

J. Ulrich und E. Hoffmann

HÖRAKUSTIK

LERNEN + WISSEN

Band 2: Praxis



Impressum

Autoren:	Jens Ulrich und Eckhard Hoffmann
Herausgeber/Vertrieb:	DOZ Verlag Heidelberg
Layout:	Queens Land Kommunikation, Heinheimerstraße 29-31, 64289 Darmstadt Judith Maria Achenbach, Heidelberger Landstraße 244, 64297 Darmstadt
Satz:	Jens Ulrich
Titelbild:	Tanya Klein
Druck:	E&B Engelhardt und Bauer Druck- und VerlagsgmbH, Karlsruhe
Auflage:	1. Auflage, Mai 2012
ISBN:	978-3-942873-08-6
Copyright:	© 2012 by Jens Ulrich & Eckhard Hoffmann Alle Rechte vorbehalten. Vervielfältigungen des gesamten Werkes, auch in Auszügen, bedürfen der vorherigen Zustimmung des Herausgebers.
Hinweis:	<p>Einige Bilder und Grafiken des Buches wurden mit Corel-Draw erstellt. Geschützte Warennamen und -zeichen wurden nicht besonders kenntlich gemacht. Aus dem Fehlen eines solchen Hinweises kann also nicht geschlossen werden, dass es sich um freie Warennamen bzw. -zeichen handelt.</p> <p>Alle Angaben, Normen und Erklärungen können sich ohne besondere Vorankündigung infolge des technischen Fortschritts ändern.</p> <p>Die Fachinhalte dieses Werkes sind unabhängig von den Anzeigen. Die Anzeigen ermöglichten jedoch die Realisierung dieses Fachbuches. Um die freundliche Beachtung wird daher gebeten.</p>

BAND II***Praxis // Praxisbezogene Ausführungen zur Hörakustik mit begleitenden Kurzfilmen (Multimedia-DVD)*****Kapitel P-01 – Aufbau & Gliederung der Hörsysteme**

1.	Aufbau und Gliederung der Hörsysteme	1
1.1	Aufgaben der Hörsysteme und deren Anpassung	2
1.2	Einteilung der Hörsysteme nach diversen Aspekten	3
1.2.1	Aktive und passive Hörsysteme	3
1.2.2	Signalverarbeitung (SV)	3
1.2.2.1	Analoge Signalverarbeitung	5
1.2.2.2	Digitale Signalverarbeitung	9
1.2.2.3	Neuronale Netze (CNN)	11
1.2.2.4	Zeit- und Frequenzbereich	12
1.2.2.5	Einfaches Blockschaltbild analoger Hörsysteme	13
1.2.2.6	Einfaches Blockschaltbild digitaler Hörsysteme	14
1.2.3	Bauformen von Hörsystemen	16
1.2.3.1	Hinter dem Ohr Gerät (HdO, BTE)	16
1.2.3.2	Im-Ohr-Gerät (IdO)	20
1.2.3.3	Hörbrille	24
1.2.3.4	Taschen-Geräte	26
1.2.3.5	Dauertragegeräte	26
1.2.4	Akustische Kenndaten	27
1.2.4.1	Akustische Verstärkung	27
1.2.4.2	Maximaler Ausgangspegel (L _{Amax})	27
1.2.4.3	Frequenzbereich	27
1.2.5	Mon- und binaurale Hörsysteme (wireless)	28
1.2.6	Leistungs- und Preisklassen	29
1.3	Geräteaufbau und technische Funktionen	29
1.3.1	Schallwandler	30
1.3.1.1	Mikrofone	31
1.3.1.2	Hörer	41
1.3.1.2.1	Class-A-Hörer	42
1.3.1.2.2	Class-B-Hörer (Push-Pull)	44
1.3.1.2.3	Class-D-Hörer	44
1.3.2	Endstufen	45
1.3.2.1	Class-A-Endstufe	45

1.3.2.2	Class-B-Endstufe (Gegentaktendstufe)	46
1.3.2.3	Class-D-Endstufe (Pulsweitenmodulation).	46
1.3.3	Steller und Potis	47
1.3.4	Filter	51
1.3.4.1	Filterparameter	51
1.3.4.1.1	Frequenzverhalten	52
1.3.4.1.2	Filterordnung	53
1.3.4.2	Filtertechnologie	55
1.3.4.2.1	Analogfilter	55
1.3.4.2.2	Digitalfilter	55
1.3.4.3	Lineare, nichtlineare und adaptive Filter	56
1.3.5	Beispiele für Filter in der Hörakustik	57
1.3.5.1	Tieftonblenden (NH-Steller)	58
1.3.5.2	Hochtonblenden (NL-Steller)	58
1.3.5.3	Klangwaagen	58
1.3.5.4	Filterbänke	58
1.3.6	Prozessoren (DSP)	59
1.3.6.1	Leistungsmerkmale und Vergleiche	60
1.3.7	Energiequellen	61
1.3.7.1	Galvanisches Element	62
1.3.7.2	Batterien	63
1.3.7.3	Zink-Luft-Batterie	68
1.3.7.4	Akkus	70
1.3.8	Mechanische Komponenten.	72
1.3.8.1	Gehäuse	72
1.3.8.1.1	HdO-Gehäuse	72
1.3.8.1.1.1	Tragehaken (Hörwinkel)	77
1.3.8.1.2	IdO-Gehäuse	78
1.3.8.1.2.1	Cerumenschutzsysteme	79
1.3.8.1.2.2	Venting	79
1.4	Geräte-Software und Funktionen	79
1.4.1	Rückkopplungsmanager	80
1.4.1.1	Kanalabsenkung	82
1.4.1.2	Notch-Filter	82
1.4.1.3	Phasenumkehr („Stempelfverfahren“)	82
1.4.1.4	(Transiente) Frequenzverschiebung	82
1.4.1.5	Umsetzung	83
1.4.2	Sprach- und Situationserkennung	85
1.4.2.1	Automatische Programmwahl	86

1.4.2.2	Änderung der Programmparameter	86
1.4.2.3	Umsetzung	87
1.4.3	Störgeräuschabschwächung	91
1.4.3.1	Mikrofonsysteme	93
1.4.3.2	Verstärkungsabsenkung	97
1.4.3.3	Wiener Filter	99
1.4.4	Impulsschallunterdrückung	100
1.4.4.1	Umsetzung	100
1.4.5	Windgeräuschreduzierung	101
1.4.5.1	Umsetzung	102
1.4.6	Hallreduzierung	103
1.4.7	Klangoptimierung	104
1.4.8	„Pinna-Effekt“	104
1.4.9	Frequenzbereichsveränderung	105
1.4.9.1	Frequenzbereichskompression	106
1.4.9.2	Frequenzbereichsverschiebung	107
1.4.9.3	Umsetzung	107
1.4.10	Bassanhebung (Bass-Boost, Power Bass)	108
1.4.10.1	Adaptive Bassanhebung	108
1.4.10.2	Virtueller Bass	109
1.4.11	Bedien- und Tragekomfort	110
1.4.11.1	Data-Logging	111
1.4.11.2	Klangoptimierung durch einen Lernvorgang (Data Learning)	112
1.4.11.3	Signaltöne, Bedienungs-Informationen	113
1.4.11.4	Einschalt-Verzögerung	113
1.4.12	Binaurales Hören	114
1.4.13	Akklimatisierungsmanager	114
1.5	Signalverarbeitungsstrategien der Hörsysteme	115
1.5.1	Signalverarbeitung im Zeitbereich	116
1.5.2	Signalverarbeitung im Frequenzbereich	116
1.5.3	Geräte mit steuerbarem Transversalfilter	117
1.6	Funktionen der Fitting-Module	119
1.6.1	Eingabe/Änderung von Kundendaten	120
1.6.2	Gerätewahl	122
1.6.3	Eingabe von Otoplastikdaten	124
1.6.4	Wahl des Anpassverfahrens	125
1.6.5	Anforderungsprofil des Benutzers	126
1.6.6	Wahl bzw. Aktivierung von Zubehör	126

1.6.7	Gerätevoreinstellung (First Fit)	127
1.6.8	Einstellung (adaptiver) Parameter	127
1.6.8.1	Bedienelemente	127
1.6.8.2	Mikrofonsystem	127
1.6.8.3	Störschallreduzierung	128
1.6.8.4	Geschwindigkeit der Programmumschaltung	128
1.6.9	Gerätefeineinstellung	129
1.6.9.1	Verstärkung	129
1.6.9.2	Kompression und MPO	129
1.6.9.3	Anpassassistent (Anpasshilfen)	130
1.6.9.4	Hörgeräte stumm schalten	130
1.6.9.5	Einstellkopplung rechts/links	131
1.6.9.6	Rückkopplungsmanager	131
1.6.10	Aktivierung und Verwaltung weiterer Programme	132
1.6.11	Data-Logging -Learning	133
1.6.12	Der „Test-Button“	133
1.6.13	Audiovisuelle Informationen und Präsentationen	134
1.6.14	Dokumentation und Speichern	134
1.6.14.1	Speichern bzw. Auslesen des Hörsystems	135
1.7	Datensatz eines Hörsystems (einfaches Beispiel)	135
1.7.1	Allgemeine Beschreibung	135
1.7.2	Leistungsmerkmale	136
1.7.3	Akustische Kenndaten	136
1.7.4	Lieferbares Zubehör	136

Kapitel P-02 – Regel- & Begrenzungssysteme

2.	Regel- und Begrenzungssysteme	137
2.1	Aufgaben der Regelsysteme	140
2.2	Kenngößen der Regelsysteme	140
2.3	Eingangspiegelgesteuerte Regelsysteme (AGC _I)	150
2.3.1	Silbenkompression	150
2.3.2	Duale Kompression	150
2.3.3	Wide-Dynamic-Range-Compression (WDRC)	151
2.3.3.1	Einstellen einer WDRC	152
2.3.4	Automatische Verstärkungsregelung (AVC)	155

2.3.5	High-Level-Compressor (HLC)	156
2.3.6	Bass increases at low level (Tiefenabsenkung, Bill)	156
2.3.7	Treble increases at low level (Höhenabsenkung, Till)	159
2.4	Ausgangsspegelgesteuerte Systeme (Limiter)	160
2.4.1	Zeitlose Limiter	160
2.4.2	Zeitbehaftete Limiter	161
2.5	Adaptive Kompression	162
2.6	Dynamikkennlinie	163
2.6.1	Dynamisches Kompressionsverhältnis	163
2.6.2	Expansion (TK-Steller)	165
2.6.3	Linearer Bereich	165
2.6.4	Kompressionsbereich	166
2.6.5	Lage der Regelschwelle	167
2.6.6	Sättigung und Begrenzung	167
2.6.7	Speech Guard	168
2.7	Zusammenhang zwischen Zeitverhalten und Klang	169

Kapitel P-03 – Messtechnik

3.	Messtechnik	171
3.1.	Messvorgang	172
3.1.1.	Messgeräte	172
3.2	Warum und wozu benötigt der Hörakustiker eine Messtechnik? . .	177
3.2.1	Messbox	177
3.2.2	Insitu-Messung	178
3.2.3	RECD-Messung	179
3.2.4	Messen digitaler Hörsysteme	180
3.2.5	Aufgabenstellung für den Hörakustiker	182
3.3	Aufbau und Funktion einer Messbox	183
3.3.1	Messraum einer Messbox	184
3.3.2	Verfahren für Messboxen	186
3.3.2.1	Substitutionsverfahren	186
3.3.2.2	Kompensationsverfahren	187

3.3.2.3	Vergleich von Substitutions- und Kompensationsverfahren	189
3.3.2.4	Moderne Messboxen	190
3.4	Messsignale der Hörakustik	191
3.4.1	Sinus	191
3.4.2	Burst	193
3.4.3	Wobbelton	194
3.4.4	Chirp	194
3.4.5	Rauschsignale	195
3.4.6	Sprache	198
3.4.6.1	Sprachspekten	199
3.4.6.2	ISTS-Signal	200
3.4.7	Musik	200
3.4.8	Signaldynamik	201
3.5	Kuppler	203
3.5.1	2 ccm-Kuppler	203
3.5.2	Freiburger-konischer-Kuppler	206
3.5.3	Freiburger-konischer-Kinder-Kuppler	206
3.5.4	Zwislocky-Kuppler	206
3.5.5	Ohrsimulator	206
3.6	Auswerteverfahren der Messtechnik	207
3.6.1	RMS-Verfahren	208
3.6.1.1	Messdauer	208
3.6.1.2	Kurvenglättung	208
3.6.1.3	Anzahl der Messungen	209
3.6.2	FFT-Verfahren	209
3.6.3	Sonagramm	210
3.6.4	Zeitverlaufsdiagramm	210
3.6.5	Statistische Auswertungen	211
3.6.6	Percentilverfahren	211
3.6.6.1	Von der Pegelstatistik zur Percentilanalyse	214
3.6.6.2	Begrenzung der Messdynamik	215
3.7	Entwicklung der Hörsystem-Messtechnik	215
3.7.1	Messung analoger linearer Systeme	216
3.7.2	Beispiel	217
3.7.3	Nichtlineare analoge Systeme	219
3.7.4	Neue Herausforderung: Digitaltechnik	220

3.7.5	Messbox oder Insitu? - das ist heute die Frage!	221
3.7.6	Was ist bei der Insitumessung zu beachten?	221
3.8	Kombination von Messsignal und Auswerteverfahren	228
3.8.1	„Klangbezogene“ Messungen	228
3.8.1.1	Resonanzen	228
3.8.1.2	Signalverzerrungen, Klirrfaktor	228
3.8.1.3	Intermodulationen	230
3.8.1.4	Eigenrauschen	231
3.8.1.5	Klangverhalten bei einem Pegelsprung	232
3.8.2	Gerätefunktions bezogene Messungen	233
3.8.2.1	Rückkopplungsmanager	233
3.8.2.2	Spracherkennung	233
3.8.2.3	Direktionalität	234
3.8.2.4	Störschallabschwächung	235
3.8.2.5	Wiener Filter	236
3.8.2.6	Impulsschallreduzierung	236
3.8.2.7	Frequenzbereichskompression	237
3.8.2.8	Bassanhebung	237
3.8.2.9	Nachhallzeit	238
3.8.2.10	Windgeräuschabschwächung	238
3.8.2.11	Normierte Darstellung nach Reimer Rohweder	239
3.8.3	Auf einen Regelvorgang bezogene Messungen	241
3.8.3.1	Mehrkanaligkeit	241
3.8.3.2	Statische Kompression	242
3.8.3.2.1	Kompressionsverhältnis (CV)	243
3.8.3.2.2	Regelschwelle (LRS _i)	243
3.8.3.3	Dynamische Kompression	243
3.8.4	Eigenschaften der Signalverarbeitung	251
3.8.4.1	Durchlaufzeiten (Delay)	251
3.9	Anpassmessungen	253
3.9.1	Klassische Verfahren	253
3.9.1.1	Frequenzgang	253
3.9.1.2	LE-LA-Diagramm	254
3.9.1.3	RECD-Messung	255
3.9.2	„Moderne“ Anpassmessungen	258
3.10	Normmessungen	259
3.10.1	Normen	259

3.10.2	Normmessung nach DIN EN 60118-7: 2005	261
3.10.3	Praktische Durchführung der Messungen nach DIN EN 60118-7 ...	267
3.11	Praktische Messungen	273
3.11.1	Fehler	273
3.11.2	Trimmer (Steller)	273
3.11.3	Digitale Hörsysteme	275
3.11.4	Probleme bei der Messung früher digitaler Hörsysteme	277
3.11.5	Batterimessungen	279
3.11.6	Diagrammparameter	279

