



(11) **EP 1 416 764 B1**

(12) **EUROPÄISCHE PATENTSCHRIFT**

(45) Veröffentlichungstag und Bekanntmachung des Hinweises auf die Patenterteilung:
05.03.2008 Patentblatt 2008/10

(51) Int Cl.:
H04R 25/00^(2006.01) H04R 29/00^(2006.01)

(21) Anmeldenummer: **03028311.3**

(22) Anmeldetag: **09.12.2003**

(54) **Verfahren zur Einstellung eines Hörgerätes sowie Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens**

Method of setting parameters of a hearing aid and device for carrying out this method

Procédé d'établissement des paramètres d'une prothèse auditive et dispositif pour la mise en oeuvre du procédé

(84) Benannte Vertragsstaaten:
CH DE DK LI

(43) Veröffentlichungstag der Anmeldung:
06.05.2004 Patentblatt 2004/19

(73) Patentinhaber: **PHONAK AG**
8712 Stäfa (CH)

(72) Erfinder: **Kühnel, Volker**
8708 Männedorf (CH)

(74) Vertreter: **Troesch Scheidegger Werner AG**
Schwäntenmos 14
8126 Zumikon (CH)

(56) Entgegenhaltungen:
US-A- 5 703 797 US-A1- 2002 176 584

- **LEVITT H ET AL: "A COMPUTERIZED HEARING AID MEASUREMENT/SIMULATION SYSTEM" HEARING INSTRUMENTS, HARCOURT BRACE JOVANOVICH PUBL. DULUTH, MINNESOTA, US, Bd. 37, Nr. 2, Februar 1986 (1986-02), Seiten 16-18, XP000796054 ISSN: 0092-4466**
- **GRANADOS P ET AL: "IMPROVED WHITE NOISE METHOD IN THE EVALUATION OF LINEAR HEARING-AIDS CHARACTERISTICS" MEDICAL PROGRESS THROUGH TECHNOLOGY, SPRINGER VERLAG. BERLIN, DE, Bd. 20, Nr. 1/2, 1994, Seiten 37-42, XP000459483 ISSN: 0047-6552**

EP 1 416 764 B1

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist. (Art. 99(1) Europäisches Patentübereinkommen).

Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren zur Einstellung eines Hörgerätes sowie eine Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens.

[0002] Bei einem Wechsel von einem bestehenden auf ein neues Hörgerät wird auch beim erfahrenen Hörgeräteebenutzer wie bei einer Erstanpassung verfahren, d.h. es wird ein Tonaudiogramm als Basis für die Einstellung des neuen Hörgerätes verwendet. Die Erfahrung hat aber gezeigt, dass insbesondere bei langjährigen Hörgeräteebenutzern die tatsächlich gewünschte Einstellung der Hörgeräteparameter - wie Verstärkung, Kompression, Begrenzung, Kniepunkt oder Zeitkonstanten - oft sehr stark von der Audiogramm-basierten Voreinstellung abweicht. Bei einem Wechsel auf ein neues Hörgerät wird daher vielmehr eine Einstellung gewünscht, welche der des eigenen gewohnten Hörgerätes möglichst ähnlich ist. Insbesondere bei hochgradig Schwerhörigen kann der Verstärkungsbedarf um bis zu 20 dB von der nach Audiogramm vorberechneten Zielverstärkung nach oben oder unten abweichen. Hier ist eine andere Grundlage der Voreinstellung als das Audiogramm alleine wünschenswert.

[0003] Berichte von Erfahrungen haben aufgezeigt, dass durch Verwendung einer Voreinstellung, basierend auf der alten Hörgeräteinstellung, eine sehr effektive und erfolgreiche Anpassmethode zur Verfügung steht, die häufig der Audiogramm-basierten Anpassung überlegen ist.

[0004] Derzeit ist hierfür keine einfache automatische Prozedur bekannt, die diese Art der Voreinstellung eines Hörgerätes unterstützt. Eine Möglichkeit besteht zwar darin, dass das eigene alte Hörgerät in einer speziell hierfür vorgesehenen Messvorrichtung bei verschiedenen Eingangsepegeln auszumessen. Die gemessenen Werte müssen dann manuell in die Anpasssoftware des neuen Hörgerätes übernommen werden, was mühsam und fehleranfällig ist. Derartige Messvorrichtungen sind beispielsweise aus US-5 703 797 und aus US-2002/0176584 bekannt.

[0005] Der vorliegenden Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, ein einfaches und rationelles Verfahren zur Einstellung eines ersten Hörgerätes, basierend auf Einstellungen eines zweiten Hörgerätes, anzugeben.

[0006] Diese Aufgabe wird durch die im Anspruch 1 angegebenen Merkmale gelöst. Vorteilhafte Ausgestaltungen der Erfindung sowie eine Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens sind in weiteren Ansprüchen angegeben.

