

# **Objektive Audiometrie mit otoakustischen Emissionen und akustisch evozierten Potenzialen**

Johann Andreas Oswald



**Lehrstuhl für Realzeit-Computersysteme**

**Objektive Audiometrie mit otoakustischen  
Emissionen und akustisch evozierten Potenzialen**

Johann Andreas Oswald

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines

Doktor-Ingenieurs (Dr.-Ing.)

genehmigten Dissertation.

Vorsitzender:

Univ.-Prof. Dr.-Ing. K. Diepold

Prüfer der Dissertation:

1. Univ.-Prof. Dr.-Ing. G. Färber

2. apl. Prof. Dr.-Ing., Dr.-med. habil. Th. Janssen

Die Dissertation wurde am 23.06.2005 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik am 03.08.2005 angenommen.





# Danksagung

Diese Dissertation entstand als Ergebnis meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Lehrstuhl für Realzeit-Computersysteme der Technischen Universität München. Grundlage für einen großen Teil der Ergebnisse war meine Mitarbeit in den von der *Deutschen Forschungsgemeinschaft* (DFG) unter dem Förderkennzeichen Ja 597/6 und Ja 597/8 geförderten Projekten *Entwicklung objektiver Anpaßparameter für mehrkanalige Dynamikkompansionshörgeräte mittels DPOAE und FAEP* bzw. *Entwicklung eines Handgerätes zur automatisierten Hördiagnostik*. Ich möchte allen Personen danken, die mir diese Tätigkeit ermöglichten.

Besonderen Dank schulde ich Herrn Professor Dr. Georg Färber, durch den ich gute Rahmenbedingungen für die wissenschaftliche Arbeit hatte und die hervorragende Arbeitsatmosphäre am Lehrstuhl kennen lernen durfte. Herrn Professor Dr. Dr. Thomas Janssen danke ich für die Begutachtung der Arbeit und für seine unglaubliche Begeisterungsfähigkeit durch die es mir leicht gefallen ist, mich für das Projekt zu motivieren. Allen Mitarbeitern des Lehrstuhls für Realzeit-Computersysteme und der experimentellen Audiologie am Klinikum rechts der Isar danke ich für die sinnvollen und natürlich auch unsinnigen Debatten über Gott und die Welt und das Sockenbügeln im Speziellen. Herrn Dr. Ludwig der Firma Fischer-Zoth danke ich für die wertvollen Diskussionen in der Anfangsphase der Arbeit und für die Unterstützung bei Diplomarbeiten, die den Studenten und mir einen Einblick in das kommerzielle Umfeld der Thematik ermöglichten. Durch die attraktive Themenstellung war es in den vergangenen fünf Jahren nicht schwer studentische Unterstützung bei der Projektarbeit zu erhalten. Den Diplomanden Gerhard Hoferer, Michael Fröstl, Tobias Feneberg, Jürgen Stuber, Marinus Gruber, Moritz Kaiser, Stefan Hörbrand, Bin Zhang, Christian Schultz und der Bachelorarbeit von Stefan Holz knecht verdanke ich nicht nur fachliche Unterstützung, sondern auch die eine oder andere unvorbelastete Sichtweise der Thematik. Dass dabei der Spaß an der Arbeit nicht abhanden kam, zeigte mir die Tatsache, dass Jörg Müller, Thomas Rosner und Florian Kandzia über deren Diplomarbeit hinaus für eine weitere produktive Mitarbeit gewonnen werden konnten.

Nicht zuletzt schulde ich meinen Eltern und Geschwistern sehr großen Dank, die mir meine Ausbildung mit ihrem Einsatz und persönlichen Entbehrungen ermöglicht haben. Besonders bei meiner Frau Veronika und unseren Kindern Katharina und Johannes, aber auch der ganzen (Groß-)Familie, bedanke ich mich für ihre tagtägliche Unterstützung. Ohne Euch wär's nicht so gut gegangen!

München, im Juni 2005

Meiner Familie.

# Inhaltsverzeichnis

<b>Verzeichnis der verwendeten Symbole</b>	<b>viii</b>
<b>1 Einleitung</b>	<b>1</b>
1.1 Motivation und Beiträge dieser Arbeit . . . . .	2
1.2 Gliederung . . . . .	2
<b>2 Grundlagen</b>	<b>5</b>
2.1 Physik, Psychoakustik und Physiologie . . . . .	5
2.2 Otoakustische Emissionen (OAE) . . . . .	13
2.2.1 Klassifizierung der OAE . . . . .	14
2.2.2 Messung der OAE . . . . .	15
2.2.3 Klinischer Nutzen der OAE . . . . .	16
2.3 Akustisch evozierte Potenziale (AEP) . . . . .	17
2.3.1 Klassifizierung der AEP . . . . .	17
2.3.2 Anteile eines EEG . . . . .	18
2.3.3 Messung der AEP . . . . .	19
<b>3 Stand der Technik</b>	<b>22</b>
3.1 Distorsionsprodukt otoakustischer Emissionen (DPOAE) . . . . .	22
3.2 Auditory steady-state response (ASSR) . . . . .	26
3.3 Kalibrierung . . . . .	29
3.4 Verfügbare kommerzielle Messgeräte . . . . .	32
<b>4 Erweiterte Kalibrierkonzepte</b>	<b>35</b>
4.1 Grundlagen . . . . .	35
4.2 Vier Kalibrierkonzepte für einfache Ohrsonden . . . . .	38
4.3 Verfahren zur akustischen Distanzschätzung . . . . .	39
4.3.1 Einschränkungen in der praktischen Umsetzung . . . . .	40
4.3.2 Simulationsergebnisse . . . . .	42
4.3.3 Messaufbau zur Distanzschätzung . . . . .	44
4.3.4 Messergebnisse . . . . .	46
4.4 Verfahren zur akustischer Impedanzschätzung . . . . .	48
4.4.1 Einschränkungen in der praktischen Anwendung . . . . .	50
4.4.2 Messaufbau der Impedanzmessung . . . . .	55
4.4.3 Messergebnisse . . . . .	56

## Inhaltsverzeichnis

4.5	Verfahren zur Prädiktion des Trommelfellschalldrucks . . . . .	59
4.6	Verfahren zum Schätzen des Trommelfellschalldrucks anhand skalierbarer Datenbanken . . . . .	61
4.6.1	Messaufbau . . . . .	63
4.6.2	Kalibrierungsablauf . . . . .	64
4.7	Zusammenfassung mit Fallbeispiel: Auswirkung der Kalibrierung auf DPOAE-Messungen . . . . .	66
<b>5</b>	<b>Beiträge zur Verbesserung der Möglichkeiten objektiver Audiometrie</b>	<b>69</b>
5.1	DPOAE & Hörschwelle . . . . .	69
5.2	Vergleich von DPOAE-Messverfahren und Abbruchkriterien . . . . .	76
5.3	DPOAE & Lautheit . . . . .	87
<b>6</b>	<b>Entwicklung eines Messsystems zur Fusion verschiedener objektiver Methoden der Audiometrie</b>	<b>101</b>
6.1	Systemprinzip . . . . .	101
6.2	Messumgebung in Hard- und Software . . . . .	103
6.3	Hinweise zur Signalverarbeitung für die Erfassung von ASSR . . . . .	113
6.4	Test der Funktionalitäten . . . . .	115
6.4.1	Messplattform und Ohrsonden . . . . .	115
6.4.2	Schaltbare Mikrofonverstärkung . . . . .	122
6.4.3	Suppression der Primärtöne im Mikrofonsignal . . . . .	124
6.4.4	DPOAE Messergebnisse im Vergleich: Fallbeispiel . . . . .	126
6.4.5	ASSR Messungen im Vergleich . . . . .	129
<b>7</b>	<b>Gleichzeitige Messung otoakustischer Emissionen und akustisch evozierter Potenziale</b>	<b>140</b>
7.1	Studiendesign . . . . .	140
7.1.1	Probandenkollektiv . . . . .	141
7.1.2	Messumgebung . . . . .	141
7.1.3	Methode . . . . .	142
7.1.4	Fragestellungen und Experimente . . . . .	144
7.2	Ergebnisse . . . . .	146
7.2.1	Reproduzierbarkeit der Messungen . . . . .	146
7.2.2	Spektrale DPOAE-Nebenlinien durch HOSSA Messung . . . . .	147
7.2.3	Vergleich der Ergebnisse von singulärer Anregung und hybrider Anregung . . . . .	149
7.2.4	Verdeckungseffekte . . . . .	153
7.3	Diskussion . . . . .	154
7.3.1	Reproduzierbarkeit . . . . .	154
7.3.2	Vergleich der Ergebnisse von hybrider und singulärer Anregung . . . . .	156
<b>8</b>	<b>Optimierungen und simultane, binaurale sowie multifrequente Messung</b>	<b>162</b>
8.1	Optimales Reizparadigma basierend auf dem adäquaten Reiz am Trommelfell	163
8.1.1	Abhängigkeit der DPOAE von der Kalibrierung . . . . .	163

8.1.2	Versuchsdurchführung . . . . .	166
8.1.3	Ergebnis . . . . .	166
8.1.4	Vergleich mit der Pegelschere . . . . .	172
8.2	Abhängigkeit der DPOAE von der Phase der Primärtöne (monaural und binaural) . . . . .	174
8.2.1	Versuchsaufbau . . . . .	175
8.2.2	Ergebnisse und Diskussion . . . . .	176
8.3	Einfluss multifrequenter Stimulation auf DPOAE (monaural und binaural)	180
8.3.1	Versuchsdurchführung . . . . .	180
8.3.2	Ergebnisse und Diskussion . . . . .	180
8.3.3	Zeitbedarf . . . . .	183
8.4	Ermittlung des individuellen, optimalen Reizparadigmas der DPOAE mittels HOSSA . . . . .	184
8.5	Vorschlag zur systematischen Anwendung der DPOAE, ASSR und HOSSA	185
<b>9</b>	<b>Zusammenfassung und Ausblick</b>	<b>191</b>
	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>194</b>

# Verzeichnis der verwendeten Symbole

AC97	Audio Codec 97
ADSP21xx	Analog Devices 16 bit DSP Familie
A/D	Analog/Digital
ADC	Analog Digital Converter
äHz	Äußere Haarzellen
$\alpha$	Dämpfungskonstante [1/m]
$\alpha_{dB}$	Dämpfungskonstante [dB/m]
ALS	Absolute Lautheitsschätzung
AP	Aktionspotenzial
$A$	Querschnittsfläche [m <sup>2</sup> ]
AS	Ablaufsteuerung
ASCII	American Standard Code for Information Interchange
ASSR	Auditory steady-state response
AMFR	Amplitude modulation following response (Amplitudenmodulierte Frequenz-Folgeantworten) tw. synonym zu ASSR
AV	Aktivboxverstärker
BERA	Brainstem Evoked Response Audiometrie (Hirnstammaudiometrie)
$\beta$	Phasenkonstante [m <sup>-1</sup> ]
CACDSP	DSP der Communication Automation Corporation (CAC). Integriert im DP2000-System von Starkey.
CODEC	Codierer Decodierer
COTS	Commercial Off The Shelf
$c$	Schallgeschwindigkeit [ms <sup>-1</sup> ]
CU	Categorical Unit: Einheit der kategorialen Lautheitsskalierung
CV	Constant Voltage Kalibrierung
CV mit Vol.	Constant Voltage Kalibrierung mit Volumen Anpassung
DAC	Digital Analog Converter
D/A	Digital/Analog
DAG	Data Address Generator
dB	Dezibel
dB SPL	Dezibel Sound Pressure Level (Schalldruckpegel bezogen auf $p_0 = 2 \cdot 10^{-5}$ Pa)

$D$	Distanz [m] (zwischen Ohrsonde und Trommelfell)
$d$	Durchmesser [m] (des Gehörgangs)
DFG	Deutsche Forschungsgemeinschaft
DIN	Deutsche Industrienorm
DP2000	DPOAE-Messsystem von Starkey. Kommerzielles Referenzsystem (Gold-Standard) für DPOAE Messungen.
DPOAE	Distorsionsprodukt otoakustischer Emissionen
DSP	Digitaler Signalprozessor
eCoG	Elektrocochleographie
EMV	Elektromagnetische Verträglichkeit
EOAE	evozierte otoakustische Emissionen
$\epsilon$	relativer Fehler
$f_1$	Frequenz des ersten Primärtons der DPOAE Stimulation
$f_2$	Frequenz des zweiten Primärtons der DPOAE Stimulation
$f_s$	Samplingfrequenz (Abtastfrequenz)
$f_{dp}$	Frequenz der $2f_1 - f_2$ -DPOAE
$f$	Frequenz [Hz]
FAEP	Frühe akustisch evozierte Potenziale
$F_{ak}$	akustisches Farad [ $10^{-5} \cdot \text{m}^5/\text{N}$ ]
FFT	Fast Fourier Transformation Schneller Algorithmus zur Berechnung der diskreten Fouriertransformation
$\gamma$	Ausbreitungskoeffizient $\gamma = \alpha + j\beta$
GNU	GNU is Not Unix
GPL	GNU Public License
GUI	Grafische Benutzeroberfläche (engl: graphical user interface)
$H_{ak}$	akustisches Henry [ $10^5 \cdot \text{Ns}^2/\text{m}^5$ ]
$h_{mik}$	Mikrofonsensitivität bzw. Empfindlichkeitsfunktion [V/Pa]
$H(f)$	Übertragungsfunktion
HL	Hörverlust (engl.: hearing loss)
HNO	Hals, Nasen, Ohren
ItE	Im-Ohr Kalibrierung (in-the-ear)
iHz	Innere Haarzellen
IP	Internet Protocol
IrDA	Infrared Data Association
IR	Infrarot
ISR	Interrupt Service Routine
$J_i$	Besselfunktion i-ter Ordnung
$\text{K}^+$	einfach positiv geladenes Kalium-Ion
$k$	Frequenzgang
$K$	Kettenmatrix
KLS	Kategoriale Lautheitsskalierung
$L_1$	Schalldruckpegel des ersten Primärtons der DPOAE Stimulation
$L_2$	Schalldruckpegel des zweiten Primärtons der DPOAE Stimulation
$L_{dp}$	Schalldruckpegel der $2f_1 - f_2$ -DPOAE

## Verzeichnis der verwendeten Symbole

LA	Lautheitsabgleichung
$\lambda$	Wellenlänge der Schallwellen [m]
$l$	Länge [m]
$L$	Schalldruckpegel [dB SPL]
LMSE	Least Mean Square Error (Regression)
LN	Lautstärkepegel [phon]
LS	Lautsprecher
LTI	Linear time invariant (linear und zeitinvariant)
LVP	Lautheitsverhältnisproduktion
$m_{ak}$	akustische Masse [ $\text{Ns}^2/\text{m}^5$ ]
MAEP	Mittlere akustisch evozierte Potenziale
MATLAB	Programm für Berechnungen/Simulationen von The Mathworks Inc.
MR	Messreihe
MFLOPS	Million Floating Point Operations Per Second Millionen Fließkommaoperationen pro Sekunde
MIK	Mikrofon
MIPS	Million Instructions Per Second Millionen Befehlsoperationen pro Sekunde
$m$	Mittelwert
$\text{Na}^+$	einfach positiv geladenes Natrium-Ion
$n_{ak}$	akustische Nachgiebigkeit [ $\text{m}^5/\text{N}$ ]
$N$	Anzahl der Mittelungen
$N$	additives, unkorreliertes Rauschen
NIC	Network Interface Card
$n$	mechanische Nachgiebigkeit [ $\text{m}/\text{N}$ ]
$N_P$	Größe des Pufferspeichers
OAE	Otoakustische Emissionen
$\Omega_{ak}$	akustisches Ohm [ $10^5 \cdot \text{Ns}/\text{m}^5$ ]
$\omega$	Kreisfrequenz [Hz]
OPAH	Objektive Parameterbestimmung zur Anpassung von Hörgeräten
OSI	Open Systems Interconnection
$p_0$	Bezugsschalldruck zur Normierung in den $dB$ -Bereich
PC	Personal Computer
PIC	Probe Interface Cable (Anschlussvorrichtung inkl. VV der ER-10C(P) Ohrsonde an das DP2000 System)
$p, p_x$	Schalldruck [Pa]
$q$	Schallfluss [ $\text{m}^3/\text{s}$ ]
RAM	Random Access Memory
RCS	Lehrstuhl für Realzeit-Computersysteme
rdI	Klinikum rechts der Isar
RLS	Relative Lautheitsschätzung
RMS	Root mean square (Zusatz bei Effektivwerten)
$r$	Radius [m]
$R$	Reflektanz



SAEP	Späte akustisch evozierte Potenziale
SAP	Summenaktionspotenzial
SEOAE	Simultan evozierte otoakustische Emissionen
$\sigma$	Standardabweichung
SIL	Sound intensity level (Schallintensitätspegel als Flußgröße im Kontrast zu SPL)
SL	Sensation Level (Empfindungspegel)
$S$	Mikrofonsignalnutzanteil
SNR	Signal-zu-Rausch-Verhältnis (engl.: signal to noise ratio)
SOAE	Spontane otoakustische Emissionen
SPL	Schalldruckpegel (engl.: sound pressure level)
SPORT	Serieller Port des AD21xx 16 bit DSP von Analog Devices
SP	Referenzebene der Ohrsonde (Sondenpegel)
$t_{1n}$	Nullstelle n der Besselfunktion erster Ordnung
TCP	Transfer Control Protocol
TDM	Time Divison Multiplex
TEOAE	Transitorisch evozierte otoakustische Emissionen
TK	Tonkomplex
TLS	Total least mean square (Regression)
TOD	Top of Drum, oberes Ende des Trommelfells
TP	Referenzebene am (simulierten) Trommelfell (Trommelfellpegel)
T	Temperatur [°C]
TUM	Technische Universität München
t	Zeitvariable [s]
UART	Universal Asynchronous Receiver / Transmitter
UDP	User Datagram Protocol
$u$	elektrische Spannung [V]
$U_{LS}$	Anregungssignal (Spannung) des Sondenlautsprechers
$\rho$	Massendichte eines Mediums [kg/m <sup>3</sup> ]
VEMP	Vestibulär evozierte myogene Potenziale
VV	Vorverstärker
$w_{ak}$	akustischer Widerstand [Ns/m <sup>5</sup> ]
$x_1, x_2$	Orte auf der Basilarmembran, auf die die Primärtöne $f_1$ und $f_2$ abgebildet werden (tonotope Abbildung).
$x_e$	Entstehungsort der Emission auf der Basilarmembran (1. Quelle)
$x_p$	Ort der Perzeption der Emission auf der Basilarmembran (2. Quelle)
$Y_{ak}$	akustische Admittanz [m <sup>5</sup> /Ns]
$Z_{ak}$	akustische Impedanz [Ns/m <sup>5</sup> ]
$Z_L$	Leitungswellenwiderstand
$Z_{Luft}$	Schallkennimpedanz von Luft [kg/(m <sup>2</sup> s)]

# Zusammenfassung

Mit der Entwicklung einer DSP-basierten Messplattform wird ein Gesamtsystem vorgestellt und validiert, auf dem verschiedene Methoden der Audiometrie fusioniert werden können.

Durch Kalibrierung des Systems bezogen auf den adäquaten Reizpegel am Trommelfell, resultieren geringere intraindividuelle Abweichungen eines neuen optimalen Reizparadigmas zur Messung von Distorsionsprodukten otoakustischer Emissionen (DPOAEs). Alternative Kalibrierungsansätze zur Bestimmung der notwendigen Parameter werden in Simulation und Messung beschrieben. Zur Anwendung gelangt ein Kalibrierverfahren, das auf einfachen, technischen Modellen des menschlichen Gehörs beruht und die akustischen "Charakteristika" des Individuums durch einfachen Abgleich mit einer skalierbaren Datenbank miteinbezieht.

Aus DPOAE I/O-Funktionen können objektive Schätzwerte der Hörschwelle und des pegelabhängigen, kompressiven Verlaufs der Verstärkung im Innenohr gewonnen werden. Durch einen Vergleich mit Messdaten aus subjektiver Tonschwellenaudiometrie und Lautheitsskalierung wird dargestellt, wie valide Parameter zur Anpassung eines Hörgerätes gewonnen werden können.

Zusammen mit dem eigenen Messsystem wird ein hybrides Reizparadigma vorgestellt, mit dem DPOAE und auditory steady-state responses (ASSRs) simultan und ohne Einschränkung der prinzipiell divergierenden, optimalen Parameter gemessen werden können. Die wechselseitigen Beeinflussungen auf die erzielten Resultate im hybriden Modus werden im Vergleich zur singulären Messung quantifiziert und diskutiert. Bei der binauralen Stimulation und simultanen Kombination mehrerer Testfrequenzen bei der DPOAE Messung sind die gegenseitigen Beeinflussungen ebenfalls gering.

Unter Beachtung der Zeitersparnis, die mit der Kombination der Verfahren einhergeht, und der Automatisierbarkeit der Messungen, bietet das beschriebene Messsystem deutliche Verbesserungen der Möglichkeiten der objektiven Audiometrie für die praktische Anwendung im klinischen Betrieb.

# 1 Einleitung

Wer Ohren hat, der höre. (Mt 13,9)

Im Zusammenhang der kausalen Folge von Zuhören, Verstehen und das Gehörte in (gute) Taten umsetzen, wird dieses Zitat nicht nur in der Bibel häufig benutzt. Allerdings stellt die dabei mitschwingende Selbstverständlichkeit der Kausalität für 14 Millionen Menschen in Deutschland ein großes Problem dar. Sie hören schlecht. Jeder fünfte Erwachsene ist betroffen, jeder dritte 60 bis 70-Jährige und jeder zweite über 70 Jahre ([27]). Aufgrund eines geänderten Freizeitverhaltens treten auch bei jüngeren Menschen vermehrt Hörschäden auf ([69], [55]). Drei von Tausend Neugeborenen haben eine angeborene erhebliche Störung der Hörfähigkeit.

Der Grad der Beeinträchtigung hängt dabei hauptsächlich vom Beginn und Ausmaß des Hörverlustes ab. So führen angeborene oder frühkindlich erworbene Hörschäden häufig zu einer gestörten Sprachentwicklung und somit zur Verschlechterung der kommunikativen, psychischen und sozialen Entwicklung des Kindes. Nicht erkannte Hörstörungen führen zur Retardierung des normalen Entwicklungsverlaufs. Die Altersschwerhörigkeit hingegen geht mit einer über Jahre dauernden Anpassung der Menschen an die geänderten Hörfähigkeit einher. Die Kompensation durch ein angepasstes Hörgerät wird dementsprechend häufig als plötzliche Störung der geänderten Lebensgewohnheiten aufgefasst und führt zu Inakzeptanz der *neuen* Sinneseindrücke. Im Allgemeinen gehen Schädigungen der Hörfunktion mit negativen psychosozialen Folgen einher ([53],[33]). Sie führen häufig zu Abkapselung und Weltentfremdung der Betroffenen. Im Gegensatz zur Sehhilfe, welche gerne auch ohne funktionelle Notwendigkeit als modisches Accessoire benutzt wird, wird die Hörhilfe in der Gesellschaft nicht mit positiven Konnotationen verknüpft. Zur Stigmatisierung der Hörgeschädigten kommt hinzu, dass die Qualität vieler Hörgeräte als unzureichend empfunden wird.

Mit moderner Technologie kann jedoch beiden Problemen entgegen getreten werden. Neben zunehmend modischem Design können Hörgeräte als Complete in the Channel (CiC) Geräte nach außen hin unsichtbar vollständig im äußeren Gehörgang Platz finden. Stupide Mechanismen der Schallverstärkung sollten durch korrekte Anpassung moderner Dynamik-Kompressionshörgeräte ebenfalls der Vergangenheit angehören. Allerdings müssen Hörgeräte als Halbprodukte den individuellen Bedürfnissen in relativ langwierige Sitzungen angepasst werden ([33]). Vor allem ältere Menschen empfinden die dazu notwendigen subjektiven Hörtests als sehr anstrengend, was häufig mit nicht reproduzierbaren Ergebnissen einhergeht. Nicht-kooperativen Patienten, wie Kleinkinder oder geistig verwirrten Personen, bleibt eine Anpassung moderner Hörhilfen aufgrund einer fehlenden Objektivierung der Einstellung zumeist verwehrt.

## 1.1 Motivation und Beiträge dieser Arbeit

Im Rahmen eines von der Deutschen Forschungsgemeinschaft (DFG) geförderten Projektes wurden seit dem Jahr 2000 die Möglichkeiten zur Parametrierung moderner Dynamik-Kompressionshörgeräte exklusiv basierend auf *objektiven* Methoden der Audiometrie untersucht. Die Mitarbeit an diesem Projekt bildet die Grundlage für die vorliegende Dissertation. Diese hat zwar nicht die Hörgeräteparametrierung zum Kernthema, sondern fokussiert sich auf Beiträge zur Steigerung der Effizienz der objektiven Audiometrie. Lediglich Teilaspekte behandeln konkret die objektive Gewinnung der Parameter wie Kompressionsverlust oder Quantifizierung der Hörschwelle, die zur Hörgeräteeinstellung benutzt werden sollen.

Durch die enge Kooperation zwischen dem Lehrstuhl für Realzeit-Computersysteme (RCS) und der Abteilung für experimentelle Audiologie der Hals-Nasen-Ohren (HNO)-Klinik des Klinikums rechts der Isar (rdI) an der Technischen Universität München (TUM) wurde eine neue Messumgebung in Hard- und Software entwickelt, auf der klinisch anwendbare, objektive Methoden der Audiometrie am Patienten<sup>1)</sup> erprobt und deren Tauglichkeit überprüft werden konnten. Neben der neu geschaffenen Option, verschiedene Untersuchungen auf einer einzigen Messplattform zu kombinieren, war es möglich den Vorteil durch simultane Anwendung von bisher konkurrierenden, objektiven Methoden der Audiometrie darzustellen. In Zusammenhang mit dem Vorschlag einer objektiveren Art der Kalibrierung konnten Messungen sowohl zeitlich als auch qualitativ optimiert werden. Methodische Verbesserungen der objektiven Hörschwellschätzung und der Vergleich objektiv gewonnener Parameter mit der subjektiven kategorialen Lautheits-skalierung ermöglichen für die Zukunft eine Objektivierung der Anpassung moderner Dynamik-Kompressionshörgeräte.

## 1.2 Gliederung

**Grundlagen** Als interdisziplinäres Projekt im Bereich der Medizintechnik ist es nötig, die physiologischen Grundlagen zum Verständnis der Arbeit kurz darzulegen und weiterführende Hinweise für interessierte Leser zu geben. Die zwei wichtigsten objektiven Methoden der Audiometrie dieser Arbeit, nämlich otoakustische Emissionen (OAE) und akustisch evozierte Potenziale (AEP), werden in Kapitel 2 erläutert.

**Stand der Technik** Die aktuellen Möglichkeiten und Trends der Forschung im Bereich der objektiven Audiometrie werden in Kapitel 3 dargestellt. Ohne den Anspruch, das Gebiet vollständig darzustellen, sollen die thematisch verwandten Arbeiten erwähnt werden, und so die Möglichkeit der Einordnung und Abgrenzung zur vorliegenden Arbeit gegeben werden.

---

<sup>1)</sup> Die Bezeichnungen Patient und Proband werden in dieser Arbeit unabhängig vom Geschlecht der jeweiligen (Versuchs-)Person geführt.

**Erweiterte Kalibrierkonzepte** Resultierend aus unterschiedlichen Kalibrierungsmethoden in Kombination mit darauf nicht angepassten Stimulationen, streuen Ergebnisse und Interpretationen der OAE Messungen verschiedener Forschungsgruppen immens. Zur Kompensation der Effekte interindividuell variierender Trommelfellimpedanzen und Gehörgangslängen werden Ansätze zur Kalibrierung audiometrischer Messgeräte mit einfachen Ohrsonden vorgestellt und analysiert. Eine neue, skalierbar einsetzbare Methode der Kalibrierung wird in Kapitel 4 beschrieben. Sie versucht, die Vergleichbarkeit der Messergebnisse unterschiedlicher Forschergruppen zu erhöhen, indem exklusiv auf technisch implementierte und reproduzierbare Modelle Bezug genommen wird. Die Interpretation der physiologischen Variationen der Messergebnisse kann dadurch deutlich verbessert werden<sup>2)</sup>.

**Beiträge zur Verbesserung der Möglichkeiten objektiver Audiometrie** Die Möglichkeiten und Grenzen der objektiven Vorhersagbarkeit der Hörschwelle werden in Kapitel 5 basierend auf klinischen Patientendaten dargestellt und resultieren in einen Vorschlag zur objektiven Hörschwellenschätzung.

Zwei als 'alternative' Verfahren zur Detektion von OAEs bekannte Verfahren werden auf ihre Eigenschaften hin in Simulation und konkreter Implementierung in der unterschiedlichen Messgeräten untersucht und als gleichwertig charakterisiert.

Um mittels objektiver Methoden das Lautheitsempfinden eines Menschen vorhersagen zu können, werden initiale Arbeiten zu Vergleichsmöglichkeiten abschließend in Kapitel 5.3 dargestellt. Die Vorgehensweise konnte anhand von Fallstudien bestätigt werden, ohne jedoch bereits den Reifegrad einer universellen in der klinischen Praxis anzuwendenden Methode zu besitzen.

**Entwicklung eines Messsystems zur Fusion verschiedener objektiver Methoden der Audiometrie** Die Rahmenbedingungen und die Elemente des entwickelten Messsystems wird in Kapitel 6 dargestellt. Neben dem Prinzip der Erweiterbarkeit und Plattformunabhängigkeit kommt der Zweiteilung des Messsystems eine besondere Bedeutung zu. Die Intelligenz in den Verfahren und der Messablaufsteuerung wird verteilt auf eine Messplattform in Form eines Headsets mit digitalem Signalprozessor (DSP) und einer flexiblen, state-of-the-art Benutzerschnittstelle wie z.B. Personal Computer (PC), Subnotebook oder Smartphones. Telemedizinische Anwendungsszenarien können damit Abläufe des klinischen Betriebs optimieren. Vergleichende Funktionstests des neuen Messsystems bzgl. der Erfassung von Distorsionsprodukten otoakustischer Emissionen (DPOAEs) und auditory steady-state responses<sup>3)</sup> (ASSRs) mit validierten Messsystemen der klinischen Praxis und Untersuchungen zu Reproduzierbarkeit zeigen die Möglichkeit der Fusion verschiedener objektiver Verfahren auf einer Messplattform.

---

<sup>2)</sup> Quantifizierbare Vorteile dieser Kalibrierung basierend auf dem neu entwickelten Messsystem (siehe Kapitel 6) werden in Kapitel 8 vorgestellt.

<sup>3)</sup> Die Bezeichnung auditorisch stationäre Potenziale als deutsche Übersetzung ist ungebräuchlich.

**Gleichzeitige Messung otoakustischer Emissionen und akustisch evozierter Potenziale** Die ASSR ermöglicht eine quantitative und frequenzspezifische Erfassung des Hörverlustes auf neuraler Ebene. Die Reizantworten lassen sich im gesamten Dynamikbereich des Hörens aufnehmen. Der nötige Zeitaufwand ist im Vergleich zur Messung von DPOAE, mit deren Hilfe keine schweren Hörstörungen quantifiziert werden können, allerdings erheblich größer. In Kapitel 7 wird dargestellt, wie die Vorteile beider Verfahren zur Steigerung der Effizienz simultan genutzt werden können. Qualitative gegenseitige Beeinflussungen dieser hybriden Messung werden diskutiert.

**Optimierungen und simultane, binaurale sowie multifrequente Messung** Als Ergebnis der in Kapitel 4.6 vorgestellten neuen Methode der Kalibrierung wird in Kapitel 8 ein neues optimales Reizparadigma zur DPOAE Messung mit der neu entwickelten Messplattform vorgestellt. Im Vergleich zu einer konventionellen Art der Kalibrierung können Vorteile quantifiziert gegenübergestellt werden.

DPOAE Messungen können voll automatisiert binaural und mit jeweils zwei Testfrequenzen simultan durchgeführt werden. Daraus resultieren Zeitvorteile und Synergieeffekte die anhand von Fallbeispiele der hybriden Messung mit der erstellten Messplattform untermauert werden. Die klinische Anwendbarkeit der Verfahren wird abschließend diskutiert.

**Ausblick** Neben einer kurzen Zusammenfassung der wesentlichen Beiträge dieser Arbeit werden in Kapitel 9 weitere Fusionsmöglichkeiten objektiver und subjektiver Verfahren der Audiometrie auf dem Messsystem dargelegt.

## 2 Grundlagen

### 2.1 Physik, Psychoakustik und Physiologie

Das menschliche Ohr empfängt und verarbeitet Schallwellen. Dies sind mechanische Longitudinalwellen, die sich ausgehend von einer Schallquelle, einem schwingenden Körper, in Festkörpern, Flüssigkeiten und Gasen in Form von Druckschwankungen ausbreiten. Diese Druckschwankungen breiten sich mit der Schallgeschwindigkeit  $c$  aus, die in Luft bei  $T = 0^\circ\text{C}$  ca.  $331,6 \text{ m/s}$  beträgt <sup>1)</sup>. Der mit den Verdichtungen und Verdünnungen verbundene Schallwechseldruck  $p$  ist dem statischen atmosphärischen Druck überlagert und hat im einfachsten Fall eines reinen Tones eine sinusförmige Abhängigkeit von Zeit und Ort. Die Amplitude der Schwingung beeinflusst die subjektiv empfundene Schalldruckpegel. Der räumliche Abstand zweier benachbarter Punkte gleichen Schalldrucks bezeichnet man als Wellenlänge  $\lambda$  und ist mit der Tonhöhe, welche durch die Frequenz  $f$  charakterisiert, wird nach Gleichung 2.1 verknüpft.

$$c = \lambda \cdot f \quad (2.1)$$

Das Gehör des Menschen ist in der Lage Frequenzen im Bereich von 16 Hz bis etwa 20000 Hz zu erfassen. In diesem Bereich können ungefähr 640 Tonhöhen unterschieden werden, wobei bereits ein Frequenzunterschied von nur 0,2 bis 0,5% differenziert werden kann. Der frequenzabhängige, minimale Schalldruck, der nötig ist, um ein Hörereignis beim Menschen auszulösen, charakterisiert die Hörschwelle (siehe Bild 2.1). Das Gehör ist im Bereich von 500 Hz bis 5 kHz, dem Hauptsprachbereich, am empfindlichsten. Bei etwa 4 kHz ist es imstande noch einen minimalen Schalldruck von ca.  $10^{-5} \text{ Pa}$  wahrzunehmen. Dieser liegt bereits in der Größenordnung des von der Brownschen Molekularbewegung verursachten Schalldrucks. Das Gehör kann aber auch noch Schalldrücke von etwa 200 Pa verarbeiten. Erst hier beginnt, je nach Frequenz, die Schmerzgrenze und es kommt zu einer Überbelastung des Hörorgans. Um den großen vom Menschen erfassbaren Dynamikbereich anschaulich darzustellen, wird der Schalldruckpegel  $L$  verwendet, welcher den tatsächliche Schalldruck  $p_x$  relativ zu dem Bezugsschalldruck  $p_0 = 2 \cdot 10^{-5} \text{ Pa}$  nach Gleichung 2.2 in Bezug gesetzt:

$$L[\text{dB SPL}] = 20 \cdot \log_{10} \frac{p_x}{p_0} \quad (2.2)$$

Der Schalldruckpegel  $L$  ist als Logarithmus einer Verhältnisgröße grundsätzlich dimensionslos und besitzt keine Einheit. Jedoch fügt man zur Kennzeichnung der Logarithmierung

---

<sup>1)</sup> Die Schallgeschwindigkeit in Gasen hängt von Druck, Dichte und Temperatur ab.

## 2 Grundlagen

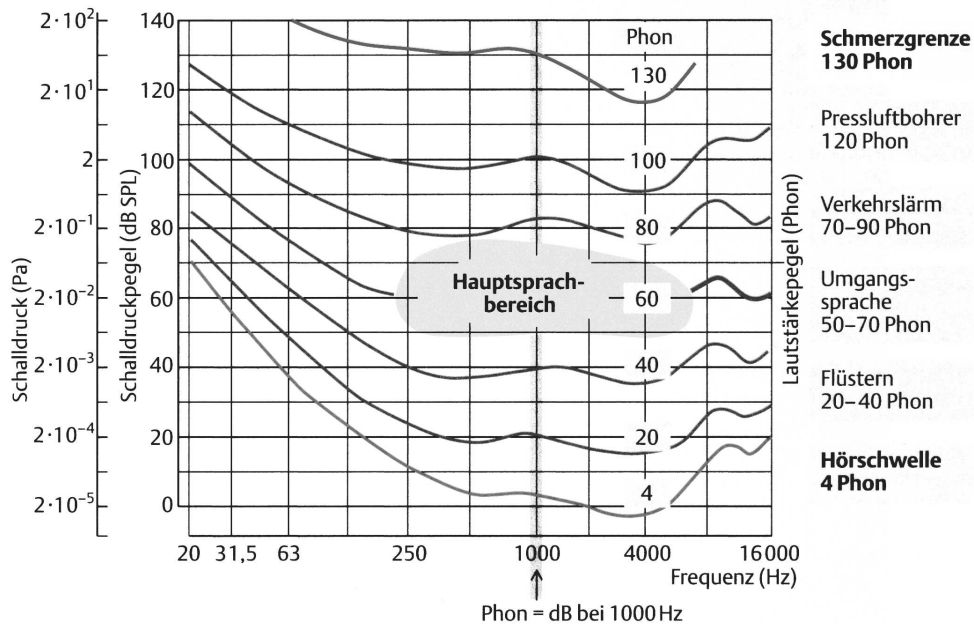


Bild 2.1: Alltagsgeräusche im Bezug zu Hörfeld, Schalldruckpegel, Schalldruck und Lautstärkepegel nach Silbernagl und Despopoulos [174]

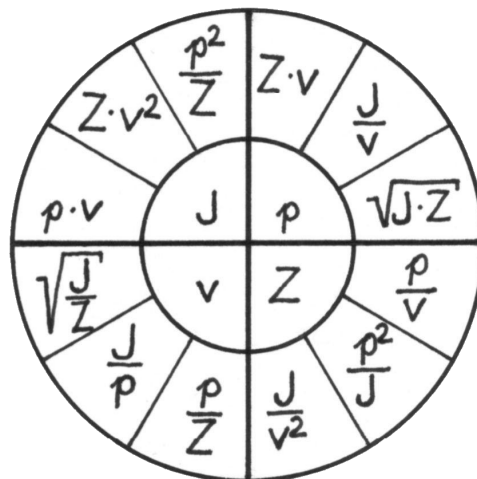


Bild 2.2: Formelsammlung zur Umrechnung akustischer Größen ([12]). Die Größen (und ihre elektrischen Analogien): Schalldruck  $p$  (in Analogie zur elektrischen Spannung  $U$ ), Schallschnelle  $v$  (Stromstärke  $I$ ), Schallimpedanz  $Z$  (Widerstand  $R$ ) und Schallintensität  $J$  (Leistung  $P$ ). Anwendungsbeispiel:  $v = \frac{p}{Z} (I = \frac{U}{R})$ .



und der gewählten Bezugsgröße dem Zahlenwert die Maßeinheit dB SPL (Sound Pressure Level) an. Wird der Schalldruckpegel  $p_x$  auf die mittlere Hörschwelle eines Normalhörenden bezogen fügt man im Unterschied dazu die Einheit dB HL (Hearing Level). Dient als Bezugswert die individuelle Hörschwelle einer Person, findet als Maßeinheit dB SL (Sensation Level) Verwendung. Der Schalldruckpegel ist eine physikalische, messbare Größe und spiegelt nicht die physiologische, frequenzabhängige Schalldruckpegelempfindung beim Menschen wider. Im Gegensatz zur Schallfeldgröße  $L$  bezieht sich die Schallintensität  $I$  auf den Energiegehalt. Für beide Größen gilt die Beziehung  $I \approx p^2$ . Im Sprachgebrauch benutzt man als Schallintensitätspegel den Zusatz dB SIL:

$$L_J[\text{dB SIL}] = 10 \cdot \log_{10} \frac{J_x}{J_0}$$

$$J_0 = 10^{-12} \frac{\text{W}}{\text{m}^2}$$

Zur Übersicht über den Zusammenhang von Schalldruck  $p$  (in Analogie zur elektrischen Spannung  $U$ ), Schallschnelle  $v$  (Stromstärke  $I$ ), Schallimpedanz  $Z$  (Widerstand  $R$ ) und Schallintensität  $J$  (Leistung  $P$ ) eignet sich Bild 2.2. Eine Übersicht über die vom menschlichen Ohr wahrnehmbaren Pegel- und Frequenzbereiche bietet die in Bild 2.1 dargestellte Hörfläche nach Robinson-Datson (DIN 1318), die im unteren Bereich von der Hörschwelle und im oberen von der Schmerzgrenze begrenzt wird. Dazwischen sind weitere Kurven gleichen Schalldruckpegels, die so genannten Isophone, eingezeichnet. Diese geben an, welcher Schalldruckpegel bei einer bestimmten Frequenz und einem durchschnittlichen Normalhörenden die gleiche Schalldruckpegelempfindung auslöst wie der Schalldruckpegel eines 1 kHz-Tons. Der Schalldruckpegel  $L_N$  ist dimensionslos, wird aber in der Einheit *phon*<sup>2)</sup> angegeben. Da das Ohr für etwa 1 kHz den größten Dynamikbereich aufweist, werden Schalldruckpegelwerte auf diese Frequenz bezogen. Per Definition stimmt daher die Phonskala bei 1 kHz mit der Schalldruckpegelskala [dB SPL] überein. Die Schalldruckpegel alltäglicher Geräusche sind zur Orientierung ebenfalls abgebildet, wobei jedoch nochmals auf die frequenzabhängigkeit der Empfindung hingewiesen werden muss. Das vom menschlichen Gehör ermöglichte Auflösungsvermögen von verschiedenen lauten Tönen liegt abhängig von Art, Dauer, Frequenzbereich und Pegel des Schalles bei näherungsweise 1 phon. Dies bedeutet, dass geringste Schalldruckunterschiede *relativ zueinander* wahrgenommen werden können. Das absolute Lautheitsauflösungsvermögen ist dabei allerdings wesentlich geringer. Der Schalldruckpegel  $L_N$  veranschaulicht das frequenzabhängige Schalldruckpegelempfinden, jedoch nicht die relative Änderung des Schalldruckpegeleindrucks bei unterschiedlichen Pegeln bezogen auf eine bestimmte Frequenz. Dafür wurde die Größe der Lautheit  $N$  eingeführt, die ebenso wie der Schalldruckpegel dimensionslos ist, aber für gewöhnlich in *sones*<sup>3)</sup> angegeben wird. Die Lautheit in sone gibt an, um wie viel mal lauter oder leiser ein Schall im Vergleich zu einem 1 kHz-Ton mit 40 dB SPL, der per Definition einer Lautheit von 1 sone entspricht, empfunden wird. Der Verlauf der nach Zwicker sowie Fletcher und Munson bei Normalhörenden ermittelten sone-Lautheitskurve

<sup>2)</sup> Aus dem Griechischen für Stimme, Laut.

<sup>3)</sup> Aus dem Lateinischen von 'sonare' für erklingen, ertönen. Neben sone ist auch CU (Categorical Unit) als Maßeinheit bei der kategorialen Lautheitsskalierung gebräuchlich.

## 2 Grundlagen

für 1kHz, lässt sich wie in Bild 2.3 gezeigt darstellen.

Sie spiegelt eine, auf Basis experimentell gewonnener Daten beruhende, modellmäßig geglättete Form des Lautheitsverlaufs wider und lässt sich somit als gemittelte Annäherung an den tatsächlichen individuellen Verlauf eines Normalhörenden verstehen. Die Lautheit in *sone* wird bevorzugt in logarithmischen Maßstab angetragen und lässt sich näherungsweise durch eine Gerade mit der in Bild 2.3 angegebenen Gleichung darstellen, wobei Abweichungen von dieser Geraden bei Pegeln kleiner als 40 dB SPL zu erkennen sind.

Für Pegel oberhalb 40 dB SPL kann man nach dieser Kurve vereinfacht annehmen, dass mit einer Erhöhung des Pegels um 10 dB eine Verdopplung der Lautheit einhergeht.

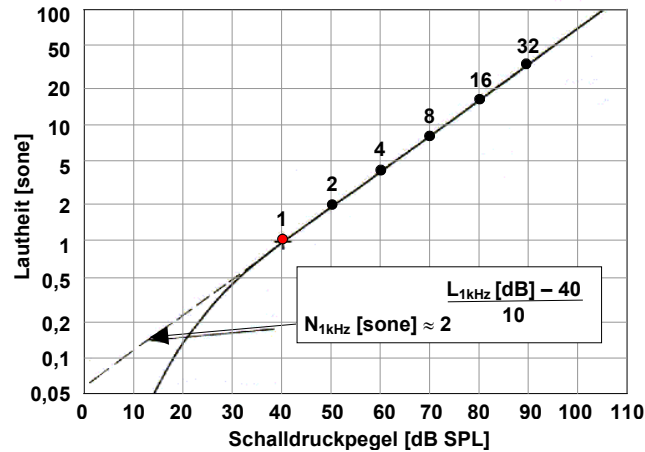
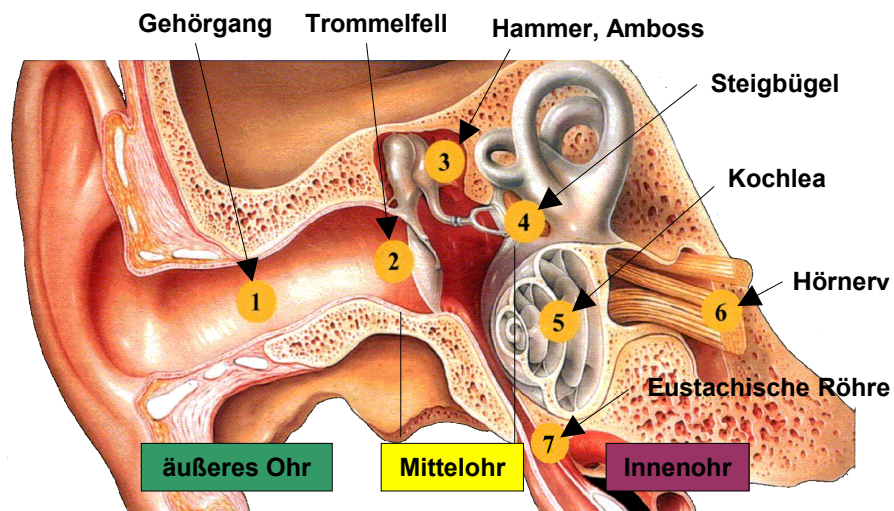


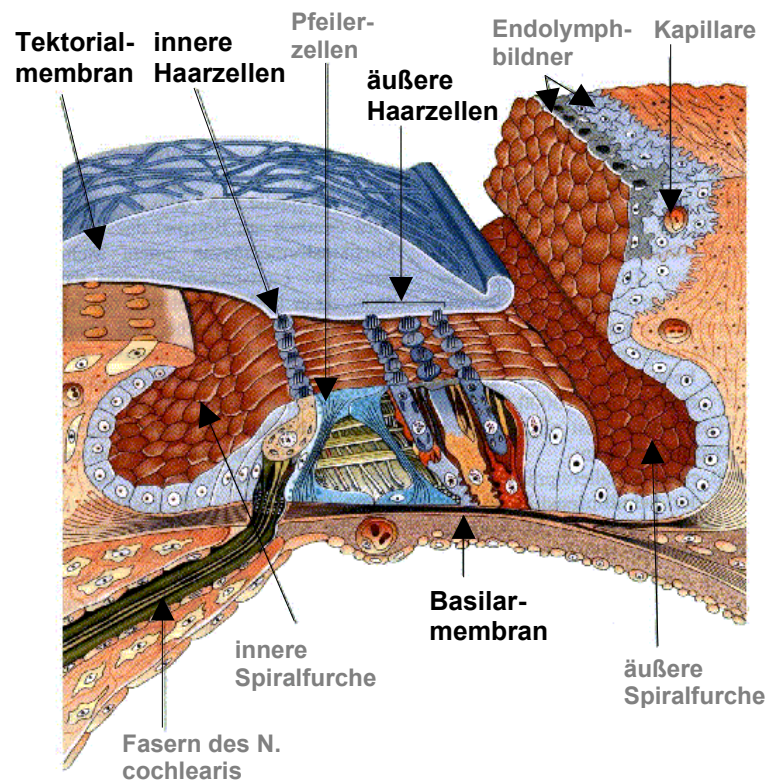
Bild 2.3: Sone-Lautheitsfunktion für Normalhörende bei 1 kHz nach Zwicker und Fastl [191, S. 207]

In Bild 2.4(a) ist das menschliche Hörorgan dargestellt. Es besteht aus drei Abschnitten, dem äußeren Ohr, dem Mittelohr und dem Innenohr. Die Aufgabe des äußeren Ohres ist, die Energie der Schallwellen in der Luft über die Ohrmuschel zu sammeln und durch den Gehörgang an das Trommelfell zu leiten (Luftleitung). Bei Erwachsenen weist der leicht s-förmig gebogene Gehörgang in etwa eine Länge von 15 bis 30 mm auf. Das Trommelfell grenzt den äußeren Gehörgang von der Paukenhöhle des Mittelohrs ab. Es besteht aus einer ovalen Membran und ist schräg in den Gehörgang gestellt. Auf der Innenseite des Trommelfells ist die Membran mit dem Hammer, einem der Gehörknöchelchen, verwachsen. Durch Schalldruckschwankungen wird das Trommelfell in Schwingungen versetzt und diese mechanisch über Hammer, Amboss und Steigbügel im Mittelohr an das durch die Steigbügelplatte verschlossene ovale Fenster übertragen. Durch dieses mechanische Hebelsystem werden unterschiedlichen Wellenwiderstände von Außenohr (Luft) und Innenohr (Flüssigkeit) aneinander anpasst und eine möglichst verlustarme Übertragung des Schalls gewährleistet. Diese Anpassung birgt eine Verbesserung von 15 bis 20 dB. Durch die Flächenunterschiede zwischen Trommelfell und ovalem Fenster erfolgt eine Duckerhöhung über die Gehörknöchelchenkette zum Innenohr hin. Zudem sorgt das Mittelohr über die mit dem Rachenraum verbundene Eustachische Röhre für einen Druckausgleich mit der Umwelt, um eine optimale Anpassung der Trommelfellspannung an den Umgebungsdruck sicherzustellen. Je nach Höhen- und Wetterlage beträgt dieser zwischen 960 Pa und 1050 Pa und ist somit bedeutend höher als der maximal empfindbare Schallwechseldruck.

Nach der Schallübertragung auf das ovale Fenster gelangen die Druckwellen in das sich im Felsenbein befindliche Innenohr, dem eigentlichen Rezeptor. Hier wird der Schall in



(a) Gehör schematisch nach [8]



(b) Corti-Organ nach Spornitz[173]

Bild 2.4: Schematische Darstellungen des Gehörs und des Corti-Organes

## 2 Grundlagen

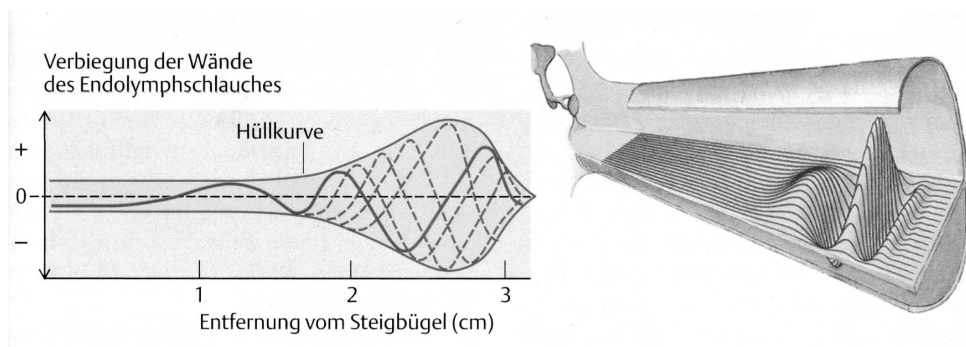
Nervenimpulse umgesetzt, die danach über die Hörnerven an den auditorischen Cortex weitergeleitet werden und letztendlich zu einem Höreindruck beim Menschen führen. Die Cochlea besteht aus drei aneinander liegenden flüssigkeitsgefüllten Schneckengängen, die zusammen vom ovalen Fenster bis zur Schneckenspitze laufen. Dort gehen der obere und der untere Kanal am Helikotrema ineinander über. Diese beiden Kanäle sind mit Na+-reicher Perilymphe gefüllt, während der mittlere Kanal K+-reiche Endolymphe enthält. Der obere Kanal, der vom Mittleren nur durch die sehr dünne Reissnermembran getrennt ist, schließt dabei direkt an das ovale Fenster an. Der untere Kanal, der vom mittleren durch die Basilarmembran getrennt ist, endet am runden Fenster an der Wand der Paukenhöhle. Das Flüssigkeitsvolumen in der Cochlea ist abgeschlossen (Endolymphe), so dass die vom Schall verursachte Steigbügelbewegung in eine Schwingung der gleichsam inkompressiblen Perilymphflüssigkeit umgewandelt wird. Dies hat eine Auslenkung der Membran am runden Fenster zur Folge. Wären die Reissner- und die Basilarmembran völlig starr, liefe die Druckwelle im oberen Kanal bis zur Schneckenspitze und von dort über den unteren Kanal zurück zum runden Fenster. Die Basilarmembran verfügt jedoch über einen Steifigkeitsgradienten und gibt einer wellenförmigen Volumenverschiebung nach. Eine Schwingung breitet sich frequenzselektiv in Form von Wanderwellen aus, welche schematisch entlang einer ausgerollten Cochlea in Bild 2.5(a) dargestellt ist. Eine Wanderwelle ist im Allgemeinen dadurch charakterisiert, dass ihre Einhüllende keine Wellenknoten oder Wellenbäuche aufweist und für stationäre Zustände konstant ist. Während die Wellenlänge der Wanderwelle entlang der Cochlea immer kürzer wird, wächst ihre Amplitude zu einem Maximum, um dann sehr schnell zu verebben. Mit exponentieller abnehmender Geschwindigkeit verläuft die Wanderwelle von basal nach apikal. Im Vergleich zur Schallgeschwindigkeit in der Lymphflüssigkeit ist die Geschwindigkeit der Wanderwelle relativ gering. Der Ort der maximalen Auslenkung der Basilarmembran ist abhängig von der Frequenz der anregenden Schallwelle. Dadurch ist jeder Schallfrequenz eine bestimmter Ort des Maximums der Wanderwelle auf der Basilarmembran zugeordnet. Dies wird als Frequenz-Orts-Transformation der Cochlea bzw. als tonotope Bild bezeichnet und in Bild 2.5(b) skizziert. Durch die Schwingungen des Endolymphschlauches kommt es zu einer Auslenkung der Basilarmembran gegenüber der darüber liegenden, relativ starren Tektorialmembran. In Bild 2.4(b) erkennt man darüber hinaus die Haarzellen, welche sich auf der Basilarmembran befinden. Man unterscheidet zwischen den einreihig stehenden inneren Haarzellen (iHz) und den dreireihig angeordneten äußeren Haarzellen (äHz). Jede dieser Haarzellen besitzt ungefähr 100 Sinneshärchen, die so genannten Stereozilien, wobei nur die der äHz in engem Kontakt zur Tektorialmembran stehen. Man geht davon aus, dass die iHz, von denen 95% der afferenten<sup>4)</sup> Nerven abgehen, die eigentlichen Sinnesrezeptoren darstellen. Dagegen enden die meisten efferenten<sup>5)</sup> Nervenfasern bei den äHz. Durch die Bewegung der Basilarmembran gegenüber der Tektorialmembran werden die Zilien verbogen. Dabei öffnen sich vermutlich über ein mechanisches Hebelsystem, den Tip Links, die Transduktionskanäle. Von der Endolymphe fließen  $Ca^{2+}$  und  $K^+$  Ionen in die Zilie ein, wodurch eine Depolarisation ausgelöst wird und ein elektrischer Impuls erzeugt werden kann. Im Unterschied zur iHz, deren elektrischer Impuls im Ge-

---

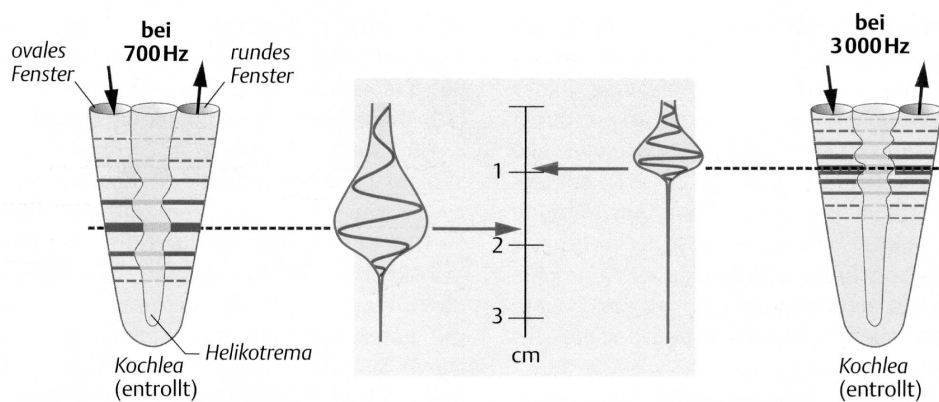
<sup>4)</sup> Afferente Nervenfasern leiten Impulse von der Zelle zum Gehirn.

<sup>5)</sup> Efferente Nervenfasern leiten Impulse vom Gehirn an die Zelle





(a) Wanderwelle



(b) Tonotopie Abbildung

Bild 2.5: Wanderwelle und tonotopie Abbildung auf der Cochlea. Beide Schemata aus Silbernagl und Despopoulos [174]

hirn letztlich als Schallereignis wahrgenommen wird, kommt der chemischen Reaktion der äHz vermutlich eine andere Bedeutung zu, da sich auch die Art des "Einbaus" der äHz signifikant unterscheidet. Während bei den inneren Haarzellen, wie bei fast sämtlichen Zellen des menschlichen Körpers, der größte Teil der Oberfläche in Kontakt mit den benachbarten Stützzellen stehen, sind die äHz in einer einzigartigen Art und Weise frei im Endolymphraum aufgespannt. Lediglich ihr Fuß wird von einer Stützzelle umfasst und die obere Abschlußplatte, aus der die Stereozilien ragen, sind von Nachbarzellen umringt. Der größte Teil des Zellkörpers der äHz wird frei von Endolymphe umspült.

Man vermutet, dass die äHz als einzige Sinneszellen des menschlichen Körpers zu eigenen Bewegungen imstande sind. Ausgelöst durch das Sensorpotenzial, können sich die Zellen leicht kontrahieren oder wieder entspannen. Dazu nutzen sie Filamente ähnlich den Aktin- und Myosin-Filamenten in Muskelzellen. Ein beeindruckendes Beispiel dieser aktiven Bewegung wurde von BBC in Form einer tanzenden Haarzelle in der Dokumentation *Ear We Go* 1987 veröffentlicht [6]. Das Ausmaß der Kontraktion hängt dabei auch

## 2 Grundlagen

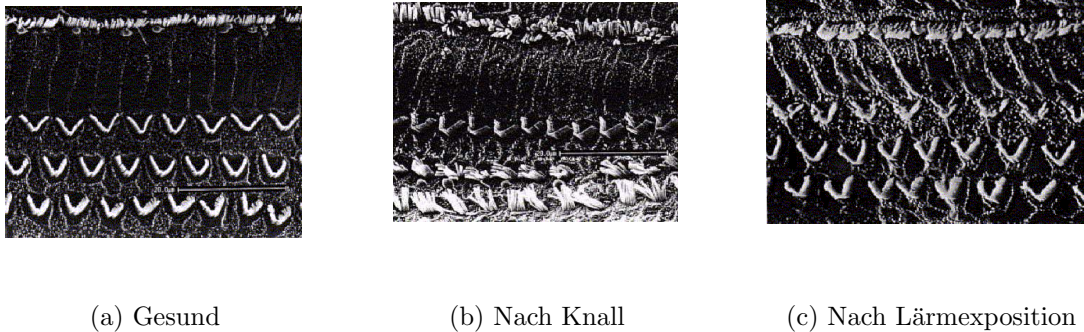


Bild 2.6: Rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen von Haarzellen eines Meerschweinchens im gesunden Zustand und nach Lärmschädigungen (Quelle unbekannt)

von der Frequenz ab, mit der die Härchen ausgelenkt werden <sup>6)</sup>. Vor allem im Bereich niedrigen Schallenergien ist diese aktive Verstärkung bedeutsam. Sie wird von den äHz im wesentliche autonom gesteuert. Die efferente Innervation ist dazu prinzipiell nicht erforderlich <sup>7)</sup>. Nur so lässt sich erklären wie Töne, welche auf der Basilarmembran lediglich eine Auslenkung von einem Zehntel Nanometer hervorrufen, ungefähr soviel wie ein Atomdurchmesser und 5000 mal weniger als die Wellenlänge von sichtbarem Licht, gerade noch wahrgenommen werden können. Dies fällt schon fast in den Bereich der Brownschen Molekularbewegung, so dass man fast das thermische Rauschen der Flüssigkeitsmoleküle des Innenohrs hören könnte<sup>8)</sup>.

Insgesamt geht man davon aus, dass die äHz eine frequenzselektive, nichtlineare, aktive Verstärkung der Wanderwelle durchführen und auf diesem Wege den adäquaten Reiz der iHz erhöhen. Bei hohen Pegeln geht der Verstärkungsprozess der äHz in Sättigung und die iHz werden direkt durch die relativ starke Auslenkung der Basilarmembran stimuliert. Die pegelabhängige Verstärkung bezeichnet man als Dynamikkompression. In den Bildern 2.6(a) bis 2.6(c) sieht man Aufnahmen gesunder und geschädigter Haarzellen eines Meerschweinchens. Deutlich erkennt man die Veränderung der Struktur der Haarzellen nach Lärmexposition. Experimentell nachgewiesen geht damit eine gestörte neuronalen Reizleitung einher. Der hohe Dynamikbereich wird eingeschränkt und das kompressive nichtlineare Verhalten der Basilarmembranauslenkung wird zunehmend linear. Der Verlust an Trennschärfe und Sensitivität geht häufig einher mit unverminderter Hörleistung

<sup>6)</sup> Jede äHz hat eine Resonanzfrequenz, welche eine Oktave tiefer liegt als diejenige der Basilarmembranstelle auf der sie sich befindet. Eine äHz, die z.B. auf 2 kHz-Schwingungen optimal reagiert, befindet sich am Basilarmembranort, der auf 4 kHz "gestimmt" ist - aus Sicht der Schalleinspeisung am ovalen Fenster also vor der Stelle, welche die höchsten Schwingungen ausführt. Dieser Mechanismus kann als Schwungeber interpretiert werden.

<sup>7)</sup> Eine Rückkopplung über Neuron wäre auch wegen der Leitungs- und Refraktärzeiten viel zu langsam, um die mehrere kHz schnellen Schwingungen zu steuern. Man geht heute davon aus, dass die efferente Innervation einen moderierten Effekt auf diese Schwingungstätigkeit der äußeren Haarzellen ausübt.

<sup>8)</sup> Theoretisch vorstellbar ist auch, dass das thermische Rauschen der Molekularbewegung von den Haarzellen aufgenommen wird und durch einen neuronalen Filter der Hörverarbeitung nicht gehört wird.

bei hohen Schalldruckpegeln. Dies wird in der Literatur historisch bedingt als Rekrutment bezeichnet. In Form der Altersschwerhörigkeit betrifft dies bereits heutzutage jeden Zweiten über 80 Jahre (Morton [125]) - Tendenz steigend. Obwohl Höreindrücke prinzipiell nur subjektiv erfassbar sind, ist bei dem Großteil der cochleär bedingten Schwerhörigkeiten eine viel versprechende Möglichkeit zur objektiven Erfassung vorhanden: die Aufnahme von otoakustische Emissionen.

## 2.2 Otoakustische Emissionen (OAE)

“Wie kömmt es denn, daß sich bey Stimmung einer Quint 2 - 3 auch noch der dritte Klang in einer subtilen Mittönung meldet und hören lässt, und zwar allemal eine Oktav zu dem tiefen Klang der Quint?“ Darauf antwortet der Musiker: “Die Natur hat darinnen ihr liebliches Spiel, und weisst, daß bey 2 - 3 die 1 noch fehle, und sie solchen Klang gerne dabey haben wolle, damit die Ordnung von 1-2-3 z.E. ccg vollkommen sey, daher kommt auch, daß eine Quinte 3 Fuß den Ton so vollkommen macht, und einen dritten Klang mit sich führt, der fast so stark ist, als ein gelindes Gedackt.“ (Sorge, 1744)

Die Natur als vollkommene Ordnungsmacht war für Georg Andreas Sorge 1744 der Grund für das Auftreten des von ihm erstmals beschriebenen Differenztons ([13]). Geisterhaft bezeichnet Tartini dagegen das Phänomen 1757 als *terzo suono* ([14]). Mit “beschränktem Stellenwert” und als “bestätigungsbedürftig” lehnte mehr als 200 Jahre später die Zeitschrift *Nature* eine Veröffentlichung bzgl. der Entdeckung aktiver Schallemissionen durch das menschlichen Ohr durch Kemp ab. 1976 fand Kemp heraus, dass es aus ca. einem Drittel aller gesunden Ohren ganz leise pfeift und es sich dabei nicht um Tinnitus, dem Ohrklingeln, handelt. Tinnitus ist stets ein pathologischer Prozess. Die von Kemp gefundenen Emissionen aus dem Ohr sind dagegen Anzeichen eines gut funktionierenden Innenohrs. Während sich die entdeckten spontanen Emissionen nur in einem Drittel aller gesunden Ohren finden, fand er auch evozierte Emissionen, die sich in allen gesunden Ohren finden lassen.

Otoakustische Emissionen sind Schallereignisse, die von der aktiven und nichtlinearen Mechanik des Innenohres erzeugt werden, über das Mittelohr nach außen gelangen, vom Trommelfell abgestrahlt werden und im geschlossenen Gehörgang mit einem empfindlichen Mikrophon gemessen werden können. Es wird unterschieden zwischen Emissionen, die spontan, also ohne akustischen Reiz, auftreten, und solchen, die mit transienten Reizen (Klicks oder Ton-Pips) oder stationären Reizen (Sinustöne) ausgelöst werden. Seit ihrer Entdeckung vor 27 Jahren (Kemp [101]) sind die OAE in fast allen untersuchten Wirbeltieren nachgewiesen. OAE besitzen ein beträchtliches Potenzial zur nicht-invasiven Analyse und Diagnostik von mechanischen Innenohreigenschaften und Innenohrstörungen.

Obwohl es unterschiedliche Thesen bzgl. der Entstehung der otoakustischen Emissionen in der Literatur gibt, geht man übereinstimmend davon aus, dass sie als Nebenprodukt der im Innenohr stattfindenden (aktiven) nichtlinearen Prozesse angesehen werden können. Dadurch sind sie geeignet, Störungen der Schallverarbeitung auf der Ebene der äußeren

Haarzellen (äHz) zu diagnostizieren. Ihr Verhalten bei Beeinträchtigungen der äHz unterstützt diese Annahme.

### 2.2.1 Klassifizierung der OAE

Wie schon erwähnt existieren unterschiedliche Arten von OAE.

**Spontane otoakustische Emissionen (SOAE)** sind Emissionen, die in ca. 30 % aller Normalhörenden spontan - ohne äußere Stimulation - auftreten können. Die durch Mittelungsprozesse erfassbaren Emissionen haben bis heute noch keine klinisch anwendbare Relevanz für objektive Diagnostik. Die ursprünglich vermutete Korrelation der SOAE mit Tinnitus konnte nicht eindeutig bestätigt werden ([143]).

**Transient evozierte otoakustische Emissionen (TEOAE)** werden durch Klickreize ausgelöst. Dieser transiente und kurze Stimulus erregt zumeist einen größeren Bereich der Cochlea, so dass die zeitlich trennbare Antwort eine frequenzinsensitive Aussage über die Cochlea erlaubt. Durch Maskierungen und schmalbandigere Stimuli wie Chirps wird versucht die Frequenzauflösung der Methode zu verbessern. Als in der klinischen Praxis anwendbare schnelle Methode zum allgemeinen Screening der Cochleafunktion können TEOAE zumeist bis zu Hörverlusten von 30 dB HL nachgewiesen werden. 1978 wurden stimulierte Emissionen erstmals von Kemp [101] beschrieben.

**Stimulus-Frequenz otoakustische Emissionen (SFOAE)** werden durch einzelne Sinustöne oder sich langsam in der Frequenz erniedrigende Sweeps evoziert. Problematisch bei der Erfassung ist die Tatsache, dass Stimulus und Emission sowohl zeitlich als auch in der Frequenz überlappen. Eine Trennung des Antwortsignals vom auslösenden Reiz kann über nichtlineare Eigenschaften der Emissionen erfolgen.

**Distorsionsprodukte otoakustischer Emissionen (DPOAE)** bezeichnen die auftretenden Verzerrungsprodukte des Innenohrs als Antwort auf die Darbietung zweier Sinustöne mit bestimmten Frequenz- und Pegelverhältnis. Am prominentesten tritt zumeist das kubische Verzerrprodukt<sup>9)</sup> der Frequenz  $f_{dp} = 2f_1 - f_2$  aus dem Leistungsspektrum der Antwort hervor, das mit dem Frequenzverhältnis der Primärtöne  $\frac{f_2}{f_1} = 1.2$  ausgelöst wird. Bei optimalen Schalldruckpegelverhältnissen der Primärtöne können auch bei Innenohrgeschädigten mit bis zu 60 dB HL Emissionen gemessen werden. Durch intra- und interindividuelle Vergleiche der Leistungsspektren der DPOAE kann unter Berücksichtigung der akustischen Kalibrierung der Messapparatur sogar eine zuverlässige objektive Vorhersage über die Hörschwelle getroffen werden. In der klinischen Praxis werden allerdings bei vermuteten Hörverlusten über 50 dB HL weitere Untersuchungen bzgl. der retrocochleären Schallverarbeitung angestoßen, die nicht unmittelbar mit DPOAE überprüft werden können.

---

<sup>9)</sup> In Form eines Tutorials beschreibt Knuth [106] die mathematischen Grundlagen bei der Entstehung otoakustischer Emissionen.



## 2.2.2 Messung der OAE

Die Messung der OAE erfolgt durch empfindliche Mikrofone im abgeschlossenen, äußeren Gehörgang. Das Grundprinzip der Signalverarbeitung liegt im Mittelungsprozess der reiz-synchron aufgenommenen Reizantworten. Die wichtigste Grundlage der angewendeten Signalverarbeitung ist dabei, dass sich 'weiße' Rauschanteile des aufgenommenen Signals mit der Anzahl der Mittelungen  $N$  um  $\frac{1}{\sqrt{N}}$  verringern. Nicht-weiße Bestandteile des aufgenommenen Signals können dadurch aus dem Grundrauschen hervortreten.

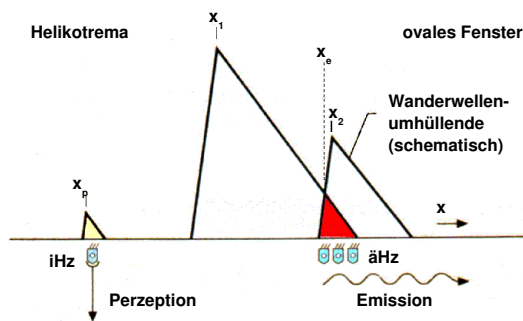


Bild 2.7: Zwei-Quellen-Theorie schematisch.  
Quelle: Janssen in Lehnhardt und Laszig [113, S. 87]

$f_1$  und  $f_2$  der beiden Primärtöne, an der Frequenz  $f_{dp} = 2 \cdot f_1 - f_2$ .

Der Ort  $x_e$  der Entstehung der DPOAE befindet sich auf der Basilmembran im Überlappungsbereich der beiden - durch die Stimuli ausgelösten - Wanderwellen nahe des charakteristischen Ortes  $x_2$  der Frequenz  $f_2$  (siehe Bild 2.7). Neben dieser Hauptquelle der DPOAE existiert nach der Zweiquellen-theorie (Shera und Guinan [167]) noch eine weitere Emissionsquelle am Ort  $x_p$ , dem Ort der Perception der Frequenz  $f_{dp}$ . Dieser zweite Anteil der DPOAE ist zum ersten Anteil phasenverschoben. Die daraus resultierenden Interferenzen werden als Ursache großer Amplitudenschwankungen direkt benachbarter DPOAE Messungen verstanden und als Feinstruktur der DPOAE bezeichnet. Aufgrund der unsymmetrischen Umhüllenden der Wanderwelle und dem abrupten Abfall ihrer Amplitude in Richtung Helikotrema, hängt der Überlappungsbereich von den Stimuluspegeln  $L_1$  und  $L_2$  ab. In einer einfachen Modellvorstellung korreliert der Überlappungsbereich der beiden auslösenden Wanderwellen mit der Amplitude der Emission und erklärt die Asymmetrie eines heuristisch verifizierten, optimalen Anregungsparadigmas, der Pegelschere nach Kummer [109] (siehe Tabelle 3.1).

Die Spektralampplitude der im äußeren Gehörgang messbaren Distorsionsprodukte hängt allerdings von weiteren Faktoren ab. Dabei spielt vor allem die Mittelohrfunktion eine wichtige Rolle. Bei Versteifung des Schalleitungsapparates im Mittelohr nehmen die Emissionen ab, da die Übertragung sowohl der Primärtöne in das Innenohr, als auch der Emissionen vom Innen- über das Mittelohr in den äußeren Gehörgang abgeschwächt ist.

Die DPOAE werden durch stationäre Anregung mit zwei Sinustönen benachbarter Frequenz ausgelöst und entstehen vermutlich als direkte Folge der Nichtlinearität des cochleären Verstärkungsmechanismus. Durch die nichtlineare Verstärkung der äHz werden, wie auch in einem technischen System, Verzerrungsprodukte verschiedener Ordnung verursacht. Dabei sind sowohl quadratische als auch kubische Distorsionsprodukte beim Menschen nachweisbar. Das im menschlichen Ohr mit der größten Amplitude vorkommende Verzerrungsprodukt hat seinen Ursprung in einer kubischen Nichtlinearität und befindet sich, abhängig von den Frequenzen

## 2 Grundlagen

Ferner hat die Gehörgangslänge einen erheblichen Einfluss auf die Emissionspegel, da einerseits das einhergehende größere Volumen des Gehörgangs eine Dämpfung der Anregung mit sich bringt und andererseits stehende Wellen im Gehörgang die Stimulusdarbietung verfälschen können.

### 2.2.3 Klinischer Nutzen der OAE

Zur Erkennung von Hörstörungen beim Neugeborenen-Hörscreening kommen heutzutage bereits Handgeräte zum Einsatz, die sich durch einfache Handhabbarkeit und automatisierten Messablauf auszeichnen. Die Abklärung des Hörvermögens erfolgt dabei durch Messung der otoakustischen Emissionen (zumeist TEOAE oder DPOAE) und auditorisch evozierten Potenziale (AEP), die eine Trennung zwischen hörgeschädigt (*fail* Antwort) und nicht hörgeschädigt (*pass* Antwort) gewährleisten. Das Neugeborenen-Hörscreening ist ein Siebttest zur frühen Erfassung von Hörschäden, bei dem ein Neugeborenes mit einer *fail* Antwort zur weiteren Abklärung der Diagnose einer umfassenden audiologischen Diagnostik unterzogen wird. Sowohl aus gesundheitsökonomischer Sicht als auch zur Information der Eltern ist entscheidend, ob das Kind, welches das Screening nicht bestanden hat, tatsächlich hörgeschädigt ist. Aus der Beobachtung, dass der Prozentsatz von *fail* Antworten beim ersten Test (kurz nach der Geburt) im Vergleich zum zweiten Test (ein paar Tage nach der Geburt) höher ist, kann abgeleitet werden, dass nicht-pathologische Faktoren das Ergebnis beeinflussen. Eine Ursache hierfür können beispielsweise noch vorhandene Fruchtwasserreste in der Paukenhöhle sein, die zu einer passageren Schallleitungshörstörung führen.

Bis heute fehlen schnelle Tests, die in der Lage sind, eine passagere Mittelohrschwerhörigkeit von einer persistierenden, versorgungsbedürftigen cochleären Schwerhörigkeit zu unterscheiden, und die helfen können, unnötige, zeitaufwändige und kostenintensive Nachuntersuchungen zu vermeiden. Otoakustische Emissionen haben über das Hörscreening hinausgehend das Potenzial einer weiterführenden audiologischen Diagnostik. Insbesondere mit Hilfe der DPOAE können Sensitivitäts-, Kompressionsverlust (Recruitment) und Trennschärfeverlust des Innenohres quantitativ und mit hoher Frequenzauflösung erfasst werden. Da DPOAE sehr eng an die Funktion der äußeren Haarzellen (äHz) gebunden sind (Mills und Rubel [124]) und nahezu alle Formen der Innenohrschwerhörigkeit mit der Funktionseinschränkung oder Verlust der äHz beginnen, bieten sie die Möglichkeit, das Hördefizit dort zu erfassen, wo es auf der Hörbahn entsteht. DPOAE erlauben darüber hinaus eine Topodiagnostik der Hörstörung. Hochgradige Hörverluste lassen sich mit Hilfe der DPOAE zumeist nicht quantitativ exakt beschreiben, da sie die Schallverarbeitung im unteren und mittleren Dynamikbereich widerspiegeln. Akustisch evozierte Potenziale (AEP) eignen sich als objektive Methode zur Quantifizierung hochgradiger Hörstörungen besser. Alle objektiven Möglichkeiten helfen in der klinischen Praxis bereits heute, Simulanten oder Aggravanten zu überführen und die Ergebnisse der subjektiven Audiometrie zu kontrollieren.

## 2.3 Akustisch evozierte Potenziale (AEP)

Unter akustisch evozierten Potenzialen versteht man die an der Kopfhaut korreliert zu einem akustischen Reiz auftretenden Potenziale. Sie werden mit unterschiedliche Verfahren der elektrischen Reaktionsaudiometrie (ERA) gemessen. Allgemein wird dabei die dargebotene Schallwelle über die Hörsinneszelle in elektrische Reize gewandelt und anschließend auf verschiedenen Nervenbahnen zum zentralen Nervensystem weiter geleitet. Die verschiedenen Eigenschaften der akustischen Reize wie Frequenz, Intensität und Dauer werden in unterschiedlichen vernetzten Zentren ausgewertet, in denen zahlreiche Nervenzellen angeregt werden. Die Erfassung der AEP erfolgt durch Elektroden am Kopf des Probanden bzw. Patienten. Je nach Art der Anregung und Auswertung werden verschiedene "Arten" von AEP und ERA unterschieden. Zumeist wird dadurch auch eine Topodiagnostik der Hörstörung möglich.

### 2.3.1 Klassifizierung der AEP

**Frühe Akustisch Evozierte Potenziale (FAEP)** bezeichnen die Potenzialantwort auf einen transienten Klickreiz, die von 1,5 ms bis zu 10 ms nach der Reizdarbietung erfasst werden können. FAEP werden mittels Hirnstammaudiometrie (brainstem evoked response audiometry = BERA) erfasst, wobei im Zeitbereich die Wellen des Antwortsignals (genannt Jewett I - Jewett VII) in Amplitude und Latenz ausgewertet werden. In der klinischen Praxis dient dieser frequenzinsensitive Test zur Diagnostik retrocochleärer Hörstörungen bei Erwachsenen und zur Abschätzung des Hörverlustes bei Kindern. Durch die Unabhängigkeit der FAEP können auch Kleinkinder im sedierten Zustand untersucht werden.

**Mittlere Akustisch Evozierte Potenziale (MAEP)** charakterisieren die Antwort auf einen transienten Klickreiz im Bereich von 10 ms bis zu 50 ms nach Reizdarbietung.

**Späte Akustisch Evozierte Potenziale (SAEP)** werden mittels Hirnrindenaudiometrie (Cortical Evoked Response Audiometrie = CERA) gemessen. Sie bezeichnen die "späten" Antworten auf dieses Ereignis bis zu 1 s nach der Reizdarbietung. Teilweise werden SAEP zeitlich bis 300 ms begrenzt definiert und so von den sehr späten AEP mit einer Latenz von 1 s unterschieden. Da SAEP vigilanzabhängig sind, werden sie nur zur Überprüfung psychogener Taubheit oder bei Simulation einer Schwerhörigkeit herangezogen. In Bild 2.8(a) ist der typische zeitliche Verlauf der "verschiedenen" AEP dargestellt.

**Elektrocochleographie (ECoG)** bezeichnet die Messung der Mikrofonpotenziale der inneren und äußeren Haarzellen, der Summationspotenziale und Aktionspotenziale im Zeitbereich bis zu 3,5 ms. Zum Ausschluss einer cochleären Restfunktion wird diese Untersuchung z.B. vor einer Cochlea-Implantat-Operation durchgeführt.

**Auditory steady-state response (ASSR)** oder Amplitude Modulation Following Response (AMFR) sind frequenzsensitive, stationäre Potenzialantworten, die durch

## 2 Grundlagen

Amplitudenmodulierte Sinussignale ausgelöst werden, evtl. in Verbindung mit weiteren Frequenzmodulationen. Es wird vermutet, dass ASSR lediglich eine stationäre Überlagerung der MAEP Antworten darstellen.

Da AEP ein Bestandteil des Elektroenzephalogramm (EEG) sind und im speziellen die ASSR Bestandteil der Gamma-Frequenz des EEG ist, sollen im Folgenden noch kurz weitere Eigenschaften des EEG beschrieben werden.

### 2.3.2 Anteile eines EEG

Beim EEG werden kollektive Potenzienschwankungen der Hirnrinde von der Kopfhaut mit Hilfe von Oberflächenelektroden abgeleitet. Dabei sind zumeist insgesamt 23 Elektroden in gleichmäßigem Abstand nach dem 10-20-System auf der Oberfläche verteilt. Potenzienschwankungen werden als Spannungsdifferenzen zwischen den 22 Messelektroden zu einer Referenzelektrode gemessen.

Stellt man die abgegriffenen Potenzialverläufe im Zeitbereich dar, werden verschiedene Rhythmen sichtbar:

**$\alpha$ -Wellen:** Sie treten beim wachen Erwachsenen bei geschlossenen Augen auf und haben eine Frequenz von etwa 10 Hz und eine Amplitude von ca.  $50\mu\text{V}$ .

**$\beta$ -Wellen:** Nach dem Öffnen der Augen verschwinden die  $\alpha$ -Rhythmen und es können  $\beta$ -Wellen mit einer Frequenz im Bereich von 14 Hz bis 30 Hz und etwas geringerer Amplitude festgestellt werden. Sie sind Ausdruck gesteigerter Aufmerksamkeit.

**$\gamma$ -Wellen:** Als  $\gamma$ -Rhythmen bezeichnet man Potenzienschwankungen mit einer Frequenz größer als 30 Hz bis 110 Hz. Sie treten vermehrt bei geistiger Anstrengung (z.B. beim Lernen) auf.

**$\delta$ -Wellen:** Im Tiefschlaf können  $\delta$ -Wellen mit Frequenzen unterhalb von 3 Hz beobachtet werden.

Man unterscheidet darüber hinaus noch die Spontane von der evozierten oder induzierten Aktivität und die Abklingende von der Stationären. Im Unterschied zur spontanen Aktivität können durch fast alle Reizmodalitäten<sup>10)</sup> korrelierte, induzierte Potenziale ausgelöst werden. Charakteristisch sind dabei die Hauptaktivität von 30 Hz bis 80 Hz und der nicht streng zeitliche Bezug zum Stimulus. Evozierte Potenziale haben ihre Aktivität zumeist um die 40 Hz und folgen innerhalb der ersten 100 ms nach dem Stimulus. Sie sind an diesen streng zeitlich gebunden und von kurzer Dauer. Auf periodische Stimuli hin können stationäre Antworten längerer Dauer folgen.

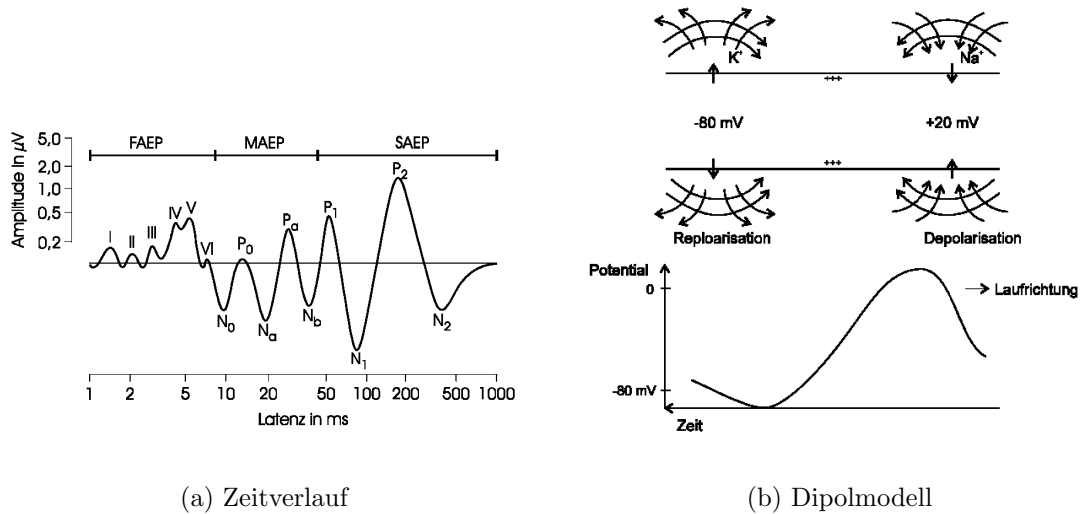


Bild 2.8: Zeitlicher Verlauf der Antwort und Dipolmodell der Entstehung der akustisch evozierten Potenziale. Beide Abbildungen aus Kollmeier [34].

### 2.3.3 Messung der AEP

Bei der Aufnahme von AEP werden zumeist Differenzsignale zwischen ipsilateralem Mastoid und Vertex mit insgesamt drei Elektroden aufgenommen <sup>11)</sup>. Synchron zum Stimulus, der meist über Knochenleitungshörer oder Luftleitungshörer dargebracht wird, wird das Antwortsignal aufgezeichnet und gemittelt. Im Normalfall sollte das Gegenohr vertäubt werden, um Überhören ausschließen zu können und die entstandenen Potenziale auf die Leistung des Prüfhöres alleine rückführen zu können. Nach der Wandlung des akustischen Reizes in elektrische Signale durch die inneren Haarzellen (iHz) auf der Basilarmembran treten die aufeinander folgenden Aktivitäten der Hörbahn mit zunehmender Latenz auf. Auf der Kopfhaut können quasi im “Fernfeld” die einzelnen Dipolschwinger gemessen werden (vgl. auch Bild 2.8(b) und Herdman et al. [71]) und das Summenpotenzial, getrennt vom mit aufgenommenen Rauschen, im Frequenz- oder Zeitbereich analysiert werden.

Zur Analyse im Zeitbereich werden alternierend die gemessenen Zeitintervalle (Frames) in zwei unterschiedliche Zwischenspeicher *A* und *B* reizsynchron gemittelt. Nach variablen, stimuluspegelabhängigen Mittelungszeiten kann durch Summenbildung im Vergleich zur Differenzbildung eine Signalantwort (*S*) von einer Rauschantwort (*N*) ermittelt werden. Unter der Annahme, dass sich Störungen der Messung auf beide Puffer *A* und *B* zu gleichen Anteilen verteilen, kann ein Signal zu Rauschabstand (SNR) ermittelt werden.

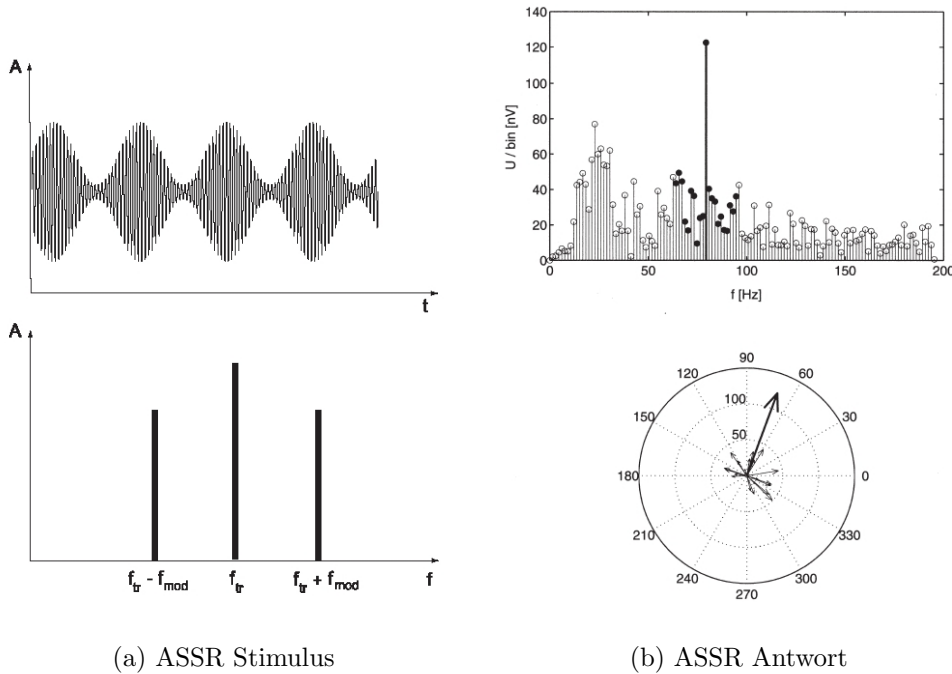
Mit  $A = S_A + N_A$  und  $B = S_B + N_B$  ergibt sich anschaulich im Grenzwert  $A + B = S_A + S_B + N_A + N_B \approx 2 * S + N$  und  $A - B = S_A - S_B + N_A - N_B \approx N$ . Der *SNR* lässt sich dadurch aus dem Quotienten  $\frac{A+B}{A-B}$  abschätzen.

<sup>10)</sup> Bereits 1942 entdeckte Adrian [29] am Igel durch Geruchsreize ausgelöste Potenziale.

<sup>11)</sup> Diese Potenziale beziehen sich jeweils auf eine dritte Referenzelektrode, welche häufig an der Stirn bzw. Nacken angebracht ist

## 2 Grundlagen

Bei den frequenzsensitiven ASSR kann die Unterscheidung von Reizantwort und Rauschen im Frequenzbereich ähnlich der DPOAE Analyse erfolgen.



(a) ASSR Stimulus

(b) ASSR Antwort

Bild 2.9: ASSR Stimulus in Zeit- und Frequenzbereich (nach Pethe [144]) sowie Amplitudenspektrum und Polarkoordinatendarstellung der Antwort (nach Pethe et al. [146])

**ASSR** Durch Stimulation des Gehörs mit einem amplitudenmodulierten Sinuston nach Gleichung 2.3 stellt sich im Innenohr ein eingeschwungener Zustand ein.

$$u_{AM}(t) = \hat{u}_0[1 + m \cdot \cos(2\pi f_{mod}t)] \cdot \cos(2\pi f_{tr}t) \quad (2.3)$$

Dabei bezeichnen  $m = \frac{\hat{u}_M}{\hat{u}_0}$  den Modulationsgrad,  $\hat{u}_0$  die Grundamplitude,  $f_{mod}$  die Frequenz des modulierten Sinus und  $f_{tr}$  die Frequenz des Trägers.

Zur Auslösung optimaler ASSR beträgt  $m$  in der Regel zwischen 90% und 100%. Treffen die Schalldruckwellen des amplitudenmodulierten Reizes auf das Trommelfell, so wird nach der Weiterleitung durch das Mittelohr der entsprechende Ort der Cochlea um die Trägerfrequenz angeregt. Die Amplitudenschwankungen des Trägers mit dem Rhythmus der Modulationsfrequenz werden von den Hörsinneszellen auf der Basilarmembran registriert und an den Hörnerv codiert weitergeleitet. Das Gehirn führt anschließend eine Demodulation des elektrischen Reizes durch. Die resultierenden, periodischen Spannungsschwankungen lassen sich zwischen Vertex und Mastoid als Bestandteil des EEG ableiten. Es kann exakt die Modulationsfrequenz des Stimulus nachgewiesen werden, wobei die stabilsten Antworten bei Modulationsfrequenzen um 40 Hz (vigilanzabhängig) sowie um 80 Hz (vigilanzunabhängig) auftreten (Pethe et al. [146]). Die Analyse der Reizantwort

### 2.3 Akustisch evozierte Potenziale (AEP)

erfolgt nach Transformation in den Frequenzbereich und wird anhand der Parameter Amplitude und Phase beschrieben. In Bild 2.9(a) ist der typische akustische Reiz in seinem zeitlichen Verlauf sowie in seiner spektralen Struktur dargestellt. Gegenübergestellt ist eine typische ASSR Antwort in Bild 2.9(b) sowohl in Spektral- als auch Polarkoordinatendarstellung.

Obwohl die Phase Auskunft über die Laufzeit zwischen Stimulusreiz und evozierten Potenzial gibt, ist aufgrund der Periodizität im Gegensatz zu transient evozierten Potenzialen nur mittelbar eine Aussage über absolute Latenz zu machen. Demgegenüber steht der Vorteil der ASSR, eine vollständig objektivierbare Auswertung der Antwort vornehmen zu können. Bei FAEPs erfolgt die Auswertung zumeist durch einen menschlichen Experten. Zum Nachweis der erwarteten Antwortfrequenz im EEG existieren eine Reihe von statistischen Verfahren (siehe Abschnitt 3.2).

