



(12) **EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

(43) Veröffentlichungstag:
16.08.2000 Patentblatt 2000/33

(51) Int. Cl.⁷: **A61B 5/12**

(21) Anmeldenummer: 00102878.6

(22) Anmeldetag: 11.02.2000

(84) Benannte Vertragsstaaten:
**AT BE CH CY DE DK ES FI FR GB GR IE IT LI LU
MC NL PT SE**
Benannte Erstreckungsstaaten:
AL LT LV MK RO SI

(30) Priorität: 11.02.1999 DE 19905743

(71) Anmelder:
• Priv. Doz. Dr.-Ing. Dr. med. habil. Thomas
Janssen
83104 Schönau (DE)
• Dr. rer. nat. Paul Boege
80634 München (DE)
• Univ.-Prof. Dr. med. Wolfgang Arnold
81295 München (DE)

(72) Erfinder:
• Priv. Doz. Dr.-Ing. Dr. med. habil. Thomas
Janssen
83104 Schönau (DE)
• Dr. rer. nat. Paul Boege
80634 München (DE)
• Univ.-Prof. Dr. med. Wolfgang Arnold
81295 München (DE)

(74) Vertreter:
Schwan, Ivo, Dipl.-Ing. (FH) et al
Möbus Schwan Wiese
Patentanwälte
Elfenstrasse 32
81739 München (DE)

(54) **Objektive Bestimmung der schwelennahen und überschwelligen Schallverarbeitung des Innenohres**

(57) Die Erfindung betrifft ein Verfahren und eine Vorrichtung zur objektiven und quantitativen Erfassung der schwelennahen und überschwelligen Schallverarbeitung des Innenohres, insbesondere zur Bestimmung der Hörschwelle, des Lautheitsanstieges und der Trennschärfe mit dem Ziel einer verbesserten und automatisierten Anpassung von Hörgeräten, zur Früherkennung von beginnenden Hörstörungen durch Lärmbelastung, zur Erfassung einer erhöhten Innenohr-Vulnerabilität, zur Diagnostik des cochleären Tinnitus und zur therapiebegleitenden Verlaufskontrolle. Die schwelennahen und überschwelligen Schallverarbeitungsmechanismen und deren Störung werden durch Messung von Distorsionsprodukten otoakustischer Emissionen (DPOAE) erfasst. Falls erwünscht, ermöglicht eine zusätzliche Messung von frühen auditorisch evozierten Potentialen (FAEP) die Erfassung hochgradiger Hörverluste, so dass eine Erfassung der Innenohrfunktionsstörung im gesamten Dynamikbereich ermöglicht wird. Die Applikation der die DPOAE und die FAEP auslösenden Schallreize und die Messung der DPOAE erfolgt mittels einer im Gehörgang platzierten Ohrsonde, die mindestens zwei Schallsender und ein Mikrophon aufweist. Die Ableitung der FAEP erfolgt über Klebeelektroden von der Kopfhaut. Vorzugsweise werden die erfassten Daten drahtlos, insbesondere mittels Infrarot- oder Funkübertragung, an einen Rechner zur Analyse wei-

tergegeben.

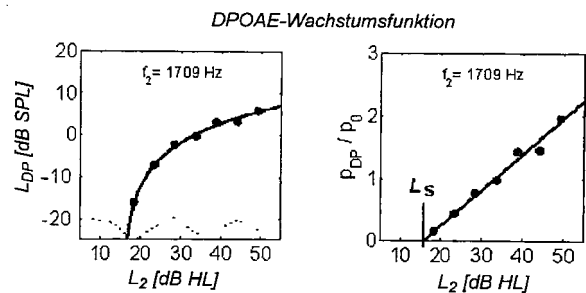


FIG. 4

Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren und eine Vorrichtung zur objektiven Bestimmung der schwelennahen und überschwelligen Schallverarbeitung des Innenohres.

5 **[0002]** Die Funktion des Gehörs kann auf zweierlei Arten gestört werden. Insbesondere können die schallaufnehmenden und schallverarbeitenden Hörsysteme, wie Mittel- und Innenohr, in ihrer Funktion derart eingeschränkt sein, dass Schallsignale zu leise (Hypoakusis), verzerrt (Hyperakusis) oder überhaupt nicht aufgenommen (Surditas) und an das Zentralnervensystem weitergeleitet werden, oder aber, das Gehör selbst kann Störsignale (Tinnitus) produzieren, die wie echte Schallsignale verarbeitet und bewusst wahrgenommen werden. Beide Symptome, Schwerhörigkeit und
10 Tinnitus, können gemeinsam oder unabhängig voneinander auftreten. Nach Schätzungen der Weltgesundheitsorganisation leiden 350 Millionen Menschen unter Hörstörungen - das entspricht 7 % der Weltbevölkerung. Nach neuesten epidemiologischen Studien leiden etwa 10 % der Bevölkerung Europas und der Vereinigten Staaten an Tinnitus.

[0003] Etwa 90 % aller Hörstörungen sind Störungen der Innenohrfunktion. Der Diagnostik der Innenohrschwerhörigkeit kommt daher eine ganz besondere Bedeutung zu. Trotz der großen Fortschritte der Hörphysiologie in den letzten Jahrzehnten werden die der Innenohrschwerhörigkeit zugrunde liegenden Pathomechanismen noch nicht in allen
15 Punkten verstanden. Somit sind nicht immer die Voraussetzungen für eine gezielte Behandlung (z.B. beim Tinnitus) oder für eine gezielte Prävention (z.B. Vorsorgeuntersuchungen bei Lärmarbeitern) gegeben.

[0004] Das stumme Stadium frühkindlicher Hörstörungen verläuft naturgemäß symptomarm, denn Verhaltens- und Vokalisationsmuster des hörgestörten Kindes sind bis zum siebten Lebensmonat weitgehend identisch mit denen normalhörender Säuglinge. Daher wird der Verdacht auf das Vorliegen einer Hörstörung in der Regel zu spät erhoben. Die Diskrepanz zwischen dem optimalen Therapiezeitpunkt, nämlich mindestens ab dem sechsten Lebensmonat, und der Diagnosestellung, die in Deutschland und in anderen europäischen Staaten bei zwei Jahren liegt, macht deutlich, dass alle Anstrengungen unternommen werden müssen, um eine möglichst frühe Diagnosestellung zu erreichen.
20

[0005] Aber auch bei Jugendlichen und Erwachsenen gewinnt mit der zunehmenden Belastung durch Lärm am Arbeitsplatz und in der Freizeit die Früherkennung von Hörstörungen immer mehr an Bedeutung. Die Gehörgefährdung durch überlaute Musik bewirkt in zunehmendem Maße Gehörschäden bei Jugendlichen, wie sie früher nur bei Lärmarbeitern auftraten. Lärm in Form zu lauter Musik, aber auch die allgemeine Lärmbelastung des Alltags führen besonders dann zu Gehörschäden, wenn eine Disposition in Form einer erhöhten Vulnerabilität des Innenohres vorliegt. Diese erhöhte Empfindlichkeit gegen Lärmbelastung kann durch perinatale Asphyxie oder andere pränatale oder frühkindliche Gesundheitsstörungen verursacht werden. Unter extremen Lärmbelastungen ist bei solchen vorgeschädigten Ohren mit besonders großen, oft bleibenden Hörverlusten und mit persistierendem Tinnitus zu rechnen.
25

[0006] Die akute oder chronische Überlastung des Gehörs durch Lärm bewirkt eine Funktionsstörung der äußeren Haarzellen des Cortischen Organs. Vieles deutet darauf hin, dass auch der Tinnitus als häufiges Begleitsymptom traumatischer Gehörschäden auf der Ebene der äußeren Haarzellen generiert wird. Auch beim Hörsturz, dessen Pathogenese heute noch unklar ist, wird eine Dysfunktion äußerer Haarzellen vermutet.
30

[0007] Da in den überwiegenden Fällen die Innenohrfunktionsstörung nicht durch medikamentöse Behandlung oder auf operativen Weg geheilt oder ausreichend gebessert werden kann, kommt ein großer Personenkreis für die Versorgung mit Hörgeräten in Betracht. Die Anzahl der in Deutschland von der Krankenkasse erstatteten Hörgeräte liegt bei über fünfhunderttausend im Jahr. Der Diagnostik und der Therapie der Innenohrschwerhörigkeit mit Hilfe von Hörgeräten kommt daher eine besondere Bedeutung zu.
35

[0008] Für die Hörgeräteanpassung ist die detaillierte Erfassung der Funktionsstörung des Innenohres im gesamten Frequenz- und Dynamikbereich des Hörens von entscheidender Bedeutung. Zur Einstellung der Verstärkung eines Hörgerätes muss bekannt sein, bei welcher Frequenz welcher Hörverlust auftritt (Tonschwellenverlauf) und ob ein pathologischer Lautheitsanstieg (Recruitment) vorliegt, d.h. es müssen aus den audiometrischen Testverfahren Informationen über die schwelennahe und überschwellige Schallverarbeitung gewonnen werden.
40

[0009] Im Innenohr erfolgt die Umsetzung des mechanischen Reizes in Nervenimpulse mit Hilfe der inneren Haarzellen. Da diese aber nur eine eingeschränkte Dynamik haben (bis 50 dB) muss zur Übertragung des gesamten wahrgenommenen Dynamikbereichs (130 dB beim Menschen) eine Dynamikkompression von 3:1 stattfinden. Dies geschieht durch die äußeren Haarzellen, deren Aufgabe es ist, kleine Eingangssignale zu verstärken, um so den inneren Haarzellen zu ermöglichen, den gesamten Dynamikbereich des Schalles zu übertragen. Wegen ihrer höheren Empfindlichkeit werden die äußeren Haarzellen stärker geschädigt als die inneren Haarzellen. Als Folge der Schädigung äußerer Haarzellen kommt es zu einem Recruitment. Recruitment ist eine veränderte Form des Lautheitsanstiegs, bei der ein großer Hörverlust bei leisen und nur ein kleiner Hörverlust bei lauten Schallen auftritt. Mit dem Recruitment ist unmittelbar auch ein Trennschärfeverlust verbunden, der zu erheblichen Einschränkungen des Sprachverstehens führt.
45

[0010] Durch Hintereinanderschaltung von Hörhilfe und gestörtem Gehör sollte idealerweise ein normales Hörvermögen erreicht werden. Diesem hohen Anspruch werden jedoch auch moderne digitale Hörgeräte nicht gerecht. Dies liegt aber nicht in erster Linie an den technischen Unzulänglichkeiten, sondern eher daran, dass wichtige Kenndaten
50

der Innenohrfunktionsstörungen mit den vorhandenen diagnostischen Methoden nicht oder nur mit unzureichender Genauigkeit erfasst werden können. Üblicherweise wird die frequenz- und eingangspegelabhängige Verstärkung für Hörgeräte auf der Basis statistischer Daten, aus der Hörschwelle und gegebenenfalls aus der Unbehaglichkeitschwelle ohne Berücksichtigung der überschwelligen Schallverarbeitung (Lautheitsanstieg) abgeschätzt.

5 **[0011]** Moderne Hörgeräte mit digitaler Signalverarbeitungstechnologie bieten die Möglichkeit zur mehrkanaligen Einstellung von Verstärkung und Kompression in bis zu 14 Frequenzbändern, wobei die Bandbreiten mit denen des realen Innenohres übereinstimmen. Um die technischen Möglichkeiten dieser Hörgeräte voll ausschöpfen zu können, müssen neue diagnostische Methoden eingesetzt werden, die in der Lage sind, in differenzierter Weise das Recruitment und den Trennschärfeverlust quantitativ und mit hoher Frequenzauflösung zu erfassen. In neuester Zeit wird zwar
10 zur Erfassung des Lautheitsanstiegs die kategoriale Lautheitsskalierung vorgenommen, sie ist jedoch eine subjektive Methode und weist zudem nur eine grobe Frequenzauflösung auf.

[0012] Die Früherkennung einer kindlichen Schwerhörigkeit, die Früherkennung von beginnenden Lärmschädigungen, die Erkennung einer erhöhten Innenohr-Vulnerabilität, die topologische Tinnitusdiagnostik und die speziell auf die Anpassung von Hörgeräten ausgerichtete Innenohr-Diagnostik sind zentrale Themen der Audiologie. Die Audiologie
15 stellt heute zwar audiometrische Untersuchungsmethoden bereit, die es erlauben, zwischen Mittelohr- und Innenohrschwerhörigkeit und zentralen Hörstörungen zu differenzieren, sie ist aber noch nicht in der Lage, die integrierenden Schallverarbeitungsmechanismen des Hörsystems, speziell des Innenohres, und dessen Störungen im Detail zu erfassen. Dies gilt vor allem für Säuglinge und Kleinkinder, wo nur objektive audiometrische Methoden angewendet werden können. Aber auch beim Erwachsenen reichen die aus den subjektiven Tests ermittelten Kenngrößen nicht aus, um die
20 Innenohrschwerhörigkeit, vor allem den veränderten Lautheitsanstieg, genauer zu beschreiben.