[0007] Die Erfindung weist die folgenden Vorteile auf: Indem ein vordefiniertes Messsignal einem Mikrofon eines Hörgerätes, das auf einen bestimmten Hörgeräteebenutzer angepasst ist, beaufschlagt wird, und indem ein von einem Hörer dieses Hörgerätes erzeugte akustische Signal aufgezeichnet und in einem neuen, einzustellenden Hörgerät ausgewertet wird, wobei Einstellungen in einem neuen Hörgerätes aufgrund von Resultaten der

Auswertung in der Auswerteeinheit vorgenommen werden, wird ein besonders geeignetes Verfahren zur Erstanpassung des neuen Hörgerätes geschaffen. Das erfindungsgemäße Verfahren führt sehr schnell zu einer spontanen Akzeptanz des neu eingestellten Hörgerätes beim Hörgeräteebenutzer und verringert gegenüber den heute gebräuchlichen Verfahren den Anpassaufwand erheblich. Darüber hinaus benötigt der Akustiker für eine Erstanpassung weniger Zeit.

[0008] Im Folgenden wird die Erfindung anhand von Zeichnungen, in denen mögliche Ausführungsformen dargestellt sind, weiter erläutert.

[0009] Dabei zeigt:

15 Fig. 1 eine erfindungsgemäße Vorrichtung mit einem ersten, anzupassenden Hörgerät, einem zweiten, angepassten Hörgerät sowie einer Kontrolleinheit und

20 Fig. 2 eine abgewandelte Ausführungsform gegenüber derjenigen gemäss Fig. 1.

[0010] In Fig. 1 ist eine Kontrolleinheit 1, ein bestehendes Hörgerät 2, das auf einen bestimmten Hörgeräteebenutzer eingestellt ist und im folgenden als zweites Hörgerät bezeichnet wird, und ein weiteres Hörgerät 3 dargestellt, das mit dem zweiten Hörgerät 2 wirkverbunden ist und im folgenden als erstes Hörgerät bezeichnet wird. In der Kontrolleinheit 1, welche beispielsweise ein handelsüblicher PC (Personal Computer), im Wesentlichen bestehend aus Eingabe-/Ausgabeeinheit und Recheneinheit, sein kann, wird ein Anpassungsprogramm (fitting software program) abgearbeitet, das dem Akustiker eine möglichst einfache und schnelle Hörgerätenpassung an einen bestimmten Hörgeräteebenutzer ermöglicht. Hierzu ist die Kontrolleinheit 1 einerseits mit einem Lautsprecher 6, mit Hilfe dessen akustische Testsignale 20 erzeugt werden können, andererseits über die Verbindungsleitung 7 mit dem ersten Hörgerät 3 verbunden, das wie üblich mit einem Mikrofon 3a und einem Hörer 3b ausgestattet ist. Des Weiteren weist das erste Hörgerät 3 einen Audioeingang 10 auf, über den ein Audiosignal zugeführt werden kann.

[0011] Das zweite Hörgerät 2 weist ebenfalls ein Mikrofon 2a und einen Hörer 2b auf, wobei dieser mit einem Kuppelenelement 5 vollständig abgedeckt ist, so dass ein geschlossener Hohlraum entsteht. In diesem Hohlraum ist zudem ein Messmikrofon 4 angeordnet, dessen Signal dem Audioeingang 10 des ersten Hörgerätes 3 beaufschlagt ist. Ein bekanntes Kuppelenelement zur Verwendung bei der vorliegenden Erfindung ist beispielsweise in Phonak Fokus Nr. 20 mit dem Titel "The Desired Sensation Level (DSL) Method for Hearing Aid Fitting in Infants and Children" (Richard C. Seewald, 1995) beschrieben. Eine identische Publikation ist in der Druckschrift mit dem Titel "DSL 4.0 Handbook" vom gleichen Autor enthalten.

[0012] Wie eingangs beschrieben worden ist, besteht

das Ziel der vorliegenden Erfindung darin, eine Hörgeräteinstellung für das erste Hörgerät 3 zu finden, die der des zweiten Hörgerätes 2 möglichst ähnlich ist. Damit kann eine hohe spontane Akzeptanz beim erstmaligen Tragen des ersten Hörgerätes 3 erreicht werden. Diese erste Hörgeräteinstellung eignet sich dann vorzüglich als Ausgangspunkt für weitere Feinanpassungen und Optimierungen der Hörgeräteinstellungen.

[0013] Im Folgenden wird das erfindungsgemäße Verfahren beschrieben:

[0014] In einer ersten Ausführungsform der Erfindung kann das erste Hörgerät 3 zu Beginn der Anpassung in einen so genannten Messmodus gebracht werden, in dem die Übertragungseigenschaften des zweiten Hörgerätes 2 analysiert und an die Kontrolleinheit 1 übermittelt werden. Die in der Kontrolleinheit 1 ausgeführte Anpasssoftware transformiert die erhaltenen Informationen in einen Parametersatz, welcher vom ersten Hörgerät 3 verstanden werden kann. Im Übrigen wird der gesamte Ablauf der Einstellung des ersten Hörgerätes 3 durch die Anpasssoftware gesteuert bzw. überwacht. Ebenso werden allfällige Instruktionen oder Fehlermeldungen über die Kontrolleinheit 1 dem Akustiker angezeigt.

