

Hals-Nasen-Ohren-Klinik und Poliklinik der Technischen Universität München
(Direktor: Univ.-Prof. Dr. W. Arnold)

**Automatisierte Messung von Distorsionsprodukten otoakustischer
Emissionen zur Abschätzung des Hörverlustes mit einem Handgerät**

Wilma Großkopf

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 26.06.2007 bei der Technischen Universität
München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 23.01.2008
angenommen.

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung	5
2.	Grundlagen	8
2.1	Schallverarbeitung	8
2.1.1	Schalleitung zum Innenohr	9
2.1.2	Cochleäre Schallverarbeitung	10
2.1.2.1	Anatomische Grundlage	10
2.1.2.2	Physiologische Vorgänge	11
2.2	Entstehung und Eigenschaften der DPOAE	15
2.3	Tympanometrie	21
3.	Methoden	24
3.1	Patientenkollektiv	24
3.2	Messtechnik	25
3.2.1	DPOAE: Messanordnung und Reizparadigmen	25
3.2.2	Schätzung der Hörschwelle mit extrapoliertes DPOAE- Wachstumsfunktion	27
3.2.2.1	Spezifische Messtechnik und Schätzung der Hörschwelle mit dem Handgerät Cochlea-Scan TM	28
3.2.3	Bestimmung der subjektiven Hörschwelle	33
3.2.4	Tympanometrie	35
4.	Ergebnisse	36
4.1	Reproduzierbarkeit der Messgröße	36
4.2	Testperformance	42
4.3	Korrelation zwischen subjektiver und geschätzter Hörschwelle	43

4.4	Vergleich Tonschwellenaudiogramm mit geschätzter Hörschwelle anhand eines Patientenkollektives	52
4.4.1	Fallbeispiele von zwei Patienten mit beginnender Lärmschwerhörigkeit	52
4.4.2	Fallbeispiele von zwei Patienten mit akuter Mittelohrproblematik	57
4.4.3	Fallbeispiele nach Altersgruppen	64
5.	Diskussion	77
5.1	Korrelation zwischen Cochlea-Scan-Hörschwelle und subjektiver Hörschwelle	77
5.2	Testperformance	79
5.3	Handhabbarkeit des Cochlea-Scans	81
6.	Zusammenfassung	85
	Literaturverzeichnis	87
	Danksagung	89
	Lebenslauf	90

Verzeichnis der Abkürzungen

AEP	akustisch evozierte Potentiale
DPOAE	Distorsionsprodukte otoakustischer Emissionen
EAV	equivalent ear channel volume, Luftvolumen zwischen Gehörgangssonde und Trommelfell
f	Reizfrequenz
f_1, f_2	Primärtonfrequenzen
f_{dp}	Emissionsfrequenz
I/O-Funktion	Input/Output-Funktion
L	Reizpegel
L_1, L_2	Primärtonpegel
L_{dp}	Emissionspegel
NF	noise factor, Hintergrundrauschen
OAE	Otoakustische Emissionen
p_2	Schalldruck des Primärtons mit der Frequenz f_2
p_{dp}	Schalldruck der DPOAE
r	Korrelationskoeffizient
r^2	Bestimmtheitsmaß, Quadrat des Pearson Korrelationskoeffizienten
s	Steigung
SA	static admittance, Compliance des Trommelfells
$s(f_2)$	Steigungsprofil über alle Primärtonfrequenzen f_2
SOAE	spontane otoakustische Emissionen
TH	threshold, Hörschwelle
TPOAE	transitorisch evozierte otoakustische Emissionen
TPP	tympanometric peak pressure, Mittelohrdruck

1. Einleitung

Hörstörungen und ihre Differentialdiagnostik sind in der täglichen hausärztlichen Praxis ein wichtiges Thema, und dies über alle Altersgruppen hinweg: bereits Neugeborene werden im Rahmen der Kinder-Vorsorgeuntersuchungen einem Hörscreening unterzogen; ältere Kinder klagen häufig über eine Hörminderung (insbesondere nach Otitiden); viele Erwachsene bemerken altersbedingt eine Verminderung des Hörvermögens oder benötigen aus beruflichen Gründen eine Bestimmung der Hörschwelle. Bei Patienten mit Tinnitus und Hörsturz werden Erstdiagnose und Verlaufskontrollen häufig vom Hausarzt gestellt.

Zu all diesen Situationen ist es wünschenswert, eine leicht hand zu habende, objektive Messmethodik zur Bestimmung der Hörschwelle zur Verfügung zu haben. Die „klassische“ Tonschwellenaudiometrie mit Luft- und Knochenleitung setzt immer die Kooperations- und Konzentrationsfähigkeit des Patienten voraus und ist daher bei Kindern und älteren Patienten nur bedingt aussagekräftig.

Objektive Messverfahren wie die Tympanometrie, die otoakustischen Emissionen (OAE) und die akustisch evozierten Potentiale (AEP) bedürfen nicht der Mitarbeit des Patienten und sind unabhängig von der Vigilanz des Patienten.

Die Tympanometrie gibt den Status des Mittelohres wieder. Sie ist eine etablierte Methode in der Audiologie und eignet sich beispielsweise zur Feststellung eines Serotympanons oder einer Otosklerose.

Otoakustische Emissionen entstehen im Innenohr (*Kemp 1978*) und geben die Funktion der äußeren Haarzellen wieder; sie können mit entsprechend empfindlichen Mikrofonen im äußeren Gehörgang gemessen werden. Es gibt einerseits spontane otoakustische Emissionen (SOAE), welche aber zur

Diagnostik von Hörstörungen nicht hilfreich sind, da sie schon bei geringen Hörverlusten nicht mehr nachweisbar sind.

Andererseits kann man evozierte otoakustische Emissionen messtechnisch erfassen: transient evozierte (TEOAE) und Distorsionsprodukte otoakustischer Emissionen (DPOAE). Die TEOAE entstehen nach Anregung des Ohres mit einem transienten Schallreiz (Klick, breites Frequenzspektrum). Die daraus resultierende und von basal nach apikal verlaufende Wanderwelle über der Basilarmembran führt zu Schwingungen der äußeren Haarzellen mit unterschiedlicher Frequenz und Dauer. Die Summe dieser Teilemissionen kann im äußeren Gehörgang gemessen werden. Dabei können TEOAE-Komponenten mit den hohen Frequenzen dem basalen, die mit mittleren Frequenzen dem medialen und die mit tieferen Frequenzen dem apikalen Cochleabereich zugeordnet werden. Aufgrund unterschiedlicher Laufzeiten und Frequenzen kann somit die Schwingungsfähigkeit der äußeren Haarzellen je nach Cochleaabschnitt differenziert werden. Da aber die retrograde Fortleitung der Schwingungen über Innenohrflüssigkeit und Basalmembran zum Teil ausgelöscht wird, ist die Zuverlässigkeit der Messung eingeschränkt; Messungen sind außerdem nur möglich bis zu einem Hörverlust von weniger als 30 dB HL bei cochleären Funktionsstörungen und weniger als 15 dB bei Schalleitungsschwerhörigkeit.

Zur Auslösung der Distorsionsprodukte otoakustischer Emissionen (DPOAE) werden 2 Primärtöne benachbarter Frequenzen f_1 und f_2 verwendet. Die Wanderwellen dieser Primärtöne überlappen und führen dadurch zu einer mechanischen Verzerrung als direkte Folge der Nichtlinearität des cochleären Verstärkungsmechanismus (*Boege und Janssen 2002*). Die mechanischen Verzerrungen führen zu Schwingungen in der Innenohrlymphe mit der Frequenz $2f_1-f_2$, werden retrograd über das Mittelohr nach außen übertragen und können im äußeren Gehörgang mit einem empfindlichen Mikrophon als akustisches Signal gemessen werden. Es sei nochmals darauf hingewiesen, dass

otoakustische Emissionen nur die Funktion der äußeren Haarzellen wiedergeben.

Ein weiteres objektives Verfahren zur Hörprüfung ist die bereits oben erwähnte Messung von akustisch evozierten Potentialen. Bei intakten äußeren und inneren Haarzellen kommt es über synaptische Verbindungen zur Stimulation afferenten Hörnervfasern und schließlich zur Weiterleitung der Schallinformation an subkortikale Strukturen und letztlich an die kortikalen Hörfelder. Mittels Ableitung von Spannungsspitzen an der Kopfhaut nach akustischer Reizung kann die Funktion der Hörbahn elektrophysiologisch erfasst und damit beurteilt werden. Im Vergleich zur Tympanometrie oder zu den OAEs ist das Verfahren jedoch apparativ aufwändiger und soll hier nicht näher beschrieben werden.

Bei Durchführung von Hörtestverfahren ist stets auch darauf zu achten, dass bei pathologischem Befund eine Differenzierung zwischen Schallleitungs- und Schallempfindungsstörung erfolgen kann. Deshalb wurde in dieser Arbeit bei einem Teil der Probanden neben der Tonschwellenaudiometrie und den DPOAE auch eine Tympanometrie durchgeführt.

Die vorliegende Arbeit wird den Einsatz eines neuartigen Handgerätes, des Cochlea-ScanTM, zur Messung der DPOAE als objektive Meßmethode zur Hörschwellenbestimmung beschreiben. Es werden technische Grundlagen, Vorgehensweise beim Testverfahren und Ergebnisse dieses Testverfahrens erläutert werden. Ein weiteres Ziel dieser Arbeit ist es, die Zuverlässigkeit des neuen Handgerätes im Vergleich zur subjektiven Tonschwellenaudiometrie darzustellen. Besonderer Aspekt ist dabei die Handhabbarkeit des Gerätes in der Arztpraxis.

2. Grundlagen

2.1 Schallverarbeitung

2.1.1 Schalleitung zum Innenohr

Das Ohr ist das empfindlichste der menschlichen Sinnesorgane (*Klinke* 1987); der Dynamikbereich umfasst 120 dB, also von sehr leisen bis zu sehr lauten Geräuschen mit einer hohen Frequenzselektivität. Dies wird vor allem durch die Schallverarbeitung im Innenohr bewirkt. Eine besondere Rolle dabei spielen die äußeren Haarzellen, die in hohem Maße zu Sensitivität und Trennschärfe des Hörorgans beitragen.

Ein adäquater Reiz für das Sinnesorgan Ohr ist der Schall, also Druckschwankungen in der Luft. Der Schall gelangt durch den äußeren Gehörgang zum Trommelfell; am membranösen Trommelfell erfolgt die Schalldruckübertragung auf die Gehörknöchelchenkette des normalerweise luftgefüllten Mittelohres und schließlich via ovalem Fenster auf das flüssigkeitsgefüllte Innenohr. Auf dem Weg zum Innenohr wird der Schall bereits verstärkt, so z.B. wirkt der Gehörgang wie eine Orgelpfeife. Das Mittelohr fungiert als Schallbrücke: das durch Schall in Vibration versetzte Trommelfell leitet die Schallenergie auf die Gehörknöchelchen. Dabei spielen zwei Betrachtungen eine wichtige Rolle: die Gehörknöchelchen wirken als Hebel, denn die durch die Steigbügelfußplatte letztlich auf das ovale Fenster des Innenohrs übertragene Kraft ist höher als die ursprünglich auf das Trommelfell einwirkende Kraft. Darüber hinaus kommt es zu einer Druckerhöhung, da die Fläche der Steigbügelplatte kleiner ist als die des Trommelfells ($\text{Druck} = \text{Kraft}/\text{Fläche}$).

Die Schalleitung zum Innenohr kann nicht nur durch Luftschall erfolgen; der Schädelknochen kann die Schallschwingungen auch direkt auf das Innenohr

übertragen. Diese Schalleitung spielt jedoch bei den Distorsionsprodukten keine Rolle, da diese nur bei akustischer Anregung über Luftschall ausgelöst werden.

2.1.2 Cochleäre Schallverarbeitung

2.1.2.1 Anatomische Grundlage

Das Innenohr besteht aus der Hörschnecke (Cochlea) und aus dem vestibulären Labyrinth, welches für den Gleichgewichtssinn zuständig ist. Die Cochlea hat eine schneckenhausähnliche Form mit zweieinhalb Windungen („abgerollt“ ca. 32 mm lang) und enthält 4 Kanäle. Die Scala vestibuli und Scala tympani sind mit natriumreicher Perilymphe gefüllt und hängen am Helikotrema in der Spitze der Schneckenwindungen zusammen. Die Scala media liegt zwischen den beiden anderen Scalen und ist mit kaliumreicher Endolymphe gefüllt. Das Corti-Organ enthält die Hörsinneszellen (Haarzellen) und grenzt einerseits an die Scala media und andererseits mit der Basilarmembran an die Scala tympani. Auf der Basilarmembran stehen die äußeren Haarzellen in drei Reihen und die inneren Haarzellen in einer Reihe, wobei nur die inneren Haarzellen afferente Hörnervfasern besitzen. Jeder Ort in der Cochlea ist einer bestimmten Frequenz zugeordnet (Ortsprinzip). Eine Haarzelle besteht aus dem Zellkörper und den darauf befindlichen Stereozilien; die bis zu 150 Stereozilien jeder äußeren Haarzelle ragen in die Tektorialmembran. (Abb. 2.1.2.1 und 2.1.2.2)

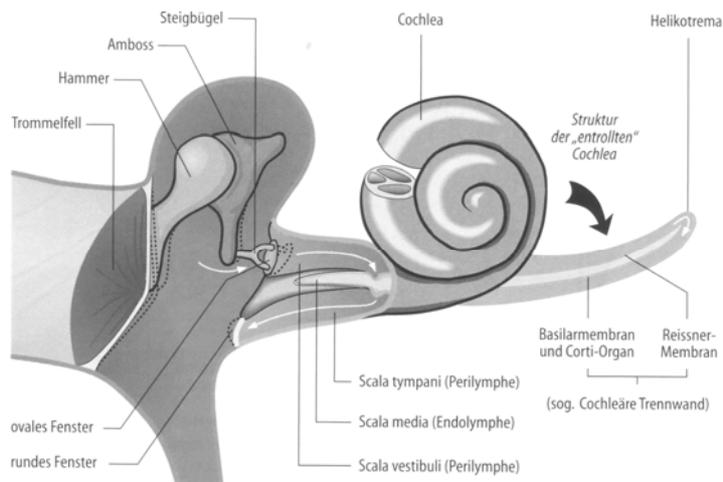


Abb. 2.1.2.1 Mittelohr und entrollte Cochlea mit den Scalae tympani, media und vestibuli (aus Schmidt, Lang, Thews: *Physiologie des Menschen: Allgemeine und Spezielle Sinnesphysiologie*, Springer Medizin Verlag 2005, 29.Auflage)

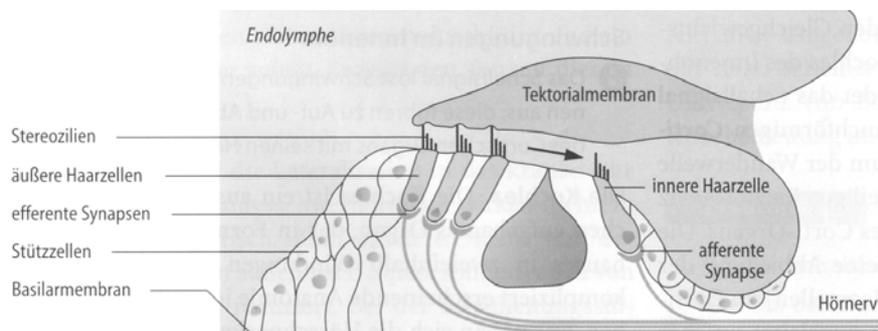


Abb.2.1.2.2 Querschnitt durch das Corti-Organ; die äußeren Haarzellen haben Kontakt mit der Tektorialmembran, die innere Haarzellen nicht. (aus Schmidt, Lang, Thews: *Physiologie des Menschen: Allgemeine und Spezielle Sinnesphysiologie*, Springer Medizin Verlag 2005, 29. Auflage)

2.1.2.2 Physiologische Vorgänge

Die cochleäre Schallverarbeitung läuft im Wesentlichen folgendermaßen ab: die Schallenergie wird mittels des Steigbügels auf die cochleären Membranen und Flüssigkeiten in Form von Schwingungen und Druckgradienten übertragen, hierdurch werden „Wanderwellen“ entlang der Basilmembran ausgelöst.

Infolge dieser Wanderwellen werden Basilarmembran und Tektorialmembran gegeneinander ausgelenkt. Die Scherbewegung der Auslenkung führt zur Deflektion von Stereozilien, was wiederum ein Rezeptorpotential in den Haarzellen auslöst. (Abb. 2.1.2.3)

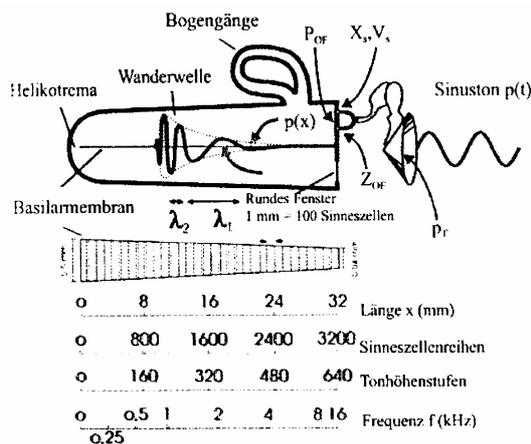


Abb. 2.1.2.3 schematische Darstellung der abgewickelten Cochlea mit rundem Fenster und Helikotrema. Bei Beschallung des Ohres über den Steigbügel bildet sich eine Welle aus, welche von der Basis zur Spitze wandert. Die Skalen unterhalb der schematischen Cochlea beziehen sich auf die Dicke der Basilarmembran, die Länge der Cochlea, die Anzahl der Sinneszellenreihen, die Höhe der Tonstufen und die zugeordnete Frequenz nach dem Ortsprinzip (modifiziert nach *Janssen 2000*)

Im Folgenden werden diese komplexen Vorgänge etwas detaillierter beschrieben.

Das Amplitudenmaximum der Wanderwelle ist je nach Reizfrequenz einem bestimmten Ort auf der Basilarmembran zugeordnet. Hohe Frequenzen erzeugen das Maximum der Wanderwelle in der Nähe der Schneckenbasis, tiefe Frequenzen haben ihr Amplitudenmaximum im Bereich der Spitze der Cochlea. Der 8 kHz-Ton z.B. hat sein Maximum im basalen Bereich der Cochlea, der 250 Hz-Ton im apikalen Bereich (ca. 24 mm bzw. 4 mm). Die Amplitude der Wanderwelle nimmt zunächst zu, wird an der frequenzspezifischen Stelle der

Basilarmembran bis zu tausendfach und mit sehr scharfer Spitze verstärkt und fällt dann sehr stark ab. Nach heutigem Wissensstand sind die äußeren Haarzellen für die bis zu tausendfache Verstärkung der Wanderwelle verantwortlich, denn die äußeren Haarzellen sind aktiv beweglich und treiben wie ein Motor die Wanderwelle an. Die Verstärkung der Wanderwelle an ihrem frequenzspezifischen Ort ist Grundlage für die hohe Frequenzselektivität des Ohres. Infolge der Motilität der äußeren Haarzellen nimmt die Endolymphströmung unter der Tektorialmembran massiv zu, wodurch die inneren Haarzellen gereizt werden. Ohne Verstärkung durch die äußeren Haarzellen reicht bis zu einem Schalldruckpegel von 60 dB SPL (also bei leisen Geräuschen) die Endolymphströmung nicht aus, um die inneren Haarzellen zu stimulieren. Die inneren Haarzellen transduzieren schließlich das verstärkte Signal und geben es über ihre afferenten Synapsen an die Hörnervfasern weiter. Dabei spielen zwei Faktoren eine Rolle: zum ersten ist die Schwelle für ein Aktionspotential in der Nervenzelle, die mit der ortsspezifischen Haarzelle gekoppelt ist, am empfindlichsten (sog. Bestfrequenz); zum zweiten werden die Aktionspotentiale synchron zu einer festen Phasenlage ausgelöst. Bei niedrigen Frequenzen unter 1 kHz schließt das Gehirn durch phasenabhängige periodische Entladungsraten (Periodizitätsprinzip) auf die Frequenz des Schalls.

Die Kodierung der Lautstärke erfolgt zunächst durch Steigerung der Entladungsrate der einzelnen Nervenfaser; dies ist jedoch nur bis zu einem bestimmten Schalldruck möglich und erreicht dann einen Sättigungsbereich. Bei Überschreiten des Sättigungsbereichs werden infolge Ausdehnung des Erregungsbereiches auf der Basilarmembran vermehrt Sinneszellen erregt und zusätzliche Nervenfaser aktiviert.

Die Wanderwellentheorie wurde 1960 von *Békésy* beschrieben und 1961 mit dem Nobelpreis gewürdigt. Da dies jedoch Untersuchungen an Leichen waren, konnten in damaligen Forschungen nur lineare Zusammenhänge der Bewegung der cochleären Membranen beschrieben werden. Der Verstär-

kungsmechanismus durch die äußeren Haarzellen ist jedoch ein aktiver nichtlinearer Prozess und lässt sich heute auch mittels geeigneter Techniken, z.B. Mößbauertechnik nachweisen. Infolge dieser kompressiven, nichtlinearen Eigenschaften ist es möglich, den großen Dynamikbereich hörbaren Schalls (130 dB) auf den kleineren Dynamikbereich in der Cochlea (60 dB) abzubilden. Bei kleinen Schalldruckpegeln kommt es zu einem überproportionalen Anwachsen der Basilarmembranauslenkung (Verstärkung), bei mittleren Schallpegeln steigt die Auslenkung nur geringfügig an (Sättigung). Bei hohen Schalldruckpegeln kommt es zu keiner Verstärkungsfunktion mehr, hier werden die inneren Haarzellen direkt erregt.

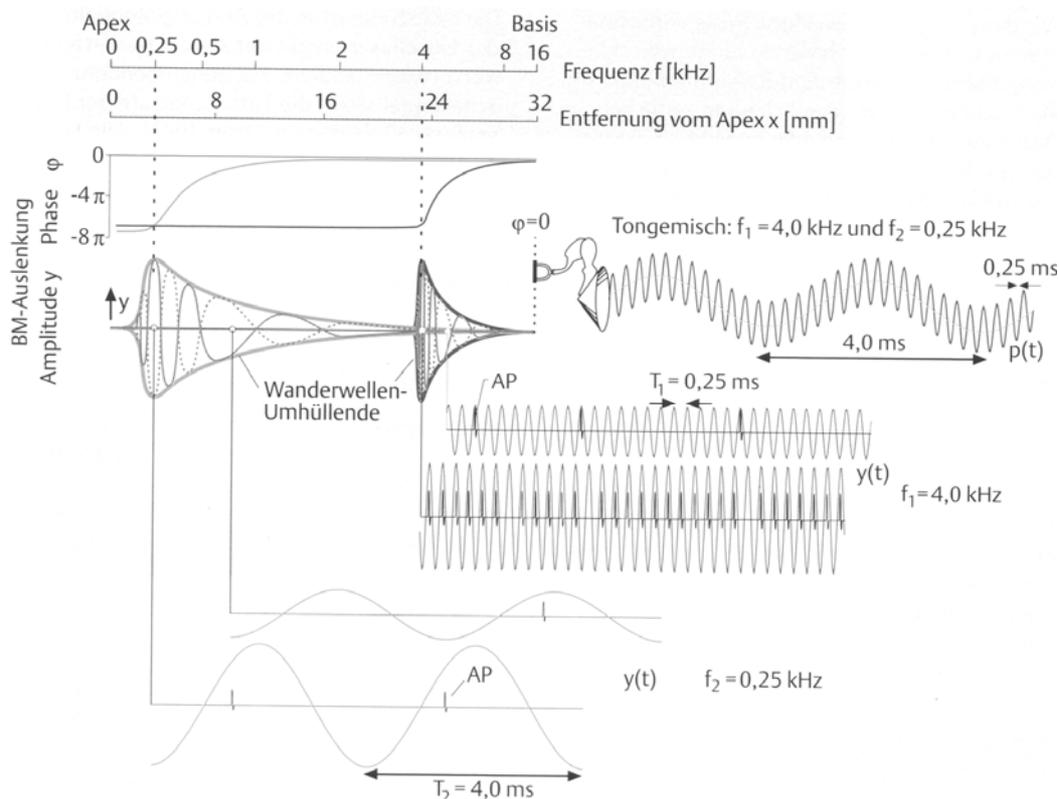


Abb. 2.1.2.4 Ausbildung der Amplitudenmaxima in Abhängigkeit von der Frequenz: hohe Frequenzen führen zu einem Maximum an der Basis, tiefe Frequenzen an der Spitze der Cochlea (oberer Teil der Abbildung). Bei niedrigen Frequenzen schließt das Gehirn durch phasenabhängige periodische Entladungsraten (Periodizitätsprinzip) auf Frequenz und Amplitude des Schalls (unterer Teil der Abbildung) (Lehnhardt und Janssen in Lehnhardt/Laszig: *Praxis der Audiometrie*, Georg-Thieme-Verlag 2001, 8. Auflage)

2.2 Entstehung und Eigenschaften der DPOAE

Wie oben bereits ausgeführt, sind die äußeren Haarzellen mit ihrer nichtlinearen Verstärkerfunktion maßgeblich für ein normales Hörvermögen. Otoakustische Emissionen sind die Arbeitsgeräusche der äußeren Haarzellen, welche in Form von Schallwellen im äußeren Gehörgang mit entsprechend empfindlichen Mikrofonen messbar sind. Diese Emissionen wurden 1978 erstmals von *Kemp* nachgewiesen. Die spontanen otoakustischen Emissionen (SPOAE) sind ohne auslösendes Schallereignis messbar, allerdings nur bei etwa 50 % junger Normalhörender und damit, wie bereits erwähnt, zur Diagnostik ungeeignet.

Die transitorisch evozierten otoakustischen Emissionen (TPOAE) werden mit Klickreizen, welche ein breites Frequenzspektrum haben, ausgelöst. Da hierbei ein relativ großer Bereich der Cochlea erregt wird, eignen sich TEOAE zum Hörscreening, beispielsweise bei Neugeborenen.

Distorsionsprodukte otoakustischer Emissionen (DPOAE) werden mit zwei Sinustönen benachbarter Frequenzen ausgelöst und entstehen im Überlappungsbereich der durch die zwei Primärtöne ausgelösten Wanderwellen auf der Basilarmembran. Diese virtuellen, nicht im Primärreiz enthaltenen Töne entstehen als direkte Folge der nichtlinearen Schallverarbeitung in der Cochlea.

Dabei ist von entscheidender Bedeutung, dass die beiden Primärtöne bestimmte Frequenzverhältnisse haben; beim Menschen hat die Emission mit der Frequenz $2f_1 - f_2$ die größte Schalldruck-Amplitude. Dieses Phänomen machte sich der Komponist Tartini schon 1751 zunutze beim gleichzeitigen Spielen von zwei Tönen auf der Geige, was beim geübten Zuhörer zum Hör-Eindruck von drei Tönen führte. Das Klangbild konnte so deutlich verbessert werden. (Abb. 2.2.1 und 2.2.2)

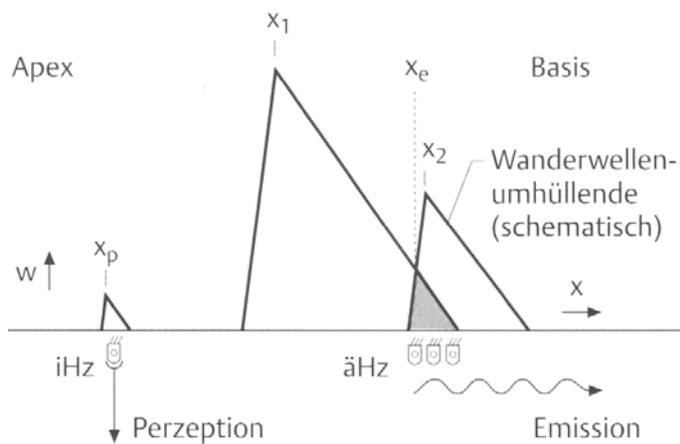


Abb. 2.2.1 Entstehung der DPOAE im Überlappungsbereich der beiden Wanderwellen der Frequenzen f_1 und f_2 mit deren Maxima x_1 und x_2 (Janssen in: Lehnhardt/Laszig: *Praxis des Audiometrie*, Georg-Thieme-Verlag 2001, 8. Auflage)

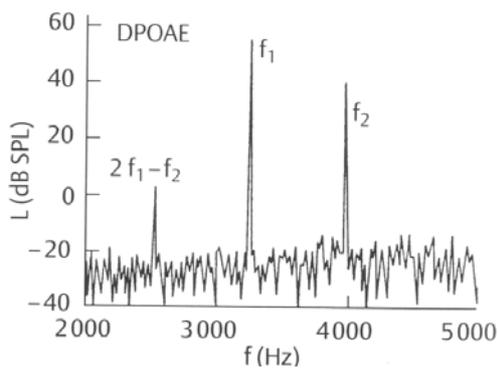


Abb. 2.2.2 Frequenzspektrum der Emission mit den Anteilen der Primärtöne f_1 und f_2 sowie der deutlich kleineren Spektrallinie der DPAOE ($2f_2-f_1$) knapp über dem Rauschen (Janssen in: Lehnhardt/Laszig: *Praxis der Audiometrie*, Georg-Thieme-Verlag 2001, 8. Auflage)

Damit allerdings optimale Emissionspegel erreicht werden, muss ein bestimmtes Frequenzverhältnis f_2/f_1 vorliegen. Dieses Frequenzverhältnis variiert beim Menschen zwischen 1,1 und 1,3 (Janssen 2000).