## 3 Stand der Technik

Mit kommerziell erhältlichen Messsystemen der objektiven Audiometrie ist es schwer möglich, die Parameter des Messablaufs vollständig und frei einzustellen. Einfache Darstellungsunterschiede der Messergebnisse in unterschiedlichen Systemen können durch die Anwender in der klinischen Praxis deshalb fälschlich als grundsätzliche Unterschiede misinterpretiert. Bedingt durch die historische Entwicklung der einzelnen Messsysteme und verstärkt durch die 'gefühlten' Verfahrensunterschiede einzelner Messsysteme, resultiert die Problematik, dass verschiedenen Verfahren objektiver Audiometrie in separaten Modulen implementiert sind. Neben dem daraus resultierenden 'Maschinenpark', den der Anwender für umfassenden Untersuchungen benötigt, gehen viele Synergieeffekte durch Kombination und Automatisierung unterschiedlicher Methoden verloren.

Die Entwicklung einer flexiblen Messplattform in dieser Arbeit erlaubt es, objektive Verfahren der Audiometrie simultan zu kombinieren. Zur Einordnung der resultierenden Verbesserungen wird im Folgenden der Stand der Technik dargestellt werden. Die Schlüsselworte DPOAE<sup>1)</sup>, ASSR und Kalibrierung bilden dabei die Kerngebiete der Arbeit und sollen betonen, dass die vorliegende Beschreibung des Status-Quo keine allumfassende Darstellung der vielfältigen Forschungsanstrengungen auf dem Gebiet der objektiven Audiometrie sein kann.

### 3.1 Distorsionsprodukt otoakustischer Emissionen (DPOAE)

Bei der Erfassung der DPOAE werden zumeist Mittelungen vorgenommen, um den Pegel an der DPOAE Frequenz mit dem Rauschpegel der benachbarten Frequenzbereiche zu vergleichen. In einigen Anwendungen werden ausschließlich Auswertungen der Phase der DPOAE vorgenommen. Stabiles Verhalten der Phase während einer Messung wird als valide Antwort interpretiert, da z.B. weißes Rauschen keine Stabilität der Phase aufweisen sollte. Neben der Auswertung im Frequenzbereich können im Zeitbereich auch Filter eingesetzt werden wie z.B. bei Vivography der Firma VivoSonic [15]. Ein Vergleich der Verfahren erfolgt in Abschnitt 5.2 simulativ und umgesetzt am konkreten Beispiel eines kommerziellen Handheld Screeners der Firma Fischer-Zoth [1].

Die auf dem Markt befindlichen Messsysteme, die in Abschnitt 3.4 im Überblick dargestellt sind, schöpfen das Potenzial der DPOAE nur zögerlich aus. In der klinischen

---

<sup>1)</sup> Sofern kein weiterer Zusatz angeführt ist, wird in dieser Arbeit auf die DPOAE der Frequenz  $f_{dp} = 2 \cdot f_1 - f_2$  Bezug genommen.



### 3.1 Distorsionsprodukt otoakustischer Emissionen (DPOAE)

Routine werden üblicherweise DPOAE nur bei stark überschwelligen Reizen gemessen, obwohl bekannt ist, dass die mit schwelennahen Reizpegeln ausgelösten DPOAE die größte Sensitivität aufweisen (Kummer et al. [109], Dorn et al. [50]). Voraussetzung hierfür ist ein ausreichend großes Signal-Störverhältnis, welches nur mit extrem rauscharmen Mikrofonen erreicht werden kann und nicht in allen Messsystemen zur Anwendung kommen.

Die Reproduzierbarkeit von DPOAE bei Kindern oder Erwachsenen wird in der Literatur durchwegs als sehr gut beschrieben. Z.B. nach Lasky [111] variieren die Pegel der  $2f_1 - f_2$  DPOAE in konsekutiven Messungen innerhalb einer Abweichung von 1, 5 dB, die Phasen der DPOAE innerhalb von 15 Grad. Selbstverständlich hängen jeweilige Zahlenwerte vom verwendeten Messsystem, Messdauer und Rahmenbedingungen ab und werden tendenziell bei niedrigen Stimuluspegeln schlechter (Lasky [112]).

Primärtonpegel	
$L_1$ [dB SPL]	$L_2$ [dB SPL]
63	60
61	55
59	50
57	45
55	40
53	35
51	30
49	25
47	20

Tabelle 3.1: Optimale Primärtonpegel zur Auslösung maximaler DPOAE Pegel beim Menschen nach Kummer et al. [109].

Rechnung trägt, so spiegelt ihr Wachstumsverhalten die aus tierexperimentellen Studien bekannte kompressive Basilarmembranantwort wider (Janssen et al. [90, 91], Whitehead et al. [185],[186], Kummer et al. [110, 109], Boege und Janssen [35]). Somit kann der Kompressionsverlust des *cochleären Verstärkers*<sup>2)</sup> (Recruitment) mittels DPOAE quantifiziert werden (Mills und Rubel [124], Kummer et al. [109], Neely et al. [131]). Die Ähnlichkeit der nicht-invasiven Messung von DPOAE I/O-Funktionen mit den Daten aus dem Tiermodell erlaubt die Vermutung, aus diesen weitere Schlussfolgerungen auf den Status des Hörvermögens schließen zu können. Prinzipiell in der klinischen Praxis etabliert sind dabei bereits die Verfahren des Neugeborenen-Hörscreenings mittels OAE. Die Antwort des Innenohres auf überschwellige Reizpegel um die 50 dB SPL dienen zur Klassifizierung der

Mit DPOAE Input/Output-Funktionen (I/O-Funktionen, Wachstumsfunktionen) kann die kompressive nichtlineare Verstärkung des Innenohres in gewissen Bereichen sehr gut widergespiegelt werden. Aus Tierversuchen ist bekannt, dass die Reizantwort der Basilarmembran einen nichtlinearen kompressiven Verlauf hat, was letztlich den hohen Dynamikbereich des Ohres erklärbar macht (Rhode [155], Ruggero et al. [160]). Wird zur Auslösung der DPOAE beim Menschen ein Reizparadigma verwendet (siehe Tabelle 3.1), welches der unterschiedlichen Kompression der beiden Primärtöne am Entstehungsort in der Cochlea Rechnung trägt, so spiegelt ihr Wachstumsverhalten die aus tierexperimentellen Studien bekannte kompressive Basilarmembranantwort wider (Janssen et al. [90, 91], Whitehead et al. [185],[186], Kummer et al. [110, 109], Boege und Janssen [35]).

<sup>2)</sup> Der Begriff wurde von Davis [46] erfolgreich in der Literatur eingeführt, obwohl es sich damit lediglich um ein theoretisches Konzept handelt, das einige mechanische Elemente des Cochleamodells als aktiv propagiert, um die gemessenen Daten mit der theoretisch erwarteten Antworten in Einklang zu bringen.

Hörfunktion der Neugeborenen in *Pass* oder *Fail/Refer*. Neben dem TEOAE Hörscreening ist in Deutschland mittlerweile auch das frequenzspezifische DPOAE Hörscreening etabliert (Tabelle 3.2). Nicht zuletzt durch Arbeiten der Projektkollegen des Autors konnte das diagnostische Potenzial der DPOAE in Deutschland erkannt, verbreitet und weiter eruiert werden. So lässt sich durch Extrapolation der DPOAE I/O-Funktionen ein DPOAE-Schwellenpegel bestimmen und somit die cochleäre Hörschwelle schätzen (Boege und Janssen [35], Gorga et al. [64]). Erweiterungen der Schwellenschätzung unter Mitarbeit des Autors (Oswald et al. [139], [140], [138], Oswald und Janssen [136], [137]) werden in Abschnitt 5.1 zusammenfassend dargestellt. Der Zusammenhang der objektiven Messung mit der subjektiven Hörschwelle ist durch Arbeiten der Arbeitsgruppe von Neely, Dorn und Gorga ebenfalls bestätigt worden ([51], [50], [64], [131]). Nicht optimale Stimulation in Verbindung mit identischer Auswertung der Messergebnisse führt in der Literatur auch heute noch zu unterschiedlichen Einschätzungen der diagnostischen Wertigkeit der DPOAE I/O-Funktionen. Lösungsmöglichkeiten werden in Abschnitt 4.6 und Abschnitt 8.1 näher beleuchtet.

Durch Aufnahme von ISO-Suppressions-Tuningkurven können Informationen über die Trennschärfe des Innenohres gewonnen werden (Kummer et al. [108], Abdala [28], Gorga et al. [63]). Es ist bekannt, dass die mechanischen Schwingungen der äußeren Haarzellen (nachgewiesen durch die OAE) über das mediale olivo-cochleäre Bündel in ihrer Amplitude verändert werden. Es wird daher ein Protektionsmechanismus oder eine verbesserte Signalerkennung im Störgeräusch diskutiert (Kirk und Smith [105], Liberman und Guinan [115]). Mittels contralateraler Suppression der DPOAE durch Breitbandrauschen sowie durch ipsilaterale Adaptation der DPOAE kann die Funktion des efferenten Hörsystems erfasst werden (Liberman et al. [116], Kim et al. [103]). Mögliche klinische Anwendungen dieser Methoden sind die Bestimmung der Innenohrvulnerabilität (Maison und Liberman [120]) und - alternativ zur Hirnstammaudiometrie - die Erkennung neuronaler Hörstörungen (James et al. [86]).

Nach der Zwei-Quellen-Theorie entstehen DPOAE am Ort der Überlappung der beiden Wanderwellen der Primärtöne (Kim [102], Shera und Guinan [167]). Dieser mit der Wanderwelle verknüpfte Anteil wird historisch als *wave fixed phenomenon* bezeichnet. Der zweite Anteil, das *place fixed phenomenon*, entsteht vermutlich durch kohärente lineare Reflexion am Ort der Perzeption der Distorsionsfrequenz<sup>3)</sup>. Es wird angenommen, dass place-fixed Anteile der DPOAE für die Feinstruktur<sup>4)</sup> der DPOAE (Mauermann [121]) und somit für schnelle Phasenänderungen verantwortlich sind. Wave-fixed Anteile hingegen sind für die resultierende Energie der Emission charakteristisch. Es konnte gezeigt

---

<sup>3)</sup> Aufgrund der längeren Laufzeit zur zweiten Quelle wird dies in der Literatur auch als *long-latency generator* bezeichnet. Allerdings werden diese Begriffe in der Literatur nicht immer konsistent den jeweiligen Mechanismen der Erzeugung zugeordnet. Lineare Reflexion bzw. nichtlineare Verzerrung werden nicht immer mit place-fixed (long latency) respektive mit wave fixed (short latency) verknüpft und zeugen damit von der immer noch herrschenden Unsicherheit bzgl. der zu Grunde liegenden Mechanismen.

<sup>4)</sup> Die Feinstruktur bezeichnet das Phänomen, dass benachbarte Frequenzbereiche stark unterschiedliche Eigenschaften haben. So ergeben sich bei der DPOAE Feinstruktur Schwankungen der DPOAE-Pegel innerhalb 50 Hz um bis zu 20 dB; die Feinstruktur der subjektiven Hörschwelle beinhaltet ebenfalls Variationen derselben Größenordnung.

### 3.1 Distorsionsprodukt otoakustischer Emissionen (DPOAE)

werden, dass bei Schwerhörigkeit an der Frequenz  $2f_1 - f_2$  die Feinstruktur verschwindet, wogegen bei Schwerhörigkeit an der Frequenz  $f_2$  die Feinstruktur erhalten bleibt, sofern überhaupt DPOAE zu erfassen sind (Mauermann et al. [122], [123]). Bei Hörgeschädigten tritt die Feinstruktur nicht so prominent auf. Bereits in den ersten Berichten über die Feinstruktur von He und Schmiedt [70] wird darauf hingewiesen, dass Variationen der Primärtonpegel oder Frequenzverhältnisse erhebliche Auswirkungen auf die Form der beobachteten DPOAE I/O-Funktionen haben können. Erweiterungen der Zwei-Quellentheorie beinhalten multiple Reflexionen und können dadurch seltene Formen der gemessenen Feinstruktur erklären (Dhar et al. [47]). Normalerweise wird die Feinstruktur über die Frequenz als periodisch und dem Logarithmus einer Sinuskurve ähnlich beschrieben. Die generell beobachtete interindividuelle Variabilität der Feinstruktur der DPOAE über der Frequenz kann aber auch den jeweils angewandten Reizparadigma zugeschrieben werden (Moulin [126]).

Der zugrunde liegende Mechanismus der konstruktiven bzw. destruktiven Überlagerung verschiedener Quellen ist allerdings eine Erklärung für Beobachtungen, die für ein *zweites Filter-Modell* sprechen, welches in Konkurrenz zum Modell des aktiven, cochleären Verstärkers steht. 1970 wurde zunächst angenommen, dass eine zweite Art Filter in der Cochlea existieren muss, um die Unterschiede der mechanischen Tuningkurven der Basilarmembran und der neuronalen Tuningkurven der Hörnervenfasern erklären zu können. Allen und Fahey [30] wiesen ebenso wie De Boer et al. [36] im Tierexperiment nach, dass es keinerlei Hinweise auf einen cochleären Verstärker gibt, sofern das Frequenzverhältnis der Primärtöne  $\frac{f_2}{f_1}$  gegen 1 strebt. Simultane Messungen von DPOAE und Ableitungen an Hörnervenfasern von Katzen bzw. direkte Messungen der Basilarmembranschnelle konnten keinerlei Verstärkungseffekt der Cochlea nachweisen. Basierend auf vereinfachten Annahmen<sup>5)</sup> konnte Shera [166] erklären, warum die höchsten Amplituden der DPOAE beim Frequenzverhältnis der Stimuli  $\frac{f_2}{f_1} = 1, 2$  auftreten und die Verstärkung bei  $\frac{f_2}{f_1} \approx 1$  durch destruktive Welleninterferenz wieder vermindert sein könnte.

Es besteht bei den DPOAE I/O-Funktionen die Vermutung, dass diese einen Zusammenhang mit der subjektiv empfundenen Lautheit aufweisen. Physiologisch lässt sich dies damit begründen, dass die Lautheitsempfindung proportional zur Anzahl der gereizten iHz und damit mittelbar auch zur Amplitude der Basilarmembranauslenkung ist (Schlauch et al. [163], Steinberg und Gardner [176]), welche wiederum von der nichtlinearen Verstärkung der äHz beeinflusst wird. Diese Nichtlinearität stellt den Grund für die Existenz der DPOAE dar. Somit ist sowohl für die Lautheit als auch für die DPOAE eine gemeinsame Ursache anzunehmen. Der Vergleich zwischen diesen beiden Größen erscheint sinnvoll, wengleich einige der zugrunde gelegten Annahmen noch nicht mit vollkommener Sicherheit bewiesen sind. Veränderungen der Lautheitsfunktion, welche nicht von der Schädigung der äHz herrühren, sondern zum Beispiel aufgrund von Beeinträchtigungen der iHz oder Schädigungen der neuralen Ebene zustande kommen, können mit Hilfe der DPOAE aus den bereits oben erläuterten Gründen nicht erfasst werden. Deshalb wird eine Vergleichbarkeit der Kurvenverläufe dieser beiden Größen nur bei Normalhörenden und Hörgeschädigten mit einer Störung der Funktion der äHz zu erwarten sein. Da diese

---

<sup>5)</sup> Die Quellen der DPOAE sind ausgedehnten Regionen auf der Basilarmembran zugeordnet, die nennenswerte Variation der Phasen umspannen.

Schädigung in der Regel nicht singular auftritt, sondern von anderen Beeinträchtigung, wie zum Beispiel einer Störung der iHz begleitet wird, ist letztendlich in den meisten Fällen nur eine Annäherung der beiden Größen zu erwarten. Da jedoch häufig die äHz deutlich stärker als die iHz von Schäden betroffen sind, sollte ein sinnvoller Vergleich von DPOAE und Lautheit bei einem überwiegenden Teil von Patienten möglich sein. Neely und Kollegen [131] konnten für Normalhörende eine Korrelation zwischen gemessenen DPOAE I/O-Funktionen und der Lautheitsfunktion nach Fletcher und Munson [58] bzw. den mit diesen Funktionen verbundenen Steigungen nachweisen. Sowohl die Kompression<sup>6)</sup> der Lautheitsfunktion als auch der DPOAE I/O-Funktion für Normalhörende können durch eine gemeinsame Gerade approximiert werden. Dies gilt allerdings nur für die gemittelte Kompression Normalhörender. Interindividuell ist die Streuung der Kompression relativ groß. Daran anknüpfende initiale Untersuchungen des Autors werden in Abschnitt 5.3 dargestellt. Vertiefende Untersuchungen innerhalb der Arbeitsgruppe sind durch Müller und Janssen [127] veröffentlicht.

Man vermutet, dass Stimulus Frequency OAE (SFOAE) detailliertere Informationen über die Basilmembranbewegung und Korrelationen zur Lautheit oder Hörschwelle geben können (Schairer und Keefe [162]). Aufgrund der komplizierten Rahmenbedingungen zur Aufnahme von SFOAE ist diese Methode in der Literatur wenig vertreten und wird in der klinischen Praxis nicht angewendet.

Die meisten Studien bezogen auf DPOAE zeigen, dass zumeist das Verzerrprodukt an der Frequenz  $2 \cdot f_1 - f_2$  zur weiteren Analyse verwendet wird, da deren Amplitudenspektrum am deutlichsten auftritt und somit am leichtesten zu erfassen ist. Im niedrigen Frequenzbereich können im Einzelfall jedoch auch andere DPOAE mittels multivariater Analyse herangezogen werden und somit einen Beitrag zur Diagnostik liefern, wie dies von Gorga et al. [62] beschrieben ist. Das Verzerrprodukt der Frequenz  $2f_2 - f_1$  birgt den Vorteil, oberhalb der Stimulusfrequenzen  $f_1$  und  $f_2$  angesiedelt zu sein. Durch die vorhandenen  $\frac{1}{f}$ -Charakteristik des Umgebungsrauschens kann es im Einzelfall bei niedrigen Testfrequenzbereich um  $500\text{Hz}$  sein, dass die niedrigere Amplitude der  $2f_2 - f_1$  durch den niedrigeren Rauschanteil ein besseres Signal zu Rausch Verhältnis (SNR) besitzt als die  $2f_1 - f_2$  DPOAE. Die anderen DPOAE sind zumeist nur überschwellig zu evozieren und bergen weniger Potenzial. Es ist zu vermuten, dass auch der effektive Ort der Entstehung der unterschiedlichen Emissionen variiert und neben der Zwei-Quellen-Theorie weitere Quellen in eine multivariate Analyse einzubeziehen wären. Heuristische abgesicherte Studien zum diagnostischen, klinisch relevanten Mehrwert dieses Ansatzes sind bisher nicht veröffentlicht.

## 3.2 Auditory steady-state response (ASSR)

ASSR werden mit stationären Reizen wie z.B. einem amplitudenmodulierten Sinuston ausgelöst. Sie stellen die synchronisierte, neuronale Aktivität des Mittelhirns dar (Picton et al. [150]) und sind daher im Gegensatz zu den im Innenohr generierten DPOAE teilweise vigilanzabhängig. ASSR erlauben die Betrachtung des Innenohres im eingeschwungenen

---

<sup>6)</sup> Die Kompression ergibt sich aus dem Kehrwert der Steigung.

Zustand. Die besten Reizantworten ergeben sich bei wachen Menschen bei einer Modulationsfrequenz von 40 Hz (Dobie und Wilson [49]). Ein weiteres Antwortmaximum - jedoch mit geringerer Amplitude - ergibt sich bei Modulationsfrequenzen zwischen 80 und 90 Hz. Die mit den höheren Modulationsfrequenzen ausgelösten ASSR zeigen eine geringere Vigilanzabhängigkeit (Pethe et al. [145]). Aufgrund ihrer hohen Frequenzspezifität und der Möglichkeit, Aussagen auch über das Hörvermögen bei tiefen Frequenzen ( $< 1$  kHz) zu erlauben, sind die ASSR eine wichtige Alternative zu den in der Hirnstammaudiometrie untersuchten AEP, die bei transientser Reizung mit Klicks oder mit Tonbursts entstehen und daher nur eine schwache Frequenzspezifität aufweisen.

Eine praktische Anwendungsmöglichkeit der vigilanzabhängigen ASSR mit Modulationsfrequenzen um 40 Hz besteht in der Überwachung der Sedierungstiefe während einer Operation. Dies wird in der Literatur jedoch ambivalent diskutiert. Neben den attestierte Unzulänglichkeiten nach Pocket und Tan [153] wird die generellen Eignung der Methode beschrieben (Plourde und Picton [151], Plourde und Villemure [152], Picton [149]). Unter Beachtung der Mittelungstechnik im Zeitbereich sowie der Ableitung der Potenziale zwischen Vertex und unterer Nacken könnte die Tiefe der Anästhesie in Zukunft durch ASSR automatisiert erfolgen. Im Vergleich zum bispectralen Index (BIS)<sup>7)</sup> erzielen binaural stimulierte ASSR vergleichbare Vorhersagen der Sedierung (Bonhomme et al. [37]).

Der Einfluss der Elektrodenpositionen auf die qualitativen und quantitativen Ergebnisse der ASSR (v.a. SNR) wird von Cebulla et al. [41] beschrieben. Dabei wird die Ableitung zwischen Vertex und ipsilateralem Mastoid als beste Option dargestellt, gefolgt von der Ableitung zwischen Vertex und Nacken als zweitbeste Option, mit nicht signifikant schlechteren, mittleren SNR.

Im Vergleich zur subjektiv ermittelten Hörschwelle können durch ASSR gute objektive Schätzungen vorgenommen werden (Herdman und Stapells [73]). Neben der hohen Frequenzsensitivität sind im vgl. zur DPOAE Schwellenschätzung auch bei schweren Hörstörungen Schwellenvorhersagen mit Standardabweichungen von unter 15 dB zu erreichen. Nach Gorga et al. [66] besteht in aktuell erhältlichen Implementierungen der ASSR Messsysteme eine Beschränkung der Dynamik. Anhand von zehn Fallbeispielen, bei denen keine Hörschwelle mittels konventioneller Audiometrie erfassbar war, wurden mittels ASSR Hörschwellen von 100 dB ermittelt und somit Fehler von 18 - 22 dB begangen. In Verbindung mit der Studie von Swanepol und Hugo [181] muss dieser Fehler sehr kritisch gesehen werden. Basierend auf ASSR Messungen mit Stimulationspegel größer 100 dB HL wird dort die Option einer Cochlea-Implant Operation zurückhaltend bewertet, obwohl FAEP und subjektive Hörschwellen diese Indikation befürworten würden. Small und Stapells [172] sowie Picton und John [148] beschreiben die Problematik der technischen Artefakte in Bezug auf ASSR sehr detailliert<sup>8)</sup>. Bezogen auf die eigene Messplattform werden Methoden zur Artefaktvermeidung in Abschnitt 6 beschrieben.

Bei Normalhörenden überschätzen die ASSRs die subjektiv ermittelte Hörschwelle von 5

---

<sup>7)</sup> Der BIS Index wird ohne (akustische) Stimulation als Parameter aus dem EEG abgeleitet und im klinischen Monitoring bei Sedierungen angewendet.

<sup>8)</sup> Es wird zumeist Bezug genommen auf das M.A.S.T.E.R. System, das in der Gruppe um Picton entwickelt wurde.



### 3 Stand der Technik

bis zu 25 dB (25 dB Abweichung bei 500 Hz Testfrequenz) laut der Studie von Holiday et al. [77].

Nach Cone-Wesson et al. [45] kann durch intraindividuelle Vergleichsmessungen von ASSR mit und ohne Störgeräusche objektiv der Unterschied zwischen Schalleitungshörverlust und Schallempfindungsstörung quantitativ abgeschätzt werden. Schmalbandiges Rauschen, das über Knochenleitungshörer dargeboten wird, überlagert den Stimulus der ASSR, der über Luftleitung appliziert wird. Der Vergleich der unterschiedlich stimulierten ASSR ergibt eine Abschätzung zur Differentialdiagnostik. Nach einer Studie von Jeng et al. [94] kann der Unterschied der ASSR, welche durch Luftleitung im Vergleich zur Stimulation über Knochenleitung ausgelöst werden, auch direkt Auskunft über den Grad der Schalleitungsstörung geben. Aufgrund von Stimulationsartefakten mit Knochenleitungshörern erscheint diese Methode nur bis zu mittleren Schwerhörigkeiten brauchbar. Der Vergleich der ASSR mit Hirnstammantworten, die mit Klick oder Tonebursts ausgelöst werden, ergibt nach Cone-Wesson et al. [44] vergleichbare Schwellenschätzungen, obwohl diese, abhängig von Frequenz, Stimulus und Detektionsmechanismus, leicht divergieren.

Die Abhängigkeiten der 40 Hz ASSR Amplitude von Trägerfrequenz oder zusätzlich dargebotenen Tönen wird von Ross et al. [158],[159] beschrieben. Dabei verringert sich die Amplitude der ASSR mit zunehmender Frequenz im Bereich bis zu 4 kHz. Bei Darbietung eines weiteren Tonsignals kann eine Suppression der ASSR Amplituden festgestellt werden, die größer ausfällt, falls der Suppressorton unterhalb der Testfrequenz (Trägerfrequenz der ASSR) dargeboten wird. Diese Ergebnisse sind mit 80 Hz ASSR nicht reproduzierbar, so dass als Ort der Entstehung des Suppressionseffektes der primäre auditive Cortex vermutet wird.

Nach [119] können innerhalb einer Stunde bei ca. vier Frequenzen Schätzungen der Hörschwelle mit ca. 15 dB Genauigkeit getroffen werden. Dabei werden die multiplen Antworten an unterschiedlichen Frequenzorten binaural ausgewertet - es existieren weitere Optimierungsmöglichkeiten bei den Abbruchkriterien. Hier werden die Amplituden nach dem F-Test als Kriterium benutzt. Es wird festgestellt, dass pro Messpunkt keine signifikanten Verbesserungen mehr erzielt werden können, sofern die Messdauer zehn Minuten übersteigt. Auch bei vigilanzunabhängigen 80Hz ASSR bringt es die steigende Unruhe des Patienten/Probanden mit sich, dass keine Potenziale mehr erkannt werden können. Die Genauigkeit der Schätzungen konnte durch relativ hoch aufgelöste Reihenmessungen mit Stimuluspegeln von weniger als 10 dB Abstand nicht mehr erhöht werden.

Weitere statistische Tests neben dem F-Test zum Nachweis der ASSR wie q-sample Test,  $HT_2$ -Test, modifizierter Rayleigh Test oder Magnitude-Squared-Coherence (MSC) werden von Cebulla et al. [42] und Stürzebecher et al. [180] beschrieben. F-Test und  $HT_2$ -Test vergleichen z.B. die Varianzen von Nutz- und Störsignal miteinander. Eine weitere Möglichkeit besteht darin, allein anhand der Phase der Reizantwort die Signifikanz mit dem Phasen-Kohärenz-Test zu ermitteln. Picton et al. [147] schlagen eine gemeinsame Betrachtung der Amplitude und Phase mit einem modifizierten t-Test (phase-weighted t-test) vor. Untersuchungen bzgl. der Leistungsfähigkeit unterschiedlicher statistischer Tests haben gezeigt, dass trotz der unterschiedlichen Ansätze die Leistungsfähigkeit der Tests insgesamt gleichwertig ist (Valdes et al. [95]).

In Deutschland sind die ASSR noch relativ wenig verbreitet. Im amerikanischen Schrifttum werden überzeugende Ergebnisse an Erwachsenen dargestellt. Es ist zu erwarten, dass sich die ASSR zukünftig zu einer Standardmethode in der Pädaudilogie entwickelt.

**Synergieeffekte DPOAE und ASSR** Sowohl bei den DPOAE als auch bei den ASSR besteht die Möglichkeit einer simultanen multifrequenten Stimulation des Ohres (Zurek und Rabinowitz [190], Kim et al. [104], John et al. [97], Herdman und Stapels [72]). Die Gesamtuntersuchungsdauer zur Abschätzung der Hörschwelle mittels ASSR bei monauraler und einfacher Frequenzanregung wird mit mehreren Stunden angegeben (Pethe [144]). Bei Multifrequenzanregung und binauraler Messung kann die Untersuchungsdauer jedoch um den Faktor 2 zzgl. der Anzahl der Stimulationsfrequenzen pro Ohr gesenkt werden. Die Untersuchungsdauer zur Abschätzung der Hörschwelle mittels DPOAE ist im Vergleich zu den ASSR deutlich geringer. Bei der Hörschwellenschätzung von zwölf Frequenzen liegt die Untersuchungsdauer bei Einfachanregung und monauraler Messung bei zehn Minuten (Janssen et al. [89]). Bei Multifrequenzanregung und binauraler Messung kann die Untersuchungsdauer noch weiter herabgesetzt werden. In Abschnitt 8 werden Messergebnisse der binauralen, multifrequenten DPOAE Messung vorgestellt und konkrete Zeitvorteile quantifiziert.

Ansätze zur Kombination von DPOAE und ASSR werden von Purcell et al. [154] beschrieben. Dabei können die Möglichkeiten der Kombination beider Verfahren aufgrund des verwendeten Messsystems bzw. des gewählten Ansatzes zur Stimulation nur sehr eingeschränkt ausgeschöpft werden. In Abschnitt 7 wird ein Verfahren vorgestellt und Messergebnisse präsentiert, die eine simultane und hybride Erfassung von ASSR und DPOAE mit jeweils optimalen Stimulationen zulässt (Oswald et al. [134]).

### 3.3 Kalibrierung

Ziel der Kalibrierung audiometrischer Instrumente ist es, einen definierten Schalldruckpegel am adäquaten Reizort zu erzeugen und dadurch die Reaktion auf das Schallereignis auf ein quantitativ definierbares Maß zu beziehen. Im Falle der OAE und AEP Messungen sollte dadurch ein definierter Schalldruckpegel am Trommelfell als adäquater Reizpegel angelegt werden können. Ein einfacher Zusammenhang zwischen Spannung am Lautsprecher der Einsteckrohrsonde und Schalldruckpegel am Trommelfell ist aufgrund des lastabhängigen Frequenzgangs der Lautsprecher und der interindividuell unterschiedlichen Trommelfellimpedanz und Gehörgangsgeometrie nicht gegeben (Hudde [83]). Ein Lautsprecher fungiert prinzipiell als Schallflussquelle und wird abhängig vom angekoppelten Volumen erst indirekt zur Schalldruckquelle. Der Schalldruck ist von individuellen Parametern (Gehörgangslänge, Impedanzen) beeinflusst, die durch Kalibrierung ausgeglichen werden müssen. Eine einfache Freifeldvermessung der Lautsprecher mit einem kalibrierten Mikrofon ist bei Ohrsonden nicht ausreichend.

In der Literatur kommen unterschiedliche Kalibrierverfahren zum Einsatz. Das gebräuchlichste Verfahren ist die Im-Ohr-Kalibrierung bzw. In-the-Ear adjustment (ItE)

### 3 Stand der Technik

nach Whitehead et al. [186]. Bei dieser Strategie werden die Spannungen an jedem Lautsprecher frequenzabhängig so korrigiert, dass sich ein konstanter Stimuluspegel am Mikrofon der Sonde einstellt. Für die Messung wird vereinfacht angenommen, dass der am Mikrofon der Ohrsonde gemessene Schalldruck demjenigen am Trommelfell entspricht. Siegel [169] wies jedoch nach, dass diese Annahme falsch ist. DPOAE - Vergleichsmessungen mit Kalibrierungen bezogen auf eine normal im äußeren Gehörgang positionierte Ohrsonde und einem direkt am Trommelfell positionierten Mikrofon ergaben Unterschiede der Emissionen von bis zu 20 dB. Diese Fehler konnte auf die *Stehende Wellen Problematik* im äußeren Gehörgang zurückgeführt werden. Untersuchungen von Neely et al. [133] konnten diesen Effekt bestätigen, indem sie subjektive Hörschwellenbestimmungen mit jeweils zwei unterschiedlichen Einstecktiefen der Ohrsonden durchführten. Die eigentlich konstante subjektive Hörschwelle variierte dabei im Mittel um 11 dB SPL. Durch Verwendung der Schallintensitätspegels (SIL) anstelle des Schalldruckpegels (SPL) konnte die Variabilität der Hörschwelle auf lediglich 0,5 dB reduziert werden und erscheint somit als geeigneteres Maß. Die energiebasierte Maßeinheit hat den Vorteil, losgelöst von Querschnittflächen des Gehörgangs oder interindividuellen Impedanzvariabilitäten zu sein. Der Nachteil liegt in der geringen Verbreitung des Schallintensitätsmaßes in der klinischen Praxis sowie der relativen Vergleichbarkeit mit den herkömmlichen Schalldruckmaßen.

Bei der Konstant-Spannungs-Kalibrierung (CV oder iso-voltage-strategy) wird im Gegensatz zur ItE nicht direkt im Ohr kalibriert, sondern an einem Referenzkupppler (z.B. Brüel&Kjær Ohrsimulator Typ 4157) der Schalldruckpegel am Kuppelmikrofon bei gegebener Ausgangsspannung bestimmt. Unter der Annahme eines flachen, frequenzunabhängigen Verlaufs der Lautsprecherkennlinien kann eine bestimmte Spannung am Lautsprecher mit einem entsprechenden Schalldruckpegel am Trommelfell verknüpft werden und zwar frequenzunabhängig und unabhängig von der Distanz des Trommelfells zum Ohrsondenmikrofon. Wie in Bild 3.1 dargestellt, bringt diese Art der Kalibrierung im Bereich bis zu 7 kHz geringere Unterschiede zwischen Trommelfellschalldruckpegel (TP) und nominal angenommenen Schalldruckpegel (Whitehead et al. [186]). In Erweiterung der CV kann das individuelle Gehörgangsvolumen in Bezug auf das Volumen des Referenzkuppplers gesetzt werden und eine Volumen Anpassung erfolgen (CV mit Volumen Anpassung). Fehlerquellen dieser Kalibrierung bleiben jedoch der interindividuell unterschiedliche Frequenzgang zwischen Gehörgang und Kupppler sowie die bei der Messung im Kupppler aufgenommenen Interferenzen, die im Ohr je nach Einstecktiefe der Sonde bei anderen Frequenzen liegen und in der Amplitude unterschiedlich stark ausgeprägt sein können. Der Vorteil der CV liegt darin, dass sich destruktiv überlagernde Wellen am Ort des Sondenmikrofons, keine Rolle spielen und damit im Vergleich zur ItE Abweichungen

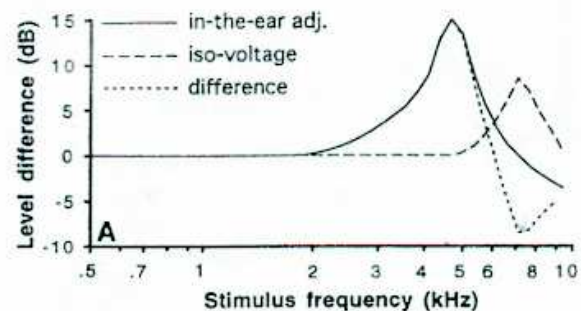


Bild 3.1: Kalibrierungsbedingte Schalldruckunterschiede zwischen Trommelfellebene und Sondenebene (Quelle: Whitehead et al. [186])



im Frequenzbereich bis etwa 5 kHz kleiner sind (siehe Bild 3.1). Die Impedanz des Mittelohrsystems beeinflusst ebenfalls entscheidend die Phase und die Amplitude der vom Trommelfell reflektierten Welle. Dadurch kommt es unter Beachtung der endlichen Impedanz des Trommelfells zu Differenzen zwischen den am Trommelfell und Sonde anliegenden Schallpegel. Nach Gilman und Dirks [60] beträgt der Unterschied zwischen dem Sondenpegel und dem Trommelfellpegel bis zu 6.5 dB alleine durch Variation der Impedanz bei gleicher Einstecktiefe der Ohrsonde.

Letztendlich hat die Kalibrieremethode einen erheblichen Einfluss v.a. auf die DPOAE-Messung. Falls die Primärtonpegel  $L_1$  und  $L_2$  individuell unterschiedlich stark von ihrem Sollwert abweichen, ist damit eine Veränderung des DPOAE-Pegels verbunden. Im Besonderen ist bei Verwendung eines optimalen Reizparadigmas wie z.B. der Pegelschere nach Kummer et al. [109] ( $L_1 = 0.4L_2 + 39$  [dB SPL]) eine erhöhte Variabilität in den I/O-Funktionen zu erwarten. In Konsequenz daraus können Folgerungen wie Hörschwelle, Kompressionsverlust o.ä. nur mit erhöhten Unsicherheiten geschätzt werden (Müller et al. [128]). Ansätze zur Verbesserung der Kalibrierung werden in Abschnitt 4 vorgestellt. Die Grenzen der individuellen Bestimmung der relevanten Parameter werden dort durch Testmessungen beispielhaft beschrieben und Lösungsmöglichkeiten durch Einbeziehung von Modellvorstellungen vorgestellt. Ein mehrstufiges Kalibrierkonzept, das als technisches Referenzmodell die bisher einfließenden, personenabhängigen Variationen eliminieren kann, wird in Abschnitt 4.6 vorgestellt. Die resultierenden Verbesserungen in Bezug auf DPOAE Messungen werden vergleichend zur ItE Kalibrierung in Abschnitt 8.1 präsentiert.

### **Akustische Verfahren zur Schätzung der Distanz zwischen Trommelfell und Ohrsonde**

Zur Längenschätzung werden im Allgemeinen die Minima der stehenden Wellen im äußeren Gehörgang ausgewertet, die in der Übertragungsfunktion kenntlich werden. Während Searchfield et al. [165] bzw. Storey und Dillon [177] nur bei einer festen Frequenz (i. allg. 6 kHz) Messungen durchführen, betrachten Dirks et al. [48] und Chan und Geisler [43] die gesamte „Gehörgangsübertragungsfunktion“. Im ersteren Fall wird das Minimum der Übertragungsfunktion durch Verschiebung des Mikrofonkanals gesucht, im letzteren bei fester Sondenposition. Die Ergebnisse der einzelnen Arbeiten stimmen prinzipiell überein und gehen von einer Standardabweichung der Abstandsschätzung im Bereich von  $\pm 2$  mm aus. Unterschiede in den Ergebnissen resultieren zumeist durch einen uneinheitlichen Bezugspunkt der Abstandsschätzung. Verwendet man einen Einheitlichen wie z.B. den oberen Bereich des Trommelfells (Top of Drum, TOD), so erklären die Unterschiede in den getroffenen Annahmen<sup>9)</sup> die Widersprüche in der Literatur. Für die „grobe“ Abstandsschätzung, welche zur Platzierung einer Sonde im Trommelfellnahbereich nötig ist, wird der Methode die klinische Eignung attestiert, da trotz des einfachen Prinzips eine hohe intra- und interindividuelle Reproduzierbarkeit nachzuweisen ist.

Die Arbeit von Zemplenyi et al. [187] beschreibt eine optische Methode der Distanzschätzung. Durch die Fokussierung eines Operationsmikroskops auf zwei unterschiedliche Referenzpunkte im Gehörgang kann mittels der geringen Tiefenschärfe die Lage der Referenzpunkte

<sup>9)</sup> Z. B. die unterschiedlichen Bezugspunkte in der Trommelfellebene

### 3 Stand der Technik

sehr genau bestimmt werden. Die daraus resultierende Abstandsmessung eignet sich zwar nicht mittelbar zur Distanzschätzung mit einfachen Einsteckohrsonden, könnte sich zur Gewinnung von Referenzdaten für die Überprüfung des akustischen Verfahrens jedoch anbieten.

**Akustische Verfahren der Impedanzmessung** In den Arbeiten von Lodwig [117] und Huang et al. [79] wird eine Methode zur Trommelfellimpedanzmessung vorgestellt, welche die korrekte Berechnung einer Lastimpedanz zulässt. Unter Verwendung einer Norton-Ersatzschaltung der Schallquelle der Ohrsonde werden mittels einer Art Absolutkalibrierung in Rohren mit bekannter Abschlussimpedanz die Quellparameter der Sonde extrahiert. Die ermittelten Quellparameter lassen über ein Netzwerkmodell des Gehörgangs die Bestimmung der individuellen Trommelfellimpedanz zu. Während die Arbeit von Lodwig besonders intensiv auf das für die Impedanzmessung notwendige elektroakustische Netzwerkmodell eingeht, ist die Abhandlung von Huang et al. für die vorliegende Arbeit vor allem von Interesse, da eine ähnliche Einsteckohrsonde verwendet wird. Die Methode wird für den Frequenzbereich bis 10 kHz als geeignet betrachtet, wenn auch multiple Fehlerquellen schnell Abweichungen in der Größenordnung von 10 bis 15 dB bewirken können. In Abschnitt 4 werden die Ansätze von Lodwig und Huang et al. konkret in Simulation und Messung am eigenen Messsystem umgesetzt und evaluiert.

Da beide Ansätze auf einer Netzwerkmodellierung basieren und diese für die Simulation der akustischer Vorgänge grundlegend ist, muss auf die Arbeiten von Letens [114] und Hudde und Engel [80, 81, 82] hingewiesen werden. Von besonderem Interesse für eine angestrebte Fehlerprädiktion des Trommelfellschalldrucks sind die Mittelohrmodelle nach Shaw und Stinson [114, S. 141], sowie nach Hudde und Engel [80, 81, 82, S. 724]. Basierend auf diesen Modellvorstellungen eines 'mittleren' Ohres kann die Kalibrierung von individuellen subjektiven Einflüssen befreit werden (siehe Abschnitt 4.6).

## 3.4 Verfügbare kommerzielle Messgeräte

Die Übersicht in Tabelle 3.2 soll einen Überblick über kommerziell erhältliche Geräte der objektiven Audiometrie geben. Zumeist sind die Systeme PC-basiert. Viele Hersteller bieten jeweils einzelne Module zum Kombinieren auf demselben Gerät an. Kombinierbarkeit muss dabei allerdings als serielle Ausführbarkeit und Integrierbarkeit der (Software-)Zusatzmodule auf demselben PC verstanden werden. Obwohl die Aufstellung nur einen groben Eindruck der Vielfalt bieten kann und nicht als geschlossen betrachtet werden darf, bietet kein kommerziell erhältliches Messgerät die Möglichkeiten, die mit dem eigenen Messsystem umsetzbar sind (siehe Abschnitt 6). Aufgeführt sind primär Produkte zur Erfassung von OAE und AEP, da deren simultane Kombinierbarkeit den Kern der vorliegenden Arbeit darstellt (siehe Abschnitt 7). Weitere Geräte und Funktionen, die ebenfalls integriert werden könnten, wie Tympanometer o.ä., werden teilweise auch angeboten. Durch Firmenkäufe verschieben sich momentan die Zugehörigkeiten bzgl. der Hersteller und Distributoren, so dass die Auflistung nur temporäre Gültigkeit besitzt. Quantitativen

Angaben zu Pegel und Frequenzbereiche sind prioritär bzgl. DPOAE und ASSR angegeben. Falls zusätzlich ein anderes Verfahren wie TEOAE auf demselben Gerät verfügbar ist, so können zumeist höhere Maximalpegel des transienten Stimulus erreicht werden. Die Werte sollten deshalb nur als Anhaltspunkt interpretiert werden. Weiterführende Informationen sind den jeweils angegebenen Quellen bzw. der folgenden Übersicht zu entnehmen.

- Biologic Systems, Mundelein U.S.A. [16]
- Fischer-Zoth [1], Germering Deutschland (Natus)
- GN Otometrics, Taastrup Dänemark [2]
- Grason Stadler, Madison U.S.A. [3]
- Guymark [17], Cradley Heath U.K.
- Intelligent Hearing Systems, Miami U.S.A. [18]
- Interacoustics [19], Assens Dänemark (William Demant Holding)
- Institute of Control Systems [4], Chorzow Polen
- Labat [20], Mestre Italien
- Maico [21], Berlin Deutschland (William Demant Holding)
- Natus [22], San Carlos U.S.A.
- Otodynamics [23], Hatfield U.K.
- Sonamed [24], Waltham, U.S.A.
- Tympany [25], Stafford, U.S.A.
- William Demant Holding [26], Kopenhagen Dänemark

### 3 Stand der Technik

	Name	xOAE	xAEP	xaural	L [dB SPL]	f [kHz]	Spezielles
Biologic[16]	AuDX II	DP, TE	-	mon	89 (TE)	0.5 - 10	Handheld; nur 26 Freq.
	ScoutSport	DP,S,TE	-	mon	89 (TE)	0.5 - 10	85 dB Dynamik
	ABaer Infant	TE	F	mon	30 - 40	-	16 bit; Handheld; iVm
	CUB				[dB nHL]		Compaq iPAQ
	AEP	-	F, M, S, E	mon	-	-	VEMP,ECochG; Erw. z. Potenzialmessung
M.A.S.T.E.R.	-	ASSR	bin	132	0.5 - 4	16 bit, 4 Freq. simultan	
GNOtometrics[2]	CHARTREP	-	F, M, S, E, ASSR	mon	-	0.5 - 4 bzw. 8	VEMP, ECochG; Erw. z. Potenzialmessung; binaural f. ASSR
	Octavus	-	F	mon	0 - 100	-	Handheld
	AccuScreen[1]	DP,TE	F	mon	65	1.4 - 4	16 bit; Handheld; (siehe Abschn. 5.2)
	Capella	DP,S,TE	-	mon	-	-	-
Grason St[3]	GSI AUDIO	DP,TE	F	mon	100 (TE)	2-6	96 dB Dynamik
	GSI Audera ...[17]	DP	F,ASSR	mon	80	0.25 - 8	VEMP,ECochG; Mod.freq. ASSR abh. v. Trägerfreq.
	GSI 70[17]	DP	-	mon	45 - 70	1.2 - 6	Handheld
[18]	Smart ...	DP,TE	F,ASSR	mon	75	0.5 - 8	SmartBox als HW; sep. Software je Verfahren
[19]	Eclipse	TE	F	mon	50-90 (F)	-	16 bit
	OtoRead	DP,TE	-	mon	40 - 70	0.5 - 4	16 bit; Handheld
[4]	KubaMikro	TE	F	mon	30 - 70	-	iVm Compaq iPAQ
[20]	Echolab	DP,S,TE	-	mon	-	-	Handheld Screener
	EPIC PE	-	F,M	mon	-	-	VEMP, eCoG ...
Maico[21]	ERO Scan[5]	DP,TE	-	mon	40 - 70	1.5 - 6	18 bit, Handheld
	MB11	-	F	mon	0 - 70	-	BERAphon
	MB21	-	F,FSS	mon	0 - 70	-	Fast Steady State (FSS) & automat. Schwellenpred.
[23]	ILO292	DP,S,TE	-	mon	95 (TE)	-	16 bit
	Echocheck	TE	-	mon	6-55	-	Handheld
[24]	Clarity	DP	F	mon	-	-	
Vivosonic[15]	VivoScan	DP,TE	-	mon	40-80	0.5-8	Handheld
	Integrity	DP,TE	F,ASSR	bin	40-75	0.5-8	Bluetooth; Amplitro- de; nur 0.5,1,2,4 kHz (ASSR), 15 Freq. (DP); nur ASSR binaural
	Vivo600R	DP	-	mon	- 115	-	16 bit; vordef. Prog.

## 4 Erweiterte Kalibrierkonzepte

Prinzipiell müssen quantitative Angaben über applizierte Schalldruckpegel individuell angepasst werden, um intraindividuelle Vergleichbarkeit herzustellen. Dies geschieht im Normalfall durch Kalibrierungen vor, während oder nach einer Messung direkt am Patienten. Aufgrund der bereits in Abschnitt 3.3 genannten Problematik wäre es hilfreich, individuell die relevanten Kenngrößen exakt quantifizieren zu können. Die Abschlussimpedanz, welche effektiv an den Miniaturlautsprechern der Ohrsonde anliegt, ist neben der Distanz zwischen Ohrsonde und Trommelfell der wichtigste Parameter.

Ausgehend von den Ergebnissen der Dissertation von Lodwig [117] wurden Ansätze entwickelt, die mit Verwendung *einfacher Ohrsonden* individuelle Kompensationen der Kalibrierfehler ermöglichen. Ausführlich beschrieben in den dabei entstandenen Diplomarbeiten von Fröstl [59], Hörbrand [85] und Schultz [164] sind im Folgenden nur die wesentlichen Erkenntnisse zusammengefasst.

### 4.1 Grundlagen

Zur Gewinnung der Übertragungsfunktion der Einsteckohrsonden im äußeren Gehörgang wird als Anregungssignal ein breitbandiger „Chirp“<sup>1)</sup> konstanter Scheitelspannung verwendet. Aus dem Antwortsignal des Mikrofons der Sonde kann die Übertragungsfunktion zwischen Lautsprecher und Mikrofon berechnet werden. Da der Schalldruck am Lautsprecher lastabhängig ist, kann nicht ohne weiteres eine Übertragungsfunktion von Schalldruck am Lautsprecher zu Spannung am Lautsprecher  $[Pa_{LS}/V_{LS}]$  aufgestellt werden. Aufgrund einer Absolutkalibrierung des Mikrofons ist die Empfindlichkeit des Sondenmikrofons  $[V_{MIK}/Pa_{MIK}]$  bekannt.

Beispielhaft für die im Projekt verwendete ER10C(P)-Sonde von Etymotic-Research [175] ist in Bild 4.1(a) und 4.1(b) die Empfindlichkeitsfunktion des Mikrofons bzw. der Lautsprecherfrequenzgang in einem Zwislocki-Kuppler<sup>2)</sup> dargestellt. Zusammen mit der bekannten, frequenzabhängigen Verstärkung eines Mikrofonvorverstärkers  $[V_{VV}/V_{MIK}]$  wird der Schalldruckpegel am Mikrofon mit der Spannung am Lautsprecher  $[Pa_{MIK}/V_{LS}]$  in Beziehung gesetzt. Anhand dieser Funktion ist es möglich, den bei einer bestimmten Frequenz vorgesehenen Schalldruck am Mikrofon einzustellen. Dazu wird analog zum Schalldruck-

---

<sup>1)</sup> Der „Chirp“ ist ein Sinuston stetig wachsender Frequenz, welcher den gesamten betrachteten Frequenzbereich abdeckt.

<sup>2)</sup> Dieser bietet eine brauchbare Approximation der Trommelfellimpedanz im Frequenzbereich bis ca. 4 kHz.

## 4 Erweiterte Kalibrierkonzepte

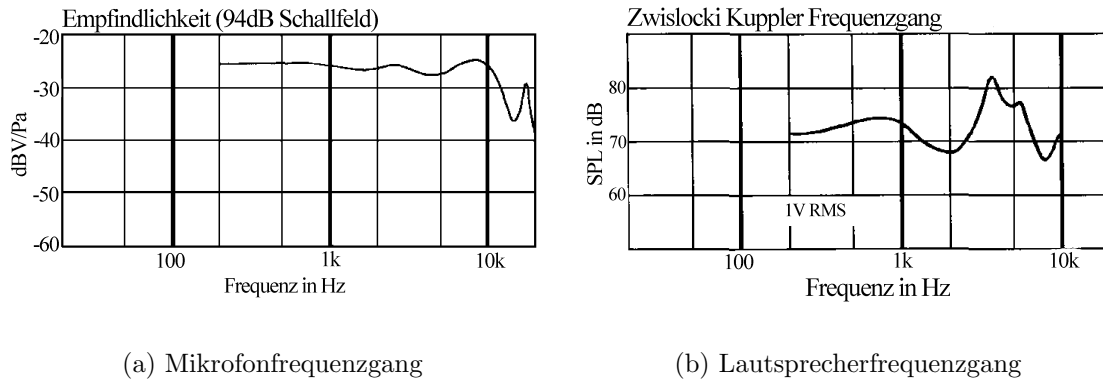


Bild 4.1: Nominaler Mikrofonfrequenzgang und Lautsprecherfrequenzgang der Ohrsonde ER-10C(P) inkl. Vorverstärker nach Angaben von Starkey [175].

pegel  $L$  aus Gleichung 2.2 mit Formel 4.1 den korrespondierenden Schalldruck berechnet.

$$p = p_0 \cdot 10^{\left(\frac{L}{20}\right)} \quad (4.1)$$

Solange die Anordnung ein LTI-System<sup>3)</sup> darstellt, ergibt sich die Spannung am Lautsprecher nach Multiplikation des Schalldrucks mit dem Kehrwert der Übertragungsfunktion  $[P_{a_{MIK}}/V_{LS}]$ .

Mit der Annahme der Mikrofonlokalisation direkt am Trommelfell ist der Ablauf der „In-the-Ear“ (ItE) Kalibrierung in der Anwendung mit einigen Problemen behaftet (siehe Abschnitt 3.3). Aufgrund der damit verbundenen Unannehmlichkeiten kann man in der praktischen Anwendung das Mikrofon im Normalfall nicht direkt am Trommelfell platzieren.

**Stehende Wellen** Laut Definition in Stöcker [179, S. 274ff] oder Veit [183, S. 63f] entstehen stehende Wellen mit einer räumlichen Periodizität von  $\lambda/2$  durch Überlagerung zweier ebener Wellen gleicher Frequenz bzw. gleicher Wellenlänge, aber entgegengesetzter Laufrichtung, wobei die Minima<sup>4)</sup> und Maxima<sup>5)</sup> der stehenden Welle ortsfest sind. Stehende Wellen treten vor allem dort auf, wo Schall reflektiert wird, wie z. B. bei einseitig schallhartem<sup>6)</sup> Abschluss eines Rohres.

In einem Rohr (kreisrunder Querschnitt) mit idealem, schallhartem Abschluss werden Schallwellen reflektiert. An jedem Ort des Rohres überlagern sich so die hin- und rücklaufenden Schallwellen. Im Abstand einer viertel Wellenlänge vor dem schallharten Abschluss ist die reflektierte Welle genau eine halbe Wellenlänge länger unterwegs als die einfallende Welle. Durch die Phasenverschiebung von  $180^\circ$  überlagern sich die Wellen an dieser Stelle destruktiv und es bildet sich ein Druckminimum ( $p_{min} = 0$ ) aus.

<sup>3)</sup> engl.: linear time invariant

<sup>4)</sup> Die ortsfesten Minima werden auch als Schwingungsknoten bezeichnet.

<sup>5)</sup> Die ortsfesten Maxima werden auch als Schwingungsbäuche bezeichnet.

<sup>6)</sup> Der Begriff schallharter Abschluss ist gleichbedeutend mit einer Reflektanz von  $R = +1$ .

Abhängig vom Abstand zwischen Sondenkopf und Trommelfell wird bei bestimmten Frequenzen der Trommelfellschalldruckpegel vom SONDENSCHALLDRUCKPEGEL abweichen (siehe Bild 3.1). Für bestimmte Frequenzen befindet sich das Mikrofon in einem Knoten der stehenden Welle (Abstand  $D = \lambda/4$  zwischen Sondenkopf und Trommelfell), so dass der Schalldruckpegel am Trommelfell größer ist als der am Mikrofon der Ohrsonde gemessene Schalldruckpegel (siehe Bild 4.2). Damit führt die ItE-Kalibrierung im Bereich von

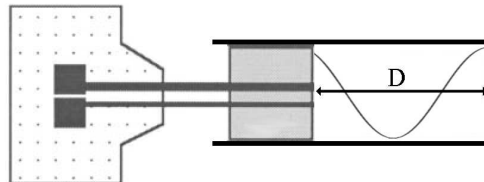


Bild 4.2: Schematische Darstellung der stehenden Wellen im Gehörgang. In Abhängigkeit vom Abstand  $D$  zwischen Sondenkopf (links) und dem Trommelfell differiert der SPL der Ohrsonde erheblich vom SPL am Trommelfell.

3,5 bis 7 kHz (Siegel und Hirohata [170], Siegel [169]) zu beträchtlichen systematischen Unterschätzungen des Stimulusschalldruckpegels am Trommelfell. Unter der Annahme einer schallharten Terminierung durch das Trommelfell lässt sich der betroffenen Frequenzbereich mit Gleichung 2.1 und dem Abstand nach Gleichung 4.2 berechnen<sup>7)</sup>.

$$f_n = \frac{(2n + 1)c}{4D} \quad \text{mit} \quad c = (331,5 + 0,6 \cdot T) \quad (4.2)$$

Hierbei sind  $n$ : die Ordnung der stehenden Welle ( $n \geq 0$ ),  $D$ : der Abstand zwischen Trommelfell und Sonde,  $c$ : die temperaturabhängige Schallgeschwindigkeit in Luft,  $T$ : Temperatur in °C. Je kürzer die Distanz zwischen Sonde und Trommelfell ist, desto höher sind die Frequenzen an denen Auslöschungen durch stehenden Wellen auftreten. Für den in der klassischen Audiometrie relevanten Frequenzbereich bis zu 8 kHz zeigen sich deutliche Unterschätzungen des Trommelfellschalldruckpegels um bis zu 20 dB ([169], [186]) vor allem bei Personen mit „langen“ Gehörgängen ( $> 25$  mm). Konsequenterweise würden subjektive Bestimmungen der Hörschwelle mit Einsteckohrsonden und dieser Kalibrierung im betreffenden Bereich zu niedrige Werte bestimmen. Da die Pegel der DPOAE nicht linear von den Pegeln der Primärtöne abhängen (siehe Abschnitt 8), führen systematische Kalibrierfehler zumeist zu unzureichender Stimulation und somit zu kleineren Pegeln der DPOAE. Es darf nicht vergessen werden zu erwähnen, dass die Problematik der stehenden Wellen auch in umgekehrter Richtung für die vom Trommelfell abgestrahlten DPOAE gelten. Allerdings ist dabei der DPOAE-Pegel am Trommelfell als quasi Schallflußquelle voraussichtlich niedriger als der am Mikrofon, sofern man die Sonde vereinfacht als schallharten Abschluss modelliert. Man überschätzt also den DPOAE-Pegel, ohne dass sich dies störend auswirken würde. Absolute Pegel der DPOAE streuen interindividuell so, dass nur Parameter aus intraindividuellen Vergleichen der DPOAE-Pegel interindividuell in

<sup>7)</sup> Die angegebene Formel ist eine lineare Näherung für  $-20^\circ$  C bis  $+40^\circ$  C.



Bezug gesetzt werden<sup>8)</sup>.

**Nichtlineare Effekte und Zeitvarianz** Die folgenden Verfahren setzen ein LTI-System voraus. Die für den Sondenaufbau nötigen Miniatur-Mikrofone und -Lautsprecher stellen jedoch i.allg. nur im „Kleinsignalbereich“ lineare Systeme dar. muss dafür Sorge getragen werden, dass Lautsprecher und Mikrofon nur im linearen Bereich betrieben werden, was eine entsprechende Einschränkung des Aussteuerungsbereiches<sup>9)</sup> bedeutet. Auch die Zeitvarianz ist ein Problem, denn die ermittelten Kalibrierdaten sollten während des Messzyklus gültig bleiben. Die Temperatur- und Feuchtigkeitsempfindlichkeit der verwendeten Sondenmikrofone macht sich teilweise störend bemerkbar.

## 4.2 Vier Kalibrierkonzepte für einfache Ohrsonden

Entsprechend der Ergebnisse in der Literatur (siehe Abschnitt 3.3) bietet sich eine mehrstufige Vorgehensweise zur Verbesserung der Kalibrierung in aktuellen Messsystemen an.

### 1. Möglichst exakte Abstandsschätzung zwischen Trommelfell und Ohrsondenspitze

Die Methode der akustischen Abstandsschätzung von Ohrsonde zum Trommelfell kann als erstes Indiz benutzt werden, um diejenigen Frequenzbereiche zu erkennen, in denen aufgrund der Kalibrierung nennenswerte Abweichungen zwischen Trommelfellschalldruckpegel und Schalldruckpegel an der Ohrsonde auftreten könnten. Unter Ausnutzung der Minima der stehenden Welle im äußeren Gehörgang, kann mit der oben erwähnten, einfachen Theorie eine Genauigkeiten im Bereich von  $\pm 0.5 - 1$  mm erreicht werden. Simulationsergebnisse unter Zuhilfenahme der elektroakustischen Analogie (Skudrzyk [171], Terhardt [182], Zwicker und Zollner [192]) sind in Abschnitt 4.3.2, Messergebnisse der Experimente in Abschnitt 4.3.4 dargestellt.

### 2. Messung der Trommelfellimpedanz mittels Norton-äquivalenter Quellenmodellierung

Durch Bestimmung weiterer Gehörgangparameter wie Gehörgangsdurchmesser und Volumen könnte unter Zuhilfenahme weiterer Modellierung die exakte Berechnung des Trommelfellschalldrucks realisiert werden, wie dies von Ludwig [117] mit speziell angepassten Otoplastiken umgesetzt wurde. In der praktischen Umsetzung mit einfachen Einsteckohrsonden ergeben sich jedoch zu große Ungenauigkeiten für die exakte messtechnische Ermittlung der individuellen Trommelfellimpedanz. In Abschnitt 4.4 wird der Einfluß der Fehlerquellen in Simulation und Messung dargestellt und kurz diskutiert.

---

<sup>8)</sup> Zumeist werden  $L_{dp}$  abhängig vom Stimulationspegel  $L_2$  in Form der I/O-Funktionen dargestellt. Daraus resultierende Parameter wie Steigung, Kompression oder Schwellenschätzung werden zu interindividuellen Verlegen herangezogen.

<sup>9)</sup> Die Einschränkung des Aussteuerungsbereiches ist sowohl im Frequenz- als auch im Schalldruckpegelbereich nötig.



#### 3. Prädiktion des Trommelfellschalldrucks unter Annahme der Mittelohrmodelle aus der Literatur

Alternativ zur individuellen Messung der Trommelfellimpedanz könnten Modelldaten aus der Literatur als Ersatzlösung herangezogen werden. Aufgrund der individuellen Abweichungen zum Modell sind Ungenauigkeiten unvermeidbar. Für interindividuelle Vergleiche hat diese Art der Kalibrierung den Vorteil, dass die Bezugsgröße eindeutig spezifiziert ist und technisch implementiert werden kann. Messdaten unterschiedlicher Messgeräte könnten durch Kalibrierung in Bezug auf diese Modelle vergleichbar gemacht werden<sup>10)</sup>. Simulationsergebnisse und Experimente sind in Abschnitt 4.5 dargestellt.

#### 4. Schätzung des Trommelfellschalldrucks mittels Referenzdatenbank

Unabhängig von Modellierungsdaten aus der Literatur kann eine Datenbank bestehend aus technischen Implementierungen unterschiedlicher Ohrmodelle als Kalibriermodell herangezogen werden (siehe Abschnitt 4.6). In dieser Datenbank können Schalldruckwerte am modellierten Trommelfell erfasst und in Beziehung zur Übertragungsfunktion der Miniaturlautsprecher zum Sondenmikrofon gesetzt werden. Ein einfacher Vergleich der Übertragungsfunktion, die im Ohr eines Patienten erfasst wurde, mit der Datenbank ermöglicht eine Referenz auf den dazu assoziierten Trommelfellschalldruckpegel. Die Datenbank kann die wichtigsten Parameter wie z.B. Einstecktiefe und Mittelohrimpedanz in beliebigen Variationen beinhalten und so skalierbar für unterschiedliche Messsysteme angewendet werden. Vergleichend zur ItE-Kalibrierung werden Vorteile dieser Kalibrierung in Bezug auf die DPOAE Messung in Abschnitt 8.1 präsentiert.

## 4.3 Verfahren zur akustischen Distanzschätzung

Hinter dem akustischen Verfahren steckt der Versuch, den bei der Sondenbeschallung unerwünschten Effekt der stehenden Wellen (siehe Abschnitt 4.1) zur Distanzschätzung zu nutzen. Um für eine feste Sondenposition die Frequenz herauszufinden, deren stehende Welle ein Minimum am Mikrofonort hat, muss der gesamte Frequenzbereich untersucht werden. Somit kann mit der Übertragungsfunktion zwischen Miniaturlautsprecher und Sondenmikrofon eine Lagebestimmung der Sonde durchgeführt werden, indem man dort nach dem  $\lambda/4$ -Minimum sucht. Über Gleichung 4.2 mit  $n = 0$  kann der Abstand  $D$  des Sondenkopfes vom Abschluss (Trommelfell) sehr einfach berechnet werden. Die Betrachtung als einseitig geschlossenes Rohr ist nach den Ergebnissen in Chan und Geisler [43] und Dirks et al. [48] zulässig. Aufgrund der oberen Grenzfrequenz von 10 kHz ist die Minimumsdetektion nur bis zu einem Mindestabstand von etwa 10 mm möglich.

Auch wenn die Theorie sehr einfach gehalten ist, werden implizit eine Reihe von Annahmen getroffen, deren Gültigkeit in der praktischen Anwendung überprüft werden muss.

---

<sup>10)</sup> Durch ItE-Kalibrierung bezieht man sich jeweils auf die (unbekannten) Eigenschaften eines Individuums. Forschungsgruppenübergreifend können Ergebnisse nur über jeweils differierende Normkollektive verglichen werden und sind somit lediglich bedingt vergleichbar.

### 4.3.1 Einschränkungen in der praktischen Umsetzung

**Trommelfellimpedanz** Entgegen der Annahme einer schallharten Terminierung, weist das Trommelfell weder eine unendlich hohe Impedanz auf, noch ist diese frequenzunabhängig. Zudem ist die Trommelfellimpedanz nicht rein resistiv, was zu zusätzlichen Phasenverschiebungen der reflektierten Wellen führt.

Zur Veranschaulichung ist in Bild 4.3 die mittlere Trommelfellimpedanz nach dem Modell von Shaw und Stinson<sup>11)</sup> (vgl. Letens [114, S. 141]) gezeigt. Es sind sowohl Betrag als auch Phase über den interessierenden Frequenzbereich aufgetragen. Aufgrund der endlichen

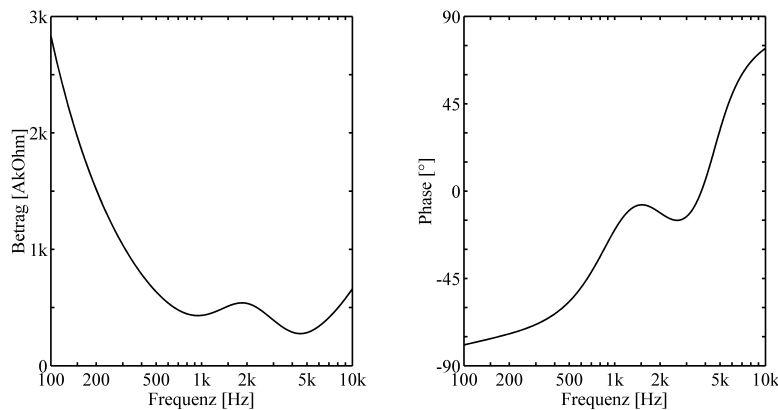


Bild 4.3: Mittlere Trommelfellimpedanz nach dem Modell von Shaw und Stinson. Aufgrund unterschiedlicher Eigenschaften des individuellen Gehörs (durch Trommelfellschäden, ...) sind große interindividuelle Abweichungen möglich.

Impedanz tritt keine Totalreflexion auf, sondern es wird nur ein Teil der Schallenergie zurückgeworfen. Dieser Umstand ist für den Vorgang des Hörens notwendig und liegt in der Funktion des Mittelohres als Schallüberträger ins Innenohr begründet. Durch die partielle Reflexion wird allerdings erwirkt, dass ein gesuchtes Schalldruckminimum nicht mehr so deutlich ausfällt ( $p_{min} \neq 0$ ). Man kann dennoch zumeist ausgeprägte Minima feststellen. Weist die Trommelfellimpedanz frequenzabhängig große Schwankungen auf, so können Minima in der Übertragungsfunktion auftreten, welche ausschließlich auf die Änderung des Reflexionsfaktors des Trommelfells zurückzuführen sind und nicht auf stehende Wellen. Somit ist nicht immer eine eindeutige Klassifizierung des  $\lambda/4$ -Minimums möglich. Negativ wirken sich ebenfalls zusätzliche Phasenverschiebungen bei der Reflexion am Trommelfell aus. Je größer die zusätzliche Phase oder je größer die Wellenlänge des Minimums ist, desto größer fällt der Verschiebungseffekt aus. Eine Veränderung der Distanz von Sonde zu Trommelfell um 0,1 mm könnte bei einem Minimum bei 8000 Hz durch eine Zusatzphase von  $1,67^\circ$  ebenfalls hervorgerufen worden sein. Bei einem Minimum um 4000 Hz hingegen wäre dieselbe Verschiebung durch einen Phasenversatz von  $0,84^\circ$  überkompensiert. Ein positives Vorzeichen der Phase sorgt für eine Unterschätzung der Distanz und ein negatives Vorzeichen entsprechend für eine Überschätzung der Distanz.

<sup>11)</sup> Das genannte Modell ist ein vollständiges Netzwerkmodell des Mittelohres, das Durchschnittswerte 'mittlerer' Ohren widerspiegelt.

Eventuell bestünde durch den künstlichen Aufbau eines statischen Druckes im Gehörgang die Möglichkeit, das Trommelfell derart zu versteifen, dass Fehler minimiert werden<sup>12)</sup>. Allerdings bedarf dies neben einer klinischen Überprüfung auch Miniaturmikrofone in abgedichteten Sonden, die unabhängig vom statischen Druck sind. Der Arbeitspunkt der Miniaturlautsprecher würde ebenfalls negativ beeinflusst.

**Lautsprecherfrequenzgang** Im Idealfall eines flachen Frequenzgangs des Lautsprechers im betrachteten Frequenzbereich von 100 Hz – 10 kHz und der Annahme eines homogenen Rohres mit schallharter Terminierung (*einfaches Modell*) könnte das  $\lambda/4$ -Minimum als globales Minimum im Amplitudenspektrum erscheinen, was die Detektion erleichtert. Da dies bei realen, lastabhängigen Miniaturlautsprechern nicht zutrifft, sollte ein Minimum der Übertragungsfunktion zumindest als lokales Extremum vorliegen. Sofern der Lautsprecherfrequenzgang monoton ist und nur geringe Steigungen aufweist, sollte eine zuverlässige Detektion möglich sein.

**Frequenzauflösung des Messsystems** Die Messgenauigkeit hängt unter anderem von der Frequenzauflösung der Übertragungsfunktion ab. Eine begrenzte Genauigkeit wirkt sich um so stärker als Fehler bei der Distanzschätzung aus, je niedriger die Frequenz des Minimums ist, d. h. um so größer die Distanz zwischen Sondenkopf und Trommelfell ist. Ein Fehler um eine Spektrallinie bewirkt bei einer Frequenzauflösung von 50 Hz bei 8000 Hz nur 0,625% Differenz, was einem Distanzunterschied von ca.  $67 \mu\text{m}$ <sup>13)</sup> gleich kommt. Bei 4000 Hz beträgt dieser Unterschied bereits 1,25% oder  $265 \mu\text{m}$ . Da sich nach Ludwig [117, S. 42] Längenabweichungen im hundertstel Millimeterbereich negativ auf die Ergebnisse einer darauf basierenden Impedanzmessung niederschlagen können (vor allem zu höheren Frequenzen hin), ist eine ausreichende Frequenzauflösung unabdingbar.

**Temperaturabhängigkeit** Wie man Gleichung 4.2 entnehmen kann, ist die Distanzschätzung über die Schallgeschwindigkeit temperaturabhängig. Eine Temperaturabweichung von 1 K führt zu einer Geschwindigkeitsabweichung von ca. 0,2%. Die Abweichungen pflanzen sich unmittelbar in der Schätzung fort. Bei 8000 Hz beträgt der Distanzunterschied nur ca.  $19 \mu\text{m}$ , während er bei 4000 Hz schon auf  $38 \mu\text{m}$  angewachsen ist. Ludwig [117]) hält deshalb die Temperatur über eine heizbare Otoplastik konstant. Dies ist in der praktischen Anwendung mit einfachen Einsteckohrsonden nicht sinnvoll.

**Gehörgangsgeometrie** Die Modellierung des Gehörgangs als Rohr approximiert den Gehörgang nur grob. In Wirklichkeit weist er eine gekrümmte, trichterartige Form auf, de-

<sup>12)</sup> Durch die Versteifung des Trommelfells könnte das System in einen definierten Grenzzustand gebracht werden, dessen Impedanz als bekannt angenähert werden kann.

<sup>13)</sup> Die Schallgeschwindigkeit beträgt bei  $T = 20^\circ \text{C}$  ungefähr  $c \approx 344 \text{ m/s}$ .

ren Querschnittsfläche einer Ellipse ähnelt. Solange ein einigermaßen glatter Querschnittsverlauf vorliegt, stellt diese Näherung kein Problem dar (vgl. Ludwig [117]).

Das Hauptproblem ist aber die Schräglage des Trommelfells, welches um näherungsweise  $45^\circ$  gegen die Gehörgangssachse gedreht ist. Die Wahl eines einheitlichen Bezugspunktes, auf den sich die Distanzangaben beziehen, fällt in den Arbeiten von Chan und Geisler [43], Searchfield et al. [165] und Storey und Dillon [177] auf den 'Top of Drum' (TOD), also auf das dem Gehörgangsausgang näher liegende Ende des Trommelfells.

Eine weitere wichtige Einflußgröße ist der Umbo, ein trichterförmiger Einzug des Trommelfells etwas unterhalb der Mitte, der den unteren Ansatzpunkt des Hammers bildet. Dieser zweite Bezugspunkt ist insofern wichtig, da die Untersuchungen bei Chan und Geisler [43] und Letens [114] einen frequenzabhängigen effektiven Ort der Reflexion belegen. Für steigende Frequenz wandert der effektive Ort der Reflexion vom TOD in Richtung Umbo, wodurch, je nach Frequenz des Minimums, ein zusätzlicher Korrekturterm für den Bezugspunkt TOD zu berücksichtigen ist.

### 4.3.2 Simulationsergebnisse

Um die Größenordnung der akustischen Effekte abzuschätzen und damit eine Verifizierung der Messergebnisse (siehe Abschnitt 4.3.4) zu ermöglichen, basierte die Simulation unter Matlab auf dem Modell einer idealen Schalldruckquelle. Der Gehörgang wurde als homogenes Rohr (hR) mit schallharter Abschluss in elektroakustischer Analogie wie in Bild 4.4 modelliert. In Anlehnung an den Anfangsdurchmesser eines mittleren menschlichen

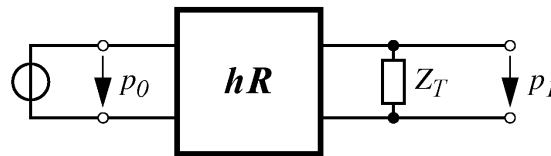


Bild 4.4: Modell zur Bestimmung der Rohrverstärkung relativ zum Schalldruck am Mikrofonport ( $p_1/p_0$ ). Der Block  $hR$  entspricht der Kettenmatrix eines homogenen Rohres und  $Z_T$  der schallharten Abschlussimpedanz.

Gehörgangs wurde als Durchmesser ein Wert von 9 mm gewählt sowie unterschiedliche Distanzen zwischen Trommelfell und Schalldruckquelle von 10, 20 und 30 mm untersucht. In Bild 4.5 sind die Übertragungsfunktionen des homogenen Rohres  $p_1/p_0$  unterschiedlicher Länge dargestellt. Die extrem scharfen Resonanzen resultieren aus der Interferenz hin- und rücklaufender Welle. Da die Resonanzschärfe dieser Minima direkt von der Güte des Systems abhängt, also den beteiligten Verlusten, ergeben sich bei schallhartem Abschluss besonders starke Resonanzen.

Durch eine geringfügige Modifikation des Modells aus Bild 4.4, nämlich der Aufteilung des Rohres in zwei Abschnitte ergibt sich das Modell in Bild 4.6. Der Schalldruck relativ zum Schalldruck  $p_0$  der Messebene kann als Funktion des Ortes  $x$  ausgedrückt werden. Abhängig von der Distanz zum simulierten Trommelfell ergeben sich für einige Frequenzen

### 4.3 Verfahren zur akustischen Distanzschätzung

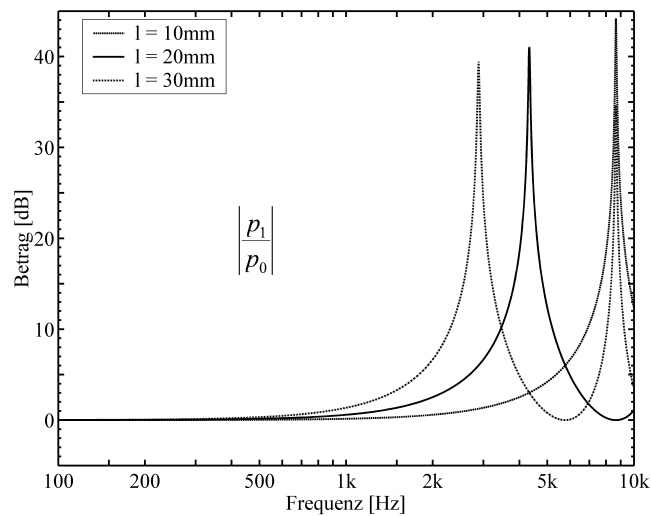


Bild 4.5: Schalldruckverhältnis zwischen schallharter Abschlussimpedanz und Messebene ( $p_1/p_0$ ), berechnet nach dem Modell in Bild 4.4. In der Legende sind die Längen  $l$  der jeweiligen Rohre angegeben. Oberhalb von 2 kHz sind starke Resonanzen zu verzeichnen.

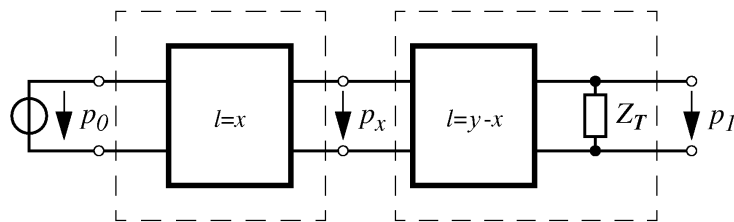


Bild 4.6: Modell zur Berechnung von Schalldruckverläufen in einem homogenen Rohr der Länge  $y$  mit schallhartem Abschluss. Das Rohr wird in zwei Abschnitte unterteilt. Der erste Abschnitt wird in der Länge von 0 bis  $y$  mm variiert, der zweite Abschnitt ergänzt den Rest zur Gesamtlänge von  $y$  mm. Somit kann der Schalldruck  $p_x$  für beliebige Frequenzen berechnet werden.

unterschiedliche Schalldrücke von mehr als 30 dB (siehe Bild 4.7). Eine Verschiebung von nur 1 mm kann Messfehler von bis zu 10 dB zur Folge haben. Unter der Annahme schallharter Abschlüsse bedeutet dies im Umkehrschluss, dass zur rechnerischen Kompensation der resultierenden Abweichungen mit einer Genauigkeit der Sondenlokalisierung von 1 mm nicht ausreichend ist.

Um eine Näherung für das schräg sitzende, menschliche Trommelfell zu erhalten (siehe Bild 4.10(a)) wird der Winkel des Abschlusses in Bild 4.8 zu  $45^\circ$  gewählt. Im Vergleich zu Bild 4.5 ergeben sich im Bild 4.9 nach niedrigeren Frequenzen hin verschobene Kurvenverläufe. Diese Verschiebung wurde durch das zusätzliche Volumen der eingebrachten Nahbereichsnäherung verursacht. Bei den Simulationen zeigte sich auch, dass der Hauptreflexionspunkt der Wellen nicht, wie eigentlich angenommen, in der Mitte der Schräge liegt ( $\equiv$  *Rohrachse*), sondern bei etwa  $1/3$  der Tiefe des Nahbereichs (siehe Bild 4.10(b)).

## 4 Erweiterte Kalibrierkonzepte

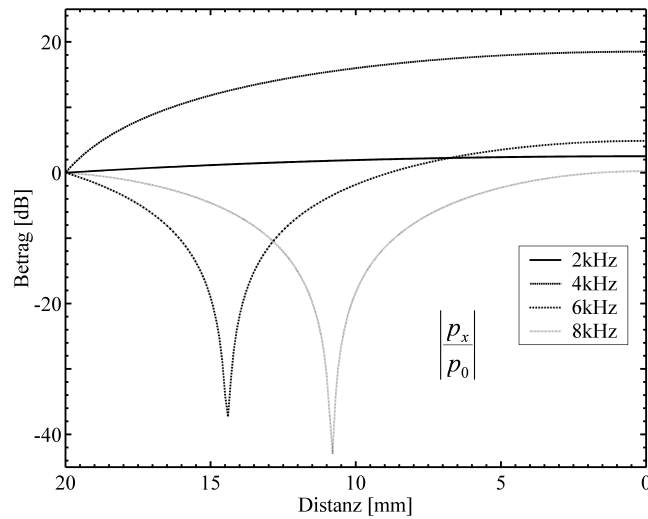


Bild 4.7: Modellierter Schalldruckverläufe in einem homogenen Rohr bei verschiedenen Frequenzen und Beschallung mit idealer Schalldruckquelle. Die Darstellung erfolgt in dB relativ zum Schalldruck  $p_0$  der Messebene. Der stark reflektierende, schallharte Abschluss führt zu Minima jeweils  $\lambda/4$  vor dem Abschluss. Die Position 0 entspricht dem Abschluss.

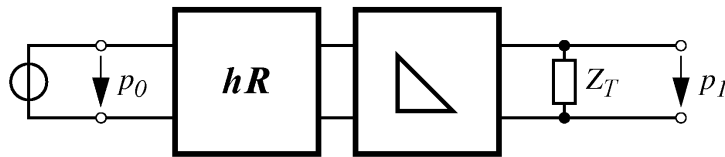


Bild 4.8: Erweitertes Modell zur Bestimmung der Rohrverstärkung relativ zum Schalldruck in der Mikrofonebene ( $p_1/p_0$ ). Neu hinzugekommen ist der mittlere Block, der die Kettenmatrix der schrägen Nahbereichsnäherung darstellt.

Die Daten zeigen eine geringfügige, frequenzabhängige Verschiebung des Reflexionspunktes in der Größenordnung von  $1/10 - 1/100$  mm. Der effektive Reflexionspunkt der Wellen liegt für höhere Frequenzen tiefer im Nahbereich, d. h. die effektive Länge des Rohres nimmt für höhere Frequenzen zu.

### 4.3.3 Messaufbau zur Distanzschätzung

In Bild 4.11 ist der Aufbau des verwendeten Messsystems im Schema dargestellt. In Matlab wurden die dazu notwendige Funktionalitäten implementiert. Der Digitale Signalprozessor CacDSP wurde dabei in Form einer PCMCIA Einsteckkarte verwendet, der baugleich zum DP2000 System [175] jedoch mit differierender Firmware ausgestattet war. Als Ohrsonde in unterschiedlichen Spritzen- oder Schlauchmodellen des Gehörgangs wurde die ER10C(P) Sonde von Etymotic Research verwendet.

### 4.3 Verfahren zur akustischen Distanzschätzung

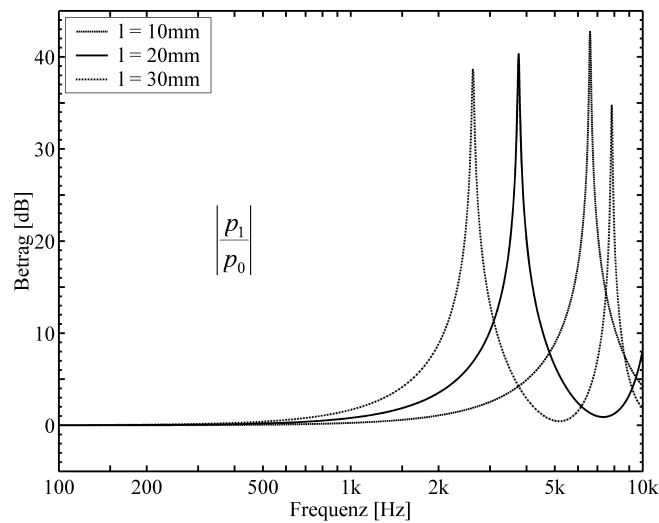
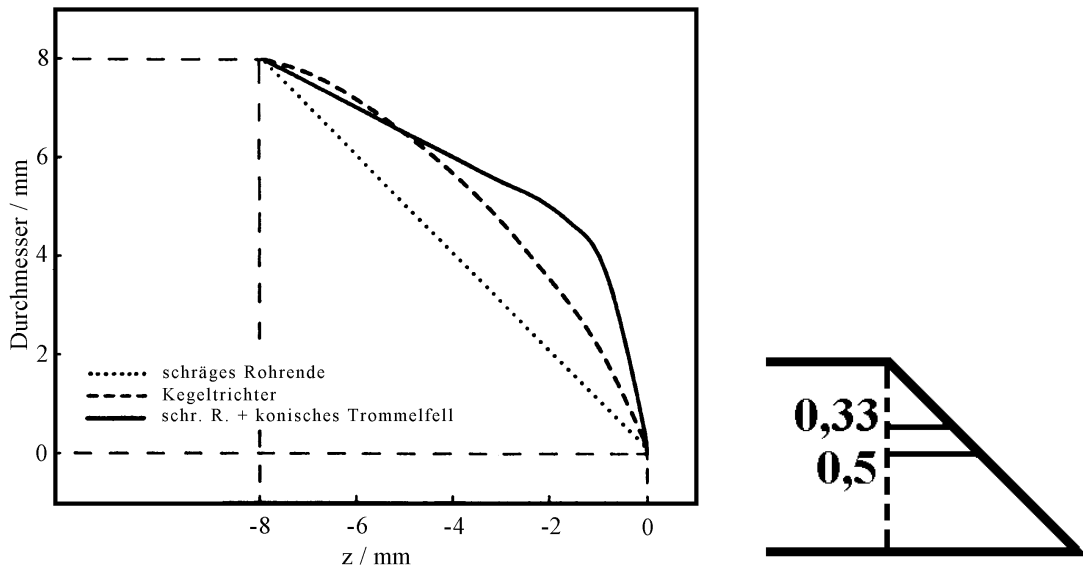


Bild 4.9: Schalldruckverhältnis zwischen schallharter Abschlussimpedanz und Messebene ( $p_1/p_0$ ), berechnet nach dem Modell in Bild 4.8. Die in der Legende angegebenen Längen beziehen sich nur auf den Rohrabschnitt bis zum TOD, für die Nahbereichsnäherung sind noch 9 mm zu addieren.



(a) Trommelfellnahbereich nach Letens [114], S. 178

(b) Modellierung der Nahbereichstiefe

Bild 4.10: Die Genauigkeit der Approximation des Trommelfellnahbereichs nimmt vom schrägen Rohrende, über den Kegeltrichter, bis hin zum schrägen Rohrende mit konischem Trommelfell kontinuierlich zu (links). Rechts ist die getroffene Definition der Nahbereichstiefe dargestellt.

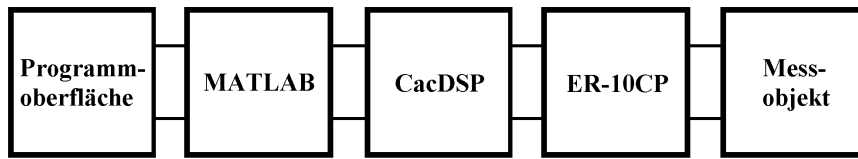


Bild 4.11: Schematischer Aufbau des verwendeten Messsystems

### 4.3.4 Messergebnisse

Die Ergebnisse der Distanzschätzung wurden für unterschiedliche Messobjekte im Frequenzbereich von 100 Hz bis 10 kHz ausgewertet.

**Homogenes Rohr mit rechtwinkligem, schallhartem Abschluss** In der einfachsten Konstellation, bestehend aus einem homogenen Plexiglasröhrchen mit 9 mm Durchmesser und einer schallharten Terminierung (siehe Bild 4.12) wurden Distanzen zwischen Sondenkopf und Abschluss von 7.5 bis 35 mm untersucht. Obwohl keine Temperaturregung o.ä. erfolgte, herrschten zwischen den Messreihen vergleichbare Rahmenbedingungen. Der geometrische Abstand wurde dabei mit einem Lineal mit einer Genauigkeit von ca. 0.5 mm erfasst. In Tabelle 4.1 sind geometrischer und akustisch ermittelter Abstand ge-

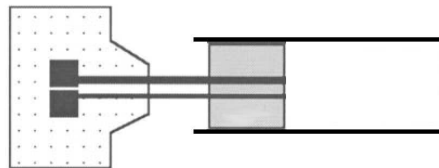


Bild 4.12: Messaufbau zur Messung an homogenen Rohren mit rechtwinkliger, schallharter Terminierung. Es wurden Distanzen von 7,5–35 mm bei einem Durchmesser von 9 mm untersucht.

genübertgestellt. In jeweils fünf aufeinander folgenden Messdurchläufen mit identischem Sondenkopf ergaben sich zwei Mittelwerte der Abstandsschätzung. Für beide Miniaturlautsprecher (LS) der Ohrsonde werden die Mittelwerte mit  $m_{LS1}$  und  $m_{LS2}$ , die Standardabweichungen mit  $\sigma_{LS1}$  und  $\sigma_{LS2}$  bezeichnet. Die Abweichungen der Abstandsschätzung von den geometrischen Referenzdaten sind im Rahmen der Ablesegenauigkeit der geometrischen Abstandsmessung. Die Messungen zeigen sehr geringe Standardabweichungen, welche durch die Frequenzauflösung von 50 Hz (Versatz um eine Spektrallinie) entstanden sein könnten. Die verwendeten Schaumstoffoliven, deren Material sich nach dem Einsetzen in das Messobjekt noch über einen längeren Zeitraum leicht ausdehnen, könnten ebenfalls zu Ungenauigkeiten in der Messung geführt haben.

Für den geometrischen Abstand von 7,5 mm<sup>14)</sup> wurden erhöhte Differenzen zur akustischen Schätzung verzeichnet. Durch das Auftreten höherer Schallfeldmoden, deren endli-

<sup>14)</sup> Die Distanz von 7,5 mm liegt eigentlich außerhalb des interessierenden Frequenzbereiches.



Ergebnisse der Distanzschätzung [mm]						
geom. Abstand	$m_{LS1}$	$\sigma_{LS1}$	$m_{LS2}$	$\sigma_{LS2}$	$\Delta_{LS1}$	$\Delta_{LS2}$
35,0	34,75	0,00	34,75	0,00	-0,25	-0,25
32,5	32,22	0,00	32,22	0,00	-0,28	-0,28
30,0	30,25	0,28	30,14	0,23	+0,25	+0,14
27,5	27,69	0,00	27,69	0,00	+0,19	+0,19
25,0	25,10	0,20	25,32	0,00	+0,10	+0,32
22,5	22,72	0,00	22,72	0,00	+0,22	+0,22
20,0	20,14	0,00	20,14	0,00	+0,14	+0,14
17,5	17,55	0,00	17,38	0,00	+0,05	-0,12
15,0	15,15	0,00	15,02	0,00	+0,15	+0,02
12,5	12,94	0,00	12,97	0,08	+0,44	+0,47
10,0	9,90	0,00	9,75	0,02	-0,10	-0,25
7,5	8,49	0,04	8,36	0,07	+0,99	+0,86

Tabelle 4.1: Ergebnisse der Distanzschätzung an Rohren mit rechtwinkliger, schallharter Terminierung. Hierbei bezeichnet  $m$  die arithmetischen Mittelwerte (aus jeweils 5 aufeinanderfolgenden Messungen),  $\sigma$  die Standardabweichungen und  $\Delta$  die Differenz zwischen geometrischer und akustischer Schätzung. Die Abkürzung  $LS$  im Index steht für Lautsprecher.

che Dämpfung, der Nähe zum schallharten Abschluss, sowie des ungünstiger werdenden Lautsprecherfrequenzganges oberhalb von 10 kHz, sind diese Abweichungen plausibel.

Im Messablauf stellte sich heraus, dass eine Verdrillung des Gummikanals, welcher den Sondenkörper mit der Schaumstoffolive verbindet, zu verfälschten Ergebnissen führen kann. Die einhergehende Variation des Querschnittsverlaufes sowie Veränderungen der akustischen Dichtigkeit im Nahbereich des Mikrofons zeigen deutliche Auswirkungen. Eine Wölbung des Schaumstoffs vor die Mikrofonebene wirkt sich ebenfalls negativ auf die Messergebnisse aus.

**Homogenes Rohr mit schrägem, schallhartem Abschluss** Analog zur Simulation sollte der Einfluss des schrägen Abschlusses auf den Reflexionspunkt der Wellen untersucht werden. Bei unveränderten Rahmendbedingungen wurden die homogenen Plexiglasröhrchen mit einer schrägen<sup>15)</sup>, schallharten Terminierung versehen (siehe Bild 4.13). Die geometrische Distanz wurde auf den Mitte der Abschrägung referenziert. In Tabelle 4.2 sind die akustisch geschätzten Distanzen aufgeführt. Aus den Daten kann geschlossen werden, dass die effektiven Reflexionspunkte der Wellen, für die prädierten Distanzen, zwischen dem vom Modell vorhergesagten 1/3 und dem geometrischen 1/2 der Nahbereichstiefe liegen (siehe Bild 4.10(b)).

Eine frequenzabhängige Variation des Reflexionspunktes, wie in der Simulation beobach-

<sup>15)</sup> Der Winkel der Schräge beträgt etwa 45°.

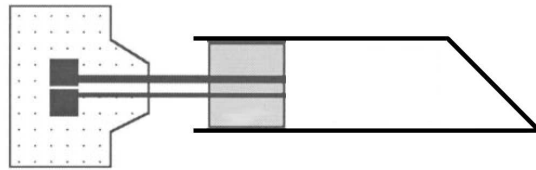


Bild 4.13: Messaufbau zur Messung an homogenen Rohren mit schräger ( $45^\circ$ ), schallharter Terminierung. Es wurden Distanzen von 12,5 mm bis 38,5 mm bei einem Durchmesser von 9 mm untersucht.

