



(12) **EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

(43) Veröffentlichungstag:
22.10.2008 Patentblatt 2008/43

(51) Int Cl.:
H04R 25/00 (2006.01)

(21) Anmeldenummer: **08103409.2**

(22) Anmeldetag: **07.04.2008**

(84) Benannte Vertragsstaaten:
AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR HR HU IE IS IT LI LT LU LV MC MT NL NO PL PT RO SE SI SK TR
Benannte Erstreckungsstaaten:
AL BA MK RS

(71) Anmelder: **Siemens Audiologische Technik GmbH**
91058 Erlangen (DE)

(72) Erfinder: **Steinbuss, Andre**
91052 Erlangen (DE)

(30) Priorität: **16.04.2007 DE 102007017761**

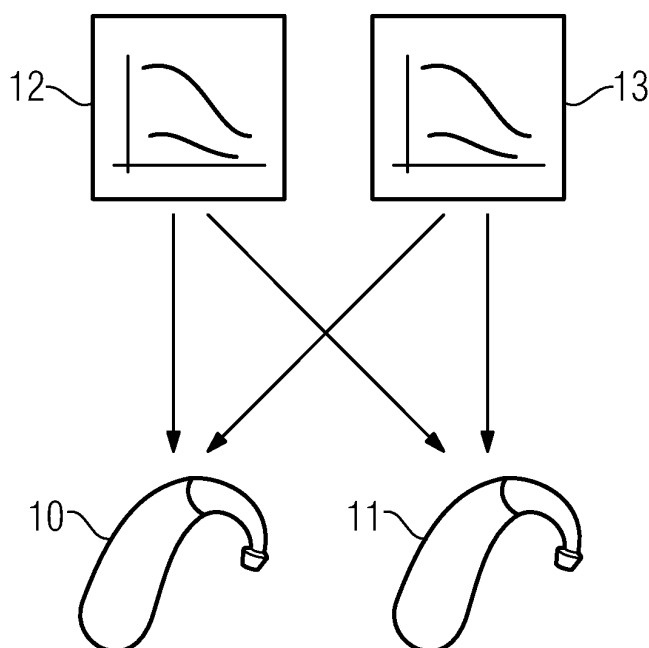
(74) Vertreter: **Maier, Daniel Oliver**
Siemens AG
Postfach 22 16 34
80506 München (DE)

(54) **Verfahren zur Anpassung eines binauralen Hörgerätesystems**

(57) Ein binaurales Hörgerätesystem soll besser individuell angepasst werden. Dazu wird ein Verfahren zum Anpassen eines Hörgerätesystems mit einem ersten Hörgerät (10) zur Versorgung eines ersten Ohrs und einem zweiten Hörgerät (11) zur Versorgung des zweiten Ohrs eines Hörgeräteträgers durch Einstellen des ersten Hörgeräts anhand von audiometrischen Daten (12) über das erste Ohr vorgeschlagen. Zum Einstellen des ersten

Hörgeräts (10) werden darüber hinaus auch audiometrische Daten (13) über das zweite Ohr und/oder eine Hardwareinformation über das zweite Hörgerät (11) verwendet. Dadurch, dass das zweiseitig ausgebildete Gehör und die beiden Hörgeräte zur Versorgung auf diese Weise als Einheit betrachtet werden, kann eine individuellere Anpassung erfolgen als bei separater Anpassung der einzelnen Hörgeräte.

FIG 2



Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren zum Anpassen eines Hörgerätesystems mit einem ersten Hörgerät zur Versorgung des ersten Ohrs und einem zweiten Hörgerät zur Versorgung des zweiten Ohrs eines Hörgeräteträgers durch Einstellen des ersten Hörgeräts anhand von audiometrischen Daten des ersten Ohrs.

[0002] Hörgeräte sind tragbare Hörvorrichtungen, die zur Versorgung von Schwerhörenden dienen. Um den zahlreichen individuellen Bedürfnissen entgegenzukommen, werden unterschiedliche Bauformen von Hörgeräten wie Hinter-dem-Ohr-Hörgeräte (HdO) und In-dem-Ohr-Hörgeräte (IdO), z.B. auch Concha-Hörgeräte oder Kanal-Hörgeräte (CIC), bereitgestellt. Die beispielhaft aufgeführten Hörgeräte werden am Außenohr oder im Gehörgang getragen. Darüber hinaus stehen auf dem Markt aber auch Knochenleitungshörhilfen, implantierbare oder vibrotaktile Hörhilfen zur Verfügung. Dabei erfolgt die Stimulation des geschädigten Gehörs entweder mechanisch oder elektrisch.