Bei Normalhörenden und hohen Primärtonpegeln zwischen 60-70 dB SPL sind DPOAE zuverlässig messbar im Frequenzbereich 500 - 6000 Hz. Oberhalb 6 kHz sind die Übertragungseigenschaften der elektroakustischen Wandler (Mikrofon, Lautsprecher) limitierend. Bei Frequenzen unterhalb 500 Hz ist die

Registrierung der DPOAE wegen der größeren Störgeräusche erschwert. DPOAE sind bei cochleären Hörverlusten bis zu 50 dB HL messbar, und zwar frequenzspezifisch; ändert man die Primärtonfrequenzen, ändern sich auch der Ort des Wanderwellen-Maximums und somit auch der Überlappungsbereich der Wanderwellen entlang der Basilarmembran. Die Funktionstüchtigkeit der äußeren Haarzellen kann somit ortsspezifisch im Sinne eines Scannings erfasst werden.

Von entscheidender Bedeutung bei Auslösung und Registrierung der DPOAE ist auch die Mittelohrfunktion, da sowohl auslösender als auch evozierter Reiz über das Mittelohr fortgepflanzt wird; die Amplitude des Schallreizes und der DPOAE werden z.B. bei einem Seromukotympanon deutlich reduziert. Die DPOAE sind daher schon bei einer leichten Schallleitungsschwerhörigkeit nicht mehr messbar.

Hauptsächlich wird die Schallaussendung der DPOAE durch diejenigen äußeren Haarzellen emittiert, die nach der Frequenz-Orts-Transformation in der Cochlea nahe bei f_2 liegen. Die im Gehörgang bei optimalem Frequenzverhältnis messbare Schallemission kann durch ihren Schalldruck p_{dp} oder Schallpegel L_{dp} beschrieben werden. Da der Entstehungsort der Emission nahe f_2 liegt, wird L_{dp} auch als Funktion von f_2 beschrieben werden und es entsteht ein sog. DP-Gramm. Wird der Schalldruckpegel der DPOAE als Funktion des Primärtones L_2 dargestellt, ergibt sich die sog. DPOAE-Wachstumsfunktion.

Diese Input-Output-Funktion (L_2 gegen L_{dp} aufgetragen) zeigt bei normaler Hörfunktion einen nichtlinearen Verlauf. Mit zunehmendem Hörverlust nimmt die I/O-Funktion linearen Verlauf an. Diese Nichtlinearität bei normaler Hörfunktion und Linearität bei gestörter Hörfunktion spiegelt die regelrechte bzw. gestörte Schallverarbeitung des cochleären Verstärkers wider (*Janssen et al. 1995, Kummer et al. 2000*). Bei gestörter Funktion des cochleären Verstärkers kann die Steigung s der I/O-Funktion Werte von $> 0,5$ dB/dB annehmen; die

Berechnung erfolgt nach der Funktion $s(f_2) = L_{dp}/L_2$. Die Steigung wächst mit zunehmendem cochleärem Hörverlust und kann als Schätzwert für den Kompressionsverlust herangezogen werden und ist damit eine objektive Kenngröße für das Recruitment.

Bei einer Mittelohrschwerhörigkeit ist die Steigung fast unverändert, lediglich die DPOAE-Wachstumsfunktion ist nach unten verschoben. Bei Normalhörenden beträgt die Steigung - im Primärton-Pegelbereich zwischen 40 und 60 dB SPL - 0,2 dB/dB. (Abb. 2.2.3)

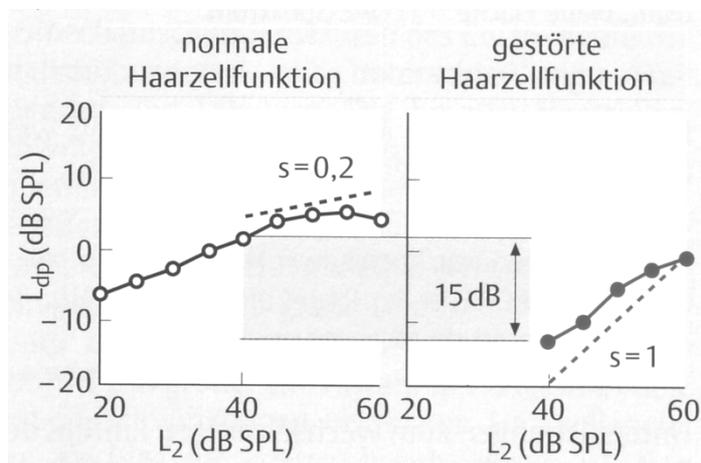


Abb. 2.2.3 DP-Wachstumsfunktion bei normaler (links) und gestörter Funktion (rechts) der äußeren Haarzellen. Bei normaler Haarzellfunktion hat die DP-Wachstumsfunktion einen nichtlinearen Verlauf im Primärtonpegelbereich (L_2) zwischen 20 und 60 dB SPL. Ihr Verlauf ist im Bereich zwischen 40 und 60 dB SPL flach mit der Steigung $s = 0,2$ dB/dB. Bei gestörter Haarzellfunktion wächst der Emissionspegel linear mit dem Reizpegel an; die Steigung der Wachstumsfunktion liegt in diesem Beispiel bei 1 dB/dB. (*Janssen* in: *Lehnhardt/Laszig: Praxis der Audiometrie*, Georg-Thieme-Verlag 2001, 8. Auflage)

Die DPOAE-Wachstumsfunktionen bei normaler und gestörter Haarzellfunktion lassen sich beispielhaft gut an Patienten mit reversiblen Hörstörungen, z.B. akute Lärmtraumata, darstellen (Abb. 2.2.4). Korrespondierend zu einer Hochtonsenke im herkömmlichen Tonschwellenaudiogramm (Abb. 2.2.5) zeigen die DPOAE-Wachstumsfunktionen einen linearen und steilen Verlauf als Ausdruck der gestörten cochleären

Verstärkungsfunktion. Nach Therapie und Normalisierung der Hörfunktion verlaufen die DPOAE-Wachstumsfunktionen wieder nichtlinear.

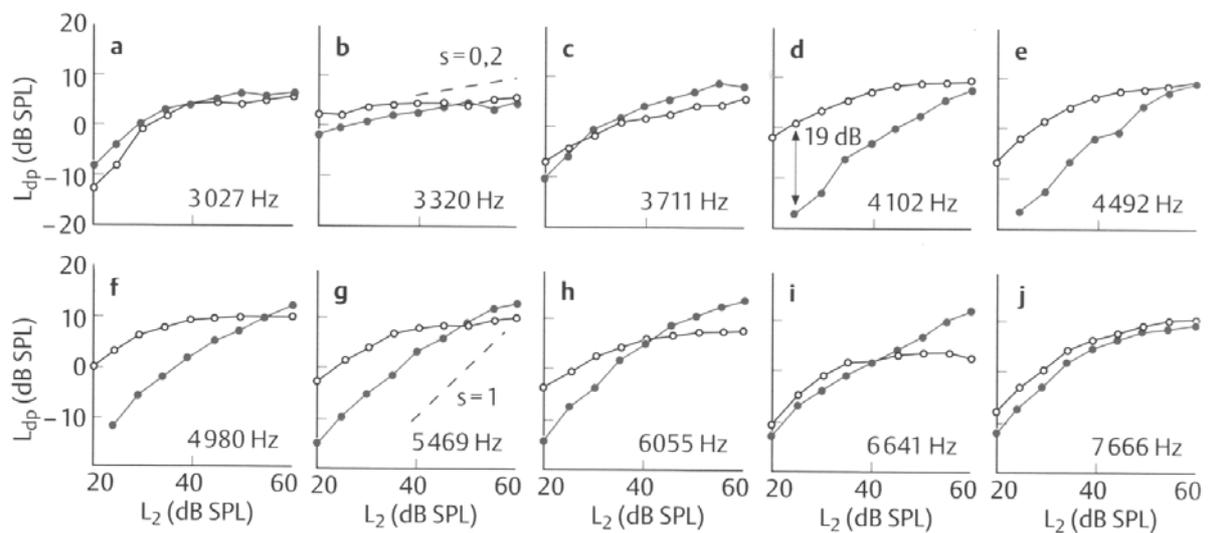


Abb. 2.2.4 DP-Wachstumsfunktionen am 1. Therapietag (gefüllte Kreise) und am 2. Therapietag (nicht gefüllte Kreise). **a-c** Im Bereich der normalen Hörfunktion unterhalb 4 kHz haben die Wachstumsfunktionen an beiden Therapietagen etwa den gleichen nichtlinearen, im oberen Primärtonpegelbereich flachen Verlauf mit Steigungen $s=0,2$ dB/dB. **d-h** Im Bereich des Hörverlustes kommt es bei niedrigen Primärtonpegeln zu einer drastischen Abnahme des Emissionspegels (z.B. 19 dB bei **d**). Die Wachstumsfunktionen haben einen steilen Verlauf und es ergibt sich ein linearer Zusammenhang zwischen Emission und Reiz. Eine Sättigung des Emissionspegels im oberen Primärtonpegelbereich findet nicht mehr statt (gestörter cochleärer Verstärkungsmechanismus). Nach Erholung des Gehörs am 2. Therapietag haben die Wachstumsfunktionen wieder einen normalen Verlauf. (Janssen in: Lehnhardt/Laszig, *Praxis der Audiometrie*, Georg-Thieme-Verlag 2001, 8.Auflage)

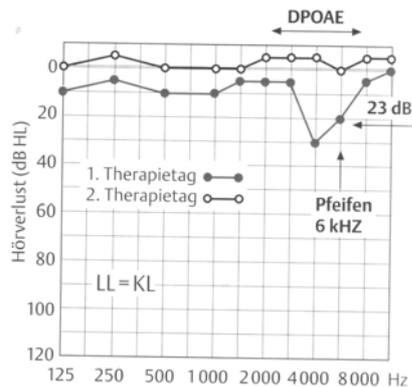


Abb. 2.2.5 zu Abb. 2.2.4
 korrespondierendes
 Tonschwellenaudiogramm einer
 Patientin nach akutem Lärmtrauma
 am 1. und 2. Therapietag. (*Janssen*
 in: *Lehnhardt/Laszig: Praxis der*
Audiometrie, Georg-Thieme-Verlag
 2001, 8. Auflage)

Der DPOAE-Pegel L_{dp} kann bei gesunden Ohren bis zu 20 dB SPL betragen, wenn der Primärtonpegel L_2 ausreichend hoch ist (65 dB). Bei kleinen Primärtonpegeln (< 20 dB), ist der Emissionspegel sehr klein, was die Messung wegen Überlagerung mit Störgeräuschen von Mikrofon oder Atemgeräuschen unmöglich machen kann.

Die Nachweisbarkeit der DPOAE hängt weiterhin nicht nur vom Frequenz-, sondern auch vom Pegelverhältnis der Primärtöne ab. Nach Untersuchungen von *Janssen* und *Kummer* (1995, 1998, 2000) lässt sich die Auslösung der Emissionen optimieren durch Applikation von Primärtonpegeln L_1 und L_2 , deren Differenz mit abnehmendem Pegel zunimmt; dieses Reizparadigma wird als „Pegelschere“ bezeichnet. Theoretisch kann für jedes Ohr individuell aufgrund unterschiedlicher anatomischer und physiologischer Eigenschaften eine individuelle Pegelschere ermittelt werden. Zur Vereinfachung der Testverfahren wird aber alternativ eine feste Pegelschere verwendet, z.B.: $L_1 = 0,4 L_2 + 39$ (*Boege* und *Janssen* 2002).

Der Einsatz dieser Pegelschere führt zu einem starken Anstieg des DPOAE-Pegels bei kleinen und zu einem geringen Anstieg von L_{dp} bei hohen Primärtonpegeln und spiegelt damit die kompressiven Eigenschaften des cochleären Verstärkers wider.

Wie bereits oben erwähnt, ist die Messung der DPOAE im schwellennahen Bereich bestimmten Störfaktoren unterworfen, teils messtechnischer Art, teils infolge des Störpegels. Um eine vom Störpegel unabhängige Bestimmung der DPOAE-Schwelle zu ermöglichen, bedient man sich *extrapolierter* DPOAE-Wachstumsfunktionen. Der Schnittpunkt der Extrapolationsfunktion mit der Primärtonpegelachse liefert einen Schätzwert desjenigen Primärtonpegels, der zur Auslösung einer DPOAE an der physiologischen Schwelle führt. Diese ermittelte DPOAE-Schwelle korreliert mit dem тонаudiometrischen Hörverlust. Das sog. DPOAE-Audiogramm ergibt sich aus Konvertierung der SPL- in HL-Werte, wobei die DPOAE-Schwellen im Format eines Tonschwellenaudiogrammes dargestellt werden. (*Janssen et al. 2006*)

2.3 Tympanometrie

Ziel der Tympanometrie ist es, anhand der so genannten „Compliance“ Trommelfelleigenschaften zu beurteilen.

Bei der Beschallung des Trommelfells mit einer definierten Schallenergiemenge wird ein Teil dieser Energie reflektiert und der restliche Teil an das Mittelohr weitergeleitet. Die Menge der reflektierten Energie hängt vom akustischen Widerstand, der sog. Impedanz des Trommelfells ab. Unter natürlichen Druckverhältnissen, wenn vor und hinter dem Trommelfell derselbe atmosphärische Druck herrscht, ist aufgrund der physikalischen Eigenschaften des Trommelfells die Weiterleitung des Schalls am besten. Nun wird bei der Tympanometrie nicht der akustische Widerstand selbst gemessen, sondern dessen Kehrwert, also die Nachgiebigkeit bzw. Compliance des Trommelfells.

Voraussetzung für die Durchführung des Tests ist ein intaktes Trommelfell und ein luftdichter Abschluss des Gehörganges durch die Messsonde.

Der Messvorgang läuft – vereinfacht beschrieben - folgendermaßen ab: Die im Gehörgang platzierte Messsonde appliziert einen Messton und registriert dessen Pegel in Abhängigkeit vom im äußeren Gehörgang über eine Druckpumpe erzeugten Über- oder Unterdruck. Die Messung erfasst drei Parameter: die Compliance des Trommelfells SA [*static admittance*, Einheit: *mmho* oder *ml*], der Mittelohrdruck TPP [*typanometric peak pressure*, Einheit: *daPa*] und das Luftvolumen zwischen Gehörgangssonde und Trommelfell EAV [*equivalent ear channel volume*, Einheit: *ml*].

Die zugehörige Messkurve zeigt die Nachgiebigkeit im Verlauf vom höchsten (rechts) zum geringsten (links) Druck. Beim gesunden Ohr liegt daher der höchste Kurvenwert in der Nähe des Druckwertes Null (gleicher Druck vor und hinter dem Trommelfell), die Compliance ist also am höchsten (Abb. 2.3.2). Bei Tubenfunktionsstörungen ist das Trommelfell durch den fehlenden Druckausgleich eingezogen, das Compliancemaximum ist daher unterschiedlich weit zu pathologischen Unterdrücken verschoben (entsprechend dem Unterdruck, der in der Paukenhöhle besteht) (Abb. 2.3.3). Beim Paukenhöhlenerguss ist die Nachgiebigkeit des Trommelfelles stark verringert, die Messkurve zeigt keinen Gipfel mehr und verläuft relativ flach (Abb. 2.3.3).

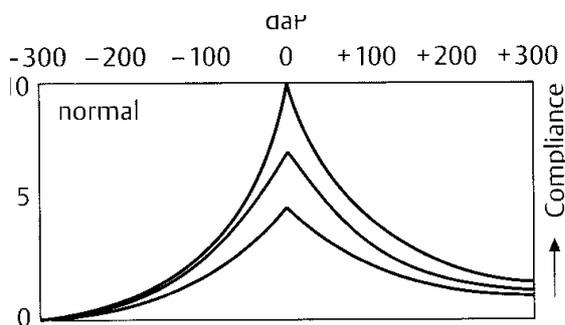


Abb. 2.3.2

Tympanogramm: Normalbefunde mit hoher Compliance nahe am Nullpunkt der Druckmessung (aus *Lehnhardt/Laszig: Praxis der Audiometrie*, Georg-Thieme-Verlag 2001, 8. Auflage)

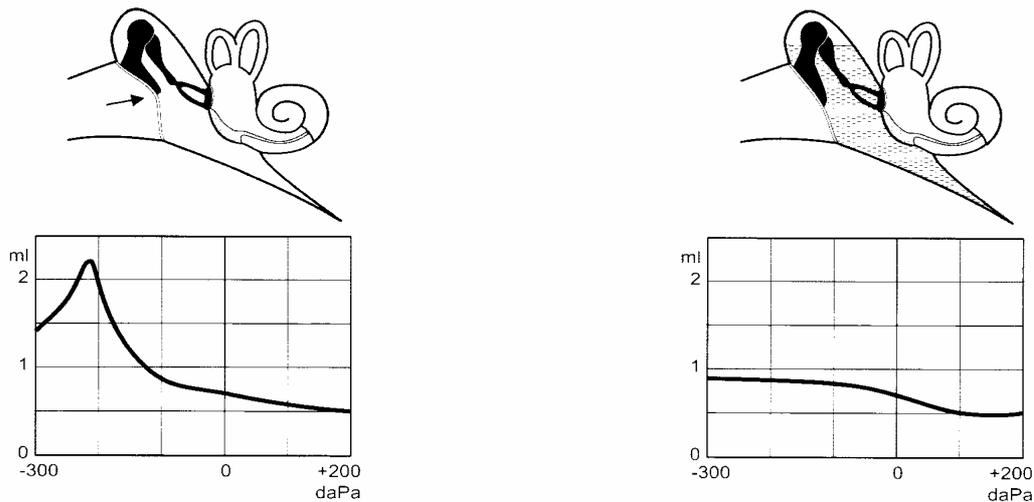


Abb. 2.3.3 links Tympanogramm bei Tubenfunktionsstörung mit Verschiebung des Gipfels der Messkurve zum Unterdruck; **rechts** flaches Tympanogramm bei Paukenerguss mit fehlendem Gipfel
 (aus *Mrowinski/Scholz: Audiometrie*, Georg-Thieme-Verlag 2006, 3. Auflage)

Für die vorliegende Arbeit ist die Feststellung einer normalen Mittelohrfunktion anhand der Tympanometrie wichtig: da bei der Bestimmung der DPOAE Emissionen aus der Cochlea gemessen werden, werden diese Emissionen natürlich bei einer gestörten Mittelohrfunktion wie z.B. einem Paukenerguss abgeschwächt.

3. Methoden

3.1 Patientenkollektiv

Die Messungen der DPOAE und der korrespondierenden Tonschwellenaudiogramme wurden an 45 weiblichen und 51 männlichen Patienten aus der hausärztlichen Praxis durchgeführt. Das Alter der Patienten betrug zwischen 4 und 78 Jahren (Mittelwert 36,1 Jahre). Die Altersverteilung ist in Abb. 3.1.1 dargestellt. Eine Vorauswahl bezüglich subjektiver Hörstörung erfolgte nicht. Bei einem Teil der Patienten wurde zusätzlich eine Tympanometrie durchgeführt. Bei jedem Patienten erfolgte vor der Messung der DPOAE eine Otoskopie zum Ausschluss eines pathologischen Trommelfellbefundes oder eines obturierenden Ceruminalpfropfes. Zu jeder DPOAE-Messung erfolgte die Erstellung eines konventionellen Tonschwellenaudiogrammes, um später Aussagen über die Korrelation der beiden Messungen machen zu können.

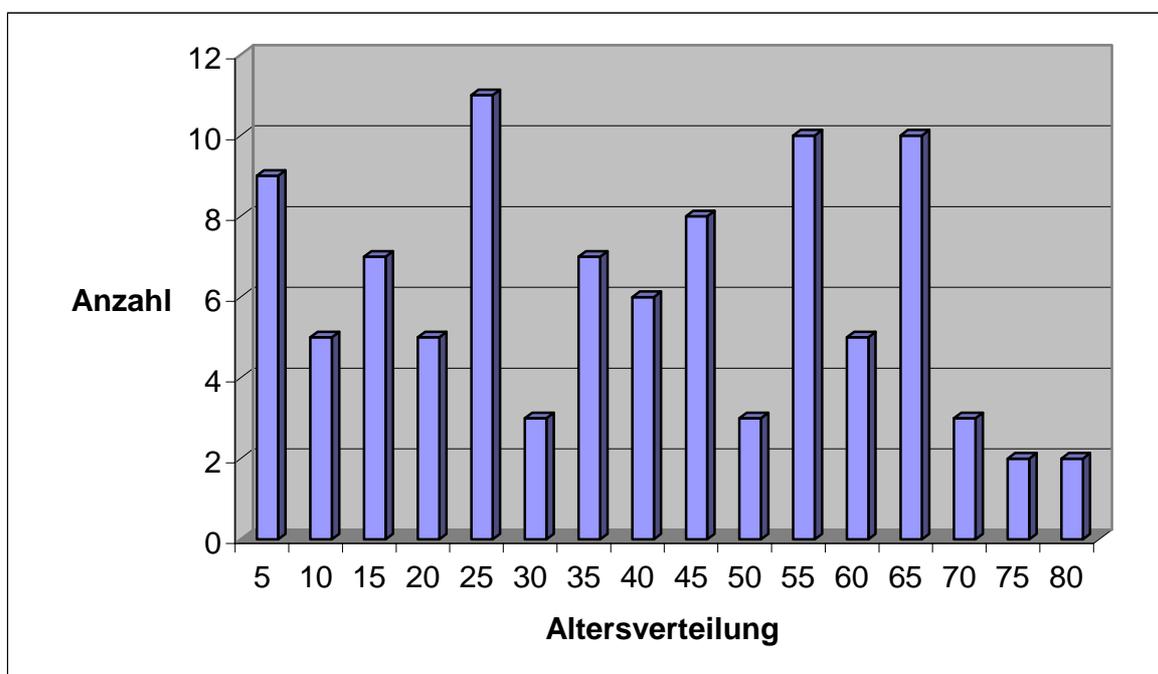


Abb.3.1.1 Altersverteilung des Patientenkollektivs

46 der Probanden wiesen im Tonschwellenaudiogramm ein normales bis geringgradig eingeschränktes Hörvermögen auf. Bei 41 Probanden bestand ein Hörverlust von 15 – 29 dB und bei 9 Probanden ein Hörverlust von 30 – 50 dB. Bei einem Hörverlust > 50 dB war eine Hörschwellenschätzung mittels DPOAE grundsätzlich nicht möglich, daher gingen diese Probanden nicht in die Korrelationsauswertung ein.

Nach Aufklärung und mit ihrem Einverständnis wurden an einer Patientin zur Ermittlung der Reproduzierbarkeit der Messgröße Wiederholungsmessungen durchgeführt.

3.2 Messtechnik

3.2.1 DPOAE: Messanordnung und Reizparadigmen

Der technische Hintergrund zur Registrierung der otoakustischen Emissionen ist in Abbildung 3.2.1.1 schematisch dargestellt. Grundsätzliche Aspekte zur Entstehung der DPOAE wurden bereits in Kap.2.2 erörtert.

Eine Ohrsonde, in die 2 Schallsender und 1 Mikrofon integriert sind, wird im äußeren Gehörgang luftdicht platziert. Ein Reizgenerator generiert 2 Sinustöne mit den Frequenzen f_1 und f_2 und gibt diese an den Schallsender weiter. Es kommt zu Auslenkungen (Wanderwelle) auf der Basilarmembran. Im Überlappungsbereich der Wanderwellen werden Distorsionsprodukte otoakustischer Emissionen ausgelöst, welche von dem in der Ohrsonde integrierten Mikrofon erfasst und via Verstärker und Mittelwertrechner an einen Frequenzanalysator übermittelt werden. Frequenzverhältnis, Schallpegel und Pegelunterschied der Primärtöne bestimmen die Größe des Überlappungsbereiches der beiden Wanderwellen. Als optimal gelten ein Frequenzverhältnis von $f_2/f_1 = 1,2$ sowie ein Pegelunterschied nach der so genannten Pegelschere. Dabei nimmt die Differenz der Primärtonpegel mit abnehmendem Pegel zu. Die Differenz der Primärtonpegel muss für jeden Sondentyp neu erfasst werden.

Im vorliegenden Gerät wird der Zusammenhang zwischen L_1 und L_2 nach der Formel $L_1 = 0,4 L_2 + 45$ beschrieben.

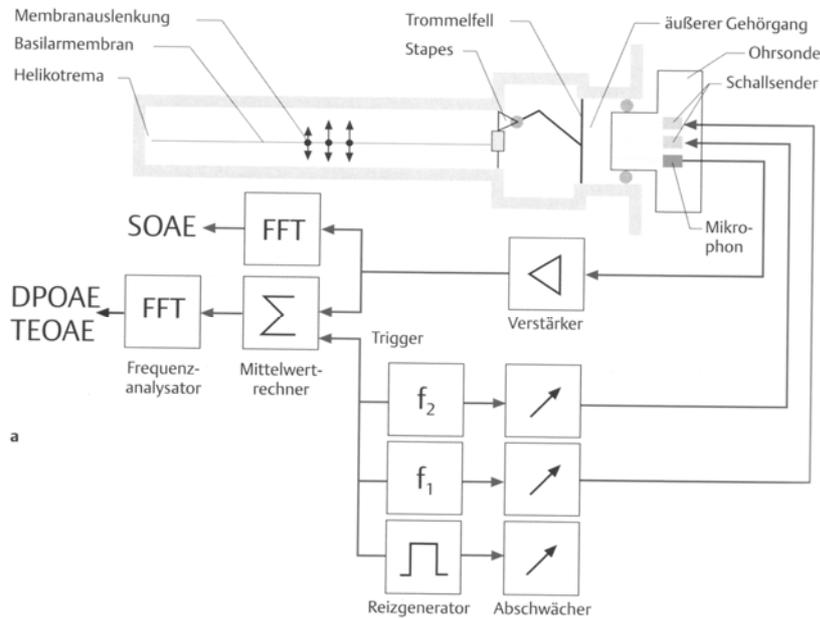


Abb. 3.2.1.1
 Prinzipieller
 Messaufbau zur
 Registrierung von
 DPOAE
 (Janssen in
 Lehnhardt/Laszig:
 Praxis der
 Audiometrie, Georg-
 Thieme-Verlag
 2001,
 8. Auflage)

Die Emissionspegel werden für jedes Primärtonpegelpaar ermittelt und in ein DP-Gramm eingetragen. Dieses DP-Gramm beschreibt den Emissionspegel als Funktion der Primärtonfrequenz f_2 . Abb. 3.2.1.2 zeigt beispielhaft 3 DP-Gramm-Verläufe bei normalem Hörvermögen, Hochtonverlust und Taubheit. Die kleinen Kreise stellen die Pegelwerte der ermittelten DPOAE dar, die schwarz/grau markierte Fläche das Grundrauschen.

