 Kalibrierung der Mikrofone

Zunächst wurden alle Mikrofone – sowohl das Referenzmikrofon als auch die beiden Messmikrofone – mithilfe einer in MATLAB bereitgestellten Routine kalibriert. Hierzu kam ein Pistonphon vom Typ Brüel & Kjær 4228 zum Einsatz, das einen Referenzton bei 250 Hz ausgibt. Der zu erwartende Ausgangspegel des Pistonphons ergibt sich gemäß folgender Gleichung:

$$L_{\text{CalCerCor}} = L_{\text{CalCert}} + \Delta L_p + \Delta L_v \quad (3.1)$$

Dabei bezeichnet $L_{\text{CalCert}} = 124,02$ dB den im Kalibrierschein angegebenen Schallpegel unter Referenzbedingungen. Die Druckkorrektur ΔL_p ergibt sich aus:

$$\Delta L_p = 20 \cdot \log_{10} \left(\frac{p_{\text{meas}}}{p_{\text{ref}}} \right) \text{ dB} \quad (3.2)$$

Hierbei ist p_{meas} der während der Kalibrierung gemessene Luftdruck und $p_{\text{ref}} = 1013$ hPa der Referenzluftdruck. Die Volumenkorrektur ΔL_v berücksichtigt das mikrofonabhängige akustische Volumen. Sie ist dem Datenblatt des jeweiligen Mikrofons zu entnehmen und beträgt für das verwendete Referenzmikrofon $\Delta L_{v,\text{ref}} = +0,02$ dB, sowie für die Ohrsimulatoren $\Delta L_{v,\text{sim}} = -0,7$ dB.

3.2.2 Kalibrierung der Lautsprecher

Die acht verwendeten Lautsprecher wurden mithilfe des zuvor kalibrierten Referenzmikrofons kalibriert, das in der Mitte des Lautsprecherkreises orthogonal zum Schallfeld positioniert wurde – also an der Stelle, an der sich später der Mittelpunkt des Kunstkopfes (*Bezugspunkt* gem. IEC 60118–8, 2005), auf einer Höhe von 1,30 m, befindet. Dazu wurde nacheinander aus jedem Lautsprecher ein schmalbandiges weißes Rauschen mit einem Pegel von circa 80 dB SPL abgespielt, das jeweils eine Terz um die Mittenfrequenz von 1000 Hz abdeckte. Da der zu erwartende Schalldruckpegel am kalibrierten Mikrofon bekannt ist, konnte so für jeden Lautsprecher ein individueller Korrekturwert ermittelt werden.

Der auf diese Weise kalibrierte Ausgangspegel der Lautsprecher wurde im weiteren Verlauf auch als Eingangspegel für das Hörgerät herangezogen – es wurde somit eine *Freifeldentzerrung* vorgenommen. Grund dafür ist, dass die Effekte des Kunstkopfes in der Messung berücksichtigt werden sollten. Wenn hingegen ein 2 cm³-Kuppler verwendet wird, befindet sich das Hörgerät exakt an der Kalibrierposition, wodurch der so ermittelte Lautsprecherpegel dem tatsächlichen Eingangssignal des Hörgeräts entsprechen würde.

3.2.3 Entzerrung der Lautsprecher

Nach Abschluss der Kalibrierung wurden alle Lautsprecher zusätzlich einzeln entzerrt. Dabei kam das Verfahren der *Minimum Phase Response Inversion* zum Einsatz. Hierzu wurde zunächst die Impulsantwort jedes Lautsprechers mithilfe eines logarithmischen Sinus-Sweeps mit einem Pegel von 80 dB SPL gemessen und der zugehörige Frequenzgang per FFT bestimmt. Anschließend wurde die sogenannte *Minimum-Phase-Response* berechnet – eine Darstellung, die die gleiche Amplitudenantwort wie das Original aufweist, jedoch mit der kleinstmöglichen Gruppenlaufzeit. Dies stellt sicher, dass das resultierende Filter kausal und stabil bleibt. Die minimumphasige Darstellung wurde daraufhin invertiert und mittels IFFT in den Zeitbereich transformiert, wodurch das gewünschte Entzerrungsfilter entstand. Dieses Filter wurde schließlich mit jedem Ausgangssignal des jeweiligen Lautsprechers gefaltet, um einen

möglichst flachen Frequenzgang zu realisieren.

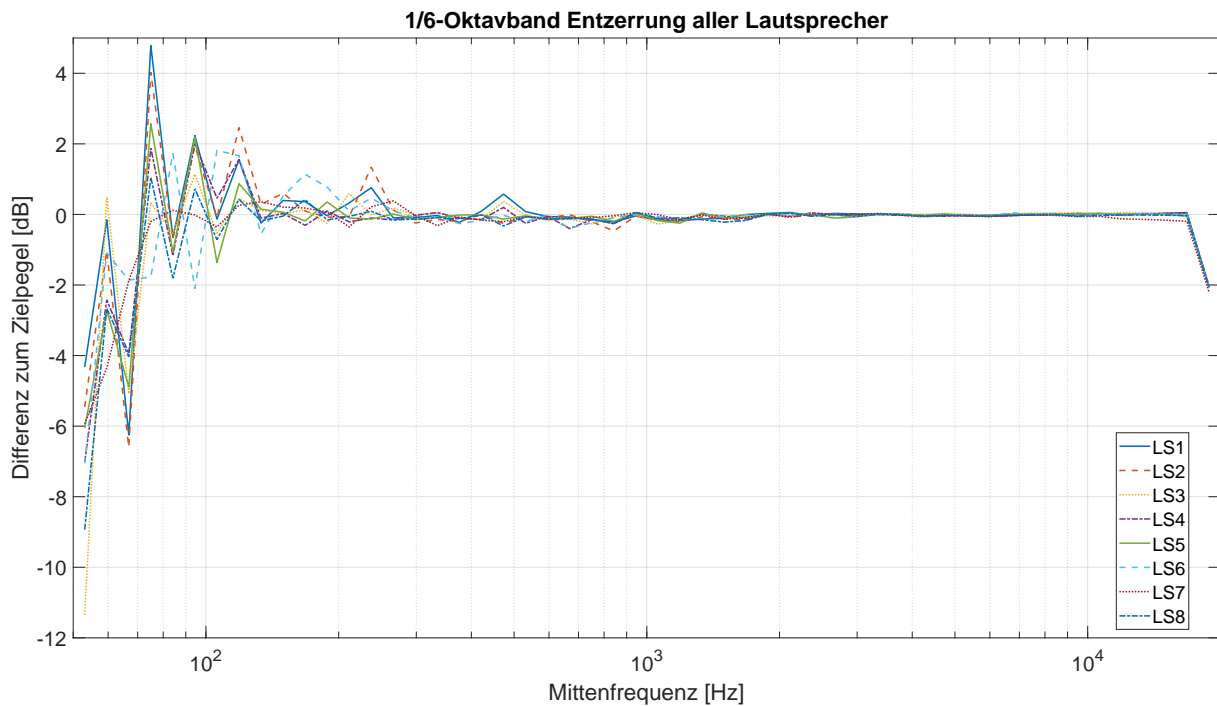


Abbildung 3.3: Ergebnis der Entzerrung – 1/6-Oktavband-Differenz zum 70 dB SPL Zielpegel.

Die Ergebnisse der Entzerrung aller acht Lautsprecher sind exemplarisch in Abbildung 3.3 dargestellt. Zwischen 500 Hz und 16,5 kHz verläuft der Frequenzgang praktisch flach mit Abweichungen von weniger als $\pm 0,5$ dB. Im Bereich zwischen 100 Hz und 250 Hz treten größere Abweichungen von bis zu etwa 2 dB auf. Erst unterhalb von 100 Hz überschreiten die Differenzen den Wert von 4 dB. Da dieser tieffrequente Bereich für die messtechnische Analyse von Direktionalität jedoch weitgehend unbedeutend ist, stellt dies keine Einschränkung dar (vgl. Unterabschnitt 2.1.5 und Abschnitt 2.2).

Das Ergebnis der Kalibrierung und Entzerrung wurde anschließend noch einmal überprüft, indem ein IFnoise mit einem Pegel von 70 dB SPL nacheinander aus allen acht Lautsprechern abgespielt wurde und anschließend die ermittelten Terzbandpegel jedes Lautsprechers miteinander verglichen wurden (s. Abbildung 3.4). Im Bereich zwischen 500 Hz und 5 kHz beträgt die maximale Differenz circa 0,4 dB bei 500 Hz.

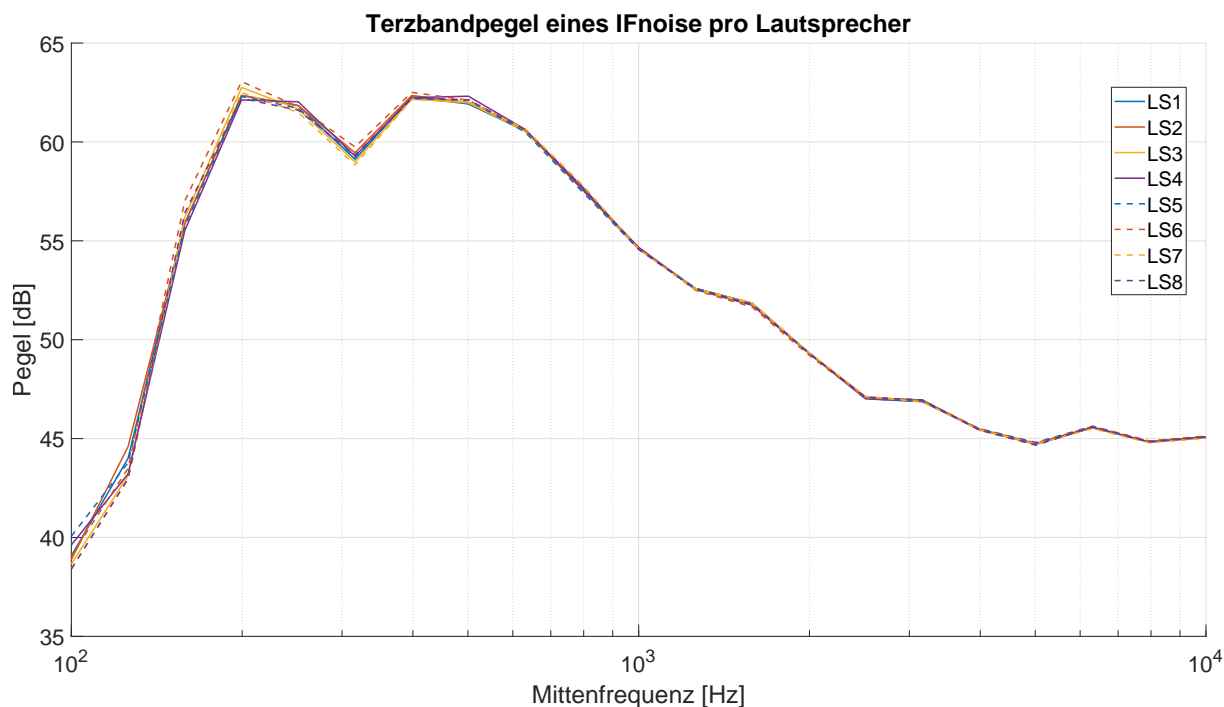


Abbildung 3.4: Ergebnis der Kalibrierung und Entzerrung – Terzbandpegel eines IFnoises, abgespielt mit einem RMS-Pegel von 70 dB SPL pro Lautsprecher.

3.3 Messsignale

Das ISTS ist ein standardisiertes Sprachtestsignal, das speziell für die objektive Bewertung moderner Hörgerätetechnologien entwickelt wurde. Es basiert auf realen Sprachaufnahmen aus verschiedenen Sprachen und wurde hinsichtlich seiner spektralen, zeitlichen und modulatorischen Eigenschaften so gestaltet, dass es natürliche Sprache möglichst realitätsnah abbildet, ohne jedoch semantisch verständlich zu sein. Dadurch eignet es sich besonders zur Evaluation von Sprachverarbeitungssystemen in Hörgeräten, ohne durch Sprachinhalte beeinflusst zu werden. In dieser Arbeit wurde das ISTS gezielt aus verschiedenen Richtungen abgespielt, um die Reaktion des adaptiven Richtmikrofonsystems auf eine sprachähnliche Zielquelle zu analysieren. Das Signal ist international normiert (vgl. IEC 60118–15, 2012, Anhang A) und steht auf der Website der *European Hearing Instrument Manufacturers Association* (EHIMA) frei zur Verfügung.

Des Weiteren wurde das IFnoise verwendet. Dieses beschreibt ein sprachsimulierendes Rauschen, dessen spektrale Eigenschaften denen des ISTS gleichen. Einzige Ausnahme hierbei ist die im ISTS vorhandene Modulation, welche das IFnoise nicht aufweist – es ist also ein stationäres Rauschen. Genauer weist das IFnoise das gleiche *durchschnittliche Langzeitspektrum* (LTASS) wie das ISTS auf, welches wiederum dem *international long-term average speech spectrum* (ILTASS) entspricht (vgl. Byrne et al., 1994). Dieses Rauschen wurde hier zum einen zur Bestimmung der statischen Richtionalitäten verwendet, da es sowohl die spektralen Eigenschaften von Sprache aufweist aber zeitgleich stationär ist, was die Messdauer drastisch verkürzt, da keine Rücksicht auf Sprechpausen genommen werden muss. Zum anderen wurde es ebenfalls für die Überprüfung der adaptiven Richtionalität verwendet, da somit ausgeschlossen werden kann, dass die Hörgeräte auf die Frequenzeigenschaften der präsentierten Nutz- und Störsignale reagieren. Konkret lässt sich dadurch verhindern, dass das Hörgerät eines der

Signale allein anhand seiner Frequenzeigenschaften als Nutz- oder Störsignal identifiziert. Da in dieser Arbeit acht Lautsprecher zeitgleich verwendet wurden, um ein diffuses Schallfeld zu erzeugen, bedarf es hier acht individueller und untereinander unkorrelierter IFnoises. Unkorreliert aus dem Grund, weil sonst kein diffuses Schallfeld vorliegt, da hierfür eine gleichmäßige Schallenergie aus allen Richtungen ohne räumliche Korrelation benötigt wird (Zotter et al., 2024). Außerdem ist die Dekorrelation der IFnoises notwendig, um Interferenzen zwischen den Lautsprechern zu vermeiden.

Zur Erzeugung dieser acht unkorrelierten stationären Störsignale wurde ein Overlay-Verfahren basierend auf dem ISTS implementiert. Dabei wurde das ISTS-Signal in 50 ms lange Abschnitte unterteilt, mit einem Hanning-Fenster gewichtet und anschließend zufällig über eine Gesamtdauer von 60 s verteilt. Pro Sekunde wurden 500 solcher Segmente überlagert, wodurch modulierte Sprachanteile gezielt eliminiert wurden. Alle resultierenden IFnoises wurden auf einen festen RMS-Wert normalisiert und weisen ein mit dem ISTS nahezu identisches Langzeitspektrum (s. Abbildung 3.5), jedoch keine zeitliche Modulation auf. Die Vorgehensweise orientiert sich an den Empfehlungen der European Hearing Instrument Manufacturers Association (2016). Durch die zufällige Segmentplatzierung sind die acht Signale untereinander nahezu unkorreliert (s. Abbildung 3.6) und eignen sich somit zur Simulation eines diffusen Schallfeldes und zur Verhinderung von Interferenzen.

Wie in Abbildung 3.5 zu sehen ist, unterscheiden sich die Terzbänder der Langzeitspektren der erzeugten Signale untereinander im Mittel um weniger als 0,2 dB. Zum ISTS gibt es größtenteils Abweichungen von etwa 0,5 dB – Ausnahme ist hier das Terzband um 125 Hz. Hier treten Abweichungen von bis zu 2 dB auf. Da dieser Frequenzbereich jedoch für die Beurteilung einer Richtcharakteristik weitestgehend unbedeutend ist und die Abweichung zudem bei allen Rauschsignalen gleichermaßen vorliegt und somit keine Richtung, bzw. kein Lautsprecher, stärker betroffen ist, wird diese Abweichung nicht weiter betrachtet. Zum LTASS des auf der EHIMA-Website verfügbaren IFnoises (in Abbildung 3.5 gestrichelt dargestellt) liegen ähnliche Abweichungen vor, da dieses nahezu identisch mit dem LTASS des ISTS ist.

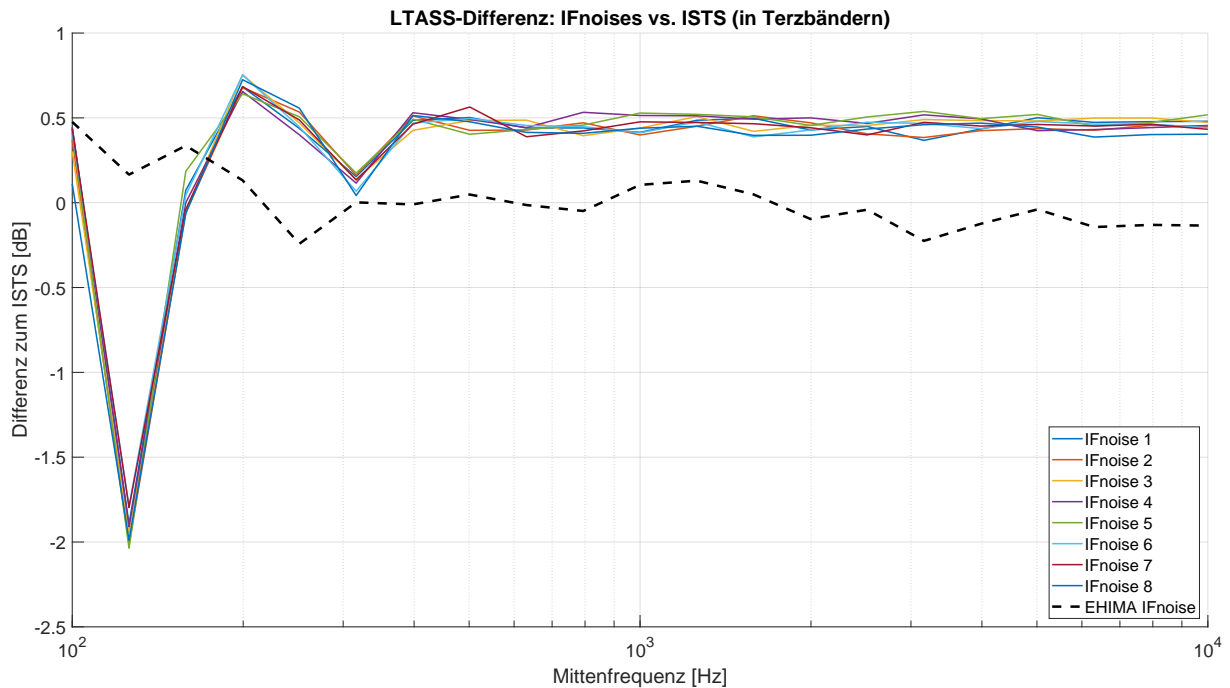


Abbildung 3.5: Differenz des LTASS der erstellten IFnoises, sowie des IFnoise der EHIMA (gestrichelt) zum ISTS in Terzbändern.

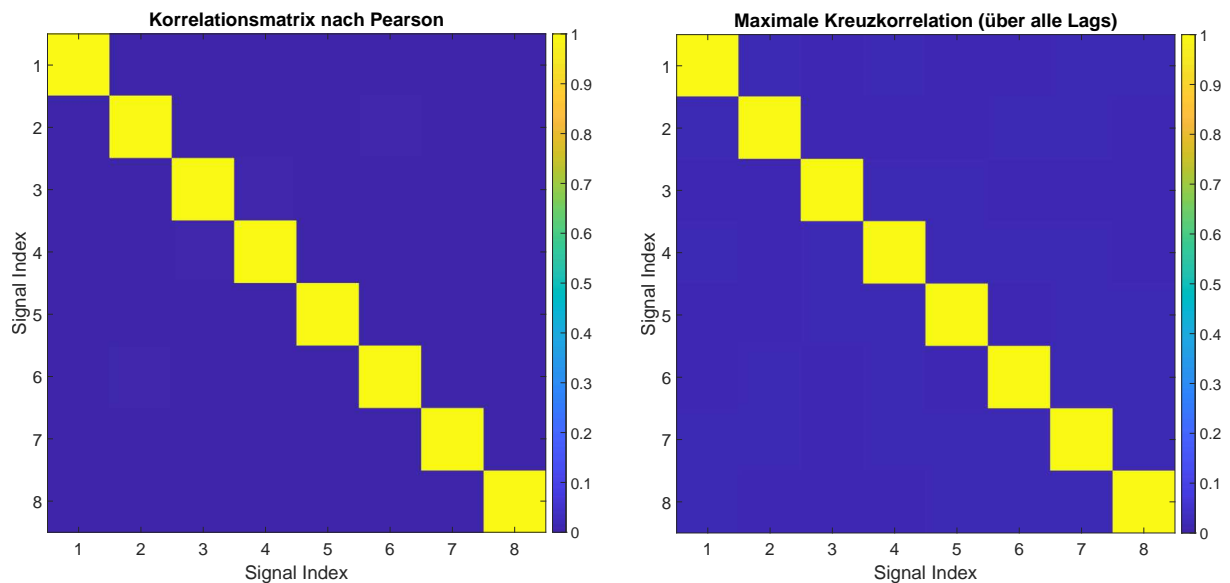


Abbildung 3.6: Korrelationsmatrizen der acht erzeugten IFnoises.

In Abbildung 3.6 sind sowohl die Werte der maximalen Kreuzkorrelationen und die Pearson-Korrelationskoeffizienten in Form von Korrelationsmatrizen zu finden. Die Hauptdiagonale repräsentiert jeweils die Autokorrelation der Signale und beträgt definitionsgemäß 1 (bzw. 100%). Der Durchschnitt aller maximalen Kreuzkorrelationen beträgt 1,61 %, während der durchschnittliche Pearson-Korrelationskoeffizient (*lineare Korrelation*) bei -0,05 % liegt. Die maximale lineare Korrelation beträgt 0,098 %.

3.4 Hörgeräte

Für diesen Versuch wurden sechs verschiedene Hörgeräte-Paare sowie zusätzlich das PHL untersucht. Bei den Hörgeräten handelt es sich jeweils um Modelle der höchsten verfügbaren Technikstufe bekannter Hersteller. Um eine möglichst gute Vergleichbarkeit bei der Ankopplung an das Messsystem zu gewährleisten, wurden ausschließlich HdO-Geräte mit verbautem Akku verwendet – mit Ausnahme des PHL, welches als RIC-Gerät ausgeführt ist. Aus Gründen der Umfangsbeschränkung dieser Arbeit werden hier jedoch lediglich die Ergebnisse von zwei Herstellern sowie des PHL dargestellt.

3.4.1 Ankopplung

Für die Ankopplung der Hörgeräte an die Ohren des Kunstkopfes wurden individuelle Schalen-Otoplastiken aus einem festen Acrylwerkstoff verwendet. Diese waren mit einem kurzen Zapfen ausgestattet und wiesen keine Zusatzbohrungen auf, um eine möglichst gute Abdichtung zu gewährleisten bei gleichzeitiger Kompatibilität mit den Gehörgängen des Kunstkopfes. Als Schallschlauch kam ein Standard-Hörschlauch mit 2 mm Innendurchmesser und 3,1 mm Außendurchmesser zum Einsatz, der auf eine Länge von etwa 2,5 cm gekürzt wurde, was einen stabilen Halt am Ohr des Kunstkopfes ermöglichte.

Für das PHL wurde ebenfalls eine Otoplastik desselben Typs verwendet, jedoch in einer Version, die mit Ex-Hörer-Systemen kompatibel ist. Diese besitzt eine spezielle Aussparung zur Aufnahme des Ex-Hörers, der mithilfe von Typenreiniger fixiert wurde. Für die Ankopplung an den 2 cm³-Kuppler kamen gemäß IEC 60318–5 (2006) bei den HdO-Geräten passende HdO-Kuppleraufsätze zum Einsatz. Das PHL wurde hingegen über einen IdO-Kuppleraufsatz verbunden. Auch hier wurde zur Abdichtung und sicheren Fixierung erneut Typenreiniger verwendet.

3.4.2 Einstellung

Für die Voreinstellungen der Hörgeräte wurde zunächst ein mittelgradiger, breitbandiger Hörverlust mit 40 dB HL im Frequenzbereich von 125 Hz bis 8 kHz eingestellt. Hintergrund ist, dass viele Hörgerätehersteller bestimmte Funktionen erst ab einem definierten Hörverlust aktivieren. Aus demselben Grund wurde das Alter des simulierten Kunden auf 76 Jahre eingestellt – auch das Alter könnte möglicherweise die Verfügbarkeit bestimmter Funktionen beeinflussen. Als Trageerfahrung wurde stets „erfahren“ oder eine vergleichbare Option ausgewählt.

Für die Ankopplung wurde eine individuelle Otoplastik mit kurzer Zapfenlänge und ohne Zusatzbohrung gewählt, da dies den tatsächlich verwendeten Otoplastiken entspricht. Damit war sichergestellt, dass in den jeweiligen Herstellersoftwares eine ausreichende Verstärkung über alle Frequenzbereiche hinweg verfügbar war. Als Anpassformel wurde, sofern möglich, die herstellereigene Formel verwendet, alternativ NAL-NL2. Auch die Wahl der Anpassformel kann das Verhalten einzelner Funktionen beeinflussen, weshalb hier bei Möglichkeit auf die herstellereigene Lösung zurückgegriffen wurde.

Nach dem initialen First-Fit wurden alle Hörgeräte mit einer breitbandigen, linearen Verstärkung von 20 dB *Insertion Gain* programmiert. Jegliche Verstärkungskompression wurde dabei so weit wie möglich deaktiviert. Die gewählte Verstärkung orientiert sich an der Gesamtverstärkung der *FTS* (*Functional Test Setting*) der jeweiligen Geräte, bleibt jedoch geräteübergreifend konstant, um eine bessere Vergleichbarkeit zwischen den Messungen zu gewährleisten. Die Verstärkung der FTS ist gemäß IEC

60118–16 (2022) definiert als $FTS = RTS - 10 \text{ dB}$ und wird typischerweise für die messtechnische Untersuchung verschiedener Hörgerätefeatures verwendet. Ein wichtiger Unterschied gegenüber der RTS ist hier ebenfalls, dass die Einstellung in der Anpasssoftware und nicht in einem Testprogramm vorgenommen wird. Bei den eingesetzten Pegeln befand sich mit dieser Einstellung keines der Hörgeräte im Sättigungsbereich. Durch die Verwendung einer breitbandigen, gleichmäßigen Verstärkung sollte zudem eine vergleichbare Betrachtung über alle Frequenzbereiche hinweg ermöglicht werden.

Alle Funktionen der Hörgeräte wurden deaktiviert – mit Ausnahme der Direktionalität. Abhängig davon, ob die statische oder adaptive Direktionalität gemessen wurde, wurde die entsprechende Konfiguration im Hörgerät ausgewählt. Grundsätzlich wurde dabei stets die Einstellung mit der *stärksten Richtwirkung* – also der schmalsten Empfindlichkeitskeule – verwendet, um den Effekt der Direktionalität möglichst deutlich hervorzuheben. Da die Hörgeräte jeweils paarweise vorlagen, wurden sie auch binaural verwendet – einschließlich der aktivierten binauralen Direktionalitätsverarbeitung. Dies erfolgte erneut mit dem Ziel, die bestmögliche Richtwirkung zu erzielen, da binaurale Strategien in der Regel zu einer stärkeren räumlichen Fokussierung führen (Sockalingam et al., 2009). Sofern möglich, wurden die Schwellenwerte für die Aktivierung adaptiver Richtmodi auf eine mittlere Intensität gesetzt. Dadurch sollte verhindert werden, dass eine Aktivierung bei zu hohen oder zu niedrigen SNRs oder Eingangspegeln erfolgt – eine mittlere Einstellung erschien hier als geeigneter Kompromiss.