[0013] Eine neue objektive audiometrische Untersuchungsmethode, welche die otoakustischen Emissionen nutzt, bietet zur Zeit die beste Möglichkeit zur gezielten Diagnostik des Innenohres. Otoakustische Emissionen sind Schallaussendungen des Innenohres, die mit einem empfindlichen Mikrophon im äußeren Gehörgang gemessen werden können. Sie entstehen durch die Verstärkungsaktivität der äußeren Haarzellen.

25 **[0014]** Die Existenz otoakustischer Emissionen als Epiphänomen der Verstärkung und der Trennschärfe des Innenohres wurde von Gold im Jahre 1948 postuliert. Die messtechnische Bestätigung gelang 1978 durch Kemp (siehe EP-B-0 015 258 und GB-A-2 205 403). Bisher haben sich die mit kurzen Reizimpulsen ausgelösten transitorisch evozierten otoakustischen Emissionen (TEOAE) in der klinischen Diagnostik als Methode des Hörscreenings in der Kinderhördiagnostik oder in der Differentialdiagnostik cochleärer und retrocochleärer Funktionsstörungen etablieren
30 können.

[0015] Neben der Auslösung mit kurzen Reizimpulsen können otoakustische Emissionen auch bei stationärer Anregung mit zwei gleichzeitig dargebotenen Sinustönen (Primärtöne) der Frequenz f_1 und f_2 ($f_1 < f_2$) ausgelöst werden (Lonsbury-Martin et al., US-Patent 5,664,577). Diese otoakustischen Emissionen werden als Distorsionsprodukte otoakustischer Emissionen (DPOAE) bezeichnet.

35 **[0016]** DPOAE entstehen als direkte Folge der nichtlinearen Schallverarbeitung im Cortischen Organ, vornehmlich im Bereich der äußeren Haarzellen. DPOAE sind virtuelle, nicht im Reiz enthaltene Töne, die die Frequenzen $nf_1 \pm mf_2$ haben (n und m sind ganze Zahlen). Beim Menschen hat die Emission mit der Frequenz $2f_1 - f_2$ (kubischer Differenzton) die größte Amplitude. Die Applikation der Primärtöne und die Registrierung der Emissionen erfolgt mit einer im äußeren Gehörgang platzierten Sonde. Die Sonde enthält ein Mikrophon zur Registrierung der Emission sowie Schallsender zur
40 Erzeugung der Primärtöne.

[0017] DPOAE entstehen im Überlappungsbereich der durch die Primärtöne ausgelösten Wanderwellen auf der Basilmembran. Im wesentlichen tragen die Haarzellen zur Schallaussendung bei, die nach der Frequenz-Orts-Transformation in der Cochlea nahe bei f_2 liegen. Die im Gehörgang gemessene Schallemission ist charakterisiert durch ihre Frequenz f_{DP} (vorzugsweise $2f_1 - f_2$) und ihren Schalldruck p_{DP} bzw. Schalldruckpegel
45 L_{DP} ($L_{DP} = 20 \cdot \log(p_{DP}/p_0)$ [SPL]; $p_0 = 2 \cdot 10^{-5}$ Pa). Wegen der Entstehung der Emission nahe f_2 wird üblicherweise der Schallpegel L_{DP} als Funktion von f_2 aufgetragen (DP-Gramm).

[0018] DPOAE lassen sich nahezu im gesamten Frequenzbereich des Hörens messen. Bei Frequenzen unterhalb $f_2 = 500$ Hz wird die Registrierung wegen der im unteren Frequenzbereich zunehmenden Störgeräusche schwieriger. Zum Erlangen maximaler Emissionspegel wird ein bestimmtes Frequenzverhältnis f_2/f_1 eingestellt. f_2/f_1 variiert in
50 Abhängigkeit von f_2 (etwa zwischen 1,3 und 1,1 beim Menschen). Mit abnehmendem Primärtönenpegel nimmt der Emissionspegel in der Regel ab. Der Emissionspegel hängt auch von der Differenz $L_1 - L_2$ der Primärtöne ab. Als Folge der unterschiedlichen Schallreizung (Sinuston / Transient) lassen sich im Vergleich zu den TEOAE mit den DPOAE Funktionsstörungen des Innenohres mit sehr viel höherer Frequenzauflösung erfassen.

[0019] Die uneingeschränkte Funktion der äußeren Haarzellen ist entscheidend für die hohe Sensitivität und Trennschärfe des Gehörs. Gehen die äußeren Haarzellen durch perinatale Asphyxie, Knall- oder Lärmtrauma, Hörsturz, Ototoxen oder bei der Altersschwerhörigkeit zugrunde, so sind diese für das Sprachverstehen wichtigsten Funktionen eingeschränkt. Mit Hilfe der DPOAE, lassen sich in der Art eines akustischen Cochleogramms Funktion und Dysfunktion des cochleären Verstärkungsprozesses höchst sensitiv und quantitativ erfassen. Hierdurch eröffnen sich neue

Wege der allgemeinen und im speziellen auf die Anpassung mehrkanaliger digitaler Hörgeräte ausgerichteten Innenohrdiagnostik mit genauer Bestimmung des Recruitments und des Trennschärfeverlustes.

[0020] Bisher werden in der audiologischen Diagnostik die Kenngrößen zur Charakterisierung der gestörten Innenohrfunktion mit nicht aufeinander abgestimmten Methoden und mit verschiedenen Apparaturen erhoben. Im besonderen werden unterschiedliche elektroakustische Wandler (Lautsprecher, Kopfhörer und Ohrsonde) verwendet, die einen direkten Vergleich der Messgrößen nicht zulassen. Weitere Nachteile, die sich aus dieser Vorgehensweise ergeben, sind lange Untersuchungszeiten, sowie, wegen der ungenügenden Vernetzung und Kompatibilität der Messdaten, langwierige und komplizierte Diagnose-Stellungen.

[0021] Es ist daher eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung, ein Verfahren und eine Vorrichtung zu schaffen, mittels welchen sich sowohl die schwelennahe als auch die überschwellige Schallverarbeitung des Innenohres möglichst präzise und dennoch auf einfache Weise bewerten lassen.

[0022] Nach der vorliegenden Erfindung wird diese Aufgabe durch ein Verfahren zur Erfassung sowohl schwelennahe als auch überschwelliger Schallverarbeitung des Innenohres durch Messung von mindestens Distorsionsprodukten otoakustischer Emissionen (DPOAE) gelöst, bei welchem:

- (a) eine Ohrsonde in den Gehörgang des zu untersuchenden Ohres eingeführt wird;
- (b) mittels der Ohrsonde ein erster Ton mit einer Frequenz f_1 und einem Schallpegel L_1 sowie ein zweiter Ton mit einer Frequenz f_2 und einem Schallpegel L_2 im äußeren Gehörgang erzeugt werden, um DPOAE auszulösen;
- (c) Distorsionsprodukte otoakustischer Emissionen (DPOAE) im äußeren Gehörgang gemessen werden;
- (d) die Frequenz f_{DP} und der Schalldruck p_{DP} bzw. der Emissionspegel L_{DP} der gemessenen DPOAE ermittelt werden;
- (e) der Emissionspegel L_{DP} gegenüber dem Schalldruck L_1 bzw. L_2 von einem der Töne aufgetragen wird, um eine DPOAE-Wachstumsfunktion zu erhalten; und
- (f) durch Extrapolation der DPOAE-Wachstumsfunktion in der Form $p_{DP}(L_1, L_2)$ derjenige Schallpegel L_S bestimmt wird, der zu einem Schwellenwert des Emissionsschalldruckes p_{DP} z.B. von Null führt, um mit Hilfe dieses Schallpegels L_S die Hörschwelle abzuschätzen.

[0023] Die Erfindung ermöglicht durch Messung von Distorsionsprodukten otoakustischer Emissionen (DPOAE) eine objektive und quantitative Erfassung sowohl der schwelennahen als auch der überschwelligen Schallverarbeitung des Innenohres. Das erfindungsgemäße Verfahren und die nachfolgend beschriebene entsprechende erfindungsgemäße Vorrichtung eignen sich insbesondere: 1. zur Bestimmung der Hörschwelle, des Lautheitsanstieges und der Trennschärfe, wobei die hierbei gewonnenen Daten insbesondere zur Anpassung von Hörgeräten verwendet werden können, 2. zur Früherkennung von beginnenden Hörstörungen durch Lärmbelastung, 3. zur Erfassung einer erhöhten Innenohr-Vulnerabilität, 4. zur Diagnostik des cochleären Tinnitus und 5. zur therapiebegleitenden Verlaufskontrolle beim Hörsturz, Lärmtrauma und bei Verabreichung ototoxischer Medikamente. Nachdem das erfindungsgemäße Verfahren, bei dem es sich in erster Linie um ein Auswerteverfahren von durch Applikation von Schallreizen angeregten Schallaussendungen des Innenohres handelt, keinerlei Gesundheitsrisiken für den Probanden mit sich bringt, ist kein medizinisches Fachpersonal zur Durchführung oder Beaufsichtigung des vorgeschlagenen Verfahrens erforderlich. Da eine erhöhte Lärmanfälligkeit des Probanden erfasst und durch Lärmbelastung verursachte Hörstörungen bereits im Anfangsstadium erkannt werden können, kann eine ernstzunehmende Schädigung des Hörapparats oftmals durch präventive Maßnahmen, beispielsweise durch Vorgabe bestimmter Verhaltensweisen, insbesondere Lärmvermeidung, oder durch Umgestaltung des Arbeitsplatzes des Probanden, bereits im Vorfeld vermieden werden. Darüber hinaus eignet sich das erfindungsgemäße Verfahren auch zur Anwendung bei Reihenuntersuchungen.

[0024] Weitere Merkmale und Vorteile des vorgeschlagenen Verfahrens sowie der in den Unteransprüchen angegebenen bevorzugten Ausführungsformen desselben sind weiter unten detailliert erläutert.

[0025] Mit der vorliegenden Erfindung wird ferner eine insbesondere zur Ausführung des vorgeschlagenen Verfahrens geeignete Vorrichtung zur Erfassung sowohl schwelennahe als auch überschwelliger Schallverarbeitung des Innenohres und seiner Störungen durch Messung von mindestens Distorsionsprodukten otoakustischer Emissionen (DPOAE) bereitgestellt, die versehen ist mit:

einer tragbaren Einheit mit:

mindestens einer Ohrsonde mit

mindestens zwei Schallsendern zur Applikation der die DPOAE auslösenden Schallreize; und
mindestens einem Mikrophon zur Erfassung von Distorsionsprodukten otoakustischer Emissionen (DPOAE); und

einer Stromversorgung;

einer stationären Einheit umfassend:

5 einer Steueranordnung zur Steuerung des Messvorgangs; und
einer Auswerteanordnung zur Auswertung der von dem Mikrofon erfassten DPOAE; sowie

10 einem Sende- und Empfangssystem zur drahtlosen Übertragung von Daten zwischen der tragbaren Einheit und der stationären Einheit.

10

[0026] Durch Messung der DPOAE im äußeren Gehörgang und drahtlose Übertragung der Messdaten zu einer Auswerteanordnung werden Störgeräusche und die damit verbundenen Messfehler, wie sie bei bisher bekannten Messanordnungen, bei welchen die Ohrsonde in einer direkten Kabelverbindung mit der Auswerteanordnung steht, wirkungsvoll vermieden. Bei den bekannten Messanordnungen wurden die Messungen schon durch kleinste Bewegungen
15 entweder des Probanden oder von Teilen der Messvorrichtung selbst hervorgerufen, da zur Erfassung der DPOAE hochempfindliche Mikrophone eingesetzt werden, die neben den Messsignalen jegliche Störgeräusche registrieren, wie sie z.B. auftreten, wenn ein zu den Ohrsonden führendes Kabel eine Bewegung erfährt, beispielsweise wenn es aufgrund einer Kopfbewegung des Probanden gegen eine Oberfläche, wie beispielsweise ein Kleidungsstück des Probanden, reibt. Die Erfindung ermöglicht somit erstmals eine weitgehend messfehlerfreie objektive und quantitative
20 Erfassung sowohl der schwelennahen als auch der überschwelligigen Schallverarbeitung des Innenohres.

[0027] Bevorzugte Ausgestaltungen der vorgeschlagenen Vorrichtung ergeben sich aus den Unteransprüchen.