Kapitel P-04 – Vorgespräch, Otoskope & Audiometer

4.	Vorgespräch, Otoskope & Audiometer	285
4.1	Audiologisches Vorgespräch.	287
4.1.1	Datenschutz und Datensicherheit	287
4.1.2	Persönliche Daten	288
4.1.3	Allgemeine Fragen zur Schwerhörigkeit	289
4.1.4	Fragen zum medizinisch-anatomischen Bereich	290
4.1.5	Fragen zum individuellen Hörbedarf	291
4.1.6	Fragen zum sozialen Umfeld	292
4.1.7	Datenimport -export unter NOAH3	292
4.1.8	Frageninventare	292
4.2.	Otoskope	297
4.2.1	Hand-Otoskope	297
4.2.2	Video-Otoskope	298
4.2.3	Otoskoptrichter	298
4.2.4	Mikroskopsysteme	300
4.3	Audiometer	301
4.3.1	Geräteaufbau und Ausstattung	302
4.3.2	Tonaudiometer	308
4.3.3	Sprachaudiometer	310
4.3.4	Überschwellige Tests	312
4.4	Einige Audiometerausführungen für Hörakustiker	313
4.4.1	Aural (GN-Otometrics)	313
4.4.2	ACAM 5 (Acousticon)	314

4.4.3	Affinity II (Maico)	316
4.4.4	Unity 2 (Siemens Audiologische Technik)	317
4.5	Normen, Gesetze und Vorschriften für Audiometer	319

Kapitel P-05 – Die Anpassung von Hörsystemen (Anpassverfahren)

5.	Die Anpassung von Hörsystemen	321
5.1	Gerätevorauswahl	326
5.1.1	Anpassbereich	327
5.1.2	Aus dem Sprachaudiogramm abgeleiteter Verstärkungsbedarf . . .	328
5.1.3	Zu starke Hörsysteme?	330
5.1.4	Geräteausstattung	334
5.2	Voreinstellung von Hörsystemen	335
5.2.1	Ziele der Voreinstellung	335
5.2.2	Grundlagen der Voreinstellung	337
5.2.2.1	Schallleitungsschwerhörigkeit	337
5.2.2.2	Innenohrschwerhörigkeit	337
5.2.2.3	Dead-Regions	338
5.2.2.4	Neurale Schwerhörigkeit	338
5.2.2.5	Sprachverstehen	339
5.2.2.6	Verdeckung	341
5.2.2.7	Pegel angenehmer Lautheit (Loudness Equalization)	341
5.2.2.8	Lautheitsnormalisierung (Loudness Normalization)	342
5.2.3	Schwellenbasierte oder lautheitsbasierte Anpassverfahren?	342
5.2.4	Umsetzung der Anpassregeln	343
5.2.4.1	Benötigte Genauigkeit	346
5.2.4.2	Art der Zielkonstruktionen	346
5.3	Anpassverfahren	350
5.3.1	Hörschwellenorientierte Frequenzanpassung	350
5.3.1.1	HV/2 (Lybarger)	351
5.3.1.2	POGO (Prescription of Gain and Output)	352
5.3.1.3	Berger	353
5.3.1.4	NAL (National Acoustics Laboratories of Australia) -R; -RP	353
5.3.1.5	Libby	354

5.3.1.6	DSL 3.1 (Desired Sensation Level for linear aids)	356
5.3.2	Dynamikorientierte Frequenzanpassung	357
5.3.2.1	Isophonen Differenzmaß (IDM Prof. Keller 1986)	360
5.3.2.2	Rauschimpuls-Audiometrie (RIA)	361
5.3.2.3	Insitu-Audiometrie (ISA) (Prof. Kießling 1987)	362
5.3.3	Nichtlineare Verf. der dynamikorientierten Frequenzanpassung . .	363
5.3.3.1	NAL – NL1 (NL-2)	363
5.3.3.2	DSL [I/O] Desired Sensation Level (Cornelisse et al. 1995)	368
5.3.3.3	FIG6 (Killion und Fikret-Pasa 1993)	369
5.3.4	Auf Lautheitsskalierung bezogenen Verfahren der dynamikorientierten Frequenzanpassung	369
5.3.4.1	LGOB (Loudness growths in 1/2-octave bands)	371
5.3.4.2	IHAFF (Independent-Hearing-Aid-Fitting-Forum)	371
5.3.4.3	Madsen Aurical Methode	371
5.3.4.4	Würzburger Hörfeld	372
5.3.4.5	ScalAdapt	372
5.3.4.6	Präskriptivverfahren nach Kießling	372
5.3.5	Auf Zielhörfelder bezogenen Anpassverfahren	373
5.3.5.1	Percentilaanpassung (nach Harald Bonsel)	373
5.3.5.1.1	Praktische Vorgehensweise	376
5.3.5.1.2	Akklimatisierung	377
5.3.5.1.3	Vergleiche	377
5.3.5.2	AHA-Fit	377
5.4	Durchführung der Voreinstellung	380
5.4.1	„First-Fit“	382
5.4.2	Einstellung der Begrenzung (LA max)	383
5.4.3	Frequenzanpassung	384
5.4.4	Dynamikanpassung	384
5.4.5	Auswirkungen von (Mess)toleranzen auf die Voreinstellung	385
5.4.6	Verhalten von Fitting Modulen bei “fehlenden” Daten	386
5.4.7	Hörsystemeinstellungen mit der Percentilanalyse	387
5.4.8	Einstellung weiterer Hörsystem-Parameter	388
5.5	Vergleichende Anpassung und Feinanpassung	389
5.5.1	Welchen Nutzen bietet die vergleichende Anpassung?	389
5.5.2	Methoden der Feinanpassung	391
5.5.2.1	Freifeldmessung, die Qualitätssicherung	392
5.5.2.2	Insitu-Messung	392
5.5.2.3	Hörfeldskalierung	393
5.5.2.4	Die MCL-Messung zur Kontrolle der Hörentwöhnung	393

5.5.2.5	Audiovisuelle Klangbeispiele	393
5.5.2.6	Der ANL-Test	394
5.6	Hörtraining (von Traute Pfeifer)	395
5.6.1	Wann ist ein Hörtraining hilfreich?	397
5.6.2	Unverzichtbare Eigenschaften des Hörtrainers	399
5.6.3	Der erste Schritt des Hörtrainings	402
5.6.3.1	Persönliche Dinge erfragen und schriftlich dokumentieren	403
5.6.3.2	Aktives Zuhören	404
5.6.3.3	Das drastifizierende Zuhören hat folgende Funktionen	406
5.6.4	Hörphysiologie und Recruitment	407
5.6.4.1	Hörphysiologie	411
5.6.4.2	Recruitment	412
5.6.5	Erklärung des mangelnden Sprachverstehens im Störlärm	412
5.6.5.1	Bedingungen des Hörtrainings	412
5.6.5.1.1	Bedingungen, die das Hörtraining beeinflussen	412
5.6.5.2	Der Verstehstatus und Gründe zu seiner Erhebung	414
5.6.6	Abschluss des Hörtrainings	422
5.6.7	Fallbeispiele	422
5.6.8	Die Wichtigkeit der Nachsorge	430

Kapitel P-06 – Otoplastik

6.	Otoplastik	433
6.1.	Funktionen der Otoplastik	434
6.1.1	Akustische Funktionen und Eigenschaften	439
6.1.1.1	Zusatzbohrung (ZuBo, Belüftungsbohrung, Vent)	439
6.1.1.2	Restvolumen	444
6.1.1.3	Schallschlauch	445
6.1.1.4	Akustische Filter	446
6.1.2	Mechanische Funktionen	447
6.1.2.1	Die Ohrmuschel	447
6.1.2.2	Die Eigenschaften des äußeren Gehörgangs	450
6.1.2.3	Halte- und Auszugskräfte	450
6.1.2.4	Offene Versorgung war gestern- okklusionsfreie Versorgung ist heute!	457
6.1.2.5	Abdichtzone	458
6.1.2.6	Dichtheit	458
6.1.3	Kosmetische Aspekte	459

6.2	Handling: Ein- und Aussetzen	459
6.2.1	Das Ein- und Aussetzen einer Otoplastik	459
6.2.2	Pflege und Pflegemittel	460
6.2.3	Haltbarkeit und Verschleiß	460
6.3	Otoplastikformen.	463
6.3.1	Otoplastiken mit herkömmlichem Schallschlauch	463
6.3.1.1	SE-Mulde (Ohrmulde)	463
6.3.1.2	SE-Schale	464
6.3.1.3	SE-Stöpsel (Gehörgangsplastik)	464
6.3.1.4	SE-Ring (Reifenform)	465
6.3.1.5	SE-Spange	465
6.3.1.5	SE-Kralle	466
6.3.1.6	Folienotoplastik	467
6.3.1.7	SE-Schlauchhalterung	467
6.3.1.8	Gerätehalterung (CROS)	467
6.3.1.9	SE-E-Halterung (Concha-Line-Otoplastik)	467
6.3.1.10	Cymba-Line Otoplastik	468
6.3.1.11	01-Otoplastik (Mondotoplastik)	468
6.3.1.12	Hohlkanal-Otoplastik.	468
6.3.1.13	Tandem-Otoplastik	469
6.3.1.14	IROS Otoplastik (Step Vent Otoplastik)	469
6.3.1.15	Komfortissimo Otoplastik (Nugget Otoplastik nach Mike Gerl)	469
6.3.2	Dünnschlauchplastiken	472
6.3.3	RIC Otoplastiken	472
6.4	Bearbeitung der Ohrabformung	474
6.4.1	Wer soll die Bearbeitung der Ohrabformung durchführen?	474
6.4.2	Einsetzbarkeit der Otoplastik	476
6.4.3	Die Zapfenlänge	476
6.4.4	Warum eine Abformung bis zur zweiten Gehörgangskrümmung?	476
6.5	Werkstoffe	479
6.5.1	Acryl	479
6.5.1.1	Acryl Kaltpolymerisat	480
6.5.1.2	Acryl Heisspolymerisat	481
6.5.1.3	Lichtpolymerisat	482
6.5.2	Polyurethan	485
6.5.2.1	THERMOtec	485
6.5.2.2	VarioTherm	488

6.5.3	Silikon	492
6.5.4	Metalle	493
6.5.4.1	Titan	493
6.5.4.2	Edelmetalle	494
6.5.4.3	Chrom-Molybdän „Chirurgenstahl“	495
6.5.5	Schallschlauchmaterial	496
6.6	Farben und Oberflächen	498
6.6.1	Verglast	498
6.6.2	Mattiert	498
6.6.3	Vergoldet, rhodiniert	498
6.6.4	Farben	498
6.7	Herstellungsverfahren	499
6.7.1	Rohlingsherstellung nach dem klassischen PNP-Verfahren	502
6.7.1.1	Vorbereiten der Ohrabformung	504
6.7.1.2	Herstellung einer Negativform	509
6.7.1.3	Anmischen und Einfüllen des Polymers	515
6.7.1.4	Druckpolymerisation	518
6.7.1.5	Rohling der Form entnehmen	519
6.7.2	Verfahrensvarianten	520
6.7.2.1	Membran-Nachdruckverfahren	521
6.7.2.2	Lichtpolymerisation	523
6.7.2.3	Silikon-Material (Bipor-Prozess)	523
6.7.2.4	Direkte Ohrabformung	524
6.7.3	Herstellung einer IdO-Schale aus Lichtpolymerisat	525
6.7.3.1	Vorbereitung der Ohrabformung	526
6.7.3.2	Negativform herstellen	527
6.7.3.3	Polymerisat einfüllen und polymerisieren	528
6.8	Bearbeitungen mit der Technikanlage	531
6.8.1	Technikanlage und Fräser	531
6.8.2	Herstellung eines SE-Rings	533
6.8.2.1	Verfahren nach Thomas Wichmann	533
6.8.2.1.1	Rohling vorbereiten	535
6.8.2.1.2	Fräsen der „Pyramide“	537
6.8.2.1.3	Mulde herstellen	538
6.8.2.1.4	Mulde verbreitern	540
6.8.2.1.5	Bereich der Cyma plan fräsen	540
6.8.2.1.6	Tragusbereich bearbeiten	541

6.8.2.1.7	Ring Innenkontur erstellen	542
6.8.2.1.8	Anschlussflächen herstellen	546
6.8.2.1.9	Ringprofil fertigstellen	547
6.8.2.1.10	Cymba und Cerumenmulde gestalten	547
6.8.2.2	Andere Verfahren	551
6.8.2.2.1	Anzeichnen	551
6.8.2.2.2	Fräser und Bohrer	552
6.8.2.2.3	Abtragsfräsung bis zur oberen Begrenzungslinie	553
6.8.2.2.4	Ringinnenform herstellen	554
6.8.2.2.5	Ring in Stärke und Breite anpassen	555
6.8.2.2.6	Anlegen der Cerumenmulde und Bohrung für den Schallschl.	557
6.8.2.2.7	Zusatzbohrung und Ansatz für Puster herstellen	560
6.8.2.2.8	Otoplastik schmiegeln	560
6.8.2.2.9	Zapfenmodifikation „Shark-bite“	561
6.8.2.2.10	Zapfenmodifikation „Stepped Vent“	563
6.8.3	Herstellung einer traditionellen Otoplastik aus LP-Material	564
6.8.4	Bearbeitung einer IdO-Hohlschale	567
6.8.4.1	Schalenhöhe mit der Planscheibe anpassen	567
6.8.4.2	Vent erstellen	568
6.8.4.3	Faceplate ankleben	570
6.8.4.4	Rand des Faceplates an die IdO-Schale anpassen	571
6.8.4.5	Schale schmiegeln	572
6.8.4.6	Einbau der Hörgeräteelektronik in die IO-Schale	574
6.8.4.7	Montage des Cerumenschutzsystems	576
6.9	Rapid-Prototyping	577
6.9.1	Scannen der Ohrabformung	578
6.9.2	Bearbeitung am Bildschirm	582
6.9.3	Fertigungsmethoden	587
6.9.3.1	Selektives Lasersintern (SLS-Verfahren)	587
6.9.3.2	Stereolithografie (SLA-Verfahren)	588
6.9.3.3	Digital-Light-Prozessing (DLP-Verfahren)	590
6.9.3.4	3D-Druck	592
6.9.3.5	Scan-Led-Verfahren	593
6.10	Oberflächengestaltungen	594
6.10.1	Lackierprozess	594
6.10.2	Beschriftung der Otoplastik	595
6.11	Laborausstattung	596

Kapitel P-07 – Der Umgang mit dem Kunden

7.	Der Umgang mit dem Kunden	597
7.1	Grundregeln der Kommunikation	598
7.2	Einweisungen in Messungen, Handling und Pflege	599
7.2.1	Struktur der Einweisungsgespräche	600
7.2.2	Erklären der Messergebnisse	602
7.3	Erklären und Demonstrieren	604
7.3.1	Audiovisuelle Systeme	605
7.3.1.1	SurroundRouter	605
7.3.1.2	Oticon eCaps	607
7.3.1.3	Hörverlustsimulator	607
7.3.1.4	Hörgerätesimulator	607
7.3.2	„Kunstköpfe“	607
7.4	Beratungsgespräch	609
7.4.1	Bedeutung des Beratungsgesprächs	609
7.4.2	Durchführung	609
7.4.3	Spezielle Gegebenheiten in einer Meisterprüfung	610
7.5	Kundenwünsche und deren Umsetzung	610
7.5.1	Der Therapieansatz	610
7.5.2	Information und Beratung stehen im Vordergrund	611
7.5.3	Eine „Weichspülanpassung“ bringt wenig Erfolg	611
7.5.4	Gleitende Anpassung	612
7.5.5	„Trage-Vorlauf“ vor der Anpassung	612
7.5.6	Lautstärkeschock	612

Kapitel P-08 – Hörsituationen & Hörprogramme

8.	Hörsituationen & Hörprogramme	613
8.1	Hörsituationen	614
8.1.1	Hören in Ruhe	615
8.1.2	Hören im Störlärm	615
8.1.2.1	Hören in Gesellschaft (Cocktailparty)	615
8.1.2.2	Hören im Verkehrslärm	616
8.1.3	Hören von Musik	616