Wie bereits erwähnt, wurden alle weiteren Funktionen deaktiviert, um ausschließlich die Wirkung der Richtmikrofone zu untersuchen und unerwünschte Einflüsse beispielsweise durch Störgeräuschunterdrückung zu vermeiden. Besonders relevant ist dabei die Deaktivierung der Rückkopplungsunterdrückung. Diese arbeitet häufig über Phasenmodulation, wodurch Eingangssignale phasenverschoben „markiert“ werden. Eine solche Phasenveränderung würde die Auswertung anhand des Phaseninvertierungsverfahrens (vgl. Abschnitt 2.4) vermutlich stören, da dieses Verfahren auf phasengleichen Signalen basiert. Nur bei identischer relativer Phasenänderung von Eingangs- und Ausgangssignal bei allen Wiederholungsmessungen ist eine korrekte Trennung der Signale am Ausgang des Hörgerät möglich. Zusätzlich wurden zu Beginn jedes Messtages alle Hörgeräte vollständig geladen, um potenzielle Einflüsse durch einen niedrigen Akkustand auszuschließen.

3.5 Messstrategie

Zur objektiven Analyse der Richtcharakteristik von Hörgeräten – insbesondere im Hinblick auf adaptive Direktionalität – wurde am Deutschen Hörgeräte Institut ein systematischer Messablauf entwickelt. Dieser zielt darauf ab, sowohl statische als auch adaptive Mikrofoneinstellungen unter realitätsnahen Bedingungen messtechnisch erfassen und vergleichbar auswerten zu können. Im Mittelpunkt steht dabei die Durchführung des *erweiterten Phaseninvertierungsverfahrens* (EPIV), bei dem mithilfe gezielter Phaseninversion einzelner Störquellen die Signalverarbeitung im Hörgerät analysiert wird. Ergänzend dazu wurden zur Kontrolle auch Messungen der statischen Direktionalität mit einem Drehteller durchgeführt. In den folgenden Abschnitten wird zunächst der konkrete Ablauf der Messungen beschrieben. Anschließend wird auf die signaltechnische Bearbeitung der aufgenommenen Daten eingegangen, bevor zuletzt die Auswertung dieser Daten im Detail erläutert wird. Die gesamte Messprozedur fand in MATLAB statt.

3.5.1 Messung der statischen Direktionalitäten

Für die Messung der statischen Direktionalitäten wurde ausschließlich der Lautsprecher bei 0° verwendet. Zusätzlich kam ein HEAD acoustics HRT I-Drehteller zum Einsatz, der die jeweilige Ankopplung (Kunstkopf oder 2 cm^3 -Kuppler) in Schritten von 1° vollständig um 360° rotierte. Für jede Azimutrichtung wurde ein fünf Sekunden langes *IFnoise* mit einem Ausgangspegel von 70 dB SPL über den Lautsprecher wiedergegeben. Das Analysefenster wurde von 2 s bis 4,5 s gesetzt. Der zeitliche Pegelverlauf wurde hier ebenfalls untersucht, um sicherzustellen, dass sowohl die gesamte Messdauer, als auch das Analysefenster, ausreichend war, um dem Hörgerät genügend Zeit für mögliche Einschwingprozesse zu geben. Die am Ausgang des Hörgeräts resultierende, oktavgefilterte Verstärkung wurde anschließend zur Darstellung der resultierenden Polardiagramme (vgl. Abschnitt 2.2) verwendet. Alle Messungen – statisch und adaptiv – wurden mit einer Abtastfrequenz von 44,1 kHz aufgenommen. Ebenso wurde für alle Messungen der kalibrierte Ausgangspegel der Lautsprecher als Eingangspegel des Hörgeräts zur Berechnung der Verstärkung verwendet (vgl. Unterabschnitt 3.2.2).

Die Messdauer von fünf Sekunden pro Winkel wurde gewählt, da es sich um statische Direktionalitätseinstellungen der Hörgeräte handelt, bei denen keine Einschwingprozesse zu erwarten sind. Der Pegel von 70 dB SPL liegt deutlich oberhalb des Grundrauschens im Messraum, gleichzeitig jedoch unterhalb des Sättigungsbereichs der verwendeten Hörgeräte, auch bei einer breitbandigen Verstärkung von 20 dB. Zur Bewertung der Direktionalität wurde bewusst ein *IFnoise* verwendet, da dieses die gleichen spektralen Eigenschaften wie das *ISTS* aufweist – und somit Sprache gut nachbildet, ohne Modulation zu enthalten. Dies erlaubt eine deutlich kürzere Messdauer im Vergleich zu längeren, modulierten Sprachsignalen wie dem *ISTS*, welches bei späteren Messungen zum Einsatz kam. Aufgrund der spektralen Gleichheit der Signale erlaubt die Verwendung des *IFnoise* jedoch dennoch Vergleiche herzustellen.

Diese Messung wurde für alle sechs vorliegenden Hörgeräte-Paare, sowie dem PHL, mit unterschiedlichen, statischen Direktionalitäten durchgeführt. Da der Fokus dieser Arbeit jedoch auf der Analyse adaptiver Direktionalitäten liegt, wurden in Abschnitt 2.2 lediglich exemplarisch ausgewählte Ergebnisse des PHL näher erläutert. Ziel dieser Darstellung ist es, die Unterschiede zwischen Messungen im Freifeld und am Kunstkopf zu verdeutlichen – nicht jedoch Aussagen über die statischen Direktionalitäten verschiedener Hörgerätehersteller zu treffen.

3.5.2 Messung der adaptiven Direktionalitäten

Für die Messung der Adaptivität wurden zunächst geeignete Messparameter festgelegt. Da sowohl ein Sprachsignal (*ISTS*) als auch ein Rauschsignal (*IFnoise*) dargeboten wurden, mussten zunächst die jeweiligen Pegel definiert werden. Für das *ISTS* wurde ein Pegel von 70 dB SPL gewählt, da dieser geringfügig oberhalb des Pegels *normaler Sprache* gemäß IEC 60118–15 (2012) liegt. In akustisch anspruchsvollen Situationen, in denen zusätzlich Störgeräusche auftreten, wird erfahrungsgemäß lauter gesprochen (Lombard, 1911). Vor diesem Hintergrund wurde der Sprachpegel auf 70 dB SPL festgelegt. Zudem aktivieren viele Hörgeräte ihre direktionalen Mikrofone laut Powers und Hamacher (2004) erst bei Pegeln zwischen 50 und 68 dB SPL – abhängig vom verwendeten Algorithmus. Der gewählte Wert liegt somit in jedem Fall oberhalb dieser Schwelle. Für den Summenpegel des Rauschens wurden unterschiedliche Werte im Bereich von 60 bis 75 dB SPL eingesetzt, sodass sich daraus SNRs von -5 dB bis +10 dB in 5-dB-Schritten ergaben. Ziel war es, die Wirkung der Adaptivität in Abhängigkeit

vom SNR zu untersuchen und denjenigen Bereich zu identifizieren, in dem die adaptive Direktionalität optimal arbeitet. Dies ist in der Regel bei positiven SNRs der Fall (vgl. Maillou & Ducourneau, 2020). Ist der SNR jedoch zu hoch, kann das Hörgerät unter Umständen entscheiden, dass keine Unterstützung durch Richtmikrofone erforderlich ist – daher der Versuch, einen geeigneten Mittelwert zu finden.

Anschließend wurde festgelegt, aus welchen Richtungen die Signale dargeboten werden sollen. Um ein diffuses Schallfeld zu simulieren, wurden unkorrelierte Rauschsignale simultan aus allen acht Lautsprechern wiedergegeben. Da sich der resultierende Gesamtschallpegel aus der Überlagerung mehrerer unkorrelierter Einzelquellen ergibt, musste der zuvor definierte Summenpegel entsprechend auf die einzelnen Lautsprecher verteilt werden. Dies erfolgte nach folgender Gleichung:

$$L_{\text{einzel}} = L_{\text{sum}} - 10 \cdot \log_{10}(N) \approx L_{\text{sum}} - 9,0 \text{ dB} \quad \text{mit } N = 8 \quad (3.3)$$

Dabei bezeichnet L_{einzel} den Pegel eines einzelnen Lautsprechers, L_{sum} den angestrebten Summenpegel und N die Anzahl der beteiligten Lautsprecher.

Für das ISTS-Signal wurden die Richtungen 0° und 225° gewählt. Der Hintergrund dieser Auswahl liegt in der typischen Annahme vieler Hörgeräte-Algorithmen, dass sich die relevante Sprachquelle direkt vor dem Träger befindet. Bei Verwendung einer nach vorn gerichteten Direktionalität liegt Sprache aus 0° somit im Bereich maximaler Empfindlichkeit. Die Richtung 225° hingegen befindet sich nahe der Zone geringster Empfindlichkeit bei superkardioider Richtcharakteristik. Da nahezu alle Direktionalitätsformen – mit Ausnahme der kardioiden – eine Nebenkeule im Bereich um 180° aufweisen, wurde 225° als geeigneter Kompromiss gewählt, um eine direkte Anregung dieser Nebenkeule durch das Sprachsignal zu vermeiden.

Die Dauer jeder Einzelmessung betrug aufgrund der normierten Länge des ISTS 60 s. Zwischen zwei aufeinanderfolgenden Messungen wurde eine Pause von mindestens 5 s eingehalten. Der Analysezeitraum wurde auf das Intervall von 30 bis 59 s festgelegt. Dadurch sollte sichergestellt werden, dass die Hörgeräte ausreichend Zeit für etwaige Einschwingprozesse erhalten und gleichzeitig keine Ausschwingvorgänge am Ende der Aufnahme in die Analyse einfließen.

Bevor die eigentliche Messung gestartet wurde, wurde überprüft, ob auch wirklich die eingestellten Verstärkungswerte von 20 dB breitbandig am Kunstkopf erzielt wurden. Dafür wurde ein IFnoise mit einem Pegel von 70 dB SPL aus 0° abgespielt, die REUG (*Real-Ear-Unaided-Gain*) des Kunstkopfes vom aufgenommenen Ohrsimulator-Signal abgezogen und somit die IG (*Insertion Gain*) für den Frequenzbereich zwischen 500 Hz und 5 kHz terzbandabhängig ermittelt. Mit der eigentlichen Messung wurde nur dann begonnen, wenn die Insertion Gain in den betrachteten Terzbändern um weniger als 1 dB vom Mittelwert abwich und zugleich der Mittelwert selbst weniger als 1 dB vom angestrebten Wert von 20 dB entfernt war. Anschließend wurde zusätzlich noch eine Noisefloor-Messung durchgeführt. Diese diente vorrangig der Überwachung der akustischen Umgebungsbedingungen und wurde nicht in die spätere Analyse einbezogen.

Daraufhin erfolgte die Referenzmessung mit dem ISTS aus 0° und acht unkorrelierten IFnoise-Signalen, die aus allen Lautsprechern gleichzeitig abgespielt wurden. Aus dem Lautsprecher bei 0° wurde somit ein Gemisch aus Sprach- und Rauschsignal präsentiert. Anschließend wurde die Messung für alle acht

Lautsprecher erneut durchgeführt, wobei in jeder Wiederholung das Rauschsignal eines einzelnen Lautsprechers invertiert wurde. Die Reihenfolge der Invertierungen entsprach einer Rotation im Uhrzeigersinn, beginnend bei 0° . Vor jeder Messung wurde das ursprüngliche Sprach- und Rauschsignal geladen und ausschließlich das aktuell zu invertierende Signal geändert. Nachdem die acht Rauschsignale invertiert wurden, wurde eine weitere Messung, in der das ISTS invertiert wurde, durchgeführt. Durch die Invertierung eines Signals kann dieses per EPIV aus dem resultierenden Signalgemisch isoliert werden. Zuletzt wurde eine zweite Referenzmessung durchgeführt, bei der alle Signalanteile invertiert wurden. Aus der Differenz zwischen dieser Messung und der ersten Referenzmessung lässt sich eine Aussage über den systembedingten Drift des Messablaufs ableiten – also darüber, in welchem Maß sich die Messbedingungen zwischen Anfangs- und Endmessung verändert hat. Nach Abschluss der neun Invertierungen sowie den beiden Referenzmessungen ergaben sich insgesamt elf Einzelmessungen für die Kondition *Sprache aus 0°* .

Dieser Ablauf wurde anschließend vollständig wiederholt, wobei diesmal das ISTS aus 225° präsentiert wurde. Die erste Referenzmessung der zweiten Kondition wurde hierbei einmal zusätzlich durchgeführt, wovon jedoch lediglich die zweite für die eigentliche Berechnung der Ergebnisse herangezogen wurde. Grund dafür ist, dass einige Hörgeräte bis zu einer Minute brauchten, um sich auf die neue ISTS-Richtung von 225° auszurichten – mit dieser zweifachen Messung hatte jedes Hörgerät ausreichend Zeit auf die neue Kondition zu reagieren. Somit bestand jede vollständige Messung aus 23 Einzelmessungen, verteilt auf zwei Sprachrichtungen. Der gesamte Ablauf wurde für jedes Hörgerät mit unterschiedlichen Einstellungen sowie den zuvor festgelegten SNR- und Rauschpegelbedingungen durchgeführt.

3.5.3 Verarbeitung und Berechnung der Messergebnisse

Zur Korrektur systembedingter Latenzen wurde ein *Loopback-Kanal* verwendet, der sowohl am Audioeingang als auch -ausgang des Messsystems angeschlossen war. Über diesen Kanal wurde das Ausgangssignal ohne Verarbeitung direkt wieder aufgezeichnet, sodass die durch das System verursachte Latenz (z. B. durch Verzögerungen des Betriebssystems beim Starten der Messung oder der Signalverarbeitungskette) präzise bestimmt werden konnte. Diese Verzögerung wurde während der Aufnahme automatisch erkannt und bei der Analyse berücksichtigt, indem das aufgezeichnete Signal zeitlich entsprechend korrigiert wurde. Dadurch konnte gewährleistet werden, dass zeit- oder phasenbasierte Auswertungen wie FFTs, Filterungen und insbesondere das EPIV auf korrekt ausgerichteten Signalen basieren.

Nach Abschluss der Aufnahmen wurden die Messergebnisse zur Auswertung auf verschiedene Weise weiterverarbeitet. Zunächst wurden die Ausgangspegel der Sprach- und Rauschsignale auf Basis der Kalibrierwerte der jeweiligen Lautsprecher berechnet. Diese Werte bilden die Grundlage für die spätere Bestimmung der Eingangssignale aus Sicht des Hörgeräts. Vor der Pegelberechnung erfolgte eine Bandpassfilterung im Bereich von 500 Hz bis 5 kHz, da Hörgeräte hauptsächlich innerhalb dieses Frequenzbereichs zuverlässige Richtcharakteristiken realisieren können (vgl. Unterabschnitt 2.1.5 und Abschnitt 2.2). Der verwendete Bandpass war ein FIR-Filter der Ordnung 300 mit Hann-Fenster. Diese Filterung wurde gleichermaßen auf das ISTS als auch auf das IFnoise angewendet werden, da beide Signale ein nahezu identisches Spektrum aufweisen (vgl. Abbildung 3.5). Der Energieverlust durch das Filter war somit für beide Signalarten weitgehend identisch, wodurch filterbedingte SNR-Veränderungen verhindert wurden. Für die nachfolgenden Berechnungen wurden daher ausschließlich die gefilterten

Signale verwendet, da sie den für Richtcharakteristiken relevanten Frequenzbereich abbilden. Zusätzlich wurden auch die Pegel der ungefilterten Signale $L_{S, \text{in}, \text{unfilt.}}$ und $L_{N, \text{in}, \text{unfilt.}}$ berechnet. Diese dienen ausschließlich der intuitiveren Darstellung der tatsächlichen Testergebnisse im folgenden Kapitel.

Nachdem die Eingangspegel des Hörgeräts berechnet wurden, wurden die Ausgangspegel bestimmt. Dazu wurden die Pegel der per EPIV getrennten Signalanteile berechnet. Für jede Messkondition ergeben sich so ein Sprach- ($L_{S, \text{out}}$) und acht Rauschpegel ($L_{N, \text{out}, i}$). Diese wurden zu Darstellungszwecken ebenfalls ungefiltert berechnet ($L_{S, \text{out}, \text{unfilt.}}$ und $L_{N, \text{out}, \text{unfilt.}, i}$). Anhand der so bestimmten, ausgangsseitigen Sprach- und Rauschpegel lassen sich nun gemeinsam mit den zuvor berechneten Eingangssignalen die jeweiligen Verstärkungen berechnen. Die Verstärkung der Sprache V_S ergibt sich wie folgt:

$$V_S = L_{S, \text{out}} - L_{S, \text{in}} \quad (3.4)$$

Dabei bezeichnet $L_{S, \text{in}}$ den eingangsseitigen Sprachpegel bezogen auf das Hörgerät. Analog dazu lassen sich die Verstärkungswerte für alle acht Lautsprecherrichtungen wie folgt berechnen. Hierbei stehen $L_{N, \text{out}, i}$ und $L_{N, \text{in}, i}$ für die Ausgangs- bzw. Eingangspegel des Rauschsignals am i -ten Lautsprecher, während $V_{N, i}$ die resultierende Verstärkung beschreibt:

$$V_{N, i} = L_{N, \text{out}, i} - L_{N, \text{in}, i} \quad (3.5)$$

Außerdem wird ein Δ -Wert berechnet, nämlich $\Delta L_{N_0 - N_{225}}$, der die Differenz der Rauschpegel aus den beiden Sprachsignalrichtungen 0° und 225° beschreibt:

$$\Delta L_{N_0 - N_{225}} = L_{N_0, \text{out}} - L_{N_{225}, \text{out}} \quad (3.6)$$

Für die zweite Messkondition wird in gleicher Weise die Differenz berücksichtigt, jedoch mit umgekehrten Vorzeichen. Diese Umkehrung stellt sicher, dass unabhängig von der betrachteten Messkondition stets ein positiver ΔL_N -Wert erwartet werden kann. Dies wäre zumindest dann zu erwarten, wenn sich die Richtwirkung tatsächlich auf den Sprecher ausrichtet und somit der Rauschpegel aus dessen Richtung erhöht ist:

$$\Delta L_{N_{225} - N_0} = L_{N_{225}, \text{out}} - L_{N_0, \text{out}} \quad (3.7)$$

Anhand der zuvor berechneten Sprach- und Rauschpegel können außerdem verschiedene SNR-Werte berechnet werden, beginnend mit den acht SNRs der Eingangs- und Ausgangssignale:

$$\begin{aligned} \text{SNR}_{\text{in}, i} &= L_{S, \text{in}} - L_{N, \text{in}, i} \\ \text{SNR}_{\text{out}, i} &= L_{S, \text{out}} - L_{N, \text{out}, i} \end{aligned} \quad (3.8)$$

Ebenso können die globalen SNR-Werte mithilfe der Summe aller Rausch-Einzelpegel für den Ein- und Ausgang berechnet werden:

$$\begin{aligned} \text{SNR}_{\text{in}} &= L_{S, \text{in}} - L_{N, \text{in}} \\ \text{SNR}_{\text{out}} &= L_{S, \text{out}} - L_{N, \text{out}} \end{aligned} \quad (3.9)$$

Diese beiden globalen Rauschpegel werden mittels Pegeladdition folgendermaßen berechnet:

$$L_{N, \text{in}} = 10 \cdot \log_{10} \left(\sum_{i=1}^N 10^{\frac{L_{N, \text{in}, i}}{10}} \right) \quad \text{mit } N = 8$$

$$L_{N, \text{out}} = 10 \cdot \log_{10} \left(\sum_{i=1}^N 10^{\frac{L_{N, \text{out}, i}}{10}} \right) \quad \text{mit } N = 8$$
(3.10)

Anhand der berechneten globalen Eingangs- und Ausgangs-SNRs kann nun der Wert $\Delta\text{SNR}_{\text{out-in}}$ bestimmt werden. Dieser beschreibt die globale Verbesserung des SNR, die das Hörgerät infolge seiner Signalverarbeitung für die jeweilige Messkondition erzielt:

$$\Delta\text{SNR}_{\text{out-in}} = \text{SNR}_{\text{out}} - \text{SNR}_{\text{in}} \quad (3.11)$$

Analog zu diesem $\Delta\text{SNR}_{\text{out-in}}$ lässt sich zudem der sogenannte *Directivity Gain* berechnen, im Folgenden als DG bezeichnet. Der DG stellt eine erwartete bzw. geschätzte, rein richtwirkungsbedingte Verbesserung des SNR dar und basiert auf den geschätzten Pegelveränderungen, die durch die Richtcharakteristik des Hörgeräts verursacht werden. Zur Berechnung werden – im Gegensatz zur tatsächlich gemessenen SNR_{out} – geschätzte Ausgangspegel herangezogen, nämlich $L_{S, \text{out}, \text{est}, i}$ und $L_{N, \text{out}, \text{est}, i}$. Diese Pegel ergeben sich durch Addition von Korrekturwerten, die aus den normalisierten Rauschpegeln $L_{N, \text{out}, \text{norm}, i}$ abgeleitet werden, zu den jeweiligen Eingangspegeln $L_{S, \text{in}}$ bzw. $L_{N, \text{in}, i}$. Die Verwendung der Eingangspegel dient dabei dem Zweck, abzuschätzen, welchen Einfluss ausschließlich die festgestellte Richtwirkung auf das Eingangssignal haben sollte. Da die tatsächliche Signalverarbeitung bereits durch $\Delta\text{SNR}_{\text{out-in}}$ bewertet wurde, liefert der DG somit eine Vergleichsgröße, die überprüft, ob der gemessene SNR-Gewinn im Rahmen dessen liegt, was allein durch Richtwirkung zu erwarten wäre. Zunächst erfolgt die Berechnung der auf den maximalen Pegel normalisierten Rauschpegel:

$$L_{N, \text{out}, \text{norm}, i} = L_{N, \text{out}, i} - \max(L_{N, \text{out}, i}) \quad (3.12)$$

Der maximale Wert von $L_{N, \text{out}, \text{norm}, i}$ nimmt dementsprechend 0 dB an, während alle anderen Werte negativ sind und dem relativen Abfall des Rauschpegels gegenüber der Richtung mit der höchsten Empfindlichkeit entsprechen. Diese normalisierten Rauschpegel können zusätzlich verwendet werden, um für jede Messkondition ein Polardiagramm zu erstellen. Dabei stellen die Radialwerte die normierten Pegel dar, während die jeweiligen θ -Werte den jeweiligen Lautsprecherrichtungen entsprechen. Um trotz der begrenzten Anzahl an Lautsprechern eine möglichst anschauliche Darstellung zu erhalten, wurden die normierten Rauschpegel mittels linearer Interpolation auf eine feinere Winkelauflösung von 5° umgewandelt – *jedoch lediglich für die Darstellung der Polardiagramme*. Die geschätzten (*estimated*) Rauschpegel werden damit nun folgendermaßen berechnet:

$$L_{N, \text{out}, \text{est}, i} = L_{N, \text{in}, i} + L_{N, \text{out}, \text{norm}, i} \quad (3.13)$$

Da DG als einzelner Wert eine Aussage über die gesamte Richtwirkung des Hörgeräts ermöglichen soll, müssen diese Rauschpegel nun wieder aufsummiert werden:

$$L_{N, \text{out}, \text{est}} = 10 \cdot \log_{10} \left(\sum_{i=1}^N 10^{\frac{L_{N, \text{out}, \text{est}, i}}{10}} \right) \quad \text{mit } N = 8$$
(3.14)

Nun wurde nach dem selben Verfahren auch der je nach Messkondition relevante Sprachpegel geschätzt werden:

$$L_{S, \text{out, est.}} = L_{S, \text{in}} + L_{N, \text{out, norm, } i} \quad (3.15)$$

In diesem Fall bezeichnet i den Lautsprecher, aus dem das Sprachsignal wiedergegeben wird. Für die erste Messkondition (Sprache aus 0°) gilt $i = 1$, für die zweite Kondition (Sprache aus 225°) entsprechend $i = 6$ (vgl. Abbildung 3.1). Für die Schätzung des Sprachpegels wird hier ebenfalls der normalisierte Rauschpegel verwendet, da Sprache pro Kondition lediglich aus einer Richtung präsentiert wird und somit keine exakte relative, richtungsabhängige Schätzung der Sprache möglich ist. Aus diesem Grund ist der DG lediglich ein geschätzter Wert und dient der Kontrolle, um zu überprüfen, ob das Hörgerät Sprache und Störgeräusch unterschiedlich verarbeitet.

Die jeweiligen globalen Korrekturwerte für Sprache und Störgeräusch, $\Delta L_{S, \text{dir}}$ und $\Delta L_{N, \text{dir}}$, welche den durch die Direktionalität erklärten Abschwächungen entsprechen, können anhand der geschätzten Ausgangspegel nachträglich berechnet werden:

$$\begin{aligned} \Delta L_{S, \text{dir}} &= L_{S, \text{out, est.}} - L_{S, \text{in}} \\ \Delta L_{N, \text{dir}} &= L_{N, \text{out, est.}} - L_{N, \text{in}} \end{aligned} \quad (3.16)$$

Anhand der geschätzten Pegel kann nun der DG berechnet werden, indem von deren Differenz, die einer Art geschätztem SNR_{out} entspricht, zusätzlich SNR_{in} subtrahiert wird:

$$\text{DG} = L_{S, \text{out, est.}} - L_{N, \text{out, est.}} - \text{SNR}_{\text{in}} \quad (3.17)$$

Der DG lässt sich ansonsten ebenfalls direkt über die Differenz der in Formel 3.16 berechneten globalen, direktionalen Korrekturwerte $\Delta L_{S, \text{dir}}$ und $\Delta L_{N, \text{dir}}$ berechnen, da diese bereits den jeweiligen Eingangspegel beinhalten:

$$\text{DG} = \Delta L_{S, \text{dir}} - \Delta L_{N, \text{dir}} \quad (3.18)$$

Idealerweise sollte das Hörgerät alle Signalarten gleich behandeln, da alle zusätzlichen Features (insbesondere Störgeräuschunterdrückungen) so weit wie möglich deaktiviert wurden (s. Unterabschnitt 3.4.2). Wenn alle Signale also gleich verarbeitet werden, sollten der DG und der $\Delta \text{SNR}_{\text{out} - \text{in}}$ identisch sein. Ist dies nicht der Fall, deutet dies darauf hin, dass im Hörgerät neben der Direktionalität weitere Features aktiv sind, die zu einer SNR-Veränderung führen, die nicht durch eine richtungsabhängige Verarbeitung begründet werden kann. Dies lässt sich durch die Differenz zwischen $\Delta \text{SNR}_{\text{out} - \text{in}}$ und DG in Decibel quantifizieren, die nachfolgend als SNP (*Signal-to-Noise-Processing*) bezeichnet wird:

$$\text{SNP} = \Delta \text{SNR}_{\text{out} - \text{in}} - \text{DG} \quad (3.19)$$

Ein Wert von $\text{SNP} > 0 \text{ dB}$ bedeutet, dass Sprache um den Betrag des SNP stärker verstärkt wurde als das Störgeräusch. Ein negativer Wert, also $\text{SNP} < 0 \text{ dB}$, würde hingegen bedeuten, dass das Störgeräusch gegenüber der Sprache bevorzugt verarbeitet wurde. Dies wäre in der Praxis jedoch eher unerwünscht, da Hörgeräte allenfalls über im Hintergrund aktive Features verfügen, die Sprache begünstigen sollten. Eine schnell regelnde Kompression könnte jedoch trotzdem zu einer derartigen SNR-Verschlechterung führen.

3.5.4 Auswertung der Testergebnisse

Da im Rahmen dieser Arbeit eine Vielzahl unterschiedlicher Messergebnisse erhoben wurde, ist eine sinnvolle Auswertung erforderlich, um Aussagen über die adaptive Direktionalität des Hörgeräts treffen zu können. Neben den üblichen Messergebnissen wie den Eingangs- und Ausgangspegeln der Sprach- und Rauschsignale sowie deren eingangs- und ausgangsseitigen SNRs sind insbesondere die erzielten und geschätzten SNR-Gewinne sowie richtungsabhängige Verstärkungswerte von zentraler Bedeutung für die Auswertung. Dazu zählen vor allem der ermittelte $\Delta\text{SNR}_{\text{out} - \text{in}}$, welcher die durch die gesamte Signalverarbeitung des Hörgeräts erzielte Verbesserung des SNR quantifiziert, sowie der DG, der eine *geschätzte* SNR-Verbesserung darstellt. Letzterer basiert auf der aus der Richtwirkung im Hinblick auf das Störgeräusch abgeleiteten Erwartung. *Der Gewinn durch die Direktionalität lässt sich somit durch den DG beschreiben, während darüber hinausgehende Veränderungen des SNR durch den SNP erfasst werden.* Welche konkreten Werte $\Delta\text{SNR}_{\text{out} - \text{in}}$ und DG annehmen können, ist schwer vorherzusagen, da jeder Hörgerätehersteller unterschiedliche Strategien zur Umsetzung der Direktionalität verfolgt. Grundsätzlich sollten diese Werte in der ersten Messkondition (Sprache aus 0°) jedoch positiv ausfallen, da hier zu erwarten ist, dass das Hörgerät eine nach vorne gerichtete Direktionalität einnimmt und somit die frontale Sprache stärker verarbeitet als das diffuse Störschallfeld.