[0028] Insbesondere kann mindestens eine Elektrodenanordnung zur zusätzlichen Erfassung von frühen auditorisch evozierten Potentialen (FAEP) vorgesehen sein, um eine Bestimmung der Hörschwelle auch bei hochgradigen Hörverlusten zu ermöglichen, so dass eine Erfassung der Innenohrfunktionsstörung im gesamten Dynamikbereich
25 ermöglicht wird. In diesem Fall kann ferner die tragbare Einheit eine Verbindungsanordnung zum lösbaren Verbinden der Elektrodenanordnung mit der tragbaren Einheit aufweisen. Die Verbindungsanordnung kann z.B. an der tragbaren Einheit vorgesehene Buchsen sowie Stecker für die Elektroden umfassen.

[0029] Des Weiteren kann die tragbare Einheit eine Verstärkeranordnung zur Verstärkung der von dem Mikrofon erfassten DPOAE-Signale sowie gegebenenfalls der mittels der Elektrodenanordnung erfassten FAEP-Signale umfassen. Vorzugsweise kann auch eine Digitalisierungseinrichtung vorgesehen sein, um die erfassten Signale, insbesondere nachdem sie verstärkt wurden, zu digitalisieren, bevor sie mittels dem drahtlosen Sende- und Empfangssystem, bei dem es sich beispielsweise um ein Infrarotsystem oder ein Funksystem handeln kann, zu der stationären Einheit übertragen werden. Dies trägt erheblich zur Fehlersicherheit bei der Datenübermittlung bei.

[0030] Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung ist die tragbare Einheit als ein am Kopf eines Probanden zu tragender Halter, insbesondere als Kopf- oder Kinnbügel (Headset), ausgelegt. Durch die vorgenannten Maßnahmen lässt sich die erfindungsgemäße Vorrichtung zur Erfassung der Schallverarbeitung des Innenohres als eine kleine, leicht zu handhabende Einheit ausbilden, die alle zur Auslösung und Messung der DPOAE und falls erwünscht der FAEP benötigten Einheiten umfasst, wobei die Ansteuerung sowie die eigentliche Auswertung der erfassten Daten an der von der tragbaren Einheit räumlich getrennten, jedoch mit dieser in Datenverbindung stehenden stationären Einheit, wie beispielsweise einem Rechner (DSP bzw. PC), Notebook oder Palmtop, erfolgt.

[0031] Die zur Auslösung der DPOAE und FAEP benutzten Schallsender können einen ersten Schallsender zur Abgabe eines ersten Primärtones, einen zweiten Schallsender zur Abgabe eines zweiten Primärtones, sowie falls erwünscht einen dritten Schallsender zur Abgabe eines Suppressortones umfassen, die alle in der Ohrsonde untergebracht sind. Die Messung der DPOAE kann dabei mit einem Mikrophon, oder falls erwünscht zwecks Reduzierung des Mikrophonrauschens und damit zwecks Verbesserung des Signal-Störabstandes mit mehreren parallelgeschalteten Mikrophonen erfolgen, die alle in der Ohrsonde untergebracht sind.

[0032] Vorzugsweise wird ein spezielles Reizparadigma eingesetzt, welches der nichtlinearen Schallverarbeitung der beiden Primärtöne am primären Ort der Entstehung der DPOAE, bei f_2 , Rechnung trägt und welches damit die schwelennaher Messung der DPOAE und somit die Erfassung der Innenohrfunktion und seiner Störungen in einem erweiterten Dynamikbereich erlaubt.

[0033] In weiterer Ausgestaltung der Erfindung kann die Stromversorgung eine nachladbare Stromquelle aufweisen, wobei dann vorzugsweise ferner eine Ladestation zum Nachladen der nachladbaren Stromquelle vorgesehen ist, beispielsweise eine Halterung, in welche die tragbare Einheit eingelegt oder eingehängt werden kann, wobei an der tragbaren Einheit und an der Ladestation Kontakte vorgesehen sind, die, sobald die tragbare Einheit und die Ladestation miteinander in Eingriff treten, für eine elektrische Verbindung zwischen diesen sorgen.

[0034] Zusätzlich zu der tragbaren Einheit kann ferner ein tragbarer Signalgeber vorgesehen sein, der eine Eingabevorrichtung sowie ein Sendesystem zur drahtlosen Übertragung von mittels der Eingabevorrichtung erzeugten Signalen zu der stationären Einheit aufweist. Sollen mit der erfindungsgemäßen Vorrichtung zusätzlich zu den vorlie-

gend beschriebenen objektiven Gehöruntersuchungen subjektive Hörtests durchgeführt werden, so kann ein derartiger Signalgeber als Eingabevorrichtung einen Tastschalter aufweisen, mit welchem ein Proband Signale an die stationäre Einheit übermitteln kann, beispielsweise um der stationären Einheit anzuzeigen, wann bei einer Untersuchung, bei welchem das zu untersuchende Ohr ausgehend von einem unterschweligen Reiz mit steigendem Reizpegel beschallt wird, die subjektive Hörschwelle erreicht ist.

[0035] Die stationäre Einheit kann eine erste Speicher- und Wiedergabeanordnung zur Speicherung und Wiedergabe von während eines Messvorgangs ermittelten Daten aufweisen, sowie eine zweite Speicher- und Wiedergabeanordnung zur Speicherung und Wiedergabe eines Programms zur Steuerung eines Messvorgangs. Letzteres kann außer Maschinenbefehlen, wie z.B. Steuerbefehlen zur Ansteuerung der Schallsender, auch Anweisungen an einen Probanden umfassen, so dass sich weitgehend automatisierte Messabläufe realisieren lassen.

[0036] Bevorzugte Ausführungsbeispiele der Erfindung werden im folgenden unter Bezugnahme auf die beiliegenden Zeichnungen im Detail beschrieben. Es zeigen:

FIG. 1 eine schematische Ansicht einer Ausführungsform der erfindungsgemäßen Vorrichtung, mit der sich die erfindungsgemäßen Verfahren durchführen lassen,

FIG. 2 eine Ausführungsform der Darstellung von DP-Grammen, dem DP-Steigungsprofil und der DPOAE-Wachstumsfunktion zur Erläuterung der erfindungsgemäßen Vorgehensweise zur Erfassung der Sensitivität und Dynamikkompression des Innenohres und seiner Störungen am Beispiel eines Patienten mit Hochtonhörverlust,

FIG. 3 die erfindungsgemäße Vorgehensweise zur Ermittlung der Kenndaten aus den DPOAE-Iso-Suppressionstuningkurven zur Erfassung der Trennschärfe des Innenohres und seiner Störungen,

FIG. 4 die erfindungsgemäße Vorgehensweise zur Bestimmung des Primärtonschwellenpegels mittels extrapolierten DPOAE-Wachstumsfunktionen,

FIG. 5 die erfindungsgemäße Vorgehensweise zur Darstellung der aus dem Primärtonschwellenpegel L_S rekonstruierten Hörschwelle und der aus den Iso-Emissionspegel-Kurven gewonnenen Dynamikkompression im konventionellen Tonschwellenaudiogramm am Beispiel eines Patienten mit Hochtonhörverlust, und

FIG. 6 eine schematische Schnittansicht durch ein Ausführungsbeispiel einer Ohrsonde, wie sie bei der in FIG. 1 gezeigten Vorrichtung eingesetzt wird.

[0037] Die vorliegende beschriebene Vorrichtung zur Erfassung sowohl der schwelennahen als auch der überschwelligen Schallverarbeitung des Innenohres weist entsprechend FIG. 1 einen Kopf- bzw. Kinnbügel (Headset) 10 auf, der mindestens eine, vorzugsweise jedoch zwei Ohrsonden 12 trägt, die jeweils mit einer Ohrolive 46 (FIG. 6) versehen sind, die in den Gehörgang des zu untersuchenden Ohrs derart einpassbar ist, dass es diesen luftdicht abschließt. Wie aus der schematischen Ansicht gemäß FIG. 6 zu entnehmen ist, sind in jeder der Ohrsonden 12 ein erster Schallsender 14 zur Abgabe eines ersten Primärtones und ein zweiter Schallsender 16 zur Abgabe eines zweiten Primärtones zur Auslösung der DPOAE sowie ein Mikrophon 20 zur Registrierung der DPOAE angeordnet. Soll ferner ein Suppressortone appliziert werden, so kann in den Ohrsonden 12 ein zusätzlicher dritter Schallsender 18 vorgesehen sein. Die Applikation des Suppressortones kann jedoch auch mittels einer der primärtonaussendenden Schallsender erfolgen. Es können in den Ohrsonden 12 auch mehrere Mikrophone vorgesehen sein, um das Gesamt-Mikrophonrauschen zu reduzieren.

[0038] Mit dem ersten Schallsender 14 und/oder dem zweiten Schallsender 16 lassen sich zudem auch FAEP sowie, durch Applikation transientscher Schallreize, TEOAE auslösen. Der in FIG. 1 dargestellte Kopfhalter 10 ist mit Buchsen 42 ausgestattet, in die auf Zuleitungen 38 von Kopfhautelektroden 30 angebrachte Stecker 40 eingesteckt werden können, um die Kopfhautelektroden 30 mit der in dem Kopfhalter 10 untergebrachten Elektronik, die im folgenden näher erläutert wird, zu verbinden.

[0039] Zur besseren Handhabung der Vorrichtung bei Säuglingen und Kleinkindern kann eine Trennung von Ohrsonden 12 und Kopfbügel 10 vorgenommen werden. Die Ohrsonden 12 und der Kopfbügel 10 werden dann mit Kabeln miteinander verbunden.

[0040] Die Steuerung des Messablaufs sowie die Analyse und Dokumentation der Daten erfolgt über einen Rechner 22 (bzw. ein DSP, Notebook oder Palmtop), der Signale zum Ansteuern der Schallsender, wie in FIG. 1 gezeigt, über ein drahtloses Sende- und Empfangssystem 24, insbesondere ein Infrarot-Datenübertragungssystem, an den Kopf- bzw. Kinnbügel 10 übermittelt. Die mittels einer entsprechenden Sende- und Empfangseinheit 26 des Kopf- bzw. Kinnbügels 10 empfangenen Signale werden dann mittels ebenfalls in dem Kopf- bzw. Kinnbügel 10 untergebrachten Verstärkern 28 zur Erzeugung der Schallreize (Sinustöne bei DPOAE und FAEP, Impulse bei FAEP und TEOAE) umgesetzt und an die in den Ohrsonden 12 untergebrachten Schallsender 14, 16 und 18 weitergeleitet. Die Verstärker 28 ebenso wie die weiteren nachstehend beschriebenen, in dem Kopf- bzw. Kinnbügels 10 untergebrachten elektrischen und elektronischen Komponenten sind zur Vereinfachung der Darstellung in FIG. 1 nur schematisch als Blöcke innerhalb der Abschnitte des Kopf- bzw. Kinnbügels 10 dargestellt, die durch die teilweise weggebrochene Ansicht freigelegt

sind, um einen Blick in das Innere des Kopf- bzw. Kinnbügels 10 zu gewähren.

[0041] Durch die von den Schallsendern 14, 16 und 18 applizierten Schallreize ausgelöste DPOAE und FAEP werden mittels dem in der jeweiligen Ohrsonde 12 angeordneten Mikrophon 20 sowie mit Elektroden 30, die auf der Kopfhaut des Probanden angeordnet werden, registriert. Die registrierten Signale (Mikrophonspannung bei DPOAE, Elektrodenspannung bei FAEP) werden durch einen in dem Kopf- bzw. Kinnbügel 10 untergebrachten Verstärker 32 verstärkt, mittels einer Digitalisierungsanordnung 34 digitalisiert und mittels der Sende- und Empfangseinheit 26 an den Rechner 22 zur Auswertung und Archivierung der Daten übermittelt.

[0042] An der Hörschwelle (bei 2 kHz) beträgt der Emissionsschalldruckpegel L_{DP} etwa -40 dB SPL (Schalldruckpegel $L = 20 \cdot \log(p/p_0)$, $p_0 = 2 \cdot 10^{-5}$ Pa). Dies entspricht etwa einem Hundertstel des die Emission auslösenden Reizpegels. Wegen der sehr kleinen Amplituden wird die Emission zumindest bei kleinen Reizpegeln vom Störgeräusch (Mikrophonrauschen, Atemgeräusch, Blutrauschen) überlagert. Zur Messung dieser sehr kleinen Schalldrücke und zur Verbesserung des Signalstörabstandes werden daher ein rauscharmes Mikrophon 20, ein geeigneter Mikrophonverstärker 32 und ein Mittelungsverfahren im Zeitbereich eingesetzt.