8.1.3.1	Live-Musik	616
8.1.3.2	Fernsehen und Stereo-Anlage	617
8.1.4	Telefonieren	618
8.1.5	Hallige Umgebung	618
8.2	Hörprogramme	619
8.2.1	Hören in Ruhe (Basisprogramm)	619
8.2.2	Hören im Störgeräusch	620
8.2.3	Hören von Musik	621
8.2.4	Telefonieren	622
8.2.5	Hallige Umgebung	623
8.3	Programmwahl	624
8.3.1	Manuelle Wahl	624
8.3.2	Automatische Programmwahl	624
8.3.3	Otimierung der adaptiven Parameter	625

Kapitel P-09 – Praktische Durchführung einer Hörsystemanpassung

9.	Praktische Durchführung einer Hörsystemanpassung.	627
9.1	Die Durchführung des Audiologischen Vorgesprächs	628
9.1.1	Persönliche Daten	631
9.1.2	Fragen zur Schwerhörigkeit	634
9.1.3	Fragen zum medizinischen Bereich	637
9.1.4	Fragen zum individuellen Hörbedarf	639
9.1.5	Fragen zum sozialen Umfeld	641
9.2	Otoskopie	642
9.2.1	Befunde der Otoskopie	644
9.3	Durchführung der Tonaudiometrie	648
9.3.1	Luftleitung	650
9.3.2	Knochenleitung	654
9.3.3	Unbehaglichkeitsschwelle	659
9.3.4	Soll ein MCL gemessen werden?	662
9.3.5	Reproduzierbarkeit der Messwerte	663
9.4	Durchführung der Sprachaudiometrie	664
9.4.1	Notwendigkeit der Durchführung	664

9.4.2	Freiburger Sprachtest	665
9.4.2.1	Hörverlust für Zahlen	666
9.4.2.2	Unbehaglichkeitsschwelle für Zahlen	667
9.4.2.3	Einsilberverstehen	668
9.4.2.4	Verwechselungen von Einsilbern	669
9.4.2.4.1	Ursachen der Wortverwechselungen	669
9.4.2.4.2	Verwechslung von hohen Konsonanten	670
9.4.2.4.3	Verwechselungen in den Gruppen	672
9.4.2.5	Wann ist die Bestimmung des CSL sinnvoll?	677
9.4.2.6	Reproduzierbarkeit der Messungen	678
9.5	Erklärung der Messergebnisse	681
9.5.1	Erklärungen zur Otoskopie	681
9.5.2	Ergebnisse der Tonaudiometrie	681
9.5.3	Ergebnisse der Sprachaudiometrie	684
9.6	Kundenberatung	686
9.6.1	Mon- oder binaurale Anpassung?	686
9.6.2	Erörterung der Bauform	687
9.6.3	Gehäuse, Farben, Formen	687
9.6.4	Wahl der Hörgerätefunktionen	688
9.6.5	Geeignetes und empfohlenes Zubehör	692
9.6.6	Maximaler Ausgangsschallpegel und akustische Verstärkung	692
9.7	Ohrabformung	695
9.7.1	Hygienische Voraussetzungen	696
9.7.2	Otoskopie zur Abklärung anatomischer Daten	697
9.7.3	Auswahl und Herstellung der Tamponade	698
9.7.4	Tamponade und Ohrabformung nach Mike Gerl	700
9.7.5	Abdruck entnehmen	708
9.7.6	Kontroll Otoskopie	710
9.7.7	Abdruck kontrollieren und reinigen.	710
9.7.8	Ohrabformung beschneiden und Otoplastikform wählen	715
9.8	Verwaltungssoftware	718
9.8.1	Funktionen einer Verwaltungssoftware	718
9.8.1.1	Verwaltung der Kundendaten	719
9.8.1.2	Auftragsbearbeitung	720
9.8.1.3	Kaufmännische Abwicklung	722

9.9	Wahl, Beschaffung und Voreinstellung des Hörsystems	723
9.9.1	Hörsystem auswählen	723
9.9.2	Hörsysteme voreinstellen	723
9.10	Feinanpassung	724
9.10.1	Die zweite Anpasssitzung	725
9.11.2	Folgesitzungen	733
9.11.3	Geräteabgabe	737
9.11	Dokumentation und Qualitätssicherung	738

Kapitel P-10 – Anpassfälle

10.	Anpassfälle	742
10.1.	Innenohrschwerhörigkeiten	742
10.1.1	Mittelschwere Alters- bzw Lärmschwerhörigkeit	734
10.1.2	Lärmschwerhörigkeit mit Pegel > 60 dB	747
10.1.3	Asymmetrischer Innenohrverlust - Vertäubungsfall	748
10.2	Schallleitungsschwerhörigkeiten	751
10.2.1	Kunde mit asymmetrischem Schallleitungsverlust	752
10.3	Kombinierte Schwerhörigkeit	757
10.3.1	Der Einfluss eines Schallleitungsanteils	757
10.4	Einseitig tauber Kunde	760

Kapitel P-11 – Sonderversorgungen

11.	Sonderversorgungen	765
11.1	Contralateral Routing of Signals (CROS)	766
11.1.1	Gliederung der CROS-Arten nach dem Aufbau	767
11.1.1.1	„Normaler“ CROS	768
11.1.1.2	BI-CROS	769
11.1.1.3	Vorteile einer CROS / Bi-CROS Versorgung	771
11.1.1.4	Kreuz-CROS	771
11.1.1.5	Weitere CROS-Arten	771
11.1.2	Gliederung der CROS-Arten nach der Technologie	773

11.1.2.1	Schaukel-CROS	774
11.1.2.2	Funk-CROS	774
11.1.2.3	CROS über Binauralkopplung	774
11.1.2.4	Brillen-CROS	775
11.2	Knochenleitungsversorgungen	775
11.2.1	Knochenleitungsbrille	776
11.2.2	Stirnband	779
11.2.3	Bone anchored hearing aid (BAHA)	780
11.3	Cochlea-Implantat	781
11.4	Implantierbare Systeme	785

Kapitel P-12 – Gut zu wissen: Praxis

12.	Gut zu wissen: Praxis	788
12.1	Aufbau & Gliederung der Hörsysteme	788
12.1.1	Aufgaben der Hörsysteme und deren Anpassung	788
12.1.2	Einteilung der Hörsysteme nach diversen Aspekten	789
12.1.3	Geräteaufbau und technische Funktionen	791
12.1.4	Gerätesoftware und Funktionen	797
12.1.5	Signalverarbeitungsstrategien	801
12.1.6	Funktionen der Fitting-Module	801
12.1.7	Datensatz eines Hörsystems	804
12.2	Regel- und Begrenzungssysteme	804
12.3	Messtechnik	808
12.3.1	Messvorgang	808
12.3.2	Warum und wozu benötigt der Hörakustiker eine Messtechnik? ..	809
12.3.3	Aufbau und Funktion einer Messbox	811
12.3.4	Messsignale in der Hörakustik	811
12.3.5	Kuppler	812
12.3.6	Auswerteverfahren	812
12.3.7	Entwicklung der Hörgerätemesstechnik	813
12.3.8	Kombination von Messsignal und Auswerteverfahren	814
12.3.9	Anpassmessungen	815
12.3.10	Normmessungen	815

12.3.11	Praktische Messungen	816
12.4	Vorgespräch, Otoskopie & Audiometer	817
12.4.1	Audiologisches Vorgespräch	817
12.4.2	Otoskope	819
12.4.3	Audiometer	819
12.5	Anpassung von Hörsystemen	820
12.5.1	Gerätevorauswahl	821
12.5.2	Voreinstellung von Hörsystemen	822
12.5.3	Anpassverfahren	823
12.5.4	Durchführung der Anpassung	825
12.5.5	Vergleichende Anpassung	826
12.5.6	Hörtraining	826
12.6	Otoplastik	827
12.6.1	Funktionen der Otoplastik	827
12.6.2	Handling und Pflege	830
12.6.3	Otoplastikformen	831
12.6.4	Bearbeitung der Ohrabformung	832
12.6.5	Werkstoffe	832
12.6.6	Farben und Oberflächen	834
12.6.7	Herstellungsverfahren	834
12.6.8	Bearbeiten mit der Technikanlage	837
12.6.9	Rapid Prototyping	843
12.7	Der Umgang mit dem Kunden	846
12.8	Hörsituationen & Hörprogramme	848
12.9	Praktische Durchführung einer Hörsystemanpassung	850
12.9.1	Durchführung des audiologischen Vorgesprächs	850
12.9.2	Otoskopie	852
12.9.3	Tonaudiometrie	852
12.9.4	Sprachaudiometrie	855
12.9.5	Erklärung der Messergebnisse	856
12.9.6	Kundenberatung	856
12.9.7	Ohrabformung	857
12.9.8	Verwaltungssoftware	859
12.9.9	Wahl, Beschaffung und Voreinstellung des Hörsystems	860

12.9.10	Feinanpassung	860
12.9.11	Dokumentation	861
12.10	Anpassfälle	862
12.11	Sonderversorgungen	864
12.12	Schallschutz	867
12.13	Zubehör	868
12.14	Reparaturen	871
12.15	Recherche im Internet	871

Kapitel P-13 – Schallschutz

13.	Schallschutz	873
13.1	Industrieller Schallschutz	874
13.1.1	Hörstöpsel (Ohrstöpsel)	876
13.1.1.1	Formen der Ohrstöpsel	877
13.1.1.2	Ohrstöpsel aus verschiedenen Materialien	878
13.1.1.3	Dämmwerte verschiedener Hörstöpsel	878
13.1.1.4	Ohrstöpsel für bestimmte Personengruppen	880
13.1.2	Kapselgehörschutz	883
13.1.3	In Ear Monitoring	884
13.1.4	Aktiver Gehörschutz, Headsets. Gehörschutz Radio	886
13.1.4.1	Statischer Gehörschutz	886
13.1.4.2	Dynamischer Gehörschutz	886
13.1.4.3	Radio-Kapselgehörschutz	887
13.2	Individuell angepasster Schallschutz	887
13.2.1	Gehörschutz mit eingebautem Filter	888
13.2.2	Schwimmschutz	889
13.2.3	Schlafschutz	890
13.3	Dämmwertprüfung	890

Kapitel P-14 – Zubehör

14.	Zubehör	893
14.1	Fernbedienungen	895
14.1.1	Drahtlose Schnittstellen für Hörsysteme	897
14.1.2	Fernbedienungen und drahtlose Gerätekommunikation	899
14.1.3	Bluetooth	900
14.2	FM-Anlagen	903
14.2.1	Aufbau von FM-Anlagen	903
14.2.1.1	Der FM-Vorteil	904
14.2.1.2	Der SNR-Vorteil	905
14.2.1.3	Dynamik FM	905
14.2.1.4	Anschließbare Geräte	906
14.2.1.5	Überprüfung der Funktionalität der FM-Anlage	906
14.2.1.6	SoundCheck	907
14.2.1.7	Programmierung	907
14.2.2	FM-Anlagen in Schulen	908
14.2.3	FM-Anlagen mit Bluetooth Schnittstelle	909
14.3	Hörverstärker	910
14.4	IR-Anlagen	911
14.5	Lichtsignalanlagen	912
14.6	Blitzwecker	913
14.7	Telefone	914
14.8	Pflegesysteme	914
14.9	Programmierschnittstellen	916
14.9.1	HI-PRO Interface	916
14.9.2	noahLINK Interface	917
14.9.3	Programmierkabel und Adapter	918
14.9.4	Drahtlose Schnittstellen	919
14.9.5	Schnittstellenwahl im Fittingmodul	919

Kapitel P-15 – Reparaturen und Ausstattungen eines Hörakustikerbetriebs

15.	Reparaturen und Ausstattungen eines Hörakustikerbetriebs	921
15.1	Reparaturen	922
15.1.1	Reparaturen an Hörsystemen	922
15.1.2	Austausch von Gehäuseteilen	924
15.1.3	Arbeiten an der Otoplastik	924
15.2	Ausrüstung eines Hörakustikerbetriebs	925
15.2.1	Räume	925
15.2.2	Computer und Audiometer	926
15.2.3	Otoskope, Werkzeuge für die Ohrabformung	927
15.2.4	Werkzeuge für Otoplastik und Werkstatt	928

Kapitel P-16 – Recherche im Internet

16.	Recherche im Internet	931
16.1	Google-Suche	932
16.2	Wikipedia	933
16.3	Medizinische Fragestellungen	933
16.3.1	Medizinische Behandlungsleitlinien	933
16.3.2	Pubmed	933
16.4	Beispiel einer Websuche	934

Anhang – Band II

Stichwortverzeichnis	937
--------------------------------	-----

LESEPROBE

AUSGEWÄHLTE AUSZÜGE AUS DEM INHALT – BAND 2

KAPITEL 1.4.3 – STÖRGERÄUSCH- ABSCHWÄCHUNG



Abb. 138: Sprache im Störlärm (Bohrmaschine). Die Modulation der Sprache wird deutlich weniger sichtbar.

Gut zu wissen



Situationserkennung

Durch die Analyse des akustischen Signals wird es möglich, dass Hörsysteme ihre Eigenschaften automatisch der jeweiligen Hörsituation anpassen können. Dies kann durch Umschalten auf entsprechende Programme und/oder durch Optimierung einzelner adaptiver Parameter erfolgen.

Wichtige Teile der Situationserkennung bilden die Modulation- und die Sprachanalyse.

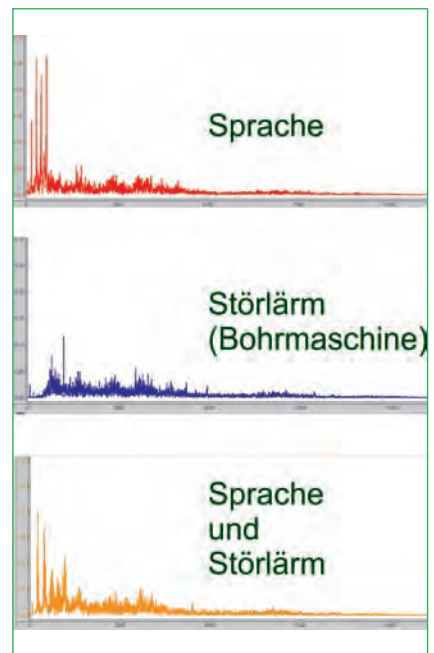


Abb. 139: Sprache im Störlärm (Bohrmaschine), dargestellt im Frequenzbereich. Die Vokalformanten (Linien im Tieffrequenzbereich jeweils im Diagramm ganz links) bleiben deutlich sichtbar.

1.4.3 Störgeräuschabschwächung

Aufbauend auf der Signalanalyse gehört die Störgeräuschabschwächung zu den besonders **wichtigen** Features moderner Hörsysteme. Sehr viele Kunden können in **Ruhe** noch **relativ gut** hören, haben aber im **Störschall erhebliche Probleme**, Gesprächen zu folgen. Deshalb ist es fast in allen Fällen ihr **wichtigstes Anliegen**, in dieser schwierigen Hörsituation mit Hörsystemen wieder **besser zu verstehen**.

► Funktion

Reduzierung des Störschalls möglichst unter Erhaltung der Verstärkung für gutes Sprachverstehen, wenn Nutz- und Störschall

**P-03**

Störgeräuschabschwächung siehe auch:

- Band I
- Kapitel P-03
- ab Punkt 3.8.2.4

PRAXIS

**T-04**

Cocktailparty-Effekt siehe auch:

- Band I
- Kapitel T-04
- ab Punkt 4.7

THEORIE

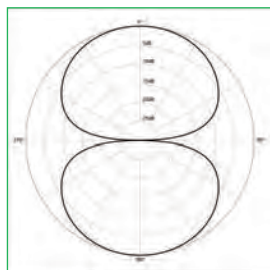


Abb. 140: Polardiagramm „Acht“. Quelle: Galak76 unter CC-BY-SA 3.0

gleichzeitig vorhanden sind. Dies bedeutet, dass mit der Störgeräuschabschwächung der SNR verbessert werden soll.