[0015] In der Kontrolleinheit 1 wird zur Ansteuerung des Lautsprechers 6 beispielsweise eine so genannte Sound-Karte eingesetzt, wie sie in herkömmlichen Personalcomputern verwendet wird.

[0016] Wie bereits erwähnt worden ist, ist das zweite Hörgerät 2 an das eine bekannte Übertragungseigenschaft aufweisende Kuppel­element 5 angekoppelt, das das Messmikrophon 4, vorzugsweise in der Form eines Sondenmikrophons, enthält (entsprechend IEC Standard 126 2cc-Kuppler HA-1 für ITE-(In-The-Ear)-Hörgeräte oder HA-2 für BTE-(Behind-The-Ear)-Hörgeräte). Das Signal des Messmikrophons 4 wird über den Audioeingang 10 in das erste Hörgerät 3 eingespeist und in diesem analysiert. Dazu kann eine im ersten Hörgerät 3 vorhandene Filterbank, die im Normalbetrieb des Hörgerätes zur Signalverarbeitung eingesetzt wird, verwendet werden. Gleichzeitig nimmt das Mikrophon 3a des ersten Hörgerätes 3 den Schall des Lautsprechers 6 auf und dient als Referenzmikrofon zur Bestimmung der Lautstärke bzw. des Schallpegels und zur Einregelung der Schall­darbietung über die Kontrolleinheit 1. Hierdurch ist auch die Möglichkeit geschaffen, dass eine Kalibrierung des ersten Hörgerätes 3 vorgenommen werden kann. Dabei sollten sich die beiden Hörgeräte 2 und 3 dicht nebeneinander befinden, damit das gleiche Schallfeld vorliegt. Im Übrigen kann die Anpassung des ersten Hörgerätes 3 optimal vorgenommen werden, wenn keine akustischen Störsignale durch die Mikrophone 2a und 3a aufgenommen werden können. Mit Vorteil befindet sich daher die ganze Anordnung in einem schallgedämpften Raum. Zudem ist vorgesehen, dass Störgeräusche von einem entsprechenden Algorithmus in der Kontrolleinheit 1 detektiert werden, wodurch fehlerhafte Messwerte eliminiert werden können (artefact rejection).

[0017] Dieser Anordnung werden nun unterschiedli-

che akustische Testsignale 20 dargeboten, wie zum Beispiel weisses Rauschen mit unterschiedlichen Pegeln. Als Testsignale sind aber auch Sinus- bzw. sinusförmige Signale, Wobbel-Töne, natürliche Sprache oder Musik denkbar. Durch Aufzeichnen von akustischen Signalen 21, welche durch den Hörer 2b ins Kuppel­element 5 abgegeben und durch das Messmikrophon 4 aufgenommen werden, kann die Übertragungsfunktion des zweiten Hörgerätes 2 im ersten Hörgerät 3 ermittelt werden. Weiter können transiente Testsignale 20 (z.B. Pegelsprünge) benutzt werden, um das zeitliche Verhalten, wie etwa die Zeitkonstanten der Kompression, zu bestimmen.

[0018] Basierend auf diesen Messdaten kann nun das erste Hörgerät 3 so eingestellt werden, dass die Übertragungsfunktionen des ersten und zweiten Hörgerätes 3 und 2 so ähnlich wie möglich werden.

[0019] Es wird darauf hingewiesen, dass das zweite, zu vermessende Hörgeräte 2 ein beliebiges Hörgerät sein kann. Das "neue", erste Hörgerät 3 verfügt über eine Frequenzauflösung und über einen Audioeingang 10, an den eine einfache Ankoppelung des Messmikrophons 4 möglich ist.

[0020] Die Messung erfolgt in einem möglichst ruhigen Raum - was im Übrigen auch für die Messung der Feedback-Schwelle eines Hörgeräts oder der Hörschwelle des Schwerhörigen erforderlich ist. Die Bedingungen an den für die Messungen benötigten Raum bei einem Akustiker sind daher ohne weiteres bereits erfüllt.

[0021] Das zweite Hörgerät 2 wird an das Kuppel­element 5 angeschlossen, welches beispielsweise ein so genannter 2cc-Kuppler ist. Der 2cc-Kuppler ist gemäss Standard IEC 126 (siehe vorstehende Literatur von Richard C. Seewald) definiert, wobei auch andere Kuppler verwendet werden können, so lange ein definiertes Volumen mit entsprechender Ankopplung vorhanden sind. Eine Umrechnung auf standardisierte 2cc-Werte ist dann jederzeit möglich. Anstelle eines Standardmikrophons ist ein Adapter mit Kanal für einen Sondenschlauch in das Kuppel­element 5 eingeführt. Das eigentliche Messmikrophon 5 bildet beispielsweise ein RECD (Real-Ear-to-Coupler Difference)- direct Audioschuh (siehe wiederum IEC 126 bzw. die angegebene Literatur von Richard C. Seewald), dessen Sondenschlauch über den Adapter in das 2cc-Volumen ragt.