[0043] Um die in dem Kopf- bzw. Kinnbügel 10 untergebrachten elektronischen Einheiten mit Strom zu versorgen, ist in dem Kopf- bzw. Kinnbügel 10 ferner eine Stromversorgung 36, vorzugsweise eine nachladbare Stromversorgung, untergebracht. Aufgrund der Abkoppelung der die Schallreize auslösenden Komponenten und der die DPOAE, sowie gegebenenfalls FAEP und/oder TEOAE, registrierenden Komponenten von der Netzspannung ist die Patientensicherheit im Vergleich zu bekannten Vorrichtungen erhöht. Durch die drahtlose Übertragung der Messdaten, die zuvor digitalisiert wurden, kann die Störanfälligkeit bei der Datenübertragung reduziert werden.

[0044] Soll mit der vorliegend beschriebenen Vorrichtung auch die Durchführung der subjektiven Methoden der konventionellen Audiometrie wie Tonschwellenaudiogramm, Sprachaudiogramm, überschwellige Tests (z.B. Fowler und SISI) und eine Lautheitsskalierung durch Implementierung möglich sein, so werden eine Patiententaste 44 zur Aufnahme der subjektiven Tonschwelle sowie ein Eingabefeld für die Lautheitsskalierung mit integrierten Systemen zur Datenübertragung vorgesehen.

[0045] Die Messabläufe sowie die Datenanalyse erfolgen basierend auf einem in dem Rechner 22 ablaufenden Programm weitgehend automatisch und vorzugsweise unter Einsatz von Algorithmen und Kriterien zur Artefakterkennung und Qualitätssicherung. Neben der getrennten Messung von DPOAE und FAEP können zur Beschleunigung der Messdatenaufnahme und zur Verkürzung der Untersuchungszeit die DPOAE und FAEP simultan, d.h. bei gleichzeitiger Reizapplikation, gemessen werden.

[0046] Die vorliegend beschriebene Messapparatur erlaubt die Messung der DPOAE, sowie bei der bevorzugten Ausgestaltung der hier beschriebenen Vorrichtung der FAEP, und die Bereitstellung der daraus abgeleiteten Kenngrößen der Innenohrfunktion und seiner Störungen gemäß den nachstehend unter Bezugnahme auf die FIG. 2 bis 5 beschriebenen Methoden.

1. Erfassung der Kompression

[0047] Bisher gelingt es nur mit invasiven elektrophysiologischen oder optischen Methoden (im Tiermodell) direkte Aussagen über die Verstärkung und Trennschärfe des Innenohres zu treffen. Die DPOAE bieten erstmalig die Möglichkeit, auch beim Menschen die Verstärkung und Trennschärfe des Innenohres nicht-invasiv und quantitativ zu erfassen. Dies gelingt am besten dann, wenn die die DPOAE auslösenden Primärtöne in Frequenz und Pegel so variiert werden, dass die entstehenden nichtlinearen Verzerrungen tatsächlich die Merkmale der Verstärkung und Trennschärfe des Innenohres widerspiegeln. Hierzu kommt ein Reizparadigma zur Anwendung, welches der unterschiedlichen Dynamikkompression der beiden Primärtöne am Ort ihrer Entstehung, bei f_2 , Rechnung trägt. Die Primärtöne werden gemäß der Formel (1)

$$L_1 = \sum_{n=0}^N a_n L_2^n \quad (1)$$

bei einem festen Frequenzverhältnis $f_2/f_1=c$ ($f_2 > f_1$), im Bereich zwischen $L_2 = -10$ bis $+70$ dB SPL eingestellt. Eine bevorzugte Parametereinstellung ist hierbei $N = 1$, $25 \leq a_0 \leq 50$ und $0,3 \leq a_1 \leq 0,6$. Die Applikation von Primärtönen mit größeren Schalldruckpegeln wäre nicht nur denkbar sondern auch durchaus wünschenswert, ist jedoch mit derzeit verfügbaren Schallsendern und Mikrophonen nicht realisierbar. Eine mögliche Einstellung der Parameter zur Erzeugung maximaler Emissionspegel ist: $a_0 = 39$, $a_1 = 0,4$, $c = 1,2$. Die Parameter a_0 , a_1 und c können in Abhängigkeit vom Cochleaort, respektive f_2 , oder individuell variieren.

[0048] Zur Erfassung der kompressiven Verstärkungseigenschaften des Innenohres und seiner Störungen wird der gemessene Emissionspegel L_{DP} bzw. der Schalldruck p_{DP} als Funktion des Schallpegels eines der Primärtöne (vor-

zugsweise L_2) aufgetragen. Hierdurch entsteht die DPOAE-Wachstumsfunktion $L_{DP}(L_2)$ bzw. $p_{DP}(L_2)$. Als Maß für die Kompression dient das Kompressionsverhältnis $k = \Delta L_2 / \Delta L_{DP}$. Dies ist die Änderung des Primärtonpegels in dB (vorzugsweise L_2), die notwendig ist, um eine Änderung des Emissionspegels L_{DP} von einem dB zu erreichen. Ein weiteres Maß ist die vorzugsweise im Primärtonpegelbereich zwischen $L_2 = 40$ und $L_2 = 60$ dB SPL berechnete Steigung s der DPOAE-Wachstumsfunktion (Reziprokwert des Kompressionsverhältnisses). Zur Erfassung der ortsabhängigen Dynamikkompression wird das Kompressionsverhältnis bzw. die Steigung der an verschiedenen Cochleaorten aufgenommenen DPOAE-Wachstumsfunktionen als Funktion der Primärtonfrequenz (vorzugsweise f_2) aufgetragen. Die so erhaltene Funktion ist das DPOAE-Steigungsprofil $s(f_2)$ bzw. Kompressionsprofil $k(f_2)$.

[0049] Bei normaler Hörfunktion spiegeln die am Menschen mit dem Reizparadigma

$$L_1 = \sum_{n=0}^N a_n L_2^n,$$

insbesondere mit $L_1 = a_0 + a_1 L_2$, aufgenommenen DPOAE-Wachstumsfunktionen die aus Tiermodellen bekannte kompressive nichtlineare Schallverarbeitung wieder, mit Steigungen von im Mittel 0,8 dB/dB im unteren Reizpegelbereich ($L_2 < 25$ dB) und 0,1 dB/dB im oberen Reizpegelbereich ($L_2 > 60$ dB). Mit zunehmendem Hörverlust kommt es zu einer Linearisierung des Wachstums des Emissionspegels mit Steigungen von bis über 1 dB/dB im oberen Reizpegelbereich (Janssen et al. in "Growth behavior of the 2f1-f2 distortion product otoacoustic emission in tinnitus", J. Acoust. Soc. Am. 103 (6), Seiten 3418 bis 3430, Juni 1998; Kummer et al. in "The level and growth behavior of the 2f1-f2 distortion product otoacoustic emission and its relationship to auditory sensitivity in normal hearing and cochlear hearing loss", J. Acoust. Soc. Am. 103 (6), Seiten 3431 bis 3444, Juni 1998). Das bedeutet, der Hörverlust drückt sich in der Abnahme des Emissionspegels, der pathologische Lautheitsanstieg (Recruitment) in der Versteilerung der Wachstumsfunktion aus.

[0050] Das vorliegend beschriebene Verfahren verwendet als Kenngröße zur Erfassung des Hörverlustes die Abweichung des Emissionspegels L_{DP} vom Normwert, als Kenngröße zur Erfassung des pathologischen Lautheitsanstiegs (Recruitment) die Abweichung der Steigung $s(f_2)$ bzw. des Kompressionsverhältnisses $k(f_2)$ von der Norm (vgl. FIG. 2).

[0051] Somit werden neue Kenngrößen bereitgestellt, mit deren Hilfe die Erfassung des Lautheitsanstiegs an beliebigen Orten der Cochlea (Frequenzen) möglich ist. Damit wird eine individuelle Einstellung des sprachrelevanten Einsatzpunkts der Kompression und die Einstellung der Kompression in den verschiedenen Frequenzkanälen eines Hörgerätes ermöglicht. Bisher steht kein objektives Verfahren zur an den individuellen Verstärkungsbedarf angepassten Einstellung von Hörgerätes Verfügung. Es sei darauf hingewiesen, dass sich das vorstehend beschriebene Verfahren ebenso wie die nachfolgend beschriebenen Mess- und Auswertverfahren, wenngleich aufgrund der dann auftretenden Störsignale erheblich schlechter, auch mit einem System durchführen lassen, bei welchem die Datenübertragung zwischen der Ohrsonde und der Auswertanordnung über Kabel erfolgt. Wie zuvor erwähnt, führen aufgrund der äußerst niedrigen Emissionspegel der DPOAE jegliche Bewegungen des Probanden, die notwendigerweise dann auch zu einer Reibung an den die Ohrsonden und die Auswerteeinheit verbindenden Kabeln führt, zu einer Störung der Messsignale. Eine Datenübertragung zwischen der tragbaren Einheit und der stationären Einheit mittels Kabeln wäre angesichts der Ergebnisse, die sich mit der vorliegend beschriebenen drahtlosen Datenübertragung erreichen lassen, allenfalls dann tolerierbar, wenn derartige Bewegungen ausgeschlossen oder auf ein Mindestmaß begrenzt sind, beispielsweise im Tierversuch, wenn das zu untersuchende Tier ruhig gestellt bzw. betäubt ist.

[0052] Die bei den verschiedenen Primärtonpegeln aufgenommenen DP-Gramme werden, wie in FIG. 2 oben links gezeigt, in einem Plot dargestellt, wobei, z.B. über eine Scroll-Taste am Bildschirm, die DP-Gramme auch einzeln gezeigt werden können. Für jedes DP-Gramm wird der Normbereich (z.B. als 2-fache Standardabweichung) eingetragen. Das gemessene Störgeräusch des Patienten (bzw. Probanden) gibt zusammen mit dem Mittelwert (ggf. auch der Standardabweichung) des Störgeräuschs eines Normkollektivs Auskunft über das individuell erzeugte Störgeräusch. Mit Hilfe eines Cursors (gestrichelte Linie) kann die Frequenz selektiert werden, für die die DPOAE-Wachstumsfunktion angezeigt werden soll. Im Plot der Wachstumsfunktion (FIG. 2 unten rechts) kann so für jede gewählte Frequenz der Verlauf der Wachstumsfunktion gezeigt werden. Das aus dem Verlauf der Wachstumsfunktion berechnete Kompressionsverhältnis k bzw. die Steigung $s = 1/k$ wird für jede Wachstumsfunktion angegeben, wobei der Pegelbereich wählbar ist. In einem separaten Plot wird das Kompressionsverhältnis k bzw. die Steigung $s = 1/k$ als Funktion der Frequenz aufgetragen (FIG. 2, unten links). Auch hier wird der Normbereich der Messgrößen angezeigt (grau-schattierter Bereich in FIG. 2). Das entsprechende Tonschwellenaudiogramm ist in FIG. 2 oben rechts dargestellt.

2. Erfassung der Trennschärfe

[0053] Bietet man dem Ohr mittels Ohrsonde zusätzlich zu den Primärtönen einen dritten Ton, den Suppressorton, mit der Frequenz f_{sup} und dem Schallpegel L_{sup} an, und ermittelt bei verschiedenen Frequenzen f_{sup} im Bereich der DPOAE-Frequenz f_{DP} den Schallpegel L_{sup} , der zu einer Suppression des Emissionspegels L_{DP} um einen bestimmten Wert (z.B. 4 dB) führt, so erhält man eine DPOAE-Iso-Suppressionstuningkurve (Kummer et al. in "Suppression tuning characteristics of the $2f_1$ - f_2 distortion product otoacoustic emission in humans", J. Acoust. Soc. Am. 98 (1), Seiten 197 bis 210, Juli 1995).

[0054] DPOAE-Iso-Suppressionstuningkurven weisen die gleichen Merkmale auf, wie die aus den Tiermodellen bekannten neuronalen Tuningkurven. Damit ist die Möglichkeit einer objektiven und nicht-invasiven Erfassung der Trennschärfereigenschaften des Innenohres gegeben. Bisher werden in der klinischen Diagnostik Trennschärfedefizite und die damit verbundenen Diskriminationsverluste nur mit subjektiven Methoden, in der Regel mit Hilfe des Sprachaudiogramms, bestimmt. In der Erwachsenen-Hördiagnostik bieten sich die DPOAE daher als Ergänzung zum Sprachaudiogramm an. In der Kinderhördiagnostik sind sie die einzige Methode zur Bestimmung der Trennschärfe des Gehörs.

[0055] Das vorliegend beschriebene Verfahren verwendet zur Erfassung der Innenohr-Trennschärfe und seiner Störungen die Kenngrößen der DPOAE-Iso-Suppressionstuningkurve. Das sind vorzugsweise die Steigungen der tief-frequenten und der hochfrequenten Tuningkurvenflanke s_{tf} und s_{hf} , die charakteristische Frequenz f_{cf} der Tuningkurve, der Emissionspegel L_{DPCF} bei f_{DF} , und die Trennschärfe Q_{10dB} . Die Einstellung der Primärtonpegel erfolgt auch hier vorzugsweise nach der Formel (I)

$$L_1 = \sum_{n=0}^N a_n L_2^n \quad (I),$$

insbesondere mit $N=1$ und $f_2/f_1 = c$.

