



Hals-Nasen-Ohrenklinik und Poliklinik
Technische Universität München
Klinikum rechts der Isar
(Direktor: Univ.-Prof. Dr. H. A. Bier)

Feinstruktur der Distorsionsprodukte otoakustischer Emissionen (DPOAE) bei basocochleärer Schwerhörigkeit

Helena Neulichedl

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines **Doktors der Medizin** genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.- Prof. Dr. D. Neumeier

Prüfer der Dissertation:

1. apl. Prof. Dr. Th. Janssen
2. Univ.- Prof. Dr. K.- F. Hamann

Die Dissertation wurde am 07.05.2009 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 27.01.2010 angenommen.

*Meinen lieben Eltern in Dankbarkeit für Ihre
Unterstützung während meines gesamten Studiums
gewidmet.*

Inhaltsverzeichnis

1	ZUSAMMENFASSUNG	7
2	EINLEITUNG	10
2.1	Innenohrstörungen- Klassifizierung und Epidemiologie	10
2.2	Ursachen der Hochtenschwerhörigkeit	10
2.3	Symptomatik von Hochtenschwerhörigkeit	13
2.4	Anatomie und Physiologie des Innenohres	15
2.5	Die Schallverarbeitung in der Cochlea	16
2.6	Recruitment	18
2.7	Distorsionsprodukte otoakustischer Emissionen (DPOAE)	18
2.8	DPOAE-Wachstumsfunktionen	21
2.9	Schätzung der Hörschwelle mittels DPOAE-Wachstumsfunktion	22
2.10	Diagnostik der Hochtenschwerhörigkeit	23
2.11	Messungen der DPOAE im Hochtonbereich	26
2.12	Ziel der Studie	27
3	MATERIAL UND METHODEN	29
3.1	Probanden und Patienten	29
3.1.1	Normalhörende Probanden	29
3.1.2	Patienten mit Hochtenschwerhörigkeit	29
3.1.3	Patienten mit Hochtenschwerhörigkeit und Tinnitus	29
3.2	Methoden	30
3.2.1	Tonschwellenaudiometrie	30
3.2.2	Tinnitusanalyse	30
3.2.3	Kalibrierung und Gehörgangslängenschätzung	31
3.2.4	DPOAE-Messung	34
3.2.4.1	Messung der DPOAE bei verschiedenen Primärtonpegelkombinationen zur Bestimmung eines optimierten Reizparadigmas für Frequenzen über 6 kHz	34
3.2.4.2	Messung der DPOAE-Feinstruktur bei Normalhörenden	35

3.2.4.3	Messung der DPOAE-Feinstruktur bei schwerhörenden Patienten mit und ohne Tinnitus	36
3.2.4.4	Untersuchte DPOAE- Kenngrößen	36
4	ERGEBNISSE	39
4.1	Subjektive Hörschwellenmessung mittels Tonschwellenaudiometrie bei den normalhörenden Probanden	39
4.2	Entwicklung einer neuen Pegelschere zwischen 6 und 10 kHz bei Normalhörenden	39
4.3	Vergleich der mit unterschiedlichen Pegelscheren ausgelösten DPOAE bei Normalhörenden	42
4.3.1	Vergleich der DPOAE-Daten zwischen 6 und 10 kHz mit unterschiedlichen Pegelscheren	42
4.3.2	Vergleich der DPOAE-Daten in unterschiedlichen Frequenzbereichen mit alter Pegelschere von 2 bis 6 kHz und neuer Pegelschere von 6 bis 10 kHz im Normkollektiv	47
4.4	Subjektive Hörschwellenmessung mittels Tonschwellenaudiometrie bei schwerhörenden Patienten mit und ohne Tinnitus	52
4.5	Patienten mit Schwerhörigkeit ohne Tinnitus	54
4.5.1	Vergleich der DPOAE des Patienten- und Normkollektives im Bereich zwischen 2 und 6 kHz und 6 und 10 kHz	54
4.5.2	Vergleich der DPOAE-Daten zwischen 2 und 6 kHz mit denen zwischen 6 und 10 kHz	57
4.5.3	Vergleich der DPOAE-Daten von Patienten mit Hörverlust in unterschiedlichen Frequenzbereichen zwischen 2 und 10 kHz untereinander und mit denen von normalhörenden Patienten	61
4.5.4	Fallbeispiele Schwerhörende	66
4.6	Patienten mit Schwerhörigkeit und Tinnitus	75
4.6.1	Vergleich der DPOAE-Daten bei schwerhörenden Patienten mit und ohne Tinnitus in unterschiedlichen Frequenzbereichen zwischen 2 und 10 kHz	75
4.6.2	Fallbeispiele Schwerhörende mit Tinnitus:	79
5	DISKUSSION	85
5.1	Messgüte des neu entwickelten Reizparadigmas	85
5.2	Zuverlässigkeit der DPOAE-Audiogramme im Hochtonbereich bei den Normalhörenden	85
5.3	Zuverlässigkeit der DPOAE-Audiogramme im Hochtonbereich bei den Schwerhörenden	87
5.4	Allgemeine Gründe für Abweichungen der DPOAE-Schwellenschätzung	88
5.5	Betrachtung der DPOAE-Feinstruktur	90
5.6	Zuverlässigkeit der DPOAE- Audiogramme bei den Tinnitus-Patienten	90

5.7	Einsatz von DPOAE-Audiogrammen im Hochtonbereich im Rahmen einer Früherkennung eines Hörverlustes bei Chemotherapie- Patienten	93
5.8	Einsatz von DPOAE- Audiogrammen im Hochtonbereich im Rahmen einer Früherkennung von lärmbedingten Hörschäden	95
5.9	Einsatz von DPOAE-Audiogrammen im Vergleich zur Hochtonaudiometrie	96
5.10	Einsatz von DPOAE-Audiogrammen im Hochtonfrequenzbereich	97
6	LITERATURVERZEICHNIS	99
7	DANKSAGUNG	107
8	ANHANG	108

Abkürzungsverzeichnis

DNA	Desoxyribonukleinsäure
DPOAE	Distorsionsprodukte otoakustischer Emissionen
f	Frequenz
f_1, f_2	Frequenzen der Primärtöne
FAEP	Frühe akustisch evozierte Potentiale
HL	hearing level (Hörpegel)
L	Schalldruckpegel
L_{dp}	Schalldruckpegel der DPOAE
L_{dpth}	Hörschwellenschätzung mit der Methode der extrapolierten DPOAE-Wachstumsfunktion
$L_{dpth,s}$	Einfache Hörschwellenschätzung mittels DPOAE
L_{ht}	Subjektive Hörschwelle
L_{nf}	Störgeräuschpegel
L_1, L_2	Schalldruckpegel der Primärtöne
$L_{1,center}$	Mittenpegel
$L_{1,offset}$	Offset-Wert der Primärtonpegel
OAE	Otoakustische Emissionen
p	Signifikanz
p_{dp}	Schalldruckpegel der DPOAE
r^2	Korrelationskoeffizient
S_{dp}	Steigung der extrapolierten DPOAE-Wachstumsfunktion
$S_{dp,discr}$	Steigung aus diskreten DPOAE-Werten
SNR	signal to noise ratio (Signal zu Rausch Verhältnis)
SPL	sound pressure level (Schalldruckpegel)
TEOAE	Transitorisch evozierte otoakustische Emissionen

1 Zusammenfassung

Bei der cochleären Schwerhörigkeit ist häufig zunächst der Hochtonbereich betroffen. Die Erfassung des Hörvermögens bei hohen Frequenzen ist daher essentiell für die Früherkennung einer cochleären Schwerhörigkeit. Die DPOAE-Feinstrukturmessung im Hochtonbereich als eine objektive Methode zur Erfassung der Funktion der äußeren Haarzellen könnte hierfür geeignet sein. Allerdings liegen nur wenige DPOAE-Messdaten für den Hochtonbereich oberhalb 8 kHz bei Menschen vor. Ebenso wurde bislang kein optimales Reizparadigma für den Frequenzbereich zwischen 6 und 10 kHz bestimmt.

Die Schwerpunkte der vorliegenden Arbeit waren:

1. Entwicklung eines Reizparadigmas für den Frequenzbereich zwischen 6 und 10 kHz zur optimierten Auslösung der DPOAE in diesem Frequenzbereich.
2. Evaluierung des Reizparadigmas bei normalhörenden Patienten. Die Fragestellung war hier, ob DPOAE in der Lage sind im Frequenzbereich zwischen 6 und 10 kHz die subjektiv ermittelte Hörschwelle zu erfassen.
3. Evaluierung des Reizparadigmas bei schwerhörenden Patienten und Untersuchung der Testperformance in Abhängigkeit vom Frequenzbereich. Hier wurde geprüft, ob DPOAE in der Lage sind bei Schwerhörenden im Frequenzbereich zwischen 6 und 10 kHz die subjektiv ermittelte Hörschwelle zu erfassen. Aus diesen Ergebnissen soll ein Hinweis darauf gegeben werden, inwiefern sich die DPOAE-Messung im Hochtonbereich zur Früherkennung einer durch Lärm oder ototoxischen Stoffen verursachten Innenohrschwerhörigkeit eignet.
4. Untersuchung der DPOAE-Messung bei Patienten mit Tinnitus, um eine Aussage darüber zu erzielen, wie sich die Steigung der DPOAE-Wachstumsfunktion und die Hörschwellenschätzung durch extrapolierte DPOAE-Wachstumsfunktion bei schwerhörenden Tinnitus-Patienten im Vergleich zu schwerhörenden Patienten ohne Tinnitus im Frequenzbereich zwischen 2 und 10 kHz verhält. Des Weiteren sollte geprüft werden, inwiefern DPOAE-Messungen bei Tinnitus-Patienten zur Erfassung eines Hörverlustes besser geeignet sind als die Tonschwellenaudiometrie und ob mithilfe der DPOAE-Messungen ein objektives Korrelat für den Tinnitus gefunden werden kann.

In der vorliegenden Arbeit wurden Messungen an 10 normalhörenden Probanden durchgeführt, um ein neues Reizparadigma für den Frequenzbereich zwischen 6 und 10 kHz

zu entwickeln. Mit Hilfe des neu entwickelten Reizparadigmas konnten stabilere Messbedingungen für den Hochtonbereich zwischen 6 und 10 kHz erzielt werden.

An den normalhörenden Patienten wurde das neue Reizparadigma evaluiert. Es zeigte sich, dass trotz Entwicklung einer für den Hochtonbereich geeigneten Pegelschere die Messbedingungen und Messergebnisse im Frequenzbereich zwischen 6 und 10 kHz schlechter waren als im niedrigeren Frequenzbereich zwischen 2 und 6 kHz. Die Emissionspegel nahmen im Hochtonbereich ab und der Störgeräuschpegel zu. DPOAE waren in der Lage die subjektive Hörschwelle zu erfassen. Allerdings nahm der Hörschwellenschätzfehler im Hochtonbereich zu. Eine mögliche Ursache hierfür könnte sein, dass in der vorliegenden Arbeit die mittels DPOAE-Feinstruktur ermittelte Hörschwelle mit der an nur wenigen Frequenzen durchgeführten Tonschwellenaudiometrie verglichen wurde. Ein Vergleich mit einer Feinstrukturmessung der Tonschwelle wäre sinnvoller, konnte jedoch aus zeitlichen Gründen nicht durchgeführt werden. Weitere Einflussfaktoren, die zu einem erhöhten Hörschwellenschätzfehler beitragen können, sind durch die Kalibrierung hervorgerufene Pegelfehlschätzungen, ein erhöhter Störgeräuschpegel, interindividuelle Abweichungen vom mittleren Korrekturwert zur Umrechnung von dB SPL in dB HL und der Einfluss der zweiten Quelle.

Zudem wurde eine Evaluierung des neuen Reizparadigmas an innenohrschwerhörenden Patienten durchgeführt. Auch beim schwerhörenden Patientenkollektiv war es möglich die Hörschwelle mittels DPOAE-Wachstumsfunktion zu schätzen. Allerdings war auch beim schwerhörenden Patientenkollektiv der Hörschwellenschätzfehler im Hochtonbereich größer als im unteren Frequenzbereich. Außerdem war der Schätzfehler im Vergleich zum Normkollektiv größer. Dies kann möglicherweise auf einen größeren Einfluss der sekundären DPOAE-Quelle mit zunehmendem Hörverlust zurückgeführt werden.

Die DPOAE-Messung im Hochtonbereich könnte für die Früherkennung einer durch ototoxische Medikamente oder Lärm bedingten Innenohrschwerhörigkeit geeignet sein. Allerdings nimmt die Sensitivität der DPOAE-Messung in Hinblick auf die Erfassung eines ototoxischen Hörverlustes mit zunehmendem Hörverlust ab (Reavis et al, 2008). Daher ist die DPOAE-Messung im Hochtonbereich im Hinblick zur Erfassung eines durch Ototoxizität hervorgerufenen Hörverlustes nur bedingt für Schwerhörende geeignet. Die DPOAE-Messung im Hochtonbereich eignet sich für normalhörende Patienten besser.

Bei der Untersuchung der DPOAE-Messung bei Patienten mit Tinnitus konnte gezeigt werden, dass manche Patienten ein paradoxes Wachstumsverhalten der DPOAE-Wachstumsfunktion aufwiesen. Trotz eines großen Hörverlustes traten hohe Emissionspegel auf. Des Weiteren konnte bei den Tinnituspatienten ein steilerer Verlauf der DPOAE-Wachstumsfunktionen beobachtet werden. Weitere Studien müssen zeigen, ob die DPOAE-Messung im Hochtonbereich eine geeignete Messung ist, um objektive Korrelate für den Tinnitus zu finden ist und ob mit ihrer Hilfe eine Differentialdiagnostik zwischen peripherem und zentralem Tinnitus möglich ist.

2 Einleitung

2.1 Innenohrstörungen- Klassifizierung und Epidemiologie

Laut einer Studie (Ärztezeitung, 1997, Seite 17) wird im Jahr 2030 jeder zweite Deutsche innenohrgeschädigt sein. Die Zahl der an einer Innenohrschwerhörigkeit leidenden Menschen beträgt laut Weltgesundheitsorganisation weltweit 350 Millionen. Die innenohrbedingte Hörstörung kann verschiedene Ursachen haben. Sie kann im Rahmen eines Hörsturzes, einer Infektion, einer Stoffwechselkrankheit, einer Durchblutungsstörung, einer Immunerkrankung, eines Morbus Ménière oder altersbedingt auftreten. Außerdem kann sie durch Trauma, Tumor, Lärm, hereditär oder toxische Einwirkungen bedingt sein. Sie kann bei verschiedenen Frequenzen auftreten. Hochtonschwerhörigkeit oder basocochleäre Schwerhörigkeit bedeutet, dass Schall in den tieferen Frequenzen annähernd normal, in den hohen Frequenzen über 1000 Hz dagegen nur eingeschränkt wahrgenommen werden kann.

2.2 Ursachen der Hochtonschwerhörigkeit

Die Ursachen für eine Hochtonschwerhörigkeit sind vielfältig und sollen hier der Übersichtlichkeit halber kurz dargestellt werden.

Schwerhörigkeit verursacht durch Freizeit- oder Berufslärm spielt in unserer Zeit eine zunehmend große Rolle. Die Lärmschwerhörigkeit ist bedingt durch eine Schädigung der cochleären Strukturen durch exzessive akustische Belastung des Gehörs. Bei einer akuten Lärmexposition kommt es zunächst zu einem Absinken der Hörschwelle bei 4 kHz (C5-Senke). Bei einer anhaltenden Lärmbelastung entwickelt sich die Hochtonsenke zu einem Hörverlust im gesamten Hochtonbereich (Probst, 2000, Seite 238).

Auch die Presbyakusis („Altersschwerhörigkeit“) nimmt ihren Anfang im Hochtonbereich. Sie ist die häufigste sensorische Beeinträchtigung in der älteren Bevölkerung (Baur et al., 2009, Seite 1023). Die Prävalenz des klinisch signifikanten Hörverlustes bei Menschen im Alter von 61-70 Jahren beträgt 37 % und steigt bei den 71-80- Jährigen auf 60%. Im Allgemeinen sind Männer stärker betroffen als Frauen (Davis, 1994). Die typische Form ist symmetrisch und sensorineural. Obwohl jede Person mit steigendem Alter eine Verringerung der Hörfähigkeit zeigt, gibt es eine große Variation in Manifestationsalter, Ausprägung und Progressivität des Hörverlustes (Baur et al., 2009, Seite 1023). Nach Schuknecht und Gacez (1993) werden vier Pathomechanismen der Presbyakusis unterschieden:

1. Die sensorische Presbyakusis, die durch einen Verlust derjenigen äußeren Haarzellen gekennzeichnet ist, die an der Basis der Cochlea für die Wahrnehmung der hohen Töne zuständig sind.
2. Die kochleär konduktive oder mechanische Presbyakusis, die auf einen Elastizitätsverlust der Basilarmembran zurückgeführt wird. Die geringe Elastizität wirkt sich in denjenigen Bereichen der Basilarmembran deutlicher aus, in denen sich die hohen Frequenzen widerspiegeln, da dort die Membran dicker und enger begrenzt ist.
3. Die metabolische Presbyakusis, die durch eine Atrophie der Stria vascularis charakterisiert ist. Dies führt zu einer Verschlechterung der Versorgung der positiv geladenen Endolymphe. Die Stria vascularis scheint die einzige Quelle für das positive 80 mV Potential der Endolymphe zu sein.
4. Die neurale Presbyakusis, die aus einem Verlust von Neuronen im N. vestibulocochlearis und in den zentralen Anteilen der Hörrinde besteht.

In der Regel treten meist Kombinationen dieser 4 Pathologien auf. Zudem tragen genetische Faktoren zur Entstehung der Presbyakusis bei. Außerdem häufen sich mit zunehmendem Lebensalter Schädigungen als Folge von Lärmbelastung, ototoxischer Medikation, Stoffwechselkrankheiten und arteriosklerotischer Mangel durchblutung des Innenohres (Baur et al., 2009, Seite 1023).

Eine weitere wichtige Ursache für eine Schädigung des Innenohres im Hochtonbereich ist die toxische Schädigung durch exogene oder durch endogene Stoffe. Zu letzteren zählen beispielsweise der Neugeborenenikterus und infekttxische, durch Nierenfunktionsstörungen, Hypothyreose (Schilddrüsenunterfunktion), bestimmte Immunerkrankungen oder Diabetes Mellitus bedingte Innenohrschädigungen (Federspil, 1994). Im Folgenden soll auf Substanzen eingegangen werden, die exogen toxische Innenohrschäden hervorrufen. Hierbei handelt es sich um Genussmittel, Industriestoffe und Medikamente.

Der größte Anteil von Fällen einer exogen toxischen Innohrschädigung ist auf die Medikamententherapie zurückzuführen (Brummett, 1980). Es sind über 200 Medikamente bekannt, die einen Gehörschaden verursachen können z. B. Aminoglykosid Antibiotika, Diuretika, Zytostatika, Salicylate, Chinin (Liste in Govaerts et al., 1990; Lien et al., 1983).

Die ototoxischen Effekte von manchen Medikamenten wie Salicylate, Chinine und Diuretika sind meist vorübergehend. Einen permanenten Hörschaden lösen vor allem Aminoglykosid Antibiotika und Chemotherapeutika, wie Cisplatin, aus (Brummett, 1980).

Aus diesem Grund soll vor allem auf diese zwei Medikamente näher eingegangen werden. Aminoglykoside finden eine große Verwendung in der antibiotischen Therapie. Die cochleäre Ototoxizität der Aminoglykosidantibiotika nimmt in der Reihenfolge Netilmicin, Dibekacin, Tobramycin, Gentamicin, Sisomicin, Amikacin, Kanamycin und Neomycin zu (Federspil, 1994). Sie wird vor allem von Dosierung, Applikationsart, vorangegangenen Aminoglykosid-Therapien, Nierenfunktion, bereits bestehenden Hörschaden, individueller und familiärer Empfindlichkeit, aber auch vom Lebensalter, einer zunehmenden Lärmexposition, der Kombination mit anderen ototoxischen und nephrotoxischen Medikamenten und dem Vorliegen einer Anämie bestimmt (Hoth und Neumann, 2006, Seite 92).

Cisplatin wird in der Tumorthherapie, sowohl bei Erwachsenen zur Behandlung von Hoden-, Blasen-, Ovarialkarzinom und Karzinome im HNO Bereich, als auch bei Kindern zur Behandlung von Osteosarkom, Neuroblastom, Hirntumor und Keimzelltumor eingesetzt. Die Inzidenz der Ototoxizität von Cisplatin wird in der Literatur mit einer Spannbreite von 7-100% angegeben und ist abhängig von der Höhe der Fallzahl und Definition des Hörverlustes. Diskutierte Einflussfaktoren sind z.B. Alter, Tumorart, Therapieregime, kumulative Gesamtdosis, Art der Applikation, sowie zusätzliche Strahlentherapie. Cisplatin greift vor allem die Haarzellen an, aber auch Schädigungen der Stria vascularis sind beschrieben und neuronale Schädigungen werden vermutet. Auch kann es zu Schädigungen des peripheren Gleichgewichtsorganes kommen (Schmidt et al., 2007, Seite 299). Oft bemerken die Patienten unter Cisplatintherapie als erstes subjektives Symptom einen hochfrequenten Tinnitus. Als potentielle Ursache wird vermutet, dass die Schädigung und der Verlust der äußeren Haarzellen eine Hyperaktivität der dorsalen cochleären Nuclei auslösen (Kaltenbach et al., 2002).

In Tiermodellen und durch histopathologische Untersuchungen des Os temporale konnte gezeigt werden, dass Cisplatin zu einer isolierter Schädigung der äußeren Haarzellen führt (Stadnicki et al., 1975; Nakai et al., 1982; Strauss et al., 1983). Die Schädigung beginnt an der Schneckenbasis und breitet sich in den medialen Bereich der Cochlea aus (Komune et al., 1981).

Bei Verabreichung von Aminoglykosidantibiotika tritt eine Schädigung der inneren und der äußeren Haarzellen auf. Eine Schädigung der äußeren Haarzellen ist in 75% der Fälle und eine Schädigung der inneren Haarzellen ist in 60% der Fälle basal in der 1. Windung der Cochlea zu beobachten (siehe Abbildung 1) (Federspil, 1976, Seite 243).

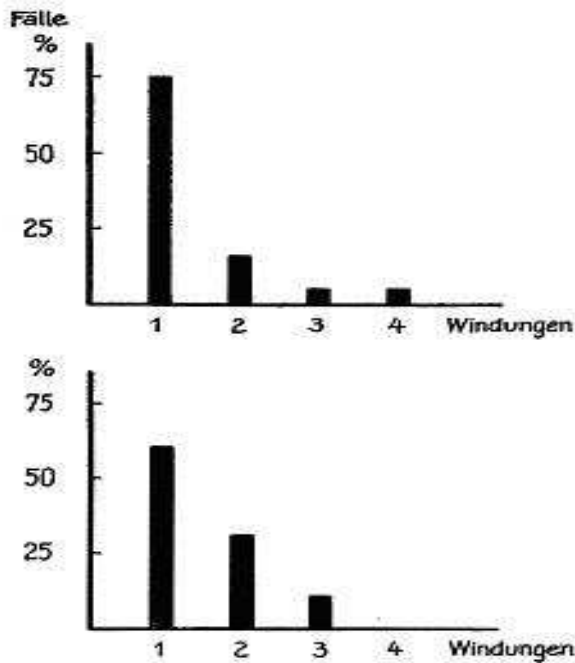


Abbildung 1: Maximale Schäden äußerer Haarzellen (oben) bzw. innerer Haarzellen (unten) bei Therapie mit Aminoglykosid- Antibiotika (Federspil, 1976, Seite 243).

Aus diesem Grund finden sich bei diesen beiden Medikamenten die typischen Zeichen einer cochleären Funktionsstörung, die zuerst die hohen und erst später die tieferen Frequenzen betrifft. Bei anderen Medikamenten hingegen, wie z. B. Schleifendiuretika, Chinin, Salicylate kommt es zu einem Hörverlust bei allen Frequenzen (Probst, 2000, Seite 241).

2.3 Symptomatik von Hochtenschwerhörigkeit

Die Hochtenschwerhörigkeit hat erhebliche Auswirkungen auf die Kommunikation, da für das Verstehen der Sprache die hohen Frequenzen besonders wichtig sind. 60% der Konsonantenfrequenzen treten oberhalb von 1000 Hz auf. Eine Hochtenschwerhörigkeit beeinträchtigt also das Konsonantenverständnis erheblich stärker als das Vokalverständnis. Gleichzeitig ist das Konsonantenverständnis aber viel wichtiger für das Sprachverständnis, denn die Konsonanten sind die Bedeutungsträger der Sprache (Brotzmann, 2004, Seite 69). Die Konsonanten sind aber nicht nur wichtiger für das Verstehen der Sprache, sie sind auch leiser, somit wird ein Patient mit einer leichten bis mittelgradigen Schwerhörigkeit zuerst die Fähigkeit verlieren, die Konsonanten zu hören. Ein weiteres Problem der Hochtenschwerhörigkeit ist der so genannte Cocktailparty- Effekt. Hören findet in einer akustischen Umgebung statt. Diese Umgebung ist aber nicht geräuschlos. In einem ruhigen Raum herrscht ein Geräuschpegel von 30 dB SPL. In einem Raum, in dem sich viele Menschen aufhalten, liegt das Störgeräusch zwischen 40 und 60 dB SPL. Normalhörende

können mit diesem Störschall gut umgehen. Die äußeren Haarzellen im Innenohr können die leisen Töne verstärken und laute Töne dämpfen. Diese Fähigkeit haben Menschen mit Innenohrschwerhörigkeit nicht. Bei beidseitiger Hochtonschwerhörigkeit ist auch das Richtungshören beeinträchtigt, sodass bei Störschall die Aufmerksamkeit von der Störquelle nicht zur Schallquelle gelenkt werden kann. Somit hat eine Hochtonschwerhörigkeit wesentliche sprachliche und soziale Auswirkungen. Die Folgen der Hörminderung sind oft Isolation und damit einhergehend Verlust von Lebensqualität.

Eine Begleitsymptomatik einer Innenohrschwerhörigkeit kann Tinnitus sein. Fast immer korreliert der Tinnitus mit der Frequenz des höchsten Hörverlustes und ist meist hochfrequent (Hesse, 2001, Seite 166). Wie in Abbildung 2 ersichtlich tritt der Tinnitus in 45,5% der Fälle im hochfrequenten Frequenzbereich zwischen 6-8 kHz auf.

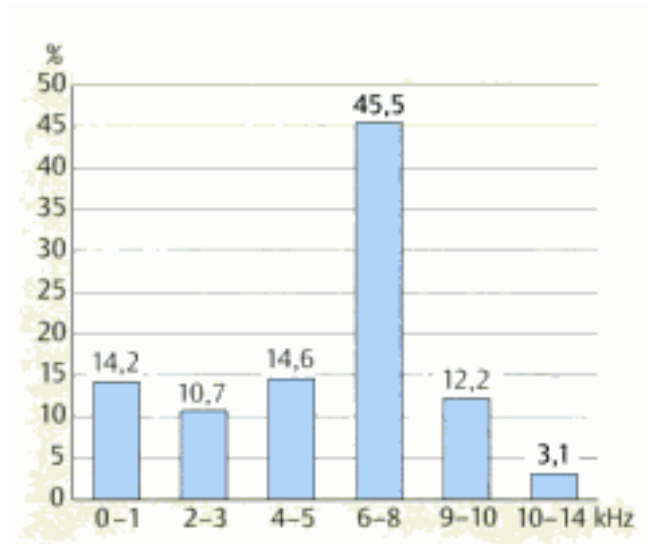


Abbildung 2: Frequenzverteilung bei 1883 Tinnituspatienten und prozentuale Häufigkeit (Hesse, 2001, Seite 167).

Nach einer 1999 geführten repräsentativen Erhebung der Deutschen Tinnitus-Liga kommt es jährlich bei ca. 10 Millionen Deutschen zu Tinnitus-Neuerkrankungen, die bei etwa 340.000 in eine chronische Form münden. Etwa 3 Millionen Erwachsene in Deutschland, also 4% der Bevölkerung, sind von chronischem Tinnitus betroffen (Punktprävalenz), etwa 10-20% davon leiden erheblich darunter (Pilgramm et al. 1999). Frauen und Männer sind gleichermaßen betroffen. Das Hauptmanifestationsalter liegt im mittleren Lebensalter zwischen 40 und 60 Jahren (Savastano, 2004).

Dieses Ohrgeräusch ist ein allgemeines, unspezifisches Symptom eines gestörten Hörsystems, dessen Ursache sehr vielfältig sein kann. Am häufigsten wird Tinnitus jedoch durch eine Störung der peripheren sensorineuralen Strukturen ausgelöst (Probst, 2000, Seite 233).

Tinnitus kann eine Störung der Lebensführung bewirken. Es kann zu Depressionen, Konzentrationsstörungen, Angstzuständen, Ein- und Durchschlafstörungen, bis hin zur Berufsunfähigkeit führen (Lenarz 1998a, Lenarz 1998b).

2.4 Anatomie und Physiologie des Innenohres

Um eine Vorstellung zu bekommen, welche Strukturen bei der basocochleären Schwerhörigkeit geschädigt werden, soll im Folgenden die Anatomie und Physiologie des Innenohres beschrieben werden.

Die vom Trommelfell aufgenommenen Luftschwingungen werden über die Gehörknöchelchen auf das ovale Fenster des Innenohres übertragen. Das eigentliche Hörorgan, das Corti-Organ, liegt innerhalb der knöchernen Schnecke, der Cochlea. Die Cochlea windet sich spiralförmig um die Schneckenachse zur Schneckenspitze und beinhaltet 3 getrennte Hohlräume, die Scala tympani, Scala vestibuli und den Ductus cochlearis. Der Ductus cochlearis, auch Scala media genannt, ist mit Endolymphe gefüllt, einer kaliumreichen Flüssigkeit mit einem Potential von 85mV. Die Scala tympani und die Scala vestibuli hingegen sind mit natriumreicher Flüssigkeit, der Perilymphe gefüllt und weisen ein Potential von 0 mV auf. Dieses hohe Potentialgefälle ermöglicht den sensorischen Transduktionsprozess.

Die Scala vestibuli ist von der Scala media durch die Reissner-Membran getrennt. Zwischen Scala tympani und Scala media liegt die Basilarmembran. Die Basilarmembran ist an der Schneckenbasis schmal (0,08 mm) und relativ dick (0,02 mm) und an der Schneckenspitze wesentlich breiter (0,5 mm) und dünner (0,008 mm) und sie spannt sich zwischen der Lamina spiralis ossea einer Knochenleiste des Modiolus (Schneckenachse) und dem Ligamentum spirale der Cochleaaußenwand aus. Die mechanischen Eigenschaften der Basilarmembran ändern sich kontinuierlich entlang der Cochlea. Im Bereich der Schneckenbasis ist sie deutlich steifer und weniger nachgiebig, als an der Schneckenspitze. Ihre Resonanz ist im Bereich der Schneckenbasis auf hohe Frequenzen, im Bereich der Spitze auf tiefe Frequenzen abgestimmt. Wie in Abbildung 4 und Abbildung 5 ersichtlich, bewirkt eine Schädigung an der Basis der Cochlea daher vor allem einen Abfall der Hörschwelle im Hochtonbereich. In Abbildung 3 ist eine normale Hörkurve mit intaktem Innenohr dargestellt.

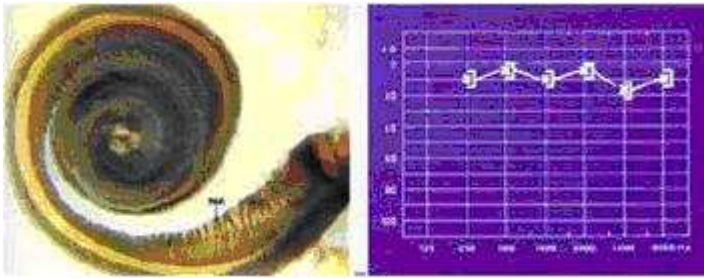


Abbildung 3: Normale Hörkurve mit intaktem Innenohr (Schip van het, 1983, Seite 38)

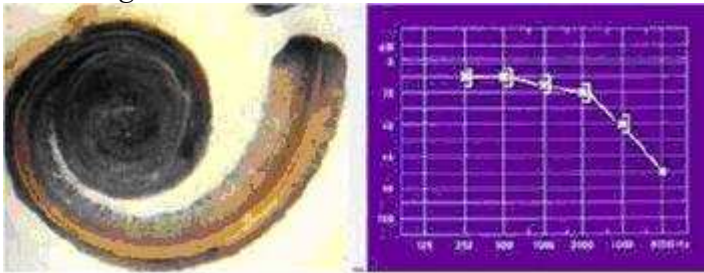


Abbildung 4: Mittelgradige Hochtonschwerhörigkeit mit Schrägabfall der Hörkurve. Das Innenohr ist an der Basis geschädigt (Schip van het, 1983, Seite 38)

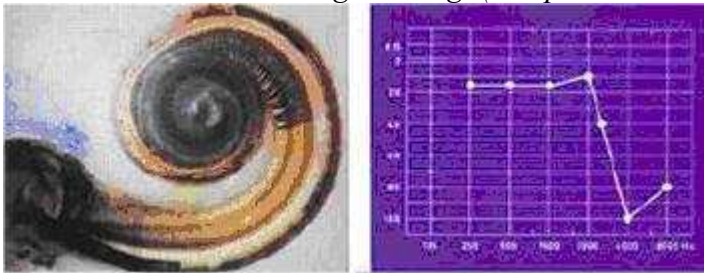


Abbildung 5: Hochgradige Hochtonschwerhörigkeit mit Steilabfall der Hörkurve. Das Innenohr ist an der Basis stark geschädigt. An der Spitze (tiefe Frequenzen) sind intakte Strukturen vorhanden (Schip van het, 1983, Seite 39).

Das Corti Organ liegt auf dem inneren, dem Modiolus zugewandten Teil der Basilarmembran und enthält Sinnes und Stützzellen. Die Hörsinneszellen teilt man in innere und äußere Haarzellen ein. In den inneren Haarzellen findet der Transduktionsprozess statt, die Umwandlung der akustischen Information in neurale Signale.

Die äußeren Haarzellen erhöhen die Schwingungsamplitude der Basilarmembran und dienen damit als cochleäre Verstärkung. Die Haarzellen besitzen an ihrem oberen Ende haarähnliche Fortsätze, die so genannten Sinneshärchen (Stereozilien). Die Stereozilien der äußeren Haarzellen sind mit der Tektorialmembran verbunden, diejenigen der inneren Haarzellen dagegen nicht.

2.5 Die Schallverarbeitung in der Cochlea

Die Schallwellen, die über die Fußplatte des Stapes (Steigbügel) auf die Perilymphe übertragen werden, breiten sich dort als Wanderwellen aus.

Die Wanderwelle pflanzt sich entlang der Basilarmembran in Richtung Schneckenspitze fort. Sie beginnt mit einer sehr kleinen Amplitude, welche in einem ersten Schritt etwas anwächst. In einem zweiten Schritt wird Ihre Amplitude bis zu tausendfach zu einer hohen Welle mit sehr scharfer Spitze verstärkt und nimmt im weiteren Verlauf plötzlich wieder ab. Dieser Mechanismus der Verstärkung wird hauptsächlich von den äußeren Haarzellen geleistet.

Aufgrund der unterschiedlichen Steifigkeit entlang der Basilarmembran löst jede Tonfrequenz an einem anderen Ort scharfe Amplitudenspitzen aus. Hohe Frequenzen erzeugen das Maximum der Wanderwelle in der Nähe der Schneckenbasis, tiefe Frequenzen weiter apikal. Dies ist auch der Grund dafür, dass die Fortpflanzungsgeschwindigkeit der Wanderwelle in Richtung maximaler Ausbauchung immer geringer und die Auslenkungsamplitude immer größer werden.

Diese Wanderwellen der Basilarmembran bewirken eine Abscherung der mit der Basilarmembran verbundenen äußeren Haarzellen. Da deren Zilien mit der Tektorialmembran verbunden sind, werden sie radiär zur Cochlea ausgelenkt, was den adäquaten Reiz für die äußeren Haarzellen darstellt. Er führt zu einer Eigenschwingung der Haarzellen, deren Frequenz der anregenden Tonfrequenz entspricht. Die Energie wird vom endocochleären Potential bereitgestellt, das auf eine unterschiedliche Ionenzusammensetzung von Endo- und Perilymphe beruht.

Die zusätzliche Schwingungsenergie entsteht nur an dem jeweils frequenzcharakteristischen Ort der Basilarmembran. Da die Verstärkung der Wanderwelle in einem sehr eng umschriebenen Bereich erfolgt, wird die Schwingungsenergie scharf lokalisiert an die inneren Haarzellen weitergegeben. Die inneren Haarzellen transduzieren das verstärkte Signal und geben es transsynaptisch an den Hörnerv weiter. Das unverstärkte Schallwellensignal würde bei niedrigen Schalldrücken nicht ausreichen, um eine Reizantwort der inneren Haarzelle auszulösen. Folglich sind für die Frequenzdispersion sowohl die passive Basilarmembran als auch das aktive Corti-Organ mit den äußeren Haarzellen zuständig. Ohne diese beiden Elemente wäre eine derart feine Frequenzabstimmung nicht möglich. Geht der sehr empfindliche aktive Verstärkungsprozess mit den äußeren Haarzellen verloren, sind Sensitivität und Trennschärfe des Gehörs in erheblichem Maße eingeschränkt. Schon eine geringe Funktionseinschränkung der äußeren Haarzellen führt zu einer deutlichen Abnahme der Trennschärfe und Sensitivität, was das Sprachverständnis im Störgeräusch beeinträchtigt (Zenner, 2000; Janssen, 2000).

2.6 Recruitment

Der Verstärkungsmechanismus der äußeren Haarzellen erfolgt nicht linear. Die Basilarmembran antwortet bei kleinen Reizintensitäten mit einem überproportionalen Anwachsen der Auslenkung, bei mittleren Reizintensitäten kommt es zur Sättigung, d.h. trotz Erhöhung des Schallpegels ändert sich die Auslenkung der Basilarmembran nur wenig. Bei hohen Schalldruckpegeln steigt die Auslenkung wieder linear an.

Setzt diese Verstärkungsfunktion aus – sind also die äußeren Haarzellen in ihrer Funktion gestört –, kommt es zu einem Kompressionsverlust und als dessen Folge zu einem Rekrutment. Das für die innenohrschwerhörigen Patienten typische Rekrutment besagt, dass als Folge einer veränderten Lautheitsempfindung ein starker Hörverlust bei kleinen, aber nur ein geringer oder gar kein Hörverlust bei großen Lautstärken auftritt.

2.7 Distorsionsprodukte otoakustischer Emissionen (DPOAE)

Otoakustische Emissionen (OAE) sind die Arbeitsgeräusche der äußeren Haarzellen. Jede Funktionsstörung der äußeren Haarzellen spiegelt sich in den OAE wider. Die äußeren Haarzellen erzeugen eine Schallwelle, welche mittels eines empfindlichen Mikrophons im äußeren Gehörgang aufgezeichnet und durch anschließende Fourieranalyse in Frequenz und Amplitude der Emissionen beurteilt werden kann (vgl. Abbildung 6).

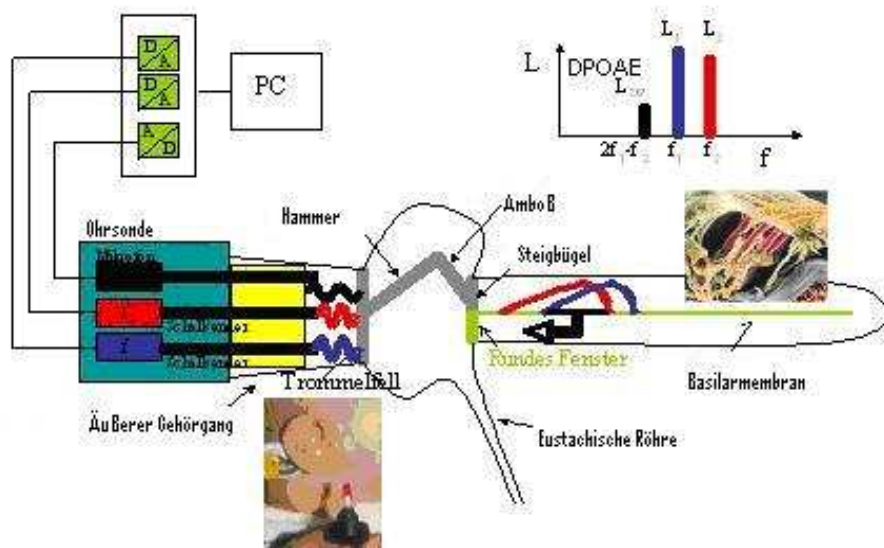


Abbildung 6: Prinzip der DPOAE-Messung (Janssen, 2005 b, Seite 125)

OAE können spontan vorhanden sein (spontane akustische Emissionen) oder durch akustische Reize ausgelöst werden (evozierte akustische Emissionen).

Die nichtlineare Schallverarbeitung in der Cochlea führt bei Erregung zu Verzerrungen (Distorsionen) in Form von Misch- und Obertönen. Dieses Prinzip macht man sich bei der Detektion der Distorsionsprodukte der otoakustischen Emissionen (DPOAE) zu nutze. Dieses Phänomen hat bereits der Komponist Giuseppe Tartini (1692-1770) beschrieben. Er stellte fest, dass beim gleichzeitigen Spielen zweier Töne auf der Geige ein virtueller dritter Ton entsteht, dessen Frequenz sich aus der Differenz der Tonfrequenzen nach der Formel $2 f_1 - f_2$ berechnen lässt (vgl. Abbildung 7).

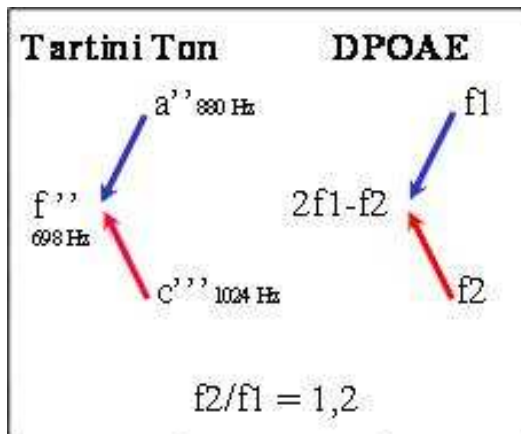


Abbildung 7: Prinzip der Entstehung des Tartinitons, der bei der Messung der DPOAE verwendet wird (Janssen, 2005 a, Seite 2).

Die DPOAE auslösenden Primärtöne mit den Frequenzen f_1 und f_2 erzeugen auf der Basilarmembran eng beieinander liegende Wanderwellen. Die äußeren Haarzellen im Überlappungsbereich rufen infolge ihres nichtlinearen Übertragungsverhaltens eine zusätzliche Schwingung mit der Frequenz $2 f_1 - f_2$ hervor.

Durch Änderung der Primärtonfrequenzen unter Beibehaltung eines konstanten Frequenzverhältnisses ($f_2/f_1=1,2$) lässt sich der Überlappungsbereich der Wanderwellen entlang der Cochlea verschieben. Somit kann mittels der DPOAE frequenzspezifisch die gesamte Cochlea auf die Funktion der äußeren Haarzellen untersucht werden. Untersuchungen zur Suppression der DPOAE weist den Ort, an dem die Frequenz f_2 abgebildet wird, als Hauptquelle der DPOAE aus (Janssen et al., 1995 b; Kummer et al., 1995; Kummer et al., 1998). Somit führt eine Schädigung der Cochlea am Frequenzort f_2 zu einer Abnahme der DPOAE. Demzufolge wird der Emissionspegel im DPOAE-Gramm in Abhängigkeit von f_2 aufgetragen.

Die Größe des Überlappungsbereiches der Wanderwellen auf der Cochlea, also die Anzahl der äußeren Haarzellen, die auf der Basilarmembran in Schwingung versetzt werden, ist abhängig vom Frequenzverhältnis, vom Schallpegel und vom Pegelunterschied der

Primärtöne. Um DPOAE mit maximalen Pegeln auszulösen muss ein bestimmtes Frequenz- und Pegelverhältnis eingestellt werden. Für den Frequenzbereich zwischen 1,5 und 6 kHz haben sich das Frequenzverhältnis von $f_2/f_1=1,2$ als optimal erwiesen. Die Primärtonpegel sollten gemäß der Pegelschere $L_1=0,4 L_2+39$ gewählt werden, die in Abbildung 8 gezeigt ist (Janssen et al, 1995a; Janssen et al, 1995b; Kummer et al., 2000).

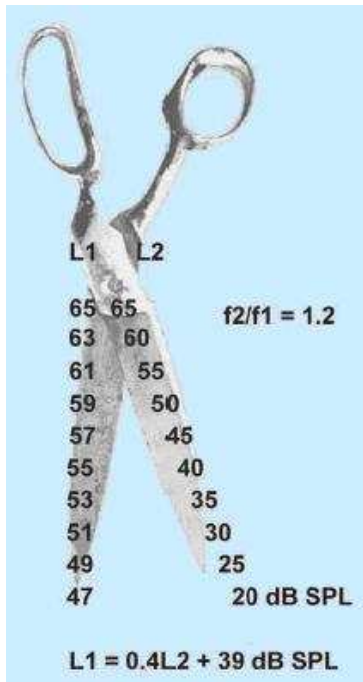


Abbildung 8: Pegelschere für die optimale Erfassung von DPOAE (Janssen et al., 2003, Seite 971).

Zur Messung der OAE dient eine Ohrsonde, die aus zwei Miniaturlautsprechern und einem Miniaturmikrofon besteht, welche die beiden Primärtöne zur Stimulation der äußeren Haarzellen in das Ohr senden und die dadurch ausgelösten OAE messen. Über ein Silikonröhrchen und einer Schaumstoffolive, die zur schalldichten Fixierung dient, werden die akustischen Signale weitergeleitet (vgl Abbildung 9).



Abbildung 9: Schematische Darstellung des Sondaufbaus (modifiziert nach Müller, 2002, Seite 26).

2.8 DPOAE-Wachstumsfunktionen

Der Schalldruckpegel der DPOAE (L_{dp}) wird in Abhängigkeit der Primärtonpegel bei festen Primärtönen mit den Frequenzen f_1 und f_2 und den Pegeln L_1 und L_2 gemessen und als DPOAE-Wachstumsfunktion (vgl. Abbildung 10) aufgetragen. Die DPOAE-Wachstumsfunktion spiegelt die kompressive nicht-lineare Schallverarbeitung der äußeren Haarzellen wider.

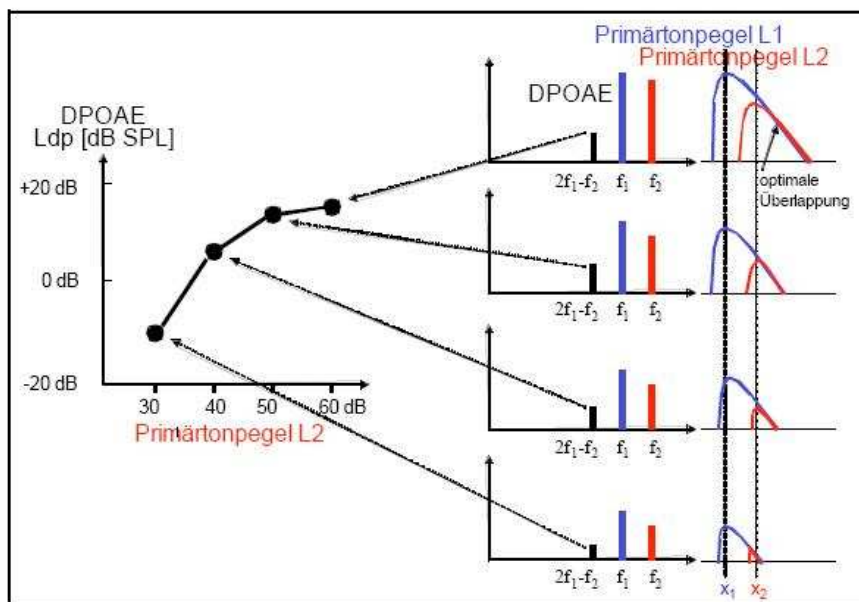


Abbildung 10: Erstellung einer DPOAE- Input- Output- Funktion (Wachstumsfunktion) aus den Ergebnissen der DPOAE- Messung. Links: DPOAE-Wachstumsfunktion. Rechts: Spektralfunktion des Mikrofonsignals mit den Primärtonpegeln L_1 und L_2 und dem DPOAE-Pegel L_{dp} (Janssen, 2005 b, Seite 126).