[0003] Hörgeräte besitzen prinzipiell als wesentliche Komponenten einen Eingangswandler, einen Verstärker und einen Ausgangswandler. Der Eingangswandler ist in der Regel ein Schallempfänger, z. B. ein Mikrofon, und/oder ein elektromagnetischer Empfänger, z. B. eine Induktionsspule. Der Ausgangswandler ist meist als elektroakustischer Wandler, z. B. Miniaturlautsprecher, oder als elektromechanischer Wandler, z. B. Knochenleitungshörer, realisiert. Der Verstärker ist üblicherweise in eine Signalverarbeitungseinheit integriert. Dieser prinzipielle Aufbau ist in FIG 1 am Beispiel eines Hinter-dem-Ohr-Hörgeräts dargestellt. In ein Hörgerätegehäuse 1 zum Tragen hinter dem Ohr sind ein oder mehrere Mikrofone 2 zur Aufnahme des Schalls aus der Umgebung eingebaut. Eine Signalverarbeitungseinheit 3, die ebenfalls in das Hörgerätegehäuse 1 integriert ist, verarbeitet die Mikrofonsignale und verstärkt sie. Das Ausgangssignal der Signalverarbeitungseinheit 3 wird an einen Lautsprecher bzw. Hörer 4 übertragen, der ein akustisches Signal ausgibt. Der Schall wird gegebenenfalls über einen Schallschlauch, der mit einer Otoplastik im Gehörgang fixiert ist, zum Trommelfell des Geräteträgers übertragen. Die Stromversorgung des Hörgeräts und insbesondere die der Signalverarbeitungseinheit 3 erfolgt durch eine ebenfalls ins Hörgerätegehäuse 1 integrierte Batterie 5.

[0004] Grundlage für die Hörgeräteanpassung sind tonaudiometrische Kenndaten sowie Angaben über das persönliche Profil des Hörgeschädigten. Letztere können z. B. Erfahrungswerte mit Hörsystemen sowie Informationen über den Lebensstil (aktiv - passiv, jung - alt, berufstätig - Rentner, etc.) des Hörgeschädigten sein. Diese Informationen sind für ein binaurales System seitensunabhängig und beeinflussen die Voreinstellung des Hörsystems nach der Erstanpassung auf beiden Seiten gleichermaßen.

[0005] Die tonaudiometrischen Kenndaten werden

hingegen nur für die Grundeinstellung der frequenz- und pegelabhängigen Verstärkung der jeweiligen Seite des binauralen Hörsystems berücksichtigt. Weitere Parameter, wie beispielsweise die Regeltiefe einer Störgeräuschbefreiung oder die Zeitkonstanten der unterschiedlichsten Algorithmen eines Hörsystems, sollten jedoch symmetrisch auf beiden versorgten Seiten eingestellt sein, um einen symmetrischen Höreindruck zu erreichen. Dieser ist unter anderem für die Lokalisierungsfähigkeit maßgebend. Entsprechende Anpassungen finden derzeit lediglich über das Profil des Hörgeschädigten statt. Weitere Kenngrößen fließen jedoch in die Hörgeräteanpassung nicht ein. So werden beispielsweise die Verstärkungen der beiden Hörgeräte eines Hörgerätesystems stets einzeln eingestellt. Gegebenenfalls wird zur binauralen Lautheitskorrektur die Verstärkung in beiden Geräten um z. B. 3 dB gesenkt, da sich der Lautheitseindruck bei binauraler Versorgung gegenüber Einzelversorgung verstärkt.

[0006] Aus der Druckschrift WO 2005/086537 A1 ist beispielsweise eine Anpassvorrichtung für Hörgeräte bekannt. Die Anpassvorrichtung weist einen Computer mit einer Anzeige zur visuellen Darstellung von Daten, einen Dateneingang zur Eingabe von Hörhilfeprogrammdaten in die Anpassvorrichtung, einen Datenspeicher und einen Datenausgang zur Ausgabe der Daten an ein Hörhilfegerät auf. Außerdem werden Mittel bereitgehalten, zum Auswählen simultaner Einstellungen bezüglich zweier oder mehrerer unterschiedlicher Parameter für die Schallverarbeitung in dem zu programmierenden Hörhilfegerät.