► Eigenschaften

• Vorteil

Der Kunde kann mit Hörsystem wieder in schwierigen akustischen Situationen bestehen und gewinnt so erheblich an Lebensqualität.

• Nachteil

Akustische Muster müssen nach einer Hörentwöhnung wieder neu erlernt werden. Dabei sollten sich die jeweiligen Muster möglichst nicht verändern. Durch Artefakte der Signalverarbeitung wird das Erkennen eventuell erschwert und der Lernvorgang womöglich behindert.

► Einsatzbeispiel

Störgeräuschunterdrückung ist oft bei Tätigkeiten im Lärm während der Berufsausübung oder in der Freizeit wichtig. Typisches Einsatzbeispiel ist die Verbesserung der Situation bei einer Cocktailparty.

► Erklärungsbeispiel für das Beratungsgespräch

„Besonders wichtig war Ihnen, in geräuschvoller Umgebung wieder besser zu verstehen. Dazu bieten Ihnen Hörsysteme mehrere unterschiedliche Lösungen an:

*Mit einem guten **Mikrofonsystem** können Stör- und Nutzschall effektiv voneinander getrennt werden. Sie verstehen besser in geräuschvoller Umgebung und können sich effektiver auf einen Gesprächspartner konzentrieren.*

*Durch eine **Sprachanhebung** werden Störgeräusche zwischen Sprachsilben reduziert und das gesprochene Wort wird trotz Lärm für Sie klarer und verständlicher.*

*Störgeräusche, wie das Brummen eines Staubsaugers, sind oft tieffrequent. Bei der **Störgeräuschreduzierung** wird die Verstärkung in den Frequenzbereichen verringert, in denen Nebengeräusche dominant sind. Wo Sprache vorherrscht, bleibt die notwendige Verstärkung jedoch unangetastet.“*

1.4.3.1 Mikrofonsysteme

Die Richtwirkung von Mikrofonen wird in Hörsystemen heute kaum noch mechanisch durch ein Richtmikrofon verwirklicht. Eine hohe Flexibilität bieten **automatische adaptive mehrkanalige Richtmikrofonsysteme**, deren Aufbau aus zwei oder mehreren Mikrofonen bestehen, deren Daten über Programme flexibel ausgewertet werden können.

Die **Multimikrofon-Technologie** wurde mit dem Aufkommen digitaler Hörsysteme kontinuierlich weiterentwickelt und ist heute Standard in fast jedem Hörsystem.

Während einer Unterhaltung blickt man in der Regel seinen Gesprächspartner an. Daher kommen wichtige Sprachsignale häufig von vorne, während Störgeräusche oft seitlich platziert sind. Deshalb wird bei Richtmikrofonen die Mikrofonempfindlichkeit meist so eingestellt, dass sie frontal maximal ausgebildet ist, während seitliche Schallquellen abgedämpft werden. Dies wird möglich durch eine individuelle Anpassung der Mikrofon-Richtwirkung.

Welchen Mikrofon-Modus ein Hörsystem einstellt hängt davon ab, ob ein Vorteil in Bezug auf den Signal-Rauschabstand entsteht. Jede Verbesserung bringt dem Träger großen Nutzen, schon ein Dezibel Verbesserung erbringt ca. 10 bis 15% mehr Sprachverständlichkeit. Bei sich bewegenden Störgeräuschquellen können adaptive Mikrofonsysteme das Signal „verfolgen“ und abschwächen, wenn es nicht aus der gleichen Richtung wie das Nutzsignal kommt.

Sind unterschiedliche Geräusche in verschiedenen Frequenzbereichen gleichzeitig vorhanden, können in den einzelnen Bändern unterschiedliche Direktionalitäten eingestellt und so mehrere Störgeräusche gleichzeitig „ausgeblendet“ werden.

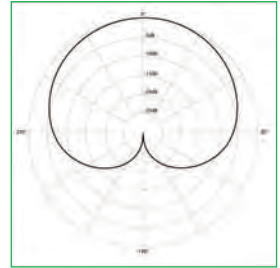


Abb. 141: Polardiagramm Niere. Quelle: Galak76 unter CC-BY-SA 3.0



P-03

Direktionalität siehe auch:

- Band I
- Kapitel P-03
- ab Punkt 3.8.2.3

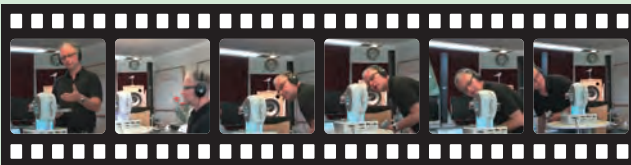


HTP 2.0

Mikrofonsysteme siehe auch:

- Hörakustik 2.0 Theorie und Praxis
- Kapitel 42
- ab Punkt 42.2

TECHNOLOGIE DER HÖRSYSTEME



Film Nr. 205

Demonstration der Richtwirkung bei unterschiedlichen Hörsystemen an einem Kunstkopf

Herr Martin Immenkämper von der Firma Klangspektrum führt drei unterschiedliche Hörsysteme der Firma Oticon im Störschall vor.

Physikalische Grenzen

Mikrofon-Systeme mit zwei Mikrofonen können Richtcharakteristiken ausbilden, die **stets nach vorne** gerichtet sind. Neben dieser Festlegung auf nur eine Hauptrichtung der Empfindlichkeit liegt

auch noch eine Eigenschaft darin, dass die „Ausformung“ der Empfindlichkeit sich über einen relativ **breiten** Bereich erstreckt. Dadurch werden immer zusätzlich zum Nutzsignal auch seitlich der Hauptrichtung befindliche Schallergebnisse mit erfasst und übertragen. Das ist aber bei einigen Hörsituationen keinesfalls erwünscht.

Die Breite der Richtcharakteristik kann prinzipiell durch einen größeren Mikrofonabstand verringert werden.

Die Richtcharakteristik ist stets auch frequenzabhängig, tiefe Frequenzen werden mit **6dB/Oktave** bedämpft. Während dadurch tieffrequenter Störschall „entfernt“ wird, verschlechtert sich gleichzeitig das Klangverhalten. Des-

halb wird oft eine Korrektur durch Erhöhung der Verstärkung im Tieftonbereich durchgeführt, wobei aber leider auch das interne Rauschen erfasst und vergrößert wird.

Bei kleinen Eingangspegeln kann dieser Effekt nachteilig sein. Ein Ausweg kann darin bestehen, tiefe Frequenzen stets omnidirektional zu erfassen. Diese Maßnahme wird bei Dual-Mikrofonensystemen in der Hörakustik beim Split-Focus ergriffen.

Je größer die **Mikrofonzahl** in einem „Mikrofon-Array“ ist, **desto stärker** wird der Tieftonbereich abgesenkt und das **Eigenrauschen** wird beim Verstärkungsausgleich **problematisch**.

Richtmikrofone am Kopf des Kunden

Durch den Kopfschatten beim Tragen von Hörsystemen werden die für das freie Schallfeld ermittelten Richtwirkungen verändert. Bei einem HdO-System kann der Schall nur von der gleichen Seite her direkt in die Mikrofone einfallen. Kontralaterale Signale werden durch den Kopf abgeschwächt (**Kopfschatteneffekt**). Er ist für tiefe Frequenzen nicht sehr groß, weil der Kopf im Vergleich zur

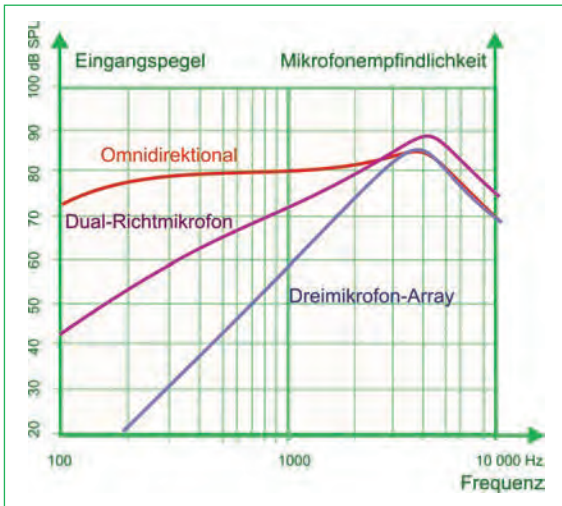


Abb. 142: Mikrofonempfindlichkeit von drei verschiedenen Mikrofonen in Abhängigkeit von der Frequenz (modifiziert nach Phonak Insight StereoZoom)



Abb.: Auch die Position der Mikrofone am Kopf hat Einfluss auf die Richtwirkung. (z.B.: Phonak Audeo)

Wellenlänge des Signals relativ klein ist. Durch Beugung gelangt das Signal zum Ohr. Mit steigender Frequenz werden die Auswirkungen des Kopfschattens jedoch zunehmend größer.

Binaurale Richtmikrofone

Werden bei einem Dualmikrofon-System die beiden Mikrofone neben- und nicht hintereinander angeordnet, kann der „Strahl“ (Beam) nach rechts oder links ausgerichtet werden. Bei binauralen Systemen mit einer „wireless“ Datenverbindung mit großer Datenübertragungsrate kann diese Mikrofonanordnung prinzipiell erreicht werden. Bei der Datenübertragung von Audio-daten in Echtzeit wird aber bislang noch sehr viel Energie benötigt, der Strom steigt um das ca. 3-fache des üblichen Wertes auf rund 3 mA an.

Mikrofonarrays

Komplexe Mikrofon- und Lautsprecheranordnungen, die mehrere Wandler verwenden, werden in unterschiedlichsten Anwendungen wie z.B. dem Radar eingesetzt. Dabei kann nahezu jede bewegte Lärmquelle erfasst und verfolgt werden. Solche Systeme kommen bislang in Hörgeräten nicht zum Einsatz.

Die Grundidee besteht darin, zusätzliche Mikrofone für die Formung der Richtcharakteristik einzusetzen, indem die Mikrofone beider Hörsysteme verknüpft werden. Die zusätzliche Information gestattet, einen „Strahl“ zu erzeugen, der „schärfer“ ausfällt.

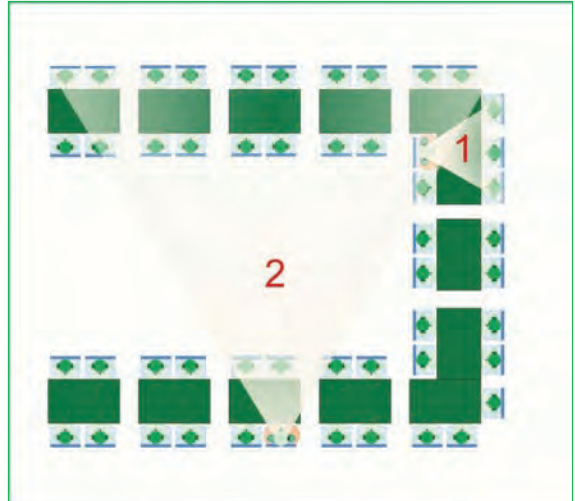


Abb. 143: Bei einer Feier werden häufig die Tische in U-Form angeordnet. Setzt sich ein Hörgeräteträger an die Position 1, so kann er sich mit den drei gegenüberstehenden Personen gut verständigen. Wählt er hingegen den Platz 2, werden die Sprachsignale von sehr vielen Personen vom Mikrofonsystem erfasst. Eine befriedigende Verständigung ist kaum zu erwarten.

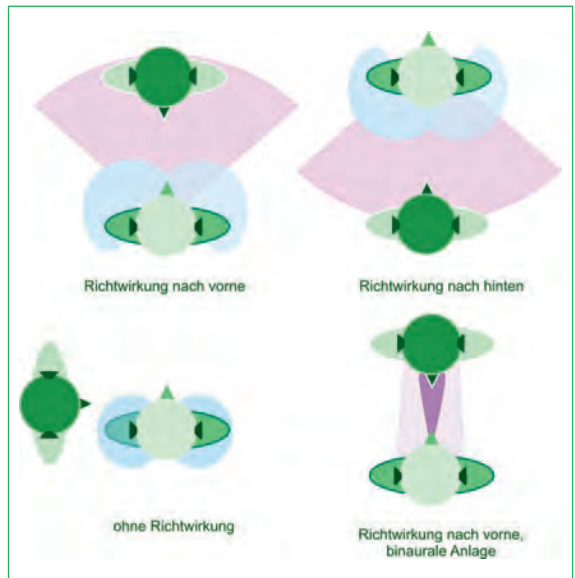


Abb. 144: Unterschiedliche Ausrichtung von Mikrofonsystemen

Es ist zu erwarten, dass zukünftig die Mikrofone beider Hörsysteme zunehmend genutzt werden, um das Störschallproblem besser zu lösen.

Mikrofontypen

► **Automatisch fix**

Automatische Umschaltung von omnidirektional auf einen Richtmikrofonmodus mit fester Richtcharakteristik.

► **Automatisch adaptiv**

Es werden adaptiv die Richtmikrofon-Modi gewählt. Die Richtcharakteristik wird so eingestellt, dass der Störschall mit dem höchsten Pegel bestmöglich abgesenkt wird, wobei auch bewegte Schallquellen erfasst werden.

► **Automatisch mehrkanalig adaptiv**

Mehrere bewegte Störschallquellen können erfasst, verfolgt und gedämpft werden, wenn die Lärmquellen jeweils Spektren in unterschiedlichen Frequenzbereichen haben.

Mikrofonmodi

Die Direktionalität kann für jeden Mikrofontyp in verschiedenen Modi arbeiten.

► **Surround**

Omnidirektional ist in ruhigen oder mäßig geräuschvollen Situationen mit gutem SNR, bei starkem Wind oder wenn nur Lärm vorhanden ist sinnvoll.

► **Split-Fokus**

Erhöhtes Eigenrauschen, erhöhte Windgeräusch-Empfindlichkeit, geringere Tieftonübertragung und Leistungsverlust werden vermieden, wenn im Frequenzbereich bis 1 kHz das Signal omnidirektional erfasst wird. Für mittlere und hohe Frequenzen wird eine (adaptive) Richtmikrofontechnologie verwendet.

► **Voll-Fokus**

Der Modus „Voll-Fokus“ steht für eine (adaptive) Direktionalität über den ganzen Frequenzbereich.

Sprachorientierte Richtwirkung

Spricht ein Autofahrer mit einer hinter ihm sitzenden Person, sind die nach vorne ausgerichteten Richtcharakteristiken ungeeignet. Sprachbasierte Richtmikrofonsysteme analysieren die Hörumgebung fortlaufend nach typischen Sprachmustern und wählen die

zum Verstehen günstigste Richtwirkung:

- ▶ direktional,
- ▶ omnidirektional
- ▶ umgekehrt direktional (nach hinten gerichtet)

1.4.3.2 Verstärkungsabsenkung

Die Verstärkungsabsenkung wird durch die Sprach- und Situationserkennung gesteuert. Um spezifisch reagieren zu können, erfolgt diese Analyse für jeden der einzelnen Kanäle. Bei einer dominanten Sprachaktivität in einem Kanal wird die audiologisch notwendige Verstärkung beibehalten. Überwiegt jedoch ein Störgeräusch, erfolgt eine Verstärkungsreduzierung. Die Verstärkungsabsenkung wird durch die Störgeräuschreduktion deshalb nur in den Kanälen verringert, in denen Störgeräusche überwiegen, was in der Regel im Tieftonbereich der Fall ist. Da diese Vorgehensweise die Verstärkung von Sprache und Geräusch absenkt, kann sie nicht zu einer Verbesserung des Signal-Rauschabstandes (SNR) führen. Die Reduzierung der Lautstärke bei Störsignalen wird vom Benutzer als willkommene Erleichterung empfunden. Auch wenn kein verbessertes Störschall-Nutzschaall-Verhältnis in einzelnen Kanälen erreicht wird, verringern sich die lästigen, tieffrequenten Störgeräusche, der subjektiv empfundene Hörfort wird verbessert. Die Störschallunterdrückung ist ein Feature, das viele Hörgeräteträger für nützlich halten.