In einem gesunden Ohr hat die DPOAE-Wachstumsfunktion einen nichtlinearen Verlauf. Der Emissionspegel L_{dp} steigt mit zunehmendem Primärtonpegel zunächst an und sättigt sich oberhalb 50 dB SPL. Diese Sättigung lässt sich dadurch erklären, dass bei Schallpegeln über 50 dB SPL die äußeren Haarzellen nicht mehr aktiv an der Schallverarbeitung beteiligt sind. Ein Ausbleiben der DPOAE bedeutet eine Dysfunktion der äußeren Haarzellen und einen Hörverlust größer als 50 dB HL.

Bei einer gestörten Hörfunktion kommt es zu einer Linearisierung zwischen Emission und Reiz. Als Folge davon wird die DPOAE- Wachstumsfunktion steiler wie in der Abbildung 11 zu erkennen ist. Das bedeutet, dass die gemessenen Emissionen der äußeren Haarzellen bei hohen Schallpegeln nahezu normale Amplituden aufweisen, wohingegen bei abnehmenden Primärtonpegeln kleine Amplituden oder keine Emissionen mehr nachweisbar sind. Der steile Verlauf der DPOAE-Wachstumsfunktion ist daher Ausdruck des mit der Dysfunktion der äußeren Haarzelle einhergehenden Kompressionsverlustes (Janssen et al., 1995a; Janssen et al., 1995b; Kummer et al., 1998; Boege und Janssen, 2002; Janssen und Müller 2006).

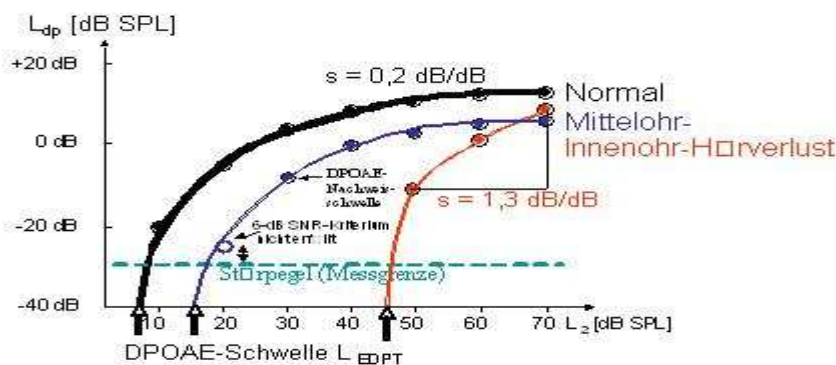


Abbildung 11: Schematisierte DPOAE-Wachstumsfunktionen bei einem Normalbefund, einem Mittelohr- und einem Innenohrhörverlust. s Steigung der DPOAE-Wachstumsfunktion. Messpunkte mit geschlossenen Kreisen erfüllen das Validitätskriterium, Messpunkte mit offenem Kreis nicht. Eine valide DPOAE liegt vor, wenn der DPOAE-Pegel um einen bestimmten Betrag größer ist als der Störpegel (hier 6 dB) (Janssen, 2005 b, Seite 126).

2.9 Schätzung der Hörschwelle mittels DPOAE-Wachstumsfunktion

Über eine Extrapolation der DPOAE-Wachstumsfunktion ist es möglich, den DPOAE-Schwellenpegel, der zu einer Auslösung einer DPOAE an der physiologischen Schwelle führt, einzuschätzen. Dieser ergibt sich aus dem Schnittpunkt der extrapolierten DPOAE Wachstumsfunktion mit der Primärtonpegelachse bei $L_{dp} = -\infty$ (entspricht $p_{dp} = 0$ Pa). Wegen

des logarithmischen Zusammenhangs zwischen DPOAE-Pegel L_{dp} und Primärtonpegel L_2 können Wachstumsfunktionen durch lineare Regression angenähert werden, wenn sie im halblogarithmischen Plot dargestellt werden, d.h. wenn anstelle des Schallpegels L_{dp} der Schalldruckpegel p_{dp} der DPOAE über den Primärtonpegel aufgetragen wird (Abbildung 12).

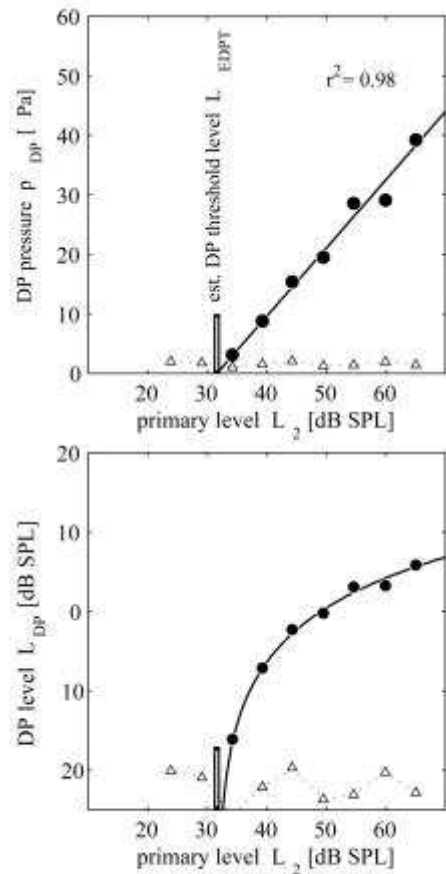


Abbildung 12: Extrapolation der DPOAE-Wachstumsfunktion mittels linearer Regressionsanalyse. r^2 ist das Maß für die Linearität. Bei $r^2=1$ würden die Messpunkte exakt auf der Regressionsgeraden liegen. Die Schätzung des DPOAE-Schwellenpegels $L_{2Schwelle}$ erfolgt durch Bestimmung des Schnittpunktes der Regressionsgeraden mit der Primärtonpegelachse. Gestrichelte Linie = Störgeräuschpegel (Janssen et al., 2003, Seite 972).

Nach Konvertierung der SPL-Werte in HL-Werte kann die DPOAE-Schwelle in das Formular eines Tonschwellenaudiogramms eingetragen werden und dient als Schätzwert des Hörverlustes. Für die ausführliche Beschreibung sei auf die Literatur (Janssen und Müller, 2006), (Janssen et al., 2003) und (Janssen, 2005 b) verwiesen.

2.10 Diagnostik der Hochtonschwerhörigkeit

Eine frühe Erkennung einer Innenohrschwerhörigkeit ist von Bedeutung, um einer Progression des Hörverlustes entgegenzutreten zu können. Außerdem ist eine frühzeitige

Diagnostik notwendig, um eine rechtzeitige Versorgung mit Hörhilfen und bei Kindern eine Förderung der Sprachentwicklung einzuleiten. Eine unerkannte Hörstörung bei Kindern führt auf Grund fehlender akustischer Stimulation zu neuroorganischen Störungen und damit zu einer Sprachentwicklungsverzögerung. Eine soziale Benachteiligung des Kindes ist in vielen Fällen die Folge.

Im Folgenden soll auf die Bedeutung der frühen Diagnostik der ototoxischen Hörschädigung durch Cisplatin eingegangen werden.

Cisplatin verursacht Quervernetzungen der DNA (Desoxyribonukleinsäure) und führt somit zu einer Verhinderung der Replikation und Transkription der DNA und letztendlich zu einer Apoptose der Zelle. Es bindet aber auch an essentielle Proteine, verursacht freie Radikale und inhibiert Antioxidationsprozesse. Dieser antineoplastische Effekt ist derselbe Effekt, der für die ototoxischen, nephrotoxischen, neurotoxischen und gastrointestinalen Nebenwirkungen verantwortlich ist (Truong, 2007, Seite 1634-1635).

Wie schon im Kapitel 2.2 erwähnt, konnte in Tiermodellen und histopathologischen Untersuchungen des Os temporale gezeigt werden, dass Cisplatin eine direkte Zerstörung der äußeren Haarzellen hervorruft (Stadnicki et al., 1975; Nakai et al., 1982; Strauss et al., 1983). Außerdem wird beschrieben, dass Cisplatin zu einer Apoptose der Marginalzellen der Stria vascularis führt, was einen Abfall des endocochleären Potentials und eine beeinträchtigte sensorineurale Transduktion hervorruft (Thomas et al., 2006). In verschiedenen Studien konnte gezeigt werden, dass diese Schädigung der Stria vascularis dem Verlust der äußeren Haarzellen vorausgeht (Sluyter et al., 2003; Thomas et al., 2006, Tange und Vezevski, 1984). Andere Studien vermuten sogar, dass die Schädigung der Stria vascularis einen sekundären Verlust der äußeren Haarzellen hervorruft (Miyashita et al., 2000, Ocho et al., 2000). Der genaue Pathomechanismus ist derzeit noch unklar. Bekannt ist jedoch, dass marginale Zellen der Stria vascularis zu einer DNA Reparatur befähigt sind und somit die Belastung durch Cisplatin durch reparative Prozesse reduzieren können (Siddik, 2003). Der akute Hörverlust durch Cisplatin ergibt sich somit durch den reversiblen Ausfall der Stria vascularis. Der Verlust der äußeren Haarzellen bestimmt dagegen das Ausmaß des irreversiblen Hörverlustes (Hamers, 2003).

Ototoxizität kann daher reversibel sein, wenn ausreichend Zeit für reparative Prozesse vorhanden ist. In der Abbildung 13 ist der Mechanismus der reversiblen und irreversiblen Ototoxizität durch Cisplatin zusammengefasst dargestellt.

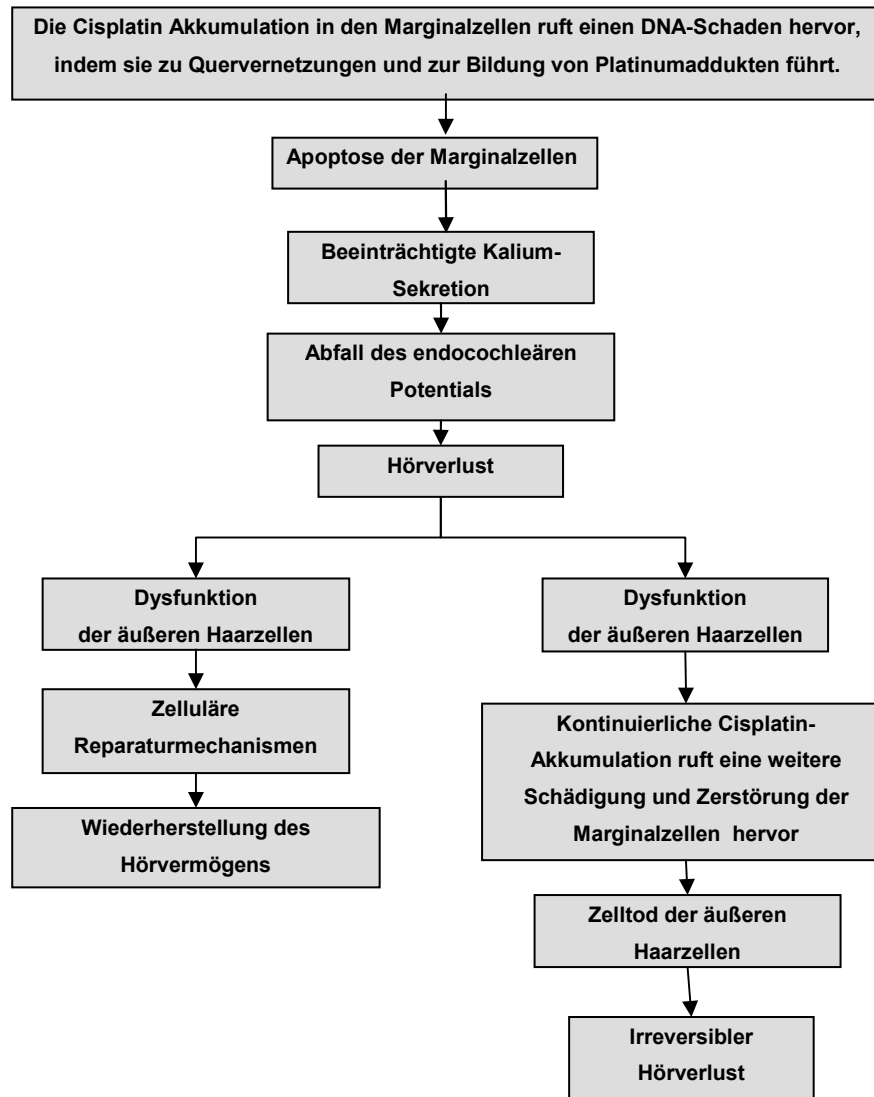


Abbildung 13: Mechanismus der reversiblen und irreversiblen Cisplatin Ototoxizität. Die Apoptose der Marginalzellen bewirkt Schwankungen im endocochleären Potential, die einen reversiblen Hörverlust bewirken. Wenn keine ausreichende Zeit für reparative Prozesse gewährleistet wird, kommt es zu einem Verlust der äußeren Haarzellen und damit zu einem permanenten Hörverlust (Truong, 2007, Seite 1636).

Ein durch Cisplatin bedingter Hörverlust kann somit verhindert bzw. verlangsamt werden, wenn die Dosis rechtzeitig reduziert wird oder ein anderes weniger toxisch wirkendes Chemotherapeutikum verwendet bzw. eine andere Behandlungsform gewählt wird. Klinische Studien haben gezeigt, dass der Hörverlust anfangs vor allem in den höheren Frequenzen zwischen 8 und 20 kHz auftritt. Der Frequenzbereich, der im Sprachbereich liegt, ist entweder erst später (bei einer länger andauernden Therapie mit Cisplatin) oder überhaupt nicht betroffen. (Van Der Hulst et al., 1988; Fausti et al., 1984). So bleibt die Schwerhörigkeit von den Patienten zuerst unbemerkt, bis ein Kommunikationsproblem auftritt, was bedeutet, dass

die Schwerhörigkeit bereits auf die Sprachfrequenzen übergegangen ist. Eine frühe Diagnostik durch eine direkte Untersuchung der auditorischen und vestibulären Funktion ist daher essentiell.

Richtlinien der American Speech Language Hearing Association von 1994 (Konrad-Martin, 2005) empfehlen bei reaktionsfähigen und aufmerksamen Patienten eine Überwachung mit einem konventionellen Audiometer und wenn möglich mit der Hochtonaudiometrie.

Die Hochtonaudiometrie geht zurück auf Dieroff (Dieroff, 1976, 1982) und fordert für spezielle Fragestellungen eine Ausweitung der Hörschwellenmessung bis auf 20000 Hz. Zur Schwellenbestimmung wird ein halbautomatisches Verfahren nach Békésy mit gepulster Tondarbietung empfohlen. Mittels der Hochtonaudiometrie lassen sich Fröhschäden im Innenohr aufdecken, die bei der konventionellen Hörschwellmessung mit maximaler Frequenz von 10 kHz unentdeckt bleiben.

Es gibt jedoch Patienten, bei denen es nicht möglich ist, audiometrische Messungen durchzuführen, die die aktive Mitarbeit des Patienten erfordern. Solche Patienten sind z.B. Kleinkinder oder nicht reaktionsfähige onkologische Patienten. In diesen Fällen müssen objektive Tests zur Überwachung des Hörvermögens eingesetzt werden. Bei niedrigem bis mittelgradigem Hörverlust kommen DPOAE als Indikatoren zur frühen Erkennung ototoxischer Hörschäden in Frage (Konrad-Martin et al., 2005).

Bei einem Hörverlust größer als 50 dB HL lassen sich DPOAE –wie schon in Kapitel 2.8 erwähnt- nicht mehr nachweisen. Eine Messung der frühen auditorisch evozierten Potentiale erscheint in diesen Fällen besser geeignet (Konrad-Martin et al., 2005).

2.11 Messungen der DPOAE im Hochtonbereich

DPOAE Messungen im Hochtonbereich wurden auch bei Fledermäusen durchgeführt (Wittekindt et al., 2005). Die Fledermaus *Phyllostomus discolor* sendet multiharmonische Echoortungsschreie in einer Frequenz zwischen 45 und 100 kHz aus. Des Weiteren stößt sie „soziale Schreie“ aus, welche eine niedrigere Frequenz zwischen 11 und 54 kHz besitzen. Der Hörbereich dieser Fledermäuse liegt zwischen 5-142 kHz. In der obengenannten Studie wurden DPOAE im Frequenzbereich zwischen 7 und 95 kHz gemessen. Das Frequenzverhältnis f_2/f_1 zur Auslösung maximaler DPOAE betrug zwischen 1,15 und 1,19. Es gab keine frequenzspezifische Abhängigkeit dieses Verhältnisses. In Abbildung 14 ist eine DPOAE Messung bei der Fledermaus dargestellt, die von Wittekindt und Mitarbeiter (2005) durchgeführt wurde.

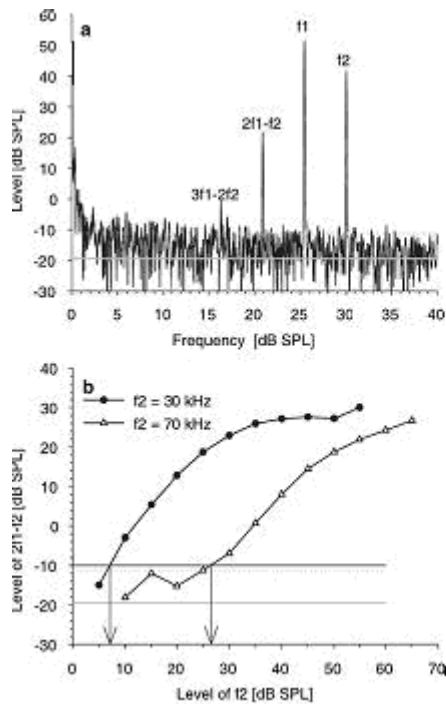


Abbildung 14: DPOAE Messungen bei der Fledermaus *P. discolorour*. a) Frequenzspektrum mit Primärton (f_1/ f_2) und DPOAE Emissionen bei $2 f_1 - f_2$ und $3 f_1 - 2 f_2$. b) DPOAE Wachstumskurve für 2 unterschiedliche f_2 Frequenzen ($f_2 = 30$ kHz und $f_2 = 70$ kHz). Die untere horizontale Linie kennzeichnet das entsprechende Hintergrundrauschen (Wittekindt et al., 2005, Seite 33).

Die hier zitierte tierexperimentelle Studie soll zeigen, dass DPOAE in solch extrem hohen Frequenzbereichen grundsätzlich messbar sind. Für den Menschen sind Töne mit bis zu einer Frequenz von höchstens 20 kHz hörbar. Dreisbach und Mitarbeiter (2006) haben die Reproduzierbarkeit von DPOAE bei Normalhörenden zwischen 2 und 16 kHz mit zwei Reizparadigmen untersucht. Die Ergebnisse dieser Studie waren, dass die Emissionspegel im hohen Frequenzbereich (>8 kHz) niedriger waren als im tiefen Frequenzbereich. Außerdem war die Variabilität im hohen Frequenzbereich (>8 kHz) höher als im tiefen Frequenzbereich.

2.12 Ziel der Studie

Zur Erfassung eines Hörverlustes im Hochtonbereich wird derzeit in der klinischen Routine die Hochtonaudiometrie mit Testfrequenzen zwischen 8 und 16 kHz eingesetzt. Im Frequenzbereich ab etwa 10 bis 12 kHz ist jedoch ein konstanter Schalldruckpegel am Trommelfell nicht sicher zu gewährleisten. Geringe Verschiebungen des Kopfhörers am Ohr können zu großen Schalldruckpegeländerungen am Trommelfell führen. Zudem spielen Einflussfaktoren wie die Geometrie des äußeren Ohres und des Gehörgangs eine große Rolle (Lehnhardt, 2001, Seite 4). Daher stößt die Hochtonaudiometrie bei Frequenzen von 10 bis 12 kHz an ihre Grenzen.

Wie die zitierte tierexperimentelle Studie an Fledermäusen (Wittekindt et al., 2005) und die Studie an Menschen von Dreisbach und Mitarbeitern (2006) gezeigt haben, eignen sich die DPOAE grundsätzlich zur Untersuchung der Hörfunktion bei sehr hohen Frequenzen. Boege und Janssen (2002) konnten zeigen, dass mit den DPOAE eine Schätzung der Hörschwelle mit relativ geringer Fehlerbreite möglich ist. Allerdings wurden nur Frequenzen unterhalb 6 kHz untersucht. Ziel der vorliegenden Arbeit war es, ein geeignetes Reizparadigma zur optimierten Auslösung der DPOAE bei Frequenzen oberhalb 6 kHz zu entwickeln. Die zentrale Fragestellung war hier, ob es mit einem geeigneten Reizparadigma möglich ist, DPOAE mit einer ausreichenden Messgüte im Hochtonbereich zu messen und eine Schwellenschätzung mittels extrapolierter DPOAE-Wachstumsfunktion durchzuführen.

Des Weiteren sollte in der vorliegenden Studie untersucht werden, ob die DPOAE bei Patienten mit Tinnitus andere Messmerkmale aufweisen als bei Patienten mit gleichem Hörverlust ohne Tinnitus. Bei der audiometrischen Hörschwellenuntersuchung bereiten Hochtonsenken insofern Schwierigkeiten, als die Patienten relativ häufig über Tinnitus im gleichen Frequenzbereich klagen. Durch das Auftreten des Tinnitus ist nicht klar zu erfassen, ob der Tinnitus im entsprechenden Frequenzbereich der Hochtonsenke empfunden wird, weil der Hörschaden in diesem Bereich besonders groß ist oder ob umgekehrt die Hörschwelle in diesen Tonlagen besonders schlecht angegeben wird, weil das Erkennen des Audiometertons durch das Ohrklingen erschwert ist.

In Studien fanden sich in der Ableitung der DPOAE bei 47 % der Tinnituspatienten spezifische Auffälligkeiten (Hesse, 2001, Seite 169). Dabei waren die Emissionen deutlich höher als aufgrund der Hörschwelle zu erwarten wäre. Gleichzeitig zeigte sich eine Versteilerung der DPOAE-Wachstumsfunktionen (Janssen et al., 1998). Die Fragestellung der im Rahmen der vorliegenden Arbeit durchgeführten Messungen war, wie sich die Steigung der DPOAE-Wachstumsfunktion und die Hörschwellenschätzung durch extrapolierte DPOAE-Wachstumsfunktion bei schwerhörenden Tinnitus-Patienten im Vergleich zu schwerhörenden Patienten ohne Tinnitus im Frequenzbereich zwischen 2 und 10 kHz verhält. Basierend auf diesen Untersuchungen sollten die Fragen geklärt werden, inwiefern DPOAE-Messungen bei Tinnitus-Patienten zur Erfassung eines Hörverlustes besser geeignet sind als die Tonschwellenaudiometrie und ob mithilfe der DPOAE-Messungen objektive Korrelate für den Tinnitus gefunden werden können.

3 Material und Methoden

3.1 Probanden und Patienten

3.1.1 Normalhörende Probanden

Im ersten Teil der Studie nahmen 10 (7 männliche, 3 weibliche) normalhörende, gesunde Probanden teil. Das Alter der Probanden betrug zwischen 23 und 39 Jahre (Mittelwert: 26,3 Jahre). Es wurden ausschließlich rechte Ohren gemessen. Das Einschlusskriterium für die Auswahl der Probanden war beidseits Normalhörigkeit (≤ 20 dB HL) bei Audiometerfrequenzen im Bereich zwischen 2 und 8 kHz. Bei allen Probanden wurden folgende Messungen durchgeführt: Reintonhörschwelle (siehe Kapitel 3.2.1), DPOAE-Wachstumsfunktion bei unterschiedlichen Primärtonpegel (siehe Kapitel 3.2.4.1) und DPOAE-Feinstruktur (siehe Kapitel 3.2.4.2).

3.1.2 Patienten mit Hochtenschwerhörigkeit

Im zweiten Teil der Studie wurden Messungen an 29 innenohrschwerhörenden Patienten durchgeführt. Von diesen 29 Patienten wurden 28 Patienten in die Studie aufgenommen. Die Aufnahmekriterien werden in Kapitel 3.2.4.4 beschrieben.

Zur Erweiterung der Gruppe wurden 20 Patienten mit Innenohrschwerhörigkeit, die im Rahmen einer Studie zur Altersschwerhörigkeit (Luca, 2009) gemessen wurden, mit einbezogen. Die gesamte Patientengruppe bestand damit aus 25 männlichen Probanden und 23 weiblichen Probanden. Die Probanden waren zum Zeitpunkt der Messung zwischen 29 und 83 Jahren alt (Mittelwert: 63,2 Jahre). Es wurden 17 linke Ohren und 31 rechte Ohren gemessen. Voraussetzung für die Teilnahme an der Studie war eine Hochtenschwerhörigkeit im Frequenzbereich zwischen 2 und 8 kHz (> 20 dB HL). Bei allen Probanden wurde zunächst die Reintonhörschwelle (siehe Kapitel 3.2.1) gemessen. Die Messung der DPOAE-Feinstruktur (siehe Kapitel 3.2.4.2) erfolgte im Bereich des Hörverlustes. Bei einzelnen Patienten, die eine Senke in der Kalibrierungskurve aufwiesen (siehe Kapitel 4.5.4), wurde zusätzlich eine Gehörgangslängenschätzung mittels Ohrsimulator (siehe Kapitel 3.2.3) durchgeführt.

3.1.3 Patienten mit Hochtenschwerhörigkeit und Tinnitus

In diesem Teil der Studie wurden 20 Patienten (16 männlich, 4 weiblich) mit Hochtenschwerhörigkeit und Tinnitus untersucht. Die Aufnahmekriterien werden in Kapitel 3.2.4.4 beschrieben. Ein weiteres Aufnahmekriterium war, dass sich die Tinnitusfrequenz im

Messbereich befinden sollte. Nach Anwendung dieser Kriterien blieben 10 männliche und 3 weibliche Patienten übrig. Das Alter der Patienten betrug zum Zeitpunkt der Messung zwischen 25 und 59 Jahre (Mittelwert: 49,07 Jahre). Ein Teil der Patienten wurde in der Audiologie am Klinikum Rechts der Isar rekrutiert, der größte Teil der Patienten wurde während ihres stationären Aufenthaltes in der psychosomatischen Klinik Roseneck in Prien am Chiemsee gemessen.

Alle Patienten wiesen eine Hochtonschwerhörigkeit >20 dB HL auf, sowie einen Tinnitus, der zwischen 2 kHz und 8 kHz angegeben wurde. Es wurde jeweils nur das Ohr gemessen, wo der Tinnitus vorhanden war. Insgesamt wurden 8 linke und 5 rechte Ohren gemessen. Bei allen Probanden wurde zunächst die Reintonhörschwelle (siehe Kapitel 3.2.1) ermittelt und die Tinnitusanalyse (siehe Kapitel 3.2.2) durchgeführt. Die Messung der DPOAE-Feinstruktur (siehe Kapitel 3.2.4.2) erfolgte im Bereich des Hörverlustes und des Tinnitus. Bei einzelnen Patienten, die eine Senke in der Kalibrierungskurve aufwiesen (siehe Kapitel 4.6.2), wurde zusätzlich eine Gehörgangslängenschätzung mittels Ohrsimulator (siehe Kapitel 3.2.3) durchgeführt.

3.2 Methoden

3.2.1 Tonschwellenaudiometrie

Vor der DPOAE Messung wurde bei jedem Patienten bzw. Probanden eine Tonschwellenaudiometrie im Frequenzbereich zwischen 125 Hz und 8 kHz durchgeführt. Für das Aufnehmen eines Tonaudiogrammes ist die aktive Mitarbeit des Probanden notwendig. Bei dieser Untersuchung wird für beide Ohren getrennt der minimal notwendige Schalldruckpegel für Sinustöne unterschiedlicher Frequenz ermittelt, der gerade noch eine Hörempfindung auslöst. Die Messung der Reintonhörschwelle erfolgte mit einer Pegelauflösung von 5 dB SPL mit einem kalibrierten klinischen Audiometer (Böckhoff BCA 300) und einem Standard-Audiometriekopfhörer (Holmco PD-81).

3.2.2 Tinnitusanalyse

Neben der eingehenden Befragung des Patienten zur Tonhöhe und Klangqualität seines Ohrgeräusches wird das Audiogramm in der Tinnitusdiagnostik eingesetzt. Dabei wird dem Patienten beginnend bei der Frequenz des größten Hörverlustes ca. 10 dB überschwellig ein Vergleichston angeboten. Dieser wird in der Tonhöhe solange verändert, bis er dem Tinnituston etwa gleichkommt. Bei einseitiger Taubheit oder einseitig hochgradiger Schwerhörigkeit wird man den Vergleichston auf dem Gegenohr anbieten. Durch Vergleich

des Prüftones mit dem Tinnitus wird die Frequenz des Tinnitustons bestimmt. Da aber nur in Ausnahmefällen spezielle Messeinrichtungen wie ein Tinnitusanalysator oder ein hochauflösender Tongenerator vorhanden sind, ist mit konventionellen Audiometern nur eine begrenzte Genauigkeit in der Tonhöhenbestimmung möglich. Dies gilt umso mehr, wenn es sich nicht um tonalen Tinnitus („Pfeifen“), sondern um schmal- oder breitbandige Geräusche („Zischen“ oder „Rauschen“) handelt. Außerdem lassen sich sehr hochfrequente Ohrtöne (>8000 Hz) audiometrisch schlecht bestimmen. Ist die Tonhöhe des Tinnitus bestimmt, wird die Lautstärke des Tinnitus durch Abgleich mit dem Pegel des Prüftons ermittelt (Hesse, 2001, Seite 166).

3.2.3 Kalibrierung und Gehörgangslängenschätzung

Für eine qualitativ hochwertige Auswertung ist eine zuverlässige und über viele Versuchspersonen hinweg vergleichbare Erfassung der Messergebnisse zwingend erforderlich. Dies setzt voraus, dass personenunabhängig ein definierter Schalldruckpegel am Trommelfell erzeugt werden kann. Diese Forderung ist allerdings mit den heutzutage gebräuchlichen Ohrsonden und Kalibriermethoden nur unzureichend zu erfüllen. Generell besteht bei Ohrsonden das Problem, dass eine definierte Spannung am Lautsprecher nicht direkt mit einem bestimmten Ausgangspegel gleich zu setzen ist. Dies ist durch die Lastabhängigkeit der Miniatur-Schallsender bei der im Gehörgang platzierten Ohrsonde begründet. Ziel der Ohrsonden-Kalibrierung ist es, den am Trommelfell hervorgerufenen Schalldruck, welcher insbesondere von der Trommelfellimpedanz und von der Gehörgangsgeometrie abhängig ist, zu bestimmen.

Eine der am häufigsten verwendeten Kalibriermethoden ist die so genannte Im-Ohr-Kalibrierung. Hierbei wird bei konstanter Spannung am Lautsprecher der Schalldruckverlauf am Mikrophon der sich im äußeren Gehörgang befindlichen Sonde gemessen. Wünschenswert wäre eine Messung des Schalldrucks in unmittelbarer Nähe zum Trommelfell (Siegel 1994), da davon auszugehen ist, dass der Schalldruck an diesem Ort den adäquaten Reiz für den weiteren Hörvorgang des Probanden darstellt. Die Platzierung einer Ohrsonde oder eines Mikrofons in unmittelbarer Nähe zum Trommelfell ist jedoch sehr schwierig, zeitaufwändig und für den Probanden unter Umständen schmerzhaft. Somit ist für die klinische Routine nur eine Platzierung der Ohrsonde in unbekannter Entfernung zum Trommelfell möglich, was zu den im nachfolgenden erläuterten Problemen und letztendlich zu frequenzabhängig unterschiedlich stark ausgeprägten Abweichungen vom Sollpegel führen kann.

Innerhalb des Gehörgangs kommt es zur Ausbildung stehender Wellen durch Überlagerung der ausgesandten und am Trommelfell reflektierten Welle und damit zu Abweichungen zwischen dem Schalldruck am Mikrofon und am Trommelfell. Dabei kann es in bestimmten Frequenzbereichen (abhängig von der Gehörgangslänge zwischen etwa 3 und 6 kHz) durch destruktive Interferenz zu einer annähernden Auslöschung am Ohrsondenmikrofon kommen. Dies führt zu einer gravierenden Unterschätzung des tatsächlichen Trommelfell-Schalldruckpegels, was zur Folge hat, dass der tatsächliche Pegel wesentlich höher sein kann als der Sollpegel. Dies wiederum hat zur Folge, dass die DPOAE Wachstumsfunktion entlang der L_2 -Achse zu niedrigeren Pegeln verschoben dargestellt wird, was zu einer zu niedrigeren DPOAE-Schwellenschätzung im Vergleich zum subjektiven Audiogramm führen kann. Der umgekehrte Effekt einer Überschätzung des tatsächlichen Trommelfellschalldrucks ist ebenso möglich, jedoch meist deutlich schwächer ausgeprägt (Whitehead et al., 1995).

Zur Kompensation dieser Effekte kann eine Methode verwendet werden, welche versucht die Differenzen zwischen Schalldruck am Trommelfell und Schalldruck am Sondenmikrofon abzuschätzen und auszugleichen. Die benötigten Parameter sind im Wesentlichen die Gehörgangslänge und die Trommelfellimpedanz. Insbesondere die Trommelfellimpedanz ist in der Praxis jedoch nur unzureichend zu bestimmen, weshalb auf Mittelohrmodelle (siehe z.B. Shaw und Stinson, 1981) zurückgegriffen werden muss. Diese berücksichtigen allerdings keine individuellen Unterschiede in der Trommelfellimpedanz, sondern stellen lediglich Mittelwerte dieses Wertes zur Verfügung. Daher sind auch hier deutliche Abweichungen vom Sollpegel zu erwarten.

Alternativ wird in manchen Arbeiten auch eine Konstant-Spannungs-Kalibrierung verwendet, bei der keine individuelle Kompensation der Spannung am Lautsprecher durchgeführt wird, sondern lediglich eine in einem Referenzkuppler aufgenommene Kalibrierkurve hinterlegt wird. Damit wird das Problem der stehenden Wellen, das bei der Im-Ohr-Kalibrierung vorhanden ist, umgangen. Dieser Vorteil wird jedoch dadurch erkauft, dass individuelle Faktoren wie Trommelfellimpedanz und Gehörgangsgeometrie nicht berücksichtigt werden. Die zu erwartenden Fehler sind für diese Kalibrierung im Bereich des Auftretens von Stehenden-Welle-Effekten (zwischen 3 und 6 kHz) niedriger. Jedoch beobachteten Whitehead et al. (1995), dass die Pegelfehlschätzungen ab etwa 6 kHz im Vergleich zur Im-Ohr-Kalibrierung größer sind.

Darüber hinaus gibt es Ansätze, die Nachteile der Konstant-Spannungs-Kalibrierung durch die Einführung von mehreren Referenzkurven für verschiedene Gehörgangslängen zu

kompensieren. Hierbei werden in einem Ohrsimulator (bestehend aus einem Kuppler-Volumen und einem Mikrofon in Trommelfell-Position, z.B. Brüel&Kjaer Typ 4157), der die Eigenschaften eines mittleren menschlichen Ohres nachbildet, Kalibrierkurven für verschiedene Gehörgangslängen aufgenommen. Hierbei wird bei konstanter Spannung am Ohrsonden-Lautsprecher gleichzeitig der Schalldruck am Mikrofon der Ohrsonde als auch der Schalldruck am Mikrofon des Ohrsimulators (dem simulierten Trommelfell) gemessen. Somit stehen für unterschiedliche Gehörgangslängen jeweils zwei Übertragungsfunktionen (Ohrsonde-Ohrsonde und Ohrsonde-„Trommelfell“) zur Verfügung. Die Übertragungsfunktion Ohrsonde-Ohrsonde wird dabei zum Vergleich mit der Übertragungsfunktion im realen Ohr verwendet. Es wird hierbei die Referenzkurve ausgewählt, die die geringste Differenz zur realen Kalibrierkurve aufweist. Die dazugehörige Übertragungsfunktion Ohrsonde-„Trommelfell“ wird nun als Kalibrierkurve verwendet. Damit lassen sich die Probleme, die sich durch die Stehenden-Welle-Effekte ergeben, beseitigen. Das Problem bei dieser Kalibriermethode besteht jedoch darin, dass der Ohrsimulator nur für den Frequenzbereich bis etwa 4 kHz eine adäquate Schätzung der mittleren Trommelfellimpedanz liefert. Individuelle anatomische Eigenschaften werden nicht berücksichtigt. Daraus ergibt sich, dass für diese Methode Pegelfehlschätzungen aufgrund der Abweichung der individuellen Trommelfellimpedanz zur mittleren Impedanz des Simulators zu erwarten sind. Dies gilt insbesondere für Frequenzen oberhalb von 4 kHz.

In der vorliegenden Arbeit wurde trotz der bekannten Nachteile die Im-Ohr-Kalibrierung gewählt. Dies hat mehrere Gründe: zum einen besteht für Frequenzen bis 6 kHz die größte Erfahrung mit dieser Kalibriermethode und es liegt ein bereits validiertes Reizparadigma vor. Für andere Kalibriermethoden hätte dieses erst entwickelt werden müssen. Zudem wurde in den meisten Veröffentlichungen bei DPOAE-Messungen diese Kalibriermethode angewandt, so dass eine bessere Vergleichbarkeit zu Ergebnissen aus der Literatur besteht. Darüber hinaus ist zu erwarten, dass die anderen hier beschriebenen Kalibrierverfahren für Frequenzen oberhalb von 6 kHz verglichen mit der Im-Ohr-Kalibrierung größere Pegelfehlschätzungen aufweisen.

Um Fehler bei der Kalibrierung und mögliche Auswirkungen auf die Schätzung der DPOAE-Schwelle zu bewerten, wurde die Gehörgangslänge ausgewertet. Die Gehörgangslängenschätzung beruht auf einem Vergleich mit in einem Ohrsimulator (Brüel&Kjaer Typ 4157) gemessenen Referenzkurven (siehe oben). Die Referenzkurven wurden für verschiedene Abstände von der Ohrsonde zum Mikrofon des Ohrsimulators

bestimmt. Anschließend wurde die Referenzkurve mit der besten Übereinstimmung zur tatsächlichen Kalibrierkurve ausgewählt. Der dazugehörige Abstand von Ohrsonde zu Ohrsimulator-Mikrofon ergibt die jeweilige Gehörgangslängenschätzung für den Patienten. Aufgrund der Gehörgangslängenschätzung kann unter der idealisierten Annahme eines schallharten Abschlusses auf den Frequenzbereich zurück geschlossen werden, bei dem eine destruktive Interferenz und damit eine Unterschätzung des Trommelfell-Schalldruckpegels zu erwarten ist. Dieser Bereich ist in der Kalibrierkurve normalerweise durch eine deutliche Senke gekennzeichnet.

3.2.4 DPOAE-Messung

Das für die DPOAE-Messung verwendete Messsystem (Starkey DP 2000) besteht aus einer MATLAB-Funktionsbibliothek, die zur Ansteuerung einer in einem Laptop eingebauten PCMCIA-Karte (CacDSP Bullet 2) dient. Über diese Steckkarte werden die auszugehenden Signale als Spannungsverläufe über eine Verstärkerbox von Mimosa Acoustics an eine Ohrsonde von Etymotic Research (ER-10C) weitergeleitet. Die Software zur Steuerung des Messablaufs, Signalerfassung und Analyse der Messdaten wurden im Labor für experimentelle Audiologie der HNO Klinik der TU München entwickelt. Für genauere Informationen zum Messsystem, zur Kalibrierung und zur Reproduzierbarkeit der gemessenen Daten sei auf die Diplomarbeit von Müller (2002) verwiesen.

Um einen möglichst niedrigen Hintergrundrauschpegel zu erhalten und somit die Erfassung niedrigerer Emissionspegel zu gewährleisten, wurden alle Messungen in einer schallisolierten Kammer durchgeführt. Der Patient befand sich während der Messungen auf einer Liege und wurde gebeten, sich möglichst ruhig zu verhalten, um Nebengeräusche zu vermeiden. Es wurde eine Ohrsonde im Ohr des Patienten platziert und durch ein Stirnband mit Klettverschluss seitlich am Kopf befestigt.

Zunächst wurde bei allen Patienten die Kalibrierung des Schalldrucks durchgeführt. Danach wurde die eigentliche Messung der DPOAE vorgenommen.

3.2.4.1 Messung der DPOAE bei verschiedenen Primärtonpegelkombinationen zur Bestimmung eines optimierten Reizparadigmas für Frequenzen über 6 kHz

DPOAE wurden bei den Normalhörenden (10 Probanden) bei verschiedenen Frequenzen und bei verschiedenen Pegelkombinationen gemessen, um die individuell optimale Pegelkombination zu bestimmen, die zu maximalen Emissionspegel führt. Die Messungen wurden bei $f_2 = 6, 7, 8, 9$ und 10 kHz durchgeführt. Das Frequenzverhältnis wurde auf $f_2/f_1 =$

1,15 festgesetzt. Die Primärtonpegel L_2 betragen 60, 50, 40, 30 und 20 dB SPL. Für jeden dieser Primärtonpegel L_2 wurde der Primärtonpegel L_1 bestimmt, der zu maximalen Emissionspegel führt. Dazu wurde L_1 um die Pegelschere nach Kummer et al. (2000) verändert. L_1 wurde hierbei zusätzlich um den Mittenpegel $L_{1,\text{center}} = 0.4L_2 + 39$ dB SPL um verschiedene Offset-Werte $L_{1,\text{offset}}$ verschoben. $L_{1,\text{offset}}$ wurde von -4 bis +16 in 2-dB-Schritten geändert. Durch alle so erhaltenen L_1 -Werte wurde durch lineare Extrapolation eine optimale Pegelscheren-Gleichung für jeden Probanden ermittelt. Der Mittelwert über alle Geradengleichungen für alle Probanden und alle Frequenzen diente als Reizpegel zur Auslösung der DPOAE für Frequenzen oberhalb 6 kHz. Dieser wurde dann bei weiterführenden DPOAE-Feinstrukturmessungen (siehe Kapitel 3.2.4.2 und Kapitel 3.2.4.3) an Normal- und Schwerhörigen verwendet.

3.2.4.2 Messung der DPOAE-Feinstruktur bei Normalhörenden

Die DPOAE-Gramme erfassen – wie oben schon beschrieben – die DPOAE in Abhängigkeit von der Primärtonfrequenz f_2 . Die Frequenzschrittweite kann beliebig festgelegt werden. Man spricht von einer DPOAE Feinstruktur, wenn die Frequenzschrittweite sehr klein gewählt wird.

Im ersten Messabschnitt wurden die DPOAE im Frequenzbereich zwischen 6000 und 10000 Hz zunächst mit einer großen Frequenzschrittweite ($\Delta f_2 = 200$ Hz) gemessen. Das Frequenzverhältnis f_2/f_1 betrug 1.15. Der Anregungspegel L_2 wurde von 60 bis 20 dB SPL mit einer Schrittweite von 10 dB SPL variiert. Das Pegelverhältnis von L_2 und L_1 wurde mit $L_1 = 0.4L_2 + 39$ dB SPL eingestellt (Kummer et al., 2000) (siehe Einleitung).

Anschließend wurde die DPOAE-Feinstruktur zwischen 2000 und 10000 Hz gemessen. Dabei wurde die Messung in zwei Frequenzbereiche unterteilt: der erste Messbereich umfasste Frequenzen von 2000 bis 6000 Hz, der zweite Messbereich beinhaltete Frequenzen von 6000 bis 10000 Hz. Die Frequenzauflösung Δf_2 betrug in beiden Messbereichen 47 Hz. L_2 wurde wie bereits zuvor zwischen 60 und 20 dB SPL mit einer Schrittweite von 10 dB variiert. Im Messbereich von 2000-6000 Hz wurde folgendes Frequenz- und Pegelverhältnis gewählt: $f_2/f_1 = 1.2$, $L_1 = 0.4L_2 + 39$ dB SPL (Kummer et al., 2000). Im Messbereich von 6000-10000 Hz wurde das Frequenzverhältnis f_2/f_1 mit 1.15 festgelegt. Die Einstellung der Primärtonpegel L_2 und L_1 wurde aus der DPOAE-Messung bei verschiedenen Primärtonpegelkombinationen bestimmt (siehe Kapitel 3.2.4.1) $L_1 = 0.38L_2 + 50$ dB SPL.

3.2.4.3 Messung der DPOAE-Feinstruktur bei schwerhörenden Patienten mit und ohne Tinnitus

Bei den schwerhörenden Patienten wurde die DPOAE-Feinstruktur in den Frequenzbereichen gemessen, in denen ein Hochtonhörverlust vorhanden war. Bei den schwerhörenden Patienten mit Tinnitus wurde versucht den Frequenzbereich des Tinnitus mit zu erfassen.

Die Frequenzauflösung Δf_2 betrug 47 Hz. L_2 wurde zwischen 60 und 20 dB SPL mit einer Schrittweite von 10 dB variiert. Im Messbereich von 2000-6000 Hz wurde das Frequenz- und Pegelverhältnis zu $f_2/f_1 = 1.2$ und $L_1 = 0.4L_2 + 39$ dB SPL gewählt. Im Messbereich von 6000-10000 Hz wurde das Frequenzverhältnis f_2/f_1 mit 1.15 festgelegt. Die Einstellung der Primärtonpegel L_2 und L_1 wurde aus der DPOAE-Messung bei verschiedenen Primärtonpegelkombinationen bestimmt (siehe Kapitel 3.2.4.1): $L_1 = 0.38L_2 + 50$ dB SPL.

3.2.4.4 Untersuchte DPOAE- Kenngrößen

Die DPOAE-Gramme und DPOAE-Wachstumsfunktionen sollen auf verschiedene Kenngrößen hin untersucht werden. Die Kenngrößen und ihre Auswertungskriterien sind im Folgenden beschrieben.

Die **Anzahl der gemessenen Punkte** gibt an, bei wie vielen Testfrequenzen (f_2) und Primärtonpegeln (L_2) DPOAE im Durchschnitt über alle Probanden gemessen wurden. Bei den Normalhörenden ist die Anzahl der gemessenen Punkte konstant, da immer der komplette Frequenzbereich gemessen werden konnte. Bei den Schwerhörenden ist die Anzahl der gemessenen Punkte unterschiedlich, da wegen zu langer Messdauer DPOAE meist nur in Teilbereichen des vorgegebenen Frequenzbereiches (2-10 kHz), in denen der Hörverlust vorhanden war, gemessen werden konnte. Allerdings musste bei mindestens einem Drittel der Testfrequenzen des untersuchten Frequenzbereiches DPOAE-Messungen durchgeführt worden sein. War dies nicht möglich wurde der Datensatz verworfen.

Die **Anzahl gültiger Punkte** gibt an, bei wie vielen Testfrequenzen (f_2) und Primärtonpegeln (L_2) valide DPOAE messbar waren. Die Anzahl gültiger Punkte wurde in der vorliegenden Arbeit sowohl für die einzelnen Anregungspegel (L_2) als auch gemittelt für alle Anregungspegel bestimmt. Allerdings musste bei mindestens 15% der gemessenen Punkte valide DPOAE-Antworten vorliegen. War dies nicht möglich wurde der Datensatz verworfen.

Der **Emissionspegel (L_{dp})** gibt die Stärke der Emission an. Der Emissionspegel wurde in der vorliegenden Arbeit sowohl für die einzelnen Anregungspegel (L_2) als auch gemittelt für alle Anregungspegel bestimmt.

Das **Signal-Rausch-Verhältnis (signal to noise ratio: SNR)** ist definiert als das Verhältnis der mittleren Signalleistung zur mittleren Rauschleistung. Das heißt das SNR beschreibt wie groß der Abstand der Emission zum Störgeräuschpegel ist. Das SNR wurde in der vorliegenden Arbeit sowohl für die einzelnen Anregungspegel (L_2) als auch gemittelt für alle Anregungspegel bestimmt. Als Auswertungskriterium zur Bestimmung der optimalen L_1 -Werte wurde ein SNR von 10 dB festgelegt. Es wurde ein etwas höheres SNR verwendet, da hier eine zufällig gültige Emission die Geradengleichung unter Umständen stark beeinflussen kann. Für die DPOAE-Feinstruktur hingegen wurde das sonst übliche SNR von 6 dB verwendet, da hier eine zufällig gültige Emission keinen so großen Einfluss hat, da bei der Auswertung normalerweise ein größerer Frequenzbereich betrachtet wird und daher "Fehler" eher rausgemittelt werden.