Ergebnisse der Distanzschätzung [mm]						
geom. Abstand	$m_{LS1}$	$\sigma_{LS1}$	$m_{LS2}$	$\sigma_{LS2}$	$\Delta_{LS1}$	$\Delta_{LS2}$
43,0	42,89	0,56	42,88	0,56	-0,11	-0,12
38,5	37,77	0,00	37,77	0,00	-0,73	-0,73
36,0	35,23	0,38	35,23	0,38	-0,77	-0,77
30,0	29,59	0,00	29,59	0,00	-0,41	-0,41
26,0	25,88	0,21	25,88	0,21	-0,12	-0,12
22,0	21,29	0,14	21,29	0,14	-0,71	-0,71
17,0	16,59	0,11	16,59	0,11	-0,41	-0,41
12,5	12,13	0,04	12,13	0,04	-0,37	-0,37

Tabelle 4.2: Ergebnisse der Distanzschätzung an Rohren mit schräger ( $45^\circ$ ), schallharter Terminierung. Die Distanzen bezeichnen in diesem Fall den Abstand zwischen Sondenkopf und der Mitte der Schräge. Hierbei bezeichnet  $m$  die arithmetischen Mittelwerte (aus jeweils 5 aufeinanderfolgenden Messungen),  $\sigma$  die Standardabweichungen und  $\Delta$  die Differenz zwischen geometrischer und akustischer Schätzung. Die Abkürzung  $LS$  im Index steht für Lautsprecher.

tet, konnte aufgrund der begrenzten Frequenzauflösung nicht festgestellt werden.

## 4.4 Verfahren zur akustischer Impedanzschätzung

Der Ausgangspunkt dieses Verfahrens besteht in der Modellierung einer Schallquelle als ideale Schallflussquelle mit einer akustischen Parallelimpedanz. Diese Quellparameter der Schallquelle können mittels bekannter Impedanzen messtechnisch bestimmt werden, wodurch anschließend auch unbekannte Lastimpedanzen 'gemessen' werden können.

Analog zur Vorgehensweise von Ludwig [117] sollte untersucht werden, ob mit einfachen Ohrsonden in der Praxis Messungen der individuellen Trommelfellimpedanz möglich sind. Neben den grundlegenden Modellvorstellungen werden im Folgenden lediglich die umgesetzten Ergebnisse der Simulation unter Matlab und die Messergebnisse präsentiert.

Ausführlichere Betrachtungen sind in Fröstl [59] oder bei Lodwig [117] nachzulesen. Eine Ohrsonde besteht grundsätzlich aus einer Schallquelle und einem Mikrofon. Unter bestimmten Voraussetzungen<sup>16)</sup> ist die Darstellung der in Bild 4.14 gezeigten Anordnung als kalibrierte Schallquelle mit nur zwei komplexen frequenzabhängigen Größen zulässig:

- dem bei akustischem Kurzschluss erzeugten Schallfluss  $q_0$  und
- der akustischen Innenadmittanz  $Y_0$ .



Bild 4.14: Prinzip der kalibrierten Schallquelle und Ersatzschaltbild (Quelle: Lodwig [117, S. 31])

Die Ohrsonde ist in der elektroakustischen Analogie durch das Ersatzbild nach Bild 4.14 beschreibbar (*Nortons Theorem*). Der oben gewählten Form des Ersatzschaltbildes wurde im Vergleich zum ebenfalls möglichen Aufbau aus Schalldruckquelle mit Serienimpedanz der Vorzug gegeben, um die Gleichungen in einfacherer Form aufstellen zu können. In Bild 4.14 beziehen sich die konzentrierten Elemente auf die Mikrofonposition, so dass die Quelleigenschaften auch die Schaumstoffolive nebst Anschlusskanälen einbeziehen. Es gilt demnach für eine an die Sonde angeschlossene Admittanz  $Y_x$ :

$$p = \frac{q_0}{Y_x + Y_0} \quad \Rightarrow \quad Y_x = \frac{q_0}{p} - Y_0. \quad (4.3)$$

An Gl. 4.3 ist ersichtlich, dass eine Berechnung der Lastadmittanz  $Y_x$  nur durch Kenntnis der Quellparameter  $q_0$  und  $Y_0$  möglich ist. Die dazu notwendige Kalibrierung erfolgt, indem mindestens zwei bekannte akustische Lastadmittanzen  $Y_1$  und  $Y_2$  angeschlossen werden und dann jeweils der Schalldruck am Mikrofon bestimmt wird. Das Auflösen der beiden entstehenden Gleichungen nach 4.3 ergibt die entsprechenden Quellparameter

$$q_0 = \frac{Y_2 - Y_1}{\frac{1}{p_2} - \frac{1}{p_1}} \quad \text{und} \quad Y_0 = \frac{\frac{Y_2}{p_1} - \frac{Y_1}{p_2}}{\frac{1}{p_2} - \frac{1}{p_1}}, \quad (4.4)$$

wobei  $p_1$  und  $p_2$  die Schalldrücke darstellen, welche an den jeweiligen Lastadmittanzen  $Y_1$  und  $Y_2$  gemessen wurden. In diesen Gleichungen wird vorausgesetzt, dass die Betriebsspannung des Wandlers und damit sein Urschallfluss bei wechselnder Last unverändert bleibt (vgl. Lodwig [117, S. 32]). Solange die Voraussetzungen eines LTI-Systems gegeben

<sup>16)</sup> Für die Gültigkeit der Beschreibung ist es nötig, dass das Schallfeld in der Zuleitung als ebene Welle beschrieben und somit eindimensionale modelliert werden kann. Desweiteren müssen alle beteiligten Elemente LTI-Systeme sein.

## 4 Erweiterte Kalibrierkonzepte

sind, herrscht ein linearer Zusammenhang zwischen der Spannung am Lautsprecher und am Mikrofon. Dadurch hat eine Veränderung der Betriebsspannung keinen Einfluss auf das Messergebnis. Der Mikrofonfrequenzgang spielt für die Impedanzmessung ebenfalls keine Rolle. Der Mikrofonfrequenzgang bedingt letztlich nur einen Skalierungsfaktor. Setzt man die so modifizierten Kalibriergleichungen 4.4 in die Bestimmungsgleichung 4.3 ein, hebt sich der Skalierungsfaktor auf, welcher durch den Mikrofonfrequenzgang bedingt ist. Daher wird, wie bei Lodwig [117, S. 32] vorgeschlagen, anstelle von  $q_0$  mit dem Frequenzgang  $k$  gerechnet, für den gilt:

$$k = \frac{q_0}{u_{LS}} \cdot \frac{u_{mik}}{p} = \frac{q_0}{u_{LS}} \cdot h_{mik}. \quad (4.5)$$

Dabei bezeichnet  $h_{mik}$  die Absolutempfindlichkeit des Mikrofons,  $u_{LS}$  die Spannung am Lautsprecher,  $u_{mik}$  die Spannung am Mikrofon,  $q_0$  den bei akustischem Kurzschluss erzeugter Schallfluss und  $p$  den gemessenen Schalldruck in der Mikrofonebene. Demzufolge sind die Größen  $k$  und  $Y_0$  zugänglich, ohne dass man die Mikrofonempfindlichkeit oder die absolute Spannung am Lautsprecher kennt, was die Kalibrierung auf die Messung der Übertragungsfunktion

$$m = \frac{u_{mik}}{u_{LS}} \quad (4.6)$$

mit zwei bekannten Impedanzen reduziert. Hiermit ergeben sich die Kalibriergleichungen mit den vereinfachten Größen zu

$$q_0 = \frac{Y_2 - Y_1}{\frac{1}{m_2} - \frac{1}{m_1}} \quad \text{und} \quad Y_0 = \frac{\frac{Y_2}{m_1} - \frac{Y_1}{m_2}}{\frac{1}{m_2} - \frac{1}{m_1}}, \quad (4.7)$$

sowie die Bestimmungsgleichungen bei der Impedanzmessung zu

$$Y_x = \frac{k}{m_x} - Y_0, \quad (4.8)$$

wobei  $m$  jeweils die gemessene Übertragungsfunktion nach 4.6 bei der Kalibrierung bzw. Impedanzmessung ist.

Im praktischen Einsatz normiert man die Admittanzen zumeist auf die Wellenimpedanz des Bezugsquerschnittes. Im Folgenden wird deshalb von normierten Admittanzen ausgegangen, ohne dass eine besondere Kennzeichnung der entsprechenden Formelteile erfolgt.

### 4.4.1 Einschränkungen in der praktischen Anwendung

Obwohl die zu Grunde liegende Theorie einfach erscheint, ist die Messung akustischer Impedanzen mit Fehlerquellen behaftet. Diese sind durch konstruktive Veränderungen in ihren Auswirkungen begrenzt. Die in den nachfolgenden Abschnitten aufgeführten Verbesserungsansätze sind aufgrund der vorgegebenen Sondenhardware für den klinischen Einsatzes mitunter noch nicht praktikabel.

**Größenordnung der beteiligten Impedanzen** Die Kalibrierimpedanzen müssen sich im gesamten betrachteten Frequenzbereich hinreichend stark unterscheiden. Wie man anhand der Kalibriergleichungen 4.7 leicht erkennt, sind die Größen  $k$  und  $Y_0$  sonst undefiniert. Für den praktischen Einsatz kommen nur schallhart verschlossene Rohre definierter Länge in Frage, da nur diese Elemente ausreichend genau in ihrer akustischen Impedanz bekannt sind. Unter Vernachlässigung von Verlusten lassen sich normierte Admittanzen wie folgt beschreiben:

$$Y_{kal} = \tanh \gamma l \quad \text{mit} \quad \gamma = \alpha + j\beta \quad (4.9)$$

$$\text{und} \quad \alpha = 0 \quad \text{sowie} \quad \beta = \frac{2\pi f}{c}, \quad (4.10)$$

mit  $Y_{kal}$  als bekannte Lastadmittanz,  $\gamma$  als Ausbreitungskoeffizient und  $l$  als Länge des Rohrabschnitts zwischen Sondenkopf und Terminierung. Die Bestimmung von  $l$  erfolgt bis zu einer Distanz von 10 mm mit Hilfe der akustischen Distanzschätzung aus Abschnitt 4.3 und unter 10 mm rein geometrisch, wodurch gemachte Schätzfehler direkt in  $Y_{kal}$  eingehen. Gl. 4.9 ist (unter Vernachlässigung der geringen Dämpfung  $\alpha$ ) periodisch über der Frequenz und kann zur Übereinstimmung zweier Kalibrierimpedanzen bei entsprechenden Frequenzen und Längen führen.

Um eine höhere Genauigkeit bei der numerischen Berechnung der Kalibrierimpedanzen zu erreichen, können Verluste im Medium und an den Wänden berücksichtigt werden, indem die Formeln aus Keefe [100] anstatt der unter Gleichung 4.9 angeführten Vereinfachung verwendet wird.

Gemäß Lodwig [117, S. 33] führen auch Pole in den Admittanzen zu numerischen Schwierigkeiten in den Kalibriergleichungen, weshalb die Kalibrieradmittanzen letztendlich nur im Bereich  $l < \lambda/4$  sinnvoll anwendbar sind<sup>17)</sup>. Da sich kurze Abschlüsse (d. h. kurze, schallhart verschlossene Rohre) in ihren tieffrequenten Eigenschaften kaum mehr unterscheiden, muss der interessierende Frequenzbereich u. U. in mehrere Bereiche aufgeteilt werden.

Je nach Literaturquelle werden zwei bis vier Kalibrierimpedanzen empfohlen. Während Huang et al. [79, S. 1130] nur zwei Impedanzen ( $L_1 = 8-12$  mm,  $L_2 = 15$  mm) verwendet, sind es bei Lodwig [117, S. 41] drei ( $L_1 = 1$  mm,  $L_2 = 5$  mm,  $L_3 = 13$  mm) und bei Voss und Allen [184, S. 374] vier ( $L_1 = 11,3$  mm,  $L_2 = 17,2$  mm,  $L_3 = 20,6$  mm,  $L_4 = 30,2$  mm).

Der Durchmesser der Kalibrierkörper sollte nicht mehr als 10–15% vom Durchmesser der zu bestimmenden Last abweichen (vgl. Huang et al. [79, S. 1142]), da die Sondenkopfkompensation in die Quellparameter mit einfließt. Beim Gehörgang kann man für eine Erwachsenen-Ohrolive<sup>18)</sup> in guter Näherung von ca. 7 mm Durchmesser ausgehen, was der maximalen Kompressivität der Schaumstoff-Olive entspricht und kein tieferes Einführen der Sonde zulässt.

<sup>17)</sup> Die Länge eines Kalibrierkörpers muss kürzer als  $\lambda/4$  der höchsten vorkommenden Frequenz sein.

<sup>18)</sup> Die Einsteckohrsonden sind mit unterschiedlichen Aufsätzen für verschiedene Gehörgangsdurchmesser verfügbar. Neben Schaumstoff-Oliven kommen tw. auch Plastik-Oliven in verschiedenen Formen zum Einsatz, wodurch jeweils unterschiedliche akustische Effekte auftreten können.

#### 4 Erweiterte Kalibrierkonzepte

An Gleichung 4.8 erkennt man, dass die Subtraktion zu numerischer Ungenauigkeit führt, wenn die gesuchte Admittanz groß im Vergleich zur Innenadmittanz der Sonde ist ( $Y_x \ll Y_0$ ). Es muss konstruktiv dafür gesorgt sein, dass  $Y_0$  im gesamten Frequenzbereich hinreichend klein ist, die Quelle also einer idealen Schallflussquelle möglichst Nahe kommt. Anhand der Messdaten von Huang et al. [79, S. 1134] in Bild 4.15 sieht man, dass die ER-10C-Sonde diese Forderung erfüllt. Der zu erwartende Messfehler durch Fehler in der

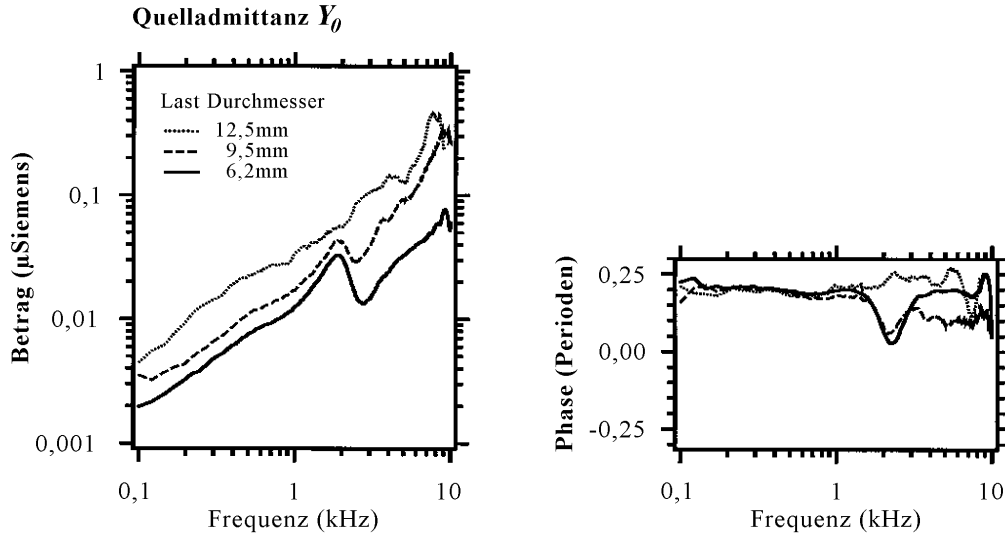


Bild 4.15: Quelladmittanzen (berechnet aus Messungen mit der ER10-CP) für drei verschiedene Rohrdurchmesser (6,2 mm, 9,5 mm und 12,5 mm). Hierbei entsprechen  $\mu\text{Siemens}$ :  $10^{-6} \text{ m}^5/\text{Ns}$  und Periods:  $2\pi$ . (Quelle: Huang et al. [79, S. 1134])

Übertragungsfunktion von Lautsprecher–Mikrofon<sup>19)</sup> kann anhand Gl. 4.8 abgeschätzt werden. Indem man die gemessene Übertragungsfunktion  $m$  mit einem relativen Fehler  $1 + \epsilon$  mit  $\epsilon \ll 1$  versieht, berechnet sich die fehlerbehaftete Admittanz  $Y'_x$  zu

$$Y'_x = \frac{k}{m(1 + \epsilon)} - Y_0 \cong \frac{k(1 - \epsilon)}{m} - Y_0 \quad (4.11)$$

und damit deren relativer Fehler zu

$$\frac{Y'_x}{Y_x} = \frac{\frac{k(1 - \epsilon)}{m} - Y_0}{\frac{k}{m} - Y_0} = 1 - \epsilon \left( \frac{Y_0}{Y_x} + 1 \right). \quad (4.12)$$

Aus Gleichung 4.12 geht hervor, dass der Fehler bei der Impedanzmessung bzw. Admittanzmessung stark vom Verhältnis  $Y_0/Y_x$  abhängt und mit größerem  $Y_0$  bzw. kleinerem  $Y_x$  zunimmt. Ebenso wirken sich Fehler bei der Bestimmung der Kalibriergröße  $k$  aus. Fehler der Größe  $Y_0$  gehen nach Gleichung 4.8 (mit vertauschtem Vorzeichen) in das Messergebnis ein und wirken sich bei großem  $Y_0/Y_x$  besonders stark aus.

<sup>19)</sup> Messfehler in der Übertragungsfunktion werden z. B. von Temperaturschwankungen, Feuchte, Drift der Wandler, Rauschen oder Übersprechen verursacht.

**Höhere Schallfeldmoden** Anders als bei elektromagnetischen Wellen in Hohlleitern, ist in der Akustik eine Grundmode bei allen Frequenzen ausbreitungsfähig. Die eindimensionale Modellierung greift nur diese eine Grundmode auf, höhere Moden werden nicht berücksichtigt. Obwohl höhere Schallfeldmoden erst oberhalb einer bestimmten – vom Querschnitt abhängigen – Grenzfrequenz ausbreitungsfähig sind, besitzen sie auch unterhalb dieser Grenzfrequenz eine endliche Dämpfung (vgl. Skudrzyk [171, S. 145]). Demzufolge ist zu Querschnittsprüngen und anderen Quellen höherer Schallfeldmoden ein Mindestabstand einzuhalten. Nach Hudde [84, S. 1312] beträgt die Grenzfrequenz der ersten Azimutalmode ( $m = 1, n = 0$ ) für einen konkret angenommenen Gehörgangsdurchmesser ( $d = 8 \text{ mm}^{20}$ )

$$f_{10} = \frac{t_{10}c}{2\pi R} = 0,59 \frac{c}{d} = 25,05 \text{ kHz.} \quad (4.13)$$

Hierbei sind  $t_{mn}$ : Nullstelle  $n$  der 1. Ableitung der Besselfunktion  $J_m(\phi)$ ,  $R$ : Radius des Rohres,  $d$ : Durchmesser des Rohres. Dieser Wert liegt weit oberhalb des interessierenden Frequenzbereichs bis 10 kHz. Im verlustlosen Fall beträgt der Ausbreitungskoeffizient höherer Moden in Längsrichtung eines Rohres gemäß Hudde [84, S. 1312]

$$\gamma_{mn} = \sqrt{\left(\frac{t_{mn}}{R}\right)^2 - \beta_0^2} = j\beta_0 \sqrt{1 - \left(\frac{f_{mn}}{f}\right)^2}, \quad (4.14)$$

mit  $f_{mn} = \frac{t_{mn}c}{2\pi R}$  und  $\beta_0 = \frac{\omega}{c} = \frac{2\pi}{\lambda}$ .

Dabei sind  $\beta_0$ : Freifeld Wellenzahl,  $\omega$ : Kreisfrequenz,  $c$ : Schallgeschwindigkeit,  $\lambda$ : Wellenlänge. Die Dämpfung der ersten Azimutalmode ergibt sich für  $R = 4 \text{ mm}$  und  $f = 10 \text{ kHz}$  unter Verwendung von

$$\alpha_{dB} [\text{dB/m}] = 20 \log_{10} e^\alpha \quad (4.15)$$

zu ca.  $\alpha = 3600 \text{ dB/m}$ , also  $3,6 \text{ dB/mm}$ . Wird eine Dämpfung höherer Moden um den Faktor  $e$  angestrebt, dann ergibt sich der Mindestabstand zwischen Mikrofonkanalöffnung und Schaumstoffolive zu etwa  $4,4 \text{ mm}$ . Entsprechend wird bei Huang et al. [79, S. 1142] eine Verlängerung der Mikrofonkanalöffnung vorgeschlagen. Diese erscheint für den klinischen Einsatz ungeeignet, aufgrund der schwierigeren Handhabung. Die Wahrscheinlichkeit, dass der Mikrofonkanal durch die Gehörgangswand blockiert wird, ist mit der Verlängerung viel größer, da man auf die genaue Ausrichtung der Schaumstoffolive im Gehörgang keinen Einfluss hat. Der Sondenkopf wird dadurch anfälliger für Verunreinigungen wie z.B. durch Zerumen.

**Zeitvarianz** Neben der Temperatur- und Feuchtigkeitsempfindlichkeit des Sondenmikrofons hat die Temperaturabhängigkeit der Schallgeschwindigkeit (ca.  $0,16\%/K$ ) bereits negative Auswirkungen auf die Messgenauigkeit. Besonders gravierend sind die Auswirkungen, wenn zwischen Kalibrierung und Messung eine Temperaturänderung stattfindet,

<sup>20)</sup> 8 mm entspricht dem mittleren Gehörgangsdurchmesser eines Erwachsenen.



#### 4 Erweiterte Kalibrierkonzepte

was bei Messungen mit einem auf Umgebungstemperatur befindlichen Ohrsonde am Ohr zwangsläufig eintritt. Nach Ludwig [117, S. 36] wirkt sich hierbei bereits eine Abweichung von 0,1 dB deutlich störend auf das Ergebnis der Impedanzmessung aus. Die Kalibrierröhrchen sollten deshalb auf ca. 35° C<sup>21)</sup> bei Verwendung der ER-10C Ohrsonde geheizt werden, um temperaturbedingte Unterschiede zwischen Gehörgang und Kalibrierrohr soweit als möglich zu reduzieren.

**Transformation** Die Messung der Impedanz erfolgt zunächst in der Mikrofonebene. Von dort muss sie an den interessierenden Messort – also in den Bereich des Trommelfells – transformiert werden. Somit beeinflusst die Transformation der gemessenen Impedanz auch deren relativen Fehler. Zum einen ist die Transformation wegen der normalerweise nicht exakt bekannten Gehörgangsabmessungen fehlerbehaftet, zum anderen können bereits in der Messung vorhandene Fehler verstärkt werden. In Bild 4.16 wird anhand eines konkret simulierten Beispiels der 'Transformationsfehler' verdeutlicht. Die Mittelohrimpedanz des Modells nach Shaw und Stinson (vgl. Letens [114, S. 141]) wurde über eine 30 mm lange Leitung mit drei Abschnitten unterschiedlichen Durchmessers transformiert, mit einem stochastischen Messfehler in Betrag und Phase versehen und rücktransformiert. Die transformierte Impedanz wird durch eine entsprechende Anordnung gemessen. Dabei ist die Auswirkung des Fehlers sehr stark frequenzabhängig, wobei die kritischen Frequenzbereiche von der jeweiligen Transformationsstrecke und der Impedanz abhängen.

**Bewegte Massen** In Ludwig [117, S. 37] wird auch noch die Masse des bewegten Anteils des Wandlers<sup>22)</sup> als Ursache für weitere Messfehler angeführt. Hierbei wirkt die Lorentzkraft, als Wirkprinzip des dynamischen Wandlers, zwischen der Schwingspule und dem Magnetkreis, so dass auch dieser eine Beschleunigung erfährt. Stellt sich die bewegte Masse als nicht vernachlässigbar gegenüber der Gesamtmasse des Wandlers heraus, so erzeugt die Bewegung des Wandlers Körperschall, der zum einen direkt auf das Mikrofon wirkt, aber zum anderen eine Kolbenbewegung der Sonde an der Ankopplung und damit einen Schallfluss erzeugen kann. Dem Umstand der Körperschallübertragung wird bei der ER-10C Sonde durch eine aufwändige Konstruktion<sup>23)</sup> Rechnung getragen.

**Stimuli-Pegel** Als weitere Fehlerquelle wird von Huang et al. [79, S. 1129] die falsche Wahl der Kalibrierpegel angeführt. Diese sollten im Bereich von 60 – 90 dB SPL liegen, um im menschlichen Ohr nicht durch evtl. auftretende spontane otoakustische Emissionen<sup>24)</sup> beeinflusst zu werden. Durch zu hohe Pegel können Nichtlinearitäten durch Mittelohrmuskelkontraktionen beim Menschen oder durch die Sondenlautsprecher (besonders im Frequenzbereich über 6 kHz) auch während der Quellparameterbestimmung auftreten.

<sup>21)</sup> 35° C entsprechen einem guten Schätzwert für die Gehörgangstemperatur.

<sup>22)</sup> Beim dynamischen Wandler sind dies z.B. Membran und Schwingspule.

<sup>23)</sup> Der Anschluss der Lautsprecher und des Mikrofons erfolgt über Silikonaufsätze und freischwebende Verdrahtung.

<sup>24)</sup> I. allg. haben SOAE einen Schalldruck von weniger als 20 dB SPL.



## 4.4 Verfahren zur akustischer Impedanzschätzung

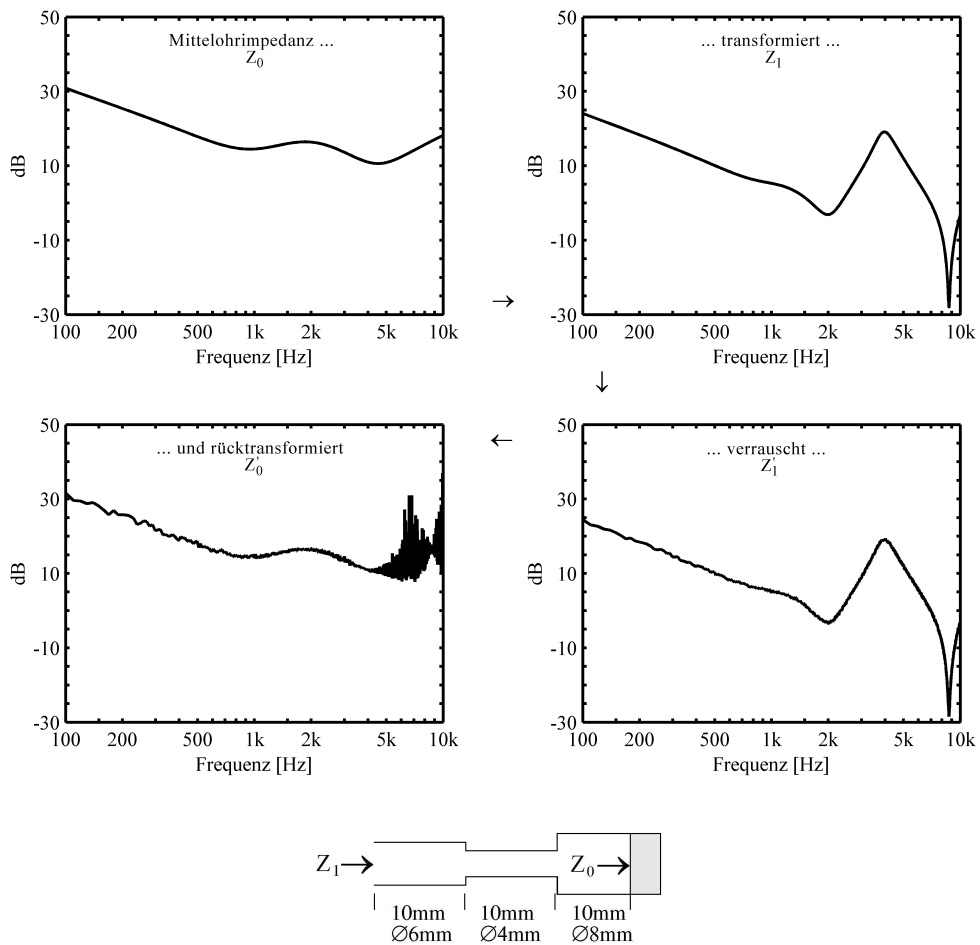


Bild 4.16: Beispiel für den Einfluss von Leitungstransformationen auf die Messgenauigkeit von Impedanzmessungen. Die Mittelohrimpedanz  $Z_0$  (vgl. Modell von Shaw und Stinson in Letens [114, S. 141]) wird über eine gestufte Leitung transformiert ( $Z_1$ ), mit einem stochastischen „Messfehler“ von 5% versehen und rücktransformiert. Dargestellt ist jeweils der Betrag der Impedanz in dB relativ zum Wellenwiderstand  $Z_L$  eines Rohres von 8 mm Durchmesser.

### 4.4.2 Messaufbau der Impedanzmessung

In Bild 4.11 ist der Aufbau des verwendeten Messsystems im Schema dargestellt, wobei auch hier die notwendigen Funktionalitäten in Matlab implementiert wurden. Da die Bestimmung der Sondenquellparameter auf konkrete Messdaten angewiesen war, wird auf die Darstellung einer Simulation verzichtet.

Die Admittanzmessungen wurden an homogenen Rohren mit rechtwinkligem, schallhartem Abschluss durchgeführt. Der Durchmesser der Röhren betrug 9 mm, die Längen wurden mit 4 und 8 mm gewählt<sup>25)</sup>. Der Frequenzbereich war auf den in der klinischen

<sup>25)</sup> Eine Aufteilung in mehrere Frequenzbereiche und damit mehrere Kalibriersätze erschien wegen des eingeschränkten Frequenzbereiches bis 10 kHz nicht notwendig.

Audiometrie relevanten Bereich von 200 Hz – 8 kHz eingeschränkt.

### 4.4.3 Messergebnisse

In Bild 4.17 und 4.18 sind die beiden erhaltenen Quellparameter  $Y_0$  und  $k$  nach Betrag und Phase über der Frequenz abgebildet. Wie man deutlich erkennen kann, weisen die

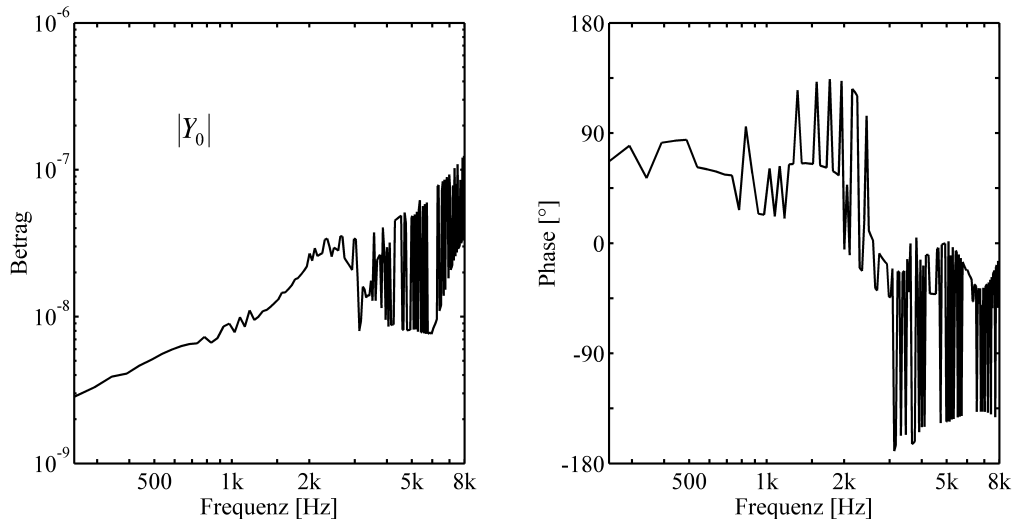


Bild 4.17: Innenadmittanz  $Y_0$  der Sonde (unnormiert), berechnet anhand von Kalibrierrohren der Längen 4 und 8 mm mit Durchmesser 9 mm. Nach den Untersuchungen von Huang et al. [79, S. 1134] (siehe Bild 4.15) sind glattere Verläufe zu erwarten, die jedoch nicht exakt reproduziert werden konnten. Auffällig sind vor allem die großen Störungen der Phase der Admittanz.

ermittelten Kurven erhebliche Störungen auf. Im Vergleich zu Huang et al. [79, S. 1134] (siehe Bild 4.15) liegen die Beträge in der erwarteten Größenordnung. Die Phasenverläufe erweisen sich jedoch als unbrauchbar. Eine einfache Glättung der Kurven ergäbe zwar zu Huang et al. vergleichbare Ergebnisse, entbehrt aber jeglicher Grundlage<sup>26)</sup>. Evtl. begründet durch die begrenzte Auflösung der geometrischen Distanzschätzung oder durch kleine Abweichungen im Messsystem im Vgl. zu Huang et al., war die Quellparameterbestimmung nicht exakt genug und reproduzierbar durchzuführen. Um eine ungeeignete Wahl der Kalibrierlängen auszuschließen (siehe Abschnitt 4.4.1), wurden noch andere Kombinationen von Kalibrierkörpern untersucht, ohne jedoch eine deutliche Verbesserung der Ergebnisse zu erreichen.

Verwendet man die ermittelten (fehlerbehafteten) Quellparameter, berechnet sich die Lastadmittanz eines 16,56 mm langen Röhrchens<sup>27)</sup> wie in Bild 4.19 abgebildet. Diese Da-

<sup>26)</sup> Die gemessenen Parameter können selbstverständlich mathematisch aufbereitet werden, um die Daten von Huang et al. widerzuspiegeln. Allerdings könnten dann diese Daten auch direkt als Modellgrundlage benutzt werden.

<sup>27)</sup> Die Distanzbestimmung erfolgte anhand der akustischen Distanzschätzung.

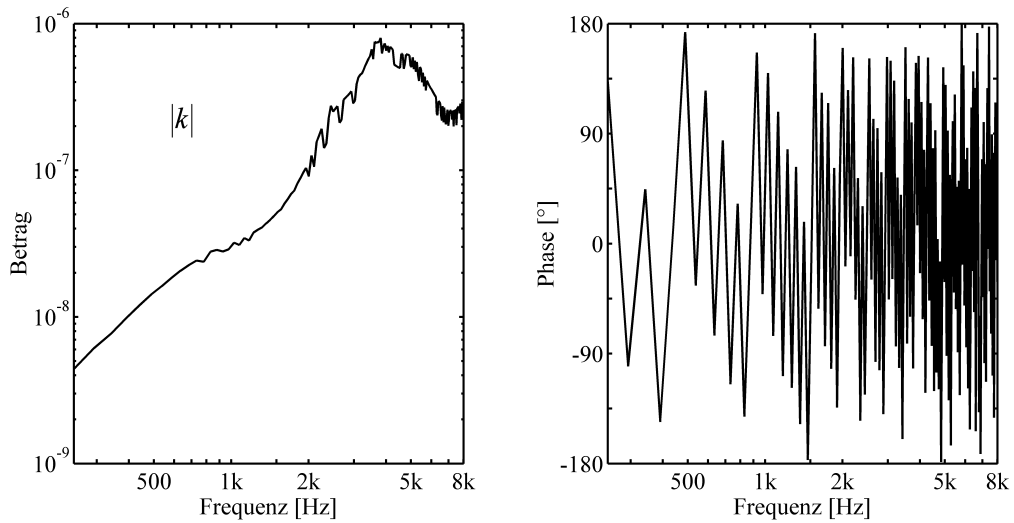


Bild 4.18: Frequenzgang  $k$  der Sonde (unnormiert), berechnet anhand von Kalibrierrohren der Längen 4 und 8 mm mit Durchmesser 9 mm. Wie bei der Innenadmittanz wären auch hier glattere Kurvenverläufe zu erwarten. Die Phase des Frequenzgangs erscheint fehlerhaft.

ten sind auf die Leitungsadmittanz eines Rohres mit 9 mm Durchmesser normiert. Zum besseren Vergleich wurde die nach dem elektroakustischen Modell berechnete Admittanz als gestrichelte Kurve unterlegt. Trotz der beschränkten Qualität der Quellparameter,

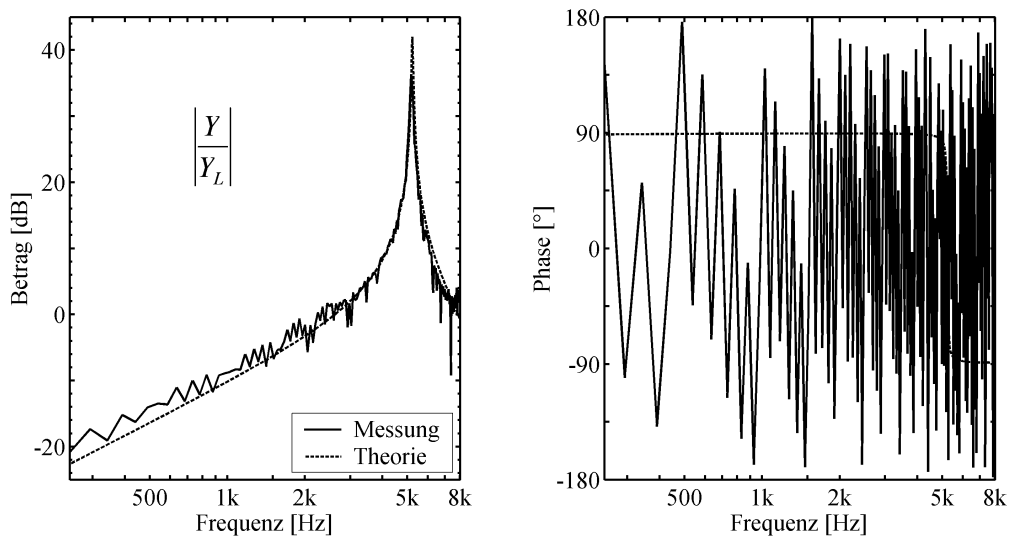


Bild 4.19: Impedanzmessung an einem schallhart abgeschlossenen Rohr von 9 mm Durchmesser und 16,65 mm Länge. Die Normierung erfolgte auf die Leitungsimpedanz eines Rohres mit 9 mm Durchmesser. Die gestrichelte Linie zeigt den theoretischen Verlauf in der Messebene.

gelingt die Bestimmung des Admittanzbetrages im Vergleich zu den theoretischen Erwar-

## 4 Erweiterte Kalibrierkonzepte

tungen. Die Phase der Admittanz ist jedoch unbrauchbar, wie aus den Phasenverläufen der Quellparameter (siehe Bild 4.17 und Bild 4.18) zu erwarten war.

Die Abweichungen des berechneten Admittanzbetrages vom theoretisch erwarteten Wert lagen bis zu einer Frequenz von ca. 5 kHz im Bereich von  $\pm 4$  dB (siehe Bild 4.20).

Für weitergehende Betrachtungen sind die Ergebnisse der Impedanzmessung insgesamt jedoch wenig befriedigend. Da die Phasenverläufe der Impedanz den „effektiven“ Reflexionspunkt der Wellen beeinflussen, kann nur mit Kenntnis des korrekten Phasenverlaufs eine exakte Abbildung der akustischen Vorgänge erfolgen.

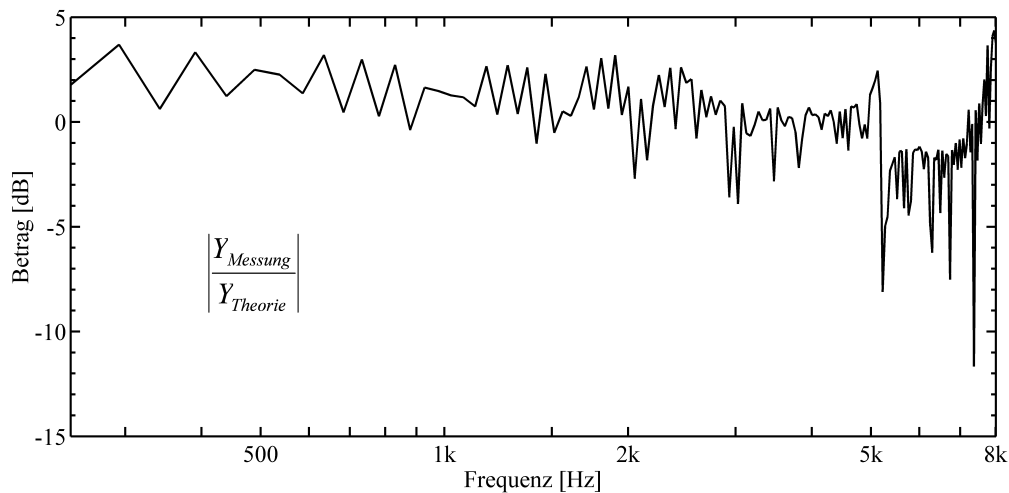


Bild 4.20: Fehler des berechneten Lastadmittanzbetrages relativ zur theoretisch bestimmten Admittanz in der Messebene ( $Y_{Messung}/Y_{Theorie}$ ). Bis etwa 5 kHz bewegen sich die Abweichungen im Rahmen von  $\pm 4$  dB.

**Mögliche Fehlerursachen** Wie Bild 4.21 zeigt, ändert sich die Übertragungsfunktion für kurze Distanzen zwischen Ohrsonde und Terminierung mit steigender Scheitelspannung ( $\equiv$  Amplitude) am Lautsprecher sehr stark. Bei großen Distanzen dagegen sind die Übertragungsfunktionen auch für unterschiedliche Spannungen nahezu deckungsgleich. Daraus folgt, dass die Annahme eines LTI-Systems nur für bestimmte Rahmenparameter gegeben ist. Als Ursachen für dieses Phänomen kommen mehrere Effekte in Frage. Es spielen bei kürzeren Distanzen höhere Schallfeldmoden (siehe Abschnitt 4.4.1) durchaus eine Rolle (*endliche Dämpfung*). Außerdem scheint sich der Crest-Faktor<sup>28)</sup> der Lautsprecher in Abhängigkeit von den angehängten Lastimpedanzen mit den applizierten Spannungen zu ändern, wodurch zumindest lokal die LTI-Bedingung verletzt ist.

Im Vergleich zu den Ergebnissen von Huang et al. ([79]) konnten die Phasen der Quelladmittanz nicht störungsfrei repliziert werden, obwohl prinzipiell vergleichbare Sonden bei der Untersuchung verwendet wurden. Huang et al. berichten zwar von besonderen Anpassungen der Sonde durch den Hersteller, verweisen in diesem Zusammenhang jedoch

<sup>28)</sup> Der Crest-Faktor bezeichnet das Verhältnis zwischen Scheitelwert und Effektivwert einer Wechselgröße.

## 4.5 Verfahren zur Prädiktion des Trommelfellschalldrucks

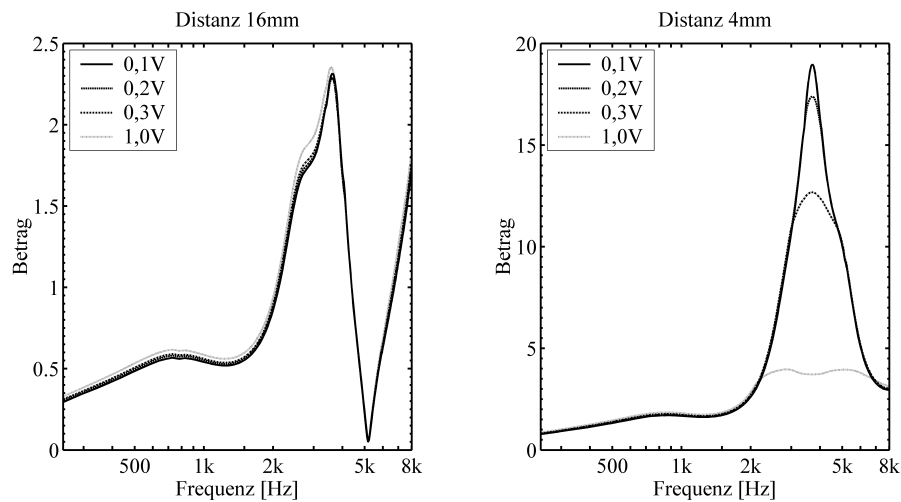


Bild 4.21: Überprüfung der LTI-Bedingung anhand gemessener Übertragungsfunktionen für verschiedene Distanzen und unterschiedliche Scheitelspannungen am Sondenautsprecher des DP2000-Systems. Die Übertragungsfunktion hängt im mittleren Frequenzbereich für kurze Distanzen stark von den Scheitelspannungen ab. In den Legenden sind die Amplituden der jeweils benutzten „Chirps“ vermerkt.

auf die zusätzliche Kanalführung zum Aufbau von statischem Druck für die Messungen in Katzenohren. Generell wird über vielfältige Störeinflüsse der Messungen v.a. in Frequenzen oberhalb 2 kHz berichtet. Da die Güte der Sonde dennoch vergleichbar sein sollte, müssen die Abweichungen der vorliegenden Messergebnisse in der weiteren Messumgebung vermutet werden und die Methodik für den stabilen Einsatz in der klinischen Praxis (noch) bezweifelt werden.

Alternative zur Messung der Trommelfellimpedanz bieten sich die Mittelohrmodelle nach Hudde und Engel [80, 81, 82] bzw. Shaw und Stinson an (vgl. Letens [114]). Diese könnten für einen Großteil der Patienten valide Parameter liefern und eine zuverlässige Trommelfellschalldruckprädiktion zulassen. Die Zulässigkeit dieses Vorgehens müsste in klinischen Untersuchungen noch belegt werden. Insbesondere müsste untersucht werden, in welcher Größenordnung sich Fehler bewegen, die aus individuelle Abweichungen der Patienten resultieren.

## 4.5 Verfahren zur Prädiktion des Trommelfellschalldrucks

Anhand von elektroakustischen Modellen oder auch Messdaten kann der Trommelfellschalldruck aus den Quellparametern der Sonde in Vorwärtsrichtung als auch der DPOAE-Pegel am Trommelfell in Rückwärtsrichtung abgeschätzt werden. Dazu werden die Ergebnisse aus Gehörgangslängenschätzung und Trommelfellimpedanzmessung bzw. -modell über das Netzwerkmodell in Bild 4.22 weiterverarbeitet, welches wiederum unter MATLAB implementiert wurde. Der Gehörgang wird als Leitung konstanten Querschnitts modelliert,

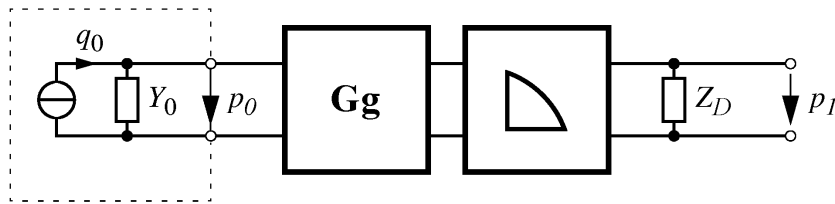


Bild 4.22: Modell zur Bestimmung der Gehörgangsverstärkung relativ zum Schalldruck in der Mikrofonebene ( $p_1/p_0$ ) für die Vorwärtsübertragung vom Sondenkopf zum Trommelfell. Die Blöcke von links nach rechts: Ersatzschaltbild der Sonde, Gehörgang (homogenes Rohr), Kegeltrichter-Nahbereichsnäherung, Trommellimpedanz.

dessen Länge durch die Gehörgangslängenschätzung bestimmt wird, also den Bereich bis zum TOD festlegt. Für den Durchmesser wird von der maximalen Kompressibilität der Schaumstoffolive, etwa 7 mm, ausgegangen<sup>29)</sup>.

Die Nahbereichsnäherung erfolgt mit der Kegeltrichterform (siehe Bild 4.10(a)). Der Anfangsdurchmesser wird entsprechend an den TOD-Durchmesser, in diesem Fall von 7 mm, angepasst. Als Abschluss wird die Trommellimpedanz angefügt. Da die messtechnische Bestimmung der Abschlussimpedanz selbst im Rohrmodell nicht in befriedigendem Maße gelang, werden im Folgenden die Netzwerkmodelle von SHAW/STINSON und HUDDE/ENGEL benutzt. Abhängig vom gewählten Modell ergeben sich in Bild 4.23 deutliche Unterschiede im Frequenzverlauf des Verhältnisses von Trommellschalldruck zum Schalldruck der Messebene von bis zu 10 dB<sup>30)</sup>. Im Verbindung mit Bild 4.5 erkennt man, dass das Mittelohrmodell nach Hudde schallhärter ist als das nach Shaw.

**Prädiktion des DPOAE-Schalldruckes** Trotz der erwähnten geringeren, praktischen Bedeutung der exakten Prädiktion des DPOAE Pegels am Trommelfell, kann mit der Netzwerkmodellierung auch der Schalldruck der aus dem Innenohr kommenden DPOAE Pegel abgeschätzt werden. Das Vorgehen ist dem Obigen ähnlich und verwendet die Ergebnisse aus Gehörgangslängenschätzung, Trommellimpedanzmessung bzw. -modell, sowie zusätzlich die Impedanz der Sonde. Wie in Bild 4.24 dargestellt, muss die rückwärtsgerichtete Übertragungsfunktion  $p_0/p_1$  bestimmt werden. Zur 'korrekten' Abschätzung der Ergebnisse wurden gemittelte Impedanzmesswerte der ER-10C Ohrsonde nach Huang et al. [79, S. 1134] benutzt (siehe 4.15), welche im Bereich oberhalb 2 kHz im Gegensatz zu eigenen Messwerten keine Störungen aufwiesen. Mit einer Gehörgangslänge von 20 mm, ergaben sich abhängig von der jeweiligen Trommellimpedanz nach SHAW/STINSON oder HUDDE/ENGEL die Frequenzgänge in Bild 4.25. Da die DPOAE vereinfacht als Schalldruckpegel  $p_1$  simuliert wurden, traten die Unterschiede der Mittelohrmodelle nicht so deutlich auf. DPOAE müssen am Trommelfell als Schallflussquelle aufgefasst werden, welche über des ovalen Fensters am Innenohr an das Mittelohr

<sup>29)</sup> Dies gilt nur für die Erwachsenen-Ohrolive; für andere Größen muss man entsprechend adaptieren.

<sup>30)</sup> Beispielfhaft dargestellt mit einer Distanz von 20 mm von Messebene zum TOD.

#### 4.6 Verfahren zum Schätzen des Trommelfellschalldrucks anhand skalierbarer Datenbanken

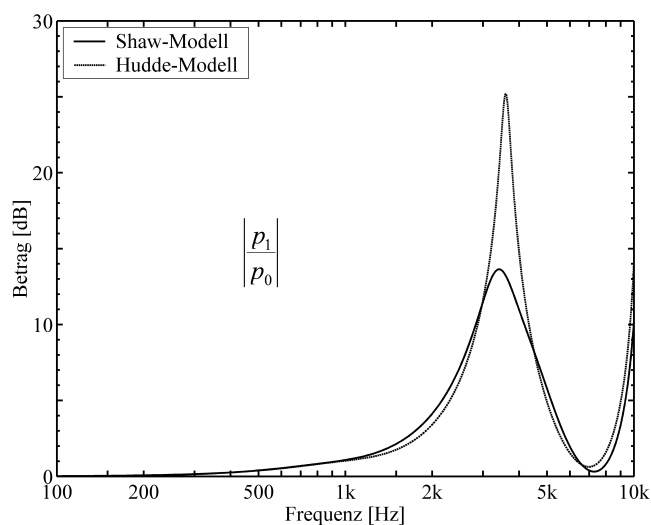


Bild 4.23: Schalldruckverhältnis zwischen Trommelfell und Messebene ( $p_1/p_0$ ), berechnet nach dem Modell aus Bild 4.22. Der Unterschied aufgrund der beiden Mittelohrmodelle ist deutlich erkennbar. Der gemessene Schalldruck in der Mikrofonebene ist niedriger als der reale Schalldruck in der Trommelfellebene (Unterschätzung).

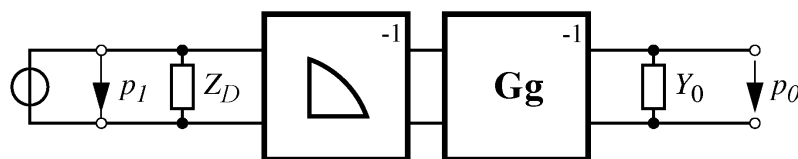


Bild 4.24: Modell zur Bestimmung der Gehörgangsverstärkung relativ zum DPOAE-Schalldruck am Trommelfell ( $p_0/p_1$ ) für die Rückwärtsübertragung vom Trommelfell zum Sondenkopf. Durch die umgekehrte Schallflussrichtung sind die inversen Kettenmatrizen zu verwenden. Die Blöcke von links nach rechts: Ersatzschaltbild der DPOAEs, Trommelfellimpedanz, Kegeltrichter-Nahbereichsnäherung, Gehörgang (homogenes Rohr), Quelladmittanz der Sonde.

weitergeleitet werden. Aufgrund der geringeren klinischen Relevanz wurden weitere modellbezogenen Anpassungen nicht näher verfolgt.

## 4.6 Verfahren zum Schätzen des Trommelfellschalldrucks anhand skalierbarer Datenbanken

**Zusammenfassung der Ausgangslage** Eine Platzierung der Sonde oder auch eines Hörgeräts in unmittelbarer Nähe des Trommelfells ist ohne Verletzungsgefahr und Schmer-



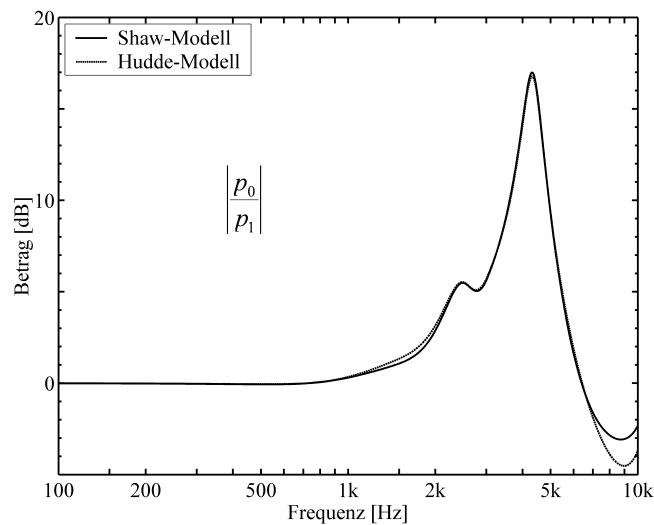


Bild 4.25: Schalldruckverhältnis zwischen Messebene und Trommelfell ( $p_0/p_1$ ), berechnet nach dem Modell aus Bild 4.24. Der gemessene Schalldruck in der Mikrofonebene ist höher als der reale Schalldruck in der Trommelfellebene (Überschätzung). Basierend auf beiden Mittelohrmodellen ergeben sich übereinstimmende Kurvenverläufe.

zen nur schwer möglich. Die Ohrsonden bzw. Hörgeräte werden daher im äußeren Abschnitt des Gehörgangs eingesetzt. Die Entfernung zwischen Sondenspitze bzw. Hörgerät und Trommelfell ist dabei unbekannt. Als Folge stehender Wellen ist der Schalldruck entlang der Gehörgangssachse nicht konstant. Das bedeutet, dass der mit dem Mikrofon der Ohrsonde gemessene Schalldruck nicht mit dem Schalldruck am Trommelfell übereinstimmt. Die zwei Hauptfaktoren für den Unterschied, die Geometrie des Gehörgangs und die Impedanz des Trommelfells mit angeschlossenem Mittel- und Innenohr, weisen eine große inter-individuelle Variabilität auf und können nicht ausreichend genau mit vertretbarem Aufwand gemessen werden. Auch bei einem Hörgerät muß zur optimalen Verstärkungseinstellung des Hörgerätes der Schalldruck am Trommelfell bekannt sein. Bei der Hörgeräteanpassung wird der Schalldruck in der Nähe des Trommelfells über einen in den Gehörgang hineingelegten Schlauch gemessen (in-situ Messungen). Das Einlegen eines Schlauchs in den Gehörgang ist v.a. bei Kindern nicht immer praktikabel und kann wegen Veränderungen der Gehörgangsgeometrie<sup>31)</sup> zu fehlerhaften Messungen führen.

**Ear Canal Compensated Calibration: ECCC** Bei der im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Methode der Ear Canal Compensated Calibration (ECCC), sollen die oben genannten Nachteile vermieden werden und eine skalierbare Methode für unterschiedliche Leistungsanforderungen vorgestellt werden. Beliebig viele unterschiedliche Norm-Referenzkurven für verschiedene effektive Gehörgangslängen bzw. Einstecktiefen oder

<sup>31)</sup> Insbesondere wenn Schlauch und Ohrspasstück zusammen in den Gehörgang eingeführt werden, kann sich die Gehörgangsgeometrie verändern.

Mittelohrimpedanzen werden dabei anhand eines technischen Modells des menschlichen Ohres erfasst (Ohrsimulator) und in einer Datenbank hinterlegt. Für jeden Datensatz sind Übertragungsfunktionen der Miniaturlautsprecher zum Sondenmikrofon mit Übertragungsfunktionen der Miniaturlautsprecher zur Trommelfellebene miteinander assoziiert. Die Übertragungsfunktionen der Trommelfellebene werden dabei durch ein weiteres Mikrofon am Trommelfell aufgenommen. Bei einer realen Messung am Patienten bringt ein Vergleich der Übertragungsfunktion der Sondenebene mit den Werten aus der Datenbank eine dazu assoziierte Übertragungsfunktion der (technisch modellierten) Trommelfellebene hervor. Durch die skalierbare Anzahl an Variationen von Distanzen und Impedanzen können für jedes audiologische Messsystem oder auch für Hörgeräte eindeutig reproduzierbare und den Leistungsanforderungen angepasste Kalibrierungsdatenbanken erstellt werden. Obwohl das Verfahren und die Möglichkeiten der ECCC in dieser Arbeit erstmals dargelegt werden, ist das zu Grunde liegende Prinzip schon von Gilman et al. [61] formuliert worden:

“Calibration of the probe in an ear simulator at approximately the same distance from the eardrum as in the real ear, minimizes probe measurement errors of the eardrum SPL.“ (Gilman et al. [61])

#### 4.6.1 Messaufbau

Bild 4.26 zeigt schematisch den Messaufbau zur Aufnahme der Referenzkurven mit dem Ohrsimulator Type 4157 von Brüel & Kjær mit der zu kalibrierenden Messplattform (siehe Abschnitt 6). Ein alternativer Messaufbau zusammen mit dem DP2000 System von Starkey [175] wurde im Rahmen der Diplomarbeit von Hörbrand [85] untersucht und kann dort im Detail nachgelesen werden. Der Kuppler besteht aus einem Ansatzrohr (simulier-

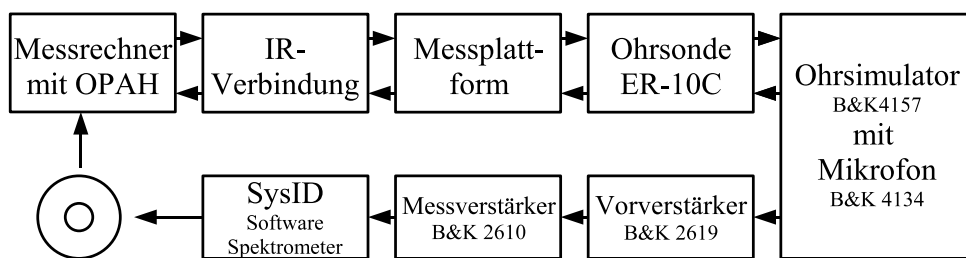
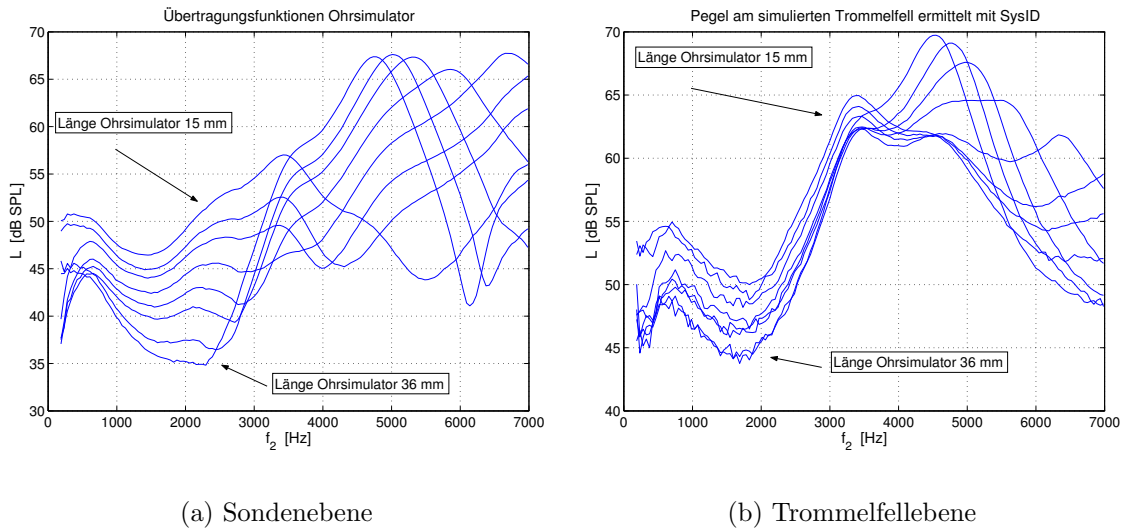


Bild 4.26: Schematischer Messaufbau zur Kalibrierung der Messplattform mit dem Software Spektrometer SysId

ter Gehörgang), dessen Länge  $D$  und Durchmesser  $d$  variiert werden können, sowie aus einem Mittelohrsimulator, der mit dem Ansatzrohr verbunden ist. Der Mittelohrsimulator besteht aus einem Mikrofon (simuliertes Trommelfell), dessen Lastimpedanz  $Z_{TF}$  variiert werden kann (simulierte Mittel- und Innenohrimpedanz in Anlehnung an individuelle Impedanzmessungen).

## 4 Erweiterte Kalibrierkonzepte



(a) Sondenebene

(b) Trommelfellebene

Bild 4.27: Übertragungsfunktionen verschiedener Referenzebenen im Ohrsimulator bei verschiedenen Abständen zum 'Trommelfell' von 15 mm bis 36 mm konstant bleibender Anregung durch einen Frequenzchirp von 0,1 Volt Lautsprecherspannung. Dargestellt ist hier eine Kalibrierung des DP2000 Systems.

### 4.6.2 Kalibrierungsablauf

#### Aufnahme von Referenzkurven

Mit Hilfe des Lautsprechers (LS), welcher sich in dem zu kalibrierenden Sender (z.B. Ohrsonde oder Hörgerät) befindet, wird ein Schalldruck im Kuppler erzeugt. Eingangssignal des Lautsprechers ist ein Sinuston mit einstellbarer Frequenz, ein Chirp (Sinusschwingung variierender Frequenz) oder ein anderes geeignetes Testsignal mit definierter Eingangsspannung  $U_{LS}(f)$ . Nach Einsetzen des zu kalibrierenden Schallsenders wird für verschiedene Gehörgangslängen  $D$ , Gehörgangsdurchmesser  $d$  und Lastimpedanzen  $Z_{TF}$  der Schalldruck  $p_{S,Ref}$  der Sondenebene über das im Schallsender befindliche Mikrofon gemessen. Gleichzeitig wird über das Mikrofon des Mittelohrsimulators der Schalldruck  $p_{TF}$  der Referenzebene (Trommelfell) aufgenommen. Für jede Gehörgangslänge, Gehörgangsdurchmesser und Lastimpedanz ergibt sich ein assoziiertes Paar von Übertragungsfunktionen, die in einer Datenbank abgelegt werden.

In Bild 4.27(a) sind die Übertragungskurven der Sondenebene, in Bild 4.27(b) diejenigen der Trommelfellebene bei unterschiedlichen 'Gehörgangslängen'<sup>32)</sup> von 15 mm bis 36 mm dargestellt.

Um verschiedene Gehörgangslängen von 15 mm bis 36 mm am Ohrsimulator simulieren zu können, wurde eine 8 mm dicke Plastikhülse an die Öffnung des Ohrsimulators angebracht. Der Hülsendurchmesser wurde dabei gleich dem durchschnittlichen

<sup>32)</sup> Als Gehörgangslänge soll der Abstand von Sondenspitze zum Trommelfell verstanden werden.

#### 4.6 Verfahren zum Schätzen des Trommelfellschalldrucks anhand skalierbarer Datenbanken

Gehörgangsdurchmesser eines Erwachsenen gewählt. Bei Tests mit Hülsendurchmessern vom 12 mm ergaben keine deutlichen Unterschiede in der Form der aufgenommenen Kurven. Der Durchmesser des Gehörgangs beeinflusst die Übertragungsfunktionen dementsprechend weniger als z.B. die Einstecktiefe der Ohrsonde oder die Abschlussimpedanz.

##### **Messung des Schalldrucks im individuellen Gehörgang**

Nach Einsetzen des zu kalibrierenden Schallsenders in den Gehörgang des Probanden bzw. Patienten wird der Schalldruck  $p_{S,P}(f)$  mit Hilfe des im zu kalibrierenden Schallsender befindlichen Mikrofons gemessen. Der Schalldruck im äußeren Gehörgang wird mit Hilfe des Lautsprechers LS erzeugt, der sich ebenfalls im Schallsender befindet. Genauso wie bei den Kupplermessungen ist das Ausgangssignal des Lautsprechers ein Sinuston mit einstellbarer Frequenz, z.B. ein Chirp oder ein anderes Testsignal mit definierter Spannung  $U_{LS}(f)$ .

##### **Korrektur der Lautsprecherspannung**

Der im Probanden- bzw. Patientenohr gemessene Schalldruck  $p_{S,P}(f)$  wird mit den Referenzkurven  $p_{S,Ref}(f)$  verglichen. Die Referenzkurve, die sich am Besten an den individuell gemessenen Schalldruck  $p_{S,P}(f)$  anpassen lässt, wird ausgewählt. Die zugehörige Referenzkurve  $p_{TF}(f)$  dient zur Korrektur des Eingangssignals  $U_{LS}(f)$  am Lautsprecher des zu kalibrierenden Schallsenders. Bei Verwendung des so korrigierten Eingangssignals des Schallsenders wird der nominal gewünschte Schalldruck am Trommelfell des Probanden bzw. Patienten erzeugt.

Bei Anwendung dieser Methode werden die Einflüsse der Gehörgangsgeometrie und der Mittelohrimpedanz minimiert. Die Abweichung des geschätzten Schalldrucks vom tatsächlichen Schalldruck am Trommelfell hängt von der Abstufung der Parameter  $D$ ,  $d$  und  $Z_{TF}$  ab.

Bild 4.28 zeigt den Ablauf der ECCC im Überblick der Übertragungsfunktionen.

1. Bestimmen der Übertragungsfunktion (rot) des realen Probandenohres (Sondenebene).
2. Vergleich mit den Übertragungsfunktionen des Ohrsimulators aus der Datenbank, die mit verschiedenen Einstecktiefen (Abständen Trommelfell - Sonde) Länge aufgenommen wurden. Bestimmung der am besten angepassten Referenzkurve (schwarz).
3. Auswahl der dazu assoziierten Kurve der Trommelfellebene als Referenzübertragungsfunktion (grün).
4. Berechnen der Lautsprecheransteuerung in Abhängigkeit der Kalibrierungsfunktion.

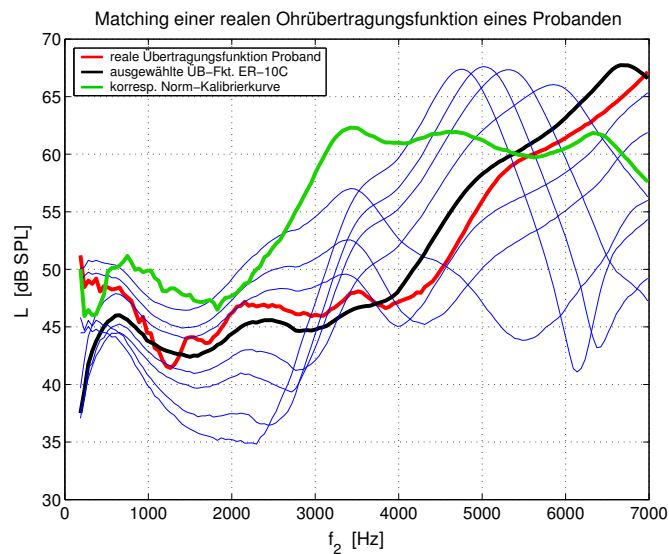


Bild 4.28: Übertragungsfunktionen der Sondenebene im Probanden im Vergleich zur Referenzdatenbank. Die assoziierte Übertragungsfunktion der Trommelfellebene der besten Übereinstimmung ist ebenfalls hervorgehoben.

Abhängig vom Detaillierungsgrad der hinterlegten Datenbank bleiben weiterhin Ungenauigkeiten bestehen. Die Unterschiede der realen, individuellen Übertragungsfunktion des Probanden im Vergleich zu den gemessenen Übertragungsfunktionen im Ohrsimulator resultieren v.a. durch die unexakte Approximation der Impedanz des Trommelfells durch das Ohrsimulormikrofon. V.a. oberhalb 4 kHz stimmt die modellierte Impedanz laut Herstellerangaben nicht mehr mit den Modellvorstellungen überein. In Bild 4.28 sind die Unterschiede zwischen der Übertragungsfunktion in einem menschlichen Ohr und dem Simulator zu erkennen. Bei der Auswahl der besten Übereinstimmung mit den Referenzdaten können sowohl die akustische Distanzschätzung als auch reine Interpolationsverfahren und Regressionsverfahren zum Einsatz kommen.

Generelle Anwendungsbereiche der ECCC sind alle audiometrischen Messverfahren, in denen Einsteckohrsonden zum Einsatz kommen als auch bei der Anpassung von Hörgeräten.

### 4.7 Zusammenfassung mit Fallbeispiel: Auswirkung der Kalibrierung auf DPOAE-Messungen

Die Kalibriermethode hat einen erheblichen Einfluss auf die DPOAE-Messung, da die bei unterschiedlichen Frequenzen dargebotenen Primärtonpegel  $L_1$  und  $L_2$  unterschiedlich stark von ihrem wahren Sollwert abweichen können. Damit weicht der adäquate Reizpegel am Trommelfell vom optimalen Reizparadigma zur Auslösung maximaler DPOAE-Pegel ab. Dies führt zu einer Veränderung der Form der DPOAE I/O-Funktionen, welche lediglich bei optimaler Reizung zur weiteren objektiven Analyse benutzt werden sollten. Man erkennt (in Bild 4.29), dass bei der mit ItE-Kalibrierung gemessenen DPOAE

#### 4.7 Zusammenfassung mit Fallbeispiel: Auswirkung der Kalibrierung auf DPOAE-Messungen

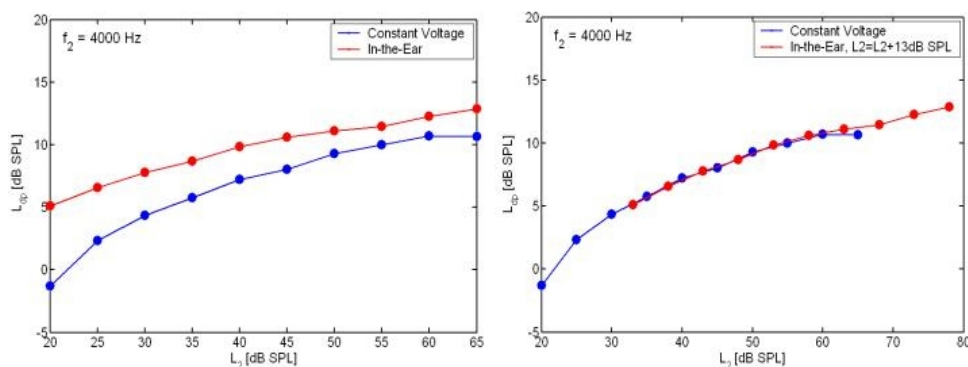


Bild 4.29: Messung von DPOAE I/O-Funktionen bei 4 kHz für CV-Kalibrierung (blau) und ItE-Kalibrierung (rot) bei einer Person mit geschätzter Gehörgangslänge von etwa 22 mm (Minimum der stehenden Welle befindet sich im Bereich um 4000 Hz) - links: Original DPOAE I/O-Funktionen; rechts: DPOAE I/O-Funktion der ItE wurde um 13 dB SPL entlang der  $L_2$ -Achse verschoben.

I/O-Funktion deutlich höhere Emissionsamplituden im Vergleich zur Messung mit CV-Kalibrierung auftraten. Dies muss auf methodische Ursachen zurückzuführen sein, da DPOAE-Messungen bei konstantem Sondensitz sehr zuverlässig reproduzierbar sind und nicht in diesem Ausmaße schwanken (siehe Abschnitt 8). Es liegt deshalb die Vermutung nahe, dass abhängig von der Kalibrieremethode unterschiedliche Anregungspegel die Ursache für die verschiedenen starken Emissionspegel waren. Die Messung erfolgte bei  $f_2 = 4$  kHz. In diesem Frequenzbereich ergab die akustische Abstandsschätzung ein deutliches Indiz auf ein Minimum der Schalldruckverteilung, welches durch eine stehende Welle verursacht wurde. Die erhöhten Emissionspegel bei der ItE-Kalibrierung lassen sich dann durch eine für beide Primärtöne effektiv zu hohen Pegeldarbietung erklären. Die fehlerhafte Darbietung entsteht durch einen im Vergleich zum Trommelfellschalldruck zu niedrigen, bei der Kalibrierung gemessenen, Schalldruckpegel am Sondenmikrofon, welcher durch einen Schwingungsknoten einer stehenden Welle in der Messebene verursacht wird. Man erkennt, dass bei einer Verschiebung der mit ItE-Kalibrierung gemessenen DPOAE I/O-Funktion um 13 dB SPL entlang der  $L_2$ -Achse, diese Funktion in die DPOAE-Kurve bei CV-Kalibrierung übergeht<sup>33)</sup>.

Prinzipiell kann man sagen, dass Anregungspegel der Sondenlautsprechern von individuellen Eigenschaften des äußeren Gehörgangs und der Mittelohrimpedanz abhängig sind. Die Kalibrierung bildet diesen Vorgang in entsprechend generierte Quantitäten von  $L_2$  ab, wobei unterschiedliche Kalibrierungen zu unterschiedlichen adäquaten Reizpegeln am Trommelfell führen. Diese sind für die Auslösung der DPOAE alleine relevant. Die retrograd emittierten DPOAE werden unabhängig von der Art der Kalibrierung jeweils mit demselben Sondenmikrofon erfasst und auf identische Weise in Schalldruck umgerechnet.

<sup>33)</sup> Die I/O-Funktion kann als die Schnittebene mit dem DPOAE-Pegelgebirge interpretiert werden, welche senkrecht über dem optimalen Reizparadigma der Primärtonpegel-Ebene steht. In dem abgebildeten Beispiel muss dies *nicht unbedingt* zutreffen, da auch eine Verschiebung der Schnittfläche durch die Unterschiede der Kalibrierung entstehen könnte. Siehe Abschnitt 8.1.

#### 4 *Erweiterte Kalibrierkonzepte*

Pegelfehldarbietungen verschlechtern die interindividuelle Vergleichbarkeit und führen zu fehlerhaften Auswertungen, wie z.B. der objektiven Hörschwellschätzung nach Boege und Janssen [35].

In Abschnitt 8.1 wird ein optimales Reizpegelparadigma nach ECCC vorgestellt und im Detail die Auswirkungen der Kalibrierung auf die Erfassung von DPOAE erörtert.



# 5 Beiträge zur Verbesserung der Möglichkeiten objektiver Audiometrie

OAEs werden im Rahmen des Neugeborenen-Hörscreening als objektiver Indikator der Hörfunktion herangezogen. Abhängig von der Nachweisbarkeit von Emissionen bei Stimulation mit Schalldruckpegeln von etwa 50 dB SPL erfolgt eine Klassifizierung in *pass* oder *fail*. Damit ist das Potenzial der OAE und im Speziellen der DPOAE als Spiegel des aktiven cochleären Verstärkers bei weitem nicht ausgeschöpft. Unabhängig von der in Abschnitt 6 vorgestellten Messplattform werden im Folgenden methodische Beiträge zur Verbesserung der objektiven Audiometrie präsentiert, mit deren Hilfe DPOAE Messungen in Beziehung zur subjektiven Hörschwelle und Lautheit gesetzt werden können. Durch eine Erweiterung der Hörschwellenprädiktion nach Boege und Janssen [35] konnten die Möglichkeit und Grenzen der Schwellenschätzung retrospektiv anhand einer Datenbank von 796 Ohren mit zumeist mittleren Schwerhörigkeit dargestellt werden (siehe auch Oswald et al. [138], Oswald und Janssen [137]).

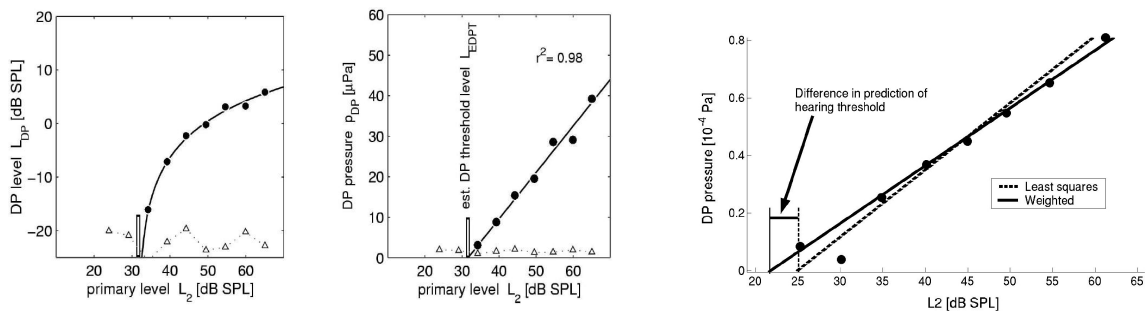
Zur Anwendung dieser Methode für prospektive Studien konnte in Zusammenarbeit mit einem Partner aus der Industrie eine Erweiterung eines kommerziellen Neugeborenen-Hörscreening-Geräts entwickelt werden. Neben einer initialen Evaluierung der Methode im kommerziellen Handheld-System Echo-Screen der Fischer-Zoth GmbH [1] konnte die Gleichwertigkeit unterschiedlicher Nachweisverfahren simulativ dargestellt werden.

Die Ähnlichkeit von DPOAE I/O-Funktionen mit Lautheitsfunktionen war der Anlass mit identischer Apparatur an einem kleinen Kollektiv Normalhörender die Lautheit und DPOAE I/O-Funktionen im Rahmen einer Diplomarbeit zu vergleichen (Müller [129]). In Divergenz zum Normalhörenden ergaben sich dabei für Schwerhörige sowohl in der Lautheitsfunktion als auch den DPOAE I/O-Funktionen markante Abweichungen, die systematisch zur objektiven Abschätzung einer Verstärkungsfunktion zur Anpassung von Hörgeräten herangezogen werden können. Die unmittelbare Erweiterung der Studie mit mehreren Schwerhörigen durch Müller und Janssen [127] konnte den initialen Ansatz bestätigen.

## 5.1 DPOAE & Hörschwelle

Die Hörschwellenprädiktion mittels Extrapolation der DPOAE I/O-Funktionen, wie in Bild 5.1(a) dargestellt, resultiert aus der Problematik, dass DPOAE direkt an der Hörschwelle nicht mehr unbeeinflusst vom Rauschen erfasst werden können. Als heuristische Faustregel nimmt man an, dass DPOAE Messungen bestenfalls 10 dB ober-

halb der subjektiven Hörschwelle nachgewiesen werden können. Durch wiederholte unabhängige Tests kann der Nachweis der DPOAE nach dem Konsensuspapier über Neugeborenen-Hörscreening [11] zuverlässiger gestaltet werden. Aufgrund messtechnischer Beschränkungen sind Emissionen an der Hörschwelle mit den bisher bekannten Verfahren nicht nachzuweisen. Anstatt einer Vorhersage der Hörschwelle basierend auf dem niedrigsten Stimulusreizpegelpaar, mit dem DPOAE noch nachzuweisen sind, bietet es sich an, den Verlauf der gesamten I/O-Funktion zu beachten. Durch die semilogarithmische Darstellung der I/O-Funktion und der Anpassung einer Ausgleichsgeraden ergibt sich ein Schnittpunkt mit der Stimulus  $L_2$ -Achse in Bild 5.1(a). Dieser repräsentiert den



(a) Hörschwellenprädiktion nach Boege und Janssen [35]

(b) Alternativen der Regression

Bild 5.1: Die Hörschwellenschätzung (links) und der Einfluss der Art der Regression (rechts). Durch Gewichtung kann die variierende Qualität einzelner Messpunkte mit einbezogen werden und der Einfluss von wahrscheinlichen Ausreißern minimiert werden.

nicht mehr messtechnisch erfassbaren Schalldruck 0 Pa der DPOAE mit Stimuluspegel  $L_{EDPT}$ <sup>1)</sup>.

Durch die Einbeziehung der gesamten I/O-Funktion wird mehr als ein Messpunkt zur Vorhersage herangezogen, so dass Messungenauigkeiten der Einzelmessung ausgeglichen werden können. Die Krümmung der im Normalfall kompressiven nichtlinearen I/O-Funktion spiegelt einen intraindividuellen Vergleichswert wider. Ein Verlust der Kompression wie er bei cochleären Hörschäden zu Tage tritt, fließt unmittelbar in die Schwellenvorhersage mit ein. Physiologisch bedingte interindividuelle Differenzen der DPOAE Pegel würden bei der Schwellenvorhersage ohne Beachtung der I/O-Funktion deutliche Diskrepanzen auslösen, da der minimal nachweisbare DPOAE Pegel von der Qualität der Mikrofone des Messsystems sowie der Rahmenbedingungen der Messung wie Mittelungszeit und Rauschniveau abhängt. Individuen mit generell niedrigen Emissionspegeln hätten tendenziell schlechtere Schwellenschätzungen mit derselben Messapparatur als Individuen mit

<sup>1)</sup> Es ist fraglich, ob der Schalldruck von 0 Pa als Minimum der DPOAE zulässig ist, da der Schalldruck verursacht durch Brownsche Molekularbewegung eine untere Grenze  $0Pa < p_{min} < 20\mu Pa$  definiert. Lediglich Schalldrücke der DPOAE oberhalb dieser Grenze können sinnvoll als DPOAE-Pegel erkannt werden.

generell hohen Emissionspegeln. Die interindividuelle Betrachtung von absoluten Pegeln wird von mehreren Umwelteinflüssen störend beeinflusst als intraindividuelle Vergleichsmessungen. Durch die Extrapolation der I/O-Funktion wird ein messtechnisch nicht erfassbarer Bereiche methodisch miteinbezogen und die Schwellenvorhersage unabhängig von heuristisch beliebig gewählten Offsets<sup>2)</sup> gestaltet.

Abhängig vom Pearsonschen Korrelationskoeffizienten der DPOAE Pegel zu den Stimuluspegel  $L_2$  wurde nach Boege und Janssen [35] vorab eine Auswahl getroffen, bei welchen I/O-Funktionen eine Schwellenvorhersage möglich war. Die Steigung der I/O-Funktion im Bereich von  $L_2$  zwischen 40 und 60 dB SPL wurde ebenfalls herangezogen, um 'notched' I/O-Funktionen<sup>3)</sup> von der Vorhersage ausschließen zu können.

### Gewichtete Extrapolation der DPOAE I/O-Funktionen zur Schwellenvorhersage

Der Bezug der DPOAE-Schwellenschätzung zur subjektiv ermittelten Hörschwelle mittels Tonaudiometrie wurde bei Boege und Janssen an ca. 120 ausgewählten Patientendaten teilweise mit sehr hoher Frequenzauflösung durchgeführt. In Erweiterung dieser Arbeiten wurden retrospektiv eine Datenbank mit 796 schwerhörigen Ohren ausgewertet und die Schwellenschätzung durch DPOAE mit der Hörschwelle der Tonaudiometrie verglichen. Der initiale Versuch die Daten nach den Extrapolationskriterien von Boege und Janssen auszuwerten ergab nur knapp 40 % verwertbare Daten. Dementsprechend wurden die heuristisch gewählten Ausschlusskriterien sowie die Extrapolation der I/O-Funktion modifiziert.

Unter der Annahme, dass qualitativ unterschiedliche Messpunkte auch nicht gleichwertig in die Vorhersage eingehen sollten, wurden Gewichtungsfaktoren eingeführt, welche Messpunkte mit gutem SNR bzw. valide, schwelennah ausgelöste Emissionen bevorzugen. Allgemein kann dies ausgedrückt werden durch

$$\begin{aligned} \text{Min} \left[ \sum w_1 w_2 \left( p_{DP}(L_2) - p_{reg}(L_2) \right)^2 \right] \text{ mit } w_1 &= \left( c(L_{2max} - L_2) \right)^a \\ \text{und } w_2 &= \left( \frac{SNR(L_2)}{\text{min}SNR_{valid}} \right)^b, \end{aligned}$$

wobei mit  $c$  in  $w_1$  der numerische Dimensionsausgleich zwischen SNR und Stimuluspegel geschaffen wird. Die Schwellennähe kann rekursiv über eine erste Schwellenschätzung bestimmt werden. In Gleichung 5.1 ist diese nur linear als Abstand zum maximalen  $L_2$  Stimulus dargestellt, der klirrfrei mit dem Messsystem dargestellt werden kann. In  $w_2$  wird das Verhältnis von vorhandenem SNR auf das Mindestmaß des SNR einer validen Messung bezogen. Mit den Variablen  $a$  und  $b$  ist es möglich, die beiden Einflussfaktoren unterschiedlich stark einzubeziehen. Die Gewichtung der Regression erfolgt nach der Annahme, dass besseres SNR und schwelennähere DPOAE gleichwertige Parameter sind.

<sup>2)</sup> Eine gängige Methode zur Schwellenschätzung war es, von dem niedrigsten Reizpegel zur Auslösung einer validen DPOAE einen Offset von z.B. 10 dB abzuziehen und dies als Hörschwelle zu deklarieren.

<sup>3)</sup> Eine Notch bezeichnet ein lokales Minimum der im Normalfall streng monoton ansteigenden I/O-Funktion. Durch Feinstruktureinflüsse oder nicht optimale Reizung können Notches bei Stimulation mit  $L_2 = 50$  dB SPL auftreten und sich störend auf die lineare Extrapolation zur Schwellenvorhersage auswirken.

## 5 Beiträge zur Verbesserung der Möglichkeiten objektiver Audiometrie

Der prinzipielle Einfluss der Art der Regression auf die Schwellenvorhersage ist in Bild 5.1(b) dargestellt. Die Least-Mean-Squares (LMS) Regression erzielt basierend auf denselben Daten wie die gewichtete Regression unterschiedliche Hörschwellen.

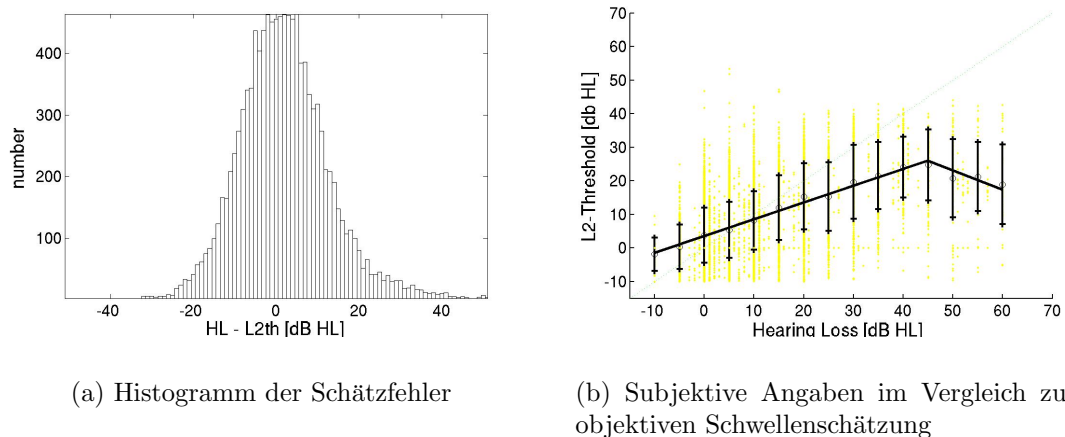
Als Ausschlusskriterien wurden gewählt:

- Nur DPOAE Messungen mit einem SNR von mehr als 6 dB wurde als valide betrachtet und zur weiteren Analyse zugelassen.
- Mindestens 3 valide Messdaten sind zur Berechnung der Regressionsgerade pro I/O-Funktion nötig.
- I/O-Funktionen mit negativer Steigung werden ignoriert.
- Patientendatensätze ohne subjektive Tonschwellenaudiometrie können nicht zum Vergleich herangezogen werden.

Da die DPOAE-Daten mit dem kommerziellen Messsystem CubeDis von Mimoso Acoustics sowie der Etymotic Research ER10C Sonde von unterschiedlichen 'Untersuchern' und die Audiometriedaten mit einem klinische Tonaudiometer erfasst wurden, sind folgende Annahmen und Einschränkungen beim Vergleich beider Datensätze zu beachten:

- Die retrospektiven Daten wurden in keinerlei Hinsicht korrigiert. Die zu Grunde liegenden Reizung beruhte auf der Kammerschen Pegelschere mit  $L_1 = 0.4 * L_2 + 39dB$  und ItE Kalibrierung.
- Der Vergleich der subjektiven Hörschwelle mit der objektiven Schätzung beruhte auf einer Umrechnung der Schalldruckwerte des ER10C Einsteckhörers/CubeDis auf die Druckwerte des klinischen Tonaudiometers mit Kopfhörer ermittelt mit einem Normalhörendenkollektiv von 30 Personen.
- Retrocochleäre Störungen konnten durch fast durchgängig vorhandenen ABR Untersuchungen und Analyse der I-V Interpeaklatenzen in fast allen Fällen ausgeschlossen werden.
- Die Messfrequenzen der subjektiven Tonaudiometrie stimmten nicht exakt mit denen der objektiven DPOAE Messung überein. Interpolierte Werte der Hörschwelle mussten herangezogen werden, wodurch Feinstrukturunterschiede ignoriert wurden.

**Ergebnisse** Obwohl die Datensätze direkt aus dem klinischen Alltag entnommen wurden und diese nicht zur Rekonstruktion der Hörschwelle aufgenommen wurden, wiesen ca. 80 % ( $\hat{=}14670$ ) der I/O-Funktionen einen Pearsonschen Korrelationskoeffizienten von  $r^2 > 0,7$  auf. Diese Ergebnis rechtfertigte die lineare Regression. In Bild 5.2 ist die Schwellenschätzung mittels gewichteter Regression der DPOAE I/O-Funktion im Vergleich zu den Werten der subjektiven Tonaudiometrie dargestellt. Die individuellen Abweichungen der objektiven Schätzung von der subjektiven Angabe ergab eine mittlere Abweichung von 2 dB und einer Standardabweichung von 11 dB. Die Schwellenschätzung tendierte im Mittel auf eine Unterschätzung der Hörschwelle, wobei die größten Abweichungen im Bereich größerer Hörstörungen vorlagen. Bei Hörverlusten von über 40 dB HL wich die



(a) Histogramm der Schätzfehler

(b) Subjektive Angaben im Vergleich zur objektiven Schwellenschätzung

Bild 5.2: Abweichungen (links) und Absolutdarstellung der objektive Schätzung  $L_2 - Threshold$  gegenüber subjektive Angaben  $HL$  bei 14670 I/O-Funktionen. Mittelwert der Abweichung: 2 dB; Standardabweichung 11 dB.

objektive Schwellenschätzung auch im Mittel besonders stark von den Audiometriedaten ab. Durch eine Auswertung der Daten nach Hörverlustklassen und nach frequenzspezifischen Gesichtspunkten in Bild 5.3 konnten die zu Grunde liegende Problematik näher analysiert werden:

- Lediglich im Bereich der Normalhörenden ergab sich eine sehr gute Übereinstimmung zwischen subjektiven Angaben und objektiver Schätzung mit Abweichungen von weniger als 10 dB.
- Bei Hörverlusten oberhalb 40 dB HL unterschätzten die objektiven Methoden den Hörverlust im Mittel um bis zu 30 dB.
- In den Frequenzbereichen von 2-3 kHz und bei 8 kHz traten die größten Abweichungen auf.

Alternative Variationen der Gewichtungen bei der Regression ergaben keine nennenswerte Verbesserung der statistischen Kennzahlen des Datensatzes, wobei darauf hinzuweisen ist, dass individuelle Fehlprädiktionen in der retrospektiven Analyse nicht auf deren Reproduzierbarkeit hin durch Wiederholungsmessungen analysiert werden konnten.