Es könnten theoretisch Werte von bis zu 6,0 dB erwartet werden, wenn man als Anhaltspunkt den *Directivity Index* (DI) klassischer Richtcharakteristiken heranzieht (vgl. Tabelle 2.1). Da dies allenfalls unter Freifeldbedingungen zu erwarten wäre – die Messung jedoch am Kunstkopf erfolgt – wurde der Erwartungswert bewusst niedriger angesetzt, zunächst auf ≥ 3 dB.

Bei der zweiten Messkondition (Sprache aus 225°) könnten theoretisch ähnliche Werte erzielbar sein. Dafür müsste das Hörgerät jedoch über eine Art 360° -Beamformer verfügen – also die Möglichkeit besitzen, sich unabhängig von der Richtung auf eine Sprachquelle zu fokussieren (z. B. auch in der hinteren Hemisphäre). Da in dieser Arbeit jegliche Adaptivität der Richtmikrofone berücksichtigt werden soll, wurde hier die Erwartung an die zweite Messkondition bewusst niedriger angesetzt. Als Mindestanforderung soll hier daher gelten, dass das Hörgerät *mindestens eine Omnidirektionalität einnimmt*. In diesem Fall wären theoretisch sowohl $\Delta\text{SNR}_{\text{out} - \text{in}}$ als auch DG nahe 0 dB, da durch ein omnidirektionales Mikrofon der selbe SNR_{out} zu erwarten ist wie der eingestellte SNR_{in} . Unter Berücksichtigung gewisser Messunsicherheiten werden hier Abweichungen von $\pm 0,5$ dB als akzeptabel angesehen – d. h. Werte von $\geq -0,5$ dB gelten für DG und $\Delta\text{SNR}_{\text{out} - \text{in}}$ in der zweiten Messkondition noch als ausreichend.

Zusätzlich zu diesen Messwerten, die zum einen als Direktionalitätsgewinn interpretiert werden können, aber auch als Absicherung dienen, um sicherzustellen, dass lediglich die Auswirkung der Direktionalität beurteilt wird, soll ein weiteres Messpaar im Fokus stehen. Dieses besteht aus $\Delta L_{N_0 - N_{225}}$ für die erste und $\Delta L_{N_{225} - N_0}$ für die zweite Messkondition. Diese Werte spiegeln den richtungsabhängigen Verstärkungsgewinn des Störgeräuschpegels wider, indem sie die Pegel aus der aktuellen Sprachrichtung mit jener der jeweils anderen Messkondition vergleichen. Da hier 0° und 225° verglichen werden, können hier bei der ersten Messkondition Werte von über 5 - 10 dB erwartet werden (vgl. Abbildung 2.2). Dennoch wird hier der Toleranzbereich bewusst etwas niedriger angesetzt, bei $\Delta L_N \geq 3$ dB. Bei der zweiten Messkondition sollten theoretisch mindestens Werte von $\Delta L_N \geq 0$ dB erzielbar sein, vorausgesetzt, dass das Hörgerät wenigstens eine omnidirektionale Richtwirkung annimmt. Aufgrund der Messunsicherheit wird die Toleranz hier vorerst auf $\Delta L_N \geq -0,5$ dB gesetzt.

Hierarchie der Messwerte

Sollten die ΔL_N -Kriterien nicht erfüllt sein, kann unabhängig von den weiteren Messergebnissen davon ausgegangen werden, dass *keinerlei richtungsabhängige Dämpfung der Rauschpegel* erzielt wurde. Eine im Hintergrund aktive, einkanalige Störgeräuschreduktion würde sämtliche Rauschsignale – unabhängig von ihrer Einfallsrichtung – gleichmäßig absenken. Dies würde sich in einer Differenz zwischen den gemessenen Rauschpegeln bei 0° und 225° nahe 0 dB äußern, unabhängig davon, welche der beiden Messkonditionen gerade analysiert wird. In diesem Fall wäre das Ziel der Direktionalität, nämlich die selektive Dämpfung des diffusen Störgeräuschfeldes, *nicht erfüllt* – die Prüfung würde damit als nicht bestanden gelten, und keine (adaptive) Direktionalität vorliegen.

Sind die ΔL_N -Werte hingegen ausreichend, kann im nächsten Schritt $\Delta \text{SNR}_{\text{out-in}}$ betrachtet werden. Doch auch wenn die Bedingungen des $\Delta \text{SNR}_{\text{out-in}}$ erfüllt sind, ist damit noch nicht eindeutig nachgewiesen, dass die Verbesserung tatsächlich durch eine Richtwirkung zustande kam – andere Hörgerätefunktionen könnten ebenfalls dafür verantwortlich sein. Deshalb wird ergänzend der DG betrachtet. Dieser Wert entspricht dem Anteil des SNR-Gewinns, der ausschließlich durch Richtwirkung erklärbar ist, und sollte denselben Toleranzkriterien wie $\Delta \text{SNR}_{\text{out-in}}$ genügen. Sind auch diese Anforderungen erfüllt, würde eine *ausreichende adaptive Direktionalität* vorliegen. Selbst wenn DG und $\Delta \text{SNR}_{\text{out-in}}$ stark voneinander abweichen (d. h. $\text{SNP} \gg 0$ dB), würde dennoch eine hinreichende Richtwirkung bestehen, sofern DG und $\Delta \text{SNR}_{\text{out-in}}$ ihren Anforderungen genügen. Der zusätzliche Wert SNP kann in diesem Fall anzeigen, dass das Hörgerät Sprache gegenüber Störgeräuschen bevorzugt verarbeitet – etwa durch eine im Hintergrund aktive Sprachpriorisierung. Ebenso könnte es vorkommen, dass das Sprachsignal beispielsweise infolge einer schnell regelnden Kompression stärker abgeschwächt wird als das Störgeräusch. Dies ist als ergänzende Information interessant, verändert jedoch das Gesamtergebnis der Bewertung nicht zwingend; *eine adaptive Direktionalität würde dennoch vorliegen*.

In der nachfolgenden Tabelle sind die zuvor beschriebenen Bewertungskriterien sowie die jeweiligen Toleranzbereiche, anhand derer das Vorliegen einer adaptiven Direktionalität beurteilt werden soll, zusammengefasst. Es sei darauf hingewiesen, dass es sich hierbei lediglich um theoretische Anhaltspunkte handelt, die in der praktischen Umsetzung – *besonders bei Messungen am Kunstkopf* – nicht zwangsläufig genau in dieser Form erfüllt sein müssen. Insbesondere der Parameter SNP muss nicht zwingend innerhalb eines bestimmten Bereichs liegen, da er lediglich zusätzliche Informationen liefert, jedoch nicht über das Ergebnis der Prüfung entscheidet.

Tabelle 3.1: Bewertungskriterien für die beiden Messkonditionen.

Kriterium	ISTS aus 0°	ISTS aus 225°
ΔL_N	≥ 3 dB	$\geq -0,5$ dB
DG	≥ 3 dB	$\geq -0,5$ dB
$\Delta \text{SNR}_{\text{out-in}}$	≥ 3 dB	$\geq -0,5$ dB

4 Ergebnisse

4.1 Statische Direktionalitäten

4.1.1 PHL mit Omnidirektionalität

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Messung vorgestellt, die mit einem omnidirektional eingestellten PHL durchgeführt wurden. Die mittlere Insertion Gain des PHL im Frequenzbereich von 500 Hz bis 5 kHz beträgt 19,3 dB (s. Abbildung A.1).

In Abbildung 4.1 sind die ein- und ausgangsseitigen Schalldruckpegel des ISTS und des IFnoise sowohl gefiltert als auch ungefiltert dargestellt – jeweils für beide Messkonditionen. Die exakten ermittelten Pegelwerte sind in Tabelle A.1 aufgeführt.

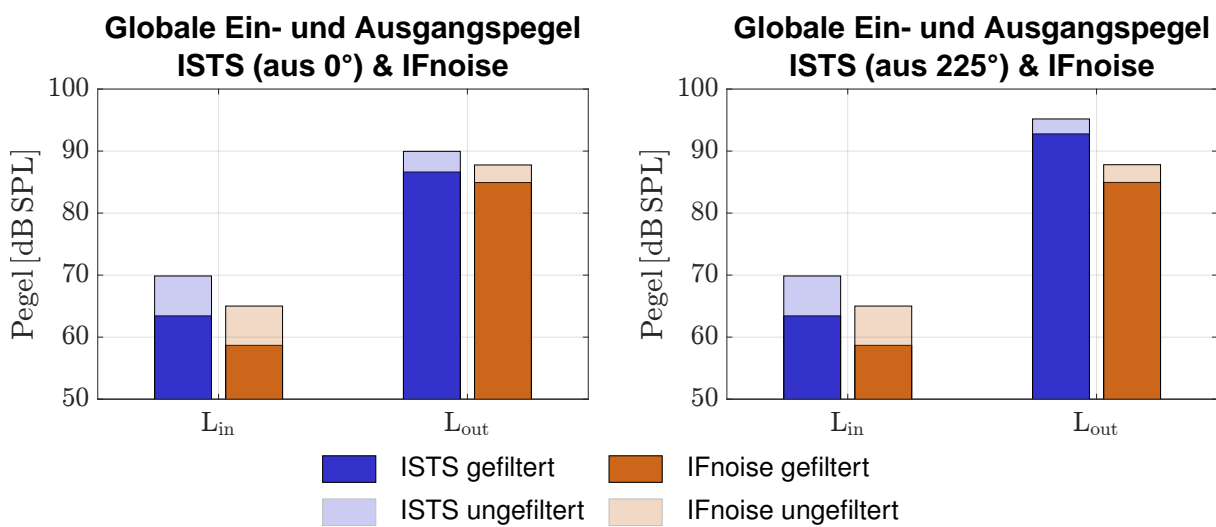


Abbildung 4.1: Globale Eingangs- und Ausgangspegel (L_{in} und L_{out}) des ISTS und IFnoise, sowohl gefiltert und ungefiltert für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem omnidirektional eingestellten PHL.

In Abbildung 4.2 sind die globalen Eingangs- und Ausgangs-SNRs, SNR_{in} und SNR_{out} , für beide Messkonditionen dargestellt. Die berechneten Messwerte sind in Tabelle A.2 zusammengefasst.

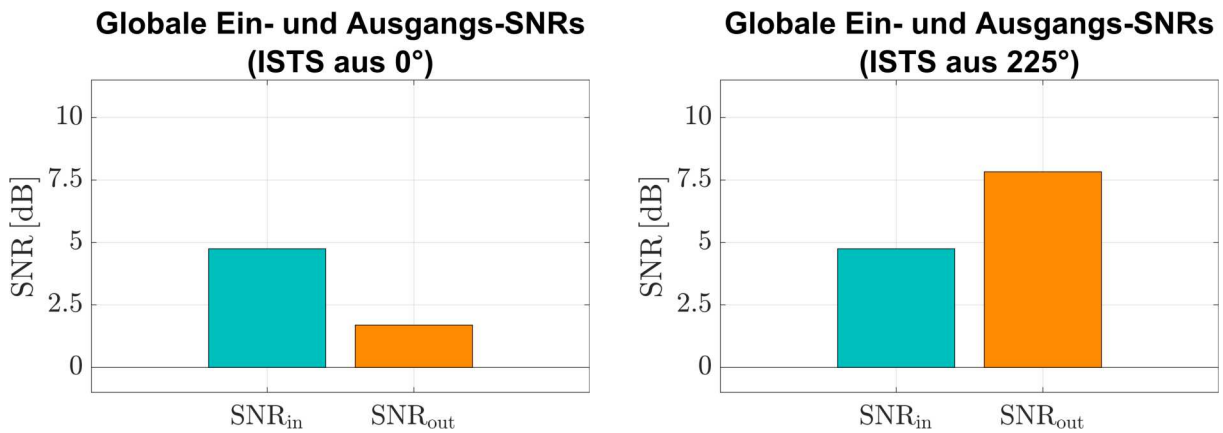


Abbildung 4.2: Globale Eingangs- und Ausgangs-SNRs SNR_{in} und SNR_{out} für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem omnidirektional eingestellten PHL.

In Abbildung 4.3 sind die Ergebnisse zur Beurteilung der SNR-Verbesserungen, ΔSNR_{out-in} , DG und SNP, sowie die durch die Direktionalität verursachten Pegelabsenkungen von Sprache und Rauschen, $\Delta L_{S,dir}$ und $\Delta L_{N,dir}$, dargestellt. Die entsprechenden Werte sind in Tabelle A.3 aufgeführt.

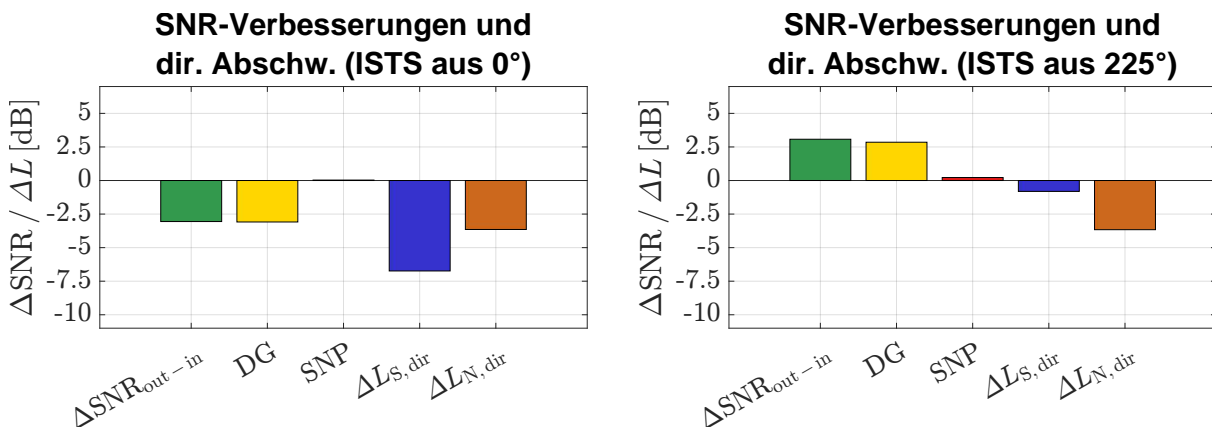


Abbildung 4.3: SNR-Verbesserungen ΔSNR_{out-in} , DG, SNP und Korrekturwerte für Sprache und Rauschen $\Delta L_{S,dir}$ und $\Delta L_{N,dir}$ für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem omnidirektional eingestellten PHL.

In Abbildung 4.4 sind die Differenzen der Einzelrauschpegel zwischen 0° und 225°, $\Delta L_{N_0-N_{225}}$ sowie $\Delta L_{N_{225}-N_0}$, dargestellt. Die ermittelten Werte sind in Tabelle A.4 zusammengefasst.

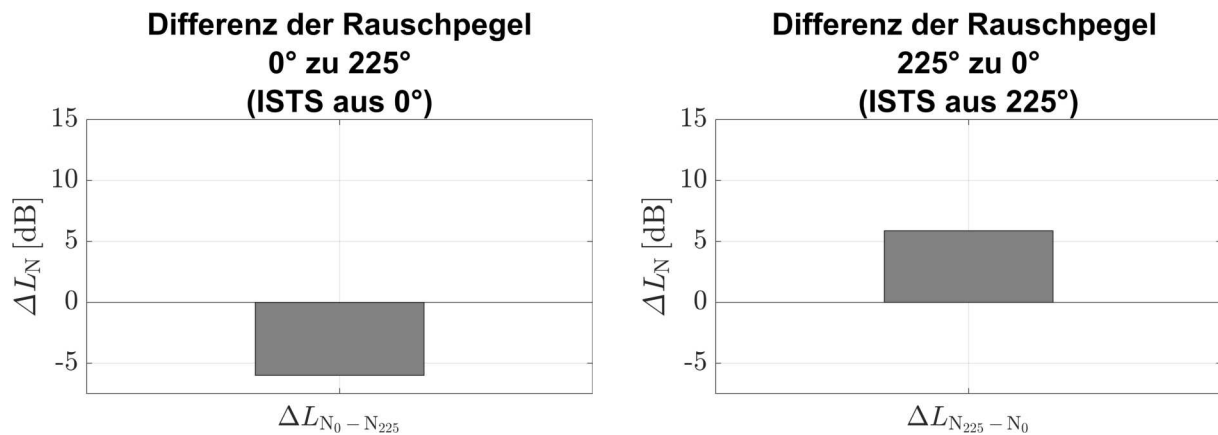


Abbildung 4.4: Differenz der Einzel-Rauschpegel zwischen 0° und 225° $\Delta L_{N_0-N_{225}}$ und $\Delta L_{N_{225}-N_0}$; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem omnidirektional eingestellten PHL.

Abschließend zeigt Abbildung 4.5 die richtungsabhängigen, normalisierten Rauschpegel $L_{N, out, norm, i}$ für jeden einzelnen Lautsprecher. Die entsprechenden gemessenen Rauschpegel sind in Tabelle A.5 zu finden.

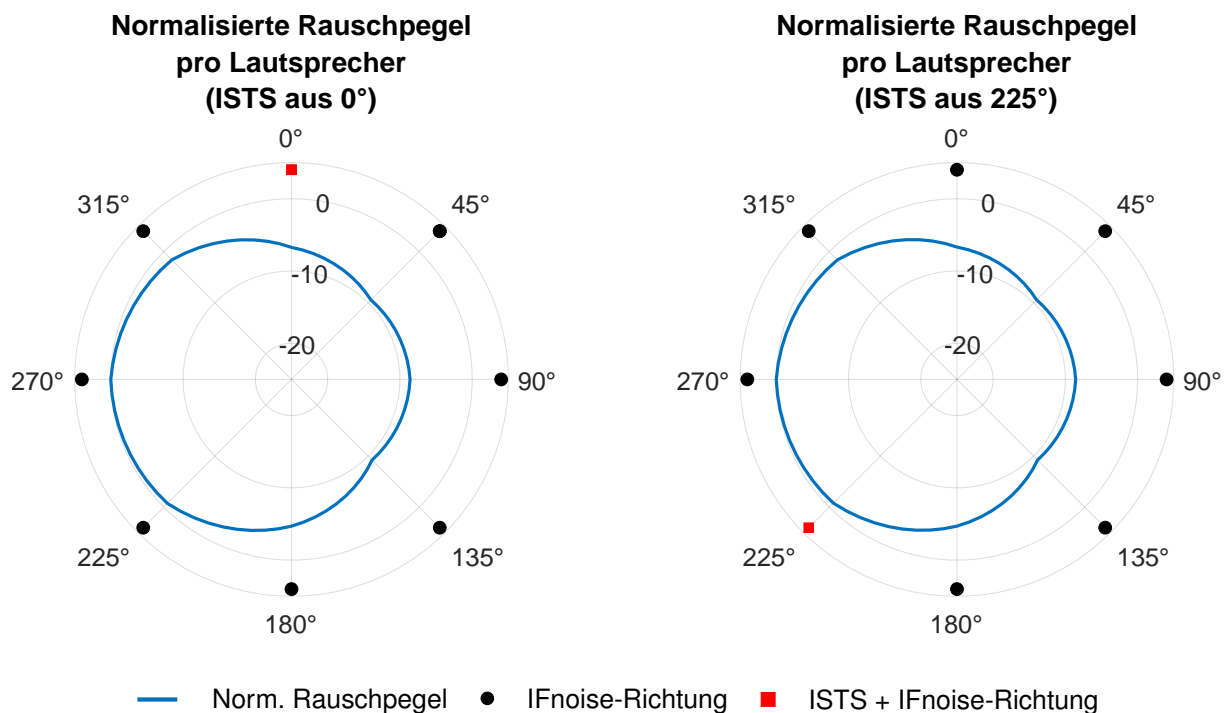


Abbildung 4.5: Normalisierte Rauschpegel $L_{N, out, norm, i}$ je Lautsprecherrichtung für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem omnidirektional eingestellten PHL.

Ergänzend ist in Abbildung 4.6 ein Vergleich der in Abbildung 4.5 dargestellten Direktionalitäten und der mithilfe des Drehtellers aufgenommenen Direktionalitäten, welche wiederum in Abbildung 2.3b dargestellt sind.

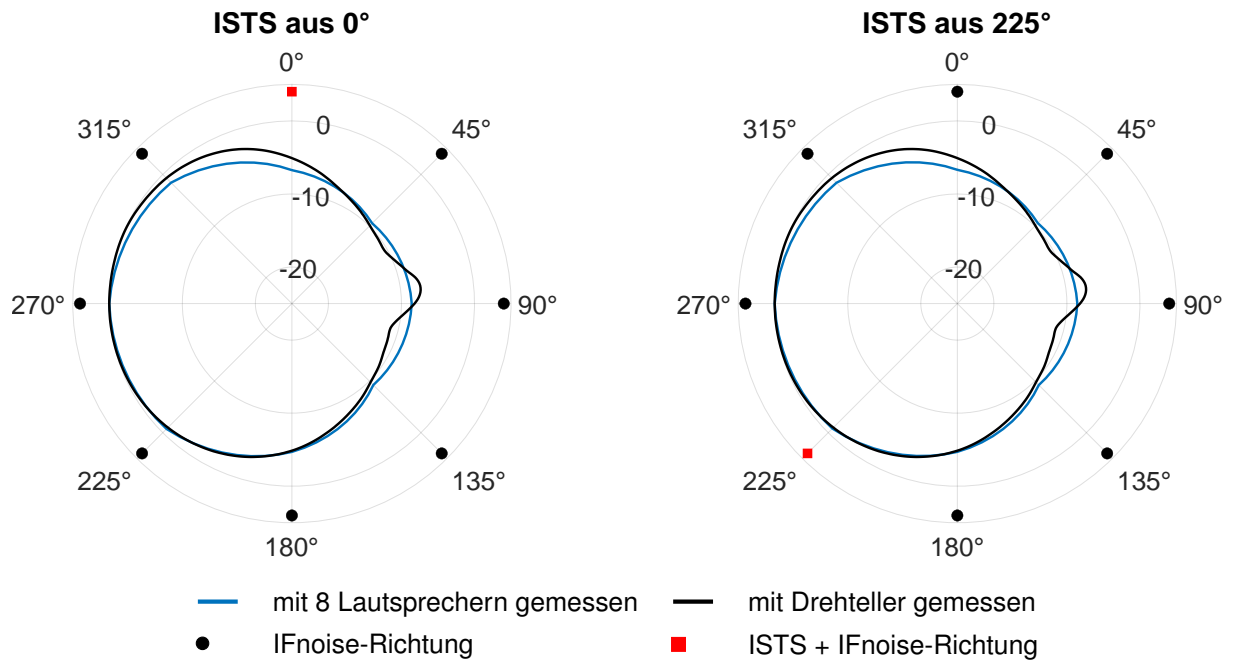


Abbildung 4.6: Vergleich der in Abbildung 2.3b und Abbildung 4.5 dargestellten Direktionalitäten des PHL für beide Messkonditionen.

4.1.2 PHL mit frontal gerichteter Direktionalität

Nun werden die Ergebnisse präsentiert, die mit einem PHL mit frontal gerichteter Direktionalität aufgenommen wurden. Die mittlere Insertion Gain zwischen 500 Hz und 5 kHz beträgt 19,3 dB (s. Abbildung B.1).

In Abbildung 4.7 sind die ein- und ausgangsseitigen Schalldruckpegel des ISTS und des IFnoise sowohl gefiltert als auch ungefiltert dargestellt – wieder für beide Messkonditionen. Die genauen Pegelwerte finden sich in Tabelle B.1.

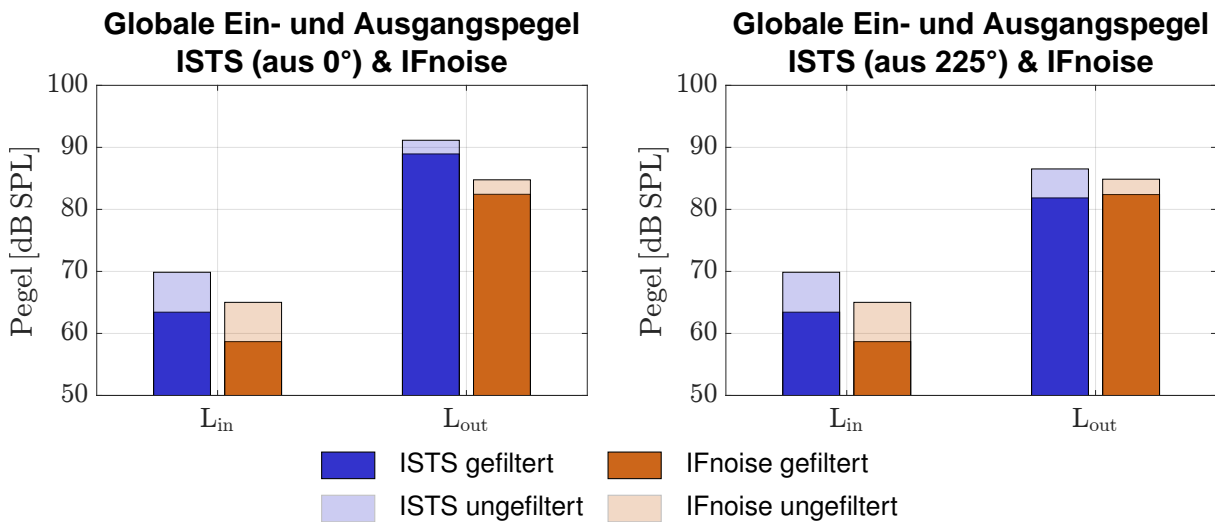


Abbildung 4.7: Globale Eingangs- und Ausgangspegel (L_{in} und L_{out}) des ISTS und IFnoise, sowohl gefiltert und ungefiltert für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem direktional eingestellten PHL.

In Abbildung 4.8 sind die globalen Ein- und Ausgangs-SNRs SNR_{in} und SNR_{out} für beide Messkonditionen dargestellt. Die berechneten Messwerte finden sich in Tabelle B.2.

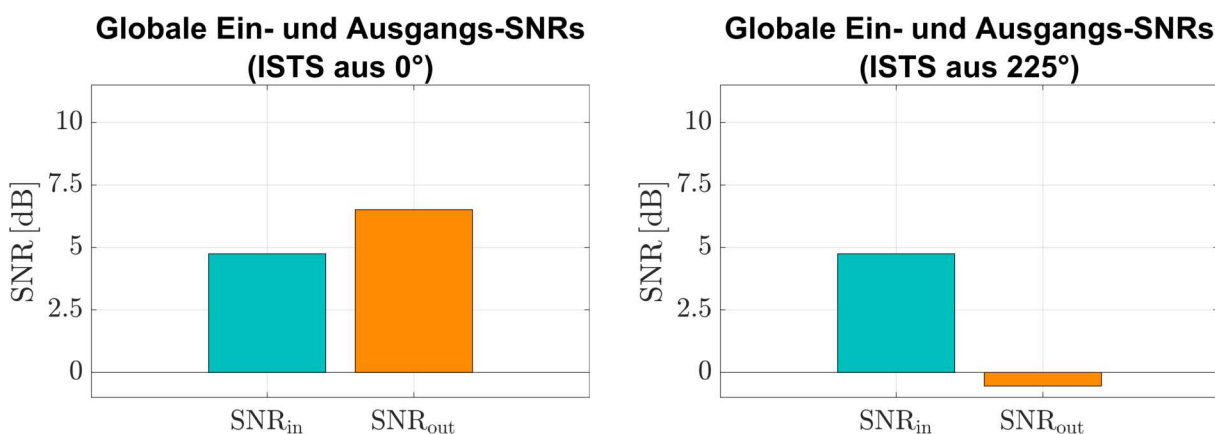


Abbildung 4.8: Globale Eingangs- und Ausgangs-SNRs SNR_{in} und SNR_{out} für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem direktional eingestellten PHL.