Der **Störgeräuschpegel (L_{nr})** beschreibt die Güte der Messbedingungen. Je höher der Störgeräuschpegel desto schwieriger ist die Messung. Der Störgeräuschpegel wurde in der vorliegenden Arbeit gemittelt für alle Anregungspegel bestimmt.

Die **Rauhigkeit** ist der Mittelwert der Absolutwerte der Senkentiefe in DPOAE-Grammen. Die Senkentiefe wird folgendermaßen definiert: $\text{Senkentiefe}(f_2) = 2 * L_{dp}(f_2) - L_{dp}(f_2 - \Delta f_2) - L_{dp}(f_2 + \Delta f_2)$. Δf_2 bezeichnet die Frequenzauflösung des DPOAE-Gramms. Die Rauhigkeit quantifiziert die Ausprägtheit der Feinstruktur, das heißt wie stark die Ausprägung der Spitzen und Senken im DPOAE-Gramm sind. Je höher die Rauhigkeit ist, desto ausgeprägter ist die Feinstruktur der DPOAE-Gramme und desto größer sind die Spitzen und Senken. Die Rauhigkeit wurde in der vorliegenden Arbeit für die einzelnen Anregungspegel (L_2) bestimmt.

Die **Hörschwelle** wurde auf zwei verschiedenen Art und Weisen geschätzt. Zum einen erfolgte die Hörschwellenschätzung nach der Methode der extrapolierten DPOAE-Wachstumsfunktion (Boege und Janssen, 2002). Die Auswertungskriterien zur Bestimmung der extrapolierten Hörschwelle waren hier mindestens zwei gültige Messpunkte, ein Korrelationskoeffizient (r^2) größer als 0.8 und eine Steigung größer gleich 10^{-7} Pa/dB. Der geschätzte Hörverlust wurde auf minimal -10 dB HL begrenzt. Zum anderen wurde die Hörschwelle geschätzt, indem 10 dB vom kleinsten L_2 -Pegel, bei dem noch eine valide

DPOAE-Messung vorlag, abgezogen wurden. Diese Hörschwellenschätzung wird als einfache Hörschwellenschätzung bezeichnet. Der Hörschwellenschätzwert wird in dB HL angegeben und wurde aus dem dB SPL Wert mittels eines Korrekturwertes bestimmt. Der Korrekturwert wurde experimentell in einer Studie von Janssen und Mitarbeitern (2003) ermittelt. Hierbei wurde an 30 normalhörenden Probanden für unterschiedliche Frequenzen der ausgegebene Schalldruckpegel in dB SPL an der jeweiligen Hörschwelle gemessen. Dieser über alle Probanden gemittelte Schalldruckpegel in dB SPL an der Hörschwelle wurde als Korrekturwert verwendet.

Die **subjektive Hörschwelle**, die mittels Tonschwellenaudiometrie ermittelt wurde, wird mit L_{ht} angegeben. Bei den Frequenzen, bei denen DPOAE, aber nicht die Hörschwelle gemessen wurde, wurde die subjektive Hörschwelle durch Interpolation bestimmt.

Die **Steigung der DPOAE-Wachstumsfunktion** wurde auf zwei verschiedenen Arten bestimmt. Zum einen wurde die Steigung s_{dp} aus den L_{dp} -Werten der extrapolierten Wachstumsfunktion zwischen $L_2 = 60$ und 40 dB SPL berechnet. Zum anderen wurde die Steigung $s_{dp, discr}$ aus diskreten Werten, das heißt aus den gültigen Messpunkten bei $L_2 = 60$ und $L_2 = 40$ dB SPL, ermittelt.

Zur Bestimmung der Korrelation der verschiedenen DPOAE-Kenngrößen wurde die **Signifikanz (p)** nach dem Wilcoxon Matched pairs Test für paarweise verbundene Stichproben und nach dem Wilcoxon Matched Sample Test für unabhängige, nicht paarweise verbundene Stichproben ermittelt. Paarweise verbunden heißt, dass die Größen, die verglichen werden, jeweils vom gleichen Kollektiv stammen (d.h. z.B. Vergleich 2-6 kHz und 6-10 kHz bei Normalhörenden). Nicht paarweise verbunden heißt, dass die Größen von unterschiedlichen Kollektiven stammen (d.h. z.B. Vergleich 2-6 kHz Normalhörende und 2-6 kHz Schwerhörende). Die Signifikanz (p) wird in den im Ergebnisteil aufgeführten Tabellen mit Sternchen gekennzeichnet:

* entspricht $p < 0.05$

** entspricht $p < 0.01$

*** entspricht $p < 0.001$

4 Ergebnisse

4.1 Subjektive Hörschwellenmessung mittels Tonschwellenaudiometrie bei den normalhörenden Probanden

Zunächst wurde die Reintonschwelle für die Frequenzen 0.5, 1, 2, 3, 4, 6 und 8 kHz bei den 10 normalhörenden Probanden bestimmt. In Tabelle 1 sind die Mittelwerte und Standardabweichungen der Tonschwelle für die Frequenzen 0.5 bis 8 kHz aufgelistet. Die Hörschwellen variieren hier im Mittel zwischen -1 dB HL bei 8 kHz und 6 dB HL bei 6 kHz.

Frequenzbereich für Hörschwelle	Mittelwert und Standardabweichung
0.5-8 kHz (0.5, 1, 2, 3, 4, 6, 8 kHz)	3.7 ± 5.0 dB HL
2-6 kHz (2, 3, 4, 6 kHz)	4.7 ± 5.7 dB HL
6-8 kHz (6, 8 kHz)	2.5 ± 5.8 dB HL
0.5 kHz	3.0 ± 7.9 dB HL
1 kHz	5.0 ± 5.3 dB HL
2 kHz	5.5 ± 10.1 dB HL
3 kHz	4.5 ± 11.4 dB HL
4 kHz	3.0 ± 7.2 dB HL
6 kHz	6.0 ± 5.2 dB HL
8 kHz	-1.0 ± 8.8 dB HL

Tabelle 1: Mittelwerte und Standardabweichungen der Tonschwelle für das Normkollektiv im Frequenzbereich zwischen 0.5 und 8 kHz.

4.2 Entwicklung einer neuen Pegelschere zwischen 6 und 10 kHz bei Normalhörenden

Zur Ermittlung eines geeigneten Reizparadigmas für die Frequenzen f_2 zwischen 6 und 10 kHz wurden bei den 10 Normalhörenden bei den Frequenzen 6, 7, 8, 9 und 10 kHz individuelle optimale Pegelscheren-Gleichungen bestimmt. Anschließend wurden die individuellen Pegelscheren-Gleichungen über alle Probanden und alle Frequenzen gemittelt.

Die Vorgehensweise zur Bestimmung der individuellen Pegelschere war dabei wie folgt:

Für jeden Anregungspegel L_2 wurde der Primärtonpegel L_1 bestimmt, bei dem maximale Emissionen zu messen waren (vgl. Abbildung 15 unten). Durch alle so erhaltenen L_1 -Werte wurde durch lineare Extrapolation eine optimale Pegelscheren-Gleichung für jeden Probanden

ermittelt. Abbildung 15 stellt an einem Fallbeispiel die Ableitung der neuen individuellen Pegelschere (rote Linie) aus dem Pegelgebirge (Abbildung 15 oben links) bei 7 kHz dar. Die Gleichung für die neue Pegelschere lautet hier: $L_1 = 0.5 L_2 + 41.4 \text{ dB SPL}$. Die Pegelschere von Kummer und Mitarbeiter (2000) $L_1 = 0.4 L_2 + 39 \text{ dB SPL}$ ist in der Abbildung als blaue Linie mit eingezeichnet.

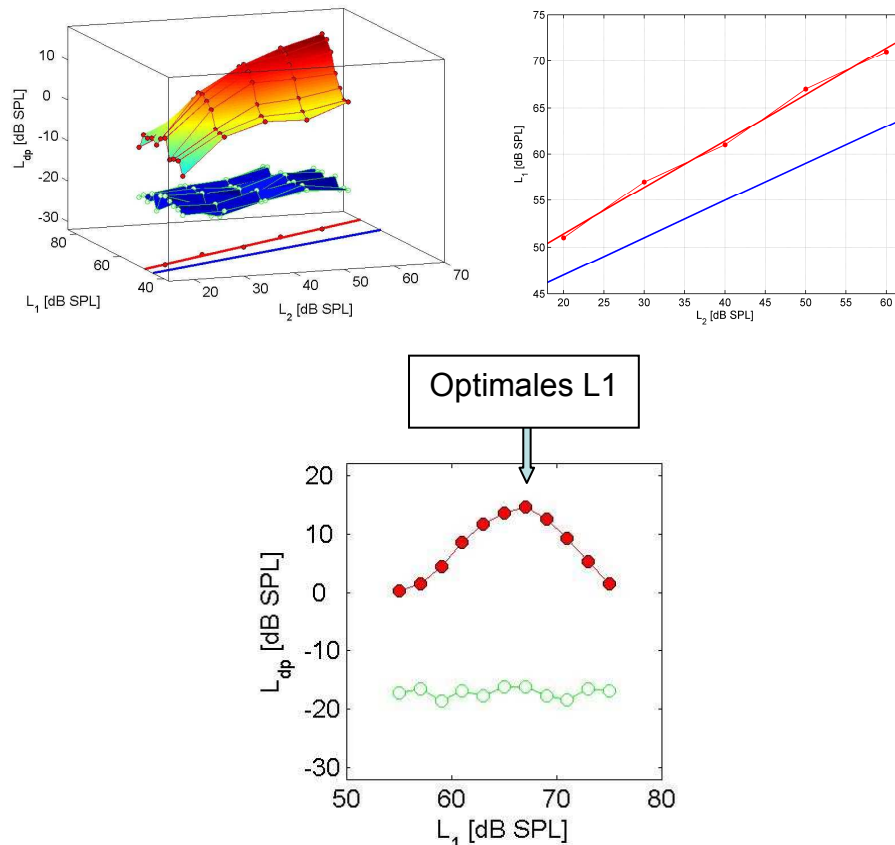


Abbildung 15: Beispiel für Pegelgebirge (oben links) und daraus abgeleiteter individueller neuer Pegelschere (rote Linie) bei 7 kHz. Die Gleichung für die Pegelschere lautet hier: $L_1 = 0.5 L_2 + 41.4 \text{ dB SPL}$. Die bisherige Pegelschere $L_1 = 0.4 L_2 + 39 \text{ dB SPL}$ ist als blaue Linie mit eingezeichnet. DPOAE-Wachstumsfunktion (unten).

Die Voraussetzung zur Bestimmung gültiger Messpunkte war – wie bereits in Kapitel 3.2.4.4 gesagt – ein SNR von 10 dB. Zur Bestimmung eines optimalen L_1 -Wertes für ein fixes L_2 sollte an mindestens zwei der elf dargebotenen L_1 eine gültige Emission vorhanden sein (vgl. Abbildung 15, unten). Die Voraussetzung für die lineare Extrapolation war, dass mindestens drei gültige L_1/L_2 -Kombinationen (d.h. optimales L_1 für fixes L_2) bestimmt werden konnten. Die Anzahl der Messdatensätze, die diese Voraussetzungen erfüllten, ist in Abbildung 16 wiedergegeben. Wie in Abbildung 16 ersichtlich, ist bei 6 kHz die Anzahl gültiger Messdatensätze am größten, bei den höheren Frequenzen (9 und 10 kHz) hingegen am kleinsten.

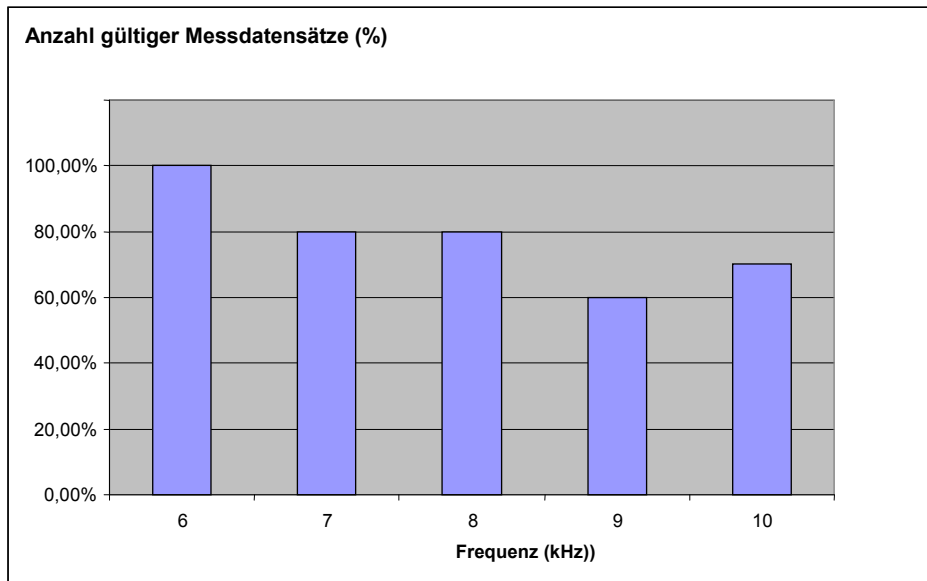


Abbildung 16: Anzahl gültiger Messdatensätze für die Bestimmung des optimierten Reizparadigmas für die Frequenzen von 6 bis 10 kHz.

Die individuellen Pegelscherengleichungen wurden bei den Frequenzen 6, 7, 8, 9 und 10 kHz gemittelt. Außerdem wurde eine Mittelung über alle gemittelten Pegelscheren über alle Frequenzen durchgeführt. Die Mittelung über alle gemittelten Pegelscheren für den Frequenzbereich zwischen 6 und 10 kHz lieferte die Pegelscherengleichung $L_1 = 0,38 L_2 + 50$. Tabelle 2 gibt einen Überblick über die gemittelten Pegelscherengleichungen bei den Frequenzen 6, 7, 8, 9 und 10 kHz und über die gemittelte Pegelscherengleichung über alle Frequenzen.

Frequenz	$a * L_2 + b$ gemittelt
6 kHz	$0.44 \pm 0.12 * L_2 + 43.37 \pm 6.56$ dB
7 kHz	$0.32 \pm 0.14 * L_2 + 51.39 \pm 11.83$ dB
8 kHz	$0.42 \pm 0.14 * L_2 + 48.77 \pm 9.29$ dB
9 kHz	$0.37 \pm 0.14 * L_2 + 55.33 \pm 7.04$ dB
10 kHz	$0.36 \pm 0.17 * L_2 + 55.43 \pm 8.62$ dB
Mittel über alle Frequenzen	$0.38 \pm 0.14 * L_2 + 50.12 \pm 9.61$ dB \rightarrow $0.38 L_2 + 50$

Tabelle 2: Gemittelte Pegelscherengleichungen bei den Frequenzen 6, 7, 8, 9 und 10 kHz und über alle Frequenzen.

In Abbildung 17 sind die Pegelscheren für die unterschiedlichen Frequenzen (rot: 6 kHz, blau: 7 kHz, grün: 8 kHz, gelb: 9 kHz, türkis 10 kHz) und gemittelt über alle Frequenzen (schwarz) graphisch dargestellt.

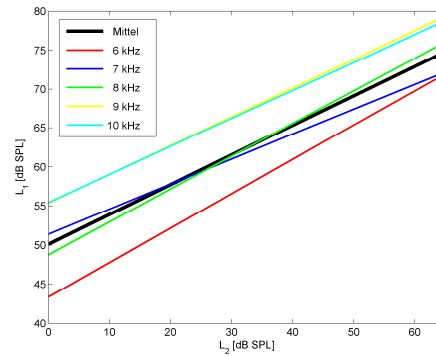


Abbildung 17: Pegelscheren für die unterschiedlichen Frequenzen (rot: 6 kHz, blau: 7 kHz, grün: 8 kHz, gelb: 9 kHz, türkis: 10 kHz) und gemittelt über alle Frequenzen (schwarz).

4.3 Vergleich der mit unterschiedlichen Pegelscheren ausgelösten DPOAE bei Normalhörenden

In diesem Abschnitt werden die DPOAE-Daten der alten, für den mittleren Frequenzbereich gültigen Pegelschere (Kummer et al., 2000), mit denen der neuen, für den hohen Frequenzbereich gültigen Pegelschere, verglichen. Alle DPOAE-Daten wurden für jeden Probanden zunächst über die Frequenzen f_2 (und ggf. Pegel L_2) und dann über die Probanden gemittelt.

4.3.1 Vergleich der DPOAE-Daten zwischen 6 und 10 kHz mit unterschiedlichen Pegelscheren

Zunächst werden die DPOAE-Daten der alten Pegelschere mit denen der neuen Pegelschere im Frequenzbereich zwischen 6 und 10 kHz verglichen. Auf die Ergebnisse der Auswertung soll nun näher eingegangen werden. Die gesamten Ergebnisse sind im Tabellenanhang in Tabelle 31 aufgeführt.

Vergleicht man die mit den zwei Pegelscheren im Frequenzbereich zwischen 6 und 10 kHz gemessenen DPOAE, so ließen sich bei Anwendung der neuen Pegelschere im Durchschnitt mehr gültige Messpunkte bestimmen. Die Streuung der Anzahl der gültigen Messpunkte, war bei der neuen Pegelschere geringer als bei der alten. Der Grund hierfür ist, dass das SNR über die Probanden hinweg betrachtet, bei der neuen Pegelschere größer war als bei der alten.

In Abbildung 18 sind die gemittelten DPOAE-Pegel der 10 Normalhörenden dargestellt. Abbildung 18 (links) zeigt die DPOAE-Gramme (Mittelwert) für $L_2 = 60$ (helles rot), 50, 40, 30 und 20 dB SPL (dunkles rot) zwischen 6 und 10 kHz und einer Frequenzauflösung von 47 Hz, die mit der alten Pegelschere ermittelt wurden. In Abbildung 18 (rechts) sind die DPOAE-Gramme (Mittelwert) dargestellt, die mit der neuen Pegelschere bestimmt wurden.

Mit der alten Pegelschere konnten nur 53%, mit der neuen Pegelschere hingegen 58% gültige Messpunkte erzielt werden.

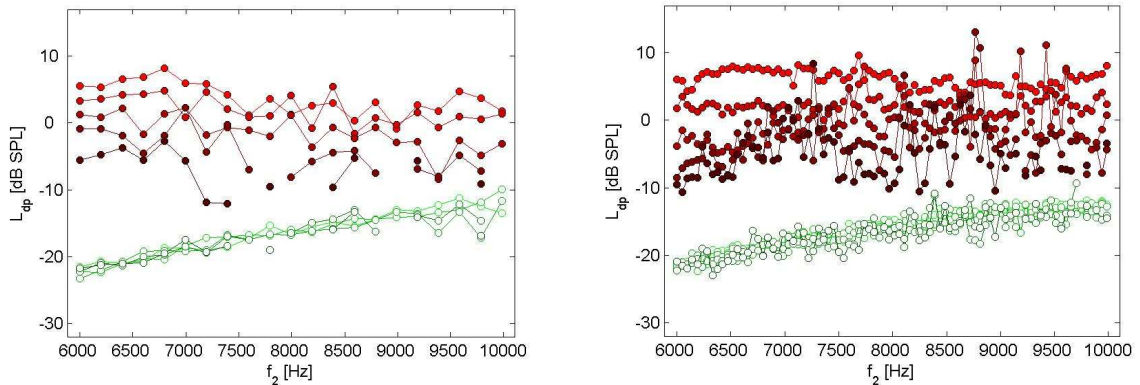
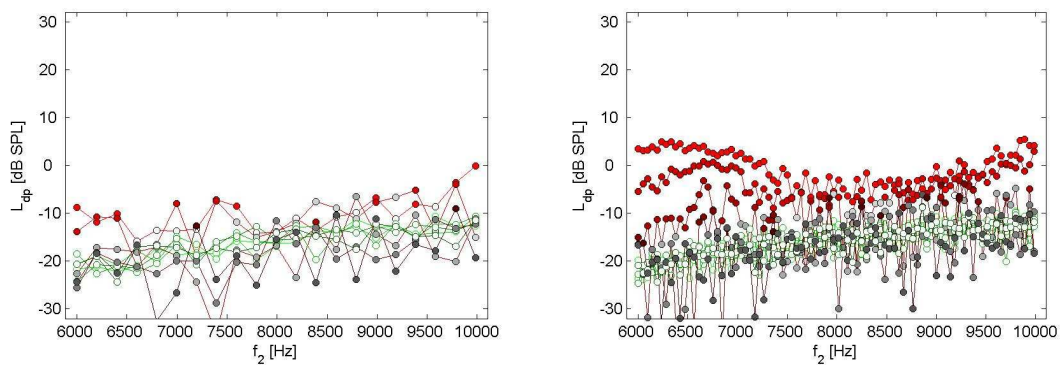


Abbildung 18: DPOAE-Gramme (Mittelwert) mit der alten Pegelschere (links) und der neuen Pegelschere (rechts) beim Normkollektiv

Abbildung 19 zeigt Messungen jeweils mit der alten Pegelschere (links) und der neuen Pegelschere (rechts) an zwei Probanden. Bei Proband 1 (obere Abbildung) traten niedrigere Emissionspegel auf als bei Proband 2 (untere Abbildung). Die Messung der DPOAE mit der neuen Pegelschere wies deutlich mehr gültige Messpunkte auf. Bei Proband 1 ließen sich mit der alten Pegelschere 19% an gültigen Messpunkten bestimmen, mit der neuen Pegelschere 49%. Bei Proband 2 betrug die Anzahl der gültigen Messpunkte mit der alten Pegelschere 49%, mit der neuen Pegelschere 91%.

Proband 1:



Proband 2:

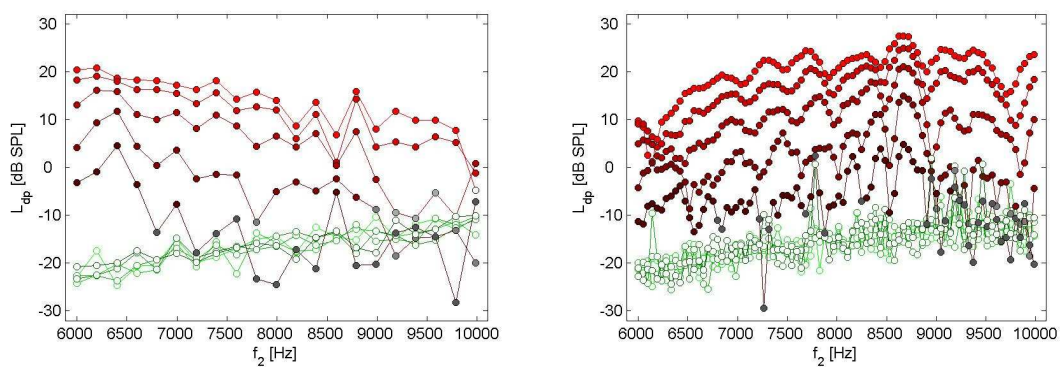


Abbildung 19: DPOAE-Messungen mit der alten Pegelschere (links) und der neuen Pegelschere (rechts) an Proband 1 (obere Abbildung) und Proband 2 (untere Abbildung).

Beim Normkollektiv zeigten sich bei Anwendung der neuen Pegelschere im Vergleich zur alten Pegelschere größere Emissionspegel (L_{dp}) bei $L_2 = 50$ und 60 dB SPL und niedrigere Emissionspegel (L_{dp}) bei $L_2 = 40$, 30 und 20 dB SPL. Über alle L_2 gemittelt, zeigte sich hingegen ein größerer Emissionspegel bei Anwendung der alten Pegelschere (vgl. Tabelle 3). Die Streuung der Emissionspegel war bei der alten und bei der neuen Pegelschere ähnlich, das heißt die interindividuelle Variabilität des Emissionspegels war daher unabhängig vom verwendeten Reizparadigma.

	alte Pegelschere $L_1 = 0.4 L_2 + 39, \Delta f = 200$	neue Pegelschere $L_1 = 0.38 L_2 + 50, \Delta f = 47$
über alle L_2 gemittelt	-1.4 ± 4.5 dB SPL nicht sign.	-2.3 ± 5.3 dB SPL nicht sign.
$L_2 = 60$ dB SPL	3.0 ± 5.7 dB SPL	5.9 ± 6.0 dB SPL
$L_2 = 50$ dB SPL	1.2 ± 5.1 dB SPL	1.7 ± 6.0 dB SPL
$L_2 = 40$ dB SPL	-2.7 ± 6.0 dB SPL	-3.2 ± 6.4 dB SPL
$L_2 = 30$ dB SPL	-6.2 ± 4.9 dB SPL	-7.0 ± 6.0 dB SPL
$L_2 = 20$ dB SPL	-8.1 ± 4.8 dB SPL	-9.0 ± 3.8 dB SPL

Tabelle 3: Emissionspegel L_{dp} bei verschiedenen Anregungspegel L_2 gemessen mit der alten und mit der der neuen Pegelschere

Schaut man sich die Messbedingungen an, so war der Störgeräuschpegel L_{nf} für beide Messungen ähnlich ($L_{nf} = -16.4$ dB SPL für die alte Pegelschere und $L_{nf} = -15.9$ dB SPL für die neue Pegelschere).

Bei Betrachtung der Hörschwellenschätzung fällt auf, dass sowohl die einfache Schätzung der Hörschwelle $L_{dpth,s}$, als auch die Schätzung der Hörschwelle mittels Extrapolation L_{dpth} bei Anwendung der neuen Pegelschere bei mehr Testfrequenzen möglich war. In Tabelle 4 wird dies veranschaulicht.

	alte Pegelschere $L_1 = 0.4 L_2 + 39, \Delta f = 200$	neue Pegelschere $L_1 = 0.38 L_2 + 50, \Delta f = 47$
L_{dpth} (mittels Extrapolation geschätzte Hörschwelle)	5.3 ± 6.4 dB HL 26.1 ± 4.3 dB SPL Anzahl Frq.: 11.9 ± 5.1 von 21= 56.7 ± 24.1 % nicht sign.	8.9 ± 5.0 dB HL 31.2 ± 4.9 dB SPL Anzahl Frq.: 62.8 ± 15.9 von 86= 73.0 ± 18.4 % nicht sign.
$L_{dpth,s}$ (einfach geschätzte Hörschwelle: letzter $L_2 - 10$ dB)	6.8 ± 6.0 dB HL 29.2 ± 5.9 dB SPL Anzahl Frq.: 19.1 ± 2.9 von 21= 91 ± 13.6 % nicht sign.	6.6 ± 6.0 dB SPL 29.4 ± 5.9 dB HL Anzahl Frq.: 84.1 ± 5.3 von 86= 97.8 ± 6.2 % nicht sign.

Tabelle 4: Die mittels Extrapolation geschätzte Hörschwelle $L_{dpth,ep}$ und die einfach geschätzte Hörschwelle $L_{dpth,s}$ mit der alten und mit der neuen Pegelschere.

Vergleicht man den Hörschwellenschätzfehler, so erkennt man, dass dieser bei der einfachen Hörschwellenschätzung $L_{dpth,s}$ für beide Pegelscheren ähnlich war. Bei der Schätzung mittels

extrapolierter DPOAE-Wachstumsfunktion L_{dpth} hingegen, war der Hörschwellenschätzfehler bei Anwendung der alten Pegelschere etwas geringer als bei Anwendung der neuen Pegelschere (vgl. Tabelle 5).

Die Streuung des Hörschwellenschätzfehlers war bei beiden Pegelscheren ähnlich. Dies bedeutet, dass die interindividuelle Variabilität des Hörschwellenschätzfehlers unabhängig vom verwendeten Reizparadigma ist.

	alte Pegelschere $L_1 = 0.4 L_2 + 39, \Delta f = 200$	neue Pegelschere $L_1 = 0.38 L_2 + 50, \Delta f = 47$
$L_{\text{dpth}} - L_{\text{ht}}$ (Differenz der mittels Extrapolation geschätzten Hörschwelle zur subjektiven Hörschwelle)	3.4 ± 9.6 dB nicht sign. Anzahl Frq.: 7.3 ± 2.8 von 11 (bis max. 8 kHz) = 66.4 ± 25 % *	7.7 ± 10.4 dB nicht sign. Anzahl Frq.: 35.3 ± 5.7 von 43 (bis max. 8 kHz) = 82.1 ± 13.3 % *
$L_{\text{dpth,s}} - L_{\text{ht}}$ (Differenz der einfach geschätzten Hörschwelle zur subjektiven Hörschwelle)	2.5 ± 12.0 dB nicht sign. Anzahl Frq.: 10.5 ± 1.3 von 11 (bis max. 8 kHz) = 95.5 ± 11.6 % nicht sign.	2.5 ± 11 dB nicht sign. Anzahl Frq.: 42.8 ± 0.4 von 43 (bis max. 8 kHz) = 99.5 ± 1.0 % nicht sign.

Tabelle 5: Die Abweichung der einfach geschätzten Hörschwelle $L_{\text{dpth,s}}$ zur subjektiven Hörschwelle L_{ht} und der mittels Extrapolation geschätzten Hörschwelle $L_{\text{dpth,ep}}$ zur subjektiven Hörschwelle L_{ht} mit der neuen und mit der alten Pegelschere.

Stellt man die zwei Pegelscheren gegenüber, so konnte die Steigung der DPOAE-Wachstumsfunktion mit der neuen Pegelschere im Durchschnitt bei mehr Frequenzen bestimmt werden (vgl. Tabelle 6). Außerdem konnte beobachtet werden, dass die Steigung bei Anwendung der neuen Pegelschere im Vergleich zur alten Pegelschere höher war.

	alte Pegelschere $L_1 = 0.4 L_2 + 39, \Delta f = 200$	neue Pegelschere $L_1 = 0.38 L_2 + 50, \Delta f = 47$
s_{dp} (Steigung zwischen $L_2 = 60$ und 40 dB SPL aus extrapoliertem Gerade)	0.5 ± 0.2 dB/dB nicht sign. Anzahl Frq.: 11.2 ± 4.8 von 21= 53.3 ± 22.8 %	0.6 ± 0.1 dB/dB nicht sign. Anzahl Frq.: 50.8 ± 16.3 von 86= 59.1 ± 18.9 %
$s_{dp,discr}$ (Steigung zwischen $L_2 = 60$ und 40 dB SPL aus diskreten Werten)	0.37 ± 0.08 dB/dB ** Anzahl Frq.: 10.8 ± 5.3 von 21= 51.4 ± 25.1 %	0.5 ± 0.1 dB/dB ** Anzahl Frq.: 47.7 ± 20.3 von 86= 55.5 ± 23.6 %

Tabelle 6: Steigung der extrapolierten Gerade $s_{dp,ep}$ und aus diskreten Werten $s_{dp,discr}$ mit der alten und der neuen Pegelschere

Aufgrund bei Betrachtung aller DPOAE-Kenngrößen etwas stabileren Messbedingungen wurde die neue Pegelschere als Reizparadigma bei den Messungen an den schwerhörenden Patienten ohne Tinnitus und an den schwerhörenden Patienten mit Tinnitus verwendet.

4.3.2 Vergleich der DPOAE-Daten in unterschiedlichen Frequenzbereichen mit alter Pegelschere von 2 bis 6 kHz und neuer Pegelschere von 6 bis 10 kHz im Normkollektiv

Im Folgenden werden die DPOAE-Daten, die in unterschiedlichen Frequenzbereichen erhoben wurden, miteinander verglichen. Die mit der alten Pegelschere bei den Testfrequenzen zwischen 2 und 6 kHz ausgelösten DPOAE, werden mit denjenigen DPOAE-Daten verglichen, die mit der neuen Pegelschere von 6 bis 10 kHz erhoben wurden. Auf die Ergebnisse der Auswertung soll nun näher eingegangen werden. Die gesamten Ergebnisse sind im Tabellenanhang in Tabelle 32 aufgeführt.

Bei Betrachtung der unterschiedlichen Frequenzbereiche fällt auf, dass die Anzahl an gültigen Messpunkten im Frequenzbereich zwischen 6 und 10 kHz deutlich geringer war als im Frequenzbereich zwischen 2 und 6 kHz. Dies ist besonders bei niedrigen Anregungspegeln ($L_2=20$ und 40 dB SPL) deutlich zu erkennen (vgl. Tabelle 7).

Gemessener Frequenzbereich	2-6 kHz (alte PS) $\Delta f = 47 \text{ Hz}$	6-10 kHz (neue PS) $\Delta f = 47 \text{ Hz}$
Anzahl gültiger Punkte		
über alle L_2 gemittelt	370.1 \pm 65.1 von 430 = 86.1 \pm 15.1 % ** (min.: 60.0 %, max.: 100 %)	250.0 \pm 66.5 von 430 = 58.1 \pm 15.5 % ** (min.: 34.4 %, max.: 90.7 %)
$L_2 = 60 \text{ dB SPL}$	79.6 \pm 16.6 von 86 = 92.6 \pm 19.3 %	81.9 \pm 10.2 von 86 = 95.2 \pm 11.9 %
$L_2 = 40 \text{ dB SPL}$	80.8 \pm 7.9 von 86 = 94.0 \pm 9.2 %	48.9 \pm 18.9 von 86 = 56.9 \pm 21.9 %
$L_2 = 20 \text{ dB SPL}$	55.8 \pm 24.5 von 86 = 64.9 \pm 28.5 %	16.3 \pm 18.4 von 86 = 19.0 \pm 21.4 %

Tabelle 7: Anzahl gültiger Punkte für den Frequenzbereich zwischen 2 und 6 kHz (gemessen mit der alten Pegelschere) und 6 und 10 kHz (gemessen mit der neuen Pegelschere).

Betrachtet man die Emissionspegel (L_{dp}), so waren die Emissionspegel - über alle L_2 gemittelt - im Frequenzbereich zwischen 6 und 10 kHz auch deutlich niedriger. Die Schwankungsbreite dagegen war in beiden Bereichen ähnlich.

Insgesamt waren die Messbedingungen im Frequenzbereich zwischen 6 und 10 kHz deutlich schlechter. Der Störgeräuschpegel L_{nf} war in diesem Frequenzbereich größer als im Frequenzbereich zwischen 2 und 6 kHz. In Abbildung 20 wird dies veranschaulicht.

Abbildung 20 stellt die gemittelten Daten des Normkollektives dar. Im linken Diagramm sind die DPOAE-Gramme (Mittelwert) für $L_2 = 60$ (helles rot), 50, 40, 30 und 20 dB SPL (dunkles rot) zwischen 2 und 10 kHz und einer Frequenzauflösung von 47 Hz dargestellt. Das rechte Diagramm zeigt den Mittelwert und die Standardabweichung des Emissionspegels L_{dp} bei $L_2 = 50$ dB SPL. Die grünen Punkte kennzeichnen jeweils den Störgeräuschpegel. In beiden Abbildungen ist deutlich zu erkennen, dass der Störgeräuschpegel ab etwa 6 kHz stark ansteigt.

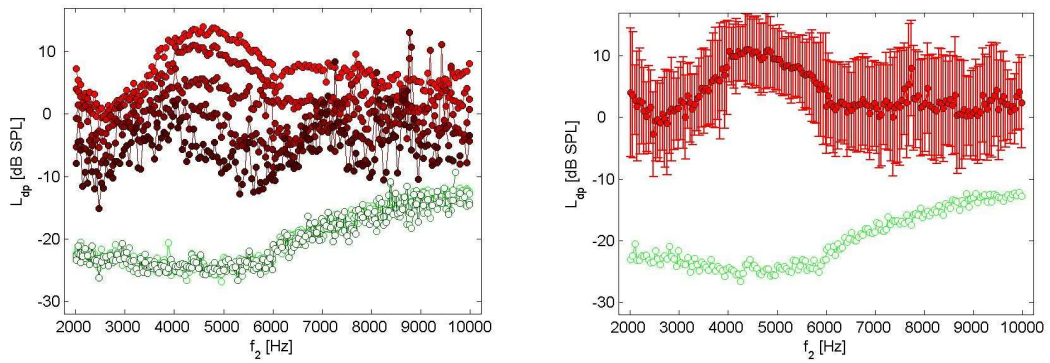


Abbildung 20: DPOAE-Gramm für $L_2 = 60$ (helles rot), 50, 40, 30, 20, dB SPL (dunkles rot) zwischen 2 und 10 kHz mit einer Frequenzauflösung von 47 Hz (links), Mittelwert und Standardabweichung von L_{dp} bei $L_2 = 50$ dB SPL (rechts).

Vergleicht man die Rauigkeit in den beiden Frequenzbereichen, so zeigt sich, dass die über alle L_2 gemittelte Rauigkeit im oberen Frequenzbereich zwischen 6 und 10 kHz niedriger war als im unteren Frequenzbereich. Dies bedeutet, dass die DPOAE-Gramme im oberen Frequenzbereich einen glatteren Verlauf aufwiesen. Dies ist in Abbildung 21 an einem Fallbeispiel dargestellt. Es sind die DPOAE-Gramme eines normalhörenden Patienten für den Frequenzbereich zwischen 2 und 10 kHz dargestellt. Die ausgeprägtere Feinstruktur bis 6 kHz und der glattere Verlauf ab 6 kHz ist hier gut zu erkennen.

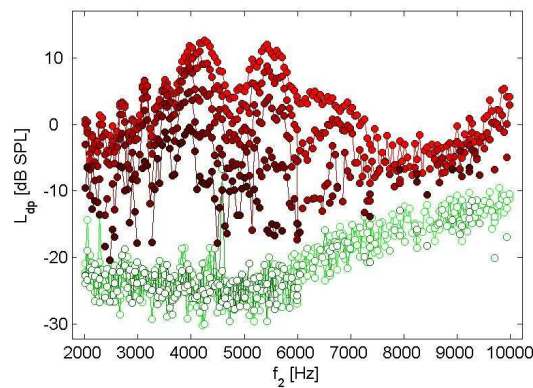


Abbildung 21: DPOAE-Gramm eines normalhörenden Probanden für den Frequenzbereich zwischen 2 und 10 kHz.

Wie man der Tabelle 8 entnehmen kann, nahm die Rauigkeit im gesamten Frequenzbereich tendenziell mit abnehmendem L_2 zu. Zwischen 6 und 10 kHz trat jedoch im niedrigsten Anregungspegel ($L_2=20$ dB), eine leichte Abnahme der Rauigkeit auf. Dies kann darauf zurückgeführt werden, dass hier nur noch sehr wenige Messpunkte vorhanden waren und daher keine aussagekräftige Rauigkeit zu bestimmen war.

Gemessener Frequenzbereich Rauhigkeit	2-6 kHz (alte PS) $\Delta f = 47$ Hz	6-10 kHz (neue PS) $\Delta f = 47$ Hz
$L_2 = 60$ dB SPL	2.6 ± 1.5 dB nicht sign.	2.0 ± 0.8 dB nicht sign.
$L_2 = 50$ dB SPL	3.0 ± 1.8 dB nicht sign.	2.4 ± 0.6 dB nicht sign.
$L_2 = 40$ dB SPL	3.6 ± 2.0 dB nicht sign.	3.3 ± 0.9 dB nicht sign.
$L_2 = 30$ dB SPL	4.2 ± 2.2 dB nicht sign.	3.2 ± 1.3 dB nicht sign.
$L_2 = 20$ dB SPL	5.0 ± 2.7 dB nicht sign.	2.6 ± 1.2 dB nicht sign.

Tabelle 8: Rauhigkeit mit der alten Pegelschere zwischen 2-6 kHz und mit der neuen Pegelschere zwischen 6-10 kHz

Betrachtet man die Hörschwellschätzung mittels DPOAE-Wachstumsfunktion, so kann man erkennen, dass die Anzahl der Testfrequenzen, an denen eine Hörschwellschätzung durchgeführt werden konnte, im Frequenzbereich zwischen 6 und 10 kHz geringer war.

Außerdem zeigte sich im Frequenzbereich zwischen 6 und 10 kHz nur eine schwache Korrelation zwischen mittels Extrapolation geschätzter Hörschwelle und subjektiver Hörschwelle. Dies ist in Abbildung 22 ersichtlich, in der die Korrelation zwischen Hörschwelle aus extrapolierten DPOAE-Wachstumsfunktionen L_{dpth} und subjektiver Hörschwelle L_{ht} für die Frequenzbereiche 2 bis 6 kHz (links) und 6 bis 10 kHz (rechts) dargestellt ist. Die Korrelation war im Frequenzbereich zwischen 2 und 6 kHz höher und die Regressionsgerade (durchgehende Linie, 2-6 kHz: $L_{\text{dpth}} = 0.8 * L_{\text{ht}} + 2.3$ dB HL; 6-10 kHz: $L_{\text{dpth}} = -0.2 * L_{\text{ht}} + 10.8$) näher an der Ursprungsgerade mit der Steigung 1 (gestrichelte Linie).

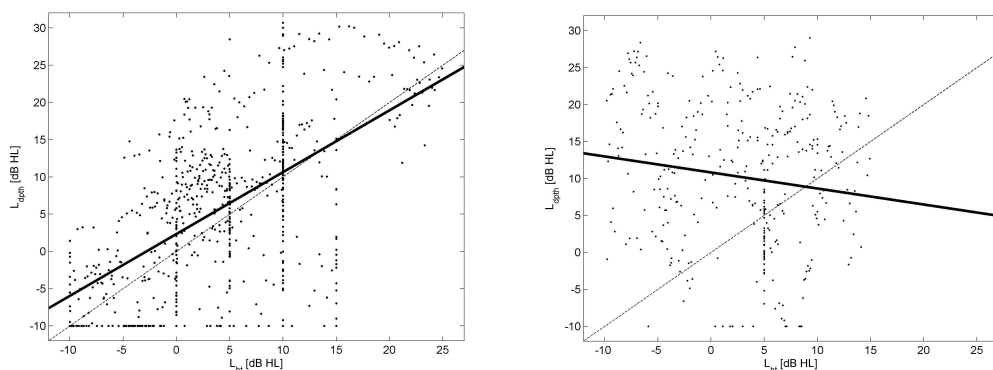
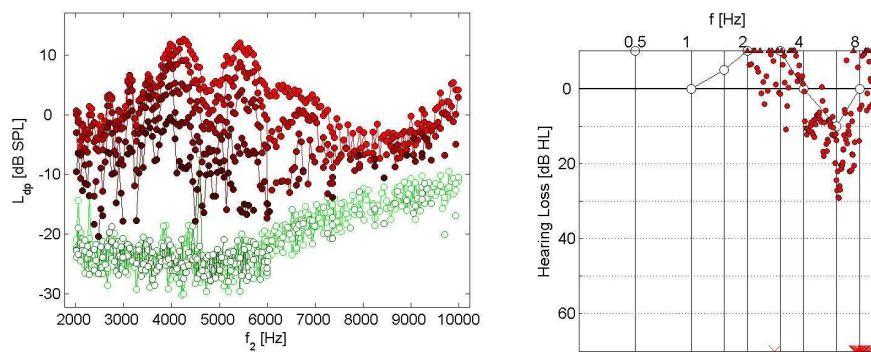


Abbildung 22: Korrelation zwischen Hörschwelle aus extrapolierte Wachstumsfunktion und subjektiver Hörschwelle für die Frequenzbereiche 2 bis 6 kHz (links) und 6 bis 10 kHz (rechts) des Normkollektives.

In Abbildung 23 soll die unterschiedliche Güte der Hörschwellschätzung anhand von zwei Fallbeispielen dargestellt werden. Links sind jeweils die DPOAE-Gramme und rechts die subjektive Hörschwelle (weiße Kreise) und die mittels linearer Extrapolation geschätzte DPOAE-Hörschwelle (rote Kreise) zweier Probanden dargestellt. Proband 1 zeigt im Mittel eine gute Übereinstimmung zwischen Tonschwelle und objektiv geschätzter Schwelle im gesamten Frequenzbereich ($L_{\text{dpth}}-L_{\text{ht}} = 4.0 \text{ dB (2-10 kHz)}, = 2.6 \text{ dB (2-6 kHz)}, = 8.0 \text{ dB (6-10 kHz)}$). Proband 2 zeigt hingegen eine gute Übereinstimmung bis lediglich etwa 5 kHz ($L_{\text{dpth}}-L_{\text{ht}} = 7.6 \text{ dB (2-10 kHz)}, = 4.4 \text{ dB (2-6 kHz)}, = 16.4 \text{ dB (6-10 kHz)}$).

Proband 1:



Proband 2:

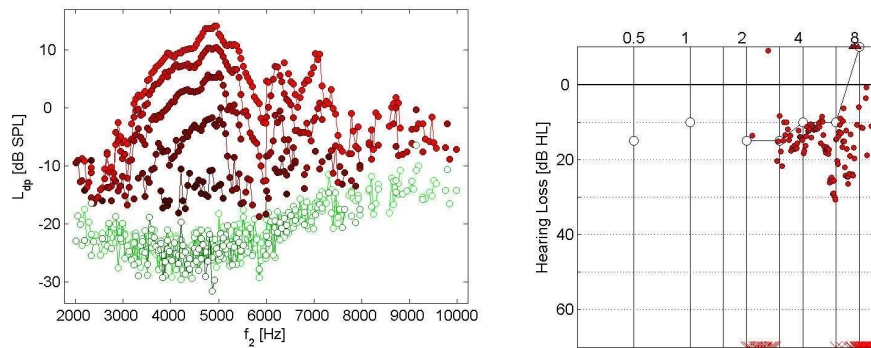


Abbildung 23: Links: DPOAE-Gramme. Rechts: Subjektive und mittels Extrapolation geschätzte Hörschwelle zweier Probanden.

Betrachtet man die Korrelation zwischen der Steigung der extrapolierten Wachstumsfunktion und der subjektiven Hörschwelle, so kann man erkennen, dass auch diese Korrelation für den Frequenzbereich zwischen 6 und 10 kHz schwächer war. In Abbildung 24 ist die Korrelation der Steigung aus der extrapolierten Wachstumsfunktion s_{dp} und der subjektiven Hörschwelle L_{ht} für den Frequenzbereich zwischen 2-6 kHz (links) und 6-10 kHz (rechts) dargestellt. Folgende Regressionsgeraden wurden bestimmt: 2 bis 6 kHz: $s_{\text{dp}} = 0.014 * L_{\text{ht}} + 0.3 \text{ dB/dB}$; 6 bis 10 kHz: $s_{\text{dp}} = -0.006 * L_{\text{ht}} + 0.5 \text{ dB/dB}$. Die Daten zeigen, dass die Korrelation im Frequenzbereich zwischen 2 und 6 kHz größer war.

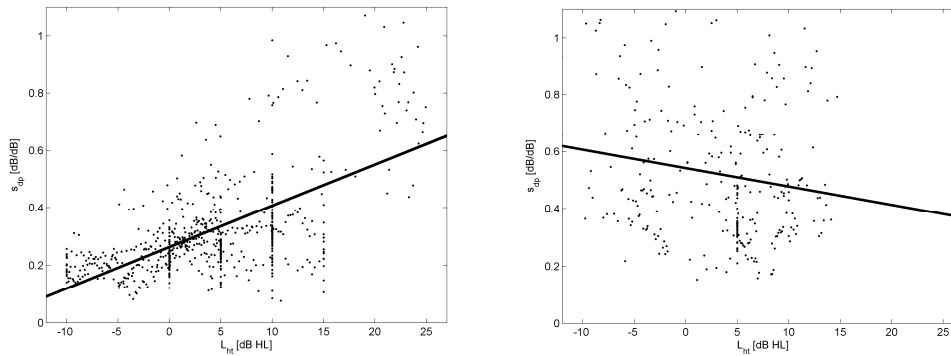


Abbildung 24: Korrelation zwischen Steigung der DPOAE-Wachstumsfunktionen s_{dp} und subjektiver Hörschwelle für die Frequenzbereiche 2 bis 6 kHz (links) und 6 bis 10 kHz (rechts).

Vergleicht man die Steigung in den unterschiedlichen Frequenzbereichen, so fällt auf, dass die Steigung im Durchschnitt im Frequenzbereich zwischen 6 und 10 kHz deutlich größer war (vgl. Tabelle 9).