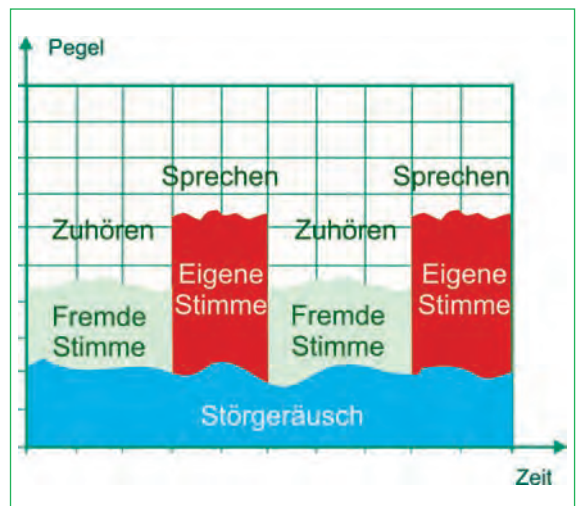


Abb. 145: Gespräch im Störlärm

Pump-Effekt

Wenn der Hörgeschädigte bei konstantem Störgeräusch einem Gesprächspartner zuhört, erkennt die Situationsanalyse „Sprache im Lärm“, da der SNR aufgrund der Entfernung zu den Hörgerätemikrofonen relativ groß ist. Die Hörsysteme reduzieren den Störlärm um das Sprachverstehen und den Hörfort zu verbessern. Beantwortet der Hörsystemträger nun aber z.B. eine Frage, gelangt

seine eigene Stimme mit einem relativ guten SNR in das Mikrofonsystem seines Hörgeräts, da der Mund nur etwa 20 cm von diesem entfernt ist.

Das Lärm-Management erkennt den besseren SNR und reagiert mit einer Verringerung der Störgeräuschreduzierung, daher wird für den Hörsystem-Nutzer der Lärm lauter.

Bei häufigem Wechsel zwischen Sprechen und Zuhören können hörbare Pump-Effekte entstehen.

Vermeidung des Pump-Effekts

Störgeräusche werden von der Modulationsanalyse erkannt. Für die Unterscheidung zwischen der eigenen und fremden Stimme kann man sich die physikalische Tatsache zunutze machen, dass der Schalldruckpegel bei einer Verdopplung der Entfernung um 6 dB absinkt.

Spricht der Hörsystem-Träger, ist seine Stimme nur etwa 20 cm von den Hörgerätemikrofonen entfernt und zwischen dem vorderen und hinteren Hörgerätemikrofon ergibt sich ein **Pegelunterschied** von ca. 0.5 dB. Der Eingangspegel an den vorderen Mikrofonen bei der Hörsysteme ist gleich groß, wie mit der „wireless-Technik“ festgestellt werden kann. Kommt das Schallsignal vom Gesprächspartner, ändert sich der Schallpegel zwischen dem vorderen und dem hinteren Mikrofon eines Hörsystems kaum noch. Die **fremde** Stimme kann von der **eigenen** Stimme unterschieden werden. Diese Situation kann als „**Unterhaltung im Lärm**“ klassifiziert werden.

→ T-03

Abstandsgesetze siehe auch:

- Band II
- Kapitel T-03
- ab Punkt 3.4.3

THEORIE

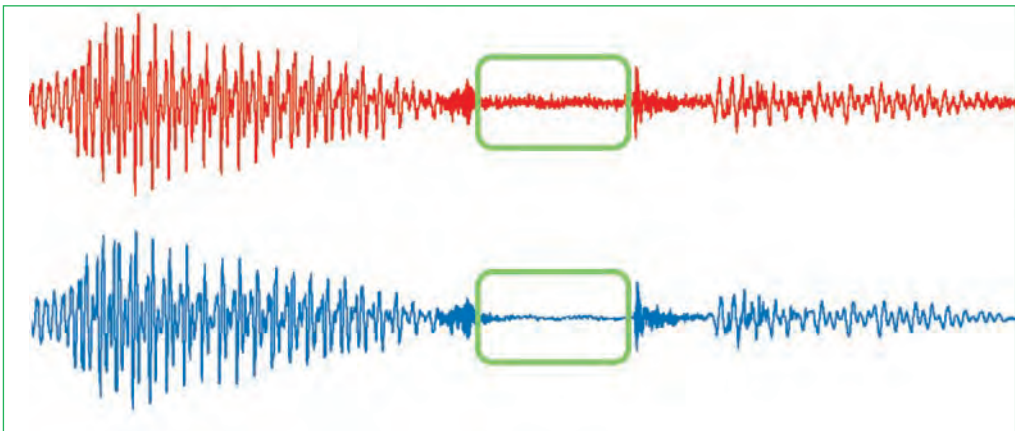


Abb. 146: Sprache im Störlärm (rot) und ohne Störlärm (blau). In den Sprachpausen (grüner Kasten) kann der Störlärm erfasst und herausgefiltert werden.

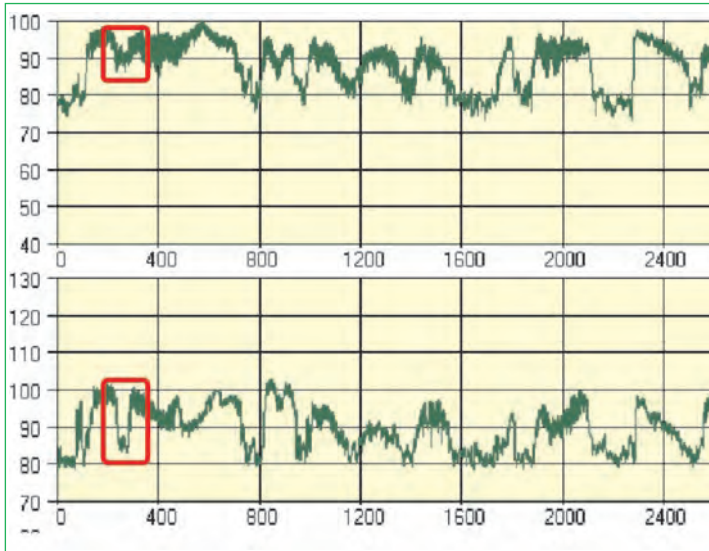


Abb. 147: Sprache im Störlärm (oben) am Eingang eines Hörsystems und unten am Ausgang des Geräts. Es hat eine Geräuschreduktion stattgefunden.

Die Kanalabsenkungen erfolgen zeitlich konstant.

1.4.3.3 Wiener Filter

Der Wiener Filter (Sprachanhebung) „bereinigt“ Sprache in den Sprechpausen um störende Hintergrundgeräusche durch den Einsatz eines adaptiven Filters. Er wurde den 1940er Jahren von Norbert Wiener und Andrei Nikolajewitsch Kolmogorow gleichzeitig unabhängig von einander entwickelt. Der Filter führt eine optimale **Rauschunterdrückung** durch. Bei der Sprachsignalverarbeitung liegen oft Nutz- und Störsignal im gleichen Frequenzbereich. Deshalb kann das Störsignal nicht ohne Weiteres durch Filtern beseitigt werden. Um dennoch eine Reduzierung des Störsignals zu erreichen, müssen dem Gesamtsignal

Gut zu wissen



Störschallreduzierung

Hören im Störschall ist für Hörgeschädigte besonders schwer und deshalb ist das gute Verstehen in lärmbelasteten Situationen für Hörgeräteträger von höchster Priorität. Die Auswirkungen können reduziert werden durch:

- ▶ ein Mikrofonsystem
- ▶ eine Verstärkungsreduzierung in den Kanälen
- ▶ den Einsatz eines Wiener Filters

Mikrofonsysteme haben sich als besonders effektiv erwiesen, Verstärkungsabsenkungen erhöhen dagegen eher den Hörkomfort.

Wiener Filter erlauben eine Verbesserung der Sprachverständlichkeit.

Die Parameter dieser features werden von der Geräusch- und Spracherkennung beeinflusst, die verschiedene Hörsituationen erfassen und klassifizieren kann.



P-03

Wiener Filter siehe auch:

- Band II
- Kapitel P-03
- ab Punkt 3.8.2.5

PRAXIS

**P-03**

Impulsschallreduzierung
siehe auch:

- Band II
- Kapitel P-03
- ab Punkt 3.8.2.6

PRAXIS

**HTP 2.0**

Impulsschallreduzierung
siehe auch:

- Hörakustik 2.0
Theorie und Praxis
- Kapitel 42
- ab Punkt 42.5.1

**TECHNOLOGIE DER
HÖRSYSTEME**

Stör- und Sprachanteile zugeordnet werden. Die Trennung von Sprache und Geräusch in den Sprachpausen führte zu den Optimalfiltern, die statistische Signaleigenschaften berücksichtigen. Um der Sprechgeschwindigkeit zu folgen wird ein „schneller“ Algorithmus eingesetzt.

1.4.4 Impulsschallreduzierung

Kurze plötzliche Schallereignisse werden als Impulsschall bezeichnet und sind für Hörgeräteträger besonders lästig. Die Impulsschallreduzierung erfasst diese Impulse und reduziert deren Auswirkungen, der Impuls bleibt jedoch hörbar. Typische Impulsschalle entstehen beim **Geschirrkloppern** oder dem **Zuschlagen einer Tür**.

Eigenschaften der Impulsschallreduzierung

► Funktion

Kurzzeitige laute Schallereignisse wie Geschirrkloppern werden erfasst und ihre Spitzen reduziert, das Geräusch wird weniger lästig.

► Eigenschaften

• Vorteil

Der Klang wird angenehmer.

► Einsatzbeispiel

Bei Programmen für Tätigkeiten, bei denen es häufig zum Auftreten von Impulsschall kommen kann, z.B. in Küchen und Restaurants.

► Erklärungsbeispiel für das Beratungsgespräch

„Durch eine Impulsschallreduzierung werden lästige Schalle wie das Klappern mit Geschirr oder Papierrascheln abgemildert und erhöhen dadurch den Tragekomfort.“



Abb. 148: Impulsschall

1.4.4.1 Umsetzung

Die Impulsschallreduzierung reagiert auf Signale, deren Amplitude extrem schnell ansteigt und wieder abfällt. Dabei sollen diese transienten (impulshaften) Störgeräusche gedämpft werden. Wichtig ist es festzustellen, ob Sprache vorhanden ist, denn auch bei speziellen Lauten, wie z.B. den Plosivlauten, können ähnliche Signalverläufe beobachtet werden. Inner-

LESEPROBE

AUSGEWÄHLTE AUSZÜGE AUS DEM INHALT – BAND 2

KAPITEL 3.7.4 – NEUE HERAUS- FORDERUNG: DIGITALTECHNIK

Gut zu
wissen



Alte Anpassmessungen für analoge Geräte

Die Anpassmessungen für diese Gerätegeneration gliedern sich in drei Teile:

- ▶ Einstellen des Begrenzungssystems
- ▶ Frequenzanpassung
- ▶ Dynamikanpassung

Die Messungen werden so heute äußerst selten durchgeführt, sind aber für den Anfänger zu Übungszwecken in der Messbox gut geeignet. Sie tragen zur Sicherheit im Umgang mit Messsystemen bei.

diese die Regelzeiten der AGC; nicht erfasst und somit keine Aussage über die Kompression eines Sprachsignals erlaubt.

3.7.4 Neue Herausforderung: Digitaltechnik

Bis heute trauern nicht ohne Grund „altgediente“ Hörakustiker den damaligen Anpassverfahren nach, weil sie einen klar strukturierten Ablauf des Anpassprozesses vorgaben.

Leider kam es mit der Einführung digitaler Hörsysteme zu einem Wandel der praxisbewährten Vorgehensweise.

Zitat aus einem Artikel von Harald Bonsel

Harald Bonsel schreibt dazu im Artikel „Hörgeräte-Anpassung gestern heute und morgen“ im Sonderdruck Percentilspecial Hörakustik 5/2011 erschienen im Median-Verlag:

„Dann brach das Zeitalter der digitalen Signalverarbeitung an. Mit dieser Innovation gingen eine Reihe von Veränderungen einher bei Regelsystemen, Richtmikrofonen, Störschall-Algorithmen und Rückkopplungs-Unterdrückungen, um nur einige zu nennen. Diese neuen sensitiven Verarbeitungsstrategien machten das Arbeiten in gewohnter Weise aber unmöglich. Plötzlich funktionierte die Frequenz und Dynamikanpassung nicht mehr. Hörgeräte konnten nicht mehr mit den bekannten Signalen und Verfahren gemessen werden. Oft erschienen nur undefinierbare Zickzacklinien, die für die weitere Anpassung wertlos waren. Die Hörgeräteakustiker mussten sich irgendwie behelfen. Das bewährte Verfahren wurde durch die sogenannte interaktive Anpassung abgelöst.“

3.7.5 Messbox oder Insitu - das ist heute die Frage!

Schon immer waren **Kundenbefragungen** und **Kundenwünsche** ein **wichtiger Baustein** der Hörsystemanpassung und das wird wohl auch für absehbare Zeit so bleiben. Allerdings ist es ein **äußerst gefährlicher Irrglaube**, alleine auf diese Aussagen einen Einstellprozess aufzubauen.

Das zeigt auch ein Blick auf artverwandte Berufe. Bei der Medizin kommen zur Patientenbefragung Messdaten wie Blutdruck, Körpertemperatur, Laboruntersuchungen, Röntgenbilder u.s.w. Erst durch Auswerten dieser Daten kann eine Therapie entwickelt werden.

Eine gute Hörsystemanpassung stützt sich auf die audiologischen Messungen (TA, SA, Hörfeldskalierung), die interaktive Kundenbefragung, Insitumessungen, Ergebnisse von Sprachtests mit getragenen Hörsystem und der Hörfeldskalierung mit getragenen Hörgerät.

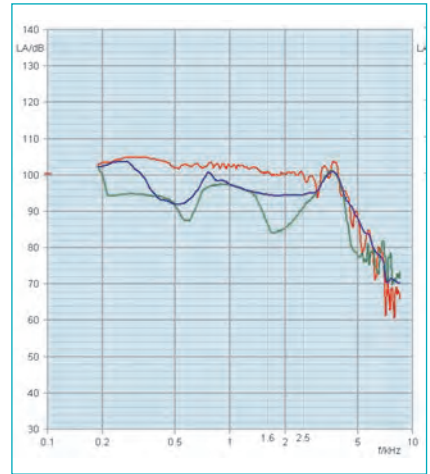


Abb. 309: Dilemma: Frühe digitale Hörsysteme lieferten unbrauchbare Messkurven

Offene Anpassung

Der überwiegende Teil aller Hörgeräteanpassungen erfolgt heute „offen“, wobei eine „okklusionsfreie“

Anpassung besser geeignet erscheint und angestrebt werden soll.

Bei dieser Art der Anpassung sind Kupplermessungen leider nicht mehr geeignet. Die Anpassung muss zwangsläufig Insitu erfolgen, soweit dem nicht gravierende Gründe entgegenstehen.

Insitumessungen bergen die Gefahr, dass sich Berufsneulinge unsicher fühlen und sich Kunden nicht blamieren wollen. Ihnen sei empfohlen, zunächst die Messverfahren mit einer Messbox zu üben. Zur fachgerechten Durchführung einer Insitumessung sollten einige Randbedingungen beachtet werden.