In Abbildung 4.9 sind die verschiedenen Ergebnisse zur Beurteilung der SNR-Verbesserungen $\Delta\text{SNR}_{\text{out-in}}$, DG und SNP, sowie die durch die Direktionalität verursachten Abdämpfungen der Sprach- und Rauschpegel $\Delta L_{S,\text{dir}}$ und $\Delta L_{N,\text{dir}}$ dargestellt. Diese Werte sind in Tabelle B.3 aufgeführt.

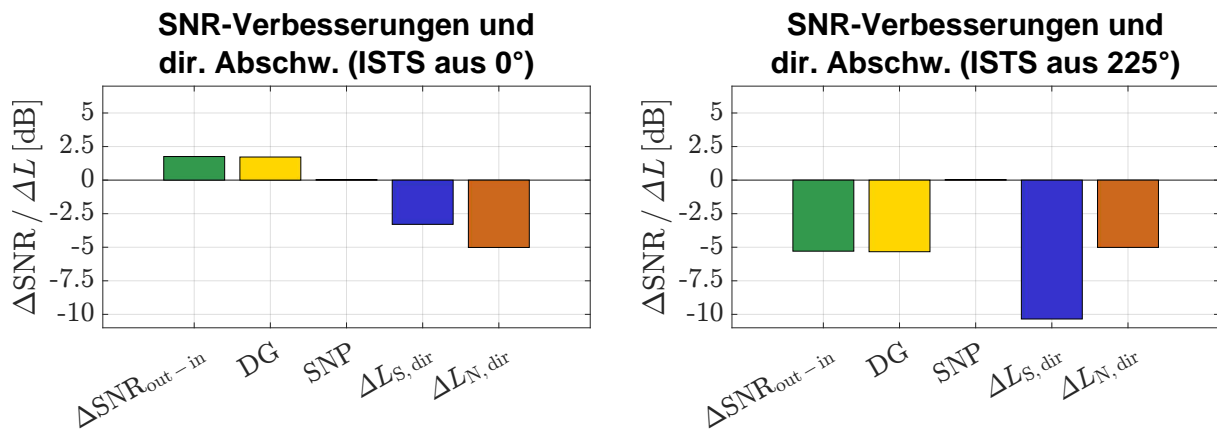


Abbildung 4.9: SNR-Verbesserungen $\Delta\text{SNR}_{\text{out-in}}$, DG, SNP und Korrekturwerte für Sprache und Rauschen $\Delta L_{S,\text{dir}}$ und $\Delta L_{N,\text{dir}}$ für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem direktional eingestellten PHL.

In Abbildung 4.10 sind die Differenzen der Rauschpegel zwischen 0° und 225° $\Delta L_{N_0-N_{225}}$ und $\Delta L_{N_{225}-N_0}$ dargestellt. Es ergaben sich folgende Werte, die der Tabelle B.4 zu entnehmen sind.

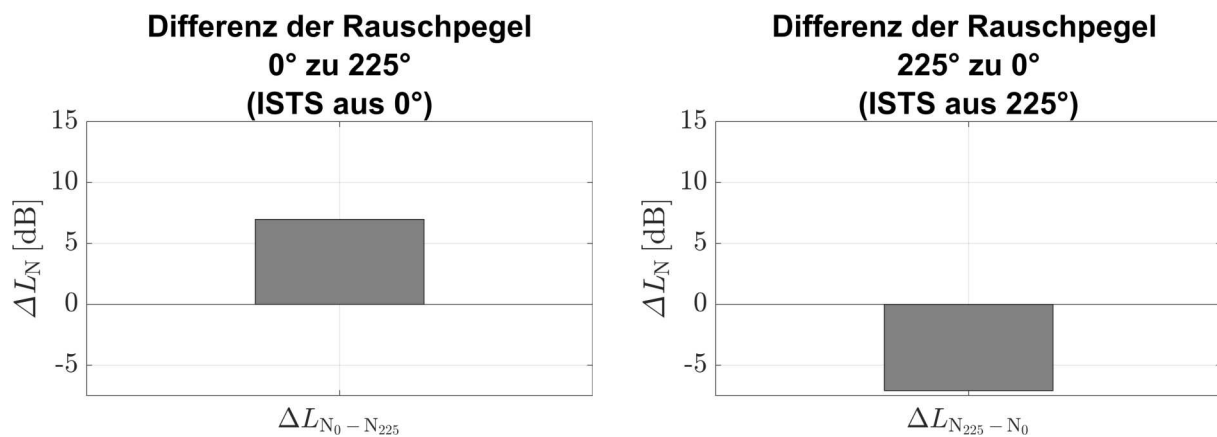


Abbildung 4.10: Differenz der Einzel-Rauschpegel zwischen 0° und 225° $\Delta L_{N_0-N_{225}}$ und $\Delta L_{N_{225}-N_0}$; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem direktional eingestellten PHL.

Zuletzt sind in Abbildung 4.11 die richtungsabhängigen, normalisierten Rauschpegel $L_{N,out, norm, i}$ für jede Lautsprecherrichtung abgebildet. In Tabelle B.5 sind diese Rauschpegel zu finden.

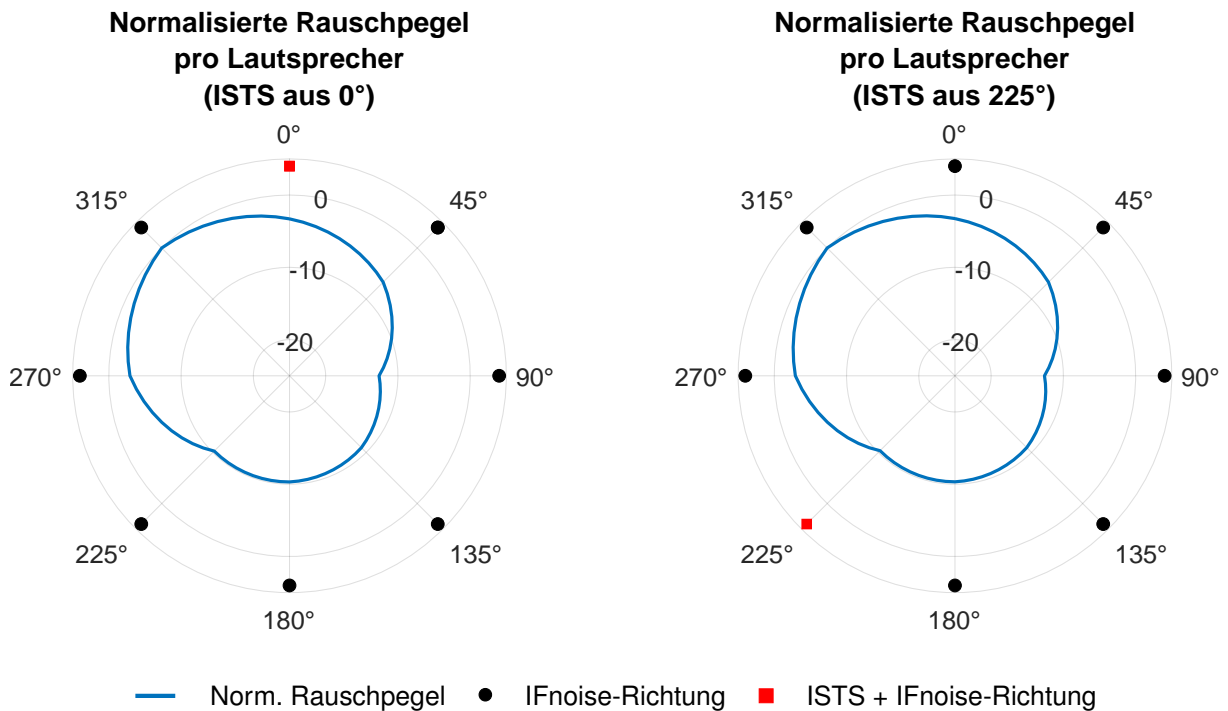


Abbildung 4.11: Normalisierte Rauschpegel $L_{N,out, norm, i}$ je Lautsprecherrichtung für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem directional eingestellten PHL.

In Abbildung 4.12 ist ein Vergleich dieser Direktionalitäten mit und ohne Drehteller dargestellt.

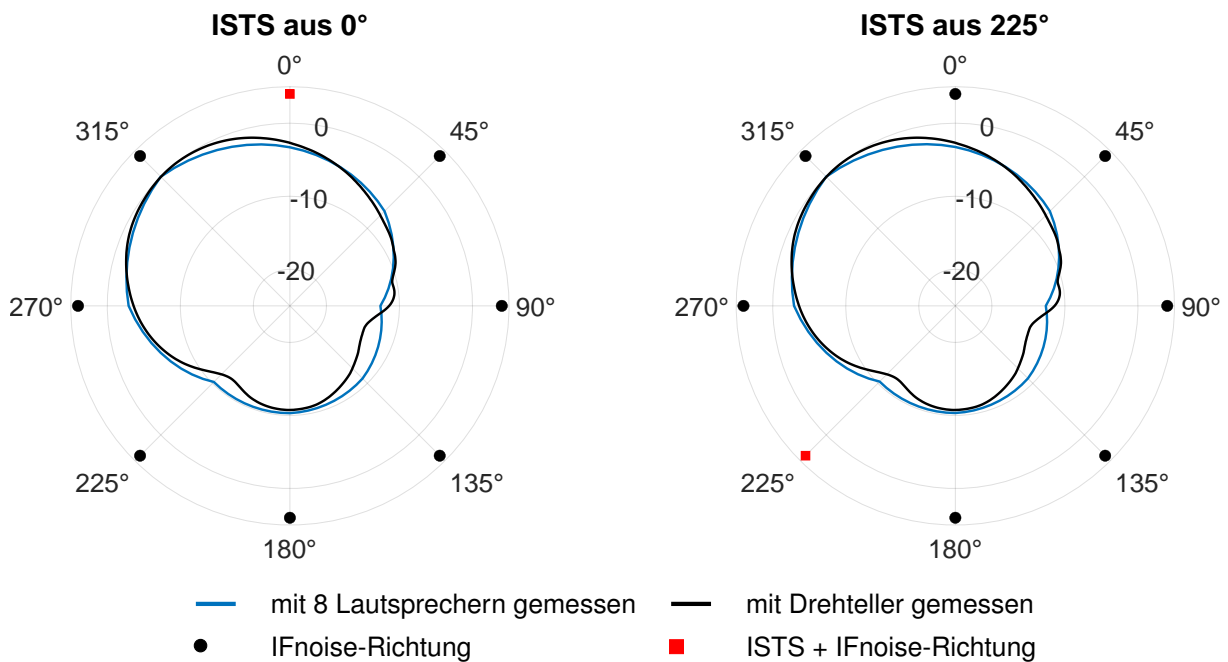


Abbildung 4.12: Vergleich der in Abbildung 2.4b und Abbildung 4.11 dargestellten Direktionalitäten des PHL für beide Messkonditionen.

4.2 Adaptive Direktionalitäten

4.2.1 Hörgerät 1

Diese Messung wurde mit Hörgeräten von *Hersteller 1* durchgeführt. Die Verstärkung des linken Hörgeräts, in Form der mittleren Insertion Gain, beträgt zwischen 500 Hz und 5 kHz 19,5 dB (s. Abbildung C.1).

In Abbildung 4.13 sind die eingangs- und ausgangsseitigen Schalldruckpegel des ISTS und des IFnoise sowohl gefiltert, als auch ungefiltert dargestellt. Links in der Abbildung ist die erste und rechts die zweite Messkondition abgebildet. Die genauen ermittelten Werte finden sich im Anhang in Tabelle C.1.

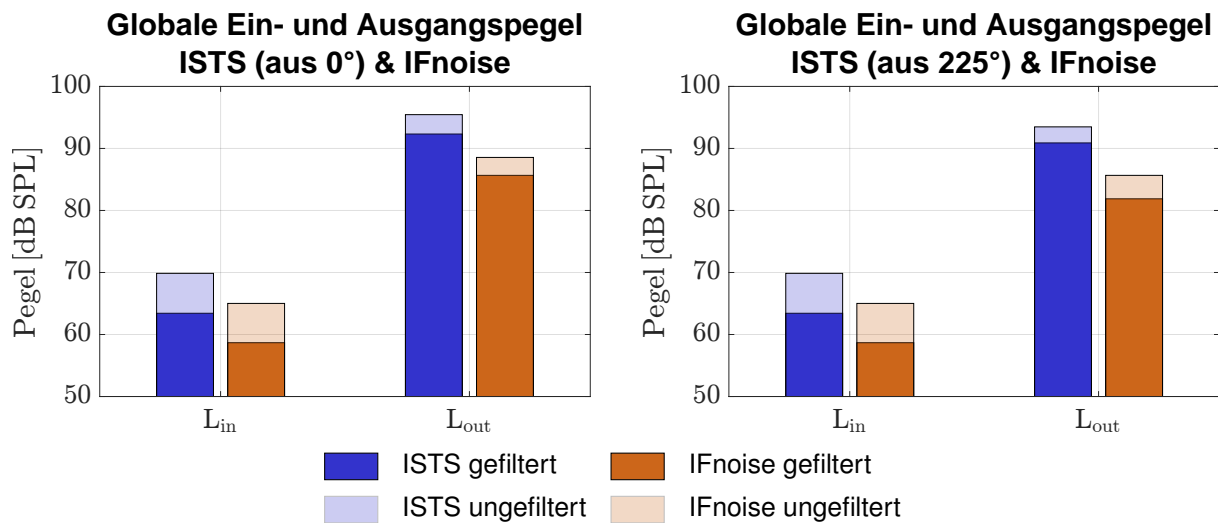


Abbildung 4.13: Globale Eingangs- und Ausgangspegel (L_{in} und L_{out}) des ISTS und IFnoise, sowohl gefiltert und ungefiltert für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit Hörgerät 1.

In Abbildung 4.14 sind die globalen Eingangs- und Ausgangs-SNRs SNR_{in} und SNR_{out} dargestellt, wieder für beide Messkonditionen. Die berechneten Messwerte stehen im Anhang in Tabelle C.2.

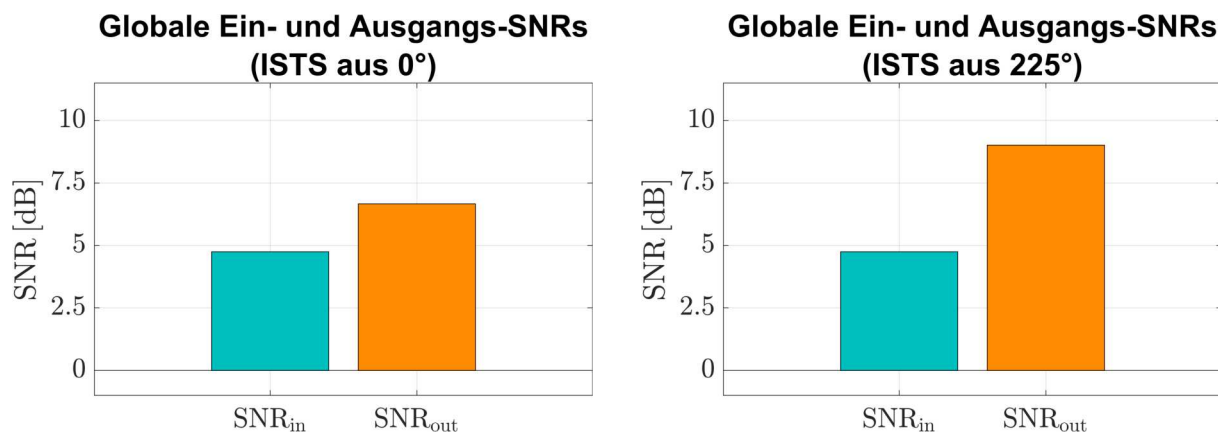


Abbildung 4.14: Globale Eingangs- und Ausgangs-SNRs SNR_{in} und SNR_{out} für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit Hörgerät 1.

In Abbildung 4.15 sind die verschiedenen Metriken zur Beurteilung der SNR-Verbesserungen $\Delta\text{SNR}_{\text{out-in}}$, DG und SNP, sowie die Korrekturwerte, bzw. durch die Direktionalität verursachten Abschwächungen, der Sprach- und Rauschpegel $\Delta L_{S,\text{dir}}$ und $\Delta L_{N,\text{dir}}$ dargestellt. Die hier berechneten Werte finden sich im Anhang in Tabelle C.3.

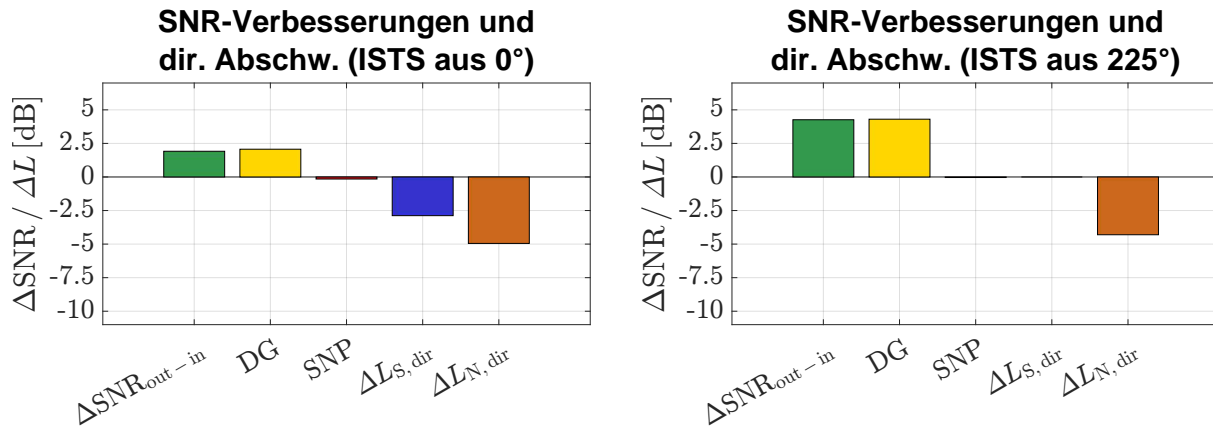


Abbildung 4.15: SNR-Verbesserungen $\Delta\text{SNR}_{\text{out-in}}$, DG, SNP und Korrekturwerte für Sprache und Rauschen $\Delta L_{S,\text{dir}}$ und $\Delta L_{N,\text{dir}}$ für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit Hörgerät 1.

In Abbildung 4.16 sind die Differenzen der Einzel-Rauschpegel zwischen 0° und 225° $\Delta L_{N_0-N_{225}}$ und $\Delta L_{N_{225}-N_0}$ dargestellt. Die dazugehörigen Werte stehen im Anhang in Tabelle C.4.

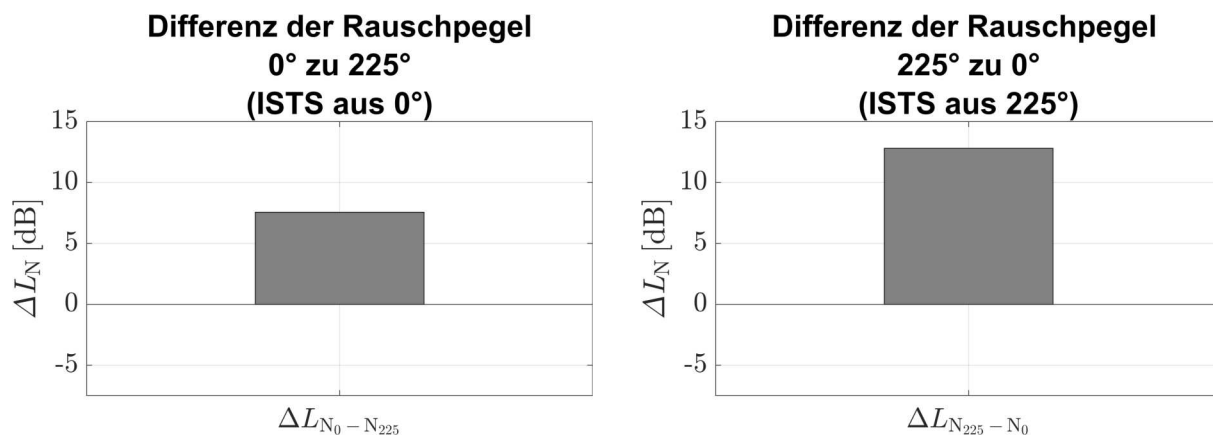


Abbildung 4.16: Differenz der Einzel-Rauschpegel zwischen 0° und 225° $\Delta L_{N_0-N_{225}}$ und $\Delta L_{N_{225}-N_0}$; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit Hörgerät 1.

Ebenfalls sind in Abbildung 4.17 die richtungsabhängigen, normalisierten Rauschpegel $L_{N,out, norm, i}$ für jeden Lautsprecher abgebildet. In der Tabelle C.5 im Anhang sind die gemessenen Rauschpegel zu finden – ohne die interpolierten Daten zwischen den tatsächlich gemessenen Werten.

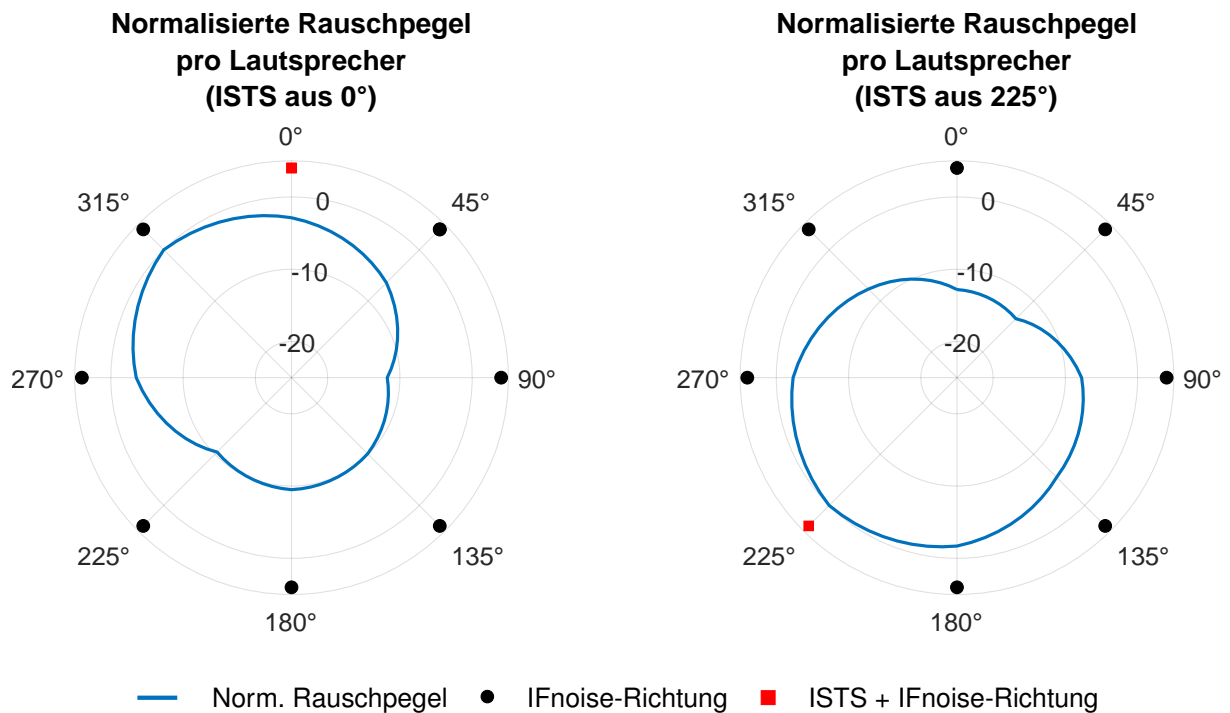


Abbildung 4.17: Normalisierte Rauschpegel $L_{N,out, norm, i}$ je Lautsprecherrichtung für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit Hörgerät 1.

Zusätzlich zeigt Abbildung 4.18 eine Gegenüberstellung der Direktionalität von Hörgerät 1 in der ersten Messkondition und einer frontal gerichteten Direktionalität des PHL aus Abbildung 4.11.

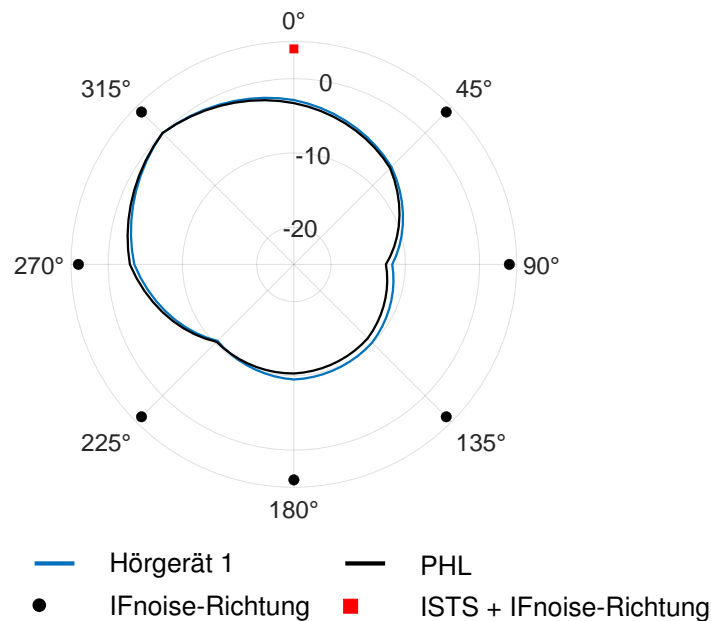


Abbildung 4.18: Vergleich der Direktionalität des ersten Hörgeräts aus Abbildung 4.17 (blau) und einer frontal gerichteten Direktionalität, gemessen mit dem PHL aus Abbildung 4.11 (schwarz) – beide am linken Ohr des Kunstkopfes für die erste Messkondition.

Abschließend zeigt Tabelle 4.1 den Vergleich der aufgenommenen Messdaten mit den in Tabelle 3.1 vorgestellten Bewertungskriterien.

Tabelle 4.1: Vergleich der Bewertungskriterien für beide Messkonditionen der ersten Messung.

Kriterium	ISTS aus 0° Sollwert	ISTS aus 0° Istwert	ISTS aus 225° Sollwert	ISTS aus 225° Istwert
ΔL_N	≥ 3 dB	7,6 dB	- 0,5 dB	12,8 dB
DG	≥ 3 dB	2,1 dB	- 0,5 dB	4,3 dB
ΔSNR_{out-in}	≥ 3 dB	1,9 dB	- 0,5 dB	4,3 dB

4.2.2 Hörgerät 2

Diese Messung wurde mit Hörgeräten von *Hersteller 2* durchgeführt. Die mittlere Insertion Gain des linken Hörgeräts beträgt 19,9 dB zwischen 500 Hz und 5 kHz (s. Abbildung D.1).

In Abbildung 4.19 sind die eingangs- und ausgangsseitigen Schalldruckpegel des ISTS und des IF-noise sowohl gefiltert, als auch ungefiltert dargestellt. Links in der Abbildung ist die erste und rechts die zweite Messkondition abgebildet. Die genauen ermittelten Werte finden sich in der Tabelle D.1.

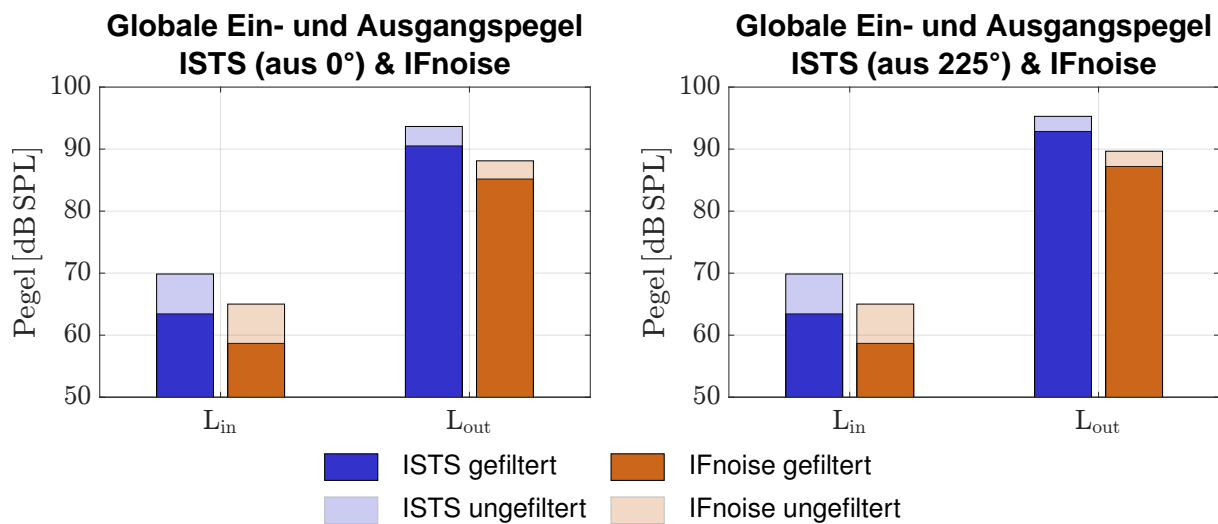


Abbildung 4.19: Globale Eingangs- und Ausgangspegel (L_{in} und L_{out}) des ISTS und IFnoise, sowohl gefiltert und ungefiltert für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit Hörgerät 2.