[0022] In einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung werden das erste und das zweite Hörgerät 2 bzw. 3 so auf eine glatte Fläche gelegt, dass die Mikrofone 2a und 3a der beiden Hörgeräte 2 und 3 nahe beieinander liegen. Der Lautsprecher 6, der für die Beschallung mit Testsignalen 20 verwendet wird, steht beispielsweise in etwa 50 cm Entfernung zu den Mikrofonen 2a und 3a.

[0023] Wie bereits erwähnt worden ist, werden für die Messung über den Lautsprecher 6 zum Beispiel stationäres oder sprachmoduliertes weisses Rauschen oder ICRA-noise wiedergegeben. Eine Definition des ICRA-noise ist beispielsweise im Aufsatz von W. A. Dreschler, H. Verschuure, C. Ludvigsen und S. Westermann mit dem Titel "ICRA noises: Artificial noise signals

with speech-like spectral and temporal properties for hearing aid assessment" (Audiology, Bd. 40, Nr. 3, Mai-Juni, 2001, S. 148-157) enthalten. Die Testsignale 20 werden über die Sound-Karte des als Kontrolleinheit 1 arbeitenden Personalcomputers auf den Lautsprecher 6 gegeben.

[0024] Zur Kalibrierung des ersten Hörgerätes 3 wird über den Lautsprecher 6 ein stationäres weisses Rauschen als Testsignal 20 wiedergegeben. Im ersten Hörgerät 3 vorhandene Eingangspegelmittelwertbildner werden ausgelesen und die Wiedergabe gegebenenfalls spektral und im Pegel korrigiert, sofern keine zu grossen Änderungen notwendig sind. Andernfalls wird der Akustiker darüber informiert, dass die Lautsprecher-Qualität nicht ausreichend ist. Wenn eine spektrale Korrektur über die Kontrolleinheit 1 nicht möglich ist, kann das Verfahren dennoch durchgeführt werden. Allerdings ist die Aussagefähigkeit der Ergebnisse etwas eingeschränkt.

[0025] Vor und nach der Kalibrierung der Wiedergabepegel wird der spektrale Hintergrundpegel im Testraum mit derselben Methode ermittelt. Liegt er so hoch, dass eine sinnvolle Messung nicht möglich ist, wird der Akustiker, beispielsweise über die Kontrolleinheit 1, entsprechend informiert.

[0026] Eine erste Messung besteht beispielsweise darin, dass über den Lautsprecher 6 ein moduliertes Testrauschen (siehe oben) als akustisches Testsignal 20 nacheinander mit den Pegeln 50, 65 und 80 dB wiedergegeben wird. Im Kuppelenelement 5 wird mit Hilfe des Messmikrophons 4 jeweils die Wiedergabe des auszumessenden, zweiten Hörgeräts 2 erfasst. Diese Wiedergabe ist repräsentativ für die Wiedergabe modulierter Signale wie z.B. Sprache.

[0027] Eine zweite Messung besteht beispielsweise darin, dass über den Lautsprecher 6 ein unmoduliertes Testrauschen (siehe oben) bei 65 dB als akustisches Testsignal 20 wiedergegeben wird. Am Kuppelenelement 5 wird die Wiedergabe des zu messenden, zweiten Hörgeräts 2 erfasst. Diese Wiedergabe ist repräsentativ für die Wiedergabe stationärer Geräusche. Aus der Wiedergabedifferenz zwischen der ersten und der zweiten Messung wird das Ausmass an Rauschunterdrückung (Noise Cancelling) ermittelt.

[0028] Eine dritte Messung besteht bei Bedarf beispielsweise darin, dass über den Lautsprecher 6 ein unmoduliertes Rauschen mit einem Pegelsprung von 25 dB in der Mitte des Signals wiedergegeben wird (zuerst 55 dB, dann 80 dB und dann 55 dB). Aus der im Kuppelenelement 5 erfassten Antwort kann die Grössenordnung der Ein- und Ausschwingzeiten ermittelt werden.

[0029] Bei einer alternativen dritten Messung wird über den Lautsprecher 6 reale Sprache oder ein äquivalentes moduliertes Testrauschen (siehe oben) mit dem Pegel 65 dB als akustisches Testsignal 20 ausgegeben. Die Amplitudenverteilung des aufgenommenen Signals wird ausgewertet und daraus lassen sich die effektive Dynamikkompression und die Zeitkonstanten der Kompression bestimmen, was im folgenden weiter erläutert wird.

[0030] Die effektive Dynamikkompression eines Signals wird wie folgt bestimmt: Zunächst bestimmt man die Dynamik des Eingangssignals eines typischen modulierten Signals, so beispielsweise von Sprache bei 65 dB SPL. Sie ergibt sich z.B. aus der Differenz etwa des 10-ten und 95-ten Perzentils der Amplitudenverteilung. Nun wird das mit dem Mikrophon 2a aufgenommene und im zweiten Hörgerät 2 verarbeitete Signal auf die gleiche Weise analysiert. Das Verhältnis des oben bestimmten Dynamikbereichs zu dem nun erhaltenen Dynamikbereich gibt das effektive Kompressionsverhältnis der Signalverarbeitung vom zweiten Hörgerät 2 an.