3.7.6 Was ist bei der Insitu-Messung zu beachten?

Aufbau

Die Insitumesssonde besteht aus einem **Gehäuse**, das **zwei Messmikrofone** trägt. Wie bei der Messbox wird ein Mikrofon zur Mes-

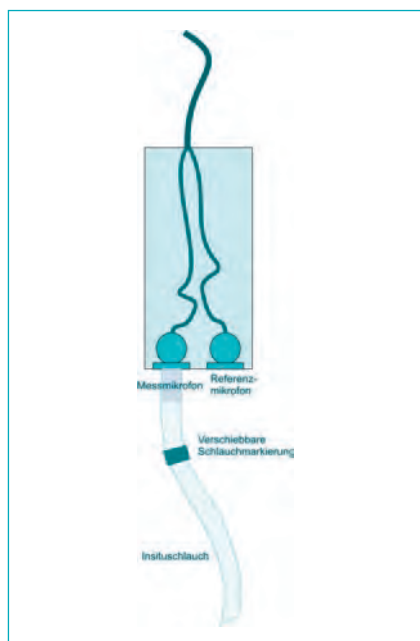


Abb. 309: Aufbau einer Insitusonde (schematisch)

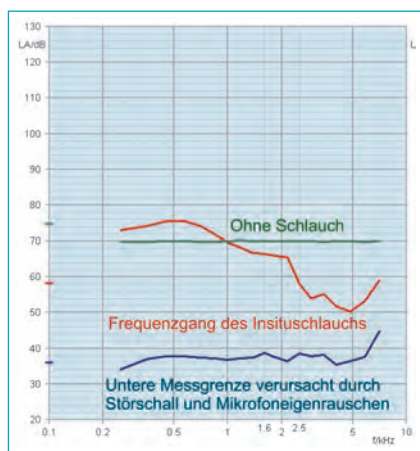


Abb. 310: Frequenzgang eines Insitu-Schlauchs gemessen mit Rauschen 75 dB. Grüne Kurve ohne rote Kurve mit Insituschlauch. Die blaue Kurve wurde ohne Schlauch und Messsignal aufgenommen und zeigt den Störschallpegel.

sung, das andere als Referenzmikrofon eingesetzt. Da bislang das Messmikrofon nicht an den gewünschten Messort, im äußeren Gehörgang **zwischen Trommelfell und Otoplastik**, gebracht werden konnte, wird das Messmikrofon über einen dünnen Silikon-schlauch, dem **Insituschlauch** „verlängert“.

Sondenschlauch

Der Insituschlauch ist, wie der dünne Schallschlauch, ein **Tiefpassfilter 1.Ordnung**. Der Verlust im Hochtonbereich (Grenzfrequenz 1 kHz, Dämpfung ca. 10 dB/Oktave) muss durch eine entsprechende Verstärkungsanhebung ausgeglichen werden. Dadurch wird auch das Mikrofoneigenrauschen mit verstärkt. Mit zunehmender Frequenz wird der Dynamikbereich, in dem Messungen erfolgen können, immer kleiner.

Messmikrofone im äußeren Gehörgang

Heute sind auch schon sehr kleine Messmikrofone erhältlich. Sie könnten in viele Gehörgänge platziert werden. Es muss jedoch das Problem der hygienischen Aufbereitung noch zufriedenstellend gelöst werden. (Technischer Stand April 2012).

Durchführung der Insitu-Messung

Wird ein Sondenschlauch an verschiedenen Stellen des äußeren Gehörgangs positioniert und anschließend Messungen durchgeführt, so unterscheiden sich die aufgenommenen Kurven nicht gravierend voneinander. (Genauere Betrachtung siehe Randnotiz) Trotzdem sollte bei der Messung die Schlauchposition möglichst an einer bestimmten Stelle verbleiben, Abweichungen sind jedoch für die tägliche Praxis eher unkritisch. Als Hilfsmittel steht die verschiebbare Sondenmarkierung ein farbiger Ring auf dem Schlauch zur Verfügung.

Die Spitze des Sondenschlauchs am besten schräg anschneiden, dadurch dringt Cerumen nicht so leicht in den Schlauch ein. Das Schlauchende wird dadurch auch etwas flexibler. Sollte der Schlauch aus Versehen

Randnotiz

Akustische Verhältnisse des äußeren Gehörgangs

Bei einer Insitu-Messung hat die **Platzierung der Sonde** eine besondere Bedeutung. Dabei ist zu berücksichtigen, dass die individuellen anatomischen Verhältnisse besonders starken Schwankungen unterworfen sind. Diese Tatsache ist jedem Akustiker durch die Unterschiede der Ohrabformungen geläufig. Der äußere Gehörgang bildet eine akustische Leitung, Schallausbreitungsverluste durch die Gehörgangswand, Talg bzw. Cerumen machen sich nur geringfügig im höheren Frequenzbereich bemerkbar, solange das Cerumen nur in gerigem Maß auftritt.

Moden (Resonanzen)

Grundsätzlich können sich in einem akustischen Raum sowohl in Längs- als auch in Querrichtung stehende Wellen ausbilden. Die in Längsrichtung (Gehörgangssachse) auftretende Resonanz ist als open-ear-gain (OEG) allgemein bekannt und ergibt sich aus den akustischen Eigenschaften eines einseitig geschlossenen Rohrs ($\lambda/4$ Resonator). Querverlaufende Moden sind $\lambda/2$ Resonatoren, bei einem durchschnittlichen Durchmesser des Gehörgangs von 8 mm ($\lambda = 0,016\text{m}$) ergibt sich mit $v_c = 340\text{m/s}$ eine Resonanzfrequenz f von: $f = v_c / \lambda = 340 / 0,016 = 21250\text{Hz}$. Diese Frequenz liegt außerhalb des Hörbereichs, Längsmoden spielen deshalb bei den weiteren Betrachtungen keine Rolle.

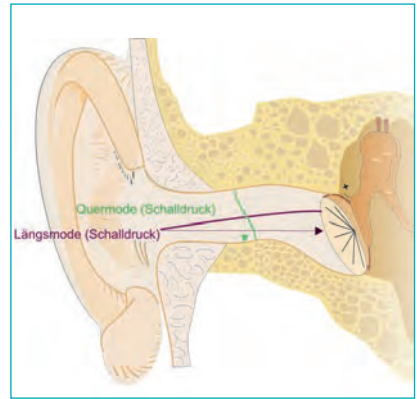


Abb. 311: Längs- und Quersmoden im äußeren Gehörgang

Eingangsfläche E

Die eindimensionale Schallausbreitung im äußeren Gehörgang findet erst ab einer bestimmten Position statt. Sie bedeutet außerdem, dass der äußere Gehörgang nicht zum Richtungshören beitragen kann. Die Eingangsfläche kann als Fläche vor der ersten Gehörgangskrümmung angenommen werden. Fallen auf diese Fläche Schallwellen von räumlich verteilten Quellen ein, kann eine Richtungsabhängigkeit für den Schalleinfall eine Richtungsabhängigkeit festgestellt werden.



Abb. 312: Eingangsfläche E des Gehörgangs. Der Schall wird ab dieser Position „eindimensional“ fortgeleitet.

Schwingungsverhalten des Trommelfells

Das Trommelfell hat ein frequenzabhängiges Schwingungsverhalten. Auch bei niedrigen Frequenzen kann sich das Trommelfell nicht wie ein Kolbenschwinger bewegen, weil es am Rand eingespannt ist. Bei höheren Frequenzen treten komplizierte Schwingungsformen auf.

Bei tiefen Frequenzen treten durch den Hammergriff geteilte Schwingungsformen auf. Die größten Auslenkungen treten jeweils in der Mitte der freien Trommelfellflächen auf.

Bei höheren Frequenzen (ab ca. 5 kHz) werden die Schwingungsmuster zunehmend komplexer. Diese komplizierten Schwingungsformen überlagern sich mit den Schwingungen des äußeren Gehörgangs.

Deshalb sind Messungen im unmittelbaren Bereich des Trommelfells nicht empfehlenswert!

Die Bewegungen des Trommelfells sind meist äußerst klein und liegen zum Teil unter der Wellenlänge von Licht. Deshalb können diese nicht mit Mikroskopen beobachtet werden. Wird das Trommelfell z.B. an der Hörschwelle mit einem 1 kHz Ton angeregt, so ergeben sich Schwingungen, deren Amplitude kleiner als der Durchmesser eines Wasserstoffatoms sind!

Mathematische Modelle zur Simulation der Trommelfellbewegung erfolgen über die Methode der Finiten Elemente.

Referenzebene R

Eine sinnvolle Messung mit eindimensionaler Schallausbreitung ergibt sich erst in einem **gewissen Abstand zum Trommelfell**. Diese Ebene kann als **Referenzebene** bezeichnet werden.

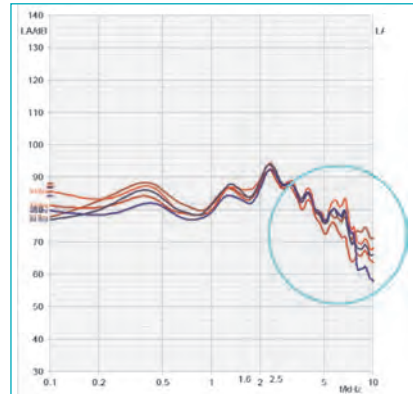


Abb. 312: In situ-Messungen an verschiedenen Positionen unmittelbar am Trommelfell. Im Bereich oberhalb von 5 kHz wird der Streubereich zunehmend größer.

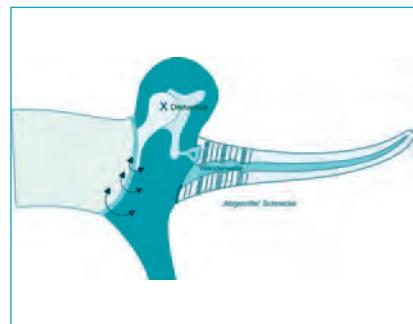
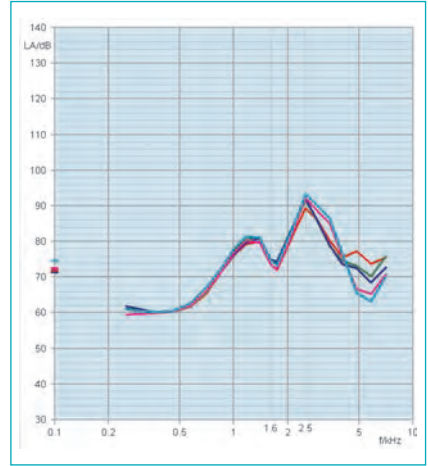


Abb. 313: Die Schwingungen am Trommelfell erfolgt bei niedrigen Frequenzen durch den Hammergriff in zwei Teile geteilte Schwingungsform. Bei höheren Frequenzen oberhalb von 5 kHz wird die Schwingungsform zunehmend komplexer. Eine In situ-Messung sollte deshalb stets in einem Abstand vom Trommelfell erfolgen. (siehe auch Abb. 312)

am Trommelfell anstoßen, ist das Gefühl weniger unangenehm.

Messungen mit einem durch Cerumen verstopften Schlauch können nicht gelingen. Der Sondensitz wird mit einer Otoskopie überprüft. Der Sondenschlauch muss aus hygienischen Gründen bei jedem Kunden für beide Ohren gewechselt werden. Dadurch ist jeweils ein Kalibriervorgang durchzuführen. Bei Frauen sollte die Schlauchlänge ca. 2,7cm, bei Männern 3,2cm gemessen ab der Incisura intertragica betragen. Bei der Entnahme der Sondenschläuche kontrollieren, ob die beiden Markierungsringe noch vorhanden sind oder im Gehörgang verloren wurden!



Die neue Insitusonde der ACAM 5

Für die ACAM 5 gibt es nun eine, gegenüber ihren Vorgängern wesentlich verbesserte Insitusonde.

Abb. 314: Insitu-Messungen an einem Kunstohr bei verschiedenen Sondenlagen. Die Position des Insituschlauchs verändert in diesem Fall die Kurven recht geringfügig.

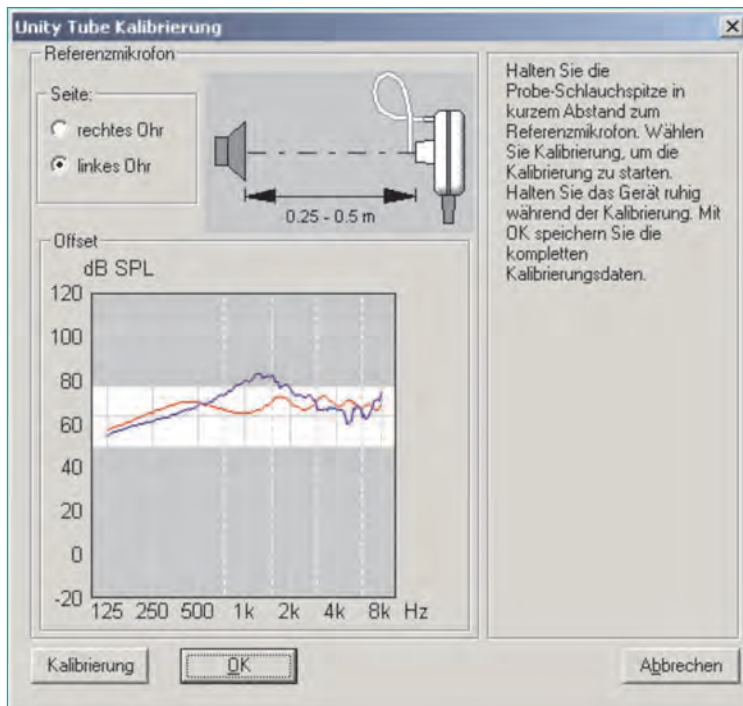


Abb. 315: Insitu-Sondenkalibrierung mit der Unity 2 und der typischen Messkurve für das rechte Ohr (rot) und fehlerhaft ohne Insituschlauch (blau).

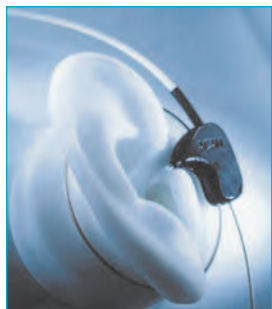


Abb. 316: Neue, verbesserte Insitu-Sonde der ACAM 5



Abb. 317: Neue, verbesserte Insitu-Sonde der ACAM 5 am Kundenohr

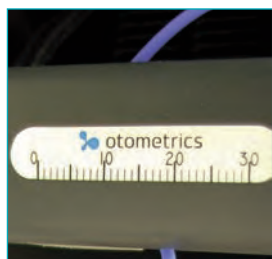


Abb. 318: Praktisch: Ein Maßstab zum Einstellen der Schlauchlänge ist an der Sonde angebracht

Durch vordefinierte Schallschlauchlängen kann der lästige Kalibrierungsvorgang entfallen. Außerdem ist die Sondenschlauchplatzierung deutlich einfacher. Auf eine Kontrollotoskopie kann verzichtet werden. Eine Sonde mit Messmikrofon im Gehörgang ist in Entwicklung.

Platzierung des Kunden

Der Kunde muss im Anpassraum richtig gegenüber dem Lautsprecher positioniert werden. Der Kunde sollte möglichst mittig zwischen Lautsprecher und Wand sitzen. Damit keine Schallreflexionen oder stehende Wellen entstehen ist es günstig, wenn an der Wand schallabsorbierendes Material, z.B. ein Vorhang, angebracht wurde. Der Kunde sollte aus den gleichen Gründen nicht in einer Raumecke sitzen.