**Diskussion** Die deutlich größeren Abweichungen im Bereich von 2-3 kHz sowie bei 8 kHz deuten auf eine nicht optimale Stimulation der DPOAE aufgrund der ItE Kalibrierung hin (siehe Abschnitt 4.6 und 8.1). Bei Hörverlusten oberhalb 40 dB HL waren häufig nur wenige Messpunkte mit dem verwendeten Messsystem erfassbar - u.a. aufgrund der Limitierung der Stimulation auf maximal 65 dB SPL. Dementsprechend war die zu Grunde liegende Datenmenge geringer als bei den anderen Hörverlustklassen. Einflüsse durch systematischen Änderungen der DPOAE bei Tinnituspatienten (Janssen et al. [92]) konnten im gegebenen Datensatz mangels spezifizierter Dokumentation der Patientendaten

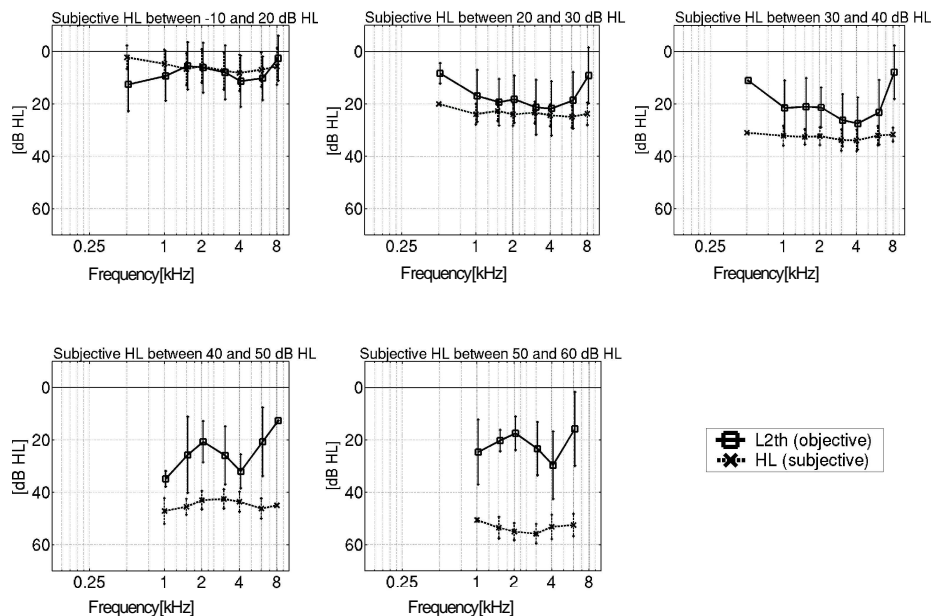


Bild 5.3: Abweichungen der objektiven Schätzung von subjektiven Angaben in Bezug auf Frequenz und Hörverlustklassen

nicht separiert werden. Bei einigen Tinnituspatienten kommt es trotz Hörschädigung zu erhöhten Emissionspegeln in Schwellennähe. Adaptationen der Gewichtung zur Regressionsrechnung, um diesem Umstand Rechnung zu tragen, konnten in der retrospektiven Studie nicht gewonnen werden.

Die durchgängige mittlere Unterschätzung des Hörverlustes auch in niedrigen Hörverlustklassen ist u.a. durch die Extrapolation der Regressionsgeraden bis zu  $p = 0$  Pa systematisch bedingt. Eine Erhöhung der Grenze auf den minimal wahrnehmbaren Wechsel-schalldruck von  $20\mu$  Pa würde die generelle Unterschätzung vermindern und käme den physiologischen Gegebenheiten näher. Eine DPOAE unterhalb dieser 'Existenzschwelle' wäre besser dem Brownschen Rauschen oder anderen Effekten zuzurechnen.

Aufgrund der Interpolation der Audiometriedaten könnte die vorhandene Feinstruktur der Tonschwellenaudiometrie ignoriert und dadurch quantitative Unterschiede herbeigeführt worden sein. Darüber hinaus sind bei Wiederholungsmessungen der subjektiven Audiometrie tagesformabhängige Schwankungen von mehr als  $\pm 10$  dB realistisch. Insgesamt weist die Schwellenschätzung eine deutliche Korrelation mit der subjektiven Hörschwelle bei den meisten Patientendaten auf, obwohl im Einzelfall eklatante Abweichungen von bis zu 50 dB auftraten. Die Ursachen für diese Ausreißer konnten retrospektiv nicht eindeutig geklärt werden.

Durch die Gewichtung wird der initiale Ansatz nach Boege und Janssen [35] nur marginal erweitert. Auch ohne Gewichtung können gute Ergebnisse der Schwellenvorhersage erzielt werden. In der retrospektiven Analyse der Patientendaten lag der bedeutende Vorteil



der gewichteten Extrapolation in dem nahezu verdoppelten Anteil der verwertbaren I/O-Funktionen. Verwendet man I/O-Funktionen bis zu einem Primärtonpegel  $L_2$  von 65 dB SPL unter (manueller) Beachtung eines individuell optimalen Reizparadigmas führt eine ungewichtete Pegelschätzung zu befriedigenden Ergebnissen. Relativiert man die Abweichungen der objektiven Schwellenprädiktion in Bezug auf die Varianzen der subjektiven Tonschwellenaudiometrie von 10 dB, wird der Unterschied zwischen gewichteter und ungewichteter Extrapolation in der klinischen Praxis bedeutungslos.

In prospektiven Analysen wird zur Hörschwellenschätzung aus DPOAE-I/O-Funktionen empfohlen:

- Stimuluspegel durch Kalibrierung (nach ECCC; siehe 4.6) auf die Trommelfellreferenzebene beziehen.
- Bei Bedarf individuelle Anpassungen der Stimuli abweichend von dem als optimale Trommelfell-Pegelschere bezeichneten Reizparadigma durchführen (siehe Abschnitt 8.1 und 8.4), sofern weitere Daten vorhanden sind und eine individuelle Abweichung nahe legen.
- Das absolute Rauschniveau, Phasenvariationen der DPOAE und diskrete Einstreuungen in benachbarten Frequenzbereichen der DPOAE zur Artefaktvermeidung heranziehen. Ursachen beheben bzw. Wiederholungsmessungen veranlassen (siehe Bild 6.6).
- Je I/O-Funktion sicherstellen, dass mindestens 5 Messpunkte mit ausreichendem SNR, störungsfrei erfasst werden können. Wiederholungsmessungen zur Verifikation heranziehen bzw. die Signifikanz der Messung beachten (siehe Abschnitt 5.2).
- Der Stimulus-Abstand der einzelnen, validen Messpunkte sollte nicht größer als 5 dB sein.
- Möglichst hörschwellennah evozierte DPOAE erfassen.
- Pearsonschen Korrelationskoeffizient  $r_{L_2 p_{dp}}$  berechnen, um die Linearität zwischen dem Druck  $p_{dp}$  [Pa] der DPOAE und dem Stimuluslevel  $L_2$  [dB SPL] quantifizieren zu können:  

$$r_{L_2 p_{dp}} = \frac{\sum_{i=1}^n (L_{2i} - \bar{L}_2)(p_{dpi} - \bar{p}_{dp})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (L_{2i} - \bar{L}_2)^2 \sum_{i=1}^n (p_{dpi} - \bar{p}_{dp})^2}}$$
- Mit  $r_{L_2 p_{dp}} > 0.7$  ist das Datenmaterial als gut geeignet zu betrachten. Je näher  $r_{L_2 p_{dp}}$  an 1 grenzt, desto geringer sind die zu erwartenden Fehler der Regressionsgeraden und somit auch der Extrapolation und Schwellenschätzung.
- Die Regressionsgerade der Form  $p_{reg} = mL_2 + t$  findet man durch Minimumsuche:

$$\text{Min} \left[ \sum_{i=0}^n w_1 w_2 (p_{dpi} - p_{reg})^2 \right] \text{ mit } w_1 = (0.05 (80 - L_{2i} 2))$$

$$\text{und } w_2 = \left( \frac{SNR_i}{6} \right),$$



wobei hier z.B. numerisch eine schwellennahe Messung bei  $L_2 = 20$  dB SPL mit  $\text{SNR}=6$  dB gleich gewichtet wird mit einer weit überschwelligen Messung bei  $L_2 = 60$  dB SPL mit  $\text{SNR}=18$  dB. Da schwellennahe Messungen mit schlechtem SNR und überschwellige Messungen mit gutem SNR ausgestattet sind, könnten Optimierungsverfahren der Gewichtung zu besseren Ergebnissen führen. Initiale Untersuchungen der DPOAE im erweiterten Reizpegelbereich haben ergeben, dass sich die Form der I/O-Funktion nach der Sättigung wieder zu einem linearen Anstieg hin ändern kann (Dorn et al. [51, 50], Oswald et al. [142]), wodurch die Gewichtungen im hohen Reizpegelbereich entsprechend anzupassen sind. Ohne Beachtung des geänderten Steigungsverhaltens im hohen Reizpegelbereich wird sich die lineare Regression über die gesamte I/O-Funktion weniger eignen, was durch einen geringeren Korrelationskoeffizienten deutlich wird.

- Die geschätzte Schwelle ergibt sich zu:  
 $L_{EDPT} = L_{2TH} = \frac{p_0 - t}{m}$ , wobei  $p_0 = 20\mu\text{Pa}$  als minimal wahrnehmbarer Wechsel-schalldruck bzw. Existenzschwelle der DPOAE verwendet werden soll.
- Der ermittelte Schätzwert soll bzgl. seiner Validität mit den Messbedingungen in Relation gesetzt werden.

## 5.2 Vergleich von DPOAE-Messverfahren und Abbruchkriterien

Grundsätzlich unterscheiden sich die retrospektive Analyse von einer quasi schritthaltenen (*online*) Verarbeitung von Daten. Im Bereich der objektiven Audiometrie ebenso wie in vielen Bereichen der medizinischen Messtechnik haben beide Vorgehensweisen Vor- und Nachteile. Bei der retrospektiven Analyse kann die Datenaufnahme methodisch und systemtechnisch prinzipiell getrennt von der Datenauswertung erfolgen. Trotz höherer Komplexität und größeren Rechenanforderungen erscheint die online Auswertung der erfassten Daten attraktiver:

- Der Untersucher kann während der Messung am Patienten die jeweiligen Ergebnisse bereits interpretieren.
- Die Rückkopplung an den Patienten kann ad hoc erfolgen.
- Unklare Ergebnisse können ohne Änderungen der Umwelteinflüsse sofort überprüft werden und Wiederholungsmessungen angestoßen werden.
- Die Messergebnisse können benutzt werden, um den Messablauf online zu modifizieren und anzupassen. Dies kann automatisiert erfolgen.
- Abbruchkriterien können dynamisch angepasst werden, um variierenden Bedingungen zum Trotz vergleichbar signifikante Messergebnisse zu erhalten.

- Zusätzlich zur online-Darstellung können die Daten durch Einhaltung der Schnittstellen retrospektiv analysiert werden.

Vor allem zur Optimierung der Erfassung, zum Nachweis der DPOAE und zur Minimierung des Zeitbedarfs für die DPOAE-Messung werden heutzutage zwei Aspekte des DPOAE Signals getrennt voneinander analysiert. Die spektrale Amplitude der DPOAE im Vergleich zu spektralen benachbarten Amplituden dient im SNR-Verfahren als Abbruchkriterium oder mittelbar als Signifikanzniveau der Messung. Der Verlauf der Phase der DPOAE während einer Messung mit identischen Parametern kann alternativ herangezogen werden. Durch Simulation als auch durch konkrete Implementierung auf einem kommerziellen Gerät des Neugeborenenhörscreenings namens *EchoScreen* der Fischer-Zoth GmbH (siehe Tabelle 3.2), können Vorteile beider Betrachtungsweisen dargestellt werden. Detailliert nachzulesen in der Diplomarbeit von Gruber [67] (siehe auch Gruber et al. [68]) soll der Sachverhalt zusammengefasst dargestellt werden.

**SNR-Verfahren** Um eine DPOAE mit dem SNR-Verfahren nachweisen zu können, muss sich die spektrale Amplitude der DPOAE Frequenzlinie signifikant von den Amplituden der Nachbarschaft abheben. Durch reizesynchrone Mittelung einzelner Zeitabschnitte (*Frames*) und der meist berechtigten Annahme von reizunkorrelierten Rauschen (*stationärer Gauß-Prozess*) verbessert sich das SNR proportional zur Quadratwurzel der Anzahl von Mittelungen  $N$ :

$$SNR \text{ Gewinn} \simeq 20 \cdot \log \sqrt{N} [\text{dB}]. \quad (5.1)$$

Da die Frequenz der DPOAE  $f_{dp}$  exakt bekannt ist, kann mittels Diskreter Fourier Transformation (DFT) aus dem gemittelten Daten die interessierenden Anteile des Linienspektrums ausgewertet werden. In den meisten Laborsystemen und kommerziellen Systemen wird das DPOAE Signal in Relation zum Umgebungsrauschen gesetzt. Trotz ähnlicher Definition des SNR sind die quantifizierbaren Unterschiede der Messsysteme nicht unbedeutend. Da 'schöne Kennzahlen' als Verkaufsargument für kommerzielle Geräte in der Praxis relevant sind, muss beim Vergleich verschiedener Verfahren auf verschiedenen Geräten auf diesen Umstand hingewiesen werden. Prinzipiell sollte das Umgebungsrauschen nahe der DPOAE-Frequenzlinie als Referenz herangezogen werden. Um messtechnische Einflüsse oder sporadische Störeinflüsse zu minimieren verwendet man zumeist mehrere Frequenzlinien und kommt mit Formel 5.2 zu einer quantitativen Abschätzung.

$$SNR = 20 \cdot \log_{10} \left( \frac{|DPOAE - Pegel|}{|\sum \text{normierte Nachbar} - Pegel|} \right) [\text{dB}] \quad (5.2)$$

Für den DPOAE-Nachweis mit dem SNR-Verfahren wird in der Regel ein Grenzwert definiert, der als Abbruchkriterium dient. Nach einer statisch festgelegten Anzahl von Mittelungen im Zeitbereich wird das SNR berechnet. Liegt das Ergebnis unter dem Grenzwert, so konnte keine Emission nachgewiesen werden und die Messung wird bis zu einer maximalen Mittelungszeit fortgesetzt. Umgekehrt bedeutet das Überschreiten des Schwellwertes den Nachweis eines Distorsionsprodukts. In der Praxis wird häufig eine Schwelle von 6 dB benutzt. Anhand der schematischen Darstellung des relevanten Ausschnitts einer

DPOAE-Messung in Bild 5.4 sollen die existierenden Variationen der SNR-Bestimmung nach Formel 5.2 dargestellt werden:

- Variation der Bandbreiten oder der Linienanzahl als Grundlage des Umgebungsrauschens.  
Durch Variation der Anzahl der Nachbarlinien und durch Variation der Frequenzauflösung im Messsystem variiert die Bandbreite des Rauschens und somit des SNR.
- Mittelwerte der Umgebung oder schlechtester Wert als Referenzrauschen.  
Durch Mittelung der benachbarten Pegel könnten Störungen in unmittelbaren Nachbarfrequenzen der DPOAE durch elektrische Geräte fälschlicherweise die DPOAE Pegel beeinflussen (Leakage). Vor allem in Geräten ohne weitere Analyse und Darstellung des gesamten Spektrums kann der Wert des SNR durch Mittelung eine unzulässig hohe Zuverlässigkeit der Messung suggerieren (siehe hierzu auch Bild 5.4).
- Symmetrische oder Asymmetrische Nachbarschaft  
Vor allem im niedrigen Frequenzbereich unterhalb 500 Hz steigt das Rauschen stark an. Eine (einseitige) Verlagerung oder Verbreiterung der Nachbarlinien führt zu quantitativ besseren SNR Werten.
- Verzicht auf SNR und Angabe des Basisrauschens im mittleren Frequenzband.  
Die Angabe des Rauschniveaus im mittleren Frequenzbereich kann ein Hinweis sein auf die Mittelungsdauer und somit indirekt ein Indiz für die Zuverlässigkeit einer Messung. Aufgrund existierender, quasi-diskreter elektromagnetischer Einstreuung und der Möglichkeit die Mikrofonempfindlichkeit (frequenzabhängig) mit einzubeziehen ist diese Größe als Referenz jedoch nicht empfehlenswert.
- SNR im Bezug auf Signifikanzniveau der Messung als Abbruchkriterium  
Obwohl das SNR als Indiz für das Signifikanzniveau der Messung dient, darf es nicht mit dem Signifikanzniveau v.a. bei Online-Auswertungen gleichgesetzt werden. Abhängig von der Dauer des Mittelungsprozesses ändert sich prinzipiell die zu Grunde liegende Datenmenge, so dass bei identischem SNR und unterschiedlicher Messzeit unterschiedliche Signifikanzniveaus vorliegen. Analog zu der von Stürzebecher [180] vorgestellten Problematik statistischer Tests bei wiederholtem Testen, muss auch bei DPOAE Messungen die variierende Datenbasis in Betracht gezogen werden. Ansonsten muss beachtet werden, dass derartige Signifikanzabschätzungen erst bei längerer Messzeit konvergieren.  
Der Bezug des SNR auf ein Varianzniveau wird im Folgenden noch simulativ ermittelt und mit Messwerten an Probanden verglichen (siehe Bilder 5.7(b) und 5.7(a)).

Eine gängige Variante zur Auswahl normierter Nachbar-Pegel besteht in der Verwendung der gemittelten Amplitudenquadrate der drei höheren und tieferen DPOAE-Nachbarspektrallinien als Umgebungsrauschen.

Anstelle des Mittelwerts der Nachbarlinien der DPOAE, bestimmt das Maximum der Nachbarlinien als 'worst case' das Rauschniveau in Bild 5.4. Neben dem Nachteil quantitativ ein schlechteres SNR abzubilden, erkennt man die Möglichkeit diskrete Einstreu-

ungen im relevanten Frequenzbereich nahe der DPOAE als Störer zu erkennen und als Zahlenwert kenntlich zu machen. Vor allem Messgeräte ohne Darstellungsmöglichkeiten des gemessenen Spektralbereichs käme diese worst case Abschätzung zu Gute.

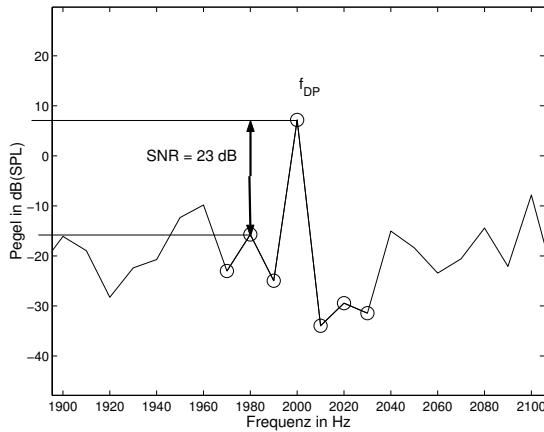


Bild 5.4: Schematische Darstellung zur Berechnung des Signal-Rausch-Abstands. Es gehen nur die mit  $\circ$  gekennzeichneten Messpunkte in die Berechnung ein.

Bei der gewählten Puffergröße  $N_P = 1024$  ergibt sich bei einer Abtastrate von  $f_s = 48$  kHz ein Linienabstand nach Gleichung 6.1 von  $\Delta f = 46,9$  Hz. Unter der Annahme, dass jeweils drei Nachbarlinien der DPOAE Frequenzlinie zur Berechnung des Rauschens herangezogen werden, ergibt sich eine Bandbreite von 141 Hz zu beiden Seiten der DPOAE Frequenz als Basis der Ermittlung des Rauschniveaus<sup>4)</sup>. Diese Bandbreite ist für niedrige Frequenzbereiche ungeeignet. Z.B. Für  $f_2 = 600$  Hz,  $f_1 = 500$  Hz überlappen die Frequenzbereiche der Antwort bei  $f_{dp} = 400$  Hz zzgl. der Bandbreite von 140 Hz die Stimulusbereiche und können so nicht mehr für die SNR Bestimmung unmittelbar herangezogen werden. Als Ausweg aus diesem Dilemma

werden bei kommerziellen Geräten die Stimulusbereiche oftmals nicht mit einbezogen und weiter entfernte Bereiche des Frequenzspektrums mit zur Berechnung des Rauschens herangezogen. Da sich biologisches Rauschen jedoch auch bei der DPOAE Messung im niedrigen Frequenzband mit einer  $\frac{1}{f}$  Charakteristik verändert, ist dieser Ansatz kritisch zu betrachten. Eine weitere Alternative besteht in der Beschränkung der Bandbreite auf nur eine Nebenlinie des Amplitudenspektrums, wodurch der statistische Einfluss für die Einzelmessung wiederum steigt. Durch Veränderungen von Puffergröße  $N_P$  oder Abtastrate  $f_s$  kann im niedrigen Frequenzbereich bei gleichbleibender Nebenlinienanzahl eine letztlich willkürlich gewählte Variation der SNR Schätzung vermieden werden.

**Phasenstatistik** Die Grundannahme bei der Phasenstatistik ist, dass Rauschanteile bei der zu untersuchenden DPOAE - Frequenz gleichverteilt sind, welches als Nullhypothese  $H_0$  angenommen wird (Zoth et al. [189]). Man geht bei der Formulierung der Nullhypothese davon aus, dass kein reizkorreliertes Signal existiert, und deshalb an der zu erwarteten Frequenz ein Rauschsignal vorhanden ist. Da dieses Rauschen näherungsweise als statistisch gleichverteilt angesehen wird, ergibt sich eine zufällige Amplitude und Phasenlage an der analysierten Frequenzlinie. Ist jedoch ein Signal vorhanden (Alternativhypothese  $H_A$ ), so stellt sich eine konstante Phasenlage ein und die Nullhypothese kann auf einem fest definierten Signifikanzniveau verworfen werden.

<sup>4)</sup> Bei einer Abtastfrequenz von beispielsweise 7 kHz und einer Pufferlänge des Zeitsignals von 1024 Werten ergibt dies eine Bandbreite von  $\pm 20,5$  Hz um die DPOAE Frequenz.

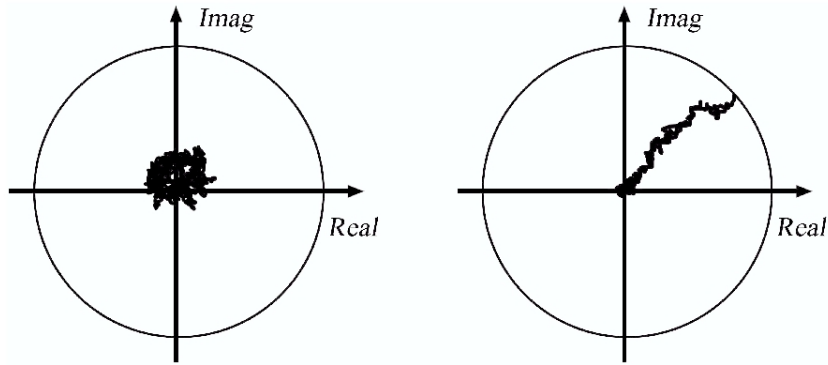


Bild 5.5: Phasenstatistik – schematisch: Normierte Phasenvektoren werden vektoriell addiert (drunken man’s walk). Ein Signal gilt als nachgewiesen, wenn der „Vektorenast“ die Umkreislinie schneidet (*rechtes Bild*); wenn kein Signal nachgewiesen werden kann, windet sich der „Vektorenast“ um den Nullpunkt und schneidet die Umkreislinie nicht (*linkes Bild*).

Während einer Messung der DPOAE<sup>5)</sup> werden je aufgenommenen Messabschnitt (Frame) die normierte Phaseninformation der Antwortfrequenz ausgewertet. Dazu wird die Formel der DFT (aus Schrüfer [54])

$$F_d(j\omega_k) = \sum_{n=0}^{N_P-1} f(nT_a) e^{-j\omega_k n T_a} \quad (5.3)$$

mit Hilfe der Eulerschen Formel  $e^{j\varphi} = \cos(\varphi) + j \sin(\varphi)$  sowie der Kreisfrequenz  $\omega_k = \frac{2\pi}{N_P T_a} k$  ( $k = 0, 1, \dots, N_P - 1$ ) in die Form

$$F_d(j\omega_k) = F_d(j \frac{2\pi}{N_P T_a} k) = \sum_{n=0}^{N_P-1} f(nT_a) \cos(\frac{2\pi k n}{N_P}) - j \sum_{n=0}^{N_P-1} f(nT_a) \sin(\frac{2\pi k n}{N_P}) \quad (5.4)$$

gebracht.  $N_P$  entspricht dabei der Länge des Frames,  $T_a = \frac{1}{f_a}$  dem Abtastintervall und  $f(nT_a)$  den abgetasteten Werten des Signals. Für die DFT ausgewertet an der DPOAE-Frequenz  $f_{dp}$  gilt

$$F_d(j \frac{2\pi}{N_P T_a} k) |_{k=f_{dp} N_P T_a} = \sum_{n=0}^{N_P-1} f(nT_a) \cos(2\pi f_{dp} n T_a) - j \sum_{n=0}^{N_P-1} f(nT_a) \sin(2\pi f_{dp} n T_a) \quad (5.5)$$

Der Real- und Imaginärteil der DFT aus Gleichung 5.5 kann durch eine Faltungsoperation des Rohdatenframes mit einer Sinustabelle in digitalen Signalprozessoren (DSPs) sehr schnell bestimmt werden.

Man erhält damit einen komplexen Vektor, der anschließend auf eine feste Länge normiert wird. Durch die Normierung eliminiert man die Information der Amplitude und

<sup>5)</sup> Die Phasenstatistik kann auch bei der ASSR angewendet werden. Siehe Abschnitt 6.4.5.

betrachtet nur die Phasenlage der DPOAE. Die normierten komplexen Vektoren eines jeden Rohdatenframes werden vektoriell aufsummiert.

$$\vec{v}_{sum} = \frac{\vec{v}_{frame1}}{|\vec{v}_{frame1}|} + \frac{\vec{v}_{frame2}}{|\vec{v}_{frame2}|} + \dots \quad (5.6)$$

Ist kein Signal vorhanden, so ergibt sich der in Abbildung 5.5 links dargestellte Verlauf in der komplexen Zahlenebene. Aufgrund der zufällig verteilten Phase bewegen sich die aneinander gereihten Vektoren um den Koordinatenursprung herum. Wird ein Signal registriert, so bildet sich ein Vektorenast vom Ursprung in Richtung der Kreislinie heraus (siehe 5.5 rechts). Umgangssprachlich wird der Kurvenverlauf auch als *drunken man's walk* bezeichnet. Die Kreislinie stellt eine Abbruchschwelle dar, d.h. überschreitet die Summe der normierten Vektoren die Kreislinie, so wird die Messung abgebrochen und die Nullhypothese verworfen. Der Radius des Kreises ist ein Maß für die Signifikanz der Reizantwort und wird in Anlehnung an die Binomialstatistik vereinfacht als  $\sigma$  bezeichnet<sup>6)</sup>. Wird der Radius vergrößert wird die statistische Sicherheit der Gültigkeit der Alternativhypothese erhöht. Somit wird die Wahrscheinlichkeit eines Fehlers 1. Art verringert. Dieser besagt, dass obwohl kein Signal vorhanden ist ( $H_0$  müsste angenommen werden) wird eine Antwort detektiert ( $H_0$  wird abgelehnt). Wird die Abbruchschwelle erniedrigt, verringert man die Wahrscheinlichkeit, dass ein vorhandenes Signal nicht detektiert wird (Fehler 2. Art). Der Vorteil der Phasenstatistik in der Praxis ist die einfache Kombinierbarkeit mit weiteren Methoden der Signalvorverarbeitung. So wird im Echo-Screen die Analyse der Phase in mehreren so genannten Artefaktklassen gleichzeitig konkurrierend durchgeführt. Bei dieser Technik werden die normierten Vektoren in acht verschiedenen Artefaktklassen aufaddiert. Die Klassen-Einteilung erfolgt anhand einer Leistungsanalyse des Rauschens des jeweiligen Eingangssignal-Frames. Je nach Messumgebung können einzelne Störgeräusche oder periodische Störer ohne Zeitverlust regelrecht ausgeblendet werden.

### Verfahrensvergleich durch Simulation

Mit beiden beschriebenen Verfahren können DPOAE-Emissionen in der Praxis nachgewiesen werden; die Phasenstatistik alleine liefert keine Information über die spektralen Beträge der Emission. Das SNR-Verfahren ignoriert die Vorteile Analyse der DPOAE-Phasen. Eine Simulation zeigt im Folgenden, dass eine erweiterte Phasenstatistik im Vergleich mit dem SNR-Verfahren Messwerte liefert, die einen Abgleich beider Verfahren sinnvoll ermöglichen.

Beide Messverfahren wurden dazu in MATLAB programmiert und die Phasenstatistik um

---

<sup>6)</sup> In Analogie zum Binomial-Experiment eines wiederholten Münzwurfs (Zahl oder Wappen) kann man die Anzahl der nötigen Frames (Anzahl der Münzwürfe) die nötig ist, damit der Vektorenast die die Abbruchschwelle  $x\sigma$  überschreitet mit der Wahrscheinlichkeit verknüpfen, mit der zufällig eine derartige Ungleichverteilung (Häufung von Zahl bzw. Wappen) auftreten könnte. Heuristisch kann  $\sigma$  mit dem Signifikanzniveau in Verbindung gebracht werden, indem durch Messreihen ein Bezug zur Reproduzierbarkeit des Ergebnisses hergestellt wird.



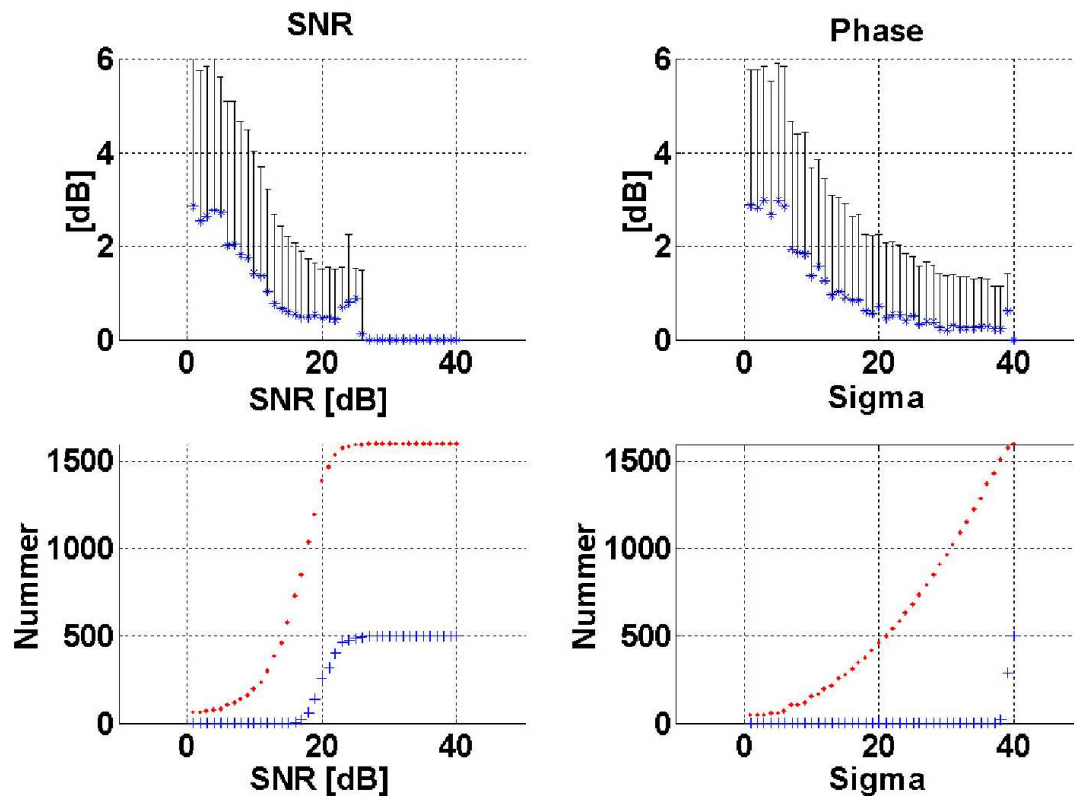


Bild 5.6: Simulationsergebnisse des SNR-Verfahrens (links) im Vergleich zur Phasenstatistik (rechts). Die mittlere Abweichung der Pegelschätzung sowie die Standardabweichung bei 500 Wiederholungen sind in der oberen Zeile dargestellt. Die durchschnittliche Anzahl der Mittelungen (Nummer), um das jeweilige Abbruchkriterium zu erfüllen, ist jeweils in der unteren Zeile abgebildet. Die maximale Mittelungszahl war auf 1600 festgelegt. Bei 500 Wiederholungen der Simulation ist in der unteren Zeile die Anzahl der nicht erkannten Antworten mit + markiert (Verringerung der Sensitivität).



eine Pegelschätzroutine erweitert. Für die nachfolgenden Verifikation in der Praxis wurden die Routinen analog der Implementierung des Programmablaufs auf dem *Echo-Screen* durchgeführt. Beiden Verfahren wurden identische Eingangssignale als 'DPOAE-Signale' vorgegeben<sup>7)</sup>. Das Ergebnis der Simulationen ist in Bild 5.6 dargestellt. Zum Vergleich der beiden Methoden wurden vier Parameter herangezogen:

- Absolute Abweichung der Pegelschätzung in dB
- Standardabweichung der Pegelschätzung in dB
- Anzahl der Mittelungen bis zum Signalnachweis
- Anzahl der nicht erkannten Signale

Links sind in Bild 5.6 die Ergebnisse des SNR-Verfahrens, rechts die der Phasenstatistik dargestellt. Die absolute Abweichung und die Standardabweichung der Pegelschätzung sind in der ersten Zeile eingetragen, die Anzahl der Mittelungen und der nicht erkannten Signale in der zweiten Zeile.

Die als Sterne eingetragene absolute Abweichung der Pegelschätzung vom Vorgabewert sollte im Idealfall 0 dB betragen – mit zunehmender Messzeit verringert sich der Einfluss des beigemischten Rauschanteils zunehmend und die Abweichung tendiert letztlich gegen 0. Beide Algorithmen wurden 500-mal pro Abbruchkriterium (*SNR* oder *Sigma*) wiederholt, welches in der x-Achse angegeben ist. Dabei dürfen selbstverständlich SNR und Sigma nicht als identische Quantitäten aufgefasst werden, sondern lediglich als ausreichend groß gewählte Definitionsmengen der Simulationen. Beim SNR - Verfahren erkennt man dass es mit den in der Simulation zu Grunde gelegten Parametern nicht mehr möglich war ein SNR von 25 dB zu erreichen. Das gewählte Limit von 1600 maximal zulässigen Mittelungen reichte dafür nicht aus. An den eingetragenen Verlauf und Größen der Standardabweichung der Pegelschätzung in dB erkennt man die Ähnlichkeit beiden Methoden. Man kann durch quantitativen Vergleich schließen, dass die Abbruchkriterien  $SNR = 20$  dB mit  $Sigma = 35$  gleichwertig sind (Standardabweichung bei beiden  $\approx 1$ ). Betrachtet man in Relation dazu noch die Anzahl der benötigten Mittelungen / Frames ergibt sich ebenso eine Äquivalenz mit ca. 1300 – 1400 Mittelungen. Durch Vergleich beider Routinen auch in der Implementierung konnte festgestellt werden, dass beide Verfahren pro Mittelung bzw. neuen Frame identische Rechenzeit benötigen. Für die praktische Anwendung eines mittleren, maximalen Schätzfehlers von 1 dB und Standardabweichung von 2 dB ergab die Simulation ein gefordertes SNR-Kriterium von 12 dB respektive  $Sigma = 13$ . Die benötigte Anzahl an Mittelungen ergab in Konsequenz daraus einen kleinen, mittleren Geschwindigkeitsvorteil für die Phasenstatistik. In der praktischen Anwendung beruht der bedeutendere Vorteil der Phasenstatistik jedoch auf der Möglichkeit, lediglich die Phase einer einzelnen Frequenzlinie per DFT berechnen zu müssen und auf Abschätzungen, basierend auf Nachbarlinien, verzichten zu können.

Um die Relevanz der in der Simulation getroffenen Annahmen über Signal und Rauschen

---

<sup>7)</sup> Die DPOAE wurden als Sinusschwingungen mit typischen mittleren Amplituden einer DPOAE Messung modelliert. Diese wurden mit weißem Rauschen unterschiedlicher Leistungsstärken additiv überlagert.

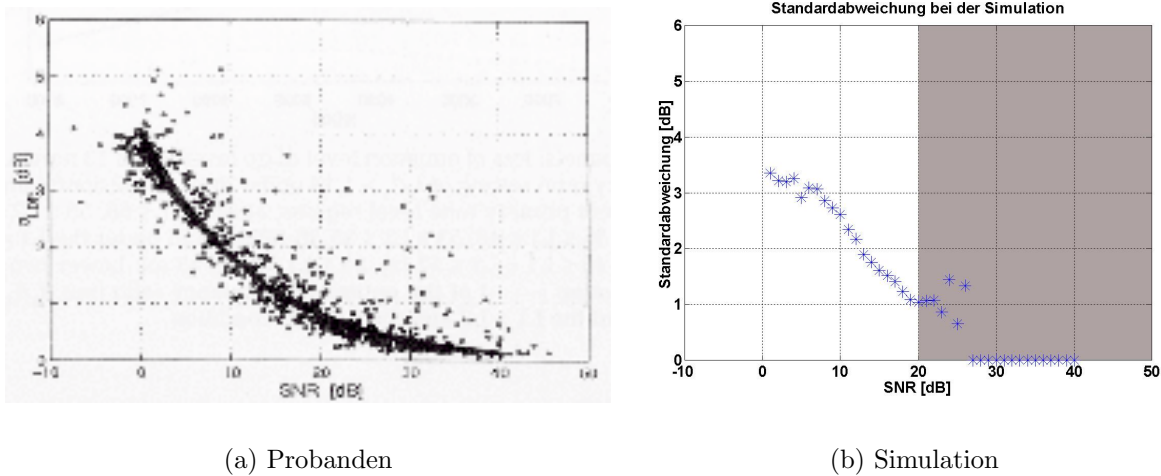


Bild 5.7: Die Standardabweichung (10 Wiederholungsmessungen) abhängig vom SNR an 11 normalhörenden Probanden in 5.7(a) (aus Janssen et al. [88]) im Vergleich zum Ergebnis der Simulation des SNR-Verfahrens mit 500 Wiederholungen in 5.7(b). Simulativ aussagekräftiger Bereich bis SNR von 20 dB.

beurteilen zu können, bietet sich ein Vergleich mit einer Studie an 11 normalhörenden Probanden (siehe Bild 5.7(a)) an. Dabei wurden in je 10 Wiederholungsmessungen an 7 unterschiedlichen Frequenzen jeweils DPOAE Messungen durchgeführt. Abhängig von dem erzielten SNR (x-Achse) konnte die Standardabweichung bei der jeweiligen Wiederholungsmessung angetragen werden. Der direkte Vergleich mit Bild 5.7(b) zeigt deutliche Übereinstimmungen und rechtfertigt die in der Simulation getroffenen Annahmen über die Eingangssignale.

### Verfahrensvergleich in praktischen Fallstudien an Normalhörenden

Im Rahmen der Diplomarbeit von Gruber [67] konnten die Verfahren in Kooperation mit der Fischer-Zoth GmbH auf einem kommerziellen Handheld-Gerät zum Neugeborenenhörscreening mit der Bezeichnung *Echo-Screen* implementiert, getestet und Vergleiche der Ergebnisse der implementierten Hörschwellschätzung (siehe Abschnitt 5.1) mit dem DP2000-System (siehe Bild 5.8) aufgeführt werden.

Die Hörschwellen der Probanden wurden mit dem modifizierten Echo-Screen-Gerät bestimmt. Im Anschluss wurde eine Vergleichsmessung mit dem DPOAE-Messsystem DP2000<sup>8)</sup> von Starkey[175] durchgeführt (siehe Bild 5.8), welches zum Vergleich der Ergebnisse als Referenzgerät dient. In der Bild 5.9 sind mit den Hexagrammen der Hörschwellschätzwert der DP2000-Messung eingetragen. Die Kreise geben die Hörschwellen wieder, die auf Grund der reduzierten DP2000-Messung mit *nur noch 4 Messpunkten* gewonnen werden können. Zum Vergleich ist mit den Quadraten die

<sup>8)</sup> DP2000 ist die Produktbezeichnung des Starkey DPOAE-Messsystems

## 5.2 Vergleich von DPOAE-Messverfahren und Abbruchkriterien

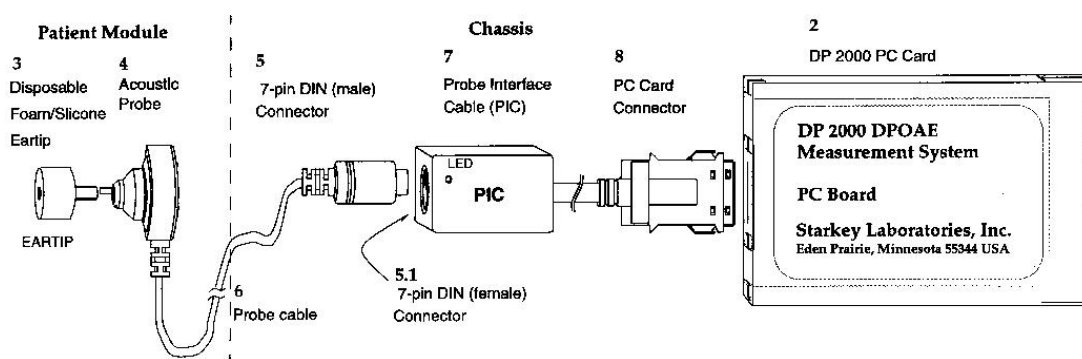


Bild 5.8: Die Komponenten des DP2000 Messsystems mit PCMCIA Schnittstelle. Die Messumgebung wurde unter Matlab entwickelt (ohne Abbildung). (Quelle: Starkey [175])

Hörschwellschätzung des Echo-Screen-Geräts eingezeichnet.

Die geschätzten Hörschwellen der reduzierten DP2000-Messung (*Kreise*) unterscheiden sich nur geringfügig von den Schätzungen des Echo-Screens (*Quadrate*); lediglich bei 3 kHz ist der Echo-Screen-Wert leicht erhöht. Grundsätzlich ist der direkte Vergleich von DPOAE Hörschwellschätzungen mit unterschiedlichen Systemen problematisch. Systembedingte Unterschiede führen unweigerlich zu Ungenauigkeiten, die sich mit den physiologischen Abweichungen überlagern.

- Tagesformabhängiges Hörvermögen  
Die Vergleichsmessungen wurden in einer akustisch abgeschirmten Audiometrikabine unmittelbar aufeinanderfolgend am selben Probanden durchgeführt. Variationen des physiologischen Hörvermögen der Probanden sind dadurch vernachlässigbar.
- Qualitätsunterschiede der Messsonden  
Das DP2000-Messsystem verwendete eine ER-10CP-Ohrsonde von Etymotic Research. Im Echo-Screen-Gerät wurde eine speziell für Neugeborenenhörscreening entwickelte Sonde PRE-D der Fischer-Zoth GmbH benutzt (siehe auch Abschnitt 6.4.1). Unterschiede in der Übertragungsfunktion der Mikrofone und Lautsprecher führten zu Abweichungen in Bezug auf absolute Pegelschätzungen.
- Unterschiede durch die Kalibrierung  
Die Methode der Kalibrierung unterscheidete sich bei den beiden Messsystemen: Das DP2000-Gerät benutzte ein „ItE“-Kalibrierungsverfahren während das Echo-Screen-Gerät eine „CV“-Kalibrierung vornahm (siehe Abschnitt 4). Ein weiterer Unterschied war der Zeitpunkt der Kalibrierung. Das DP2000-Gerät kalibriert einmal, zu Beginn einer Messreihe und bestimmte im Anschluss bei allen eingestellten Frequenzen die Hörschwellen; die Kalibrierung des Echo-Screen-Geräts wurde im Gegensatz dazu vor jeder zu messenden Frequenz neu durchgeführt. Durch die Ausdehnung der Schaumstoffoliven nach Einführen der Ohrsonde (zum dichten Abschluss des Gehörgangs) konnte es zu Änderungen der akustischen Rahmen-

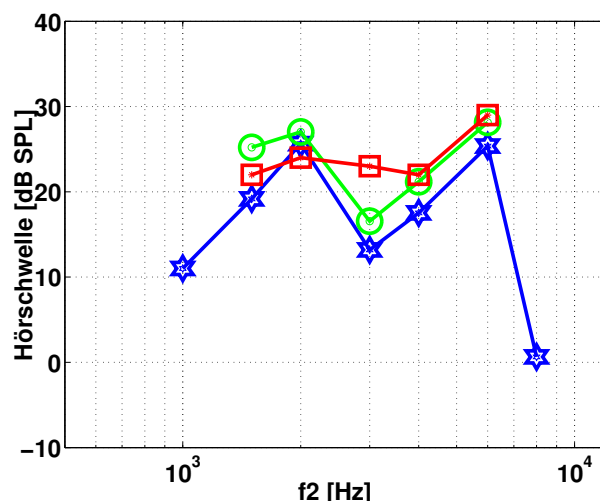


Bild 5.9: Vergleichende Messergebnisse der Hörschwellschätzung mit dem Echo-Screen (Quadrate) und DP2000-System (Hexagramme) an einen normalhörenden, männlichen Probanden. Zum Vergleich beider Geräte wurde die Datenmenge des DP2000-Systems zur Schwellenschätzung angepasst (Kreise).

bedingungen kommen. Durch unterschiedliche Anpassungen <sup>9)</sup> der Einstecksonden resultierten unterschiedliche Abstände der Sondenspitze zum Trommelfell der Probanden. Dementsprechend waren die Bezugsebenen der Messungen unterschiedlich. Eine Kompensation der resultierenden Effekte wurde nicht durchgeführt.

- Genauigkeit und Anzahl der Messpunkte bei der DPOAE-Messung  
Aufgrund der vorgegebenen Rahmenbedingungen des Echo-Screen Geräts konnte nicht dieselbe Anzahl an Messpunkten je I/O-Funktion zur Hörschwellschätzung verwendet werden. Beim DP2000 System wurden zum Vergleich die Anzahl der Messpunkte auf 4 je I/O-Funktion reduziert (Kreise in Bild 5.9) und somit künstlich an das Echo-Screen Gerät angepasst ( bei 60 dB SPL, 50 dB SPL, 40 dB SPL und 30 dB SPL Anregungspegel ( $L_2$ )). Es wurden lediglich fünf Frequenzen vergleichend untersucht: 1,5 kHz, 2 kHz, 3 kHz, 4 kHz und 6 kHz. Diese wurden aufgrund unterschiedlicher Frequenzauflösungen der Systeme nicht exakt auf derselben Frequenz umgesetzt.

Weiterentwicklungen der Implementierung durch Mitarbeiter der Fischer-Zoth GmbH ermöglichten eine Erhöhung der Anzahl an Messpunkten sowie weitere Annäherungen an die geforderten Rahmenbedinugen für eine objektive Hörschwellenrekonstruktion. In laufenden Studien stimmen die Ergebnisse des Nachfolgemodells Accu-Screen auch bei schwerhörigen Patienten bereits gut mit deren subjektiven Angaben überein. Im Rahmen eines *erweiterten Hörscreening* wird der im Projektumfeld generierte Ansatz der automatisierten, objektiven Audiometrie auch im kommerziellen Umfeld forciert, um quantitative

<sup>9)</sup> Die Einstecktiefe der PRE-D Sonde war aufgrund der kleineren Dimension größer. Zugleich war die Übertragungsfunktion für Frequenzen oberhalb 5 kHz nicht optimal, da im Neugeborenenhörscreening zumeist lediglich ein Frequenzbereich bis 4 kHz benutzt wird.

Aussagen über Hörstörungen bei Neugeborenen treffen zu können.

## 5.3 DPOAE & Lautheit

Neben Verbesserungen der objektiven Schätzung der Hörschwelle war die objektive Erfassung von Hörgeräte-Anpassparameter ein weiteres Ziel des Forschungsvorhabens dieser Arbeit. Zur Einstellung von modernen Dynamikkompressionshörgeräten werden bisher neben Sprachverständlichkeitstests auch subjektiv gemessene Lautheitseinschätzungen verwendet. Bewertungen der Lautheit eines Signals unterscheiden sich bei Schwerhörigen gegenüber Lautheitsbeurteilungen von Normalhörenden. Abweichungen gegenüber einer Normkurve dienen dabei als Grundlage zur Einstellung des Hörgeräts. Aufgrund der vermuteten Verbindung zwischen DPOAE und der vom Menschen subjektiv empfundenen Lautheit, können objektive Messungen bei der Hörgeräte-Parametrierung eingesetzt werden.

Der mögliche Zusammenhang zwischen DPOAE und Lautheit wurde ausgehend von der Studie von Neely et al. [131] in Verbindung mit den Daten von Fletcher und Munson [58] im Rahmen einer Diplomarbeit (Müller [129]) mit einem einheitlichen System am selben Kollektiv von zwölf Normalhörenden überprüft. Die wesentlichen Ergebnisse dieser initialen Untersuchung (siehe auch Müller et al. [130]) und das Fallbeispiel eines Schwerhörigen werden im Folgenden dargestellt. Darauf aufbauende Untersuchungen an einem größeren Kollektiv schwerhöriger Patienten wurden von Projektkollegen weitergeführt und sind durch Müller und Janssen [127] veröffentlicht.

### Verwendetes Messsystem und Normkollektiv

Die verwendete Anordnung basierte auf dem DP2000-System der Firma Starkey (siehe Bild 5.8). Erweitert durch eine nachschaltbaren Aktivbox-Verstärkereinheit (AV) konnten die Ausgangspegel angehoben werden, um so die nötigen Schalldruckpegel auch für Lautheitsmessungen erreichen zu können<sup>10</sup>). Der Einsatz des zusätzlichen Aktivverstärkers wurde auf die Durchführung der Kategorialen Lautheitsskalierung (KLS) begrenzt, da ansonsten die Schalldruckpegel des Originalsystems zur DPOAE Messung ausreichen. Wie in den Bildern 5.10(a) im Vergleich zu 5.10(b) erkennbar ist, erhöhte sich der maximal klirrfrei darstellbare Schalldruckpegel auf über 100 dB im relevanten Frequenzbereich bis zu 5 kHz.

Lautheitsmessungen und andere psychoakustische Verfahren werden für gewöhnlich mit Kopfhörern durchgeführt, da diese eine relativ einfache Kalibrierung und damit verbunden eine exakte, personenunabhängige Pegeldarbietung ermöglichen. Dies ist für die interindividuelle Vergleichbarkeit von größter Bedeutung. Zudem erzeugen gute Kopfhörer extrem

<sup>10</sup>) Lautheitsmessungen basieren auf Schalldarbietungen der Kategorien von *nicht hörbar* bis *schmerzhaft* / *zu laut*. Ohne weitere Verstärkereinheit konnte dieser Dynamikbereich mit dem DP2000-System nicht erreicht werden.

## 5 Beiträge zur Verbesserung der Möglichkeiten objektiver Audiometrie

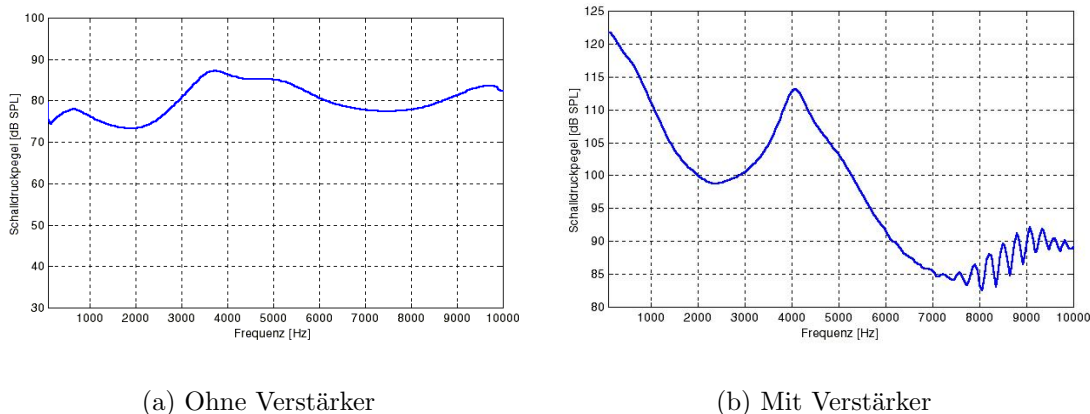


Bild 5.10: Übertragungsfunktion der Messanordnung ohne nachgeschaltete Verstärkereinheit in 5.10(a) und mit nachgeschalteter Verstärkereinheit (5.10(b)).

geringe Verzerrungen ( $< 0,1\%$ ), die bei psychoakustischen Tests vorausgesetzt werden, um die damit verbundenen Verfälschungen der Ergebnisse möglichst gering zu halten. Um ohne Veränderung des Messaufbaus sowohl Lautheit als auch DPOAE erfassen zu können, konnten keine Lautheitsmessinstrumente zur DPOAE Messung erweitert werden.

Das Probandenkollektiv bestand aus zwölf Personen (acht männliche und vier weibliche Probanden im Alter zwischen 24 und 29 Jahre). Innerhalb einer Sitzung wurde nacheinander die Kategoriale Lautheitsskalierung (KLS) mit zusätzlicher Verstärkerbox (AV), die DPOAE-Messung, die Hörschwellenmessung und abschließend die KLS ohne AV durchgeführt. Die Messungen dauerten zusammen etwa eine dreiviertel Stunde. Alle Probanden konnten als normalhörend angenommen werden. Insgesamt wurden fünf verschiedene Lautheitsmessverfahren<sup>11)</sup> an einzelne Probanden evaluiert, wobei sich die (KLS) zum näheren Vergleich mit DPOAE Messungen am besten eignete.

### Probleme subjektiver Messverfahren

Messungen subjektiver Eindrücke sind nicht nur von der Qualität des Messsystems abhängig, sondern generell mit inhärenten Schwierigkeiten verbunden, da die subjektive Messgröße selbst und zudem die vielfältigen, insbesondere psychologisch bedingten, Einflussfaktoren auf diese Messgröße kaum adäquat zu erfassen sind. Weitere Einflussfaktoren, wie die Art der Erfassung der Messgröße, die Instruktion des Probanden bei der Messung oder die Gestaltung und Handhabung der Benutzerschnittstelle spielen ebenso eine gewichtige Rolle. Durch einheitliche Einweisung und eine einfache, für alle Personen

<sup>11)</sup> Von den betrachteten untersuchten Verfahren: Kategoriale Lautheitsskalierung (KLS), absolute Lautheitsschätzung (ALS), relative Lautheitsschätzung mit Ankerschall (RLS), Lautheitsverhältnisproduktion (LVP) und Lautheitsabweichung (LA) kristallisiert sich die KLS als bester Vergleich mit DPOAE I/O Funktionen heraus.



identische Eingabeoberfläche können interindividuelle und intraindividuelle Streuungen bei kooperativen Probanden minimiert werden.

- **Abhängigkeit von der Frequenzzusammensetzung**  
Die Lautheit ist nicht nur vom nominal dargebotenen Schallpegel abhängig, dessen Intensität physikalisch ohne weiteres messbar wäre, sondern vom physiologischen Standpunkt aus gesehen grundsätzlich von der Frequenzzusammensetzung des Stimulus und vom allgemeinen gesundheitlichen Zustand des Hörorgans beeinflusst. Je nach Stärke der Schädigung des Ohres werden bei gleicher Frequenz und konstantem Reizstimulus verschiedene Lautheitseinschätzungen erfolgen. Dies ist der für die Messung erwünschte Effekt. Diesem überlagern sich weitere unerwünschte psychologische Einflussfaktoren, die personenabhängig als auch für eine Person zeitabhängig sein können.
- **Abhängigkeit vom Gemütszustand und subjektiven Gewohnheiten**  
Der aktuelle Gemütszustand (Stress, Müdigkeit, usw.), unterschiedliche Hörgewohnheiten und Erfahrungswerte, die momentane Belastung des Ohres und die Einstellung des Probanden zum dargebotenen Geräusch sind für die Einschätzung der Lautheit relevant. Beispielsweise wirkt Schall auch bei niedrigen Pegeln nachts eher störend und wird damit tendenziell als zu laut empfunden, während derselbe Schallpegel unter Tags als angenehm eingeschätzt wird.
- **Abhängigkeit von der Konzentrationsfähigkeit und Kooperationsbereitschaft**  
Je nach Konzentrationsfähigkeit des Probanden kann die Lautheit unter identischen Rahmenbedingungen subjektiv divergent aufgefasst bzw. dem Untersucher dargestellt werden.
- **Problematische Quantifizierung der Lautheit**  
Umgangssprachlich wird die Lautheit nur schwer quantifizierbar mit 'laut' oder 'leise' beschrieben, wodurch eine numerische Übersetzung der Ergebnisse zur Auswertung erforderlich wird.
- **Abhängigkeit der Einschätzung von der Komplexität der Fragestellung**  
Die Güte der erzielten Ergebnisse ist von der Komplexität der Aufgabe abhängig, die unter anderem auch die Aufrechterhaltung der Konzentrationsfähigkeit beeinflusst. Je vertrauter ein Proband mit der ihm gestellten Aufgabe ist, desto besser und reproduzierbarer wird das Ergebnis ausfallen. Hierbei stellt sich die Frage, ob die Vertrautheit mit einer Aufgabe dem Probanden grundsätzlich von Anfang an gegeben sein muss, oder ob diese im Laufe vieler Messungen antrainiert werden kann. Bei einer häufigen Wiederholung von Messungen darf der Proband keinesfalls in seiner Entscheidungsfindung, im Sinne einer Antrainierung eines gewünschten Ergebnisses, beeinflusst werden. Dennoch bleibt fraglich, ob die nach vielen Durchläufen weniger stark schwankenden Messungen einer Person noch dieselbe Aussagekraft bieten, wie eine spontane Reaktion einer völlig 'untrainierten' Person.

## Hörschwellenbestimmung des Normkollektivs

Die Feststellung der Hörschwelle mit dem erweiterten DP2000-System erfolgte in dB SPL anstatt in dB HL wie bei klinischen Audiometern üblich.

Für das verwendete Verfahren wurde die von Buus und Kollegen [40, 39] beschriebene Vorgehensweise nachgebildet. Mit einer adaptiven *two-interval forced choice*-Methode wurden jedem Probanden bei jeder Abfrage seiner Wahrnehmung zwei exklusive Auswahlmöglichkeiten angeboten. Die Aufgabe des Probanden besteht darin, aus zwei Beobachtungsintervallen, das Intervall auszuwählen, in dem er glaubt ein Sinussignal der Dauer von 1 s wahrzunehmen. Im jeweils anderen, gleich langen Intervall wurde kein Ton dargeboten. Die Pause zwischen den beiden Intervallen betrug 200 ms. Die a-priori-Auftrittswahrscheinlichkeit des Sinussignals war für jedes Intervall gleich hoch.

Durch einer kurzen Orientierungsphase, in welcher der Proband denjenigen Pegelwert nennen konnte, der bei ihm das erste Mal eine Hörempfindung auslöste, wurde der Startwert zur Hörschwellenermittlung 10 dB über diesen Wert festgesetzt. Der Pegel wurde jeweils gesenkt, sobald zwei aufeinander folgende richtige Antwortintervalle ausgewählt wurden. Wurde eine falsche Antwort gegeben, erhöhte sich der Pegel. Ein Wechsel von steigenden und fallenden Pegeln wurde als Umkehrpunkt bezeichnet. Nach dem fünften Umkehrpunkt wurde die Schwellenermittlung (eine Spur) gestoppt. Insgesamt wurden zwei in ihrem Ablauf gemischte Spuren verwendet. Die Auswahl der Spur erfolgte zufällig. Die Berechnung der Hörschwelle erfolgte durch Mittelung der einzelnen Schwellenwerte der Spuren, bei denen wiederum jeweils das Mittel zwischen dem Signalpegel am Umkehrpunkt 4 und 5 gebildet wurde<sup>12)</sup>. Der Zeitbedarf für zwei Frequenzen mit der gewählten Parametrierung lag bei etwa 8 bis 10 Minuten.

Die Ergebnisse der subjektiven Hörschwellenabschätzung ergaben eine gute Reproduzierbarkeit der Ergebnisse mit einer Standardabweichung von lediglich 1,4 dB bei 2kHz und 2,1 dB bei 4 kHz, welche in fünf Messdurchgängen an einem Probanden durchgeführt

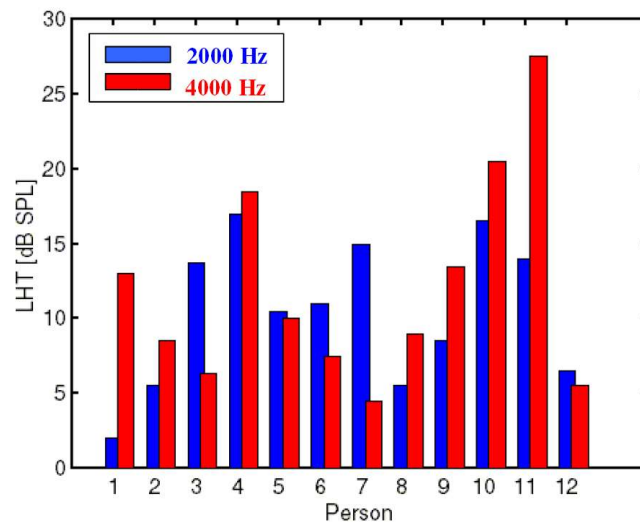


Bild 5.11: Hörschwellen bei 2 und 4 kHz für alle zwölf Personen des Normkollektivs

<sup>12)</sup> In der Version von Buus fand diese Messung insgesamt dreimal statt, so dass über insgesamt neun Spuren gemittelt wurde. Die exakte Nachbildung der Parametrierung von Buus hätte etwa eine dreiviertel Stunde je Proband in Anspruch genommen.



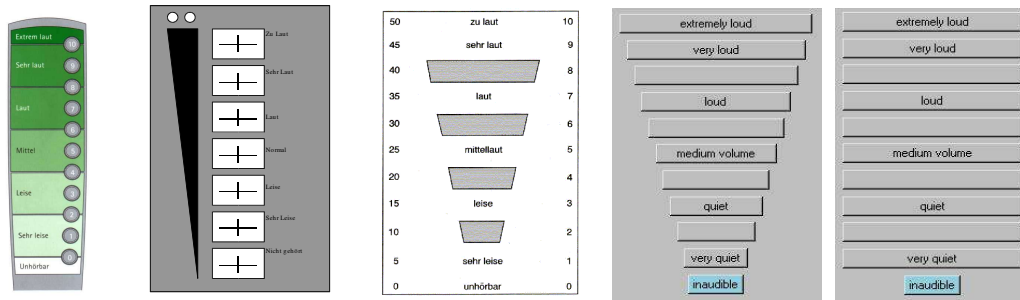


Bild 5.12: Eingabeoberflächen verschiedener KLS-Messgeräte (Quellen von links nach rechts: Phonak [10], Aurical [9], Kollmeier [107], Eigene Entwicklungen)

wurde. Die mittlere Hörschwelle  $m_{LHT}$  aller zwölf Probanden ergab sich zu  $m_{LHT} = 10,5$  dB SPL mit  $\sigma = 4,9$  dB bei 2 kHz und zu  $m_{LHT} = 12$  dB SPL ( $\sigma = 7,0$  dB) bei 4 kHz. Die einzelnen Ergebnisse sind in Bild 5.11 dargestellt. Obwohl Hörschwellen oberhalb 20 dB HL als nicht mehr Normal bezeichnet werden, ergab sich bei Proband 11 eine Hörschwelle von 27,5 dB SPL, was bei 4 kHz ca. 25 dB HL entsprach. Er war dennoch als Normalhörend einzustufen, da Wiederholungsmessungen mit einem klinischen Audiometer eine Hörschwelle von 10 dB HL ergaben. Die relativ große Differenz konnte durch Unzulänglichkeiten der ItE-Kalibrierung mit den Einsteckhörern im individuellen Gehörgang interpretiert werden.

### Kategoriale Lautheitsskalierung

Die kategoriale Lautheitsskalierung (KLS) ist ein Lautheitsmessverfahren, das in der audiologischen Diagnostik und insbesondere bei der Hörgeräteanpassung eingesetzt wird. Die Methodik und Eingabeoberfläche zur Erfassung der Lautheit (siehe Bild 5.12) wurde an bestehende Verfahren angelehnt. Abweichende Modifikationen bezogen sich im Wesentlichen auf die Stimulusdarbietung, welche bei den meisten handelsüblichen Geräten aus Schmalbandrauschsignalen besteht. Um die Vergleichbarkeit zu den mit Sinussignalen durchgeführten DPOAE-Messungen zu gewährleisten, wurden Sinussignale zur Erfassung der Lautheit benutzt.

Die KLS zählt zu den absoluten Lautheitsmessverfahren und fragt Zuordnungen von dargebotenen Schallpegeln zu einer in Kategorien unterteilten Skala ab. Für die Implementierung wurde ein einstufiges Verfahren gewählt, da dies in der Durchführung einfacher, verständlicher und übersichtlicher als eine mehrstufige Skalierung erscheint. Als besonders geeignet wird eine elfstufige Skala beschrieben (siehe Kollmeier [107]), die sieben verbal klassifizierte Bezeichnungen (unhörbar, sehr leise, leise, mittellaut, laut, sehr laut, extrem laut) und vier nicht bezeichnete Zwischenstufen enthält. Diese Skala führt zu einem guten Kompromiss zwischen Auflösungsvermögen und Fähigkeit des Probanden eine geeignete Zuordnung zu treffen.

Da Testpersonen darauf bedacht sind, nach Möglichkeit die gesamte zur Verfügung stehende Kategorienskala auszunutzen, auch wenn die absolute Lautheitsempfindung nicht mit der entsprechenden verbalen Bezeichnung der Kategorie übereinstimmt wurde durch

den zusätzliche Verstärker die Möglichkeit geschaffen, im gesamten Hörbereich bis zur Unbehaglichkeitsschwelle Pegel anbieten zu können <sup>13)</sup>. Für die Lautheitsmessungen wurde eine konstante Schrittweite von 5 dB gewählt, was bei Normalhörenden mit einem genutzten Pegelbereich zwischen 0 und maximal 100 dB SPL zu einer Pegelanzahl von 21 pro Frequenz führt. Die fließend ineinander übergehenden Lautheits-Kategorien umfassten jeweils mehrere diskrete Pegelwerte. Eine gemischte, vollkommen randomisierte Darbietung der Pegel wurde im Gegensatz zu einer kontinuierlich ansteigenden oder abfallenden Pegeldarbietung favorisiert, da bei geringen Pegeländerungen häufig relative Bewertungen durch die Testpersonen vorgenommen werden, was bei auf- und absteigenden Folgen durch Hystereseeffekte deutlich wird. Aufgrund der einfacheren Durchführung für die Testperson wurde eine sequenzielle Frequenzdarbietung gewählt. Der Nutzen einer Orientierungsphase wird ambivalent diskutiert. Einerseits bietet sie einen hilfreichen Einblick in den dargebotenen Pegelbereich, andererseits stellt sie aber eine Beeinflussung des Probanden dar, da dieser die dargebotenen Pegel auf die zur Verfügung stehenden Kategorien aufteilen und im Folgenden nicht mehr spontan reagieren könnte. Als Kompromiss wurden dem Probanden deshalb lediglich die hohen Pegel dargeboten, um die Unbehaglichkeitsschwelle festlegen zu können. Die Dauer des Stimulus beträgt in den gebräuchlichen Verfahren zwischen 1,5 und 2 Sekunden. Nach Zwicker und Fastl [191] ergeben sich nahezu keine wahrnehmbaren Lautheitsunterschiede ab einer Dauer von etwa 300 ms. Für die Messungen wurde deshalb eine Stimulusdauer von 1 Sekunde gewählt. Für die Messungen an Probanden wurde einheitlich die elfstufige, sich nach oben verbreiternde Eingabeoberfläche gewählt. Durch diese Anordnung der Elemente und die grafische Unterstreichung der stetig in der Lautheit anwachsenden Kategorien sollte für den ungeübten Benutzer eine leichtere Zuordnung der Knöpfe zu den entsprechenden Lautheitswerten ermöglicht werden. Die Evaluierung der Messergebnisse wurde anhand der intra- und interindividuellen Reproduzierbarkeit vorgenommen und ein Vergleich zwischen Messungen mit und ohne zusätzlichem Verstärker (AV) durchgeführt. Die Lautheitskategorien wurden dazu in Zahlenwerte mit der Pseudoeinheit CU<sup>14)</sup> umgesetzt. Ausgehend vom Wert 0 (*unhörbar*) wurde eine äquidistante Zuordnung in Fünfer-Schritten bis zum Wert 50 (*zu laut*) verwendet. In Bild 5.13 sind Mittelwert und Standardabweichung einer intraindividuellen, fünffachen Wiederholungsmessung mit und ohne zusätzlichem Verstärker (AV) dargestellt. Die bei Mittelung über Kategorien erhaltenen Kurven lassen erkennen, dass die Reproduzierbarkeit sowohl mit als auch ohne AV relativ gut ist. Die angetragenen Standardabweichungen beziehen sich auf die jeweils gemittelten Lautheitsdaten aller fünf Messdurchgänge. Die Abweichungen innerhalb eines Messdurchgangs bei drei Wiederholungen jedes Stimulus sind dazu sehr ähnlich und werden deshalb nicht gesondert angeführt. Innerhalb einer bestimmten Messsystemkonfiguration sind nur geringfügige Unterschiede in der mittleren Lautheitsbewertung der beiden Frequenzen festzustellen, während für eine feste Frequenz und unterschiedliche Verstärkereinstellungen

---

<sup>13)</sup> Der Vorverstärker brachte akustische Störungen bei geringen Schalldruckpegeln mit sich, so dass dieser nur eingesetzt wurde, um einen Vergleich der Lautheitsskalierung im gesamten Pegelbereich und im eingeschränkten Pegelbereich (ohne Verstärker) zu erhalten. DPOAE Messungen wurden ohne den zusätzlichen Verstärker durchgeführt.

<sup>14)</sup> Categorical Unit

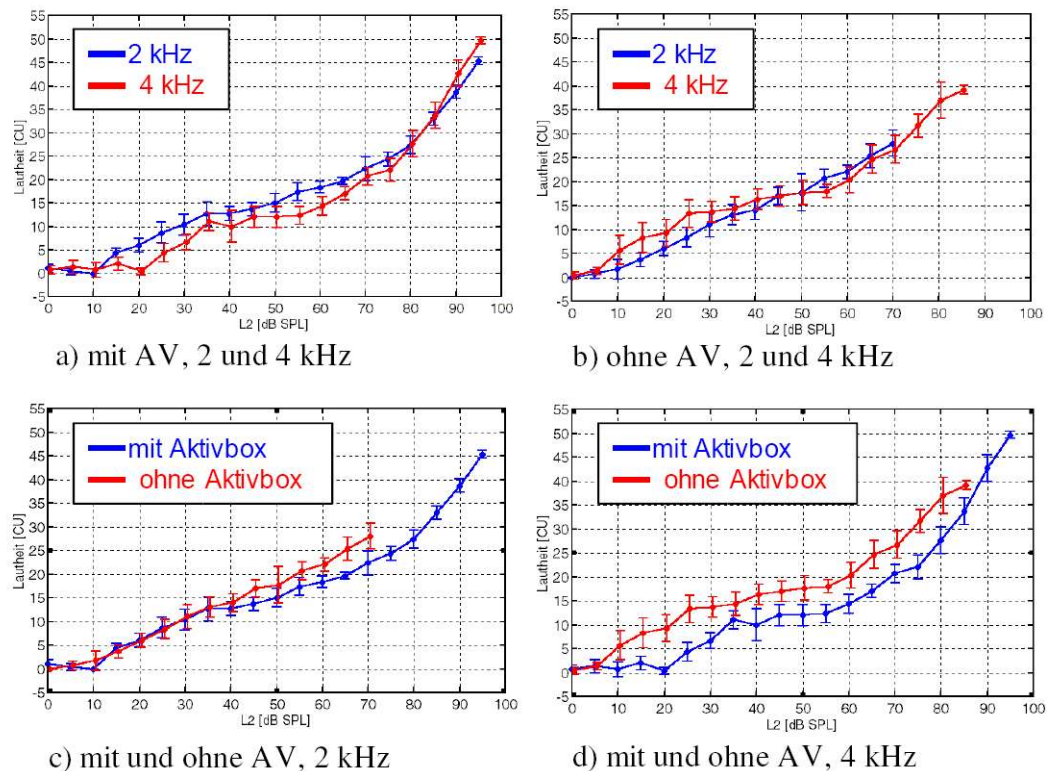


Bild 5.13: Intraindividuelle Reproduzierbarkeit der KLS bei fünf Messdurchgängen und Vergleich der Messungen mit und ohne AV bei Mittelung über Kategorien

deutliche, systembedingte Abweichungen bei der Zuordnung der Pegel zu einer Kategorie entstehen. Bei 2 kHz ist der Verlauf im niedrigen Pegelbereich nahezu identisch, während bei 4 kHz die bei Einsatz des Systems mit dem AV gemessene Kurve erst bei höheren Pegel anzusteigen beginnt und danach einen etwa parallelen Verlauf zur Kurve ohne AV annimmt. Dieses bei 4 kHz auftretende Phänomen ist dadurch begründet, dass beim Einsatz des AV ein stetig im Hintergrund vorhandene Pfeifen nicht als Stimulus angesehen und daher erst ein eindeutig erkanntes Signal ab etwa 25 dB SPL bewertet wurde. Der bei diesen Frequenzen auftretende differierende Verlauf der Kurven bei höheren Pegeln ist auf Bereichseffekte zurückzuführen, da bei einem geringeren dargebotenen Pegelbereich mittlere Pegel etwas höher als eigentlich empfunden eingestuft werden.

Für den interindividuellen Vergleich wurde die KLS bei zwölf Normalhörenden mit und ohne AV durchgeführt. Die Werte aus den Messungen mittels zusätzlicher Verstärkereinheit wurden nicht verändert. Es ist möglich, im unteren Pegelbereich diejenigen Werte zu entfernen und auf Null zu setzen, die bei der Messung mit AV einer Kategorie oberhalb Null aber bei der Messung ohne AV - und damit ohne störende Hintergrundgeräusche - der Kategorie Null, also unhörbar zugeordnet wurden. Zudem könnten lange Nullket-

ten im unteren Pegelbereich auf maximal eine sichere Nullzuordnung<sup>15)</sup> gekürzt werden, wodurch eine Abflachung bei Interpolation der Kurven vermieden würde. Da aber Interpolationen für die Mittelung nicht durchgeführt wurden und eine konsistente Eliminierung einzelner Punkte unzulässig erschien, wurde auf eine Anpassung verzichtet. Ferner wurde für jeden Pegelwert über Kategorien gemittelt, da diese Mittelungsmethode weniger anfällig gegenüber längere Ketten für eine Kategorie ist und durch eine geringfügige Fehleinschätzung im niederen Pegelbereich nur wenig verändert wird. Man muss bei der Auswertung bedenken, dass bei Einsatz des AV die Kategorienzuordnung für Pegel unterhalb etwa 20 dB SPL etwas niedriger ausfallen müsste als in Bild 5.14 a) dargestellt<sup>16)</sup>.

Die Kurvenverläufe sind bei beiden Systemkonfigurationen für beide Frequenzen sehr ähnlich. Lediglich zwischen den verschiedenen Systemeinstellungen gibt es leichte Abweichungen. Beim Einsatz des AV wurde die Lautheit für beide Frequenzen tendenziell etwas niedriger bewertet als bei Messungen ohne AV. Zudem ist deutlich zu erkennen, dass bei Verwendung des AV insbesondere für 4 kHz unterhalb von 20 dB SPL ein flacher Verlauf bei einem Wert zwischen den Kategorien sehr leise und leise entsteht, der durch das im Hintergrund vorhandene Störsignal bei 4 kHz verursacht wird. Die Streuungen der Kurven sind zwischen den Personen erwartungsgemäß etwas höher als bei einer Person und resultieren aus leicht unterschiedlichen absoluten Lautheitsempfindungen. Zum Vergleich mit den erzielten Ergebnissen können die Normdaten von Kollmeier [107] in Bild 5.15 herangezogen werden. Der graue Bereich im Hintergrund stellt die Ergebnisse bei Mittelung für jede Kategorie über die Pegel dar. Die dunkle blaue und dunkle rote Gerade bezeichnen die Ergebnisse bei Mittelung der Parameter  $L_{25}$  und  $s$ .

$L_{25}$  stellt dabei den mittleren Pegel für die Kategorie 'Mittellaut' dar, während  $s$  die Steigung bezeichnet. Die helleren Geradenstücke zeigen schematisch den Verlauf der oben dargestellten Kurven bei Einsatz des AV.

Der tendenzielle Verlauf stimmt dabei mit dem von Kollmeier erhaltenen Normbereich überein, obwohl zwischen etwa 60 und 80 dB SPL ist ein Knick im Verlauf der Lautheitsfunktion zu erkennen ist. Insgesamt sind die Kurven von Kollmeier im niedrigen Pegelbereich etwas steiler. Allerdings wurde von Kollmeier auch eine abweichende Mittelungsmethode und terzbreites Rauschen anstelle von Sinussignalen verwendet. Die Steigungswerte der jeweiligen Lautheitsfunktionen ergaben mit unterschiedlichen Interpolationsmöglichkeiten<sup>17)</sup> nur geringfügige Unterschiede zu den gemittelten Steigungswerten der einzelnen Lautheitsfunktionen der verschiedenen Probanden.

Im Vergleich zu diesem Normalhörendenkollektiv weicht die Lautheitsfunktion eines Hörgeschädigten deutlich ab. In Analogie der Abweichung der DPOAE I/O-Funktion eines Hörgeschädigten zu denen des Normalkollektivs kann im Folgenden dargestellt werden, wie die objektive Abschätzung der subjektiven Lautheit möglich sein kann.

---

<sup>15)</sup> Eine sichere Zuordnung zu einer Kategorie bezeichnet eine mehrmals wiederholte Zuordnung eines Pegels auf eine einzige Kategorie.

<sup>16)</sup> Die Vergleiche der KLS mit und ohne AV in Bild 5.14 c) deuten diese systematische Abweichung an.

<sup>17)</sup> Mit linearer Interpolation über den gesamten Pegelbereich, stückweiser linearer Interpolation oder der differenziellen Berechnung zwischen den Anregungspegeln von 40 und 60 dB SPL sind konkurrierende Möglichkeiten vorhanden, die Kompression als Kehrwert der Steigung zu berechnen.

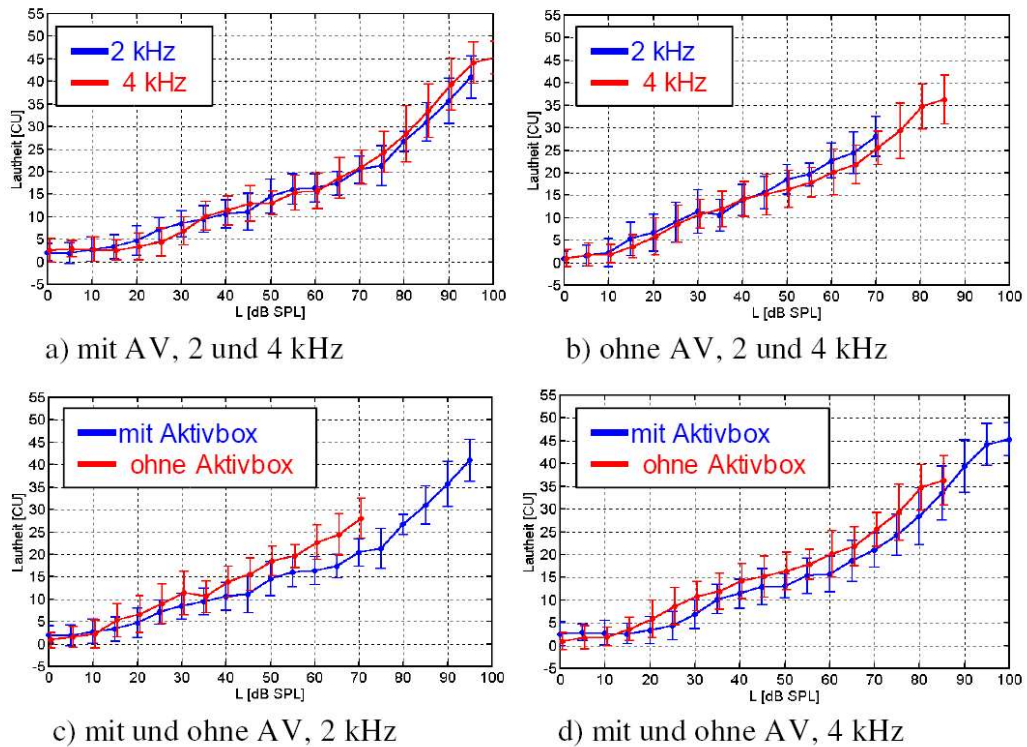


Bild 5.14: Interindividuelle Reproduzierbarkeit der KLS bei zwölf Personen und Vergleich der Messungen mit und ohne AV bei Mittelung über Kategorien

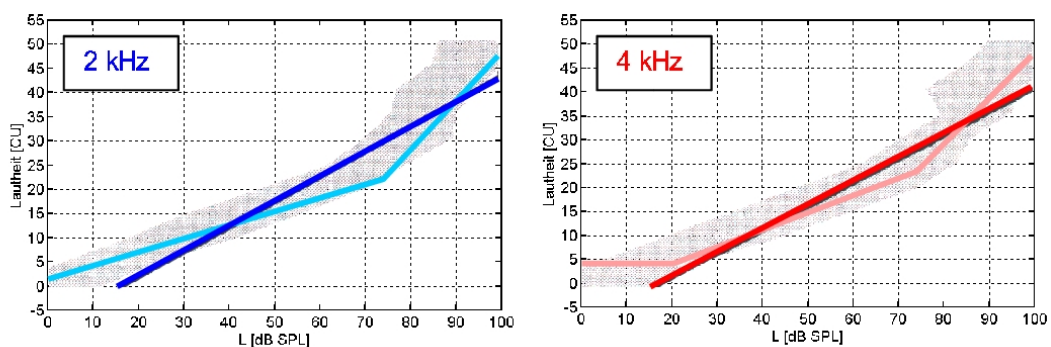


Bild 5.15: Ergebnisse von Kollmeier (grauer Bereich: Mittelung über Pegel für jede Kategorie, dunklere Geraden: Mittelung der Parameter  $L_{25}$  und  $s$ ) im Vergleich zu selbst durchgeführten Messungen an Normalhörenden mit AV (hellere Geradenstücke) (Quelle: Kollmeier [107], S.19)



## DPOAE Vergleichsmessungen

Mit derselben Messplattform wurde dasselbe Normalhörendenkollektiv herangezogen um Normdaten der DPOAE zu erfassen (siehe Bild 5.16). Anschließend daran sollten die Abweichungen der DPOAE als auch der Lautheitsmessung eines Schwerhörigen im Vergleich zum Normalhörendenkollektiv erkennbar werden.

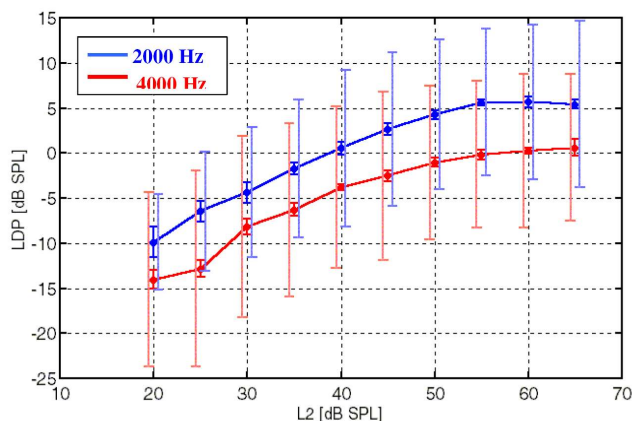


Bild 5.16: Interindividuelle Reproduzierbarkeit der DPOAE bei zwölf Normalhörenden ohne AV (dunklere Balken: Abweichung innerhalb eines Messdurchgangs, hellere Balken: Abweichung zwischen den einzelnen Messdurchgängen der verschiedenen Personen)

es Normalhörenden jedoch stark abweichen und sogar negative Werte annehmen, was auf nicht optimale Stimulation oder Feinstruktureffekte zurückzuführen ist. Im direkten Vergleich zu den Daten eines Hörgeschädigten müssen die Unsicherheiten im Normalhörendenkollektiv deshalb als limitierender Faktor beachtet werden.

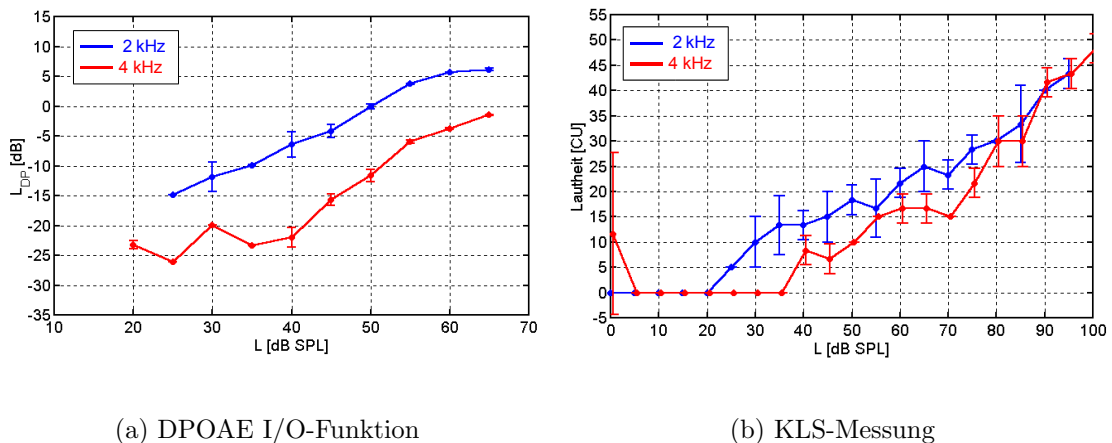
Im Gegensatz zur sehr hohen intraindividuellen Reproduzierbarkeit der DPOAE streuten die DPOAE-Pegel interindividuell sehr stark mit bis zu 9,2 dB. Aufgrund unterschiedlicher Gehörgangslängen und nicht exakt gleicher Hörschwellen und damit auch differierender physiologischer Gegebenheiten war dies nicht verwunderlich. Die absoluten Unterschiede betragen sowohl für 2 kHz als auch für 4 kHz im nahezu kompletten  $L_2$ -Pegelbereich bis zu 30 dB. Die Analyse der Steigungen ergab im Mittel die erwarteten Ergebnisse von ca. 0,25 dB/dB für  $L_2$  zwischen 40 und 60 dB. Im Einzelfall konnten durch Notches in der I/O-Funktion die Steigung ein-

## Vergleich von DPOAE und Lautheit bei Schwerhörigen: Fallbeispiel

Für die Darstellung der Normkurven wurden die Messdaten der DPOAE und KLS-Messungen verwendet, die in den Bildern 5.16 und 5.14 dargestellt sind. Die Abweichung der jeweiligen Daten eines Schwerhörigen gegenüber den Kurven des Normkollektivs sowie die Korrelation zwischen den Steigungen der DPOAE- und KLS-Funktionen könnten als objektive Grundlage zur Schätzung der Lautheitsfunktion dienen.

Als Fallbeispiel werden die Daten eines Patienten dargestellt, welcher bei 2 kHz einen cochleären Hörverlust von 15 dB HL und bei 4 kHz von 35 dB HL aufwies. Diese Schwellen wurden mit konventioneller Tonaudiometer ermittelt. Mittels einer objektiven

Hörschwellschätzung ergaben sich Hörschwelle von 17,5 dB SPL (2 kHz) bzw. 38 dB SPL (4 kHz). Da die Hörschwelle bei 2 kHz nahe am Bereich des Normkollektivs lag und bei 4 kHz deutlich vom mittleren Wert des Normkollektivs abwich, waren speziell für 4 kHz deutliche Unterschiede im Vergleich zum Normkollektiv zu erwarten. Die DPOAE- und KLS-Messungen des Schwerhörigen sind in den Bildern 5.17(a) und 5.17(b) dargestellt.



(a) DPOAE I/O-Funktion

(b) KLS-Messung

Bild 5.17: DPOAE-Messung bei Person mit Hörverlust in 5.17(a) und KLS-Messung bei Person mit Hörverlust in 5.17(b)

**Prinzip der Lautheitsschätzung** Um die Abweichung der Hörschädigung vom Normkollektiv darzustellen, wird die Differenz zwischen den Kurven des schwerhörigen Probanden und des Normkollektivs dargestellt (vgl. Bild 5.18). Links in Bild 5.18 sind die DPOAE-Pegel der des Normkollektivs schwarz, diejenigen des Schwerhörenden sind grün abgebildet. Ausgehend vom Pegel der DPOAE  $L_{dp}$  der Normfunktion am Primärtonpegel  $L_2 - Norm$  wird derjenige Pegel  $L_2$  in der I/O-Funktion des Schwerhörigen ermittelt, bei dem derselbe DPOAE-Pegel  $L_{dp}$  aufgetreten ist. Die Differenz von  $L_2 - L_2 - Norm$  spiegelt sich als Abweichung in der normierten Differenzdarstellung wider. Die schwarze Gerade der Differenzdarstellung rechts im Bild 5.18 stellt die normierten DPOAE Werte dar. Aus den Abweichungen der Daten des Schwerhörigen von der Normgerade kann man den Pegelunterschied im Vergleich zum Normkollektiv abschätzen. Unter der Annahme, dass dieser Pegelunterschied der DPOAE-Stimulation vergleichbar ist mit dem Unterschied der Lautheitsfunktion des Schwerhörigen zur Norm, könnte der Schätzwert als notwendige Pegelverstärkung bei einer Hörgeräteanpassung herangezogen werden. Durch die schnelle Messung der DPOAE I/O-Funktion könnten damit die Eingangspegel abhängigen Verstärkungsfaktoren moderner Dynamikkompressionshörgeräten an den verfügbaren Frequenzen direkt ermittelt werden. Langwierige Lautheitsskalierungen wären nicht mehr nötig. Ungenauigkeiten der Lautheitsfunktion, die nicht bei allen verfügbaren Frequenzen der Hörgeräte durchgeführt und oft zwischen ermittelter Hörschwelle und Unbehaglichkeitsschwelle einfach linear interpoliert wird, können minimiert werden. Problematisch



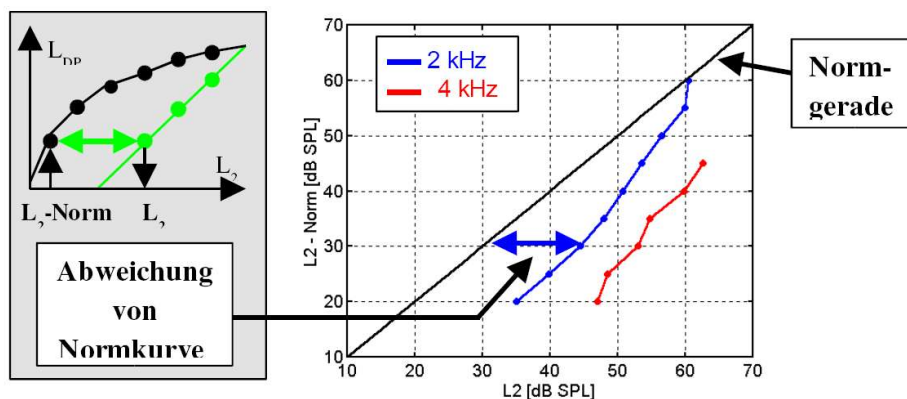


Bild 5.18: Erklärung der Entstehung der Differenzfunktion und Abweichung vom Normkollektiv bei DPOAE-Messung

bei diesem Verfahren ist, dass Unterschiede der maximalen Emissionspegel eine Rolle spielen und die Differenzfunktion verfälschen können. Die absoluten DPOAE-Pegel spiegeln dabei nicht nur den gesundheitlichen Zustand des Innenohres wider, sondern sind physiologisch interindividuell unterschiedlich. Durch eine abgleichende Normierung der absoluten DPOAE-Pegel eines Schwerhörigen mit denen des Normkollektivs kann diese Problematik behoben werden. Als prinzipieller Ort des Abgleichs kommt der Pegel in Frage, an dem der Lautheitsausgleich (Rekrutment-Phänomen) auftritt. Durch DPOAE-Messungen könnte dieser Pegel dem 'Knickpunkt' der I/O-Funktion zugeordnet werden, der bei hohen Primärtonpegeln beim Übergang der gesättigten I/O-Funktion zu linearem Anstieg auftritt. Da DPOAE Messungen im erweiterten Reizpegelbereich noch nicht ausreichend in Feldstudien untersucht wurden (siehe Bild 6.21, Dorn et al. [51, 50]), bietet sich an, den maximal darstellbaren Reizpegel des DPOAE-Messsystems zur Normierung heranzuziehen.

**Ergebnisse** Im Fallbeispiel (siehe Bilder 5.17(a) und 5.17(b)) lagen die maximalen Emissionspegel des schwerhörigen Probanden und des Normkollektivs für beide Frequenzen nahe beieinander, wodurch eine gute Vergleichbarkeit gewährleistet war. Rechts in Bild 5.18 sind die Abweichungen der DPOAE-Pegel bei 4 kHz von der Normgerade deutlich höher als derjenigen bei 2 kHz. Aufgrund des größeren Hörverlustes bei 4 kHz war dies zu erwarten. Für 2 kHz näherte sich die Differenzkurve bei 60 dB SPL der Normgerade an. Für 4 kHz lagen für  $L_2, Norm$ -Werte größer 45 dB SPL keine Differenzwerte mehr vor, da die Emissionswerte der Normkurve keine Entsprechung beim Schwerhörigen mehr fanden.  $L_{dp} \approx 0$  dB SPL war der maximale Emissionspegel des Schwerhörigen bei  $L_2=65$  dB SPL. Dieser DPOAE-Pegel wurde in der Norm bei  $L_2 - Norm = 45$  dB SPL erreicht. Die Daten der KLS des Schwerhörigen vom Normkollektiv (Winkelhalbierende) sind in Bild 5.19 dargestellt. Mit Vorverstärker (links) und ohne Vorverstärker (rechts) ergaben sich leicht divergierende Differenzen zum Normkollektiv, was durch die relativ schlechte

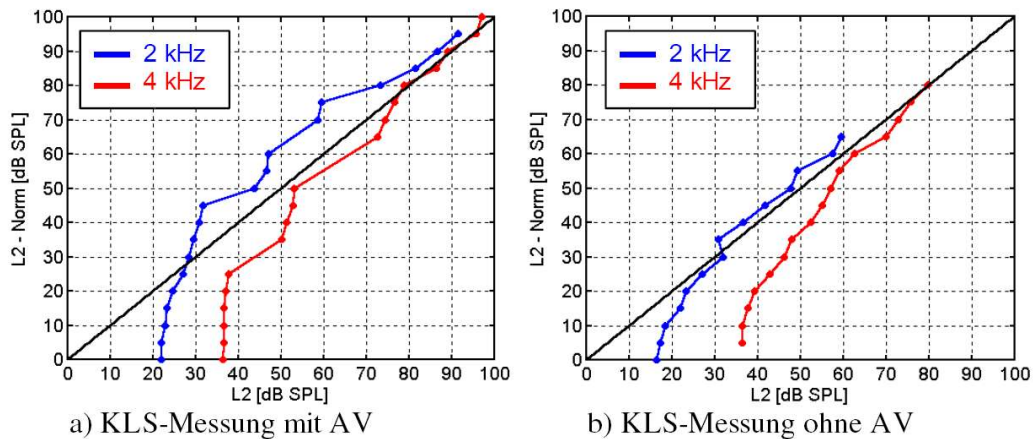


Bild 5.19: Abweichung vom Normkollektiv bei KLS-Messung mit und ohne AV

Reproduzierbarkeit der KLS beim Patienten begründet war.