In Abbildung 4.20 sind die globalen Eingangs- und Ausgangs-SNRs SNR_{in} und SNR_{out} dargestellt, wieder für beide Messkonditionen. Die berechneten Messwerte sind in Tabelle D.2 zu finden.

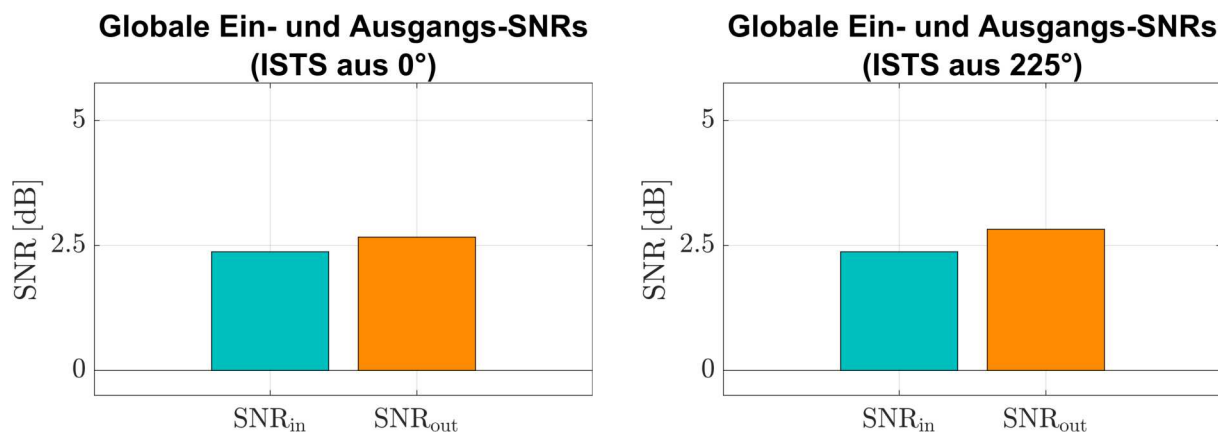


Abbildung 4.20: Globale Eingangs- und Ausgangs-SNRs SNR_{in} und SNR_{out} für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit Hörgerät 2.

In Abbildung 4.21 sind die verschiedenen Metriken zur Beurteilung der SNR-Verbesserungen $\Delta\text{SNR}_{\text{out-in}}$, DG und SNP, sowie die Korrekturwerte, bzw. durch die Direktionalität verursachten Abschwächungen, der Sprach- und Rauschpegel $\Delta L_{S,\text{dir}}$ und $\Delta L_{N,\text{dir}}$ dargestellt. Die hier berechneten Werte finden sich in Tabelle D.3.

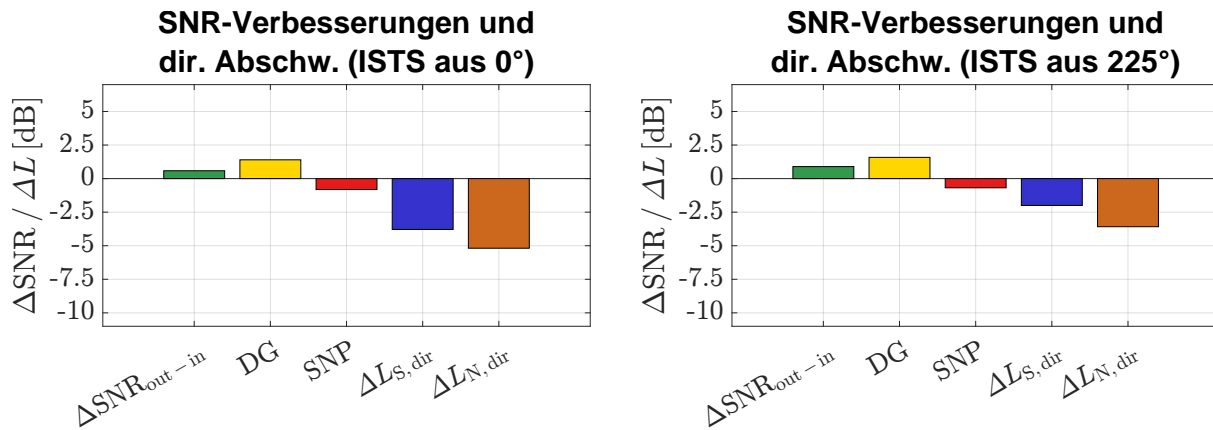


Abbildung 4.21: SNR-Verbesserungen $\Delta\text{SNR}_{\text{out-in}}$, DG, SNP und Korrekturwerte für Sprache $\Delta L_{S,\text{dir}}$ und Rauschen $\Delta L_{N,\text{dir}}$ für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit Hörgerät 2.

In Abbildung 4.22 sind die Differenzen der Einzel-Rauschpegel zwischen 0° und 225° $\Delta L_{N_0-N_{225}}$ und $\Delta L_{N_{225}-N_0}$ dargestellt. Die genauen Werte stehen in Tabelle D.4.

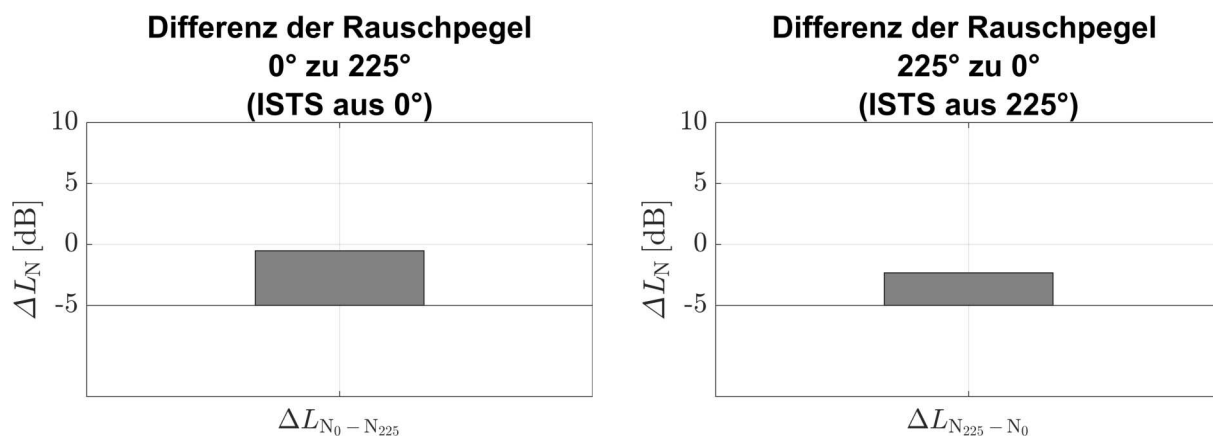


Abbildung 4.22: Differenz der Einzel-Rauschpegel zwischen 0° und 225° $\Delta L_{N_0-N_{225}}$ und $\Delta L_{N_{225}-N_0}$; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit Hörgerät 2.

In Abbildung 4.23 sind die richtungsabhängigen, normalisierten Rauschpegel $L_{N, out, norm, i}$ für jeden Lautsprecher abgebildet. In der Tabelle D.5 sind diese tatsächlich gemessenen Rauschpegel dargestellt.

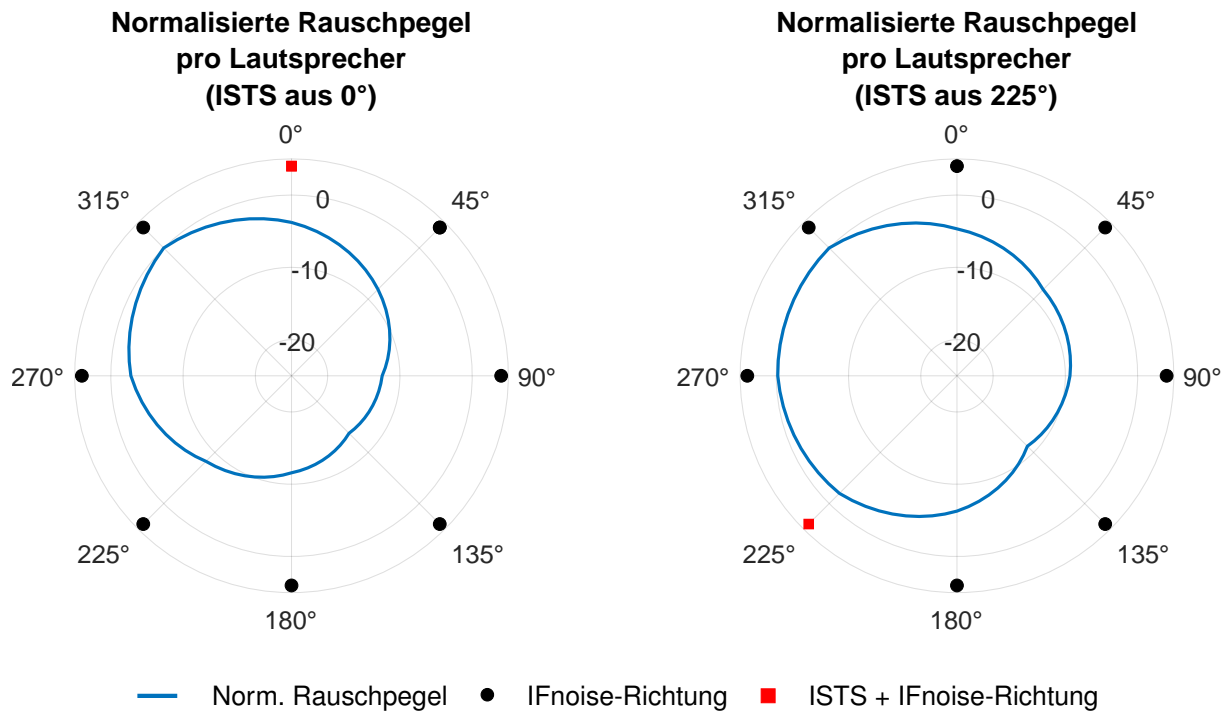


Abbildung 4.23: Normalisierte Rauschpegel $L_{N, out, norm, i}$ je Lautsprecherrichtung für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit Hörgerät 2.

Zusätzlich zeigt Abbildung 4.24 einen Vergleich der Direktionalitäten des zweiten Hörgeräts mit Direktionalitäten, die mithilfe des Drehtellers vom PHL aufgenommen wurden.

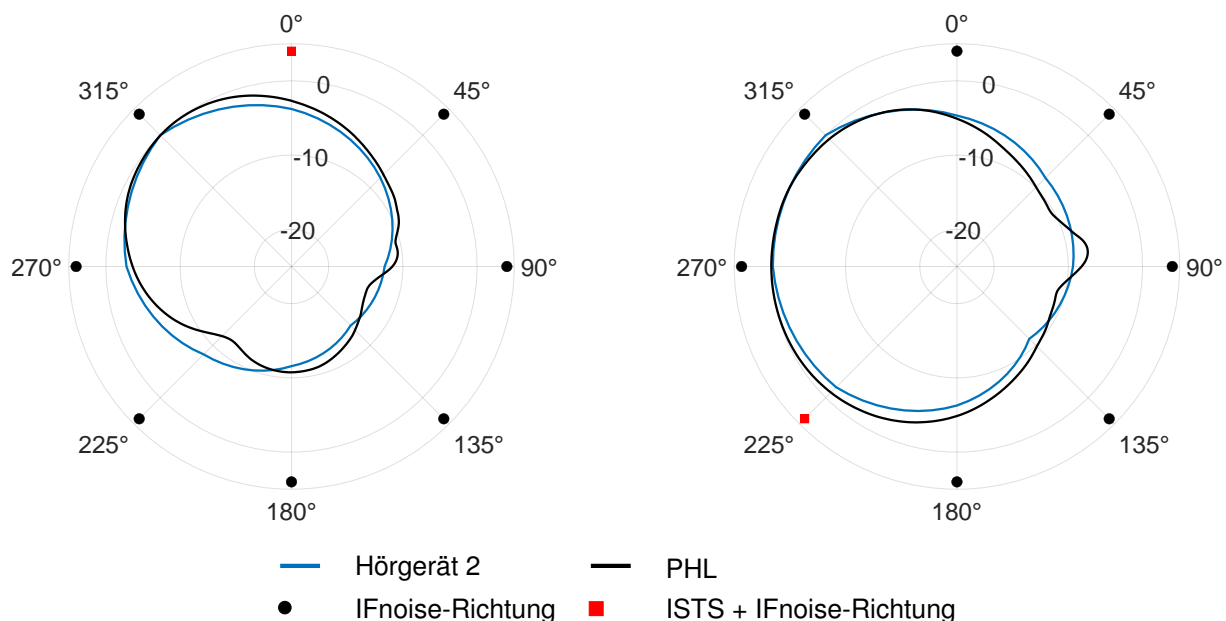


Abbildung 4.24: Vergleich der Direktionalitäten des zweiten Hörgeräts (blau) und mit dem PHL gemessenen Direktionalitäten am linken Ohr des Kunstkopfes – gemittelt über 500 Hz bis 5 kHz (schwarz). Links zu sehen ist eine frontal gerichtete und rechts eine omnidirektionale Einstellung des PHL.

Zuletzt zeigt Tabelle 4.2 einen Vergleich der aufgenommenen Messdaten mit den zuvor definierten Bewertungskriterien.

Tabelle 4.2: Vergleich der Bewertungskriterien für beide Messkonditionen der zweiten Messung.

Kriterium	ISTS aus 0° Sollwert	ISTS aus 0° Istwert	ISTS aus 225° Sollwert	ISTS aus 225° Istwert
ΔL_N	≥ 3 dB	4,5 dB	- 0,5 dB	2,7 dB
DG	≥ 3 dB	1,4 dB	- 0,5 dB	1,6 dB
$\Delta \text{SNR}_{\text{out-in}}$	≥ 3 dB	0,6 dB	- 0,5 dB	0,9 dB

4.2.3 Hörgerät 1 mit aktivierter Störgeräuschunterdrückung

Zuletzt wurde diese Messung wieder mit Hörgerät 1 durchgeführt. Lediglich wurde hier die Störgeräuschunterdrückung aktiviert. Die mittlere Insertion Gain zwischen 500 Hz und 5 kHz beträgt 19,3 dB (s. Abbildung E.1).

In Abbildung 4.25 sind die eingangs- und ausgangsseitigen Schalldruckpegel des ISTS und des IFnoise dargestellt, jeweils sowohl gefiltert als auch ungefiltert. Die linke Abbildung zeigt die erste, die rechte Abbildung die zweite Messkondition. Die exakten ermittelten Pegelwerte sind in Tabelle E.1 zusammengefasst.

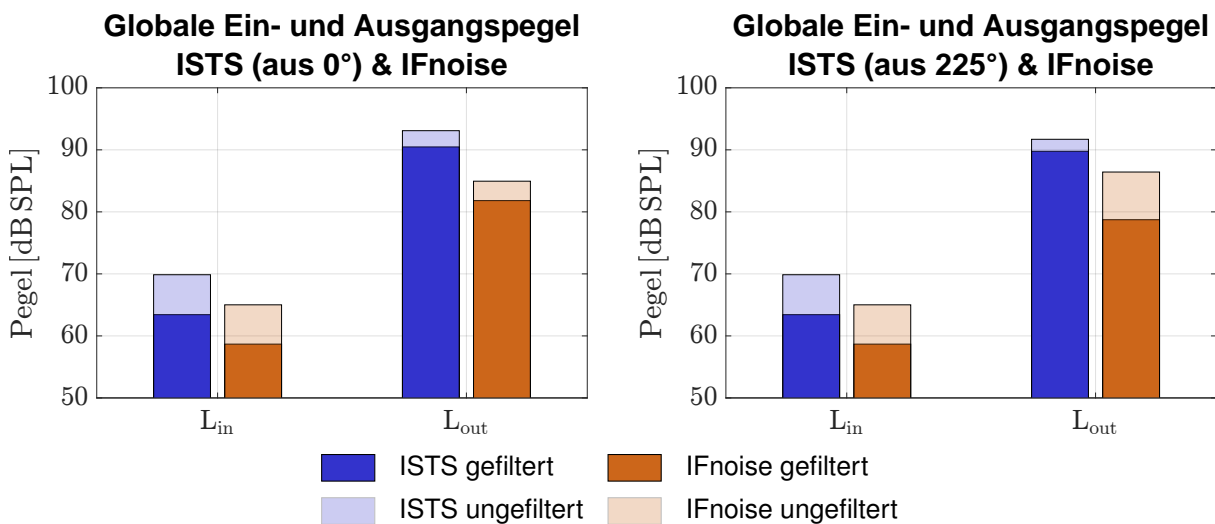


Abbildung 4.25: Globale Eingangs- und Ausgangspegel (L_{in} und L_{out}) des ISTS und IFnoise, sowohl gefiltert und ungefiltert für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit Hörgerät 1.

In Abbildung 4.26 sind die globalen SNRs SNR_{in} und SNR_{out} für beide Messkonditionen dargestellt. Die entsprechenden Messwerte sind in Tabelle E.2 aufgeführt.

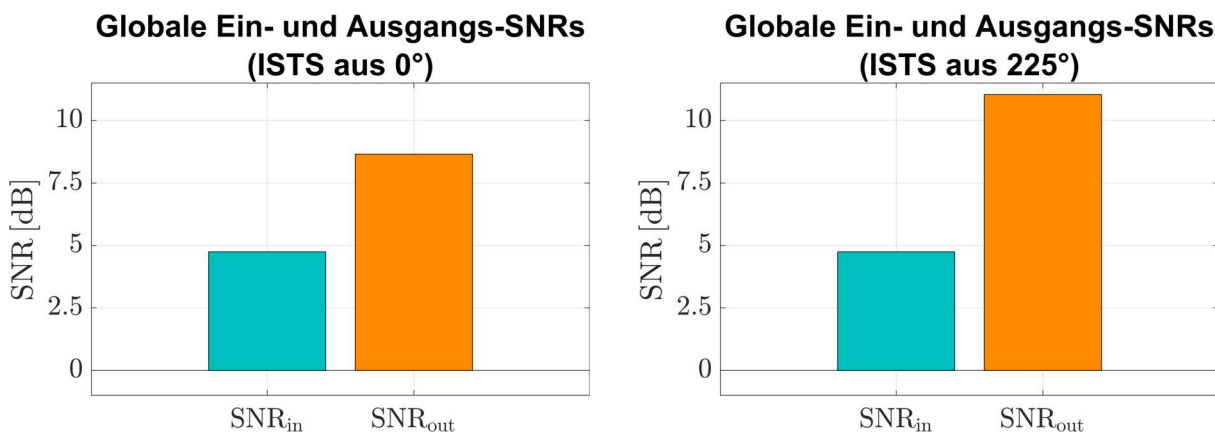


Abbildung 4.26: Globale Eingangs- und Ausgangs-SNRs SNR_{in} und SNR_{out} für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit Hörgerät 1.

Abbildung 4.27 zeigt die verschiedenen Metriken zur Beurteilung der SNR-Verbesserung $\Delta\text{SNR}_{\text{out-in}}$, DG und SNP. Zusätzlich sind die durch die Direktionalität verursachten Pegeländerungen $\Delta L_{S,\text{dir}}$ und $\Delta L_{N,\text{dir}}$ dargestellt. Die berechneten Werte sind in Tabelle E.3 zusammengefasst:

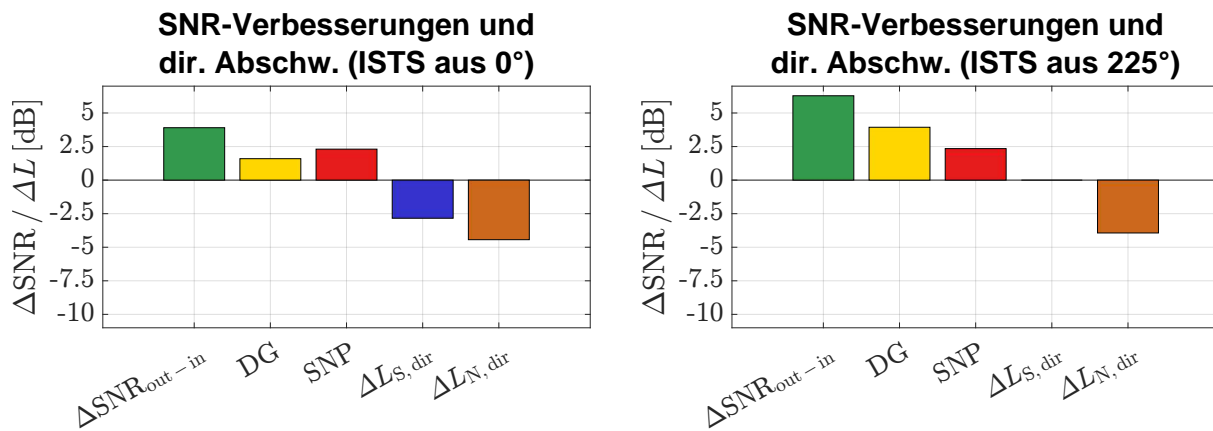


Abbildung 4.27: SNR-Verbesserungen $\Delta\text{SNR}_{\text{out-in}}$, DG, SNP und Korrekturwerte für Sprache und Rauschen $\Delta L_{S,\text{dir}}$ und $\Delta L_{N,\text{dir}}$ für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit Hörgerät 1.

In Abbildung 4.28 sind die Differenzen der einzelnen Rauschpegel zwischen den beiden Sprachrichtungen 0° und 225° dargestellt: $\Delta L_{N_0-N_{225}}$ und $\Delta L_{N_{225}-N_0}$. Die dazugehörigen Messwerte sind in Tabelle E.4 aufgeführt.

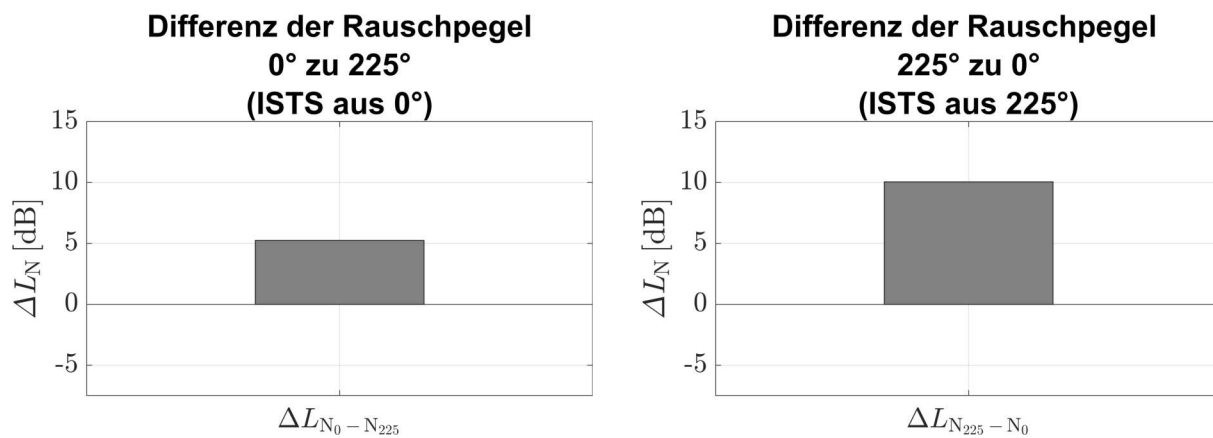


Abbildung 4.28: Differenz der Einzel-Rauschpegel zwischen 0° und 225° $\Delta L_{N_0-N_{225}}$ und $\Delta L_{N_{225}-N_0}$; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit Hörgerät 1.

Abbildung 4.29 zeigt schließlich die richtungsabhängigen, normalisierten Rauschpegel $L_{N,out, norm,i}$ für alle Lautsprecherrichtungen. In Tabelle E.5 sind die tatsächlich gemessenen Rauschpegel dargestellt.

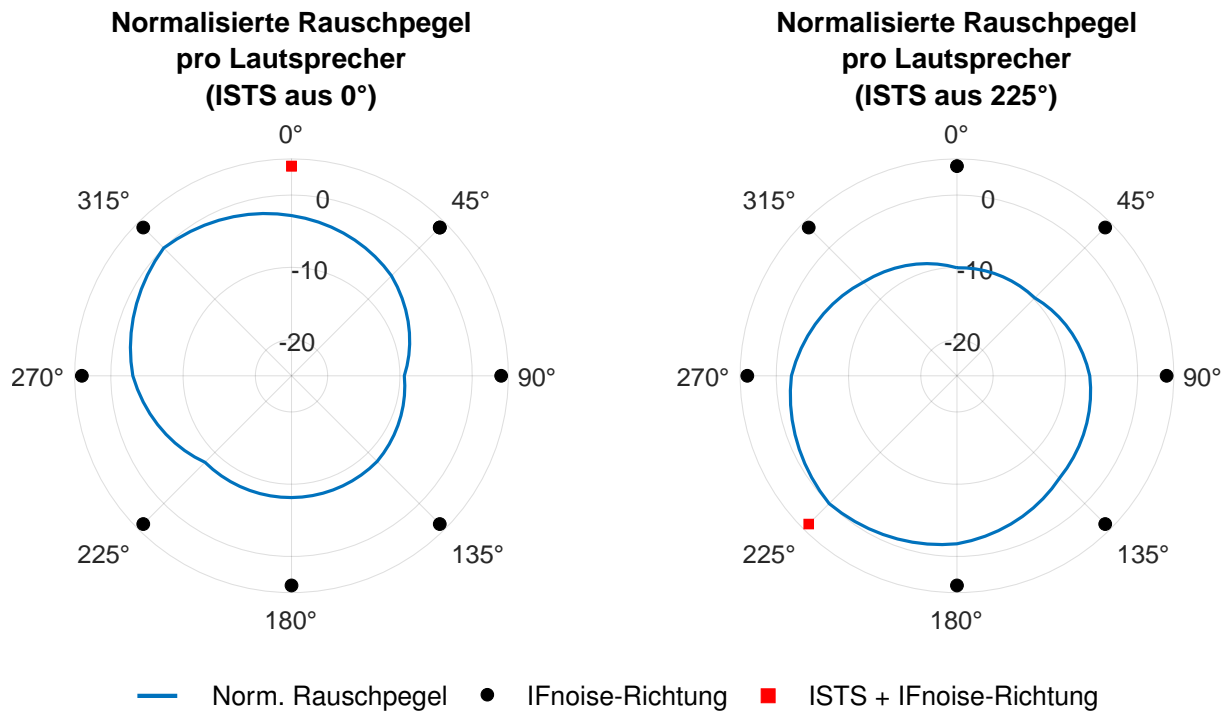


Abbildung 4.29: Normalisierte Rauschpegel $L_{N,out, norm,i}$ je Lautsprecherrichtung für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit Hörgerät 1.

In Abbildung 4.30 ist eine Darstellung beider Direktionalitäten, einmal mit und einmal ohne Störgeräuschunterdrückung, zu sehen.