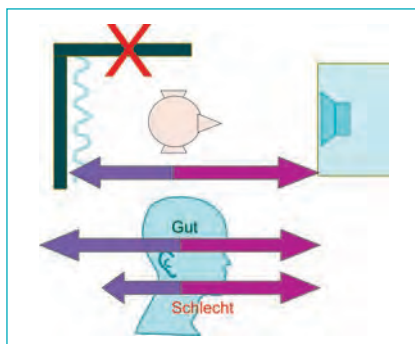


Abb. 319: Der Kunde sollte „akustisch günstig“ zur Messanlage sitzen.

Messung der OEG

Der äußere Gehörgang ist ein einseitig geschlossenes Rohr und dadurch ein $\lambda/4$ Resonator. Die Resonanzfrequenz beträgt ca. **4 kHz** mit einem Pegel von **ca. 20 dB**.

Zur Messung der OEG (open ear gain, real ear unaided gain) am besten Rauschsignale einsetzen, da so das Entstehen von stehenden Wellen vermieden wird.



Film Nr. 208
Insitu-Messung

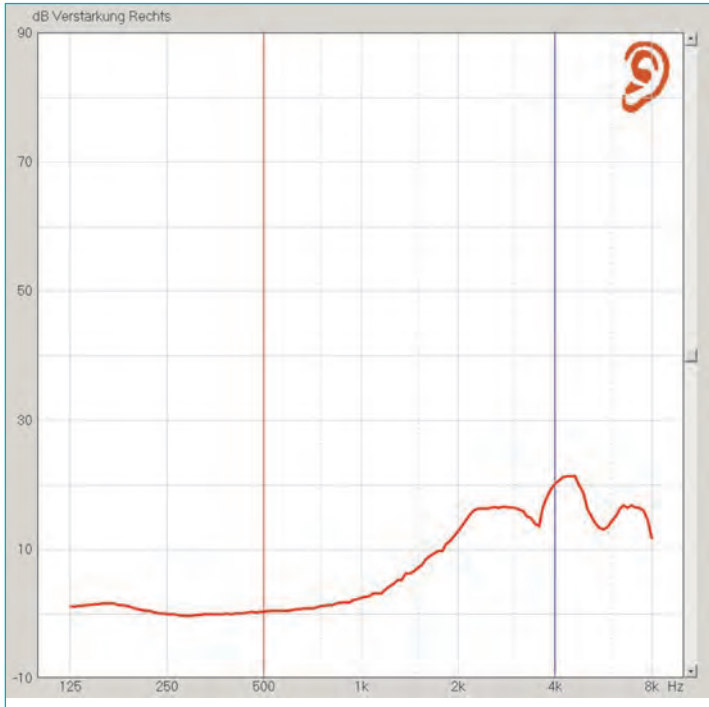


Abb. 320: OEG gemessen mit der Unity 2

Gut zu wissen



Insitu-Messungen

Nach dem Aufkommen digitaler Geräte mussten auch dafür passende Messverfahren entwickelt werden. Bedingt durch die offene Anpassung sind auf dem Markt befindliche und für den Akustiker bezahlbare Kuppler nicht vorhanden. Deshalb muss die Anpassung Insitu erfolgen.

Dabei ist zu beachten:

- ▶ die richtige Platzierung des Kunden mittig zwischen Lautsprecher und Wand
- ▶ die Sondenplatzierung, die relativ unkritisch ist (nicht direkt am Trommelfell)
- ▶ die Schlauchkalibrierung, möglichst mit Rauschsignalen und Pegeln von ca. 70 dB
- ▶ der Störschallpegel und das Mikrofoneigenrauschen, das den Messbereich einschränkt

LESEPROBE

AUSGEWÄHLTE AUSZÜGE AUS DEM INHALT – BAND 2

KAPITEL 5.3.5.1 – PERCENTILAN- PASSUNG (NACH HARALD BONSEL)

Gut zu
wissen



Hörfeldskalierung

Die unterschiedlichen Verfahren zur Hörfeldskalierung bieten eine Vielfalt von Untersuchungsmöglichkeiten zur Hörsystemanpassung. Die Verfahren sind entgegen einer oft geäußerten Meinung schnell umsetzbar und können auch mit getragem Hörgerät durchgeführt werden, insbesondere wenn adaptive Parameter des Hörsystems ausgeschaltet wurden. Dann geben sie wertvolle Hinweise zur Feinanpassung. Treten im Hochtonbereich Verstärkungsdefizite auf, kann der Kunde leichter von der Notwendigkeit überzeugt werden, die Verstärkung in diesem Bereich zu erhöhen.

quenzbänder zu berücksichtigen, wird bei dieser Skalierung eine abschließende Breitbandskalierung durchgeführt.

5.3.5 Auf Zielhörfelder bezogene Anpassverfahren (Percentilanpassung)

Die Percentilanpassung baut auf die **Percentilanalyse** auf und wurde von Harald Bonsel zunächst hauptsächlich für **Innenohrschwerhörigkeiten** entwickelt. Als Datengrundlage dienen die **Hörschwelle**, die **Unbehaglichkeitsschwelle** und der **Pegel angenehmer Lautheit (MCL)**. Als weiteres Verfahren dieser Gruppe wurde an der Akademie für Hörgeräteakustik in Lübeck AHA-Fit entwickelt. Grundlagen dazu wurden unter anderem von Torsten Saile erarbeitet.

5.3.5.1 Percentilanpassung (nach Harald Bonsel)

Dieses Verfahren berücksichtigt gemessene oder ergänzte Daten der Dynamik des Hörgeschädigten. Die **Hörschwelle** wird bevorzugt dem Tonaudiogramm entnommen, da hier die **größte Genauigkeit** unterstellt wird. Die Werte für **Unbehaglichkeitsschwelle** und **MCL** der Hörfeldskalierung, sofern diese durchgeführt wurde. Fehlende Daten werden ergänzt.

Die **Knochenleitungswerte**, bzw. der **Schallleitungsanteil** sowie binaurale Aspekte der Signalverarbeitung sollen erst bei einer Weiterentwicklung berücksichtigt werden.

Das Verfahren hat eine **Lautheitsnormalisierung** als Zielsetzung,



HTP 2.0

Percentilanpassung
siehe auch:

- Hörakustik 2.0
Theorie und Praxis
- Kapitel 50
- ab Punkt 50.6.1

**HÖRSYSTEM-
ANPASSUNG**

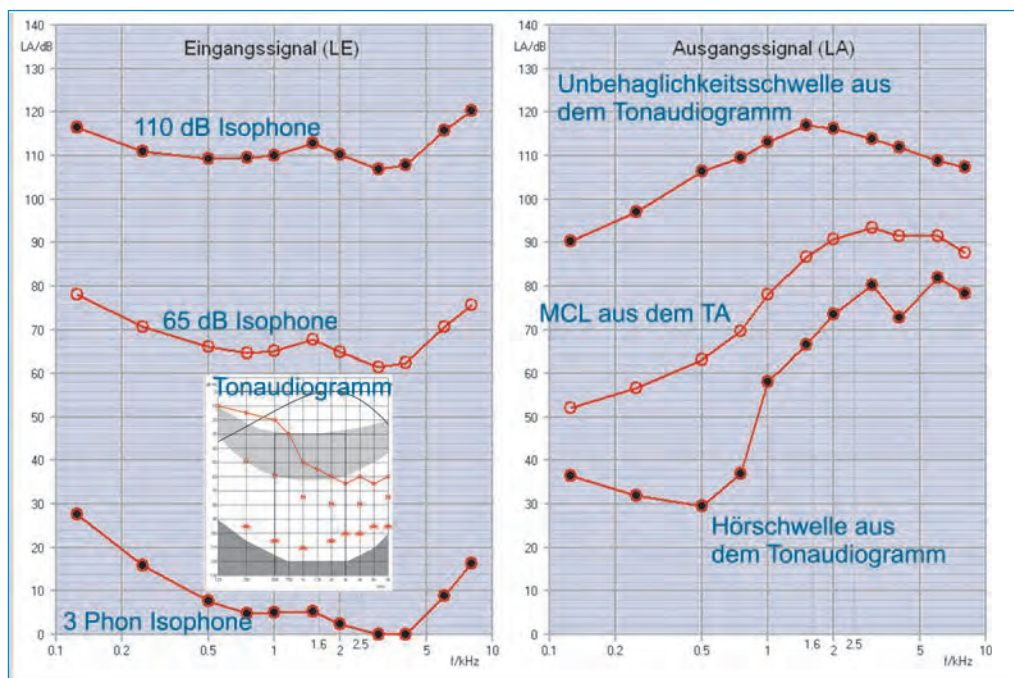


Abb. 471: Tonaudiogramm und Percentilbildschirm. Links ist der „Normalhörende“ dargestellt, rechts der Hörgeschädigte. Im vorliegenden Diagramm wurden alle Werte aus dem Tonaudiogramm abgeleitet. Man beachte, dass die Darstellung in dB_{SPL} und nicht in dB_{HL} vorliegt!

deshalb ist eine **Hörfeldskalierung** als **Feinanpassmethode** gut geeignet. Es sind fast alle Prüfsignale zur Verfahrensdurchführung geeignet, **bevorzugt werden jedoch Sprachsignale**. Das **Langzeitspektrum** des Prüfsignals wird ausgehend von der Hörschwelle des Hörgeschädigten in seinen **Dynamikbereich** abgebildet.

Diagramme

Links wird der **Normalhörende**, rechts die **Schwerhörigkeit** dargestellt. Die **3 Phon Isophone** steht für die **Hörschwelle**, die **65 Phon Isophone** für den **MCL** und die **120 dB Isophone** für die **Unbehaglichkeitsschwelle** des Normalhörenden.

Die Werte für die rechte Seite ergeben sich aus dem Audiogramm nach **Umrechnung auf SPL-Werte** bzw. der MCL wird aus dem Verhältnis 1/3 bzw. 2/3 nach Prof. Keller (gilt nur für Innenohrschwerhörigkeiten) ermittelt, wenn nur die Unbehaglichkeitsschwelle im Tonaudiogramm vorhanden ist.

Langzeitspektrum

Für eine Messung kann das Spektrum gemittelt über die Messzeit in das Diagramm links eingeblendet werden. Rechts kann es relativ zur Hörschwelle und dem MCL errechnet und eingetragen werden.

Dynamikkonforme Abbildung

Werden alternativ zur Ermittlung der Abbildung des Langzeitspek-

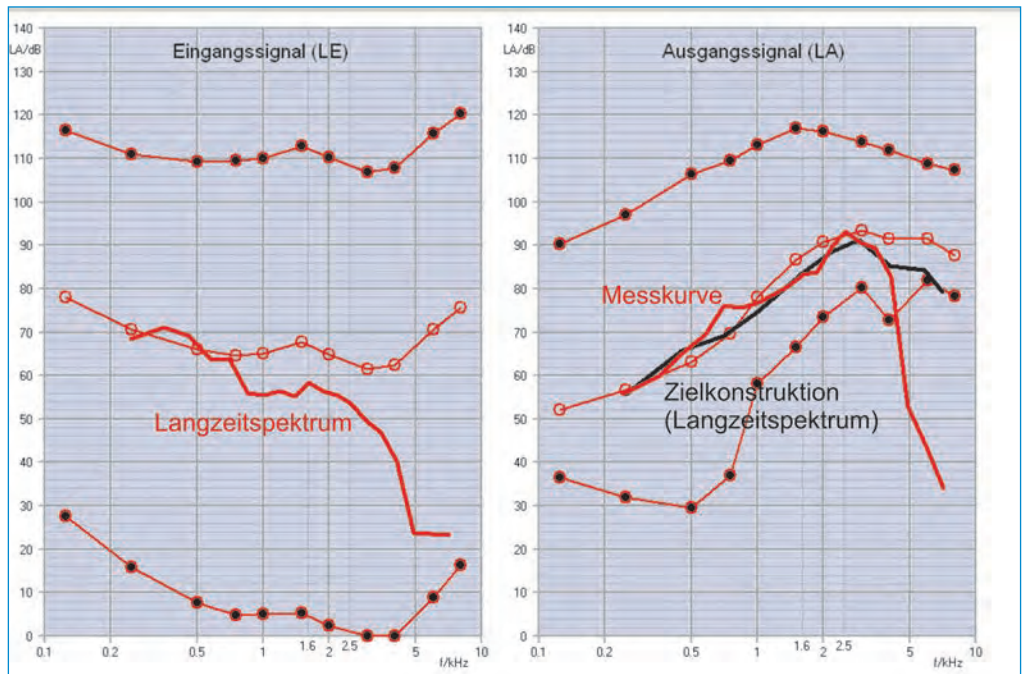


Abb. 472: Tonaudiogramm und Percentilbildschirm. Links ist der „Normalhörende“ dargestellt, rechts der Hörgeschädigte. Im vorliegenden Diagramm wurden alle Werte aus dem Tonaudiogramm abgeleitet. Man beachte, dass die Darstellung in dB_{SPL} und nicht in dB_{HL} vorliegt!

trums die Hörschwelle und die Unbehaglichkeitsschwelle benutzt, entsteht eine dynamkkonforme Abbildung.

Damit die Signaldynamik und ihre Lage zu den Schwellen des Hörgeschädigten abgeschätzt werden kann, können in das Diagramm zusätzlich die Percentile ausgegeben werden.

5.3.5.1.1 Praktische Vorgehensweise

Je nach den Möglichkeiten, die das Fitting-Modul bietet, können zwei Varianten eingesetzt werden:

Variante A Parameter der AGC_i sind direkt einstellbar.

Zunächst werden alle AGC_i Regelschaltungen des Hörsystems **inaktiviert**, sodass sich eine **lineare Signalverarbeitung** einstellt. Es wird dann das Hörsystem auf die **50 dB Zielkonstruktion** eingestellt.

Danach wird allein durch **Modifikation der AGC_i Werte** wie **Regelschwelle** und **Kompressionsverhältnis** die Zielkonstruktion für einen Eingangspegel von **80 dB** eingestellt. Zur Überprüfung wird eine Messung mit 65 dB Eingangspegel durchgeführt. Sie sollte zur 65 dB Zielkonstruktion automatisch passen.

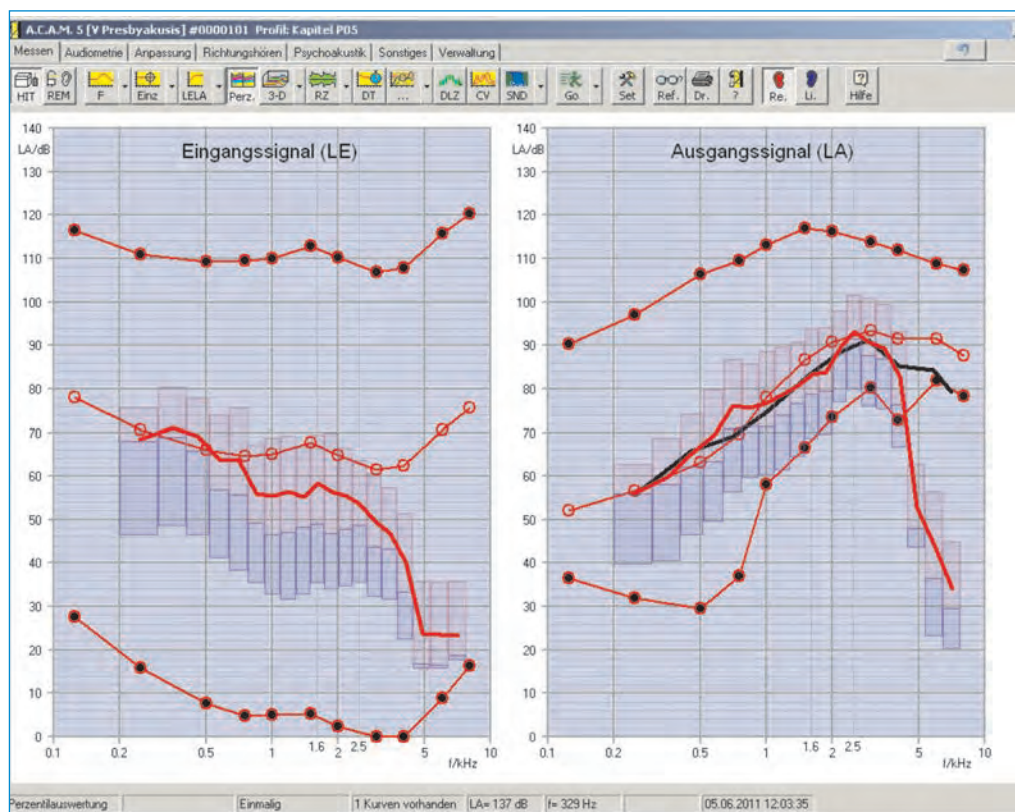


Abb. 473: 65 dB Sprachsignal zur Einstellung eines Hörsystems nach der Perzentilanzwertung.