[0056] FIG. 3 zeigt ein Beispiel zur Ermittlung der Kenndaten aus den DPOAE-Iso-Suppressionstuningkurven zur Erfassung der Trennschärfe des Innenohres und seiner Störungen. Die tief- und die hochfrequente Flanke der Tuningkurve werden durch Geraden angenähert und die Steigungen s_{tf} und s_{hf} , der durch den Schnittpunkt der Geraden bestimmte Tuningkurvenschwellenpegel L_{DPCF} und die charakteristische Frequenz f_{CF} sowie der Q_{10dB} -Wert werden ermittelt. Solche Tuningkurven werden in verschiedenen Frequenzbereichen aufgenommen.

[0057] Als weitere Methode zur Erfassung der Innenohr-Trennschärfe dient die f_2/f_1 -Tuningkurve. Zur Erstellung der f_2/f_1 -Tuningkurve wird der Emissionspegel L_{DP} , bzw. der Schalldruck p_{DP} als Funktion des Frequenzverhältnisses f_2/f_1 aufgetragen. Das Frequenzverhältnis f_2/f_1 wird vorzugsweise zwischen 1,05 und 1,6 in kleinen Frequenzschrittweiten (von z.B. 1 - 100 Hz) variiert. Der Vorteil gegenüber der DPOAE-Iso-Suppressionstuningkurve liegt darin, dass zur Aufnahme der f_2/f_1 -Tuningkurve kein zusätzlicher dritter Ton appliziert werden muss. Die spiegelbildlich aufgetragene f_2/f_1 -Tuningkurve weist die gleichen Merkmale auf wie die DPOAE-Iso-Suppressionstuningkurve, so dass die oben beschriebenen Kenngrößen auch hier zur Erfassung der Innenohrtrennschärfe verwendet werden können.

[0058] Die hier erläuterte Vorrichtung stellt somit Kenngrößen zur Erfassung der Innenohrtrennschärfe an beliebigen Orten (Frequenzen) der Cochlea bereit. Die Kenngrößen ermöglichen eine individuelle Einstellung der Bandbreite der Frequenzkanäle von Hörgeräten

3. Bestimmung der Hörschwelle.

[0059] Wegen des engen Zusammenhanges zwischen Emissionspegel und Hörschwelle ist eine objektive Bestimmung der Hörschwelle mit Hilfe der DPOAE grundsätzlich möglich. Wegen der Störgeräusche ist die Messung der DPOAE jedoch bei Primärtonpegeln an der Hörschwelle überhaupt nicht oder nur mit langen Mittelungszeiten möglich. Eine weitere Problematik der Bestimmung der Hörschwelle ist das Auftreten von erhöhten Emissionspegeln bei Patienten mit Tinnitus (Janssen et al. in "Growth behavior of the $2f_1$ - f_2 distortion product otoacoustic emission in tinnitus", J. Acoust. Soc. Am. 103 (6), Seiten 3418 bis 3430, Juni 1998). Bei diesen Patienten ist eine Vorhersage der Hörschwelle alleine auf der Basis des Emissionspegels nicht möglich. Hier kann eine Bestimmung der Hörschwelle nur über das Wachstumsverhalten der DPOAE erfolgen.

[0060] Da die Emissionen an der Hörschwelle Normalhörender oder bei größeren Hörverlusten sehr kleine Amplituden aufweisen und im Mikrophonrauschen verschwinden, kann der Reizpegel, der zur Auslösung der DPOAE an der Hörschwelle führt, nicht zuverlässig ermittelt und somit aus dem die Emission erzeugenden Primärtonpegel keine Hörschwelle rekonstruiert werden.

[0061] Durch Extrapolation der mit

$$L_1 = \sum_{n=0}^N a_n L_2^n$$

5 aufgenommenen DPOAE-Wachstumsfunktionen lässt sich jedoch derjenige Primärtonpegel (vorzugsweise L_2) bestimmen, der zum Schalldruck $p_{DP}=0$ führt. Dieser als L_S bezeichnete Primärtonschwellenpegel dient zur direkten Bestimmung der Hörschwelle.

[0062] Wie in FIG. 4 dargestellt, wird zur Extrapolation der DPOAE-Wachstumsfunktion die rechts unten in FIG. 2 im doppellogarithmischen Plot dargestellte Wachstumsfunktion vorzugsweise im halblogarithmischen Plot dargestellt, wobei der gemessene Emissionsschalldruck p_{DP} / p_0 über L_2 aufgetragen ist. Die Annäherung der Messdaten erfolgt hier durch lineare Regressionsrechnung. Der Schnittpunkt der Regressionsgeraden mit der Abszisse ist der Primärtonschwellenpegel L_S . Es sind aber auch andere Methoden des Messdaten-Fittings möglich.

[0063] FIG. 5 zeigt die erfindungsgemäße Vorgehensweise zur Bestimmung der aus den Primärtonschwellenpegeln L_S rekonstruierten Hörschwelle und der aus den Iso-Emissionspegel-Kurven gewonnenen Dynamikkompression am Beispiel eines Patienten mit Hochtonhörverlust.

[0064] In FIG. 5 oben links sind auszugsweise fünf Wachstumsfunktionen (a-e) gezeigt, die bei $f_2 = 1510$ Hz (Kurve a), $f_2 = 2000$ Hz (Kurve b), $f_2 = 2730$ Hz (Kurve c), $f_2 = 3000$ Hz (Kurve d) und $f_2 = 3320$ Hz (Kurve e) aufgenommen wurden. In FIG. 5 oben rechts sind die Regressionsgeraden der Wachstumsfunktionen dargestellt, die entsprechend mit a-e gekennzeichnet sind. Die Schnittpunkte der Regressionsgeraden mit der Abszisse liefern den Primärtonschwellenpegel L_S für die jeweilige Frequenz. Berechnet man die Primärtonschwellenpegel aller Wachstumsfunktionen und trägt sie in ein klinisches Tonschwellenaudiogramm (FIG. 5 unten) ein, so erhält man eine Schwelle (geschlossene Kreise), die mit der mit gleicher Ohrsonde bei gleicher Frequenz aufgenommen subjektiven Hörschwelle (offene Kreise) gut übereinstimmt. Diese Schwelle dient der objektiven Bestimmung der Hörschwelle bei der Innenohrschwerhörigkeit. Zusätzlich sind im Audiogramm die Kurven gleichen Schalldrucks eingetragen. Aus ihren Abständen lassen sich wie auf einer Wanderkarte mit Höhenlinien der Anstieg des DPOAE-Schalldruckes und damit die Dynamikkompression des Innenohrs für die einzelnen Frequenzen ablesen.

[0065] Der Eintrag von L_S als Hörschwelle und L_{DP} als Iso-Pegelkurven im konventionellen Tonschwellenaudiogramm ergibt ein DPOAE-Audiogramm und ermöglicht so die gemeinsame Darstellung der schwelennahen (Hörschwelle) und überschwelligen (Dynamikkompression) Schallverarbeitungsmechanismen des Innenohres in einem Plot.

[0066] Die Erfindung stellt eine Methode und eine Vorrichtung bereit, mit der es durch Extrapolation der DPOAE-Wachstumsfunktionen möglich ist, den Primärtonpegel zu berechnen, der zur Auslösung der DPOAE an der Hörschwelle führt. Mit dem so berechneten Schwellenpegel kann mit heutigen DPOAE-Messsystemen eine Rekonstruktion der Hörschwelle bei Hörverlusten von bis zu 60 dB HL mit geringer Fehlerbreite vorgenommen werden. Da hierbei die Berechnung der Hörschwelle ausschließlich auf Messdaten basiert, handelt es sich hierbei um eine echte objektive Methode zur Bestimmung der Hörschwelle. In der Kinderhördiagnostik fehlt bislang eine solche Methode zur Hörschwellenbestimmung.

[0067] Die otoakustischen Emissionen als Epiphänomen der Schallverarbeitung im unteren und mittleren Schallintensitätsbereich des Gehörs lassen sich jedoch bei hochgradigen Hörverlusten nicht messen. Um Information über die Schallverarbeitung des Innenohres auch bei hochgradigen Hörverlusten, d.h. größer als 60 dB, zu gewinnen, werden zur Bestimmung der Hörschwelle daher zusätzlich die bereits in der klinischen Diagnostik etablierten auditorisch evozierten Potentiale gemessen.

[0068] Die vorliegend beschriebene Vorrichtung gestattet die Registrierung der FAEP sowohl in herkömmlicher Weise bei Applikation von transienten Schallreizen (Klicks) als auch in neuer Weise, nämlich simultan bei Applikation der zur Auslösung der DPOAE verwendeten Primärtöne. Zur Erhöhung der Frequenzspezifität der FAEP kann bei beiden Reizmodalitäten Bandpassrauschen mit veränderlicher Eckfrequenz zum Ausschluss nicht interessierender Cochleabschnitte (vorzugsweise zur Eliminierung der basalen Miterregung bei hohen Reizpegeln) appliziert werden. Mit Hilfe des Primärtonschwellenpegels L_S und des Latenz- und Amplitudenverhaltens der FAEP kann die Bestimmung der Hörschwelle im gesamten Hörbereich vorgenommen werden.

[0069] Die primäre Quelle der DPOAE der Frequenz $2f_1-f_2$ liegt im Überlappungsbereich der durch die beiden Primärtöne ausgelösten Wanderwellen auf der Basilarmembran am Ort der Frequenz f_2 des höheren Primärtones. Es existiert jedoch noch eine sekundäre Quelle mit sehr viel kleinerer Amplitude am Ort der Frequenz $2f_1-f_2$ die sich störend auf die primäre Quelle auswirkt (Heitmann et al., DE-OS 195 49 165) und somit zu einem größeren Schätzfehler bei der Vorhersage der Hörschwelle führen könnte. Der Störungsmechanismus wurde bislang nur für normalhörende Probanden beschrieben. Falls die störende Quelle auch bei der Innenohrschwerhörigkeit auftritt, kann bei der hier erläuterten Vorrichtung ein Suppressortone mit einer Frequenz nahe bei $2f_1-f_2$ zur Unterdrückung der störenden Quelle appliziert werden.

4. Früherkennung von Innenohrfunktionsstörungen

[0070] Wegen ihrer hohen Sensitivität und Frequenzspezifität können DPOAE kleinste pathologische Veränderungen des Innenohres erfassen; sie sind damit allen konventionellen tonaudiometrischen Verfahren überlegen. Die kurze Messzeit der DPOAE erlaubt ein sehr dichtes Scanning der Innenohrfunktion, die mit herkömmlichen subjektiven Methoden überhaupt nicht oder nur mit für den Patienten unzumutbar langen Untersuchungszeiten möglich ist. Mit der hier beschriebenen Vorrichtung lassen sich DPOAE mit extrem hoher Frequenzauflösung (bis zu 2 Hz) messen. Nach der Frequenz-Orts-Karte des Innenohres entspricht ein Frequenzschritt von 2 Hz in etwa dem Abstand einer einzelnen Hörsinneszelle. Mit einer solch hohen Frequenzauflösung lassen sich auch kleinste Veränderungen der Innenohrfunktion nachweisen. Die hier beschriebene Apparatur eignet sich daher zur Erfassung beginnender Sinneszellschädigungen, insbesondere zur Früherkennung von berufsbedingten und nicht berufsbedingten Hörschäden durch Lärm, zur Erkennung einer erhöhten Vulnerabilität des Innenohres sowie zur Bewertung der Erholung von Sinneszellen (therapiebegleitende Verlaufskontrolle) beispielsweise bei Schädigungen infolge Lärmexposition, bei Hörsturz oder bei Verabreichung ototoxischer Medikamente, wie z.B. bei der Chemotherapie.

5. Tinnitusdiagnostik

[0071] Die Frage, ob Tinnitus ein peripheres oder zentrales Geschehen ist, ist immer noch unbeantwortet. Nach neuesten Ergebnissen zeichnen sich erstmalig Möglichkeiten einer objektiven Diagnostik des cochleären Tinnitus mit Hilfe der DPOAE ab (Janssen et al. in "Growth behavior of the $2f_1-f_2$ distortion product otoacoustic emission in tinnitus", J. Acoust. Soc. Am. 103 (6), Seiten 3418 bis 3430, Juni 1998). Hierbei wurde festgestellt, dass bei einigen Tinnituspatienten erhöhte Emissionspegel und versteilertes Wachstum auftreten. Dies ist Zeichen einer erhöhten Verzerrung der mikromechanischen Strukturen des Innenohres und kann als Ursache des Tinnitus gedeutet werden. Durch Aufnahme der DPOAE-Wachstumsfunktionen ermöglicht die vorliegende Apparatur eine verbesserte topologische Diagnostik des Tinnitus durch Erkennung von spezifischen Haarzellschädigungen als mögliche Ursache des cochleären Tinnitus. Erhöhte Pegel und versteuertes Wachstum der DPOAE im Frequenzbereich des Tinnitus werden dabei als Hinweis auf eine cochleäre Genese des Tinnitus gewertet.