Gemessener Frequenzbereich	2-6 kHz (alte PS) $\Delta f = 47$ Hz	6-10 kHz (neue PS) $\Delta f = 47$ Hz
Steigung zwischen $L_2 = 60$ und 40 dB SPL)		
s_{dp} (Steigung aus extrapoliertes Gerade)	0.3 ± 0.1 dB/dB ** Anzahl Frq.: 70.2 ± 16.6 von 21 = 81.6 ± 19.3 %	0.6 ± 0.1 dB/dB ** Anzahl Frq.: 50.8 ± 16.3 von 86 = 59.1 ± 18.9 %
$s_{dp,discr}$ (Steigung aus diskreten Werten)	0.3 ± 0.2 dB/dB ** Anzahl Frq.: 76.6 ± 17.4 von 86 = 89.1 ± 20.2 %	0.5 ± 0.1 dB/dB ** Anzahl Frq.: 47.7 ± 20.3 von 86 = 55.5 ± 23.6 %

Tabelle 9: Steigung der extrapolierten Gerade und Steigung aus diskreten Werten mit der alten Pegelschere im Frequenzbereich zwischen 2 und 6 kHz und mit der neuen Pegelschere im Frequenzbereich zwischen 6 und 10 kHz.

4.4 Subjektive Hörschwellenmessung mittels Tonschwellenaudiometrie bei schwerhörenden Patienten mit und ohne Tinnitus

Zunächst wurde bei allen Patienten mit Schwerhörigkeit eine Tonschwellenaudiometrie für die Frequenzen 0.5, 1, 2, 3, 4, 6, 8 kHz durchgeführt.

In Tabelle 10 sind die Mittelwerte und Standardabweichungen der Hörschwelle bei den Schwerhörigen mit und ohne Tinnitus dargestellt. Wie man der Tabelle 10 entnehmen kann, ist der Hörverlust bei den Patienten mit Tinnitus oberhalb 3 kHz deutlich größer, unterhalb 3 kHz kleiner als bei den Patienten ohne Tinnitus. Die Streuung ist oberhalb 3 kHz bei den Tinnitus-Patienten deutlich größer, als bei den Patienten ohne Tinnitus. Das heißt die interindividuelle Variabilität des Hörverlustes ist bis 3 kHz bei den Tinnitus-Patienten größer als bei den Nicht-Tinnituspatienten, unterhalb 3 kHz ist die Streuung außer bei 0.5 kHz kleiner.

Frequenzbereich Hörschwelle	für	Mittelwert Standardabweichung Hörschwelle Schwerhörigen	und der bei	Mittelwert Standardabweichung Hörschwelle Schwerhörigen mit Tinnitus
0.5-8 kHz (0.5, 1, 2, 3, 4, 6, 8 kHz)		26.1 ± 9.3 dB HL nicht sign.		29.4 ± 13.0 dB HL nicht sign.
2-6 kHz (2, 3, 4, 6 kHz)		27.8 ± 10.0 dB HL nicht sign.		34.5 ± 17.5 dB HL nicht sign.
6-8 kHz (6, 8 kHz)		39.2 ± 14.0 dB HL nicht sign.		46.9 ± 19.8 dB HL nicht sign.
0.5 kHz		15.2 ± 9.3 dB HL nicht sign.		15.4 ± 10.1 dB HL nicht sign.
1 kHz		17.9 ± 9.5 dB HL nicht sign.		13.5 ± 7.7 dB HL nicht sign.
2 kHz		21.2 ± 9.3 dB HL nicht sign.		18.5 ± 8.5 dB HL nicht sign.
3 kHz		22.5 ± 11.3 dB HL nicht sign.		28.5 ± 15.6 dB HL nicht sign.
4 kHz		26.9 ± 12.7 dB HL nicht sign.		38.9 ± 27.5 dB HL nicht sign.
6 kHz		36.9 ± 14.7 dB HL nicht sign.		45.0 ± 20.1 dB HL nicht sign.
8 kHz		42.6 ± 17.2 dB HL nicht sign.		48.8 ± 20.0 dB HL nicht sign.

Tabelle 10: Mittelwert und Standardabweichung der Hörschwelle bei Schwerhörigen (HL) mit und ohne Tinnitus. Die Signifikanz wurde zwischen den Gruppen HL und HL + Tinnitus berechnet.

In Abbildung 25 sind die Mittelwerte und Standardabweichungen der Hörschwellen für Normalhörenden (schwarz), Schwerhörige ohne Tinnitus (hellgrün) und Schwerhörige mit Tinnitus (dunkelgrün) aufgetragen. Aus der Abbildung 25 ist deutlich ersichtlich, dass die Patienten mit Hörverlust und Tinnitus oberhalb 3 kHz im Mittel einen größeren Hörverlust haben als die Patienten ohne Tinnitus.

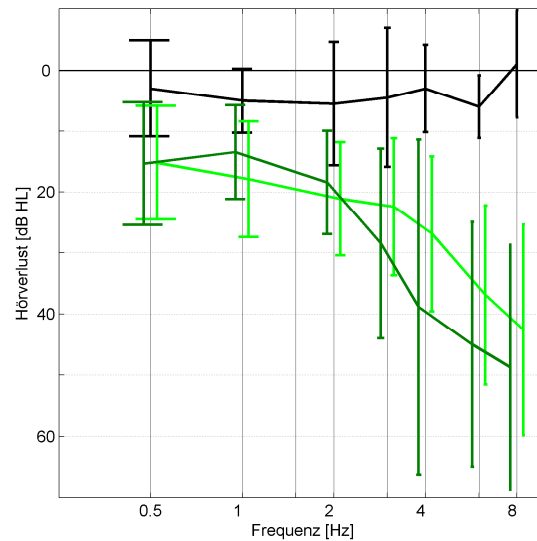


Abbildung 25: Mittelwerte und Standardabweichung der Hörschwellen der Normalhörenden (schwarz), der Schwerhörenden ohne Tinnitus (hellgrün) und der Schwerhörenden mit Tinnitus (dunkelgrün)

4.5 Patienten mit Schwerhörigkeit ohne Tinnitus

Wie in Kapitel 4.3.1 bereits erwähnt, wurde die neue Pegelschere als Reizparadigma bei den Messungen an den schwerhörenden Patienten im Frequenzbereich zwischen 6 und 10 kHz verwendet. In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der Auswertung der DPOAE-Daten bei Patienten mit Schwerhörigkeit beschrieben. Zunächst werden die DPOAE-Daten der Schwerhörenden mit denen der Normalhörenden im gesamten Frequenzbereich verglichen. Anschließend werden die DPOAE-Daten der Schwerhörenden im Frequenzbereich zwischen 2 und 6 kHz denen zwischen 6 und 10 kHz gegenüber gestellt. Außerdem werden die DPOAE-Daten in den unterschiedlichen Frequenzen von 2 bis 10 kHz untereinander und mit denen der Normalhörenden verglichen.

Alle DPOAE-Daten wurden für jeden Probanden zunächst über die Frequenzen f_2 (und ggf. Pegel L_2) und dann über die Probanden gemittelt.

4.5.1 Vergleich der DPOAE des Patienten- und Normkollektives im Bereich zwischen 2 und 6 kHz und 6 und 10 kHz

Die DPOAE-Daten von Patienten mit Hörverlust werden in diesem Abschnitt mit denen von den Normalhörenden verglichen. Dabei werden die Frequenzbereiche zwischen 2 und 6 kHz und zwischen 6 und 10 kHz verwendet.

Im folgenden Abschnitt werden die wichtigsten Ergebnisse zusammengefasst. Die gesamten Ergebnisse sind im Tabellenanhang in Tabelle 33 dargestellt.

Vergleicht man das schwerhörende Patientenkollektiv mit dem Normkollektiv, so waren bei den Schwerhörnden insbesondere im Frequenzbereich zwischen 2 und 6 kHz im Mittel deutlich weniger gültige Messpunkte als bei den Normalhörenden zu registrieren (vgl. Tabelle 11). Dies trifft auch für den Frequenzbereich zwischen 6 und 10 kHz zu, allerdings war die Anzahl der gültigen Messpunkte zwischen den Gruppen – außer bei $L_2 = 60$ dB – hier nicht signifikant.

Gemessener Frequenzbereich 2-6 kHz Anzahl gültiger Punkte	HL (n=39)	NH (n=10)
Über alle L_2 gemittelt	183.2 ± 72.6 von 326.2 = 56.2 % ***	370.1 ± 65.0 von 430 = 86.1 ± 15.1 % ***
$L_2 = 60$ dB SPL	57.0 ± 14.7 von 65.2 = 87.4 % *	79.6 ± 16.6 von 86 = 92.6 ± 19.3 % *
$L_2 = 40$ dB SPL	35.4 ± 20.8 von 65.2 = 54.3 % ***	80.8 ± 7.9 von 86 = 94.0 ± 9.2 % ***

Tabelle 11: Anzahl gültiger Messpunkte im Frequenzbereich zwischen 2-6 kHz bei Schwerhörnden HL und Normalhörenden NH.

Auch die Emissionspegel waren bei den Schwerhörnden im Frequenzbereich zwischen 2 und 6 kHz deutlich niedriger als bei den Normalhörenden (vgl. Tabelle 12).

Dies trifft auch für den Frequenzbereich zwischen 6 und 10 kHz zu, allerdings waren die Emissionspegel zwischen den Gruppen hier nicht signifikant.

Gemessener Frequenzbereich 2-6 kHz Emissionspegel L_{dp}	HL (n=39)	NH (n=10)
über alle L_2 gemittelt	-10.2 ± 4.2 dB SPL ***	0.4 ± 5.3 dB SPL ***
$L_2 = 60$ dB SPL	-3.2 ± 5.8 dB SPL ***	7.4 ± 4.9 dB SPL ***
$L_2 = 40$ dB SPL	-11.3 ± 5.1 dB SPL ***	1.4 ± 6.2 dB SPL ***

Tabelle 12: Emissionspegel über alle Anregungspegel gemittelt bei den Schwerhörnden HL und bei den Normalhörenden NH.

Betrachtet man die Rauigkeit in den unterschiedlichen Patientengruppen, so fällt auf, dass die Rauigkeit im unteren Frequenzbereich zwischen 2 und 6 kHz bei den Schwerhörnden

etwas höher war als bei den Normalhörenden. Im oberen Frequenzbereich hingegen war diese teilweise höher ($L_2 = 50$ dB SPL, 40 dB SPL, 20 dB SPL), teilweise niedriger ($L_2 = 30$ dB SPL, 60 dB SPL). Die Auswertung wurde im oberen Frequenzbereich jedoch durch die niedrige Anzahl an gültigen Daten erschwert. Insgesamt gab es keine eindeutigen Unterschiede in der Rauigkeit zwischen Normalhörenden und Schwerhörenden.

Vergleicht man die Hörschwellenschätzung zwischen den schwerhörenden und den normalhörenden Patienten, so kann man erkennen, dass die mittels DPOAE bestimmte Hörschwelle bei den Schwerhörenden höher geschätzt wird als bei den Normalhörenden, was den Hörverlust der Schwerhörenden widerspiegelt. Der Unterschied ist jedoch nur für den Frequenzbereich zwischen 2 und 6 kHz signifikant (vgl. Tabelle 13).

2-6 kHz	HL (n=39)	NH (n=10)
L_{dpth} (mittels Extrapolation geschätzte Hörschwelle)	20.0 ± 8.3 dB HL *** 30.2 ± 8.4 dB SPL *** Anzahl Frq.: 35.7 ± 17.8 von 65.2 = 54.8 % **	5.7 ± 7.3 dB HL *** 17.2 ± 7.1 dB SPL *** Anzahl Frq.: 70.8 ± 16.5 von 86 = 82.3 ± 19.1 % **
$L_{dpth,s}$ (einfach geschätzte Hörschwelle: letzter L_2-10 dB)	16.2 ± 8.4 dB HL *** 26.8 ± 8.8 dB SPL *** Anzahl Frq.: 60.7 ± 12.2 von 65.2 = 93.0 % **	3.7 ± 5.5 dB HL *** 15.1 ± 5.5 dB SPL *** Anzahl Frq.: 86.0 ± 0.00 von 86 = 100 ± 0 % **

Tabelle 13: Mittels Extrapolation $L_{dpth,ep}$ und einfach geschätzte Hörschwelle $L_{dpth,s}$ bei den Schwerhörenden HL und bei den Normalhörenden NH.

Der Hörschwellenschätzfehler ist bei den Schwerhörenden deutlich größer als bei den Normalhörenden und negativ, das heißt die mittels DPOAE geschätzte Hörschwelle schätzt den Hörverlust geringer ein als er tatsächlich ist (vgl. Tabelle 14). Dieser Effekt ist im Bereich zwischen 6 und 10 kHz deutlich stärker ausgeprägt als zwischen 2 und 6 kHz.

6-10 kHz	HL (n=8)	NH (n=10)
L_{dpth} - L_{ht} (Differenz der mittels Extrapolation geschätzten Hörschwelle zur subjektiven Hörschwelle)	-12.2 ± 5.9 dB *** Anzahl Frq.: 19.8 ± 16.2 von 42.0 (bis max. 8 kHz) = 47.0 % *	7.7 ± 10.4 dB *** Anzahl Frq.: 35.3 ± 5.7 von 43 (bis max. 8 kHz) = 82.1 ± 13.3 % *
L_{dpth,s} - L_{ht} (Differenz der einfach geschätzten Hörschwelle zur subjektiven Hörschwelle)	-22.9 ± 6.1 dB *** Anzahl Frq.: 36.9 ± 8.8 von 42.0 (bis max. 8 kHz) = 87.8 % nicht sign.	2.5 ± 11.0 dB *** Anzahl Frq.: 42.8 ± 0.4 von 43 (bis max. 8 kHz) = 99.5 ± 1.0 % nicht sign.

Tabelle 14: Hörschwellenschätzfehler bei den Schwerhörigen HL und bei den Normalhörenden NH.

Bei Betrachtung der Steigung fällt auf, dass die Steigung der DPOAE-Wachstumsfunktion über den gesamten Frequenzbereich (deutlicher jedoch zwischen 2 und 6 kHz) für die Schwerhörenden größer als für die Normalhörenden ist. Dies spiegelt den Kompressionsverlust des cochleären Verstärkers bei einer Innenohrschwerhörigkeit wider (vgl. Tabelle 15).

2-6 kHz	HL (n=39)	NH (n=10)
S_{dp} (Steigung zwischen L₂ = 60 und 40 dB SPL aus extrapoliertes Gerade)	0.6 ± 0.3 dB/dB *** Anzahl Frq.: 28.4 ± 19.0 von 65.2 = 43.5 % ***	0.3 ± 0.1 dB/dB *** Anzahl Frq.: 70.2 ± 16.6 von 86 = 81.6 ± 19.3 % ***
S_{dp,discr} (Steigung zwischen L₂ = 60 und 40 dB SPL aus diskreten Werten)	0.5 ± 0.2 dB/dB * Anzahl Frq.: 34.2 ± 21.3 von 65.2 = 52.4 % ***	0.3 ± 0.2 dB/dB * Anzahl Frq.: 76.6 ± 17.4 von 86 = 89.1 ± 20.2 % ***

Tabelle 15: Steigung aus der extrapolierten Gerade $s_{dp,ep}$ und aus diskreten Werten $s_{dp,discr}$ bei Schwerhörenden HL und bei Normalhörenden NH.

4.5.2 Vergleich der DPOAE-Daten zwischen 2 und 6 kHz mit denen zwischen 6 und 10 kHz

In diesem Abschnitt des Ergebnisteiles werden die DPOAE-Daten von Patienten mit Hörverlust zwischen 2 und 6 kHz mit denen zwischen 6 und 10 kHz verglichen.

Im folgenden Abschnitt werden die wichtigsten Ergebnisse zusammengefasst. Die gesamten Ergebnisse sind im Tabellenanhang in Tabelle 33 dargestellt.

Bei Betrachtung der Ergebnisse fällt auf, dass bei ähnlichem Hörverlust in beiden Frequenzbereichen (Mittlerer Hörverlust bei 2-6 kHz: 29 dBHL, Mittlerer Hörverlust bei 6-10 kHz: 32.8 dB HL) im Bereich zwischen 6 und 10 kHz weniger Messpunkte gültig waren (signifikant jedoch nur für $L_2 = 60$ und 20 dB SPL). Dies wird sowohl in Tabelle 16, als auch in der Abbildung 26 veranschaulicht.

	HL 2-6 kHz (n=39)	HL 6-10 kHz (n=8)
Mittlerer Hörverlust	29.0 dB HL nicht sign.	32.8 dB HL nicht sign.
Anzahl gemessener Punkte im Frequenzbereich	326.2 ± 72.6 von 430 = 75.9 % nicht sign.	311.0 ± 106.4 von 430 = 72.3 % nicht sign.
Anzahl gültiger Punkte über alle L_2 gemittelt	183.2 ± 72.6 von 326.2 = 56.2 % nicht sign.	123.5 ± 59.4 von 311 = 39.7 % nicht sign.
Anzahl gültiger Punkte bei $L_2 = 60$ dB SPL	57.0 ± 14.7 von 65.2 = 87.4 % *	38.0 ± 23.8 von 62.2 = 61.1 % *
Anzahl gültiger Punkte bei $L_2 = 40$ dB SPL	35.4 ± 20.8 von 65.2 = 54.3 % nicht sign.	25.6 ± 14.7 von 62.2 = 41.2 % nicht sign.

Tabelle 16: Mittlerer Hörverlust, Anzahl gemessener Punkte und Anzahl gültiger Messpunkte bei den Schwerhörenden im Frequenzbereich zwischen 2-6 kHz und 6-10 kHz.

Bei Vergleich der DPOAE-Daten der Schwerhörenden in den unterschiedlichen Frequenzbereichen, zeigte sich, dass die Emissionspegel für den Frequenzbereich zwischen 6 und 10 kHz deutlich angehoben waren. Dies wird in Abbildung 26 veranschaulicht. In der linken Abbildung sind die DPOAE-Gramme (Mittelwert) der Schwerhörenden zwischen 2 und 10 kHz für die verschiedenen Primärtonpegel (helles rot: $L_2 = 60$ dB SPL, dunkles rot: $L_2 = 20$ dB SPL) dargestellt. Es wurden nur Punkte dargestellt bei denen mindestens 3 valide DPOAE vorhanden waren. Da unterschiedliche Frequenzbereiche gemessen wurden, bei denen die Frequenzwerte nicht immer miteinander übereinstimmen, wurden die Mittelwerte benachbarter Frequenzen im Raster von 47 Hz zusammengefasst. In der rechten Abbildung sind die DPOAE-Gramme (Mittelwert und Standardabweichung) bei $L_2 = 50$ dB SPL dargestellt. Der höhere Emissionspegel im Frequenzbereich zwischen 6 und 10 kHz und die verminderte Anzahl gültiger Messpunkte in diesem Bereich ist in diesen beiden Abbildungen gut ersichtlich.

Außerdem ist aus diesen beiden Abbildungen erkennbar, dass der Störgeräuschpegel (in der Abb. grün dargestellt) im Frequenzbereich zwischen 6 und 10 kHz deutlich höher war. Das SNR war hingegen nicht signifikant unterschiedlich für die beiden Frequenzbereiche.

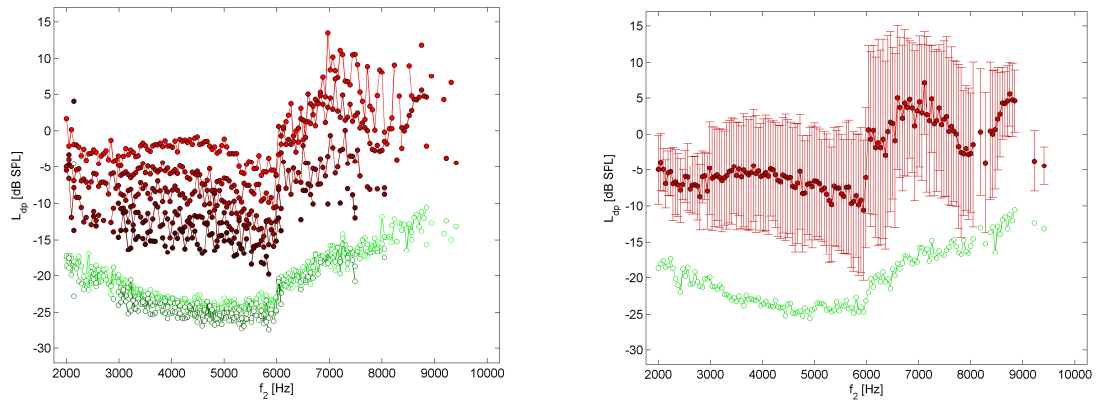


Abbildung 26: Gemittelte DPOAE-Gramme der Schwerhörenden zwischen 2 und 10 kHz für die verschiedenen Primärtonpegel (helles rot: $L_2 = 60$ dB SPL, dunkles rot: $L_2 = 20$ dB SPL) (links). Gemittelt DP- Gramm mit Mittelwert und Standardabweichung bei $L_2 = 50$ dB SPL (rechts). Das Hintergrundrauschen ist grün dargestellt.

Schaut man sich den Schwellenschätzfehler in den unterschiedlichen Frequenzbereichen an, so zeigt sich, dass der Schwellenschätzfehler im Bereich zwischen 6 und 10 kHz etwas größer war. Ein signifikanter Unterschied lag jedoch nur bei der einfachen Schwellenschätzung vor.

Wie bereits im Normkollektiv beschrieben, war daher auch bei den Schwerhörenden die Korrelation zwischen subjektiver Tonschwelle und geschätzter Hörschwelle im Bereich zwischen 6 und 10 kHz schlechter. Der Korrelationskoeffizient (r^2) zwischen der mittels DPOAE-Wachstumsfunktion geschätzten Hörschwelle und der subjektiven Hörschwelle betrug im Frequenzbereich zwischen 2 und 6 kHz 0.53, im Frequenzbereich zwischen 6 und 10 hingegen nur kHz -0.15.

Abbildung 27 zeigt, dass die Korrelation im Frequenzbereich zwischen 2 und 6 kHz höher und die Regressionsgerade (durchgehende Linie, 2-6 kHz: $L_{\text{dpth}} = 0.65 \cdot L_{\text{ht}} + 1.33$ dB HL; 6-10 kHz: $L_{\text{dpth}} = -0.14 \cdot L_{\text{ht}} + 21.47$) näher an der Ursprungsgerade mit der Steigung 1 (gestrichelte Linie) ist.

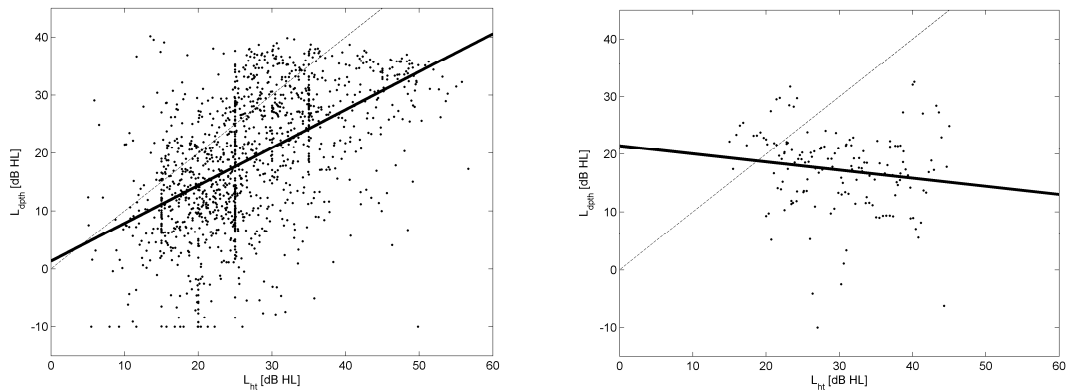


Abbildung 27: Korrelation zwischen Hörschwelle aus extrapolierten DPOAE-Wachstumsfunktionen L_{dpth} und subjektiver Hörschwelle L_{ht} für die Frequenzbereiche 2-6 kHz (links) und 6-10 kHz (rechts).

Insgesamt konnte beobachtet werden, dass der Schwellenschätzfehler bei der einfachen Schätzung der Hörschwelle deutlich höher war als bei der Schätzung mittels linearer Regressionsgleichung (vgl Tabelle 17).

	HL 2-6 kHz (n=39)	HL 6-10 kHz (n=8)
$L_{dpth} - L_{ht}$ (Differenz der mittels Extrapolation geschätzten Hörschwelle zur subjektiven Hörschwelle)	-8.3 ± 7.4 dB nicht sign. Anzahl Frq.: 35.6 ± 18.1 von 65.2 = 54.5 % nicht sign.	-12.2 ± 5.9 dB nicht sign. Anzahl Frq.: 19.8 ± 16.2 von 42.0 (bis max. 8 kHz) = 47.0 % nicht sign.
$L_{dpth,s} - L_{ht}$ (Differenz der einfach geschätzten Hörschwelle zur subjektiven Hörschwelle)	-13.3 ± 7.0 dB ** Anzahl Frq.: 59.9 ± 15.1 von 65.2 = 91.8 % ***	-22.9 ± 6.1 dB ** Anzahl Frq.: 36.9 ± 8.8 von 42.0 (bis max. 8 kHz) = 87.8 % ***

Tabelle 17: Hörschwellenschätzfehler im Frequenzbereich zwischen 2-6 kHz und im Frequenzbereich zwischen 6-10 kHz.

Ein tendenziell gleiches Bild wie bei der Korrelation zwischen der geschätzten Hörschwelle und der subjektiven Hörschwellen konnte bei Betrachtung der Steigung beobachtet werden. Die Korrelation zwischen der Steigung der DPOAE-Wachstumsfunktion und der subjektiven Hörschwelle war im Frequenzbereich zwischen 2 und 6 kHz (Abbildung 28 links) höher als im Frequenzbereich zwischen 6 und 10 kHz (Abbildung 28 rechts). Folgende Regressionsgeraden wurden bestimmt: 2-6 kHz: $sdp = 0.019 * L_{ht} + 0.04$ dB/dB; 6-10 kHz: $L_{dpth} = -0.013 * L_{ht} + 1.32$ dB/dB.

Außerdem konnte beobachtet werden, dass die Steigung der DPOAE-Wachstumsfunktion und die Steigung aus diskreten Werten für den Frequenzbereich zwischen 6 und 10 kHz größer waren als für den tieferen Frequenzbereich.

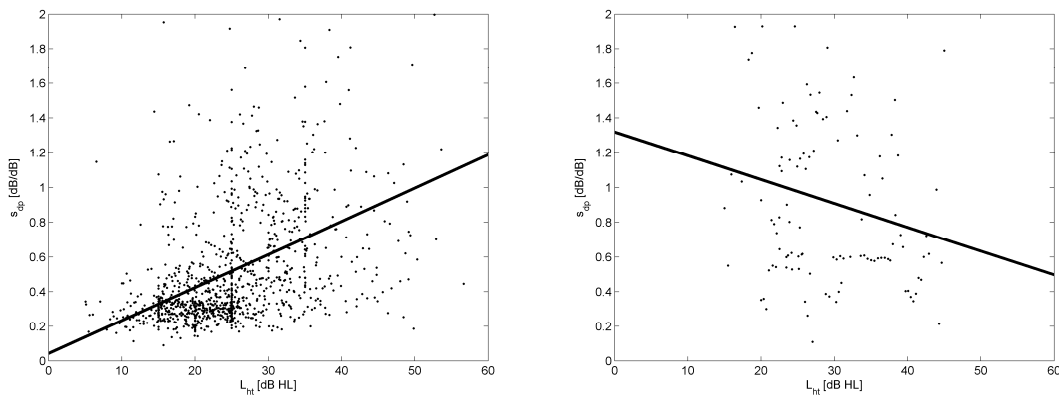


Abbildung 28: Korrelation zwischen Steigung aus extrapolierten DPOAE-Wachstumsfunktionen s_{dp} und subjektiver Hörschwelle L_{ht} für die Frequenzbereiche 2-6 kHz (links) und 6-10 kHz (rechts). Die Korrelation ist im Frequenzbereich zwischen 2 und 6 kHz höher

Bei Betrachtung der Rauigkeit in den unterschiedlichen Frequenzbereichen, ist zu erkennen, dass die Rauigkeit der DPOAE-Feinstruktur im Bereich zwischen 6 und 10 kHz etwas niedriger war als im Bereich zwischen 2 und 6 kHz (signifikant jedoch nur für $L_2 = 60$ und 30 dB SPL). Im Vergleich zu den Normalhörenden jedoch war die Rauigkeit bei den Schwerhörenden in den Frequenzbereichen, in denen der Unterschied zu den Normalhörenden signifikant war, ausgeprägter.

4.5.3 Vergleich der DPOAE-Daten von Patienten mit Hörverlust in unterschiedlichen Frequenzbereichen zwischen 2 und 10 kHz untereinander und mit denen von normalhörenden Patienten

In den vorherigen Kapiteln wurden jeweils die Frequenzbereiche zwischen 2 und 6 kHz und zwischen 6 und 10 kHz zum Vergleich der DPOAE-Daten verwendet. In diesem Kapitel werden die DPOAE-Daten der Schwerhörenden in den unterschiedlichen Frequenzbereichen zwischen 2 und 10 kHz verglichen. Außerdem werden die unterschiedlichen Frequenzbereiche der Schwerhörenden denen der Normalhörenden gegenübergestellt.

Die wichtigsten Ergebnisse sollen hier zusammengefasst werden. Die gesamten Ergebnisse sind im Tabellenanhang in Tabelle 34 und in Tabelle 35 dargestellt.

Bei Betrachtung der Ergebnisse fällt auf, dass bei ähnlichem Hörverlust der Schwerhörenden über den kompletten Frequenzbereich zwischen 2 und 10 kHz (Hörverlust beträgt minimal 27.3 dB HL bei 3-4 kHz und maximal 35.5 dB HL bei 5-6 kHz) die meisten gültigen Messdatensätze im Bereich zwischen 3 und 6 kHz vorhanden waren (vgl. Tabelle 18)

Über den gesamten Frequenzbereich waren jedoch deutlich weniger gültige Daten, wie bei den Normalhörenden vorhanden.

	2-3 kHz	3-4 kHz	4-5 kHz
Anzahl gültiger Punkte (über alle L₂)	35.1 = 32.0 % ***	65.2 = 61.0 % **	62.2 = 60.5 % ***
L₂ = 60 dB SPL	15.1 = 68.8 %^{n.sign.}	18.6 = 87.0 %^{n.sign.}	18.7 = 90.8 %^{n.sign.}
L₂ = 40 dB SPL	5.6 = 25.5 % ***	13.3 = 62.3 % *	11.7 = 57.0 % *

	5-6 kHz	6-7 kHz	7-8 kHz
Anzahl gültiger Punkte (über alle L₂)	51.4 = 51.3 % **	41.9 = 39.7 % *	31.9 = 31.6 % **
L₂ = 60 dB SPL	16.7 = 83.2 %^{n.sign.}	11.8 = 55.9 %^{n.sign.}	9.6 = 47.7 %^{n.sign.}
L₂ = 40 dB SPL	9.9 = 49.4 % **	10.2 = 48.2 % *	5.9 = 29.3 % *

	8-9 kHz	9-10 kHz
Anzahl gültiger Punkte (über alle L₂)	20.4 = 24.2 % *	22.0 = 20.0 % *
L₂ = 60 dB SPL	7.1 = 42.3 % **	7.5 = 34.1 % **
L₂ = 40 dB SPL	3.6 = 21.5 %^{n.sign.}	2.3 = 10.2 %^{n.sign.}

Tabelle 18: Anzahl gültiger Punkte über alle Anreigungspegel gemittelt im Frequenzbereich zwischen 2-10 kHz für die Schwerhörenden.

Bei Vergleich der Daten der Schwerhörenden zwischen den unterschiedlichen Frequenzbereichen, zeigte sich, dass der Emissionspegel L_{dp} zwischen 3 und 6 kHz im Mittel am niedrigsten war. In diesem Frequenzbereich waren die Emissionspegel auch signifikant niedriger als bei den Normalhörenden.

Stellt man die DPOAE-Daten der Schwerhörenden in den unterschiedlichen Frequenzbereichen gegenüber, so kann man – wie bereits im Kapitel 4.5.2 beschrieben – erkennen, dass die Messbedingungen ab 6 kHz schlechter waren als bei den tieferen Frequenzen. Der Störgeräuschpegel L_{dp} stieg von 6 bis 10 kHz kontinuierlich an. Insgesamt war der Störgeräuschpegel bei den Schwerhörenden ähnlich wie bei den Normalhörenden. Im

Frequenzbereich zwischen 2 und 4 kHz war der Störgeräuschpegel bei den Schwerhöreren etwas größer (vgl. Tabelle 19).

	2-3 kHz	3-4 kHz	4-5 kHz
L_{nf} (über alle L₂)	-17.7 dB SPL ***	-21.8 dB SPL *	-23.8 dB SPL^{n. sign.}

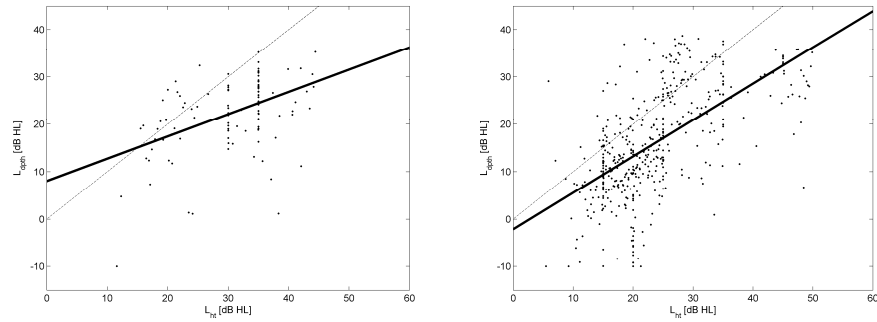
	5-6 kHz	6-7 kHz	7-8 kHz
L_{nf} (über alle L₂)	-23.7 dB SPL^{n. sign.}	-19.6 dB SPL^{n. sign.}	-16.5 nicht sign.

	8-9 kHz	9-10 kHz
L_{nf} (über alle L₂)	-13.9 dB SPL^{n. sign.}	-12.8 dB SPL^{n. sign.}

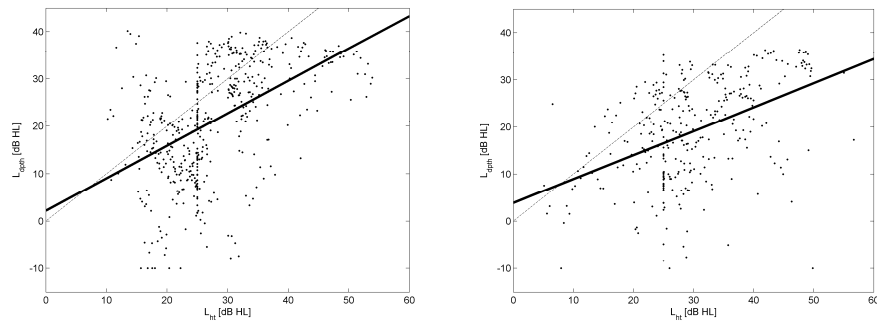
Tabelle 19: Störgeräuschpegel über alle Anregungspegel gemittelt im Frequenzbereich zwischen 2 und 10 kHz bei den Schwerhöreren.

Bei Betrachtung der Rauigkeit in den unterschiedlichen Frequenzen fällt auf, dass bei den Schwerhöreren die Rauigkeit bei den niedrigeren Frequenzen (von 2 bis 3 kHz) deutlich ausgeprägter war als bei hohen Frequenzen. Sowohl bei den Schwerhöreren, als auch bei den Normalhöreren stieg die Rauigkeit tendenziell zu niedrigen Primärtonpegeln an. Im Vergleich zu den Normalhöreren jedoch war die Rauigkeit bei den Schwerhöreren in den Frequenzbereichen, in denen der Unterschied zu den Normalhöreren signifikant war, ausgeprägter.

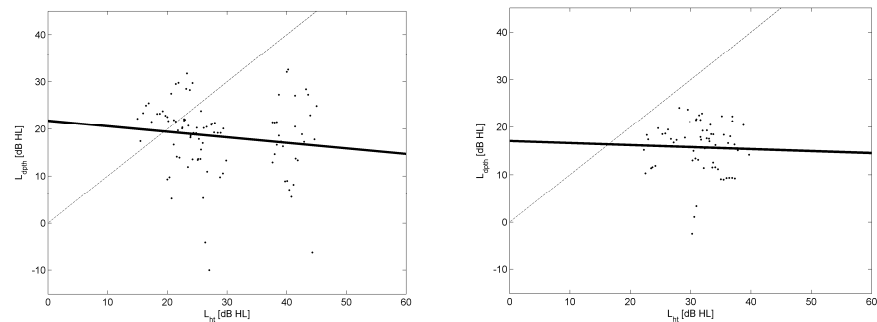
Vergleicht man bei den Schwerhöreren den Schwellenschätzfehler in den unterschiedlichen Frequenzbereichen, so ist eine Zunahme des Schwellenschätzfehlers ab 6 kHz zu beobachten. In Abbildung 29 wird der Hörschwellenschätzfehler für die 1 kHz breiten Frequenzbereiche zwischen 2 und 8 kHz dargestellt. Aus der Abbildung 29 kann man erkennen, dass die Korrelation zwischen Hörschwelle aus extrapolierte Wachstumsfunktion L_{dpth} und subjektiver Hörschwelle L_{ht} im Frequenzbereich zwischen 2 und 6 kHz höher ist und die Regressionsgerade (durchgehende Linie) näher an der Ursprungsgerade mit der Steigung 1 (gestrichelte Linie) ist. Die Geradengleichungen sind unter den jeweiligen Abbildungen beschrieben.



$$2\text{-}3 \text{ kHz: } L_{\text{dpth}} = 0.47L_{\text{ht}} + 8.04 \text{ dB HL} \quad 3\text{-}4 \text{ kHz: } L_{\text{dpth}} = 0.77L_{\text{ht}} - 2.14 \text{ dB HL}$$



$$4\text{-}5 \text{ kHz: } L_{\text{dpth}} = 0.69L_{\text{ht}} + 2.19 \text{ dB HL} \quad 5\text{-}6 \text{ kHz: } L_{\text{dpth}} = 0.51L_{\text{ht}} + 3.82 \text{ dB HL}$$



$$6\text{-}7 \text{ kHz: } L_{\text{dpth}} = -0.12L_{\text{ht}} + 21.79 \text{ dB HL} \quad 7\text{-}8 \text{ kHz: } L_{\text{dpth}} = -0.04L_{\text{ht}} + 17.07 \text{ dB HL}$$

Abbildung 29: Korrelation zwischen Hörschwelle aus extrapoliertes DPOAE-Wachstumsfunktion und subjektiver Hörschwelle zwischen 2 und 8 kHz.

Betrachtet man bei den Schwerhörigen die Steigung in den unterschiedlichen Frequenzbereichen, so kann man erkennen, dass die Steigung im Frequenzbereich zwischen 6 kHz bis 8 kHz deutlich zunimmt (vgl. Tabelle 20).

Die Steigungen der Schwerhörigen sind im Vergleich zu den Steigungen der Normalhörigen bis 8 kHz höher, was den Verlust der cochleären Kompression widerspiegelt (signifikant: bis 6 kHz und von 7-8 kHz)

	2-3 kHz	3-4 kHz	4-5 kHz
S_{dp}	0.8 dB/dB **	0.5 dB/dB ***	0.7 dB/dB **
S_{dp,discr}	0.5 dB/dB nicht sign.	0.4 dB/dB **	0.5 dB/dB nicht sign.

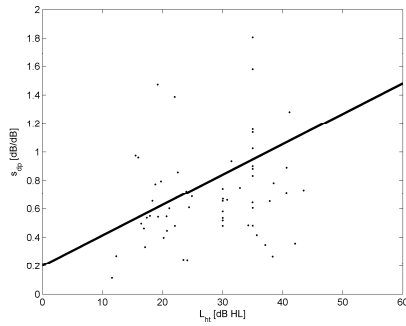
	5-6 kHz	6-7 kHz	7-8 kHz
S_{dp}	0.7 dB/dB **	0.8 dB/dB nicht sign.	1.0 dB/dB *
S_{dp,discr}	0.4 dB/dB nicht sign.	0.7 dB/dB nicht sign.	1.0 dB/dB nicht sign.

	8-9 kHz	9-10 kHz
S_{dp}	0.5 dB/dB nicht sign.	0.6 dB/dB ---
S_{dp,discr}	0.8 dB/dB nicht sign.	0.3 dB/dB nicht sign.

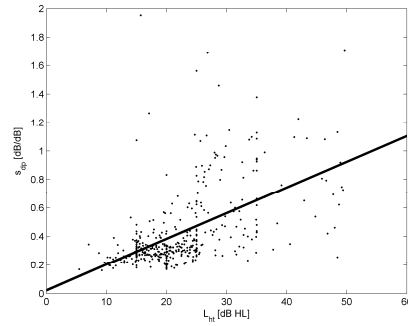
Tabelle 20: Steigung der DPOAE Wachstumsfunktion und Steigung aus diskreten Werten im Frequenzbereich zwischen 2 und 10 kHz.

Wie bereits in Kapitel 4.5.2 und Kapitel 4.5.1 beschrieben, ist bei den Schwerhörigen die Korrelation zwischen der Steigung der DPOAE-Wachstumsfunktion s_{dp} und der subjektiven Hörschwelle L_{ht} im Frequenzbereich zwischen 2 und 6 kHz höher.

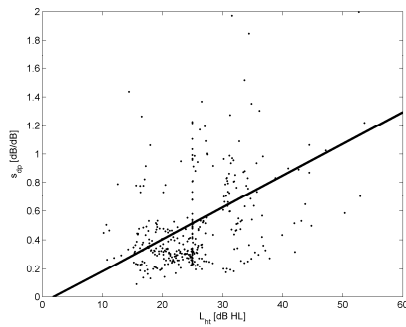
In Abbildung 30 wird dies für den 1 kHz breiten Frequenzbereich zwischen 2 und 8 kHz dargestellt. Die Gleichungen der Regressionsgeraden sind unter den jeweiligen Abbildungen beschrieben. Aus der Abbildung 30 kann man erkennen, dass die Steigung der Regressionsgeraden zwischen 2 und 5 kHz relativ ähnlich war und dann zu 6 kHz etwas abnimmt. Zwischen 6 und 8 kHz war die Korrelation negativ. Allerdings nahm auch die Zahl der zur Verfügung stehenden Messpunkte im Frequenzbereich zwischen 6 und 8 kHz deutlich ab.



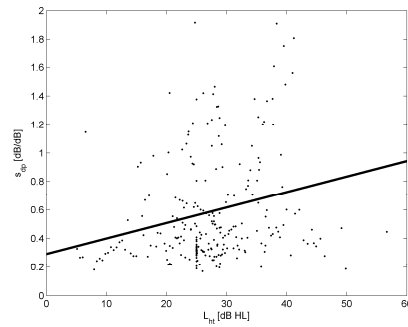
$$2-3 \text{ kHz: } s_{dp} = 0.021L_{ht} + 0.20 \text{ dB/dB}$$



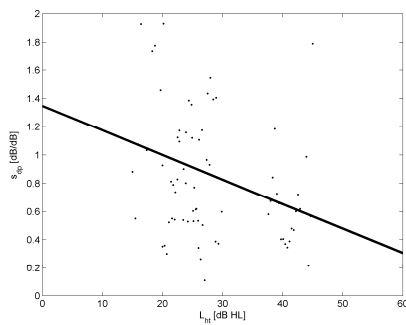
$$3-4 \text{ kHz: } s_{dp} = 0.018L_{ht} + 0.02 \text{ dB/dB}$$



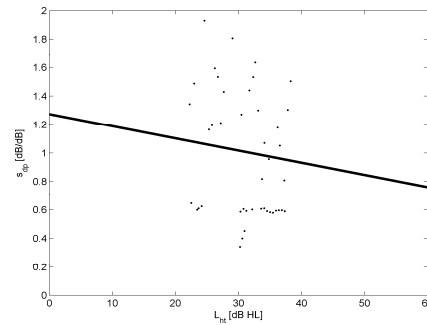
$$4-5 \text{ kHz: } s_{dp} = 0.022L_{ht} - 0.04 \text{ dB/dB}$$



$$5-6 \text{ kHz: } s_{dp} = 0.011L_{ht} + 0.29 \text{ dB/dB}$$



$$6-7 \text{ kHz: } s_{dp} = -0.017L_{ht} + 1.34 \text{ dB/dB}$$



$$7-8 \text{ kHz: } s_{dp} = -0.009L_{ht} + 1.27 \text{ dB/dB}$$

Abbildung 30: Korrelation zwischen Steigung aus extrapolierten DPOAE-Wachstumsfunktionen s_{dp} und subjektiver Hörschwelle L_{ht} für die 1 kHz breiten Frequenzbereiche zwischen 2 und 8 kHz. Die Gleichungen der Regressionsgeraden sind unter den jeweiligen Abbildungen beschrieben.

4.5.4 Fallbeispiele Schwerhörrende

Im folgenden Abschnitt des Ergebnisteiles soll die Qualität der Hörschwellenschätzung und der Einfluss verschiedener sich darauf möglicherweise negativ auswirkender Faktoren, wie die Kalibrierung der Ohrsonde, anhand einiger Fallbeispiele betrachtet werden.

Erstes Fallbeispiel:

Bei diesem Fallbeispiel konnte die Hörschwelle bis ca. 6 kHz sehr gut geschätzt werden. In

Abbildung 31 (links unten) sieht man, dass die mittels DPOAE-Wachstumsfunktion geschätzte Hörschwelle und die subjektive Hörschwelle bis 6 kHz fast deckungsgleich sind. Ab 6 kHz ist jedoch eine Divergenz zwischen geschätzter Hörschwelle und subjektiver Hörschwelle zu beobachten. In den DPOAE-Grammen (Abbildung 31 links oben) ist ab 6 bis 7 kHz ein starker Abfall der Emissionspegel zu beobachten, daher war eine valide Schwellenschätzung in diesem Bereich nicht möglich. Die DPOAE-Wachstumsfunktionen (Abbildung 31 rechts oben) zeigen die Steigung bei ausgewählten Testfrequenzen (bei 2754 Hz, 2848 Hz, 2895 Hz, 3035 Hz, 3082 Hz und 3129 Hz). Es ist zu erkennen, dass bei den Ausreißern mit großem DPOAE-Schwellenschätzfehler (bei 2848 Hz und 3082 Hz) bei der Wachstumsfunktion ein flacher Kurvenverlauf mit abruptem Einbruch des Emissionspegels auftritt. Dies führt zu einem niedrigen Schwellenschätzwert. Die DPOAE-Wachstumsfunktionen bei den Frequenzen 2754 Hz, 2895 Hz, 3035 Hz und 3129 Hz sind steiler und liefern daher passendere Schwellenschätzungen.

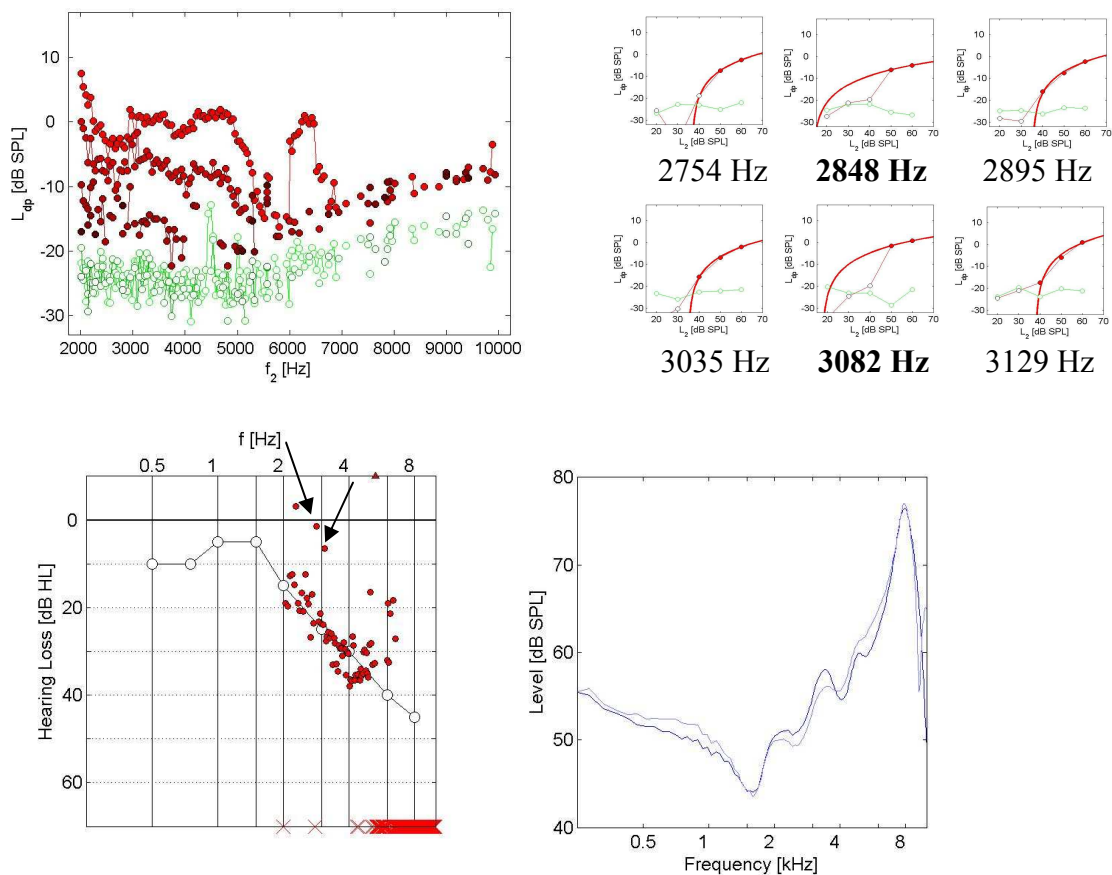


Abbildung 31: Fallbeispiel 1: DPOAE-Gramme (oben links), DPOAE-Wachstumskurve bei den Frequenzen 2754 Hz, 2848 Hz, 2895 Hz, 3035 Hz, 3082 Hz und 3129 Hz (oben rechts), Hörschwellschätzung im Tonschwellenaudiogramm (unten links), Kalibrierungskurve (unten rechts).