[0007] Aus der Patentschrift DE 102 28 632 B3 ist eine binaurale Hörgeräteversorgung zum Richtungshören bekannt. Dabei kann ein Verstärkungswert von einem der Hörhilfegeräte auf das andere übertragen werden. Nachfolgend erfolgt ein Abgleich der Signalamplituden, wobei bei wenigstens einem der Hörhilfegeräte die Verstärkung geändert wird. Der Abgleich kann unter Berücksichtigung der bei beiden Ohren gemessenen Audiogramme erfolgen. Damit wird erreicht, dass beispielsweise eine durch eine Parameteränderung an einem Hörhilfegerät hervorgerufene Lautheitsänderung eine für den Hörgeräteträger subjektive gleiche Lautheitsänderung an dem anderen Hörhilfegerät bewirkt.

[0008] Weiterhin offenbart die Patentschrift DE 10 2004 051 325 B3 ein Verfahren zum Anpassen der Übertragungscharakteristik eines Hörgeräts. Insbesondere wird auch eine Möglichkeit zum Einstellen eines binauralen Versorgungssystems bestehend aus zwei Hörhilfegeräten beschrieben. Da die beiden Ohren eines Benutzers häufig einen ähnlichen Hörverlust aufweisen, ist es demnach sinnvoll, die zur Versorgung eines Ohrs am Hörhilfegerät gewählten Einstellungen zunächst für das zweite Hörhilfegerät zu übernehmen und dann bei dem Hörhilfegerät zur Versorgung des zweiten Ohrs lediglich eine Feinanpassung durchzuführen.

[0009] Die Druckschrift US 7 018 342 B2 betrifft ein Verfahren zum Bestimmen von Maskierungspegeln bei

einem automatisierten Hörtest. Dort werden unterschiedliche Hörschwellen für die Luftleitung und die Knochenleitung ermittelt.

[0010] Darüber hinaus ist in der Druckschrift DE 196 24 092 B4 eine Kompressionsschaltung für Hörgeräte beschrieben. Die Kompression nimmt unterhalb der individuellen Unbehaglichkeitsschwelle relativ stark zu, damit das Gehör nicht durch laute Töne gefährdet wird.

[0011] Die Aufgabe der vorliegenden Erfindung besteht somit darin, ein Verfahren zum Anpassen eines Hörgerätesystems mit zwei Hörgeräten bereitzustellen, das zu einer individuelleren Einstellung der binauralen Versorgung führt.

[0012] Erfindungsgemäß wird diese Aufgabe gelöst durch ein Verfahren zum Anpassen eines Hörgerätesystems mit einem ersten Hörgerät zur Versorgung des ersten Ohrs und einem zweiten Hörgerät zur Versorgung des zweiten Ohrs eines Hörgeräteträgers durch Einstellen des ersten Hörgeräts anhand von audiometrischen Daten über das erste Ohr, wobei zum Einstellen des ersten Hörgeräts auch eine Hardwareinformation über das zweite Hörgerät verwendet wird.

[0013] Dadurch können die beiden Hörgeräte abhängig von der Hardware des jeweils anderen Hörgeräts in einem binauralen Hörsystem konfiguriert werden.

[0014] In vorteilhafter Weise kann bei dem erfindungsgemäßen Verfahren erreicht werden, dass auf der Basis eines binauralen Audiogramms die Hörgeräte symmetrisch eingestellt werden, wenn zum Einstellen des ersten Hörgeräts auch audiometrische Daten über das zweite Ohr herangezogen werden.

[0015] Vorzugsweise umfassen die audiometrischen Daten eine Luftleitungshörschwelle, eine Knochenleitungshörschwelle und/oder eine Unbehaglichkeitsschwelle. Mit diesen Schwellen kann beispielsweise die Restdynamik beispielsweise am linken Ohr für die Einstellung des Hörgeräts am rechten Ohr berücksichtigt werden.

[0016] Darüber hinaus ist es von Vorteil, wenn die Regelungszeit für die Kompression in dem ersten Hörgerät an die Restdynamik des zweiten Ohrs angepasst ist. Damit kann beispielsweise für die Kompression eine kürzere Einschwingzeit für das erste Hörgerät gewählt werden, wenn dies die Restdynamik zwar nicht des ersten aber des zweiten Ohrs erfordert. Durch die Wahl gleicher Zeitkonstanten auf beiden Seiten wird für den Schwerhörigen ein symmetrischer Höreindruck erreicht.