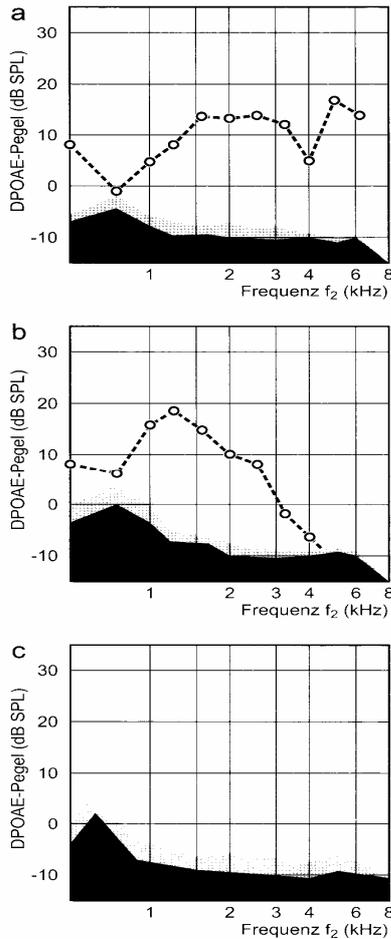


Abb. 3.2.1.2 DP-Gramm-Verläufe bei
a normalem Gehör,
b Innenohrschaden mit Hochtonverlust und
c Taubheit
 (aus *Mrowinski/Scholz: Audiometrie*, Georg-Thieme-Verlag 2006, 3. Auflage)

3.2.2 Schätzung der Hörschwelle mit extrapoliertem DPOAE-Wachstumsfunktion

Entsprechend den Erläuterungen in Kapitel 2.2 besteht bei optimierter Primärtonpegelinstellung mit der Pegelschere eine logarithmische Abhängigkeit zwischen dem Schalldruck der Distorsionsprodukte p_{dp} und dem Schalldruck p_2 des Primärtons f_2 . Wenn man also p_{dp} gegen den Primärtonpegel L_2 aufträgt, entsteht eine Gerade, die man extrapolieren kann und deren Schnittpunkt mit der Abszisse die geschätzte Hörschwelle markiert. (Abb. 3.2.2.1)

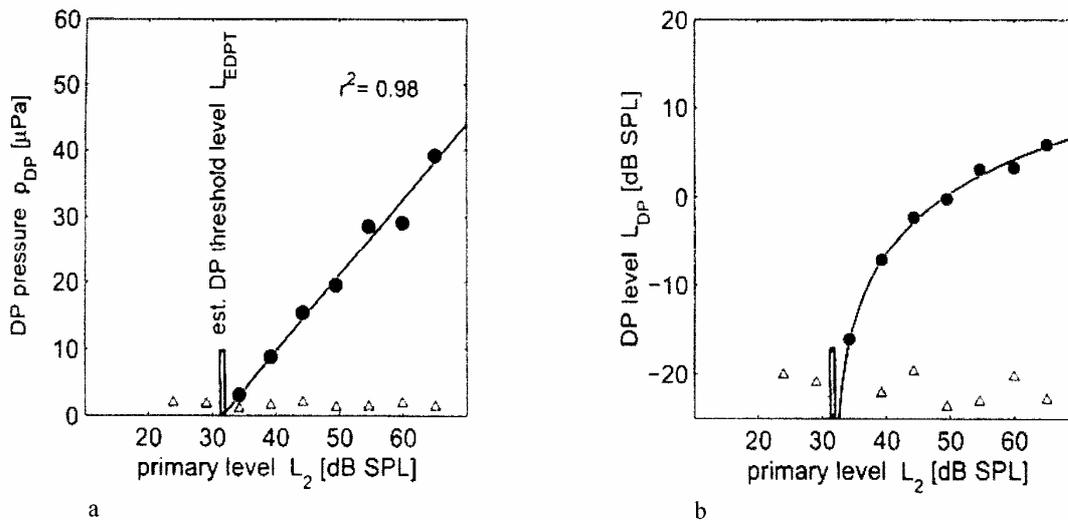


Abb.3.2.2.1

(a) Darstellung des DP-Schalldruckes p_{dp} gegen den Primärtonpegel L_2

(b) Darstellung des DP-Pegels L_{dp} gegen den Primärtonpegel L_2

Die Schätzung des DPOAE-Schwellenpegels L_2 Schwelle erfolgt durch Bestimmung des Schnittpunktes der Regressionsgeraden mit der Primärtonpegelachse in (a) und wurde als vertikale Linie dargestellt. Die DPOAE-Daten sind durch Kreise und der Geräuschpegel durch Dreiecke gekennzeichnet; r^2 ist das Maß für die Qualität der Schätzung der Geraden und damit der Linearität (nach *Boege* und *Janssen* 2002)

3.2.2.1 Spezifische Messtechnik und Schätzung der Hörschwelle mit dem Handgerät Cochlea-Scan™

Die Messung der DPOAE erfolgte bei den untersuchten Patienten bei 5 Primärtonfrequenzen, nämlich $f_2 = 1.5, 2, 3, 4$ und 5.0 kHz. Die Messungen wurden in einem ruhigen, abseits gelegenen Sprechzimmer mit schalldämmender Decke und Schallschutztüre durchgeführt. Die Messungen wurden am liegenden Patienten vorgenommen und dauerten für beide Ohren einschließlich Lagerung des Patienten und dichter Platzierung der Gehörgangssonde insgesamt 20 Minuten; der Patient wurde angewiesen, ruhig liegen zu bleiben, möglichst wenig zu schlucken und nicht zu sprechen.

Zum Einsatz kam ein neu entwickeltes Handgerät der Firma Fischer-Zoth Diagnosesysteme GmbH, das so genannte „Cochlea-Scan“ TXYH, das in untenstehender Abbildung 3.2.2.1 dargestellt ist. In dieses Gerät wurde die Methode zur Schwellenschätzung mit extrapoliertes DPOAE-I/O-Funktion implementiert.

Anzeigefeld und Funktionstasten

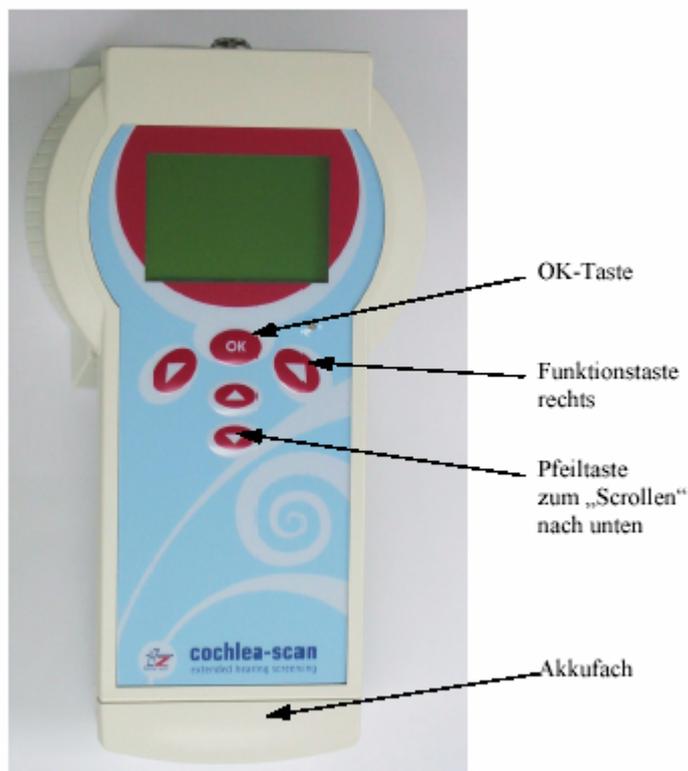


Abb. 3.2.2.1 Cochlea-Scan-Gerät: über die OK-Taste wird das Gerät eingeschaltet und Eingaben bestätigt; die Pfeiltasten und Funktionstasten dienen zum Blättern durch das Menü. Das Anzeigefeld oben dient der schrittweisen Menüdarstellung und der optischen Darstellung während der Messung und der Messergebnisse

Das Gerät ist knapp 700 g schwer und arbeitet netzunabhängig mit einem Akku. Die 4 g leichte Gehörgangssonde kann mit verschiedenen Adaptern versehen werden und eignet sich daher zum Einsatz von Säuglingen, Kindern und Erwachsenen. Besonders hervorzuheben ist, dass Messablauf und Messdatenanalyse hierbei vollautomatisch erfolgen.

Die Gehörgangssonde wird je nach erforderlicher Größe mit einem Adapter versehen und im Gehörgang platziert. Zunächst erfolgt die Kalibrierung des Schalldruckes im Gehörgang, danach startet automatisch die Registrierung der DPOAE-Wachstumsfunktionen bei den Audiometerfrequenzen 1,5, 2, 3, 4 und 5 kHz.

Die Messung startet bei 4 kHz mit einem initialen Primärtonpegel L_2 von 65 dB; dieser Reizpegel wird um jeweils 10 dB vermindert, bis keine DPOAE mehr gemessen werden können. Nach Erreichen dieses kleinsten Pegels werden DPOAE bei höheren Reizpegeln in nunmehr 15 dB-Schritten gemessen. Die auf diese Weise erhaltenen DPOAE-Wachstumsfunktionen werden pro Frequenz extrapoliert, so dass die DPOAE-Schwelle ermittelt werden kann (Abb. 3.2.2.1). Die so ermittelte Schwelle wird nach Konvertierung von SPL- in HL-Werte in ein Audiogrammformular eingetragen. Es ist zu betonen, dass dies eine geschätzte Hörschwelle und keine tatsächliche Hörschwelle ist. Diese Schwelle gibt auch nur die Hörfunktion auf der Ebene der äußeren Haarzellen wieder.

Als Stimulus wird ein Primärtonpegelpaar mit dem Frequenzverhältnis $f_2/f_1 = 1,2$ verwendet. Auch die in Kapitel 2.2 erläuterte Pegelschere findet in diesem Gerät automatisch ihre Anwendung. Bei dem verwendeten Gerät lautet die Pegelschere $L_1 = 0,4 L_2 + 45$ dB.

In untenstehender Abbildung 3.2.2.2 ist das Anzeigenfeld des Gerätes bei den wichtigsten Bedienschritten dargestellt. Zunächst folgt die Auswahl des Testmodus (DPOAE) **(a)** und der Testseite **(b)**, dann die automatische Kalibrierung mit Hinweis auf Dichtigkeit oder Undichtigkeit der applizierten Gehörgangssonde **(c)**; bei Undichtigkeit muss die Sonde neu positioniert werden. Es schließt sich ein Balancetest an zur Prüfung der beiden Mikrofone. Schließlich startet die Messung automatisch. Während der Messung wird auf dem Anzeigenfeld folgendes angezeigt **(d)**: f_2 = aktuelle Frequenz, L_2 = Lautstärkepegel, Zeit = Messzeit als Balkendiagramm, Noise =

Umgebungsgeräusche als Balkendiagramm, Kreissymbol mit Spur des Messverlaufs = Darstellung der Phasenstatistik.

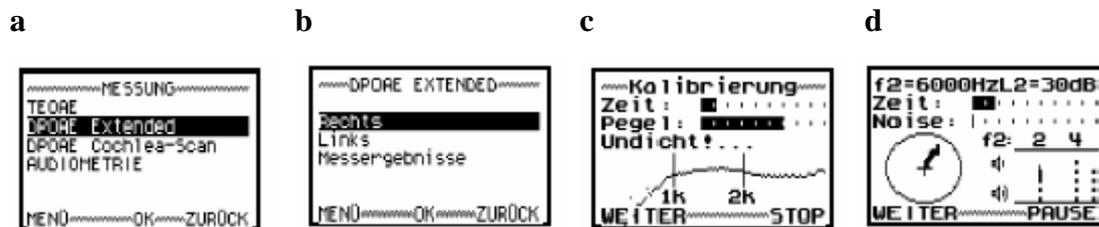


Abb. 3.2.2.2 a-d Anzeigenfeld des Cochlea-Scan-Gerätes während des Messablaufes (aus Betriebsanleitung für Cochlea-Scan TXYH, Hersteller Fischer-Zoth Diagnosesysteme GmbH)

DPOAE-Wachstumsfunktionen werden bei einem Pegel von $L_2 = 65$ dB SPL in 10-dB-Schritten absteigend bis zu $L_2 = 15$ dB SPL gemessen. Bei einer gültigen Antwort – dargestellt durch eine Spur, welche die Kreislinie im Kreissymbol schneidet – erscheint auf der Anzeigetafel rechts unten ein Punkt unterhalb des entsprechenden f_2 -Wertes. Bei mehreren Messwerten entsteht eine Punktereihe, die von unten (hoher L_2) nach oben (niedriger L_2) verläuft. Der Eingangspiegel L_2 wird solange reduziert, wie eine DPOAE-Antwort erfolgt. Wird keine Antwort mehr registriert, erhöht sich der Pegel L_2 automatisch, bis 5 Messpunkte ermittelt werden können. Zur Schätzung der Hörschwelle werden mindestens 3 Messpunkte benötigt.

Nach Abschluss der Messung wird das Ergebnis angezeigt:

Spalte 1 = Messfrequenz f_2 , Spalte 2 = geschätzte Hörschwelle, Spalte 3 = Hintergrundrauschen und Spalte 4 = niedrigster L_2 -Pegel, bei dem ein DP-Ergebnis erzielt werden konnte. In Abbildung 3.2.2.3 ist beispielhaft eine derartige Anzeige dargestellt.

F2KHZ	THdB	NFdB	L2dB
1.5	30	-04	50
2.0	23	00	30
3.0	21	02	25
4.0	14	-02	25
6.0	10	-01	35

MENU TOGGLE ZURÜCK

Abb. 3.2.2.3 Anzeigefeld des Cochlea-Scan-Gerätes nach Messung der DPOAE-Wachstumsfunktionen; Erläuterung der Spalten im Text siehe oben (aus *Betriebsanleitung für Cochlea-Scan TXYH*, Hersteller Fischer-Zoth Diagnosesysteme GmbH)

Über die Anwahl der Funktion „toggle“ erscheint auf dem Anzeigefeld ein DPOAE-Audiogramm (Abb. 3.2.2.4). Bei erfolgreicher Messung bzw. Schätzung der Hörschwelle wird das Symbol \bullet nach Frequenz und Lautstärke eingetragen. Werden die Kriterien für die Extrapolation nicht erfüllt (mindestens 3 Messpunkte für I/O-Funktion), zeigt das Symbol \square den niedrigsten L_2 -Wert an, bei dem noch eine DPOAE-Antwort ermittelt werden konnte, abzüglich 15 dB. Dieser Wert stellt einen einfachen Schätzwert für den Hörverlust dar. Falls überhaupt keine DPOAE-Antwort ermittelt werden kann, ist der Hörverlust größer als 50 dB HL. Es erscheint dann das Symbol \blacktriangledown im Anzeigefeld.



Abb. 3.2.2.4 DP-Audiogramm; Beschreibung der Symbole siehe Text oben (aus *Betriebsanleitung für Cochlea-Scan TXYH*, Hersteller Fischer-Zoth Diagnosesysteme GmbH)

Nach Abschluss einer Messung (also einer Ohrseite) kann die Messung auf dem Cochlea-Scan-Gerät gespeichert werden und/oder über eine zugehörige Docking-Station/Etikettendrucker ausgedruckt werden. Nach maximal 250 Messungen ist der Speicher des Gerätes belegt. Mit Hilfe der Docking-Station können die Daten auf einem PC, der ein FZBasic-Link-Programm hat, übertragen werden.

Die Registrierung einer Wachstumsfunktion bei allen Reizpegeln dauerte je nach Stärke der Emission zwischen 30 und 60 Sekunden. Bei Hörverlusten war die Messdauer wegen des schlechteren Signal-Störverhältnisses und der damit verbundenen längeren Mittelungszeit gelegentlich auch etwas länger. Im Schnitt betrug die reine Messdauer pro Ohr etwa 5 Minuten.

3.2.3 Bestimmung der subjektiven Hörschwelle

Bei allen Probanden wurde vor oder nach der Messung der DPOAE ein Tonschwellenaudiogramm durchgeführt. Es kam das Audiometer ST 20 KL der Firma Maico zur Anwendung. Das Gerät entsprach den gerätetechnischen Erfordernissen bezüglich Wartung und Eichung. Die Messreihen wurden im gleichen Raum wie die DPOAE-Messungen durchgeführt nach dem üblichen Messverfahren: dreimalige Darbietung der einzelnen Testfrequenzen mit jeweiliger Hörbestätigung durch Drücken eines Tasters, Erhöhen der Pegel in 5 dB-Schritten. Die Testfrequenzen lagen gerätebedingt bei 1, 2, 3, 4 und 6 kHz. Um eine Vergleichbarkeit zum Cochlea-Scan zu erreichen, wurden die Hörschwellen 1.5 und 5 kHz extrapoliert.

Bei mehreren Patienten konnte hierbei ein Hörverlust, meist im Sinne einer Hochtonschwerhörigkeit, festgestellt werden. Diese Befunde sind in einer Allgemeinarzt- und HNO-Praxis häufig. Zum Zwecke des Vergleiches der Zuverlässigkeit des neuen Verfahrens des Cochlea-Scans versus der herkömmlichen Audiometrie waren diese pathologischen Audiometer-Befunde sogar erwünscht.

Abb. 3.2.3.1 zeigt beispielhaft zwei Audiogramme der Patientin C.H., bei der laut Tonschwellenaudiogramm normales Hörvermögen festgestellt werden konnte.

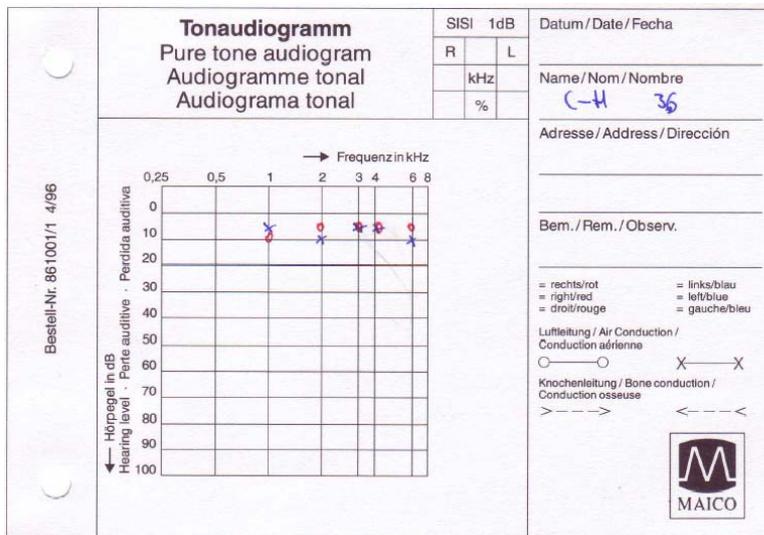
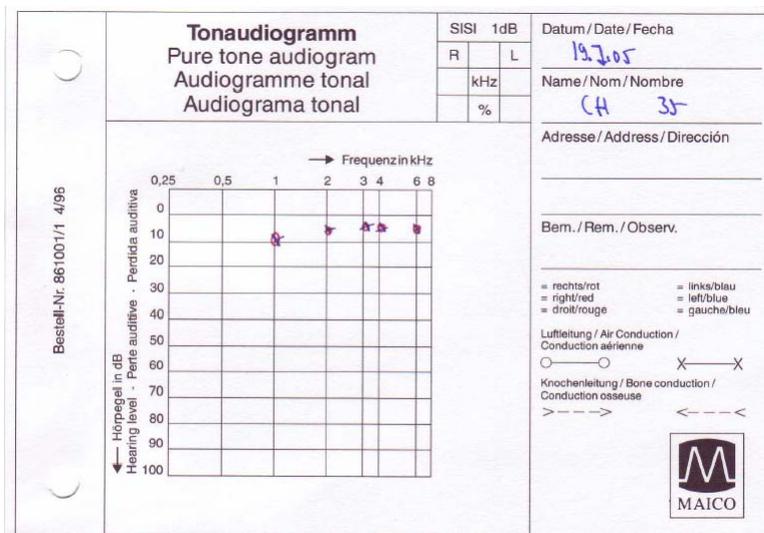


Abb. 3.2.3.1
Zwei Beispiele für
Tonaudiogramme mit
dem in der Praxis
vorhandenen Gerät
Maico ST 20 KL;
die Beschriftung zeigt
das Datum der Messung,
die Probandeninitialen
und die fortlaufende
Messnummerierung
(hier 35 und 36), um die
Zuordnung zum
Cochlea-Scan-Gerät zu
ermöglichen



3.2.4 Tympanometrie

Anamnese und Otoskopiebefund einiger Patienten ließen auf das Vorliegen einer Tubenfunktionsstörung schließen. Um die Korrelation zwischen DPOAE und subjektiver Audiometrie unter diesem Aspekt zu berücksichtigen, wurde daher bei diesen Patienten und auch bei Personen ohne klinische Tubenfunktionsstörung eine Tympanometrie durchgeführt.

Zur Anwendung kam das Gerät Tymp 83 der Firma Hortmann GmbH. Hierbei handelt es sich um ein Gerät mit automatisiertem Messablauf.

Abb. 3.2.4.1 zeigt beispielhaft das Tympanogramm der Patientin C.H. für das rechte und linke Ohr. Auf dem Ausdruck sind neben der graphischen Registrierung folgende Parameter angegeben: die Nachgiebigkeit des Trommelfelles (rechtes Ohr 0,36, linkes Ohr 0,37 ml), der Mittelohrdruck (beiden Ohren 0 daPa) sowie das Luftvolumen zwischen Gehörgangssonde und Trommelfell (rechtes Ohr 0,61, linkes Ohr 0,57 ml). Das Tympanogramm weist auf eine normale Mittelohrfunktion hin.

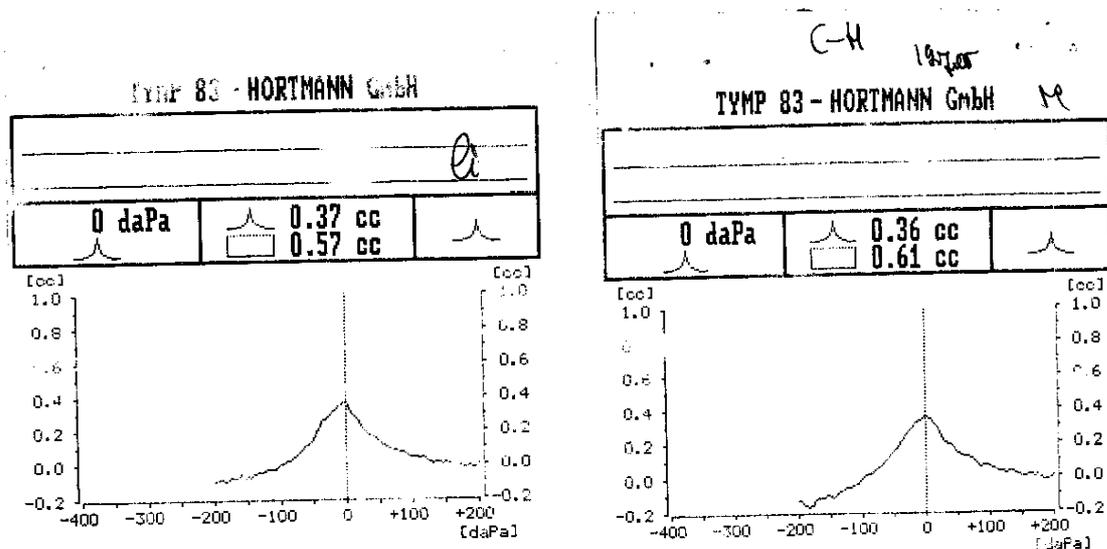


Abb. 3.2.4.1 Tympanogramm der Patientin C.H. für linkes (links) und rechtes Ohr (rechts)

4. Ergebnisse

4.1 Reproduzierbarkeit der Messgrösse

Die Patientin C.H., 17 Jahre, stellte sich zur Objektivierung der Reproduzierbarkeit der Cochlea-Scan-DPOAE zur Verfügung. Abb. 4.1.1 zeigt die DP-Gramme der ersten Testreihe mit 11 unmittelbar hintereinander durchgeführten Messungen ohne Neuplatzierung der Gehörgangssonde. Unmittelbar vor der Messung der DPOAE wurde ein Tonaudiogramm durchgeführt, dabei wurde eine Hörschwelle von 5 dB für die Frequenzen 1,5, 2, 3, 4 und 5 kHz ermittelt.

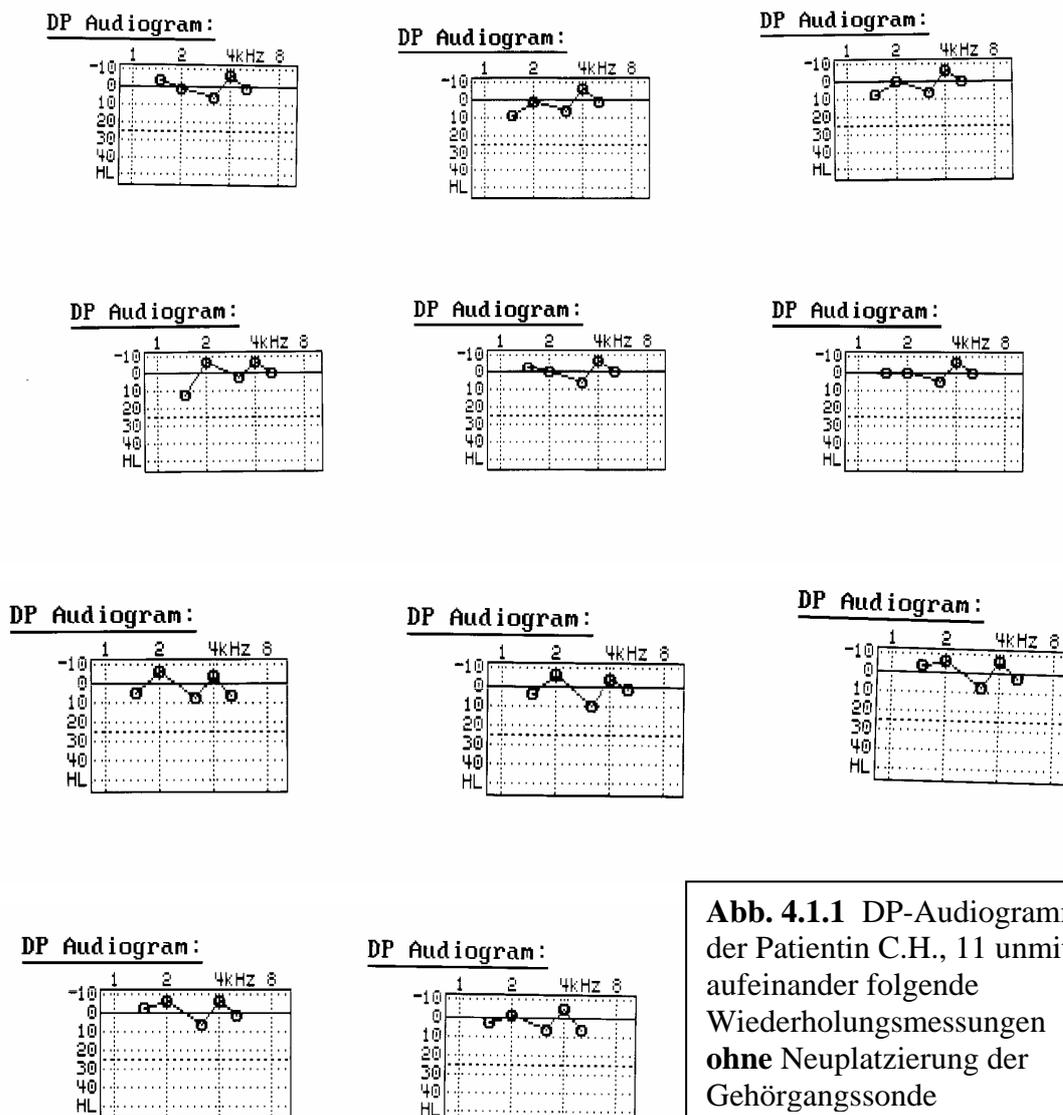


Abb. 4.1.1 DP-Audiogramme der Patientin C.H., 11 unmittelbar aufeinander folgende Wiederholungsmessungen **ohne** Neuplatzierung der Gehörgangssonde

Die Messung mit der größten Hörschwellenschwankung war Messung 4 (range -5 bis 13 dB HL), die mit der kleinsten Schwankung Messung 6 (range -5 bis 6 dB HL) bei bekannter subjektiver Hörschwelle von 5 dB.

In Abbildung 4.1.2 sind die Messungen als Einzelwerte und als Mittelwert (Abb. 4.1.3) dargestellt. Die geschätzte Hörschwelle lag für $f_2 = 1.5$ kHz zwischen -3 und 13 dB HL (Mittelwert 2.9), für $f_2 = 2$ kHz zwischen 2 und 5 dB HL (Mittelwert -1,9), für $f_2 = 3$ kHz zwischen 3 und 11 dB HL (Mittelwert 7,1), für $f_2 = 4$ kHz zwischen -5 und -3 dB HL (Mittelwert -4,6) und für $f_2 = 5$ kHz zwischen 0 und 7 dB HL (Mittelwert 2,5). Bezogen auf die im Tonschwellenaudiogramm festgestellte subjektive Hörschwelle von 5 dB waren die Abweichungen der Mittelwerte der geschätzten Hörschwelle am geringsten bei den Frequenzen 1.5 und 3 kHz, am größten bei 4 kHz.