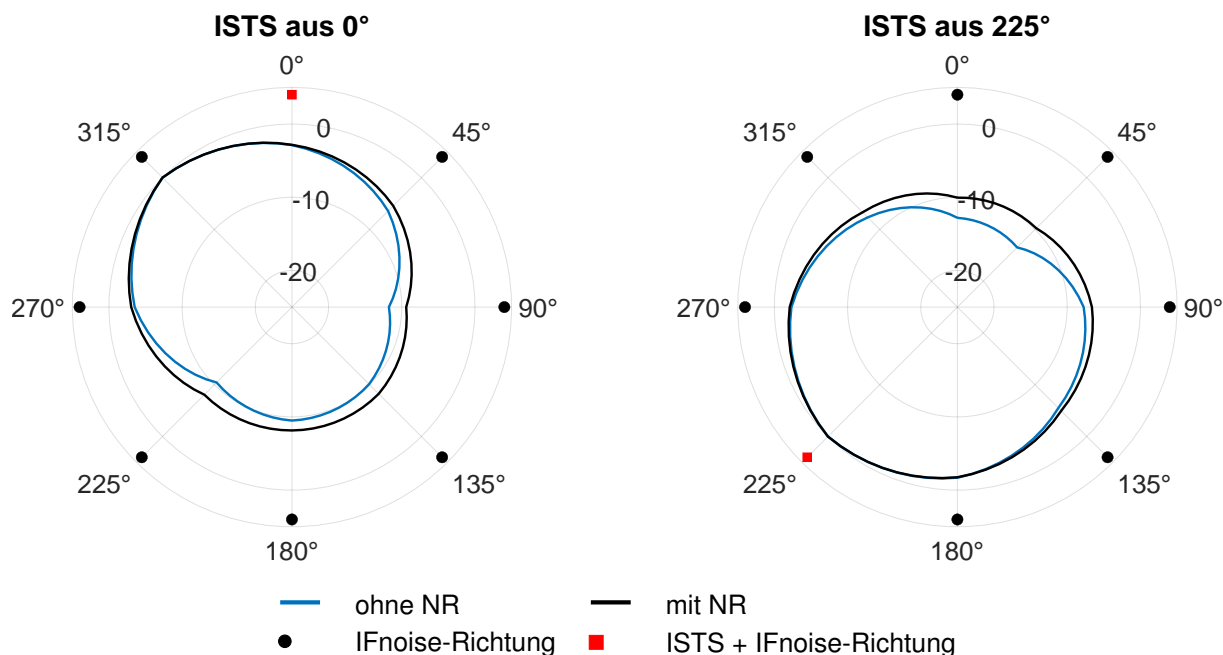


Abbildung 4.30: Vergleich der Direktionalitäten von Hörgerät 1 mit und ohne aktivierter Störgeräuschunterdrückung (NR) für beide Messkonditionen.

In Tabelle 4.3 ist eine Gegenüberstellung der Ausgangspegel mit und ohne aktivierter Störgeräuschunterdrückung zu finden.

Tabelle 4.3: Vergleich der Ausgangspegel von Hörgerät 1 ohne und mit aktivierter Störgeräuschunterdrückung (NR)

Ausgangspegel	ohne NR [dB SPL]	mit NR [dB SPL]
$L_{S,out,0}$	92,3	90,5
$L_{N,out,0}$	85,7	81,8
$L_{S,out,225}$	90,9	89,8
$L_{N,out,225}$	81,9	78,7

In Tabelle 4.4 ist ein Vergleich der beiden Messkonditionen mit und ohne Störgeräuschunterdrückung dargestellt.

Tabelle 4.4: Vergleich der Messgrößen der SNR-Verbesserungen für 0°- und 225°-Konditionen ohne und mit aktivierter Störgeräuschunterdrückung (NR).

Messgröße	0°		225°	
	ohne NR [dB]	mit NR [dB]	ohne NR [dB]	mit NR [dB]
ΔSNR_{out-in}	1,9	3,9	4,3	6,3
DG	2,1	1,6	4,3	3,9
SNP	-0,2	2,3	0,0	2,3
$\Delta L_{S,dir}$	-2,9	-2,8	0,0	0,0
$\Delta L_{N,dir}$	-5,0	-4,4	4,3	3,9

5 Diskussion

5.1 Adaptive Richtwirkung der gemessenen Hörgeräte

Zu Beginn wurde die adaptive Richtwirkung der gemessenen Hörgeräte analysiert. Um Rückschlüsse auf die zugrundeliegende Adaptivitätsstrategie ziehen zu können, bietet sich insbesondere die Betrachtung der Polardiagramme der normalisierten Rauschpegel an – für Hörgerät 1 sind diese in Abbildung 4.17 dargestellt. Hier ist deutlich zu erkennen, dass sich die Richtmikrofone des Hörgeräts mit einer etwa kardioiden Direktionalität in Richtung der jeweiligen Sprachquelle ausrichten. Insbesondere in der zweiten Messkondition richtet sich die maximale Verstärkung exakt auf 225° – also direkt auf die Richtung der Sprachquelle. In der ersten Kondition hingegen erfolgt die stärkste Ausrichtung auf etwa 315° . Dieser Umstand lässt sich durch die natürlichen Abschattungseffekte des Kopfes erklären, wie sie in Abschnitt 2.2 näher beschrieben sind. Ein links getragenes Hörgerät zeigt aufgrund dieser Effekte typischerweise eine leicht nach links versetzte Richtcharakteristik – unabhängig vom verwendeten Mikrofonmodus. Da es sich bei dem betrachteten Hörgerät um ein HdO handelt, befinden sich die Mikrofoneingänge hinter dem Ohr. Wird Schall beispielsweise aus 225° präsentiert, kann dieser nahezu ungehindert auf das Mikrofon treffen. Dies könnte die bessere Ausrichtung in der zweiten Kondition erklären (vgl. Abbildung 2.3b). Die Direktionalität der ersten Kondition erscheint nahezu superkardioid, da die Winkel der maximalen Dämpfung um etwa $\pm 135^\circ$ zur Hauptausrichtung versetzt sind. In der zweiten Kondition hingegen ähnelt die Richtcharakteristik eher einer Kardioiden, da die maximale Dämpfung annähernd um 180° zur Hauptrichtung liegt. In der ersten Kondition handelt es sich jedoch ebenfalls vermutlich um eine kardioiden Direktionalität, besonders, wenn man diese mit der des (idealerweise kardioid, vgl. Unterabschnitt 2.2.2) direktional eingestellten PHL aus Abbildung 4.11 vergleicht. Dieser Vergleich ist zusätzlich in Abbildung 4.18 dargestellt – man sieht, dass die Verläufe nahezu exakt übereinstimmen mit einer durchschnittlichen Abweichung von 0,5 dB.

Auch die richtungsabhängigen Differenzen der Rauschpegel zwischen den beiden ISTS-Richtungen 0° und 225° – $\Delta L_{N_0-N_{225}}$ und $\Delta L_{N_{225}-N_0}$ – welche sich durch die normalisierten Rauschpegel der Polardiagramme ergeben, wurden miteinander verglichen (vgl. Abbildung 4.16). Diese Werte beschreiben, in welchem Maß das IFnoise aus der aktuellen ISTS-Richtung im Vergleich zur jeweils alternativen Sprachrichtung verstärkt wird. Da aufgrund der geringen SNP-Werte von 0,0 dB und -0,2 dB davon ausgegangen werden kann, dass Sprache und Störgeräusch gleichermaßen verarbeitet werden, lassen sich diese Differenzen auch analog auf das Sprachsignal übertragen. Konkret bedeutet dies beispielsweise für die zweite Kondition, dass das ISTS-Signal aus 225° um 12,8 dB stärker verstärkt wird als Signalanteile, die aus 0° stammen – wie hier ein Achtel des dargebotenen IFnoises. Dies belegt eine ausgeprägte richtungsabhängige Verstärkung bzw. Dämpfung, wobei sich das Hörgerät gezielt auf die jeweils präsente Sprachquelle ausrichtet – unabhängig davon, ob sich diese in der vorderen oder hinteren Hemisphäre befindet.

Anhand des Polardiagramms der ersten Messung lassen sich zusätzlich Rückschlüsse auf die Art der adaptiven Direktionalität ziehen, die in diesem Hörgerät zum Einsatz kommt. So erfolgt in der zweiten Messkondition eine gezielte Ausrichtung auf die Sprachquelle – obwohl sich diese in der hinteren Hemisphäre befindet. Würde das Hörgerät lediglich zwischen einer frontal gerichteten und einer omnidirektionalen Richtcharakteristik umschalten, wäre deutlich mehr Schall aus dem Bereich zwischen 315° und 360° übertragen worden. Dies hätte sich in entsprechend geringeren Werten für ΔL_N widerspie-

gelt. Da in der zweiten Kondition jedoch ein sehr hoher Wert von $\Delta L_{N_{225}-N_0} = 12,8$ dB gemessen wurde – in Kombination mit der Interpretation des Polardiagramms – lässt sich ableiten, dass dieses Hörgerät eine Art 360°-Beamforming-Verfahren einsetzt, um die relevante Sprachquelle unabhängig von deren räumlicher Position gezielt zu fokussieren. Laut Herstellerangabe ist dies auch genau das zugrunde liegende Funktionsprinzip – es konnte somit im Rahmen dieses Experiments erfolgreich die Verwendung eines derartigen Beamformers nachgewiesen werden.

Für Hörgerät 2 befinden sich dessen aufgenommene Polardiagramme in Abbildung 4.23. In der ersten Messkondition zeigt das Polardiagramm – so wie bei Hörgerät 1 – ein Maximum bei 315°. Grundsätzlich ähnelt die Richtcharakteristik des Hörgeräts in dieser Kondition derjenigen aus der ersten Messung. Lediglich im Bereich um 135° werden mit bis zu 13,8 dB Dämpfung höhere Werte erzielt. Die Gesamtcharakteristik entspricht etwa einer kardioiden Direktionalität, da Maximum und Minimum um 180° gegeneinander versetzt sind und keine ausgeprägten Nebenkeulen erkennbar sind. In der zweiten Messkondition zeigt sich ein ähnlicher Verlauf wie in der ersten – allerdings mit bis zu 6 dB geringerer Dämpfung zwischen 135° und 270°. Dadurch wirkt die Richtcharakteristik insgesamt deutlich omnidirektionaler als in der ersten Kondition oder im Vergleich zum ersten Hörgerät – zumindest im Rahmen dessen, was am Kunstkopf bei einer Omnidirektionalität zu erwarten ist.

Zur Verdeutlichung zeigt Abbildung 4.24 sowohl die in dieser Messung ermittelten normalisierten Rauschpegel als auch eine zuvor gemessene frontal gerichtete Direktionalität und eine Omnidirektionalität des PHL am Kunstkopf. Die Darstellung des PHL basiert auf denselben Rohdaten wie die frequenzabhängigen Polardiagramme in Abbildung 2.4b und Abbildung 2.3b, wurde hier jedoch nicht oktavbandweise, sondern über den hier betrachteten Frequenzbereich von 500 Hz bis 5 kHz gemittelt. In der ersten Kondition verlaufen die beiden Kurven nahezu identisch, wobei lediglich im Bereich um 225° eine etwas größere Abweichung von etwa 3,5 dB auftritt. Trotz dieser einen erhöhten Differenz beträgt die mittlere Abweichung über alle Lautsprecherrichtungen hinweg lediglich 1,1 dB. Aufgrund dieser hohen Ähnlichkeit der Kurvenverläufe kann in der ersten Kondition beim zweiten Hörgerät von einer kardioiden Direktionalität ausgegangen werden. Mit Ausnahme einer erhöhten Empfindlichkeit im Bereich um 85° zeigen die Richtcharakteristiken in der zweiten Kondition ebenfalls eine hohe Übereinstimmung, mit nur geringen Differenzen, deren Mittelwert 1,0 dB beträgt. Es ist daher anzunehmen, dass das betrachtete Hörgerät in der zweiten Kondition keine gerichtete Direktionalität nutzt, sondern in einen omnidirektionalen Modus wechselt – im Gegensatz zum ersten Hörgerät, bei dem ein Beamformer zur gezielten Ausrichtung auf die Sprachquelle eingesetzt wurde.

Zusätzlich wurden hier ebenfalls die Differenzen der Rauschpegel von Hörgerät 2, dargestellt in Abbildung 4.22, untersucht. Auch in dieser Messung liegt somit eine – insbesondere in der ersten Kondition – deutliche richtungsabhängige Differenz der Rauschpegel zwischen den beiden ISTS-Richtungen vor. Im Vergleich zu Hörgerät 1 fallen die Differenzwerte jedoch insgesamt geringer aus. Ursache hierfür ist vermutlich, dass sich dieses Hörgerät weniger präzise auf die jeweilige Sprachrichtung ausrichtet. Dies zeigt sich auch in den $\Delta L_{S,dir}$ -Werten, die bei der ersten Messung vergleichsweise niedriger ausfielen.

Das Ausmaß der SNR-Verbesserung wird durch die Größe ΔSNR_{out-in} beschrieben, welche für Hörgerät 1 in den jeweiligen Konditionen $\Delta SNR_{out-in,0} = 1,9$ dB bzw. $\Delta SNR_{out-in,225} = 4,3$ dB beträgt (vgl. Abbildung 4.15 und Tabelle C.3). Diese Werte quantifizieren, in welchem Maße das Sprachsignal im Verhältnis zum Störgeräusch durch das Hörgerät verstärkt wird. Es stellt sich die Frage, inwieweit diese

Verbesserung allein auf die Direktionalität der Mikrofone zurückzuführen ist. Zu diesem Zweck wurde ergänzend der DG (*Directivity Gain*) berechnet, der sich aus den richtungsabhängigen Pegeländerungen $\Delta L_{S,dir}$ und $\Delta L_{N,dir}$ von Sprache und Störgeräusch ergibt. Daraus ergeben sich die richtungsabhängigen SNR-Verbesserungen $DG_0 = 2,1$ dB und $DG_{225} = 4,3$ dB. In der zweiten Messkondition erzielte das betrachtete Hörgerät somit eine mehr als doppelt so hohe, ausschließlich durch Direktionalität erklärbare SNR-Verbesserung im Vergleich zur ersten Kondition. Zwischen den berechneten DG-Werten und dem tatsächlich gemessenen ΔSNR_{out-in} ergeben sich minimale Abweichungen – also Differenzen zwischen der durch Direktionalität erklärbaren und der insgesamt festgestellten SNR-Verbesserung. Diese Differenzen werden durch den SNP beschrieben und betragen $SNP_0 = -0,2$ dB sowie $SNP_{225} = 0,0$ dB. Diese Werte sind im Rahmen dieser Messung vernachlässigbar, da ein maximaler SNP von $-0,2$ dB gering ist und demnach vermutlich auf Messunsicherheiten zurückzuführen ist. Wären hingegen deutlich größere und über beide Konditionen hinweg weitgehend konstante SNP-Werte zu beobachten, könnte dies ein Hinweis auf eine im Hintergrund aktive Störgeräuschunterdrückung im Hörgerät sein, durch welche die gemessene SNR-Verbesserung über das Maß hinaus gesteigert würde, das allein durch die Richtwirkung erklärbar ist.

Das Ausmaß der SNR-Verbesserung von Hörgerät 2 zeigt sich ebenfalls im Wert von ΔSNR_{out-in} , der in dieser Messung $\Delta SNR_{out-in,0} = 0,6$ dB bzw. $\Delta SNR_{out-in,225} = 0,9$ dB beträgt (vgl. Abbildung 4.21 und Tabelle D.3). Die Verbesserung fällt bei diesem Hörgerät also weitaus geringer aus, als es bei der ersten Messung der Fall war. Zusätzlich stellt sich hier erneut die Frage, in welchem Umfang diese Verbesserung auf die Richtwirkung des Hörgeräts zurückzuführen ist. Zur Beantwortung wurde wieder der DG berechnet, welcher sich aus den richtungsabhängigen Dämpfungen ergibt. Die berechneten DG-Werte betragen $DG_0 = 1,4$ dB bzw. $DG_{225} = 1,6$ dB, abhängig von der jeweiligen Messkondition. Hier zeigt sich eine deutliche Abweichung zwischen den zuvor ermittelten ΔSNR_{out-in} -Werten, was zu SNP-Werten von $SNP_0 = -0,8$ dB und $SNP_{225} = -0,7$ dB führt. Dies bedeutet, dass das zweite Hörgerät Sprache um etwa 0,8 dB bzw. 0,7 dB schlechter als das IFnoise verarbeitet. Dieses Ergebnis erscheint zunächst wenig plausibel, da jegliche im Hintergrund aktiven Features in der Regel darauf ausgelegt sind, Sprache zu bevorzugen und nicht das Störgeräusch. Da der SNP jedoch in beiden Messkonditionen nahezu identisch ist und dieser Effekt auch bei wiederholten Messungen mit demselben Hörgerät reproduzierbar war, handelt es sich offenbar nicht um einen Messfehler, sondern um eine unerwartete Eigenheit dieses Geräts. Dies wird zusätzlich dadurch belegt, dass der SNP bei allen anderen Messungen nahe 0 dB liegt und somit kein systematischer Fehler vorzuliegen scheint. Ebenso trat der selbe Effekt bei unterschiedlichen eingestellten Kompressionszeiten auf, wodurch die relative SNR-Verschlechterung hier nicht durch eine schnell regelnde Kompression erklärbar ist. Möglicherweise hat das Hörgerät aufgrund der spektralen Ähnlichkeit und der fehlenden räumlichen Trennung von ISTS und IFnoise Schwierigkeiten, die beiden Signalarten eindeutig zu differenzieren, sodass die Sprache unbeabsichtigt negativ durch die interne Signalverarbeitung beeinflusst wird. Dadurch fällt die tatsächliche SNR-Verbesserung geringer aus, als es anhand der vom Hörgerät eingenommenen Direktionalität zu erwarten wäre. Dennoch zeigt sich, ähnlich wie beim ersten Hörgerät, in der zweiten Kondition eine größere SNR-Verbesserung als in der ersten. Dies ist vermutlich erneut darauf zurückzuführen, dass die Sprache aus 225° vergleichsweise ungehinderter auf die HdO-Mikrofone des Hörgeräts trifft.

Die zuvor diskutierten SNR-Verbesserungen, insbesondere die durch Direktionalität bedingten DG-Werte, wurden zusätzlich mit denen statischer Direktionalitäten verglichen. Dazu wurde für jede Messung ein Mittelwert über beide Konditionen (Sprache aus 0° und 225°) gebildet, um die durchschnittliche

SNR-Verbesserung durch die Direktionalität zu erfassen. Hörgerät 1 erzielte dabei einen durchschnittlichen DG von 3,2 dB, Hörgerät 2 hingegen 1,5 dB. Das PHL zeigte mit omnidirektionaler Einstellung eine durchschnittliche SNR-Verschlechterung von -0,2 dB, mit frontal gerichteter Direktionalität sogar -1,8 dB. Beide adaptiv arbeitenden Hörgeräte erreichten somit im Durchschnitt höhere Verbesserungen des SNRs als dies mit einer statischen Direktionalität der Fall gewesen wäre. Gerade in wechselnden Hörsituationen – für die adaptive Systeme konzipiert sind – ist der Einsatz adaptiver Direktionalität empfehlenswert, da im Mittel eine Verbesserung des SNRs zu erwarten ist.

Der Großteil der Literatur zum Thema adaptive Richtmikrofonie bezieht sich primär auf den subjektiven Nutzen für Hörgeräteträger, welcher meist anhand von Verbesserungen des Sprachverstehens, insbesondere über den Speech Reception Threshold (SRT), quantifiziert wird. Ein Beispiel liefern Maj et al. (2006), in deren Studie die SRT-Verbesserung bei adaptiven Richtmikrofonen sowie solchen, die speziell einen Beamformer verwendeten, untersucht wurde. Dabei wurden drei unkorrelierte Störsignale aus 90°, 180° und 270° relativ zur Sprachquelle verwendet. Die gemessenen Verbesserungen betrugen 3,0 dB für die adaptiven Mikrofone und 4,1 dB für das Beamforming-System. Diese SRT-Verbesserungen lassen sich näherungsweise auf die in der vorliegenden Untersuchung ermittelten SNR-Verbesserungen übertragen. So wurde in der zweiten Kondition der ersten Messung ein Wert von $DG_{225} = 4,2$ dB erreicht – ein nahezu identischer Wert zum Beamformer in der zitierten Studie, wobei in beiden Fällen ein vergleichbares Richtmikrofonsystem eingesetzt wurde. Die übrigen DG-Werte fielen hingegen geringer aus und bewegten sich im Bereich von 1,5 dB bis 2,0 dB. Dabei ist zu beachten, dass in diesem Experiment ausschließlich das linke Hörgerät analysiert wurde, während in Maj et al. (2006) binaurale SRT-Daten erhoben wurden. Ein direkter Vergleich ist daher nur eingeschränkt möglich – auch weil in der genannten Studie mit einer geringeren Anzahl an Störquellen gearbeitet wurde, was zu einer weniger komplexen akustischen Situation für das Hörgerät führte als in der hier vorliegenden Untersuchung.

5.2 Einfluss richtungsunabhängiger Signalverarbeitung

Zusätzlich wurde der Einfluss richtungsunabhängiger Signalverarbeitungen – besonders im Hinblick auf die Messgrößen ΔSNR_{out-in} , DG und SNP – untersucht. Dafür wurde die Messung mit Hörgerät 1 noch einmal mit aktivierter Störgeräuschunterdrückung wiederholt. Idealerweise sollte der DG im Vergleich zur ursprünglichen Messung unverändert bleiben, während der SNP um das Maß der zusätzlichen Störgeräuschabsenkung ansteigen sollte. Wie aus Tabelle 4.4 ersichtlich wird, fällt die globale SNR-Verbesserung ΔSNR_{out-in} in beiden Messkonditionen 2,0 dB höher aus als ohne Störgeräuschunterdrückung (NR). Der Anteil dieser Verbesserung, der durch die Richtwirkung des Hörgeräts erklärbar ist (DG), nimmt jedoch bei aktivierter NR leicht ab – um 0,5 dB bzw. 0,4 dB. Dies bedeutet, dass die Direktionalität des Hörgeräts bei eingeschalteter Störgeräuschunterdrückung geringfügig schwächer ausgeprägt ist als ohne NR. Wie diese leichte Schwächung der Richtwirkung zustande kommt, lässt sich anhand der Werte für $\Delta L_{S,dir}$ und $\Delta L_{N,dir}$ nachvollziehen. Von größerem Interesse ist hier jedoch der Anteil der SNR-Verbesserung, der nicht durch die Richtwirkung erklärbar ist – der SNP. Während dieser Wert ohne NR bei maximal -0,2 dB lag, beträgt er mit aktivierter NR nun 2,3 dB in beiden Konditionen. Dies bedeutet, dass 2,3 dB der SNR-Verbesserung nicht durch die Richtwirkung des Hörgeräts erklärbar und somit auf die Störgeräuschunterdrückung zurückzuführen sind.

Dass die Direktionalität bei aktivierter NR geringfügig schwächer ausfällt, lässt sich auch an den richtungsabhängigen Differenzen $\Delta L_{N_0-N_{225}}$ und $\Delta L_{N_{225}-N_0}$ erkennen. Durch die aktivierte Störgeräusch-

unterdrückung haben sich diese Werte um 2,4 dB bzw. 2,7 dB verringert, was erneut die leicht abgeschwächte Richtwirkung verdeutlicht. Am deutlichsten lässt sich dieser Effekt jedoch in den Polardiagrammen erkennen, die in Abbildung 4.30 dargestellt sind. Die linke Abbildung zeigt die erste Messkondition, während die rechte Abbildung die zweite Kondition darstellt – sowohl für die Messung mit als auch ohne aktivierte NR. Wie in den Polardiagrammen zu erkennen ist, unterscheiden sich die Verläufe der Direktionalität unabhängig von der aktivierten NR nur geringfügig. Auffällig ist jedoch die reduzierte Dämpfung in der hinteren Hemisphäre, ausgehend von der Sprachquelle. Ein möglicher Grund für diese leicht verringerte Richtwirkung könnte darin liegen, dass das Hörgerät seine Direktionalität adaptiv in Abhängigkeit von der aktivierten NR einstellt. Da die Direktionalität primär dazu dient, Sprache zu fokussieren und diffusen Störschall abzusenken – letzterer jedoch bereits durch die NR reduziert wird – könnte das Hörgerät entscheiden, dass eine weniger stark fokussierte Richtcharakteristik ausreichend ist. Auf diese Weise würden sich die beiden Features, Störgeräuschunterdrückung und Direktionalität, die Aufgabe der Rauschabsenkung bzw. der SNR-Verbesserung teilen. Hinzu kommt, dass die verringerte Richtwirkung, quantifiziert durch den DG, mit lediglich 0,5 dB bzw. 0,4 dB gegenüber der Messung ohne NR nur einen kleinen Effekt darstellt. Zudem ist zu berücksichtigen, dass das Hörgerät durch seine Signalverarbeitung bereits SNR-Werte von bis zu 11 dB erreicht. Eine zusätzliche Verbesserung durch noch stärker eingreifende Features würde dem Hörgeräteträger vermutlich nur einen geringen Mehrwert bieten und könnte im Gegenteil potenziell negative Auswirkungen durch eine zu aggressive Signalverarbeitung nach sich ziehen.

Zusätzlich sollen die mit aktivierter Störgeräuschunterdrückung ermittelten Messwerte – insbesondere der SNP, welcher die Stärke dieses Features widerspiegeln soll – mit Literaturwerten verglichen werden. Hagerman und Olofsson (2004) berichten von SNR-Verbesserungen im Bereich von 1 dB bis 5 dB bei einem Eingangs-SNR von 5 dB, welche durch eine Störgeräuschunterdrückung erzielt werden können. Der hier gemessene SNP mit aktivierter Störgeräuschunterdrückung betrug 2,3 dB und liegt damit sehr gut innerhalb des von Hagerman und Olofsson beschriebenen Bereichs. Der SNP erweist sich somit als eine plausible Messgröße, um die Stärke einer gleichzeitig aktiven Störgeräuschunterdrückung quantitativ zu bewerten.

5.3 Reduzierung der Komplexität dieser Messmethodik

Zusätzlich stellt sich die Frage, inwiefern sich die entwickelte Messmethodik möglicherweise vereinfachen ließe. Die Berechnung der in dieser Arbeit zentralen Kenngröße des DG ist grundsätzlich nur durch den Einsatz mehrerer Lautsprecher realisierbar. Zwar wäre eine Bestimmung des DG theoretisch auch mit lediglich zwei Lautsprechern denkbar, jedoch ließe sich damit keine sinnvolle Richtcharakteristik abbilden, da wesentliche räumliche Informationen fehlen würden. Ohne die Möglichkeit, einen validen DG-Wert zu berechnen, entfällt auch die Berechnung des SNP, da dieser als Differenz zwischen DG und $\Delta\text{SNR}_{\text{out-in}}$ definiert ist. Letzterer lässt sich hingegen unabhängig von der Anzahl der verwendeten Lautsprecher bestimmen. Da jedoch das Ziel dieser Methodik die Anregung und Analyse eines adaptiven Richtmikrofonsystems ist, sind mindestens zwei – räumlich getrennte – Lautsprecher erforderlich. Nur so kann ein Umschalten oder eine Anpassung der Richtwirkung forciert werden, wie sie für adaptive Systeme charakteristisch ist.

Eine weitere zentrale Messgröße dieser Arbeit sind die richtungsabhängigen Differenzen der Rauschpegel $\Delta L_{N_0-N_{225}}$ und $\Delta L_{N_{225}-N_0}$. Diese liefern eine grobe Einschätzung der vom Hörgerät realisierten

Richtwirkung. So zeigte sich bei den Messergebnissen des statisch eingestellten PHL, dass beide ΔL_N -Werte einer Messung nahezu denselben Betrag aufwiesen, jedoch mit entgegengesetztem Vorzeichen (vgl. Abbildung 4.4 und Abbildung 4.10). Dies bestätigt, dass sich bei einer unveränderten Direktionalität zwischen den Konditionen auch der Betrag von ΔL_N nicht ändern sollte. Bei adaptiven Systemen hingegen, die sich gezielt auf die Sprachquelle ausrichten, sind deutlich höhere ΔL_N -Werte zu erwarten. Idealerweise wird die Sprachrichtung kaum gedämpft, während Schall aus anderen Richtungen – insbesondere der Störquelle – signifikant abgeschwächt wird. Dieser Zusammenhang zeigte sich sehr deutlich in den Ergebnissen von Hörgerät 1 (vgl. Abbildung 4.16 und Abbildung 4.17). Zwischen den beiden Extremen – einer statischen Direktionalität und einem vollständig adaptiven 360°-Beamformer – ist die Richtwirkung von Hörgerät 2 einzuordnen. Dieses versucht zunächst, sich frontal auf die Sprachquelle auszurichten und schaltet bei Sprache aus der hinteren Hemisphäre in eine omnidirektionale Charakteristik um. In diesem Fall lagen beide ΔL_N -Werte im positiven Bereich (vgl. Abbildung 4.22), jedoch deutlich unterhalb der Werte von Hörgerät 1. Trotzdem ist klar zu erkennen, dass $\Delta L_{N_0-N_{225}} > \Delta L_{N_{225}-N_0}$ gilt, was auf eine abnehmende Richtwirkung in der zweiten Kondition hindeutet. Bei Hörgerät 1 war diese Beziehung exakt umgekehrt, nämlich $\Delta L_{N_{225}-N_0} > \Delta L_{N_0-N_{225}}$, da sich dieses Hörgerät aufgrund des verwendeten Beamformers – verbunden mit der Position am Ohr – besser auf die Sprachquelle in der zweiten Kondition ausrichten konnte.