[0017] Darüber hinaus kann eine Spitzenbeschneidung des Ausgangssignals des ersten Hörgeräts in Abhängigkeit von den Daten des zweiten Ohrs oder des zweiten Hörgeräts erfolgen. Außerdem kann auch eine Einstellung eines Mikrofonmodus (Omnidirektional, Direktional, Automatik) oder einer Lautstärke und Tonhöhe eines Signaltons des ersten Hörgeräts in Abhängigkeit dieser Daten erfolgen. Ebenso kann eine Regeltiefe einer Störgeräuschbefreiung des ersten Hörgeräts in Abhängigkeit der Daten des zweiten Ohrs oder des zweiten Hörgeräts eingestellt werden. Generell können so Ver-

arbeitungsalgorithmen im ersten Hörgerät unter Berücksichtigung des Hörverlusts am zweiten Ohr bzw. unter Berücksichtigung der Daten des zweiten Hörgeräts besser an den individuellen Hörverlust angepasst werden.

[0018] Die oben genannte Hardwareinformation kann den Gerätetyp, nämlich ein IdO oder ein HdO, betreffen. Somit lässt sich das Gerätepaar in seinem Zusammenwirken besser an den individuellen Hörverlust anpassen.

[0019] Die Hardwareinformation kann ferner den Verstärkertyp oder die Schallübertragung innerhalb des zweiten Hörgeräts betreffen. Insbesondere kann sich die Hardwareinformation auf eine akustische Eigenschaft einer Otoplastik des zweiten Hörgeräts beziehen. Somit können bei der Anpassung beispielsweise der akustische Einfluss von Tragehaken, Schallschläuchen und dergleichen sowie andere Gerätedaten des jeweils anderen Hörgeräts berücksichtigt werden.

[0020] Die vorliegende Erfindung ist anhand der beigefügten Zeichnungen näher erläutert, in denen zeigen:

FIG 1 den prinzipiellen Aufbau eines Hörgeräts gemäß dem Stand der Technik;

FIG 2 eine symbolische Darstellung der erfindungsgemäßen, wechselseitigen Nutzung von Audiogrammen bei der Anpassung von Hörgeräten eines binauralen Hörsystems;

FIG 3 ein Audiogramm eines ersten Hörgeräteträgers für seine rechte Seite;

FIG 4 ein Audiogramm des ersten Hörgeräteträgers für seine linke Seite;

FIG 5 ein Audiogramm eines zweiten Hörgeräteträgers für seine rechte Seite und

FIG 6 ein Audiogramm des zweiten Hörgeräteträgers für seine linke Seite.

[0021] Die nachfolgend näher geschilderten Ausführungsformen stellen bevorzugte Ausführungsbeispiele der vorliegenden Erfindung dar.

[0022] FIG 2 zeigt symbolisch ein erfindungsgemäßes Anpassverfahren, wie es beispielsweise bei einem Audiologen durchgeführt werden kann. Dabei werden die beiden Hörgeräte 10, 11 eines binauralen Hörsystems an den individuellen Hörverlust eines Hörgeschädigten angepasst. Das erste Hörgerät 10 (kurz: "linkes Hörgerät") dient zur Versorgung des linken Ohrs und das zweite Hörgerät 11 (kurz: "rechtes Hörgerät") dient hier zur Versorgung des rechten Ohrs. Vor der Anpassung wurden von der linken Seite des Hörgeschädigten ein linkes Audiogramm 12 sowie ein rechtes Audiogramm 13 ermittelt. Bei der Anpassung des linken Hörgeräts 10 wird hier erfindungsgemäß nicht nur das linke Audiogramm 12, sondern auch das rechte Audiogramm 13 berücksichtigt. In gleicher Weise wird bei der Anpassung des rechten

Hörgeräts 11 neben dem rechten Audiogramm 13 auch das linke Audiogramm 12 berücksichtigt. Die beiden Audiogramme 12 und 13 stehen hier symbolisch für beliebige audiometrische Daten sowie für Hardwaredaten der einzelnen Hörgeräte. So können beispielsweise auch Hardwaredaten wie Hörgerätetyp (IdO oder HdO), Verstärkertyp, Tragehaken, Schallschlauch etc. des rechten Hörgeräts 11 für die Anpassung des linken Hörgeräts 10 oder umgekehrt herangezogen werden.

[0023] Das Problem der unterschiedlichen Einstellungen eines binauralen Hörgerätesystems wird also dadurch gelöst, dass eine Anpasseinrichtung bzw. eine Anpasssoftware für ein binaurales Hörsystem bei der Anpassung eines Geräts von der einen Seite Informationen über die andere Seite (Hörverlust, verwendetes Gerät, Anpassstrategie, etc.) abfragt und für die Voreinstellung des binauralen Hörsystems verwendet. Somit wird eine ansonsten übliche beidseitige monaurale Anpassung dahingehend ergänzt, dass anhand von Informationen über den binauralen Hörverlust bzw. die binaurale Gerätekombination die Voreinstellung der Hörgeräte weniger allgemein für den individuellen Hörverlust erfolgt und damit dezidiert auf den aktuell vorliegenden Hörverlust eingegangen werden kann.