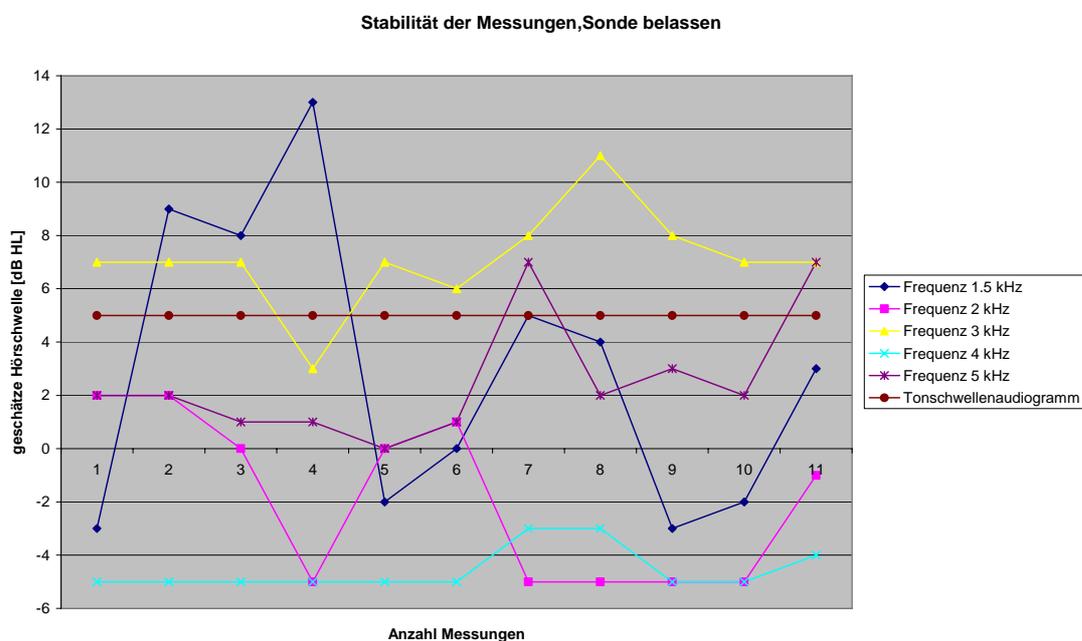


Abb. 4.1.2 Geschätzte Hörschwellen der DPOAE jeweils für die Frequenzen 1.5, 2, 3, 4 und 5 kHz bei Wiederholungsmessung und Belassen der Gehörgangssonde; zur Übersicht ist die jeweilige Hörschwelle aus dem Tonaudiogramm ebenfalls eingezeichnet, in diesem Beispiel betrug sie zufällig je 5 dB für die genannten Frequenzen

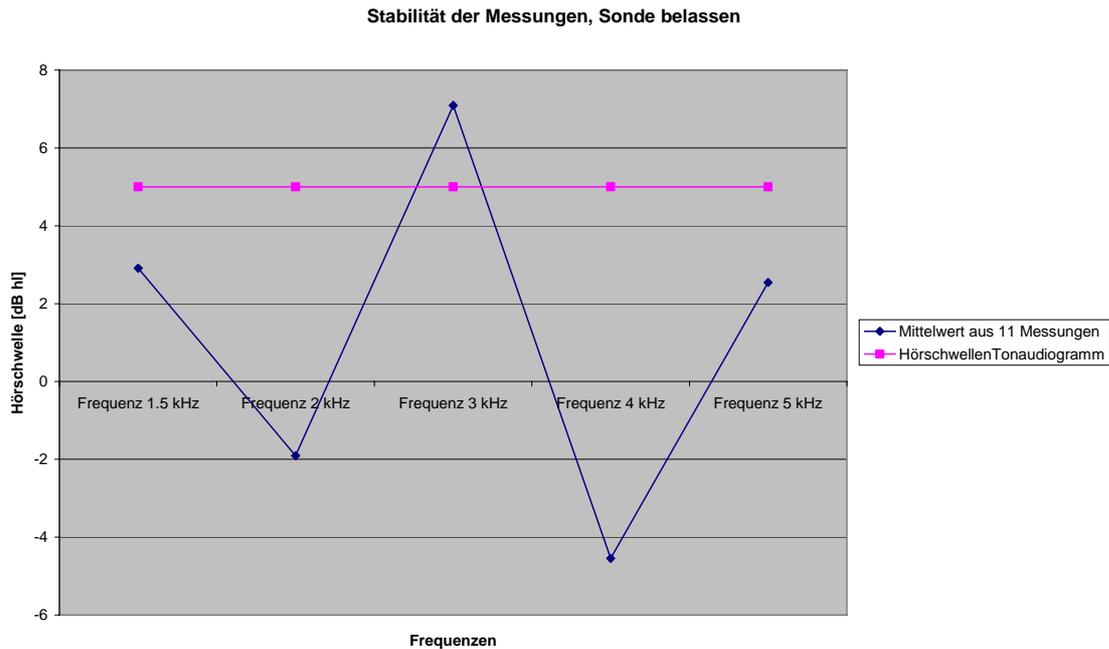


Abb. 4.1.3 Darstellung der Mittelwerte aus 11 Messungen je Frequenz bei Belassen der Gehörgangssonde

Aus den jeweils 11 Messungen wurde für jede Frequenz die Standardabweichung berechnet. Bei der Testfrequenz 4 kHz war die Standardabweichung am kleinsten, bei der Testfrequenz 1.5 kHz am größten.

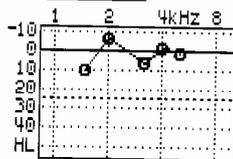
Tabelle 4.1.1 gibt Mittelwerte und Standardabweichungen der geschätzten Hörschwelle wieder.

Frequenz in dB HL	1.5 kHz	2 kHz	3 kHz	4 kHz	5 kHz
Mittelwert geschätzte Hörschwelle	2,9	-1,9	7,1	-4,6	2,5
Standardabweichung	5,2	2,9	1,7	0,7	2,2

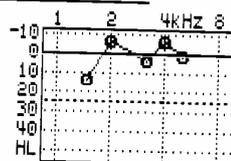
In **Tab. 4.1.1** ist der Mittelwert der geschätzten Hörschwelle je Frequenz aus 11 Messungen mit jeweiliger Standardabweichung dargestellt; Ohrsonde jeweils belassen

Nach Abschluss der ersten Testreihe wurde am gleichen Ohr an der gleichen Patientin C.H. eine zweite Testreihe mit 10 Messungen durchgeführt, diesmal mit Neuplatzierung der Gehörgangssonde nach jeder DPOAE-Bestimmung. Abb. 4.1.4 zeigt die entsprechenden DP-Audiogramme:

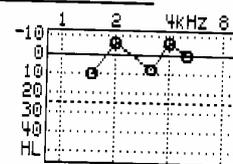
DP Audiogram:



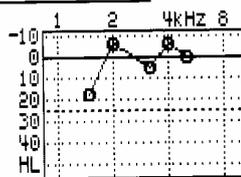
DP Audiogram:



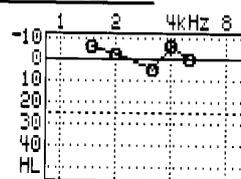
DP Audiogram:



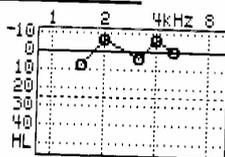
DP Audiogram:



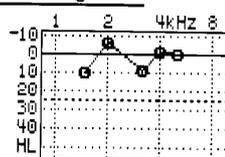
DP Audiogram:



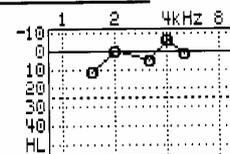
DP Audiogram:



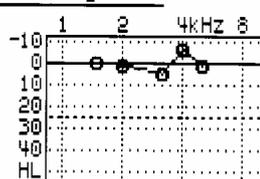
DP Audiogram:



DP Audiogram:



DP Audiogram:



DP Audiogram:

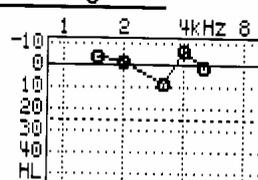


Abb.4.1.4 10 DP-Audiogramme bei Wiederholungsmessungen bei der Patientin C.H. **mit** jeweiliger Neuplatzierung der Gehörgangssonde

Die Messung mit der größten Hörschwellenschwankung war Messung 4 (range -5 bis 18 dB HL), die mit der kleinsten Schwankung Messung 9 (range -5 bis 2 dB HL) bei bekannter subjektiver Hörschwelle von 5 dB.

In den untenstehenden Abbildungen sind die Messungen als Einzelwerte (Abb. 4.1.5) und als Mittelwert (Abb. 4.1.6) dargestellt. Die geschätzte Hörschwelle lag für $f_2 = 1.5$ kHz zwischen -5 und 18 dB HL (Mittelwert 7,7), für $f_2 = 2$ kHz zwischen -5 und 2 dB HL (Mittelwert -3,1), für $f_2 = 3$ kHz zwischen 4 und 9 dB HL (Mittelwert 6,4), für $f_2 = 4$ kHz zwischen -5 und -1 dB HL (Mittelwert -4,2) und für $f_2 = 5$ kHz zwischen 1 und 2 dB HL (Mittelwert 1,5). Bezogen auf die im Tonschwellenaudiogramm festgestellte subjektive Hörschwelle von 5 dB war die Abweichungen der Mittelwerte der geschätzten Hörschwellen am geringsten bei der Frequenz 3 kHz, am größten bei 4 kHz.

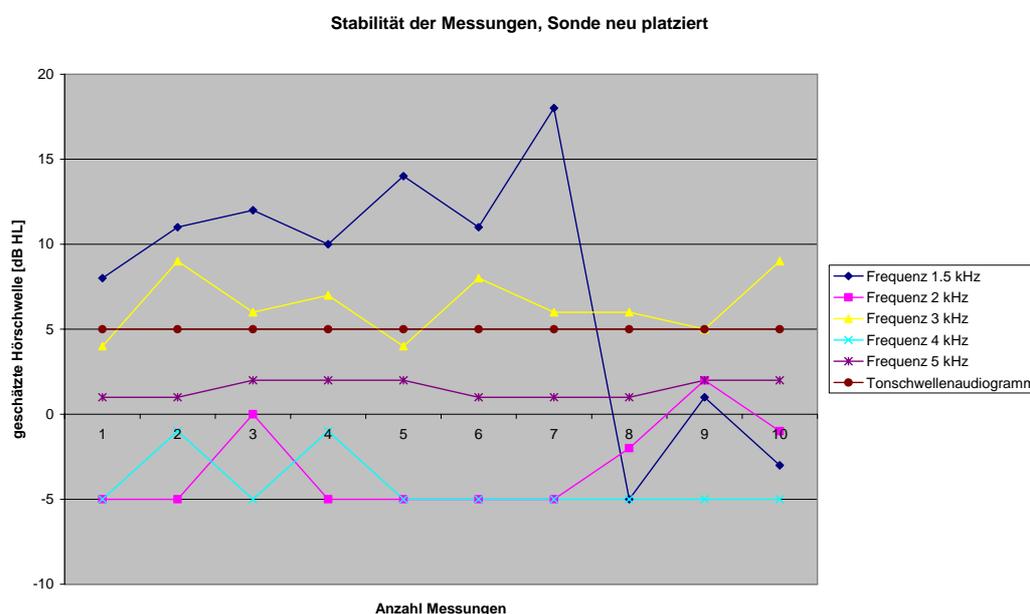


Abb. 4.1.5 Diagramm der geschätzten Hörschwellen der DPOAE jeweils für die Frequenzen 1,5, 2, 3, 4 und 5 kHz bei Wiederholungsmessung und Neuplatzieren der Gehörgangssonde; zur Übersicht ist die jeweilige Hörschwelle aus dem Tonaudiogramm ebenfalls eingezeichnet, in diesem Beispiel betrug sie zufällig je 5 dB für die genannten Frequenzen

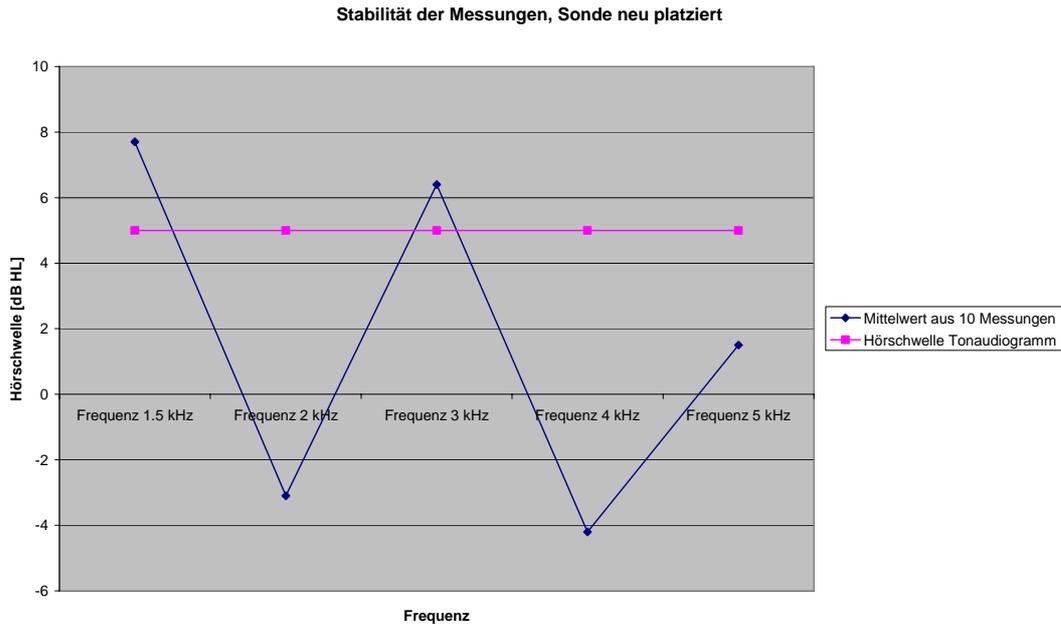


Abb. 4.1.6 Darstellung der Mittelwerte aus 10 Messungen je Frequenz bei Neuplatzieren der Gehörgangssonde

Aus den jeweils 10 Messungen mit Neuplatzieren der Gehörgangssonde wurde für jede Frequenz die Standardabweichung berechnet. Bei der Testfrequenz 5 kHz war die Standardabweichung am kleinsten, bei der Testfrequenz 1.5 kHz am größten. Tabelle 4.1.2 gibt Mittelwerte und Standardabweichungen der geschätzten Hörschwelle wieder.

Frequenz in dB HL	1.5 kHz	2 kHz	3 kHz	4 kHz	5 kHz
Mittelwert geschätzte Hörschwelle	7,7	-3,1	6,4	-4,2	1,5
Standardabweichung	7,5	2,6	1,8	1,7	0,5

In **Tab.4.1.2** ist der Mittelwert der geschätzten Hörschwelle je Frequenz aus 10 Messungen mit jeweiliger Standardabweichung dargestellt; Ohrsonde neu platziert

Vergleicht man die Standardabweichungen der Messungen ohne und mit Neuplatzieren der Gehörgangssonde, kann man feststellen, dass die höchste Abweichung bei beiden Messreihen bei der Frequenz $f_2 = 1.5$ kHz auftritt. Die

kleinste Standardabweichung ist bei Nicht-Neuplatzieren der Sonde bei 4 KHz, bei Neuplatzieren bei 5 kHz. Insgesamt bestehen relativ ähnliche Standardabweichungen für 2, 3, 4 und 5 kHz bei beiden Messreihen.

4.2 Testperformance

DPOAE-Messungen mit dem Cochlea-Scan-Gerät wurden bei insgesamt 96 verschiedenen Patienten durchgeführt, in der Regel an beiden Ohren. 8 Patienten stellten sich mehrmals zur Verfügung an unterschiedlichen Tagen. Bei 13 Patienten war die Messung aus einem der folgenden Gründen nur an einem Ohr möglich: zunehmende Unruhe (Kleinkinder), aktuelle kontralaterale Gehörgangsentzündung, Zeitmangel des Probanden, nicht behebbare Störung bei der Kalibrierung.

Fünf Messungen mussten wegen unzureichender Dichtigkeit zwischen Ohrsonde und Gehörgang verworfen werden.

Die Gesamtzahl der durchgeführten Messreihen mit dem Cochlea-Scan-Gerät lag bei 204 plus 11 bzw. 10 Messungen zur Reproduzierbarkeitsbeurteilung bei der Patientin C.H. (s. Kap. 4.1.)

Bei jeder Messreihe sollte im optimalen Fall für jeweils 5 Frequenzen (1,5, 2, 3, 4 und 5 kHz) eine geschätzte Hörschwelle ermittelt werden. Aufgrund bestehender Hörverluste oder Nichterfüllen der Extrapolationskriterien, wie sie in Kapitel 3.2.2 erörtert wurden, ist die Anzahl der verwertbaren Hörschwellenangaben pro Frequenz weniger als 204: sie liegt je nach Frequenz zwischen 122 und 136 Messwerten (59,8 % bzw. 66,7 %). Es sei nochmals darauf hingewiesen, dass bei einem Hörverlust von mehr als 50 dB SPL keine Hörschwellenangabe durch das Cochlea-Scan-Gerät mehr erfolgen kann. Bei Lärmschwerhörigkeit beispielsweise war daher die Ermittlung der DPOAE für die Frequenz 4 kHz nicht möglich und daher nicht statistisch erfassbar.

4.3 Korrelation zwischen subjektiver und geschätzter Hörschwelle

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, die Handhabbarkeit des neuen Gerätes im alltäglichen Praxiseinsatz im Vergleich zur bisherigen „konventionellen“ Tonschwellenaudiometrie zu untersuchen. Daher ist einerseits die Bestimmung der Zuverlässigkeit der neuen Methode (s. Kap. 4.1) und andererseits die Korrelation der beiden Messmethoden zueinander essentiell.

Zur Veranschaulichung der Korrelation zwischen der konventionellen Tonschwellenaudiometrie und der geschätzten Hörschwelle mittels des Cochlea-Scan-Handgerätes dienen die folgenden Abbildungen 4.3.1 bis 4.3.5. Dabei sind auf der X-Achse die Messwerte des Tonschwellenaudiogramms (pure tone thresholds, in dB HL) und auf der Y-Achse die geschätzten Hörschwellen aus dem Cochlea-Scan-Gerät (estimated thresholds, in dB HL) aufgetragen.

Abb. 4.3.1 zeigt in der Form eines "Scatterplots" die ermittelten Wertepaare (N=136) für die Testfrequenz 1.5 kHz. Die lineare Regressionsanalyse ergab einen Korrelationskoeffizienten von $r = 0.6$ und damit eine signifikante Korrelation. Die Standardabweichung betrug 9.11 dB, der mittlerer Schätzfehler (subjektive Schwelle – DPOAE-Schwelle) 7.24 dB. Der Vergleich der Regressionsgerade (dicke Linie) mit der Winkelhalbierenden (dünne Linie) zeigt, dass bei größerem Hörverlust das Cochlea-Scan den Hörverlust leicht unterschätzt. Bei 0 dB HL wird der Hörverlust leicht überschätzt.

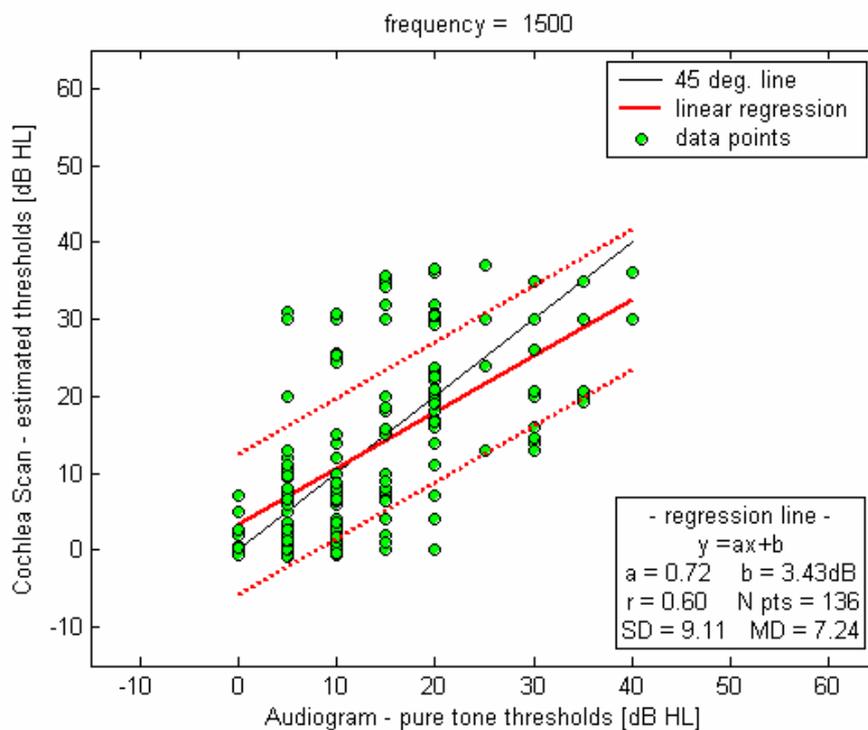


Abb.4.3.1 Darstellung der Korrelation zwischen den Hörschwellen aus Audiogramm und Cochlea-Scan für die Frequenz 1.5 kHz

Die „Scatterplot“-Darstellung in Abb. 4.3.2 beschreibt für N=133 Wertepaare bei der Testfrequenz 2 kHz einen signifikanten Korrelationskoeffizienten von $r = 0.63$. Hier lag die Standardabweichung bei 9.27 dB, der mittlere Schätzfehler betrug 7.37. Im Vergleich der Regressionsgerade (dicke Linie) und der Winkelhalbierenden (dünne Linie) wird deutlich, dass bei dieser Testfrequenz das Cochlea-Scan den Hörverlust im gesamten Bereich leicht überschätzt.

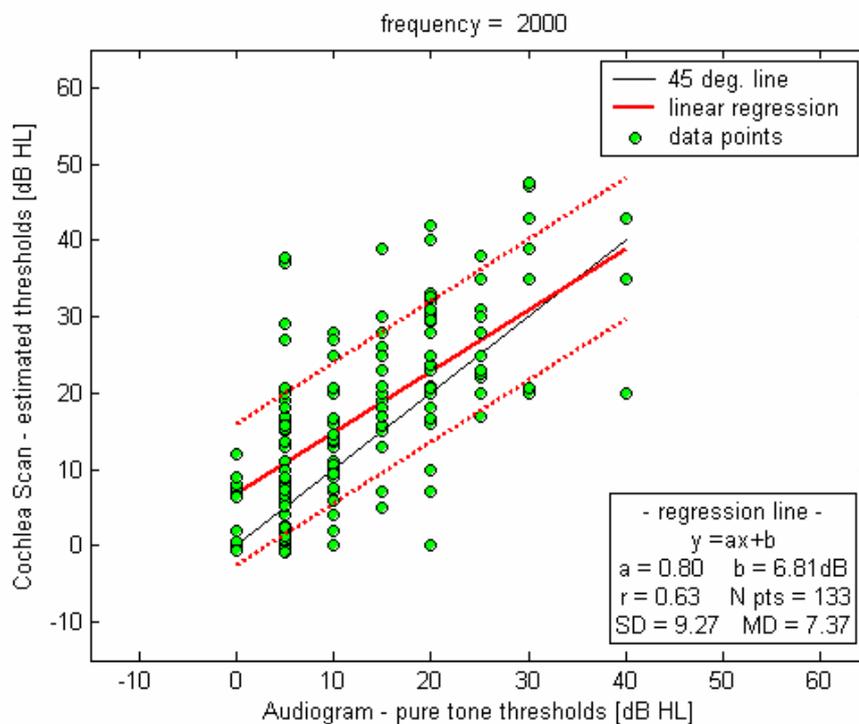


Abb.4.3.2 Darstellung der Korrelation zwischen den Hörschwellen aus Audiogramm und Cochleascan für die Frequenz 2 kHz

In Abb. 4.3.3 wird das „Scatterplot“ bei der Testfrequenz 3 kHz für N=122 Wertepaare dargestellt. Die Regressionsanalyse ergab einen signifikanten Korrelationskoeffizienten von $r = 0.56$, die errechneten Werte für Standardabweichung bzw. mittlerem Schätzfehler lagen bei 9.58 bzw. 7.39. Der Vergleich der Regressionsgerade mit der Winkelhalbierenden zeigt – ähnlich wie bei der Testfrequenz 1.5 kHz – eine Unterschätzung des Hörverlustes beim Cochlea-Scan bei größeren Hörverlusten und eine Überschätzung bei geringeren Hörverlusten.

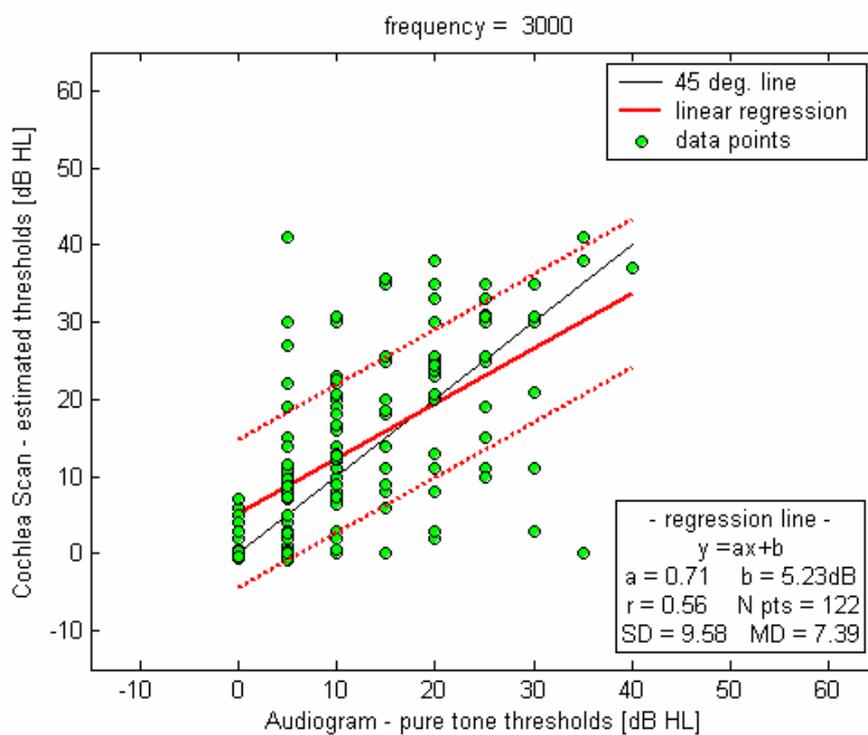


Abb.4.3.3 Darstellung der Korrelation zwischen den Hörschwellen aus Audiogramm und Cochleascan für die Frequenz 3 kHz

Abb. 4.3.4 zeigt das „Scatterplot“ bei der Testfrequenz 4 kHz für N = 135 Wertepaare. In der Regressionsanalyse ließ sich ein signifikanter Korrelationskoeffizient von $r = 0.73$ ermitteln. Die Standardabweichung betrug 8.81 und der mittlere Schätzfehler 6.52. Die Regressionsanalyse war bei dieser Testfrequenz am besten. Dementsprechend zeigt der Vergleich der Regressionsgeraden (dicke Linie) mit der Winkelhalbierenden (dünne Linie) nur eine geringe Unter- bzw. Überschätzung der Hörverluste.

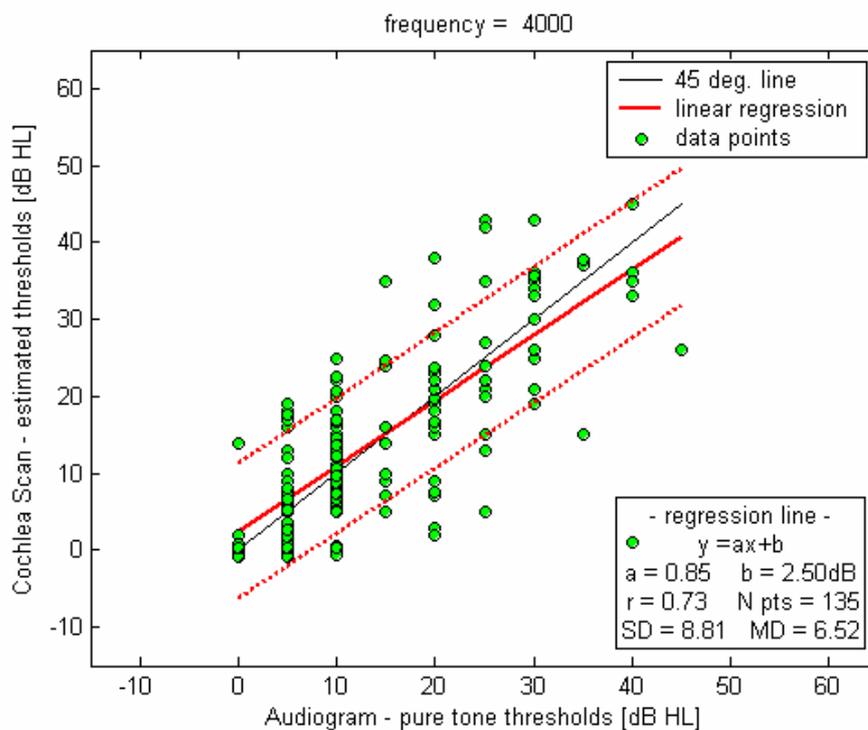


Abb.4.3.4 Darstellung der Korrelation zwischen den Hörschwellen aus Audiogramm und Cochlea-Scan für die Frequenz 4 kHz

Abb. 4.3.5 schließlich zeigt in der Form des „Scatterplot“ die ermittelten Wertepaare (N = 526) für alle Testfrequenzen. Die lineare Regressionsanalyse ergab einen Korrelationskoeffizienten von $r = 0.62$ und damit eine signifikante Korrelation. Die Standardabweichung lag bei 9.20, der mittlere Schätzfehler (subjektive Hörschwelle – DPOAE-Schwelle) bei 7.20. Der Vergleich der Regressionsgeraden (dicke Linie) mit der Winkelhalbierenden (dünne Linie) zeigt eine Unterschätzung des Hörverlustes durch das Cochlea-Scan bei größeren Hörverlusten und eine Überschätzung bei geringeren Hörverlusten.

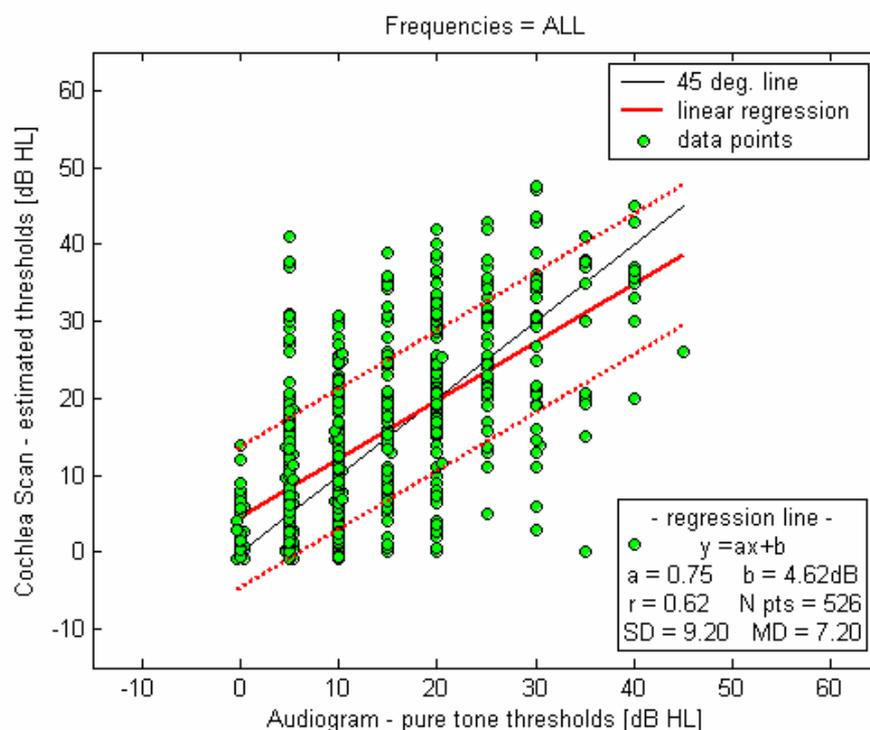


Abb.4.3.5 Darstellung der Korrelation zwischen den Hörschwellen aus Audiogramm und Cochlea-Scan für alle Frequenzen

In untenstehender Tabelle 4.3.6 sind die Ergebnisse der Regressionsanalyse aus oben genannten Darstellungen übersichtlich zusammengefasst.