Da die DPOAE ohne Vorverstärker aufgenommen wurden, sollte die KLS ohne Vorverstärker als Vergleich genutzt werden. Dabei lag für 4 kHz eine größere Abweichung zur Norm als für 2 kHz vor. Die Hörschwellen des Patienten abgeleitet aus der KLS lagen im erwarteten Bereich mit 17.5 bzw. 38 dB SPL für 2 bzw. 4 kHz. Die KLS des Schwerhörigen bei 2 kHz nähert sich bereits bei kleineren Pegeln an die Normgerade als bei 4 kHz an. Dies spiegelt das Rekrutment wider, da bei Innenohrschwerhörigkeiten häufig im hohen Pegelbereich ähnliche Lautheitsempfindungen vorliegen wie bei einem Normalhörenden. Weiterführende Untersuchungen an weiteren Schwerhörigen sind von Projektkollegen im Anschluss an die initiale Studie erstellt worden. Dabei wurde das oben dargestellte Fallbeispiel weiter grafisch ausgewertet wie in Bild 5.20 dargestellt ist. Neben den originären DPOAE I/O-Funktionen in Zeile A wurde in Zeile B eine Normierung bei  $L=65$  dB SPL durchgeführt. Da sich bei diesem Patienten die KLS Kurve ebenfalls bei 65 dB der Normkurve annähert (Zeile C), konnten weitgehend übereinstimmende pegelabhängige Verstärkungsfunktionen in den Teilbildern Bd (aus DPOAE Messungen) und Cd (aus der KLS) ermittelt werden. In diesem Fallbeispiel wäre eine objektive Anpassung eines Hörgerätes ohne Qualitätsverlust und ohne zeitaufwändige KLS möglich gewesen.

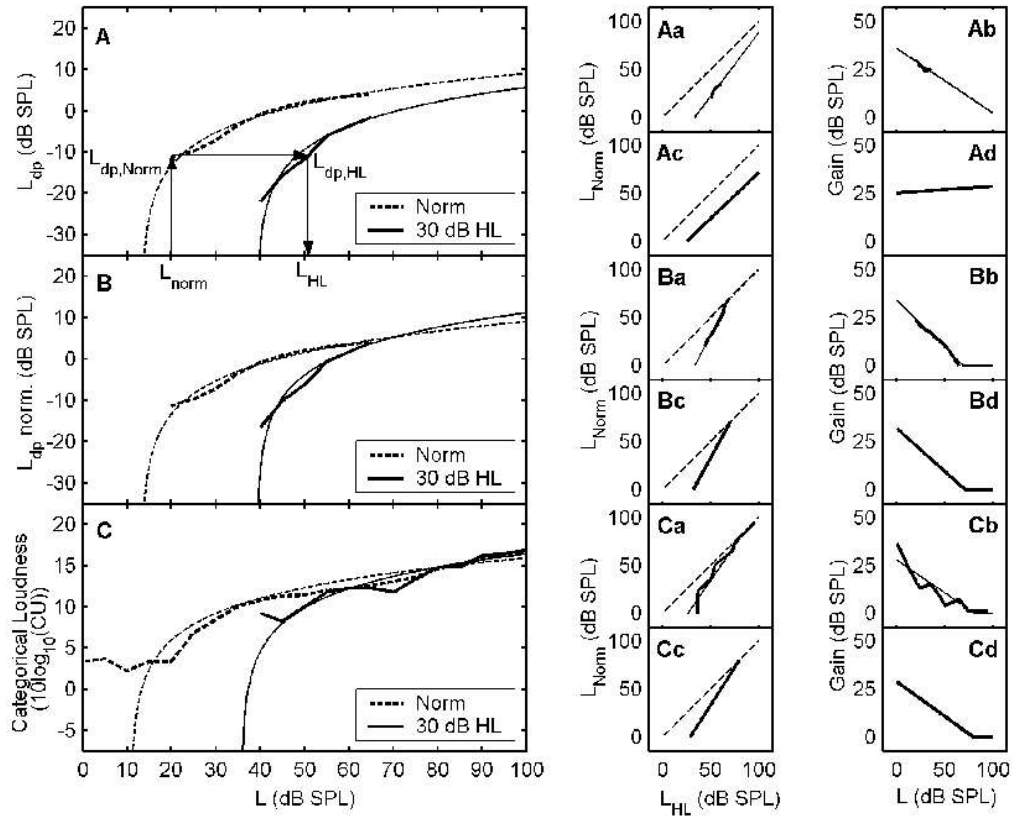


Bild 5.20: Vergleich eines Schwerhörigen mit 30 dB HL bei 4kHz (Quelle Müller und Janssen [127]) (A): DPOAE Normdaten und I/O-Funktion des Patienten (B): Normierte DPOAE Daten (C): KLS Normdaten und KLS des Patienten im Logarithmischer Darstellung Dazu zeigen jeweils die Teilbilder: (a):  $L_{HL} - L_{norm}$  bei Vergleich der diskreten Daten (dicke Linie : Einzelwerte, dünne Linie: Extrapolation der  $L_{HL} - L_{norm}$  - Einzelwerte) (b): Pegelabhängige Verstärkungsfunktion bei Vergleich der diskreten Daten (dicke Linie : Einzelwerte, dünne Linie: Extrapolation der Verstärkungs - Einzelwerte) (c):  $L_{HL} - L_{norm}$  bei Vergleich der extrapolierten Daten (d): Pegelabhängige Verstärkungsfunktion bei Vergleich der extrapolierten Daten

# 6 Entwicklung eines Messsystems zur Fusion verschiedener objektiver Methoden der Audiometrie

Bis heute gibt es keine flexible, kommerziell erhältliche Messumgebung, die es ermöglicht, akustisch evozierte Potenziale als auch otoakustische Emissionen aufzunehmen und die Ergebnisse daraus automatisch zu kombinieren (siehe Abschnitt 3.4). Unterstützt durch die rasanten Entwicklung moderner Signalprozessoren konnte in dieser Arbeit eine neue, flexible, portable und aus Standardbausteinen bestehende Messumgebung geschaffen werden.

## 6.1 Systemprinzip

Die in Bild 6.1 dargestellte Skizze der geplanten Messplattform soll neben der Fusion von objektiven Methoden der Audiometrie (vornehmlich DPOAE und FAEP) auch die Möglichkeit der Kombination von weiteren, auch subjektiven audiometrischen Untersuchungen auf einer einzigen Plattform bieten.

- Transient evozierte otoakustische Emissionen (TEOAE)
- Distorsionsprodukte otoakustischer Emissionen (DPOAE)
- Evoked response audiometry (ERA) mit der Analyse von Frühen, mittleren oder späten akustisch evozierten Potenzialen (FAEP, MAEP, SAEP)
- Steady- State Response (SSR)
- Tympanometrie
- Subjektive Ton- und Sprachaudiometrie
- Subjektive Lautheitsmessungen

In kommerziellen Geräten sind häufig nur wenige Messmethoden integriert, so dass zur audiologischen Diagnose zumeist mehrere Geräte eingesetzt werden müssen. Da die Signalverarbeitung zur Erfassung von OAE als auch von AEP im Grundprinzip auf artefaktfreien, reizsynchrone Mittelungen analoger Eingangssignale beruht und lediglich die Auswertung und Darstellung der Daten variiert, bietet sich ein zweiteiliges Messsystem

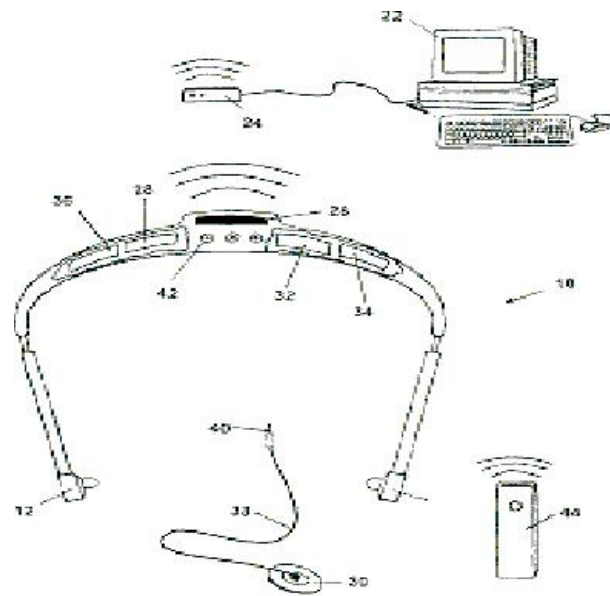


Bild 6.1: Skizze des Messsystems aus Janssen et al. [87]. Neben der binauralen Erfassung von OAE können über Elektroden auch EEG-Komponenten wie ASSR abgeleitet werden. Über Infrarot Kommunikation können Elemente der subjektiven (Reaktions-)Audiometrie integriert werden und die Messdaten an einen PC übertragen werden.

an. Einerseits ein kleines, eingebettetes System zur direkten Datenaufnahme und Datenvorverarbeitung, das andererseits mit einem modernen System zur Datenaufbereitung, Speicherung und visuellen Darstellung kommuniziert. In Bild 6.1 ist das eingebettete System in Form eines Headsets abgebildet, das via Infrarot Daten an einen Standard-PC zur weiteren Analyse, Visualisierung, Dokumentation überträgt und von diesem Steuerbefehle oder Benutzereingaben empfängt. Durch die Zweiteilung kann die Mensch-Maschine Schnittstelle sehr flexibel auf einem PC oder sonstigen Eingabegerät gestaltet werden (siehe auch Abschnitt 9). Durch Benutzung kommerziell erhältlicher Standardwerkzeuge kann von Fortschritten ergonomischer Bedienung und Kostenersparnissen direkt profitiert werden, ohne die zweite Teilkomponente des Messsystems verändern zu müssen. Die Messplattform (Headset) wird zur direkten Signalerzeugung und Mittelung der synchron aufgenommenen Eingangssignale benutzt, so dass an die Komponenten nur geringe Ansprüche bzgl. Rechenleistung gestellt werden müssen. Durch die Aufteilung der Rechenkapazität auf zwei Teilsysteme kann quasi auch die 'Intelligenz' der Verfahren aufgeteilt werden, um dadurch v.a. in der Entwicklungsphase neuer Algorithmen die Möglichkeiten von PC-basierten Standardwerkzeugen direkt miteinzubeziehen. Die Anforderungen und Eigenschaften des entwickelten Systems werden im Folgenden kurz vorgestellt.

## 6.2 Messumgebung in Hard- und Software

Das Messsystem wurde in Zusammenarbeit mit mehreren Diplomanden entwickelt, so dass ein großer Umfang an detaillierten Beschreibungen der Entwicklung und Funktionen existiert (Hoferer [76], Feneberg [57] Stuber [178], Kaiser [98], Zhang [188], Rosner [157], Holzknicht [78]). Ausgehend von den Systemanforderung werden deshalb nur ausgewählte Aspekte der Entwicklung beschrieben.

### Voraussetzungen an das Headset

- Kleine leichte Bauform (Headset)
- Niedriger Energieverbrauch
- Keine störenden Kabel oder Leitungen (akustische Störungen und Patientensicherheit)
- Kombination objektiver Messmethoden auf einer Messplattform
- Einfache Parametrierbarkeit der Messeigenschaften wie z.B. Frequenzauflösung
- Interaktive und automatisierte Untersuchungsmöglichkeiten durch integriertes Expertenwissen
- Erweiterbarkeit und Flexibilität
- Einfache, kabellose Schnittstelle zum Diagnosesystem (Standard-PC)
- Effiziente Nutzung der beschränkten Ressourcen
- Binaurale OAE Messung mit Dynamikbereich von mindestens 80 dB
- Aufnahmemöglichkeit von Suppressionstuningkurven: Ansteuerung von drei unabhängigen Lautsprecher pro Ohrsonde
- Zwei sensitive Mikrofoneingänge für die DPOAE Messung pro Ohrsonde
- Differenzverstärkung für AEP Messungen im Nanovoltbereich: 3 EEG-Elektroden Eingänge sowie elektrische Kalibrierungsmöglichkeit der Übergangswiderstände
- Vorverarbeitungsschritte zur Artefaktvermeidung, Ablaufoptimierung auf dem Headset

### Voraussetzungen an den Standard-PC

- Kabellose, störungsfreie Schnittstelle zum Headset
- Intuitive Schnittstelle zum Bediener
- Online und Offline Auswertung und Darstellung der Daten

- Datensicherung
- Betriebssystemunabhängigkeit

### Umsetzung des Messsystems

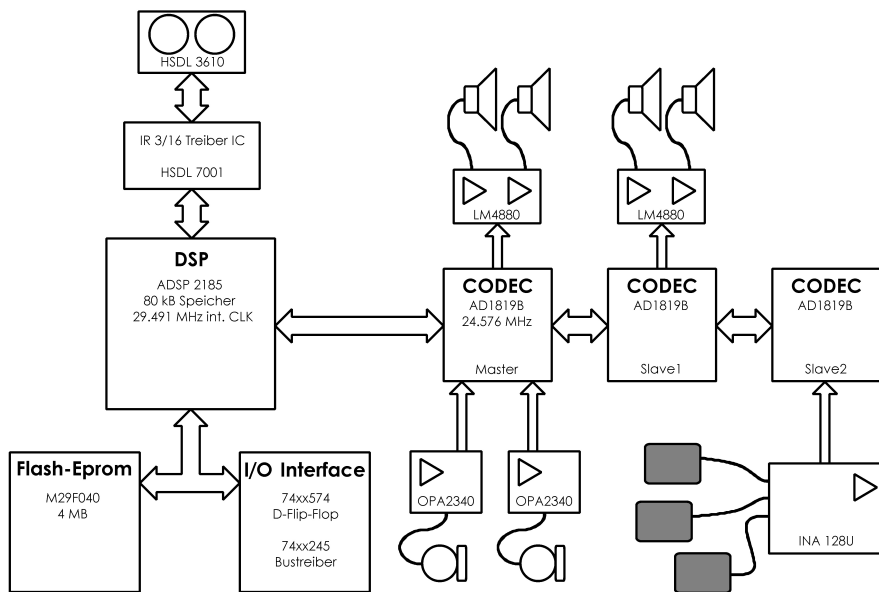


Bild 6.2: Komponenten der Messplattform (Headset)

Die kabellose Kommunikation zwischen Headset und PC erfolgt auf physikalischer Ebene über Infrarot<sup>1)</sup>. Die Protokollschicht wurde unabhängig vom IrDA 1.0 Standard eigens an die begrenzten Ressourcen des eingebetteten Systems entwickelt. Die maximale Übertragungsgeschwindigkeit beträgt in Anlehnung an die RS232 Schnittstelle 115200 bit/s. Für alle Messwerte sollte eine Auflösung von 16 bit ausreichen, da dies einem Signal zu Quantisierungsrauschabstand von 96 dB entspricht und die klinischen Anforderungen erfüllt (siehe auch Tabelle 3.2). Somit lassen sich pro Sekunde etwa 5760 Rohdatenwerte (unkomprimiert) übertragen. Da bei einer DPOAE-Messung z.B. mit 20 kHz Abtastfrequenz, pro Sekunde 20000 Messwerte anfallen, ist eine Vorverarbeitung auf dem eingebetteten System nötig, um die Messwerte mit der beschriebenen IR-Schnittstelle übertragen zu können. Eine Rohdatenübertragung kann damit nicht erreicht werden, ohne jedoch den diagnostischen Nutzen zu gefährden.

Ein preisgünstiger 16-bit digitaler Signalprozessor (DSP: ADSP2185) von Analog Devices sowie einfach anschließbare AD-DA-Wandler (CODECs: AD1819b) nach dem AC97 Protokoll wurden ausgewählt, um die notwendige Vorverarbeitung, Ablaufsteuerung und Signalerzeugung zu gewährleisten. Durch die Kaskadierbarkeit der CODECs und den schaltbaren Abtastraten im 1 Hz Abstand von 7 kHz bis 48 kHz konnten die Anforderungen von

<sup>1)</sup> IrDA 1.0 mit maximalen Übertragungsraten von 115200 bit/s



6 Ausgangs und 4 Eingangskanäle erfüllt werden. Je nach Bedarf können die Abtastraten und somit die Frequenzauflösung der Signale in den einzelnen CODECs nach Gleichung 6.1 unterschiedlich verändert werden.

$$\Delta f_{res} = \frac{f_s}{N_P} \quad (6.1)$$

Aufgrund der ausreichend hohen Rechenleistung des DSP mit 33 MIPS, und um den Hardwarebedarf für die IR-Schnittstelle gering zu halten, konnte die Kommunikation zum Diagnose-PC über Software-UART realisiert werden. In Bild 6.2 sind die Komponenten der Messplattform schematisch dargestellt.

Die erforderlichen Reizsignale (Sinustöne, Klicksignale) können vom DSP generiert und die Vorverarbeitung der zu erfassenden Daten (synchrone Mittelung, Artefaktvermeidung, ...) durchgeführt werden. Zur Visualisierung, Aufbereitung und Speicherung werden die Daten an den PC weitergeleitet.

Da keine Patientendaten auf dem Headset gespeichert werden sollen, war es möglich ohne besondere zusätzliche Speicheranforderungen auszukommen. Software-Erweiterungen auf dem DSP waren durch die modulare Struktur bereits vorab eingeplant, indem beim Einschalten des Headsets lediglich ein Initialisierungsprogramm (Monitor) mit Selbstkontrolle, den Steuerungs- und Kommunikationsbefehlen sowie elementaren Bestandteilen der Stimulation und Erfassung auf einem Flash-EEPROM in den internen Speicher des Prozessors geladen werden. Weitere Programmteile können für individuelle Anforderungen auch im Nachhinein noch an das Headset übertragen werden.

Der PC steuert den Ablauf auf der Messplattform durch einfach strukturierte Befehle über IR. Dadurch können Einstellungen vorgenommen werden, Daten auf den DSP aufgespielt werden oder auch Messabläufe angestoßen werden. Dazu ist auf dem DSP die in Bild 6.3 schematisch dargestellte Software-Struktur implementiert. Die wichtigsten Bestandteile sind die variabel aktivierbaren ISR sowie die 'Periodic-Routines'. In den ISR finden hauptsächlich die synchrone Reizerzeugung und Signalaufnahme sowie Mittelungen statt. In den Periodic-Routines, welche als Ersatz einer Idle-Task anzusehen sind, wird die IR-Kommunikation überwacht, sowie weitere Analysen wie Artefaktbestimmung, DFT oder wiederum Mittelungen durchgeführt.

### Restriktionen der Bandbreiten und Frequenzauflösungen

Es konnten durchwegs günstige, commercial-off-the-shelf (COTS) Komponenten ausgewählt werden, ohne das System entscheidend zu beeinträchtigen. Dennoch sind mit der Wahl der Komponenten Restriktionen verbunden, die hier nur stichpunktartig aufgelistet werden.

- Durch die Verwendung eines Software UART entsteht eine Beschränkung der maximal zulässigen Anzahl an Befehlen der Interrupt Service Routinen (ISR), des CODEC sowie des Timers<sup>2)</sup> auf dem ADSP2185. Abhängig von der gewählten

<sup>2)</sup> Die Timer ISR ist niedriger Priorität und für die korrekte Taktung des UART zuständig.

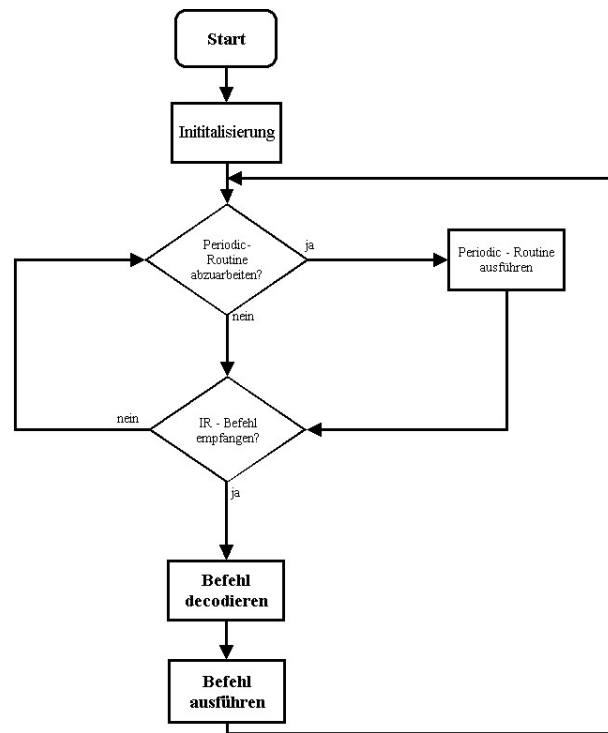


Bild 6.3: Struktur der Software auf dem DSP.

Übertragungsgeschwindigkeit zwischen PC und Messplattform ergeben sich maximal 53 (Ein-Takt-)Befehle der CODEC ISR bei 9600 bit/s und 754 Befehlen bei 115200 bit/s.

- Aufgrund der separat einstellbaren Abtastraten  $f_s$  der CODECs ergibt sich abhängig von der gewählten Länge  $N_P$  eines Messabschnitts (Framelänge) eine Frequenzauflösung von  $\Delta f_{res} = 3.4$  Hz (bei ASSR:  $N_P = 2048$ ,  $f_s = 7000$  Hz) bis  $\Delta f_{res} = 19.5$  Hz (bei DPOAE:  $N_P = 1024$ ,  $f_{s,max} = 20000$  Hz). Eine Übersicht über die favorisierten Frequenzauflösungen ist in Tabelle 6.1 dargestellt und kann mit Gleichung 6.1 berechnet werden.
- Bei binauraler DPOAE-Messung tritt die größte Datenmenge zur Übertragung an den PC auf. Da zeitgleich Daten aufgemittelt und Übertragen werden sollen, resultieren untere Schranken der Vormittlungszeiten auf dem DSP, die in Tabelle 6.2 aufgelistet sind. Dabei muss die Mittlungsdauer auf dem DSP gewährleisten, dass die Kommunikation zwischen DSP und PC in beide Richtungen möglich bleibt und nicht durch unidirektionale Sendung der Daten blockiert wird.
- Die Messabschnitte müssen an die Frequenzen der erwarteten Signalfrequenzen angepasst werden. Um Leakage-Effekte zu vermeiden müssen ganzzahlige Perioden des Signals (DPOAE, ASSR) kontinuierlich in einen Frame aufgenommen werden können. Durch Variation der Abtastraten und Auswahl der Stimulusfrequenzen

Frequenzbereich	$\Delta f_{res}$ ( $N_P=1024$ )	$\Delta f_{res}$ ( $N_P=2048$ )	$f_s$
$4 \text{ kHz} \leq f < 10 \text{ kHz}$	19,5 Hz	9,8 Hz	20 kHz
alternativ	16,4 Hz	8,2 Hz	16,8 kHz
$2 \text{ kHz} \leq f < 4 \text{ kHz}$	13,7 Hz	6,8 Hz	14 kHz
$f < 2 \text{ kHz}$	6,8 Hz	3,4 Hz	7 kHz

Tabelle 6.1: Variable Frequenzauflösung und Samplingfrequenz

Verbindungsgeschwindigkeit	Daten-Übertragungszeit	Mittelungsdauer (DSP)
9600 bit/s	4,4 s	6 s
19200 bit/s	2,2 s	3 s
38400 bit/s	1,1 s	2 s
57600 bit/s	0,7 s	1 s

Tabelle 6.2: Mittelungsdauer in Abhängigkeit der Verbindungsgeschwindigkeit

kann auch bei konstanter Pufferlänge<sup>3)</sup> ein 'Auslaufen' der Signalenergie vermieden werden. Die Beschränkung der Datenaufnahme besteht in Analogie zur Frequenzauflösung der Signalgenerierung.

- Sowohl bei Signalaufnahme als auch Generierung muss das Nuyquist Kriterium beachtet werden. Die maximal darstellbare Frequenz ist (in der Praxis unterhalb)  $\frac{f_s}{2}$ .

### PC als Diagnose-PC und Benutzerschnittstelle

Der Datenaustausch zwischen dem Headset und dem Steuerrechner findet über eine Infrarotschnittstelle statt.

Um möglichst einfach die Daten per Infrarot aus prinzipiell abgeschirmten Messkammern an einen PC außerhalb der Messkammer übertragen zu können, wurde ein externer IrDA-Transceiver (Actisys 220) eingesetzt, der über ein serielles Protokoll direkt über die RS-232-Schnittstelle anzu-steuern ist<sup>4)</sup>. Das Gerät besteht aus einer RS-232-Schnittstelle, die zum Beginn der Entwicklung als PC-Standardschnittstelle in jedem handelsüblichen PC vorhanden war. Desweiteren enthält es eine integrierte Schaltung aus Treiber- und Transceiverbausteinen. Die Reichweite beträgt wenige Meter und die möglichen Übertragungsgeschwin-

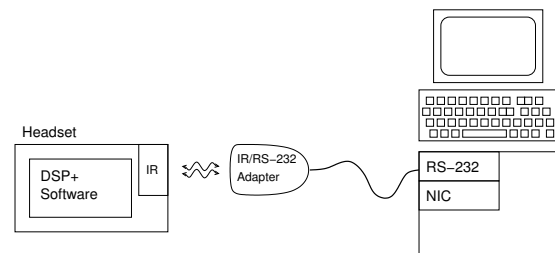


Bild 6.4: Headset und Rechner mit IR-Dongle

<sup>3)</sup> Die Pufferlänge sollte konstant gehalten werden, da z.B. für eine FFT an die Pufferlänge die Voraussetzung gestellt wird eine ganzzahlige Zweierpotenz zu sein.

<sup>4)</sup> Das Gerät wird aufgrund der Ähnlichkeit mit Hardware aus dem Bereich Kopierschutz u.a. auch als Dongle bezeichnet.

digkeiten liegen zwischen 9600 baud und 115200 baud.

Über die Netzwerkschnittstelle (NIC<sup>5)</sup>) des Diagnose-PC ergeben sich diverse, telemedizinische Anwendungsmöglichkeiten des Messsystems, sowie die Möglichkeit die Softwarekomponenten betriebssystemunabhängig zu gestalten.

**Linux als Entwicklungsplattform** In den Anforderungen bereits erwähnt ist das Bestreben, dass auf dem Diagnose-PC möglichst betriebssystemunabhängige Software zum Einsatz kommen sollte. Da Interpreter-Sprachen wie Java zu Projektbeginn aufgrund Performancegründen ausschieden, sollte unter Linux mit C/C++ entwickelt werden. Unter Zuhilfenahme der grafischen Bibliotheken QT entstand ein Programmcode, der auf verschiedenen Betriebssystemen lauffähig ist. Die Entwicklung unter Linux half Entwicklungskosten zu minimieren<sup>6)</sup> und Quellcode der Treiberbausteine einfach adaptieren zu können. Mit Linux Kernel 2.4.x und 2.6.x, Macintosh X10 und Windows XP konnte die resultierende Software bereits erfolgreich getestet und angewendet werden.

**(Telemedizinische) Einsatzszenarien** Die Software des Diagnose-PC wurde (künstlich) in zwei Module aufgeteilt, die über Netzwerk-Sockets miteinander kommunizieren. Im Modul der Ablaufsteuerung (AS) wurde der Programmcode gebündelt, der direkt die Datenkommunikation über die serielle Schnittstelle regelt. Alle aufgenommenen Daten werden gesichert und anstehende Steuerbefehle zeitlich angepasst<sup>7)</sup> an die Messplattform abgesetzt. Elemente der AS greifen auf Hardware-Treibermodule zu und sind dadurch betriebssystemunabhängig. Das zweite Modul der Software auf dem Diagnose PC beinhaltet alle Elemente, die zur Visualisierung der Daten und zu Benutzereingaben nötig sind. Sie kann vereinfacht als grafische Benutzerschnittstelle (GUI) bezeichnet werden. Da die Visualisierung und Darstellung der Daten als zeitunkritisch anzusehen ist, kann die Kommunikation zwischen AS und GUI mittels TCP/IP erfolgen<sup>8)</sup>. Verwendet man zur Programmierung der GUI Standardbibliotheken, die auf unterschiedlichen Betriebssystemen lauffähig sind, resultiert eine gewisse Plattformunabhängigkeit. Lediglich das Minimalmodul der AS ist plattformgebunden, alle weiteren Module können an die Vorlieben des Benutzers angepasst werden ohne Programmcode verändern zu müssen. In den Bildern 6.5(a) bis 6.5(c) sind diverse Konstellationen des gesamten Messsystems schematisch dargestellt. Neben der Hauptanwendung im Projektumfeld nach Bild 6.5(b) sind auch die anderen Konstellationen erfolgreich getestet worden. Ersetzt man den Thin-Client in Bild 6.5(a) durch einen Pocket-PC ergibt sich die Konstellation, die im Abschnitt 9 erwähnt wird.

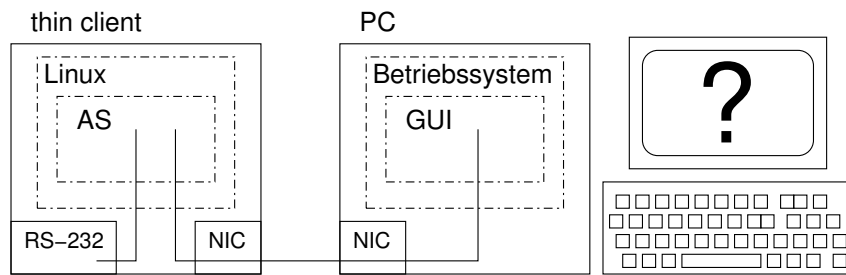
---

<sup>5)</sup> NIC ist die Abkürzung für Network Interface Card

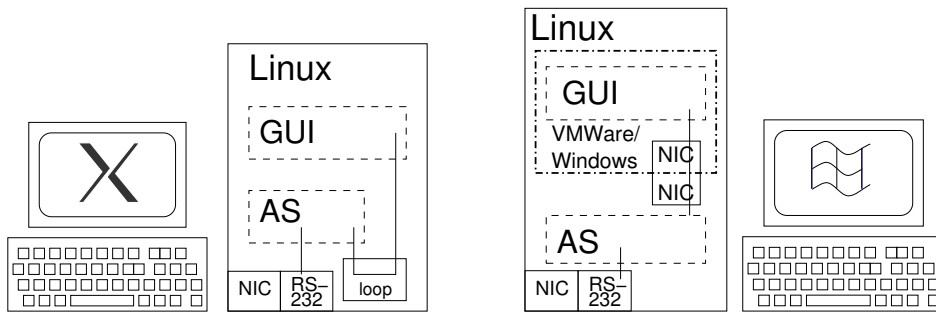
<sup>6)</sup> Bei kommerzieller Vermarktung können Lizenzgebühren fällig werden.

<sup>7)</sup> Durch die IR-Übertragung dürfen nicht zeitgleich von der Messplattform und dem Diagnose-PC Daten gesendet werden. Während einer laufenden Messung agiert der Diagnose-PC deshalb nur innerhalb eines Zeitfensters unmittelbar nachdem Daten empfangen wurden.

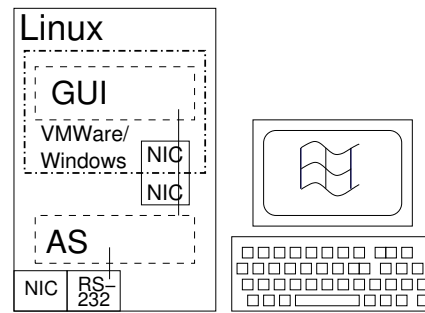
<sup>8)</sup> Bei der Kommunikation zwischen AS und Messplattform werden korruptierte Datenpakete einfach verworfen, was eine gewisse Ähnlichkeit mit dem Universal Datagram Protokoll (UDP) hat. Im Gegensatz dazu beinhaltet der Datenaustausch zwischen AS und GUI die selbständige Korrektur von Fehlern sowie die Neusendung verlorengangener Datenpakete.



(a) Remote mit Thin-Client



(b) Lokal unter Linux



(c) Lokal unter Windows

Bild 6.5: Lokale und telemedizinische Anwendungsszenarien der Benutzerschnittstelle mit unterschiedlichen Betriebssystemen.

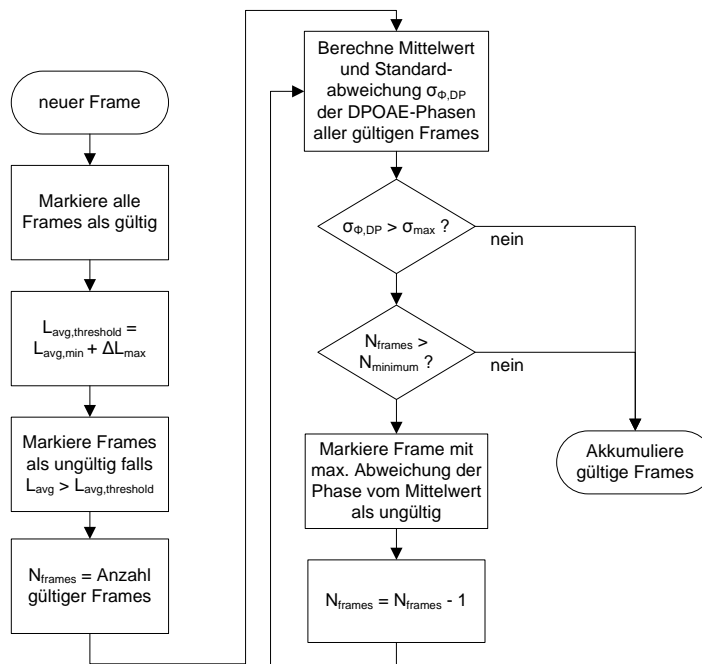


Bild 6.6: Ablaufdiagramm der Artefaktunterdrückung bei DPOAE

**Speicherformat und Auswertungsmöglichkeiten** Die während einer Mess-Sitzung anfallenden Daten und Parameter der Messung werden den Patientendaten zugeordnet und gespeichert. Dies wurde in Anlehnung an das XML Format implementiert, um sowohl das erneute Laden und Betrachten der Daten innerhalb der Messsoftware als auch die weitere Verarbeitung und Auswertung der Daten mit externen Programmen, z.B. mit Matlab, zu ermöglichen. Zur Veranschaulichung ist die grafischen Benutzeroberfläche in Bild 6.8 dargestellt und mit kurzen Erläuterungen zur Struktur der Eingabemaske versehen.

**Artefaktvermeidung bei DPOAE** Durch Analyse der empfangenen Messdaten können unregelmäßig auftretende Artefakte bei der DPOAE Messung<sup>9)</sup> eliminiert werden. Da die Reproduzierbarkeit der DPOAE in Wiederholungsmessungen sehr hoch ist, können einzelne Messabschnitte der DPOAE im Vergleich zueinander Aufschluss über deren Güte geben. Die Ermittlung der Leistung im gesamten Spektralbereich  $L_{avg}$  sowie der Vergleich von Standardabweichung  $\sigma$  des Pegels und der Phase der DPOAE Messabschnitte, läßt eine automatisierte Kennzeichnung gestörter Daten zu. Über parametrierbare Schwellwerte, wie minimale Messdauer, maximale Standardabweichung von Pegel und Phase, können korrumpierte Messabschnitte aussortiert werden bevor sie das Gesamtergebnis beeinträchtigen. Die Schwellwerte konnten aus der Literatur hergeleitet bzw. über eigene, heuristische Messungen gewonnen werden. Die Vorgehensweise ist in Bild 6.6 in Form eines Ablaufdiagramms dargestellt. Bei einem selektiven Ausschluss einzelner Frames ist darauf

<sup>9)</sup> Die Geräusche durch Schlucken oder Räuspern des Patienten bzw. andersartiger Umgebungslärm machen eine Messung der DPOAE mit den Einsteckohrsonden zeitweise unmöglich.

zu achten, dass durch die Artefaktunterdrückung nicht nur solche Frames für gültig erklärt werden, die eine Detektion der DPOAE nach dem verwendeten Kriterium begünstigen. Als objektives DPOAE-Detektionskriterium wird entsprechend nicht die Stabilität der Phase herangezogen, die direkt von der Artefaktunterdrückung verbessert wird, sondern das SNR des DPOAE-Pegels gegenüber dem Umgebungsrauschen (siehe Abschnitt 5.2).

**Beschleunigter Messablauf bei der DPOAE Messung** Untersuchungen von Neely et al. [132] haben gezeigt, dass mit kontinuierlich variierenden Stimuluspegeln innerhalb von etwa 16 s DPOAE-I/O-Funktionen über einen  $L_2$ -Bereich von 80 bis -20 dB SPL aufgenommen werden können. Das Prinzip des Verfahrens ist in Bild 6.7 dargestellt und erläutert. Ohne Änderung der Hardware ließ sich das Verfahren nicht auf der Messplatt-

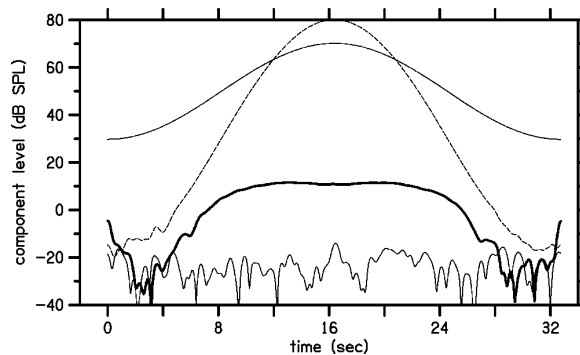


Bild 6.7: DPOAE-Messverfahren nach Neely [132]: Der Primärtonpegel  $L_2$  wird sinusförmig variiert (gestrichelte Linie),  $L_1$  folgt entsprechend dem Anregeparadigma (durchgezogene Linie). Die gemessenen DPOAE- und Rauschpegel (dicke bzw. dünne Linie) sind in der unteren Bildhälfte zu sehen. Innerhalb von ca. 32 Sekunden kann eine I/O-Funktion inklusive Wiederholung aufgenommen werden.

form umsetzen, da die Menge an anfallenden Rohdaten weder im Speicher des DSP (80 kByte) gepuffert, noch in Echtzeit über die IR-Verbindung übertragen werden kann. Desweiteren muss beachtet werden, dass sich das SNR einer DPOAE-Messung, welches zur Beurteilung der Validität der DPOAE benutzt wird, mit zunehmender Mittelungsdauer verbessert. Eine Annäherung an das Verfahren konnte erreicht werden, indem man bei jedem DPOAE-Messpunkt die minimal mögliche Mittelungsdauer verwendet.

Ziel der Mittelung ist es, die spektrale Amplitude reizunkorrelierter Signalanteile zu minimieren. Reizkorrelierte Signale werden durch die Mittelung nicht beeinflusst<sup>10)</sup>. Jeder Messabschnitt kann DPOAE unterschiedlicher Primärtonpegelanregung enthalten, was durch eine Ablaufsteuerung automatisiert gesteuert wird. Sofern die Primärtonfrequenzen unterschiedlicher Messabschnitte nicht den betrachteten Frequenzbereich der DPOAE überlagern, können zur Abschätzung des Rauschniveaus verschiedene Messabschnitte gemeinsam betrachtet werden.

<sup>10)</sup> Mit längerer Mittelungsdauer verringert sich der Einfluss zufälliger Störanteile im Signal.



## 6 Entwicklung eines Messsystems zur Fusion verschiedener objektiver Methoden der Audiometrie

Bei der Aufnahme einer DPOAE I/O-Funktion ändern sich z.B. lediglich die Primärtonpegel. Es ist nicht zu erwarten, dass diese Pegeländerungen Auswirkungen auf die spektralen Amplituden des Frequenzbereichs in der Umgebung der DPOAE haben. Zur Detektion eines Signals nach dem SNR-Kriterium (z.B.  $\text{SNR} > 6 \text{ dB}$ ) kann das Rauschniveau der gesamten I/O-Funktion herangezogen werden. Als Unsicherheit verbleiben Energieanteile etwaiger Störungen im DPOAE-Pegel selbst, die wiederum durch die beschriebene Analyse der Phase (auch über die gesamte I/O-Funktion) entdeckt werden können. In der Implementierung des Messsystems werden, bei der optionalen Verwendung des beschleunigten Verfahrens, automatisch Wiederholungsmessungen mit den Primärtönen angestoßen, an denen invalide DPOAE gemessen werden konnten.

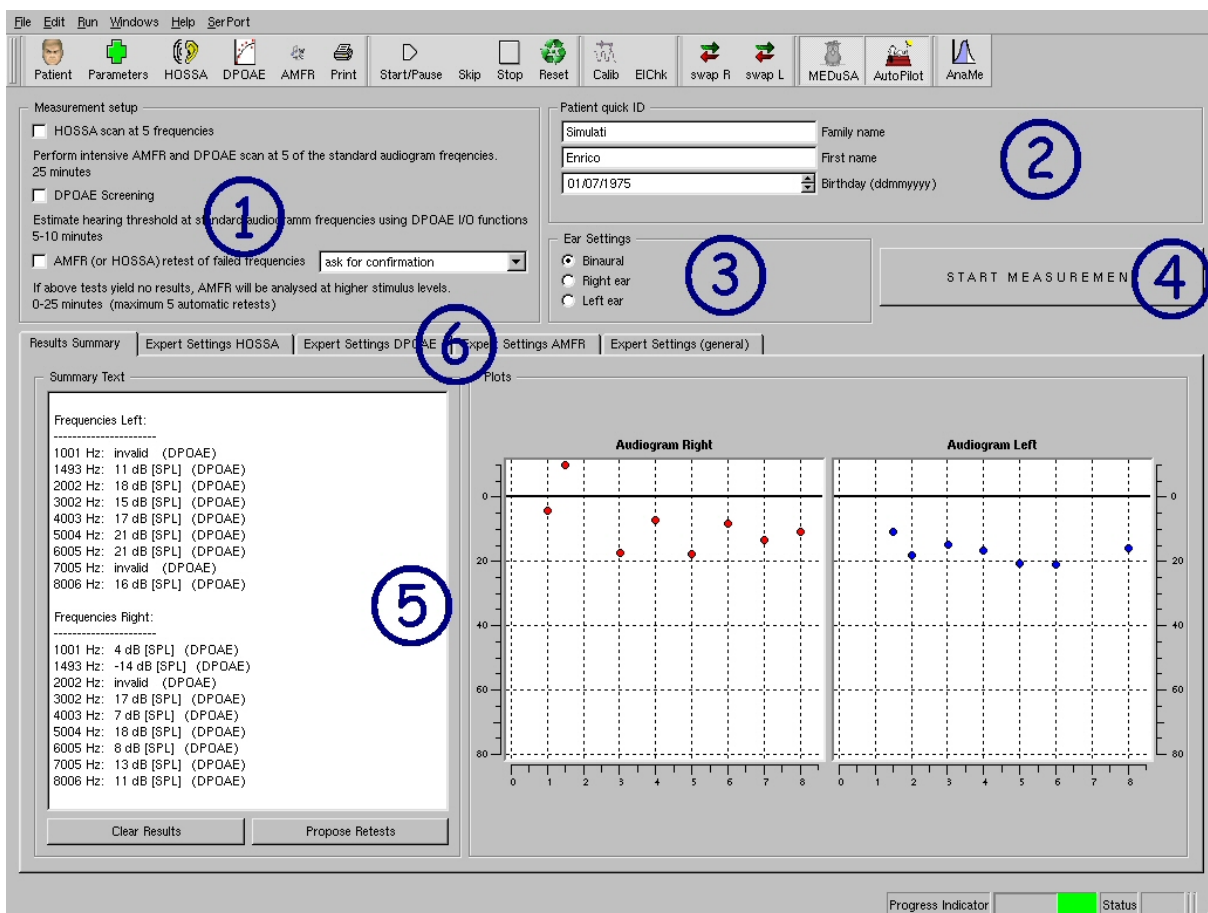


Bild 6.8: Benutzeroberfläche des Messsystems: Startfenster zur Parametereingabe sowie Ergebnisüberblick.

**Benutzeroberfläche** Das Messsystem verfügt über zahlreiche Möglichkeiten der Parametrierung und muss zugleich für die Anwendung im klinischen Betrieb eine einfache Benutzerschnittstelle zur Verfügung stellen. Mit der Benutzeroberfläche in Bild 6.8 kann beiden Ansprüchen begegnet werden.

1. Auswahl der (kombinierbaren) Messverfahren (HOSSA<sup>11</sup>), DPOAE, ASSR). Die gewählten Messungen werden vorab parametrisiert und automatisch durchgeführt.
2. Eingabe der wichtigsten Daten des Patient. Weitere Daten können in einer separaten Eingabemaske auch nach Beginn der Messung ergänzt werden.
3. Parameter der Messung wie monaurale oder binaurale Messung können ausgewählt werden.
4. Nachdem Angaben zu 1. bis 3. gemacht sind, können die Messungen über die Schaltfläche  gestartet werden. Der Ablauf ist vollständig automatisiert. Während der Messungen wird das entsprechende Messfenster dargestellt, um dem Untersucher die Ergebnisse der Messung online zu visualisieren.
5. Nach Abschluss aller parametrisierten Messungen wird eine einfache Zusammenfassung der Ergebnisse der Hörschwellschätzung (in Textform und als Audiogramm) angezeigt.
6. Detaillierte Einstellungsmöglichkeiten der Parameter für die automatisierten Messungen sind in den Experten-Einstellungen hinterlegt und können beliebig angepasst werden. Auch ohne automatische Ablaufsteuerung können manuell parametrisierte (Reihen von) Einzelmessungen ausgeführt werden.

## 6.3 Hinweise zur Signalverarbeitung für die Erfassung von ASSR

Durch Picton und John [148] und Small und Stapels [172] ist ausführlich beschrieben, wie systembedingte Artefakte mit dem MASTER-System fälschlich als ASSR erfasst werden konnten. Obwohl dies durch günstiges Systemdesign vermieden werden kann, müssen alle Prinzipien der Signalverarbeitung bei der Erfassung der Signale beachtet werden. Da diese Fehler im MASTER System vorhanden waren, welches in der Literatur oft als Referenzsystem verwendet wird, sollen die Probleme kurz verdeutlicht werden.

Vor allem durch die Rückfaltung artifiziell eingestreuter Signale im hohen Reizpegelbereich konnten im MASTER-System rein artifizielle ASSR Antworten erfasst werden. Besonders ungünstig war, nach Angaben der Autoren, die Konstellation bei Verwendung von Knochenleitungshörern. Im MASTER-System werden bei der Abtastung der EEG-Signale Abtastraten im Bereich von 500 Hz - 1,5 kHz benutzt. Da die Trägerfrequenzen der Stimuli meist bei den gängigen audiologischen Frequenzen von  $f_{tr}=500$  Hz, 1 kHz, 2kHz liegen, besteht die Gefahr, dass die abgestrahlten Stimuli, eingekoppelt auf die EEG-Elektroden, direkt in den relevanten Messbereich rückgefaltet werden. Die mit der Frequenz  $f_{mod}$  amplitudenmodulierten Sinussignale (SAM) zeigen im Frequenzspektrum Energieanteile der Frequenzen  $f_{tr} \pm f_{mod}$  auf. Diese Energie kann durch elektromagnetische Abstrahlung

---

<sup>11</sup>) HOSSA steht für eine hybride Messung von DPOAE und ASSR, welche in Kapitel 7 beschrieben wird.

der Wandler bzw. des Gesamtsystems auf das Eingangssignal einstreuen. Durch die Verwendung von Abtastraten, welche ganzzahlige Bruchteile der benutzten Trägerfrequenzen darstellen, wird der eingestreute Artefakt exakt an die Stelle der auszuwertenden Modulationsfrequenz rückgefaltet. Die eingestreute Energie der Frequenz  $f_{tr} \pm f_{mod}$  stellt sich im Eingangssignal als Energie der Frequenz  $f_{mod}$  dar. Bei hochpegeliger Anregung über 110 dB SPL mittels Kopfhörer oder bei 40 dB HL bei Knochenleitungshörer traten die Artefakte im MASTER-System gehäuft auf. In Einsteckhörern sind die Einflüsse geringer und im Bereich bis 90 dB SPL nicht störend.

Neben der Beachtung fundamentaler digitaler Signalverarbeitungsmethoden ist auch das analoge Erfassungssystem soweit als möglich vor externen Störquellen zu schützen. Die zur Vorbereitung dieser Dissertation erstellte Messplattform hat der Erfassung von externen Störquellen besonders Rechnung getragen, um eine robuste und störungsfreie Verwendung in der klinischen Praxis zu gewährleisten. Störsignale wurden deshalb zunächst bewusst mit erfasst, auch wenn dadurch die Frequenzauflösung beschränkt werden musste. Als Überblick sind im folgenden die wichtigsten Aspekte der implementierten Signalaufbereitung aufgelistet.

Die ASSR Messung wird pro Seite an zwei EEG Elektroden abgeleitet, deren Potenzial sich jeweils auf eine dritte Referenzelektrode beziehen.

- Gleichtakteinstreuungen auf beide Elektroden werden durch Differenzialverstärker reduziert.
- Impedanzanalyse der Elektroden zur Sicherstellung vergleichbarer Übergangswiderstände.
- Analoges Hochpassfilter mit Grenzfrequenz von 33 Hz (6 dB/Oktave). Tiefpassfilter bei 3,5 kHz bzw. 4,3 kHz.
- Digitaler Notch-Noise Filter, der einstreuende 50 Hz Schwingungen adaptiv unterdrückt (USA 60 Hz).
- Maximale Ausnutzung des verfügbaren Aussteuerbereichs des CODECS von 2,8  $V_{pp}$ . Bis zu 5 - 10 % der Eingangssignale sollten diesen Wert überschreiten, um den Eingangsbereich ideal auszunutzen. Die Gesamtverstärkung des Signals liegt zwischen 17 000 (bei 40 Hz) und 25 000 (bei 80 Hz).
- Unabhängige Batterieversorgung des eingebetteten Systems.
- Adaptive Schwellenbestimmung (Mittelwerte und Varianzen) der EEG-Grundleistung des ruhenden Patienten, um außergewöhnliche EEG-Muster (z.B. Bewegungsartefakte) vorab ignorieren zu können.
- Detektion von weiteren Störungen des Systems (Clipping o.ä.), um gestörte Messwerte vorab zu ignorieren.
- Phasensynchrone Mittelung der erfassten Daten zur Unterdrückung von 'weißen' Störungen. Zur Mittelung wird die doppelte Wortbreite des DSP von 32 bit verwendet.

- Dekorrelation der Aktivität des digitalen Signalprozessors (Verschiebung von idletimes) vom Mittelungsprozess, um Einstreuungen des Prozessors zu minimieren.
- Der erzeugte Stimulus hat seine Leistung zumeist in Bereichen der Trägerfrequenzen von 500 Hz, 1000 Hz usw. mit den Modulationsfrequenzen um die 40 Hz bzw. 80 Hz, welche in Seitenbänder um die Trägerfrequenzen resultieren. Somit ist z.B. ein Reizartefakt bei 460 Hz, 500 Hz und 540 Hz zu erwarten, die auf diskrete Einstreuung der Reizerzeugung auf die Elektroden resultieren. Das erwartete ASSR Signal wird exakt an der 40 Hz Linie beobachtet und wird somit nicht von den erzeugten akustischen Reizen beeinflusst. Die Abtastfrequenz der EEG-Elektroden wird auf 7 kHz bzw. 8,6 kHz gesetzt, um Rückfaltungen hochfrequenter Störungen zu vermeiden.
- Eine ASSR Antwort wird statistisch mittels Phasenstatistik (siehe Abschnitt 5.2) und F-Test auf einem gewählten Signifikanzniveau abgesichert.
- Das Messsystem wurde an einem Impedanznetzwerk nach Vorgabe der ADANO [7] negativ (also erfolgreich) auf artifizielle Einstreuungen verifiziert.

Das zentrale, messtechnische Problem, welches sich generell bei der Ableitung akustisch evozierter Potenziale stellt, ist das sehr schlechte Signal-Rauschverhältnis (SNR). Dem eigentlichen ASSR-Nutzsignal sind zahlreiche Störsignale überlagert. Einen Hauptbeitrag leisten die gleichzeitig abgeleiteten EEG-Potenziale, deren Amplituden im  $\mu\text{V}$ -Bereich anzusiedeln sind und somit die ASSR-Potenziale (nV) übertreffen.

## 6.4 Test der Funktionalitäten

Neben der Inbetriebnahme der erstellten Hard- und Software stand die Validität der Messdaten im Vordergrund, die mit der neu erstellten Messumgebung (Messplattform i.V.m. Diagnose-PC) erzielt werden konnten. Im Folgenden werden relevante Messergebnisse und Vergleiche zu klinisch erprobten Geräten auszugsweise dargestellt.

### 6.4.1 Messplattform und Ohrsonden

**Absolutkalibrierung der Mikrofonempfindlichkeit** Um aus den Spannungswerten eines Mikrofons Schalldruckpegel errechnen zu können, ist es notwendig, die Mikrofonverstärkung zu kennen. Laut Datenblatt der ER-10C Ohrsonde (vgl. [56], [175]) beträgt die Mikrofonempfindlichkeit  $50 \frac{\text{mV}}{\text{Pa}}$ .

Laut Bild 4.1(a) ist Mikrofonempfindlichkeit über den interessierenden Frequenzbereich bis 10 kHz nahezu konstant. In erster Näherung könnte daher von einer konstanten Mikrofonübertragungskennlinie ausgegangen werden. Die Mikrofonempfindlichkeit aus dem Datenblatt ist jedoch nur gültig, wenn die Sonde über eine mitgelieferte Verstärkerschaltung angeschlossen wird. Aufgrund der technischen Rahmenbedingungen war dies nicht möglich,

so dass die Sonde über eigene Verstärkerbausteine angesteuert werden musste. Eine erneute Bestimmung der Empfindlichkeiten im Verbund mit der Messplattform war deshalb nötig. Diese wurden für die ER10C Sonde von Etymotic Research und einer Neuentwicklung der Firma Fischer-Zoth namens PRE-D durchgeführt.

**Übliche Kalibrierungsverfahren** In der Literatur (vgl. [31]) wird zur Kalibrierung empfohlen, die Ohrsonde zusammen mit einem kalibrierten Schalldruckpegelmesser in einem 1 kHz Schallfeld zu platzieren. Die Spannung am Mikrofonausgang wird mit einem Oszilloskop gemessen und die Ohrsonde solange bewegt, bis die gemessene Spannung am Oszilloskop maximal wird. Dies ist notwendig um sicherzustellen, dass das Mikrofon in der Ohrsonde nicht an einer Stelle mit destruktiver Interferenz liegt, sofern stehende Wellen auftreten. Der Schalldruckpegelmesser wird neben der Ohrsonde platziert und ebenfalls solange im Umfeld der Sonde verschoben, bis die Anzeige maximal ist. Anschließend wird das Lautsprecher-signal solange verstärkt, bis das Schallfeld einen Schalldruck von 94 dB SPL erreicht. Dann wird die Spitzenspannung  $\hat{U}_{Mic}$  des Mikrofonausgangs am Oszilloskop abgelesen. Dieser Spannungswert entspricht der Spitzenspannung, hervorgerufen durch ein 1 Pa starkes Schallfeld (siehe auch Bild 2.1). Um die Mikrofonempfindlichkeit  $K_{Mic}$  zu erhalten, muss der Spannungswert noch mit  $\frac{1}{\sqrt{2}}$  skaliert werden:

$$K_{Mic} = \frac{1}{\sqrt{2}} \cdot \hat{U}_{Mic} \left[ \frac{mV}{Pa} \right] \quad (6.2)$$

**Verwendete Kalibrieremethode** Da die notwendige Ausrüstung zur Messung der Mikrofonempfindlichkeit nicht zur Verfügung stand, wurde ein Ohrsimulator mit zugehörigem Messverstärker der Firma Brüel & Kjær [38] zur Sensitivitätsbestimmung des Gesamtsystems verwendet<sup>12)</sup>. An der Anzeige des Messverstärkers kann der Schalldruck abgelesen werden, der dem Schalldruck am Trommelfell eines Menschen entspricht, der sich im gleichen Schallfeld aufhält. Da die Messung von DPOAEs nicht im Freifeld erfolgen, sondern im Gehörgang durchgeführt wird, ist diese Art der Bestimmung der Mikrofonsensitivität besser geeignet. Der Messaufbau ist schematisch in Bild 6.9 dargestellt.

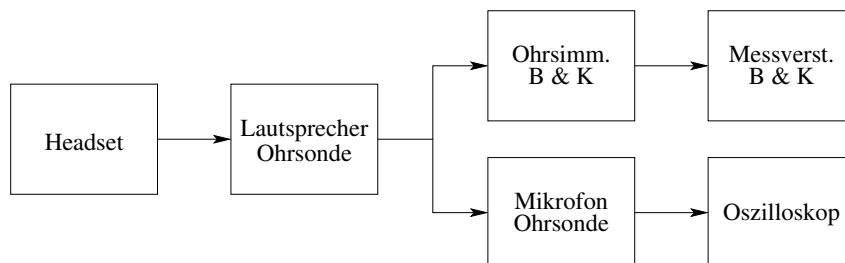


Bild 6.9: Messaufbau zur Messung der Mikrofonempfindlichkeit

<sup>12)</sup> Der Ohrsimulator ist eine technische Nachbildung des menschlichen Gehörgangs und Mittelohres. Am Ort des nachgebildeten Trommelfells ist ein kalibriertes Mikrofon enthalten.

Die Ohrsonde wurde im Simulatorkopf platziert und ein Sinuston von 1 kHz und 94 dB SPL erzeugt. Dazu wurde die Spannung an den Subminiaturlautsprechern der Sonde solange verändert, bis der Messverstärker den konstanten Schalldruck von 94 dB SPL angezeigt hat. Da mit der gewählten Einstecktiefe am Ohrsimulator bei 1 kHz keine Interferenzen durch stehende Wellen auftreten, konnte auch am Mikrofon der Ohrsonde der gewünschte Schalldruck festgestellt werden<sup>13)</sup>. Die Spannung am Mikrofonausgang wird mit einem Oszilloskop gemessen und entsprechen dem Vorgehen in Abschnitt 6.4.1 verfahren. Die resultierenden Mikrofonempfindlichkeiten für die verwendeten Ohrsonden sind in Tabelle 6.3 eingetragen.

Ohrsonde	Mikrofonempfindlichkeit
ER-10C	$K_{Mic} = 23,6 \frac{mV}{Pa}$
PRE-D	$K_{Mic} = 16,9 \frac{mV}{Pa}$

Tabelle 6.3: Mikrofonempfindlichkeit der Ohrsonden

Nach dem Verschieben der Ohrsonden im Simulatorkopf um etwa 3mm wurde die Messung wiederholt und eine identische Mikrofonempfindlichkeit festgestellt. Dies kann als heuristischer Nachweis gelten, dass sich stehende Wellen nicht störend auswirken. Einschränkend anzumerken ist allerdings, dass die gemessenen Mikrofonempfindlichkeit durch kleine, relative Abweichungen des dargebotenen Schalldruckpegels  $L$  zu nennenswerten relativen Abweichungen im linearen Schalldruck  $p$  führen und entsprechende Abweichungen der ermittelten Mikrofonempfindlichkeit mit sich bringen können. Würde fälschlicherweise der Schalldruck durch die Ableseungenauigkeit auf  $L = 94,5dB(SPL)$  dargeboten, ergäbe sich ein Schalldruck nach Gleichung 6.4 von 1,06 Pa.

$$\begin{aligned} p &= p_0 \cdot 10^{\left(\frac{L}{20}\right)} \\ &= 20\mu Pa \cdot 10^{\left(\frac{94,5}{20}\right)} = 1,06 Pa \end{aligned} \quad (6.3)$$

Wird die Abweichung von 0,5 dB SPL ins Verhältnis zum gewünschten Schalldruck von 94 dB SPL gesetzt, ergibt sich ein Fehler von 0,5% durch die Ableseungenauigkeit. Dieser Fehler führt zu einem relativen Fehler von 6% im Schalldruck und fließt in die gemessene Lautsprecherempfindlichkeit mit ein.

Absolute Angaben verschiedener Messgeräte zur Erfassung von DPOAE können und müssen jedoch nie absolut miteinander verglichen werden. Die Ungenauigkeit kann insofern akzeptiert werden, da relative Vergleiche mit demselben Fehler behaftet sind und keine nennenswerten Auswirkungen auf die Detektion von DPOAE existieren. Die Kalibrierung der Stimuluspegel, die in Bezug auf Hörschwellenprädiktion o.ä. erfolgen muss, ist im Fall der ECCC nicht durch diese Fehler belastet<sup>14)</sup>.

Der gesamte Übertragungskanal besteht im Wesentlichen aus folgenden Teilen: DSP, Codec, analoger Ausgangsverstärker, Lautsprecher, akustischer Kanal, analoger Eingangsverstärker, Codec, DSP. Eine schematische Darstellung des Kanals liefert Bild 6.10.

<sup>13)</sup> Der Abstand der Sonde zum Trommelfell am Minimum einer stehenden Welle bei 1 kHz wäre nach Formel 4.2 8,3 cm (mit  $n = 0$ ).

<sup>14)</sup> Die ItE Kalibrierung oder CV Kalibrierung wären von Fehlern in der Sensitivität ebenfalls betroffen.

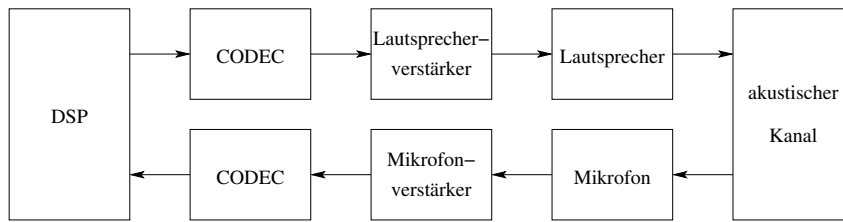


Bild 6.10: Komponenten des Übertragungskanals

In Bild 6.11 ist die Signalverarbeitung vom Mikrofon zum DSP im Detail dargestellt.

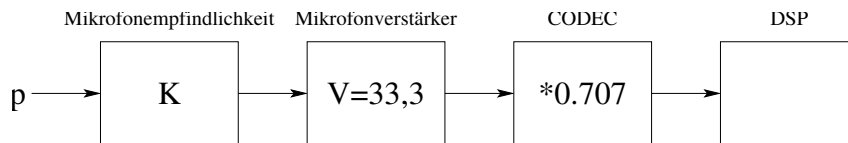


Bild 6.11: Skalierungsfaktoren des Schalldruckpegels vom Mikrofonsignal bis zum digitalen Zahlenwert im DSP.

Um aus den, vom CODEC erzeugten, Zahlenwerten den, am Mikrofon aufgenommenen, Schalldruck  $p_{rms}$  zu berechnen, wird nach folgender Formel vorgegangen:

$$p_{rms} = \frac{\sqrt{2} \cdot \text{Effektivwert}[V]}{K_{Mic} \cdot V_{MicAmp}} [\text{Pa}] \quad (6.4)$$

Aus dem Betragsspektrum des durch Störgeräusche überlagerten Sinussignals lässt sich dessen Amplitude direkt ablesen. Der Effektivwert berechnet sich daraus wie folgt:

$$\text{Effektivwert} = \frac{1}{\sqrt{2}} \cdot \text{Amplitude} \quad (6.5)$$

Aus den Formeln 6.4 und 6.5 folgt für den Effektivwert des Schalldrucks:

$$p_{rms} = \frac{\text{Amplitude}[V]}{K_{Mic} \cdot V_{MicAmp}} = \frac{\text{Amplitude}[V]}{33,3 \cdot K_{Mic}} \quad (6.6)$$

**Messung des Lautsprecherfrequenzgangs** Im Vergleich zu Bild 4.1(b) ergab sich durch die geänderte Vorverstärkungsschaltung ein anderer Frequenzgang der Lautsprecher der ER10C-Sonde. Entsprechend dem Messaufbau in Bild 6.12 wurde für beide Sonden allein die Lautsprecherfrequenzgänge ermittelt.

Bei diesem Aufbau wurde die Ohrsonde an das am Klinikum vorhandene Messsystem SYSid von Ariel Corporation (siehe [31]) angeschlossen. Dabei handelt es sich um ein Spektrometer das unterschiedliche Anregungssignale und Auswertemethoden zur Messung der Übertragungsfunktionen in Software implementiert hat. Für die Messung wurde ein



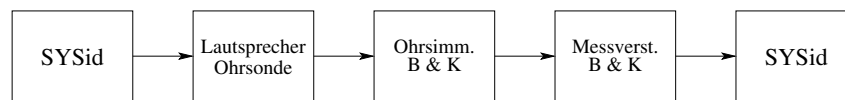


Bild 6.12: Messaufbau zur Messung des Lautsprecherfrequenzgangs

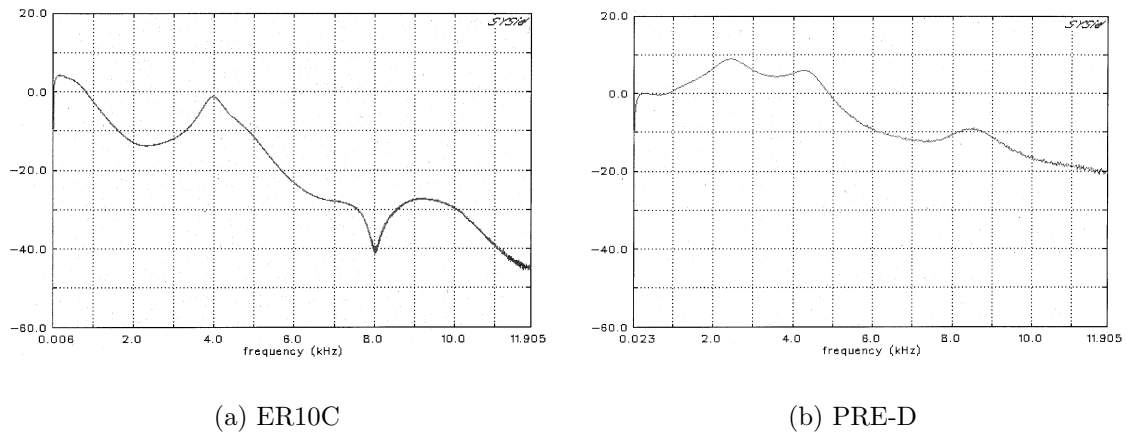


Bild 6.13: Übertragungsfunktion der jeweiligen Lautsprecher der Sonden ER10C und PRE-D

Lautsprecher direkt an den Ausgang der SYSid-Einbaukarte angeschlossen. Die Ohrsonde wurde wieder im Ohrsimulator platziert und der Ausgang des Messverstärkers von Brüel & Kjær mit dem Eingang der Karte verbunden. Die gemessenen Übertragungsfunktionen finden sich in Bild 6.13(a) für die Ohrsonde ER-10C und in Bild 6.13(b) für die Ohrsonde PRE-D von Fischer-Zoth. Als Anregung wurde ein Chirp-Signal mit 0,1 V Spitzenspannung ausgegeben.

Auf der x-Achse ist in beiden Bildern die Frequenz und auf der y-Achse die vom Messverstärker ausgegebene Spannung bezogen auf die Anregungsspannung im logarithmischen dB-Maßstab angegeben. Dieser Kurvenverlauf entspricht dem Unterschied zweier Töne unterschiedlicher Frequenz in dB SPL, zu deren Erzeugung ein Sinussignal mit gleicher Spannung verwendet wurde. Wie man aus den Grafiken erkennt, sind beide Lautsprecherfunktionen über der Frequenz nicht konstant. Vorverstärkung oder Filter könnten die Übertragungsfunktionen zwar glätten<sup>15)</sup>, durch die Kalibrierung nach ECCC ist jedoch auch keine flache Lautsprecherübertragungsfunktion notwendig. Beide Sonden haben bei höheren Frequenzen einen Abfall der Übertragungsfunktion, der sich limitierend auf maximal darstellbare Schalldruckpegel (ohne Verzerrung) auswirkt.

**Messung der Klirrfaktoren** Ein wichtiges Kriterium zur Beurteilung von Lautsprechern ist der Klirrfaktor. Mit ihm wird das Verhältnis der Signalenergie in den Oberwellen zur

<sup>15)</sup> Die Glättung wird im Fall des DP2000-Systems durch einer Filterung im Vorverstärkerkästchen (PIC) des Systems vorgenommen.

gesamten Signalenergie bezeichnet. Der Klirrfaktor wird als Zahlenwert in Prozent oder Promille angegeben. Mit dem Messaufbau aus Bild 6.14 wurde der Klirrfaktor bei den Audiometerfrequenzen für Pegel bis zu 100 dB SPL vermessen. Da bei DPOAE Messungen die physiologische Verzerrung gemessen wird, muss sichergestellt sein, dass die Messergebnisse nicht durch technische Verzerrungen korrumpiert werden.

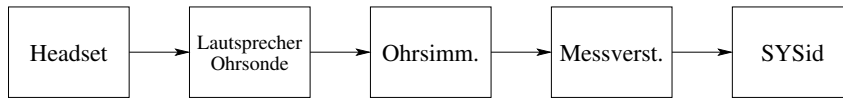


Bild 6.14: Messaufbau für die Messung des Klirrfaktors

Bei der Messung wurde ein Sinuston von der Messplattform (Headset) erzeugt und am Sondenlautsprecher ausgegeben. Dadurch konnte der Lautsprecherverstärker mit einbezogen werden. Gemessen wurde wieder über den Ohrsimulator mit dem Messverstärker und dem System SYSid. Aus dem gemessenen Spektrum wurde der Schalldruck  $p$  der Oberwellen ermittelt und der Klirrfaktor  $k$  mit Formel 6.7 berechnet<sup>16)</sup>.

$$k = \frac{\sum p_{\text{Oberwellen}}^2}{\sum p_{\text{Oberwellen}}^2 + p_{\text{Primärton}}^2} \quad (6.7)$$

Die gemessenen Klirrfaktoren in den Tabellen 6.4 und 6.5 sind Abschätzungen und vor allem relativ zum 'Klirrfaktor' des menschlichen Ohres von 3 % betrachtet werden (Janssen in [93]).

	1kHz	1,5kHz	2kHz	3kHz	4kHz	6kHz	8kHz
65dB	0	0	0	0	0	12,6	25,1
70dB	0	1,3	0	0	0	17,8	35,5
80dB	0	2,2	3,3	1,3	0,4	45,0	99,5
90dB	0	5,9	7,0	3,8	1,3	79,7	n.e.
100dB	2,7	8,8	16,5	5,4	2,4	n.e.	n.e.

Tabelle 6.4: Klirrfaktoren der Ohrsonde ER-10C in Promille. 'n.e.' bedeutet, der Pegel wurde für diese Frequenz nicht erreicht.

Die Klirrfaktoren sind in Promille angegeben. Bei den Frequenzen 6 kHz und 8 kHz konnten die Pegel 90 und 100 dB SPL aufgrund der Lautsprecherfrequenzgänge und der Lautsprecherverstärker nicht erreicht werden. Bei der ER-10C war bei 8 kHz der Pegel von 90 dB SPL nicht darstellbar. Der Klirrfaktor 0 besagt, dass keine Oberwellen festgestellt wurden. Für alle Schalldruckpegel unterhalb der in den Tabellen aufgeführten Werte konnten ebenfalls keine Klirrfaktoren mehr festgestellt werden. Für die valide Messung von DPOAEs müssen Oberwellen keinen direkten Einfluss auf das Ergebnis haben. Dorn

<sup>16)</sup> Eine Oberwelle wurde in die Berechnung mit aufgenommen, sobald sie aus dem Rauschen hervortrat. Der Rauschteppich lag zwischen 70 bis 80 dB unterhalb des anregenden Tons. Oberwellen konnten nur bis zu einer Frequenz von 25 kHz aufgenommen werden. Für 8 kHz konnte nur die 1. und 2. Oberwelle mit einbezogen werden.

	1kHz	1,5kHz	2kHz	3kHz	4kHz	6kHz	8kHz
60dB	7,1	3,5	0	0	0	0	0
70dB	5,6	2,5	0	0	0	0	0
80dB	4,0	2,2	0,9	0	0,1	3,2	6,3
90dB	4,5	3,2	2,6	1,4	0,7	8,9	6,3
100dB	9,5	10,3	12,3	4,2	1,7	n.e.	n.e.

Tabelle 6.5: Klirrfaktoren der Ohrsonde PRE-D in Promille. 'n.e.' bedeutet, der Pegel wurde für diese Frequenz nicht erreicht.

et al. ([50]) modellieren z.B. den Anteil technischer Verzerrung, um so die physiologische Verzerrung trennen zu können. Aus dem Vergleich der später erläuterten Bilder 6.15(a) und 6.15(b) erkennt man, dass DPOAE mitunter trotz technischen Verzerrungen und ohne Modellierung mit der Messplattform erfasst werden können. Um sicherzustellen, dass keine technischen Verzerrungen bei der Frequenz  $f_{dp}$  der otoakustischen Emission oder der unmittelbaren Umgebung dieser Frequenz auftreten, wurden mehrere Messungen in einem Plastikrohr (Spritze), also einem passiven System, das selbst keine Verzerrungen verursacht, durchgeführt. Sollte in diesem Frequenzbereich technische Verzerrungen auftreten, könnten sie die vom Ohr selbst erzeugten Töne überlagern und so eine Messung verfälschen. Es könnte auch zu einer Fehlinterpretation führen, bei der technische Verzerrungen mit biologischen verwechselt würden. Die Messungen in der Spritze wurden bei niedrigen wie auch bei den maximal messbaren Anregungspegeln an allen Audiometerfrequenzen durchgeführt.

Ein Beispiel dieser Messungen ist in Bild 6.15(a) dargestellt. Zum Vergleich zu dieser Messung in der Spritze dient eine Messung mit gleichen Parametern, die in einem Ohr durchgeführt wurde (Bild 6.15(b)). Bei beiden Messungen wurde die Ohrsonde ER-10C und folgende Parameter verwendet:  $f_1 = 3333$  Hz,  $f_2 = 4000$  Hz und  $L_1 = L_2 = 90$  dB SPL.

Wie sich in Bild 6.15(a) zeigt, treten technische Verzerrungen oberhalb der doppelten Frequenz des niederfrequenten Primärtons auf. Dieser Spektralanteil ist die erste Oberwelle des ersten Primärtons und liegt bei  $f = 2 \cdot f_1$ . Der Anteil der technischen Verzerrungen an der gesamten Signalenergie ist zwar relativ groß, da sie aber nicht in dem für die Messung wichtigen Frequenzbereich um  $f_{dp}$  liegen, haben sie keinen störenden Einfluss. Anhand dieser Messung kann man auch die Auswirkungen der stehenden Welle deutlich erkennen, da der am Mikrofon gemessene Schalldruck bei der Frequenz  $f_1$  wesentlich geringer ist als der bei der Frequenz  $f_2$ , obwohl beide Primärtöne mit der gleichen Spannung am Lautsprecher erzeugt wurden. Der Abstand  $D$  zwischen Ohrsonde und schallhartem Abschluss der Spritze betrug etwa 2,5 cm. Die Wellenlänge  $\lambda_1$  des ersten Primärtons war 9,9 cm ( $D \approx \frac{\lambda_1}{4}$ ). Am Probandenohr waren diese Effekte durch differierende Abschlussimpedanz als auch Distanz zur Sonde nicht zu erkennen. Dem Bild 6.15(b) ist zu entnehmen, dass sich technische und biologische Verzerrungen in einem unterschiedlichen Frequenzbereich befinden und sich daher gegenseitig nicht beeinflussen. Auf eine Modellbildung, wie sie bei der Forschungsgruppe um Dorn [51] durchgeführt wurde, konnte verzichtet werden.

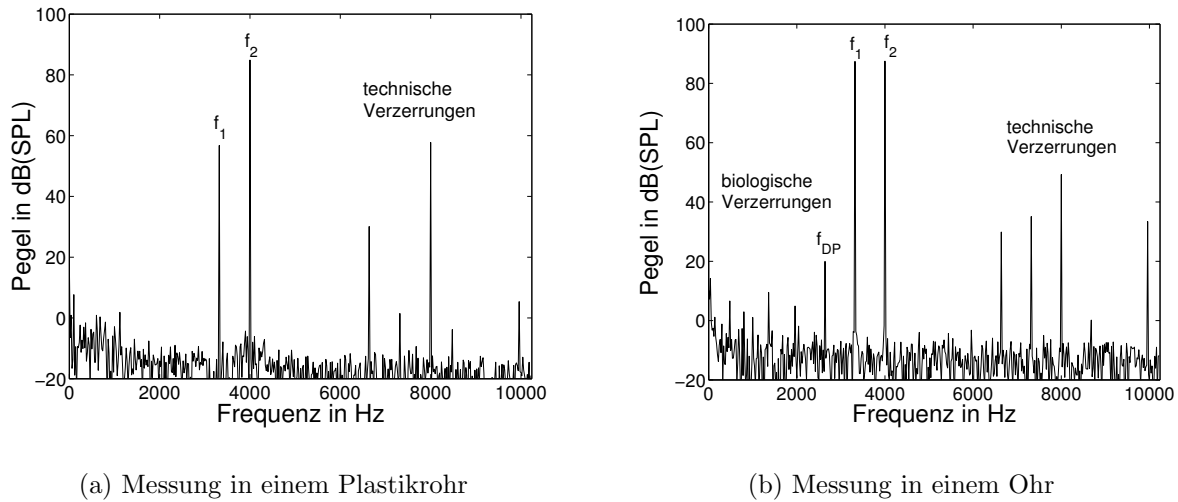


Bild 6.15: Vergleich der technischen Verzerrungen mit den biologischen. Bei beiden Messungen wurde die Ohrsonde ER-10C und folgende Parameter verwendet:  $f_1 = 3333$  Hz,  $f_2 = 4000$  Hz,  $L_1 = L_2 = 90$  dB SPL.

Bei der Messung im Ohr war das Rauschen größer als bei der Messung in der Spritze, was sich in Bild 6.15 durch ein höheres Grundrauschen im rechten Diagramm gegenüber dem Linken zeigte. Dies wurde durch biologische Ursachen wie Blutrauschen und Atem- oder Schluckgeräusche hervorgerufen.

### 6.4.2 Schaltbare Mikrofonverstärkung

Eine Schwierigkeit bei der Messung von DPOAEs stellen die hohen Pegelunterschiede dar. Einerseits werden Schalldruckpegel mit bis zu 95 dB SPL als Primärtonpegel appliziert, andererseits sollten DPOAE mit -20 dB SPL gemessen werden können.

Da die gemessenen Schalldruckpegel vom CODEC quantisiert und auf Datenworte mit einer Wortbreite von 16 bit dargestellt werden, ist der Abstand zwischen kleinstem und größtem darstellbarem Zahlenwert  $2^{16} = 65536$ . Dies entspricht einem Messbereich von 96,3dB, bei dessen Überschreitung clipping<sup>17)</sup> auftreten würde. Der maximal messbare Schalldruck  $p_{max}$ , bei dem gerade kein Clipping auftritt und damit den zur Verfügung stehenden Zahlenbereich voll ausnutzt, wird vom Eingangsspannungsbereich des CODECs, dem Mikrofonverstärkungsfaktor  $V_{MicAmp}$  und der Mikrofonempfindlichkeit  $K_{Mic}$  bestimmt. Die angegebenen Zahlenwerte beziehen sich im Folgenden auf die Ohrsonde ER-10C mit einer Mikrofonempfindlichkeit von  $K_{Mic} = 23,6 \frac{mV}{Pa}$ . Für die Ohrsonde PRE-

<sup>17)</sup> Das heißt, am Eingang des CODECs liegt ein Spannungswert an, der größer als der maximal darstellbare Wert ist. Er wird deshalb auf den Maximalwert abgebildet. Wird nun vom Mikrofon ein Sinuston aufgenommen, der am Ausgang des Mikrofonverstärkers zu große Werte liefert, werden die Spitzen des Sinus abgeschnitten. Durch clipping entstehen zusätzliche Frequenzanteile, welche das Messergebnis verfälschen und dadurch unbrauchbar machen.

D sind die Werte entsprechend zu ändern.  $p_{max}$  berechnet sich durch:

$$\begin{aligned}
 p_{max} &= \frac{1}{\sqrt{2} \frac{1}{V} \cdot V_{MicAmp} \cdot K_{Mic}} & (6.8) \\
 &= \frac{1}{\sqrt{2} \frac{1}{V} \cdot 33,3 \cdot 23,6 \frac{mV}{Pa}} \\
 &= 0,9 Pa
 \end{aligned}$$

Entsprechend ergibt sich  $L_{max}$ :

$$L_{max} = 20 \cdot \log \frac{p_{max}}{p_0} = 20 \cdot \log \frac{0,9 Pa}{20 \mu Pa} = 93 dB SPL \quad (6.9)$$

Aus dem Messbereich von 96,3 dB und Gleichung 6.9 folgt entsprechend ein minimal messbarer Pegel von -3 dB SPL. Kleinere Werte sind nicht mehr erfassbar. Dies ist für eine Messung von Distorsionsprodukten mit niedrigem Anregungspegel nicht ausreichend, da die Emissionen oft unterhalb dieser Schwelle liegen.

Um dennoch über den geforderten Pegelbereich Messen zu können, kann der Mikrofonverstärker während der Aufnahme einer Messreihe über eine Umschaltung verändert werden, wodurch insgesamt ein Messbereich von maximal 93 bis minimal -20 dB SPL abgedeckt werden kann. Dadurch vergrößert sich der gesamte Messbereich von -20 bis 93 dB SPL. Wird zur Detektion von DPOAE ein SNR von 6dB gefordert, wird der Messbereich nochmals eingeschränkt wie in Tabelle 6.6 abgebildet.

	hohe Mikrofonverst.	niedrige Mikrofonverst.
maximal messbarer Primärtonpegel $L_2$	93 dB SPL	75 dB SPL
minimal detektierbarer Emissionspegel $L_{dp}$	5 dB SPL	-14 dB SPL

Tabelle 6.6: Messbereich bei den unterschiedlichen Mikrofonverstärkungsfaktoren bei Forderung eines SNRs von 6 dB. Die Werte für die Ohrsonde PRE-D liegen jeweils 1 dB SPL unterhalb der angegebenen Werte.

Die in Bild 6.16 dargestellten Messungen wurden mit unterschiedlichen Mikrofonverstärkerstufen aufgenommen. Beide Messungen wurden mit der Ohrsonde ER-10C in einem Ohr hintereinander aufgenommen, ohne die Position der Sonde zu verändern. Für die Messung in Bild 6.16(a) wurde der Mikrofonverstärker auf niedrige Verstärkung eingestellt, während die Messung in Bild 6.16(b) mit hoher Verstärkung durchgeführt wurde. Als Parameter für die Primärtöne wurden  $f_1 = 2500$  Hz,  $f_2 = 3000$  Hz,  $L_1 = 63$  dB SPL und  $L_2 = 60$  dB SPL verwendet.

In beiden Messungen ist der Spektralanteil der Emission deutlich zu erkennen. Allerdings hat sich bei der Messung mit hoher Mikrofonempfindlichkeit das SNR deutlich verbessert,

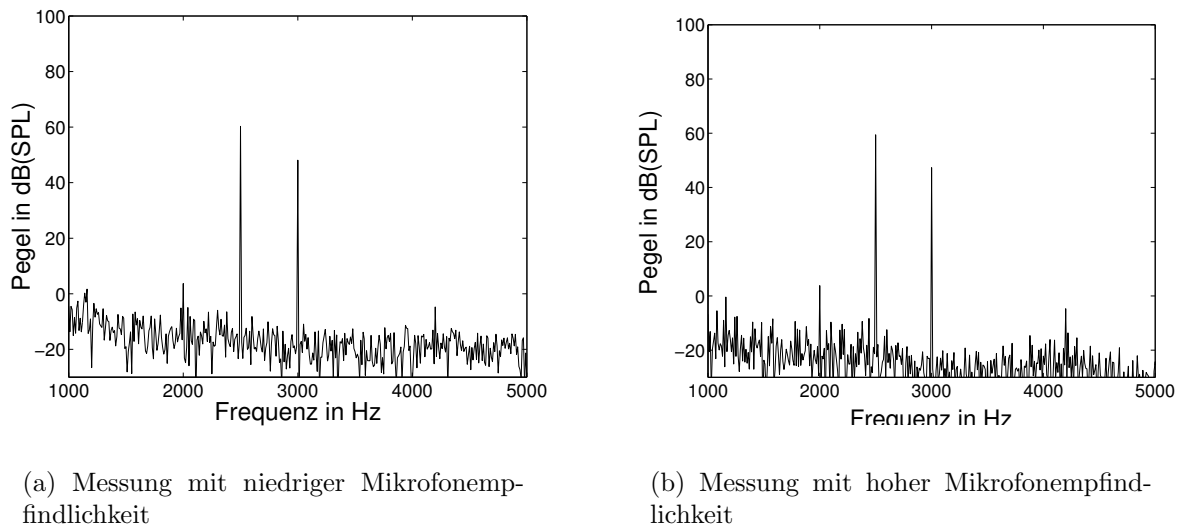


Bild 6.16: Vergleichende Messung bei unterschiedlicher Mikrofonverstärkerstufe und gleicher Sondenposition. Für beide Messungen wurden als Parameter  $f_1 = 2500\text{Hz}$ ,  $f_2 = 3000\text{ Hz}$ ,  $L_1 = 63\text{ dB SPL}$  und  $L_2 = 60\text{ dB SPL}$  verwendet.

da sich die Rauschanteile reduziert haben. Bei niedriger Mikrofonverstärkung konnten für die Emission ein Schalldruckpegel von  $L_{dp} = 6,8\text{ dB SPL}$  mit einem SNR von 15 dB gemessen werden (bzgl. SNR siehe auch Abschnitt 5.2). Nach dem Umschalten in die hohe Verstärkung betrug  $L_{dp} = 5,4\text{ dB SPL}$  mit einem SNR von 23 dB. Mit einer Standardabweichung von 0,7 dB sollten DPOAE Pegel mit SNR von 20 dB nach Janssen et al. [88] reproduzierbar sein (siehe auch Abschnitt 8). Der etwas größere Unterschied zwischen den beiden gemessenen Emissionspegel könnte durch Ungenauigkeiten der Bereichsumschaltung bedingt sein. Für die später beschriebenen Vergleichsmessungen ist dies irrelevant, da niemals absolute Messwerte unterschiedlicher Bereiche verglichen werden.

### 6.4.3 Suppression der Primärtöne im Mikrofonsignal

Versucht man bei Schwerhörigen DPOAE zu erfassen, sind zumeist sehr hohe Primärtonpegel nötig. Zumeist werden DPOAE als Spiegel des aktiven, cochleären Verstärkers interpretiert, welcher über 70 dB SPL nicht mehr aktiv beteiligt sein dürfte. Da DPOAE nur überschwellig gemessen werden können, sind bei Hörverlusten über 50 dB SPL keine DPOAE zu erfassen. Allerdings bietet das klinisch erprobte DP2000-System als 'Gold-Standard' auch nicht die Möglichkeit, höhere Stimulationspegel als 70 dB zu applizieren. Es kann deshalb sein, dass DPOAE durchaus messbar wären und auch sinnvolle Beiträge zur Diagnose von Schwerhörigkeiten bieten.

Trotz der beschriebenen Modifizierbarkeit des Aufnahmebereichs der Wandler, könnte das Quantisierungsrauschen bei diesen Schwerhörigkeiten limitierend wirken. Durch Suppression der Primärtöne im aufgenommenen Mikrofonsignal kann effektiv eine Dynamiker-

weiterung erreicht werden, wodurch bei Schwerhörigen valide DPOAE Messungen durchgeführt werden könnten. Prototypisch wurde dieses Verfahren im Rahmen einer Studienarbeit umgesetzt (siehe [78]) und auf prinzipielle Funktion getestet. An geeigneten Patienten konnte diese Methode bisher jedoch noch nicht verifiziert werden, so dass im Folgenden lediglich das Systemprinzip (siehe Bild 6.17(a)) mit Wirkprinzip (siehe Bild 6.17(b)) aber ohne Fallbeispiel am Patienten aufgezeigt wird. Das im Gehörgang platzierte Mikrofon

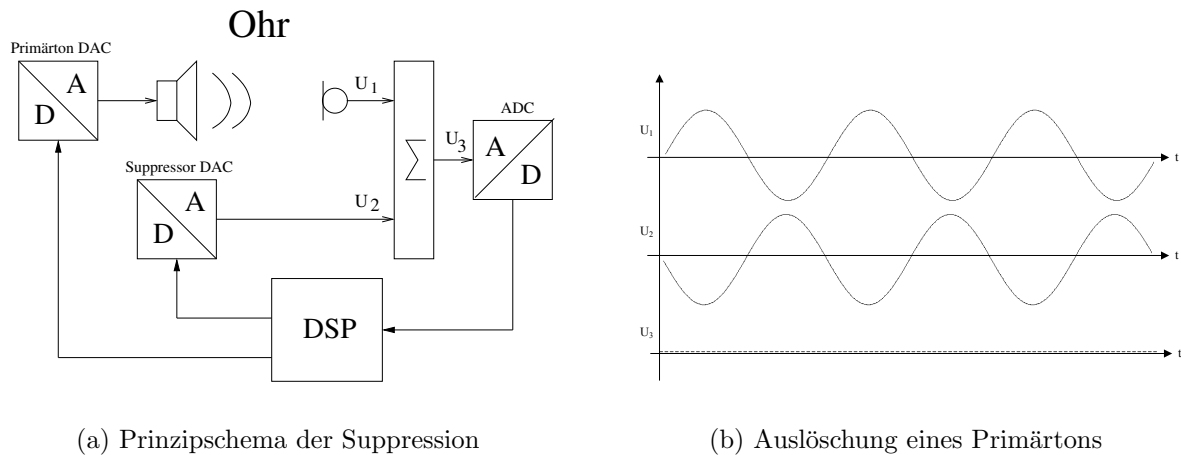


Bild 6.17: Prinzipschaltbild und Ergebnis der Suppression eines Sinussignals durch additive Überlagerung eines phasenverschobenen Sinussignals.

erfasst die Primärtöne und die DPOAE. Noch vor der Digitalwandlung werden zwei zu den Primärtönen jeweils gegenphasige Suppressortöne addiert. Im Mikrofonsignal werden die größten vorkommenden Amplituden der Primärtöne  $L_1$  und  $L_2$  dadurch gesenkt. Der Verstärkungsfaktor kann daraufhin an die (reduzierte) maximalen Amplitude angepasst werden und somit wiederum Vollaussteuerung der Codecs gewährleisten. Der applizierte hohe Schalldruckpegel würde vom Mikrofon nicht mehr vollständig erfasst werden müssen und der Dynamikbereich auf die niedrigen Pegel der DPOAE 'fokussiert' werden können. Durch Mittelungen könnten sich DPOAE vom Quantisierungsrauschen abheben und somit auch valide Messungen bei Schwerhörigen erzielt werden. Aus dem Blockschaltbild einer modifizierten Messplattform in Bild 6.18 ist erkennbar, dass mit dieser Modifikation keine binauralen Messungen der DPOAE durchgeführt werden können, da die Ausgänge zweier Codecs zur Suppression benötigt werden. Von den drei Prototypen der Messplattform wurde deshalb nur eine entsprechend modifiziert. Die prinzipielle Wirkungsweise konnte bisher lediglich in Spritzenmodellen evaluiert werden wie in den Bildern 6.19(a) und 6.19(b) dargestellt. Da Schalldruckpegel von über 100 dB sehr unangenehm für normalhörende Probanden oder leicht schwerhörige Patienten sind, konnten noch keine systematischen Untersuchungen<sup>18)</sup> auch in der klinischen Praxis durchgeführt werden.

<sup>18)</sup> Der Einfluss der zunehmenden Verzerrungseffekte wäre von besonderem Interesse, um die Validität der Messung abzuschätzen.