Sollte zusätzlich eine richtungsunabhängige Störgeräuschunterdrückung im Hintergrund des Hörgeräts aktiv sein, würde sich dies zwar in den Parametern $\Delta \text{SNR}_{\text{out-in}}$ und SNP niederschlagen, idealerweise jedoch nicht im Wert von ΔL_N , da die Rauschanteile aus 0° und 225° gleichmäßig abgesenkt werden sollten. Wie jedoch die Messung von Hörgerät 1 mit aktivierter Störgeräuschunterdrückung in Abbildung 4.30 gezeigt hat, kann auch die Richtwirkung hiervon beeinflusst werden. Trotzdem verbleibt ΔL_N in beiden Konditionen im positiven Bereich mit vergleichsweise hohen Werten – wenn auch geringer als ohne Störgeräuschunterdrückung. Dies deutet darauf hin, dass sich anhand der ΔL_N -Werte durchaus Aussagen über das Vorhandensein und die zugrundeliegende Strategie der jeweiligen Adaptivität treffen lassen. Für eine fundierte Bewertung der Aussagekraft dieser vereinfachten Messmethodik wären jedoch weiterführende Untersuchungen mit einem reduzierten Messaufbau – unter Verwendung von lediglich zwei Lautsprechern – erforderlich.

5.4 Verifikation der Messergebnisse anhand statischer Direktionalitäten

Zur Verifikation der Messergebnisse der verwendeten Messmethodik wurden zwei Messreihen mit dem PHL durchgeführt – einmal mit omnidirektional eingestellten Mikrofonen und einmal mit einer statischen, frontal gerichteten Direktionalität. Die entsprechenden Ergebnisse sind in Unterabschnitt 4.1.1 und Unterabschnitt 4.1.2 dargestellt. Besonders relevant für diese Überprüfung sind die verschiedenen Metriken der SNR-Verbesserung, insbesondere $\Delta \text{SNR}_{\text{out-in}}$, DG sowie SNP. Darüber hinaus liefern die Polardiagramme einen Überblick über die verwendeten Direktionalitäten und deren Umsetzung. Im Folgenden werden daher ebendiese Messergebnisse gegenübergestellt und analysiert, um zu beurteilen, inwieweit sie mit den theoretisch zu erwartenden Ergebnissen für die jeweiligen Einstellungen übereinstimmen.

Zunächst werden die Polardiagramme der Messergebnisse miteinander verglichen, um zu überprüfen, ob die jeweils eingestellten Direktionalitäten tatsächlich erreicht wurden. In Abbildung 4.6 sind die Polardiagramme der omnidirektionalen Messung für beide Konditionen dargestellt – ergänzt um die in Abbildung 2.3b gezeigten Direktionalitäten, die hierfür erneut mittels Bandpassfilter auf den Frequenzbereich

von 500 Hz bis 5 kHz begrenzt wurden. Darüber hinaus zeigt Abbildung 4.12 den Vergleich der frontal gerichteten Direktionalitäten, bei dem die aufgenommenen Polardiagramme den in Abbildung 2.4b dargestellten Referenzmessungen gegenübergestellt werden – mittels Bandpassfilter auf den relevanten Frequenzbereich gefiltert. Wie zu erkennen ist, sind die Direktionalitäten einer Messung unabhängig von der ISTS-Richtung identisch – es handelt sich also tatsächlich um statische Direktionalitätsmuster. Zudem stimmen die mit dieser Messmethodik ermittelten Verläufe sehr gut mit denjenigen überein, die in 1°-Schritten mittels Drehteller aufgenommen wurden. Die größten Abweichungen treten hierbei zwischen benachbarten Lautsprecherrichtungen auf. So sind in Abbildung 4.6 insbesondere Differenzen zwischen 315° und 0° sowie zwischen 90° und 135° erkennbar. Auch in Abbildung 4.12 zeigen sich die größten Abweichungen zwischen 90° und 135°, zusätzlich jedoch auch zwischen 180° und 225°. Diese Abweichungen sind letztlich der verhältnismäßig geringen Winkelauflösung dieses Messaufbaus von 45° geschuldet, die anschließend auf eine Schrittweite von 5° interpoliert wurde. Die tatsächlich gemessenen Differenzen der einzelnen Lautsprecherrichtungen betragen bei der omnidirektionalen Einstellung maximal 1,6 dB bei 0°, während die durchschnittliche Abweichung lediglich 0,5 dB beträgt. Bei der frontal gerichteten Einstellung traten hingegen maximale Differenzen von bis zu 2,0 dB bei 135° auf, während die durchschnittliche Abweichung hier bei 0,9 dB lag. Die ermittelten Direktionalitäten sind somit sehr ähnlich zu den weitaus hochauflösender aufgenommenen Daten, die mit dem Drehteller gemessen wurden. Es zeigt sich jedoch, dass gerichtete Direktionalitäten etwas ungenauer erfasst werden können als eine konstante Omnidirektionalität. Dies ist wohl darauf zurückzuführen, dass gerichtete Direktionalitäten durch Nullstellen und Nebenkeulen stärkere Variationen im Verlauf aufweisen, die mit der hier limitierten Winkelauflösung nur bedingt reproduziert werden können.

Bei der omnidirektionalen Einstellung des PHL zeigen die Ergebnisse zur SNR-Verbesserung, dass die Beträge von $\Delta\text{SNR}_{\text{out-in}}$ und DG für beide Konditionen nahezu identisch sind – jedoch mit entgegengesetztem Vorzeichen. Die Änderung des SNR beträgt in der ersten Messkondition etwa $\Delta\text{SNR}_{\text{out-in},0} = -3,1$ dB und in der zweiten Kondition $\Delta\text{SNR}_{\text{out-in},225} = 3,1$ dB. Der DG weist nahezu dieselben Werte von $\text{DG}_0 = -3,1$ dB bzw. $\text{DG}_{225} = 2,9$ dB auf. Die SNR-Verschlechterung bei Präsentation des ISTS aus 0° lässt sich durch Kopfschatteneffekte erklären, da der Schall aus dieser Richtung auf dem Weg zum Hörgerätemikrofon durch den Kopf um $\Delta L_{S,\text{dir},0} = -6,7$ dB gedämpft wird. Umgekehrt ergibt sich bei der Präsentation des ISTS aus 225° eine Dämpfung des ISTS um lediglich $\Delta L_{S,\text{dir},225} = -0,8$ dB, da der Schall von den HdO-Mikrofonen verhältnismäßig ungehindert aufgenommen werden kann. Die SNR-Verbesserung in der zweiten Kondition entsteht zudem durch die kopfbedingte Dämpfung des IF-noise, die für beide Konditionen nahezu identisch ist ($\Delta L_{N,\text{dir},0} = -3,6$ dB bzw. $\Delta L_{N,\text{dir},225} = -3,7$ dB), da das Störschallfeld zwischen den Messungen identisch bleibt. Der SNP beträgt hier $\text{SNP}_0 = 0,0$ dB und $\text{SNP}_{225} = 0,2$ dB. Es liegt somit praktisch keine zusätzliche Signalverarbeitung im PHL vor, die eine der Signalarten bevorzugt. Die Differenz von 0,2 dB in der zweiten Kondition ist höchstwahrscheinlich eher auf eine Messungenauigkeit zurückzuführen als auf eine tatsächliche Wirkung des PHL. Ebenso nahezu identisch – lediglich mit vertauschtem Vorzeichen – sind die richtungsabhängigen Differenzen der Rauschpegel: $\Delta L_{N_0-N_{225}} = -6,0$ dB und $\Delta L_{N_{225}-N_0} = 5,9$ dB. Dies ist plausibel, da in beiden Konditionen dieselbe Direktionalität vorliegt und die Werte lediglich in umgekehrter Reihenfolge berechnet werden, wodurch sich der Vorzeichenwechsel ergibt.

Bei der frontal gerichteten Einstellung des PHL zeigen sich ähnliche Zusammenhänge. Auch hier sind die Beträge der Rauschpegeldifferenzen ΔL_N , die globale Rauschdämpfung $\Delta L_{N,\text{dir}}$ sowie der SNP unabhängig von der ISTS-Richtung praktisch identisch. Deutlichere Unterschiede ergeben sich hingegen

bei den Werten für DG und $\Delta\text{SNR}_{\text{out-in}}$, was direkt auf die frontal gerichtete Direktionalität zurückzuführen ist. So reduziert die Direktionalität die Dämpfung des Sprachpegels – verglichen mit der Omnidirektionalität – in der ersten Kondition auf $\Delta L_{S,\text{dir},0} = -3,3$ dB und verstärkt gleichzeitig die Absenkung des Rauschpegels in beiden Konditionen auf $\Delta L_{N,\text{dir}} = -5,0$ dB. In der zweiten Kondition hingegen verstärkt sich die Dämpfung des Sprachpegels durch die frontal gerichtete Direktionalität sogar auf $\Delta L_{S,\text{dir},225} = -10,3$ dB, da 225° ebenso wie 90° zu den Winkeln mit der stärksten Dämpfung bei dieser Richtcharakteristik gehören, wie anhand der Polardiagramme (vgl. z. B. Abbildung 4.12) ersichtlich ist.

Demnach lässt sich festhalten, dass die Messungen mit den statisch eingestellten Direktionalitäten konsistente und plausible Ergebnisse geliefert haben. Die eingestellten Richtcharakteristiken konnten anhand der Polardiagramme eindeutig nachgewiesen werden. Zudem beträgt die Differenz SNP zwischen gesamtem SNR-Gewinn und Direktionalitätsgewinn in beiden Konditionen praktisch 0 dB, was bei Verwendung des PHL mit vollständig deaktivierten Features zu erwarten ist. Dies stützt erneut die Annahme, dass die unerwarteten SNP-Werte von Hörgerät 2 auf dessen interne Signalverarbeitung zurückzuführen sind und nicht auf einen systematischen Messfehler. Darüber hinaus ließen sich die beobachteten SNR-Veränderungen durch die vorliegenden Richtwirkungen in Kombination mit Verwendung des Kunstkopfes plausibel erklären.

In der Literatur werden unterschiedliche Werte für die SNR-Verbesserung berichtet, die sich beim Wechsel von einer omnidirektionalen zu einer statischen, frontal gerichteten Direktionalität ergeben. Laut May (1998), Pumford et al. (2000) und Ricketts und Dhar (1999) liegen diese Verbesserungen bei digitalen HdO-Hörgeräten im Bereich von 3,6 dB bis 6,5 dB – gemessen über die Verbesserung des Sprachverstehens von Probanden im diffusen Schallfeld mit einer Sprachquelle aus 0° . In diesem Experiment wurde eine Differenz des SNR-Gewinns zwischen der ersten Kondition (Sprache aus 0°) mit omnidirektionaler Einstellung des PHL und der entsprechenden Messung mit frontal gerichteter Direktionalität wie folgt festgestellt:

$$\Delta\text{SNR}_{\text{out-in},0,\text{dir}} - \Delta\text{SNR}_{\text{out-in},0,\text{omni}} = 1,8 \text{ dB} - (-3,1 \text{ dB}) = 4,9 \text{ dB}.$$

Der ausschließlich der Direktionalität zuzuschreibende Anteil beträgt analog dazu 4,8 dB. Die frontal gerichtete Direktionalität des PHL führt somit zu einer SNR-Verbesserung von 4,9 dB (bzw. 4,8 dB gemäß des DG) gegenüber der omnidirektionalen Einstellung und liegt damit exakt im in der Literatur beschriebenen Bereich von 3,6 dB bis 6,5 dB. Dieses Ergebnis ist daher plausibel und belegt die Genauigkeit der vorgestellten Messmethodik.

5.5 Fehlerquellen und Limitationen

Abschließend werden in diesem Abschnitt potenzielle Fehlerquellen und Limitationen diskutiert, die das vorliegende Experiment beeinflusst haben könnten. Eine offensichtliche Einschränkung dieses Versuchs liegt in der begrenzten Auswahl an untersuchten Messparametern. So wurde durchgängig ein Sprachpegel von 70 dB SPL verwendet, während die Rauschpegel zwischen 60 und 75 dB SPL variierten – es wurden somit ausschließlich SNRs im Bereich von -5 dB bis +10 dB betrachtet. In dieser Arbeit wurden zudem lediglich Messergebnisse für einen SNR von +5 dB dargestellt, da in diesem Bereich die zuverlässigsten Resultate erzielt wurden. Darüber hinaus kamen stets das ISTS als Nutzsignal sowie das IFnoise als Störsignal zum Einsatz, wobei beide Signale jeweils aus denselben Richtungen präsentiert wurden. Würden hingegen alternative Sprachsignale aus anderen Richtungen, mit abweichenden

Pegeln und unter Verwendung verschiedener Störszenarien – beispielsweise einer realistischen Restaurantumgebung – untersucht, wären vermutlich deutlich abweichende Messergebnisse zu erwarten.

Auch die gewählte Einstellung der Hörgeräte hat einen maßgeblichen Einfluss auf das Messergebnis. In diesem Experiment wurde ausschließlich eine spezifische, eher realitätsferne Verstärkungseinstellung untersucht – andere Verstärkungswerte oder alternative Einstellungen der Direktionalität könnten die Resultate deutlich beeinflussen. Zudem würden Messungen, bei denen tatsächlich nur ein einzelnes Hörgerät verwendet wird, vermutlich zu abweichenden Ergebnissen führen. Insbesondere die Richtwirkung profitiert in der Regel von einer höheren Anzahl an Mikrofonen – beispielsweise durch binaurale Kopplung – wodurch sich die Leistungsfähigkeit der Direktionalität im realen Einsatzfall unter Umständen erhöht.

In diesem Versuch wurden ausschließlich die Messergebnisse des linken Hörgeräts berücksichtigt, obwohl gleichzeitig auch das rechte Hörgerät aktiv war. Das ISTS wurde in der zweiten Messkondition stets aus 225° präsentiert, also aus der linken Hemisphäre. Wäre stattdessen das rechte Hörgerät analysiert worden – welches sich auf der dem Schalleinfall abgewandten Seite befindet – oder wäre das Sprachsignal von rechts dargeboten worden, so wären voraussichtlich geringere SNR-Gewinne festgestellt worden, da der Nutzschall durch die Kopfabschattung stärker gedämpft worden wäre. Bei einer simultanen Betrachtung beider Hörgeräte würden sich die Ergebnisse insbesondere der ersten Messkondition verbessern, da hier die Sprache aus 0° präsentiert wird. Die Abschattungseffekte beider Ohren würden sich dabei tendenziell gegenseitig ausgleichen. Eine binaurale Auswertung wäre grundsätzlich realistischer, da die Mehrheit der Hörgeräteträger beidseitig versorgt ist. Allerdings ließen sich die Einzelergebnisse beider Seiten nicht ohne Weiteres zu einem gemeinsamen Wert zusammenführen, da in realen Hörsituationen kein symmetrisches Hören über beide Ohren stattfindet. Vielmehr greift der Mensch auf das sogenannte *Better-Ear Listening* zurück, bei dem bevorzugt die Informationen des Ohres mit dem besseren SNR verarbeitet werden (Whitmer et al., 2008). Vor diesem Hintergrund wurde in der vorliegenden Untersuchung ausschließlich das linke Hörgerät ausgewertet, da dieses unter den gegebenen Bedingungen die Seite mit dem besseren SNR darstellte – auch wenn dadurch potenzielle Vorteile einer binauralen Betrachtung möglicherweise unterschätzt werden.

Darüber hinaus handelt es sich bei der vorliegenden Untersuchung um eine rein objektive Bewertung der Richtwirkung der Hörgeräte, ohne Einbezug subjektiver Wahrnehmungen. Inwieweit die ermittelten SNR-Gewinne tatsächlich zu einer Verbesserung des Sprachverstehens bei Hörgeräteträgern führen würden, bleibt daher unklar. Hinzu kommt, dass individuelle anatomische Unterschiede der Pinnae zu erheblichen Variationen in der Richtwirkung führen können. Der mit dem Kunstkopf gemessene Gewinn lässt sich folglich nicht ohne Weiteres auf beliebige Testpersonen übertragen. Zudem fanden die Messungen unter kontrollierten Laborbedingungen mit geringer Nachhallzeit statt, was nur bedingt mit realen Hörumgebungen vergleichbar ist. Anzumerken ist jedoch, dass Ziel dieser Untersuchung nicht die Evaluation des realen Nutzens für Hörgeräteträger war, sondern die Entwicklung und Erprobung einer Messmethodik zum objektiven Nachweis adaptiver Direktionalität. Für die Bewertung des tatsächlichen Nutzens existiert bereits eine Vielzahl an Studien in der Fachliteratur. Potenzielle Einflussfaktoren wie aktive Störgeräuschunterdrückungen im Hörgerät könnten die Messergebnisse zusätzlich beeinflussen. Dies wird jedoch durch die ergänzende Auswertung der Größen SNP und DG relativiert, da insbesondere der DG eine isolierte Betrachtung der reinen Direktionalität ermöglicht.

6 Fazit und Ausblick

Die in dieser Arbeit vorgestellte Messmethodik ermöglicht eine objektive Analyse adaptiver Richtwirkungen unter kontrollierten Bedingungen. Sie erlaubt zum einen die Bewertung der eingesetzten Richtcharakteristiken in Abhängigkeit von der Richtung der Sprachquelle und zum anderen eine Quantifizierung der resultierenden SNR-Verbesserung – sowohl insgesamt als auch spezifisch durch die Direktionalität erzielt. Gleichzeitig bietet die Methode eine integrierte Absicherung gegen verfälschende Einflüsse anderer Signalverarbeitungsmechanismen. Dadurch lässt sich sicherstellen, dass die ermittelten Werte ausschließlich der Richtwirkung zuzuschreiben sind. Vereinzelt zeigten sich im Rahmen der Messungen scheinbare Priorisierungen des Störgeräusches, die jedoch nicht auf Messfehler oder systematische Einflüsse des Messaufbaus zurückzuführen schienen. Dies wird durch die Validierungsmessungen bestätigt, bei denen – wie erwartet – keinerlei Differenzen zwischen den verwendeten Signalen auftraten. Entsprechende Abweichungen müssen daher auf interne, herstellerspezifische Signalverarbeitungen des Hörgeräts zurückzuführen sein. Im Rahmen dieser Untersuchung konnten zudem unterschiedliche adaptive Strategien bei verschiedenen Hörgeräten nachgewiesen werden. So ließ sich sowohl der Einsatz eines Beamformers als auch eine Umschaltung zwischen direktionalem und omnidirektionalem Betrieb identifizieren. Dies belegt die Anwendbarkeit der vorgeschlagenen Messmethodik auf unterschiedliche Formen adaptiver Direktionalität.

Darüber hinaus wurde eine Möglichkeit aufgezeigt, die Komplexität der vorgestellten Messmethodik von acht auf lediglich zwei Lautsprecher zu reduzieren. Die in diesem Zusammenhang ermittelten richtungsabhängigen Differenzen der Rauschpegel – basierend ausschließlich auf den präsentierten Sprachrichtungen – lieferten differenzierende und aussagekräftige Werte, die sich je nach Art der vorliegenden Direktionalität (adaptiv oder statisch) deutlich unterschieden. Daraus ergibt sich die potenzielle Möglichkeit, vergleichbare Rückschlüsse über das Vorhandensein und die Art der Adaptivität zu ziehen, selbst wenn die Messung mit einem vereinfachten Zwei-Lautsprecher-Setup durchgeführt wird. Dies würde die praktische Anwendbarkeit der Methode erheblich steigern, da der erforderliche technische Aufwand deutlich geringer ausfiele. Die Validität dieser vereinfachten Messmethodik muss jedoch in zukünftigen Untersuchungen durch gezielte experimentelle Verifikation weiter abgesichert werden.

Zusätzlich haben die identifizierten Limitationen aufgezeigt, in welchen Bereichen weiterführende Untersuchungen sinnvoll und notwendig sind. Zunächst wäre es wünschenswert, die untersuchten Parameter systematisch zu erweitern. Dazu zählen insbesondere unterschiedliche Hörgeräteeinstellungen, Sprach- und Rauschsignale, abweichende Pegelkombinationen sowie realitätsnähere Störszenarien – etwa in Form komplexer Hintergrundkulissen wie Cafés oder Straßenverkehr. Darüber hinaus sollte die vorgestellte Messmethode auf eine größere Bandbreite von Hörgerätemodellen, Technikstufen und Herstellern angewendet werden. Nur durch eine ausreichende Stichprobe an Geräten unterschiedlicher Bauart und Verarbeitungsstrategien lässt sich beurteilen, inwiefern die in dieser Arbeit definierten Bewertungskriterien allgemeingültig übertragbar sind oder ggf. gerätespezifisch angepasst werden müssen. Zudem wäre es aufschlussreich, die entwickelte Messmethodik auf verschiedene Hörgeräte-Bauformen (z. B. HdO vs. IdO) und mit realen Testpersonen anzuwenden, um den Einfluss individueller anatomischer Gegebenheiten zu untersuchen. Nicht zuletzt wäre eine Ergänzung der objektiven Analyse durch subjektive Sprachverständlichkeitsmessungen denkbar, um eine Brücke zwischen messtechnisch erfassten SNR-Gewinnen und dem tatsächlichen Nutzen für Hörgeräteträger zu schlagen.

Literaturverzeichnis

- Ballou, G. (2015). *Handbook for Sound Engineers* (6. Aufl.). Focal Press.
- Byrne, D., Dillon, H., Tran, K., Arlinger, S., Wilbraham, K., Cox, R., Hagerman, B., Hetu, R., Kei, J., Lui, C., Kiessling, J., Kotby, M. N., Nasser, N. H. A., El Kholy, W. A. H., Nakanishi, Y., Oyer, H., Powell, R., Stephens, D., Meredith, R., ... Ludvigsen, C. (1994). An international comparison of long-term average speech spectra. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *96*(4), 2108–2120. doi:10.1121/1.410152.
- Chung, K. (2004). Challenges and Recent Developments in Hearing Aids: Part I. Speech Understanding in Noise, Microphone Technologies and Noise Reduction Algorithms. *Trends in Amplification*, *8*(3), 83–124. doi:10.1177/108471380400800302.
- Davis, D., & Patronis, E. (2013). *Sound System Engineering* (4. Aufl.). Focal Press.
- Elko, G., & Nguyen Pong, A.-T. (1995). A simple adaptive first-order differential microphone. *Proceedings of 1995 Workshop on Applications of Signal Processing to Audio and Acoustics*, 169–172. doi:10.1109/aspaa.1995.482983.
- European Hearing Instrument Manufacturers Association. (2016). Description and terms of use of the IFFM and IFnoise signals.
- Hagerman, B., & Olofsson, Å. (2004). A Method to Measure the Effect of Noise Reduction Algorithms Using Simultaneous Speech and Noise. *Acta Acustica united with Acustica*, *90*, 356–361.
- Houtgast, T., & Steeneken, H. J. M. (1985). A review of the MTF concept in room acoustics and its use for estimating speech intelligibility in auditoria. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *77*(3), 1069–1077. doi:10.1121/1.392224.
- Husstedt, H., Mertins, A., & Frenz, M. (2018). Evaluation of Noise Reduction Algorithms in Hearing Aids for Multiple Signals From Equal or Different Directions. *Trends in Hearing*, *22*. doi:10.1177/2331216518803198.
- IEC 60118–15. (2012). Electroacoustics – Hearing aids – Part 15: Methods for characterizing signal processing in hearing aids with a speech-like signal.
- IEC 60118–16. (2022). Electroacoustics – Hearing aids – Part 16: Definition and verification of hearing aid features.
- IEC 60118–8. (2005). Electroacoustics – Hearing aids – Part 8: Methods of measurement of performance characteristics of hearing aids under simulated in situ working conditions.
- IEC 60318–4. (2010). Electroacoustics – Simulators of human head and ear – Part 4: Occluded-ear simulator for the measurement of earphones coupled to the ear by means of ear inserts.
- IEC 60318–5. (2006). Electroacoustics – Simulators of human head and ear – Part 5: 2 cm³ coupler for the measurement of hearing aids and earphones.
- Jespersen, C. T., & Groth, J. (2022). *Enhanced directional strategy with new binaural beamformer leads to vastly improved speech recognition in noise* (ReSound White Paper Nr. MK605595). GN Hearing A/S.
- Jespersen, C. T., Kirkwood, B. C., & Groth, J. (2021). Increasing the Effectiveness of Hearing Aid Directional Microphones. *Seminars in Hearing*, *42*(03), 224–236. doi:10.1055/s-0041-1735131.
- Kayser, H., Herzke, T., Maanen, P., Zimmermann, M., Grimm, G., & Hohmann, V. (2022). Open community platform for hearing aid algorithm research: open Master Hearing Aid (openMHA). *SoftwareX*, *17*, 100953. doi:10.1016/j.softx.2021.100953.

- Kuk, F., Keenan, D., Lau, C.-C., & Ludvigsen, C. (2005). Performance of a Fully Adaptive Directional Microphone to Signals Presented from Various Azimuths. *Journal of the American Academy of Audiology*, 16(6), 333–347. doi:10.3766/jaaa.16.6.2.
- Kuk, F. K., Baekgaard, L., & Ludvigsen, C. (2002). Using digital signal processing to enhance the performance of dual microphones. *The Hearing Journal*, 55(1), 35–36. doi:10.1097/01.hj.0000292474.57813.db.
- Lombard, É. (1911). Le signe de l'élévation de la voix. *Annales des Maladies de l'Oreille, du Larynx, du Nez et du Pharynx*, 37(2), 101–119.
- Macaulay, E. J., Hartmann, W. M., & Rakerd, B. (2010). The acoustical bright spot and mislocalization of tones by human listeners. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 127(3), 1440–1449. doi:10.1121/1.3294654.
- Maillou, B., & Ducourneau, J. (2020). Measuring the Performance of the Hearing Aids Adaptive Directivity and Noise Reduction Algorithms through SNR Values. doi:10.48465/FA.2020.0387.
- Maj, J.-B., Royackers, L., Wouters, J., & Moonen, M. (2006). Comparison of adaptive noise reduction algorithms in dual microphone hearing aids. *Speech Communication*, 48(8), 957–970. doi:10.1016/j.specom.2005.12.005.
- May, A. (1998). Multi-microphone instruments, DSP and hearing-in-noise. *Hearing Review*, 5(7), 42–45.
- Mayo, P. G., & Goupell, M. J. (2020). Acoustic factors affecting interaural level differences for cochlear-implant users. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 147(4), EL357–EL362. doi:10.1121/10.0001088.
- Moore, B. C. J. (2012). *An Introduction to the Psychology of Hearing* (6. Aufl.). Emerald Group Publishing Limited.
- Powers, T. A., & Hamacher, V. (2004). Proving adaptive directional technology works: A review of studies (6. Aufl.). *The Hearing Review*, 11(6), 48–49.
- Pumford, J. M., Seewald, R. C., Scollie, S. D., & Jenstad, L. M. (2000). Speech recognition with in-the-ear and behind-the-ear dual-microphone hearing instruments. *J. Am. Acad. Audiol.*, 11(1), 23–35.
- Ricketts, T., & Dhar, S. (1999). Comparison of performance across three directional hearing aids. *Journal of the American Academy of Audiology*, 10(4), 180–189.
- Ricketts, T., & Mueller, H. G. (1999). Making Sense of Directional Microphone Hearing Aids. *American Journal of Audiology*, 8(2), 117–127. doi:10.1044/1059-0889(1999/018).
- Shaw, E. A. G. (1974). The External Ear. In W. D. Keidel & W. D. Neff (Hrsg.), *Handbook of Sensory Physiology: Vol. V/1: Auditory System* (S. 455–490). Springer-Verlag.
- Sockalingam, R., Holmberg, M., Eneroth, K., & Shulte, M. (2009). Binaural hearing aid communication shown to improve sound quality and localization. *The Hearing Journal*, 62(10), 46–47. doi:10.1097/01.hj.0000361850.27208.35.
- Valente, M. (1999). Use of Microphone Technology to Improve User Performance in Noise. *Trends in Amplification*, 4(3), 112–135. doi:10.1177/108471389900400302.
- Valente, M., Hosford-Dunn, H., & Roeser, R. J. (2000). *Audiology: Treatment*. Thieme.
- Whitmer, W. M., Coughlin, M., Bondy, J., & Dittberner, A. (2008). Better-ear listening strategies for normal-hearing and hearing-impaired individuals. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 123, 3297–3297. doi:10.1121/1.2933705.
- Wu, Y.-H., & Bentler, R. A. (2007). Using a signal cancellation technique to assess adaptive directivity of hearing aids. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 122(1), 496–511. doi:10.1121/1.2735804.