[0072] Da es sich bei den eingesetzten Methoden um objektive Verfahren handelt, ist die aktive Mitarbeit des Patienten nicht erforderlich. Der Patient soll vor der Messung über den Messablauf informiert und instruiert werden, wie er sich während der Messung verhalten soll. Die Instruktionen über die adäquate Verhaltensweise (ruhige Sitzposition einnehmen etc.) und den Messablauf (Dauer der Messung etc.) können vorzugsweise auf Kompakt Disk (CD) oder ähnlichen Medien gespeichert und dem Patienten über die Ohrsonde abgespielt werden.

[0073] Durch eine automatische Artefakterkennung können bei kurzzeitiger Unruhe des Patienten die gestörten Signalabschnitte verworfen und die Aufnahme des jeweiligen Messdatums wiederholt werden. Bei zu langer Unruhe wird die Messung automatisch gestoppt und der Patient zur Ruhigstellung aufgefordert. Bei Patienten mit starken Atemgeräuschen (z.B. behinderte Nasenatmung bei Schnupfen) wird eine geeignete Artefakterkennung eingesetzt, die eine störungsfreie Messung in den Atempausen ermöglicht.

[0074] Zur Beschleunigung des Messablaufs kann eine an ein Abbruchkriterium (z.B. Signal-Störabstand) gebundene Mittelung der Daten erfolgen. Während der Messung sind die Reizparameter (Schallpegel der Primärtöne und des Gaußimpuls) und die Reiz- und Ableitbedingungen (Kalibrierung des Schalldrucks im Gehörgang, Elektrodenwiderstand) fortlaufend zu kontrollieren. Bei zu großen Abweichungen ist die Messung abzubrechen. Der Untersucher wird dann durch ein optisches oder akustisches Signal aufgefordert, die Störung (z.B. Herausfallen der Sonde, Lösen der Elektroden) zu beheben.

[0075] Der Signal-Störabstand beeinflusst die Stabilität des Emissionspegels. Die an einem Normkollektiv ermittelte Streubreite des Emissionspegels als Funktion des Signal-Störabstands soll als Grundlage dienen, eine statistische Aussage über die Güte der individuellen Messung zu treffen. Für eine erleichterte Befunderhebung werden die Messdaten in geeignete Kennlinienfelder eingetragen, um im pathologischen Fall das Ausmaß der Abweichung von der Norm zu kennzeichnen.

[0076] Neben den Methoden der konventionellen subjektiven Audiometrie kann mit der vorliegend beschriebenen Vorrichtung durch Applikation von transienten Schallreizen auch eine Registrierung der transitorisch evozierten otoakustischen Emissionen (TEOAE) erfolgen, wie sie beispielsweise in EP-B-0 015 258 beschrieben ist.

[0077] Durch rechnergestützte Datenanalyse und Qualitätssicherung der Messgrößen wird eine weitgehend automatisierte Diagnose-Stellung erreicht.

[0078] Die hier beschriebene Vorrichtung erlaubt eine allgemeine und eine im speziellen auf die Hörgeräteanpassung ausgerichtete Innenohrdiagnostik. Aus den Kenngrößen der gestörten Innenohrfunktion können Hörgeräteparameter abgeleitet werden, die zu einer verbesserten Anpassung von Hörgeräten führt. Als Folge der automatischen Messablaufsteuerung und automatischen Bereitstellung von Hörgeräteparametern ist auch eine automatisierte Anpassung von Hörgeräten möglich.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Erfassung sowohl schwelennaher als auch überschwelliger Schallverarbeitung des Innenohres durch Messung von mindestens Distorsionsprodukten otoakustischer Emissionen (DPOAE), wobei im Zuge des Verfahrens:

- (a) eine Ohrsonde in den Gehörgang des zu untersuchenden Ohres eingeführt wird;
- (b) ein erster Ton mit einer Frequenz f_1 und einem Schallpegel L_1 sowie ein zweiter Ton mit einer Frequenz f_2 und einem Schallpegel L_2 von der Ohrsonde im äußeren Gehörgang erzeugt werden, um DPOAE auszulösen;
- (c) Distorsionsprodukte otoakustischer Emissionen (DPOAE) im äußeren Gehörgang gemessen werden;
- (d) die Frequenz f_{DP} und der Schalldruck p_{DP} bzw. der Emissionspegel L_{DP} der gemessenen DPOAE ermittelt werden;
- (e) der Emissionspegel L_{DP} gegenüber dem Schalldruck L_1 bzw. L_2 von einem der Töne aufgetragen wird, um eine DPOAE-Wachstumsfunktion zu erhalten; und
- (f) durch Extrapolation der DPOAE-Wachstumsfunktion in der Form $p_{DP}(L_1, L_2)$ derjenige Schallpegel L_S bestimmt wird, der zu einem Schwellenwert des Emissionsschalldruckes p_{DP} z.B. von Null führt, um mit Hilfe dieses Schallpegels L_S die Hörschwelle abzuschätzen.

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass im Schritt (b) ein erster Primärton mit einer Frequenz f_1 und einem Schallpegel L_1 sowie ein zweiter Primärton mit einer Frequenz f_2 , die größer als die Frequenz f_1 des ersten Primärtones ist, und einem Schallpegel L_2 im äußeren Gehörgang des zu untersuchenden Ohres erzeugt werden.

3. Verfahren nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass der erste und der zweite Primärton mit einem Frequenzverhältnis f_2/f_1 mit Werten im Bereich von 1,05 bis 1,6 und Schallpegeln im äußeren Gehörgang des zu untersuchenden Ohres erzeugt werden, welche die Beziehung (I)

$$L_1 = \sum_{n=0}^N a_n L_2^n \quad (I)$$

erfüllen, vorzugsweise mit den Parametern $N=1$, $25 \leq a_0 \leq 50$ und $0,3 \leq a_1 \leq 0,6$, wobei die Parameter so eingestellt werden, dass für einen gegebenen Schallpegel L_2 der Schallpegel L_1 so bestimmt wird, dass der Emissionspegel L_{DP} maximal wird.

4. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass zur Extrapolation der DPOAE-Wachstumsfunktion eine vorzugsweise lineare Regressionsanalyse durchgeführt wird.

5. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das Kompressionsverhältnis k (bzw. die Steigung $s = 1/k$) gemäß der nachstehenden Formel (III)

$$k = \frac{\Delta L_x}{\Delta L_{DP}} \quad (III)$$

wobei $x = 1$ oder 2 , vorzugsweise 2 , ermittelt und vorzugsweise als Funktion $k(f)$ der Frequenz einer der Töne aufgetragen wird, um eine Messgröße für die quantitative Erfassung des Recruitments bereitzustellen.

6. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Primärtonschwellenpegel L_S als Hörschwelle und der Emissionspegel L_{DP} als Iso-Pegelkurven im konventionellen Tonschwellenaudiogramm eingetragen werden, um eine gemeinsame Darstellung der schwelennahen (Hörschwelle) als auch der überschwelligen (Dynamikkompression) Schallverarbeitungsmechanismen zu ermöglichen.

7. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass mittels der Ohrsonde zusätzlich zu dem ersten und dem zweiten Ton ein dritter Ton (Suppressorton) mit einer Frequenz f_{sup} und einem Schallpegel L_{sup} im äußeren Gehörgang des zu untersuchenden Ohres erzeugt wird.

8. Verfahren nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass die Frequenz f_{sup} des dritten Tones variiert wird und der Schallpegel L_{sup} , der zu einer Suppression des Emissionspegels L_{DP} um einen bestimmten Wert führt, ermittelt wird, um eine DPOAE-Iso-Suppressionstuningkurve mit den Kenngrößen Steigung der hoch- und tieffrequenten Flanke s_{lf} und s_{hf} , Q_{10dB} -Wert, charakteristische Frequenz f_{CF} und Schwellenpegel L_{DPCF} zu erhalten
- 5
9. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass mittels der Ohrsonde FAEP auslösende Schallreize im äußeren Gehörgang erzeugt werden und frühe auditorisch evozierte Potentiale (FAEP) an der Kopfhaut der Person mit Elektroden abgegriffen werden.
- 10
10. Verfahren nach Anspruch 9 dadurch gekennzeichnet, dass die FAEP wahlweise simultan bei Auslösung der DPOAE mit dem ersten und dem zweiten Ton in der Einschaltphase oder nicht simultan mit transienten Schallreizen (Klick, Tonpip) ausgelöst und gemessen werden.
- 15
11. Verfahren nach einem der Ansprüche 2 bis 10, dadurch gekennzeichnet, dass das Verhältnis der Frequenz f_1 des ersten Primärtones zu der Frequenz f_2 des zweiten Primärtones variiert wird und der Schalldruck p_{DP} oder der Emissionspegel L_{DP} als Funktion dieses Frequenzverhältnisses f_2/f_1 aufgetragen wird, um eine f_2/f_1 -Tuningkurve zu erhalten, wobei f_2/f_1 zwischen 1,05 und 1,6 in Schritten im Bereich von 100 Hz bis 1 Hz variiert wird.
- 20
12. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die erfassten DPOAE-Signale, und bei Rückbeziehung auf einen der Ansprüche 9 bis 11 vorzugsweise auch die erfassten FAEP-Signale, mittels drahtloser Datenübertragung einer Auswerteanordnung zugeleitet werden.
- 25
13. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass aus den ermittelten Messgrößen Kenngrößen abgeleitet und eine automatisierte Früherkennung einer Hörstörung, eine automatisierte Erkennung einer Innenohrvulnerabilität, eine automatisierte Verlaufskontrolle bei Lärmexposition, Hörsturz, Verabreichung von Ototoxinen, eine automatisierte Erkennung des cochleären Tinnitus, eine automatisierte Bestimmung von Hörschwelle, Trennschärfe und Lautheitsanstieg (Recruitment) und eine automatisierte Anpassung von Hörgeräten bewerkstelligt werden.
- 30
14. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass mittels der Ohrsonde Signale im äußeren Gehörgang erzeugt werden, welche transitorisch evozierte otoakustische Emissionen (TEOAE) auslösen, und die TEOAE mit dem mindestens einen Mikrophon (20) registriert werden.
- 35
15. Vorrichtung zur Erfassung sowohl schwelennaher als auch überschwelliger Schallverarbeitung des Innenohres und seiner Störungen durch Messung von mindestens Distorsionsprodukten otoakustischer Emissionen (DPOAE), versehen mit:
- einer tragbaren Einheit (10) mit:
- 40
- mindestens einer Ohrsonde (12) mit
- mindestens zwei Schallsendern (14, 16, 18) zur Applikation der die DPOAE auslösenden Schallreize; und
- mindestens einem Mikrophon (20) zur Erfassung von Distorsionsprodukten otoakustischer Emissionen (DPOAE); und
- 45
- einer Stromversorgung (36);
- einer stationären Einheit (22) umfassend:
- 50
- einer Steueranordnung zur Steuerung des Messvorgangs; und
- einer Auswerteanordnung (22, 32) zur Auswertung der von dem Mikrophon erfassten DPOAE; sowie
- einem Sende- und Empfangssystem (24, 26) zur drahtlosen Übertragung von Daten zwischen der tragbaren Einheit (10) und der stationären Einheit (22).
- 55
16. Vorrichtung nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, dass die Ohrsonde (12) eine Ohrolive (46) aufweist, die in den Gehörgang eines zu untersuchenden Ohrs derart einpassbar ist, dass es diesen dichtend abschließt.