Variante B Einstellmöglichkeiten für leise mittlere und laute Töne

Können die Verstärkungen für normale, leise und laute Töne eingestellt werden, ist es besser, zunächst die Zielkonstruktion für 65 dB einzustellen. Danach die Zielwerte für leise (50dB) und laute Töne (80 dB). Dabei muss jedoch beachtet werden, dass die Einstellungen miteinander verkoppelt sind.

5.3.5.1.2 Akklimatisierung

Diese Methode führt zu relativ **großen Verstärkungen**, die entsprechend **leistungsfähige Hörsysteme** vorausgesetzt. Für hörentwöhnte Personen ist die Verstärkung zunächst viel zu groß. Deshalb soll in diesem Fall die Verstärkung des Geräts für **kleine Eingangspegel** reduziert werden, die Zielkonstruktion für große Pegel (LE80) erhalten bleiben. Dies führt zu Einstellungen mit einem **geringerem** Kompressionsverhältnis.

5.3.5.1.3 Vergleiche

Erstaunlich ist, dass auf vollständigen Ausgleich eingestellte Hörsysteme bei einem Eingangspegel von 65 dB fast genau der Zielkonstruktion von POGO entsprechen.

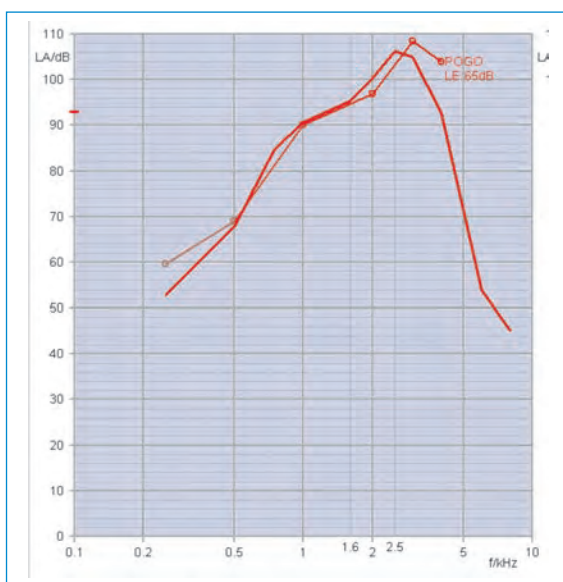


Abb. 474: Mit Percentilanpassung eingestelltes Hörsystem gemessen mit einem Chirp-Signal von 65 dB im Vergleich zur Zielkonstruktion POGO

5.3.5.2 AHA-Fit

Dieses Verfahren verknüpft das **Zielhörfeld** mit den **Daten der Lautheitsskalierung**. Sprache oder sprachähnliche Signale haben eine Dynamik von ca. 30 dB. Legt man die Lautheitsfunktion der Hörfeldskalierung zugrunde, lassen sich für die verschiedenen Frequenzen jeweils bestimmte Bereiche der Lautheitskategorien zuordnen. Es wird mit dem Zielhörfeld versucht, beim Hörgeschädigten

die Verstärkung so zu gestalten, dass sich die gleiche Zuordnung der Lautheitskategorien ergibt.

Beim AHA-Fit werden die 30% Percentile entsprechend CU 15, die 50% Percentile (CU25) und die 70% Percentile (CU35) verwendet. Als Signal wird das genormte ISTS eingesetzt.

Signal- und Ausgangsdynamik

Bei einem Sprach- bzw. ISTS-Signal beträgt die Signaldynamik ca. 30 dB. Da bei einem Innenohrgeschädigten die Lautheitsfunktion steiler als beim Normalhörenden verläuft, ist die Ausgangsdynamik geringer.

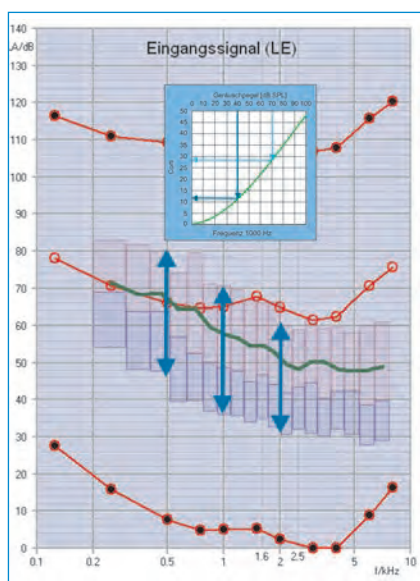


Abb. 475: Die Abbildung zeigt die Percentilen eines 65 dB ISTS-Signals für den Normalhörenden. Bei 1 kHz ergibt sich für diese Messung eine Signaldynamik bei 1 kHz zu 38 bis 71 dB also rund 30 dB. 38 dB entsprechen bei dieser Frequenz rund 12 Corti und 71 dB rund 28 Corti.

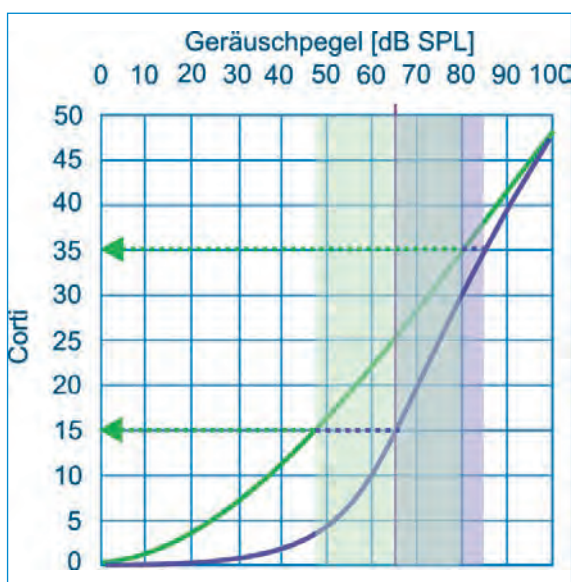


Abb. 476: Die Signaldynamik des benötigten Ausgangssignals wird geringer (violett), die Pegel jedoch höher. Dies gilt nur für eine reine Innenohrschwerhörigkeit.

Anpassung

Für ein ISTS-Signal mit einem Pegel von 65 dB soll die 65% Percentile auf der CU 25, die 30% Percentile auf

CU 15 und die 99% Percentile auf CU 35 gelegt werden.

Die 30% Percentile kann mit der Verstärkung für leise, die 65% Percentile für die Verstärkung für mittlere und die 99% Percentile mit der Verstärkung für laute Töne gefittet werden. Zur Einstellung der MPO soll bei einem ISTS-Signal mit 80 dB die 99% Perzentile die Unbehaglichkeitsschwelle nicht übersteigen.

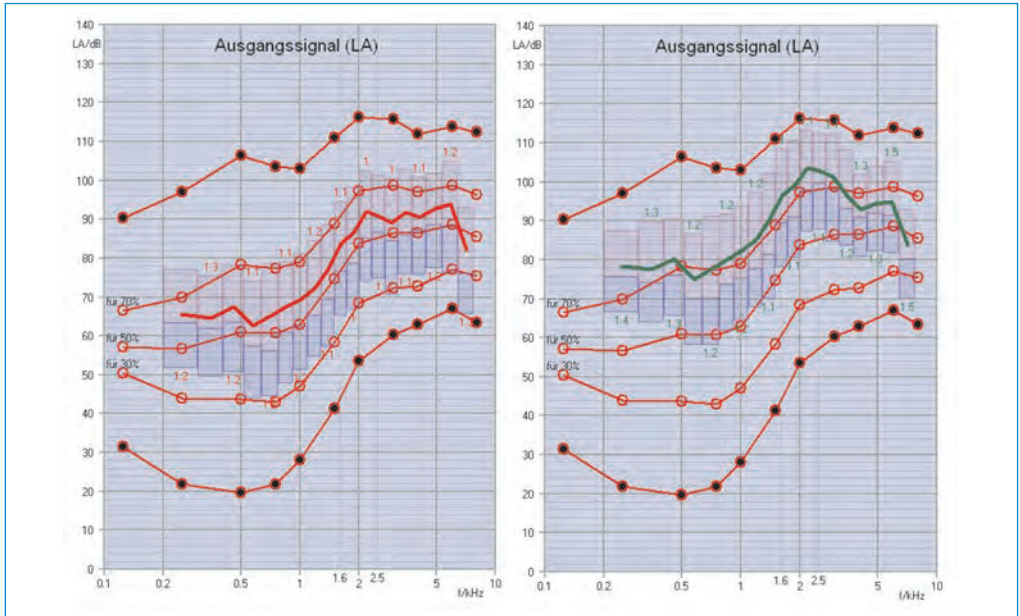


Abb. 476: Anpassung nach dem AHA-Verfahren. Mit einem 65 dB ISTS (links) liegen die einzelnen Percentilen recht gut im Zielfeld, mit einem 80 dB Signal überschreitet die 99% Percentile die U-Schwelle nicht.

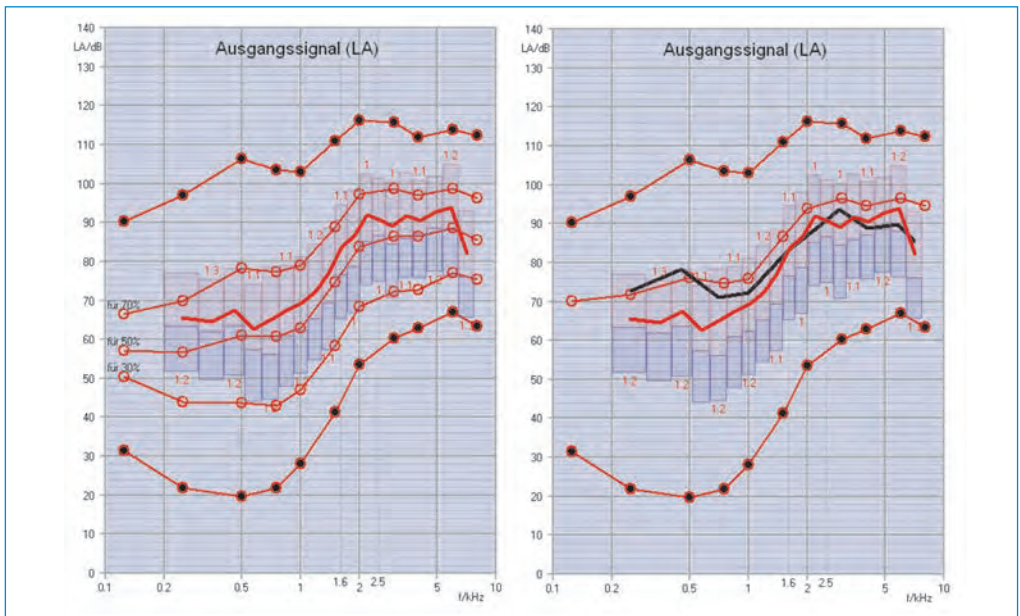


Abb. 477: Vergleich AHA-Verfahren (links) und Bonsel-Verfahren (rechts). Ein merklicher Unterschied ergibt sich nur im Tieffonbereich, hier müsste die Verstärkung für das Bonsel-Verfahren angehoben werden.

Gut zu
wissen



Percentil-Anpassverfahren

Die Percentil-Verfahren berücksichtigen die gemessenen Daten der Hör- und Unbehaglichkeitsschwelle. Zwei Verfahren sind derzeit bekannt:

- ▶ Verfahren nach Harald Bonsel in zwei Varianten
 - ▶ AHA-Verfahren, das an der Akademie für Hörgeräteakustik in Lübeck entwickelt wurde
- Im Vergleich ergeben sich nur geringfügige Unterschiede zwischen beiden Methoden. Sie lassen sich (bislang) nur auf reine Innenohrschwerhörigkeiten anwenden.

5.4 DURCHFÜHRUNG DER VOREINSTELLUNG

Die meisten Hörsysteme werden heute über den **Computer** eingestellt, Geräte mit Trimmern sind nur noch in geringer Zahl am Markt erhältlich. Als Interface dienen die **HIPRO-Box**, **NOAHLink** und andere meist firmenspezifische oft drahtlose Schnittstellen. Jeder Hörgerätehersteller bietet eine Software zur Einstellung seiner Geräte an, die als **Fitting-Modul** bezeichnet wird.

Tabelle 12

Funktionen von Fitting-Modulen:

Hörgeräteauswahl

Hörgeräteerkennung, Ein- und Auslesen der Programmierung

Hörgerätesimulation

Hörgerätevoreinstellung (First Fit)

Hörgerätefeineinstellung

Einstellungsassistent

Soundbeispiele mit oder ohne visuelle Unterstützung

Aktivierung und Einstellung von Zubehör wie z.B. Fernbedienungen

Dokumentationserstellung



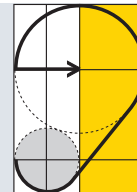
T-01

Funktionen der Fitting-Module siehe auch:

- Band I
- Kapitel T-01
- ab Punkt 1.6

THEORIE

In regelmäßigen Abständen werden die Programme durch den Hersteller aktualisiert. Sie haben einen großen Funktionsumfang, der nur selten von einer einzelnen Person in vollem Umfang bekannt ist und genutzt werden kann.



Fax-Bestellung an:
+49(0) 6162 / 93 24-49

Acousticon GmbH
Tel.: +49 (0) 61 62 / 93 24-0
info@acousticon.de

Hirschbachstraße 48
D-64354 Reinheim
www.acousticon.de

Ihre Fachbuch-Bestellung bei Acousticon

Besteller/in:

Vorname: Rechnungsanschrift:
Name: Firma:
Position: z. H.:
Telefon: Straße/Nr.:
E-Mail: PLZ/Ort:

Lieferanschrift (falls abweichend):
Firma:
z. H.:
..... Straße/Nr.:
..... PLZ/Ort:

(Datum / Unterschrift Besteller/in)

Hiermit bestelle ich folgende/s Fachbuch/Fachbücher bei Acousticon:

- ☐ Stück: **HÖRAKUSTIK – LERNEN + WISSEN, Band 1 »Theorie«**
(2012) von Jens Ulrich und Eckhard Hoffmann
770 Seiten, farbig bebildert, Hardcover, gebunden,
ISBN 978-3-942873-07-9
€ 89,00 (inkl. 7 % MwSt.) zzgl. Versandkosten
- ☐ Stück: **HÖRAKUSTIK – LERNEN + WISSEN, Band 2 »Praxis«**
(2012) von Jens Ulrich und Eckhard Hoffmann
948 Seiten, farbig bebildert, inkl. multimedia DVD, Hardcover,
gebunden, ISBN 978-3-942873-08-6
€ 129,00 (inkl. 7 % MwSt.) zzgl. Versandkosten
- ☐ Stück: **HÖRAKUSTIK – LERNEN + WISSEN, Band 3 »Aufgaben und Lösungen«**
(2012) von Jens Ulrich und Eckhard Hoffmann
635 Seiten, farbig bebildert, Hardcover, gebunden
ISBN 978-3-942873-09-3
€ 89,00 (inkl. 7 % MwSt.) zzgl. Versandkosten.