[0031] Werden nun zusätzlich die gleichen Messungen mit einem unmodulierten Signal durchgeführt, erhält man das statische Kompressionsverhältnis.

[0032] Die Zeitkonstanten der Kompressionsregelung lassen sich auf der anderen Seite folgendermassen bestimmen:

[0033] Man berechnet die Modulationsspektren des durch das zweite Hörgerät 2 verarbeiteten Signals für ein Sprachsignal oder ein sprachartig moduliertes Signal sowie für das gleiche unverarbeitete Signal. Da eine dynamische Kompressionsregelung als Modulations-Hochpassfilter wirkt, hat eine Differenz dieser beiden Modulationsspektren üblicherweise eine Hochpasscharakteristik mit einer gewissen Abschneidefrequenz. Diese Abschneidefrequenz des Modulationshochpasses ist ein direktes Mass für die Regelzeiten der Kompression.

[0034] Die Ergebnisse der ersten Messung werden zur Einstellung der Eingang-/Ausgang-Funktionen der verschiedenen Kanäle verwendet. Die Differenz zwischen der zweiten und der ersten Messung dient der Einstellung der Stärke der Geräuschunterdrückung (Noise Cancelling). Wenn Zeitkonstanten der Verstärkungsregelung zu den Fitting-Parametern gehören, kann die dritte Messung zur Einstellung der Ausschwingzeiten herangezogen werden.

[0035] Bei Hörgeräten, bei denen verschiedene Hörprogramme wählbar sind, werden die einzelnen Programme nacheinander im auszumessenden, zweiten Hörgerät 2 aktiviert und mit der beschriebenen Methode gemessen.

[0036] Der Lautstärkensteller wird beim auszumessenden, zweiten Hörgerät 2 vorzugsweise in diejenige Stellung gebracht, die für das Hören mittellauter Schalle geeignet ist. Damit ist eine Kundeneinstellung gemeint, die für angenehmes Hören in ruhiger Umgebung geeignet ist. Bei digitalen Hörgeräten ist dies meist die Einstellung direkt nach dem Einschalten des Hörgerätes.

[0037] Wenn die Begrenzung des auszumessenden, zweiten Hörgeräts 2 auch erfasst werden soll (Einstellung eines Limiters), muss das zweite Hörgerät 2 zusätzlich mit 90 dB beschallt werden. Im Übrigen wird die beschriebene Methode verwendet. Eine 90 dB-Darbietung ist gewöhnlich unangenehm für den Akustiker und für den Hörgerätsträger.

[0038] Fig. 2 zeigt eine weitere Ausführungsform der Erfindung, wobei sich diese von der in Fig. 1 gezeigten

Ausführungsform lediglich dadurch unterscheidet, dass das akustische Testsignal 20 mit Hilfe des ersten Hörgerätes 3 erzeugt wird. Hierzu ist ein weiteres Kuppel-element 50 zwischen dem zweiten und dem ersten Hörgerät 2 bzw. 3 notwendig. Der Lautsprecher 6 ist bei dieser Ausführungsform lediglich für die erwähnte Kalibrierung erforderlich. Die Hauptverarbeitung der Signale erfolgt dabei - unter Anleitung der Kontrolleinheit 1 - hauptsächlich im ersten Hörgerät 3. Im Übrigen sind die verschiedenen Messverfahren, die im Zusammenhang mit der in Fig. 1 dargestellten Ausführungsform beschrieben worden sind, entsprechend bei der Ausführungsform gemäss Fig. 2 verwendbar und bedürfen daher keiner weiteren Erläuterung mehr.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Einstellung eines ersten Hörgerätes (3) basierend auf Einstellungen eines zweiten Hörgerätes (2), wobei das Verfahren darin besteht,

- dass ein akustisches Testsignal (20) mit einem Mikrofon (2a) des zweiten Hörgerätes (2) in ein elektrisches Testsignal gewandelt wird,
- dass ein von einem Hörer (2b) des zweiten Hörgerätes (2) erzeugtes akustisches Signal (21) in ein elektrisches Signal gewandelt wird,
- dass das elektrische Signal im ersten Hörgerät (3) ausgewertet wird und
- dass Einstellungen im ersten Hörgeräte (3) aufgrund von Resultaten der Auswertung im ersten Hörgerät (3) vorgenommen werden.

2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei das akustische Testsignal (20) in einer ausserhalb der Hörgeräte (2, 3) vorhandenen Kontrolleinheit (1) generiert wird.

3. Verfahren nach Anspruch 1, wobei das akustische Testsignal (20) im ersten Hörgerät (3) generiert wird.

4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, wobei das elektrische Signal (21) in einer ausserhalb der Hörgeräte (2, 3) vorhandenen Kontrolleinheit (1) weiter ausgewertet wird.

5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, wobei das akustische Testsignal (20) gleichzeitig einem Mikrofon (3a) des ersten Hörgerätes (3) zu dessen Kalibrierung zugeführt wird.

6. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, wobei als akustisches Testsignal (20) ein stationäres oder ein sprachmoduliertes Rauschen verwendet wird.

7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, wobei als akustisches Testsignal (20) ein unmoduliertes

Rauschen mit einem Pegelsprung von vorzugsweise 25 dB verwendet wird.

8. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, wobei die Einstellung des ersten Hörgerätes (3) in allen verfügbaren Hörprogrammen vorgenommen wird.

9. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, wobei für das akustische Testsignal (20) ein Schallpegel zwischen 40 und 90 dB SPL eingestellt wird.

10. Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 9, umfassend:

- ein erstes Hörgerät (3) mit einem Mikrofon (3a) und einem Hörer (3b),
- ein zweites Hörgerät (2) mit einem Mikrofon (2a) und einem Hörer (2b),
- wobei das erste Hörgerät (3) aufgrund von Einstellungen des zweiten Hörgerätes (2) einstellbar ist,
- Mittel (1, 6, 3, 3b) zum Beaufschlagen des Mikrophons (2a) des zweiten Hörgerätes (2) mit einem akustischen Testsignal (20),
- Mittel (4, 5) zum Wandeln eines vom Hörer (2b) des zweiten Hörgerätes (2) erzeugten akustischen Signals (21) in ein elektrisches Signal,
- und Mittel zum Beaufschlagen des ersten Hörgerätes (3) mit dem genannten elektrischen Signal,
- wobei im ersten Hörgerät (3) Mittel zur Auswertung des genannten elektrischen Signals vorgesehen sind und das erste Hörgerät (3) derart ausgebildet ist, dass Einstellungen aufgrund von Resultaten der genannten Auswertung vorgenommen werden können.

11. Vorrichtung nach Anspruch 10, wobei ausserhalb der Hörgeräte (2, 3) eine Kontrolleinheit (1) vorhanden ist, die mit dem ersten Hörgerät (3) wirkverbunden ist.

12. Vorrichtung nach Anspruch 11, wobei ein Lautsprecher (6) vorgesehen ist, der mit der Kontrolleinheit (1) verbunden ist.

13. Vorrichtung nach Anspruch 10 oder 11, wobei das akustische Testsignal (20) ferner einem Mikrofon (3a) des ersten Hörgerätes (3) beaufschlagt ist.

14. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 10 bis 12, wobei ein Messmikrofon (4) zum Aufnehmen des vom Hörer (2b) des zweiten Hörgerätes (2) erzeugten akustischen Signals (21) vorgesehen ist, wobei das Messmikrofon (4) mit dem ersten Hörgerät (3) verbunden ist.

15. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 10 bis 14, wobei ein mit dem Lautsprecher (6) erzeugtes akustisches Signal ausschliesslich dem Mikrofon (3a) des ersten Hörgerätes (3) beaufschlagt ist.

Claims

1. A method for adjusting a first hearing device (3) based on adjustments of a second hearing device (2), the method comprising the steps of:

- converting an acoustic test signal (20) into an electric test signal by a microphone (2a) of the second hearing device (2);
- converting an acoustic signal (21) generated by a receiver (2a) of the second hearing device (2) into an electrical signal;
- analyzing the electrical signal in said first hearing device (3), and
- adjusting the first hearing device (3) based on results obtained by the analysis performed in the first hearing device.

2. The method of claim 1, wherein the acoustic test signal (20) is generated in a control unit (1) provided outside the hearing devices (2,3).

3. The method of claim 1, wherein the acoustic test signal (20) is generated in the first hearing device (3).

4. The method of any of claims 1 to 3, wherein the step of analyzing the electrical signal (21) takes place in a control unit (1) provided outside the hearing devices (2, 3).

5. The method of one of claims 1 to 4, comprising the step of simultaneously feeding the acoustic test signal (20) to a microphone (3a) of the first hearing device (3) for its calibration.

6. The method of one of the preceding claims, wherein a stationary or a speech-modulated noise is used as said acoustic test signal (20).

7. The method of one of claims 1 to 4, wherein an unmodulated noise with a level step of preferably 25 dB is used as acoustic test signal (20).

8. The method of one of the preceding claims, wherein the adjusting of the first hearing device is carried out in all available hearing programs.

9. The method of one of the preceding claims, comprising setting a sound level between 40 and 90 dB SPL for the acoustic test signal.

10. An apparatus for carrying out the method of one of claims 1 to 9, comprising

- a first hearing device (3) with a microphone (3a) and a receiver (3b);
- a second hearing device (2) with a microphone (2a) and a receiver (2b), whereby said first hearing aid (3) can be set based on settings of said second hearing aid (2);
- means (1,6,3,3b) for feeding the microphone (2a) of said second hearing aid (2) with an acoustic test signal (20),
- means (4,5) for transforming an acoustic signal (21) produced by the receiver (2b) of said second hearing aid (2) into an electric signal, and
- means for feeding said first hearing aid (3) with said electric signal,

whereas means for analyzing said electrical signal are provided in said first hearing aid (3) and said first hearing aid (3) is constructed such that settings can be made on the basis of results of said analysis.