EP 1 027 863 A1

17. Vorrichtung nach Anspruch 15 oder 16, gekennzeichnet durch mindestens eine Elektrodenanordnung (30) zur zusätzlichen Erfassung von frühen auditorisch evozierten Potentialen (FAEP).
- 5 18. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 15 bis 17, dadurch gekennzeichnet, dass die tragbare Einheit (10) eine Verstärkeranordnung (32) zur Verstärkung der von dem Mikrophon (20) erfassten DPOAE-Signale sowie gegebenenfalls der mittels der Elektrodenanordnung (30) erfassten FAEP-Signale umfasst.
- 10 19. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 15 bis 18, dadurch gekennzeichnet, dass die tragbare Einheit (10) eine Digitalisierungseinrichtung (34) zur Digitalisierung der erfassten Signale aufweist.
- 20 20. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 15 bis 19, dadurch gekennzeichnet, dass das Sende- und Empfangssystem (26) ausgelegt ist, Daten mittels Infrarot- oder Funkübertragung zu übertragen.
- 15 21. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 15 bis 20, dadurch gekennzeichnet, dass die tragbare Einheit (10) als ein am Kopf eines Probanden zu tragender Halter, insbesondere als Kopf- oder Kinnbügel (Headset), ausgelegt ist.
22. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 15 bis 21, gekennzeichnet durch Mittel zum Anlegen von Signalen, die transitorisch evozierten otoakustische Emissionen (TEOAE) auslösen, an mindestens einen der Schallsender.
- 20 23. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 15 bis 22, dadurch gekennzeichnet, dass die Ohrsonde (12) einen dritten Schallsender (18) zur Abgabe eines Suppressortones aufweist.
24. Vorrichtung nach Anspruch 23, dadurch gekennzeichnet, dass die Ohrsonde (12) mehrere parallelgeschaltete Mikrophone aufweist.
- 25 25. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 15 bis 24, dadurch gekennzeichnet, dass die Stromversorgung (36) eine nachladbare Stromquelle aufweist.
- 30 26. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 15 bis 25, dadurch gekennzeichnet, dass ein tragbarer Signalgeber (44) vorgesehen ist, der eine Eingabevorrichtung sowie ein Sendesystem zur drahtlosen Übertragung von mittels der Eingabevorrichtung erzeugten Signalen zu der stationären Einheit (22) aufweist.
- 35 27. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 15 bis 26, dadurch gekennzeichnet, dass die stationäre Einheit (22) eine erste Speicher- und Wiedergabeanordnung zur Speicherung und Wiedergabe von während eines Messvorgangs ermittelten Daten aufweist.
- 40 28. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 15 bis 27, dadurch gekennzeichnet, dass die stationäre Einheit (22) eine zweite Speicher- und Wiedergabeanordnung zur Speicherung und Wiedergabe eines Programms zur Steuerung eines Messvorgangs aufweist.
- 45 29. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 15 bis 28, dadurch gekennzeichnet, dass zwei Ohrsonden (12) vorgesehen sind.
30. Vorrichtung zur Erfassung sowohl schwelennaher als auch überschwelliger Schallverarbeitung des Innenohres und seiner Störungen durch Messung von Distorsionsprodukten otoakustischer Emissionen (DPOAE) und frühen auditorisch evozierten Potentialen (FAEP), versehen mit:
- mindestens einer Ohrsonde (12) mit
- 50 mindestens zwei Schallsendern (14, 16, 18) zur wahlweisen oder simultanen Applikation der die DPOAE und die FAEP auslösenden Schallreize; und
mindestens einem Mikrophon (20) zur Erfassung von Distorsionsprodukten otoakustischer Emissionen (DPOAE);
- 55 mindestens einer Elektrodenanordnung (30) zur Erfassung von frühen auditorisch evozierten Potentialen (FAEP);
einer Steueranordnung (22, 28) zur Ansteuerung der Schallsender; und
einer Auswerteanordnung (22, 32) zur Auswertung der von dem Mikrophon erfassten DPOAE sowie der von der Elektrodenanordnung erfassten FAEP.

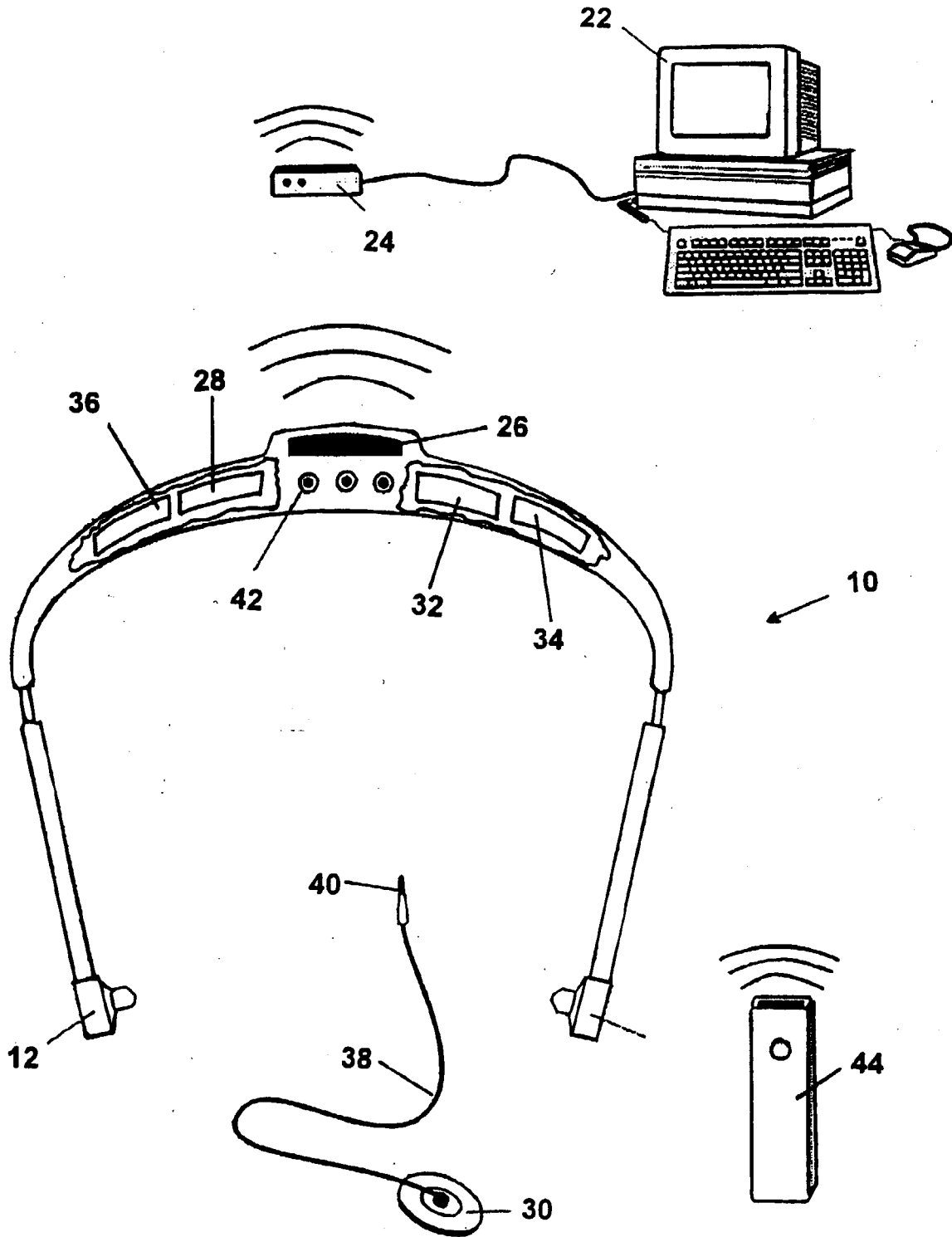
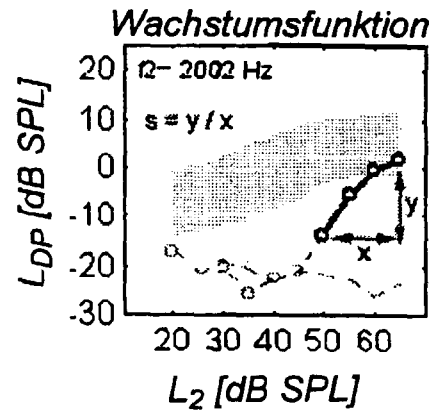
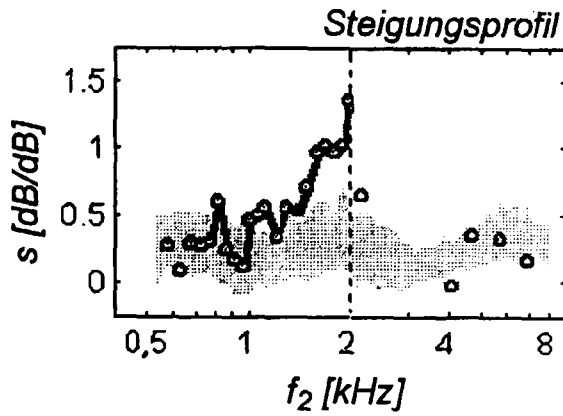
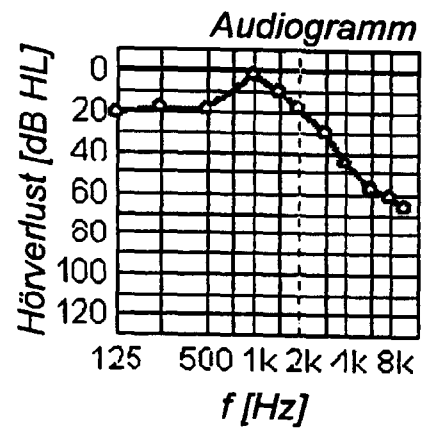
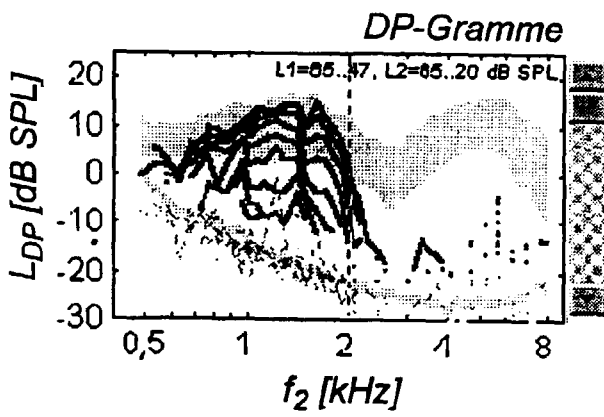