Testfrequenz	1.5 kHz	2 kHz	3 kHz	4 kHz	Alle Frequenzen
Korrelationskoeffizient	0.60	0.63	0.56	0.73	0.62
Anzahl der Wertepaare	136	133	122	135	526
Standardabweichung	9.11	9.27	9.58	8.81	9.20
Mittlerer Schätzfehler	7.24	7.37	7.39	6.52	7.20

Tab.4.3.6 Darstellung der Ergebnisse der Regressionsanalyse

Die Korrelation lässt sich auch veranschaulichen, indem man für jede einzelne Testfrequenz die Differenz zwischen Hörschwelle im Tonaudiogramm und geschätzter Hörschwelle im Cochlea-Scan darstellt (Abb. 4.3.6). Insgesamt war dies für 561 Messpaare möglich. Die Abweichung der Hörschwellen betrug hierbei in 50,8 % der Messpaare weniger als +/- 5 dB (285 von 561 Differenzbestimmungen). Erweitert man den Differenzbereich auf +/- 15 dB, liegen 87,9 % der Messpaare in diesem Bereich.

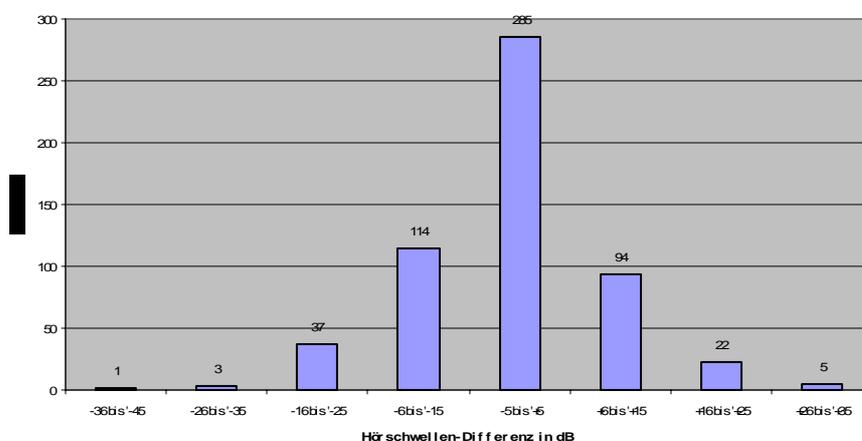


Abb.4.3.6 Darstellung der absoluten Häufigkeit von Hörschwellen-Differenzen (Tonaudiogramm-Hörschwelle minus Cochlea-Scan-Hörschwelle), Abweichungen jeweils in 10 dB-Säulen

Hierbei lassen sich für die einzelnen Frequenzen 1.5 bis 5 kHz durchaus unterschiedliche Häufigkeitsverteilungen finden. Untenstehende Abb. 4.2.7 zeigt die Schwellendifferenzen für die jeweiligen Frequenzen einzeln in relativer Häufigkeit.

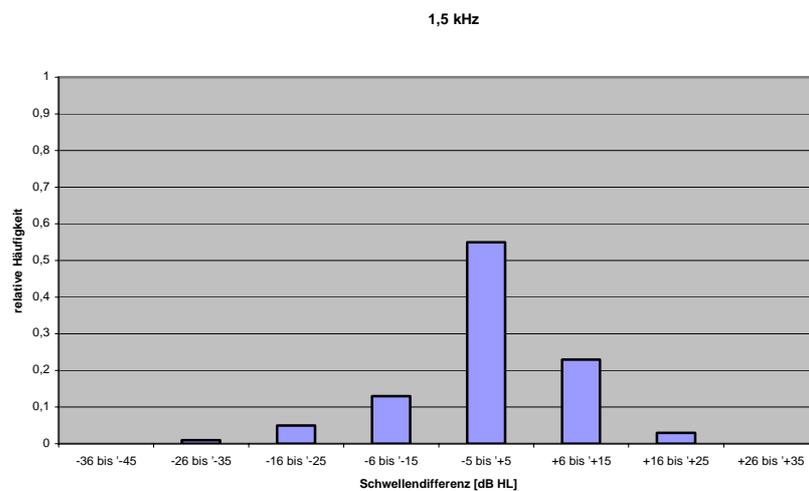
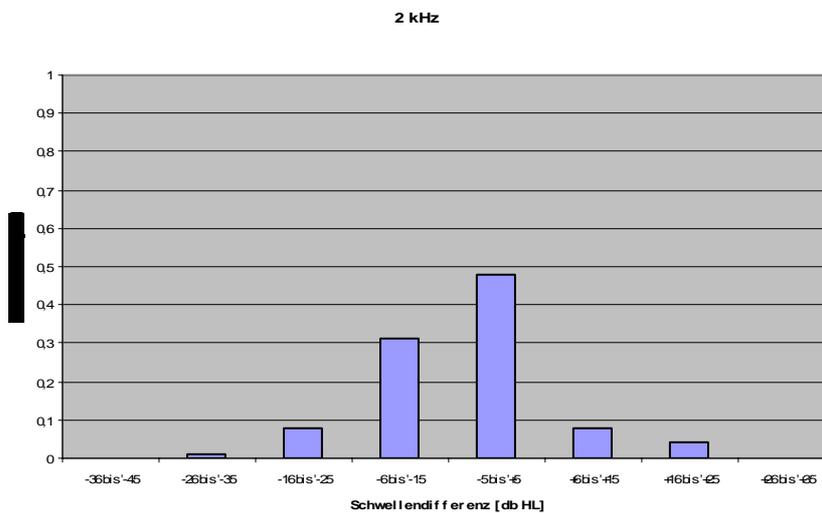


Abb.4.3.7, Teil 1
 Relative Häufigkeiten der Schwellendifferenzen (Audiogrammschwelle minus DPOAE-Schwelle) für die einzelnen Frequenzen 1.5 kHz und 2 kHz



3 kHz

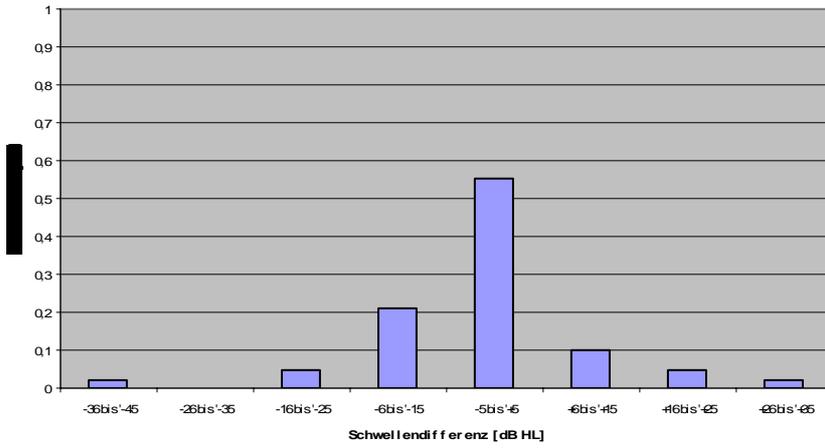
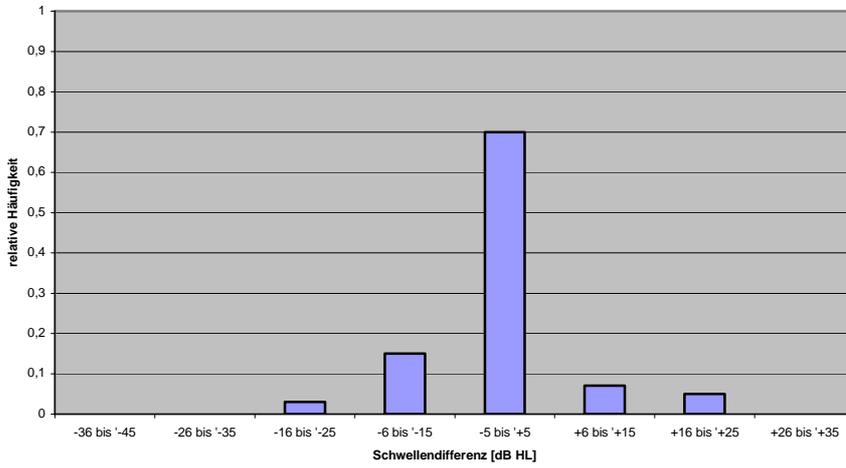
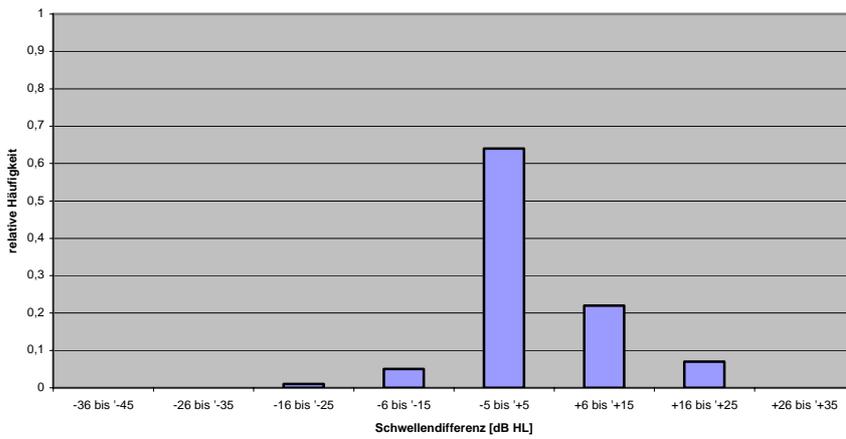


Abb.4.3.7, Teil 2
Relative Häufigkeiten der Schwellendifferenzen (Audiogrammschwelle minus DPOAE-Schwelle) für die einzelnen Frequenzen 3 kHz, 4 kHz und 5 kHz

4 KHz



5 kHz



Wie aus den Grafiken ersichtlich ist, besteht nicht für alle Frequenzen die gleiche Streuung. Die größte Streuung wurde bei der Frequenz 2 kHz festgestellt, wobei hier immer noch 48% der Vergleichsmessungen im Intervall +/- 5 dB liegen.

Bei der Frequenz 3 kHz ist die Streuung ebenfalls relativ breit; bei dieser Frequenz war der Anteil der nicht extrapolierbaren I/O-Funktionen im Cochlea-Scan am höchsten. Auch bei den übrigen Testfrequenzen (1.5, 2, 4 und 5 kHz) gab es, wie bereits in Kapitel 4.2 erörtert, Fehlmessungen im Sinne von nicht zu ermittelnden Hörschwellen, teils bedingt durch Nichterreichen der Extrapolationskriterien, teils durch Hörverlust bei den Patienten. Bei der Frequenz 3 kHz liegt der Anteil an Fehlmessungen ca.10 % höher als bei den anderen Frequenzen. Dieses Phänomen kann nicht auf vorliegende Hörverluste zurückgeführt werden, da der Anteil der Hörverluste von mehr als 45 dB nicht höher war als bei den anderen Frequenzen. Die Ursache für die relative Messunsicherheit bei der Frequenz 3 kHz konnte in der vorliegenden Arbeit nicht eruiert werden; eventuell handelt es sich um eine gerätetechnische Systemungenauigkeit.

Die geringste Streubreite besteht für die Frequenz 4 kHz, hier liegen 70 % der Vergleichs-Hörschwellen innerhalb von +/- 5 dB. Auch für $f_2 = 5$ kHz ist die Streuung klein, der Anteil der Hörschwellendifferenzen innerhalb +/- 5 dB beträgt 64 %.

4.4 Vergleich Tonschwellenaudiogramm mit geschätzter Hörschwelle anhand eines Patientenkollektives

4.4.1 Fallbeispiele von zwei Patienten mit beginnender Lärmschwerhörigkeit

Die Untersuchungsabfolge und deren Ergebnisse werden beispielhaft an folgenden zwei Patienten dargelegt.

Bei der Patientin H.W., weiblich, 36 Jahre, wurde zunächst - nach Ohrinspektion zum Ausschluss eines pathologischen Befundes – ein Tonschwellenaudiogramm beidseits angefertigt (s. Abb. 4.4.1.1). Hierbei zeigte sich eine subjektive Hörschwelle zwischen 20 dB (extrapoliert) bei 1.5 kHz und 50 dB (extrapoliert) bei 5 kHz für das linke Ohr. Anschließend wurde eine Tympanometrie links durchgeführt (Abb. 4.4.1.2) mit folgenden Messwerten: Mittelohrdruck -50 daPa, Nachgiebigkeit des Trommelfells 1.48 ml und Luftvolumen 0,52 ml. Diese Werte liegen nicht im pathologischen Bereich.

Schließlich wurde die geschätzte Hörschwelle mittels DPOAE mit dem Cochlea-Scan ermittelt (Abb. 4.4.1.3). Bei der Primärtonfrequenz $f_2 = 5$ kHz konnte keine für die Extrapolation mehr verwertbare Reizantwort registriert werden, das heißt, der Hörverlust liegt bei mehr als 50 dB HL. Eine Genese für die verminderte Hörfunktion konnte bei der Patientin nicht mit Sicherheit eruiert werden, als junge Erwachsene hatte die Patientin aber in einer Fabrikhalle ohne entsprechende Lärmschutzmaßnahmen gearbeitet.

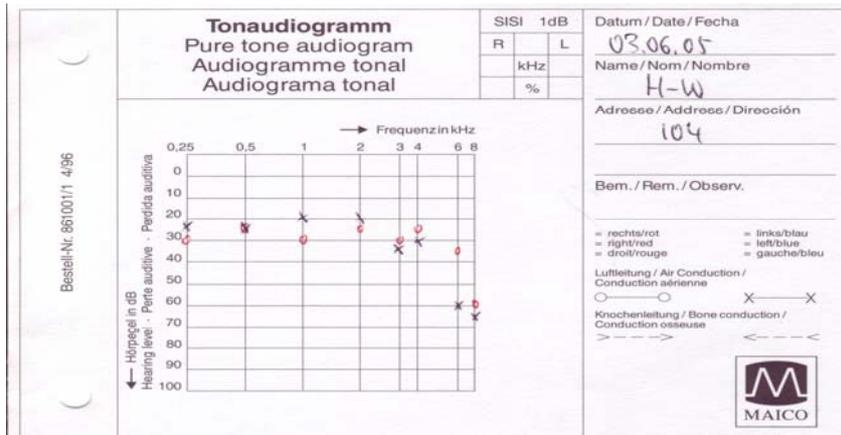


Abb.4.4.1.1
Tonschwellen-
audiogramm der
Patientin H.W.

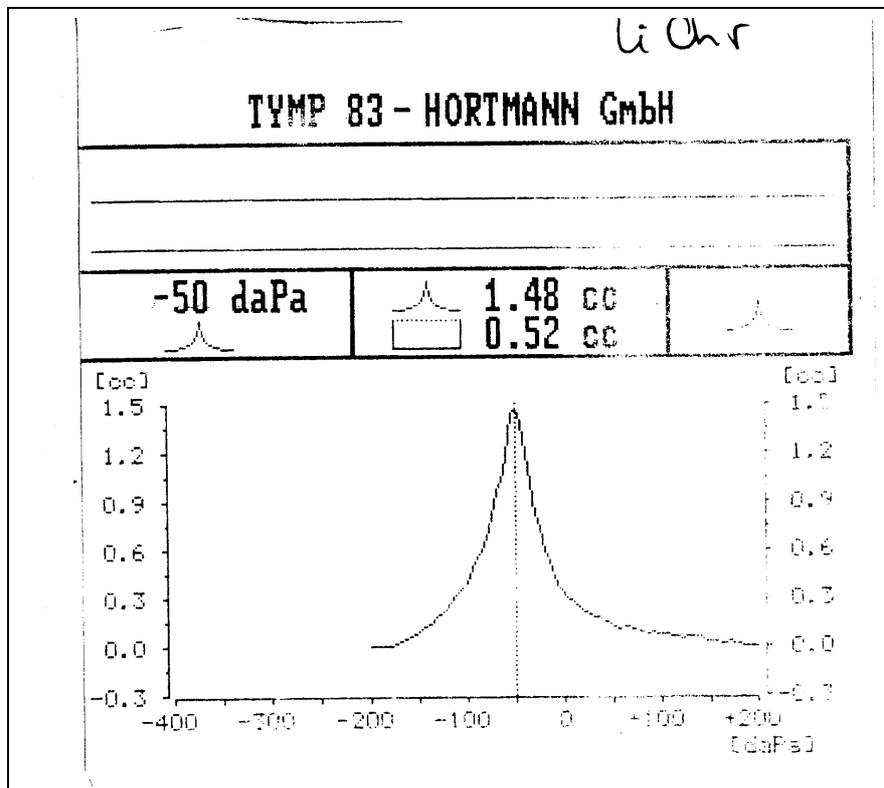


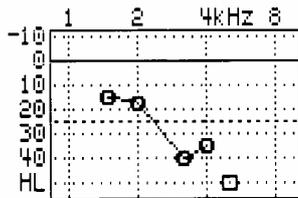
Abb.4.4.1.2
Tympanogramm
der Patientin
H.W.,
linkes Ohr

Left ear
03.06.05 08:08

f2kHz	THdB	NFdB	L2dB
1.5`	16	-05	30
2.0`	18	-01	25
3.0	41	-03	50
4.0`	35	-18	55
5.0`	NA	-17	65

Abb. 4.4.1.3
DPOAE-Hörschwelle mittels Cochlea-Scan
des linken Ohres bei der Patientin H.W.

DP Audiogram:



Nach den vorliegenden Befunden in Tonschwellenaudiometrie und Hörschwelle aus dem Cochlea-Scan liegt eine gute Übereinstimmung vor (Abb. 4.2.1.4)

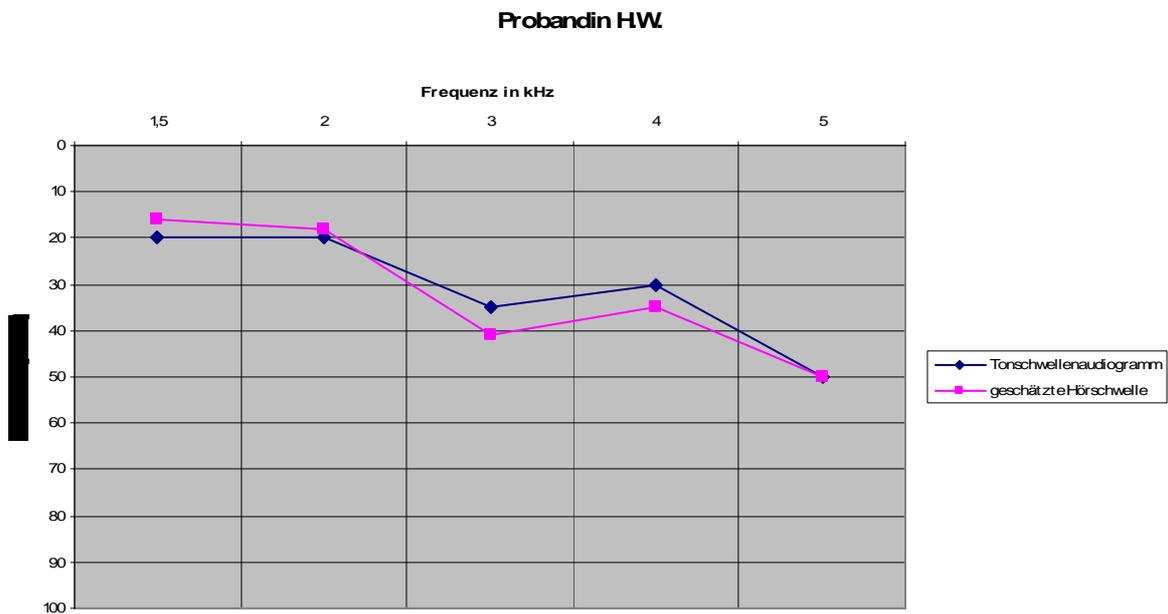


Abb. 4.4.1.4 Darstellung der Hörverluste bei der Probandin H.W., linkes Ohr in Tonschwellenaudiometrie und Cochlea-Scan-Messung; der Wert für 5 kHz in der Cochlea-Scan-Messung ist ein Schätzwert (s.Kap.3.2.2), da keine ausreichende I/O-Funktion mehr für eine Extrapolation vorliegt.

Das zweite Beispiel für beginnende Lärmschwerhörigkeit belegt Patient N.S., 49 Jahre, männlich. Dieser Patient ist beruflich seit mehreren Jahren lärmexponiert, trägt auch nach eigenen Angaben gelegentlich einen Hörschutz. Im Tonschwellenaudiogramm – nach unauffälliger Ohrinspektion - lag die subjektive Hörschwelle für das betroffene linke Ohr zwischen 20 dB (extrapoliert) bei 1.5 kHz und 30 dB (extrapoliert) bei 5 kHz (Abb. 4.4.1.5). Die anschließend durchgeführte Tympanometrie (Abb. 4.4.1.6) ergab folgende normale Messwerte: Mittelohrdruck -5 daPa, Nachgiebigkeit des Trommelfelles 0,87 ml und Luftvolumen 1,40 ml.

In diesem Beispiel konnte für die Frequenz 4 kHz keine ausreichende I/O-Funktion in den DPOAE mehr ermittelt werden (Abb. 4.4.1.7)

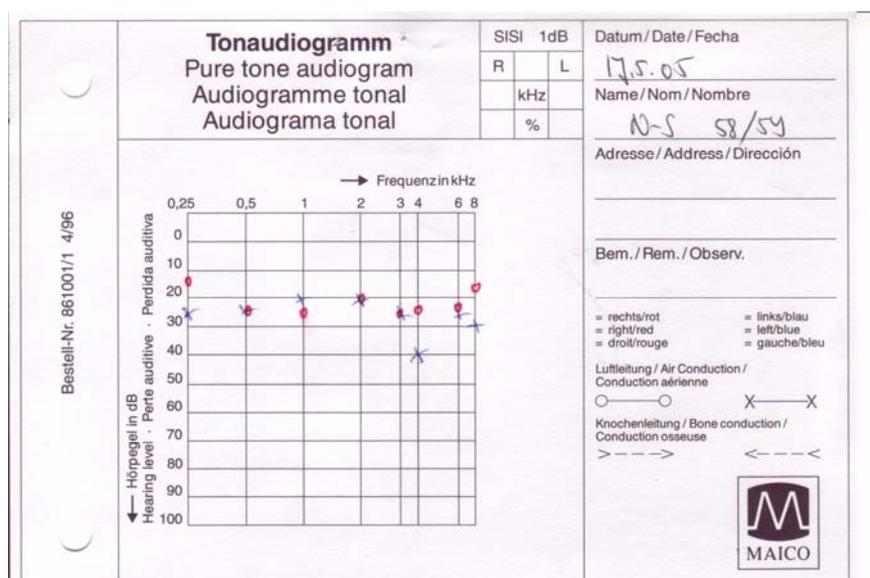


Abb. 4.4.1.5
Tonschwellen-
audiogramm des
Patienten N.S.

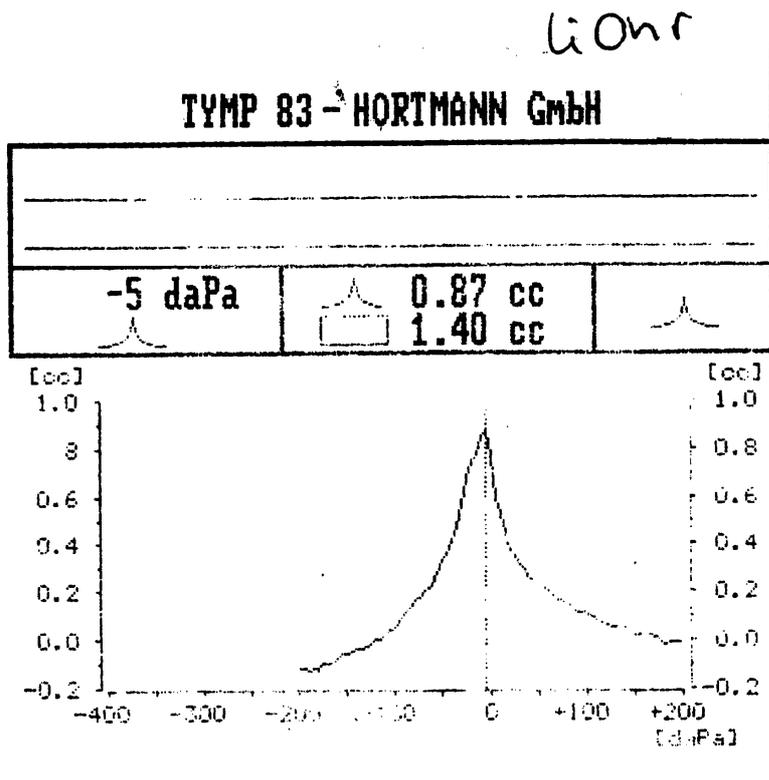


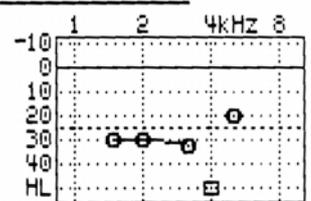
Abb. 4.4.1.6
Tympanometrie des Patienten N.S., linkes Ohr

Right ear *links*
17.05.05 11:52

f2kHz	THdB	NFdB	L2dB
1.5	30	-03	50
2.0	30	-07	50
3.0	33	-05	50
4.0	NA	-12	65
5.0	20	-12	40

Abb. 4.4.1.7
DPOAE-Hörschwelle mittels Cochleascan des linken Ohres beim Patienten N.S.; die Beschriftung links/rechts wurde handschriftlich auf dem Originalbeleg korrigiert

DP Audiogram:



Die gute Übereinstimmung zwischen subjektiver Hörschwelle im Tonschwellenaudiogramm und geschätzter Hörschwelle im Cochlea-Scan für den Patienten N.S. ist in Abb. 4.4.1.8 dargestellt.

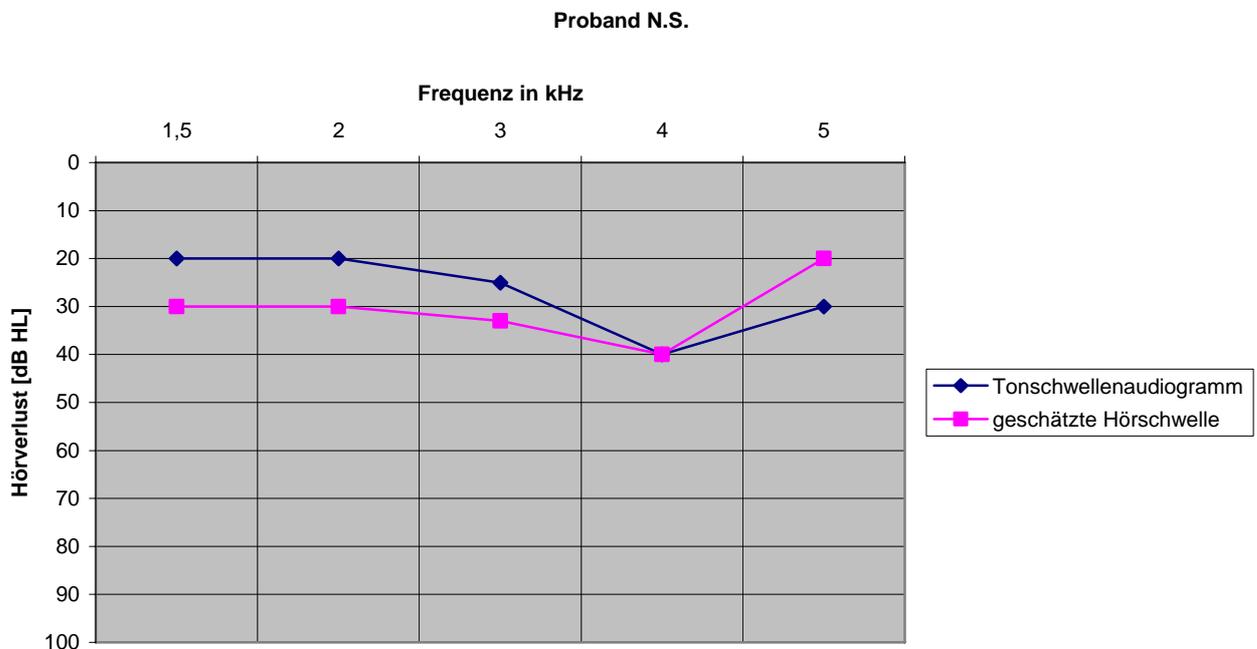


Abb. 4.4.1.8 Darstellung der Hörverluste beim Patienten N.S., linkes Ohr, in Tonschwellenaudiometrie und Cochlea-Scan-Messung; der Wert für 4 kHz in der Cochlea-Scan-Messung wurde durch einfache Schätzung bestimmt (s.Kap.3.2.2), da die I/O-Funktion weniger als 3 Messpunkte aufwies.