[0024] Darüber hinaus können beliebige Kriterien, von denen bislang aufgrund der Gefahr seitendifferenzierter Einstellungen Abstand genommen wird, um die Information des gegenüberliegenden Hörverlusts ergänzt werden. Damit ist eine zuverlässigere Klassifikation des Hörverlusts zu erreichen. Ferner ist die Gefahr seitendifferenzierter Einstellungen dadurch erheblich reduziert. Davon unberührt bleiben frequenz- und pegelabhängige Verstärkungswerte, die weiterhin für jede Seite individuell berechnet werden.

[0025] Durch die Berücksichtigung binauraler Gegebenheiten bei der Anpassung, insbesondere der Erstanpassung, sind beispielsweise die nachfolgend aufgezählten Ausführungen der Grundeinstellung eines Hörsystems möglich. Über die hier aufgelisteten Beispiele hinaus sind jedoch weitere Ausführungsmöglichkeiten denkbar.

a) Die FIG 3 und 4 zeigen ein rechtes Audiogramm und ein linkes Audiogramm eines Hörgeschädigten. Der Hörbereich über der Frequenz wird jeweils durch eine Luftleitungshörschwelle 14, 15 und eine Unbehaglichkeitsschwelle 16, 17 begrenzt. Es ist zu erkennen, dass die Luftleitungshörschwellen 14, 15 im linken Audiogramm und im rechten Audiogramm unterhalb von 2 kHz den gleichen Verlauf besitzen. Im höheren Spektralbereich ist der Hörverlust links etwas stärker. Da die Unbehaglichkeitsschwellen 16, 17 links und rechts hier den gleichen Verlauf besitzen, ist die Restdynamik bei hohen Frequenzen auf der linken Seite deutlich geringer als auf der rechten Seite. In dem gewählten Beispiel von FIG 4 liegt die Restdynamik unter 10 dB. Für derartige Hörverluste mit deutlich reduzierter Restdynamik (tonaudiometrische Differenz zwischen Luftleitungshörschwelle und Unbehaglichkeitsschwelle) schlägt die Theorie kürzere Ein- und Ausschwingzeiten der eingangsbezogenen Kompression (AGCi) vor. Nur so kann verhindert werden, dass ein sich verändernder Eingangspegel zu einem Ausgangspegel außerhalb des schmalen Restdynamikbereichs führt. Daher werden in Frequenzbereichen mit geringer Restdynamik kürzere Ein- und Ausschwingzeiten für die Grundeinstellung angestrebt. Hierzu kann ein zu definierender Schwellwert (z. B. Restdynamik < 15 dB) herangezogen werden. Die Ein- und Ausschwingzeiten prägen den Klang eines Hörsystems maßgeblich. Da in dem Beispiel der FIG 3 und 4 die Restdynamik in dem hohen Frequenzbereich auf der rechten Seite größer als 10 dB und auf der linken Seite kleiner als 10 dB ist, würde bei einer Schwelle von 10 dB auf der rechten Seite die Kompression mit einer geringen Regelungsgeschwindigkeit und auf der linken Seite mit einer hohen Regelungsgeschwindigkeit eingestellt werden. Die entsprechenden unterschiedlichen Ein- und Ausschwingzeiten für die rechte und linke Seite würden einen deutlich seitendifferenten Höreindruck hervorrufen, obwohl das Tonaudiogramm annähernd symmetrisch erscheint. Durch die Abfrage des binauralen Hörverlusts können in diesem Fall symmetrische Zeitkonstanten für die eingangsbezogene Kompression gewählt werden. Gleiches gilt in diesem Beispiel für eine Konfiguration möglicher Spitzenbesneidungen (adaptive Filter, Ausgangspegelbegrenzung) für den sich ebenfalls hörverlust- und restdynamikabhängige Regeltiefen anbieten. Diese Algorithmen können dann ebenfalls symmetrisch für beide Hörsysteme konfiguriert werden.