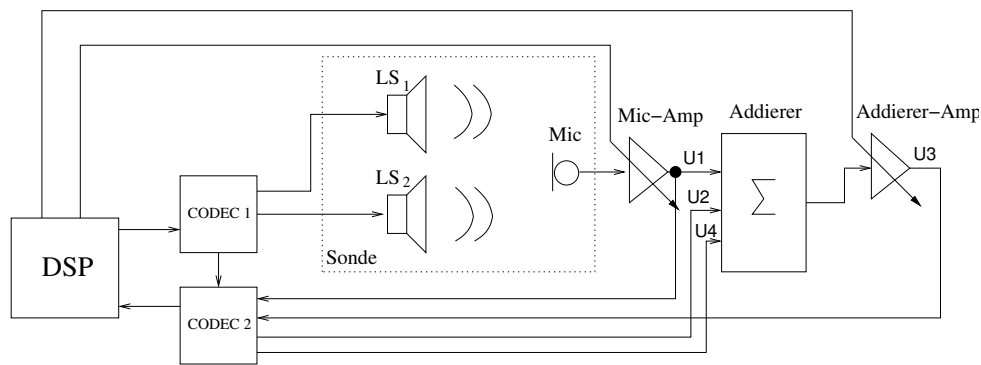
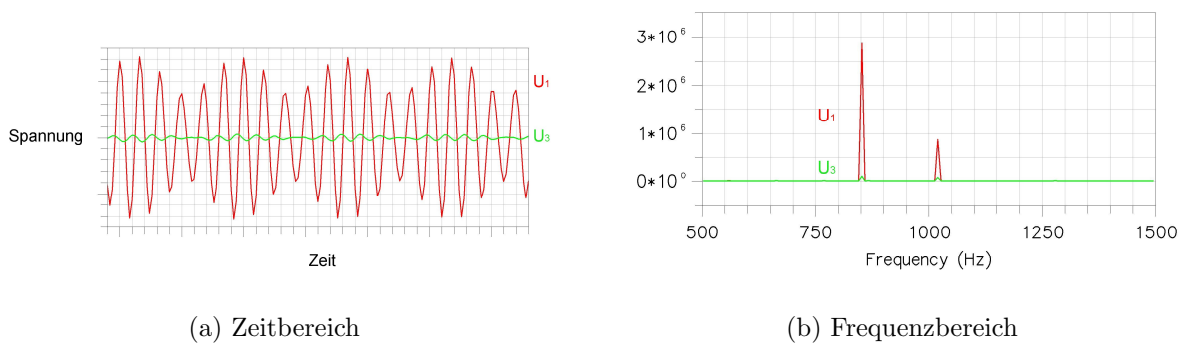


Bild 6.18: Blockschaltbild der Primärreizsuppression im Mikrofonsignal



(a) Zeitbereich

(b) Frequenzbereich

Bild 6.19: Mikrofonsignale vor der Suppression (rot) und nach der Suppression (grün) im Zeit- und Frequenzbereich. Die Messung wurde in einem Plastikrohr durchgeführt.

#### 6.4.4 DPOAE Messergebnisse im Vergleich: Fallbeispiel

Zur Validierung der DPOAE-Messungen wurden an einem Ohr zwei Messreihen, einmal mit der Messplattform und einmal mit dem Referenzsystem DP2000, unter möglichst vergleichbaren Bedingungen durchgeführt. Der Proband war männlich, normalhörend und 27 Jahre alt. Der Vergleich wurde an den Testfrequenzen  $f_2$  von 2, 3, 4 und 6 kHz durchgeführt<sup>19)</sup>. In Bild 6.20 sind beispielhaft die Messungen mit dem Headset für  $f_2 = 4$  kHz dargestellt. Die Frequenz  $f_1$  beträgt für das Beispiel 3333 Hz. Mit dem DP2000-System konnten keine höheren Pegel als 65 dB SPL eingestellt werden. Als Reizparadigma wurde bis 65 dB SPL die Pegelschere verwendet - bei höheren Pegeln wurde  $L_1 = L_2$  benutzt, da für höhere Pegel zum Zeitpunkt der Untersuchung kein optimales Reizparadigma vorlag. Die Messungen bei 80 und 90 dB SPL wurden im Gegensatz zu den Messungen mit niedrigeren Pegeln mit niedriger Mikrofonverstärkung durchgeführt, was sich in einem höheren Grundrauschen bei diesen Messungen bemerkbar macht. In Bild 6.20(a) ist die vor der Messreihe aufgenommene Übertragungsfunktion dargestellt. Der Einbruch um 3

<sup>19)</sup> Die jeweils exakt eingestellten Frequenzen in beiden Systemen wichen aufgrund der begrenzten Frequenzauflösung leicht ab.

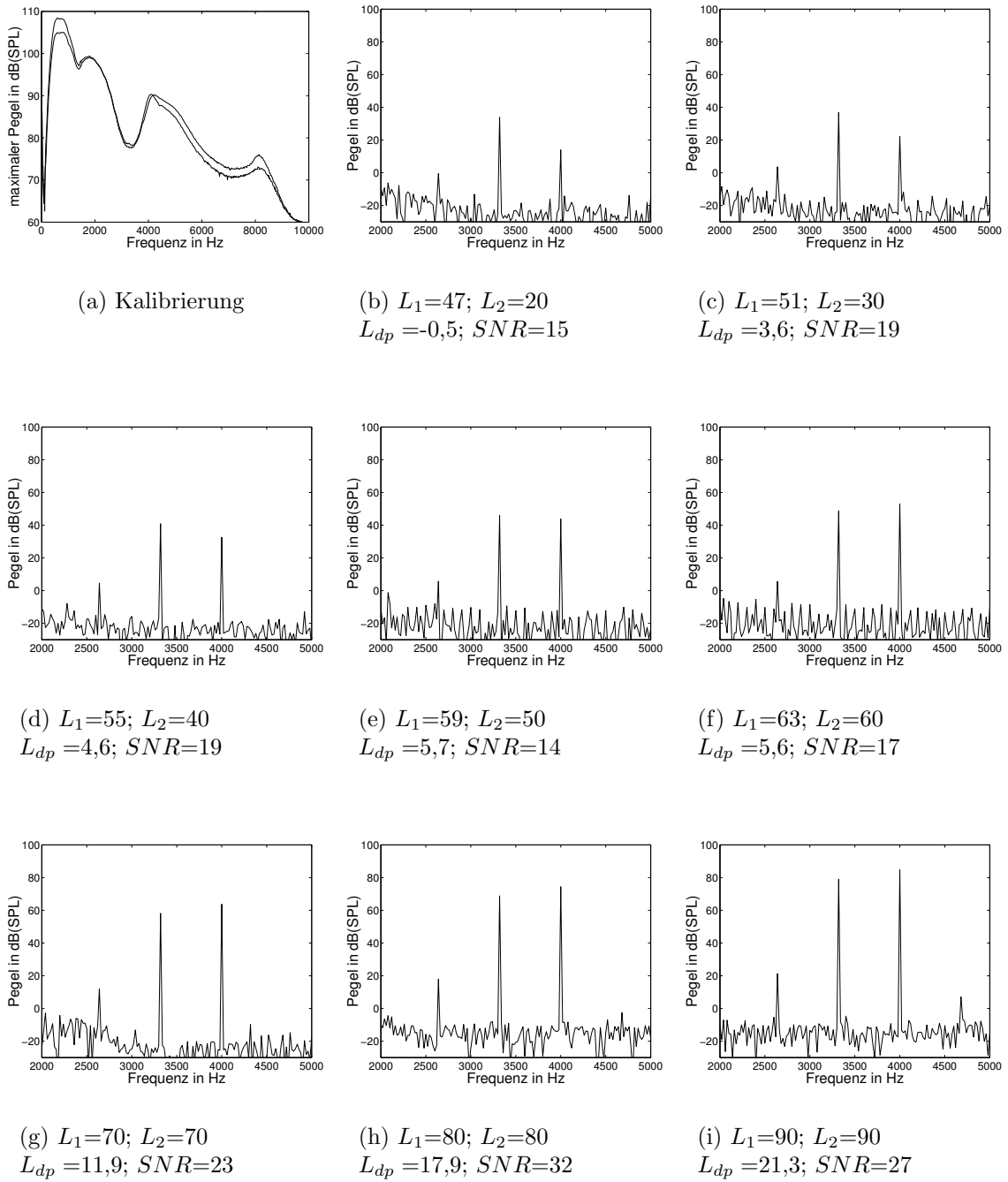


Bild 6.20: Mit dem Headset aufgenommene Kalibrierung und DPOAE-Messungen in einem Ohr mit der Ohrsonde ER-10C. Für die Messungen wurde  $f_1 = 3333$  Hz und  $f_2 = 4000$  Hz gewählt. Die Primärtonpegel  $L_1$  und  $L_2$ , der vom Ohr erzeugte Emissionspegel  $L_{dp}$  sowie das SNR sind jeweils in dB SPL angegeben.

kHz aufgrund einer stehenden Welle ist hier deutlich zu sehen. Unter jeder Messung sind die jeweiligen Primärtonpegel  $L_1$  und  $L_2$  angegeben. Die bei der Auswertung ermittelten Emissionspegel  $L_{dp}$  und das SNR sind angegeben, welches aus den drei benachbarten Frequenzanteilen unterhalb und oberhalb von  $f_{dp}$  berechnet wurde.

In den Bildern 6.21 sind die DPOAE I/O-Funktion beider Systeme im direkten Vergleich dargestellt. Die mit + gekennzeichneten Wachstumskurven wurden mit dem Headset erzeugt, Funktionen, welche mit einem o markiert sind, wurden aus Messungen mit dem System DP2000 gebildet. Bei den Wachstumskurven zeigte sich vor allem bei

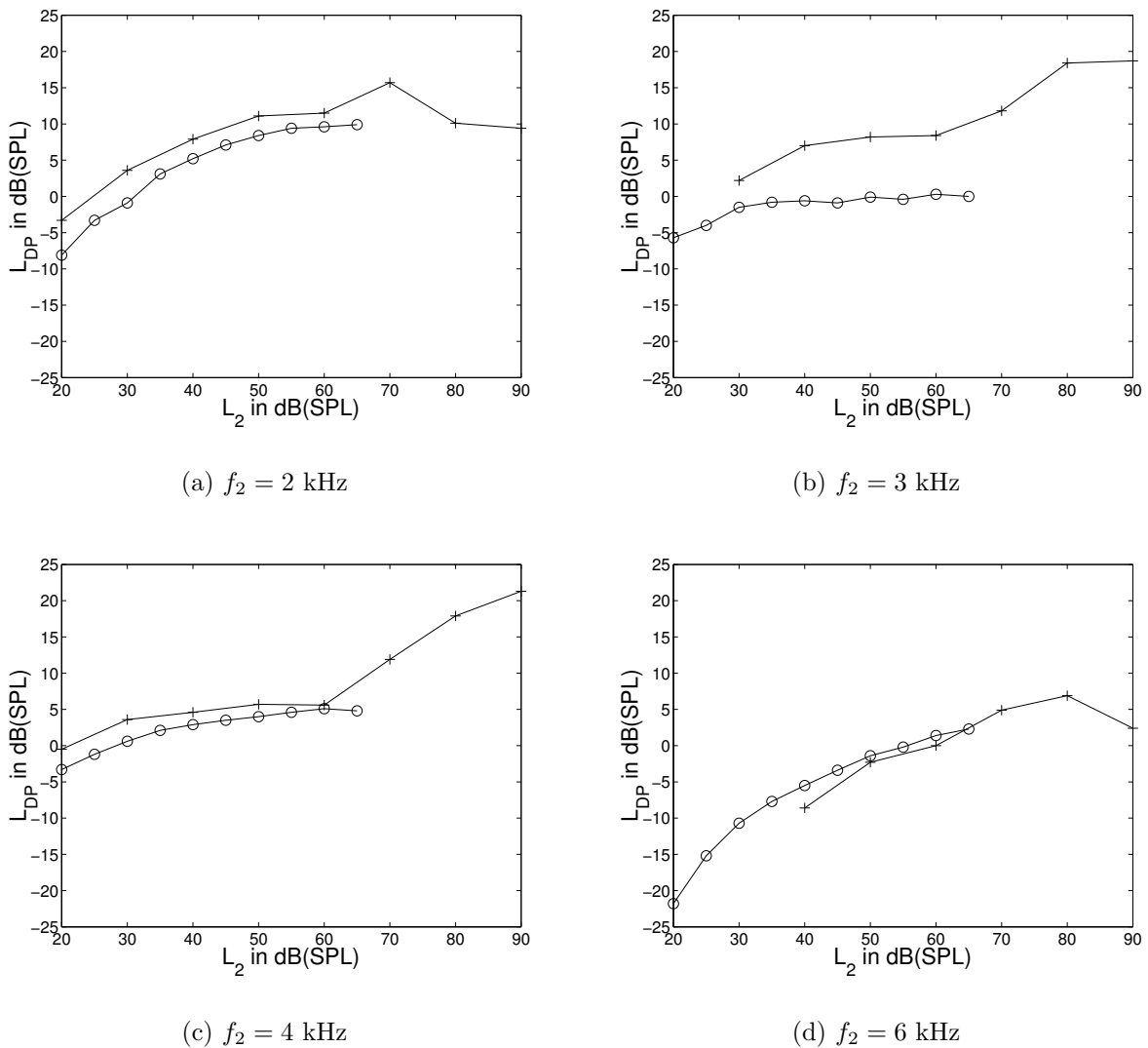


Bild 6.21: Vergleich der DPOAE I/O-Funktionen aus Messungen, die mit dem Headset (+) und mit dem Messsystem DP2000 (o) aufgenommen wurden. Die Messergebnisse aus Bild 6.20 sind in der I/O-Funktion in Bild 6.21(c) wiederholt.

den Frequenzen 2 kHz und 4 kHz eine sehr gute Übereinstimmung. Es traten maximal Differenzen von 5 dB SPL auf, wobei bei der Frequenzen 3 kHz die Abweichungen am

größten waren. Bei 3 kHz und 6 kHz wurden schwelennah mit dem Headset keine validen DPOAE gemessen. Ursachen für die aufgetretenen Abweichungen waren:

- Unterschiedliche Sondenpostion zwischen den Messungen
- Leicht variierende Testfrequenzen zwischen den Systemen
- Unterschiedliche effektive Anregungen durch unterschiedliche Kalibrierungen

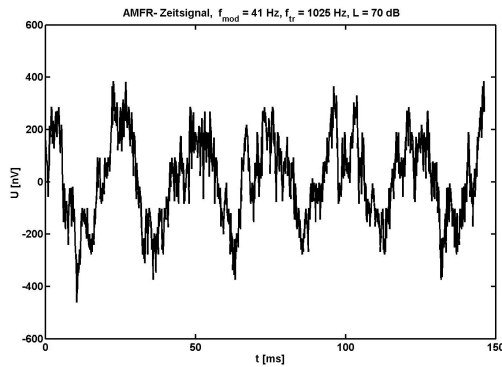
Der prinzipiell übereinstimmenden Verlauf der DPOAE I/O-Funktionen kann dennoch als gültiges Indiz genommen werden, dass vergleichbare Daten von der neu erstellten Messplattform erfasst wurden.

### 6.4.5 ASSR Messungen im Vergleich

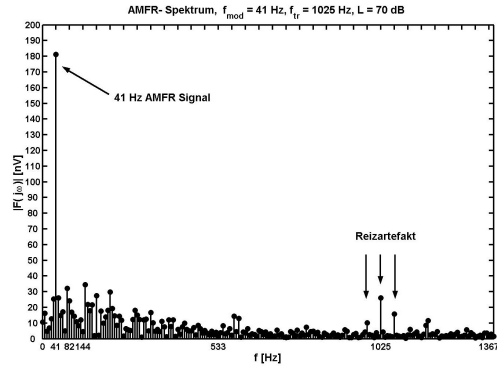
Da im Projektumfeld im Gegensatz zu den DPOAE Messungen kein Referenzgerät als 'Gold-Standard' zur Verfügung stand, konnten keine direkten Vergleiche mit anderen Systemen erstellt werden. Neben den später noch dargestellten Reproduzierbarkeitsmessungen und Vergleichen mit Messwerten aus der Literatur (siehe Abschnitt 7), wurde die Validität der Funktionen an einem kleinen Kollektiv von 3 normalhörenden Probanden sicher gestellt. Dabei wurden über 550 ASSR Messungen zur Verifikation der implementierten Phasenstatistik und F-Tests herangezogen. Details der Untersuchungen sind durch Rosner [157] dokumentiert, so dass im Folgenden nur ausgewählte Aspekte der ASSR Messung mit dem Messsystem dargestellt werden.

**Monaurale ASSR** Bei der Erfassung der ASSR wurden Signalabschnitte (Frames) konstanter Länge kontinuierlich über Elektroden an Vertex und Mastoid abgeleitet. Zur Reduktion der Störung wurde diese gemittelt, nach Phase und F-Test analysiert und das resultierende Ergebnis als Zeitsignal über die Infrarotschnittstelle an den Diagnose-PC gesendet. Die Frequenztransformation und Visualisierung der Daten erfolgt auf dem Diagnose-PC unter Benutzung der GUI oder anderer Hilfsmittel wie Matlab. Bild 6.22(a) zeigt beispielhaft den gemittelten Ergebnispuffer einer monauralen 40-Hz-ASSR nach 1007 aufaddierten Frames im Zeitbereich mit einer Modulationsfrequenz  $f_{mod}$  von 41 Hz und einer Trägerfrequenz  $f_{tr}$  von 1025 Hz. Der Schalldruckpegel  $L$  des amplitudenmodulierten Reizes beträgt 70 dB SPL. Die Messung wurde bei einem normalhörenden Erwachsenen im wachen Zustand durchgeführt. Die Ableitung der Potenziale erfolgt ipsilateral<sup>20)</sup>. Der mittlere RMS-Wert  $\overline{RMS}$  als Maß für die gemessene Spontanaktivität aus 256 ausgewerteten Frames betrug  $4,75\mu\text{ V}$ , die dazugehörige Standardabweichung  $\sigma_{RMS} = 0,56\mu\text{ V}$ . Die aufgenommenen Frames enthalten in diesem Beispiel 1024 Abtastwerte, was bei einer eingestellten Abtastfrequenz  $f_a$  von 7000 Hz zu einer Analysedauer  $T$  von rund 146 ms pro Frame führt. Die Modulationsfrequenz des Sinustons und die daraus resultierend identische Reizantwort werden zur Vermeidung des Leakage-Effekts so ausgelegt, dass genau

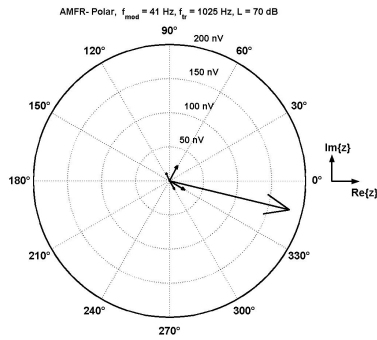
<sup>20)</sup> Ipsilateral bedeutet 'von der selben Körperseite' (des stimulierten Ohres).



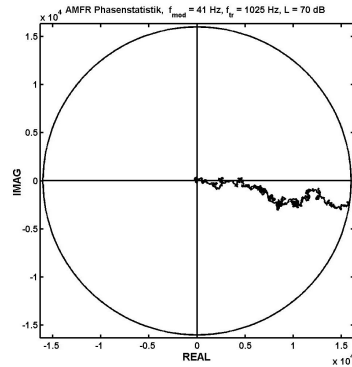
(a) Zeitbereich



(b) Frequenzbereich



(c) Darstellung in Polarkoordinaten



(d) *Drunken man's walk*

Bild 6.22: Zeitsignal und Amplitudenspektrum (oben), sowie Polarkoordinatendarstellungen (unten) einer monaural stimulierten ASSR,  $f_{tr} = 1025$  Hz,  $f_{mod} = 41$  Hz,  $L = 70$  dB. Vergleiche dazu Bild 2.9(b).

6 vollständige Schwingungen in den Ergebnispuffer der Länge  $N_P = 1024$  hineinpassen<sup>21)</sup>. Eine Analyse der ASSR im Zeitbereich erweist sich als äußerst schwierig, da das eigentliche Nutzsignal von der vorhandenen Reststörung überlagert ist. Deshalb ist in Bild 6.22(b) das Amplitudenspektrum des aufgemittelten Frames im Frequenzbereich von 0 bis 1367 Hz dargestellt. Die Frequenzauflösung beträgt lediglich 6,836 Hz.

Die Amplitude der erwartenden Reizantwort bei 41 Hz hebt sich deutlich von den übrigen Frequenzlinien ab, obwohl generell nur ein leichter Anstieg der Rauschamplituden zu tieferen Frequenzen hin erkenntlich ist. Die Reststörung besitzt in etwa eine  $1/f$  Charakteristik

<sup>21)</sup> Bei einer Abtastfrequenz  $f_a = 7$  kHz und einer Framelänge  $N_P = 1024$  ergibt sich eine Frequenzauflösung von 6,836 Hz. 6 Schwingungen ergeben dann eine Modulationsfrequenz von  $6 \cdot 6,386 = 41,01$  Hz. Aufgrund der Möglichkeit multifrequent ASSR ableiten zu können wurde die Framelänge standardmäßig auf  $N_P = 2048$  erhöht, ohne dass dies den Maximalwert der Speicherausnutzung der Messplattform darstellen würde.

und hat physiologische Ursachen. Unterhalb von 35 Hz kommt es zu einem Abfall der Amplituden, da der im Analogteil der Platine eingesetzte Hochpassfilter eine Grenzfrequenz von 33 Hz mit einer Steilheit von 6 dB/Oktave aufweist. Ein auffälliges Störsignal existiert bei einer Frequenz um 1025 Hz. Es handelt sich hierbei um den Reizartefakt, der von der Lautsprechersonde auf die Klebeelektroden einstreut. Zu erkennen ist dort das Spektrum des amplitudenmodulierten Sinustons mit der Trägerfrequenz von 1025 Hz und den beiden Seitenbänder der Modulationsfrequenz.

Inwieweit sich die Amplitude des ASSR-Signals vom Reistrauschen abhebt, wird durch das Signal-Rauschverhältnis (SNR) bestimmt. Als Rauschanteil wird dabei nicht das gesamte Frequenzspektrum herangezogen sondern nur ein Bereich in der Umgebung der Reizantwort. Dazu wird der Mittelwert einer fest vorgegebenen Anzahl  $K$  an Rauschkomponenten um die ASSR-Komponente  $l_{mod}$  bestimmt und anschließend der Quotient aus ASSR-Amplitude ( $A_{l_{mod}}$ ) und gemittelter Rauschamplitude gebildet. Die Angabe des SNR erfolgt in dB, es gilt:

$$SNR = 20 \cdot \log \frac{A_{l_{mod}}}{(\sum_{i=l_{mod}-K}^{l_{mod}+K} A_i) - A_{l_{mod}}} \text{ dB} \quad (6.10)$$

Zur Berechnung des SNRs wurden je zwei Frequenzlinien oberhalb und unterhalb ( $K = 2$ ) der ASSR-Linie herangezogen. Bei einer Auflösung von 6.836 Hz ergibt sich somit ein Frequenzbereich von  $\pm 13.67 \text{ Hz}$  um die ASSR-Antwort herum. Aufgrund dieser (willkürlichen) Festlegung hat der Reizartefakt durch den großen spektralen Abstandes keine Auswirkung auf die Analyse der ASSR-Antwort. Das SNR ist nur von der Messdauer und der allgemeinen EEG-Aktivität im relevanten Frequenzbereich abhängig. Für die ASSR-Messung in Bild 6.22(b) ergab sich ein SNR von 19, 23 dB bei einer Messdauer von 3 Minuten und 24 Sekunden.

Die Signifikanz der Antwort kann neben der Betrachtung des SNRs statistisch abgesichert werden. Dies erfolgt mit Hilfe des F-Tests [161], der statt der Betrachtung der Signalamplituden, die Leistung von Reizantwort und Rauschen heranzieht. Dazu wird zunächst eine Nullhypothese  $H_0$  aufgestellt, die besagt, dass die Leistung der Reizantwort gleich der Leistung des Rauschens ist. Zur Überprüfung dieser Hypothese wird der Quotient aus Signal- und Rauschleistung gebildet.

$$F = \frac{4A_{l_{mod}}^2}{(\sum_{i=l_{mod}-2}^{l_{mod}+2} A_i^2) - A_{l_{mod}}^2} \quad (6.11)$$

Unter der Bedingung, dass beide Stichproben, also das Rauschen und die Reizantwort einer normalverteilten Grundgesamtheit entstammen, folgt dieser Quotient nun einer F-Verteilung mit den beiden Freiheitsgraden  $\nu_1 = 2$  und  $\nu_2 = 8$  (siehe Picton ([147])). Überschreitet dieser F-Wert einen festgelegten Schwellwert, der abhängig vom vorgegebenen Signifikanzniveau  $\alpha$  und den beiden Freiheitsgraden  $\nu_1$  und  $\nu_2$  ist, so wird  $H_0$  abgelehnt und die Reizantwort kann als statistisch signifikant angesehen werden<sup>22)</sup>.

<sup>22)</sup> Die Alternativhypothese  $H_A$  lautet entsprechend: die Leistung von Reizantwort und Rauschen unterscheiden sich signifikant.

Für das genannte Beispiel ergab sich ein F-Wert von  $F = 76,85$ , wodurch die ASSR als signifikant auf dem 0,1%-Niveau ( $\alpha = 0,001$ ) eingestuft werden kann, d.h mit 99,9%-iger Wahrscheinlichkeit handelt es sich um eine Antwort auf den akustischen Reiz.

Die Phasenstatistik wird eingesetzt, um die ASSR objektiv zu detektieren. Das Ergebnis der Phasenstatistik der 40-Hz-ASSR-Messung aus Bild 6.22(a) ist in Bild 6.22(d) grafisch dargestellt. Die grafische Ausgabe erfolgt innerhalb der komplexen Ebene. Dargestellt ist der Verlauf der aufsummierten Vektoren der einzelnen Rohdatenframes. Jeder Vektor entspricht dabei der DFT eines einzelnen Frames ( $N_P = 1024$ ,  $T = 146$  ms), ausgewertet an der Stelle  $f_{mod} = 41$  Hz. Die einzelnen Vektoren sind auf eine Länge von  $128^{23}$  normiert, der Radius des Kreises beträgt 16000. Diese Parameter wurden nach mehreren Testmessungen ermittelt und haben sich im Verlauf dieser Arbeit als geeignet für die 40-Hz-ASSR herausgestellt. Da eine eindeutig sichtbare Reizantwort im Spektrum von Bild 6.22(b) vorhanden ist, bildet sich wie erwartet ein Vektorenast vom Koordinatenursprung in Richtung der Phase der Reizantwort aus. Aufgrund des hohen Reizpegels von 70 dB SPL lässt sich eine im Wesentlichen konstante Phase der ASSR ableiten, was sich im relativ geraden Verlauf der Phasenstatistik niederschlägt. Diese Darstellungsform stellt eine suggestive Art der online Visualisierung der ASSR Messung dar. Sie wird als 'drunken man's walk' bezeichnet und findet in der Analyse von DPOAE ebenfalls Anwendung (siehe Abschnitt 5.2).

### Analyse der Phase: Latenzabschätzung

Eine andere Form der graphischen Darstellung der ASSR ist die Darstellung in Polarkoordinaten (siehe Bild 6.22(c)). Das Ergebnis der FFT wird dabei in der komplexen Ebene eingetragen. So wird neben der Amplitudeninformation auch die Information über die Phase mit einbezogen.

Die Länge des daraus resultierenden Zeigers entspricht der Amplitude, der positive Winkel  $\phi' = 346,4^\circ$  zwischen der Realteil-Achse und dem Zeiger entspricht der Phase der Reizantwort. Mit Hilfe der Phasenlage ist es möglich, Aussagen über die Latenz zwischen dem akustischen Reiz und der daraus resultierenden physiologischen Antwort zu machen.

Zur Bestimmung der Latenz ist es notwendig, den Phasenunterschied zwischen Anfangsphase des akustischen Reizes und Phase der ASSR-Antwort zu bestimmen. Für den amplitudenmodulierten Sinus ist dabei die Anfangsphase der Modulationsfrequenz maßgeblich. Der DSP sowie das erstellte Matlab-Skript berechnen bei der FFT die Phase bezüglich einer Cosinusschwingung, d.h. befindet sich ein Cosinus im Auswertpuffer, so entspricht dies einer Phase von  $0^\circ$ . Da als Anfangsphase der Modulationsschwingung ein Cosinus eingesetzt wird, kann die positive Realteilachse als Ausgangspunkt zur Berechnung der Phasenverschiebung verwendet werden. Ansonsten ist eine Korrektur entsprechend der Phasenverschiebung der Modulationsfrequenz notwendig.

Der eingeschlossene Winkel zwischen der Realteilachse und dem gemessenen ASSR-Signal

<sup>23)</sup> Ohne Einheit; Zahlenwert resultieren aus der Auswertroutine des DSP.



entspricht jedoch der rein physiologisch bedingten Phasendrehung der Modulationsschwingung. Folgende Laufzeiten der Hardware müssen ebenfalls berücksichtigt werden.

**analoge Lautsprecherverstärkung:** Der vom DSP digital erzeugte amplitudenmodulierte Sinuston wird, nachdem er vom Codec in ein analoges Signal umgewandelt wurde, über einen Analogverstärker dem Lautsprecher der Ohrsonde zugeführt. Das Signal wird dabei bandpassgefiltert mit den Grenzfrequenzen 32 Hz und 7,2 kHz (siehe Schaltplan Hoferer [76]). Dies führt zu einer Phasendrehung der Modulationsfrequenz, welche mit der Formel 6.12 (siehe [75])

$$\tan \varphi = -\frac{1}{\omega R_{21} C_{37}} \quad (6.12)$$

berechnet wird. Bei der hier verwendeten Modulationsrate von 41 Hz ergibt sich eine Phasendrehung von  $\varphi_{sp} = -39^\circ$ <sup>24)</sup>. Das bedeutet, dass der Anfangspunkt zur Berechnung der Latenz um diesen Wert verschoben werden muss, was gleichbedeutend mit einer Verschiebung der gemessenen ASSR-Phase  $\phi'$  um  $+39^\circ$  ist.

**ASSR-Analogteil:** Die physiologische Antwort wird vor der Digitalisierung zunächst analog hochpassgefiltert und verstärkt. Der Hochpassfilter mit der Grenzfrequenz von 33 Hz verursacht eine Drehung der Phase abhängig von der Frequenz der Reizantwort. Für die 40-Hz-ASSR aus Bild 6.22(b) beträgt sie  $\varphi_{HP1} = +40^\circ$ . Der darauf folgende, frequenzabhängige, nichtinvertierende Verstärker besitzt ebenfalls eine Art Hochpasscharakteristik mit der Grenzfrequenz von etwa 33 Hz und erzeugt somit ähnliche Phasenverschiebungen wie der RC-Hochpass (bei der 40-Hz-ASSR aus Bild 6.22(b):  $\varphi_{HP2} = 37^\circ$ ). Diese beiden Schaltungen drehen also die abgeleitete Phase in positive Richtung um die genannten Werte. Um die tatsächlich physiologische Phase zu erhalten, müssen die beiden Phasendrehungen wieder von der berechneten ASSR-Phase  $\phi'$  abgezogen werden.

Die physiologische Phase der ASSR von  $\phi = 308^\circ$  berechnet sich also nach

$$\phi = \phi' - \varphi_{sp} - \varphi_{HP1} - \varphi_{HP2}. \quad (6.13)$$

Nach der Korrektur der Phase wird das Ergebnis  $\phi$  in die Phasenverzögerung P (John und Picton [96]) umgerechnet, so dass gilt

$$P = 360^\circ - \phi. \quad (6.14)$$

Dies ist wesentlich einfacher handzuhaben, da ohne diese Umrechnung ein größer werdender Winkel  $\phi$  (Drehung gegen den Uhrzeigersinn) eine Verschiebung der Sinusschwingung in negativer Zeitachse bzw. eine Verkürzung der Latenz zur Folge hätte. Wird der Winkel P aber größer, so verschiebt sich die Reizantwort in positiver Richtung der Zeitachse, was

<sup>24)</sup> Positive (negative) Phasendrehung bedeutet eine Drehung des Phasenzegers gegen (im) Uhrzeigersinn, was gleichbedeutend mit einer Verschiebung der Sinuswelle in negativer (positiver) Richtung der Zeitachse ist.

$m$	$\tau$ in ms, $f_{mod} = 41\text{Hz}$	$\tau$ in ms, $f_{mod} = 44\text{Hz}$	$\Delta\tau$ in ms
0	3,2	3,9	0,7
1	27,6	26,4	1,2
2	52,0	49,0	3,0
3	76,4	71,5	4,9
4	100,8	94,0	6,8

Tabelle 6.7: Gegenüberstellung der Latenz in Abhängigkeit zusätzlicher  $360^\circ$ -Umläufe

gleichbedeutend mit einer Erhöhung der Latenz ist.

Die Umwandlung der Phasenverzögerung  $P$  in die Latenz  $\tau$  erfolgt nach der Gleichung

$$\tau = \frac{P}{360^\circ \cdot f_{mod}}. \quad (6.15)$$

Aufgrund der Periodizität der Phase stellt sich die Frage, wie viele Schwingungsperioden bzw. Umläufe der Phase bereits verstrichen sind bis die gemessene Phase auftritt. Dies ist ein entscheidender Faktor zur Bestimmung der absoluten Latenz. Ein Beispiel soll diese Problematik verdeutlichen.

Die Phasenverzögerung der 41 Hz Reizantwort beträgt  $P = 52^\circ$ . Wegen der Periodizitätseigenschaften der Phase sind aber darüber hinaus auch Verschiebungen von  $412^\circ$ ,  $772^\circ$ ,  $1132^\circ$ , usw., also zusätzliche Vielfache von  $360^\circ$  möglich. Berechnet man die dazugehörigen, rein physiologischen Latenzen  $\tau$ , so erhält man 3,5 ms, 27,9 ms, 52,3 ms, 76,7 ms. Eine Abschätzung, welche Latenz am wahrscheinlichsten ist, kann ohne weitere Zusatzinformationen nicht erfolgen. Deshalb führt man eine zusätzliche Messung mit identischem Träger und leicht abweichender Modulationsfrequenz durch, da man dabei davon ausgehen kann, dass die Demodulation in etwa in der gleichen Gehirnregion erfolgt. Die Latenz der beiden ASSR-Antworten sollte folglich ähnlich sein (John und Picton [96]).

Dazu werden je 3 Wiederholungsmessungen bei einer Modulationsfrequenz von 41 Hz und 44 Hz durchgeführt. Der Träger bei 1025 Hz sowie der Reizpegel von 75 dB bleiben dabei unverändert. In Tabelle 6.7 sind die durchschnittlichen Latenzen in Abhängigkeit der Anzahl der zusätzlichen  $360^\circ$ -Umläufe  $m$  gegenübergestellt. Die mittlere physiologische Phase bei der Modulationsfrequenz von 41 Hz beträgt  $\phi = 312^\circ$ , und  $\phi = 297^\circ$  für die 44 Hz Modulationsfrequenz (siehe Gleichung 6.13).

Die Latenz für  $m = 0$  beträgt  $\tau = 3,2$  ms bei einer Modulationsfrequenz von 41 Hz sowie  $\tau = 3,9$  ms bei 44 Hz. Vergleicht man diese Laufzeit mit der des Jewett V bei der Ableitung der FAEP (5,5 ms bis 8,5 ms; John und Picton [96]), und berücksichtigt, dass die 40-Hz-ASSR den vigilanzabhängigen kortikalen Verarbeitungsmechanismen zugeordnet werden [145], so muss mindestens ein weiterer  $360^\circ$ -Umlauf verstrichen sein. Die geringste Differenz stellt sich für  $m > 0$  bei  $m = 1$  ein. Für  $m > 1$  vergrößern sich die Differenzen der Latenzen. Somit ist anzunehmen, dass eine zusätzliche Periodendauer verstrichen ist.

Überträgt man dieses Ergebnis auf die Messung aus Bild 6.22(b), so ergibt sich eine Laufzeit von  $\tau = 27,9$  ms.

### Einsatz der ASSR zur objektiven Hörschwellenbestimmung & binaurale Messung

Die objektive Hörschwellschätzung kann mit Hilfe einer Wachstumsfunktion in Analogie zur DPOAE Schwellschätzung erfolgen. Dabei wird der Schalldruckpegels des akustischen Reizes bei konstanter Testfrequenz zunehmend reduziert, bis die Reizantwort nicht mehr detektiert werden kann. Die gemessene ASSR Amplitude wird in Abhängigkeit des Schalldruckpegels in ein Diagramm eingetragen. Da die Aufnahme einer Wachstumsfunktion an einer Testfrequenz bis zu einer Stunde dauern kann, ergäbe sich für den Patienten eine kaum zumutbare Untersuchungsdauer. Durch binaurale und multifrequent, simultane ASSR Messung kann die Messzeit verkürzt werden. Für die binauralen Wachstumsfunktion in Bild 6.23 wurden die Modulationsfrequenzen 34,18 Hz und 44,43 Hz eingesetzt. Dabei entspricht die 34-Hz-Linie der Reizantwort des rechten Ohres bei einer Trägerfrequenz von 512 Hz, die 44-Hz-Linie der ASSR des linken Ohres bei einem Träger von 1025 Hz. Der Reizpegel betrug auf beiden Ohren 80 dB SPL.

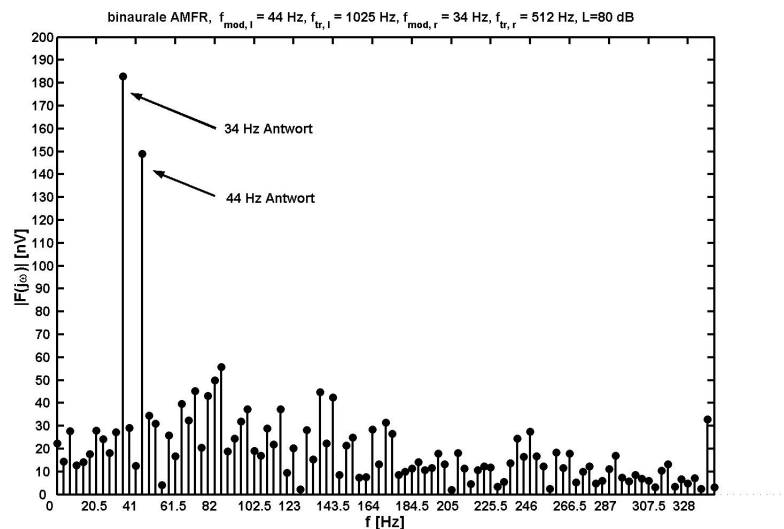


Bild 6.23: Amplitudenspektrum einer binauralen ASSR mit  $f_{tr,l} = 1025$  Hz,  $f_{mod,l} = 44$  Hz,  $f_{tr,r} = 512$  Hz,  $f_{mod,r} = 34$  Hz

Mit den Träger- und Modulationsfrequenzen der binauralen Messung aus Bild 6.23 wurde eine binaurale Wachstumsfunktion bei Reizpegeln von 80 bis 20 dB erstellt. Sie ist in Bild 6.24 dargestellt.

Die Amplituden der 34-Hz-Reizantwort waren dabei höher als die der 44-Hz-Reizantwort. Dies kann an der verwendeten Trägerfrequenz von 512 Hz liegen, da in diesem Bereich im Allgemeinen höhere Potenziale als bei Trägerfrequenzen um 1000 Hz evoziert wurden. Die Detektionsschwelle  $Th$  des rechten Ohres betrug 30 dB. Für das linke Ohre konnte keine eindeutige Aussage getroffen werden, da die ASSR bei 30 dB nicht detektiert wurde. Bei 20 dB lag jedoch eine detektierte Reizantwort vor. Eine weitere Abschätzung der Hörschwelle HL kann, wie in Abschnitt 6.4.5 beschrieben, erfolgen.

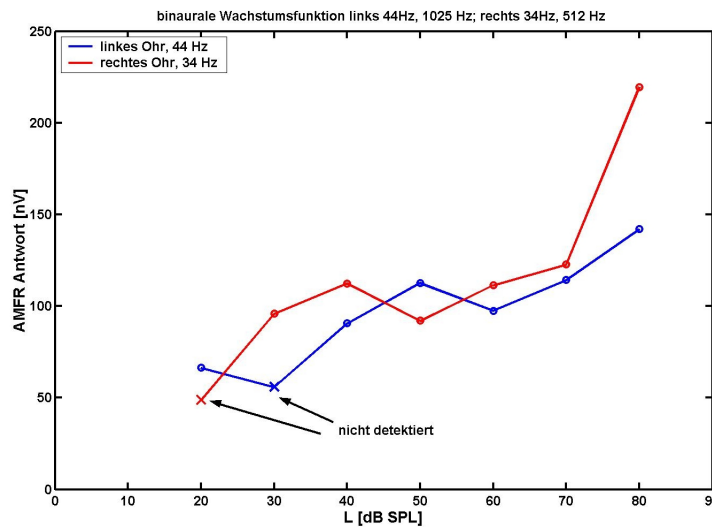


Bild 6.24: binaurale Wachstumsfunktion mit den Reizparametern:  $f_{mod,r} = 44Hz$ ,  $f_{tr,r} = 1025Hz$ ,  $f_{mod,l} = 34Hz$ ,  $f_{tr,l} = 512Hz$

Die binauralen Wachstumsfunktionen aus Bild 6.24 zeigten einen in etwa gleichen exponentiellen Verlauf wie die ebenfalls aufgenommene monaurale Wachstumsfunktion (ohne Abbildung). Die Detektionsschwellen bei beiden Wachstumsfunktionen lagen im Bereich zwischen 20 dB und 30 dB SPL. Berücksichtigt man zusätzlich, dass die monaurale ASSR nicht signifikant durch kontralaterale Stimulation mit unterschiedlicher Modulationsfrequenz beeinflusst wurde (siehe Tabelle 6.8), so kann angenommen werden, dass eine binaurale Hörschwellenschätzung auf der vorhandenen Messplatine durchgeführt werden kann.

Jedem Ohr und jeder Trägerfrequenz kann im Allgemeinen eine eindeutig bestimmte Modulationsfrequenz zugeordnet werden, die im EEG - Spektrum nachzuweisen ist. Mit dem MASTER<sup>25)</sup> Verfahren (Herdman und Stapels. [72]) können bis zu vier Frequenzen simultan untersucht werden. In der folgenden Darstellung wurden lediglich zwei Frequenzen simultan untersucht, da die Frequenzauflösung von 3,4 Hz im Zusammenhang mit Modulationsfrequenzen um die 40 Hz limitierend wirkte. Des weiteren sollte die Messplattform auf valide Funktionsweise überprüft werden, indem quantitative Vergleiche zur singulären Anregung durchgeführt wurden.

In jeweils fünf Wiederholungsmessungen wurden an einem Normalhörenden monaurale ASSR bei einer Modulationsfrequenz von  $f_{mod,l} = 41 Hz$ , binauralen ASSR mit Modulationsfrequenzen  $f_{mod,l} = 41 Hz$  und  $f_{mod,r} = 44 Hz$ , sowie binaurale ASSR mit identischen Modulationsfrequenzen links und rechts  $f_{mod,l} = f_{mod,r} = 41 Hz$  erfasst. Bei allen Messungen wurde eine Trägerfrequenz von 1025 Hz sowie ein Reizpegel von 75 dB verwendet. Tabelle 6.8 zeigt die Mittelwerte und Standardabweichungen der ASSR Amplituden, SNR, Phasen und Latenzen. Zusätzlich ist die mittlere Anzahl der Mittelungen  $X$  als Indikator

<sup>25)</sup> M.A.S.T.E.R. steht für multiple auditory steady-state response.

	monaural 41 Hz	binaural 41 Hz, 47 Hz	binaural 41 Hz
$\bar{A}$ in nV	133	123	254
$\sigma_A$ in nV	23	12	30
$\overline{SNR}$ in dB	15,0	14,7	18,4
$\sigma_{SNR}$ in dB	2,2	1,3	3,3
Phase $\bar{\phi}'$	311,4	308,3	312,0
$\sigma_{\phi'}$ in Grad	13,7	18,9	5,1
$\bar{\tau}$ in ms	30,3	30,5	30,2
$\sigma_{\tau}$ in ms	0,9	1,3	0,4
$X_{gemittelt}$	458	667	273

Tabelle 6.8: Vergleich der ASSR-Parameter bei monauraler und binauraler Stimulation. Dargestellt sind die Mittelwerte aus je 5 Wiederholungsmessungen eines Probanden: monaural, binaural mit verschiedenen Modulationsfrequenzen sowie binaural mit gleicher Modulationsfrequenz.

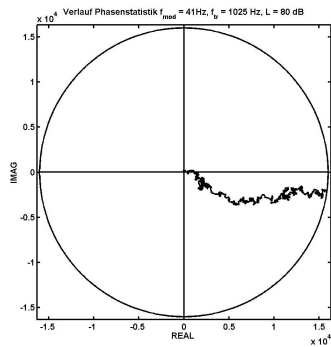
für den Zeitbedarf dargestellt.

Bei der Analyse der Amplitude ergab sich eine nicht signifikante Änderung bei kontralateraler Stimulation mit einer 47 Hz Modulationsfrequenz ( $\hat{F} = 0,69$ ;  $df = \{1; 8\}$ ;  $P > 0,05$ ), aber eine hoch signifikante Änderung bei binauraler 41-Hz-Stimulation ( $\hat{F} = 52,31$ ;  $df = \{1; 8\}$ ;  $P < 0,001$ ). Das SNR erhöhte sich bei keiner Messreihe signifikant, da gleichzeitig die Messdauer angepasst war. Eine binaurale Stimulation mit identischer Modulationsfrequenz führte zur kürzesten Messzeit. Es konnte darüber hinaus keine signifikante Änderung der Phase gemessen werden, das gilt sowohl bei kontralateraler 47-Hz-Modulationsfrequenz ( $\hat{F} = 0,09$ ;  $df = \{1; 8\}$ ;  $P > 0,1$ ) als auch bei binaural identischer Modulationsfrequenz von 41 Hz ( $\hat{F} = 0,01$ ;  $df = \{1; 8\}$ ;  $P > 0,1$ ).

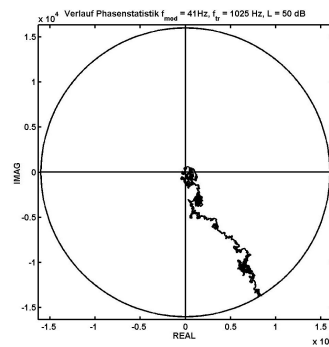
Die Analyse der Messergebnisse zeigte, dass die monaurale ASSR bei einer Modulationsfrequenz von 41 Hz sowie einem Reizpegel deutlich oberhalb der Hörschwelle nicht messbar durch kontralaterale Stimulation mit einer Modulationsfrequenz von 47 Hz beeinflusst wurde. Dies galt sowohl für die Amplitude, als auch für die Phase der Reizantwort. Einen Art Summeneffekt erhielt man, wenn auf beiden Ohren mit gleicher Modulationsfrequenz stimuliert wird. In dieser Untersuchung ergab sich in etwa eine Verdopplung der ASSR-Amplitude, sowie eine wesentliche Verkürzung der Messdauer, was auf eine konstantere Phase hindeutet. Der Nachteil des Summeneffektes liegt in dem einhergehenden Verlust der Lokalisation, von welchem Ohr welcher Anteil am Potenzial herrührt.

Ebenso suggestiv erkennt man aus der Entwicklung der Phasenverläufe ab welchen Reizpegeln sich keine ASSR mehr nachweisen lässt. In Bild 6.25 sind die Verläufe der Phasenstatistik von vier Einzelmessungen einer Wachstumsfunktion mit Reizpegeln zwischen 80 dB und 20 dB dargestellt. Bei einem Pegel von 80 dB bildete sich ein überwiegend geradliniger Vektorenast in Richtung der Phase der ASSR aus. Mit abnehmenden Schalldruck des amplitudenmodulierten Reizes wurde der Verlauf der Phasenstatistik zunehmend kurviger. Bei einem Reizpegel von 20 dB erreichte der Vektorenast die Kreislinie innerhalb des vorgegebenen Time-outs von 12 Minuten nicht mehr.

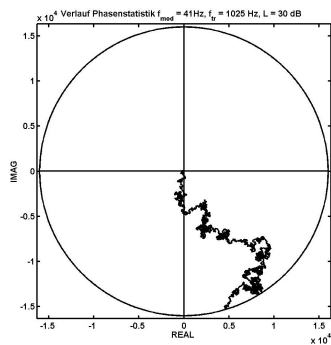
## 6 Entwicklung eines Messsystems zur Fusion verschiedener objektiver Methoden der Audiometrie



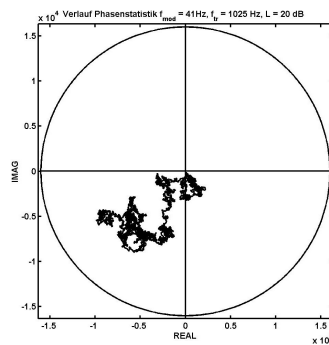
(a) Phasenverlauf  $f_{mod} = 41$  Hz,  $f_{tr} = 1025$  Hz,  $L = 80$  dB



(b) Phasenverlauf  $f_{mod} = 41$  Hz,  $f_{tr} = 1025$  Hz,  $L = 50$  dB



(c) Phasenverlauf  $f_{mod} = 41$  Hz,  $f_{tr} = 1025$  Hz,  $L = 30$  dB



(d) Phasenverlauf  $f_{mod} = 41$  Hz,  $f_{tr} = 1025$  Hz,  $L = 20$  dB

Bild 6.25: Vergleich der Phasenverläufe bei sinkenden Reizpegel von 80 bis 20 dB SPL. Normalhörender Proband, Testfrequenz 1025 Hz, Modulationsfrequenz 41 Hz.

Infolge der Reduzierung des Reizpegels verringerten sich im allgemeinen die Amplituden der an der Kopfhaut abgeleiteten ASSR. Folglich nahm der prozentuale Einfluss der Rauschaktivität an der analysierten Frequenzlinie zu. Dies übertrug sich auf die Phase, welche zunehmend vom gleichverteilten Rauschen bestimmt wurde. Bei Pegeln nahe der Hörschwelle verhielt sich die Phase nicht konstant, so dass die Abbruchschwelle nicht innerhalb der vorgegebenen maximalen Messdauer überschritten wurde. Prinzipiell könnte man die Abbruchschwelle der Phasenstatistik mit der Nachweisgrenze durch F-Test o.ä. anpassen. In der Implementierung sollte die Darstellungsform des drunken man's walk jedoch keinesfalls die durchwegs akzeptierten statistischen Nachweisverfahren ersetzen, sondern lediglich ergänzen. Auf eine numerische Anpassung des Kreisdurchmessers (=Nachweisschwelle) wurde deshalb verzichtet.

Bei der Aufnahme der Wachstumsfunktionen kann gleichzeitig das Verhalten der Phase der ASSR bei Veränderung des Reizpegels visualisiert werden. In Bild 6.26 ist die Pha-

senverzögerung  $P$  in Abhängigkeit vom akustischen Reizpegel grafisch dargestellt.

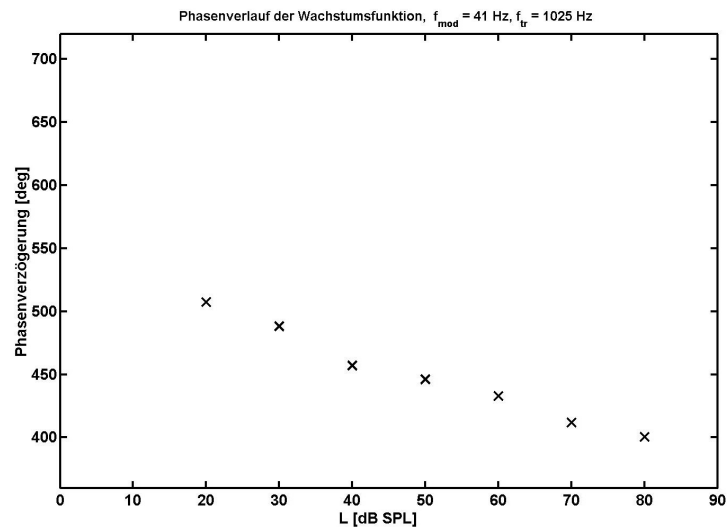


Bild 6.26: Verlauf der Phasenverzögerung bei Änderung des Reizpegels zwischen 80 dB und 20 dB,  $f_{tr} = 1025$  Hz,  $f_{mod} = 41$  Hz

Die Phasenverzögerung der ASSR steigt mit sinkenden Reizpegel kontinuierlich an. Der Phasenunterschied zwischen den Reizpegeln 80 dB und 40 dB beträgt  $56,7^\circ$ , was bei einer Modulationsfrequenz von 41 Hz nach Gleichung 6.15 einer Latenzerhöhung von 3,8 ms entspricht. Dieses Verhalten ist der Latenzerhöhung der FAEP infolge sinkender Reizpegel vergleichbar. Die Laufzeit des Jewett V der FAEP erhöht sich im Mittel von 5,5 ms auf 8,5 ms bei einer Änderung des Reizpegel von 70 dB auf 20 dB (John und Picton [96]).

Diesem Effekt der Latenzerhöhung liegen sowohl für die FAEP als auch für die ASSR-Messung mehrere physiologische Ursachen zugrunde (John und Picton [96]). Bei Abnahme des Schalldruckpegels verschiebt sich der effektive Ort der Abbildung auf der Cochlea in Richtung apikal. Des weiteren wird vermutlich durch die höheren Schalldruckpegel die Anstiegszeit der postsynaptischen Potenziale verkürzt, was zu einem schnelleren Weiterleiten der Aktionspotenziale auf der Nervenfasern führt.



# 7 Gleichzeitige Messung otoakustischer Emissionen und akustisch evozierter Potenziale

Sowohl DPOAE als auch ASSR sind in der Lage, objektive, frequenzspezifische und quantitative Aussagen über die Hörfunktion zu treffen. Beide Messgrößen können mit Kombinationen reiner Sinustöne als Stimuli ausgelöst werden, wobei das Optimum zur Evozierung von DPOAE oder ASSR mit unterschiedlichen Parametern der Primärtöne erzielt wird. In der Vergangenheit wurden beide Methoden zumeist alternativ und mit unterschiedlichen Apparaturen angewendet. In der Literatur ist lediglich durch Purcell et al. [154] ein Ansatz beschrieben, mit dem gleichzeitig an drei ausgewählten Frequenzen ASSR und DPOAE mit identischem Stimulus erfasst werden können. Durch die dort getroffene, restriktive Verwendung von lediglich zwei Sinustönen als Primärreize, konnten die jeweils optimalen Voraussetzungen zur Erfassung der jeweiligen Antworten nicht eingehalten werden. Daraus resultierte die Beschränkung der Autoren auf die Testfrequenzen von 900 Hz, 1800 Hz und 3600 Hz, der Modulationsfrequenzen von 85 Hz bzw. 180 Hz sowie der nicht optimalen Wahl der Stimuli in Bezug auf die DPOAE Messung<sup>1)</sup>.

Basierend auf der in Kapitel 6 dargestellten Messplattform können die optimalen Reize jedoch kombiniert werden. Im Gegensatz zum Ansatz von Purcell et al. [154], der durch die simultane Erfassung der Phasen der DPOAE und ASSR Aussagen über die Laufzeiten der Signalverarbeitung auf Basilarmembran und Nervenbahnen macht, wurde im Rahmen einer Studie (Oswald et al. [134, 141, 135]) systematisch der gegenseitige Einfluss der jeweils 'klassischen' optimalen Primärreize dargestellt. Gegenseitige Beeinflussungen der Primärreize können sich korrumpierend auf vergleichende Betrachtungen der jeweiligen Latenzen auswirken, was durch Purcell et al. [154] nicht ausgeschlossen worden ist.

## 7.1 Studiendesign

Zur einfacheren Unterscheidung der einzelnen, untersuchten Aspekte wird die simultane Erfassung von DPOAE und ASSR mit einem hybriden Stimulusparadigma im Folgen-

---

<sup>1)</sup> Aufgrund der schwierigeren Erfassung von ASSR wurde das Reizparadigma von Purcell et al. [154] tendenziell zu Gunsten der ASSR Stimulation gewählt.

den als HOSSA<sup>2)</sup> abgekürzt. Bei einer HOSSA Messung können Antworten über EEG-Elektroden (ASSR) und Sondenmikrofone (DPOAE) gleichzeitig aufgenommen werden. Wird im Folgenden vom Potenzialaspekt der HOSSA Messung gesprochen, soll diese ASSR als im hybriden Modus (hm) angeregtes Potenzial  $U_{ASSR,hm}$  vom singularär angeregten *klassischen* ASSR Potenzial  $U_{ASSR,sm}$  unterschieden werden. Ähnlich erfolgt die Unterscheidung der DPOAE:  $L_{dp,hm}$  bezeichnet den Pegel der DPOAE einer HOSSA Messung und  $L_{dp,sm}$  das Resultat einer *klassischen* DPOAE Messung.

### 7.1.1 Probandenkollektiv

In einem Kollektiv von zehn Probanden (4 weiblich, 6 männlich im Alter von 24 -30 Jahre) konnten durch subjektive Tonschwellenaudiometrie, Tympanometrie sowie Hirnstammaudiometrie Hörschädigungen oberhalb 20 dB HL im Frequenzbereich von 125 Hz bis 10 kHz ausgeschlossen werden. Alle Messungen wurden in einer schallisolierten Kammer durchgeführt. Die Probanden verbrachten die Messzeit zumeist lesend in einem Liegestuhl. Es kann davon ausgegangen werden, dass sich der physiologische Status der Hörfunktion der Probanden während der Sitzungen nicht verändert hat, so dass sowohl DPOAE Messungen als auch ASSR Messung zwischen singularärer und hybrider Anregung verglichen werden konnten.

### 7.1.2 Messumgebung

Als Messumgebung kam die in Abschnitt 6 vorgestellte Messplattform zum Einsatz. Vor Ort konnten durch Messungen am künstlichen Ohr (Bruël und Kjaer Ohrsimulator) und am künstlichen Patienten (Widerstandsnetzwerk) Einstreuungen und Artefakte ausgeschlossen werden. Die Kalibrierung der verwendeten Messplattform (mit Etymotic-Research ER10C Ohrsonden) erfolgte in einem Bruël und Kjaer Ohrsimulator (2 cm, passives Ohr). Durch Kontrolle der Übertragungsfunktion zwischen Lautsprecher und Sondenmikrofon wurde der korrekte Sitz der Ohrsonden sichergestellt. Explizit verzichtet wurde auf eine Kalibrierung nach ECCC wie in 4.6 dargestellt, da lediglich die Beeinflussung der Methoden untereinander im Vordergrund stand und keine Aussage auf die absolute Hörschwelle o.ä. getroffen werden sollte. Die Ergebnisse sollten nicht durch eine von Standard-Kalibrierverfahren abweichende neue Methode beeinflusst werden und dadurch die Akzeptanz bei Fachkollegen verringern. Der Sitz der verwendeten Standard EEG-Klebelektroden wurde durch Impedanzanalyse sichergestellt und befanden sich immer unterhalb 30 k $\Omega$  bei  $f = 200$  Hz. Das Potenzial wurde zwischen Vertex und Mastoid mit einer Stirnelektrode als Referenz aus pragmatischen Gründen abgeleitet. Alternative Elektrodenpositionen wie in der Literatur (z.B. Cebulla et al. [41]) vorgeschlagen, ergaben bei der verwendeten überschwelligen Stimulierung in Vorversuchen keinen Vorteil.

<sup>2)</sup> *Hybrid Otoacoustic emissions and Steady State Potentials Analysis*. Dabei wird die Bezeichnung hybrid gewählt, um zu betonen, dass bei der Messung ein zusammengesetztes Messergebnis aus (bisher) unterschiedlichen Stimulationen hervorgeht.

### 7.1.3 Methode

**DPOAE-Anregung** Der Pegel der DPOAE  $L_{dp}$  bei der Frequenz  $f_{dp} = 2f_1 - f_2$  wurde monaural bestimmt. Bei gleichbleibenden Frequenzverhältnis<sup>3)</sup>  $\frac{f_2}{f_1} = 1,2$  variiert der maximale Pegel  $L_{dp}$  mit den Anregungspegeln  $L_1$  und  $L_2$ . Um das Optimum zu erzielen, wurde  $L_1$  zwischen  $L_{1min} = 54$  dB SPL und  $L_{1max} = 75$  dB SPL in Schritten von 3 dB bei konstantem  $L_2 = 54$  dB SPL eingestellt. Dadurch konnte individuell das optimale Anregungspaar  $\langle L_1, L_2 \rangle$  an jeder Frequenz bestimmt werden und evtl. individuell nicht optimale Anregungen durch fixierte Anregungsparadigmen vermieden werden. In Bild 7.1 b) sind die Parameter schematisch dargestellt.

**DPOAE-Erfassung** Mit drei verschiedenen Samplingraten  $f_s$  zwischen 7 kHz und 16,8 kHz wurden die Zeitsignale des Ohrsondenmikrofons in Puffer der Größe 1024 synchron aufgemittelt.

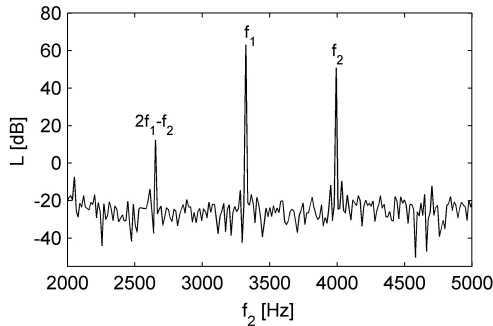


Bild 7.2: Spektrum des Stimulus und DPOAE Signals einer Einzelmessung mit singulärer Anregung. Vgl. im Kontrast dazu Bild 7.7.

Mittels diskreter Fouriertransformation (DFT) wurden diese im Frequenzbereich ausgewertet. Dabei muss darauf hingewiesen werden, dass die gesuchte Reizantwort der Frequenz  $f_{dp}$  durch die angepasste Wahl der Primärtöne derart gewählt wird, dass kein Leakage-Effekt auftritt, d.h. in einem Puffer wurden ganzzahlige Vielfache der Perioden der DPOE aufgenommen. Wie bereits in Tabelle 6.1 beschrieben ergeben sich unterschiedliche Frequenzauflösungen  $\Delta f$ . Die Mittelungszeit war variabel, jedoch maximal zehn Sekunden lang. DPOAE wurden als valide betrachtet, sofern das SNR größer als 6 dB war. Zur Abschätzung des SNR wurden in Variation zu Formel 5.2 nicht die drei direkt benachbarten Frequenzlinien der Frequenz  $f_{dp}$  verwendet.

Zur besseren Vergleichbarkeit der Messergebnisse in singulärer und hybrider Anregung, wurde einheitlich jeweils der Mittelwert der ersten, zweiten und vierten Nebenlinie als Rauschniveau herangezogen. Abhängig von der Samplingrate ergaben sich unterschiedliche Bandbreiten  $\Delta f_n$  des als Referenz herangezogenen Rauschens. In Bild 7.2 sieht man einen Ausschnitt aus dem Spektrum eines gemittelten Puffers. Zusammengefasst ergibt sich:

$$\begin{aligned} f_s = 7 \text{ kHz} &\Rightarrow \Delta f = 6,8 \text{ Hz}; \Delta f_n = \pm 27,2 \text{ Hz im Bereich } f_2 < 2 \text{ kHz} \\ f_s = 14 \text{ kHz} &\Rightarrow \Delta f = 13,6 \text{ Hz}; \Delta f_n = \pm 54,4 \text{ Hz im Bereich } 2 \text{ kHz} \leq f_2 \leq 6 \text{ kHz} \\ f_s = 16,8 \text{ kHz} &\Rightarrow \Delta f = 16,4 \text{ Hz}; \Delta f_n = \pm 65,6 \text{ Hz im Bereich } f_2 > 6 \text{ kHz} \end{aligned}$$

<sup>3)</sup> Zur Vermeidung von Leakage-Effekten o.ä. variiert das verwendete Frequenzverhältnis im Bereich von 1,197 bis 1,202.

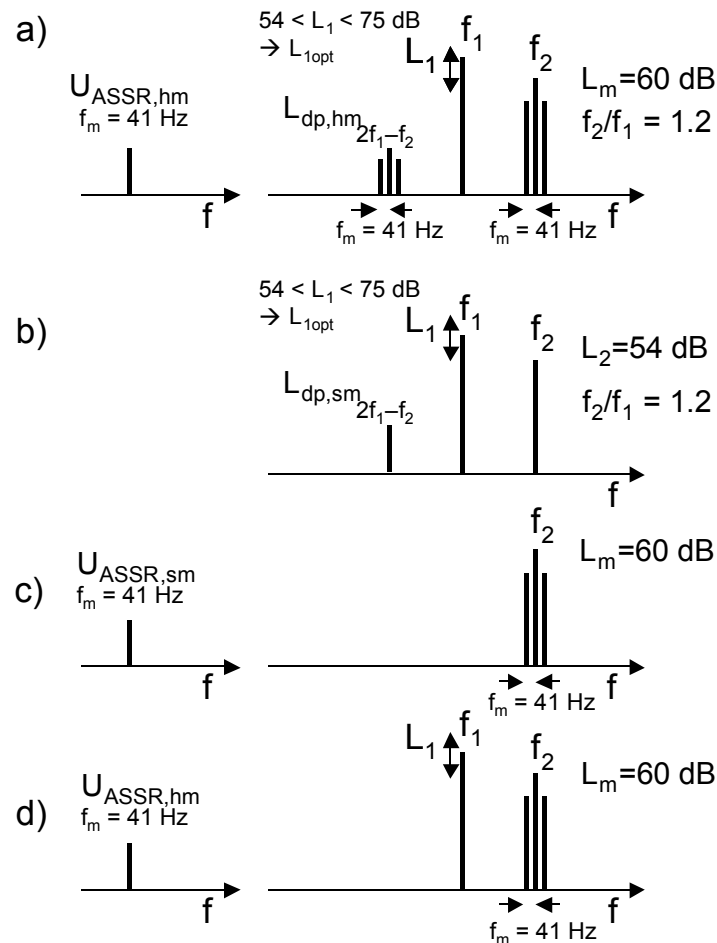


Bild 7.1: Die unterschiedlichen Reizparadigmen der Messungen im Schema. a) HOSSA:  $U_{SIM-ASSR}$  und  $L_{SIM-DPOAE}$  können durch die hybride Reizung mit DPOAE-Pegelschere und ASSR-Modulation um  $f_2$  gleichzeitig erfasst werden. b) DPOAE: singuläre, 'klassische' Anregung c) ASSR: singuläre, 'klassische' Anregung d) ASSR: Zusätzliche Darbietung eines im Pegel variierenden Sinustons als Störer der klassischen ASSR Messung.

**ASSR-Anregung** Um die cochleäre Funktion mittels ASSR vergleichend beurteilen zu können, wurde die Trägerfrequenz  $f_c = f_2$  gewählt. Zusammen mit der Modulationsfrequenz von  $f_m = 41$  Hz und der gewählten Modulationstiefe von 100% sowie desselben Schalldruckpegels  $L_c = L_2 = 54$  dB SPL, ergibt sich für den Gesamtkomplex des modulierten Signals ein Schalldruckpegel von  $L_m = 60$  dB SPL. In Bild 7.1 c) sind diese Parameter schematisch dargestellt.

Bei der DPOAE Anregung mit  $f_1$  und  $f_2$  resultiert  $L_{dp}$  aus dem Überlappungsbereich der beiden Frequenzen an der Stelle  $f_2$ . Die cochleäre Funktion wird deshalb zumeist anhand der I/O-Funktionen in Form von  $L_2 - L_{dp}$  Diagrammen und somit implizit an der Frequenz  $f_2$  dargestellt.

**ASSR-Erfassung** Das EEG wurde mit einem Faktor 30000 verstärkt und hochpassgefiltert (3 kHz, 12 dB je Oktave). Mit konstanter Messzeit von 180 Sekunden<sup>4)</sup> ergaben sich mit der verwendeten Puffergröße von 2048 und der verwendeten Samplingrate von 7 kHz insgesamt 615 Abschnitte zu je 0,3 s Dauer. Um ein adäquates Vigilanzniveau während der Messung aufrecht zu erhalten, lasen die Probanden. Durch Unruhe bedingte Muskelartefakte wurden adaptiv unterdrückt, indem der RMS-Wert des aktuellen Abschnitts ( $RMS_c$ ) von 0,3 s Dauer mit einem individuell vorab ermittelten RMS-Mittelwert  $RMS_{mean}$  einer 30 s dauernden EEG-Messung verglichen wurde. Ein Abschnitt wurde verworfen, falls dessen  $RMS_c$  ausserhalb der ersten Standardabweichung des RMS-Mittelwertes lag:  $RMS_c > RMS_{mean} + \sigma\{RMS_{mean}\}$ . Der Mittelwert des so ermittelten Schwellwerts lag bei  $7,8\mu\text{V}$  mit einer Standardabweichung von  $1,6\mu\text{V}$ .

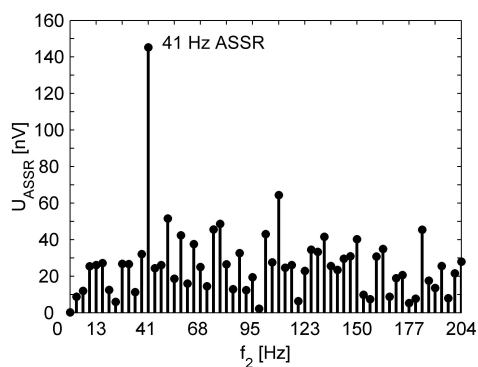


Bild 7.3: Die ASSR Antwort in der Einzelmessung

Eine ASSR wurde als valide angenommen und die Messung vorzeitig beendet, falls das Ergebnis des F-Tests des gemittelten Signals im Verhältnis zum Rauschen länger als 30 Sekunden ununterbrochen signifikant auf dem 5% Niveau war<sup>5)</sup>. In Bild 7.3 sieht man beispielhaft das Ergebnis einer ASSR Messung bei singularer Stimulation eines Normalhörenden bei  $f_c = 1$  kHz mit  $L_m = 60$  dB SPL und einer Messdauer von 180 s. Die Phase der ASSR wurde entsprechend der Beschreibung von John und Picton [96] in Latenzen umgewandelt (siehe auch Abschnitt 6.4.5).

#### 7.1.4 Fragestellungen und Experimente

**Wiederholungsmessungen und Reproduzierbarkeit; Single Mode** In vorausgegangenen Studien (siehe Abschnitt 6) wurde die Verlässlichkeit der entwickelten Plattform immer vergleichend mit einem in der Praxis bewährten 'Gold-Standard' erfolgreich in Relation gesetzt. Da es jedoch kein kommerziell erhältliches Gerät mit der gewünschten,

<sup>4)</sup> Konstante Messzeit wurde in den Wiederholungsmessungen und als Vergleichsgröße herangezogen. Bei der HOSSA Messung wurde 180 Sekunden als maximale Messzeit benutzt; ansonsten konnte mittels Abbruchkriterium die Messung schneller beendet werden.

<sup>5)</sup> <sup>14</sup>Test auf Signifikanz alle 6 s - wobei fünf mal hintereinander eine signifikante Antwort nachgewiesen werden musste. Insgesamt war die Messung also unterhalb des 5% Niveaus signifikant, ohne adaptiv die verstrichene Messzeit im (online) F-Test berücksichtigen zu müssen (Stürzebecher et al. [180]).

hybriden Funktionalität gibt, sollten Wiederholungsmessungen die Reproduzierbarkeit von DPOAE als auch ASSR darstellen.

Dazu wurden an einem Probanden ASSR und DPOAE Messungen jeweils zehn mal wiederholt. Jeweils für die Frequenzen 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz, 4000 Hz, 6000 Hz und 8000 Hz wurden DPOAE Messungen durchgeführt mit  $L_2 = 64, 54, 44, 34$  [dB SPL] wobei  $L_1 = 0, 4L_2 + 39$  [dB SPL] gewählt wurde. Für dieselben Frequenzen wurden ASSR Messungen durchgeführt mit  $L_m = 70, 60, 50, 40$  [dB SPL] und jeweils konstanter Messzeit von 180 s. Die Wiederholungsmessungen wurden auf ca. 20 Sitzungen à zwei Stunden verteilt.

**Vergleich von singularer Anregung mit hybrider Anregung** Für alle zehn Probanden wurde innerhalb einer Messsitzung drei Messreihen bei den Frequenzen<sup>6)</sup> 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz, 4000 Hz, 6000 Hz und 8000 Hz und bei einem Reizpegel von 60 dB SPL mit unverändertem Sondersitz durchgeführt. Gemessen wurden singuläre DPOAE, singuläre ASSR und HOSSA. Die Reihenfolge der Messungen war zufällig. Die Modulationsfrequenz der gewählten 41 Hz-ASSR wird im System mit 41,01 Hz umgesetzt. Für die folgenden Abschnitte werden die Potenzialantworten vereinfacht als ASSR referenziert.

**Unterschiede in der optimalen Anregung der DPOAE** Sowohl in der singularer angeregten DPOAE - Messung als auch der hybriden Anregung wurden mit fixiertem  $L_2$  verschiedene  $L_1$  Pegel angeboten. So konnte das Primärtonpegelpaar  $\langle L_1, L_2 \rangle$  bestimmt werden, welches maximale Pegel  $L_{dp,sm}$  bzw.  $L_{dp,hm}$  hervorbrachte. Diese maximalen Pegel der DPOAE werden im Folgenden als  $L_{dp,sm,max}$  und  $L_{dp,hm,max}$  bezeichnet. Bei jedem Probanden konnten diese ermittelt werden und das zugehörige Primärtonpegelpaar  $\langle L_{1_{sm,max}}, L_{2_{sm,max}} \rangle$  bzw.  $\langle L_{1_{hm,max}}, L_{2_{hm,max}} \rangle$  bestimmt werden.

**Latenzen (Phasen) der DPOAE und ASSR im Vergleich** Durch die Abschätzung der Gruppenlaufzeiten der DPOAE sowie der Umrechnung der ASSR-Phasen in Latenzen, konnte Purcell et al. [154] einen quantitativen Vergleich beider Größen anstellen. An einem Probanden wurden mit hybrider Stimulation an sechs Testfrequenzen von 902 Hz bis 998 Hz bei  $L_2 = 60$  dB SPL mit variierendem  $L_1$  DPOAE Messungen vorgenommen. Der Einfluss variierender Reizpegel auf die Ergebnisse sollte am Fallbeispiel den Bezug zu den Angaben in der Literatur herstellen.

**ASSR: Verdeckungseffekte** In einer zusätzlichen Messreihe wurde der Einfluss des Schalldruckpegels des Primärtones  $L_1$  auf die ASSR Amplitude untersucht. Bei konstan-

<sup>6)</sup> Aufgrund der gewählten Frequenzauflösungen weichen die exakten Frequenzen minimal von den angegebenen 'runden' Werten ab. So wird z.B. die Frequenz 4000 Hz real im System als Frequenz 3992,19 Hz umgesetzt.

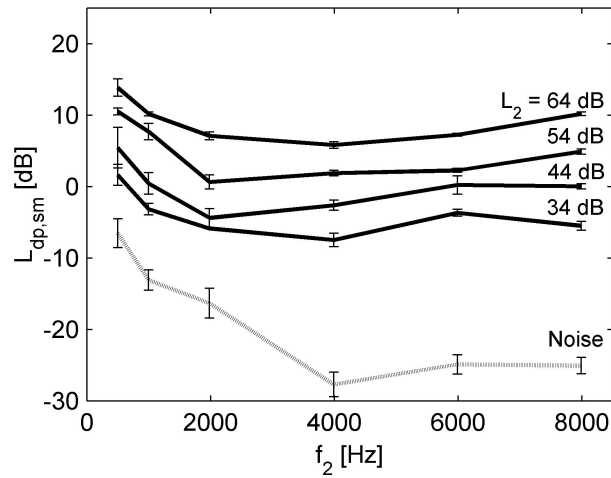


Bild 7.4: Mittelwert und Standardabweichung des DPOAE-Pegels  $L_{dp,sm}$  bei zehn Wiederholungsmessungen an einem Probanden bei singularer Anregung über der Testfrequenz  $f_2$ . Von oben nach unten: Stimulationspegel  $L_2 = 64$  dB SPL bis 34 dB SPL; mittleres Störsignal = graue Linie.

ter Messzeit von 180 s wurden ASSR an der Frequenz  $f_c = f_2$  mit  $L_m = 60$  dB SPL erfasst und zugleich ein konstanter Sinuston der Frequenz  $f_1 = \frac{f_2}{1,2}$  mit Schalldruckpegel  $L_1$  dargeboten. In einer Messreihe wurde  $L_1$  von 45 dB SPL bis 81 dB SPL in Schritten von 6 dB variiert. Als These stand zur Debatte ob die ASSR Antwort durch ein zu lautes Störsignal maskiert werden könnte. Subjektive Eindrücke der Probanden legten dies nahe. In Bild 7.1 d) sind die Parameter der Messung schematisch dargestellt.

## 7.2 Ergebnisse

### 7.2.1 Reproduzierbarkeit der Messungen

**DPOAE** In Bild 7.4 sind der Mittelwert und die Standardabweichung des DPOAE-Pegels der zehn Wiederholungsmessungen mit unverändertem SONDENSITZ an einem Probanden in Form eines DP-Gramms ( $L_{dp,sm}$  abhängig von  $f_2$ ) dargestellt. Die Standardabweichung der DPOAE variiert von 0,2 dB bis 2,2 dB, wobei die geringeren Abweichungen bei hohen Schalldruckpegeln ( $L_2 = 64; 54$  dB SPL) und bei höheren Frequenzen von 2 bis 8 kHz auftraten. Ursache hierfür ist das unterschiedliche SNR.

**ASSR** In Bild 7.5 sind der Mittelwert und die Standardabweichung der ASSR-Amplituden der zehn Wiederholungsmessungen an einem Probanden dargestellt. Im Gegensatz zu den DPOAE-Pegeln ist die Schwankung der ASSR-Amplituden groß. Der Variationskoeffi-



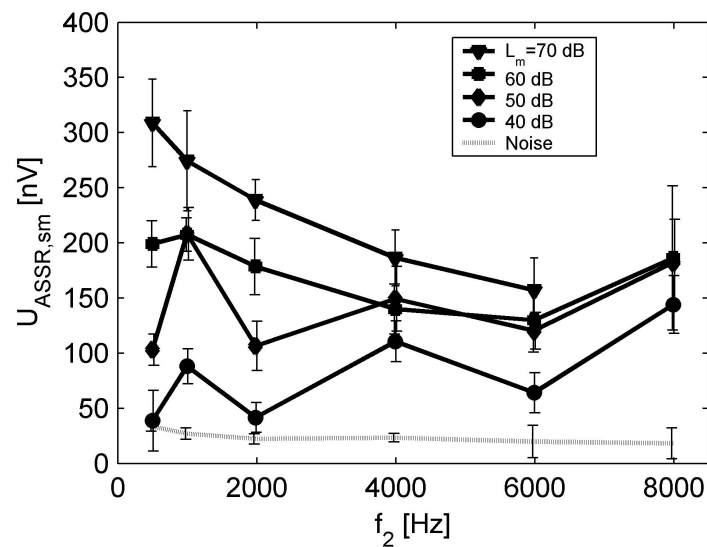


Bild 7.5: Mittelwert und Standardabweichung der ASSR-Amplituden  $U_{ASSR,sm}$  aus zehn Wiederholungsmessungen an einem Probanden bei singularer Anregung. Stimulationspegel von 70 dB SPL bis 40 dB SPL; mittleres Störsignal = graue Kurve.

ziert<sup>7)</sup> lag zwischen 7,7 % und 70 %. Trotz kleiner werdender Stimulationspegel traten teilweise gleich große ASSR-Amplituden als Antwort auf.

211 von 230 aufgenommenen ASSR wurden durch dem F-Test auf den 5% Signifikanzniveau als valide bezeichnet. Beim Stimuluspegel  $L_m=40$  dB SPL war in 19 (von 60) Fällen keine statistisch signifikante Antwort ersichtlich. Die im weiteren Verlauf der Untersuchungen relevanten überschwelligen Messungen bei  $L_m = 60$  dB wiesen eine abnehmende Amplitude bei steigender Frequenz auf. In Bild 7.6 sind Mittelwert und Standardabweichung der Latenz der ASSR dargestellt, welche sich aus der Phase der ASSR ergab. Die Latenz der ASSR  $t_{ASSR,sm}$  nahm mit zunehmender Testfrequenz  $f_2$  ab. Die Standardabweichung der Latenzen wurde mit zunehmenden Stimulationspegel geringer. Die Variationskoeffizienten lagen zwischen 1,3 % und 13,2 %, wobei die höheren Abweichungen bei niedrigeren Stimulationspegeln auftraten. Die Latenz stieg mit abnehmender Reizintensität an.

## 7.2.2 Spektrale DPOAE-Nebenlinien durch HOSSA Messung

Die Stimulation der hybriden DPOAE und ASSR Messung erfolgte weit überschwellig bei 60 dB. Wie oben beschrieben, wurden die Pegel der Stimuli an eine übereinstimmende spektrale Intensität der Frequenz  $f_2$  angepasst, um die Resultate entsprechend vergleichen zu können. In Bild 7.7 ist ein Amplitudenspektrum des Mikrofonsignals einer Einzelmessung dargestellt. Der 'ASSR-Stimulus' bei  $f_2 = 3992$  Hz wies mit einem Abstand von 41 Hz Nebenlinien auf. Im Vergleich zum  $f_2$  mit  $L_2 = 54$  dB SPL hatten die beiden Ne-

<sup>7)</sup> Die absolute Standardabweichung wird bezogen auf den Mittelwert.

7 Gleichzeitige Messung otoakustischer Emissionen und akustisch evozierter Potenziale

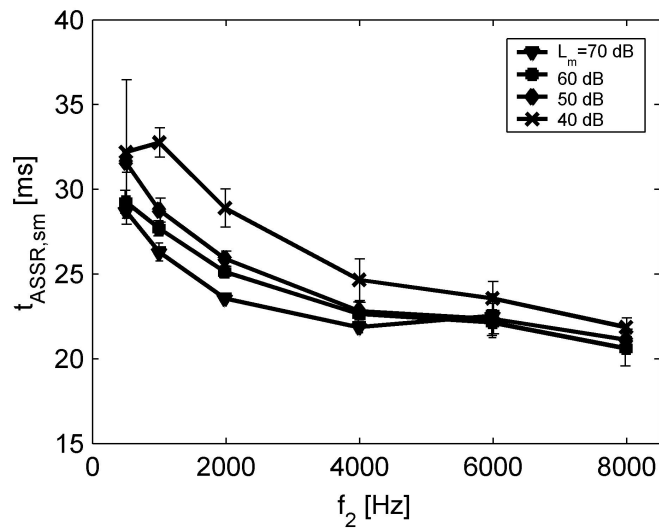


Bild 7.6: Latenzmittelwerte und Standardabweichungen der ASSR von zehn Wiederholungsmessungen an einem Probanden. Stimulationspegel von 70 dB bis 40 dB SPL.

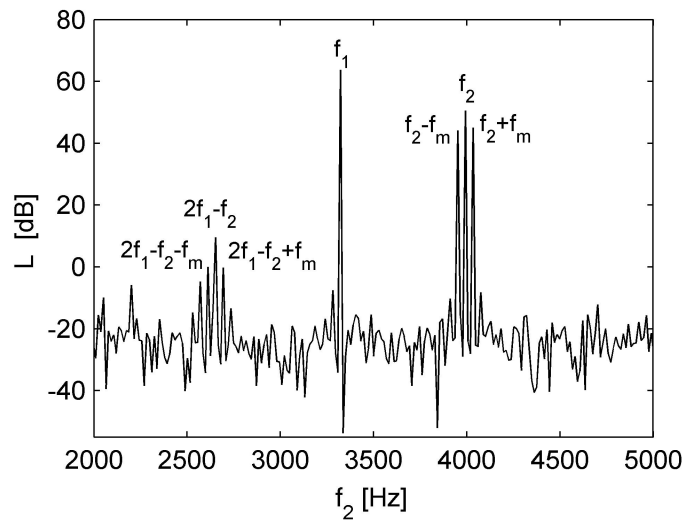


Bild 7.7: Spektrum der DPOAE und der Stimuli bei hybrider Anregung. Vgl. dazu Bild [7.2](#).

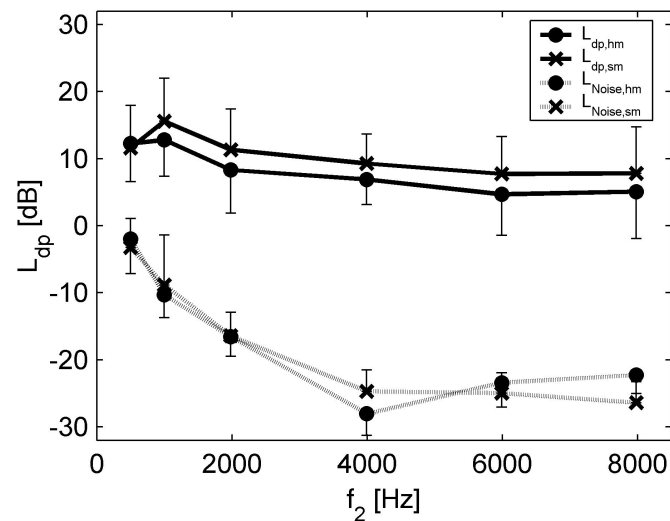


Bild 7.8: Mittelwerte und Standardabweichungen der DPOAE in singularer und hybrider Anregung gemittelt über die zehn Probanden. Graue Linien = Störsignalpegel.

benlinien bei  $f_2 \pm f_m$  jeweils 3 dB geringere Amplituden. Durch den Modulationshub von 100% wurde die gesamte Energie zu gleichen Teilen auf die Trägerfrequenz  $f_2$  und die beiden Seitenbänder aufgeteilt. Im Gesamtttonkomplex ergab sich somit der Schalldruckpegel von  $L_m = 60$  dB SPL.

Zusammen mit der Frequenz  $f_1 = 3322$  Hz ergab sich die DPOAE bei der Frequenz  $f_{dp} = 2652$  Hz. Neben der 'zentralen' DPOAE waren auch hier Nebenlinien im Abstand von 41 Hz zu erkennen. Da diese 'Neben-DPOAE-Linien' in der Simulation am Ohrsimulator oder 2 ccm Kuppler nicht aufgetreten sind, muss davon ausgegangen werden, dass es sich um weitere Verzerrprodukte handelt, die durch Stimulation durch die Nebenlinien des modulierten Primärtones  $f_2$  mit dem Primärton  $f_1$  an der Frequenz  $2f_1 - (f_2 \pm f_m)$  entstehen können. Die rechte Neben-DPOAE-Linie der Frequenz 2693 Hz ergab sich aus  $2 \cdot 3322 \text{ Hz} - (3992 \text{ Hz} - 41 \text{ Hz}) = 2693 \text{ Hz}$ , die linke Neben-DPOAE-Linie aus  $2 \cdot 3322 \text{ Hz} - (3992 \text{ Hz} + 41 \text{ Hz}) = 2611 \text{ Hz}$ . Testmessungen an schwerhörigen Patienten ergaben, dass die Neben-DPOAE-Linien nicht auftraten. Systematische Studien müssen zu späteren Zeitpunkten noch durchgeführt werden, da nicht auszuschließen war, dass es sich andere akustische Effekte mit potenziellen DPOAE überlagern.

### 7.2.3 Vergleich der Ergebnisse von singularer Anregung und hybrider Anregung

**DPOAE-Aspekt** In Bild 7.8 sind Mittelwert und Standardabweichung von  $L_{dp,sm,max}$  und  $L_{dp,hm,max}$  über die Testfrequenz  $f_2$  gemittelt über die zehn Probanden dargestellt. In 99% der Fälle ergab sich eine Verringerung der DPOAE-Pegel bei hybrider Anregung um durchschnittlich 2,4 dB mit Standardabweichung  $\sigma = 0,5$  dB. Die Standardabweichun-

## 7 Gleichzeitige Messung otoakustischer Emissionen und akustisch evozierter Potenziale

$f_2$ [Hz]	499	998	1982	3992	5988	7990
$Mean(L_{dp,sm,max} - L_{dp,hm,max})$ [dB]	1,4	2,8	2,7	2,4	3,0	2,7
$\sigma(L_{dp,sm,max} - L_{dp,hm,max})$ [dB]	0,8	1,3	0,6	0,8	1,4	0,9
$Mean(\Phi_{dp,sm,max} - \Phi_{dp,hm,max})$ [deg]	-9	18	-8	-8	5	-12
$\sigma(\Phi_{dp,sm,max} - \Phi_{dp,hm,max})$ [deg]	59	42	20	23	25	41
$Mean(L_{1sm,max} - L_{1hm,max})$ [dB]	1,4	0,2	-0,8	-1,4	-1,4	-0,2
$\sigma(L_{1sm,max} - L_{1hm,max})$ [dB]	1,5	4,7	2,5	3,4	1,9	1,3
$Anzahl\{L_{ASSR,sm,max} > L_{ASSR,hm,max}\}(max)$	8(9)	10(10)	10(10)	10(10)	10(10)	10(10)

Tabelle 7.1: Mittelwerte und Standardabweichungen der jeweiligen individuellen Differenzen der DPOAE zwischen singulärer Anregung und hybrider Anregung.

gen der  $L_{dp,sm,max}$  und  $L_{dp,hm,max}$  unterscheiden sich kaum; ebenso wenig die jeweiligen Störsignalpegel.

In Tabelle 7.1 sind der Mittelwert und die Standardabweichung der individuellen Pegeldifferenzen  $L_{dp,sm,max} - L_{dp,hm,max}$  dargestellt. Im Mittel reduzierte sich der maximale DPOAE-Pegel durch die hybride Anregung um bis zu 3 dB mit einer maximalen Standardabweichung von 1,4 dB. Mit nur einer einzigen Ausnahme bei einer Frequenz eines Probanden, hatten valide Messungen die Eigenschaft  $L_{dp,sm,max} > L_{dp,hm,max}$ . Die Differenzen der Phasen der DPOAE durch die unterschiedlichen Anregungen betragen im Mittel bis zu 17°. Bei niedrigen Testfrequenzen  $f_2$  ergaben sich deutlich höhere Standardabweichungen der Phasendifferenzen.

Der Mittelwert und die Standardabweichung der Unterschiede im Primärtonpegel  $L_{1sm,max} - L_{1hm,max}$  sind ebenfalls in derselben Tabelle abgebildet<sup>8)</sup>. Die maximale, mittlere Abweichung war 1,4 dB und die größte mittlere Standardabweichung 4,7 dB. Im Mittel führten dieselben Primärtonpegelpaare  $\langle L_1, L_2 \rangle$  zum besten DPOAE-Pegel  $L_{dp}$  unabhängig von hybrider oder singulärer Stimulation.

**ASSR-Aspekt** In Bild 7.9 sind die Mittelwerte und Standardabweichungen von  $U_{ASSR,sm}$  und  $U_{ASSR,hm}$  gemittelt über alle zehn Probanden dargestellt. Es konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen der Potenzialantworten festgestellt werden. Grund dafür waren die relativ großen Standardabweichung der Amplituden. Die Größenordnung der Standardabweichungen sind bei beiden Anregungen ähnlich. Die Potenziale der hybriden Anregung  $U_{ASSR,hm}$  lagen zumeist unter denen der singulären Anregung. Lediglich bei 6 kHz und 8 kHz lag  $U_{ASSR,sm}$  quantitativ gleich auf. Tendenziell stiegen bei beiden Anregungsarten die Amplituden der Antworten zu niedrigeren Frequenzen hin an. Die gemittelten Störsignalpegel waren bei beiden Anregungsarten vergleichbar.

Im Vergleich zu den intraindividuellen Wiederholungsmessungen bei weit überschwelliger Stimulation streute die Amplitude sehr stark.  $U_{ASSR,sm}$  waren im Mittel leichter vom Rauschen zu trennen als  $U_{ASSR,hm}$ . Nur im Einzelfall war die Signifikanz der  $U_{ASSR,sm}$  schlechter als die der  $U_{ASSR,hm}$ .

<sup>8)</sup> Der Primärtonpegel  $L_2$  wurde bei den Messungen konstant gehalten.

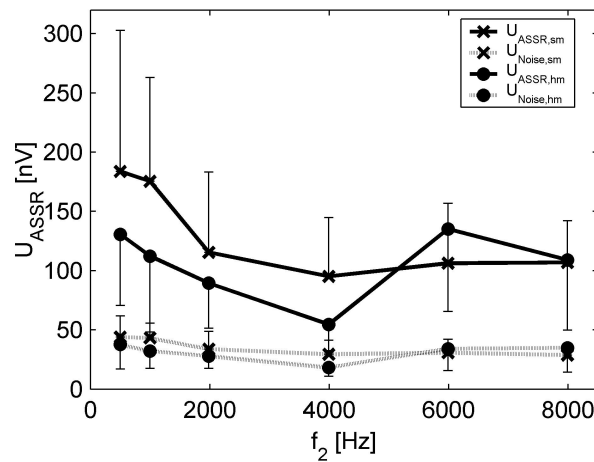


Bild 7.9: Mittelwert und Standardabweichung der Amplituden der Potenziale  $U_{ASSR,sm}$  und  $U_{ASSR,hm}$  der zehn Probanden. Keine signifikanten Unterschiede. Graue Linien = Störpotenziale.

$f_2$ [Hz]	499	998	1982	3992	5988	7990
$Mean(U_{ASSR,sm} - U_{ASSR,hm})$ [nV]	56,2	74,0	34,4	30,7	-22,8	- 0,1
$\sigma(U_{ASSR,sm} - U_{ASSR,hm})$ [nV]	96,5	83,0	79,4	45,2	86,3	31,8
$Mean(t_{ASSR,sm} - t_{ASSR,hm})$ [ms]	0,2	0,9	-3,1	-3,3	-3,0	-1,5
$\sigma(t_{ASSR,sm} - t_{ASSR,hm})$ [ms]	1,6	1,4	2,6	2,9	1,9	1,8
$Anzahl\{U_{ASSR,sm} > U_{ASSR,hm}\}(max)$	6(7)	7(8)	6(8)	3(5)	3(6)	3(5)
$Anzahl\{t_{ASSR,sm} > t_{ASSR,hm}\}(max)$	5(7)	6(8)	0(8)	0(5)	0(6)	1(5)

Tabelle 7.2: Mittelwerte und Standardabweichungen der jeweiligen individuellen Differenzen der ASSR zwischen singulärer Anregung und hybrider Anregung bzgl. ASSR.