4.4.2 Fallbeispiele von zwei Patienten mit akuter Mittelohrproblematik

Da es sich beim Untersuchungskollektiv um Patienten aus einer allgemeinmedizinischen hausärztlichen Praxis handelt, war es auch möglich, bei insgesamt 10 Personen mit akuter Mittelohrproblematik die vergleichende Hördiagnostik mit konventioneller und neuer Methode durchzuführen. Im Folgenden sollen zwei Beispiele ausgeführt werden.

Bei der Patientin E.K. handelte es sich um ein 4 ½-jähriges Mädchen, das wegen Schmerzen und „Rauschen“ im linken Ohr vorgestellt wurde. Bei der Otoskopie konnte ein deutliches Serotympanon links ohne Mittelohrentzündung

festgestellt werden, am rechten Ohr bestand nur eine minimale Rötung des Trommelfelles. Insgesamt lag ein oberer Atemwegsinfekt mit akuter Rhinitis vor. Bisher war das Kind bei den üblichen Vorsorgeuntersuchungen nie durch eine Hörproblematik aufgefallen.

Das zugehörige Tonschwellenaudiogramm zeigte eine Hörminderung beidseits mit Betonung links, hier insbesondere für die Frequenzen zwischen 2 und 8 kHz. (Abb. 4.4.2.1)

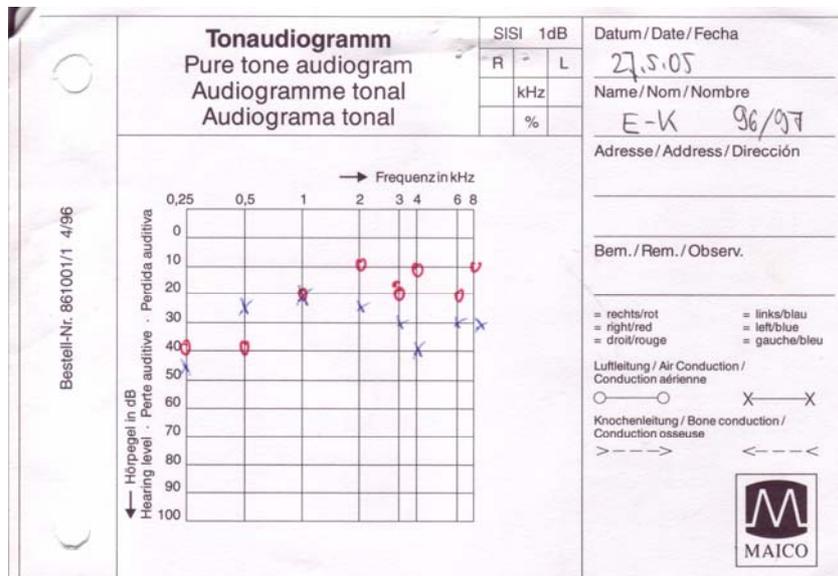


Abb. 4.4.2.1
Tonschwellenaudiogramm der Patientin E.K.

Das otoskopisch nachgewiesene und klinisch symptomatische Serotympanon links konnte in der Tympanometrie mit folgenden pathologischen Werten bestätigt werden: Mittelohrdruck -165 daPa, Nachgiebigkeit des Trommelfelles 0,27 ml, Luftvolumen 0,40 ml. (Abb. 4.4.2.2)

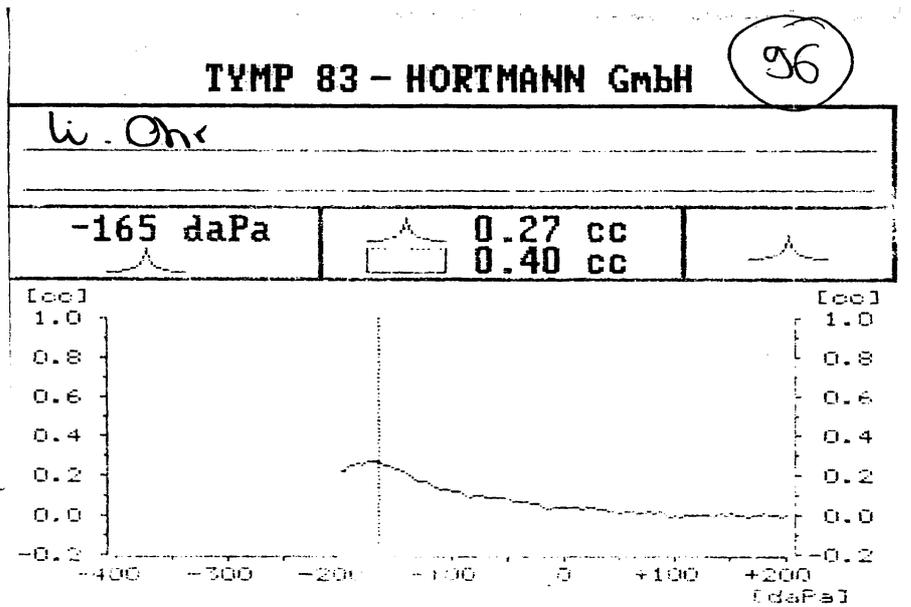


Abb. 4.4.2 Patientin E.K., Pathologische Tympanometrie, linkes Ohr bei Serotympanon links

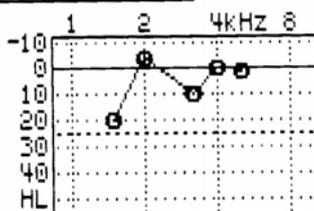
Im Anschluß an die bereits oben ausgeführte Tonschwellenaudiometrie und Tympanometrie wurde eine DPOAE-Messung mittels des Cochlea-Scan durchgeführt. (Abb. 4.4.2.3).

Left ear
27.05.05 11:04

f2kHz	THdB	NFdB	L2dB
1.5	20	-05	35
2.0	-03	-03	25
3.0	11	-04	25
4.0	01	-02	15
5.0	02	01	15

Abb. 4.4.2.3
DPOAE linkes Ohr
mittels Cochlea-Scan bei
der Patientin E.K.

DP Audiogram:



Hierbei fiel auf, dass die geschätzte Hörschwelle im Cochlea-Scan Normalwerte ergab, während die subjektive Hörschwelle im konventionellen Tonschwellenaudiogramm pathologisch war. In untenstehender Abb. 4.4.2.4 sind die beiden Audiogramme gegeneinander dargestellt. Offenbar führte die gestörte Mittelohrfunktion zu einer Beeinträchtigung der Hörschwel-
 ermittlung in der DPOAE-Messung mittels Cochlea-Scan.

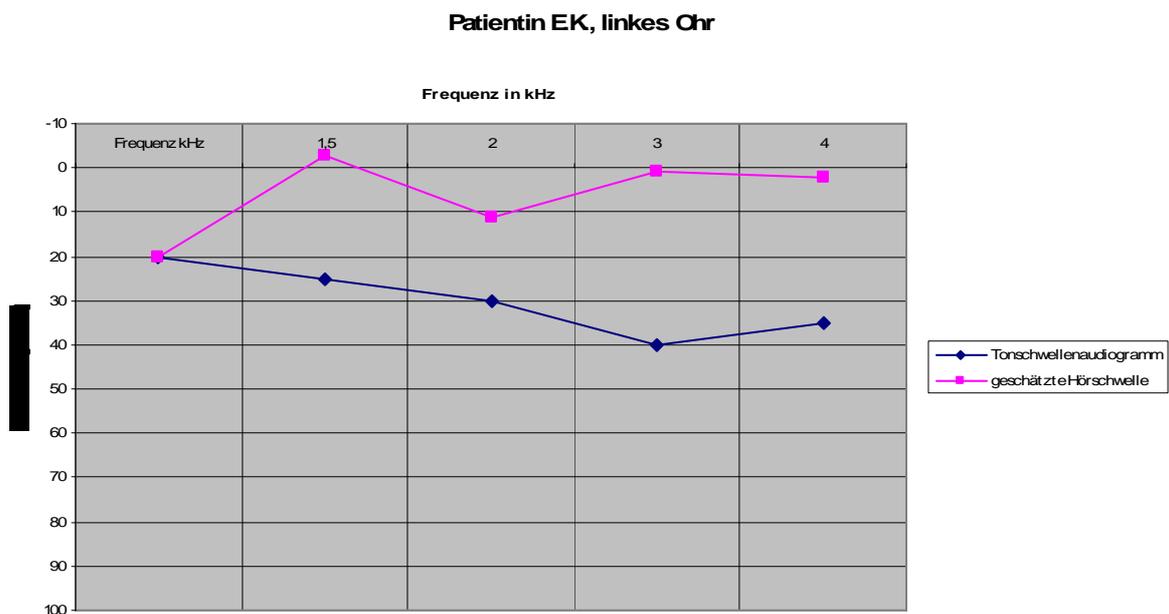


Abb. 4.4.2.4 Darstellung der Hörverluste bei der Patientin E.K., linkes Ohr (Serotympanon) in Tonschwellenaudiometrie und Cochlea-Scan-Messung

Da es sich bei der Patientin E.K. um ein Kleinkind handelte, könnte grundsätzlich auch ein Complianceproblem – insbesondere bei der die Mitarbeit der Patientin erfordernden Tonschwellenaudiometrie – ursächlich für die Abweichung der Hörschwellen in den beiden Meßmethoden gewesen sein. Dies lässt sich aber ausschließen, wenn man die Messwerte für das rechte, asymptotische und otoskopisch weitgehend unauffällige Ohr betrachtet. Die Tonschwellenaudiometrie wurde bereits in Abb. 4.4.2.1 dargestellt. In untenstehender Abbildung 4.2.2.5 ist eine normale Tympanometrie mit

folgenden Messwerten zu sehen: Mittelohrdruck -15 daPa, Nachgiebigkeit des Trommelfelles 0.86 ml, Luftvolumen 0,41 ml. Es besteht also keine Einschränkung der Mittelohr-Schalleitung.

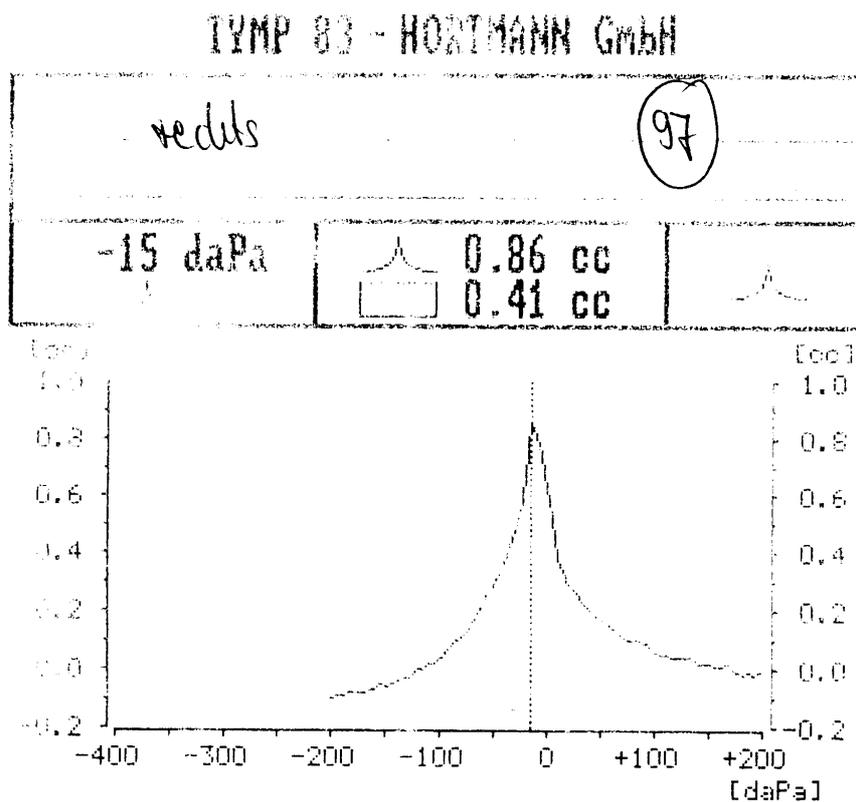


Abb. 4.4.2.5
 Patientin E.K,
 normale
 Tympanometrie
 rechtes Ohr

Auch die vergleichende Darstellung der beiden Audiogramme zeigt eine gute Korrelation der Hörschwellen am rechten Ohr (Abb. 4.4.2.6); die kleine Patientin war also durchaus compliant für die Durchführung der beiden audiometrischen Testverfahren.

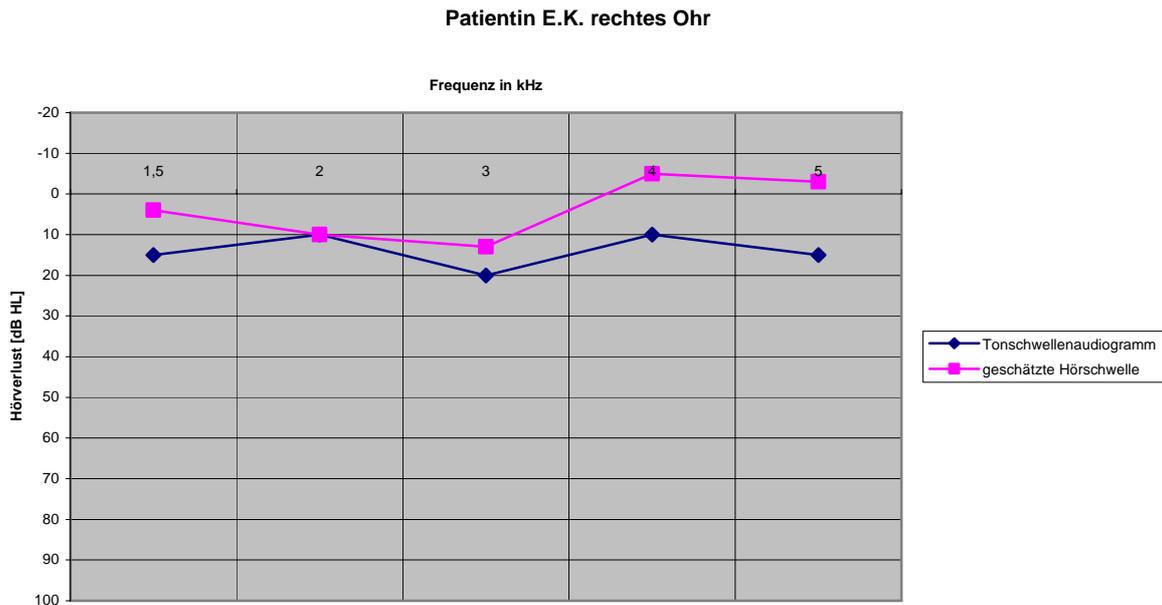


Abb. 4.4.2.6 Darstellung der Hörverluste bei der Patientin E.K, rechtes „normales“ Ohr, in Tonschwellenaudiometrie und Cochlea-Scan-Messung

Ein weiteres Beispiel stellt die Patientin M.M., 51 Jahre, weiblich, dar. Auch diese Patientin begab sich in hausärztliche Behandlung wegen akuter Ohrschmerzen rechts verbunden mit subjektiver Hörminderung und Ohrrauschen. Otoskopisch konnte rechts ein retrahiertes Trommelfell mit leichter Rötung festgestellt werden. Das konventionelle Tonschwellenaudiogramm ist in Abb. 4.4.2.7 dargestellt und zeigt einen Hörverlust zwischen 20 dB bei 1.5 kHz (extrapoliert) und 30 dB bei 5 kHz (extrapoliert).

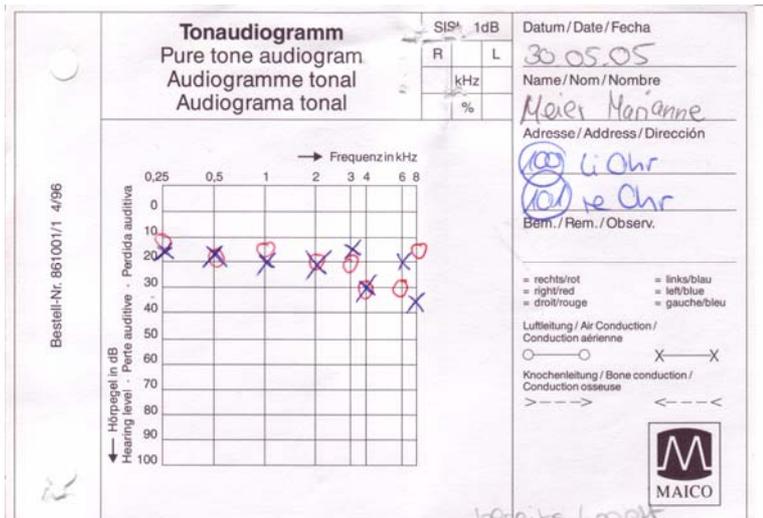


Abb. 4.4.2.7
Patientin M.M.
Tonschwellen-
audiogramm

Die otoskopisch bereits festgestellte Minderbelüftung des rechten Mittelohres infolge Tubenfunktionsstörung konnte mittels Tympanometrie belegt werden (Abb. 4.4.2.8): Mittelohrdruck -60 daPa, Nachgiebigkeit des Trommelfelles 0,39 ml, Luftvolumen 0,72 ml.

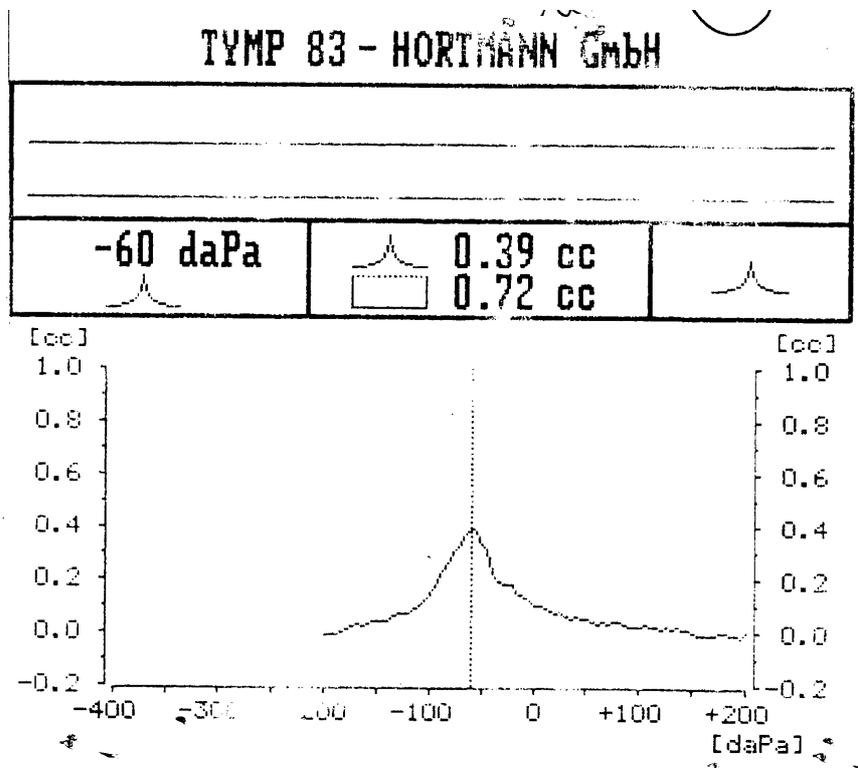


Abb. 4.4.2.8
Patientin M.M.
Pathologische
Tympanometrie
rechtes Ohr

Die vergleichende Darstellung der Hörverluste in beiden audiometrischen Messmethoden ist in untenstehender Abbildung 4.4.2.9 einzusehen. Hier zeigt sich – im Gegensatz zum Beispiel der Patientin E.K. – kein wesentlicher Einfluß der gestörten Mittelohrfunktion auf die Cochlea-Scan-Messung.

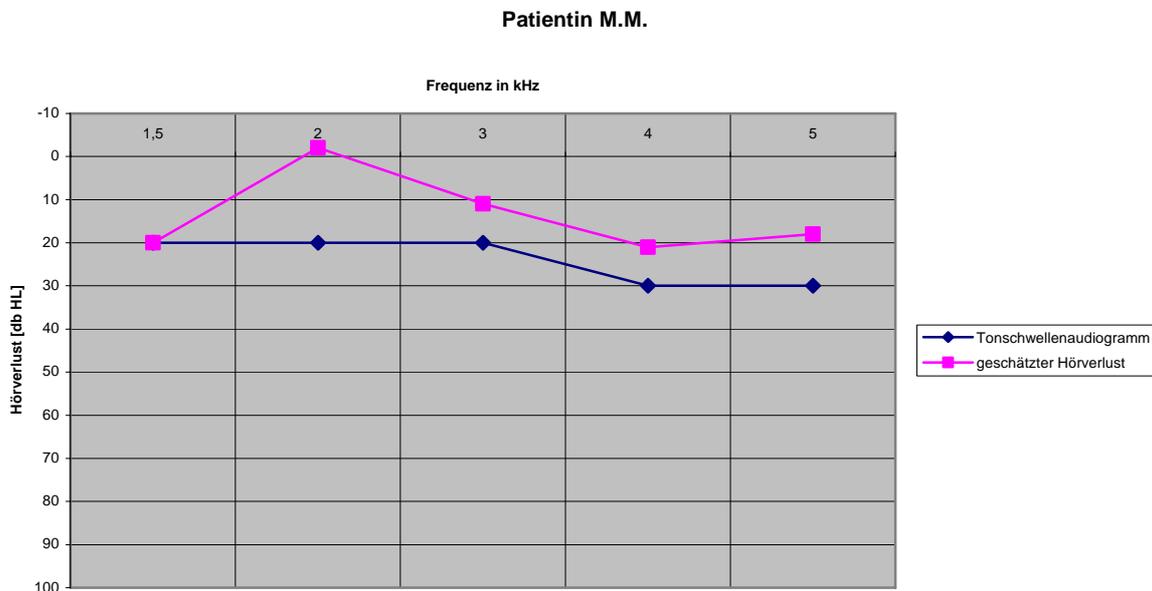


Abb. 4.4.2.9 Darstellung der Hörverluste bei der Patientin M.M., rechtes Ohr, in Tonschwellenaudiometrie und Cochlea-Scan-Messung

Da die Anzahl der Probanden mit akuter Mittelohrerkrankung aus Zufallsgründen lediglich 10 betrug, wurde auf eine statistische Auswertung mit Erstellung einer Regressionsgerade verzichtet.

4.4.3 Fallbeispiele nach Altersgruppen

Der Einsatz des neuartigen Cochlea-Scan-Handgerätes erfolgte in einer hausärztlichen Praxis ohne Vorselektion des Patientengutes. Im Folgenden sollen beispielhaft einige Tonschwellenaudiogramme und die dazugehörigen DP-Audiogramme dargestellt werden.

Der Patient L.F. war zum Untersuchungszeitpunkt knapp 4 Jahre alt und wurde zur Durchführung der Kindervorsorgeuntersuchung U 8 in der Praxis vorgestellt. Abb. 4.4.3.1 zeigt das Tonschwellenaudiogramm, Abb.4.4.3.2 das Ergebnis der DPOAE-Messung. Betrachtet man die Uhrzeit auf dem Ausdruck (15:36 und 15:43) lässt sich die zügige Durchführbarkeit des Testes erkennen. Die größte Hörschwellendifferenz von -15 dB (subjektive Hörschwelle minus geschätzte Hörschwelle) trat bei 1.5 kHz, linkes Ohr, auf. Die geringste Differenz betrug 1 dB bei 5 kHz, ebenfalls linkes Ohr.

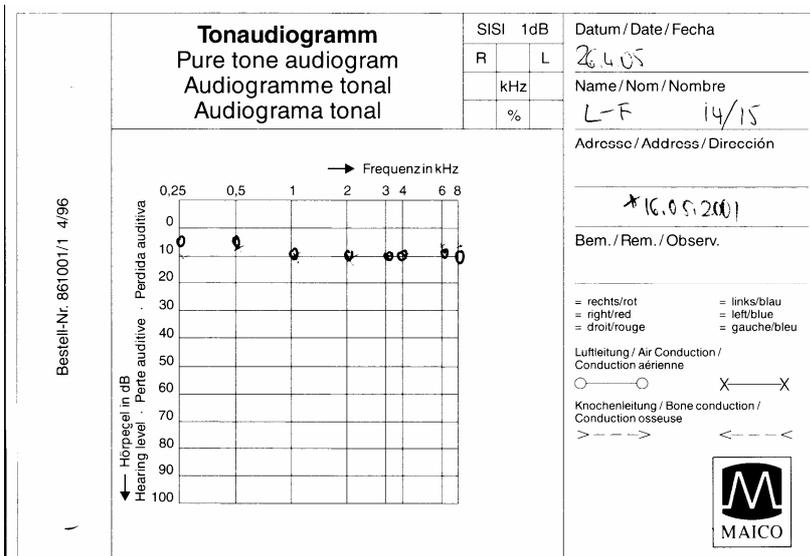


Abb. 4.4.3.1
Tonschwellen-
audiogramm des
Patienten L.F.

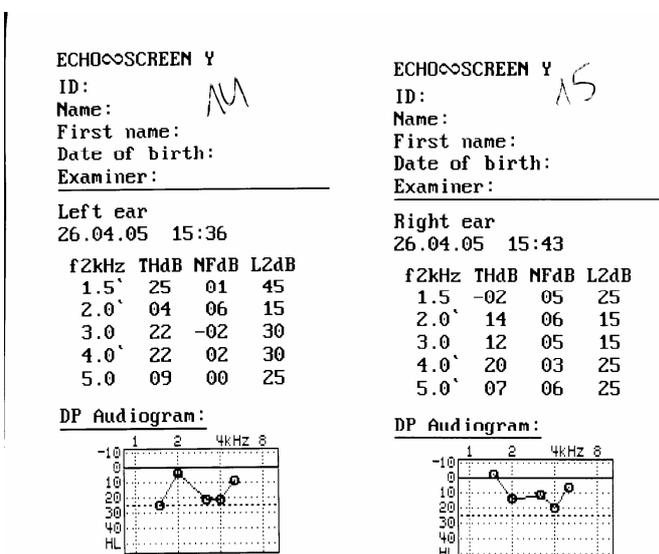


Abb. 4.4.3.2
DP-Audiogramm des
Patienten L.F.

Der 5-jährige Patient M.S. begab sich zu einer Kindervorsorgeuntersuchung in die Praxis. Abb. 4.4.3.3 zeigt das normale Tonschwellenaudiogramm, Abb. 4.4.3.4 das korrespondierende DP-Audiogramm. In diesem Beispiel war der Zeitaufwand für die DPOAE-Messung pro Ohr mit 4 Minuten (einschließlich Seitenwechsel der Sonde) besonders kurz. Die Übereinstimmung zwischen subjektiver und geschätzter Hörschwelle ist am rechten Ohr sehr gut, am linken Ohr betrug die Differenz maximal - 8 dB (1.5 kHz).

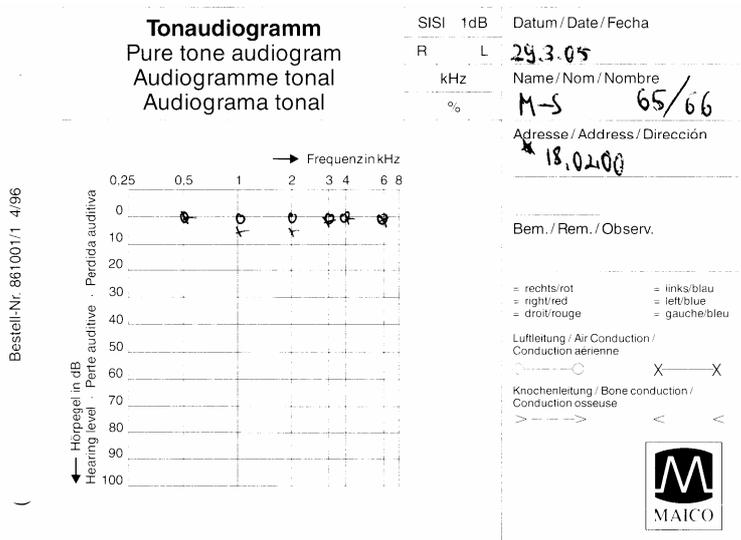


Abb. 4.4.3.3
Tonschwellenaudiogramm des Patienten M.S.

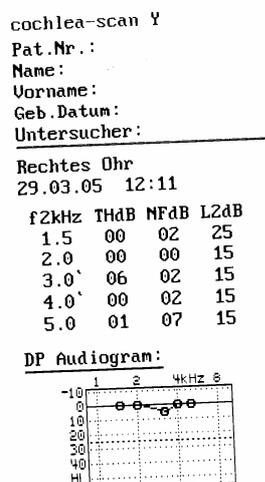
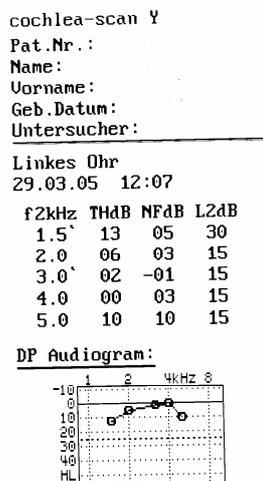


Abb. 4.4.3.4
DP-Audiogramm des Patienten M.S..