11. The apparatus of claim 10, wherein a control unit (1) operatively connected with the first hearing device (3) is arranged outside said hearing aids (2,3).

12. The apparatus of claim 11, wherein a loudspeaker (6) is operatively connected to the control unit (1).

13. The apparatus of claim 10 or 11, wherein the acoustic test signal (20) is furthermore fed to a microphone (3a) of said first hearing aid (3).

14. The apparatus of one or more of claims 10 to 12, comprising a measurement microphone (4) for recording the acoustical signal (21) produced by the receiver (2b) of the second hearing aid (2), the measurement microphone (4) being operatively connected to the first hearing device (3).

15. The apparatus of one or several of claims 10 to 14, wherein an acoustic signal produced by loudspeaker (6) is fed exclusively to the microphone (3a) of hearing device (3).

Revendications

1. Méthode pour ajuster un premier appareil auditif (3) sur la base d'ajustements d'un second appareil auditif (2), comprenant les pas suivants:

- convertissement d'un signal test acoustique (20) à l'aide d'un microphone (2a) d'un second appareil auditif (2) en un signal test électrique;
- convertissement d'un signal acoustique (21) produit par l'écouteur (2b) dudit second appareil

- auditif (2) en un signal électrique,
 - analyser le signal électrique dans le premier appareil auditif (3), et
 - ajustements dans le premier appareil auditif (3) sur la base de résultats d'une analyse dans le premier appareil auditif (3). 5
2. Méthode selon la revendication 1, où le signal test acoustique (20) est produit dans une unité de contrôle (1) prévue à l'extérieur des appareils auditifs (2,3). 10
3. Méthode selon la revendication 1, où le signal test acoustique (20) est produit dans le premier appareil auditif (3). 15
4. Méthode selon l'une des revendications 1 à 3, où l'analyse du signal électrique (21) est poursuivie dans une unité de contrôle (1) à l'extérieur des appareils auditifs (2,3). 20
5. Méthode selon l'une des revendications 1 à 4, où le signal test acoustique (20) est alimenté simultanément à un microphone (3a) dudit premier appareil auditif (3) pour sa calibration. 25
6. Méthode selon l'une des revendications précédentes, où l'on utilise comme signal test acoustique (20) un bruit stationnaire ou modulé par la voix. 30
7. Méthode selon l'une des revendications 1 à 4, où l'on utilise comme signal test acoustique (20) un bruit non-modulé avec un bond de niveau de préférence de 25 dB. 35
8. Méthode selon l'une des revendications précédentes, où l'on procède à l'ajustement du premier appareil auditif (3) dans tous les programmes audibles qui sont à disposition. 40
9. Méthode selon l'une des revendications précédentes, où l'on ajuste pour le signal test acoustique (20) un niveau sonore entre 40 et 90 dB SPL. 45
10. Installation pour la mise en oeuvre de la méthode selon l'une des méthodes des revendications 1 à 9, comprenant: 45
- un premier appareil auditif (3) avec un micro (3a) et un écouteur (3b); 50
 - un second appareil auditif (2) avec un micro (2a) et un écouteur (2b);
 - ledit premier appareil auditif (3) pouvant être ajusté sur la base d'ajustements du second appareil auditif (2); 55
 - des moyens (1,6,3,3b) pour alimenter le micro (2a) du second appareil auditif (2) avec un signal test acoustique (20) ;
- des moyens (4,5) pour transformer un signal acoustique (21) produit par l'écouteur (2b) du second appareil auditif (2) en un signal électrique, et
 - des moyens pour alimenter ledit premier appareil auditif (3) avec ledit signal électrique;
 - ledit premier appareil auditif (3) comprenant des moyens pour analyser ledit signal électrique et ledit premier appareil auditif (3) étant construit de telle manière que les ajustements peuvent être faits sur la base de résultats de ladite analyse.
11. Installation selon la revendication 10, où une unité de contrôle (1) arrangée en dehors des appareils auditifs (2,3), l'unité étant opérativement connectée avec le premier appareil auditif (3).
12. Installation selon la revendication 11, où un haut-parleur (6) qui est connecté avec l'unité de contrôle (1).
13. Installation selon la revendication 10 ou 11, où le signal test acoustique (20) est alimenté en outre à un micro (3a) dudit premier appareil auditif (3).
14. Installation selon une ou plusieurs des revendications 10 à 12, où un micro de mesure (4) pour recevoir le signal acoustique (21) produit par l'écouteur (2b) du second appareil auditif (2), ledit micro de mesure (4) étant relié audit premier appareil auditif (3).
15. Installation selon une ou plusieurs des revendications 10 à 14, où un signal acoustique produit par le haut-parleur (6) est exclusivement alimenté au micro (3a) du premier appareil auditif (3).