In der Abbildung 31 (rechts unten) sind die Kalibrierkurven dargestellt. Die Kalibrierkurven geben den am Ohrsondenmikrofon gemessenen Schalldruckpegel für die beiden Lautsprecher

bei jeweils konstanter Spannung am Lautsprecher wider. In der Kalibrierungskurve dieses Fallbeispiels kann eine Senke bei ca. 1.5 kHz beobachtet werden. Die Senke in der Kalibrierungskurve kann wie bereits in Kapitel 3.2.3 erwähnt ihre Ursache in stehenden Wellen haben. Eine Senke in der Kalibrierung bei schallhartem Abschluss kann man schätzen, indem man die Gehörgangslänge schätzt. Wie bereits im Methoden im Kapitel 3.2.3 beschrieben, beruht die Gehörgangslängenschätzung auf einem Vergleich mit in einem Ohrsimulator (Brüel&Kjaer Typ 4157) gemessenen Referenzkurven. Die Kurve mit der besten Übereinstimmung zur tatsächlichen Kalibrierungskurve wurde ausgewählt. Die dazugehörige Gehörgangslänge ergibt die jeweilige Gehörgangslängenschätzung für den Patienten.

Aufgrund der geschätzten Gehörgangslänge von 21 mm ist bei diesem Patienten eine Senke in der Kalibrierung bei schallhartem Abschluss bei ca. 4.1 kHz zu erwarten. In der gemessenen Kalibrierungskurve des Patienten konnte jedoch keine Senke beobachtet werden.

Mittlerer Hörverlust 2-8 kHz	33.2 dB HL
Anzahl gültiger Messpunkte	262.0 von 860
L_{dp} gesamt	-10.6 dB SPL
L_{nf}	-20.3 dB SPL
$L_{dpth,ep} - L_{ht}$	-0.8 dB
Korrelation $L_{dpth,ep} - L_{ht}$	0.7

Tabelle 21: Fallbeispiel 1: Mittlerer Hörverlust 2-8 kHz, Anzahl gültiger Messpunkte, Emissionspegel L_{dp} , Hintergrundrauschen L_{nf} , Differenz aus geschätzter Hörschwelle aus der extrapolierten Gerade und der subjektiven Hörschwelle $L_{dpth} - L_{ht}$, Korrelation zwischen geschätzter Hörschwelle aus der extrapolierten Gerade und der subjektiven Hörschwelle

Zweites Fallbeispiel

Bei diesem Fallbeispiel ist im Mittel eine gute Hörschwellenschätzung zwischen 6 und 8 kHz zu beobachten (Abbildung 32 links unten). Bei 8 kHz kommt es allerdings zu einer zum Tonschwellenaudiogramm leicht gegenläufigen Tendenz. Die DPOAE-Gramme (Abbildung 32 links oben) und die DPOAE-Wachstumsfunktionen (Abbildung 32 rechts oben) zeigen einen deutlichen Rückgang des Emissionspegels zu höheren Frequenzen (8016 Hz) hin. Dadurch steigt die SPL-Schwelle an. Aufgrund des Korrekturfaktors ist die HL-Schwelle jedoch niedriger. Evtl. ist der Korrekturfaktor zur Umrechnung von dB SPL in dB HL für diesen Patienten nicht passend.

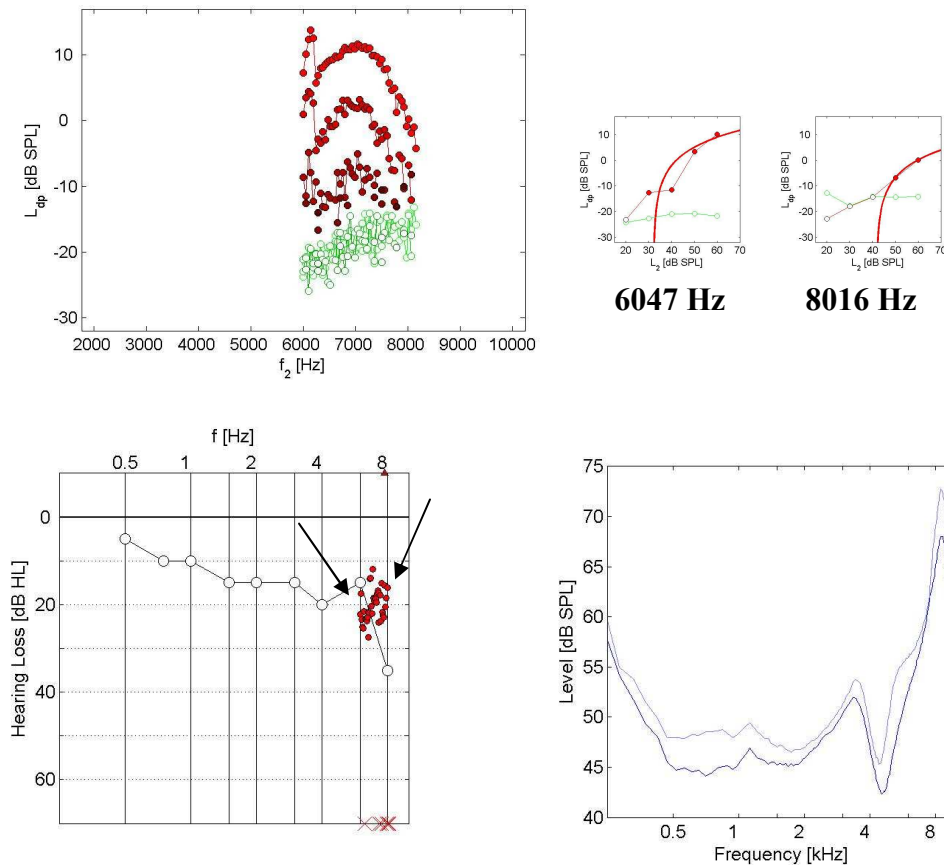


Abbildung 32: Fallbeispiel 2: DPOAE-Gramme (oben links), DPOAE-Wachstumsfunktion bei den Frequenzen 6047 und 8016 Hz (oben rechts), Hörschwellschätzung im Tonschwellenaudiogramm (unten links), Kalibrierungskurve (unten rechts)

Die Gehörgangslänge wurde bei diesem Patienten auf 18 mm geschätzt. Es wäre daher eine Senke in der Kalibrierung bei schallhartem Abschluss bei ca. 4.8 kHz zu erwarten. In der Kalibrierungskurve des Patienten (Abbildung 32 rechts unten) kann man in diesem Frequenzbereich eine Senke beobachten. Die Senke in der Kalibrierung liegt jedoch nicht im Messbereich der DPOAE.

Mittlerer Hörverlust 6-8 kHz	25.0 dB HL
Anzahl gültiger Messpunkte	132.0 von 231
L_{dp} gesamt	-5.5 dB SPL
L_{nf}	-18.7 dB SPL
$L_{dpth,ep} - L_{ht}$	-3.8 dB
Korrelation $L_{dpth,ep} - L_{ht}$	-0.3

Tabelle 22: Fallbeispiel 2: Mittlerer Hörverlust 2-8 kHz, Anzahl gültiger Messpunkte, Emissionspegel L_{dp} , Hintergrundrauschen L_{nf} , Differenz aus geschätzter Hörschwelle aus der extrapolierten Gerade und der subjektiven Hörschwelle $L_{dpth,ep} - L_{ht}$, Korrelation zwischen geschätzter Hörschwelle aus der extrapolierten Gerade und der subjektiven Hörschwelle

Drittes Fallbeispiel

Bei diesem Fallbeispiel zeigt sich eine gute Korrelation zwischen dem durch die DPOAE-Schwellenschätzung bestimmten Hörverlust und der subjektiven Hörschwelle im Frequenzbereich zwischen 3 und 6 kHz (vgl. Abbildung 33 links unten).

Die DPOAE-Gramme (Abbildung 33 links oben) zeigen eine kontinuierliche Abnahme des Emissionspegels zu den Frequenzen 5 und 6 kHz hin. In der Kalibrierungskurve (Abbildung 33 rechts unten) ist eine Senke bei 4 kHz zu beobachten. Auch die mittels geschätzter Gehörgangslänge (18 mm) geschätzte Senke in der Kalibrierung ist bei schallhartem Abschluss bei ca. 4.8 kHz zu erwarten. In diesem Frequenzbereich sind einige Ausreißer mit großem DPOAE-Schwellenschätzfehler in der Abbildung 33 (links unten) zu erkennen.

Die Abbildung 33 (rechts oben) zeigt, dass bei den Ausreißern mit großem DPOAE-Schwellenschätzfehler (bei 4066 Hz und 4133 Hz) bei der Wachstumsfunktion ein flacher Kurvenverlauf auftritt. Dies führt zu einem niedrigen Schwellenschätzwert. Bei der Frequenz 3035 Hz kann man eine steile DPOAE-Wachstumsfunktion beobachten (Abbildung 33 rechts oben); die Hörschwelle wird bei dieser Frequenz daher zu hoch geschätzt (Abbildung 33 links unten). Bei den naheliegenden Frequenzen 2988 Hz und 3082 Hz verläuft die DPOAE-Wachstumsfunktion hingegen wieder flacher und liefert daher eine passendere Schwellenschätzung.

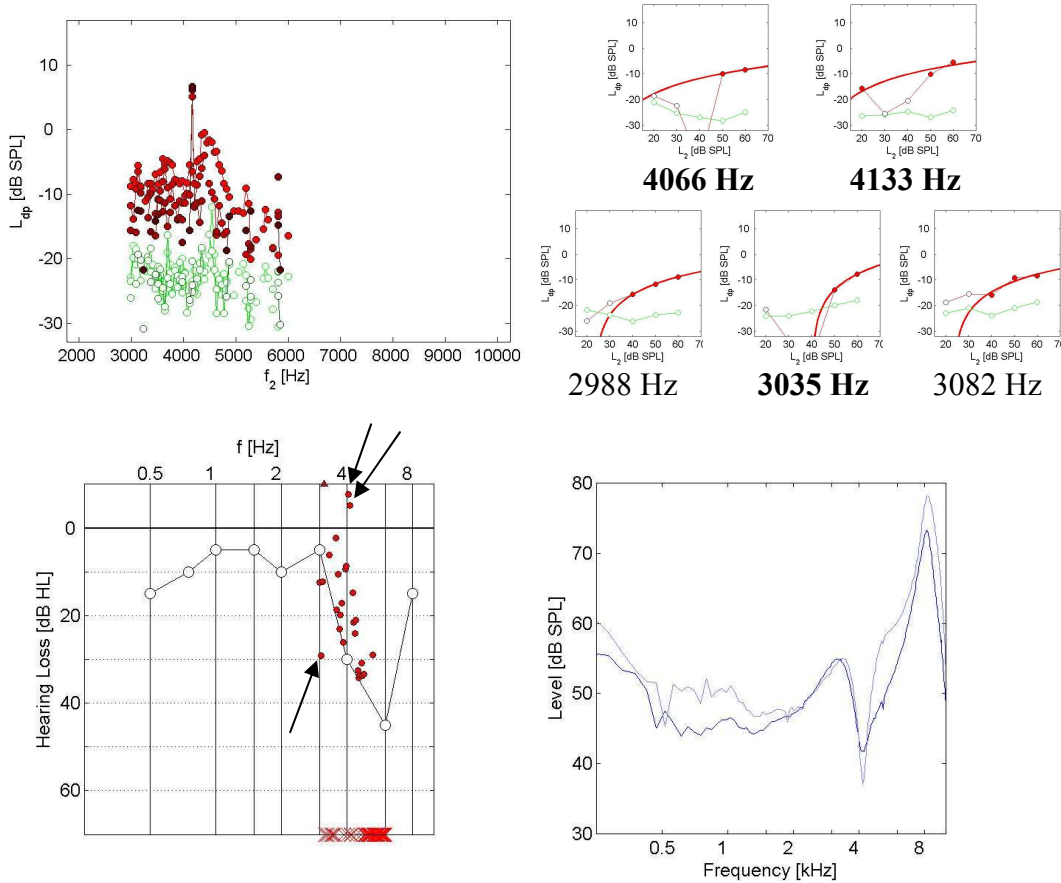


Abbildung 33: Fallbeispiel 3: DPOAE-Gramme (oben links), DPOAE-Wachstumsfunktion bei den Frequenzen 4066 Hz, 4133 Hz, 2988 Hz, 3035 Hz und 3082 Hz (oben rechts), Hörschwellenschätzung im Tonschwellenaudiogramm (unten links), Kalibrierungskurve (unten rechts)

Mittlerer Hörverlust 3-6 kHz	29.4 dB HL
Anzahl gültiger Messpunkte	134.0 von 330
L_{dp} gesamt	-11.4 dB SPL
L_{nf}	-21.9 dB SPL
L_{dpth,ep} - L_{ht}	-6.2 dB
Korrelation L_{dpth,ep} - L_{ht}	0.4

Tabelle 23: Fallbeispiel 3: Mittlerer Hörverlust 2-8 kHz, Anzahl gültiger Messpunkte, Emissionspegel L_{dp}, Hintergrundrauschen L_{nf}, Differenz aus geschätzter Hörschwelle aus der extrapolierten Gerade und der subjektiven Hörschwelle L_{dpth} - L_{ht}, Korrelation zwischen geschätzter Hörschwelle aus der extrapolierten Gerade und der subjektiven Hörschwelle

Viertes Fallbeispiel

Dieses Fallbeispiel weist eine stark abweichende und zur Tonschwelle gegenläufige Hörschwellenschätzung im Bereich zwischen 6 und 8 kHz auf (vgl. Abbildung 34 links unten). In den DPOAE-Grammen (Abbildung 34 links oben) sieht man, dass die Emissionen ab 6 kHz bis 7.5 kHz kontinuierlich ansteigen und dann zu 8.5 kHz wieder stark abfallen. In

der Kalibrierungskurve des Patienten (Abbildung 34 rechts unten) ist eine Senke bei etwa 8 kHz zu beobachten. Aufgrund der geschätzten Gehörgangslänge von 30 mm wäre eine Senke in der Kalibrierung bei schallhartem Abschluss bei 2.9 kHz und bei 8.6 kHz zu erwarten. In der DPOAE-Wachstumsfunktion ist in diesem Frequenzbereich (8672 Hz) ein flacherer Verlauf der Steigung, als bei niedrigeren Frequenzen z.B. bei 6563 Hz zu beobachten. Die führt zu einem niedrigeren Schwellenschätzwert bei dieser Frequenz.

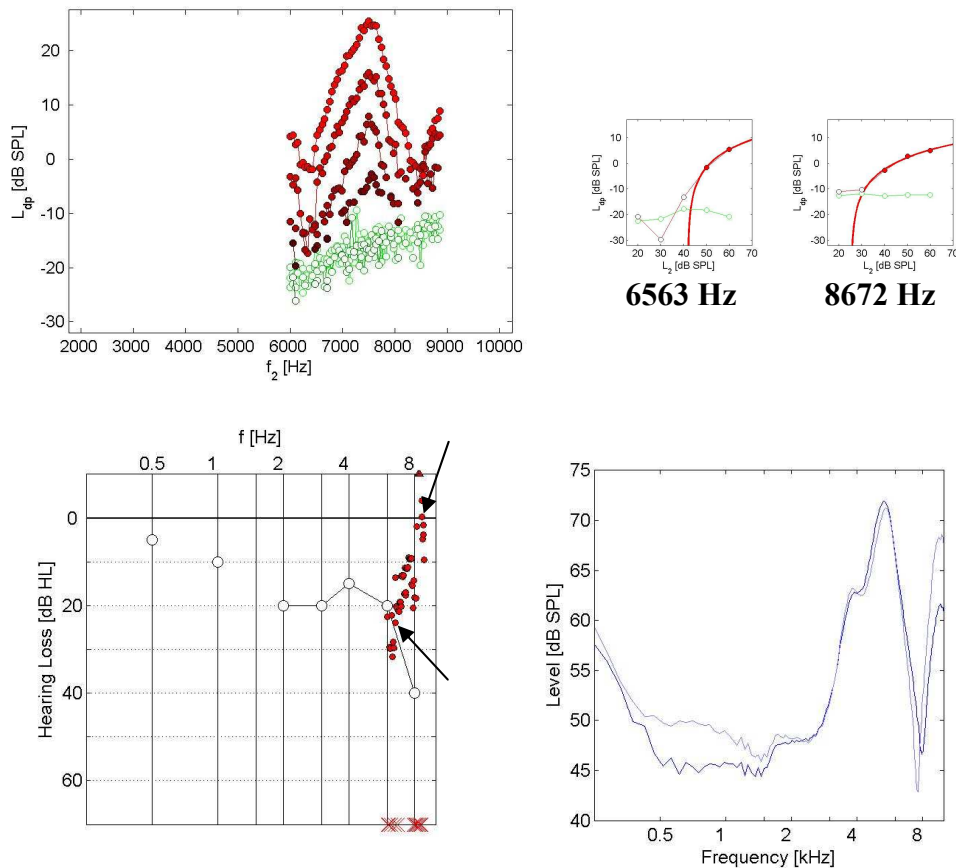


Abbildung 34: Fallbeispiel 4: DPOAE-Gramme (oben links), DPOAE-Wachstumskurve bei den Frequenzen 6563 Hz und 8672 Hz (oben rechts), Hörschwellenschätzung im Tonschwellenaudiogramm (unten links), Kalibrierungskurve (unten rechts)

Mittlerer Hörverlust 6-8 kHz	30.0 dB HL
Anzahl gültiger Messpunkte	187.0 von 310
L_{dp} gesamt	-3.0 dB SPL
L_{nf}	-16.7 dB SPL
$L_{dpth,ep} - L_{ht}$	-13.1 dB
Korrelation $L_{dpth,ep} - L_{ht}$	-0.8

Tabelle 24: Fallbeispiel 4: Mittlerer Hörverlust 2-8 kHz, Anzahl gültiger Messpunkte, Emissionspegel L_{dp} , Hintergrundrauschen L_{nf} , Differenz aus geschätzter Hörschwelle aus der extrapolierten Gerade und der subjektiven Hörschwelle $L_{dpth,ep} - L_{ht}$, Korrelation zwischen geschätzter Hörschwelle aus der extrapolierten Gerade und der subjektiven Hörschwelle

Fünftes Fallbeispiel

Dieses Fallbeispiel zeigt eine im Verlauf abweichende Hörschwellenschätzung im Frequenzbereich von 5 kHz (vgl. Abbildung 35 links unten). Bei den Ausreißern mit hohem DPOAE-Schwellenschätzfehler (4875 Hz) verläuft die Steigung der DPOAE-Wachstumsfunktion flach (siehe Abbildung 35 rechts oben). Dies führt zu einem niedrigen Schwellenschätzfehler. Die DPOAE-Wachstumsfunktion bei 4031 Hz ist steiler und liefert daher eine passendere Hörschwellenschätzung. Die Gehörgangslänge wurde bei diesem Patienten auf 15 mm geschätzt. Die Senke in der Kalibrierung bei schallhartem Abschluss wäre daher bei ca. 5.7 kHz zu erwarten. Bei ca. 5 kHz kann eine Senke in der Kalibrierungskurve beobachten werden (siehe Abbildung 35 rechts unten). Die Senke ist jedoch deutlich tiefer im Vergleich zur Messung im Ohrsimulator. Im Bereich der Senke ist auch ein Anstieg des Schwellenschätzfehlers zu beobachten.

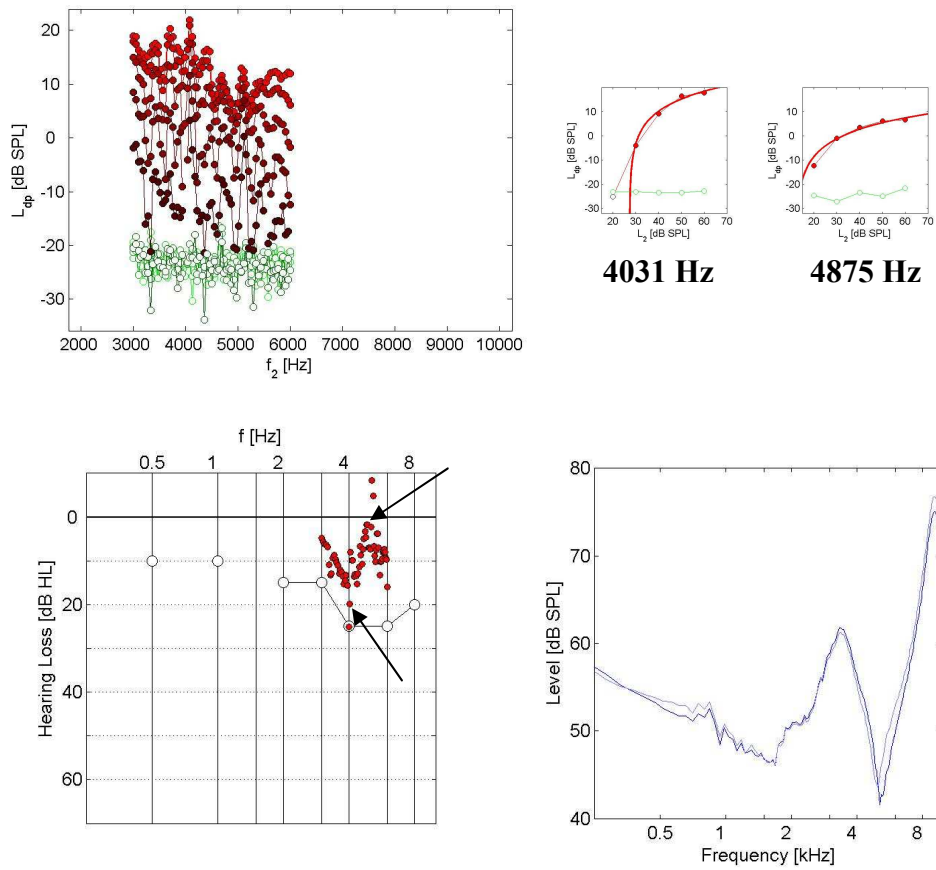


Abbildung 35: Fallbeispiel 5: DPOAE-Gramme (oben links), DPOAE-Wachstumsfunktion bei den Frequenzen 4031 Hz und 4875 Hz (oben rechts), Hörschwellschätzung im Tonschwellenaudiogramm (unten links), Kalibrierungskurve (unten rechts)

Mittlerer Hörverlust 3-6 kHz	22.5 dB HL
Anzahl gültiger Messpunkte	320.0 von 325
L_{dp} gesamt	3.3 dB SPL
L_{nf}	-23.4 dB SPL
$L_{dpth,ep} - L_{ht}$	-14.1 dB
Korrelation $L_{dpth,ep} - L_{ht}$	-0.01

Tabelle 25: Fallbeispiel 5: Mittlerer Hörverlust 2-8 kHz, Anzahl gültiger Messpunkte, Emissionspegel L_{dp} , Hintergrundrauschen L_{nf} , Differenz aus geschätzter Hörschwelle aus der extrapolierten Gerade und der subjektiven Hörschwelle $L_{dpth,ep} - L_{ht}$, Korrelation zwischen geschätzter Hörschwelle aus der extrapolierten Gerade und der subjektiven Hörschwelle

4.6 Patienten mit Schwerhörigkeit und Tinnitus

4.6.1 Vergleich der DPOAE-Daten bei schwerhörenden Patienten mit und ohne Tinnitus in unterschiedlichen Frequenzbereichen zwischen 2 und 10 kHz

In diesem Teil der Arbeit werden die DPOAE-Daten der schwerhörenden Patienten mit Tinnitus mit denen der schwerhörenden Patienten ohne Tinnitus in unterschiedlichen Frequenzbereichen zwischen 2 und 10 kHz verglichen. Hier sollen die wichtigsten Ergebnisse zusammenfassend beschrieben werden. Die gesamten Ergebnisse sind im Tabellenanhang in Tabelle 36 aufgeführt.

Alle gemessenen Patienten wiesen einen Tinnitus im Frequenzbereich zwischen 2 und 8 kHz auf. Schaut man sich die prozentuale Häufigkeit der Frequenzverteilung des Tinnitus an, so kann man erkennen, dass der Tinnitus in dieser Patientengruppe am häufigsten zwischen 6 und 7 kHz (38.5%) lag. Am zweithäufigsten befand sich der Tinnitus im Frequenzbereich zwischen 4 und 5 kHz (23.1%) (vgl. Abbildung 36).

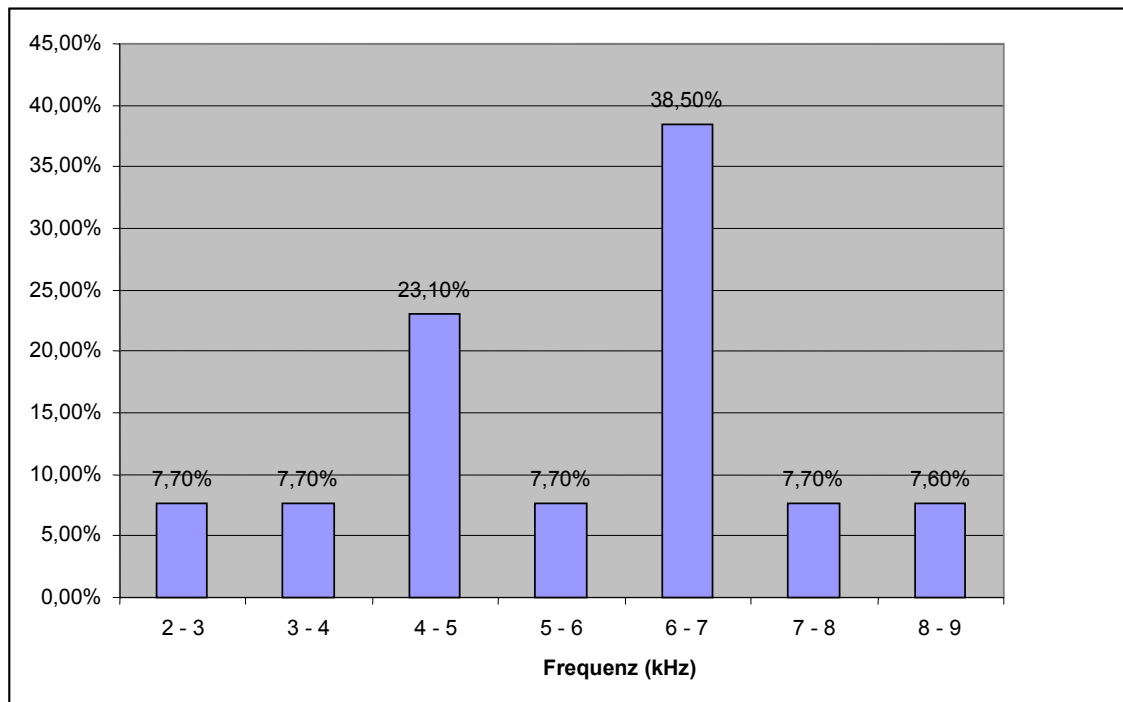


Abbildung 36: Frequenzverteilung des Tinnitus (x- Achse) und prozentuale Häufigkeit (y- Achse)

Vergleicht man die Anzahl gültiger Messpunkte in den zwei Patientengruppen, so konnten bei den Patienten ohne Tinnitus im gesamten Frequenzbereich zwischen 2 und 10 kHz mehr gültige Messpunkte gemessen werden als bei den Patienten mit Tinnitus. Dies wird in Abbildung 37 veranschaulicht.

Abbildung 37 (oben) stellt die DPOAE-Gramme (Mittelwert) der Schwerhörigen ohne Tinnitus (links) und mit Tinnitus (rechts) zwischen 2 und 10 kHz für die verschiedenen Primärtonpegel (helles rot: L2 = 60 dB SPL, dunkles rot: L2 = 20 dB SPL) dar. Es wurden nur Punkte dargestellt bei denen mindestens 3 gültige Messpunkte vorhanden waren. Da unterschiedliche Frequenzbereiche gemessen wurden, bei denen die Frequenzwerte nicht immer miteinander übereinstimmen, wurden die Mittelwerte benachbarter Frequenzen im Raster von 47 Hz zusammengefasst. In Abbildung 37 (unten) sind die DPOAE-Gramme (Mittelwert und Standardabweichung) der Schwerhörigen ohne Tinnitus (links) und mit Tinnitus (rechts) bei L2 = 50 dB SPL im Frequenzbereich zwischen 2 und 10 kHz dargestellt. Aus diesen Abbildungen ist die verminderte Anzahl von gültigen Messpunkten bei den Patienten mit Tinnitus deutlich ersichtlich.

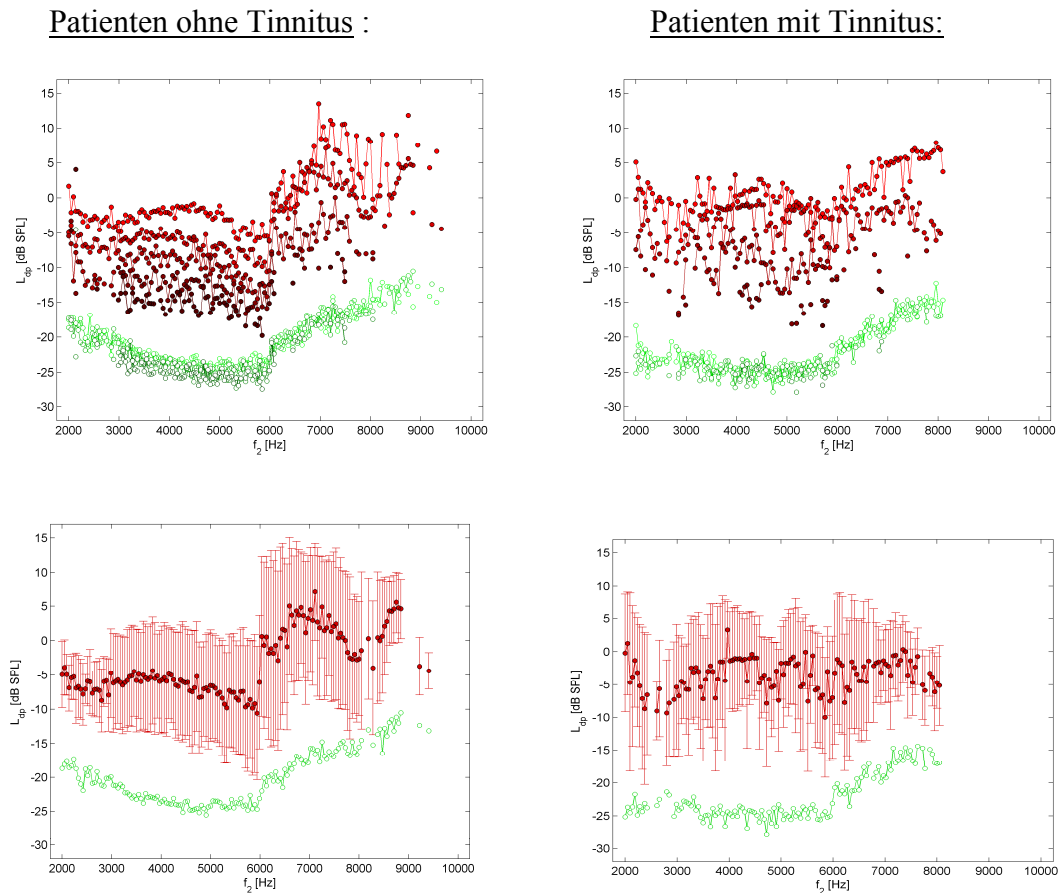


Abbildung 37: Oben: Gemitteltes DPOAE-Gramme der Schwerhöreren ohne (links) und mit Tinnitus (rechts) zwischen 2 und 10 kHz für die verschiedenen Primärtonpegel (helles rot: $L_2 = 60$ dB SPL, dunkles rot: $L_2 = 20$ dB SPL). Unten: Gemitteltes DP- Gramm (Mittelwert und Standardabweichung) bei $L_2 = 50$ dB SPL bei Patienten ohne (links) und mit Tinnitus (rechts).

Außerdem ist aus der Abbildung 37 ersichtlich, dass die Emissionspegel im Frequenzbereich zwischen 6 und 10 kHz bei den Patienten mit Tinnitus niedriger waren als bei Patienten ohne Tinnitus. Im Frequenzbereich zwischen 2 und 6 kHz hingegen war der – über alle L_2 gemittelte – Emissionspegel bei beiden Patientengruppen ähnlich.

Betrachtet man die Steigung der beiden Patientengruppen, so ist die Steigung der extrapolierten Gerade bei den Patienten mit Tinnitus im gesamten Frequenzbereich höher als bei den Patienten ohne Tinnitus. Ein signifikanter Unterschied ergab sich allerdings nicht.

Die Steigung aus diskreten Werten ist bei den Patienten mit Tinnitus nur im Frequenzbereich zwischen 2 und 6 kHz höher, allerdings ebenfalls nicht signifikant (vgl Tabelle 26)

2-6 kHz	HL (n=39)	HL + Tinnitus (n=8)
S_{dp} (Steigung zwischen L ₂ = 60 und 40 dB SPL aus extrapoliertes Gerade)	0.6 ± 0.3 dB/dB nicht sign. Anzahl Frq.: 28.4 ± 19.1 von 65.2 = 43.5 % nicht sign.	0.8 ± 0.3 dB/dB nicht sign. Anzahl Frq.: 28.9 ± 21.9 von 62.2 = 46.4 % nicht sign.
S_{dp,discr} (Steigung zwischen L ₂ = 60 und 40 dB SPL aus diskreten Werten)	0.5 ± 0.2 dB/dB nicht sign. Anzahl Frq.: 34.2 ± 21.3 von 65.2 = 52.4 % nicht sign.	0.6 ± 0.2 dB/dB nicht sign. Anzahl Frq.: 32.0 ± 21.2 von 62.2 = 51.5 % nicht sign.
6-10 kHz	HL (n=8)	HL + Tinnitus (n=5)
S_{dp} (Steigung zwischen L ₂ = 60 und 40 dB SPL aus extrapoliertes Gerade)	0.9 ± 0.3 dB/dB nicht sign. Anzahl Frq.: 16.8 ± 16.6 von 62.2 = 26.9 % nicht sign.	1.0 ± 0.1 dB/dB nicht sign. Anzahl Frq.: 15.4 ± 13.9 von 59.2 = 26.0 % nicht sign.
S_{dp,discr} (Steigung zwischen L ₂ = 60 und 40 dB SPL aus diskreten Werten)	0.8 ± 0.4 dB/dB nicht sign. Anzahl Frq.: 18.8 ± 14.8 von 62.2 = 30.1 % nicht sign.	0.7 ± 0.3 dB/dB nicht sign. Anzahl Frq.: 19.6 ± 14.5 von 59.2 = 33.1 % nicht sign.

Tabelle 26: Steigung aus der extrapolierten Gerade und aus diskreten Werten bei Schwerhörigen und bei Schwerhörigen mit Tinnitus

Schaut man sich die Rauigkeit an, so kann man erkennen, dass die Rauigkeit zwischen 2 und 6 kHz bei den Patienten mit Tinnitus – außer bei L₂= 30 dB SPL – niedriger war als bei den Patienten ohne Tinnitus. Ein signifikanter Unterschied ergab sich allerdings nicht. Auch zwischen 6 und 10 kHz war die Rauigkeit – außer bei L₂= 60 und 30 dB SPL – bei den Patienten mit Tinnitus niedriger als bei den Patienten ohne Tinnitus, allerdings auch nicht signifikant.

Bei Betrachtung des Hörschwellenschätzfehlers fällt auf, dass im gesamten Frequenzbereich von 2 bis 10 kHz der Hörschwellenschätzfehler bei den Patienten mit Tinnitus höher war als bei den Patienten ohne Tinnitus (allerdings nicht signifikant) (vgl. Tabelle 27).

2-6 kHz	HL (n=39)	HL + Tinnitus (n=8)
L_{dpth} - L_{ht} (Differenz der mittels Extrapolation geschätzten Hörschwelle zur subjektiven Hörschwelle)	-8.3 ± 7.4 dB nicht sign. Anzahl Frq.: 35.6 ± 18.1 von 65.2 = 54.5 % nicht sign.	-12.9 ± 12.6 dB nicht sign. Anzahl Frq.: 19.5 ± 28.3 von 62.2 = 31.4 % nicht sign.
L_{dpth,s} - L_{ht} (Differenz der einfach geschätzten Hörschwelle zur subjektiven Hörschwelle)	-13.3 ± 7.0 dB nicht sign. Anzahl Frq.: 59.9 ± 15.0 von 65.2 = 91.8 % **	-16.2 ± 6.8 dB nicht sign. Anzahl Frq.: 33.5 ± 31.9 von 62.2 = 53.9 % **
6-10 kHz	HL (n=8)	HL + Tinnitus (n=5)
L_{dpth} - L_{ht} (Differenz der mittels Extrapolation geschätzten Hörschwelle zur subjektiven Hörschwelle)	-12.2 ± 5.9 dB nicht sign. Anzahl Frq.: 19.8 ± 16.2 von 42.0 (bis max. 8 kHz) = 47.0 % nicht sign.	-30.4 ± 24.5 dB nicht sign. Anzahl Frq.: 13.8 ± 19.1 von 43.0 (bis max. 8 kHz) = 32.1 % nicht sign.
L_{dpth,s} - L_{ht} (Differenz der einfach geschätzten Hörschwelle zur subjektiven Hörschwelle)	-22.9 ± 6.1 dB nicht sign. Anzahl Frq.: 36.9 ± 8.8 von 42.0 (bis max. 8 kHz) = 87.8 % nicht sign.	-33.0 ± 18.9 dB nicht sign. Anzahl Frq.: 21.6 ± 21.5 von 43.0 (bis max. 8 kHz) = 50.2 % nicht sign.

Tabelle 27: Hörschwellenschätzfehler bei Schwerhörigen und bei Schwerhörigen mit Tinnitus

4.6.2 Fallbeispiele Schwerhörige mit Tinnitus:

Im Folgenden soll die Qualität der Hörschwellenschätzung und der Einfluss verschiedener sich darauf möglicherweise negativ auswirkender Faktoren wie die Kalibrierung der Ohrsonde oder die Tinnitusfrequenz anhand einiger Fallbeispiele betrachtet werden.

Erstes Fallbeispiel

Dieses Fallbeispiel weist eine Abweichung der Hörschwellenschätzung mittels extrapoliertes DPOAE-Wachstumsfunktion zur subjektiven Hörschwelle bei den Frequenzen 2 kHz und 4 kHz auf (Abbildung 38 links unten).

Die DPOAE-Wachstumsfunktionen (Abbildung 38 rechts oben) zeigen die Steigung der Wachstumsfunktion bei ausgewählten Testfrequenzen (bei 2098 Hz, 3457 Hz, 4207 Hz, 5285 Hz und 5566 Hz). Es ist zu erkennen, dass bei den Ausreißern mit großem DPOAE-Schwellenschätzfehler (bei 2098 Hz, 4207 und 5566 Hz) bei der Wachstumsfunktion ein flacher Kurvenverlauf des Emissionspegels auftritt. Dies führt zu einem niedrigen

Schwellenschätzwert. Die DPOAE-Wachstumsfunktion bei den Frequenzen 3457 und 5285 Hz sind steiler und liefern daher passendere Schwellenschätzungen.

Aufgrund einer geschätzten Gehörgangslänge von 21 mm ist in der Kalibrierung bei schallhartem Abschluss eine Senke bei ca. 4.1 kHz zu erwarten. Hier ist bei der Kalibrierungskurve des Patienten (Abbildung 38 rechts unten) eine deutliche Senke nachweisbar. Diese kann den hohen Schwellenschätzfehler erklären.

Der Patient weist in dem Frequenzbereich von 4 kHz außerdem einen Tinnitus von 35 dB auf. Der größere Hörschwellenschätzfehler in dem Frequenzbereich von 4000 Hz kann bei diesem Probanden daher sowohl durch die Kalibrierung, als auch durch den Tinnitus bedingt sein.

In den DPOAE-Grammen des Patienten (Abbildung 38 links oben) kann ein starker Emissionsabfall ab 6 kHz beobachtet werden, daher ist eine valide Hörschwellenschätzung ab 6 kHz nicht mehr durchführbar.

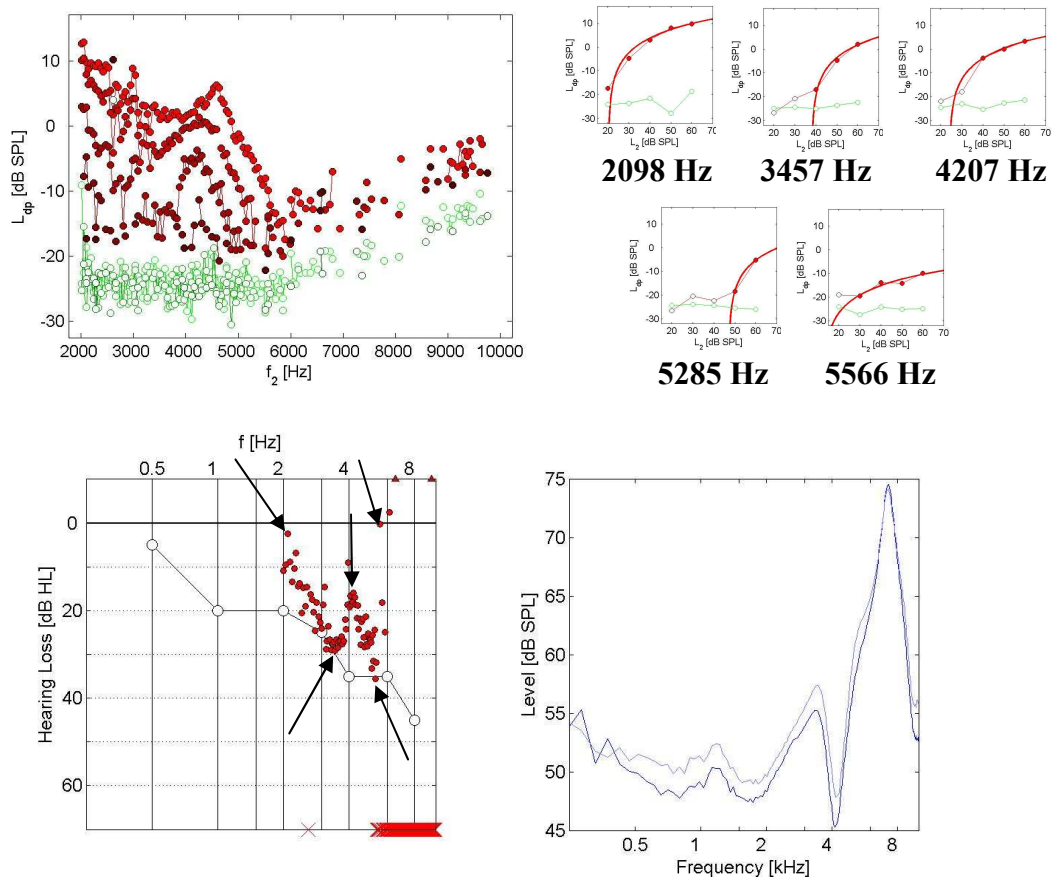


Abbildung 38: Fallbeispiel 1: DPOAE-Gramme (oben links), DPOAE-Wachstumsfunktion bei den Frequenzen 2098 Hz, 3457 Hz, 4207 Hz, 5285 Hz und 5566 Hz (oben rechts), Hörschwellenschätzung im Tonschwellenaudiogramm (unten links), Kalibrierungskurve (unten rechts)

Mittlerer Hörverlust 2-8 kHz	33.6 dB HL
Anzahl gültiger Messpunkte	309 von 860
L_{dp} gesamt	-8.0 dB SPL
L_{nf}	-19.8 dB SPL
$L_{dpth} - L_{ht}$	-8.3 dB
Korrelation $L_{dpth} - L_{ht}$	0.5

Tabelle 28: Fallbeispiel 1: Mittlerer Hörverlust 2-8 kHz, Anzahl gültiger Messpunkte, Emissionspegel L_{dp} , Hintergrundrauschen L_{nf} , Differenz aus geschätzter Hörschwelle aus der extrapolierten Gerade und der subjektiven Hörschwelle $L_{dpth} - L_{ht}$, Korrelation zwischen geschätzter Hörschwelle aus der extrapolierten Gerade und der subjektiven Hörschwelle

Zweites Fallbeispiel:

Dieses Fallbeispiel weist trotz eines Hörverlustes von 65 bis 90 dB HL (4 kHz: 90 dB HL, 6 kHz: 70 dB HL, 8 kHz: 65 dB HL) sehr hohe Emissionen zwischen 6 und 8 kHz auf (Siehe Abbildung 39 links unten und Abbildung 39 links oben). Aufgrund des Tonschwellenaudiogramms wäre die Registrierung von gültigen DPOAEs nicht zu erwarten. Die Tinnitusfrequenz lag bei 6.4 kHz.

Die beispielhaft bei den Frequenzen 5379 Hz und 6469 Hz dargestellten DPOAE-Wachstumsfunktionen (Abbildung 39 rechts oben) zeigen eine erhöhte Steigung bei gleichzeitig hohem Emissionspegel bei hohen L_2 -Werten. Bei der Tinnitus-Frequenz 6469 Hz ist ein im Vergleich zur Frequenz 5379 Hz steilerer Verlauf der Wachstumsfunktion bis zu Anreigungspegeln von $L_2 = 30$ dB SPL zu beobachten. Bedingt durch die hohen Emissionen ist auch ein im Vergleich zur subjektiven Hörschwelle deutlich niedrigerer Schwellenschätzwert zu beobachten.

Aufgrund einer geschätzten Gehörgangslänge von 15 mm ist in der Kalibrierung bei schallhartem Abschluss eine Senke bei ca 5.7 kHz zu erwarten. Hier ist bei der Kalibrierungskurve des Patienten (Abbildung 39 rechts unten) eine deutliche Senke nachweisbar. Diese kann jedoch die hohen Emissionspegel nicht erklären.