Der 13jährige Patient C.G. stellte sich im Rahmen einer Jugendvorsorgeuntersuchung für die Gehörtestungen zur Verfügung. Abb. 4.4.3.5 und 4.4.3.6 zeigen Tonschwellenaudiogramm und DP-Audiogramm. Auch in diesem Beispiel ging die Messung durch DPOAE zügig vonstatten (ca. 8 Minuten pro Ohr einschließlich Wechsel der Gehörganggsonde). Die Hörschwellendifferenzen zwischen subjektiver und geschätzter Hörschwelle lagen bei maximal -11 dB (rechtes Ohr, 1.5 kHz), minimal bei 2 dB (linkes Ohr, 5 kHz).

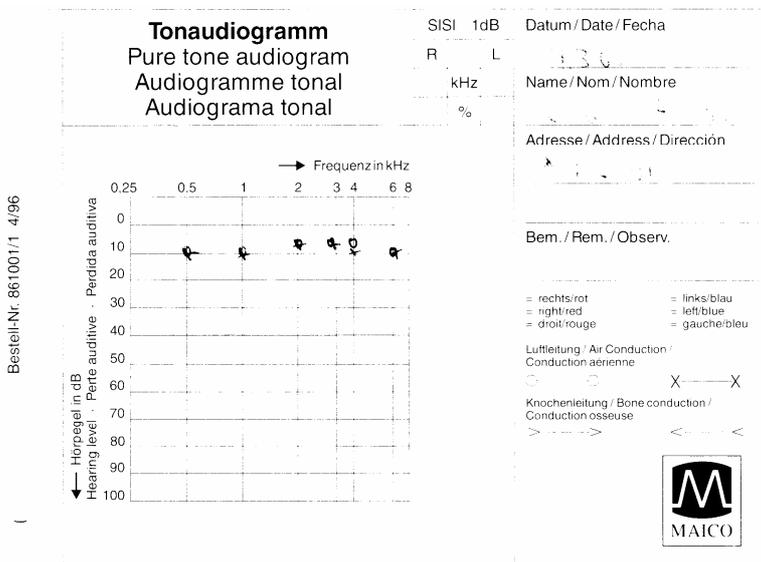


Abb. 4.4.3.5
Tonschwellenaudiogramm des Patienten C.G.

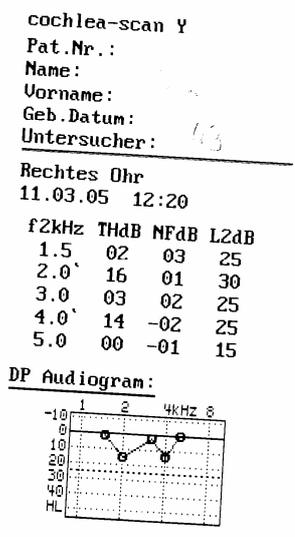
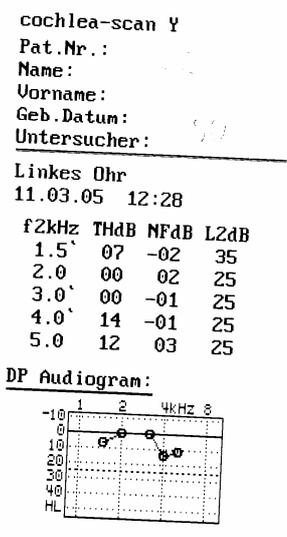


Abb. 4.4.3.6
DP-Audiogramm des Patienten C.G.

Die 23-jährige Patientin D.G. stellte sich in der Praxis wegen einer Sportverletzung vor und ließ während der Wartezeit ein Gehörscreening durchführen. Abb. 4.4.3.7 zeigt einen Normalbefund im Tonschwellenaudiogramm (Hörschwelle 0 dB), Abb. 4.4.3.8 stellt das DP-Audiogramm dar. Die Hörschwellendifferenz betrug maximal -7 dB (rechtes Ohr, 2 kHz) und minimal 0 dB (beide Ohren, mehrere Frequenzen). Die DPOAE-Hörschwellenschätzung dauerte 4 Minuten pro Ohr.

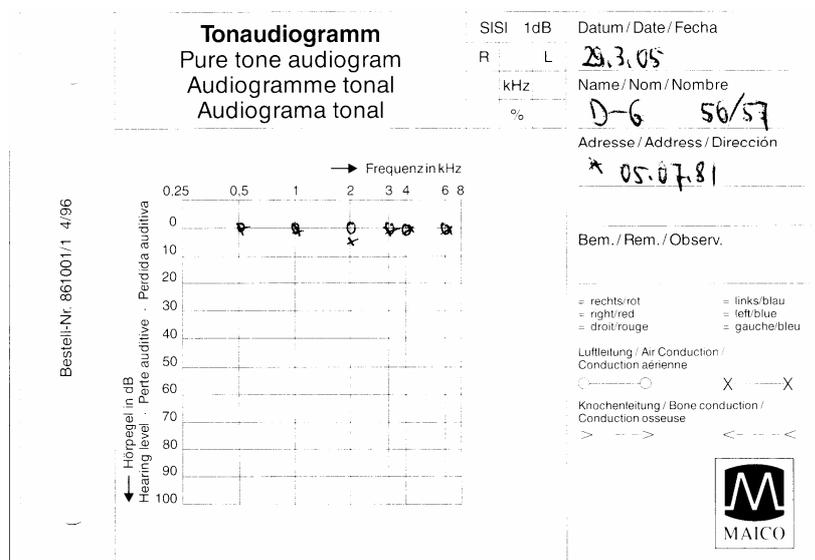


Abb. 4.4.3.7
Tonschwellenaudiogramm der Patientin D.G.

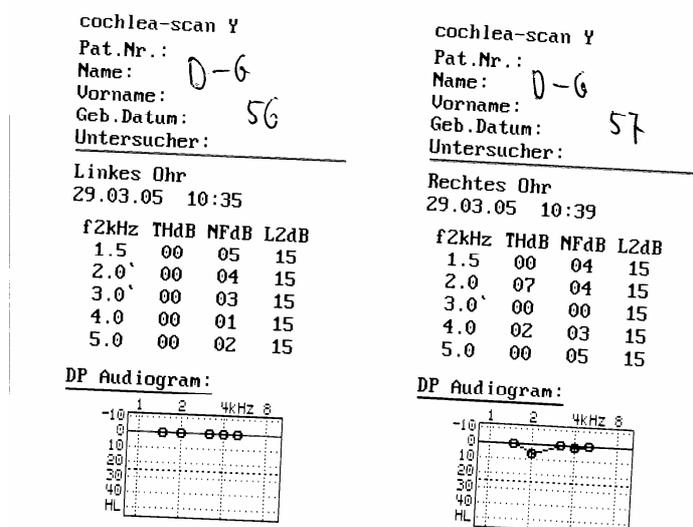


Abb. 4.4.3.8
DP-Audiogramm der Patientin D.G.

Ein weiteres Beispiel für diese Altersgruppe ist die Patientin R.B., 24 Jahre, die sich wegen einer Tauch-Tauglichkeitsuntersuchung einer Hörtestung unterzog. Abb. 4.4.3.9 zeigt das normale Tonschwellenaudiogramm, Abb. 4.4.3.10 das DP-Audiogramm. Die Hörschwellendifferenzen zwischen beiden Audiogrammen liegen bei maximal 15 dB (linkes Ohr, 1.5 kHz) und minimal 2 dB (linkes Ohr, 3 kHz). Die Durchführung der DPOAE war in diesem Beispiel bei sehr guter Compliance der Patientin mit 2 Minuten pro Ohr sehr kurz (Startzeit 11:44 links, 11:46 rechts).

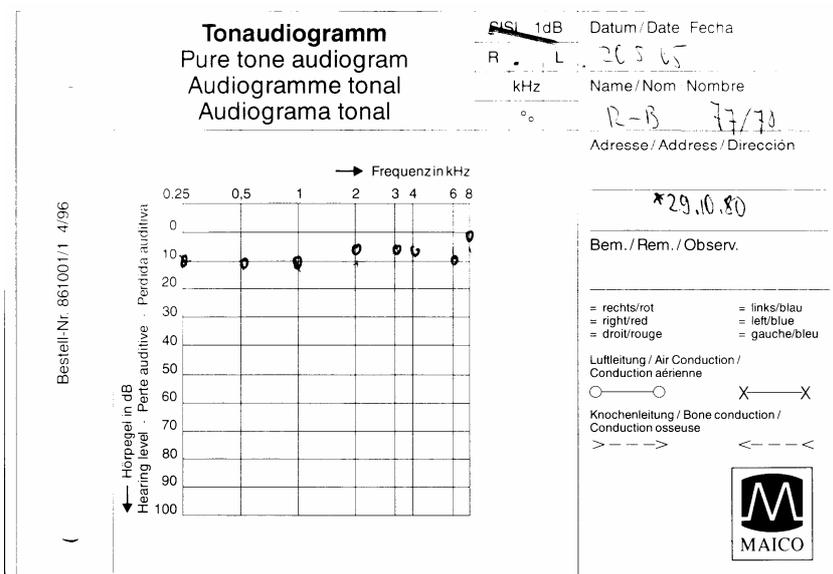


Abb. 4.4.3.9
Tonschwellen-
audiogramm der
Patientin R.B.

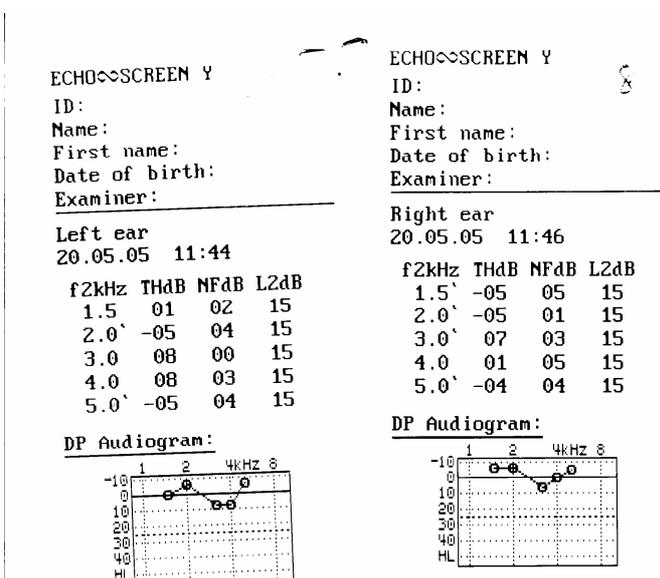


Abb. 4.4.3.10
DP-Audiogramm der
Patientin R.B.

Bei dieser Patientin soll noch einmal beispielhaft das Normalergebnis der Tympanometrie dargestellt werden. (Abb.4.4.3.11)

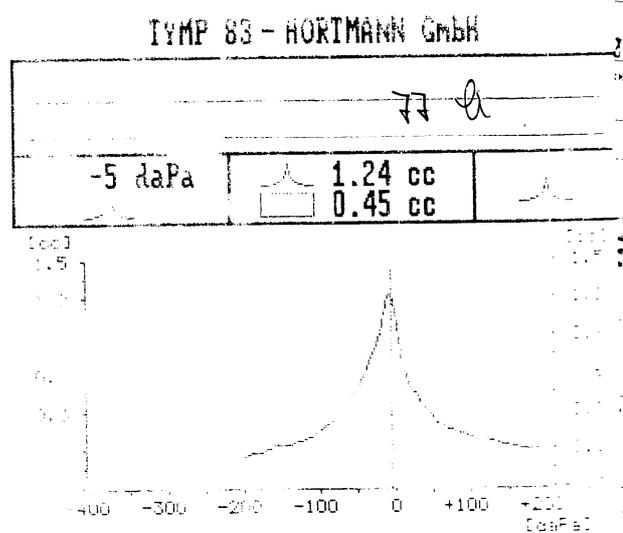
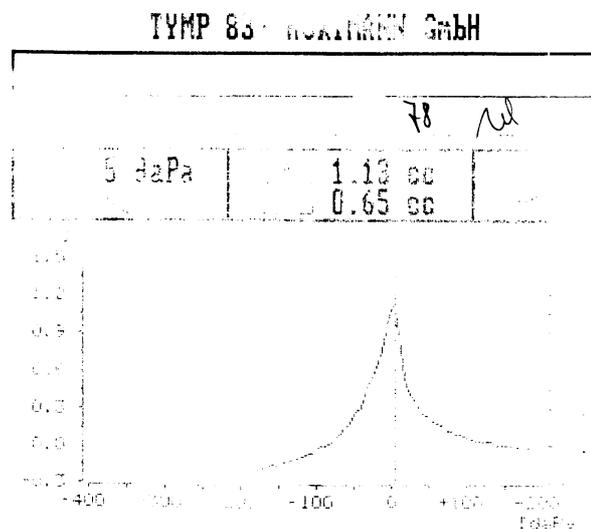


Abb. 4.4.3.11
Tympanogramm der Patientin R.B.
oben linkes Ohr
unten rechtes Ohr



Patientin I.R., 42 Jahre, repräsentiert die Altersgruppe der reiferen Erwachsenen. Bei dieser Patientin wurde im Rahmen einer betriebsmedizinischen Untersuchung eine audiologische Untersuchung durchgeführt. Abb. 4.4.3.12 und 4.4.3.13 zeigen subjektive Tonschwellenaudiometrie und DP-Audiogramm. Es besteht eine maximale Hörschwellendifferenz von -11 dB (rechtes Ohr, 5 kHz). Die niedrigste Differenz betrug 1 dB (linkes Ohr, 5 kHz). Die Testdauer pro Ohr betrug 4 Minuten.

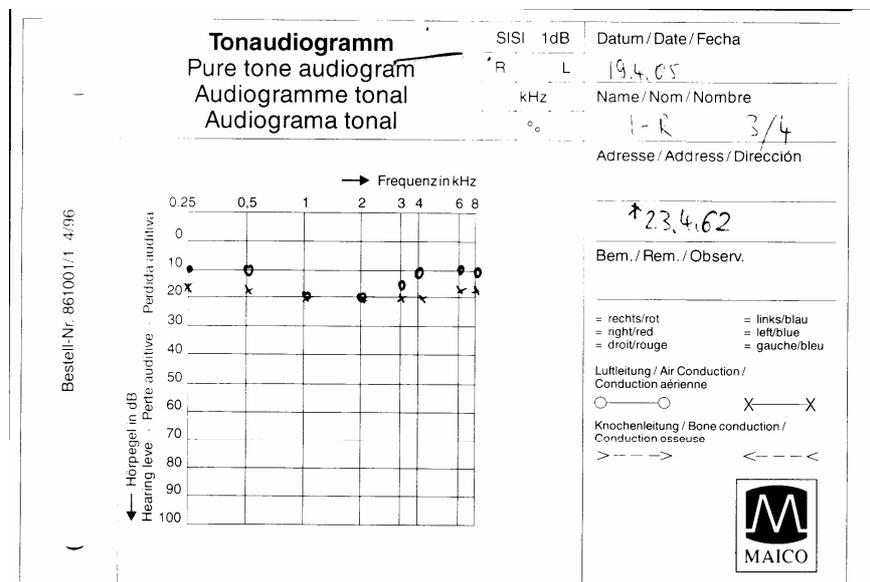


Abb. 4.4.3.12
Tonschwellenaudiogramm der Patientin I.R.

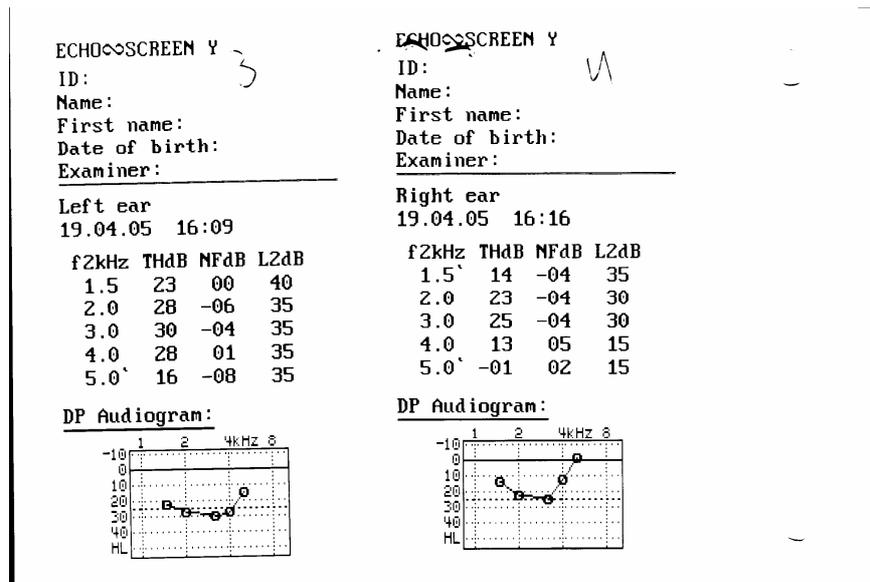


Abb. 4.4.3.13
DP-Audiogramm der Patientin I.R.

Die 47jährige Patientin T.R. war aus orthopädischen Gründen in der Hausarztpraxis, erklärte sich aber zu einer audiologischen Testung bereit, wie Abb. 4.4.3.14 und 4.4.3.15. zeigen. Die höchste Hörschwellendifferenz (subjektive Hörschwelle minus geschätzte Hörschwelle) betrug 15 dB (linkes Ohr, 1.5 kHz), die niedrigste 0 dB (linkes Ohr, 4 kHz). Die DPOAE-Messdauer war mit 4 Minuten pro Ohr sehr kurz.

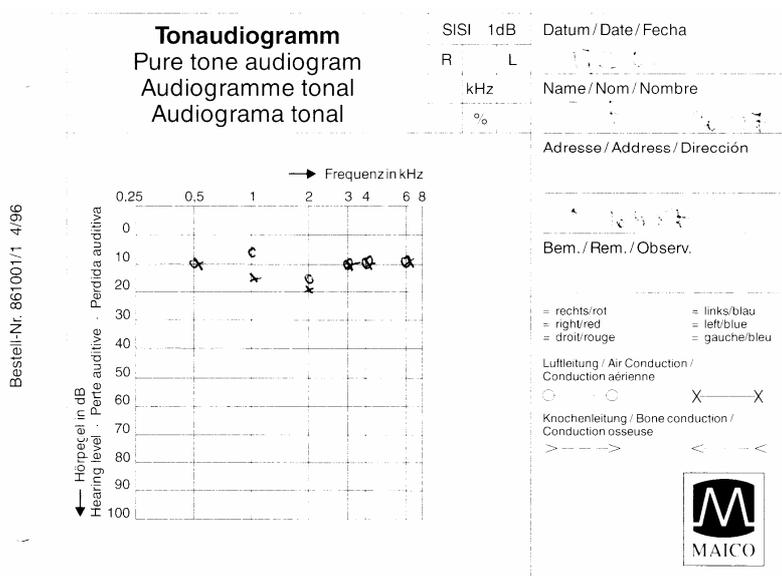
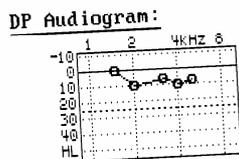


Abb. 4.4.3.14
Tonschwellen-
audiogramm der
Patientin T.F.

cochlea-scan Y
Pat.Nr.:
Name:
Vorname:
Geb. Datum:
Untersucher: 25

Linkes Ohr
17.02.05 16:17

f2kHz	THdB	NFdB	L2dB
1.5	00	08	15
2.0	10	04	15
3.0	07	06	15
4.0	10	-03	15
5.0	08	05	25



cochlea-scan Y
Pat.Nr.:
Name:
Vorname:
Geb. Datum:
Untersucher: 24

Rechtes Ohr
17.02.05 16:21

f2kHz	THdB	NFdB	L2dB
1.5	00	02	15
2.0	15	-01	25
3.0	07	04	25
4.0	08	00	15
5.0	04	07	15

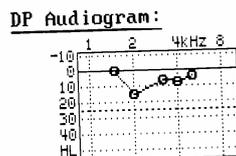


Abb. 4.4.3.15
DP-Audiogramm der
Patientin T.F.

Patient J.S., 58 Jahre, unterzog sich einer audiologischen Untersuchung im Rahmen einer Fahrerlaubnisuntersuchung. Abb. 4.4.3.16 und 4.4.3.17 zeigen die Testergebnisse. Bei 3 kHz konnte am linken Ohr keine ausreichende I/O-Funktion mehr ermittelt werden. Die größte Hörschwelldifferenz lag bei 18 dB (rechtes Ohr, 5 kHz), die niedrigste bei 0 dB (rechtes Ohr, 3 kHz). Die Testdauer betrug 7 Minuten pro Ohr.

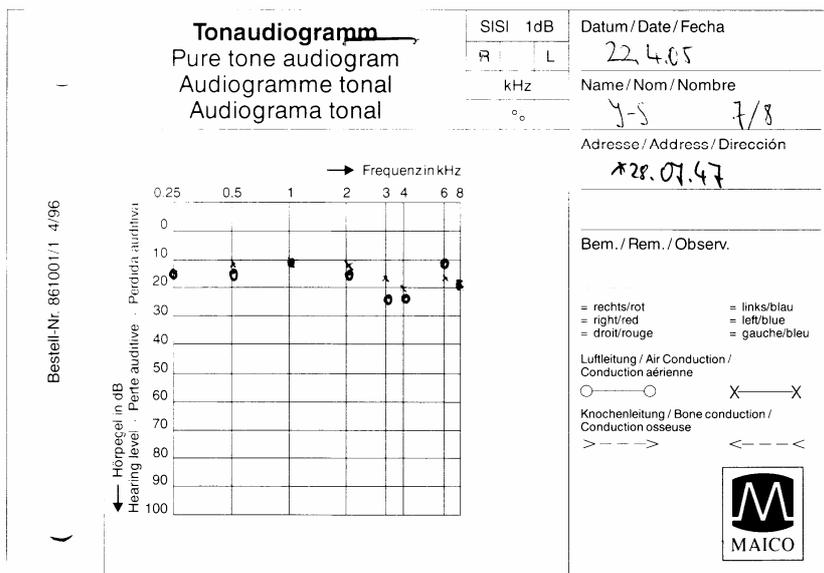


Abb. 4.4.3.16
Tonschwellen-
audiogramm des
Patienten J.S.

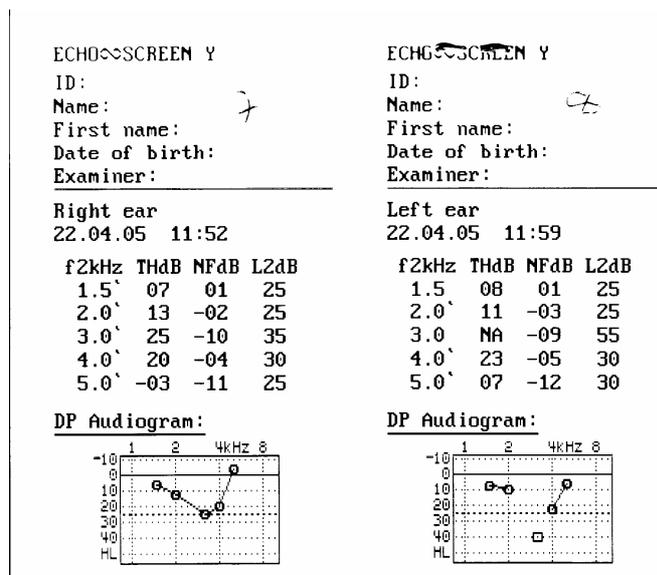


Abb. 4.4.3.17
DP-Audiogramm des
Patienten J.S.

Bei den älteren Patienten waren zunehmend Hörverluste im Sinne von Presbyakusis festzustellen. Patient D.P., 64 Jahre, zeigt ein typisches Tonschwellenaudiogramm (Abb.4.4.3.18) mit deutlichem Hörverlust ab 3 kHz. Das zugehörige DP-Audiogramm (Abb.4.4.3.19) zeigt nur am rechten Ohr für die Frequenzen 1.5 und 2 kHz eine I/O-Funktion mit je 20 dB; bei den höheren Frequenzen sowie am linken Ohr waren die Extrapolationskriterien nicht mehr erfüllt bzw. ließ sich aufgrund des Hörverlustes keine DPOAE-Antwort mehr ermitteln. Somit ist die Angabe einer Hörschwellendifferenz in diesem Beispiel nicht sinnvoll. Die Dauer für die Durchführung der DPOAE war mit 9 Minuten pro Ohr erwartungsgemäß länger als bei den vorangegangenen Beispielen.

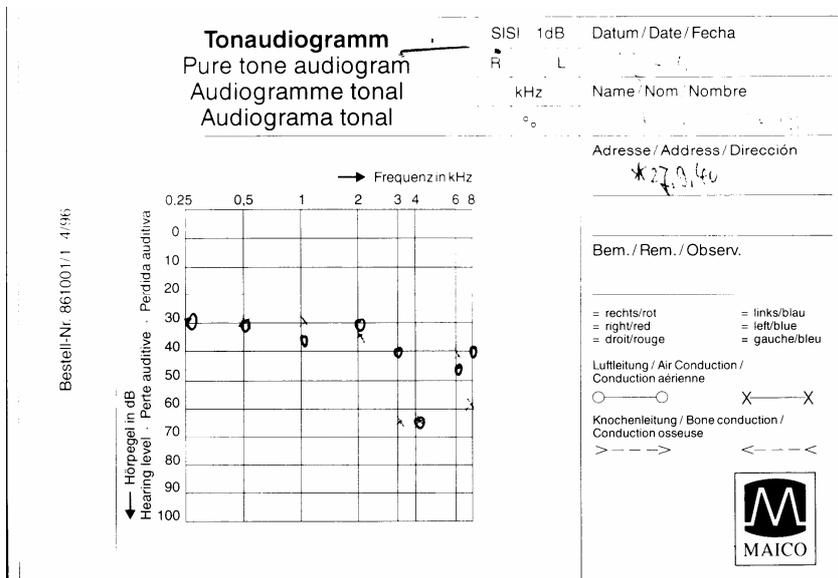


Abb. 4.4.3.18
Tonschwellen-
audiogramm des
Patienten D.P.

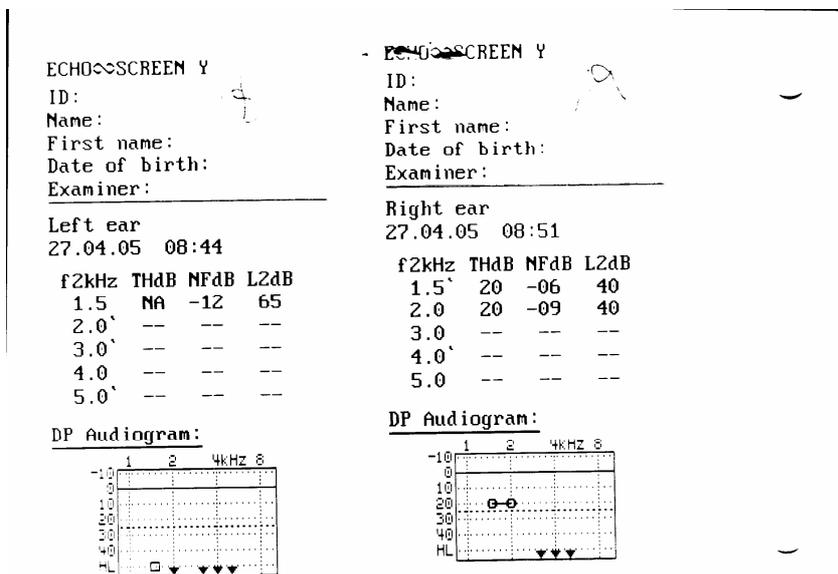


Abb. 4.4.3.19
DP-Audiogramm des
Patienten D.P.

Die älteste Patientin aus dem Untersuchungskollektiv war die 78-jährige R.Z., die im Rahmen einer allgemeinen Vorsorgeuntersuchung auch audiologisch untersucht wurde. In Abb. 4.4.3.20 ist das Tonschwellenaudiogramm dargestellt, in Abb. 4.4.3.21 das DP-Audiogramm mit dem Cochlea-Scan. Die subjektiven Hörschwellen betragen bestenfalls 40 dB. Erwartungsgemäß konnten keine DPOAE-Antworten mehr ermittelt werden. In diesem Beispiel lassen sich die Grenzen des Cochlea-Scans gut darstellen. Die Angabe einer Schwellendifferenz ist nicht möglich. Die Cochlea-Scan-Testdauer betrug für jedes Ohr 7 Minuten.

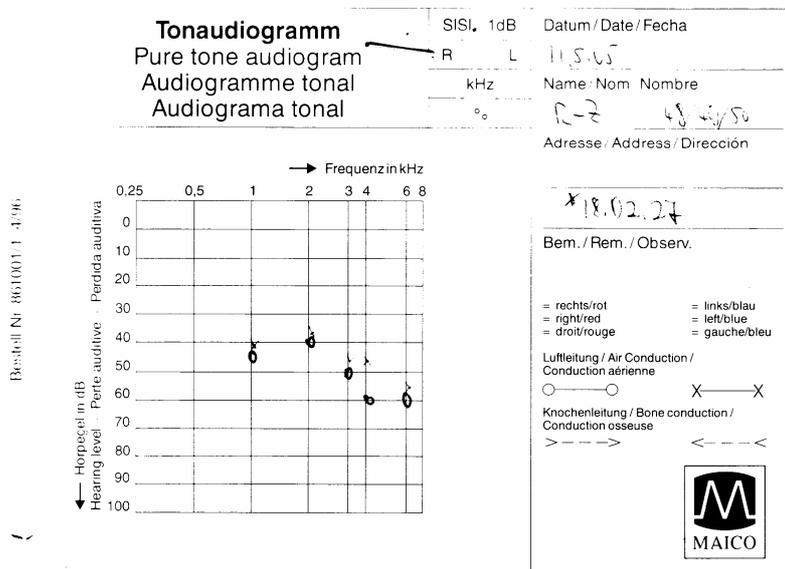


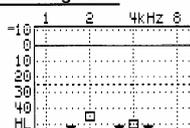
Abb. 4.4.3.20
Tonschwellenaudiogramm der Patientin R.Z.