Die intraindividuellen Abweichungen zwischen singulärer und hybrider Anregung sind in Tabelle 7.2 dargestellt. Durch die hybride Anregung wurden die ASSR Amplituden im Bereich von 500 Hz bis 4 kHz um bis zu 57 % reduziert (Mittelwert 68%, Standardabweichung 9 %). Oberhalb 4 kHz konnte kein allgemeiner Trend festgestellt werden. In Bild 7.10 wurde der Trend bestätigt, dass die Laufzeiten der ASSR zu niedrigeren Frequenzen hin zunehmen. Die Latenzen  $t_{ASSR,sm}$  und  $t_{ASSR,hm}$  unterschieden sich teilweise signifikant (markiert mit \*). Ebenso deutlich wurde, dass die Standardabweichung durch die hybride Anregung im Vergleich zur singulären Anregung erhöht war. Im Vergleich zur intraindividuellen Wiederholungsmessung war die Standardabweichung nur geringfügig schlechter. Zusammengefasst war der Einfluss durch den zusätzlichen DPOAE Stimulus deutlich, wenn auch die Aussage 'ASSR vorhanden: ja oder nein?' bei weit überschwelliger Messung am Normalhörendenkollektiv durchwegs unverfälscht beantwortet werden konnte.

7 Gleichzeitige Messung otoakustischer Emissionen und akustisch evozierter Potenziale

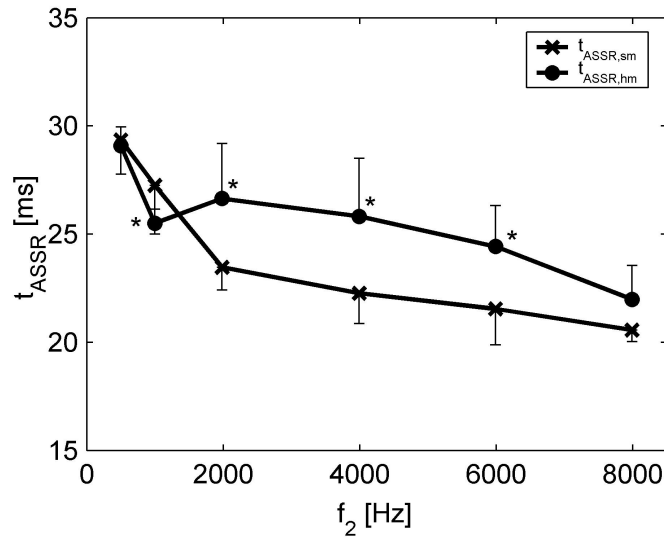


Bild 7.10: Mittelwerte und Standardabweichungen der ASSR-Latenzen in singularer und hybrider Anregung der zehn Probanden. Signifikante Unterschiede einer ANOVA sind mit \* gekennzeichnet.

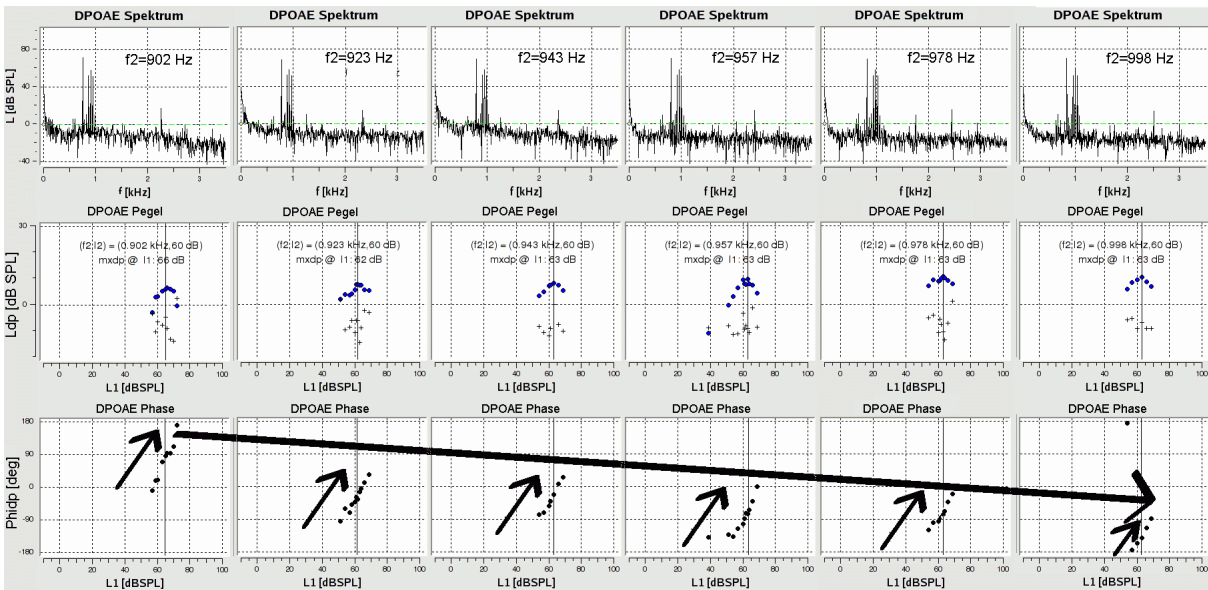


Bild 7.11: Obere Bild-Zeile: DPOAE Spektrum bei hybrider, optimaler Anregung. Mittlere Zeile: DPOAE-Pegel  $L_{dp,hm}$  abhängig von  $L_1$ . Untere Zeile: DPOAE Phase  $\Phi_{dp,hm}$  abhängig von  $L_1$ . Messungen mit unveränderten Sondensitz und konstantem  $L_2 = 60$  dB SPL an einem Probanden. Darstellung aus der GUI des Messsystems (siehe Abschnitt 6.2).

**DPOAE und ASSR Phasen im Vergleich** Durch die Abschätzung der Gruppenlaufzeit  $t_{dp,hm}$  der HOSSA Emissionen mittels Gleichung 7.1 kann man Laufzeiten ermitteln und im Vergleich zur Laufzeit  $t_{ASSR,hm}$  der HOSSA Potenziale betrachten.

$$t_{dp} = -\frac{\delta\phi}{360 \cdot \delta f} \quad (7.1)$$

Durch Vergleich der simultan ermittelten Laufzeiten  $t_{ASSR,hm}$  und  $t_{dp,hm}$  kann man eine von der Basilarmembranlaufzeit befreite Laufzeit auf der Nervenbahn berechnen. Für Untersuchungen der Reifung der Nervenbahn bei Neugeborenen kann der Messaufwand durch unterschiedliche Messapparaturen vermieden werden (Eggermont et al. [52]).

Zur Bestimmung der Gruppenlaufzeit der Emissionen konnten die Daten aus den Versuchsreihen der zehn Probanden nicht herangezogen werden. Die Frequenzunterschiede 'benachbarter' Messungen waren zu groß. An einem Probanden wurde deshalb im Bereich von  $f_2 = 902$  Hz bis  $f_2 = 998$  Hz sechs Testfrequenzen näher betrachtet (siehe Bild 7.11). Neben den in der ersten Zeile dargestellten Spektren des besten Primärtonpegelpaars  $\langle L_{1_{hm,max}}, L_{2_{hm,max}} \rangle$  ist in der zweiten Zeile der DPOAE-Pegel  $L_{dp,hm}$  abhängig von  $L_1$  dargestellt. In der dritten Zeile sind die korrespondierenden Phasen der DPOAE  $\Phi_{dp,hm}$  über  $L_1$  abgebildet.

Mit steigender Frequenz  $f_2$  (Pfeilrichtung von links nach rechts über die Frequenzen hinweg) veränderte sich die DPOAE Phase in negativer Richtung und korrelierte somit mit sinkender Laufzeit. Qualitativ stimmt dies mit der Darstellung von Purcel et al. [154] (dort Fig. 3) überein. Innerhalb einer Frequenz drehte sich die Phase der DPOAE mit steigendem  $L_1$  (Pfeilrichtung von unten nach oben) in positive Richtung, was mit steigender Laufzeit gleichbedeutend war. Allerdings konnten Fallbeispiele anderer Probanden gemessen werden, die mit steigendem  $L_1$  entgegengesetzte Tendenz zeigten bzw. sogar ein Extremum im Kurvenverlauf an der Stelle optimaler Stimulation  $L_{1_{hm,max}}$  aufwiesen (siehe auch Abschnitt 8). Weitere Auswertung der DPOAE-Latenzen im Vergleich zu den ASSR-Latenzen konnten mit den vorhandenen Daten deshalb nicht ausgewertet werden.

#### 7.2.4 Verdeckungseffekte

Im Gegensatz zur HOSSA Messung, in der bei fixem  $L_2$  der Pegel  $L_1$  im Laufe der Messung variiert wurde, um das optimale Primärtonpegelpaar  $\langle L_{1_{hm,max}}, L_{2_{hm,max}} \rangle$  ausfindig machen zu können, sind in Bild 7.12 beide Reizpegel über die Messzeit von 180 s konstant appliziert worden. Die ASSR-Amplituden waren bei niedrigen Frequenzen tendenziell größer als bei Stimulation von hohen Testfrequenzen. Bei jeder der vier Frequenzen war abhängig vom Schalldruckpegel des 'Störers'  $L_1$  eine Verringerung der ASSR-Antwort zu erkennen. Oberhalb von  $L_1 = 75$  waren die ASSR-Amplituden deutlich reduziert. Der abgebildete Rauschteppich war für alle Frequenzbereiche ähnlich. Die ASSR war oberhalb  $L_1 = 70$  dB SPL nicht mehr valide messbar. Die in Bild 7.12 abgebildete Untersuchung konnte durch eine weitere Untersuchung an einem anderen Probanden verifiziert werden. Ebenfalls Übereinstimmung ergaben stichpunktartige Messungen, die an anderen Probanden durchgeführt wurden. Subjektive Angaben aller Probanden ergaben, dass der modulierte Ton durch den 'Störer'  $L_1 > 70$  zunehmend verdeckt wurde.



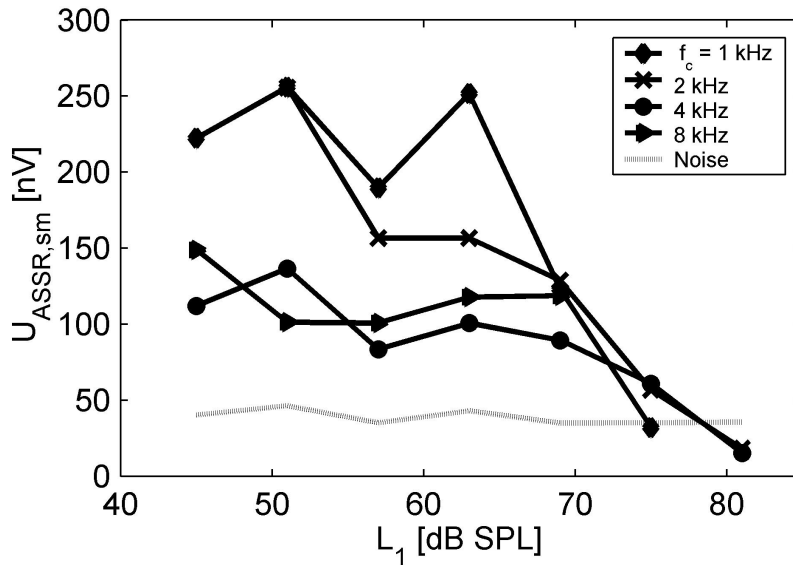


Bild 7.12: Die Amplitudenantworten der ASSR in Abhängigkeit des Schallpegels eines zusätzlich applizierten Sinustones. ASSR-Trägerfrequenz  $f_2$ , 'Störsignal' der Frequenz  $f_1$  und Pegel  $L_1$  mit  $\frac{f_2}{f_1} = 1, 2$

## 7.3 Diskussion

### 7.3.1 Reproduzierbarkeit

**DPOAE** Die Reproduzierbarkeit der DPOAE-Pegel und Phasen sind bei unverändertem SONDENSITZ in der Regel sehr hoch. Die Schwankungsbreite der DPOAE-Pegel wird in der Literatur (u.a. Lasky [111]) mit 1,5 dB angegeben; die der Phasen mit  $15^\circ$ . Die mit der Messplattform erzielten Ergebnisse (siehe Bild 7.4) sind gleichwertig und zeugen von der gut reproduzierbaren Erfassung der DPOAE. Im Vergleich mit dem DP2000-System [175] konnte die verwendete Messplattform bereits in vergangenen Studien qualitativ und quantitativ vergleichbar gute Ergebnisse erzielen (siehe Abschnitt 6.4).

**ASSR-Amplituden** Die Schwankungen der ASSR-Amplituden werden in der Literatur als relativ groß bezeichnet (Pethe et al. [145]). Die große Vigilanzabhängigkeit der ASSR spiegelt sich in einer absinkender Amplitude der ASSR mit zugleich steigender EEG-Aktivität im Delta- und Theta-Band wider. Da in der verwendeten Messanordnung keine objektive Detektion der Vigilanz der Probanden möglich war, ist zu vermuten, dass die mit der Messplattform erzielten Ergebnisse (siehe Bild 7.5) vor allem von der Vigilanz des Probanden abhängig waren. Die Bestimmung eines individuellen Schwellwertes zur Artefaktvermeidung reichte nicht aus, um die Amplituden der ASSR reproduzierbarer zu machen. Vor allem bei hörschwellennahen Einzelmessungen konnten nicht immer inner-

halb der verwendeten Messzeit von 180 s signifikante ASSR nachgewiesen werden. Das gewählte Signifikanzniveau von 5% lässt dies zwar in einem von 20 Fällen zu, macht im Einzelfall aber Wiederholungsmessungen nötig. Allerdings hat sich gezeigt, dass dies unabhängig von ASSR Messung oder HOSSA Messung vorkam.

Eine Erhöhung des Signifikanzniveaus kann den Anteil signifikanter ASSR erhöhen, zugleich jedoch auch die Sensitivität<sup>9)</sup> der Messung vermindern. Eine erhöhte Messdauer hätte im Einzelfall den Nachweis der ASSR verbessern können. Oftmals nahm durch länger werdende Messzeiten jedoch auch die Unruhe der Probanden zu, was zur Erhöhung von Muskelartefakten führte. Die Vigilanz lässt im Allgemeinen ebenfalls mit zunehmender Sitzungsdauer stark nach. Durch eine vorab fixierte Messzeit konnte eine, nach dem F-Test als signifikant zu bezeichnende, Antwort durch wachsende Unruhe wieder nicht signifikant werden. Der sofortige Abbruch der Messung bei signifikanter ASSR hätte bei zu kurzer Messzeit jedoch den Nachteil, relativ starker Einflüsse durch Rauschen ausgesetzt zu sein. Durch eine Kombination von minimaler Messzeit und Abbruchkriterium kann ein Kompromiss für die praktische Anwendung gefunden werden. Durch die in den Messungen mit Abbruchkriterium verwendete Vorgabe, nur nach mehreren, kontinuierlichen signifikanten F-Testergebnissen die Messung vorab abzubrechen, wurde dieser Kompromiss sichergestellt.

Insgesamt sollte die Verlässlichkeit der ASSR Messungen in Hörschwellennähe mit der verwendeten Messplattform jedoch kritisch betrachtet werden. Bei unklaren Ergebnissen müssen Wiederholungsmessungen der ASSR oder alternative Möglichkeiten - wie z.B. DPOAE Messungen - genutzt werden, um den Hörstatus zu verifizieren. Durch die hybride Anregungen in der HOSSA Messung könnte eine zusätzliche objektive Kontrolle in Zukunft ohne zeitlichen Nachteil erfolgen (siehe Abschnitt 8.5).

Bei weit überschwelliger Stimulation war die Nachweisbarkeit von ASSR mit der verwendeten Messplattform zumeist auf dem 1% Signifikanzniveau und war in 100% der Wiederholungsmessungen nachzuweisen. Bei Normalhörenden waren die Messzeiten dabei kürzer als 180 s. Die Streuung der ASSR-Amplituden erschien insgesamt jedoch weitaus größer im Vergleich zu den DPOAE-Pegeln. Zu bedenken bleibt dabei, dass die Abweichungen in Relation zur Messgröße zu sehen sind und vigilanzunabhängige ASSR mit Modulationsfrequenzen um 80 Hz besser vergleichbar sein könnten. Allerdings sind diese aufgrund der geringeren Amplitude schwerer vom Umgebungsrauschen zu trennen. Bei wachen Patienten ist zudem das Grundrauschen im betreffenden Frequenzbereich im Vergleich zu schlafenden Patienten erhöht. Längere Mittelungszeiten erhöhen bei einigen Patienten wiederum die Wahrscheinlichkeit im Messverlauf nicht mehr entspannt bleiben zu können (und zu schlafen), wodurch die Messung ebenfalls gestört wird.

---

<sup>9)</sup> Sensitivität bzw. Spezifität sind Verhältnismaße, die den Anteil mit einem (Schwellwert-) Messverfahren korrekt getesteten Kranker bzw. Nicht-Kranker in einer Gesamtpopulation widerspiegeln und als Qualitätsindikator für ein Messverfahren gelten. Sensitivität = Wirklich Kranke / (Wirklich Kranke + fälschlich als Nichtkrank erkannte). Spezifität = Wirklich Nichtkranke / (Wirklich Nichtkranke + fälschlich als Krank erkannte). Bei gleicher Prävalenz (gleichbleibender Anteil an Kranken) geht eine steigende Spezifität mit einer sinkenden Sensitivität einher.

**ASSR-Phasen** Die Darstellung der ASSR-Phasen hat sich als suggestive Darstellung bewährt. Quantitativ lassen sich die Ergebnisse unterschiedlicher Messsysteme aufgrund der Ungenauigkeiten in der Umrechnung nicht zu 100% vergleichen. Neben der Zirkularität der Phase hängt die Latenz auch von der Positionierung der Elektroden ab. Interindividuell variieren die Phasen aufgrund der Messanordnung, so dass nur interindividuell durch Vergleichsmessungen die Phasen in Laufzeiten umgerechnet werden können (siehe Abschnitt 6.4.5). Unproblematisch bleiben nur die Interpretation intraindividuelle Vergleichswerte und qualitative interindividuelle Vergleiche mit den Angaben in der Literatur.

Der Kurvenverlauf in Bild 7.6 ähnelt einem exponentiellen Verlauf. Dies deutet auf eine Übereinstimmung mit dem physiologischen Eigenschaften einer von basal nach apikal verlaufenden exponentiellen Steifigkeitsgradienten der Basilarmembran hin (Bekesy [32] aus Richter et al. [156]). Die Latenz stieg mit abnehmender Reizintensität an. Dies könnte ebenfalls mit Laufzeiteffekten auf der Basilarmembran erklärt werden. Durch die Verringerung des Stimulus wird der Bereich der Erregung der Basilarmembran kleiner, wobei durch die Eigenschaften der Wanderwelle der Schwerpunkt der Erregung hin zu niedrigeren Frequenzen (apikal) verlagert wird. Nahe der Hörschwelle erkennt man den steigenden Einfluss von Störern, die ebenfalls die Phase der ASSR und somit die Latenz beeinträchtigen.

### 7.3.2 Vergleich der Ergebnisse von hybrider und singulärer Anregung

**DPOAE-Pegel** In den Messergebnissen wurde deutlich, dass die DPOAE-Pegel durch die zusätzliche Modulation zur Evozierung der ASSR beeinflusst wurden. Intraindividuell reduzierte sich dabei der Pegel im Mittel um 2.4 dB. Die in Tabelle 7.1 dargestellten Mittelwerte über die Pegeldifferenzen stimmen mit den Gesamtmittelwerten in Bild 7.8 überein.

In der Arbeit von Hirschfelder [74] wird beschrieben, dass Tieftonmodulationen der Primärtöne Auswirkung auf die Pegel der DPOAE haben können. Dabei reduziert sich der Pegel der DPOAE allerdings erst bei sehr hohen Schalldruckpegeln der Primärtöne oberhalb 100 dB SPL. Bei Stimulationen unterhalb wurden keine Einflüsse auf die DPOAE-Pegel nachgewiesen. Als Erklärung für die Reduktion der Pegel aufgrund der hybriden Stimulation kommt Tieftonmodulation deshalb nicht in Frage.

Eigene Messungen (ohne Abbildung) zeigten, dass durch Verringerung des Modulationshubs  $m$  der Einfluss auf die DPOAE-Pegel verringert werden konnte. Der Einfluss auf die DPOAE-Pegel verringerte sich kontinuierlich bis zum Grenzfall mit  $m = 0$ , der 'klassischen' DPOAE Messung.

Mit 100% Modulationstiefe aber deutlich erhöhter Modulationsfrequenz von  $f_m > 500$  Hz zeigte sich in einer weiteren Zusatzmessung (nicht abgebildet) mit  $f_2 = 1000$  Hz ebenfalls eine deutliche Verringerung des Dämpfungseffektes. Oberhalb  $f_m = 1$  kHz blieb der Effekt vollständig aus, was prinzipiell gleichwertig mit der Darbietung mehrerer Primärtonpärchen zur Evozierung multipler DPOAE ist.

Kummer et al. [108] beschreiben einen Suppressionseffekt der DPOAE-Pegel von ca. 2 dB

bei der Aufnahme von Suppressionstuningkurven mit vergleichbaren Messbedingungen. Im Unterschied zur hybriden Stimulation mit  $L_2 = 54$  dB SPL und gleicher Verteilung der Energie auf  $L_2$  und die um  $f_2$  symmetrisch im Abstand  $f_m = 41$  Hz gelagerten 'Störer', erfolgte bei Kummer et al. die Stimulation mit  $L_2 = 40$  dB SPL und einem Suppressortonschalldruckpegel  $L_s = 40$  dB SPL u.a. auch bei der Frequenz  $f_s = f_2 \pm 50$  Hz. Kummer beschreibt einen größeren Einfluss des Suppressors der Frequenz  $f_s < f_2$  im Vergleich zum Suppressor mit  $f_s > f_2$ . Der Einfluss des Suppressors nahm mit zunehmenden Frequenzabstand zu  $f_2$  ab (siehe Fig 1 in Kummer et al. [108]).

Mit ebenfalls vergleichbaren Rahmenbedingungen beschreibt die Forschungsgruppe um Gorga [65] weitere Suppressionstuningkurven. In deren Studiendesign wurde eine Suppression von knapp 5 dB bei  $L_2 = 60$  dB SPL und Suppressortonpegel  $L_s = 60$  dB SPL mit  $f_s = f_2 + 100$  Hz erzielt.

Diese Übereinstimmung mit den vorgestellten Ergebnissen legt den Schluss nahe, dass die Reduktion der DPOAE-Pegel durch die hybride Anregung auf einen Suppressioneffekt zurückzuführen ist. Ob die Modulationsfrequenz oder der Modulationshub als unabhängige Variable einer Messung ähnlich den Suppressionstuningkurven in Zukunft eine Bedeutung haben werden, bleibt in weiteren Studien zu klären. Zu untersuchen bleibt auch, ob die Wahl der Trägerfrequenz  $f_c = f_2$  im Gegensatz zu  $f_c = f_1$  zu bevorzugen ist. Initial wurde in dieser Untersuchung  $f_c = f_2$  gewählt, damit die Ergebnisse der ASSR und DPOAE über denselben Bereich der Basilarmembran Auskunft geben können. Bei der Wahl von  $f_c = f_1$  (siehe Bild 7.13(b) im Vergleich zu 7.13(a)) wurde in initialen Messungen festgestellt, dass vor allem im unteren Frequenzbereich die Seitenbänder der Trägerfrequenz zu Nahe an die DPOAE Frequenz heranreichen. Die Qualität der Messung in Bezug auf eine korrekte Abschätzung des SNR litt darunter. Andererseits hätte diese Wahl den Vorteil, dass der Suppressioneffekt durch die hybride Anregung geringer ausfallen sollte. Die Problematik des später noch diskutierten Verdeckens der Modulationsfrequenz wäre ebenfalls geringer, da in der Regel für optimale DPOAE Anregungspegel gilt  $L_1 > L_2$ . Im Abschnitt 8.5 werden resultierende Kombinationsmöglichkeiten der HOS-SA weiter erläutert.

Als schematisches Erklärungsmodell könnte Bild 2.7 durch zwei zusätzliche Wanderwellen symmetrisch zum Ort  $x_2$  und durch zwei zusätzliche Emissionen um den Ort  $x_p$  erweitert werden. Der Suppressioneffekt resultiert dann durch die zusätzlichen Überlappungsbereiche der Seitenbänder des Primärtons  $f_2$ . Zugleich wären diese in Kombination mit  $f_1$  die Energiequelle der nichtlinearen Verzerrung und somit Ursache weiterer Emissionen.

Zusätzlich zum Suppressioneffekt konnten durch die hybride Anregung weitere DPOAE-Pegel als Nebenlinie zur ursprünglichen DPOAE festgestellt werden. Die Neben-DPOAE-Pegel waren nicht bei allen Messungen so symmetrisch wie in Bild 7.7 dargestellt. Da das Hauptaugenmerk darin lag den größten Pegel der DPOAE der Frequenz  $2f_1 - f_2$  durch die Kombination des Primärtonpegelpaar  $\langle L_1, L_2 \rangle$  zu erzielen, kann man davon ausgehen, dass die Neben-DPOAE-Pegel zumeist durch nicht optimale Stimulation erzeugt wurden. Das leicht größere Frequenzverhältnis von  $\frac{f_2+f_m}{f_1}$  im Vergleich zu  $\frac{f_2-f_m}{f_1}$  bei identischem Schalldruckpegel könnte systematisch, unsymmetrische Neben-DPOAE-Pegel hervorbringen. In den Messungen konnte jedoch keine systematischen Zusammenhänge erkannt

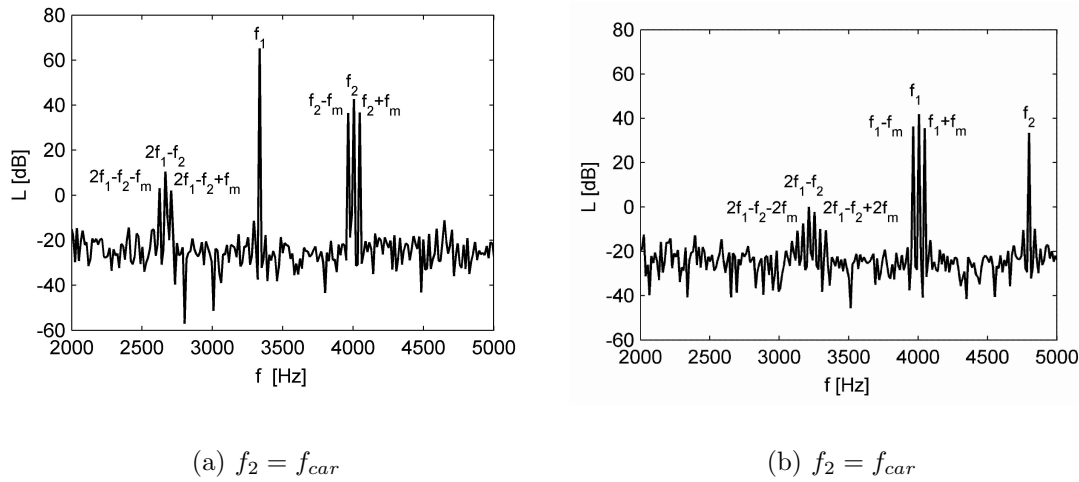


Bild 7.13: Mikrofonsignal bei zwei unterschiedlichen DPOAE Testfrequenzen während einer simultanen ASSR Messung an einer Testfrequenz

werden. Zusätzliche, rein akustische Effekte konnten ebenfalls nicht sicher ausgeschlossen werden. Auswirkungen der Feinstruktur der DPOAE (Mauermann [121]) können ebenfalls eine Rolle spielen.

**DPOAE-Phase** In Übereinstimmung mit dieser Modellvorstellung stehen auch die Ergebnisse aus Tabelle 7.1. Die kleinen Abweichungen der Phasen beim individuellen Paarvergleich von  $\Phi_{dp,sm,max}$  und  $\Phi_{dp,hm,max}$  deuten darauf hin, dass der effektive Ort der Entstehung der DPOAE derselbe blieb. Zumindest bei hochpegeliger Anregung ergab die effektive Überlagerung aus den verschiedenen Quellen der DPOAE keinen gravierenden Unterschied in der Phase.

Da der 'klassische' ASSR Stimulus oft  $90^\circ$  Phasenverschoben zum DPOAE Stimulus ist, müsste man evtl. auftretenden Phasenversatz der Primärtöne beim Vergleich von  $\Phi_{dp,sm}$  und  $\Phi_{dp,hm}$  nach der Formel  $\phi_{dp} = 2\phi_{f1} - \phi_{f2}$  korrigieren. In den Untersuchungen wurden die Primärtöne jeweils mit derselben Phase präsentiert, so dass keine Korrektur nötig war. Neben einem Phasenversatz der Primärtöne zueinander könnte auch ein Phasenversatz der Modulationsfrequenz  $f_m$  weiteren Einfluss auf die DPOAE haben. In hier nicht abgebildeten Testmessungen mit variierenden Phasenversatz der Modulationsfrequenz konnte dies nicht bestätigt werden. Lediglich korrespondierende Änderung der ASSR - Phasen wurden beobachtet. Systematische Studien hierzu müssten diese Vermutungen jedoch noch untermauern.

**Optimales Primärtonpegelpaar** Die maximalen Pegel der DPOAE wurden bei beiden Messungen mit quasi identischen Stimuluspegelpaaren ausgelöst. Die mittlere Abweichung von maximal 1,5 dB ist in Verbindung mit der gewählten Schrittweite von  $L_1$  mit

3 dB als sehr gering zu bezeichnen. Einzelbetrachtungen bestätigten die Variation um höchstens eine Schrittweite. Teilweise hatten benachbarte Primärtonpärchen  $\langle L_1, L_2 \rangle$  darüber hinaus nur minimale DPOAE-Pegelunterschiede im zehntel dB Bereich. Unter Berücksichtigung eines gleichwertigen DPOAE-Pegelumfelds minimaler Abweichung, würde die mittlere Abweichung der Primärtonpärchen  $\langle L_1, L_2 \rangle$  zwischen den Anregungsarten noch weiter sinken. Zusammengefasst deuten die Ergebnisse darauf hin, dass bei beiden Stimulationsarten dieselben Parameter zur Erfassung optimaler DPOAE-Pegel verwendet werden können.

**ASSR-Amplituden** In Bild 7.9 steigen bei beiden Anregungsarten tendenziell die Amplituden der Antworten zu niedrigeren Frequenzen hin an und bestätigen den Effekt der bei weit überschwelligen Wiederholungsmessungen intraindividuell zu beobachten ist (Bild 7.5). Obwohl prinzipiell bei beiden Messungen vergleichbare Störsignale vorlagen, weichen die ASSR-Amplituden relativ stark voneinander ab. Es bleibt zu vermuten, dass die individuelle Vigilanz den größten Unsicherheitsfaktor beim inter- und intraindividuellen Vergleich darstellt.

Mittels ANOVA<sup>10)</sup> konnte zwischen beiden Gruppen keine signifikanten Abweichungen der Messergebnisse nachgewiesen werden. Obwohl subjektiv zumeist  $U_{ASSR,sm} > U_{ASSR,hm}$  gilt, ist dies im Einzelfall umgekehrt und die Standardabweichung der gemittelten Werte zu groß. Unabhängig von der Art der Stimulation konnten die Potenziale immer innerhalb 180 s valide nachgewiesen werden. Dass dies bei überschwelliger Messung nicht immer der Fall sein muss, zeigten Vorabuntersuchungen (ohne Bild). In der Literatur werden abhängig vom jeweiligen Messsystem schwelennah ASSR nachgewiesen. Unter Zuhilfenahme der erwarteten Phasen konnte die Gruppe um Picton [147] mit nur 10 dB überschwelliger Stimulation valide ASSR nachweisen. Mit der benutzten Messplattform konnte zwar ebenfalls bis zu 10 dB überschwellig ASSR nachgewiesen werden (siehe Abschnitt 6), deren Reproduzierbarkeit in Wiederholungsmessungen war allerdings schlecht. Die Messdauer für den schwelennahen Nachweis von ASSR lag zudem meist weit über 5 Minuten, was für die dauerhafte klinische Anwendung unbrauchbar ist.

**ASSR-Phasen** Die in Bild 7.10 nach der ANOVA als signifikant bezeichneten, unterschiedlichen Latenzen deuten darauf hin, dass durch die hybride Anregung längere Laufzeiten der ASSR verursacht würden. Rein physiologisch ist dies schwer zu begründen. Die Zunahme der Latenz bei 2 kHz im Mittel um 3 ms käme intraindividuell nach Bild 7.5 einer Stimuluspegelabnahme von 30 dB gleich. Darüber hinaus ist der Verlauf der Latenzen  $t_{ASSR,hm}$  nicht mehr direkt mit dem bisher beobachteten exponentiellen Verlauf vergleichbar. Da zur Umrechnung der Phasen in die Latenzen jedoch das gleiche lineare Verfahren angewendet wurde, deutet dies auf einen Phasenversatz durch die hybride Stimulation hin. Zukünftige Studien sollten den Einfluss der Frequenz  $f_1$  in Bezug auf die ASSR-Phasen weiter beleuchten.

---

<sup>10)</sup> Analysis of Variance



Der gemeinsame Vergleich von DPOAE-Phasen und ASSR-Phasen kann dementsprechend nur qualitativ jeweils unabhängig voneinander die Übereinstimmung der Latenzen mit der Ausbreitung auf der Basilarmembran bestätigen. Differenzielle Aussagen bezüglich der Nervenbahnlaufzeiten sind mit den gewonnenen Daten nicht möglich.

**Verdeckung der ASSR** Subjektiv teilten alle Probanden mit, dass durch einen zu lauten Ton der Frequenz  $f_1$  das modulierte Signal der Frequenz  $f_2$  nicht mehr wahrnehmbar war. In Bild 7.12 erkennt man, dass mit  $L_m = 60$  dB SPL keine validen ASSR durch den 'Störschallpegel'  $L_1 > 70$  dB SPL gemessen werden konnten. Weitere systematische Studien zum Vergleich von subjektiv empfundener Verdeckung und dem Nachweis der ASSR, unter Einbeziehung weiterer Parameter wie Frequenzabstand des Störers und Art der Störung, könnten weitere wertvolle Informationen liefern. Für die hier beschriebenen Anwendung konnte bei alle HOSSA-Messungen jedoch heuristisch nachgewiesen werden, dass die Variation der Schalldruckpegel  $L_1$  (mit  $L_2 = 54$  dB SPL = *const*) keinerlei Auswirkung auf die Nachweisbarkeit der ASSR  $U_{ASSR,hm}$  hatte. Da zumeist einen Bereich von  $L_1 = 45 \dots 75$  dB SPL untersucht werden musste, um bei Normalhörenden die optimale Emission zu erfassen, konnte quasi ein zeitlicher Schwerpunkt Messung bzgl.  $L_1$  mit  $L_{1SP} \approx 60$  dB SPL quantifiziert werden<sup>11)</sup>

Da das optimale Primärtonpegelpaar  $< L_1, L_2 >$  zumeist die Eigenschaft hat  $L_1 > L_2$ , ergäbe sich durch abweichende Verwendung von  $f_c = f_1$  die Möglichkeit den lauten, modulierten Ton nicht mehr mit dem leisen Ton der Frequenz  $f_2$  verdecken zu können. Darüber hinaus könnten dadurch  $U_{ASSR,hm}$  bei relativ lauter Anregung ( $L_1$ ) in Verbindung mit  $L_{dp,hm}$  in hörschwelennäher Anregung ( $L_2$ ) simultan erfasst werden.

In der Literatur wird bei multiplen ASSR Messungen mit dem MASTER-System (Picton und John [148] erwähnt, dass Verminderungen der ASSR Amplituden im Vergleich zu Einzelanregungen auftreten können, diese aber erst in Schwellennähe einen Einfluss auf die Nachweisbarkeit haben. Somit ergäbe sich mit dem verwendeten Parametersatz bei Schwerhörigen mit einem Hörverlust von mehr als 50 dB HL die Problematik mit der Messplattform keine ASSR mehr feststellen zu können. Bei diesen Patienten sollten auch nur noch schwer DPOAE mehr messbar sein. In der systematischen Anwendung der HOSSA (siehe Abschnitt 8.5) sollte in Anschlussuntersuchungen bei solchen Patienten reine ASSR Messungen mit höheren Pegeln durchgeführt werden.

Ross et al. [159] beschreiben Störungen der ASSR durch zusätzliche Stimulation mit impulsartigem Rauschen. Obwohl das Spektrum des Rauschens getrennt vom Spektrum der ASSR Stimulation war, war eine deutliche Beeinflussung feststellbar. Ross et al. interpretierten dies als Rückstellmöglichkeit der bereits aufintegrierten ASSR Amplituden durch Störung der Phasenkohärenz. Mit den sinusartigen Störern in der vorliegenden Studie war der Einfluss auf die ASSR Amplituden deutlich geringer.

<sup>11)</sup> Da  $L_1$  während der 'normalen' HOSSA Messung variiert wird, um das optimale Reizpegelpaar zu finden, kann man die jeweils untersuchten  $L_1$ -Pegel aufmitteln. Dabei kann die Dauer der jeweiligen Stimulation mit  $L_1$  als Gewichtungsfaktor dienen, um so den effektiv wirksamen Pegel  $L_1$  über die gesamte HOSSA Messung abzuschätzen.



Insgesamt betrachtet bietet die simultane Messung von DPOAE und ASSR bei überschwelliger Stimulation zusätzliche Information bei gleichem Zeitbedarf, ohne die Qualität der Ergebnisse maßgeblich zu beeinträchtigen.

## 8 Optimierungen und simultane, binaurale sowie multifrequente Messung

Für den Einsatz eines Messverfahrens im klinischen Alltag sind geringer Zeitaufwand und die Möglichkeit einer weitgehenden Automatisierung von großer Bedeutung. DPOAE und die daraus gefolgerten Messgrößen können nach objektiven Kriterien schnell und zuverlässig nachgewiesen werden (siehe Abschnitt 5.2). Zur weiteren Diagnosestellung (Hörschwellschätzung in Abschnitt 5.1, Lautheitsschätzung in Abschnitt 5.3) muss beachtet werden, dass möglichst optimale Rahmenbedingungen bei der Untersuchung vorliegen. Nur durch optimale Stimulusdarbietung und Kalibrierung (siehe Abschnitt 4) kann der individuelle Zustand des Innenohrs mit DPOAE wiedergespiegelt werden. Auch bei Untersuchungen zur Feinstruktur, Adaptation und Suppression der DPOAE sollten individuell optimale Reizparadigmen zur Anwendung kommen. Bis heute wurden in der Literatur ausschließlich statische Reizparadigmen für diese Untersuchungen verwendet, so dass die Ergebnisse der Untersuchungen nicht ausschließlich die Eigenschaften des Innenohrs und dessen Schallverarbeitung darstellen, sondern durch die angewandte Messtechnik korrumpiert wurden. Grundsätzlich können die Einflüsse des verwendeten Reizparadigmas durch die Kombination diverser Primärtonpegel oder der Frequenzverhältnisse kompensiert werden. Grafisch veranschaulicht kann über der Fläche der Primärtonpegelkombinationen ein Gebirge der DPOAE-Pegel oder Phasen aufgebaut werden, wodurch sich ein Überblick über die individuellen Verhältnisse ergibt. Aufgrund des deutlich erhöhten Zeitbedarfs ist dies im klinischen Einsatz nicht sinnvoll.

A priori kann nur schwer festgestellt werden, welches Reizparadigma individuell optimal ist. Durch die Referenzierung der Reizpegel auf den adäquaten Reiz am Trommelfell mittels Kalibrierung nach ECCC wird eine Verbesserung im Vergleich zu anderen Kalibrierungen erzielt (siehe Abschnitt 8.1). Durch simultane, binaurale Messung mehrerer DPOAE Testfrequenzen kann der Zeitbedarf deutlich verringert werden (siehe Abschnitt 8.2 bzw. ausführlicher in der Diplomarbeit von Kandzia [99]). Durch die Auswertung einer HOSSA-Messung (siehe Abschnitt 7) kann die optimale, individuelle Anregung bestimmt werden.

## 8.1 Optimales Reizparadigma basierend auf dem adäquaten Reiz am Trommelfell

Wie im Fallbeispiel in Abschnitt 4.7 angedeutet, hat die Kalibrierung in Verbindung mit dem gewählten Reizparadigma und Messplattform erheblichen Einfluss auf die erzielten Messergebnisse der DPOAE. Verwendet man ein optimales Reizparadigma ohne Beachtung der zugehörigen Kalibrierung oder Messumgebung, kann man stark divergierende Messergebnisse erhalten. In der Literatur wird diesem Umstand häufig keine Beachtung geschenkt, obwohl die Unterschiede in Bild 8.1 deutlich sind.

### 8.1.1 Abhängigkeit der DPOAE von der Kalibrierung

Mit unverändertem Sondensitz wurde in Zusammenarbeit mit Hörbrand [85] an 4 normalhörenden Probanden in einer schallisolierten Kammer mit dem DP2000-System I/O-Funktionen gemessen, wobei lediglich die Art der Kalibrierung verändert wurde.

Da bei der Ermittlung des Reizparadigmas der Pegelschere durch Kummer et al. [109] die In-the-Ear (ItE) Kalibrierung benutzt wurde, spiegelt die damit gemessene I/O-Funktion die normale Funktion der Cochlea wider. Die anderen I/O-Funktionen würden in der weiteren Auswertung zu divergierenden Ergebnissen wie Hörschwellschätzung oder Schätzung des Kompressionsverlustes führen.

Die in Bild 8.1 abgebildete I/O-Funktionen geben nur einen Teil der aufgenommenen DPOAE-Pegelgebirge wieder, die in Bild 8.2 beispielhaft von einem Probanden für drei Testfrequenzen dargestellt sind. Das Frequenzverhältnis der Primärtöne  $f_2/f_1 = 1,2$  wurde konstant gehalten. Bei der Erfassung der DPOAE Pegel  $L_{dp}$  wurden die Primärtonpegel  $L_1$  und  $L_2$  variiert. Durch die Projektion der maximalen DPOAE Pegel auf die Grundfläche ( $L_1$  über  $L_2$ ) konnten individuell optimale Reizpegelpärchen ermittelt werden.

Aufgrund der langen Messdauer von etwa 2 bis 3 Stunden zum Ermitteln der Pegelgebirge und der damit verbundenen Belastung der Probanden muss in der klinischen Praxis ein optimales Anregungsparadigma verwendet werden. Im Idealfall werden dadurch DPOAE lediglich entlang des Grats des Pegelgebirges ermittelt. Gemittelt über ein

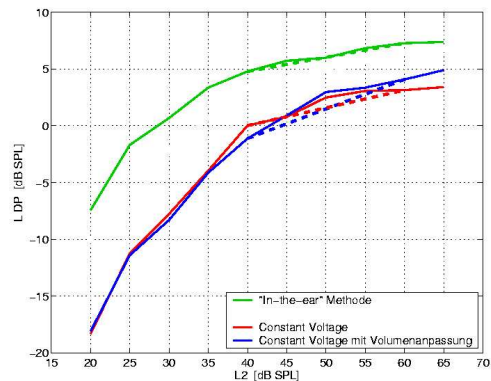


Bild 8.1: DPOAE I/O-Funktionen bei gleichem Sondensitz und gleichem Anregungsparadigma (Pegelschere nach Kummer) an einem normalhörenden Probanden. Gestrichelt eingetragen sind die Tangenten der I/O-Funktionen zwischen  $L_2 = 40$  und  $60$  dB, die als Parameter der Hörschwellschätzung bzw. Kompressionsverlustes des Innenohres herangezogen werden.

Normalhörendenkollektiv von 20 Probanden ergab sich bei Kummer et al. [109] ein linearer Zusammenhang der optimalen Stimulation, der als *Pegelschere* bezeichnet wurde<sup>1)</sup>.

Je Frequenz (Spalte in Bild 8.2) erkennt man die Ähnlichkeit der Form der Pegelgebirge unabhängig vom Kalibrierverfahren. Da DPOAE sehr stabil reproduzierbar sind (siehe Abschnitt 5.2) kann davon ausgegangen werden, dass die Pegelgebirge ausschließlich aufgrund der unterschiedlichen Kalibrierung differieren. Sowohl  $L_1$  als auch  $L_2$  werden quantitativ durch die Art der Kalibrierung beeinflusst.

Bei der Messung mit der ItE Kalibrierung in Bild (8.2a, 2kHz), (8.2b, 3kHz) und (8.2c, 4kHz) erkennt man, dass die ermittelte optimale Anregung (blaue Ausgleichsgerade der auf die  $L_1$ - $L_2$ -Ebene projizierten, maximalen DPOAE Pegel) im Rahmen der von Kummer angegebenen Standardabweichung von ca. 5 dB an der Pegelschere (schwarze Gerade) liegt. Bei der Constant Voltage Kalibrierung mit und ohne Volumen Anpassung weichen die ermittelten, optimalen Anregungspegel im Bezug auf die, als Referenzlinie eingetragenen, Pegelschere deutlich ab.

Da die Pegelschere unter Anwendung der ItE-Kalibrierung mit dem DP2000-System ermittelt wurde, kann dieses Reizparadigma auch nur in Verbindung mit ItE sinnvoll auf Messsystemen angewendet werden, die qualitativ mit dem DP2000-System vergleichbar sind. Die Verwendung der Pegelschere in Verbindung mit divergierende Messplattformen führt nicht zwangsweise zu maximalen DPOAE-Pegeln.

Um die Abhängigkeiten der DPOAE-Messung von Messsystem, Kalibrierung und Reizparadigma zu minimieren, wurde in Abschnitt 4.6 bereits die Kalibrierung ECCC vorgestellt. Unabhängig von Übertragungseigenschaften des technischen Systems und des menschlichen Gehörgangs sowie des Mittelohres wird dabei die Lautsprecheranregung direkt mit dem adäquaten Reiz am Trommelfell assoziiert und in Datenbanken abgelegt. Es wird also ein explizit beschreibbares, technisches Modell des Trommelfells als Referenz zur Kalibrierung benutzt. Die Größe der Datenbanken kann skalierbar aufgebaut werden, so dass viele unterschiedliche Parameter (Abstand Sonde-Trommelfell, Trommelfellimpedanz, Volumen, Temperatur ...) in der Kalibrierung betrachtet werden können.

Die in Abschnitt 6 vorgestellte Messplattform (Sonde ER10C) wurde lediglich an einem Ohrsimulator Typ 4157 von Brüel & Kjær und nur mit den Abständen von 15 mm bis 37,5 mm in 2,5 mm kalibriert. Die dadurch erhaltene Datenbank basiert deshalb auf nur einer genormten Abschlussimpedanz, welche darüber hinaus laut Spezifikation oberhalb 4 kHz von den Modellvorstellungen eines durchschnittlichen Mittelohres abweicht (siehe Abschnitt 4). Im Folgenden werden die Ergebnisse im Zusammenhang mit der Diplomarbeit von Schultz [164] gekürzt dargestellt.

---

<sup>1)</sup> Die Schnittkurve der senkrechten Ebene über der Pegelschere mit dem Pegelgebirge stellt die DPOAE I/O-Funktion dar.

## 8.1 Optimales Reizparadigma basierend auf dem adäquaten Reiz am Trommelfell

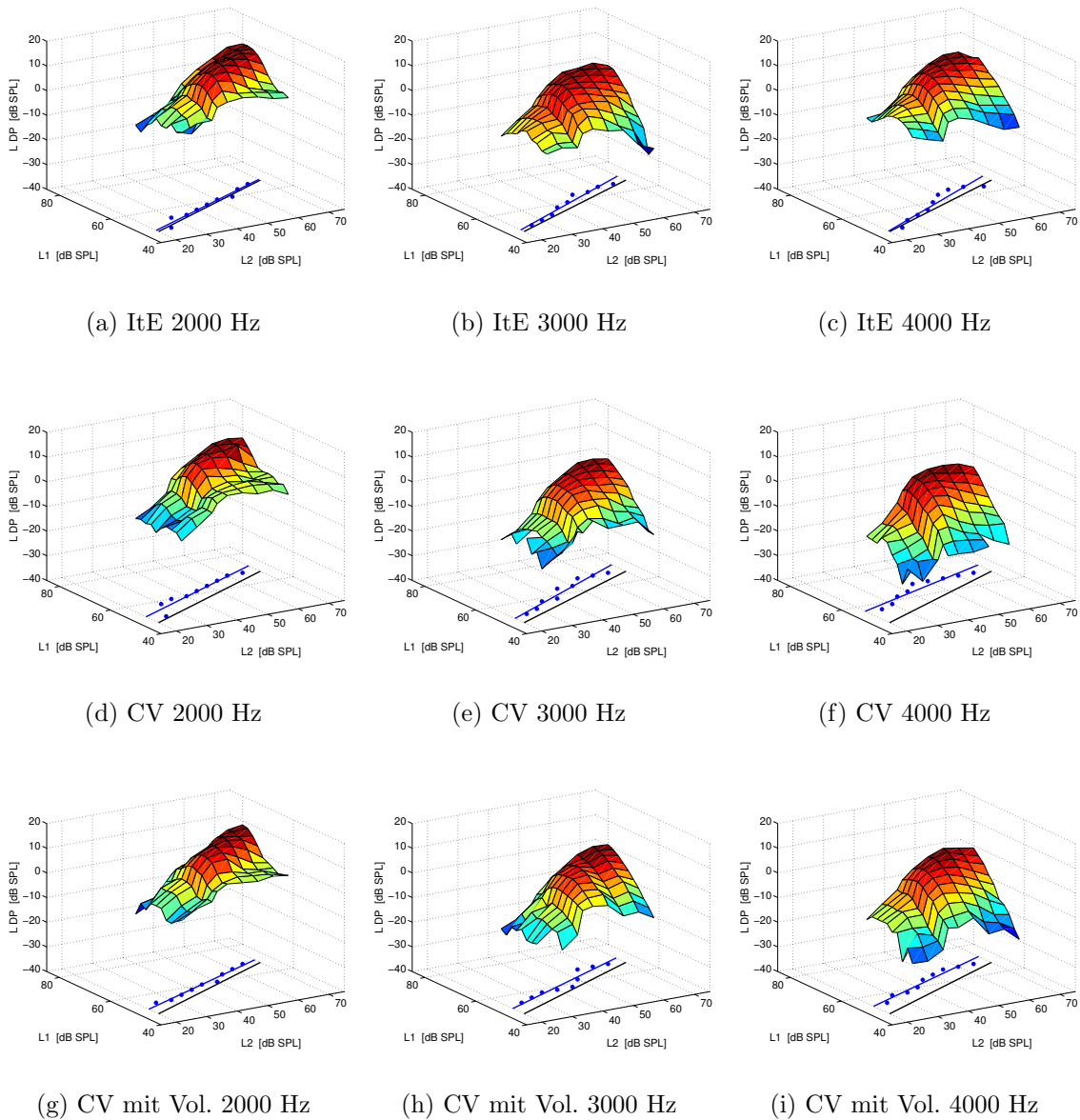


Bild 8.2: Pegelgebirge eines einzelnen Probanden für die Frequenzen 2 kHz, 3 kHz und 4 kHz aufgenommen mit dem DP2000 System und drei verschiedenen Kalibrierungsverfahren: ItE, Constant Voltage (CV) und CV mit Volumenapassung. In Projektion auf die Primärtonpegelfläche sind die Reizpegelpaare markiert, die maximale DPOAE-Pegel auslösen. Die blaue Gerade stellt deren Interpolationsgerade dar. Die schwarze Kurve stellt als Referenz das optimale Reizparadigma nach Kummer et al. [109] dar (Pegelschere).

### 8.1.2 Versuchsdurchführung

An insgesamt 13 Probanden (6 männlich, 7 weiblich) im Alter zwischen 19 und 34 Jahren wurden bei verschiedenen Primärtonpegelkombinationen  $L_1$  und  $L_2$  und konstantem Frequenzverhältnis  $f_2/f_1 = 1,2$  DPOAE-Pegel bestimmt (Pegelgebirge). Es wurden die Testfrequenzen  $f_2 = 998, 1982, 2980, 3992, 5977$  und  $7988$  Hz untersucht. Mittels akustischer Abstandsschätzung und Vergleich der Übertragungsfunktionen bezogen auf die Ebene der Ohrsonden, wurden die Einstecktiefen der Ohrsonden geschätzt und die entsprechende Kalibrierdaten nach ECCC benutzt (siehe Abschnitt 4). Der Pegel  $L_2$  wurde in 10 dB Schritten von 75 dB bis auf 25 dB reduziert. Der Pegel  $L_1$  wurde in Schritten von mindestens 3 dB variiert, um den maximalen Pegel der Emission  $L_{dp}$  im Pegelgebirge zu erhalten. Zur Bestimmung des SNR wurde der Mittelwert der benachbarten DPOAE-Spektrallinien ermittelt. Valide Messungen wurden angenommen, falls der SNR größer als 6 war<sup>2)</sup>.

Alle Probanden wurden möglichst zeitnah in der Audiologie des Klinikums rechts der Isar auf eventuell vorhandene Hörschäden untersucht. Dazu wurde von jedem der Probanden ein Tonschwellenaudiogramm und Tympanogramm aufgenommen. Als normalhörend wurden Probanden eingestuft, die ein HL von maximal 20 dB und eine normale Mittelohrfunktion aufweisen. Daten zweier Probanden mussten deshalb bei 2 kHz von der Auswertung ausgeschlossen werden.

Mit den ermittelten Pegelgebirgen wurde analog zur vorgehensweise von Kummer et al. [109] ein optimales Anregungsparadigma ermittelt, jedoch bezogen auf die Trommelfellebene. Zusätzlich konnten aus den Datensätzen das optimale Reizparadigma mit Bezug auf die Sondenebene bestimmt werden, was im folgenden mit dem Subskript *Sonde* kenntlich gemacht wird. Der Vergleich der Reizparadigmen unterschiedlicher Referenzebenen sollte aufzeigen, ob die ECCC gegenüber bisher verwendeten Verfahren in Bezug auf die DPOAE-Messung Vorteile birgt.

### 8.1.3 Ergebnis

Das Übersichtsbild 8.3 enthält neben den Pegelgebirgen die Projektion der maximalen Pegel auf die  $L_1 - L_2$ - Ebene der Primärtöne. Diese Projektion ist einerseits mit einer Art Höhenkarte unterlegt (rechts) und andererseits (links) mit Ausgleichsgeraden bestückt. Für die Beurteilung der Qualität der Annäherung an die Messpunkte wurde das Abstandsmaß der Total Least Mean Square Error Regression (TLSE) verwendet<sup>3)</sup>. Die gepunktete Gerade (Gerade für  $L_{dpmax} \pm 1,0$  dB) resultiert aus der Regression basierend auf den Mittelwerten der  $L_1$  Pegel, deren  $L_{dp}$  um weniger als 1 dB vom maximalen Pegel abweicht (markiert durch Kreise). Abweichungen eines relativ flachen Grates eines Pegelgebirges können durch die Einbeziehung der *nahezu optimalen* Reizpegel (near-Bereich) besser

<sup>2)</sup> Die Daten wurden ebenfalls hinsichtlich eines erhöhten SNR Kriteriums von 10 dB untersucht, ohne gravierende Abweichungen der Ergebnisse zu erhalten (Schultz [164]).

<sup>3)</sup> Die Summe der geometrischen Abstände der Messwerte von der Interpolationsgerade kann als quantitativer Vergleichswert benutzt werden.

## 8.1 Optimales Reizparadigma basierend auf dem adäquaten Reiz am Trommelfell

modelliert werden.

In den Bildern 8.4 und 8.5 sowie den Tabellen 8.1 und 8.2 sind die Mittelwerte und Standardabweichungen der optimalen Primärtonpegel des Normkollektivs bezogen auf Sondeebene bzw. Trommelfellebene dargestellt. Eine Mittelung über alle validen Messwerte ergab gerundet eine Geradenfunktion nach Gleichung 8.1.

$$L_{1\text{Sonde int}} = 0,51 \cdot L_{2\text{Sonde}} + 42 \quad [\text{dB SPL}] \quad (8.1)$$

errechnet. Für den von Kummer et al. [109] betrachteten Pegelbereich der  $L_{2\text{Sonde}}$ -Werte bis 60 dB ergab sich die abweichende Gleichung 8.2.

$$L_{1\text{Sonde int}} = 0,42 \cdot L_{2\text{Sonde}} + 44 \quad [\text{dB SPL}] \quad (8.2)$$

Dieses Reizparadigma stimmt mit der Pegelschere ( $L_{1\text{Sonde}} = 0,4L_{2\text{Sonde}} + 39$  dB SPL) in der Steigung überein, besitzt jedoch einen erhöhten y-Achsenversatz um 5 dB. Bezogen auf die Trommelfellebene nach Kalibrierung mit ECCC ergab sich über den gesamten Pegel- und Frequenzbereich eine Geradengleichung nach 8.3.

$$L_1 = 0,5 \cdot L_2 + 39 \quad [\text{dB SPL}] \quad (8.3)$$

$L_2$	$L_1$ für $L_{dpmax}$ [dB SPL]			
[dB SPL]	499	998	1982	2980
25	-	48,0±5,2 (9)	48,1±10,3 (10)	51,5±5,6 (13)
35	54,5±7,9 (4)	52,0±5,8 (12)	52,7±9,2 (13)	57,6±4,7 (13)
45	54,4±5,9 (8)	56,4±5,3 (13)	59,3±4,1 (12)	61,4±5,3 (13)
55	60,4±4,0 (8)	61,9±4,5 (13)	64,5±3,0 (13)	67,7±4,6 (13)
65	67,6±2,1 (7)	68,0±5,0 (13)	69,4±2,3 (13)	73,5±4,0 (13)
75	73,7±3,8 (6)	75,9±4,7 (11)	75,3±3,6 (10)	80,3±2,6 (12)
$L_2$	$L_1$ für $L_{dpmax}$ [dB SPL]			
[dB SPL]	3992	5977	7988	Mittelwert
25	52,6±5,1 (10)	54,7±6,3 (9)	53,9±9,2 (11)	51,5±6,9 (62)
35	57,8±5,7 (13)	58,1±7,0 (13)	55,5±8,2 (13)	55,5±6,9 (81)
45	62,8±3,6 (13)	65,8±4,8 (13)	58,2±8,4 (13)	59,7±5,3 (85)
55	68,4±2,6 (13)	70,0±3,0 (13)	65,8±6,7 (13)	65,5±4,0 (86)
65	73,3±2,5 (13)	74,2±3,1 (13)	71,4±5,0 (7)	71,1±3,4 (79)
75	78,6±2,4 (10)	79,4±2,6 (12)	-	77,2±3,3 (61)

Tabelle 8.1: Gemittelte, optimale  $L_1$ -Werte für  $L_{dpmax}$  und Standardabweichungen aller Probanden. Die Anzahl der validen Messwerte ist in Klammern dargestellt (SNR > 6)



8 Optimierungen und simultane, binaurale sowie multifrequente Messung

$L_2$ Sonde	$L_1$ Sonde für $L_{dpmax}$ [dB SPL]			
[dB SPL]	499	998	1982	2980
< 20	-	-	-	55,2±0,0 (1)
20 - 30	-	54,8±0,0 (1)	51,7±0,0 (1)	61,7±5,3 (12)
30 - 40	55,4±8,5 (5)	54,4±5,4 (9)	58,3±10,4 (10)	66,0±6,8 (11)
40 - 50	54,4±6,8 (8)	59,0±6,3 (13)	64,5±8,7 (13)	69,9±5,9 (14)
50 - 60	61,9±5,3 (8)	64,1±5,6 (13)	70,7±4,1 (12)	76,7±5,6 (13)
60 - 70	68,8±5,1 (6)	69,9±5,1 (12)	75,3±3,5 (12)	82,3±5,9 (12)
70 - 80	76,1±5,6 (4)	74,9±5,5 (13)	80,2±2,7 (13)	86,9±6,2 (13)
> 80	75,1±5,4 (2)	83,5±4,5 (10)	86,5±3,8 (10)	96,0±0,0 (1)
$L_2$ Sonde	$L_1$ Sonde für $L_{dpmax}$ [dB SPL]			
[dB SPL]	3992	5977	7988	Mittelwert
< 20	53,7±15,1 (2)	48,1±8,6 (3)	-	52,3±7,9 (6)
20 - 30	54,9±5,1 (10)	55,5±5,1 (7)	-	55,7±3,1 (31)
30 - 40	59,5±3,8 (14)	58,8±6,4 (12)	60,9±10,9 (10)	59,0±7,4 (71)
40 - 50	64,0±3,2 (14)	64,7±6,3 (12)	63,4±8,3 (13)	62,8±6,5 (87)
50 - 60	70,4±3,0 (12)	69,0±5,1 (14)	66,4±7,7 (13)	68,5±5,2 (85)
60 - 70	75,1±3,7 (13)	75,2±4,8 (14)	75,4±6,1 (13)	74,6±4,9 (82)
70 - 80	81,0±5,0 (7)	79,0±2,9 (8)	79,8±5,0 (8)	79,7±4,7 (66)
> 80	-	82,7±1,7 (3)	-	84,8±3,1 (26)

Tabelle 8.2: Gemittelte  $L_1$  Sonde-Pegel für  $L_{dpmax}$  aller Probanden analog zu Tabelle 8.1

## 8.1 Optimales Reizparadigma basierend auf dem adäquaten Reiz am Trommelfell

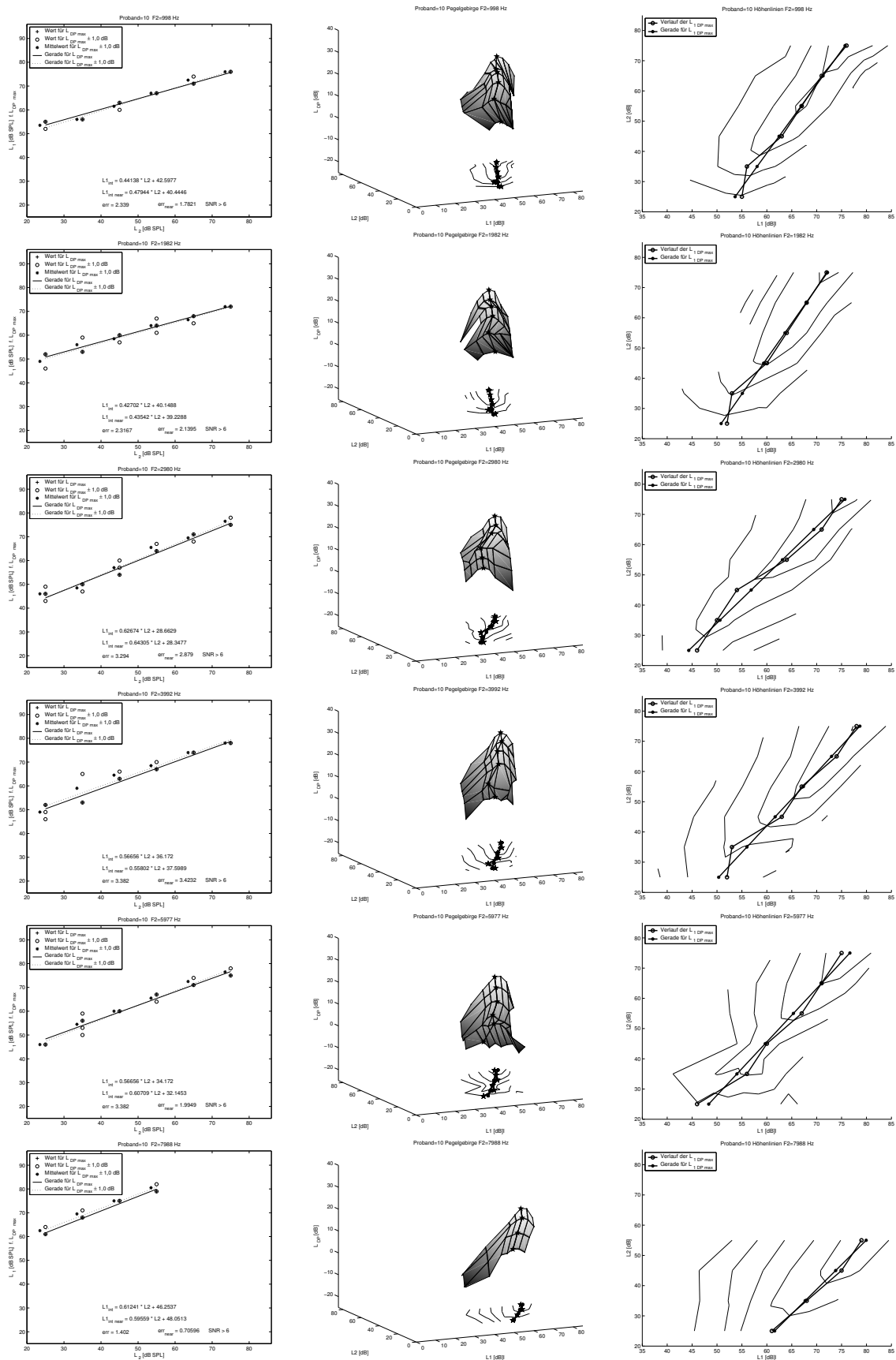


Bild 8.3: Übersicht von links nach rechts: Optimale Reizpegel, Pegelgebirge und Iso-Emissionspegel der Pegelgebirge für einen normalhörenden Probanden bezogen auf den adäquaten Reizpegel am Trommelfell.

## 8 Optimierungen und simultane, binaurale sowie multifrequente Messung

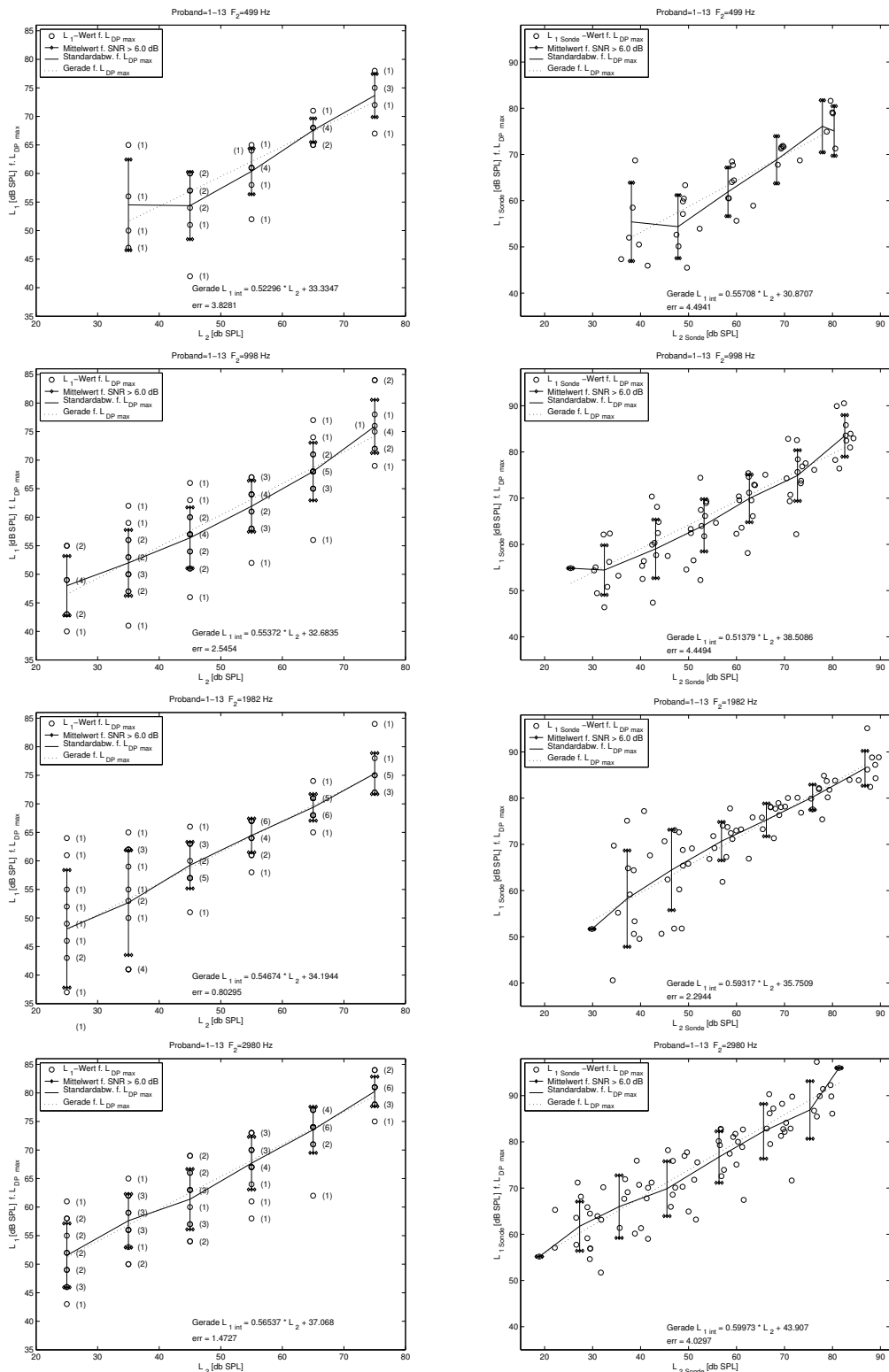


Bild 8.4: Optimale Reizpegelkombinationen für die Frequenzen 499 bis 2980 Hz (links ECCC (Trommelfellebene), rechts ItE (Sondenebene)). Das Fehlermaß  $err$  nach TLS dient als indikator der Abweichungen zur eingetragenen Regressionsgeraden.

## 8.1 Optimales Reizparadigma basierend auf dem adäquaten Reiz am Trommelfell

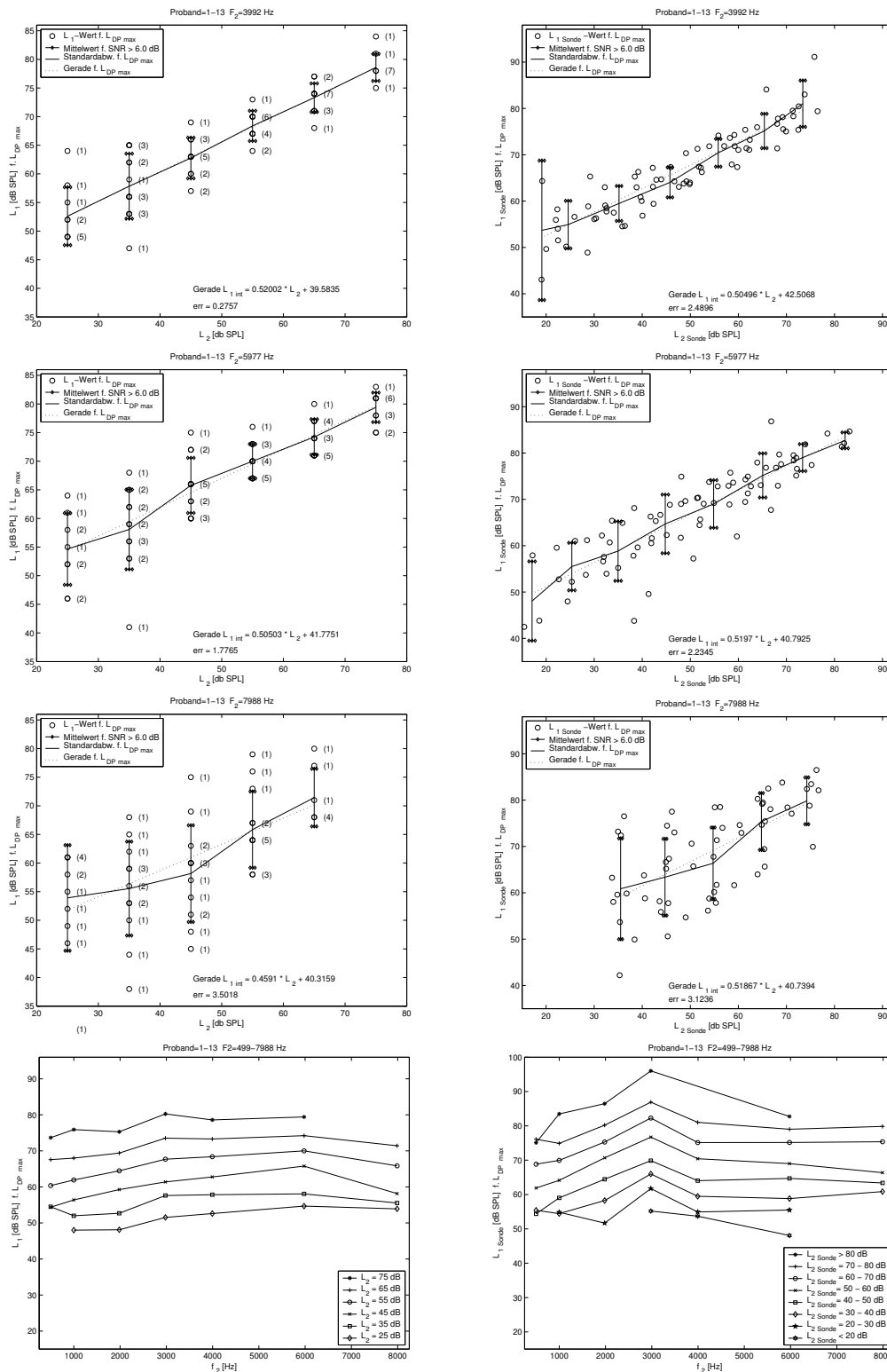


Bild 8.5: Pegelgeraden für die Frequenzen 3992 bis 7988 Hz (links ECCC (Trommelfellebene), rechts ItE (Sondenebene)). Alle Mittelwerte der optimalen Reizpegelpaare sind in der untersten Zeile zusammengefasst dargestellt. Die optimalen Reizpegel variieren mit ItE im Frequenzbereich zwischen 2 und 4 kHz deutlich stärker als mit ECCC.

### 8.1.4 Vergleich mit der Pegelschere

Obwohl das Normalhörendenkollektiv im Vergleich zur Studie von Kummer et al. [109] nur halb so groß war, bestätigten sich die Ergebnisse (bezogen auf die Sondenebene). Der lediglich um 5 dB erhöhte Offset kann durch die Unterschiede des Messsystems im Vergleich zum DP2000 System begründet sein<sup>4)</sup>. Bei der visuellen Analyse der einzel-

$L_2$ [dB SPL]	$L_1$ für $L_{dpmax}$ [dB SPL]			$L_1$ Sonde ( $L_2$ Sonde) Werte von Kummer
	unkorrigiert	Korrektur 1	Korrektur 2	
25	51,0±6,9 (51)	51,2±6,9 (48)	51,7±5,8 (45)	50,7±5,8 (110)
35	55,7±7,0 (64)	56,1±6,8 (61)	57,2±5,1 (55)	55,7±5,0 (137)
45	61,1±5,5 (64)	61,4±4,8 (61)	61,1±4,5 (59)	59,9±4,4 (135)
55	66,5±4,6 (65)	67,0±4,1 (62)	66,8±3,9 (61)	63,0±2,9 (93)
65	71,7±4,3 (65)	71,9±3,8 (62)	72,0±3,5 (60)	63,9±2,1 (32)
75	78,0±3,7 (55)	77,9±3,4 (52)	77,8±3,3 (51)	-

Tabelle 8.3: Vergleich der Mittelwerte mit den Resultaten von Kummer. Es ist zu beachten, dass die Referenzebenen der beiden Studien divergieren. Die Anzahl der zu Grunde liegenden Messpunkte ist in Klammern angegeben.

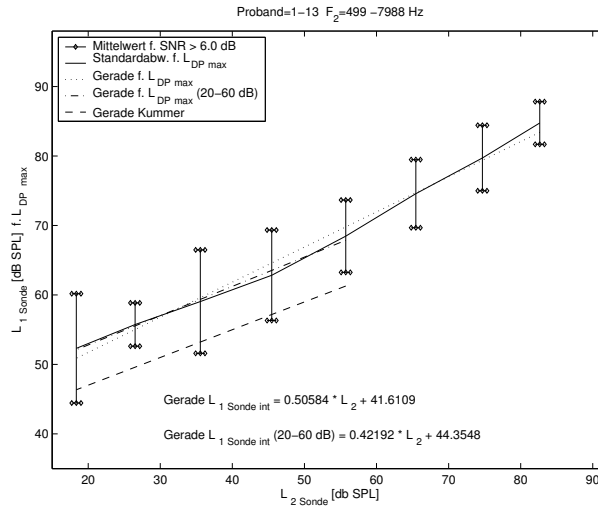
nen Pegelgebirge bestand Grund zur Annahme, dass vereinzelte Störungen als Ausreißer den gemittelten Datensatz korrumpiert haben könnten. Anhand der Werte in Tabelle 8.3 ist jedoch ersichtlich, dass die Mittelwerte weitgehend unbeeinflusst von durchgeführten Korrekturen des Datensatzes<sup>5)</sup> blieben. Durch Korrektur 2 konnten vergleichbare Standardabweichungen wie bei Kummer et al. [109] erzielt werden. In Bild 8.6(a) sind die Pegelscheren bezogen auf Sondenebene grafisch einander gegenübergestellt. Mittelwerte und Standardabweichungen sind darüber hinaus in Tabelle 8.3 eingetragen. Durch die erhöhte Steigung bei Primärtonpegeln oberhalb  $L_2 = 65$  dB SPL wird deutlich, dass erst für diesen hohen Pegelbereich gleiche Schalldruckpegel  $L_1 = L_2$  zu maximalen DPOAE führen. In vielen Messsystemen wird dieses einfache Reizparadigma (allerdings auch schwelennah) verwendet.

Zusammengefasst sind alle ermittelten, frequenzabhängigen Pegelscheren in Bild 8.6 abgebildet. Durch den Bezug auf die Trommelfellebene variieren die optimalen Primärtonpegel weniger stark als die auf die Sondenebene bezogenen. Der erweiterte Pegelbereich der untersuchten Primärtöne war hauptverantwortlich für die Diskrepanz von Gleichung 8.1 im Vergleich zu Gleichung 8.2. Die Pegelscheren bezogen auf Trommelfellebene weisen deutlich geringere, frequenzabhängige Variationen auf, wodurch Vorteile in der praktischen Anwendung resultierten (siehe Bild 8.6 sowie Bild 8.5 unten). Zwischen der Pegelschere

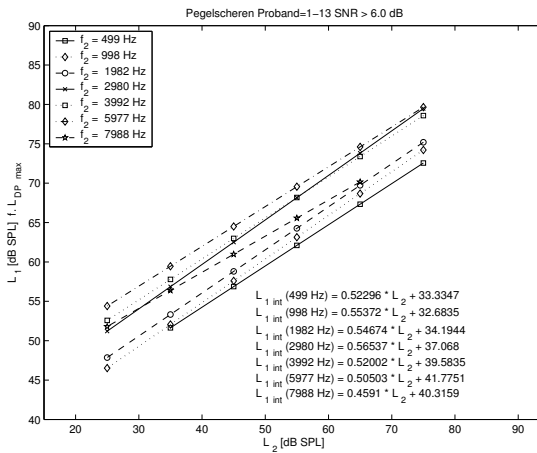
<sup>4)</sup> Eine persönliche Diskussion der Ergebnisse mit Kummer ergab, dass dieser in der Anwendung einen Offset von 42 dB SPL verwendete, wodurch kein nennenswerter Unterschied mehr zu den eigenen Ergebnissen in Gleichung 8.2 besteht.

<sup>5)</sup> *Unkorrigiert* bezeichnet den Datensatz aller validen DPOAE Messungen. In *Korrektur 1* sind stark abweichende optimale Pegelkombinationen zweier Probanden im niedrigen Pegelbereich manuell entfernt worden. In *Korrektur 2* wurden die Daten wie bei Kummer et al. [109] auf den Frequenzbereich zwischen 1 kHz und 6 kHz eingeschränkt.

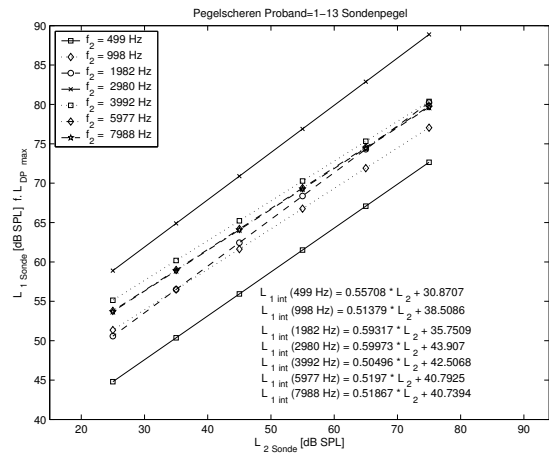
## 8.1 Optimales Reizparadigma basierend auf dem adäquaten Reiz am Trommelfell



(a) Vergleich zu Kummer et al. [109]



(b) Bezug zur Trommelfellebene



(c) Bezug zur Sondenebene

Bild 8.6: Vergleich der optimalen Reizparadigmen (Pegelscheren) für 499 Hz bis 7988 Hz. Durch den Bezug auf die Trommelfellebene variieren die Pegelscheren im linken Bild weniger und sind fast nur parallel verschoben. Die Einheit der angegebenen Gleichungen der der Pegelscheren ist [dB SPL]

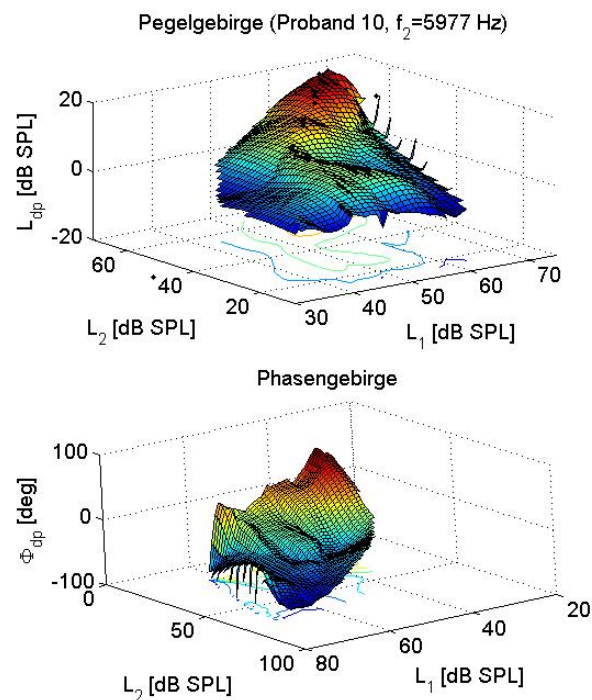


Bild 8.7: Pegel und Phasen der DPOAE eines normalhörenden Probanden in Abhängigkeit von Primärtonpegeln (siehe auch Bild 8.3). Zur besseren Darstellung sind die Achsen der Phasendarstellung gedreht. Im Gegensatz zu den Pegeln der DPOAE, die zumeist einen 'Gebirgsgrat' aufweisen, variiert die Form der 'Phasengebirge' intraindividuell und interindividuell sehr stark.

bezogen auf die Sondenebene und derjenigen bezogen auf die Trommelfellebene ergaben sich deutliche Unterschiede (Gleichung 8.3 im Vergleich zu 8.1).

## 8.2 Abhängigkeit der DPOAE von der Phase der Primärtöne (monaural und binaural)

In Abschnitt 5.2 wurde bereits dargestellt, inwiefern die Phase der DPOAE zum Signalnachweis verwendet werden kann. Ebenso wie die Pegel der DPOAE variieren die Phasen abhängig von den Primärtönpegeln. Zur Illustration eines 'DPOAE-Phasengebirges' ist in Bild 8.7 das Pegelgebirge der Frequenz  $f_2 = 5977$  Hz aus Bild 8.3 nochmals interpoliert und zusammen mit den Phasen der DPOAE dargestellt. Im Gegensatz zu DPOAE-Pegelgebirgen, die sich im interindividuellen Vergleich in ihrer Form ähneln, sind die Phasenverläufe auch interindividuell sehr unterschiedlich. Basierend auf den Phasenverläufen konnte im Normkollektiv keine deutlich übereinstimmende Untermenge gefunden werden. Eine Analogie zur DPOAE I/O-Funktion, welche als Projektion des Ganges des DPOAE-Pegelgebirges verstanden werden kann, ist bei den Phasen nicht bekannt. Ursache dafür



## 8.2 Abhängigkeit der DPOAE von der Phase der Primärtöne (monaural und binaural)

sind vermutlich die vielfältigen Einflüsse auf die Phasen der DPOAE. Neben dem Einfluss der Primärtonphasen nach Gleichung 8.4 (Siedlecki [168]) ist vor allem das Auftreten der zweiten Quelle<sup>6)</sup> für große Phasenschwankungen verantwortlich.

$$\Delta\phi_{dp} = 2\Delta\phi_1 - \Delta\phi_2 \quad (8.4)$$

Die Phase der DPOAE ist interindividuell aufgrund anatomischer Unterschiede verschieden. In Wiederholungsmessungen zeigt sich die Phase der DPOAE intraindividuell ebenso wie die Pegel als gut reproduzierbar. Durch Verschieben der ursprünglichen Primärtonphase  $\phi_{1,i}$  oder  $\phi_{2,i}$  in aufeinander folgenden Messungen  $i$  und  $j$  kann die einhergehende Phasenverschiebung der DPOAE mit Gleichung 8.5 berechnet werden.

$$\phi_{dp,j} = \phi_{dp,i} + 2(\phi_{1,j} - \phi_{1,i}) - (\phi_{2,j} - \phi_{2,i}) \quad (8.5)$$

Mit der Zwei-Quellen-Theorie (siehe Abschnitt 3) wird der Entstehungsort der DPOAE nahe des Frequenzortes von  $f_2$  als energetischer Ursprung der DPOAE betrachtet, welcher die Reflexion am Ort der Perzeption (bei  $f_{dp}$ ) ermöglicht. Durch den Laufzeitunterschied bzw. Phasenunterschied der DPOAE der zweiten Quelle kann es zu destruktiver Interferenz kommen, wodurch die beobachteten Pegelunterschiede der Feinstruktur erklärt werden.

Da DPOAE simultan mit ASSR gemessen werden können und dabei unterschiedliche Phasenlagen der Primärtöne Einflüsse auf die Qualität der Messung haben könnten, muss sichergestellt sein, dass Variationen der Primärtonphasen keine Auswirkung auf DPOAE-Pegel haben<sup>7)</sup>.

### 8.2.1 Versuchsaufbau

Mit dem in Abschnitt 6 beschriebenen Messsystem wurden an drei normalhörenden, männlichen Probanden (P1 - P3, Alter zwischen 19 Jahren und 29 Jahren) in einer schallisolierten Kammer DPOAE Wiederholungsmessungen bei unveränderten Sonden-sitz durchgeführt. Dabei wurden bei den Testfrequenz  $f_2= 998, 1982, 3992$  und  $5977$  Hz bei Pegeln von  $L_2= 30$  bzw.  $60$  dB SPL jeweils 4 unterschiedliche Primärtonphasen  $\phi_2= 0^\circ, 45^\circ, 90^\circ$  und  $135^\circ$  bei konstantem  $\phi_1=0^\circ$  verwendet. Mit jedem Parametersatz wurde das individuelle Maximum der DPOAE Pegel durch Variation des Primärtonpegels  $L_1$  bestimmt (Maxima der  $L_{dp}(L_1)$ -Kurven). Neben einer monauralen DPOAE Messung wurden in derselben Sitzung mit identischem Parametersatz für beide Ohren binaurale Messungen durchgeführt. Die Kalibrierung des Messsystems erfolgte nach ECCC (siehe Abschnitt 4.6).

---

<sup>6)</sup> Es wird darüber spekuliert, ob noch weitere Quellen der DPOAE beteiligt sind. Zur Vereinfachung können mehrere Quellen summarisch gebündelt als eine weitere effektive Quelle der DPOAE betrachtet werden.

<sup>7)</sup> Als Bestandteil der in Abschnitt 7 beschriebenen Minderung der DPOAE Pegel bei HOSSA Messungen wäre dies prinzipiell möglich.

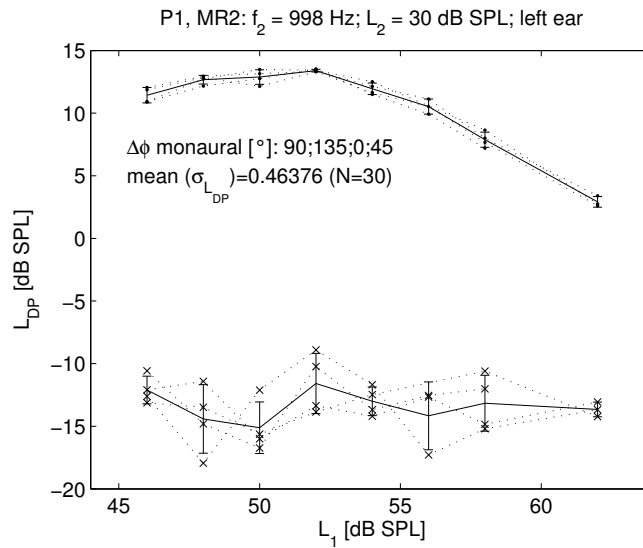


Bild 8.8: Mittelwert und Standardabweichung der  $L_{dp}(L_1)$ -Kurven eines Probanden bei monauraler Stimulation mit 4 unterschiedlichen Primärtonphasen bei  $L_2=30$  dB SPL. Die Einzelwerte der Messreihen sind gestrichelt miteinander verbunden.

### 8.2.2 Ergebnisse und Diskussion

Je Proband, Frequenz und Pegel lagen insgesamt 12  $L_{dp}(L_1)$ -Kurven vor, wobei 4 Kurven aus der monauralen Stimulation und zwei mal 4 Kurven aus der binaurale Stimulation resultieren. In Bild 8.8 sind die 4 Kurven monauraler Stimulation sowie deren Mittelwert eines Probanden abgebildet. Der maximale DPOAE Pegel wurde im Mittel durch  $L_1=52$  dB SPL erreicht. Durch den hohen SNR von minimal 15 dB unterscheiden sich die DPOAE Pegel deutlich vom Umgebungsrauschen. Der Mittelwert über alle Standardabweichungen<sup>8)</sup> der DPOAE-Pegel war 0,5 dB.

Der größte Mittelwert aller Standardabweichungen im gesamten Probandenkollektiv lag bei 1,8 dB, der minimale Mittelwert lag bei 0,1 dB. Die Mittelwerte der Standardabweichungen der Probanden und des Kollektivs sind in Tabelle 8.4 zusammengefasst. In Abhängigkeit vom SNR waren nach Bild 5.7(a) gewisse Streuungen der DPOAE-Pegel zu erwarten. Diese Zahlenwerte sind ebenfalls angegeben. Obwohl die Referenzwerte aus monauralen Wiederholungsmessungen nach Janssen et al. [88] entnommen wurden, stimmten die Mittelwerte der Streuungen je Proband inklusive der binauralen Messungen damit überein. Beispielhaft sind die Mittelwerte und Standardabweichungen eines mittleren Phasenverlaufes  $\phi_{dp}(L_1)$  Bild 8.9(a) zusammen mit den Einzelwerten der Wiederholungsmessung dargestellt. Die erwarteten Verschiebungen der DPOAE-Phasen durch die Primärtonphasen nach Gleichung 8.5 sind in dieser Darstellung kompensiert. Neben der geringen mittleren Standardabweichung von nur  $2^\circ$  konnte man individuell verschiedene Formen der Phasenverläufe beobachten (Bilder 8.9(b) und 8.9(d) sowie Darstellung in Bild 7.11).

<sup>8)</sup> Je  $L_1$  ergab sich eine Standardabweichung durch bis zu vier Messungen mit unterschiedlichen Phasen.

## 8.2 Abhängigkeit der DPOAE von der Phase der Primärtöne (monaural und binaural)

Messreihe(n)	$\overline{SNR}$ [dB]	$\overline{\sigma_{L_{dp}}}$ [dB]	$\sigma_{L_{dp},ref}$ [dB]
P1 Mittelwert	32,5	0,5 (425)	0,3
P2 Mittelwert	16,4	1,0 (422)	1,1
P3 Mittelwert	26,3	0,6 (384)	0,5
Kollektivmittelwert	24,9	0,6 (1231)	0,6
min, $\overline{\sigma_{L_{dp}}}$ (P1, 3992Hz, $L_2=60$ dB SPL, rechts)	44,8	0,1 (28)	0,1
max, $\overline{\sigma_{L_{dp}}}$ (P2, 3992 Hz, $L_2=30$ dB SPL, rechts)	9,8	1,8 (17)	1,8

Tabelle 8.4: Vergleich der Abweichungen  $\overline{\sigma_{L_{dp}}}$  der Wiederholungsmessungen mit  $\sigma_{L_{dp},ref}$  aus der Studie nach Janssen et al. [88], Bild 5.7(a) in Abhängigkeit vom mittleren SNR.

In Bild 8.9(c) sind der Mittelwert und Standardabweichung sowie die einzelnen Pegelverläufe der monauralen und binauralen Messung eines Probandenohres dargestellt. Neben den geringen Abweichungen erkennt man einen markanten Einbruch des Pegels und einen Phasensprung bei  $L_1 = 67$  dB SPL. Dieser Effekt trat sowohl bei monauraler als auch bei binauraler Stimulation reproduzierbar bei diesem Probanden auf und kann auf die Feinstruktur der DPOAE zurückgeführt werden.