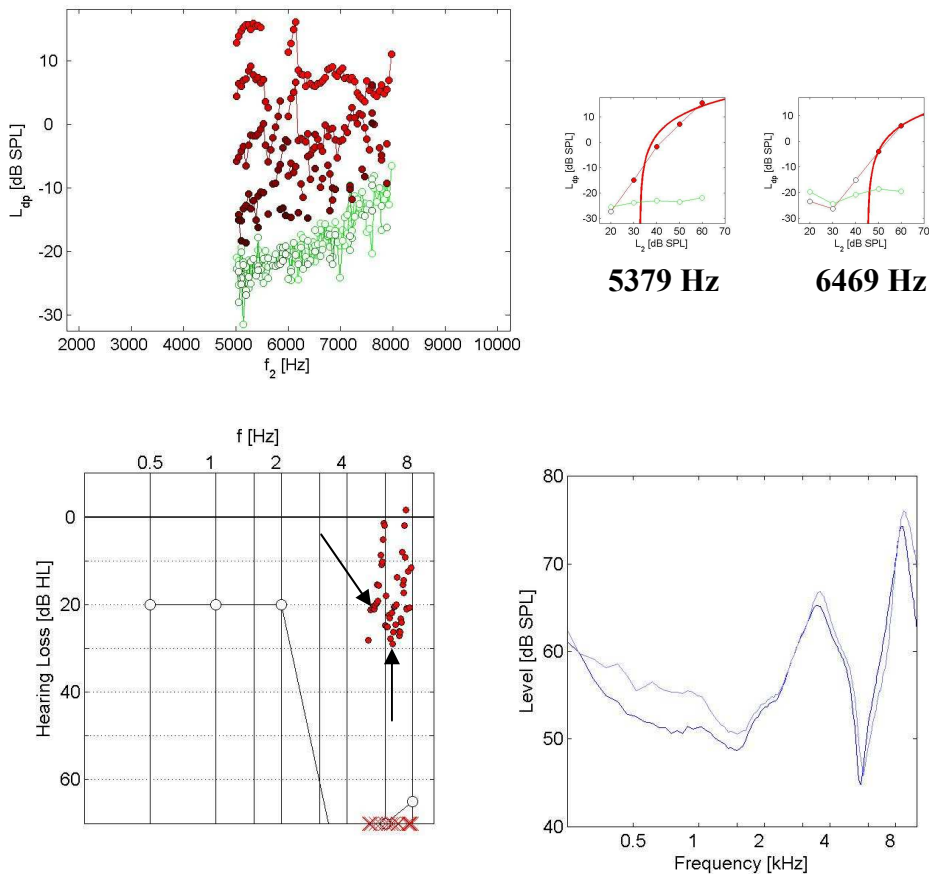


Abbildung 39: Fallbeispiel 2: DPOAE-Gramme (oben links), DPOAE-Wachstumsfunktion bei den Frequenzen 5379 Hz und 6469 Hz (oben rechts), Hörschwellschätzung im Tonschwellenaudiogramm (unten links), Kalibrierungskurve (unten rechts)

Mittlerer Hörverlust 4-8 kHz	75 dB HL
Anzahl gültiger Messpunkte	182 von 321
L_{dp} gesamt	-3.8 dB SPL
L_{nf}	-17.4 dB SPL
$L_{dpth} - L_{ht}$	-49.2 dB
Korrelation $L_{dpth} - L_{ht}$	0.3

Tabelle 29: Fallbeispiel 2: Mittlerer Hörverlust 2-8 kHz, Anzahl gültiger Messpunkte, Emissionspegel L_{dp} , Hintergrundrauschen L_{nf} , Differenz aus geschätzter Hörschwelle aus der extrapolierten Gerade und der subjektiven Hörschwelle $L_{dpth} - L_{ht}$, Korrelation zwischen geschätzter Hörschwelle aus der extrapolierten Gerade und der subjektiven Hörschwelle

Drittes Fallbeispiel

Ein tendenziell gleiches Bild wie bei Fallbeispiel Nr.2 ergab sich bei diesem Fallbeispiel. Im Frequenzbereich zwischen 4 und 5 kHz sind sehr hohe Emissionen trotz eines Hörverlustes von 95 dB HL bei 4 kHz zu beobachten (vgl. Abbildung 40 links oben und links unten). Aufgrund des Tonschwellenaudiogramms wäre die Registrierung von gültigen DPOAEs nicht zu erwarten. Die Tinnitusfrequenz beträgt bei diesem Patienten 2 kHz.

Die beispielhaft bei den Frequenzen 2145 Hz und 4441 Hz dargestellten DPOAE-Wachstumsfunktionen (Abbildung 40 rechts oben) zeigt bei der Frequenz 4441 Hz eine erhöhte Steigung bei gleichzeitig hohem Emissionspegel bei hohen L_2 -Werten. Bedingt durch die hohen Emissionen ist auch ein im Vergleich zur subjektiven Hörschwelle deutlich niedrigerer Schwellenschätzwert zu beobachten. Die Steigung bei der Frequenz 2145 Hz zeigt einen flacheren Verlauf und liefert daher einen passenderen Hörschwellenschätzwert. Die Gehörgangslänge wurde auf 18 mm geschätzt. Aus dieser Gehörgangslängenmessung geht hervor, dass eine Senke in der Kalibrierung bei schallhartem Abschluss bei ca. 4,8 kHz zu erwarten wäre. Aus der Kalibrierungskurve des Patienten (Abbildung 40 rechts unten) können wir entnehmen, dass der Patient eine Senke bei etwa dieser Frequenz hat. Diese kann jedoch die hohen Emissionspegel nicht erklären.

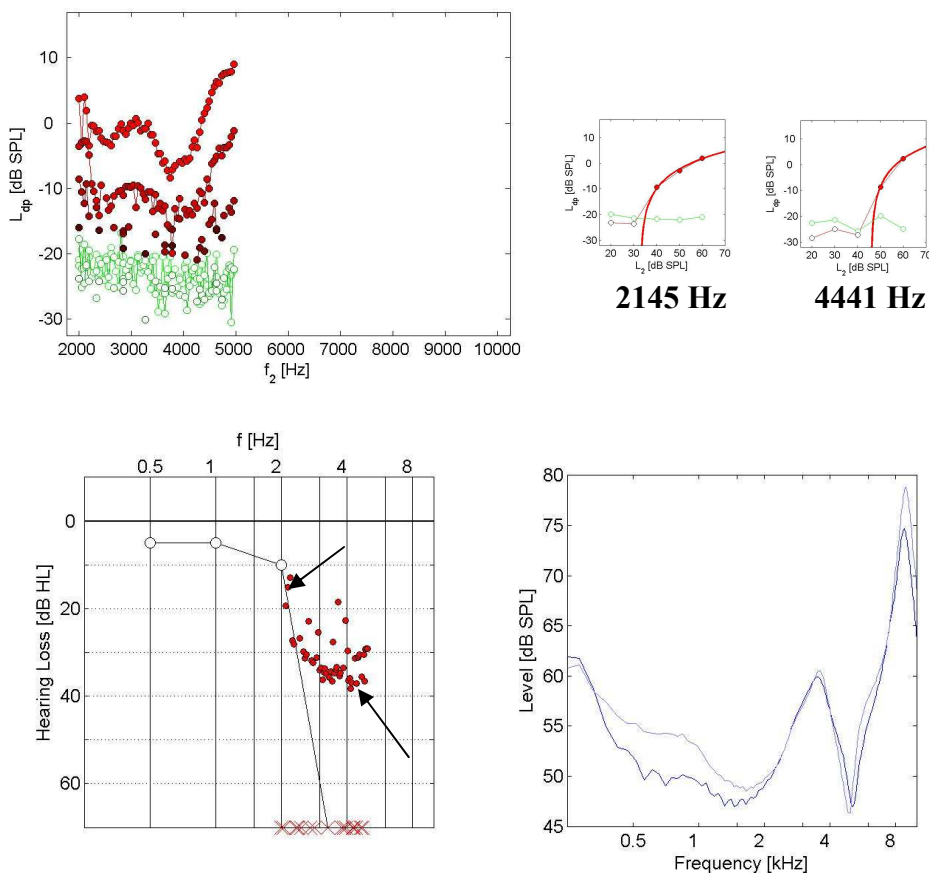


Abbildung 40: Fallbeispiel 3: DPOAE-Gramme (oben links), DPOAE-Wachstumsfunktion für die Frequenzen 2145 Hz und 4441 Hz (oben rechts), Hörschwellenschätzung im Tonschwellenaudiogramm (unten links), Kalibrierungskurve (unten rechts)

Mittlerer Hörverlust 2-6 kHz	67.3 dB HL
Anzahl gültiger Messpunkte	159 von 320
L_{dp} gesamt	-12.3 dB SPL
L_{nf}	-23.1 dB SPL
$L_{dpth} - L_{ht}$	-60.1 dB
Korrelation $L_{dpth} - L_{ht}$	0.5

Tabelle 30: Fallbeispiel 3: Mittlerer Hörverlust 2-8 kHz, Anzahl gültiger Messpunkte, Emissionspegel L_{dp} , Hintergrundrauschen L_{nf} , Differenz aus geschätzter Hörschwelle aus der extrapolierten Gerade und der subjektiven Hörschwelle $L_{dpth} - L_{ht}$, Korrelation zwischen geschätzter Hörschwelle aus der extrapolierten Gerade und der subjektiven Hörschwelle

5 Diskussion

5.1 Messgüte des neu entwickelten Reizparadigmas

Wie bereits in Kapitel 2.12 erwähnt, findet man in der Literatur bislang nur ein optimiertes Reizparadigma für den Frequenzbereich zwischen 1 und 8 kHz (Kummer et al. 2000). In den Randbereichen bei 1 und 8 kHz treten bei diesem Reizparadigma allerdings deutliche Abweichungen im Vergleich zu den anderen Frequenzen auf. Daher ist die von Kummer und Mitarbeitern entwickelte Pegelschere hauptsächlich nur für den Frequenzbereich zwischen 1.5 und 6 kHz geeignet. DPOAE-Messungen im Hochtonbereich sind für die Diagnostik eines durch Lärm oder Ototoxizität bedingten Hochtonhörverlustes von großer Bedeutung. Aus diesem Grund wurde in der vorliegenden Arbeit ein optimiertes Reizparadigma für den Hochtonbereich zwischen 6 und 10 kHz entwickelt.

Beim Vergleich der alten mit der neuen Pegelschere zeigt sich, dass mit letzterer stabilere Messbedingungen für die DPOAE-Messung im Hochtonbereich erzielt werden konnten. Mit dem neuen Reizparadigma ließen sich im Durchschnitt mehr gültige Messpunkte bestimmen und sowohl die geschätzte Hörschwelle als auch die Steigung konnten bei mehr Frequenzen bestimmt werden. Außerdem waren bei höheren Anregungspegeln die Emissionen im Durchschnitt höher als bei Anwendung der Pegelschere von Kummer und Mitarbeitern. Des Weiteren war mit der neuen Pegelschere die Steigung der DPOAE-Wachstumsfunktion höher. Dies bedeutet, dass die neue Pegelschere für größere Anregungspegel L_2 besser geeignet ist als für niedrige Anregungspegel L_2 .

5.2 Zuverlässigkeit der DPOAE-Audiogramme im Hochtonbereich bei den Normalhörenden

Trotz der Entwicklung einer für den Hochtonbereich geeigneten Pegelschere waren die Messbedingungen und Messergebnisse für den Hochtonbereich zwischen 6 und 10 kHz deutlich schlechter als für den niedrigeren Frequenzbereich zwischen 2 und 6 kHz. Auf die Unterschiede und Gründe hierfür soll nun näher eingegangen werden.

Im Hochtonbereich zwischen 6 und 10 kHz waren die Emissionen bei allen Anregungspegeln im Durchschnitt niedriger als im Frequenzbereich zwischen 2 und 6 kHz. Außerdem stieg das Hintergrundrauschen ab 6 kHz zu höheren Frequenzen kontinuierlich an. Das erhöhte Hintergrundrauschen erschwerte die Messungen im Hochtonbereich, da die Emissionen vor

allem bei schwelennahen Reizpegeln vom Störgeräusch überlagert wurden. Zur Messung der sehr kleinen Schalldrücke und zur Verbesserung des Signalstörgeräuschabstandes müssen ein rauscharmes Mikrofon und ein geeigneter Mikrofonverstärker eingesetzt werden. Ob schwelennahe DPOAE-Messungen im Hochtonbereich gelingen, hängt somit von der Güte der verwendeten Messapparatur ab. Die Übertragungseigenschaften der elektroakustischen Wandler (Mikrofon und Lautsprecher) beschränken daher die DPOAE-Messungen im Hochtonbereich.

Auch die Hörschwellenschätzung war für den Hochtonbereich ungenauer. Das heißt die Differenz zwischen der mittels DPOAE-Wachstumsfunktion geschätzten Hörschwelle und der subjektiven Hörschwelle war größer. Der größere Schätzfehler kann verschiedene Gründe haben:

Eine mögliche Ursache für den größeren Schätzfehler im höheren Frequenzbereich könnte sein, dass zwischen 2 und 6 kHz die Tonschwellenaudiometrie an mehreren Testfrequenzen durchgeführt wurde als zwischen 6 und 10 kHz. Zwischen 2 und 6 kHz wurde die subjektive Hörschwelle bei 4 Frequenzen (2, 3, 4 und 6 kHz) bestimmt, während diese zwischen 6 und 8 kHz nur bei zwei Testfrequenzen (6 und 8 kHz) bestimmt wurde. Oberhalb von 8 kHz konnte kein Vergleich zwischen der mittels DPOAE geschätzten Hörschwelle und der subjektiven Hörschwelle durchgeführt werden. Da die DPOAE-Feinstruktur mit einer Frequenzauflösung von 47 Hz bestimmt wurde und möglichst alle Punkte mit in die Auswertung einbezogen werden sollten, wurden die subjektiven Tonschwellenwerte interpoliert. Die Interpolation kann jedoch zu einer Fehleinschätzung der subjektiven Hörschwelle führen. Daher wäre zur Bestimmung des Hörschwellenschätzfehlers eine Feinstrukturmessung der Tonschwelle geeigneter. In der vorliegenden Arbeit wurde solch eine Messung aufgrund des Zeitaufwandes nicht durchgeführt. Weitere Studien müssen zeigen, wie sich die Korrelation zwischen der mittels DPOAE-Wachstumsfunktion geschätzten Hörschwelle und der subjektiven Feinstruktur-Hörschwelle tatsächlich verhält.

Eine weitere Ursache für den höheren Schwellenschätzfehler im Frequenzbereich zwischen 6 und 10 kHz könnten die bereits angesprochenen schlechteren Messbedingungen sein, die eine zuverlässige schwelennahe Messung der DPOAE in diesem Frequenzbereich sehr viel schwieriger machen.

5.3 Zuverlässigkeit der DPOAE-Audiogramme im Hochtonbereich bei den Schwerhörnden

Die Messbedingungen und Messergebnisse waren wie bei den Normalhörenden auch bei den Schwerhörnden für den Hochtonbereich zwischen 6 und 10 kHz deutlich schlechter als für den niedrigeren Frequenzbereich zwischen 2 und 6 kHz.

Bei vergleichbarem Hörverlust waren bei den Schwerhörnden im Frequenzbereich zwischen 6 und 10 kHz weniger Messpunkte bestimmbar als im unteren Frequenzbereich zwischen 2 und 6 kHz. Ähnlich wie bei den Normalhörenden war auch bei den Schwerhörnden das Hintergrundrauschen für den Frequenzbereich zwischen 6 und 10 kHz deutlich angehoben. Außerdem war der Hörschwellenschätzfehler im Frequenzbereich zwischen 6 und 10 kHz ebenso wie im Normkollektiv deutlich größer als im niedrigeren Frequenzbereich. Ursachen für den erhöhten Schwellenschätzwert im Hochtonbereich könnten die bereits angesprochenen schlechteren Messbedingungen und die verminderte Anzahl an Testfrequenzen im Hochtonbereich sein (siehe Kapitel 5.2).

Insgesamt war der Hörschwellenschätzfehler im schwerhörnden Patientenkollektiv negativ (Unterschätzung des Hörverlustes) und größer als im Normkollektiv. Eine mögliche Ursache für den größeren Schätzfehler bei den Schwerhörnden im Vergleich zu den Normalhörenden könnten „Ausreißer“ in den DPOAE-Grammen sein. In Fallbeispielen trat bei diesen „Ausreißern“ ein flacher Kurvenverlauf der DPOAE-Wachstumsfunktion mit abruptem Einbruch des Emissionspegels auf (siehe Kapitel 4.5.4). Dies führte zu einem niedrigen Schwellenschätzwert. Da die Emissionen die Funktion der äußeren Haarzellen direkt widerspiegeln, könnte dies eventuell bedeuten, dass noch einzelne funktionierende Haarzellen vorhanden sind, welche zu einem insgesamt höheren Schätzfehler führen. Eine andere Erklärung für die „Ausreißer,“ könnte sein, dass diese kein physiologisches Korrelat haben, sondern in der sekundären DPOAE-Quelle begründet sind, die sich abhängig von der Frequenz unterschiedlich auf die DPOAE-Wachstumsfunktion auswirken kann. Neben der primären DPOAE-Quelle am Ort von f_2 , gibt es noch eine sekundäre DPOAE-Quelle am Ort von $2f_1-f_2$. Diese sekundäre DPOAE-Quelle entsteht durch die am Ort f_2 ausgelöste Wanderwelle, die ihr Schwingungsmaximum am Ort von $2f_1-f_2$ bildet. Obwohl die sekundäre Quelle sehr viel schwächer ist, kann es zu konstruktiven und destruktiven Interferenzen mit der primären Quelle kommen (Shera und Guinan, 1999; Heitmann et al., 1998). Diese Interferenzen können in Veränderungen der DPOAE-Feinstruktur sichtbar sein (Mauermann et al., 1999). Wie bereits in Kapitel 3.2.4.4 erläutert, werden Veränderungen der DPOAE-

Feinstruktur mit der DPOAE-Kenngröße Rauigkeit beschrieben. In den vorliegenden Messdaten fällt auf, dass die Rauigkeit der DPOAE-Feinstruktur bei den Schwerhörenden größer war als bei den Normalhörenden. Dies könnte bedeuten, dass der Einfluss der zweiten DPOAE-Quelle mit ansteigendem Hörverlust zunimmt. Somit könnte der größere Schätzfehler bei den Schwerhörenden im Vergleich zu den Normalhörenden durch einen größeren Einfluss der zweiten DPOAE-Quelle bedingt sein.

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit stehen im Widerspruch zu den Ergebnissen der Studie von Wagner und Mitarbeitern (2008). In dieser Studie wurde die Abhängigkeit der DPOAE-Feinstruktur von verschiedenen Parametern, wie Alter, Hörverlust und Frequenz, im Frequenzbereich zwischen 1.8 und 4.2 kHz, untersucht. Das Ergebnis dieser Studie war, dass die Prävalenz der DPOAE-Feinstruktur mit zunehmendem Hörverlust abnimmt.

Mauermann und Mitarbeiter (1999) hingegen haben herausgefunden, dass die Rauigkeit verschwindet, wenn die Primärtonfrequenzen in einem Bereich mit normalem Hören und die DPOAE-Frequenz in einem Bereich mit Hörverlust auftreten. Im umgekehrten Fall, nämlich wenn sich die DPOAE-Frequenz in einem Bereich mit normalem Hörvermögen befindet und die Primärtonfrequenzen im Bereich eines Hörverlustes, bleibt die Rauigkeit der Feinstruktur jedoch erhalten. Bei den in der vorliegenden Arbeit gemessenen Patienten mit Hochtonabfall könnte häufig der zweite Fall aufgetreten sein, womit eine ähnliche Rauigkeit wie bei den Normalhörenden auch bei den Schwerhörenden zu erwarten wäre. Die erhöhten Werte der Rauigkeit bei den Schwerhörenden im Vergleich zu den Normalhörenden lassen sich hierdurch aber nicht erklären.

5.4 Allgemeine Gründe für Abweichungen der DPOAE-Schwellschätzung

Die Hörschwellschätzung wird in der vorliegenden Arbeit durch Fehler bei der Kalibrierung erschwert. Diese entstehen abhängig von der Gehörgangslänge und der Trommelfellimpedanz bei Frequenzen oberhalb von etwa 3 bis 4 kHz als Folge stehender Wellen (Siegel und Hirohata, 1994). Beim Stehenden-Wellen-Effekt überlagern sich die vom Lautsprecher zum Trommelfell und die vom Trommelfell wiederum zurücklaufende Welle destruktiv. Damit kann es in diesem Frequenzbereich zu gravierenden Unterschätzungen des tatsächlichen Trommelfell-Schalldruckpegels kommen, was zur Ursache hat, dass hier die tatsächlichen Pegel wesentlich höher sein können, als die Sollpegel. Dies kann zu einer zu niedrigen Schwellschätzung im Vergleich zum subjektiven Audiogramm führen. Eine scharfe Senke in der Kalibrierkurve des Patienten kann in vielen Fällen auf eine Stehende-

Wellen-Problematik und dadurch auf eine Fehlkalibrierung in diesem Frequenzbereich hindeuten. Eine exakte Trennung des Einflusses durch stehende Wellen und des Einflusses der Gehörgangsgeometrie auf die Kalibrierkurve ist jedoch ohne genaue Kenntnis der Gehörgangsgeometrie und der Trommelfellimpedanz nicht möglich. Daher kann der Einfluss der stehenden Wellen nur qualitativ betrachtet werden.

Darüber hinaus bestand in der vorliegenden Arbeit beim Vergleich der mittels DPOAE geschätzten Hörschwelle zur subjektiven Hörschwelle das Problem der Umrechnung von dB SPL in dB HL. Die DPOAE-Schwelle wird zunächst in dB SPL bestimmt. Zum Vergleich zur subjektiven Schwelle ist eine Umrechnung in dB HL notwendig. Dieser frequenzspezifische Korrekturwert wurde für die verwendete Ohrsonde an einem Normkollektiv bestimmt. Die Korrekturwerte spiegeln jedoch nur den Mittelwert des Kollektivs wider. Im Einzelfall können durchaus größere Differenzen zu diesen Mittelwerten auftreten. Dies wurde anhand eines Fallbeispiels in Kapitel 4.5.4 (2. Fallbeispiel) beschrieben. Für solche Patienten, bei denen größere Abweichungen zu den mittleren Korrekturwerten auftreten, müsste eventuell ein individueller Korrekturwert bestimmt werden.

Des Weiteren konnte in der vorliegenden Arbeit gezeigt werden, dass ein erhöhter Schätzfehler durch die Auswertungsmethode bedingt sein könnte. Es fällt auf, dass der Schwellenschätzwert, der mittels Extrapolation ermittelt wurde, größtenteils besser mit der subjektiven Hörschwelle korrelierte wie derjenige, der mit der einfachen Schätzung ermittelt wurde. Wie bereits von Janssen (2005 b) beschrieben, ist die einfache Schätzung der Hörschwelle vom Störpegel abhängig. Der Pegel der schwelennah gemessenen DPOAE ist vom Störgeräusch abhängig, das in der Frequenz variiert und gibt daher nicht die physiologische Schwelle, sondern die Schwelle des jeweiligen DPOAE-Messsystems wieder. Insbesondere dann, wenn als Kriterium für das Vorhandensein einer validen Reizantwort der Signal-Stör-Abstand verwendet wird. Die so ermittelte DPOAE-Schwelle kann nur grob Auskunft über die Integrität des cochleären Verstärkers geben. DPOAE-Gramme – zumal bei hohen, überschwelligen Primärtonpegeln aufgenommen – spiegeln daher die Hörschwelle oft nicht wider. Eine vom Störpegel weitgehend unabhängige Bestimmung der DPOAE-Schwelle erfolgt mit Hilfe der extrapolierten DPOAE-Wachstumsfunktion (Janssen, 2005 b, Seite 127). Aufgrund der Tatsachen, dass in der vorliegenden Arbeit ein erhöhter Störpegel im Hochtonbereich beobachtet wurde und ein Signal-Stör-Abstand als ein Kriterium für valide DPOAE verwendet wurde, erscheint eine Schätzung der Hörschwelle mittels Extrapolation der DPOAE-Wachstumsfunktion geeigneter als eine einfache Schätzung.

5.5 Betrachtung der DPOAE-Feinstruktur

Wie im Ergebnisteil ersichtlich, nahm die Rauigkeit der DPOAE-Feinstruktur im hohen Frequenzbereich zwischen 6 und 10 kHz ab. Dies könnte bedeuten, dass die sekundäre Quelle bei höheren Frequenzen weniger Einfluss hat als bei niedrigeren Frequenzen. Dies wurde bereits in einer Studie von Mauermann und Kollmeier (2004) beschrieben. Hier wurden DPOAE-Messungen für den Frequenzbereich zwischen 1,5 und 4,5 kHz durchgeführt. Für fast alle Probanden war der relative Anteil der zweiten DPOAE-Quelle bei niedrigeren Frequenzen stärker als bei höheren Frequenzen (bei einem Probanden war der Anteil nahezu frequenzunabhängig).

Außerdem fällt auf, dass die in der vorliegenden Arbeit bestimmte Rauigkeit der DPOAE-Feinstruktur mit abnehmendem Anregungspegel anstieg. Ursache dafür könnte zum einen der kleinere Signal-Rausch-Abstand, zum anderen ein größerer Einfluss der zweiten DPOAE-Quelle sein. Letzteres wurde auch in der Arbeit von Mauermann und Kollmeier (2004) beschrieben. Mit abnehmendem Stimuluspegel nahm hier der Anteil der zweiten Quelle zu.

Des Weiteren konnte in der vorliegenden Arbeit beobachtet werden, dass die Rauigkeit bei den Schwerhörigen größer war als bei den Normalhörenden. Dies könnte bedeuten, dass der Einfluss der zweiten Quelle mit zunehmendem Hörverlust ansteigt (siehe Kapitel 5.3).

Verschiedene Strategien wurden bereits entwickelt, um die zwei DPOAE-Emissions-Komponenten zu trennen. So wurde versucht, mittels eines Suppressortones den Einfluss der zweiten Quelle zu reduzieren (Heitmann et al., 1998). Die Studie von Dhar und Shaffer (2004) fand jedoch heraus, dass der Effekt des Suppressortones auf die DPOAE-Feinstruktur von den gemessenen Frequenzen und Ohren abhängig ist und dass ein universeller Suppressorton keine praktikable Lösung zur Reduktion der zweiten Quelle darstellt. Weitere Studien sind daher notwendig, um optimale Messparadigmen zu schaffen, die den Einfluss der zweiten DPOAE-Quelle reduzieren.

5.6 Zuverlässigkeit der DPOAE- Audiogramme bei den Tinnitus-Patienten

Bei den Patienten mit Tinnitus war der Schwellenschätzfehler im Durchschnitt größer als bei den Patienten ohne Tinnitus. Anhand der in Kapitel 4.6.2 aufgeführten Fallbeispiele konnte gezeigt werden, dass bei manchen Tinnitus-Patienten die DPOAE-Wachstumsfunktionen ein paradoxes Wachstumsverhalten aufwiesen. Trotz eines großen Hörverlustes von zum Teil

mehr als 60 dB HL traten bei einigen Tinnitus-Patienten ungewöhnlich hohe Emissionspegel auf, die aufgrund des Hörverlustes nicht zu erwarten waren. Bei Hörverlusten von mehr als 50 dB HL ist in der Regel keine Registrierung von gültigen Emissionen mehr möglich. Ein möglicher Einfluss von Fehlkalibrierungen ist auch in diesen Fällen nicht auszuschließen. Die hohen Emissionen bei den gegebenen Hörverlustwerten lassen sich damit jedoch nicht erklären. Die Beobachtungen deuten daher auf ein spezifisches Verhalten der DPOAE bei Tinnituspatienten hin. Des Weiteren konnte bei manchen Tinnitus-Patienten eine erhöhte Steigung der DPOAE-Wachstumsfunktion bei gleichzeitig hohem Emissionspegel beobachtet werden. Diese Phänomene wurden bereits in einer Studie von Janssen und Mitarbeiter (1998) beschrieben. Es ist zu vermuten, dass bei Tinnitus-Patienten die äußeren Haarzellen bei der Stimulation mit den Primärtönen abnorm große Verzerrungen produzieren und eine größere Schwingungsenergie in der Innenohrlymphe freisetzen, die zu einer retrograden Schallaussendung mit hoher Schalldruckamplitude führt. Die gleichzeitig auftretende Versteilerung der Wachstumsfunktion muss als Ausdruck des Aussetzens des Dämpfungmechanismus gewertet werden, wo große Schallsignale zu abnorm großen Schwingungsamplituden führen. Es ist zu vermuten, dass es infolge dieser mechanischen Fehlanpassung zu einer Irritation der inneren Haarzelle und so zu einer pathologischen Entladungsaktivität auf den afferenten Hörnervenfasern kommt. Die ungedämpfte Bewegung der äußeren Haarzelle und das Auftreten großer Verzerrungen könnten somit als eine mögliche Ursache für die Entstehung eines Tinnitus zu werten sein. Aufgrund der Verzerrungen könnte eine normale Schallverarbeitung nicht mehr gegeben sein, sodass der Patient im Bereich des Tinnitus die akustischen Signale stark verzerrt hört und so ein „Hörverlust“ entsteht, der sich audiometrisch in einer verschobenen Tonschwelle manifestiert (Janssen et al., 1998).

Ähnlich wie in den in Kapitel 4.6.2 aufgeführten Fallbeispielen traten auch in der Arbeit von Janssen und Mitarbeitern (2000) hohe DPOAE-Emissionspegel trotz eines großen Hörverlustes (50 dB HL) auf. In der zitierten Arbeit wurde ein Fall beschrieben, bei dem im Anschluss eines Suizidversuches mit Aspirin ein Hochtonhörverlust mit Tinnitus aufgetreten war. Sowohl im Intoxikationsstadium als auch im Genesungsstadium wurden DPOAEs gemessen. Im Intoxikationsstadium traten hohe Emissionspegel trotz eines Hörverlustes von 50 dB im Frequenzbereich des Tinnitus auf. Gleichzeitig konnte in der Nähe der Tinnitusfrequenz ein steilerer Verlauf der DPOAE-Wachstumsfunktion beobachtet werden, was den Verlust der cochleären Kompression widerspiegelt. Im Genesungsstadium lagen die DPOAE-Emissionen im Normbereich und zeigten eine physiologische cochleäre

Kompression. An diesem Fallbeispiel konnten anhand von DPOAE-Messungen Veränderungen der cochleären Strukturen eines Salicylat-induzierten-Tinnitus festgestellt werden.

In den Studien von Janssen und Mitarbeiter (1998 und 2000) traten die hohen Emissionspegel und der gleichzeitig steilere Verlauf der DPOAE-Wachstumsfunktionen im Bereich der Tinnitusfrequenz auf. In der vorliegenden Arbeit wiesen einige Patienten hohe Emissionen trotz eines großen Hörverlustes außerhalb der Tinnitusfrequenz auf. Dies könnte verschiedene Ursachen haben. Zum einen könnte es bei diesen Patienten auch noch andere Tinnitusbereiche außerhalb der Tinnitushauptfrequenz geben, welche von der Tinnitushauptfrequenz überdeckt werden. Falls die Tinnitushauptfrequenz im Bereich der DPOAE-Frequenz liegt (also unterhalb von f_2 bei $2f_1-f_2$), könnte der Emissionspegel vom Tinnitus beeinflusst werden, obwohl an der primären Quelle keine Emission zu erfassen wäre. Eine andere Hypothese wäre, dass bei diesen Patienten in den Frequenzbereichen, in denen die hohen Emissionen zu beobachten sind, eine erhöhte Spontanaktivität der äußeren Haarzellen vorkommt, diese allerdings zentral kompensiert wurde, sodass hier kein eigentlicher Tinnitus wahrzunehmen ist. Eine andere mögliche Erklärung für die hohen Emissionen wäre, dass in diesen Frequenzbereichen der Hörverlust eher zentral bedingt ist und auf Ebene der äußeren Haarzellen keine so große Schädigung vorhanden ist, wie durch die subjektiv ermittelte Tonschwelle zu erwarten wäre.

Veränderungen der äußeren Haarzellen außerhalb der Tinnitusfrequenz konnten auch in der Arbeit von Granjeiro und Mitarbeiter (2008) beobachtet werden. Hier wurden DPOAE bei normalhörenden Patienten mit und ohne Tinnitus im Frequenzbereich zwischen 1 und 8 kHz gemessen. Außerdem wurden TEOAE für die Frequenzen 1, 2, 3 und 4 kHz bestimmt. In der Patientengruppe mit Tinnitus war die Prävalenz abnormaler DPOAE und TEOAE in allen gemessenen Frequenzen größer als in der Patientengruppe ohne Tinnitus. Diese Ergebnisse von Granjeiro und Mitarbeiter (2008) lassen vermuten, dass die Dysfunktion der äußeren Haarzellen ein physiologisches Korrelat des Tinnitus sein könnte.

Die DPOAE-Messung als eine objektive Messmethode zur Erfassung der Funktion der peripheren Schallverarbeitung scheint daher als Methode zur Bestimmung eines möglichen Einflusses peripherer Schädigung bei der Erzeugung des Tinnitus geeignet zu sein. Die subjektive Hörschwelle, die mit der Tonschwellenaudiometrie erfasst wird, spiegelt die periphere Hörschwelle nicht isoliert wider. Zentrale Verarbeitung des akustischen Signals, Vigilanz, hohes Reaktionsvermögen und Konzentrationsfähigkeit sind zwingend notwendige

und stark beeinflussende Faktoren bei der Erstellung des Tonschwellenaudiogramms. Die akustische Wahrnehmung des Tinnitus kann diese Faktoren beeinflussen und kann sich daher auf die Ermittlung der Ruhehörschwelle auswirken, sodass die Tonschwelle bei den Tinnituspatienten eventuell stark von der eigentlichen physiologischen Schwelle abweicht. Die DPOAE-Messung könnte daher einen möglichen Einfluss der gestörten peripheren Schallverarbeitung bei der Erzeugung des Tinnitus genauer erfassen als die Tonschwellenaudiometrie.

Laut Simpson und Davies (2000, Seite 1) weisen 85% der Tinnituspatienten außer dem Ohrgeräusch auch einen Hörverlust auf. 35% haben einen mittelmäßigen bis schweren Hörverlust. Besonders für dieses Patientenkollektiv kommt eine Bestimmung der Funktion der peripheren Schallverarbeitung durch eine DPOAE-Messung in Frage. Um eine optimale Versorgung mit Hörgeräten zu gewährleisten ist die detaillierte Erfassung der Funktionsstörung des Innenohres von entscheidender Bedeutung. Zur Einstellung der Verstärkung eines Hörgerätes muss bekannt sein, wie groß der tatsächliche Hörverlust ist. Wie oben bereits erwähnt, kann Tinnitus sich auf die Bestimmung der Ruhehörschwelle auswirken und zu einer verschobenen Ruhehörschwelle führen. Mit Hilfe von DPOAEs könnten für die Hörgeräteanpassung wichtige Kenndaten der Innenohrfunktionsstörung (Hörverlust, Rekrutment) möglicherweise besser ermittelt werden als mit der Tonschwellenaudiometrie.

Weitere Studien und höhere Fallzahlen müssen zeigen, ob die DPOAE-Messung im Hochtonbereich eine geeignete Messung ist, um objektive Korrelate für den Tinnitus zu finden und ob mit ihrer Hilfe eine Differentialdiagnostik zwischen peripherem und zentralem Tinnitus möglich ist.

5.7 Einsatz von DPOAE-Audiogrammen im Hochtonbereich im Rahmen einer Früherkennung eines Hörverlustes bei Chemotherapie- Patienten

Im Rahmen dieser Arbeit sollte der Fragestellung nachgegangen werden, ob die DPOAE-Messung im Hochtonbereich für eine Früherkennung einer Innenohrschwerhörigkeit bei Patienten, die einer ototoxischen Therapie (z.B. mit Cisplatin) ausgesetzt sind, geeignet ist.

Wie bereits in Kapitel 5.3 beschrieben, konnten bei den Schwerhörenden im Hochtonbereich zwischen 6 und 10 kHz wegen des größeren Hintergrundrauschens weniger Messpunkte bestimmt werden. Des Weiteren nahm der Schätzfehler im Hochtonbereich zu. Im gesamten

Frequenzbereich zwischen 2 und 10 kHz waren bei den Schwerhörenden im Vergleich zu den Normalhörenden weniger Messpunkte bestimmbar und die Emissionen waren deutlich niedriger. Die meisten gültigen Messdatensätze konnten bei den Schwerhörenden im Messbereich zwischen 3 und 6 kHz beobachtet werden. Daher erscheint es sinnvoll, die DPOAE-Messung zur Erfassung ototoxischer Schädigungen bei Schwerhörenden zwischen 3 und 6 kHz durchzuführen. Auch in einer Studie von Ress und Mitarbeitern (1999) wurde beschrieben, dass bei erwachsenen Patienten aufgrund einer Presbyakusis DPOAE ab dem Frequenzbereich von 6 kHz nicht mehr zuverlässig bestimmt werden konnten. Daher empfehlen auch Ress und Mitarbeiter die DPOAE-Messung zur Erfassung ototoxischer Hörschäden zwischen 3 und 5 kHz durchzuführen.

Reavis und Mitarbeiter (2008) untersuchten die Faktoren, die die Sensitivität der DPOAE-Messung in Hinblick auf die Erfassung eines ototoxischen Hörverlustes beeinflussen. Sie konnten feststellen, dass die Sensitivität der DPOAE-Messung bei Patienten, die vor der Exposition mit ototoxischen Medikamenten bereits einen Hörverlust aufwiesen, reduziert war. Im Gegensatz dazu konnte man Patienten, die vor Exposition mit ototoxischen Medikamenten ein besseres Hörvermögen hatten, besser überwachen. Außerdem war die Sensitivität der DPOAE-Messung größer, wenn DPOAE vor Cisplatingabe in der Nähe der höchsten Testfrequenz gemessen werden konnten und auch bei höheren Frequenzen größer als 2.5 kHz präsent waren. Die DPOAE-Messungen im Hochtonbereich eignen sich daher für normalhörende Patienten oder Patienten mit leichtem Hörverlust besser als für schwerhörende Patienten. Man kann davon ausgehen, dass Kinder normalhörend sind. Daher könnten DPOAE-Messungen zum Nachweis von Innenohrschädigungen, die durch eine Chemotherapie induziert wurden, besonders für Kinder geeignet sein. Die Therapie kindlicher Krebserkrankungen hat in den vergangenen Jahren erhebliche Fortschritte gemacht. Von den in Deutschland jährlich ca. 1800 neu an Krebs erkrankten Kindern und Jugendlichen unter 15 Jahren können jedes Jahr ca. 1400 als geheilt betrachtet werden (Langer et al., 2006). Dies unterstreicht die Notwendigkeit eine strukturierte Nachsorge für die Überlebenden einer Krebserkrankung im Kindes- und Jugendalter durchzuführen und Patienten mit (Spät-) Toxizität frühzeitig zu identifizieren und ggf. zu behandeln. In der Studie von Stavroulaki und Mitarbeiter (2001) wurden DPOAE-Gramme und DPOAE-Wachstumsfunktionen für den Frequenzbereich zwischen 4.6 bis 8 kHz bei Kindern bestimmt. Signifikante Veränderungen der DPOAE-Gramme im Anschluss an den ersten Zyklus einer Chemotherapie mit Cisplatin konnten in 50% der Kinder nachgewiesen werden. (Stavroulaki et al. 2001). Wie in dieser

Studie gezeigt werden konnte, können DPOAE-Gramme eine adäquate Methode zum Nachweis einer durch Cisplatin hervorgerufenen Schädigung des Innenohres bei Kindern sein.

Zur Erfassung einer beginnenden Funktionsstörung der Cochlea durch ototoxische Medikamente könnte die Messung der Feinstruktur der DPOAE geeigneter sein als die Messung der DPOAE mit grobem Frequenzraster. Mit hochaufgelösten DPOAE könnten die ototoxischen Veränderungen der Funktion der äußeren Haarzellen möglicherweise genauer erfasst werden.

Die in der vorliegenden Arbeit angewandten Messungen der DPOAE-Feinstruktur im Hochtonbereich könnten daher eine Möglichkeit für eine Früherkennung einer beginnenden Innenohrschwerhörigkeit bei normalhörenden und bedingt bei schwerhörenden Chemotherapiepatienten darstellen. In weiteren Studien muss geprüft werden, inwiefern Messungen der DPOAE-Feinstruktur im Hochtonbereich im Rahmen einer Frühdiagnostik für den klinischen Alltag geeignet sind.

5.8 Einsatz von DPOAE- Audiogrammen im Hochtonbereich im Rahmen einer Früherkennung von lärmbedingten Hörschäden

Die Hypothese, dass die Fähigkeit, sehr hohe Töne hören zu können, besonders empfindlich ist gegenüber exogenen Einflüssen – seien sie toxischer oder physikalischer Natur -, wird schon seit mehreren Jahrzehnten immer wieder in der Literatur diskutiert. So wurde z. B. aus spezifischen Merkmalen gefolgert, dass der Hörverlust im Hochtonbereich prognostischen Wert für eine Gehörschädigung durch Lärm haben könnte. Die Befundlage speziell zur Auswirkung von Lärm auf das Hörvermögen bei sehr hohen Frequenzen ist allerdings kontrovers: Manche Studien stellen keinen Unterschied zwischen lärmexponierten Industriearbeitern und nicht lärmexponierten Kontrollpersonen fest (z. B. Osterhammel, 1979; Laukli und Mair, 1985). Andere hingegen beobachteten deutlich höhere Hörschwellen im Frequenzbereich ab 12 oder 14 kHz bei Lärmexponierten (z. B. Fausti et al., 1981; Dieroff, 1982; Doménech, et al. 1989; Ahmed et al., 2001) und sprechen sogar von einer zweiten Senke in diesem Bereich analog zur bekannten c5-Senke bei Lärmschwerhörigkeit (Bartsch et al., 1989; Lawton, 2001). Da sich aus dem Nachweis dieser besonderen Vulnerabilität praktische Konsequenzen für die Prävention von lärmbedingten Hörschäden ergeben können, ist die Absicherung und Quantifizierung eines solchen Zusammenhangs von großer Bedeutung.

Anhand der hochaufgelöster DPOAE-Messung könnten die lärmbedingten Veränderungen der Funktion der äußeren Haarzellen im Hochtonbereich möglicherweise genauer erfasst werden als mit einer DPOAE-Messung mit grobem Frequenzraster. Die in dieser Arbeit angewandte Messung der DPOAE-Feinstruktur im Hochtonbereich könnte sich daher eventuell zur Früherkennung einer lärmbedingten Innenohrschwerhörigkeit eignen.

Weitere Studien an lärmausgesetzten Normalhörenden müssen überprüfen, ob lärmbedingte Veränderungen der äußeren Haarzellen im Hochtonbereich auftreten und ob die DPOAE-Feinstrukturmessung im Hochtonbereich für solch eine Diagnostik geeignet ist.

5.9 Einsatz von DPOAE-Audiogrammen im Vergleich zur Hochtonaudiometrie

Die Hochtonaudiometrie ist eine zeitaufwändige und fehleranfällige Untersuchung, die sowohl von Audiometristen als auch von Probanden große Sorgfalt und Übung erfordert. So ist die Streuung der gemessenen Schwellenwerte in diesem Frequenzbereich weitaus größer als bei den tieferen Frequenzen. Alters- und geschlechtsbezogene Referenzwerte der Hörleistung im erweiterten Hochtonbereich ab 9 kHz liegen bisher nur im Rahmen von übergreifenden Literaturlauswertungen vor (Lawton, 2001). Für die Hochtonaudiometrie, welche die Frequenzen 9 bis 20 kHz erfasst, gelten die Frequenzen 10 bis 12 kHz als die obere Grenze des Prüfbereiches, da ab diesem Frequenzbereich ein konstanter Schalldruckpegel am Trommelfell nicht sicher gewährleistet werden kann (Lehnhardt und Laszig, 2001, Seite 4) (siehe Kapitel 2.12).

In der vorliegenden Arbeit konnte gezeigt werden, dass auch bei der DPOAE-Messung im Hochtonbereich ein konstanter Schalldruckpegel am Trommelfell nicht sicher gewährleistet werden kann. Aufgrund des Stehenden-Wellen-Effektes kann es zu einer Unterschätzung des Schalldruckpegels am Trommelfell kommen, was zu einer Unterschätzung der Hörschwelle mittels DPOAE-Wachstumsfunktion führt. Zur Lösung dieses Problems, müssen andere Kalibriermethoden (wie z.B. Konstantspannungskalibrierung oder eine Kalibrierung mit Auswahl von Ohrsimulator-Referenzkurven siehe Kapitel 3.2.3) eingesetzt werden, die diese Anfälligkeit gegenüber stehenden Wellen nicht aufweisen. Hierbei ist zu berücksichtigen, dass keine der bisher beschriebenen Kalibrierverfahren eine exakte individuelle Schätzung des tatsächlich in der Cochlea wirkenden Schalldruckpegels ermöglicht. Deshalb muss in Zukunft untersucht werden, welches Kalibrierverfahren im Mittel die geringsten Abweichungen zwischen Soll- und Ist-Pegel aufweist und bei welchem Verfahren die Abweichungen über verschiedene Personen am wenigsten streuen.

Der wesentliche Vorteil der DPOAE-Messung im Hochtonbereich gegenüber der Hochtonaudiometrie besteht darin, dass sie eine objektive Messmethode ist. Dies hat den Vorteil, dass sie die Funktion der äußeren Haarzellen ohne Aufmerksamkeit und Mithilfe des Patienten messen kann. Daher ist sie für Neugeborene, Kinder, Simulanten, Schwerbehinderte, schwerkranke oder nicht mehr reaktionsfähige onkologische Patienten möglicherweise geeigneter als die Hochtonaudiometrie.

Ein weiterer Vorteil der DPOAE-Messung ist, dass der Zeitaufwand zur Aufnahme einer Feinstruktur der DPOAE im Vergleich zu der Aufnahme der Feinstruktur der Tonschwelle geringer ist. Ein grobes Frequenzraster und eine grobe Pegelschrittweite könnten zur Erfassung der Hörschwelle bei einer beginnenden Funktionsstörung der Cochlea eher ungeeignet sein. In der klinischen Anwendung könnten die DPOAE gegenüber der Tonschwelle einen erheblichen Vorteil haben.

Außerdem hat die DPOAE-Messung als objektive Kenngröße Vorteile gegenüber der subjektiven Tonschwelle, da durch möglicherweise vorhandene zentrale Kompensationsmechanismen eine beginnende Hörstörung eventuell subjektiv erst später entdeckt werden kann, wie mittels einer direkten Messung auf Ebene der äußeren Haarzellen. Andererseits kann die DPOAE-Messung die Funktionsfähigkeit der inneren Haarzellen nicht erfassen. Eine Hörstörung auf peripherer Ebene kann daher durch die DPOAE-Messung nicht komplett ausgeschlossen werden.

5.10 Einsatz von DPOAE-Audiogrammen im Hochtonfrequenzbereich

Zusammenfassend soll festgehalten werden:

1. Anhand der in der vorliegenden Arbeit entwickelten Pegelschere für den Frequenzbereich zwischen 6 und 10 kHz war es möglich, DPOAE im Hochtonbereich zu messen und eine Hörschwellenschätzung mittels DPOAE-Wachstumsfunktion durchzuführen.
2. DPOAE-Audiogramme im Hochtonbereich könnten eine geeignete Methode im Rahmen der Diagnostik einer durch Lärm oder toxischen Substanzen hervorgerufenen Schädigung des Innenohres sein. Allerdings könnte die Überwachung mittels DPOAE-Messung für Normalhörende geeigneter sein als für Schwerhörende, da die

Messbedingungen und Messergebnisse im Hochtonbereich bei den Schwerhörenden wesentlich schlechter waren, als bei den Normalhörenden.

3. DPOAE-Audiogramme im Hochtonbereich könnten eine geeignete Methode darstellen, um objektive Korrelate für den Tinnitus zu finden.

Die in der vorliegenden Arbeit erhobenen Daten haben gezeigt, dass die DPOAE einen wichtigen Platz im Rahmen einer Diagnostik im Hochtonbereich einnehmen könnten.