ECHO∞SCREEN Y
ID:
Name:
First name:
Date of birth:
Examiner:

Left ear
11.05.05 10:45

f2kHz	THdB	NFdB	L2dB
1.5	--	--	65
2.0	NA	-13	60
3.0	--	--	--
4.0	NA	-20	65
5.0	--	--	--

DP Audiogram:



ECHO∞SCREEN Y
ID:
Name:
First name:
Date of birth:
Examiner:

Right ear
11.05.05 10:52

f2kHz	THdB	NFdB	L2dB
1.5	--	--	65
2.0	--	--	65
3.0	--	--	--
4.0	--	--	--
5.0	--	--	--

DP Audiogram:

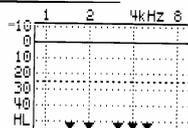


Abb. 4.4.3.21
DP-Audiogramm der Patientin R.Z.

Auch bei der Patientin R.Z. wurde zur Differenzierung von einer Mittelohrschwerhörigkeit ein Tympanogramm angefertigt. Abb. 4.4.3.22 zeigt den Normalbefund für diese Patientin.

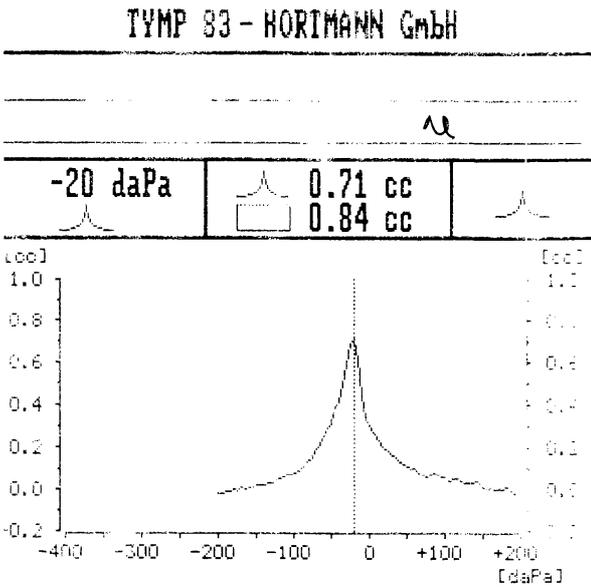
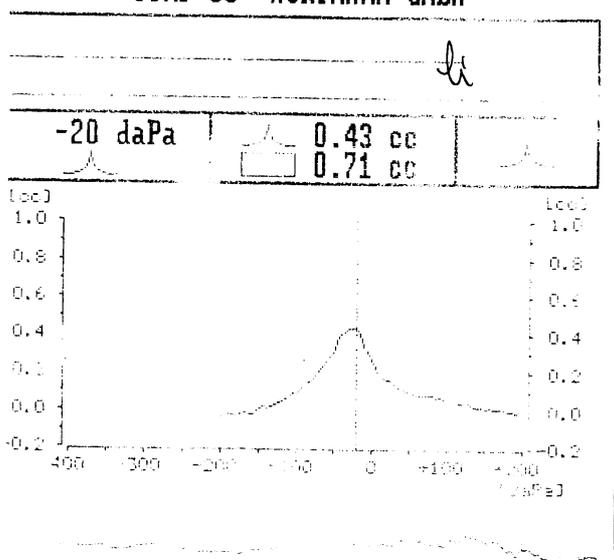


Abb. 4.4.3.22
Tympanogramm der Patientin R.Z.
oben rechtes Ohr
unten linkes Ohr



5. Diskussion

5.1 Korrelation zwischen Cochlea-Scan-Hörschwelle und subjektiver Hörschwelle

In der vorliegenden Arbeit wurden zwei Methoden zur Bestimmung der Hörschwelle durchgeführt und verglichen. Hierbei wurde ein neu entwickeltes Handgerät mit automatisiertem Messablauf zur Bestimmung der Hörschwelle mittels DPOAE verwendet. Dieses sog. Cochlea-Scan-Gerät wurde bisher, soweit dem Verfasser bekannt, nur in speziellen audiologischen Sprechstunden eingesetzt. In dieser Arbeit kam das Gerät jedoch unter alltäglichen Praxisbedingungen bei zufällig ausgesuchten 96 Patienten zum Einsatz; 46 dieser Patienten wiesen im Tonschwellenaudiogramm ein normales bis geringgradig eingeschränktes Hörvermögen auf. Bei 50 Patienten ließ sich ein Hörverlust von mehr als 15 dB HL feststellen. Die Korrelation zwischen der geschätzten DPOAE-Hörschwelle und der subjektiven Hörschwelle erfolgte unabhängig von einer eventuell vorliegenden Schwerhörigkeit. Aufgrund methodischer Einschränkungen der DPOAE-Messung kann man die Hörschwellen ab einem geschätzten Hörverlust von 45 dB nicht in Beziehung setzen.

Die Schätzung der Hörschwelle beim Cochlea-Scan-Gerät geschieht auf der Basis einer I/O-Funktion der DPOAE und deren Extrapolation (s. Abb. 3.2.2.1). Wie die Ergebnisse (Kap.4) zeigen, korreliert die geschätzte Hörschwelle gut mit der Hörschwelle im Tonschwellenaudiogramm. Dies lässt sich durch die signifikante Regressionsanalyse sowie den geringen Schätzfehler belegen (s. Abb. 4.3.5). In 50,8 % der Fälle lag die geschätzte Hörschwelle innerhalb eines Korridors von ± 5 dB im Vergleich zur Hörschwelle des Tonschwellenaudiogrammes, 87,9 % innerhalb ± 15 dB. Hierbei ist zu bedenken, dass der kleinste Pegelschritt des hier verwendeten, praxisüblichen Audiometers 5 dB betrug und schon dadurch gewisse Abweichungen der Hörschwellen unvermeidbar sind.

In früheren Publikationen konnte häufig eine Verminderung der Aussagekraft der DPOAE-Messungen für höhere Frequenzbereiche berichtet werden (*Kemp et al. 1986, Harris 1990, Wagner und Plinkert 1999*), da cochleäre Hörstörungen grundsätzlich gehäuft in diesen Frequenzbereichen auftreten und dadurch die messbaren Emissionsquoten abnehmen. Für $f = 4$ bzw. 5 kHz sind otoakustische Emissionen nicht messbar, wenn der Hörverlust mehr als 50 dB beträgt. Tonschwellenaudiometrisch lässt sich in diesen Fällen durchaus eine Hörschwelle > 50 dB bestimmen, es gelingt dann aber keine Korrelation zur DPOAE-Hörschwelle. Das Patientenkollektiv, das in dieser Arbeit untersucht wurde, bestand überwiegend aus Probanden mit einer Hörschwelle bis 50 dB (auch bei 4 und 5 kHz), so dass die Korrelation zwischen Tonschwellenaudiogramm und DPOAE-Messung in den meisten Fällen möglich war. Demzufolge besteht kein Widerspruch zu den oben erwähnten Publikationen.

Die Möglichkeit der Hörschwellenschätzung mittels Distorsionsprodukte otoakustischer Emissionen wurde bereits in vorläufigen Studien belegt (*Boege und Janssen 2002, Gorga et.al. 2003.*). Jedoch handelt es sich bei diesen Studien um Arbeiten, bei denen die Hörschwellenschätzung nur mit labortauglichen Meßsystemen erfolgte. So legten zum Beispiel *Boege* und *Janssen* in ihrer Publikation die Zuverlässigkeit der Hörschwellenschätzung mittels extrapolierte DPOAE I/O-Funktion dar, unter anderem im Vergleich mit der Hörschwellenbestimmung mittels Tonschwellenaudiometrie. Sie ermittelten dabei einen Korrelationskoeffizienten von $r = 0.65$.

In der vorliegenden Arbeit wurde die Hörschwellenschätzung ebenfalls durch Extrapolation der DPOAE Input/Output-Funktion durchgeführt; die Besonderheit lag darin, dass es sich bei dem entsprechenden Gerät um ein neuartiges Handgerät handelte. Die Ergebnisse der Vergleiche zwischen geschätzter DPOAE-Hörschwelle und der durch Tonschwellenaudiogramm ermittelten Hörschwelle wurden bereits in Kapitel 4.3 beschrieben. Wichtig ist es festzuhalten, dass sich die per Handgerät ermittelten DPOAE in ihren

Eigenschaften grundsätzlich nicht von den DPOAE, die mit labortauglichen Gerätschaften ermittelt wurden, unterscheiden. Die Korrelation der Cochlea-Scan-DPOAE zum Tonschwellenaudiogramm liegt mit $r = 0.62$ im Bereich der oben zitierten Publikation.

5.2 Testperformance

Alle 96 Probanden tolerierten die DPOAE-Ermittlung mit dem Cochlea-Scan sehr gut. Es gab keine Beanstandungen hinsichtlich Applikation der Gehörgangssonde, Lautstärke der Testfrequenzen oder Untersuchungsdauer. Die Bestimmung der Hörschwelle im Tonschwellenaudiogramm erforderte bei den Patienten wesentlich mehr Geduld und Aufmerksamkeit. Die meisten Patienten beurteilten das Cochlea-Scan als angenehme Messmethode, nicht zuletzt wegen der geforderten Passivität des Probanden.

Lediglich Kleinkinder zeigten sich gelegentlich unruhig und tolerierten den Fremdkörper im Gehörgang nur widerwillig, aber immerhin bereitwilliger als den Kopfhörer bei der Tonschwellenaudiometrie. Daher scheint das Cochlea-Scan in dieser Altersgruppe eine durchaus praktikable Methode zur Funktionsabschätzung des Gehörs zu sein. Zur genauen Ermittlung des Hörvermögens bedarf es aber zusätzlich spezieller und etablierter Methoden zur Hörprüfung. Dies bleibt dem Hals-Nasen-Ohren-Facharzt vorbehalten.

In den durchgeführten Messungen kam es bei fünf Cochlea-Scans zu keinem verwertbaren Ergebnis, da keine Dichtigkeit des Gehörganges mit der Gehörgangssonde erzielt werden konnte (trotz mehrfachen Wechsels der unterschiedlich großen Ohroliven). Bei diesen fünf Probanden war die Durchführung des konventionellen Tonschwellenaudiogramms problemlos möglich und auch nicht pathologisch. Es lag auch keine Entzündung oder Ceruminalpfropf im Gehörgang vor.

Des Weiteren war die Schätzung der Hörschwelle mit dem Cochlea-Scan-Gerät bei Patienten mit akuten Mittelohrproblemen unzuverlässig. In Kapitel 4.4.2 wurden exemplarisch zwei Patienten vorgestellt, wobei bei einem Patienten die Übereinstimmung der beiden Meßmethoden gut war, beim anderen nicht. Leider reichte die geringe Anzahl von insgesamt 10 Patienten nicht aus, um statistisch genauere Angaben zu möglichen Interferenzen zwischen Mittelohrerkrankung und Cochlea-Scan-Messung zu erheben.

Das Cochlea-Scan ist ein Gerät zur Erfassung von Distorsionsprodukten otoakustischer Emissionen. Die gemessene Schallemission, die schließlich zur Berechnung des Hörverlustes führt, wird im Innenohr von den äußeren Haarzellen generiert. Diese sind aber nur bis zu einem Primärtonpegel von ca. 60 dB an der Schallverarbeitung beteiligt, denn höhere Schallpegel werden direkt von den inneren Haarzellen verarbeitet. Es kommt daher bei Primärtonpegeln von über 60 dB physiologischerweise nicht zu einer Emission von DPOAE. Allgemein liegt die Grenze der Erfassbarkeit von Hörverlusten mittels DPOAE bei ca. 45 dB HL.

Beim Cochlea-Scan-Gerät werden zur Extrapolation der I/O-Funktion mit der Primärtonpegelachse und somit der Hörschwellenschätzung mindestens drei Emissionen benötigt. Bei Hörverlusten ab ca. 40 dB HL waren häufig diese drei Mindestemissionen nicht abzuleiten, so dass keine Schwellenschätzung erfolgen konnte. Außerdem nahm die Ermittlung der DPOAE dadurch mehr Zeit in Anspruch als bei einem normalen Hörvermögen. Bei Hörverlusten ab 40- 45 dB HL ist daher der Einsatz des Cochlea-Scan-Gerätes nur sehr eingeschränkt möglich. Die beiden Beispielpatienten H.W. und N.S. aus Kap. 4.2.1 belegen dies.

5.3 Handhabbarkeit des Cochlea-Scans™

Die gängige, bisher in der Arztpraxis etablierte Methode ist die Hörschwellenbestimmung mittels der konventionellen Tonschwellenaudiometrie, üblicherweise mittels Luftleitung. Diese Methode setzt eine konzentrierte Mitarbeit des Probanden voraus, da der Proband selbst den Zeitpunkt der Tonwahrnehmung detektieren muss; je nach Auffassungsgabe und Alter bereitet dies durchaus Probleme. Bei optimalem Ablauf dauert die Erstellung eines Tonschwellenaudiogrammes pro Ohr ca. 5-8 Minuten. Darüber hinaus ist bei dieser Methode die dauernde Anwesenheit und Mitarbeit einer geschulten Person, meistens eines medizinischen Assistenzpersonals, erforderlich, um die Testfrequenzen nacheinander dem Probanden darzubieten.

Auch das Alter des Probanden stellt oft ein Problem dar. Bei Kleinkindern besteht häufig keine Toleranz gegenüber den Kopfhörern. Ebenso ist die Compliance oft fragwürdig. Bei Kindern kann aufgrund Aufmerksamkeitsproblemen die Testdauer auch erheblich verlängert sein. Nach den Erfahrungen in der hausärztlichen Praxis ist ein aussagekräftiges Tonschwellenaudiogramm erst ab einem Alter von 4 Jahren möglich. Aber eben in der Altersgruppe unter 4 Jahren wäre ein sicheres Testverfahren zur Früherkennung von Hörstörungen (z.B. nach Otitiden) wünschenswert.

Da es sich bei der Tonschwellenaudiometrie um ein subjektives Messverfahren handelt, besteht die Möglichkeit der Simulation von Hörschäden durch den Probanden. Bei Verdacht auf Simulation muss dann durch teils sehr aufwändige weitere Untersuchungen die Hörsituation objektiviert werden.

Nach den hier vorliegenden Ergebnissen hat das für diese Dissertation verwendete Handgerät Cochlea-Scan™ der Firma Fischer-Zoth gegenüber dem konventionellen Tonschwellenaudiogramm einige Vorteile, die sich wie folgt darstellen:

Das Gerät erfordert keinerlei aktive Mitarbeit seitens der Probanden. Die Applikation der Testfrequenzen und die Detektion der „Antwort“ erfolgt automatisch. Der Proband muss lediglich die im Gehörgang applizierte Sonde tolerieren und Störgeräusche vermeiden. Das Einsetzen der Gehörgangssonde erfolgt schmerzlos, da es für verschiedene Gehörgangsgrößen unterschiedliche Sondenaufsätze gibt. Für den erfolgreichen Testabschluss ist es lediglich notwendig, für einen störungsfreien Sitz der Sonde ohne Verrutschen und ohne störenden Lärm von außen zu sorgen. Daher hat es sich bewährt, den Test am liegenden oder entspannt sitzenden Probanden durchzuführen. Der Testraum selbst sollte – wie auch beim Tonschwellenaudiogramm – möglichst geräuscharm sein.

Eine Simulation bzw. Aggravation durch den Probanden ist nicht möglich. Weiterhin zeigt das Gerät bei einer Manipulation der Gehörgangssonde eine Undichtigkeit an und führt daher zu der Möglichkeit, die Messung zu verwerfen.

Die Möglichkeit der Messung am liegenden Patienten ist insbesondere für Säuglinge und Kleinkinder die geeignete Methode; diese können bei der Testdurchführung sogar in direktem Körperkontakt zur Begleitperson/Mutter verbleiben. Eine Sedierung der Kinder ist daher nicht erforderlich. Da die Messung automatisch erfolgt, ist es auch möglich und bei Kleinkindern sogar wünschenswert, wenn die jungen Probanden während der Prozedur schlafen.

Die Durchführung der Messung erfordert nur wenig personellen fachmedizinischen Aufwand. Die Person, die das Gerät bedient, wählt zunächst die geeignete Sondengröße aus und setzt diese auf die Messsonde. Die Bedienung des Cochlea-Scans geht dann in wenigen Schritten vor sich: Einschalten des Gerätes, Wählen des Testmodus, Wählen des zu messenden Ohres, Teststart. Nach einer automatisch erfolgten Kalibrierung setzt die Messung der DPOAE I/O-Funktion mit der geschätzten Hörschwelle für die verschiedenen Frequenzen ein. Während dieser Zeit ist keinerlei Aktion des medizinischen Personals erforderlich, außer es kommt zu einer

Sondendislokation infolge unachtsamer Bewegungen der Probanden, wobei in den Messergebnissen ein entsprechender Hinweis erscheint. Erst beim Wechsel zum anderen Ohr ist wieder der Einsatz der medizinischen Fachkraft erforderlich.

Die Messzeit pro Ohr beträgt bei optimalen Bedingungen weniger als fünf Minuten und ist somit kürzer als bei der Tonschwellenaudiometrie. Bei einer Reihe von Messungen in der hausärztlichen Praxis war es möglich, den Testraum nach Initiierung des Cochlea-Scans leise zu verlassen und erst nach fünf bis zehn Minuten wieder zur Kontrolle des Testabschlusses zu betreten. Dies stellt eine erhebliche Zeitersparnis für das medizinische Personal dar. Ein kurzfristiges Belassen der Gehörgangssonde im Ohr nach erfolgter Messung ist problemlos, da sich das Gerät selbst abschaltet und keine Töne mehr emittiert werden. Nach Testabschluss entfernt die Fachkraft die auswechselbare Gehörgangssonde und befreit diese mit einem speziellen Reinigungswerkzeug von möglichen Cerumenresten.

Das Gerät ist aufgrund seines geringen Gewichtes von ca. 700 Gramm sehr gut bedienbar und sehr flexibel. Das Cochlea-Scan arbeitet während der DPOAE-Messungen im Akku-Betrieb und ist nicht an das Stromnetz angebunden. Daher wäre auch der ergänzende Einsatz zum Hörscreening beispielsweise auf Neugeborenen-Stationen denkbar, da das Gerät von Bett zu Bett getragen werden kann. Die Ladekapazität eines voll geladenen Akkus reicht für ca. 40- 50 Messungen. Die Messergebnisse werden nacheinander gespeichert und können auch noch nach Tagen durch manuelle Menüwahl entweder über einen Drucker ausgedruckt oder über eine Dockingstation auf einen elektronischen Datenträger übermittelt werden. Ein Einsatz zur „Serienmessung“ ist somit mit dem Cochlea-Scans sehr gut möglich.

Insgesamt ist die Handhabbarkeit des Cochlea-Scan-Gerätes gegenüber einem Tonschwellenaudiometer mit Kopfhörer deutlich einfacher und

praktikabler, allein schon aufgrund der kleineren Größe von Gerät und Gehörgangssonde.

6. Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Arbeit war die Untersuchung der Einsatztauglichkeit und Zuverlässigkeit der Hörschwellenschätzung auf der Basis extrapolierter DPOAE-I/O-Funktion mit einem neu entwickelten Handgerät, dem sog. Cochlea-Scan. Das Gerät führt automatisiert Messungen bei 5 Frequenzen zwischen 1.5 und 5 kHz durch und ermittelt eine geschätzte Hörschwelle. Diese geschätzte Hörschwelle wurde mit der durch Tonschwellenaudiometrie bestimmten, subjektiven Hörschwelle verglichen. Das Untersuchungskollektiv bestand aus 96 verschiedenen, zufällig in einer Hausarztpraxis ausgewählten Patienten zwischen 4 und 78 Jahren.

Grundsätzlich konnte gezeigt werden, dass das Handgerät methodisch und praktisch zum Hörscreening-Einsatz geeignet ist. Der Vergleich zum Tonschwellenaudiogramm zeigte eine gute Korrelation. Die Differenz der Hörschwellen betrug bei 50,8 % der Messungen weniger als 5 dB.

Das Cochlea-Scan-Gerät ist aus folgenden Gründen für den Einsatz zur Abschätzung des Hörverlustes in der Arztpraxis geeignet:

- Objektive und automatisierte Messmethode
- Zeit- und personalsparende Messmethode
- Einfache Bedienung
- Handlichkeit des Gerätes.

Allerdings muss betont werden, dass die Hörschwellenschätzung mittels DPOAE-Handgerät lediglich eine Funktionsbestimmung der äußeren Haarzellen darstellt. Eine fachkundige audiologische Diagnostik ist mit diesem Gerät nicht möglich. Der Einsatz des Cochlea-Scan-Gerätes ersetzt nicht die Hals-Nasen-Ohren-fachärztliche Untersuchung, kann aber als Ergänzung dienen.

Die Ermittlung der Hörschwelle mit dem Cochlea-Scan zeigte jedoch auch einige Probleme. Die wichtigste Einschränkung besteht darin, dass aufgrund der

Funktion der äußeren Haarzellen (welche die DPOAE emittieren) Hörverluste nur bis 40-50 dB erfassbar sind. Höhergradige Hörverluste führen zu keinen verwertbaren otoakustischen Emissionen mehr, es kann grundsätzlich keine Hörschwellschätzung mehr durchgeführt werden. Dies gilt aber nicht nur für die hier verwendeten DPOAE, sondern für alle OAE-Typen.

Die auffallend breite Streuung der Schwellendifferenzen bei 3 kHz sowie die erhöhte Anzahl der Fehlmessungen bei dieser Frequenz sollte Anlass dazu sein, die gerätetechnischen Eigenschaften des Cochlea-Scans zu überprüfen; eventuell handelt es sich hierbei um eine Fehlkoppelung zwischen Sender und Mikrofon in der Ohrsonde.

Ein weiteres Problem stellte sich bei den Patienten mit Mittelohrerkrankungen dar. Hier scheint die DPOAE-Messung unzuverlässig und ungenau zu sein. Zur Etablierung der Methode in der klinischen Praxis sind diesbezüglich weitere Untersuchungen erforderlich.

Bei Ausschluss einer Schallleitungsstörung mit Hilfe der Tympanometrie bietet die hier untersuchte Methode die Möglichkeit der schnellen und relativ frequenzgenauen Erfassung der cochleären Hörfunktion. Das Gerät kann als einfach durchzuführende Screening-Methode eingesetzt werden, ersetzt aber nicht die fachärztliche audiologische Diagnostik.

Literaturverzeichnis

Békésy, G. von: Experiment in Hearing. McGraw-Hill, New York (1960)

Boege, P., Janssen, T., Kummer, P., Arnold, W.: Using DPOAE I/O-functions for pure-tone threshold estimation. Z. Audiol (Suppl. 1) (1998) 27-28

Boege, P., Janssen T.: Pure-tone threshold estimation from extrapolated distortion product otoacoustic emission I/O-function in normal and cochlear hearing loss ears. J. Acoust. Soc. Am. 111 (2002) 1810-1818

Boenninghaus, H.-G., Lenarz, T.: Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Springer Medizin Verlag Heidelberg (2007) 13. Auflage

Gorga, M.P., Neely, S.T., Bergman, B., Beauchaine, K.L., Kaminski, J.R., Peters, J., Jesteadt, W.: Otoacoustic emissions from normal-hearing and hearing impaired subjects: Distortion product responses. J. Acoust. Soc. Am. 93 (4) (1993) 2050-2060

Gorga, M.P., Neely, S.T., Dorn, P.A., Brenda M.H.: Further efforts to predict pure-tone thresholds from the distortion product otoacoustic emission input/output functions. J. Acoust. Soc. Am. 113 (2003) 3275-3284

Harris, F.P.: Distortion-product otoacoustic emissions in humans with high frequency sensorineural hearing loss. J. Speech Hear. Res. 33 (1990) 594-600

Janssen, T., Klein, A., Gehr, D.: Automatisierte Hörschwellenbestimmung bei Neugeborenen mit extrapolierten DPOAE-Wachstumsfunktionen. HNO 51 (2003) 971-980

Janssen, T., Kummer, P., Arnold, W.: Wachstumsverhalten der Distorsionsproduktemissionen bei kochleären Hörstörungen. Otorhinolaryngol. NOVA (1995) 34-46

Janssen, T.: Otoakustische Emissionen. In „Praxis der Audiometrie“, *Lehnhardt, E., Laszig, R.* (Hrsg.) Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York (2001), 8. Auflage

Janssen, T.: Schwellennahe und überschwellige Schallverarbeitung des Innenohres, Teil I: Physiologie und Pathophysiologie. *Z Audiol* 39 (4) (2000) 100-117

Janssen, T., Niedermeyer, H.P., Arnold, W.: Diagnostic of the Cochlear Amplifier by Means of Distortion Product Otoacoustic Emissions. *ORL* 68 (6) (2006) 334-339

Kemp, D.T., Bray, P., Alexander, L., Brown, A.M.: Acoustic emission cochleography- Practical aspects. *Scand. Audiol.* 25 (1986), 71-82

Kemp, D.T.: Stimulated acoustic emissions from the human auditory system. *J. Acoust. Soc. Am.* 64 (1978) 1386-1391

Klinke, R.: Die Verarbeitung von Schallreizen im Innenohr. *HNO* 35 (4) (1987) 139-148

Kummer, P., Janssen, T., Arnold, W.: The level and growth behaviour of the $2f_1-f_2$ distortion product otoacoustic emission and its relationship to auditory sensitivity in normal hearing and cochlear hearing loss. *J. Acoust. Soc. Am.* 103 (6) (1998) 3431-3444

Kummer, P., Janssen, T., Hulin, P., Arnold, W.: Optimum L_1-L_2 primary tone level separation remains independent of test frequency in humans. *Hear. Res.* 146 (2000) 47-56

Oswald, J., Janssen, T.: Weighted DPOAE Input/Output-functions: A tool for automatic assessment of hearing loss in clinical application. *Zeitschrift für Medizinische Physik*, Jahrgang 13, Heft 2 (2003) 93-98

Mrowinski, D., Scholz, G.: „Audiometrie- Eine Anleitung für die Praktische Hörprüfung“, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York (2006) 3. Auflage

Wagner, W., Plinkert, P.K.: The relationship between auditory threshold and evoked otoacoustic emissions. *Eur. Arch. Otorhinolaryngol.* (1999) 177-188

Zenner, H.P.: Die Kommunikation des Menschen: Hören und Sprechen. In: „Physiologie des Menschen“, *Schmidt, R.F.; Lang, F., Thews, G.* (Hrsg.), Springer Medizin Verlag Heidelberg, (2005) 29. Auflage

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Thomas Janssen für die Überlassung des Themas, Bereitstellung und Einweisung der Apparaturen sowie die Betreuung und Geduld während der Arbeit. Insbesondere hat Herr Prof. Janssen mein selbständiges wissenschaftliches Denken gefördert.

Ein herzlicher Dank gebührt auch Herrn Mack von der Firma Mack Medizintechnik GmbH in Pfaffenhofen für die unbürokratische Überlassung eines Tympanometers.

Weiterhin möchte ich mich herzlich bei Herrn Dipl.-Ing. Gerhard Hoferer für die Unterstützung bei den statistischen Auswertungen bedanken.

Insgesamt danke ich allen Personen, die mich zeitlich und moralisch unterstützt haben und es mir dadurch ermöglichten, diese Arbeit berufsbegleitend neben meiner Praxistätigkeit als niedergelassene Ärztin anzufertigen.

Lebenslauf

Persönliche Daten

Name: Wilma Maria Großkopf, geb. Maier
Geburtsdatum: 23.12.1961
Geburtsort: Kirchberg/Landkreis Regen
Wohnort: Ahornstrasse 2, 94574 Wallerfing
Familienstand: verheiratet

Schulbildung

1968-1972 St.-Wolfgang-Grundschule, Landshut
1972-1981 Sozialwissenschaftliches Gymnasium der Zisterzienserinnen in Seligenthal, Landshut

Berufsausbildung

1983-1989 Studium der Humanmedizin an der Ludwig-Maximilians-Universität in München
04/89 3. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung, Teilapprobation
06/89-11/90 Ärztin im Praktikum am Kreiskrankenhaus Osterhofen, Innere Medizin, Landkreis Deggendorf
01/91 Vollapprobation als Ärztin
01/91-03/92 Assistenzärztin am Bezirkskrankenhaus des Bezirks Niederbayern, Mainkofen, Landkreis Deggendorf
03/92-05/93 Assistenzärztin am Kreiskrankenhaus Osterhofen, Innere Medizin, Landkreis Deggendorf
seit 07/93 niedergelassene praktische Ärztin in Gemeinschaftspraxis mit Ehemann Dr.med. Josef Großkopf
seit 1993 Erwerb der Zusatzbezeichnungen Sportmedizin, Naturheilverfahren und Akupunktur