FIG. 1

FIG. 2



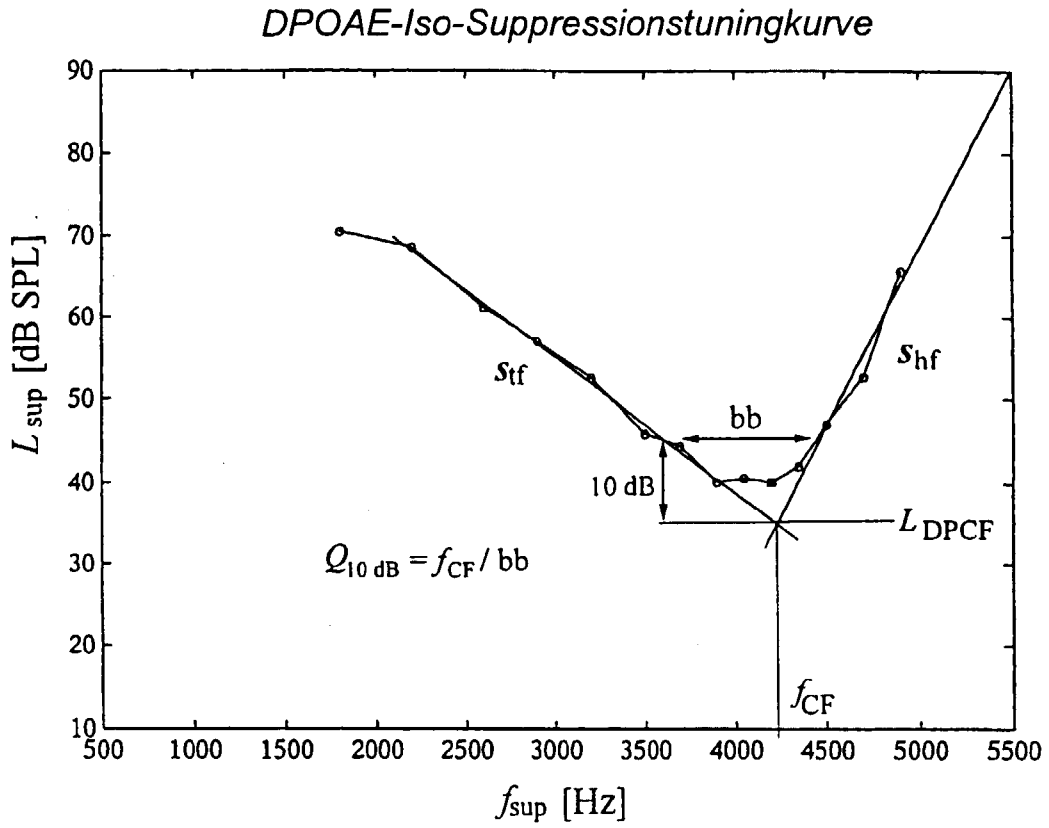


FIG. 3

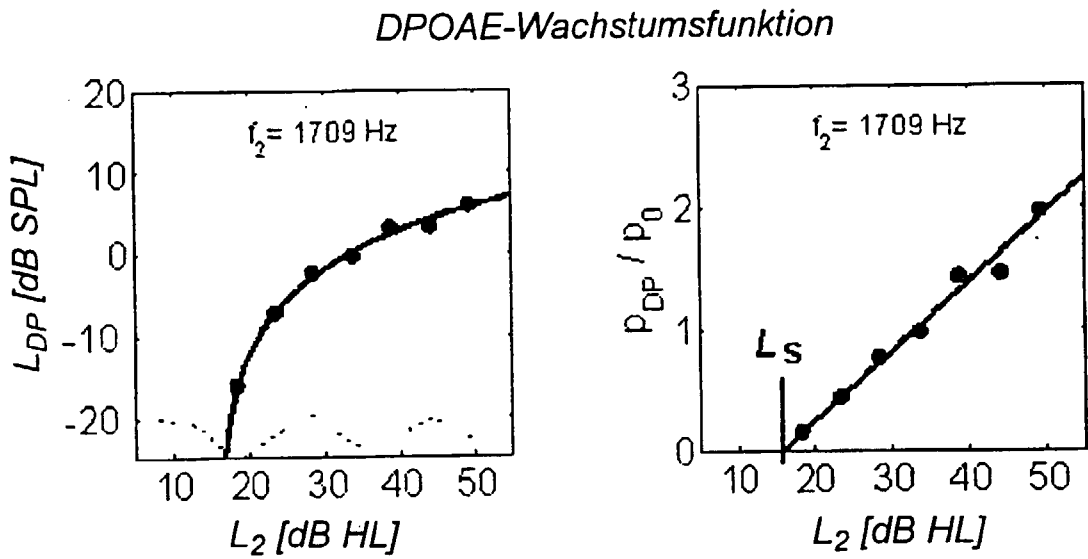


FIG. 4

DPOAE-Wachstumsfunktionen

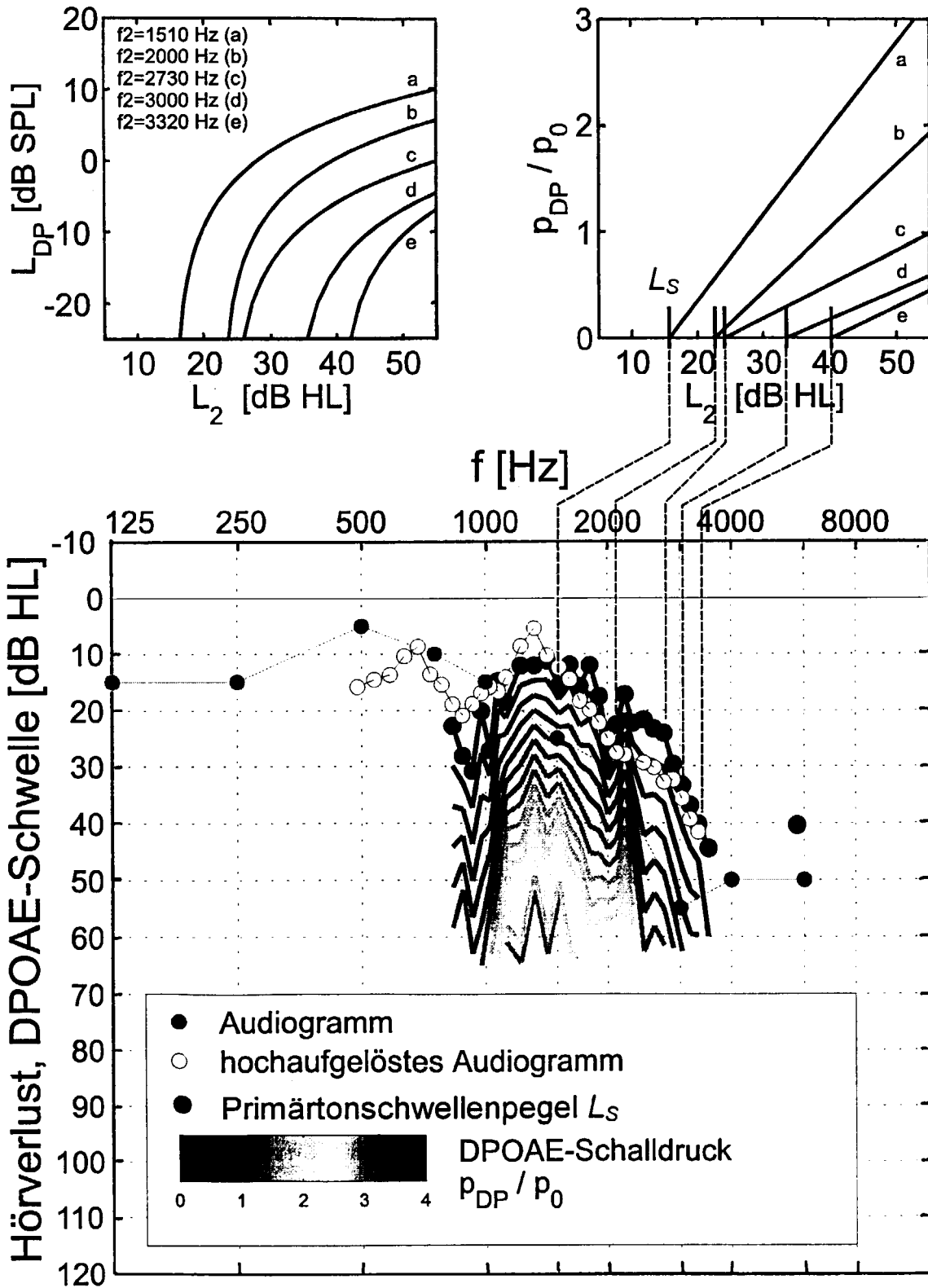


FIG. 5

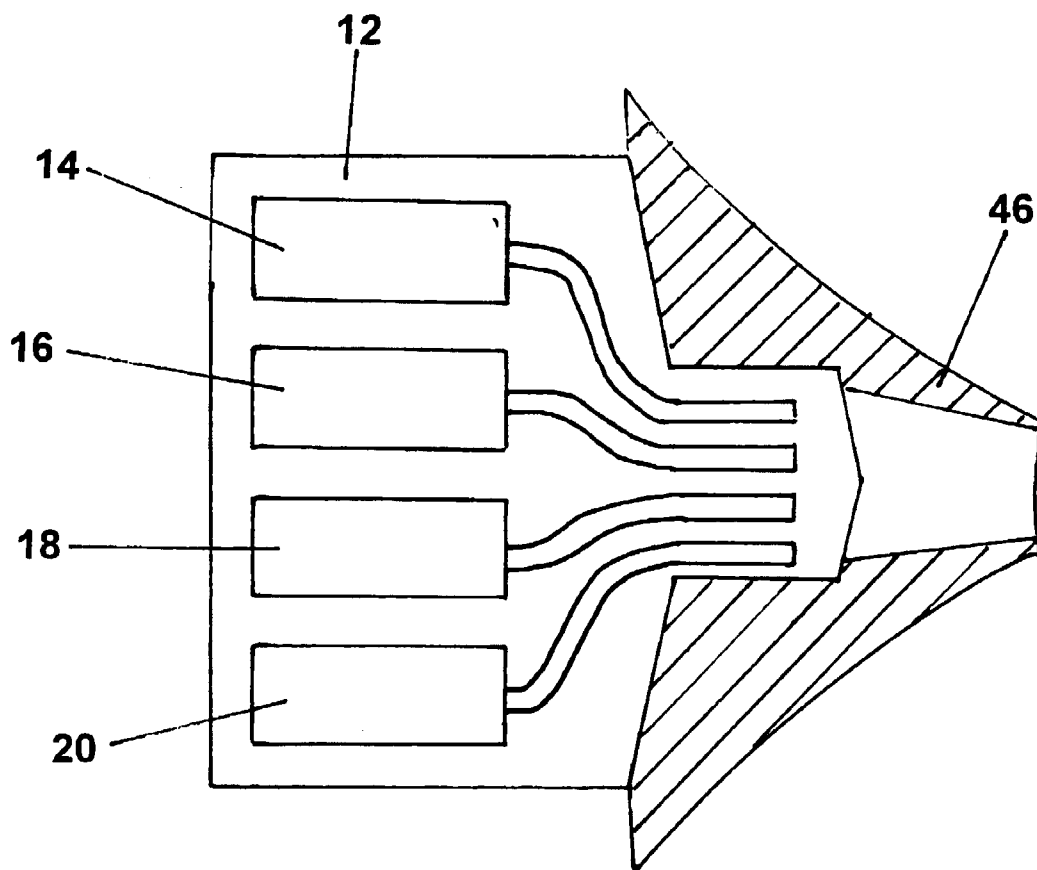


FIG. 6



Europäisches
Patentamt

EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

Nummer der Anmeldung
EP 00 10 2878

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (Int.Cl.7)
D,A	US 5 664 577 A (LONSBURY-MARTIN BRENDA L ET AL) 9. September 1997 (1997-09-09) * Spalte 5, Zeile 7 - Spalte 7, Zeile 49 *	1,14,30	A61B5/12
			RECHERCHIERTE SACHGEBIETE (Int.Cl.7)
			A61B
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt			
Recherchenort	Abschlußdatum der Recherche	Prüfer	
DEN HAAG	18. Mai 2000	Martelli, L	
KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTE		T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze	
X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet		E : älteres Patentedokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist	
Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie		D : in der Anmeldung angeführtes Dokument	
A : technologischer Hintergrund		L : aus anderen Gründen angeführtes Dokument	
O : nichtschriftliche Offenbarung		
P : Zwischenliteratur		& : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument	

EPO FORM 1508 03.02 (F04C08)

**ANHANG ZUM EUROPÄISCHEN RECHERCHENBERICHT
 ÜBER DIE EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG NR.**

EP 00 10 2878

In diesem Anhang sind die Mitglieder der Patentfamilien der im obengenannten europäischen Recherchenbericht angeführten Patentedokumente angegeben.
 Die Angaben über die Familienmitglieder entsprechen dem Stand der Daten des Europäischen Patentamts am
 Diese Angaben dienen nur zur Unterrichtung und erfolgen ohne Gewähr.

18-05-2000

Im Recherchenbericht angeführtes Patentedokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 5664577 A	09-09-1997	US 5526819 A	18-06-1996

EPO FORM P0461

Für nähere Einzelheiten zu diesem Anhang : siehe Amtsblatt des Europäischen Patentamts, Nr.12/82

专利名称(译)	客观测定内耳的近, 高阈值声音畸变		
公开(公告)号	EP1027863A1	公开(公告)日	2000-08-16
申请号	EP2000102878	申请日	2000-02-11
[标]申请(专利权)人(译)	PRIV DOZ DR ING DR MED HABIL THOMAS JANSSEN		
申请(专利权)人(译)	PRIV. DOZ. DR.-ING. DR. MED. HABIL. THOMAS JANSSEN 博士学位.夜晚.保罗boege 大学教授, 医学博士.沃尔夫冈阿诺德		
当前申请(专利权)人(译)	PATH医疗GMBH		
[标]发明人	PRIV DOZ DR ING DR MED HABIL THOMAS JANSSEN DR RER NAT PAUL BOEGE UNIV PROF DR MED WOLFGANG ARNOLD		
发明人	PRIV. DOZ. DR.-ING. DR. MED. HABIL. THOMAS JANSSEN DR. RER. NAT. PAUL BOEGE UNIV.-PROF. DR. MED. WOLFGANG ARNOLD		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/12		
CPC分类号	A61B5/121 A61B5/0002 A61B5/6803 A61B2560/0406 H04R25/70		
优先权	19905743 1999-02-11 DE		
其他公开文献	EP1027863B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

该方法包括通过在耳道中插入探头来测量耳声发射或DPOAE的失真产物; 在外管中产生具有不同频率和声级的第一和第二音符以触发DPOAE; 测量DPOAE; 应用排放水平wrt. 一个音符的声压维持DPOAE增长功能; 并推断该函数以估计听力阈值。独立权利要求也包括用于客观确定接近阈值和超阈值流量的管道中声音传播的安排。

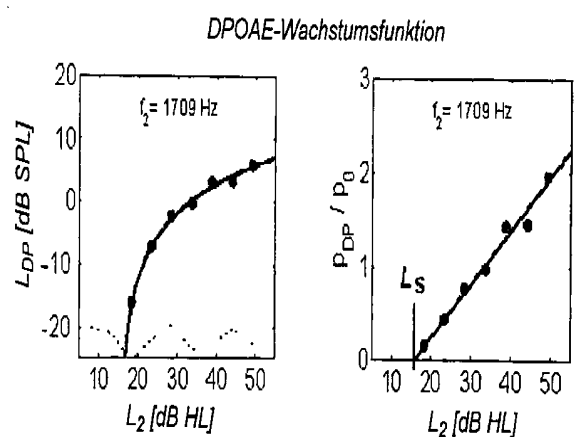


FIG. 4