6 Literaturverzeichnis

1. Ahmed H.O., Dennis J.H., Badran O., Ismail M., Ballal S.G., Ashoor A., Jerwood D. High frequency (10-18 kHz) hearing thresholds. Reliability and effects of age and occupational noise exposure. *Occup. Med.* 51 (2001) 245-258
2. *Ärztezeitung* 22 (1997) 15-17
3. Bartsch R., Brückner C., Dieroff H.G. Einsatz der HF- Audiometrie zur Früherkennung berufsbedingter Lärmhörschäden. *T. gesamte Hyg.* 35 (1989) 493-496
4. Baur M., Fransen E., Tropitzsch A., van Laer L., Mauz PS., Van Camp G., Blin N., Pfister M. Influence of exogenic factors on age-related hearing impairment. *HNO* 9 (2009) 1023-1028
5. Boege P., Janssen T. Pure-tone threshold estimation from extrapolated distortion product otoacoustic emission I/O-functions in normal and cochlear hearing loss ears. *J. Acoust. Soc.* 111 (2002) 1810-1818
6. Brotzmann H., Kommunikationshilfen ermöglichen Teilhabe. In: „Barrierefreie Information und Kommunikation“, Schlenker-Schulte C. (Hrsg.) Neckar-Verlag, Villingen-Schwenningen, 2004, 63-79
7. Brummett R.E. Drug induced ototoxicity. *Drugs* 19 (1980) 412-428
8. Davis A., Prevalance of hearing impairment. In: Davis A. (ed) *Hearing in adults.* Whurr Publishers Ltd, London (1994) 43-321
9. Dhar S., Shaffer L.A. Effects of a suppressor tone on distorsion product otoacoustic emissions fine structure with a universal suppressor level is not a practical solution to obtaining single-generator DP-grams. *Ear Hear.* 25 (2004) 573-585
10. Dieroff H.G. Erfahrungen mit der Hochfrequenzaudiometrie und ihre Einsatzmöglichkeiten. *Laryng. Rhinol.* 55 (1976) 739-743
11. Dieroff H.G. Zum derzeitigen Entwicklungsstand der Hochfrequenzaudiometrie und deren Anwendungsmöglichkeiten. *HNO-Prax.* 7 (1982 a) 1-8

12. Dieroff H.G. Behaviour of high- frequency hearing in noise. *Audiology* 21 (1982 b) 83-92
13. Domenech J., Carulla M., Traserra J. Sensorineural high frequency hearing loss after drill-generated trauma in tympanoplasty. *Arch. Otorhinolaryngol.* 246 (1989) 280-282
14. Dreisbach L.E., Long K.M., Lees S.E. Repeatability of High-Frequency Distortion-Product Otoacoustic Emissions in Normal-Hearing Adults. *Ear Hear.* 27 (2006) 466–479
15. Fausti S.A., Erickson D.A., Frey R.H., Rappaport B.Z., Schlechter M.A. The effects of noise upon human hearing sensitivity from 8000 to 20000 Hz. *J. Acoust. Soc.* 69 (1981) 1343-1349
16. Fausti S.A., Schechter M.A., Rappaport B.Z. Early detection of cisplatin ototoxicity: selected case reports. *Cancer* 53 (1984) 224-231
17. Federspil P. Zur Ototoxizität der Aminoglykosid-Antibiotika. *Infection.* 4 (1976) 239-248
18. Federspil P. Toxische Schäden des Innenohres. In: „Oto-Rhino-Laryngologie in Klinik und Praxis“, Naumann H.H., Helms J., Heberhold C., Kastenbauer E (Hrsg.), Georg Thieme Verlag, Stuttgart New York, 1994, Bd 1. Ohr, 782-796
19. Govaerts P.J., Claes J., van de Heyning P.H., Jorens P.G., Marquet J., De Broe M.E. Aminoglycoside-induced ototoxicity. *Toxicol. Lett.* 52 (1990) 227-251
20. Granjeiro R.C., Kehrle H.M., Bezerra R.L., Almeida V.F., Sampaio A.L., Oliviera C.A. Transient and distortion product evoked oto-acoustic emissions in normal hearing patients with and without tinnitus. *Otolaryngol. Head Neck Surg.* 138 (2008) 502-506
21. Hamers F.P., Wijbenga J., Wolters F.L., Klis S.F., Sluyter S., Smoorenburg G.F. Cisplatin ototoxicity involves organ of Corti, stria vascularis and spiral ganglion: modulation by alphaMSH and ORG 2766. *Audiol. Neurootol.* 8 (2003) 305-315
22. Heitmann J., Waldmann B., Schnitzler H.U., Plinkert P.K., Zenner H.P. Suppression of distortion product otoacoustic emissions (DPOAE) near 2f1-f2 removes DP-gram

- fine structure-Evidence for a secondary generator. *J. Acoust. Soc. Am.* 103 (1998) 1527-1531
23. Hesse G. Tinnitus. In: „Praxis der Audiometrie“, Lehnhardt E., Lazig R. (Hrsg.), Thieme Verlag, Stuttgart, 2001, 8. Auflage, 163-173
24. Hoth S., Neumann K. OAE und ototoxische Substanzen. In: „Das OAE- Handbuch Otoakustische Emissionen in der Praxis“, Hoth S., Neumann K. (Hrsg), Georg Thieme Verlag. Stuttgart, 2006, 1. Auflage, 92-97
25. Janssen T., Kummer P., Arnold W. Wachstumsverhalten der Distorsionsproduktemissionen bei kochleären Wachstumsverhalten der Distorsionsproduktemissionen bei kochleären Hörstörungen. *Otorhinolaryngol. Nova* 5 (1995 a) 34–46
26. Janssen T., Kummer P., Arnold W. Wachstumsverhalten der Distorsionsproduktemissionen bei normaler Hörfunktion. *Otorhinolaryngol. Nova* 5 (1995 b) 211-222
27. Janssen T., Kummer P., Arnold W. Growth behaviour of the 2 f1-f2 distortion product otoacoustic emission in tinnitus. *J. Acoust. Soc. Am.* 103 (1998) 3418-3430
28. Janssen T. Schwellennahe und überschwellige Schallverarbeitung des Innenohres. Übersichtsarbeit, *Zeitschrift für Audiologie* (2000) 104-114
29. Janssen T., Boege P., Oestreicher E., Arnold W. Tinnitus and 2f1-f1 distortion product otoacoustic emissions following salicylate overdose. *J. Acoust. Soc. Am.* 107 (2000) 1790-1792
30. Janssen T., Klein A., Gehr D.D. Automatisierte Hörschwellenbestimmung bei Neugeborenen mit extrapolierten DPOAE Wachstumsfunktionen. *HNO* 51 (2003) 971-980
31. Janssen T. Frequenzspezifische objektive Hörschwellenbestimmung, Schätzung der Hörschwelle mit extrapolierten DPOAE-Wachstumsfunktionen. In: Deutsche Gesellschaft für Audiologie- Tutorial 2 (2005 a)
32. Janssen T. Diagnostik des kochleären Verstärkers mit DPOAE Wachstumsfunktionen. *HNO* 53 (2005 b) 121-133

33. Janssen T., Boege P., von Mikusch-Buchberg J., Raczek J. Investigation of potential effects of cellular phones on human auditory function by means of distortion product otoacoustic emissions. *J. Acoust. Soc. Am.* 117 (2005) 1241-1247
34. Janssen T., Müller J. Otoacoustic emissions as a diagnostic tool in a clinical context, In: Springer Handbook of Auditory Research. Fay R.R., Popper A.N. (Serien Hrsg.) Volume 28: Active Processes and Otoacoustic Emissions. Manley G.A., Lonsbury-Martin B.L. (Hrsg.), Springer Verlag, 2006, 421-460
35. Kaltenbach J.A., Rachel J.D., Mathog T.A., Zhang J., Falzarano P.R., Lewandowski M. Cisplatin-induced hyperactivity in the dorsal cochlear nucleus and its relation to outer hair cell loss: relevance to tinnitus. *J Neurophysiol.* 88 (2002) 699—714
36. Komune S., Asakuma S., Snow J.B. Jr. Pathophysiology of the ototoxicity of cis-diamine-dichloroplatinum. *Otolaryngol. Head Neck Surg.* 89 (1981) 275-282
37. Konrad-Martin, D., Helt, W. J., Reavis, K. M., Gordon, J. S., Coleman, L. L., Bratt, G. W., Fausti. S.A. (2005) Otoxicity: Early Detection and Monitoring. (<http://www.asha.org/publications/leader/archives/2005/050524/050524b.htm>) Stand: 13.10.2009
38. Kummer P., Janssen T., Arnold W. Suppression tuning characteristics of the 2f1-f2 distortion product otoacoustic emission in humans. *Journal Acoustical Society of America* 98 (1995) 197-210
39. Kummer P., Janssen T., Arnold W. The level and growth behavior of the 2f1-f2 distortion product otoacoustic emission and its relationship to auditory sensitivity in normal hearing and cochlear hearing loss. *Journal Acoustical Society of America* 103 (1998) 3431–3444
40. Kummer P., Janssen T., Hulin P., Arnold W. Optimal L1-L2 primary tone level separation remains independent of test frequency in humans. *Hearing Research* 146 (2000) 47–56
41. Langer T., Dörr H.G., Beck J.D. Spätfolgen der Erkrankung und Therapie. In: „Pädiatrische Hämatologie und Onkologie“, Gadner H., Gaedicke G., Niemeyer C., Ritter J. (Hrsg), Springer Verlag, Berlin Heiderlberg, 2006, Sektion VI, 1085-1093

42. Laukli E., Mair I.W.S. High frequency audiometry: Normative studies and preliminary experiences. *Scand. Audiol.* 14 (1985) 151-158
43. Lawton B.W. Damage to human hearing by airborne sound of very high frequency or ultrasonic frequency. Prepared by the Institute of Sound and Vibration Research for the Health and Safety Executive. Contract Research Report 343, Sudbury HSE books, 2001
44. Lehnhardt E. Akustische und audiometrische Grundbegriffe. In: „Praxis der Audiometrie“, Lehnhardt E., Laszig R. (Hrsg.), Thieme Verlag, Stuttgart, 2001, 8. Auflage, 1-10
45. Lenarz T. Tinnitus guideline. German Society of Otorhinolaryngology, Head and Neck Surgery. *Laryngorhinootologie* 77 (1998a) 531-535
46. Lenarz T. Guidelines/algorithms of the German Society of Otorhinolaryngology. Head and Neck Surgery. *Laryngorhinootologie* 77 (1998b) 418-422
47. Lien E.J., Lipsett L.R., Lien L.L. Structure side-effect sorting of drugs. VI. Ototoxicities. *J. Clin. Hosp. Pharm.* 8 (1983) 15-33
48. Luca A. Untersuchung peripherer und zentraler Alterungsprozesse mittels hochaufgelöster DP-Gramme, DPOAE-Suppression und subjektiver Ruhehörschwelle. Dissertation an der TU-München (2009)
49. Mauermann M., Uppenkamp S., van Hengel P.W., Kollmeier B. Evidence for the distortion product frequency place as a source of distortion product otoacoustic emissions (DPOAE) fine structure in humans. II. Fine structure for different shapes of cochlear hearing loss. *J. Acoust. Soc. Am.* 106 (1999) 3484-3491
50. Mauermann M., Kollmeier B. Distortion product otoacoustic emission (DPOAE) input/output functions and the influence of the second DPOAE source. *J. Acoust. Soc. Am.* 116 (2004) 2199-2212
51. Miyashita H., Iwasaki S., Hoshino T. Photochemically induced focal cochlear lesions in the guinea pig. Part II. A transmission electron microscope study, *Microsc. Res. Tech.* 41 (1998) 334-340

52. Müller J. Abbildung der subjektiven Lautheitsfunktion durch objective, nicht kooperative Methoden. Diplomarbeit, (2002), 21-46
53. Nakai Y.Y., Konishi K.K., Chang K.C., Ohashi K., Morisaki N., Minowa Y., Ototoxicity of the anticancer drug cisplatin. An experimental study, *Acta Otolaryngol* 93 (3-4) (1982) 227-232
54. Ocho S., Iwasaki S., Umemura K., Hocino T. A new model for investigating hair cell degeneration in the guinea pig following damage of the stria vascularis using a photochemical reaction. *Eur. Arch. Otorhinolaryngol.* 257 (2000) 182-187
55. Osterhammel D. High-frequency audiometers and noise-induced hearing loss. *Scand. Audiol.* 8 (1979) 85-90
56. Pilgram M., Rychlik R., Lebisch H., Siedentop H., Goebel G., Kirchoff D. Tinnitus in der Bundesrepublik Deutschland- eine repräsentive epidemiologische Studie. *HNO aktuell* 7 (1999) 261-265.
57. Probst R. Innenohr und retrocochleäre Störungen. In: „Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde“, Probst R., Grevers G., Iro H. (Hrsg.), Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 2000, 2. Auflage, 233-246
58. Reavis K.M., Philipps D.S., Fausti S.A., Gordon J.S., Helt W.J., Wilmington D., Bratt G.W., Konrad-Martin D. Factors affecting sensitivity of distortion-product otoacoustic emissions to ototoxic hearing loss. *Ear. Hear.* 29 (2008) 875-893
59. Ress B.D., Sridhar K.S., Balkany T.J., Waxman G.M., Stagner B.B., Lonsbury-Martin B.L. Effects of cis-platinum chemotherapy on otoacoustic emissions: The development of an objective screening protocol. *Otolaryngol. Head Neck Surg.* 121 (1999) 693-701
60. Savastano M. Characteristics of tinnitus: investigation of over 1400 patients. *J. Otolaryngol* 33 (2004) 248-253
61. Schip van het E.P. (Hrsg) Bildatlas „Innenohr“, Duphar Pharma, Hannover, 1983, 38-39
62. Schmidt C.-M., Bartholomäus E., Deuster D., Heinecke A., Dinnesen A.G. Eine neue Einteilung der Hochtonschwerhörigkeit nach Cisplatingabe. *HNO* 55 (2007) 299-306

63. Schuknecht H.F., Gacez M.R. Cochlear Pathology in Presbyakusis. *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.* 102 (1993) 1-16
64. Shaw E.A.G., Stinson M.R. Network concepts and energy flow in the human middle-ear. *J. Acoust. Soc. Am. Supplement 1* 69 (1981) 43-44
65. Shera C.A., Guinan J.J. Evoked otoacoustic emissions arise by two fundamentally different mechanisms. A taxonomy for mammalian OAEs. *J. Acoust. Am.* 105 (1999) 782-798
66. Siddik Z.H. Cisplatin: mode of cytotoxic action and molecular basis of resistance, *Oncogene.* 22 (2003) 7265-7269
67. Siegel J.H. Ear-canal standing waves and high-frequency sound calibration using otoacoustic emission probes. *J. Acoust. Soc. Am.* 95 (1994) 2589-2597
68. Siegel J.H., Hirohata E.T. Sound calibration and distortion product otoacoustic emissions at high frequencies. *Hear. Res.* 80 (1994) 146-152
69. Simpson J.J., Davies W.E. A review of evidence in support of role for 5-HT in the perception of tinnitus. *Hear. Res.* 145 (2000) 1-7
70. Sluyter S., Klis S.F., Groot J.C., Smoorenburg G.F. Alterations in the stria vascularis in relation to cisplatin ototoxicity and recovery. *Hear. Res.* 185 (2003) 49-56
71. Stadnicki S.W., Fleischman R.W., Schaeppi U., Merriam P., Cis-dichlorodiammineplatinum (II) (NSC-119875): hearing loss and other toxic effects in rhesus monkeys, *Cancer Chemother Rep* 59 (1975) 467-480
72. Stavroulaki P., Apostolopoulos N., Segas J., Tsakanikos M., Adamopoulos G. Evoked otoacoustic emissions- an approach for monitoring cisplatin induced ototoxicity in children, *Int. J. Pediatr. Otorhinolaryngol.* 59 (2001) 47-57
73. Strauss M., Towfighi J., Lord S., Lipton A., Harvey H.A., Brown B., Cis-platinumototoxicity: clinical experience and temporal bone histopathology, *Laryngoscope* 93 (1983) 1554-1559
74. Tange R.A., Vezevki V.D. Changes in the stria vascularis of the guinea pig due to cis-platinum, *Archives of Oto-Rhino-Laryngology* 239 (1984) 41-47

75. Thomas J.P., Lautermann J., Liedert B., Seiler F., Thomale J. High accumulation of platinum-DNA adducts in strial marginal cells of the cochlea is an early event in cisplatin but not carboplatin ototoxicity. *Mol. Pharmacol.* 70 (2006) 23—29
76. Truong M.T., Winzelberg J., Chang K.W. Recovery from cisplatin-induced ototoxicity: A case report and review. *Int. J. Pediatr. Otorhinolaryngol.* 71 (2007) 1631—1638
77. Van Der Hulst R.J.A.M., Dreschler W., Urbanus N.A.M. High-frequency audiometry in prospective clinical research of ototoxicity due to platinum derivatives. *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.* 97 (1988) 133-137
78. Wagner W., Plinkert P.K., Vonthein R., Plontke S.K. Fine structure of distortion product otoacoustic emissions: its dependence of age and hearing threshold and clinical implications. *Eur. Arch. Otorhinolaryngol.* 265 (2008) 1165-1172
79. Whitehead M.L., Stagner B.B., Lonsbury-Martin B.L., Martin G.K. Effects of ear-canal standing waves on measurements of distortion-product otoacoustic emissions. *J. Acoust. Soc. Am.* 98 (1995) 3200-3214
80. Wittekindt A, Drexl M, Kössl M. J. Cochlear sensitivity in the lesser spear-nosed bat, *Phyllostomus discolor*. *Comp. Physiol. A. Neuroethol. Sens. Neural. Behav. Physiol.* 191 (2005) 31-36
81. Zenner H.P. Die Kommunikation des Menschen: Hören und Sprechen. In: „Physiologie des Menschen“, Schmidt R.F., Thews G., Lang F. (Hrsg.) Springer Verlag, Berlin- Heidelberg- New York, 2000, 28. Auflage, 259-277

7 Danksagung

Mein Dank gilt an erster Stelle Herrn Prof. Dr. Ing. Dr. med. habil. T. Janssen für die vielfältige Unterstützung, immerwährende Diskussionsbereitschaft und hilfreichen Anregungen während meiner Mitarbeit im Labor für Experimentelle Audiologie.

Vielen Dank an Herr Dr. J. Müller für die ausdauernde Unterstützung und wertvolle Hilfe bei technischen Fragen.

Außerdem danke ich den freiwilligen Probanden und Patienten für Ihre Geduld bei den letztendlich langwierigen Messungen.

Diese Arbeit wurde unterstützt von der Deutschen Forschungsgemeinschaft (DFG)

Nicht zuletzt danke ich meiner Familie und meinen Freunden, die mich stets bestärkt haben und ohne deren Unterstützung eine solche Arbeit nicht möglich gewesen wäre.

Ebenso sei all denen ein Dankeschön ausgesprochen, die nicht namentlich Erwähnung fanden, aber zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

8 Anhang

Tabelle 31: Vergleich der DPOAE-Daten im Frequenzbereich zwischen 6 bis 10 kHz mit unterschiedlichen Pegelschere

	alte Pegelschere $L_1 = 0.4 L_2 + 39, \Delta f = 200$	neue Pegelschere $L_1 = 0.38 L_2 + 50, \Delta f = 47$
Anzahl gültiger Punkte über alle L_2 gemittelt	55.60 ± 18.96 von 105 = 52.95 ± 18.06 % nicht sign. (min.: 19.0 %, max.: 74.3 %)	250.00 ± 66.49 von 430 = 58.14 ± 15.46 % nicht sign. (min.:34.4 % , max.: 90.7 %)
$L_2 = 60$ dB SPL	18.00 ± 3.77 von 21 = 85.71 ± 17.95 % nicht sign.	81.90 ± 10.22 von 86 = 95.23 ± 11.88 % nicht sign.
$L_2 = 50$ dB SPL	15.90 ± 5.26 von 21 = 75.71 ± 25.05 % nicht sign.	75.30 ± 12.44 von 86 = 87.56 ± 14.47 % nicht sign.
$L_2 = 40$ dB SPL	11.20 ± 5.22 von 21 = 53.33 ± 24.86 % nicht sign.	48.90 ± 18.87 von 86 = 56.86 ± 21.94 % nicht sign.
$L_2 = 30$ dB SPL	6.80 ± 5.01 von 21 = 32.38 ± 23.86 % nicht sign.	27.60 ± 20.80 von 86 = 32.09 ± 24.19 % nicht sign.
$L_2 = 20$ dB SPL	3.70 ± 2.67 von 21 = 17.62 ± 12.71 % nicht sign.	16.30 ± 18.37 von 86 = 18.95 ± 21.36 % nicht sign.
L_{dp} über alle L_2 gemittelt	-1.36 ± 4.45 dB SPL nicht sign.	-2.31 ± 5.31 dB SPL nicht sign.
$L_2 = 60$ dB SPL	2.98 ± 5.73 dB SPL *	5.91 ± 5.98 dB SPL *
$L_2 = 50$ dB SPL	1.17 ± 5.10 dB SPL nicht sign.	1.71 ± 6.01 dB SPL nicht sign.
$L_2 = 40$ dB SPL	-2.69 ± 5.96 dB SPL nicht sign.	-3.18 ± 6.39 dB SPL nicht sign.
$L_2 = 30$ dB SPL	-6.21 ± 4.88 dB SPL nicht sign.	-6.96 ± 6.06 dB SPL nicht sign.
$L_2 = 20$ dB SPL	-8.13 ± 4.77 dB SPL nicht sign.	-9.04 ± 3.82 dB SPL nicht sign.
SNR über alle L_2 gemittelt	16.58 ± 4.37 dB nicht sign.	15.00 ± 4.94 dB nicht sign.
$L_2 = 60$ dB SPL	19.76 ± 5.71 dB nicht sign.	21.82 ± 5.79 dB nicht sign.
$L_2 = 50$ dB SPL	18.43 ± 5.36 dB nicht sign.	18.09 ± 5.74 dB nicht sign.
$L_2 = 40$ dB SPL	15.56 ± 5.57 dB nicht sign.	14.24 ± 5.98 dB nicht sign.
$L_2 = 30$ dB SPL	12.12 ± 4.44 dB nicht sign.	11.57 ± 5.50 dB nicht sign.
$L_2 = 20$ dB SPL	10.96 ± 5.06 dB nicht sign.	9.27 ± 3.60 dB nicht sign.

L_{nf} (Hintergrundrauschen) gemittelt über alle f und L	-16.42 dB SPL *	-15.88 dB SPL *
L_{dpth,ep} (mittels Extrapolation geschätzte Hörschwelle)	5.27 ± 6.43 dB HL nicht sign. 26.10 ± 4.28 dB SPL * Anzahl Frq.: 11.90 ± 5.07 von 21 = 56.67 ± 24.14 % nicht sign.	8.93 ± 5.02 dB HL nicht sign. 31.23 ± 4.85 dB SPL * Anzahl Frq.: 62.80 ± 15.85 von 86 = 73.02 ± 18.43 % nicht sign.
L_{dpth,s} (einfach geschätzte Hörschwelle: letzter L ₂ -10 dB)	6.77 ± 6.06 dB HL nicht sign. 29.21 ± 5.93 dB SPL nicht sign. Anzahl Frq.: 19.10 ± 2.85 von 21 = 90.95 ± 13.57 % nicht sign.	6.64 ± 6.00 dB SPL nicht sign. 29.41 ± 5.92 dB HL nicht sign. Anzahl Frq.: 84.10 ± 5.34 von 86 = 97.79 ± 6.21 % nicht sign.
L_{dpth,ep} - L_{ht} (Differenz zur subjektiven Hörschwelle; subjektive Hörschwelle interpoliert)	3.43 ± 9.55 dB nicht sign. Anzahl Frq.: 7.30 ± 2.75 von 11 (bis max. 8 kHz) = 66.36 ± 25 % *	7.67 ± 10.43 dB nicht sign. Anzahl Frq.: 35.30 ± 5.72 von 43 (bis max. 8 kHz) = 82.09 ± 13.30 % *
L_{dpth,s} - L_{ht} (Differenz zur subjektiven Hörschwelle; subjektive Hörschwelle interpoliert)	2.46 ± 12.00 dB nicht sign. Anzahl Frq.: 10.50+/-1.27 von 11 (bis max. 8 kHz) = 95.45 ± 11.55 % nicht sign.	2.49 ± 10.99 dB nicht sign. Anzahl Frq.: 42.80 ± 0.42 von 43 (bis max. 8 kHz) = 99.53 ± 0.98 % nicht sign.
S_{dp,ep} (Steigung zwischen L ₂ = 60 und 40 dB SPL aus extrapoliertes Gerade)	0.45 ± 0.19 dB/dB nicht sign. Anzahl Frq.: 11.20 ± 4.78 von 21 = 53.33 ± 22.76 % nicht sign.	0.56 ± 0.11 dB/dB nicht sign. Anzahl Frq.: 50.80 ± 16.26 von 86 = 59.07 ± 18.91 % nicht sign.
S_{dp,discr} (Steigung zwischen L ₂ = 60 und 40 dB SPL aus diskreten Werten)	0.37 ± 0.08 dB/dB ** Anzahl Frq.: 10.80 ± 5.27 von 21 = 51.43 ± 25.10 % nicht sign.	0.54 ± 0.10 dB/dB ** Anzahl Frq.: 47.70 ± 20.25 von 86 = 55.47 ± 23.55 % nicht sign.

Tabelle 32: Vergleich der DPOAE-Daten in unterschiedlichen Frequenzbereichen mit der alten Pegelschere zwischen 2 und 6 kHz und der neuen Pegelschere zwischen 6 und 10 kHz

	2-6 kHz (alte PS) Δf = 47 Hz	6-10 kHz (neue PS) Δf = 47 Hz
--	---	--

Anzahl gültiger Punkte über alle L ₂ gemittelt	370.10 ± 65.06 von 430 = 86.07 ± 15.13 % ** (min.: 60.0 %, max.: 100 %)	250.00 ± 66.49 von 430 = 58.14 ± 15.46 % ** (min.:34.4 % , max.: 90.7 %)
L ₂ = 60 dB SPL	79.60 ± 16.56 von 86 = 92.56 ± 19.26 %	81.90 ± 10.22 von 86 = 95.23 ± 11.88 %
L ₂ = 50 dB SPL	80.50 ± 13.75 von 86 = 93.60 ± 15.99 %	75.30 ± 12.44 von 86 = 87.56 ± 14.47 %
L ₂ = 40 dB SPL	80.80 ± 7.94 von 86 = 93.95 ± 9.23 %	48.90 ± 18.87 von 86 = 56.86 ± 21.94 %
L ₂ = 30 dB SPL	73.40 ± 19.65 von 86 = 85.35 ± 22.85 %	27.60 ± 20.80 von 86 = 32.09 ± 24.19 %
L ₂ = 20 dB SPL	55.80 ± 24.47 von 86 = 64.88 ± 28.45 %	16.30 ± 18.37 von 86 = 18.95 ± 21.36 %
L_{dp} über alle L ₂ gemittelt	0.37 ± 5.32 dB SPL nicht sign.	-2.31 ± 5.31 dB SPL nicht sign.
L ₂ = 60 dB SPL	7.37 ± 4.88 dB SPL	5.91 ± 5.98 dB SPL
L ₂ = 50 dB SPL	5.08 ± 5.51 dB SPL	1.71 ± 6.01 dB SPL
L ₂ = 40 dB SPL	1.43 ± 6.23 dB SPL	-3.18 ± 6.39 dB SPL
L ₂ = 30 dB SPL	-3.65 ± 6.35 dB SPL	-6.96 ± 6.06 dB SPL
L ₂ = 20 dB SPL	-8.38 ± 4.63 dB SPL	-9.04 ± 3.82 dB SPL
SNR über alle L ₂ gemittelt	24.35 ± 5.37 dB **	15.00 ± 4.94 dB **
L ₂ = 60 dB SPL	31.07 ± 5.26 dB	21.82 ± 5.79 dB
L ₂ = 50 dB SPL	28.98 ± 5.78 dB	18.09 ± 5.74 dB
L ₂ = 40 dB SPL	25.39 ± 6.39 dB	14.24 ± 5.98 dB
L ₂ = 30 dB SPL	20.49 ± 5.86 dB	11.57 ± 5.50 dB
L ₂ = 20 dB SPL	15.80 ± 4.39 dB	9.27 ± 3.60 dB
L_{nf} (Hintergrundrauschen) über alle L ₂ gemittelt	-23.22 dB SPL **	-15.88 dB SPL **
Rauhigkeit (Mittelwert der Absolutwerte der Senkentiefe) L ₂ = 60 dB SPL	2.61 ± 1.50 dB nicht sign.	1.97 ± 0.80 dB nicht sign.

$L_2 = 50$ dB SPL	3.03 ± 1.81 dB <small>nicht sign.</small>	2.42 ± 0.61 dB <small>nicht sign.</small>
$L_2 = 40$ dB SPL	3.62 ± 1.99 dB <small>nicht sign.</small>	3.30 ± 0.91 dB <small>nicht sign.</small>
$L_2 = 30$ dB SPL	4.20 ± 2.17 dB <small>nicht sign.</small>	3.22 ± 1.29 dB <small>nicht sign.</small>
$L_2 = 20$ dB SPL	4.97 ± 2.27 dB <small>nicht sign.</small>	2.61 ± 1.19 dB <small>nicht sign.</small>
L_{dpth,ep} (mittels Extrapolation geschätzte Hörschwelle)	5.73 ± 7.26 dB HL 17.18 ± 7.14 dB SPL Anzahl Frq.: 70.80 ± 16.46 von 86 = 82.33 ± 19.14 % <small>nicht sign.</small>	8.93 ± 5.02 dB HL 31.23 ± 4.85 dB SPL Anzahl Frq.: 62.80 ± 15.85 von 86 = 73.02 ± 18.43 % <small>nicht sign.</small>
L_{dpth,s} (einfach geschätzte Hörschwelle: letzter L_2 -10 dB)	3.70 ± 5.50 dB HL 15.14 ± 5.50 dB SPL Anzahl Frq.: 86.00 ± 0.00 von 86 = 100 ± 0 % <small>nicht sign.</small>	6.64 ± 6.00 dB SPL 29.41 ± 5.92 dB HL Anzahl Frq.: 84.10 ± 5.34 von 86 = 97.79 ± 6.21 % <small>nicht sign.</small>
L_{dpth,ep} - L_{ht} (Differenz zur subjektiven Hörschwelle; subjektive Hörschwelle interpoliert)	1.50 ± 4.81 dB * Anzahl Frq.: 70.80 ± 16.46 von 86 = 82.33 ± 19.14 % <small>nicht sign.</small>	7.67 ± 10.43 dB * Anzahl Frq.: 35.30 ± 5.72 von 43 (bis max. 8 kHz) = 82.09 ± 13.30 % <small>nicht sign.</small>
L_{dpth,s} - L_{ht} (Differenz zur subjektiven Hörschwelle; subjektive Hörschwelle interpoliert)	-0.74 ± 4.19 dB <small>nicht sign.</small> Anzahl Frq.: 86.00 ± 0.00 von 86 (bis max. 8 kHz) = 100 ± 0 % <small>nicht sign.</small>	2.49 ± 10.99 dB <small>nicht sign.</small> Anzahl Frq.: 42.80 ± 0.42 von 43 (bis max. 8 kHz) = 99.53 ± 0.98 % <small>nicht sign.</small>
Korrelation L_{dpth,ep} - L_{ht}	0.59	-0.14
Korrelation L_{dpth,s} - L_{ht}	0.45	-0.14
S_{dp,ep} (Steigung zwischen $L_2 = 60$ und 40 dB SPL aus extrapolierte Gerade)	0.32 ± 0.14 dB/dB ** Anzahl Frq.: 70.20 ± 16.60 von 21 = 81.63 ± 19.30 %	0.56 ± 0.11 dB/dB ** Anzahl Frq.: 50.80 ± 16.26 von 86 = 59.07 ± 18.91 %
S_{dp,discr} (Steigung zwischen $L_2 = 60$ und 40 dB SPL aus diskreten Werten)	0.32 ± 0.16 dB/dB ** Anzahl Frq.: 76.60 ± 17.39 von 86 = 89.07 ± 20.22 %	0.54 ± 0.10 dB/dB ** Anzahl Frq.: 47.70 ± 20.25 von 86 = 55.47 ± 23.55 %

Tabelle 33: Vergleich der DPOAE-Daten bei Patienten mit Hörverlust im Vergleich zu den Normalhörenden zwischen 2 und 6 kHz und zwischen 6 und 10 kHz

2-6 kHz	HL (n=39)	NH (n=10)
Mittlerer Hörverlust	29.0 dB ± 9.3 HL ***	4.7 ± 5.7 dB HL ***
Anzahl gemessener Punkte im Frequenzbereich	326.15 ± 72.58 von 430 = 75.85 % ***	430 von 430 = 100 % ***
Anzahl gültiger Punkte über alle L₂ gemittelt	183.23 ± 72.58 von 326.15 = 56.18 % ***	370.10 ± 65.06 von 430 = 86.07 ± 15.13 % ***
L ₂ = 60 dB SPL	57.00 ± 14.67 von 65.23 = 87.38 % *	79.60 ± 16.56 von 86 = 92.56 ± 19.26 % *
L ₂ = 50 dB SPL	48.90 ± 16.01 von 65.23 = 74.97 % **	80.50 ± 13.75 von 86 = 93.60 ± 15.99 % **
L ₂ = 40 dB SPL	35.41 ± 20.76 von 65.23 = 54.28 % ***	80.80 ± 7.94 von 86 = 93.95 ± 9.23 % ***
L ₂ = 30 dB SPL	24.85 ± 19.53 von 65.23 = 38.10 % ***	73.40 ± 19.65 von 86 = 85.35 ± 22.85 % ***
L ₂ = 20 dB SPL	17.08 ± 14.41 von 65.23 = 26.18 % **	55.80 ± 24.47 von 86 = 64.88 ± 28.45 % **
L_{dp} über alle L₂ gemittelt	-10.21 ± 4.22 dB SPL ***	0.37 ± 5.32 dB SPL ***
L ₂ = 60 dB SPL	-3.19 ± 5.79 dB SPL ***	7.37 ± 4.88 dB SPL ***
L ₂ = 50 dB SPL	-7.39 ± 5.70 dB SPL ***	5.08 ± 5.51 dB SPL ***
L ₂ = 40 dB SPL	-11.28 ± 5.11 dB SPL ***	1.43 ± 6.23 dB SPL ***
L ₂ = 30 dB SPL	-13.63 ± 4.03 dB SPL ***	-3.65 ± 6.35 dB SPL ***
L ₂ = 20 dB SPL	-15.58 ± 3.07 dB SPL ***	-8.38 ± 4.63 dB SPL ***
SNR über alle L₂ gemittelt	13.31 ± 4.22 dB ***	24.35 ± 5.37 dB ***
L ₂ = 60 dB SPL	19.36 ± 6.20 dB ***	31.07 ± 5.26 dB ***
L ₂ = 50 dB SPL	15.62 ± 5.91 dB ***	28.98 ± 5.78 dB ***
L ₂ = 40 dB SPL	12.14 ± 5.05 dB ***	25.39 ± 6.39 dB ***
L ₂ = 30 dB SPL	10.44 ± 3.29 dB ***	20.49 ± 5.86 dB ***
L ₂ = 20 dB SPL	9.01 ± 2.11 dB ***	15.80 ± 4.39 dB ***

L_{nf} (Hintergrundrauschen) über alle L ₂ gemittelt	-22.54 dB SPL nicht sign.	-23.22 dB SPL nicht sign.
Rauhigkeit (Mittelwert der Absolutwerte der Senkentiefe) L ₂ = 60 dB SPL	2.74 ± 1.20 dB nicht sign.	2.61 ± 1.50 dB nicht sign.
L ₂ = 50 dB SPL	3.51 ± 1.02 dB nicht sign.	3.03 ± 1.81 dB nicht sign.
L ₂ = 40 dB SPL	4.22 ± 1.72 dB nicht sign.	3.62 ± 1.99 dB nicht sign.
L ₂ = 30 dB SPL	5.00 ± 1.36 dB nicht sign.	4.20 ± 2.17 dB nicht sign.
L ₂ = 20 dB SPL	6.36 ± 4.39 dB nicht sign.	4.97 ± 2.27 dB nicht sign.
L_{dpth,ep} (mittels Extrapolation geschätzte Hörschwelle)	20.00 ± 8.27 dB HL *** 30.21 ± 8.43 dB SPL *** Anzahl Frq.: 35.74 ± 17.75 von 65.23 = 54.79 % **	5.73 ± 7.26 dB HL *** 17.18 ± 7.14 dB SPL *** Anzahl Frq.: 70.80 ± 16.46 von 86 = 82.33 ± 19.14 % **
L_{dpth,s} (einfach geschätzte Hörschwelle: letzter L ₂ -10 dB)	16.19 ± 8.44 dB HL *** 26.75 ± 8.78 dB SPL *** Anzahl Frq.: 60.72 ± 12.22 von 65.23 = 93.09 % **	3.70 ± 5.50 dB HL *** 15.14 ± 5.50 dB SPL *** Anzahl Frq.: 86.00 ± 0.00 von 86 = 100 ± 0 % **
L_{dpth,ep} - L_{ht} (Differenz zur subjektiven Hörschwelle; subjektive Hörschwelle interpoliert)	-8.26 ± 7.44 dB *** Anzahl Frq.: 35.56 ± 18.08 von 65.23 = 54.51 % **	1.50 ± 4.81 dB *** Anzahl Frq.: 70.80 ± 16.46 von 86 = 82.33 ± 19.14 % **
L_{dpth,s} - L_{ht} (Differenz zur subjektiven Hörschwelle; subjektive Hörschwelle interpoliert)	-13.25 ± 7.00 dB *** Anzahl Frq.: 59.85 ± 15.06 von 65.23 = 91.75 % ***	-0.74 ± 4.19 dB *** Anzahl Frq.: 86.00 ± 0.00 von 86 (bis max. 8 kHz) = 100 ± 0 % ***
Korrelation L_{dpth,ep} - L_{ht}	0.53	0.59
Korrelation L_{dpth,s} - L_{ht}	0.38	0.45
s_{dp,ep} (Steigung zwischen L ₂ = 60 und 40 dB SPL aus extrapoliertem Gerade)	0.63 ± 0.30 dB/dB *** Anzahl Frq.: 28.36 ± 19.09 von 65.23	0.32 ± 0.14 dB/dB *** Anzahl Frq.: 70.20 ± 16.60 von 86

	= 43.48 % ***	= 81.63 ± 19.30 % ***
S_{dp,discr} (Steigung zwischen L ₂ = 60 und 40 dB SPL aus diskreten Werten)	0.47 ± 0.17 dB/dB * Anzahl Frq.: 34.18 ± 21.26 von 65.23 = 52.40 % ***	0.32 ± 0.16 dB/dB * Anzahl Frq.: 76.60 ± 17.39 von 86 = 89.07 ± 20.22 % ***

6-10 kHz	HL (n=8)	NH (n=10)
Mittlerer Hörverlust	32.8 ± 6.7 dB HL nicht sign.	2.5 ± 5.7 dB HL nicht sign.
Anzahl gemessener Punkte im Frequenzbereich	311.00 ± 106.44 von 430 = 72.33 % *	430 von 430 = 100 % *
Anzahl gültiger Punkte über alle L₂ gemittelt	123.50 ± 59.41 von 311 = 39.71 % nicht sign.	250.00 ± 66.49 von 430 = 58.14 ± 15.46 % nicht sign.
L ₂ = 60 dB SPL	38.00 ± 23.80 von 62.2 = 61.09 % *	81.90 ± 10.22 von 86 = 95.23 ± 11.88 % *
L ₂ = 50 dB SPL	42.25 ± 27.63 von 62.2 = 67.93 % nicht sign.	75.30 ± 12.44 von 86 = 87.56 ± 14.47 % nicht sign.
L ₂ = 40 dB SPL	25.63 ± 14.69 von 62.2 = 41.21 % nicht sign.	48.90 ± 18.87 von 86 = 56.86 ± 21.94 % nicht sign.
L ₂ = 30 dB SPL	11.63 ± 8.16 von 62.2 = 18.70 % nicht sign.	27.60 ± 20.80 von 86 = 32.09 ± 24.19 % nicht sign.
L ₂ = 20 dB SPL	6.00 ± 4.21 von 62.2 = 9.65 % nicht sign.	16.30 ± 18.37 von 86 = 18.95 ± 21.36 % nicht sign.
L_{dp} über alle L ₂ gemittelt	-4.04 ± 6.80 dB SPL n. sign.	-2.31 ± 5.31 dB SPL nicht sign.
L ₂ = 60 dB SPL	6.05 ± 13.08 dB SPL n. sign.	5.91 ± 5.98 dB SPL nicht sign.
L ₂ = 50 dB SPL	-0.25 ± 10.15 dB SPL n. sign.	1.71 ± 6.01 dB SPL nicht sign.
L ₂ = 40 dB SPL	-6.56 ± 6.51 dB SPL n. sign.	-3.18 ± 6.39 dB SPL nicht sign.
L ₂ = 30 dB SPL	-8.74 ± 4.00 dB SPL n. sign.	-6.96 ± 6.06 dB SPL nicht sign.
L ₂ = 20 dB SPL	-10.72 ± 3.38 dB SPL n. sign.	-9.04 ± 3.82 dB SPL nicht sign.
SNR über alle L ₂ gemittelt	14.24 ± 5.71 dB nicht sign.	15.00 ± 4.94 dB nicht sign.
L ₂ = 60 dB SPL	23.37 ± 10.78 dB nicht sign.	21.82 ± 5.79 dB nicht sign.

$L_2 = 50$ dB SPL	17.18 \pm 8.86 dB nicht sign.	18.09 \pm 5.74 dB nicht sign.
$L_2 = 40$ dB SPL	12.21 \pm 5.80 dB nicht sign.	14.24 \pm 5.98 dB nicht sign.
$L_2 = 30$ dB SPL	9.75 \pm 3.04 dB nicht sign.	11.57 \pm 5.50 dB nicht sign.
$L_2 = 20$ dB SPL	8.70 \pm 1.89 dB nicht sign.	9.27 \pm 3.60 dB nicht sign.
L_{nf} (Hintergrundrauschen) über alle L_2 gemittelt	-16.92 dB SPL **	-15.88 dB SPL **
Rauhigkeit (Mittelwert der Absolutwerte der Senkentiefe) $L_2 = 60$ dB SPL	1.63 \pm 0.63 dB nicht sign.	1.97 \pm 0.80 dB nicht sign.
$L_2 = 50$ dB SPL	3.50 \pm 3.05 dB nicht sign.	2.42 \pm 0.61 dB nicht sign.
$L_2 = 40$ dB SPL	3.36 \pm 1.46 dB nicht sign.	3.30 \pm 0.91 dB nicht sign.
$L_2 = 30$ dB SPL	1.39 \pm 1.06 dB *	3.22 \pm 1.29 dB *
$L_2 = 20$ dB SPL	5.09 \pm 0.00 dB ***	2.61 \pm 1.19 dB ***
L_{dpth,ep} (mittels Extrapolation geschätzte Hörschwelle)	18.43 \pm 6.22 dB HL nicht sign.. 38.69 \pm 5.52 dB SPL nicht sign. Anzahl Frq.: 26.00 \pm 21.56 von 62.2 = 41.80 % nicht sign.	8.93 \pm 5.02 dB HL nicht sign.. 31.23 \pm 4.85 dB SPL nicht sign. Anzahl Frq.: 62.80 \pm 15.85 von 86 = 73.02 \pm 18.43 % nicht sign.
L_{dpth,s} (einfach geschätzte Hörschwelle: letzter L_2 -10 dB)	9.44 \pm 5.49 dB HL nicht sign.. 30.56 \pm 6.26 dB SPL nicht sign. Anzahl Frq.: 52.38 \pm 22.72 von 62.2 = 84.21 % nicht sign.	6.64 \pm 6.00 dB HL nicht sign.. 29.41 \pm 5.92 dB SPL nicht sign. Anzahl Frq.: 84.10 \pm 5.34 von 86 = 97.79 \pm 6.21 % nicht sign.
L_{dpth,ep} - L_{ht} (Differenz zur subjektiven Hörschwelle; subjektive Hörschwelle interpoliert)	-12.23 \pm 5.89 dB *** Anzahl Frq.: 19.75 \pm 16.21 von 42.00 (bis max. 8 kHz) = 47.02 % *	7.67 \pm 10.43 dB *** Anzahl Frq.: 35.30 \pm 5.72 von 43 (bis max. 8 kHz) = 82.09 \pm 13.30 % *
L_{dpth,s} - L_{ht} (Differenz zur subjektiven Hörschwelle; subjektive Hörschwelle interpoliert)	-22.91 \pm 6.09 dB *** Anzahl Frq.: 36.88 \pm 8.82 von 42.00 (bis max. 8 kHz) = 87.81 % nicht sign.	2.49 \pm 10.99 dB *** Anzahl Frq.: 42.80 \pm 0.42 von 43 (bis max. 8 kHz) = 99.53 \pm 0.98 % nicht sign.
Korrelation L_{dpth,ep} - L_{ht}	-0.15	-0.14

Korrelation $L_{\text{dpth},s} - L_{\text{ht}}$	0.17	-0.14
$S_{\text{dp,ep}}$ (Steigung zwischen $L_2 = 60$ und 40 dB SPL aus extrapoliertes Gerade)	0.87 ± 0.28 dB/dB * Anzahl Frq.: 16.75 ± 16.60 von 62.2 = 26.93 % *	0.56 ± 0.11 dB/dB * Anzahl Frq.: 50.80 ± 16.26 von 86 = 59.07 ± 18.91 % *
$S_{\text{dp,discr}}$ (Steigung zwischen $L_2 = 60$ und 40 dB SPL aus diskreten Werten)	0.78 ± 0.41 dB/dB nicht sign. Anzahl Frq.: 18.75 ± 14.83 von 62.2 = 30.14 % nicht sign.	0.54 ± 0.10 dB/dB nicht sign. Anzahl Frq.: 47.70 ± 20.25 von 86 = 55.47 ± 23.55 % nicht sign.

	HL 2-6 kHz (n=39)	HL 6-10 kHz (n=8)
Mittlerer Hörverlust	29.0 dB HL nicht sign.	32.8 dB HL nicht sign.
Anzahl gemessener Punkte im Frequenzbereich	326.15 ± 72.58 von 430 = 75.85 % nicht sign.	311.00 ± 106.44 von 430 = 72.33 % nicht sign.
Anzahl gültiger Punkte über alle L_2 gemittelt	183.23 ± 72.58 von 326.15 = 56.18 % nicht sign.	123.50 ± 59.41 von 311 = 39.71 % nicht sign.
$L_2 = 60$ dB SPL	57.00 ± 14.67 von 65.23 = 87.38 % *	38.00 ± 23.80 von 62.2 = 61.09 % *
$L_2 = 50$ dB SPL	48.90 ± 16.01 von 65.23 = 74.97 % nicht sign.	42.25 ± 27.63 von 62.2 = 67.93 % nicht sign.
$L_2 = 40$ dB SPL	35.41 ± 20.76 von 65.23 = 54.28 % nicht sign.	25.63 ± 14.69 von 62.2 = 41.21 % nicht sign.
$L_2 = 30$ dB SPL	24.85 ± 19.53 von 65.23 = 38.10 % nicht sign.	11.63 ± 8.16 von 62.2 = 18.70 % nicht sign.
$L_2 = 20$ dB SPL	17.08 ± 14.41 von 65.23 = 26.18 % *	6.00 ± 4.21 von 62.2 = 9.65 % *
L_{dp} über alle L_2 gemittelt	-10.21 ± 4.22 dB SPL **	-4.04 ± 6.80 dB SPL **
$L_2 = 60$ dB SPL	-3.19 ± 5.79 dB SPL *	6.05 ± 13.08 dB SPL *
$L_2 = 50$ dB SPL	-7.39 ± 5.70 dB SPL *	-0.25 ± 10.15 dB SPL *
$L_2 = 40$ dB SPL	-11.28 ± 5.11 dB SPL *	-6.56 ± 6.51 dB SPL *
$L_2 = 30$ dB SPL	-13.63 ± 4.03 dB SPL **	-8.74 ± 4.00 dB SPL **

$L_2 = 20$ dB SPL	-15.58 \pm 3.07 dB SPL **	-10.72 \pm 3.38 dB SPL **
SNR über alle L_2 gemittelt	13.31 \pm 4.22 dB nicht sign.	14.24 \pm 5.71 dB nicht sign.
$L_2 = 60$ dB SPL	19.36 \pm 6.20 dB nicht sign.	23.37 \pm 10.78 dB nicht sign.
$L_2 = 50$ dB SPL	15.62 \pm 5.91 dB nicht sign.	17.18 \pm 8.86 dB nicht sign.
$L_2 = 40$ dB SPL	12.14 \pm 5.05 dB nicht sign.	12.21 \pm 5.80 dB nicht sign.
$L_2 = 30$ dB SPL	10.44 \pm 3.29 dB nicht sign.	9.75 \pm 3.04 dB nicht sign.
$L_2 = 20$ dB SPL	9.01 \pm 2.11 dB nicht sign.	8.70 \pm 1.89 dB nicht sign.
L_{nf} (Hintergrundrauschen) über alle L_2 gemittelt	-22.54 dB SPL ***	-16.92 dB SPL ***
Rauhigkeit (Mittelwert der Absolutwerte der Senkentiefe)		
$L_2 = 60$ dB SPL	2.74 \pm 1.20 dB *	1.63 \pm 0.63 dB *
$L_2 = 50$ dB SPL	3.51 \pm 1.02 dB nicht sign.	3.50 \pm 3.05 dB nicht sign.
$L_2 = 40$ dB SPL	4.22 \pm 1.72 dB nicht sign.	3.36 \pm 1.46 dB nicht sign.
$L_2 = 30$ dB SPL	5.00 \pm 1.36 dB ***	1.39 \pm 1.06 dB ***
$L_2 = 20$ dB SPL	6.36 \pm 4.39 dB nicht sign.	5.09 \pm 0.00 dB nicht sign.
$L_{dpth,ep}$ (mittels Extrapolation geschätzte Hörschwelle)	20.00 \pm 8.27 dB HL nicht sign. 30.21 \pm 8.43 dB SPL * Anzahl Frq.: 35.74 \pm 17.75 von 65.23 = 54.79 % nicht sign.	18.43 \pm 6.22 dB HL nicht sign.. 38.69 \pm 5.52 dB SPL * Anzahl Frq.: 26.00 \pm 21.56 von 62.20 = 41.80 % nicht sign.
$L_{dpth,s}$ (einfach geschätzte Hörschwelle: letzter L_2 -10 dB)	16.19 \pm 8.44 dB HL nicht sign. 26.75 \pm 8.78 dB SPL nicht sign. Anzahl Frq.: 60.72 \pm 12.22 von 65.23 = 93.09 % nicht sign.	9.44 \pm 5.49 dB HL nicht sign. 30.56 \pm 6.26 dB SPL nicht sign. Anzahl Frq.: 52.38 \pm 22.72 von 62.20 = 84.21 % nicht sign.
$L_{dpth,ep} - L_{ht}$ (Differenz zur subjektiven Hörschwelle; subjektive Hörschwelle interpoliert)	-8.26 \pm 7.44 dB nicht sign. Anzahl Frq.: 35.56 \pm 18.08 von 65.23 = 54.51 % nicht sign.	-12.23 \pm 5.89 dB nicht sign. Anzahl Frq.: 19.75 \pm 16.21 von 42.00 (bis max. 8 kHz) = 47.02 % nicht sign.
$L_{dpth,s} - L_{ht}$ (Differenz zur	-13.25 \pm 7.00 dB **	-22.91 \pm 6.09 dB **

subjektiven Hörschwelle; subjektive Hörschwelle interpoliert)	Anzahl Frq.: 59.85 ± 15.06 von 65.23 = 91.75 % ***	Anzahl Frq.: 36.88 ± 8.82 von 42.00 (bis max. 8 kHz) = 87.81 % ***
Korrelation $L_{\text{dpth,ep}} - L_{\text{ht}}$	0.53	-0.15
Korrelation $L_{\text{dpth,s}} - L_{\text{ht}}$	0.38	0.17
$S_{\text{dp,ep}}$ (Steigung zwischen $L_2 = 60$ und 40 dB SPL aus extrapolierter Gerade)	0.63 ± 0.30 dB/dB nicht sign. Anzahl Frq.: 28.36 ± 19.09 von 65.23 = 43.48 % nicht sign.	0.87 ± 0.28 dB/dB nicht sign. Anzahl Frq.: 16.75 ± 16.60 von 62.20 = 26.93 % nicht sign.
$S_{\text{dp,discr}}$ (Steigung zwischen $L_2 = 60$ und 40 dB SPL aus diskreten Werten)	0.47 ± 0.17 dB/dB * Anzahl Frq.: 34.18 ± 21.26 von 65.23 = 52.40 % nicht sign.	0.78 ± 0.41 dB/dB * Anzahl Frq.: 18.75 ± 14.83 von 62.20 = 30.14 % nicht sign.