Zotter, F., Riedel, S., Gölles, L., & Frank, M. (2024). Diffuse sound field synthesis: Ideal source layers. *Acta Acustica*, 8, 34. doi:10.1051/aacus/2024023.

Anhang

A Messdaten PHL mit Omnidirektionalität

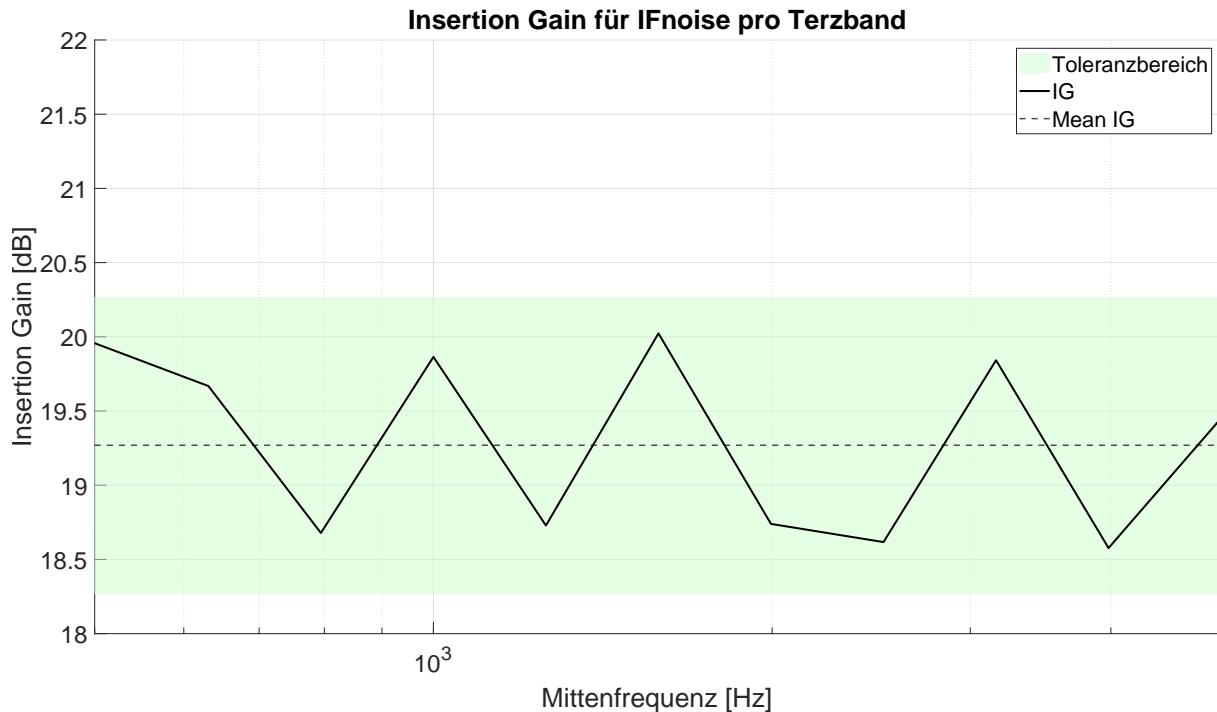


Abbildung A.1: Insertion Gain des omnidirektional eingestellten PHL je Terzband, gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem 70 dB SPL IFnoise.

Tabelle A.1: Globale Eingangs- und Ausgangspegel (in dB SPL) des ISTS und IFnoise, sowohl gefiltert und ungefiltert für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem omnidirektional eingestellten PHL.

Messkondition	Signaltyp	L_{in}	L_{out}	$L_{in, unfilt}$	$L_{out, unfilt}$
ISTS aus 0°	ISTS	63,4	86,6	69,9	90,0
	IFnoise	58,7	84,9	65,0	87,8
ISTS aus 225°	ISTS	63,4	92,8	69,9	95,2
	IFnoise	58,7	84,9	65,0	87,8

Tabelle A.2: Globale Eingangs- und Ausgangs-SNRs (in dB) für beide Messkonditionen, gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem omnidirektional eingestellten PHL.

Messkondition	SNR_{in}	SNR_{out}
ISTS aus 0°	4,8	1,7
ISTS aus 225°	4,8	7,8

Tabelle A.3: SNR-Verbesserungen $\Delta\text{SNR}_{\text{out-in}}$, DG, SNP und Korrekturwerte für Sprache und Rauschen $\Delta L_{S,\text{dir}}$ und $\Delta L_{N,\text{dir}}$ für beide Messkonditionen (in dB); gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem omnidirektional eingestellten PHL.

Messkondition	$\Delta\text{SNR}_{\text{out-in}}$	DG	SNP	$\Delta L_{S,\text{dir}}$	$\Delta L_{N,\text{dir}}$
ISTS aus 0°	-3,1	-3,1	0,0	-6,7	-3,6
ISTS aus 225°	3,1	2,9	0,2	-0,8	-3,7

Tabelle A.4: Differenz der Einzel-Rauschpegel zwischen 0° und 225° $\Delta L_{N_0-N_{225}}$ und $\Delta L_{N_{225}-N_0}$ (in dB); gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem omnidirektional eingestellten PHL.

Messkondition	$\Delta L_{N_0-N_{225}}$	$\Delta L_{N_{225}-N_0}$
ISTS aus 0° bzw. 225°	-6,0	5,9

Tabelle A.5: Normalisierte Rauschpegel $L_{N,\text{out,norm},i}$ je Lautsprecherrichtung für beide Messkonditionen (in dB); gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem omnidirektional eingestellten PHL.

Messkondition	0°	45°	90°	135°	180°	225°	270°	315°
ISTS aus 0°	-6,7	-9,5	-8,6	-9,2	-4,7	-0,7	0,0	-1,6
ISTS aus 225°	-6,7	-9,4	-8,6	-9,2	-4,7	-0,8	0,0	-1,6

B Messdaten PHL mit frontal gerichteter Direktionalität

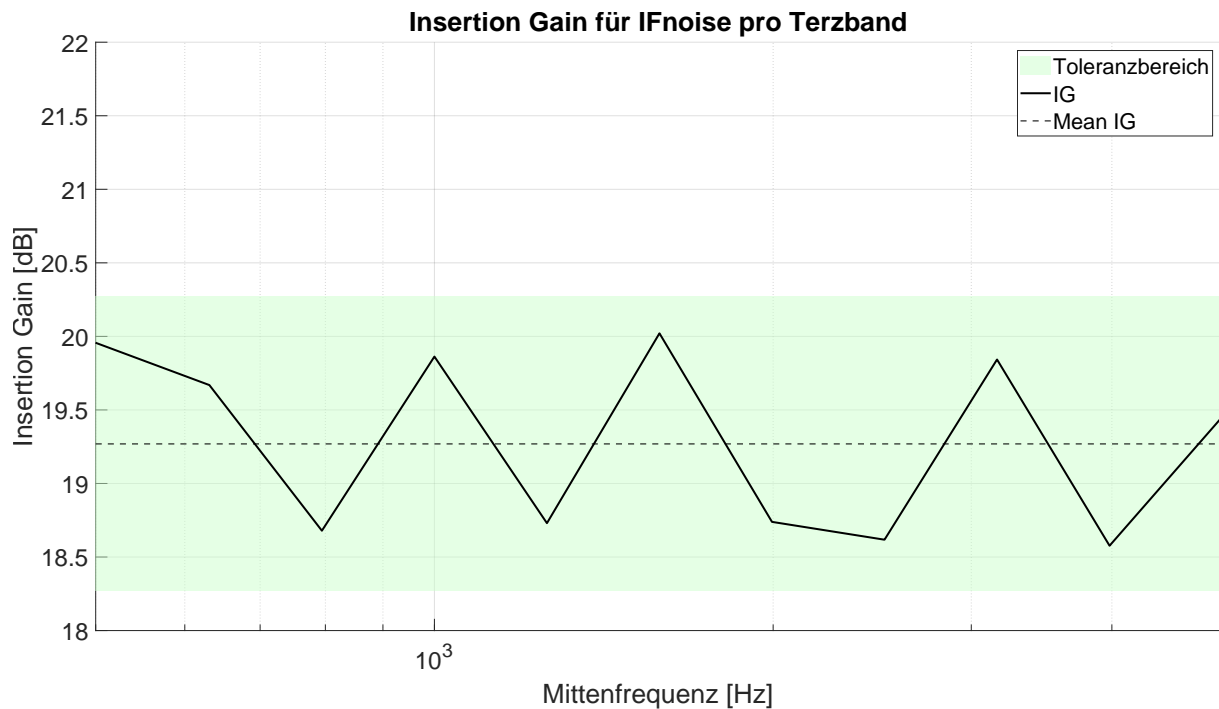


Abbildung B.1: Insertion Gain des directional eingestellten PHL je Terzband, gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem 70 dB SPL IFnoise.

Tabelle B.1: Globale Eingangs- und Ausgangspegel (in dB SPL) des ISTS und IFnoise, sowohl gefiltert und ungefiltert für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem directional eingestellten PHL.

Messkondition	Signaltyp	L_{in}	L_{out}	$L_{in, unfilt}$	$L_{out, unfilt}$
ISTS aus 0°	ISTS	63,4	88,9	69,9	91,1
	IFnoise	58,7	82,4	65,0	84,8
ISTS aus 225°	ISTS	63,4	81,8	69,9	86,5
	IFnoise	58,7	82,4	65,0	84,9

Tabelle B.2: Globale Eingangs- und Ausgangs-SNRs (in dB) für beide Messkonditionen, gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem directional eingestellten PHL.

Messkondition	SNR_{in}	SNR_{out}
ISTS aus 0°	4,8	6,5
ISTS aus 225°	4,8	-0,5

Tabelle B.3: SNR-Verbesserungen $\Delta\text{SNR}_{\text{out-in}}$, DG, SNP und Korrekturwerte für Sprache und Rauschen $\Delta L_{S,\text{dir}}$ und $\Delta L_{N,\text{dir}}$ für beide Messkonditionen (in dB); gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem direktional eingestellten PHL.

Messkondition	$\Delta\text{SNR}_{\text{out-in}}$	DG	SNP	$\Delta L_{S,\text{dir}}$	$\Delta L_{N,\text{dir}}$
ISTS aus 0°	1,7	1,7	0,0	-3,3	-5,0
ISTS aus 225°	-5,3	-5,3	0,0	-10,3	-5,0

Tabelle B.4: Differenz der Einzel-Rauschpegel zwischen 0° und 225° $\Delta L_{N_0-N_{225}}$ und $\Delta L_{N_{225}-N_0}$ (in dB); gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem direktional eingestellten PHL.

Messkondition	$\Delta L_{N_0-N_{225}}$	$\Delta L_{N_{225}-N_0}$
ISTS aus 0° bzw. 225°	7,0	-7,1

Tabelle B.5: Normalisierte Rauschpegel $L_{N,\text{out, norm},i}$ je Lautsprecherrichtung für beide Messkonditionen (in dB); gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem direktional eingestellten PHL.

Messkondition	0°	45°	90°	135°	180°	225°	270°	315°
ISTS aus 0°	-3,3	-6,7	-12,6	-10,9	-10,3	-10,3	-2,9	0,0
ISTS aus 225°	-3,3	-6,7	-12,6	-11,0	-10,3	-10,3	-2,9	0,0

C Messdaten Hörgerät 1

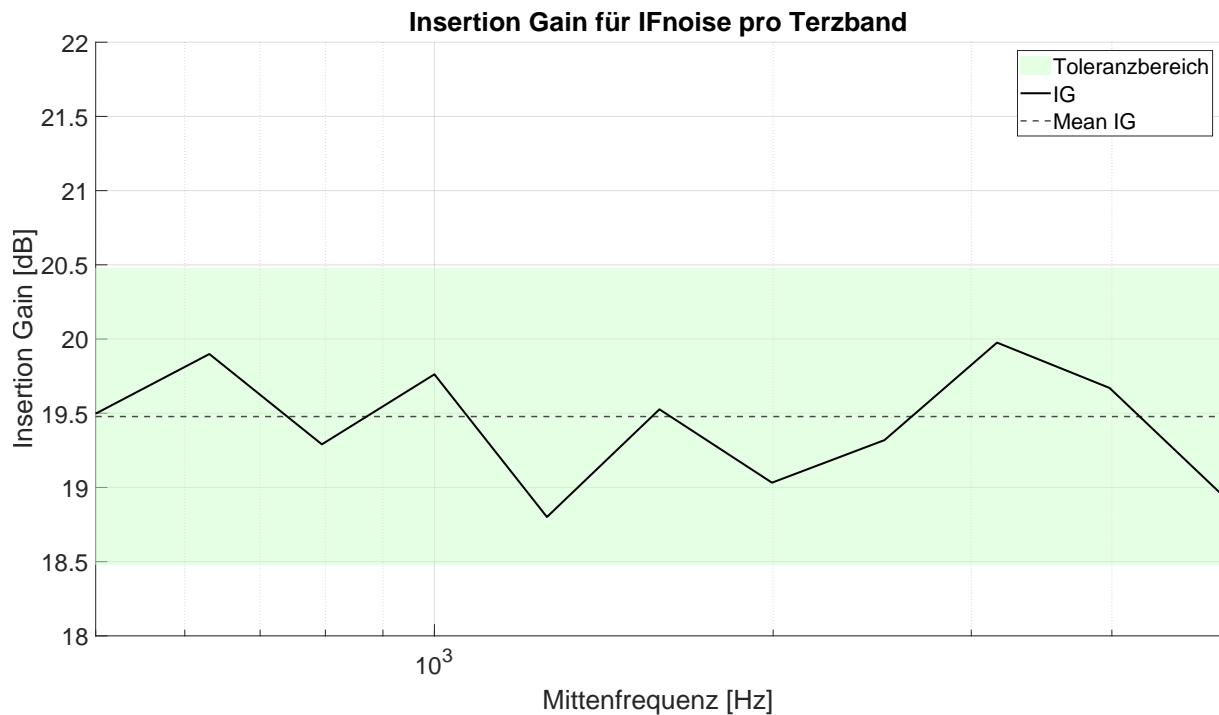


Abbildung C.1: Insertion Gain von Hörgerät 1 je Terzband, gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem 70 dB SPL IFnoise.

Tabelle C.1: Globale Eingangs- und Ausgangspegel (in dB SPL) des ISTS und IFnoise, sowohl gefiltert und ungefiltert für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit Hörgerät 1.

Messkondition	Signaltyp	L_{in}	L_{out}	$L_{in, unfilt}$	$L_{out, unfilt}$
ISTS aus 0°	ISTS	63,4	92,3	69,9	95,4
	IFnoise	58,7	85,7	65,0	88,6
ISTS aus 225°	ISTS	63,4	90,9	69,9	93,5
	IFnoise	58,7	81,9	65,0	85,7

Tabelle C.2: Globale Eingangs- und Ausgangs-SNRs (in dB) für beide Messkonditionen, gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit Hörgerät 1.

Messkondition	SNR_{in}	SNR_{out}
ISTS aus 0°	4,8	6,7
ISTS aus 225°	4,8	9,0

Tabelle C.3: SNR-Verbesserungen $\Delta\text{SNR}_{\text{out-in}}$, DG, SNP und Korrekturwerte für Sprache und Rauschen $\Delta L_{S,\text{dir}}$ und $\Delta L_{N,\text{dir}}$ für beide Messkonditionen (in dB); gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit Hörgerät 1.

Messkondition	$\Delta\text{SNR}_{\text{out-in}}$	DG	SNP	$\Delta L_{S,\text{dir}}$	$\Delta L_{N,\text{dir}}$
ISTS aus 0°	1,9	2,1	-0,2	-2,9	-5,0
ISTS aus 225°	4,3	4,3	0,0	0,0	-4,3

Tabelle C.4: Differenz der Einzel-Rauschpegel zwischen 0° und 225° $\Delta L_{N_0-N_{225}}$ und $\Delta L_{N_{225}-N_0}$ (in dB); gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit Hörgerät 1.

Messkondition	$\Delta L_{N_0-N_{225}}$	$\Delta L_{N_{225}-N_0}$
ISTS aus 0° bzw. 225°	7,6	12,8

Tabelle C.5: Normalisierte Rauschpegel $L_{N,\text{out, norm},i}$ je Lautsprecherrichtung für beide Messkonditionen (in dB); gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit Hörgerät 1.

Messkondition	0°	45°	90°	135°	180°	225°	270°	315°
ISTS aus 0°	-2,9	-6,4	-11,8	-10,1	-9,5	-10,4	-3,5	0,0
ISTS aus 225°	-12,8	-13,5	-7,8	-5,5	-1,7	0,0	-2,3	-7,7

D Messdaten Hörgerät 2

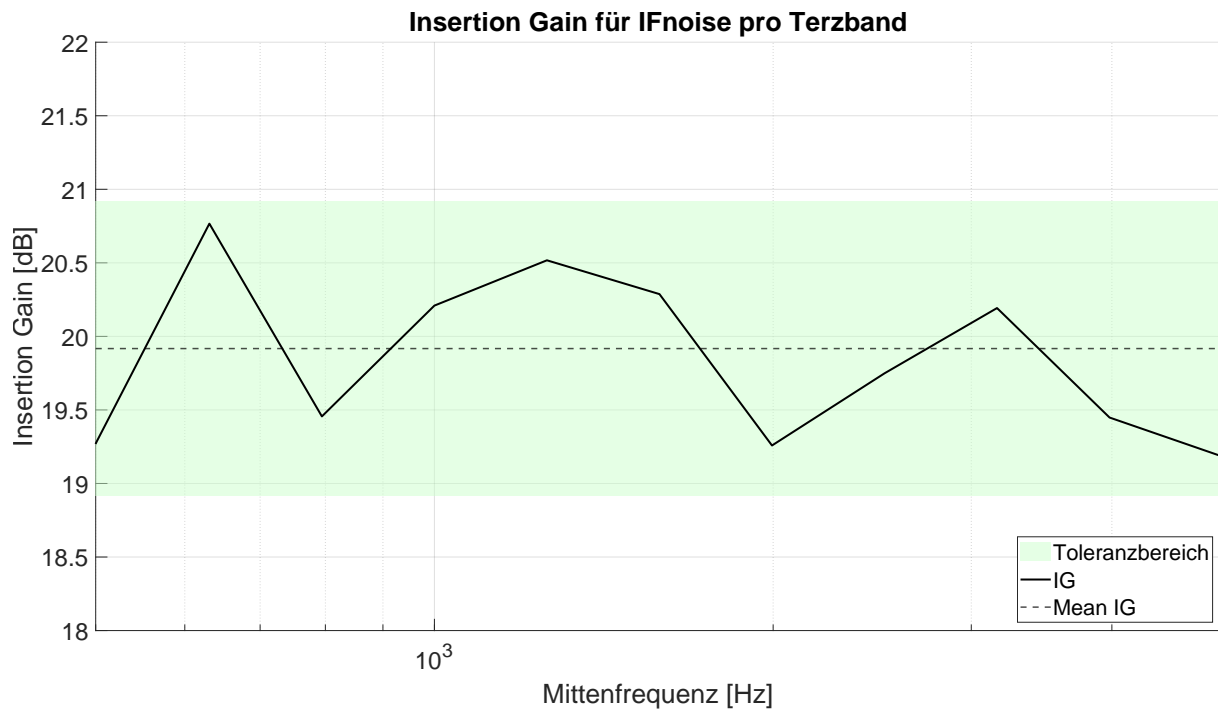


Abbildung D.1: Insertion Gain von Hörgerät 2 je Terzband, gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem 70 dB SPL IFnoise.

Tabelle D.1: Globale Eingangs- und Ausgangspegel (in dB SPL) des ISTS und IFnoise, sowohl gefiltert und ungefiltert für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit Hörgerät 2.

Messkondition	Signaltyp	L_{in}	L_{out}	$L_{in, unfilt}$	$L_{out, unfilt.}$
ISTS aus 0°	ISTS	63,4	90,5	69,9	93,7
	IFnoise	58,7	85,2	65,0	88,1
ISTS aus 225°	ISTS	63,4	92,8	69,9	95,3
	IFnoise	58,7	87,2	65,0	89,7

Tabelle D.2: Globale Eingangs- und Ausgangs-SNRs (in dB) für beide Messkonditionen, gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit Hörgerät 2.

Messkondition	SNR_{in}	SNR_{out}
ISTS aus 0°	4,8	5,3
ISTS aus 225°	4,8	5,6

Tabelle D.3: SNR-Verbesserungen $\Delta\text{SNR}_{\text{out-in}}$, DG, SNP und Korrekturwerte für Sprache und Rauschen $\Delta L_{S,\text{dir}}$ und $\Delta L_{N,\text{dir}}$ für beide Messkonditionen (in dB); gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit Hörgerät 2.

Messkondition	$\Delta\text{SNR}_{\text{out-in}}$	DG	SNP	$\Delta L_{S,\text{dir}}$	$\Delta L_{N,\text{dir}}$
ISTS aus 0°	0,6	1,4	-0,8	-3,8	-5,2
ISTS aus 225°	0,9	1,6	-0,7	-2,0	-3,6

Tabelle D.4: Differenz der Einzel-Rauschpegel zwischen 0° und 225° $\Delta L_{N_0-N_{225}}$ und $\Delta L_{N_{225}-N_0}$ (in dB); gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit Hörgerät 2.

Messkondition	$\Delta L_{N_0-N_{225}}$	$\Delta L_{N_{225}-N_0}$
ISTS aus 0° bzw. 225°	4,5	2,7

Tabelle D.5: Normalisierte Rauschpegel $L_{N,\text{out,norm},i}$ je Lautsprecherrichtung für beide Messkonditionen (in dB); gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit Hörgerät 2.

Messkondition	0°	45°	90°	135°	180°	225°	270°	315°
ISTS aus 0°	-3,8	-8,1	-12,5	-13,8	-11,6	-8,3	-2,8	0,0
ISTS aus 225°	-4,7	-8,1	-9,4	-11,2	-6,3	-2,0	-0,2	0,0

E Messdaten Hörgerät 1 mit aktivierter Störgeräuschunterdrückung

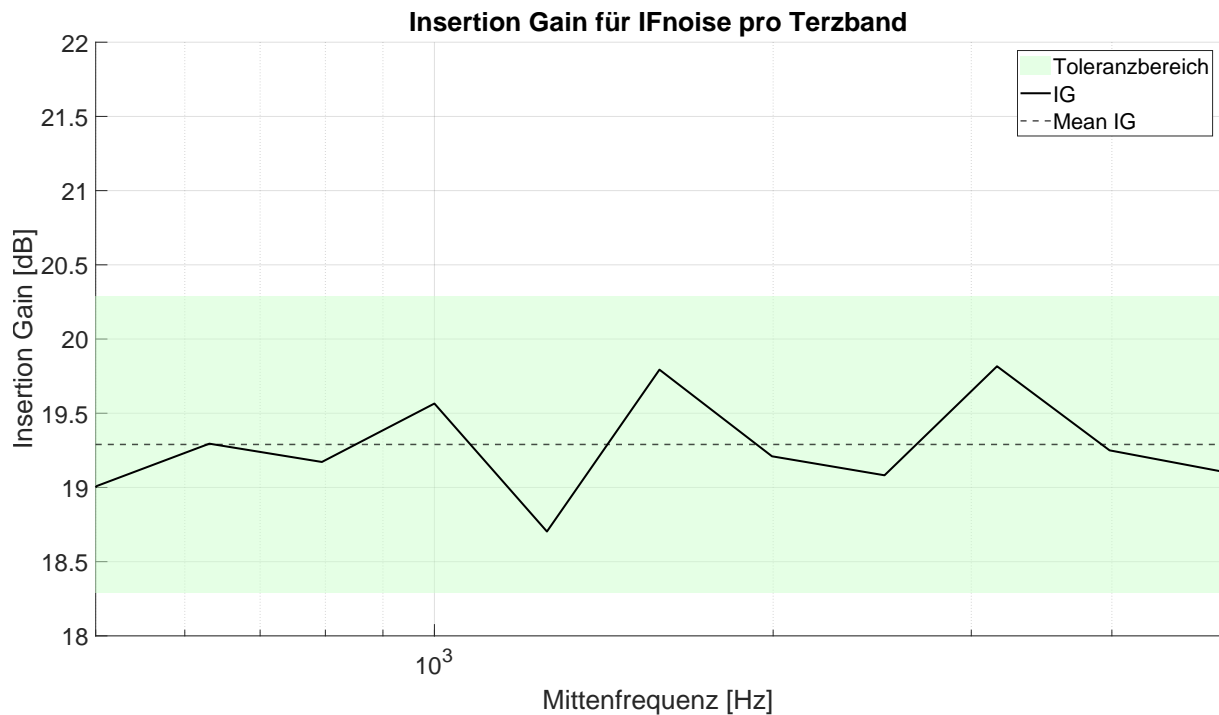


Abbildung E.1: Insertion Gain von Hörgerät 1 je Terzband, gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit einem 70 dB SPL IFnoise.

Tabelle E.1: Globale Eingangs- und Ausgangspegel (in dB SPL) des ISTS und IFnoise, sowohl gefiltert und ungefiltert für beide Messkonditionen; gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit Hörgerät 1.

Messkondition	Signaltyp	L_{in}	L_{out}	$L_{in, unfilt}$	$L_{out, unfilt}$
ISTS aus 0°	ISTS	63,4	90,5	69,9	93,1
	IFnoise	58,7	81,8	65,0	84,9
ISTS aus 225°	ISTS	63,4	89,8	69,9	91,7
	IFnoise	58,7	78,7	65,0	86,4

Tabelle E.2: Globale Eingangs- und Ausgangs-SNRs (in dB) für beide Messkonditionen, gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit Hörgerät 1.

Messkondition	SNR_{in}	SNR_{out}
ISTS aus 0°	4,8	8,7
ISTS aus 225°	4,8	11,0

Tabelle E.3: SNR-Verbesserungen $\Delta\text{SNR}_{\text{out-in}}$, DG, SNP und Korrekturwerte für Sprache und Rauschen $\Delta L_{S,\text{dir}}$ und $\Delta L_{N,\text{dir}}$ für beide Messkonditionen (in dB); gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit Hörgerät 1.

Messkondition	$\Delta\text{SNR}_{\text{out-in}}$	DG	SNP	$\Delta L_{S,\text{dir}}$	$\Delta L_{N,\text{dir}}$
ISTS aus 0°	3,9	1,6	2,3	- 2,8	- 4,4
ISTS aus 225°	6,3	3,9	2,3	0,0	- 3,9

Tabelle E.4: Differenz der Einzel-Rauschpegel zwischen 0° und 225° $\Delta L_{N_0-N_{225}}$ und $\Delta L_{N_{225}-N_0}$ (in dB); gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit Hörgerät 1.

Messkondition	$\Delta L_{N_0-N_{225}}$	$\Delta L_{N_{225}-N_0}$
ISTS aus 0° bzw. 225°	5,2	10,1

Tabelle E.5: Normalisierte Rauschpegel $L_{N,\text{out,norm},i}$ je Lautsprecherrichtung für beide Messkonditionen (in dB); gemessen am Kunstkopf (linkes Ohr) mit Hörgerät 1.

Messkondition	0°	45°	90°	135°	180°	225°	270°	315°
ISTS aus 0°	- 2,8	- 5,4	- 9,4	- 8,2	- 8,2	- 8,1	- 3,1	0,0
ISTS aus 225°	- 10,1	- 9,8	- 6,6	- 5,0	- 1,8	0,0	- 2,1	- 6,7