b) Hörgeschädigte mit hohen Hörverlusten (vergleiche rechtes und linkes Audiogramm in den FIG 5 und 6) profitieren in der Regel nur wenig von adaptiven Filtern zur Störgeräuschreduktion. Teilweise werden diese Einstellungen sogar abgelehnt, da das Gerät "zu trocken" klingt. Auch hier böte es sich an, in Abhängigkeit vom Hörverlust die Wirkung einer Störgeräuschbefreiung zu konfigurieren. Nach bisheriger Praxis wird davon jedoch Abstand genommen, da ein wie auch immer gestaltetes Kriterium zu seitendifferenten Einstellungen führen kann. Über die zusätzliche Abfrage des binauralen Hörverlusts kann jedoch auch in diesem Beispiel der vorliegende Hörverlust genauer klassifiziert und einzelne Parameter, wie die Regeltiefe der Störgeräuschbefreiung, in Abhängigkeit vom Hörverlust konfiguriert werden, ohne Gefahr zu laufen, nach der Grundeinstellung mit seitendifferenten Einstellungen zu enden. Die FIG 5 und 6 zeigen für den hier vorliegenden hohen Hörverlust nicht nur die Luftleitungshörschwellen 18 und 19 sowie die Unbehaglichkeitsschwellen 20 und 21 jeweils für die rechte und linke

Seite, sondern auch die Knochenleitungshörschwellen 22 und 23. Während die Knochenleitungshörschwelle 22 auf der rechten Seite deutlich über der Luftleitungshörschwelle 18 liegt, liegt die Knochenleitungshörschwelle 23 auf der linken Seite unmittelbar auf der Luftleitungshörschwelle 19. Auch diese Art des unterschiedlichen Hörverlustes auf beiden Seiten kann bei der Anpassung beider Hörgeräte berücksichtigt werden, indem die beiden Leitungshörschwellen jeweils auch für die Anpassung des Geräts auf der anderen Seite herangezogen werden. Dies kann ebenfalls einen Beitrag dazu leisten, seitendifferente Einstellungen zu vermeiden.

c) Die Abfragemöglichkeit des gegenüberliegenden Hörgeräts lässt weitere Möglichkeiten zur individuellen Hörgeräteanpassung zu. So kann das Beispiel b) dahingehend modifiziert werden, dass abgefragt wird, ob beidseitig ein Hörsystem für hochgradig Schwerhörige verwendet wird. In diesem Fall können einzelne Parameter, wie die Regeltiefe einer Störgeräuschbefreiung, in Abhängigkeit von dem aktuell verwendeten Gerätepaar konfiguriert werden. Auf diese Weise kann beispielsweise der Hörgeräte- bzw. Verstärkertyp des einen Hörgeräts zur Anpassung des anderen Hörgeräts herangezogen werden.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Anpassen eines Hörgerätesystems mit einem ersten Hörgerät (10) zur Versorgung des ersten Ohrs und einem zweiten Hörgerät (11) zur Versorgung des zweiten Ohrs eines Hörgeräteträgers durch

- Einstellen des ersten Hörgeräts (10) anhand von audiometrischen Daten (12) über das erste Ohr,

dadurch gekennzeichnet, dass

- zum Einstellen des ersten Hörgeräts (10) auch eine Hardwareinformation über das zweite Hörgerät (11) verwendet wird.

2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei audiometrischen Daten (12, 13) über das zweite Ohr zum Einstellen des ersten Hörgeräts (10) herangezogen werden.
3. Verfahren nach Anspruch 2, wobei die audiometrischen Daten (12, 13) eine Knochenleitungshörschwelle (22, 23) umfassen.
4. Verfahren nach Anspruch 2 oder 3, wobei die audiometrischen Daten (12, 13) eine Unbehaglichkeitschwelle (16, 17, 20, 21) umfassen.

5. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die Regelungszeit für die Kompression in dem ersten Hörgerät (10) umso kürzer gewählt wird, je kleiner die Restdynamik des zweiten Ohrs ist.

6. Verfahren nach einem der Ansprüche 2 bis 5, wobei eine Spitzenbescheidung des Ausgangssignals des ersten Hörgeräts (10) in Abhängigkeit von den audiometrischen Daten des zweiten Ohrs oder der Hardwareinformation über das zweite Hörgerät erfolgt.

7. Verfahren nach einem der Ansprüche 2 bis 5, wobei Lautstärke und Tonhöhe der Signaltöne des ersten Hörgeräts (10) in Abhängigkeit von den audiometrischen Daten des zweiten Ohrs oder der Hardwareinformation über das zweite Hörgerät eingestellt wird.

8. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei der Mikrofonmodus des ersten Hörgeräts (10) in Abhängigkeit von den audiometrischen Daten des zweiten Ohrs oder der Hardwareinformation über das zweite Hörgerät eingestellt wird.

9. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei eine Regeltiefe einer Störgeräuschbefreiung des ersten Hörgeräts (10) in Abhängigkeit von den audiometrischen Daten des zweiten Ohrs oder der Hardwareinformation über das zweite Hörgerät (11) erfolgt.

10. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die Hardwareinformation den Gerätetyp, nämlich ein IdO, ein HdO, eine implantierbare Hörhilfe oder eine vibrotaktile Hörhilfe betrifft.

11. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die Hardwareinformation den Verstärkertyp betrifft.

12. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die Hardwareinformation eine Schallübertragung innerhalb des zweiten Hörgeräts (11) betrifft.

13. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die Hardwareinformation eine akustische Eigenschaft einer Otoplastik des zweiten Hörgeräts betrifft.

FIG 1
(Stand der Technik)

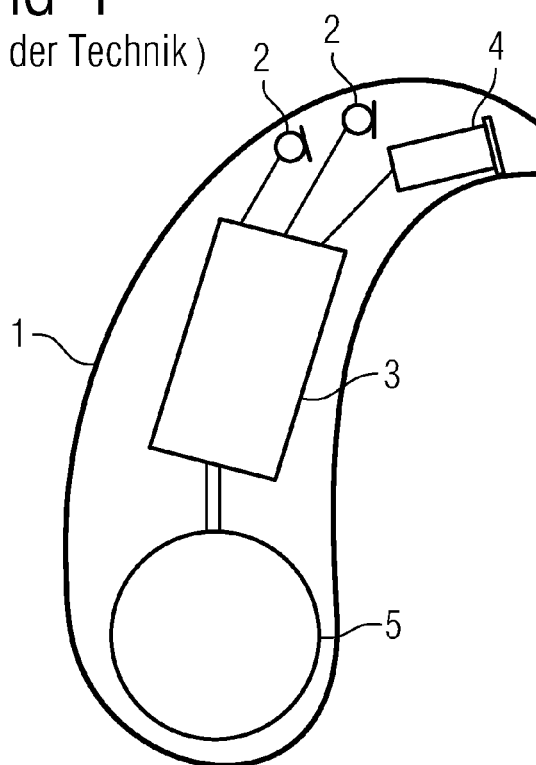
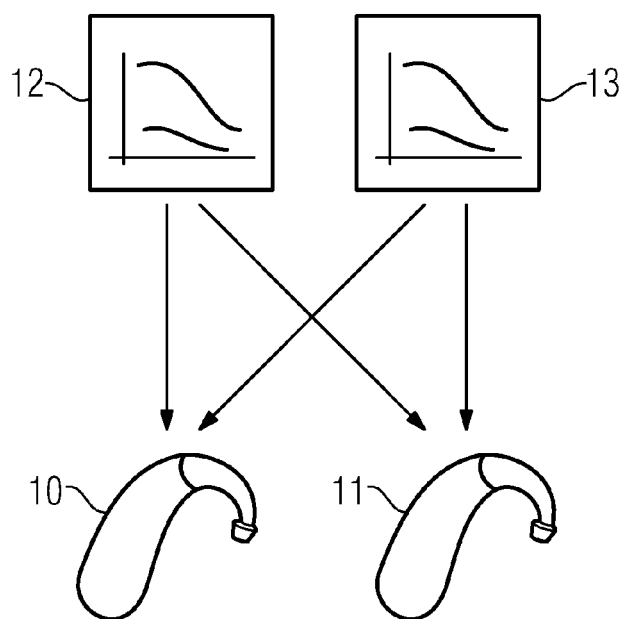
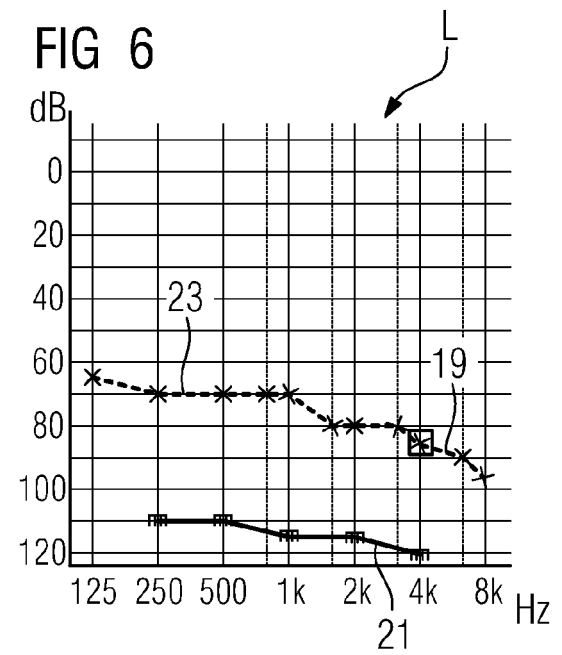
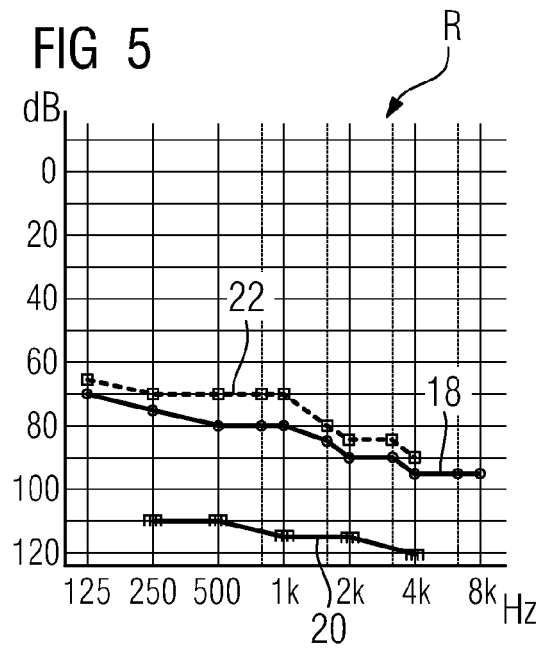
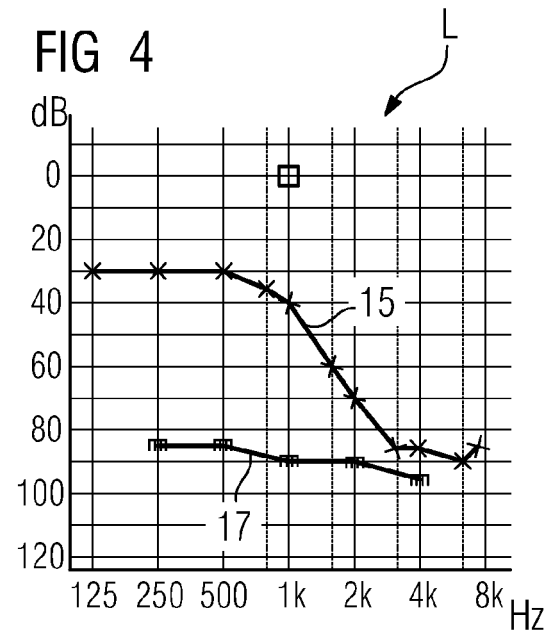
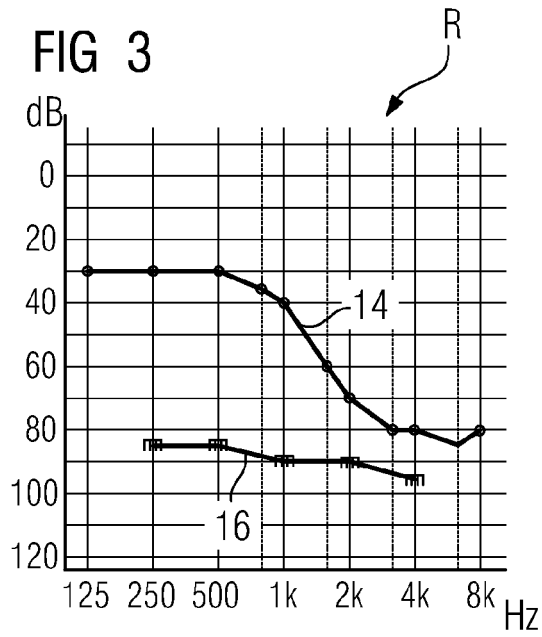


FIG 2





IN DER BESCHREIBUNG AUFGEFÜHRTE DOKUMENTE

Diese Liste der vom Anmelder aufgeführten Dokumente wurde ausschließlich zur Information des Lesers aufgenommen und ist nicht Bestandteil des europäischen Patentdokumentes. Sie wurde mit größter Sorgfalt zusammengestellt; das EPA übernimmt jedoch keinerlei Haftung für etwaige Fehler oder Auslassungen.

In der Beschreibung aufgeführte Patentdokumente

- WO 2005086537 A1 **[0006]**
- DE 10228632 B3 **[0007]**
- DE 102004051325 B3 **[0008]**
- US 7018342 B2 **[0009]**
- DE 19624092 B4 **[0010]**