Tabelle 34: Vergleich der DPOAE-Daten bei Patienten mit Hörverlust in unterschiedlichen Frequenzbereich zwischen 2 und 10 kHz

2-3 kHz	HL (n=15)	NH (n=10)
Mittlerer Hörverlust	31.3 dB HL ***	5.0 dB HL ***
Anzahl gemessener Punkte im Frequenzbereich	109.93 ± 0.26 nicht sign.	110 nicht sign.
Anzahl gültiger Punkte über alle L_2 gemittelt	35.13 ± 18.79 von 109.93 = 31.96 % ***	88.80 ± 21.81 von 110 = 80.73 % ***
$L_2 = 60$ dB SPL	15.13 ± 7.18 von 21.99 = 68.81 % nicht sign.	21.20 ± 2.20 von 22 = 96.36 % nicht sign.
$L_2 = 40$ dB SPL	5.60 ± 4.63 von 21.99 = 25.47 % ***	19.40 ± 4.79 von 22 = 88.18 % ***
$L_2 = 20$ dB SPL	1.60 ± 1.12 von 21.99 = 7.28 % ***	10.80 ± 7.22 von 22 = 49.09 % ***
L_{dp} über alle L_2 gemittelt	-7.26 ± 2.05 dB SPL nicht sign.	-3.79 ± 5.80 dB SPL nicht sign.
$L_2 = 60$ dB SPL	-4.06 ± 5.55 dB SPL *	1.78 ± 6.45 dB SPL *
$L_2 = 40$ dB SPL	-10.80 ± 2.64 dB SPL *	-3.08 ± 7.70 dB SPL *
L_{nf} (Hintergrundrauschen) über alle L_2 gemittelt	-17.70 dB SPL ***	-22.58 dB SPL ***

Rauhigkeit		
$L_2 = 60$ dB SPL	3.96 ± 2.49 dB nicht sign.	4.47 ± 1.99 dB nicht sign.
$L_2 = 40$ dB SPL	4.01 ± 2.37 dB nicht sign.	5.50 ± 3.04 dB nicht sign.
$L_{dpth,ep}$	20.60 ± 6.03 dB HL *** 35.50 ± 6.14 dB SPL ***	1.74 ± 8.34 dB HL *** 16.48 ± 8.39 dB SPL ***
$L_{dpth,s}$	19.70 ± 5.93 dB HL *** 34.78 ± 5.69 dB SPL ***	3.21 ± 7.87 dB HL *** 18.18 ± 7.87 dB SPL ***
$L_{dpth,ep} - L_{ht}$	-7.46 ± 6.28 dB nicht sign.	-3.20 ± 6.06 dB nicht sign.
$L_{dpth,s} - L_{ht}$	-11.31 ± 8.75 dB **	-1.79 ± 6.70 dB **
Korrelation $L_{dpth,ep} - L_{ht}$	0.46	0.68
Korrelation $L_{dpth,s} - L_{ht}$	0.23	0.58
$S_{dp,ep}$	0.82 ± 0.30 dB/dB **	0.31 ± 0.16 dB/dB **
$S_{dp,discr}$	0.45 ± 0.30 dB/dB nicht sign.	0.26 ± 0.19 dB/dB nicht sign.

<i>3-4 kHz</i>	HL (n=37)	NH (n=10)
Mittlerer Hörverlust	27.3 dB HL ***	3.8 dB HL ***
Anzahl gemessener Punkte im Frequenzbereich	106.89 \pm 3.53 *	105 *
Anzahl gültiger Punkte über alle L_2 gemittelt	65.24 \pm 31.97 von 106.89 = 61.03 % **	94.70 \pm 15.18 von 105 = 90.19 % **
$L_2 = 60$ dB SPL	18.59 \pm 5.96 von 21.39 = 86.96 % nicht sign.	19.90 \pm 3.14 von 21 = 94.76 % nicht sign.
$L_2 = 40$ dB SPL	13.32 \pm 8.44 von 21.39 = 62.31 % *	20.80 \pm 0.63 von 21 = 99.05 % *
$L_2 = 20$ dB SPL	6.35 \pm 6.36 von 21.39 = 29.70 % **	15.00 \pm 8.21 von 21 = 71.43 % **
L_{dp} über alle L_2 gemittelt	-9.65 \pm 4.89 dB SPL ***	1.30 \pm 6.07 dB SPL ***
$L_2 = 60$ dB SPL	-3.60 \pm 6.56 dB SPL ***	6.31 \pm 4.63 dB SPL ***
$L_2 = 40$ dB SPL	-10.90 \pm 6.03 dB SPL ***	1.30 \pm 7.52 dB SPL ***
L_{nf} (Hintergrundrauschen) über alle L_2 gemittelt	-21.79 dB SPL *	-23.85 dB SPL *

Rauhigkeit		
$L_2 = 60$ dB SPL	2.93 ± 1.50 dB nicht sign.	3.10 ± 2.52 dB nicht sign.
$L_2 = 40$ dB SPL	4.50 ± 1.76 dB nicht sign.	4.51 ± 2.82 dB nicht sign.
$L_{dpth,ep}$	18.28 ± 10.09 dB HL *** 27.35 ± 10.20 dB SPL ***	3.12 ± 10.57 dB HL *** 12.32 ± 10.59 dB SPL ***
$L_{dpth,s}$	16.09 ± 9.73 dB HL *** 25.27 ± 9.74 dB SPL ***	5.05 ± 6.24 dB HL *** 14.19 ± 6.24 dB SPL ***
$L_{dpth,ep} - L_{ht}$	-8.07 ± 7.59 dB *	-0.67 ± 7.75 dB *
$L_{dpth,s} - L_{ht}$	-10.86 ± 8.30 dB ***	1.31 ± 6.82 dB ***
Korrelation $L_{dpth,ep} - L_{ht}$	0.61	0.73
Korrelation $L_{dpth,s} - L_{ht}$	0.49	0.53
$S_{dp,ep}$	0.54 ± 0.33 dB/dB ***	0.28 ± 0.19 dB/dB ***
$S_{dp,discr}$	0.40 ± 0.24 dB/dB **	0.25 ± 0.23 dB/dB **

<i>4-5 kHz</i>	HL (n=39)	NH (n=10)
Mittlerer Hörverlust	30.7 dB HL ***	3.9 dB HL ***
Anzahl gemessener Punkte im Frequenzbereich	102.79 ± 6.98 nicht sign.	105 nicht sign.
Anzahl gültiger Punkte über alle L_2 gemittelt	62.18 ± 27.40 von 102.79 = 60.49 % ***	95.30 ± 16.17 von 105 = 90.76 % ***
$L_2 = 60$ dB SPL	18.67 ± 4.72 von 20.56 = 90.82 % nicht sign.	18.80 ± 6.61 von 21 = 89.52 % nicht sign.
$L_2 = 40$ dB SPL	11.72 ± 7.95 von 20.56 = 57.01 % *	20.80 ± 0.42 von 21 = 99.05 % *
$L_2 = 20$ dB SPL	6.26 ± 5.81 von 20.56 = 30.45 % ***	17.00 ± 6.50 von 21 = 80.95 % ***
L_{dp} über alle L_2 gemittelt	10.19 ± 5.15 dB SPL ***	5.86 ± 4.82 dB SPL ***
$L_2 = 60$ dB SPL	-2.68 ± 6.85 dB SPL ***	12.93 ± 4.20 dB SPL ***
$L_2 = 40$ dB SPL	-11.71 ± 6.74 dB SPL ***	4.86 ± 7.01 dB SPL ***
L_{nf} (Hintergrundrauschen) über alle L_2 gemittelt	-23.75 dB SPL nicht sign.	-23.49 dB SPL nicht sign.

Rauhigkeit		
$L_2 = 60$ dB SPL	2.52 ± 1.77 dB *	1.26 ± 1.09 dB *
$L_2 = 40$ dB SPL	4.21 ± 2.01 dB *	2.49 ± 1.99 dB *
$L_{dpth,ep}$	23.15 ± 10.55 dB HL ** 31.95 ± 10.54 dB SPL **	8.17 ± 8.12 dB HL ** 17.09 ± 8.13 dB SPL **
$L_{dpth,s}$	17.20 ± 9.82 dB HL *** 26.07 ± 9.82 dB SPL ***	3.53 ± 4.66 dB HL *** 12.43 ± 4.66 dB SPL ***
$L_{dpth,ep} - L_{ht}$	-6.59 ± 9.55 dB **	4.32 ± 6.79 dB **
$L_{dpth,s} - L_{ht}$	-13.46 ± 9.31 dB ***	-0.20 ± 4.97 dB ***
Korrelation $L_{dpth,ep} - L_{ht}$	0.49	0.49
Korrelation $L_{dpth,s} - L_{ht}$	0.43	0.37
$S_{dp,ep}$	0.72 ± 0.45 dB/dB **	0.31 ± 0.14 dB/dB **
$S_{dp,discr}$	0.48 ± 0.25 dB/dB nicht sign.	0.36 ± 0.18 dB/dB nicht sign.

<i>5-6 kHz</i>	HL (n=35)	NH (n=10)
Mittlerer Hörverlust	35.5 dB HL ***	5.0 dB HL ***
Anzahl gemessener Punkte im Frequenzbereich	100.26 \pm 16.37 **	110 **
Anzahl gültiger Punkte über alle L_2 gemittelt	51.43 \pm 27.22 von 100.26 = 51.30 % **	91.30 \pm 21.42 von 110 = 83.00 % **
$L_2 = 60$ dB SPL	16.69 \pm 6.21 von 20.05 = 83.23 % nicht sign.	19.70 \pm 6.93 von 22 = 89.55 % nicht sign.
$L_2 = 40$ dB SPL	9.91 \pm 7.96 von 20.05 = 49.42 % **	19.80 \pm 5.20 von 22 = 90.00 % **
$L_2 = 20$ dB SPL	4.80 \pm 4.27 von 20.05 = 23.94 % **	13.00 \pm 7.30 von 22 = 50.09 % **
L_{dp} über alle L_2 gemittelt	-12.78 \pm 5.27 dB SPL ***	0.86 \pm 5.29 dB SPL ***
$L_2 = 60$ dB SPL	-6.15 \pm 8.63 dB SPL ***	10.52 \pm 5.19 dB SPL ***
$L_2 = 40$ dB SPL	-14.26 \pm 5.47 dB SPL ***	2.39 \pm 5.82 dB SPL ***
L_{nf} (Hintergrundrauschen) über alle L_2 gemittelt	-23.74 dB SPL nicht sign.	-22.98 dB SPL nicht sign.

Rauhigkeit		
$L_2 = 60$ dB SPL	2.98 ± 3.02 dB **	1.07 ± 0.55 dB **
$L_2 = 40$ dB SPL	3.76 ± 1.57 dB **	2.14 ± 1.61 dB **
$L_{dpth,ep}$	22.29 ± 8.31 dB HL *** 34.43 ± 8.12 dB SPL ***	9.29 ± 7.49 dB HL *** 21.80 ± 7.47 dB SPL ***
$L_{dpth,s}$	16.07 ± 8.71 dB HL *** 28.45 ± 8.59 dB SPL ***	3.07 ± 5.51 dB HL *** 15.59 ± 5.51 dB SPL ***
$L_{dpth,ep} - L_{ht}$	-10.91 ± 9.47 dB ***	4.32 ± 6.47 dB ***
$L_{dpth,s} - L_{ht}$	-19.20 ± 11.40 dB ***	-2.17 ± 6.01 ***
Korrelation $L_{dpth,ep} - L_{ht}$	0.46	0.39
Korrelation $L_{dpth,s} - L_{ht}$	0.26	0.14
$S_{dp,ep}$	0.71 ± 0.37 dB/dB **	0.37 ± 0.13 dB/dB **
$S_{dp,discr}$	0.44 ± 0.30 dB/dB nicht sign.	0.42 ± 0.18 dB/dB nicht sign.

6-7 kHz	HL (n=13)	NH (n=10)
Mittlerer Hörverlust	33.9 dB HL ***	4.3 dB HL ***
Anzahl gemessener Punkte im Frequenzbereich	105.31 ± 12.89 nicht sign.	110 nicht sign.
Anzahl gültiger Punkte über alle L_2 gemittelt	41.85 ± 26.97 von 105.31 = 39.74 % *	80.20 ± 18.04 von 110 = 72.91 % *
$L_2 = 60$ dB SPL	11.77 ± 8.55 von 21.06 = 55.88 % nicht sign.	21.30 ± 2.21 von 22 = 96.82 % nicht sign.
$L_2 = 40$ dB SPL	10.15 ± 8.04 von 21.06 = 48.19 % *	18.40 ± 3.66 von 22 = 83.64 % *
$L_2 = 20$ dB SPL	2.54 ± 3.67 von 21.06 = 12.06 % nicht sign.	7.20 ± 8.15 von 22 = 32.73 % nicht sign.
L_{dp} über alle L_2 gemittelt	-3.76 ± 9.01 dB SPL nicht sign.	-2.99 ± 6.26 dB SPL nicht sign.
$L_2 = 60$ dB SPL	1.35 ± 14.67 dB SPL nicht sign.	6.87 ± 5.54 dB SPL nicht sign.
$L_2 = 40$ dB SPL	-9.00 ± 7.21 dB SPL *	-4.03 ± 7.58 dB SPL *
L_{nf} (Hintergrundrauschen) über alle L_2 gemittelt	-19.64 dB SPL nicht sign.	-19.77 dB SPL nicht sign.

Rauhigkeit		
$L_2 = 60$ dB SPL	2.04 ± 1.72 dB nicht sign.	1.43 ± 0.50 dB nicht sign.
$L_2 = 40$ dB SPL	3.36 ± 1.74 dB nicht sign.	3.52 ± 1.35 dB nicht sign.
$L_{dpth,ep}$	19.78 ± 5.62 dB HL * 37.46 ± 5.65 dB SPL *	11.78 ± 7.06 dB HL * 29.13 ± 7.06 dB SPL *
$L_{dpth,s}$	13.97 ± 7.37 dB HL * 31.01 ± 7.18 dB SPL *	5.30 ± 7.91 dB HL * 22.50 ± 7.91 dB SPL *
$L_{dpth,ep} - L_{ht}$	-11.86 ± 8.54 dB ***	7.65 ± 9.53 dB ***
$L_{dpth,s} - L_{ht}$	-20.14 ± 11.18 dB ***	1.02 ± 10.15 ***
Korrelation $L_{dpth,ep} - L_{ht}$	-0.14	-0.23
Korrelation $L_{dpth,s} - L_{ht}$	0.17	-0.16
$S_{dp,ep}$	0.83 ± 0.31 dB/dB nicht sign.	0.53 ± 0.15 dB/dB nicht sign.
$S_{dp,discr}$	0.67 ± 0.47 dB/dB nicht sign.	0.55 ± 0.14 dB/dB nicht sign.

<i>7-8 kHz</i>	HL (n=11)	NH (n=10)
Mittlerer Hörverlust	34.8 dB HL ***	0.8 dB HL ***
Anzahl gemessener Punkte im Frequenzbereich	101.00 ± 13.27 nicht sign.	105 nicht sign.
Anzahl gültiger Punkte über alle L_2 gemittelt	31.91 ± 22.41 von 101.00 = 31.59 % **	66.00 ± 21.32 von 105 = 62.86 % **
$L_2 = 60$ dB SPL	9.64 ± 8.96 von 20.2 = 47.72 % nicht sign.	20.50 ± 0.97 von 21 = 97.62 % nicht sign.
$L_2 = 40$ dB SPL	5.91 ± 6.20 von 20.2 = 29.26 % *	13.20 ± 7.39 von 21 = 62.86 % *
$L_2 = 20$ dB SPL	1.64 ± 1.21 von 20.2 = 8.12 % **	4.50 ± 6.17 von 21 = 21.43 % **
L_{dp} über alle L_2 gemittelt	-3.72 ± 6.14 dB SPL nicht sign.	-2.29 ± 6.77 dB SPL nicht sign.
$L_2 = 60$ dB SPL	2.39 ± 14.92 dB SPL nicht sign.	6.85 ± 7.68 dB SPL nicht sign.
$L_2 = 40$ dB SPL	-7.90 ± 4.66 dB SPL nicht sign.	-3.62 ± 7.67 dB SPL nicht sign.
L_{nf} (Hintergrundrauschen) über alle L_2 gemittelt	-16.45 dB SPL nicht sign.	-16.60 dB SPL nicht sign.

Rauhigkeit		
$L_2 = 60$ dB SPL	2.96 ± 3.81 dB nicht sign.	1.96 ± 1.31 dB nicht sign.
$L_2 = 40$ dB SPL	2.32 ± 0.38 dB nicht sign.	3.22 ± 1.89 dB nicht sign.
$L_{dpth,ep}$	16.48 ± 2.61 dB HL nicht sign. 39.14 ± 2.69 dB SPL nicht sign.	8.87 ± 6.93 dB HL nicht sign. 31.63 ± 6.60 dB SPL nicht sign.
$L_{dpth,s}$	8.83 ± 5.65 dB HL nicht sign. 31.72 ± 5.65 dB SPL nicht sign.	4.83 ± 8.29 dB HL nicht sign. 27.72 ± 8.28 dB SPL nicht sign.
$L_{dpth,ep} - L_{ht}$	-14.47 ± 5.03 dB ***	7.89 ± 11.93 dB ***
$L_{dpth,s} - L_{ht}$	-26.06 ± 8.76 dB ***	4.07 ± 12.23 dB ***
Korrelation $L_{dpth,ep} - L_{ht}$	-0.04	-0.22
Korrelation $L_{dpth,s} - L_{ht}$	0.03	-0.16
$S_{dp,ep}$	0.99 ± 0.26 dB/dB *	0.59 ± 0.23 dB/dB *
$S_{dp,discr}$	0.96 ± 0.42 dB/dB nicht sign.	0.53 ± 0.13 dB/dB nicht sign.

8-9 kHz	HL (n=8)	NH (n=10)
Mittlerer Hörverlust	---	---
Anzahl gemessener Punkte im Frequenzbereich	84.38 \pm 26.61 *	105 *
Anzahl gültiger Punkte über alle L_2 gemittelt	20.38 \pm 18.91 von 84.38 = 24.15 % *	55.10 \pm 22.06 von 105 = 52.47 % *
$L_2 = 60$ dB SPL	7.13 \pm 7.47 von 16.88 = 42.25 % **	19.70 \pm 3.13 von 21 = 74.81 % **
$L_2 = 40$ dB SPL	3.63 \pm 4.03 von 16.88 = 21.51 % nicht sign.	9.80 \pm 7.38 von 21 = 46.67 % nicht sign.
$L_2 = 20$ dB SPL	1.00 \pm 1.07 von 16.88 = 5.93 % nicht sign.	3.30 \pm 5.25 von 21 = 15.71 % nicht sign.
L_{dp} über alle L_2 gemittelt	-3.23 \pm 7.31 dB SPL nicht sign.	-2.32 \pm 5.90 dB SPL nicht sign.
$L_2 = 60$ dB SPL	-0.19 \pm 11.85 dB SPL nicht sign.	4.74 \pm 7.89 dB SPL nicht sign.
$L_2 = 40$ dB SPL	-7.33 \pm 3.86 dB SPL nicht sign.	-3.60 \pm 6.73 dB SPL nicht sign.
L_{nf} (Hintergrundrauschen) über alle L_2 gemittelt	-13.92 dB SPL nicht sign.	-14.41 dB SPL nicht sign.

Rauhigkeit		
$L_2 = 60$ dB SPL	1.95 ± 1.68 dB nicht sign.	2.56 ± 1.46 dB nicht sign.
$L_2 = 40$ dB SPL	4.72 ± 0.12 dB nicht sign.	3.07 ± 1.23 dB nicht sign.
$L_{dpth,ep}$	11.84 ± 8.09 dB HL nicht sign. 37.55 ± 8.09 dB SPL nicht sign.	4.29 ± 8.16 dB HL nicht sign. 29.99 ± 8.16 dB SPL nicht sign.
$L_{dpth,s}$	9.08 ± 7.79 dB HL nicht sign. 34.78 ± 7.79 dB SPL nicht sign.	6.73 ± 7.72 dB HL nicht sign. 32.44 ± 7.72 dB SPL nicht sign.
$L_{dpth,ep} - L_{ht}$	---	---
$L_{dpth,s} - L_{ht}$	---	---
Korrelation $L_{dpth,ep} - L_{ht}$	---	---
Korrelation $L_{dpth,s} - L_{ht}$	---	---
$S_{dp,ep}$	0.53 ± 0.15 dB/dB nicht sign.	0.56 ± 0.23 dB/dB nicht sign.
$S_{dp,discr}$	0.77 ± 0.62 dB/dB nicht sign.	0.42 ± 0.24 dB/dB nicht sign.

<i>9-10 kHz</i>	HL (n=4)	NH (n=10)
Mittlerer Hörverlust	---	---
Anzahl gemessener Punkte im Frequenzbereich	110.00 ± 0.0 nicht sign.	110 nicht sign.
Anzahl gültiger Punkte über alle L_2 gemittelt	22.00 ± 14.85 von 110 = 20.00 % *	48.70 ± 17.49 von 110 = 44.27 % *
$L_2 = 60$ dB SPL	7.50 ± 7.00 von 22 = 34.09 % **	20.40 ± 4.06 von 22 = 92.73 % **
$L_2 = 40$ dB SPL	2.25 ± 0.50 von 22 = 10.22 % nicht sign.	7.50 ± 6.19 von 22 = 34.09 % nicht sign.
$L_2 = 20$ dB SPL	2.00 ± 0.82 von 22 = 9.09 % nicht sign.	1.30 ± 1.06 von 22 = 5.91 % nicht sign.
L_{dp} über alle L_2 gemittelt	-3.75 ± 4.86 dB SPL nicht sign.	-0.27 ± 4.69 dB SPL nicht sign.
$L_2 = 60$ dB SPL	5.46 ± 15.50 dB SPL nicht sign.	4.90 ± 7.77 dB SPL nicht sign.
$L_2 = 40$ dB SPL	-7.36 ± 1.44 dB SPL *	-3.44 ± 4.56 dB SPL *
L_{nf} (Hintergrundrauschen) über alle L_2 gemittelt	-12.82 dB SPL nicht sign.	-12.69 dB SPL nicht sign.

Rauhigkeit		
$L_2 = 60$ dB SPL	3.65 ± 2.17 dB nicht sign.	2.36 ± 1.53 dB nicht sign.
$L_2 = 40$ dB SPL	NaN \pm NaN dB ---	3.24 ± 1.42 dB ---
$L_{dpth,ep}$	17.24 ± 7.60 dB HL nicht sign.	7.99 ± 5.90 dB HL nicht sign.
	42.95 ± 7.60 dB SPL nicht sign.	33.69 ± 5.90 dB SPL nicht sign.
$L_{dpth,s}$	6.90 ± 6.24 dB HL nicht sign.	9.94 ± 6.09 dB HL nicht sign.
	32.61 ± 6.24 dB SPL nicht sign.	35.65 ± 6.09 dB SPL nicht sign.
$L_{dpth,ep} - L_{ht}$	---	---
$L_{dpth,s} - L_{ht}$	---	---
Korrelation $L_{dpth,ep} - L_{ht}$	---	---
Korrelation $L_{dpth,s} - L_{ht}$	---	---
$S_{dp,ep}$	0.63 ± 0.00 dB/dB ---	0.65 ± 0.17 dB/dB ---
$S_{dp,discr}$	0.29 ± 0.39 dB/dB nicht sign.	0.54 ± 0.21 dB/dB nicht sign.

Tabelle 35: Vergleich der DPOAE-Daten der Schwerhörigen in unterschiedlichen Frequenzbereichen

	2-3 kHz	3-4 kHz	4-5 kHz
n (HL)	15	37	39
Mittlerer HV	31.3 dB HL ***	27.3 dB HL ***	30.7 dB HL ***
Anzahl Messpunkte	109.93 nicht sign.	106.89 *	102.79 nicht sign.
Anzahl gültiger Punkte (über alle L_2)	35.13 = 31.96 % ***	65.24 = 61.03 % **	62.18 = 60.49 % ***
$L_2 = 60$ dB SPL	15.13 = 68.81 % n.sign.	18.59 = 86.96 % n.sign.	18.67 = 90.82 % n.sign.
$L_2 = 40$ dB SPL	5.60 = 25.47 % ***	13.32 = 62.31 % *	11.72 = 57.01 % *
$L_2 = 20$ dB SPL	1.60 = 7.28 % ***	6.35 = 29.70 % **	6.26 = 30.45 % ***
L_{dp} (über alle L_2)	-7.26 dB SPL n. sign.	-9.65 dB SPL ***	10.19 dB SPL ***
$L_2 = 60$ dB SPL	-4.06 dB SPL *	-3.60 dB SPL ***	-2.68 dB SPL ***
$L_2 = 40$ dB SPL	-10.80 dB SPL *	-10.90 dB SPL ***	-11.71 dB SPL ***
L_{nf} (über alle L_2)	-17.70 dB SPL ***	-21.79 dB SPL *	-23.75 dB SPL n. sign.
Rauhigkeit ($L_2 = 60$)	3.96 dB nicht sign.	2.93 dB nicht sign.	2.52 dB *
$L_2 = 40$ dB SPL	4.01 dB nicht sign.	4.50 dB nicht sign.	4.21 dB *
$L_{dpth,ep}$	20.60 dB HL ***	18.28 dB HL ***	23.15 dB HL **
	35.50 dB SPL ***	27.35 dB SPL ***	31.95 dB SPL **
$L_{dpth,s}$	19.70 dB HL ***	16.09 dB HL ***	17.20 dB HL ***

	34.78 dB SPL ***	25.27 dB SPL ***	26.07 dB SPL ***
L_{dpth,ep} - L_{ht}	-7.46 dB nicht sign.	-8.07 dB *	-6.59 dB **
L_{dpth,s} - L_{ht}	-11.31 dB **	-10.86 dB ***	-13.46 dB ***
Korr. L_{dpth,ep} - L_{ht}	0.46	0.61	0.49
Korr. L_{dpth,s} - L_{ht}	0.23	0.49	0.43
S_{dp,ep}	0.82 dB/dB **	0.54 dB/dB ***	0.72 dB/dB **
S_{dp,discr}	0.45 dB/dB nicht sign.	0.40 dB/dB **	0.48 dB/dB nicht sign.

	5-6 kHz	6-7 kHz	7-8 kHz
n (HL)	35	13	11
Mittlerer HV	35.5 dB HL ***	33.9 dB HL ***	34.8 dB HL ***
Anzahl Messpunkte	100.26 **	105.31 nicht sign.	101.00 nicht sign.
Anzahl gültiger Punkte (über alle L₂)	51.43 = 51.30 % **	41.85 = 39.74 % *	31.91 = 31.59 % **
L ₂ = 60 dB SPL	16.69 = 83.23 % n.sign.	11.77 = 55.88 % n.sign.	9.64 = 47.72 % n. sign.
L ₂ = 40 dB SPL	9.91 = 49.42 % **	10.15 = 48.19 % *	5.91 = 29.26 % *
L ₂ = 20 dB SPL	4.80 = 23.94 % **	2.54 = 12.06 % n. sign.	1.64 = 8.12 % **
L_{dp} (über alle L₂)	-12.78 dB SPL ***	-3.76 dB SPL nicht sign.	-3.72 dB SPL nicht sign.
L ₂ = 60 dB SPL	-6.15 dB SPL ***	1.35 dB SPL nicht sign.	2.39 dB SPL nicht sign.
L ₂ = 40 dB SPL	-14.26 dB SPL ***	-9.00 dB SPL *	-7.90 dB SPL nicht sign.
L_{nf} (über alle L₂)	-23.74 dB SPL n. sign.	-19.64 dB SPL n. sign.	-16.45 nicht sign.
Rauhigkeit (L₂ = 60)	2.98 dB **	2.04 dB nicht sign.	2.96 dB nicht sign.
L ₂ = 40 dB SPL	3.76 dB **	3.36 dB nicht sign.	2.32 dB nicht sign.
L_{dpth,ep}	22.29 dB HL *** 34.43 dB SPL ***	19.78 dB HL * 37.46 dB SPL *	16.48 dB HL nicht sign. 39.14 dB SPL nicht sign.
L_{dpth,s}	16.07 dB HL *** 28.45 dB SPL ***	13.97 dB HL * 31.01 dB SPL *	8.83 dB HL nicht sign. 31.72 dB SPL nicht sign.
L_{dpth,ep} - L_{ht}	-10.91 dB ***	-11.86 dB ***	-14.47 dB ***
L_{dpth,s} - L_{ht}	-19.20 dB ***	-20.14 dB ***	-26.06 dB ***
Korr. L_{dpth,ep} - L_{ht}	0.46	-0.14	-0.04
Korr. L_{dpth,s} - L_{ht}	0.26	0.17	0.03
S_{dp,ep}	0.71 dB/dB **	0.83 dB/dB nicht sign.	0.99 dB/dB *
S_{dp,discr}	0.44 dB/dB nicht sign.	0.67 dB/dB nicht sign.	0.96 dB/dB nicht sign.

	8-9 kHz	9-10 kHz
n (HL)	8	4
Mittlerer HV	---	---
Anzahl Messpunkte	84.38 *	110.00 nicht sign.
Anzahl gültiger Punkte (über alle L₂)	20.38 = 24.15 % *	22.00 = 20.00 % *
L ₂ = 60 dB SPL	7.13 = 42.25 % **	7.50 = 34.09 % **
L ₂ = 40 dB SPL	3.63 = 21.51 % n. sign.	2.25 = 10.22 % n. sign.
L ₂ = 20 dB SPL	1.00 = 5.93 % nicht sign.	2.00 = 9.09 % nicht sign.
L_{dp} (über alle L₂)	-3.23 dB SPL nicht sign.	-3.75 dB SPL nicht sign.
L ₂ = 60 dB SPL	-0.19 dB SPL nicht sign.	5.46 dB SPL nicht sign.
L ₂ = 40 dB SPL	-7.33 dB SPL nicht sign.	-7.36 dB SPL *
L_{nf} (über alle L₂)	-13.92 dB SPL n. sign.	-12.82 dB SPL n. sign.
Rauhigkeit (L₂ = 60)	1.95 dB nicht sign.	3.65 dB nicht sign.
L ₂ = 40 dB SPL	4.72 dB nicht sign.	---
L_{dpth,ep}	11.84 dB HL nicht sign. 37.55 dB SPL nicht sign.	17.24 dB HL nicht sign. 42.95 dB SPL nicht sign.
L_{dpth,s}	9.08 dB HL nicht sign. 34.78 dB SPL nicht sign.	6.90 dB HL nicht sign. 32.61 dB SPL nicht sign.
L_{dpth,ep} - L_{ht}	---	---
L_{dpth,s} - L_{ht}	---	---
Korr. L_{dpth,ep} - L_{ht}	---	---
Korr. L_{dpth,s} - L_{ht}	---	---
S_{dp,ep}	0.53 dB/dB nicht sign.	0.63 dB/dB ---
S_{dp,discr}	0.77 dB/dB nicht sign.	0.29 dB/dB nicht sign.

Tabelle 36: Vergleich der DPOAE-Daten bei Patienten mit und ohne Tinnitus in unterschiedlichen Frequenzbereichen zwischen 2 und 10 kHz

2-6 kHz	HL (n=39)	HL + Tinnitus (n=8)
Mittlerer Hörverlust	29.0 dB HL nicht sign.	35.4 dB HL nicht sign.
Anzahl gemessener Punkte im Frequenzbereich	326.15 ± 72.58 von 430 n. sign. = 75.85 %	311.00 ± 99.41 von 430 n. sign. = 72.33 %
Anzahl gültiger Punkte über alle L₂ gemittelt	183.23 ± 72.58 von 326.15 = 56.18 % nicht sign.	151.38 ± 60.35 von 311.00 = 48.68 % nicht sign.
L ₂ = 60 dB SPL	57.00 ± 14.67 von 65.23	54.13 ± 18.07 von 62.20

	= 87.38 % nicht sign.	= 87.03 % nicht sign.
L ₂ = 50 dB SPL	48.90 ± 16.01 von 65.23 = 74.97 % nicht sign.	42.88 ± 21.98 von 62.20 = 68.94 % nicht sign.
L ₂ = 40 dB SPL	35.41 ± 20.76 von 65.23 = 54.28 % nicht sign.	32.75 ± 20.60 von 62.20 = 52.65 % nicht sign.
L ₂ = 30 dB SPL	24.85 ± 19.53 von 65.23 = 38.10 % nicht sign.	14.88 ± 10.23 von 62.20 = 23.92 % nicht sign.
L ₂ = 20 dB SPL	17.08 ± 14.41 von 65.23 = 26.18 % nicht sign.	6.75 ± 3.92 von 62.20 = 10.85 % nicht sign.
L_{dp} über alle L ₂ gemittelt	-10.21 ± 4.22 dB SPL nicht sign.	-10.65 ± 5.19 dB SPL nicht sign.
L ₂ = 60 dB SPL	-3.19 ± 5.79 dB SPL nicht sign.	-1.66 ± 7.71 dB SPL nicht sign.
L ₂ = 50 dB SPL	-7.39 ± 5.70 dB SPL nicht sign.	-6.29 ± 7.66 dB SPL nicht sign.
L ₂ = 40 dB SPL	-11.28 ± 5.11 dB SPL nicht sign.	-11.75 ± 6.37 dB SPL nicht sign.
L ₂ = 30 dB SPL	-13.63 ± 4.03 dB SPL nicht sign.	-15.93 ± 4.05 dB SPL nicht sign.
L ₂ = 20 dB SPL	-15.58 ± 3.07 dB SPL nicht sign.	-17.61 ± 3.31 dB SPL nicht sign.
SNR über alle L ₂ gemittelt	13.31 ± 4.22 dB nicht sign.	14.44 ± 4.42 dB nicht sign.
L ₂ = 60 dB SPL	19.36 ± 6.20 dB nicht sign.	22.47 ± 7.18 dB nicht sign.
L ₂ = 50 dB SPL	15.62 ± 5.91 dB nicht sign.	18.42 ± 7.23 dB nicht sign.
L ₂ = 40 dB SPL	12.14 ± 5.05 dB nicht sign.	13.11 ± 5.66 dB nicht sign.
L ₂ = 30 dB SPL	10.44 ± 3.29 dB nicht sign.	9.71 ± 2.86 dB nicht sign.
L ₂ = 20 dB SPL	9.01 ± 2.11 dB nicht sign.	8.49 ± 1.77 dB nicht sign.
L_{nf} (Hintergrundrauschen) über alle L ₂ gemittelt	-22.54 dB SPL nicht sign.	-24.15 dB SPL nicht sign.
Rauhigkeit L ₂ = 60 dB SPL	2.74 ± 1.20 dB nicht sign.	2.10 ± 1.51 dB nicht sign.
L ₂ = 50 dB SPL	3.51 ± 1.02 dB nicht sign.	2.54 ± 2.02 dB nicht sign.
L ₂ = 40 dB SPL	4.22 ± 1.72 dB nicht sign.	3.94 ± 1.66 dB nicht sign.
L ₂ = 30 dB SPL	5.00 ± 1.36 dB nicht sign.	5.24 ± 2.19 dB nicht sign.
L ₂ = 20 dB SPL	6.36 ± 4.39 dB nicht sign.	4.06 ± 0.00 dB nicht sign.
L_{dpth,ep} (mittels Extrapolation)	20.00 ± 8.27 dB HL nicht sign.	23.35 ± 5.59 dB HL nicht sign.

geschätzte Hörschwelle)	30.21 ± 8.43 dB SPL nicht sign. Anzahl Frq.: 35.74 ± 17.75 von 65.23 = 54.79 % nicht sign.	34.36 ± 5.73 dB SPL nicht sign. Anzahl Frq.: 36.38+/-22.06 von 62.20 = 58.49 % nicht sign.
L_{dpth,s} (einfach geschätzte Hörschwelle: letzter L ₂ -10 dB)	16.19 ± 8.44 dB HL nicht sign. 26.75 ± 8.78 dB SPL nicht sign. Anzahl Frq.: 60.72 ± 12.22 von 65.23 = 93.09 % nicht sign.	19.09 ± 5.58 dB SPL nicht sign. 29.82 ± 6.32 dB HL nicht sign. Anzahl Frq.: 56.63 ± 17.21 von 62.20 = 91.05 % nicht sign.
L_{dpth,ep} - L_{ht} (Differenz zur subjektiven Hörschwelle; subjektive Hörschwelle interpoliert)	-8.26 ± 7.44 dB nicht sign. Anzahl Frq.: 35.56 ± 18.08 von 65.23 = 54.51 % nicht sign.	-12.91 ± 12.60 dB nicht sign. Anzahl Frq.: 19.50 ± 28.32 von 62.20 = 31.35 % nicht sign.
L_{dpth,s} - L_{ht} (Differenz zur subjektiven Hörschwelle; subjektive Hörschwelle interpoliert)	-13.25 ± 7.00 dB nicht sign. Anzahl Frq.: 59.85 ± 15.06 von 65.23 = 91.75 % **	-16.18 ± 6.76 dB nicht sign. Anzahl Frq.: 33.50 ± 31.88 von 62.20 = 53.86 % **
Korrelation L_{dpth,ep} - L_{ht}	0.53	0.23
Korrelation L_{dpth,s} - L_{ht}	0.38	0.35
S_{dp,ep} (Steigung zwischen L ₂ = 60 und 40 dB SPL aus extrapoliertes Gerade)	0.63 ± 0.30 dB/dB nicht sign. Anzahl Frq.: 28.36 ± 19.09 von 65.23 = 43.48 % nicht sign.	0.76 ± 0.28 dB/dB nicht sign. Anzahl Frq.: 28.88 ± 21.94 von 62.20 = 46.43 % nicht sign.
S_{dp,discr} (Steigung zwischen L ₂ = 60 und 40 dB SPL aus diskreten Werten)	0.47 ± 0.17 dB/dB nicht sign. Anzahl Frq.: 34.18 ± 21.26 von 65.23 = 52.40 % nicht sign.	0.61 ± 0.22 dB/dB nicht sign. Anzahl Frq.: 32.00 ± 21.22 von 62.20 = 51.45 % nicht sign.

6-10 kHz	HL (n=8)	HL + Tinnitus (n=5)
Mittlerer Hörverlust	32.8 dB HL nicht sign.	41.5 dB HL nicht sign.
Anzahl gemessener Punkte im Frequenzbereich	311.00 ± 106.44 von 430 = 72.33 % nicht sign.	295.80 ± 101.90 von 430 = 68.79 % nicht sign.
Anzahl gültiger Punkte	123.50 ± 59.41 von 311	117.00 ± 45.29 von 295.80

über alle L_2 gemittelt	= 39.71 % nicht sign.	= 39.55 % nicht sign.
$L_2 = 60$ dB SPL	38.00 ± 23.80 von 62.20 = 61.09 % nicht sign.	48.20 ± 17.82 von 59.16 = 81.47 % nicht sign.
$L_2 = 50$ dB SPL	42.25 ± 27.63 von 62.20 = 67.93 % nicht sign.	35.80 ± 15.51 von 59.16 = 60.51 % nicht sign.
$L_2 = 40$ dB SPL	25.63 ± 14.69 von 62.20 = 41.21 % nicht sign.	19.80 ± 14.25 von 59.16 = 33.47 % nicht sign.
$L_2 = 30$ dB SPL	11.63 ± 8.16 von 62.20 = 18.70 % nicht sign.	9.80 ± 8.87 von 59.16 = 16.57 % nicht sign.
$L_2 = 20$ dB SPL	6.00 ± 4.21 von 62.20 = 9.65 % nicht sign.	3.40 ± 2.30 von 59.16 = 5.75 % nicht sign.
L_{dp} über alle L_2 gemittelt	-4.04 ± 6.80 dB SPL n. sign.	-5.76 ± 3.49 dB SPL n. sign.
$L_2 = 60$ dB SPL	6.05 ± 13.08 dB SPL n. sign.	3.89 ± 8.29 dB SPL n. sign.
$L_2 = 50$ dB SPL	-0.25 ± 10.15 dB SPL n. sign.	-2.78 ± 5.67 dB SPL n. sign.
$L_2 = 40$ dB SPL	-6.56 ± 6.51 dB SPL n. sign.	-7.53 ± 3.27 dB SPL n. sign.
$L_2 = 30$ dB SPL	-8.74 ± 4.00 dB SPL n. sign.	-10.91 ± 2.80 dB SPL n. sign.
$L_2 = 20$ dB SPL	-10.72 ± 3.38 dB SPL n. sign.	-11.50 ± 2.83 dB SPL n. sign.
SNR über alle L_2 gemittelt	14.24 ± 5.71 dB nicht sign.	12.55 ± 3.34 dB nicht sign.
$L_2 = 60$ dB SPL	23.37 ± 10.78 dB nicht sign.	21.19 ± 8.21 dB nicht sign.
$L_2 = 50$ dB SPL	17.18 ± 8.86 dB nicht sign.	14.61 ± 5.90 dB nicht sign.
$L_2 = 40$ dB SPL	12.21 ± 5.80 dB nicht sign.	10.37 ± 2.58 dB nicht sign.
$L_2 = 30$ dB SPL	9.75 ± 3.04 dB nicht sign.	8.62 ± 0.66 dB nicht sign.
$L_2 = 20$ dB SPL	8.70 ± 1.89 dB nicht sign.	7.98 ± 1.52 dB nicht sign.
L_{nf} (Hintergrundrauschen) über alle L_2 gemittelt	-16.92 dB SPL nicht sign.	-17.19 dB SPL nicht sign.
Rauhigkeit $L_2 = 60$ dB SPL	1.63 ± 0.63 dB nicht sign.	2.05 ± 1.13 dB nicht sign.
$L_2 = 50$ dB SPL	3.50 ± 3.05 dB nicht sign.	2.05 ± 0.89 dB nicht sign.
$L_2 = 40$ dB SPL	3.36 ± 1.46 dB nicht sign.	3.21 ± 0.32 dB nicht sign.
$L_2 = 30$ dB SPL	1.39 ± 1.06 dB nicht sign.	4.37 ± 0.87 dB nicht sign.

$L_2 = 20$ dB SPL	5.09 ± 0.00 dB ^{***}	$\text{NaN} \pm \text{NaN}$ dB ^{***}
$L_{\text{dpth,ep}}$ (mittels Extrapolation geschätzte Hörschwelle)	18.43 ± 6.22 dB HL ^{nicht sign.} 38.69 ± 5.52 dB SPL ^{nicht sign.} Anzahl Frq.: 26.00 ± 21.56 von 62.20 = 41.80 % ^{nicht sign.}	19.42 ± 3.52 dB HL ^{nicht sign.} 40.25 ± 3.36 dB SPL ^{nicht sign.} Anzahl Frq.: 28.60 ± 16.85 von 59.16 = 48.34 % ^{nicht sign.}
$L_{\text{dpth,s}}$ (einfach geschätzte Hörschwelle: letzter L_2 -10 dB)	9.44 ± 5.49 dB HL ^{nicht sign.} 30.56 ± 6.26 dB SPL ^{nicht sign.} Anzahl Frq.: 52.38 ± 22.72 von 62.20 = 84.21 % ^{nicht sign.}	12.96 ± 4.33 dB HL ^{nicht sign.} 34.00 ± 4.90 dB SPL ^{nicht sign.} Anzahl Frq.: 50.80 ± 14.84 von 59.16 = 85.87 % ^{nicht sign.}
$L_{\text{dpth,ep}} - L_{\text{ht}}$ (Differenz zur subjektiven Hörschwelle; subjektive Hörschwelle interpoliert)	-12.23 ± 5.89 dB ^{nicht sign.} Anzahl Frq.: 19.75 ± 16.21 von 42.00 (bis max. 8 kHz) = 47.02 % ^{nicht sign.}	-30.39 ± 24.52 dB ^{nicht sign.} Anzahl Frq.: 13.80 ± 19.06 von 43.00 (bis max. 8 kHz) = 32.09 % ^{nicht sign.}
$L_{\text{dpth,s}} - L_{\text{ht}}$ (Differenz zur subjektiven Hörschwelle; subjektive Hörschwelle interpoliert)	-22.91 ± 6.09 dB ^{nicht sign.} Anzahl Frq.: 36.88 ± 8.82 von 42.00 (bis max. 8 kHz) = 87.81 % ^{nicht sign.}	-33.01 ± 18.93 dB ^{nicht sign.} Anzahl Frq.: 21.60 ± 21.50 von 43.00 (bis max. 8 kHz) = 50.23 % ^{nicht sign.}
Korrelation $L_{\text{dpth,ep}} - L_{\text{ht}}$	-0.15	0.32
Korrelation $L_{\text{dpth,s}} - L_{\text{ht}}$	0.17	0.20
$S_{\text{dp,ep}}$ (Steigung zwischen $L_2 = 60$ und 40 dB SPL aus extrapoliertem Gerade)	0.87 ± 0.28 dB/dB ^{nicht sign.} Anzahl Frq.: 16.75 ± 16.60 von 62.20 = 26.93 % ^{nicht sign.}	1.02 ± 0.07 dB/dB ^{nicht sign.} Anzahl Frq.: 15.40 ± 13.94 von 59.16 = 26.03 % ^{nicht sign.}
$S_{\text{dp,discr}}$ (Steigung zwischen $L_2 = 60$ und 40 dB SPL aus diskreten Werten)	0.78 ± 0.41 dB/dB ^{nicht sign.} Anzahl Frq.: 18.75 ± 14.83 von 62.20 = 30.10 % ^{nicht sign.}	0.70 ± 0.30 dB/dB ^{nicht sign.} Anzahl Frq.: 19.60 ± 14.54 von 59.16 = 33.13 % ^{nicht sign.}