Visuell konnte der gesamte Datensatz ähnlich einer Receiver-Operator-Kurve (ROC)<sup>9)</sup> wie in Bild 8.10 dargestellt werden. Im Idealfall nähert sich der Kurvenverlauf mit Steigung  $\infty$  an die y-Achse an, wenn alle gemessenen DPOAE-Pegel keinerlei Abweichungen vom Mittelwert der jeweiligen Wiederholungsmessungen aufweisen. Abhängig vom mittleren SNR ergaben die Daten prinzipiell dieselbe Charakteristik wie in Bild 5.7(a) dargestellt. Zunehmendes SNR verringert die Abweichungen der Pegel in den Wiederholungsmessungen ohne Beeinflussung durch die Phasenlage der Primärtöne.

Analysiert man die drei Gruppen der Messungen mit dem Friedman Test<sup>10)</sup> [118] ergaben sich lediglich bei einem der drei Probanden bei 40% seiner Daten (sortiert in Testgruppen) signifikante Unterschiede auf dem 5 % Niveau. Eine weitere Analyse der auffälligen Datensätze ergab, dass die außerordentlich geringen Standardabweichungen der DPOAE-Pegel dieser Testperson mit bis zu 0,1 dB den Friedman Test inhärent sensitiv parametrisierten<sup>11)</sup>. Legt man durchschnittlich gute Standardabweichungen zu Grunde, ergaben sich keinerlei signifikante Beeinflussungen der DPOAE-Pegel durch Variationen der Primärtonphasen.

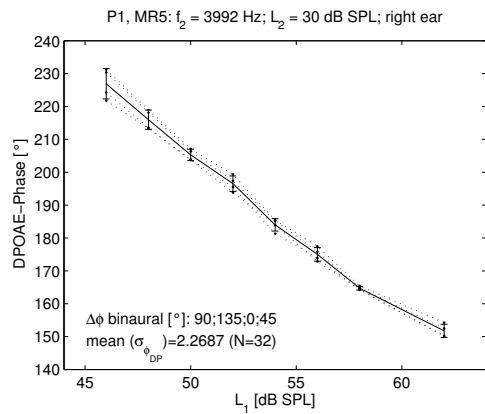
Durch den jeweils intraindividuellen Vergleich der DPOAE-Pegel in monauraler und binauraler Stimulation ergaben sich im Kollektiv ebenfalls keine signifikanten Unterschiede.

<sup>9)</sup> Bei ROC-Kurven wird die Sensitivität über der Spezifität bei einem diagnostischen Test dargestellt.

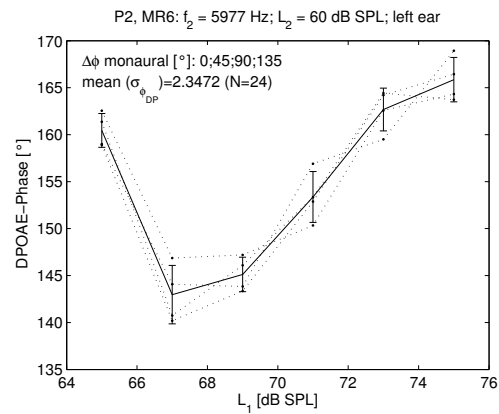
<sup>10)</sup> Als nichtparametrischer Test können in Analogie zu einfaktoriellen ANOVA auch bei mehr als zwei Vektoren verbundener Elemente statistische Aussagen über signifikante Abweichungen der Testgruppen gemacht werden.

<sup>11)</sup> Eine absolute Erhöhung der Standardabweichung um 0,1 dB bei einer anderen Testgruppe stellte eine Verdopplung der Standardabweichung dar. Dieser Effekt wurde durch Friedman als signifikante Änderung erkannt.

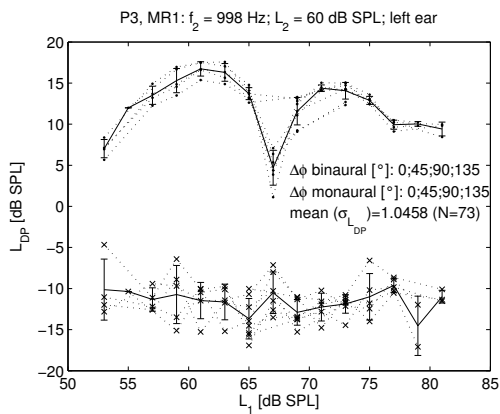
8 Optimierungen und simultane, binaurale sowie multifrequente Messung



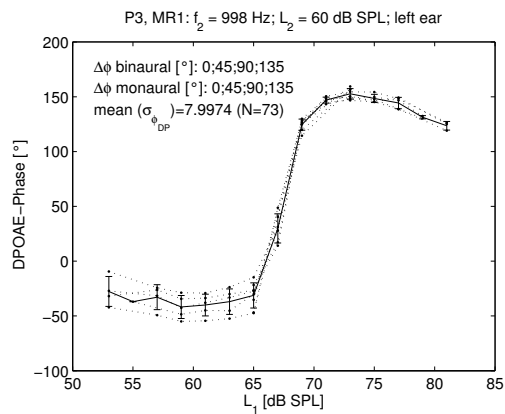
(a) Phasenverlauf 1



(b) Phasenverlauf 2



(c) Pegelverlauf mit Feinstruktur



(d) Phasenverlauf mit Feinstruktur

Bild 8.9: Normale Phasenverläufe (oben) sowie Pegel- und Phasenverläufe beim Auftreten von Feinstruktur bei normalhörenden Probanden. In den Wiederholungsmessungen zeigten sich in den Phasen- auch Pegelverläufen nur geringe Abweichungen.

## 8.2 Abhängigkeit der DPOAE von der Phase der Primärtöne (monaural und binaural)

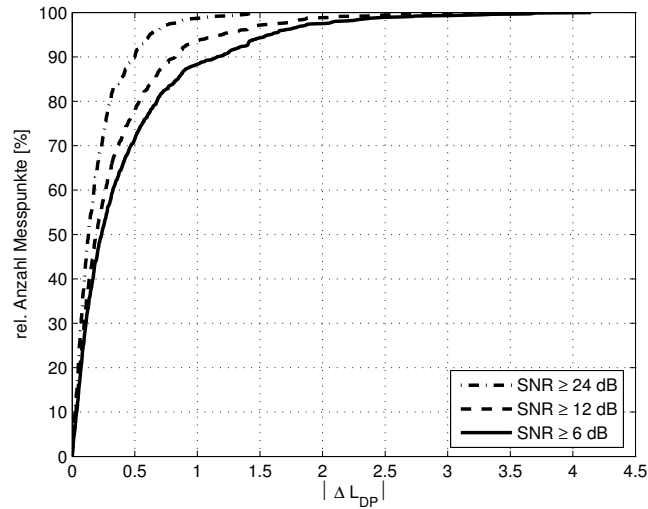


Bild 8.10: Relative Anzahl der DPOAE-Messungen aufgetragen über die Pegelabweichungen zum Mittelwert der Wiederholungsmessungen (mit Variation der Primärtonphasen). Mit größerem SNR verringert sich die Streuung der DPOAE-Pegel bzw. erhöht sich der Anteil geringer Abweichungen vom Mittelwert.

In Bild 8.11 sind alle korrespondierenden DPOAE-Pegel  $L_{dp,monaural}$  und  $L_{dp,binaural}$  sowie die Phasen paarweise gegeneinander angetragen. Im Vergleich zur Ausgleichsgerade (Win-

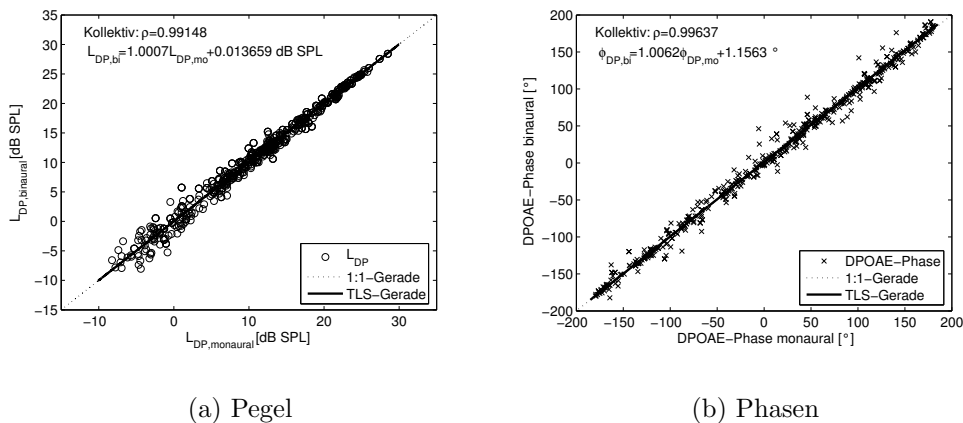


Bild 8.11:  $L_{dp,monaural}$  im Vergleich  $L_{dp,binaural}$  paarweise gegeneinander aufgetragen für alle Probanden. Der Korrelationskoeffizient  $\rho$  zwischen monaural und binaural gemessenen DPOAE ist nahe bei 1.

kelhalbierende) weist die Punktwolke einen Pearsonschen Korrelationskoeffizienten von

0,99 auf. Mit dem Wilcoxon Test<sup>12)</sup> [118] konnte die Nullhypothese *Es existieren keine Unterschiede zwischen den Testgruppen mit monauraler und binauraler Stimulation* nicht widerlegt werden.

## 8.3 Einfluss multifrequenter Stimulation auf DPOAE (monaural und binaural)

Mit identischem Versuchsaufbau und dem mit einem Probanden (P4, weiblich, 20 Jahre) verstärkten Normkollektiv aus Abschnitt 8.2 wurden multifrequente Stimulationen der DPOAE mit singulären Stimulationen verglichen.

### 8.3.1 Versuchsdurchführung

An vier normalhörenden Probanden (P1 - P4) wurden DPOAE I/O-Funtionen mit  $L_2$  von 10 bis 70 dB SPL an neun Testfrequenzen aufgenommen. Die Kalibrierung des Messsystems erfolgte mit ECCC. Die Reizpegel von  $L_1$  errechneten sich aus der angepassten Pegelschere aus Gleichung 8.3. Die Messungen erfolgten zum einen mit singulärer, zum anderen mit multifrequenter Stimulation, welche wiederum mit verschiedenen Frequenzgruppierungen wiederholt durchgeführt wurde (siehe Tabelle 8.5).

Reihenfolge	$f_{2,1} \leftrightarrow f_{2,2}$ [Hz]			
	Gruppierung A		Gruppierung B	
	Monaural links (l)	Binaural l+r	Monaural links	Monaural rechts
1	1001 $\leftrightarrow$ 2002	1001 $\leftrightarrow$ 2002	1001 $\leftrightarrow$ 2002	4003 $\leftrightarrow$ 8006
2	1493 $\leftrightarrow$ 3002	1493 $\leftrightarrow$ 3002	1493 $\leftrightarrow$ 3002	1001 $\leftrightarrow$ 2002
3	4003 $\leftrightarrow$ 7005	4003 $\leftrightarrow$ 7005	4003 $\leftrightarrow$ 8006	5004 $\leftrightarrow$ 7005
4	5004 $\leftrightarrow$ –	5004 $\leftrightarrow$ –	5004 $\leftrightarrow$ 7005	1493 $\leftrightarrow$ 3002
5	6005 $\leftrightarrow$ –	6005 $\leftrightarrow$ –	6005 $\leftrightarrow$ –	6005 $\leftrightarrow$ –
6	8006 $\leftrightarrow$ –	8006 $\leftrightarrow$ –	–	–

Tabelle 8.5: Übersicht über die Parameter der multifrequenten, binauralen DPOAE-Messungen.

### 8.3.2 Ergebnisse und Diskussion

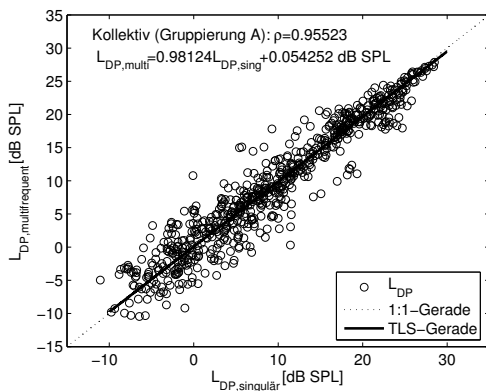
Während der Durchführung der Messungen ergaben sich in multifrequenter Anregung bei den Frequenzen  $f_2=1001$  Hz und  $f_2=1493$  Hz technische Verzerrungen bei Reizpegeln

<sup>12)</sup> Nichtparametrischer, statistischer Test für zwei verbundene Stichproben ohne Beschränkung auf Normalverteilung der Daten oder linearer Skalierung.

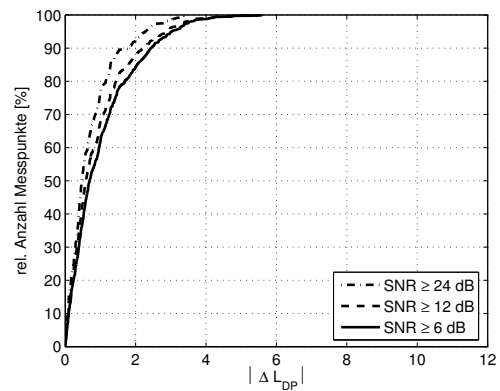
### 8.3 Einfluss multifrequenter Stimulation auf DPOAE (monaural und binaural)

oberhalb  $L_2=60$  dB SPL. Diese Daten wurden von der weiteren Auswertung ausgeschlossen.

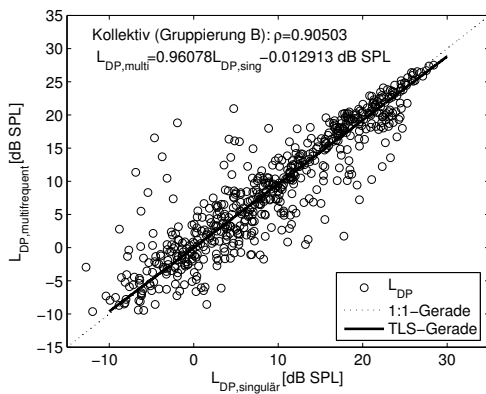
In der Auswertung wurden die Messungen in drei Kategorien unterteilt: Singuläre Messungen, multifrequente Messungen in Gruppierung A und multifrequente Messungen in Gruppierung B. Der Vergleich der DPOAE-Pegel von Gruppierungen A und B mit den jeweils singulären stimulierten DPOAE-Pegeln ist in Bild 8.12 dargestellt. Messpunkte, die bei den multifrequenten Messungen ungepaart<sup>13)</sup> aufgenommen wurden, waren von der Betrachtung ausgeschlossen. Sowohl in den Scatterplots als auch in den 'ROC-Kurven'



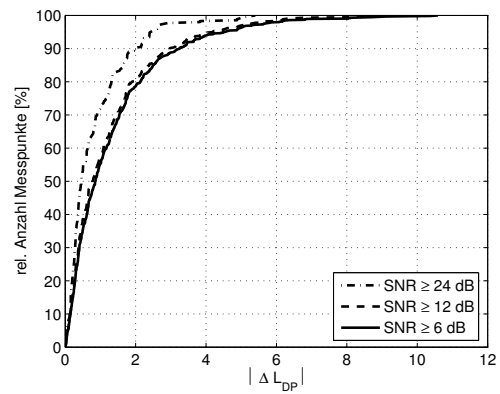
(a) Gruppierung A vs. singuläre Messung



(b) Abweichungen Gruppierung A bzgl. SNR



(c) Gruppierung B vs. singuläre Messung



(d) Abweichungen Gruppierung B bzgl. SNR

Bild 8.12: Scatterplots (links) und 'ROC-Kurven' (rechts) für singuläre im Vergleich zu multifrequenten DPOAE-Messungen. Die multifrequente Stimulation nach Gruppierung A ist oben, diejenige nach Gruppierung B ist unten abgebildet.

<sup>13)</sup> Die Werte für  $f_2=5004$ ,  $6005$  und  $8006$  Hz bei Gruppierung A sowie die Werte für  $f_2=6005$  Hz bei Gruppierung B wurden singulär gemessen.



ist zu erkennen, dass bei Gruppierung B höhere Abweichungen der DPOAE-Pegel von ihren singulären Vergleichswerten auftraten, als bei Gruppierung A. Bei einer Restriktion der Auswertung auf DPOAE-Pegel mit SNR von mehr als 24 dB verschwanden die Unterschiede zwischen den Gruppierungen. Der pearsonsche Korrelationskoeffizient bzgl. der jeweiligen Ausgleichsgerade war bei Gruppierung B schlechter als bei Gruppierung A (0,9 im Vergleich zu 0,95). Im intraindividuellen, paarweisen Vergleich der Pegel (Scatterplot) waren in Gruppierung B einige, einzelne Abweichungen von der Winkelhalbierenden zu erkennen.

Im Wilcoxon Test ergaben sich lediglich bei Gruppierung B im Kollektiv signifikante Unterschiede ( $p=0,004$ ) zwischen singulärer und multifrequenter DPOAE-Messung. Diese konnten Großteils auf die Kombinationsmessungen der Frequenzen  $f_{2,1} = 5004$  Hz und  $f_{2,2} = 7005$  Hz zurückgeführt werden. Bei zwei der vier Probanden wurden die Pegel der gesamten DPOAE I/O-Funktion im Vergleich zur singulären Anregung um bis zu 5 dB vermindert. Es konnte festgestellt werden, dass die Primärtonfrequenzen bei binauraler Stimulation auf der Messplattform übersprechen konnten. Bei der Gruppierung der Frequenzpaare war darauf zu achten keine DPOAE-Frequenzen zu messen, die simultan auf dem anderen Ohr als Stimulusfrequenz benutzt wurde<sup>14</sup>).

Neben der Beeinträchtigung durch unzulässige Frequenzkombinationen, wurden bei einem Probandenohr größere Variationen der DPOAE Pegel aufgrund einer nicht optimalen Stimulusdarbietung festgestellt. Bei der Kalibrierung nach ECCC konnte keine gute Übereinstimmung mit den hinterlegten Modelldaten gefunden werden<sup>15</sup>). In einer I/O-Funktion eines Probanden stellte sich heraus, dass vermutlich eine externe Einstreuung den DPOAE Pegel kurzzeitig korrumpiert hatte, was zu Abweichungen von 15 dB im Vergleich zur Wiederholungsmessung führte. Entfernt man die genannten Daten aus dem Kollektiv deutet auch der Wilcoxon-Test auf keinerlei signifikante Unterschiede zwischen singulärer und multifrequenter Stimulation der DPOAE hin.

Die Auswirkungen der Darbietungsreihenfolge von binauralen, multifrequenten Reipegeln auf die DPOAE-Pegel sind in Bild 8.13 dargestellt. Dabei wurde untersucht, ob die simultane Darbietung identischer Frequenzkombinationen (synchron) dieselben DPOAE-Pegel auslöst wie binaural unterschiedliche Frequenzpaare (asynchron). Der Korrelationskoeffizient der Ausgleichsgerade betrug 0,98. Dies deutete ebenso wie der Wilcoxon-Test ( $p=0,85$ ) darauf hin, dass zwischen beiden Arten der Stimulation keine signifikanten Unterschiede in den DPOAE-Pegeln deutlich werden.

Die Auswirkung multifrequenter Stimulation auf die DPOAE-Pegel im Vergleich zu singulärer Anregung wurde bereits in einer Studie von Kim et al. [104] untersucht. Es wurden DPOAE an verschiedenen Frequenzen mit den Primärtonpegeln  $L_1=65$  und  $L_2=50$  dB SPL gemessen, bei gleichzeitiger Darbietung von drei Primärtonpärchen. Die sich ergebenden Abweichungen der DPOAE-Pegel waren meist kleiner als 1,3 dB, jedoch in 6 von 12 Testkonstellationen statistisch signifikant und stimmen insofern mit den eigenen Beobachtungen überein.

<sup>14</sup>) Beispielsweise wird links mit  $f_2 = 6$  kHz eine DPOAE mit  $f_{dp}=4$  kHz gemessen. Auf dem rechten Ohr darf keine Stimulation mit  $f_1$  bzw.  $f_2$  bei 4 kHz erfolgen.

<sup>15</sup>) Die benutzten Modelldaten enthielten nur eine simulierte Trommelfellimpedanz und simulierte Abstände der Sonde zum Trommelfell in 2,5 mm Schrittweiten.

### 8.3 Einfluss multifrequenter Stimulation auf DPOAE (monaural und binaural)

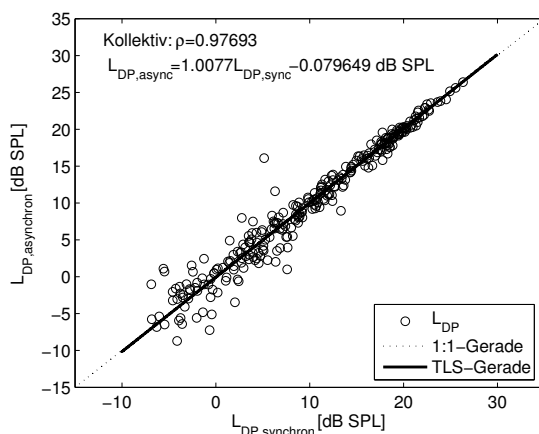


Bild 8.13: DPOAE-Pegel im intraindividuellen Vergleich von synchroner im Gegensatz zu asynchroner, multifrequenter, binauraler DPOAE-Messung.

#### 8.3.3 Zeitbedarf

Die Mittelungsdauer einer Einzelmessung wurde bei der Untersuchung statisch auf 8 Sekunden festgesetzt, wodurch die Gesamtzeit  $t_{min}$  für die Aufnahme von neun I/O-Funktionen mit jeweils zwölf Messpunkten bei singulärer Stimulation rechnerisch  $9 \cdot 12 \cdot 8 = 864$  Sekunden (ca. 14,5 Minuten) betrug. Im Fall von Gruppierung A ergaben sich  $6 \cdot 12 \cdot 8 = 576$  Sekunden (ca. 10 Minuten), im Falle von Gruppierung B  $5 \cdot 12 \cdot 8 = 480$  Sekunden (8 Minuten). Aufgrund der automatisiert durchgeführten Wiederholungsmessungen, falls keine DPOAE-Pegel auf Anhub mit einem SNR von 6 dB erkannt werden konnten, ergaben sich die in Tabelle 8.6 dargestellten realen Messzeiten bei Probanden P1 - P4. Bei einigen Probanden ergaben sich in der Praxis teilweise Verdoppelungen der

Proband	Messzeit [min]		
	singulär (MR9)	multifrequent A (MR11)	multifrequent B (MR12)
P1	20	14	12
P2	28	16	13
P3	27	16	13
P4	17	12	10
Mittelwert	23	14.5	12
$t_{min}$	14	10	8

Tabelle 8.6: Messzeiten bei singulären und multifrequenten Messungen

rechnerischen Messdauer. In der Parametrierung des automatischen Messablaufs wurde explizit gefordert, Emissionen bis zu  $L_2 = 10$  dB SPL messen zu wollen. Die Standardeinstellung des Messablaufs, welche auf Nachmessungen verzichtet, falls bereits bei höheren

Primärtonpegeln keine DPOAE mehr nachweisbar sind, wurde bei dieser Studie nicht angewendet. Aufgrund der hohen Emissionen selbst bei  $L_2=10$  dB SPL ergaben sich bei Proband P4 nur wenige Wiederholungsmessungen. Im Mittel reduzierte sich der Zeitbedarf durch die multifrequente DPOAE-Messung um 50 %<sup>16)</sup>.

Beachtet man die Prävalenz der Hörstörungen z.B. bei einer Standard-Untersuchung an Kleinkindern, wäre es sinnvoll eine minimale Mittelungszeit je Messpunkt von zwei Sekunden zu verwenden und das genannte Abbruchkriterium zu aktivieren. Innerhalb von zwei Minuten können dadurch mit dem Messsystem automatisiert an zehn Frequenzen objektiv die Hörschwelle und den Kompressionsverlust geschätzt werden. Im Gesamtüberblick wird in Abschnitt 8.5 die systematischen Anwendungsmöglichkeiten des Messsystems dargestellt.

### 8.4 Ermittlung des individuellen, optimalen Reizparadigmas der DPOAE mittels HOSSA

An einem schwerhörenden Patienten (P5)<sup>17)</sup>, einem normalhörenden Probanden (P3) und einem Probanden mit geringem Hörverlust auf dem rechten Ohr bei 2 kHz (P6), wurden automatisiert innerhalb von je 25 Minuten an 5 verschiedenen Frequenzen überschwellige binaurale HOSSA Messungen ( $f_{mod}=48$  Hz bzw. 41 Hz) bei  $L=60$  dB SPL durchgeführt. Dabei wurde bei jeder HOSSA Messung der Primärtonpegel  $L_{1,opt}$  bestimmt, der individuell zu maximalen DPOAE-Pegeln führte. Bei dem Schwerhörenden konnten an einigen Frequenzen kein Optimum bestimmt werden, da nur invalide DPOAE-Pegel mit  $SNR < 6$  dB vorlagen. Bei P5 konnte der Hörverlust durch den Nachweis der ASSR korrekt eingegrenzt werden. Bei P3 und P6 waren trotz weitgehender Normalhörigkeit im Einzelfall keine ASSR nachweisbar<sup>18)</sup>. Durch die gleichzeitige Messung von validen DPOAE konnte ohne zeitlichen Mehraufwand Informationen über die Funktionsfähigkeit des Innenohres gewonnen werden. In Tabelle 8.7 sind die Ergebnisse der Fallbeispiele zusammengefasst. Eine Abweichung  $L_{1,diff}$  der individuellen Optima  $L_{1,opt}$  von der durch Gleichung 8.3 a priori erwarteten Werten kann für individuelle Kompensationen des DPOAE Reizparadigmas in Folgeuntersuchungen benutzt werden. Da keine individuellen Messwerte der Trommelfellimpedanz o.ä. messbar waren, kann es zu individuellen Abweichungen von den Modellannahmen der ECCC-Kalibrierung kommen. Durch einfache Parallelverschiebung der Pegelschere um  $L_{1,diff}$  kann das Ergebnis der HOSSA zur anschließenden DPOAE-

<sup>16)</sup> Ohne zusätzlichen Zeitbedarf hätte multifrequent noch eine weitere Frequenz untersucht werden können. Im aufgeführten Fallbeispiel wurde eine ungerade Anzahl an Testfrequenzen verwendet.

<sup>17)</sup> Das Tonschwellenaudiogramm des Schwerhörigen P5 zeigte eine pantonale Schwerhörigkeit auf beiden Ohren. Links steigerte sich der Hörverlust von 20 dB HL bei 500 Hz auf 50 dB HL bei 6 kHz. Auf dem rechten Ohr steigerte sich der Hörverlust im selben Frequenzbereich von 15 dB HL bis 35 dB HL.

<sup>18)</sup> Bei Frequenzen oberhalb 4 kHz verringerten sich die ASSR-Amplituden deutlich. Durch elektromagnetische Störeinflüsse oder auch Änderung des Vigilanzniveaus war die Messung in der klinischen Praxis erschwert.

## 8.5 Vorschlag zur systematischen Anwendung der DPOAE, ASSR und HOSSA

Proband	$f_{2/car}$ [Hz]	ASSR <sub>l</sub>	$L_{1,opt l}$ [dB SPL]	ASSR <sub>r</sub>	$L_{1,opt r}$ [dB SPL]
P3	499	x	69	x	69
P3	998	x	71	x	63
P3	1996	x	63	x	67
P3	4005	-	67	-	69
P3	6001	x	71	-	69
P5	499	-	65	x	63
P5	998	x	73	-	65
P5	1996	x	-	x	67
P5	4005	x	-	x	73
P5	6001	-	-	x	-
P6	499	x	65	-	71
P6	998	x	59	x	61
P6	1996	x	69	x	67
P6	4005	x	67	-	69
P6	6001	-	69	-	73

Tabelle 8.7: Ergebnisse binauraler HOSSA-Messungen an einem schwerhörenden Patienten (P2) und zwei normalhörenden Probanden (P1 und P3) bei überschwelliger Stimulation mit 60 dB SPL. Signifikante ASSR ( $p < 0,05$ ) sind mit x markiert. Der individuell optimale Reizpegel  $L_1$ , der zu maximalen DPOAE-Pegeln führt, konnte beim schwerhörenden Patienten teilweise nicht ermittelt werden (-).

Messung herangezogen werden<sup>19)</sup>. In den vorliegenden Untersuchungen konnte bei P6 und P5 auf eine Anpassung verzichtet werden, da die Abweichungen zum erwarteten Wert  $L_1 = 66$  dB SPL<sup>20)</sup>. Bei P3 wäre eine Anpassung der Pegelschere angebracht. Durch die Aufnahme von DPOAE I/O-Funktionen mit individuell optimalen Reizparadigma kann die Hörschwelle objektiv abgeschätzt werden und in ein Audiogramm eintragen werden, wie schon in Bild 6.8 dargestellt wurde.

## 8.5 Vorschlag zur systematischen Anwendung der DPOAE, ASSR und HOSSA

Mit der verwendeten Messplattform können die Vorteile der jeweiligen Verfahren zum Vorteil des Patienten eingesetzt werden.

**DPOAE** spiegeln mittels I/O-Funktionen die Funktion des cochleären Verstärkers wider.

<sup>19)</sup> Die einfache Parallelverschiebung als individuelle Optimierung ist durch die Messergebnisse aus Bild 8.6(b) begründet.

<sup>20)</sup> Da  $L = 60$  dB SPL gewählt wurde, resultiert ein  $L_2$  von 54 dB SPL, wodurch  $L_1 = 0,5 \cdot 54 + 39 = 66$  dB SPL resultiert.

Die Erfassung der DPOAE erfolgt sehr schnell und bietet auch Hinweise auf eine differenzielle Diagnose zwischen Innenohr- und Mittelohrschädigung. Schätzungen der Hörschwelle sind bis zu Hörverlusten von 45 dB HL möglich.

**ASSR** beinhalten zusätzlich die Funktion der Nervenbahn, benötigt dafür aber erheblich längerer Messzeiten. Auch große Hörstörungen können mittels ASSR erfasst werden. Schwellennahe Messungen sind nur schlecht mit kurzen Messzeiten reproduzierbar.

**HOSSA** beinhaltet mit identischen zeitlichen Aufwand einer ASSR zusätzlich DPOAE Messungen an bis zu zwei Frequenzen. Durch die hybride Anregung ist mit geringen Suppressionseffekten der DPOAE-Pegel zu rechnen sowie mit verringerten ASSR-Amplituden. Überschwellig machen sich diese Nachteile nicht bemerkbar.

**Konventioneller Messablauf bisher:** Akustisch evozierte Potenziale werden überschwellig am Patienten gemessen. In Abhängigkeit vom Ergebnis werden die Reizpegel anschließend bis an die Hörschwelle hin reduziert bzw. erhöht, um weitere Potenziale nachzuweisen. Bei ASSR kann dieser Vorgang je Frequenz 30 Minuten dauern.

DPOAE Untersuchungen beginnen zumeist ebenfalls mit relativ hohen Schalldruckpegeln der Primärtöne von 60 dB SPL. Mit geringer werdenden Reizpegeln werden I/O-Funktionen für die gewünschten Frequenzen erfasst. Für alle Audiometerfrequenzen dauert dies ca. zehn Minuten.

Beide Verfahren werden an unterschiedlichen Geräten durchgeführt.

**Möglicher zukünftiger Ablauf** In Abhängigkeit von der Ursache der Untersuchung können zwei Szenarien unterschieden werden:

### 1. Standarduntersuchung der Normpopulation

Innenohrstörungen treten häufiger auf als retrocochleäre Störungen, wobei der Großteil der Normpopulation keine Hörstörung aufweist. Z.B. für Standarduntersuchungen an Kindern oder Erwachsenen (U-Untersuchungen, Untersuchungen bei der Einschulung ...) kann eine schnelle Überprüfung der Hörfunktion mittels DPOAE durchgeführt werden.

Inklusive einer Hörschwellenschätzung an den Audiometerfrequenzen  $f_{aud} = 0.5, 1, 1.5, 2, 3, 4, 6$  und 8 kHz kann die Messung mit mehreren Frequenzen gleichzeitig und binaural bei Normalhörenden in **zwei Minuten** durchgeführt werden. Sollten individuelle Hörverluste von mehr als 45 dB HL prädiagnostiziert werden, können mit derselben Messplattform ASSR mit höheren Reizpegeln erfasst werden. Mit Einsteckhörern können dabei bis zu 105 dB SPL Schalldruckpegel appliziert werden. Zur Erfassung größerer Hörstörungen müssten zusätzlich montierte Kopfhörer oder Knochenleitungshörer die Messplattform erweitern.

### 2. Untersuchungen aufgrund besonderer Anamnese

Ist der Wunsch vorhanden, die retrocochleäre Funktion zu überprüfen, sollten zunächst an den Audiometerfrequenzen  $f_{aud}$  mit  $L_2 = 60$  dB SPL HOSSA Messungen durchgeführt werden. Während einer HOSSA Messung können an zwei

8.5 Vorschlag zur systematischen Anwendung der DPOAE, ASSR und HOSSA

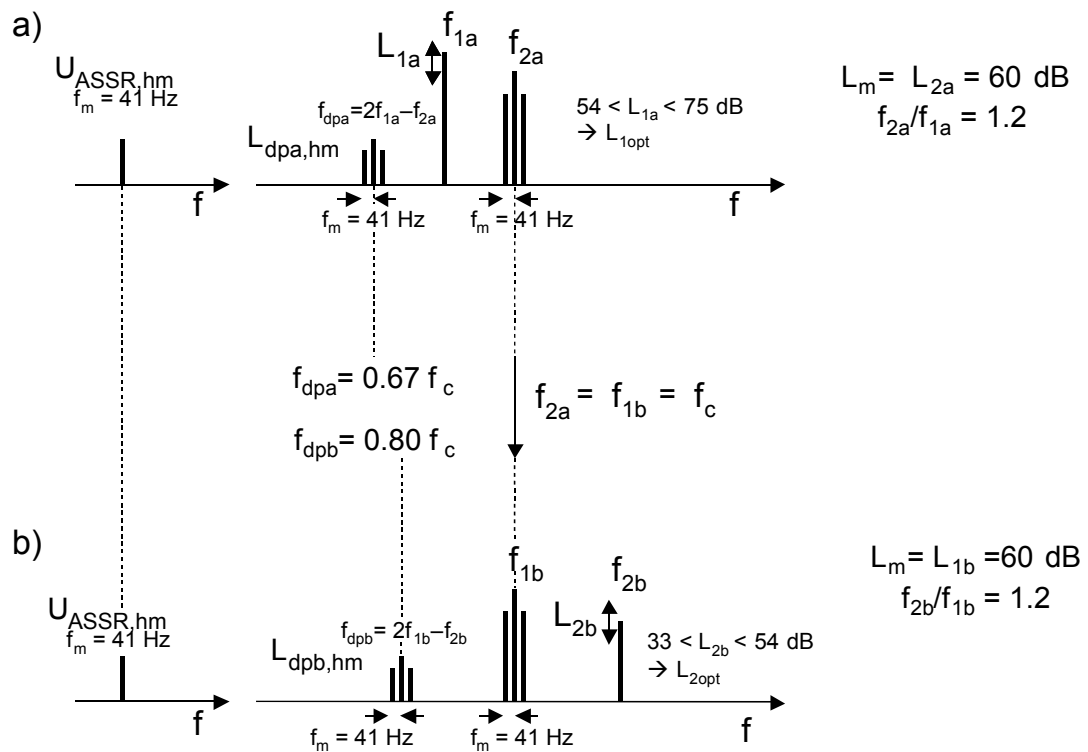


Bild 8.14: Zwei unterschiedliche DPOAE-Testfrequenzen und eine ASSR-Testfrequenz können während einer HOSSA-Messung untersucht werden. Die Reizparadigmen der Schemata a) und b) können kontinuierlich ineinander übergehen, ohne die Erfassung der ASSR zu unterbrechen oder zu stören.

unterschiedlichen Frequenzen die optimalen Reizpegelpärchen der DPOAE untersucht werden, ohne dabei die ASSR-Amplituden  $U_{ASSR,hm}$  bedeutend zu stören. Dazu bleibt sowohl der Pegel als auch die Frequenz des modulierten Sinustons als Stimulus der ASSR konstant erhalten. Lediglich der DPOAE Stimulus wird geändert wie in Bild 8.14 abgebildet. Es ergeben sich bei einer ASSR-Testfrequenz  $f_{car}$  zwei DPOAE-Frequenzen wie folgt:

- $f_2 = f_{car} \wedge f_1 = \frac{f_2}{1,2} \Rightarrow f_{dp} = 2 \cdot f_1 - f_2 = 2 \cdot \frac{f_{car}}{1,2} - f_{car} = \frac{2}{3} f_{car}$
- $f_1 = f_{car} \wedge f_2 = 1,2 \cdot f_1 \Rightarrow f_{dp} = 2 \cdot f_1 - f_2 = 2 \cdot f_{car} - 1,2 \cdot f_{car} = 0,8 \cdot f_{car}$

Mit einer zu veranschlagenden maximalen Messzeit von 3 Minuten je Frequenz, erhält man innerhalb von **25 Minuten** binaural, differenzielle Informationen über die retrocochleäre Funktion mittels ASSR sowie weitere Hinweise der cochleären Funktion mittels DPOAE.

Die gesamte Untersuchungszeit liegt für pantonale Hörstörungen von weniger als 40 dB HL bei knapp 30 Minuten (25 Minuten ASSR zzgl. DPOAE Messzeit der Anschlußuntersuchung). Bei größeren Schwerhörigkeiten, an denen weitere ASSR abgeleitet oder Messungen aufgrund Unruhe o.ä. wiederholt werden müssen, erhöht sich die Messzeit entsprechend.

### Binaurale, multifrequente HOSSA

Da sowohl ASSR als auch DPOAE an mehreren Frequenzen mit dem Messsystem gleichzeitig untersucht werden können, ist es möglich auch bei HOSSA Messungen eine binaurale, multifrequente Stimulation zu benutzen. Bestimmte Rahmenbedingungen und Beschränkungen müssen jedoch beachtet werden:

- Vigilanzabhängige ASSR können mit der verwendeten Frequenzauflösung im Gegensatz zu vigilanzunabhängigen ASSR mit  $f_{mod} > 80$  Hz bisher nur an zwei Frequenzen gleichzeitig gemessen werden. Dies stellt keine absolute Einschränkung dar, da die Frequenzauflösung im Messsystem ohne Änderung der Hardware noch erhöht werden kann.
- Mit den vigilanzunabhängigen ASSR (Modulationsfrequenzen von 80 Hz bis 180 Hz) kann man mehrere Frequenzen gleichzeitig erfassen. Es bleibt aber zu bedenken, dass ...
  - ... ASSR Amplituden bei multiplen ASSR im Vergleich zu Einzelmessungen erniedrigt sind.
  - ... DPOAE Pegel ebenfalls beeinflusst sein können (abhängig vom den gewählten Gruppierungen der Frequenzen je Ohr).
  - ... der Abstand der Testfrequenzen je Ohr abgestimmt sein muss. Die Oberwellen sollten nicht mit Bereichen der jeweils anderen DPOAE- oder ASSR- Frequenzen überlappen. Die Stimulusfrequenzen selbst dürfen sich auf der Cochlea



nicht gegenseitig beeinflussen.

- ...die Samplingraten bei Reizerzeugung als auch Signalwertaufnahme angepasst werden müssen, um Leakage o.ä. zu vermeiden.

In der HOSSA-Messung ist damit zu rechnen, dass es wenig sinnvoll ist, mehr als zwei Frequenzen jeweils binaural darzubieten. Vier ASSR Testfrequenzen bzw. acht DPOAE Testfrequenzen können simultan untersucht werden, da je ASSR zeitgleich zwei DPOAE Frequenzen abgefragt werden können.

### Ergebnisszenarien

Aus HOSSA Messungen lassen sich unterschiedliche Szenarien für anschließende Folgeuntersuchungen herausstellen. Diese können mit dem entwickelten Messsystem vorab parametrisiert werden, so dass sich der gesamte Untersuchungsablauf automatisieren lässt.

- **Valide DPOAE und validen ASSR** sind an Frequenzen zu erfassen, an denen die Hörfunktion höchstens mit 45 dB HL eingeschränkt ist<sup>21)</sup>. Die erkannten, besten Primärtonpegelpaare  $\langle L_{1hm,max}, L_{2hm,max} \rangle$  können das generelle, optimale Reizparadigma der Pegelschere individuell anpassen. Durch DPOAE Messungen kann die Hörschwelle geschätzt werden.
- **Keine validen DPOAE und keine validen ASSR** sind bei Frequenzen zu erfassen, an denen die Hörfunktion um mindestens 45 dB HL eingeschränkt ist. An diesen Frequenzen können reine ASSR Messungen mit höheren Reizpegeln durchgeführt werden.
- **Valide DPOAE und keine validen ASSR** können an Frequenzen auftreten, bei denen der Hörverlust unterhalb 40 dB HL liegt und ASSR in der Einzelmessung (zufällig) nicht nachzuweisen waren. Alternativ könnte auch die neurale Funktion gestört sein und die cochleäre Funktion korrekt arbeiten. In jedem Fall müssen Folgeuntersuchungen beide Thesen überprüfen.  
Durch vielfältige Gründe können auch bei normaler Hörfunktion im klinischen Alltag häufig keine ungestörten Potenziale gemessen werden. Unter Berücksichtigung der Anamnese und Prävalenz einer retrocochleären Störung bei gleichzeitiger Information über die cochleäre Funktion mittels DPOAE, können sich durch die HOSSA Messung erhebliche zeitliche Einsparmöglichkeiten ergeben.
- **Keine validen DPOAE aber valide ASSR** deuten einerseits auf eine cochleäre Störung, andererseits aber auf normale Hörfunktion durch die validen ASSR hin. Abhängig vom Signifikanzniveau der ASSR sollte dieses Szenario mit Reizpegeln von  $L_2 = 60$  dB nur bei divergierenden Testfrequenzen der ASSR bzw. DPOAE auftreten.  
Während einer HOSSA Messung kann die DPOAE an einer zweiten Testfrequenzen

<sup>21)</sup> Obwohl mit dem eigenen Messsystem DPOAE auch bei höheren Pegeln gemessen werden können, muss deren diagnostische Aussagekraft bei starken Hörstörungen noch in Feldstudien überprüft werden.

## 8 Optimierungen und simultane, binaurale sowie multifrequente Messung

mit  $f_1 = f_{car}$  gemessen werden. Somit könnten an der Frequenz  $f_c$  keine Hörstörung vorhanden sein, was allerdings mit validen DPOAE dieser Testfrequenz bestätigt sein sollte. An der zweiten Testfrequenz  $1,2 \cdot f_{car}$  könnte die Hörstörung mehr als 45 dB HL betragen und müsste durch HOSSA- bzw. ASSR-Messungen verifiziert werden.

Da alle Messungen mit derselben Messplattform durchführbar sind, können unmittelbar und automatisierbar weitere Kontrolluntersuchungen eingeleitet werden. Durch die geplanten telemedizinischen Anwendungsmöglichkeiten können in Zukunft Wartezeiten zwischen der Untersuchung und der medizinischen Begutachtung zu Gunsten des Patienten minimiert werden.

## 9 Zusammenfassung und Ausblick

**Zusammenfassung der wichtigsten Ergebnisse** Die vorliegende Arbeit beschreibt die Möglichkeiten der Messung von otoakustischen Emissionen und akustisch evozierten Potenzialen, die in einem eigenen Messsystem kombiniert werden konnten. Mit diesen Verfahren der objektiven Audiometrie können zuverlässige Schätzwerte über die Hörfunktion auch bei Kleinkindern oder nicht-kooperativen Patienten gewonnen werden.

Die ausführliche Darstellung von physiologischen Grundlagen in Kapitel 2 und dem Stand der Technik in Kapitel 3 sollten dem Leser die Rahmenumstände des interdisziplinären Arbeitsfeldes näher bringen und die Problemstellung erläutern.

Wie bei jeder messtechnischen Erfassung von Daten ist die Kalibrierung des Messsystems für zuverlässige und vertrauenswürdige Messungen wichtig. In Kapitel 4 wurden vier Ansätze der Kalibrierung vorgestellt und sowohl simulativ als auch messtechnisch eruiert. Als wichtigstes Ergebnis wurde ein Kalibrierungsverfahren präsentiert, mit dem die messtechnischen Abweichungen der bisher angewandten Kalibrierungsverfahren bei DPOAE-Messungen minimiert werden konnten.

Die Vergleichbarkeit von objektiv erfassbaren Messwerten mit prinzipiell nur subjektiv zugänglichen Methoden ist in Kapitel 5 beschrieben worden. Neben einer Variante der objektiven Schätzung der Hörschwelle wurden Untersuchungen dargestellt, die den Bezug der DPOAE zur Lautheit herstellen lassen. Die Hörschwelle und der Kompressionsverlust konnten basierend auf objektiven Messungen zuverlässig geschätzt werden. Die Gewinnung der Parameter zur Anpassung von Hörgeräten konnte dadurch beschleunigt und reproduzierbarer gemacht werden. Obwohl die Gewinnung pegelabhängiger Verstärkungsfunktionen bei einigen Schwerhörigen möglich war, sind weitere Verbesserungen des Verfahrens vor allem für schwerwiegende Hörstörungen nötig.

Die Beschreibung der entwickelten Messplattform erfolgte in Kapitel 6. Neben der Darstellung des Systemprinzips wurden Messergebnisse des eigenen Systems auf deren Validität und Funktionalität hin überprüft. Als Resultat liegt ein Messsystem vor, mit dem automatisierbare Messabläufe der DPOAE und ASSR machbar sind. Darüber hinaus können beide Verfahren in fast beliebiger Weise miteinander kombiniert werden, was in dieser Weise auf keinem, heute erhältlichen, Messsystem möglich ist.

Erste Studien zum resultierenden Synergieeffekt durch eine simultane Messung von DPOAE und ASSR wurden in Kapitel 7 präsentiert. Über einen weiten Pegel- und Frequenzbereich konnten beide Verfahren durch die entwickelte hybride Stimulation unabhängig voneinander mit jeweils optimalen Reizparametern angewendet werden. Die geringen, aber dennoch existierenden, gegenseitigen Beeinflussungen wurden quantifiziert.

In Fortführung der Kombinationsmöglichkeiten wurden in Kapitel 8 binaurale und mul-

tifrequente Messungen von DPOAE, der damit einhergehende Zeitvorteil sowie deren gegenseitigen Beeinflussungen beschrieben. Im Zusammenhang mit der neu entwickelten Kalibrierung konnte ein Reizparadigma zur Messung von DPOAE entwickelt werden, das interindividuell geringere Abweichungen besitzt als das bisher als optimal zu bezeichnende Reizparadigma. Eine Empfehlung, wie die Möglichkeiten des Messsystems in Zukunft systematisch angewendet werden können, rundete die Beschreibung der neuen Möglichkeiten der objektiven Audiometrie mit dem Messsystem ab.

**Zukünftige Arbeiten** Die Funktionalität des Messsystems ist in vielen unabhängigen, jedoch zumeist kleinen Probanden- oder Patientenkollektiven getestet worden. Um die Verfahren in der klinischen Praxis alltäglich anwenden zu können, müssen noch umfassendere Feldstudien durchgeführt werden. Dabei wäre es von Vorteil, das Messsystem auch als mobile Variante zu gestalten - ohne der Notwendigkeit eines PC als Benutzerschnittstelle.

Durch die gewählte Systemarchitektur ist es möglich, als zusätzliche Steuereinheit in Zukunft ein Smart Phone, Pocket PC oder PDA zu verwenden. Dabei können die Daten bei der Messung auch örtlich entfernten Experten zugänglich gemacht werden. Der Untersucher vor Ort kann dadurch bei fraglichen Messergebnissen sofort (online) unterstützt werden, ohne den Patienten durch zusätzliche Nachuntersuchungen und Wartezeiten zu belasten.

Das Reizparadigma zur simultanen Messung der DPOAE und ASSR muss weiterentwickelt werden, um auch vigilanzunabhängige Messungen der ASSR an Kleinkindern durchführen zu können. Neben der Kombinierbarkeit mehrerer Frequenzen müssen aufgrund der niedrigeren Amplituden dieser ASSR auch die Phase mit in den Signifikanznachweis mit einbezogen werden. In Feldstudien muss sich der resultierende Vorteil in Abwägung zur Robustheit der Messung beweisen.

Multifrequente Stimulationen zur Auslösung von DPOAE und ASSR sind in der Literatur für bis zu vier Frequenzen beschrieben. Weitere Untersuchung der gewählten Parameter in Hinblick auf ihre gegenseitige Beeinflussung bei multifrequentieller Stimulation der hybriden Messung sind notwendig.

Aus den Feldstudien sind Kriterien zur Kennzeichnung der Messgüte (Vertrauensintervall) der objektiven Hörschwellschätzung zu entwickeln. Die Differenzierung zwischen Mittelohr- und Innenohrschwerhörigkeit ist anhand DPOAE Messungen nur im begrenzten Maß möglich. Durch Variationen der optimalen Stimulusreizpegel kann durch eigentlich nicht optimale Stimulation auf Dämpfungseffekte durch Mittelohrschädigungen geschlossen werden. Diese Abweichungen können genutzt werden, um Mittelohrschäden zu quantifizieren.

Es können Erweiterung des Messsystems hinsichtlich der simultanen Messung von transitorisch evozierten otoakustischen Emissionen (TEOAE) und Hirnstammpotenzialen (FAEP) entwickelt werden. Neben der Messung von spontanen otoakustischen Emissionen (SOAE) ist es auch möglich, weitere subjektive Tests wie Tonschwellen- und Sprachaudiometrie, überschwellige Tests und Lautheitsskalierung auf dem System zu integrieren. Selbst die Tympanometrie könnte mit entsprechend entwickelten Ohrsonden integriert werden.

In Zukunft sollte es möglich sein, alle relevanten Untersuchungsmethoden der subjektiven und objektiven Audiometrie auf dem portablen Messsystem zu vereinen. Durch vollständige Automatisierung der Verfahren können diese dann auch außerhalb spezialisierter Einheiten wie Fachkliniken zuverlässig angewendet werden. Die schnelle, flächendeckende und regelmäßige Untersuchung, z.B. von gefährdeten Menschen in ständiger Lärmexposition oder Kindern bei der Einschulung, kann den aktuellen Stand der medizinischen Versorgung verbessern.

# Literaturverzeichnis

- [1] <http://www.fischer-zoth.de/>. 22, 33, 34, 69
- [2] <http://www.gnotometrics.com>. 33, 34
- [3] <http://www.grason-stadler.com>. 33, 34
- [4] <http://www.iss.pl>. 33, 34
- [5] <http://www.etymotic.com>. 34
- [6] *Ear we go*. BBC Dokumentation. Erstausstrahlung August 1987, 1987. 11
- [7] *Empfehlungen der Arbeitsgemeinschaft Deutschsprachiger Audiologen und Neurootologen (ADANO) zur Durchführung der Elektrischen Reaktions-Audiometrie*, 1994. Verfügbar unter [www.hno.org/adano/ERA-Empfehlungen.pdf](http://www.hno.org/adano/ERA-Empfehlungen.pdf). 115
- [8] *Apotheken Umschau*, 1999. Monatlich erscheinendes Apothekenmagazin. 9
- [9] *Benutzerhandbuch zu Aurical Lautheitsmessgerät: Einführung in die Lautheitsskalierung mit Aurical*. [http://www.gnotometrics.com/products\\_old/fitting\\_testing/fitting/aurical.htm](http://www.gnotometrics.com/products_old/fitting_testing/fitting/aurical.htm), 2002. 91
- [10] *Benutzerhandbuch zu Phonak Lautheitsmessgerät: Claro Lautheitsprofil*. [http://www.phonak.ch/com\\_028-0153-xx\\_background\\_story\\_claro\\_lpp.pdf](http://www.phonak.ch/com_028-0153-xx_background_story_claro_lpp.pdf), 2002. 91
- [11] [http://www.neugeborenenhoerscreening.de/download/NHS\\_2004\\_Abstractband.pdf](http://www.neugeborenenhoerscreening.de/download/NHS_2004_Abstractband.pdf), 2004. 70
- [12] <http://www.sengpielaudio.com/Rechner-ak-ohm.htm>, 2005. 6
- [13] <http://www.lobenstein-info.de/Georg-Andreas-Sorge.htm>, 2005. 13
- [14] <http://www.geocities.com/Vienna/Strasse/9455/wholearticlebody.html>, 2005. 13
- [15] <http://www.vivosonic.com>, 2005. 22, 34
- [16] <http://www.bio-logic.com>, 2005. 33, 34
- [17] <http://www.guymark.com>, 2005. 33, 34
- [18] <http://www.ihsys.com>, 2005. 33, 34

- [19] <http://www.interacoustics.dk>, 2005. 33, 34
- [20] <http://www.labat.it>, 2005. 33, 34
- [21] <http://www.maico-diagnostic.com>, 2005. 33, 34
- [22] <http://www.natus.com>, 2005. 33
- [23] <http://www.otodynamics.com>, 2005. 33, 34
- [24] <http://www.sonamed.com>, 2005. 33, 34
- [25] <http://www.tympany.net>, 2005. 33
- [26] <http://www.demant.com>, 2005. 33
- [27] *Fördergemeinschaft Gutes Hören*. <http://www.fgh-gutes-hoeren.de>, 2005. 1
- [28] ABDALA, C: *Maturation of the human cochlear amplifier: Distortion product otoacoustic emission suppression tuning curves recorded at low and high primary levels*. J Acoust Soc Am, Seiten 1465–1476, 2001. 24
- [29] ADRIAN, E.D.: *Olfactory reactions in the brain of the hedgehog*. J. Physiol., 100:459–473, 1942. 19
- [30] ALLEN, J.B. und P.F. FAHEY: *Using acoustic distortion products to measure the cochlear amplifier gain on the basilar membrane*. J. Acoust. Soc. Am., 92:178–188, 1992. 25
- [31] ARIEL CORPORATION, U.S.A.: *SYSid User's Manual*, 3. Auflage. 116, 118
- [32] BÉKÉSY, G. VON: *Experiments in Hearing*. McGraw-Hill Book, 1960. 156
- [33] BIRCHER-MÜLLER, U.: *Der schwerhörige Patient*. Medizinverlag, 1997. 1
- [34] B. KOLLMEIER: *Audiologie*. Skript zur Vorlesung, Medizinische Physik, Fakultät V, Universität Oldenburg, 2003. 19
- [35] BOEGE, P. und T. JANSSEN: *Pure-tone threshold estimation from extrapolated distortion product otoacoustic emission I/O-functions in normal and cochlear hearing loss ears*. JASA, 111, 2002. 23, 24, 68, 69, 70, 71, 74
- [36] BOER, A. DE, A.L. NUTTAL, N. HU, Y. ZOU und J. ZHENG: *The Allen-Fahey experiment extended*. J. Acoust. Soc. Am., 117:1260–1266, 2005. 25
- [37] BONHOMME, V., G. PLOURDE, P. MEURET, P. FISET und S.B. BACKMAN: *Auditory Steady-State Response and Bispectral Index for Assessing Level of Consciousness During Propofol Sedation and Hypnosis*. Anesthesia & Analgesia, 91:1398–1403, 2000. 27
- [38] BRÜEL & KJÆR, Dänemark: *EAR SIMULATOR TYPE 4157: User Manual*, September 1980. 116



- [39] BUUS, S. und M. FLORENTINE: *Growth of Loudness in Listeners with Cochlear Hearing Losses: Recruitment Reconsidered*. J Assoc Res Otolaryngol, 103:120–139, 2001. [90](#)
- [40] BUUS, S. und H. MÜSCH: *On Loudness at threshold*. J Acoust Soc Am, 104:399–410, 1998. [90](#)
- [41] CEBULLA, C., E. STÜRZEBECKER und U. PSCHIRNER: *Registrierung der AMFR - Einfluß von Elektrodenposition und Modulationsfrequenz*. Z Audiol, 39:78–85, 2000. [27](#), [141](#)
- [42] CEBULLA, M, E STÜRZEBECKER und KD WERNECKE: *Objective detection of the amplitude modulation following response (AMFR)*. Audiology, 40:245–252, 2001. [28](#)
- [43] CHAN, JOSEPH C. K. und C. DANIEL GEISLER: *Estimation of eardrum acoustic pressure and of ear canal length from remote points in the canal*. J. Acoust. Soc. Am., 87(3):1237–1247, März 1990. [31](#), [39](#), [42](#)
- [44] CONE-WESSON, B., R.C. DOWELL, D. TOMLIN, G. RANCE und MING W.J.: *The auditory steady-state response: comparisons with the auditory brainstem response*. J Am Acad Audiol, 13:173–187, 2002. [28](#)
- [45] CONE-WESSON, B., F. RICKARDS, C. POULIS, J. PARKER, L. TAN und J. POL-LARD: *The auditory steady-state response: clinical observations and applications in infants and children*. J Am Acad Audiol, 13:270–282, 2002. [28](#)
- [46] DAVIS, H: *An active process in cochlear mechanics*. Hearing Research, 9:79–90, 1983. [23](#)
- [47] DHAR, S., C.L. TLMADGE, G.R. LONG und A. TUBIS: *Multiple internal reflections in the cochlea and their effect on DPOAE fine structure*. J. Acoust. Soc. Am., 112:2882–2897, 2002. [25](#)
- [48] DIRKS, DONALD D., JAYNE B. AHLSTROM und LAURIE S. EISENBERG: *Effects of probe insertation depth on real ear measurements*. Otolaryngol Head Neck Surg., 110:64–74, 1994. [31](#), [39](#)
- [49] DOBIE, RA und MJ WILSON: *Low-level steady-state auditory evoked potentials: effects of rate and sedation on detectability*. J Acoust Soc Am, 104:3482–3488, 1998. [27](#)
- [50] DORN, PA, D KONRAD-MARTIN, ST NEELY, DH KEEFE, E CYR und MP GOR-GA: *Distortionproduct otoacoustic emission input/output functions in normal-hearing and hearing-impaired human ears*. J Acoust Soc Am, 110:3119–3131, 2001. [23](#), [24](#), [76](#), [98](#), [121](#)
- [51] DORN, P. A., D. KONRAD-MARTIN, S. T. NEELY, D. H. KEEFE, E. CYR und M. P. GORGA: *DPOAE Input/Output Functions In Normal And Impaired Human Ears*. Poster #20790, The Association of Research in Otolaryngology, Midwinter Meeting, 2001. [24](#), [76](#), [98](#), [121](#)

- [52] EGGERMONT, JOS J., DAVID K. BROWN, CURTIS W. PONTON und BARRY P. KIMBERLEY: *Comparison of Distortion Product Otoacoustic Emission (DPOAE) and Auditory Brain Stem Response (ABR) Traveling Wave Delay Measurements Suggests Frequency-Specific Synapse Maturation*. Ear & Hearing. Special Issue: Maturation of the Auditory System., 17:386–394, october 1996. 153
- [53] EITNER, J.: *Zur Psychologie und Soziologie Hörbehinderter*. Median Verlag, 1990. 1
- [54] E. SCHRÜFER: *Signalverarbeitung: numerische Verarbeitung digitaler Signale*. Hanser Verlag, München Wien, zweite Auflage, 1992. 80
- [55] ESSER, L.: *Einfluß außerberuflicher Lärmexposition auf das Hörvermögen Jugendlicher und junger Erwachsener*, Seite 144ff. Fortschritte der Akustik - DAGA 94. DPG-GmbH, 1994. 1
- [56] ETYMOTIC RESEARCH, U.S.A.: *ER-10C, Low Noise DPOAE Probe System*, 2002. <http://www.etymotic.com>. 115
- [57] FENEBERG, TOBIAS: *Integration verschiedener objektiver methoden zur bestimmung des Hörvermögens auf einer Dsp basierten Messplattform*. Diplomarbeit, Technische Universität München, Mai 2002. Betreuer: Johann Oswald. 103
- [58] FLETCHER, H. und W.A. MUNSON: *Relation Between Loudness and Masking*. J. Acoust. Soc. Am., 9(1):1–10, 1937. 26, 87
- [59] FRÖSTL, MICHAEL: *Erarbeitung eines Kalibrierkonzepts für einfache Ohrsonden*. Diplomarbeit, Lehrstuhl für Realzeit-Computersysteme an der TU München, Dezember 2001. 35, 49
- [60] GILMAN, S., DIRKS. D.D. und R. STERN: *The effect of occluded ear impedances on the eardrum SPL produced by hearing aids*. J. Acoust. Soc. Am., 70(2):370–386, 1981. 31
- [61] GILMAN, SAMUEL und DONALD D. DIRKS: *Acoustics of ear canal measurement of eardrum SPA in simulators*. J. Acoust. Soc. Am., 80(3):783–793, September 1986. 63
- [62] GORGA, MP, N. KIMBERLY, T. DAVIX und PA DORN: *Distortion product otoacoustic emission test performance when both  $2f_1 - f_2$  and  $2f_2 - f_1$  are used to predict auditory status*. J. Acoust. Soc. Am., 107:2128–2135, 2000. 26
- [63] GORGA, MP, ST NEELY, DM DIERKING, PA DORN, BM HOOVER und DF FITZPATRICK: *Distortion product otoacoustic emission suppression tuning curves in normal-hearing and hearing-impaired human ears*. J Acoust Soc Am, 114:263–278, 2003. 24
- [64] GORGA, MP, ST NEELY, PA DORN und BM HOOVER: *Further efforts to predict pure-tone thresholds from distortion product otoacoustic emission input/output functions*. J Acoust Soc Am, 113:3275–3284, 2003. 24

- [65] GORGA, MP, ST NEELY, PA DORN und D. KONRAD-MARTIN: *The use of distortion product otoacoustic emission suppression as an estimate of response growth*. J Acoust Soc Am, 111:271–284, 2001. 157
- [66] GORGA, MP, ST NEELY, BM HOOVER, DM DIERKING, M. DARCI, K.L. BEAUCHAINE und C. MANNING: *Determining the Upper Limits of Stimulation for Auditory Steady-State Response Measurements*. Ear&Hearing, 25:302–307, 2004. 27
- [67] GRUBER, MARINUS: *Rekonstruktion der Hörschwelle auf Basis von extrapolierten DOAE-Wachstumsfunktionen unter Benutzung eines DSPs*. Diplomarbeit, Technische Universität München, Dezember 2002. Betreuer: Johann Oswald. 77, 84
- [68] GRUBER, MARINUS, LODWIG ANDRE, JOHANN A. OSWALD und THOMAS JANSSEN: *Pegelschätzung der Distorsionsprodukte otoakustischer Emissionen auf Basis der Phasenstatistik im Vergleich mit dem Amplituden-Verfahren*. In: *Supplementum zur Zeitschrift für Audiologie zur sechsten Jahrestagung der DGA in Würzburg, März 2003*. Deutsche Gesellschaft für Audiologie (DGA), 2003. <http://www.unizh.ch/orl/dga-ev/publikationen/tagungsbaende/tagungsbaende.html>. 77
- [69] HELLBRÜCK, J. und A. SCHICK: *10 Jahre Walkman - Grund zum Feiern oder Anlaß zur Sorge*. Z. Lärmbekämpfung, 36:121ff, 1989. 1
- [70] HE, N.J und R.A. SCHMIEDT: *Fine structure of the 2f1-f2 acoustic distortion product: Changes with primary level*. J. Acoust. Soc. Am., 94:2659–2669, 1993. 25
- [71] HERDMAN, A. T., O. LINS, P. VAN ROON, D. R. STAPPELLS, M. SCHERG und T. W. PICTON: *Intracerebral sources of human auditory steady-state responses*. Brain Topography, 15:69–86, 2002. 19
- [72] HERDMAN, AT und DR STAPPELLS: *Thresholds determined using the monotic and dichotic multiple auditory steady-state responses technique in normal hearing subjects*. Scand Audiol, 30:41–49, 2001. 29, 136
- [73] HERDMAN, AT und DR STAPPELLS: *Auditory steady-state response thresholds of adults with sensorineural hearing impairments*. Int J Audiol, 42:237–248, 2003. 27
- [74] HIRSCHFELDER, ANKE: *Modulation von Distorsionsprodukt-Otoemissionen durch Töne tiefer Frequenz*. Dissertation, Humboldt-Universität Berlin, Medizinische Fakultät, 2000. 156
- [75] H. LINDNER, H. BRAUER, C. LEHMANN: *Taschenbuch der Elektrotechnik und Elektronik*. Fachbuchverlag Leipzig, 7. Auflage, 1999. 133
- [76] HOFERER, GERHARD: *Entwicklung einer variablen DSP-Plattform zur objektiven Bestimmung von Hörgeräteanpassparametern*. Diplomarbeit, Technische Universität München, November 2001. Betreuer: Johann Oswald. 103, 133

- [77] HOLIDAY, P.A., A. SCOTT und C. WITTON: *The accuracy of the auditory steady-state response as an indicator of hearing threshold in normal listeners*. In: *British Society of Audiology Short Papers Meeting on Experimental Studies of Hearing and Deafness*, 2004. 28
- [78] HOLZKNECHT, STEFAN: *Dynamikerweiterung einer 16 bit DSP Messplattform zur Erfassung von DPOAE bei Schwerhörigen*. Bachelorarbeit am Lst. f. Realzeit-Computersysteme, TU München, September 2004. Betreuer: Johann Oswald. 103, 125
- [79] HUANG, GREGORY T., JOHN J. PURIA und WILLIAM T. PEAKE: *A noninvasive method for estimating acoustic admittance at the tympanic membrane*. *J. Acoust. Soc. Am.*, 108(3):1128–1146, September 2000. 32, 51, 52, 53, 54, 56, 58, 60
- [80] HUDDE, H. und A. ENGEL: *Measuring and Modeling Basic Properties of the Human Middle Ear and Ear Canal. Part I: Model Structure and Measuring Techniques*. *Acustica*, 84:720–738, 1998. 32, 59
- [81] HUDDE, H. und A. ENGEL: *Measuring and Modeling Basic Properties of the Human Middle Ear and Ear Canal. Part II: Ear Canal, Middle Ear Cavities, Eardrum, and Ossicles*. *Acustica*, 84:894–913, 1998. 32, 59
- [82] HUDDE, H. und A. ENGEL: *Measuring and Modeling Basic Properties of the Human Middle Ear and Ear Canal. Part III: Eardrum Impedances, Transfer Functions and Model Calculations*. *Acustica*, 84:1091–1109, 1998. 32, 59
- [83] HUDDE, HERBERT: *Messung der Trommelfellimpedanz des menschlichen Ohres bis 19 kHz*. Dissertation, Ruhr-Universität Bochum, Abteilung für Elektrotechnik, 1980. 29
- [84] HUDDE, HERBERT: *The propagation constant in lossy circular tubes near the cutoff frequencies of higher-order modes*. *J. Acoust. Soc. Am.*, 83(4):1311–1318, April 1988. 53
- [85] HÖRBRAND, STEFAN: *Systematische Trennung messtechnischer Einflüsse bei der Messung von DPOAE I/O-Funktionen zur Optimierung der Diagnosekriterien*. Diplomarbeit, Technische Universität München, Juli 2003. Betreuer: Johann Oswald. 35, 63, 163
- [86] JAMES, AL, RJ MOUNT und RV HARRISON: *Contralaterale suppression of DPOAE measured in real time*. *Clin Otolaryngol*, 27:106–112, 2002. 24
- [87] JANSSEN, T., P. BOEGE und W. ARNOLD: *Vorrichtung und Verfahren zur objektiven Bestimmung der schwelennahen und überschwelligen Schallverarbeitung des Innenohres*. Deutsches Patent- und Markenamt DE 199 05 743 B4 2004.09.23, 2004. 102
- [88] JANSSEN, T., P. BOEGE, J. VON MIKUSCH-BUCHBERG und J. RACZEK: *Investigation of potential effects of cellular phones on human auditory function by means of*

- distortion product otoacoustic emissions*. J. Acoust. Soc. Am., 117:1241–1247, 2005. [84](#), [124](#), [176](#), [177](#)
- [89] JANSSEN, T., A. KLEIN und D. GEHR: *Automatische Hörschwellenbestimmung bei Neugeborenen mit extrapolierten DPOAE-Wachstumsfunktionen. Eine neue Hörscreening-Methode*. HNO, 12:971–980, 2003. [29](#)
- [90] JANSSEN, T., P. KUMMER und W. ARNOLD: *Wachstumsverhalten der Distorsionsproduktmissionen bei kochleären Hörstörungen*. Otorhinolaryngol NOVA, 5:34–46, 1995. [23](#)
- [91] JANSSEN, T., P. KUMMER und W. ARNOLD: *Wachstumsverhalten der Distorsionsproduktmissionen bei normaler Hörfunktion*. Otorhinolaryngol NOVA, 5:211–222, 1995. [23](#)
- [92] JANSSEN, T., P. KUMMER und W. ARNOLD: *Growth behavior of the  $2f_1 - f_2$  distortion product otoacoustic emission in tinnitus*. J. Acoust. Soc. Am., 103(6):3418–3430, 1998. [73](#)
- [93] JANSSEN, THOMAS: *Schwellennahe und überschwellige Schallverarbeitung des Innenohres, Teil I: Physiologie und Pathophysiologie*. Z Audiol, 39(4):100–117, 2000. [120](#)
- [94] JENG, F.C., C.J. BROWNT, T.A. JOHNSON und K.R. VANDER WERFF: *Estimating air-bone gaps using auditory steady-state responses*. J Am Acad Audiol, 15:67–78, 2004. [28](#)
- [95] J. L. VALDES, M. C. PEREZ-ABALO, V. MARTIN ET AL.: *Comparison of statistical indicators for the automatic detection of 80 Hz auditory steady-state responses*. Ear and Hearing, 18:420–429, 1997. [28](#)
- [96] JOHN, M. S. und T. W. PICTON: *Human auditory steady-state responses to amplitude-modulated tones: phase and latency measurements*. Hearing Research, 141:57–79, 2000. [133](#), [134](#), [139](#), [144](#)
- [97] JOHN, S, A DIMITRIJEVIC, P VAN ROON und TW PICTON: *Multiple auditory steady-state responses to AM and FM stimuli*. Audiol Neuroto, 6:12–27. [29](#)
- [98] KAISER, MORITZ: *Plattformunabhängige Ablaufsteuerung zur Messung von DPOAE und FAEP*. Diplomarbeit, Technische Universität München, März 2003. Betreuer: Johann Oswald. [103](#)
- [99] KANDZIA, FLORIAN: *Automatisierte, binaurale und multifrequente Erfassung von DPOAE und AMFR auf einer DSP-basierten Messplattform*. Diplomarbeit, Technische Universität München, Juni 2005. Betreuer: Johann Oswald. [162](#)
- [100] KEEFE, DOUGLAS H.: *Acoustical wave propagation in cylindrical ducts: Transmission line parameter approximations for isothermal and nonisothermal boundary conditions*. J. Acoust. Soc. Am., 75(1):58–62, Januar 1984. [51](#)

- [101] KEMP, D.T.: *Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system*. The Journal of the Acoustical Society of America, 64:1386–1391, 1978. [13](#), [14](#)
- [102] KIM, D.O.: *Cochlear mechanics: Implications of electrophysiological and acoustical observations*. Hearing Research, 2:297–317, 1980. [24](#)
- [103] KIM, DO, PA DORN, ST NEELY und MP GORGA: *Adaptation of distortion product otoacoustic emissions in humans*. J Assoc Res Otolaryngol, 2:31–40, 2001. [24](#)
- [104] KIM, DO, XM SUN, MD JUNG und G LEONARD: *A new method of measuring distortion product otoacoustic emissions using multiple tone pairs: study of human adults*. Ear and Hearing, 18:277–285, 1997. [29](#), [182](#)
- [105] KIRK, EC und DW SMITH: *Protection from acoustic trauma is not a primary function of the medial olivocochlear efferent system*. JARO, 4:445–465, 2003. [24](#)
- [106] KNUTH, K.H.: *Otoacoustic Emissions. Basic Science and Clinical Applications*, Kapitel Mathematics of distortion product otoacoustic emission generation: a tutorial, Seiten 149–159. Singular Publishing Group. [14](#)
- [107] KOLLMEIER, B.: *Hörflächenskalierung - Grundlagen und Anwendung der kategorialen Lautheitsskalierung für Hördiagnostik und Hörgeräte-Versorgung*. Median-Verlag, 1997. [91](#), [94](#), [95](#)
- [108] KUMMER, P., T. JANSSEN und W. ARNOLD: *Suppression tuning characteristics of the  $2f_1 - f_2$  distortion product in humans*. J. Acoust. Soc. Am., 98:197–210, 1995. [24](#), [156](#), [157](#)
- [109] KUMMER, P., T. JANSSEN und W. ARNOLD: *The level and growth behavior of the  $2f_1 - f_2$  distortion product otoacoustic emission and its relationship to auditory sensitivity in normal hearing and cochlear hearing loss*. J. Acoust. Soc. Am., 103(6):3431–3444, Juni 1998. [15](#), [23](#), [31](#), [163](#), [164](#), [165](#), [166](#), [167](#), [172](#), [173](#)
- [110] KUMMER, P., T. JANSSEN, P. HULIN und W. ARNOLD: *Optimaly  $L_1 - L_2$  primary tone level separation remains independent of test frequency in humans*. Hearing Research, 146(1):47–56, August 2000. [23](#)
- [111] LASKY, ROBERT E.: *Distortion product otoacoustic emissions in human newborns and adults. I. Frequency effects*. J. Acoust. Soc. Am., 103(2):981–991, Februar 1998. [23](#), [154](#)
- [112] LASKY, ROBERT E.: *Distortion product otoacoustic emissions in human newborns and adults. II. Level effects*. J. Acoust. Soc. Am., 103(2):992–1000, Februar 1998. [23](#)
- [113] LEHNHARDT, ERNST und R. LASZIG: *Praxis der Audiometrie*, Kapitel 8. Otoakustische Emissionen, 10. Impedanzmessung, Seiten 79–107, 121–152. Thieme-Verlag, 8. Auflage, 2000. [15](#)
- [114] LETENS, UWE: *Über die Interpretation von Impedanzmessungen im Gehörgang an-*



- hand von Mittelohr-Modellen*. Dissertation, Ruhr-Universität Bochum, Fakultät für Elektrotechnik, 1988. [32](#), [40](#), [42](#), [45](#), [54](#), [55](#), [59](#)
- [115] LIBERMAN, MC und JJ GUINAN: *Feedback control of the auditory periphery: Anti-masking effects of middle ear muscles vs. olivocochlear efferents*. J Commun Disord, 31:471–483, 1998. [24](#)
- [116] LIBERMAN, MC, S PURIA und JJ GUINAN: *The ipsilaterally evoked olivocochlear reflex causes rapid adaptation of the 2f1-f2 distortion product otoacoustic emission*. J Acoust Soc Am, 99:3572–3584, 1996. [24](#)
- [117] LODWIG, ANDRE: *Ein System zur Anpassung von Hörgeräten: Meßtechnik, patientenbezogene Modellierung, Optimierung der Komponenten*. Dissertation, Ruhr-Universität Bochum, Fakultät für Elektrotechnik, 1997. [32](#), [35](#), [38](#), [41](#), [42](#), [48](#), [49](#), [50](#), [51](#), [54](#)
- [118] LOWRY, RICHARD: *Concepts and Applications of Inferential Statistics*. <http://faculty.vassar.edu/lowry/webtext.html>, Mai 2005. [177](#), [180](#)
- [119] LUTS, H. und J. WOUTERS: *Hearing assessment by recording multiple auditory steady-state responses: the influence of test duration*. Int. Journal of Audiology, 43:471–478, 2004. [28](#)
- [120] MAISON, SF und MC LIBERMAN: *Predicting vulnerability to acoustic injury with a noninvasive assay of olivocochlear reflex strength*. J Neurosci, 20:4701–4707, 2000. [24](#)
- [121] MAUERMANN, M.: *Fine Structure in Distortion Product Otoacoustic Emissions and Auditory Perception*. Doktorarbeit, Carl von Ossietzky Universität Oldenburg, Dezember 2003. [24](#), [158](#)
- [122] MAUERMANN, M., S. UPPENKAMP, P. W. J. VAN HENGEL und B. KOLLMEIER: *Evidence for the distortion product frequency place as a source of distortion product otoacoustic emission (DPOAE) fine structure in humans. I. Fine structure and higher-order DPOAE as a function of the frequency ratio f2/f1*. J. Acoust. Soc. Am., 106:3473–3483, 1999. [25](#)
- [123] MAUERMANN, M., S. UPPENKAMP, P. W. J. VAN HENGEL und B. KOLLMEIER: *Evidence for the distortion product frequency place as a source of distortion product otoacoustic emission (DPOAE) fine structure in humans. II. Fine structure for different shapes of cochlear hearing loss*. J. Acoust. Soc. Am., 106:3484–3491, 1999. [25](#)
- [124] MILLS, DM und ED RUBEL: *Development of the cochlear amplifier*. J Acoust Soc Am, 100:428–441, 1996. [16](#), [23](#)
- [125] MORTON, N.E: *Genetic epidemiology of hearing impairment*. Annals of the New York Academy of Sciences, 630:16–31, 1991. [13](#)



- [126] MOULIN, A.: *Influence of primary frequencies ratio on distortion product otoacoustic emissions amplitude. I. Intersubject variability and consequences on the DPOAE - gram.* J. Acoust. Soc. Am., 107:1460–1470, 2000. 25
- [127] MÜLLER, J. und T. JANSSEN: *Similarity in loudness and distortion product otoacoustic emission input/output functions: Implications for an objective hearing aid adjustment.* J. Acoust. Soc. Am., 115:3081–3091, 2004. 26, 69, 87, 100
- [128] MÜLLER, J., J. OSWALD und T. JANSSEN: *Probleme bei der Kalibrierung von Ohrsonden zur Messung von Distorsionsprodukten otoakustischer Emissionen.* Zeitschrift für Audiologie, 2004. 31
- [129] MÜLLER, JÖRG: *Abbildung der subjektiven Lautheitsfunktion durch objektive, nicht kooperative Methoden.* Diplomarbeit, Technische Universität München, Dezember 2002. Betreuer: Johann Oswald. 69, 87
- [130] MÜLLER, JÖRG, JOHANN A. OSWALD und THOMAS JANSSEN: *Abbildung der Lautheit durch DPOAE I/O-Funktionen.* In: *Supplementum zur Zeitschrift für Audiologie zur sechsten Jahrestagung der DGA in Würzburg, März 2003.* Deutsche Gesellschaft für Audiologie (DGA), 2003. <http://www.unizh.ch/orl/dga-ev/publikationen/tagungsbaende/tagungsbaende.html>. 87
- [131] NEELY, ST, MP GORGA und PA DORN: *Cochlear compression estimates from measurements of distortion-product otoacoustic emissions.* J Acoust Soc Am, 114:1499–1507, 2003. 23, 24, 26, 87
- [132] NEELY, S. T., T. A. JOHNSON und M. P. GORGA: *Distortionproduct otoacoustic emission measured with continuously varying stimulus level.* J. Acoust. Soc. Am., 117:1248–1259, 2005. 111
- [133] NEELY, STEPHEN T. und MICHAEL P. GORGA: *Comparison between intensity and pressure as measures of sound level in the ear canal.* J. Acoust. Soc. Am., 104(5):2925–2934, November 1998. 30
- [134] OSWALD, J., T. ROSNER und T. JANSSEN: *Hybrid measurement of auditory steady-state responses and distortion product otoacoustic emissions using an amplitude modulated primary tone.* J. Acoust. Soc. Am. submitted to J. Acoust. Soc., June 2005. 29, 140
- [135] OSWALD, J.A., T. ROSNER und T. JANSSEN: *Simultaneous measurement of auditory steady-state responses and distortion product otoacoustic emissions using amplitude modulated primary tones.* In: *Proceedings of the IERASG Biennial Symposium.* IERASG International Evoked Response Audiometry Study Group, 2005. short info available <http://cneuro.edu.cu/ierasg2005/>. 140
- [136] OSWALD, JOHANN A. und THOMAS JANSSEN: *Weighted DPOAE I/O-functions: A new tool for objectively assessing hearing loss.* In: *Proceedings of the 4th International Workshop On Biosignal Interpretation from 24th - 26th june 2002 in Como,*

- Italy*. IFBE, IMIA, IEEE-EMBS, AIIMB, Polytechnic University of Milano, 2002. Posterpresentation. 24
- [137] OSWALD, JOHANN A. und THOMAS JANSSEN: *Weighted DPOAE I/O-Functions: A Tool for Automatically Assessing Hearing Loss in Clinical Application*. Zeitschrift für Medizinische Physik, 13:93–98, march 2003. 24, 69
- [138] OSWALD, JOHANN A., A. KLEIN und THOMAS JANSSEN: *Assessment of Sensitivity and Compression of Outer Hair Cell Amplifiers by Means of DPOAE I/O-Functions in Humans*, Seiten 549–550. Biophysics of the Cochlea - from Molecules to Models. World Scientific, 2003. 24, 69
- [139] OSWALD, JOHANN A., JÖRG MÜLLER und THOMAS JANSSEN: *Hörschwellenschätzung mit gewichteten, extrapolierten DPOAE I/O-Funktionen*. Diskussionsvortrag auf der Jahrestagung der Arbeitsgemeinschaft elektrische Reaktionsaudiometrie (AGERA) in Jena, <http://www2.uni-jena.de/med/phoni/agera1.html>, 2001. 24
- [140] OSWALD, JOHANN A., JÖRG MÜLLER und THOMAS JANSSEN: *Hearing Threshold Estimation in Cochlear Hearing Loss Ears by Means of Weighted Extrapolated DPOAE I/O-Functions*. In: *Abstracts of the Twenty-fifth annual Midwinter Research Meeting in St. Petersburg, Florida, U.S.A.* Association for Research in Otolaryngology (ARO), january 2002. Posterpresentation Nr. 774. 24
- [141] OSWALD, JOHANN A., THOMAS ROSNER und THOMAS JANSSEN: *Individuelle Reizpegel zur Auslösung maximaler DPOAE Amplituden in Kombination mit AMFR*. Diskussionsvortrag auf der Jahrestagung der Arbeitsgemeinschaft elektrische Reaktionsaudiometrie (AGERA) in Magdeburg, <http://www.med.uni-magdeburg.de/fme/khno/audio/agera/AGERA-2004-Abstracts.pdf>, 2004. 140
- [142] OSWALD, JOHANN A., JÜRGEN STUBER und THOMAS JANSSEN: *Messung der DPOAE im erweiterten Reizpegelbereich - Ein Vergleich mit Basilar-membranschnelle und Lautheit*. In: *Supplementum zur Zeitschrift für Audiologie zur sechsten Jahrestagung der DGA in Würzburg, März 2003*. Deutsche Gesellschaft für Audiologie (DGA), 2003. <http://www.unizh.ch/orl/dgav/publikationen/tagungsbaende/tagungsbaende.html>. 76
- [143] PENNER, M. J. und E. M. BURNS: *The dissociation of SOAE and tinnitus*. J. Speech Hear. Res., 30:396–403, 1987. 14
- [144] PETHE, J.: *Amplitude Modulation Following Responses (AMFR) - ein neuer Weg zu objektiven Bestimmung der Hörschwelle*. Hörbericht, 72:1–7, 2003. 20, 29
- [145] PETHE, J., R. MÜHLER und H. VON SPECHT: *Zur Abhängigkeit der AMFR von der Vigilanz*. HNO, 49:188, 2001. 27, 134, 154
- [146] PETHE, J, R. MÜHLER und H. VON SPECHT: *Amplitude Modulation Following Responses (AMFR) in der audiologischen Diagnostik*. HNO, 50:1045–1052, 2002. 20

- [147] PICTON, TW, A DIMITRIJEVIC, MS JOHN und P VON ROON: *The use of phase in the detection of auditory steady-state responses*. Clinical Neurophysiology, 112:1698–1711, 2001. 28, 131, 159
- [148] PICTON, T.W. und M.S. JOHN: *Avoiding Electromagnetic Artifacts When Recording Auditory Steady-State Responses*. J. Am. Acad. Audiol., 15:541–554, 2004. sbumitted, preprint available www.mastersystem.ca. 27, 113, 160
- [149] PICTON, T. W., M. S. JOHN, D.W. PURCELL und G. PLOURDE: *Human Auditory Steady-State Responses: The Effects of Recording Technique and State of Arousal*. Anesthesia & Analgesia, 97:1396–1402, 2003. 27
- [150] PICTON, TW, CR SKINNER, SC CHAMPAGNE, AJC KELLETT und A MAISTRE: *Potentials evoked by the sinusoidal modulation of the amplitude or frequency of a tone*. J Acoust Soc Am, 82:165–178, 1987. 26
- [151] PLOURDE, G und TW PICTON: *Human auditory steady-state response during general anesthesia*. Anesthesia & Analgesia, 71:460–468, 1990. 27
- [152] PLOURDE, G. und C. VILLEMURE: *Comparison of the effects of enflurane/N<sub>2</sub>O on the 40-Hz auditory steady-state response versus the auditory middle-latency response*. Anesthesia & Analgesia, 82:75–83, 1996. 27
- [153] POCKET, S. und S.M. TAN: *The Auditory Steady-State Response Is Not a Suitable Monitor of Anesthesia*. Anesthesia & Analgesia, 95:1318–1323, 2002. 27
- [154] PURCELL, DAVID W., M. SASHA JOHN und TERENCE W. PICTON: *Concurrent measurement of distortion product otoacoustic emissions and auditory steady state evoked potentials*. Hearing Research, 176:128–141, 2002. 29, 140, 145, 153
- [155] RHODE, W.S: *Observations of the vibration of the basilar membrane in squirrel monkeys using the Mössbauer technique*. J Acoust Soc Am, 49:1218–1231, 1971. 23
- [156] RICHTER, C.P., B.N. EVANS, R. EDGE und P. DALLOS: *Basilar Membrane Vibration in the Gerbil Hemicochlea*. The American Physiological Society, 79:2255–2264, 1998. 156
- [157] ROSNER, THOMAS: *Entwicklung und Evaluierung objektiver Analysemethoden der AMFR mit einer DSP- basierten Messplattform*. Diplomarbeit, Technische Universität München, 2004. Betreuer: Johann Oswald. 103, 129
- [158] ROSS, B., R. DRAGANOVA, T.W. PICTON und C PANTEV: *Frequency specificity of 40-Hz auditory steady-state responses*. Hearing Research, 186:57–68, 2003. 28
- [159] ROSS, B, AT HERDMANN und C PANTEC: *Stimulus Induced Reset of 40 Hz Auditory Steady-state Responses*. Neurology and Clinica Neurophysiology, 21:1–4, 2004. 28, 160
- [160] RUGGERO, MA, NC RICH, A RECIO und SS NARAYAN: *Basilar membrane responses to tones at the base of the chinchilla cochlea*. J Acoust Soc Am, 101:2151–2163, 1997. 23

- [161] SACHS, L.: *Angewandte Statistik*. Springer-Verlag, Berlin Heidelberg New York, neunte, überarbeitete Auflage, 1999. 131
- [162] SCHAIRER, K.S. und D.H. KEEFE: *Simultaneous recording of stimulus-frequency and distortion-product otoacoustic emission input-output functions in human ears*. J Acoust Soc Am, 117:818–832. 26
- [163] SCHLAUCH, R.S., J.J. DIGIOVANNI und D. T. RIES: *Basilar membrane nonlinearity and loudness*. J. Acoust. Soc. Am., 103:2010–2020, 1998. 25
- [164] SCHULTZ, CHRISTIAN: *Der Einfluss der Kalibrierung auf optimale Reizparadigmen zur Auslösung maximaler DPOAE-Pegel*. Diplomarbeit, Technische Universität München, Mai 2005. Betreuer: Johann Oswald. 35, 164, 166
- [165] SEARCHFIELD, GRANT D. und SUZANNE C. PURDY: *Probe Microphone Placement for Real Ear Measurement: Update on a Simple Acoustic Method*. American Journal of Audiology, 6:49–54, Juli 1997. 31, 42
- [166] SHERA, C.A.: *Wave interference in the generation of reflection- and distortion-source emissions*, Seiten 439 – 454. Biophysics of the Cochlea: From Molecules to Models. World Scientific, 2003. 25
- [167] SHERA, C.A. und J.J. JR. GUINAN: *Evoked otoacoustic emissions arise by two fundamentally different mechanisms: A taxonomy for mammalian OAEs*. J. Acoust. Soc. Am., 105:782–798, 1999. 15, 24
- [168] SIEDLECKI, T.: *Adaption of Zweig’s Model of Cochlea with Wave Interaction Correction to Experimental Data of DPOAE Phase*. Polish J. Med. Phys. & Eng., 8:1–14, 2002. 175
- [169] SIEGEL, J. H.: *Ear-canal standing waves and high-frequency sound calibration using otoacoustic emission probes*. J. Acoust. Soc. Am., 95(5):2589–2597, Mai 1994. 30, 37
- [170] SIEGEL, J. H. und E. T. HIROHATA: *Sound calibration and distortion product otoacoustic emissions at high frequencies*. Hearing Research, 80:146–152, 1994. 37
- [171] SKUDRZYK, EUGEN: *Die Grundlagen der Akustik*, Seiten 109–161, 344–352, 520–536. Springer-Verlag, Wien, 1. Auflage, 1954. 38, 53
- [172] SMALL, SUSAN A. und DAVID R. STAPPELLS: *Artifactual responses when recording auditory steady-state responses*. Ear and Hearing, 2004. Eingereicht. Verfügbar unter [www.mastersystem.ca](http://www.mastersystem.ca); Stand: Dez. 2004. 27, 113
- [173] SPORNITZ, U. M.: *Anatomie und Physiologie - Lehrbuch und Atlas*, Seiten 542–551. Springer-Verlag, 2. vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage Auflage, 1996. 9
- [174] S. SILBERNAGL, A. DESPOPOULOS: *Taschenatlas der Physiologie*. Georg Thieme Verlag, fünfte Auflage, 2001. 6, 11

- [175] STARKEY: *Starkey DP2000 DPOAE Measurement System*. Starkey, Amerika, August 1999. [35](#), [36](#), [44](#), [63](#), [84](#), [85](#), [115](#), [154](#)
- [176] STEINBERG, JC und MB GARDNER: *The Dependence of Hearing Impairment on Sound Intensity*. J Acoust Soc Am, 9:11–23, 1937. [25](#)
- [177] STOREY, LYDIA und HARVEY DILLON: *Estimating the Location of Probe Microphones Relative to the Tympanic Membrane*. J. Am. Acad. Audiol., 12(3):150–154, März 2001. [31](#), [42](#)
- [178] STUBER, JÜRGEN: *Messung von Distortionsprodukten otoakustischer Emissionen bei hohen Reizpegeln*. Diplomarbeit, Technische Universität München, Dezember 2002. Betreuer: Johann Oswald. [103](#)
- [179] STÖCKER, HORST, KORDT GRIEPENKERL, STEFFEN BOHRMANN und KLAUS HORN: *Taschenbuch der Physik*, Kapitel 10. Wellen, 11. Akustik, Seiten 266–309. Harri Deutsch Verlag, Frankfurt, 3. überarbeitete und erw. Auflage, 1998. [36](#)
- [180] STÜRZEBECKER, E., M. CEBULLA und C. ELBERLING: *Automated auditory response detection - statistical problems with repeated testing*, 2004. [28](#), [78](#), [144](#)
- [181] SWANEPOEL, D. und HUGO R.: *Estimations of auditory sensitivity for young cochlear implant candidates using the ASSR: preliminary results.*, 2004. [27](#)
- [182] TERHARDT, E.: *Beilagen zur Vorlesung Elektroakustik und Audiokommunikation WS 1992/93*. Skript zur Vorlesung, Fachschaft Elektrotechnik e. V., TU München, 1992. [38](#)
- [183] VEIT, IVAR: *Technische Akustik: Grundlagen der physikalischen, physiologischen und Elektroakustik*. Vogel Buchverlag, Würzburg, 5. durchges. Auflage, 1996. [36](#)
- [184] VOSS, SUSAN E. und JONT B. ALLEN: *Measurement of acoustic impedance and reflectance in the human ear canal*. J. Acoust. Soc. Am., 95(1):372–384, Januar 1994. [51](#)
- [185] WHITEHEAD, ML, MJ MCCOY, BL LONSBURY-MARTIN und MARTIN GK: *Dependence of distortion-product otoacoustic emissions in primary tone level in normal and impaired ears. I. Effects of decreasing L2 below L1*. J Acoust Soc Am, 97:2346–2358, 1995. [23](#)
- [186] WHITEHEAD, ML, BB STAGNER, BL LONSBURY-MARTIN und GK MARTIN: *Effects of ear-canal standing waves on measurements of distortion-product otoacoustic emissions*. J. Acoust. Soc. Am., 98(6):3200–3214, Dezember 1995. [23](#), [30](#), [37](#)
- [187] ZEMPLÉNYI, JAN, SAMUEL GILMAN und DONALD D. DIRKS: *Optical method for measurement of ear canal length*. J. Acoust. Soc. Am., 78(4):2146–2148, Dezember 1985. [31](#)
- [188] ZHANG, BIN: *Download von Diagnoseprogrammen auf den ADSP 2189*. Diplomarbeit, Technische Universität München, August 2003. Betreuer: Johann Oswald. [103](#)

## Literaturverzeichnis

- [189] ZOTH, P., A. GIEBEL und F. FISCHER: *Statistische Phasenanalyse von otoakustischen Emissionen (OAE) – Hörscreening mit automatischer Ergebnisdarstellung und Ergebnisbewertung*. Patentschrift DE0019623871A1, 1997. [79](#)
- [190] ZUREK, PM und WM RABINOWITZ: *Method for testing adequacy of human hearing*. US Patent US005267571A, 1993. [29](#)
- [191] ZWICKER, E und H FASTL: *Psychoacoustics: Facts and Models*. Springer-Verlag, 2. überarbeitete Auflage Auflage, 1999. [8](#), [92](#)
- [192] ZWICKER, EBERHARD und MANFRED ZOLLNER: *Elektroakustik*, Seiten 1–208. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, 1. Auflage, 1984. [38](#)