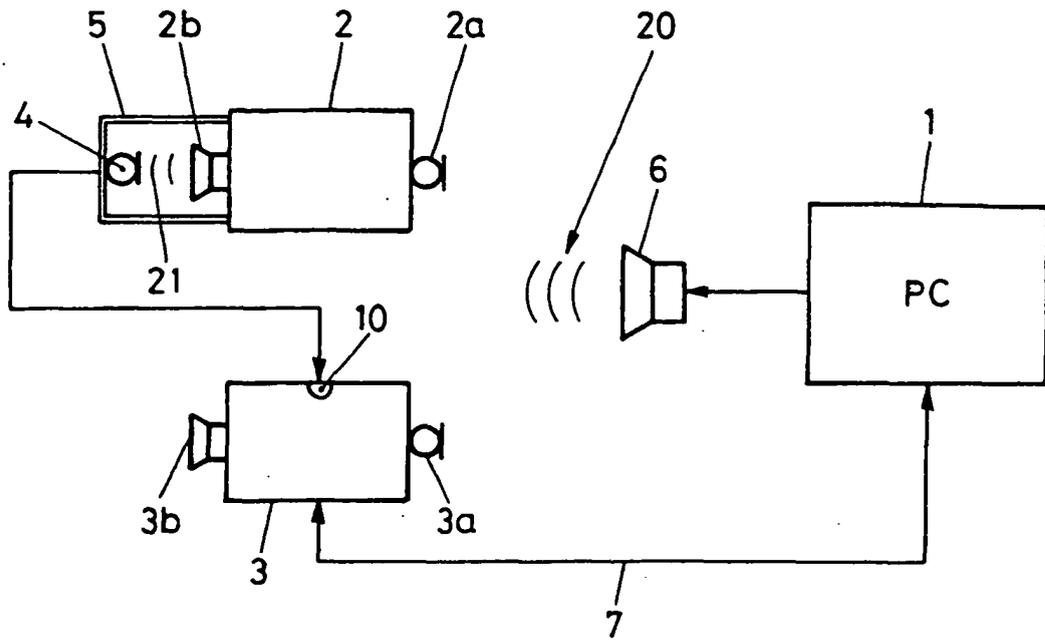


FIG.1

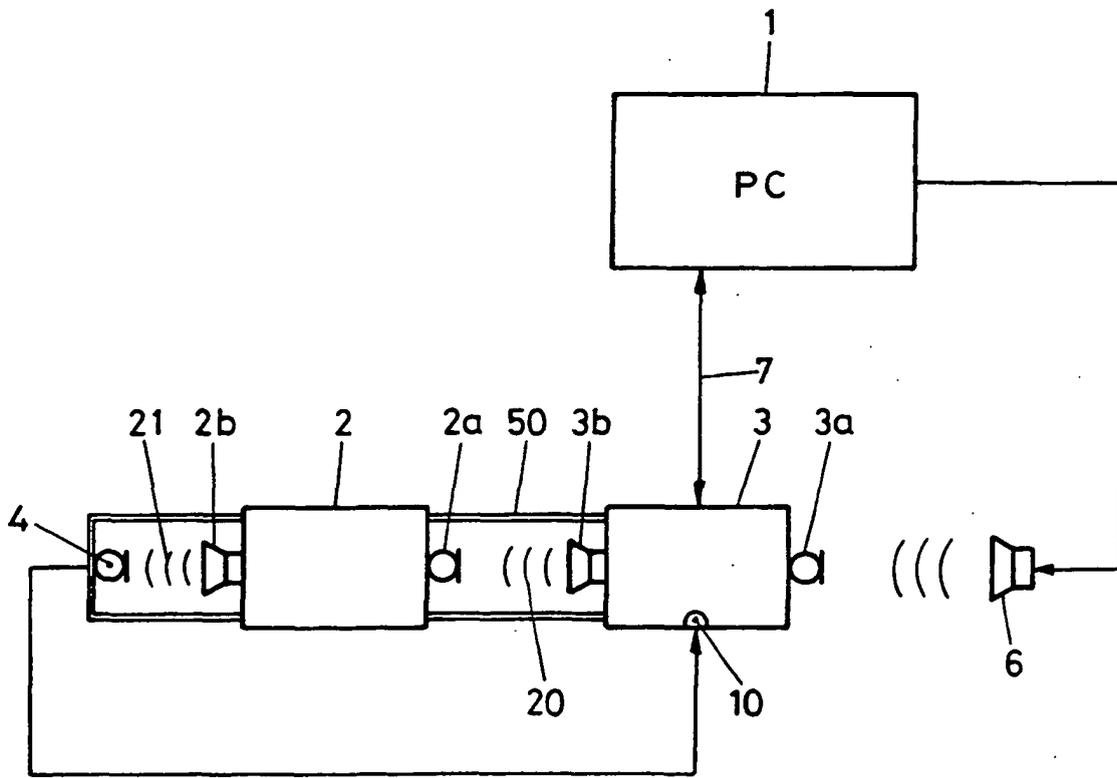


FIG.2

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

- US 5703797 A [0004]
- US 20020176584 A [0004]

In der Beschreibung aufgeführte Nicht-Patentliteratur

- **RICHARD C. SEEWALD.** *The Desired Sensation Level (DSL) Method for Hearing Aid Fitting in Infants and Children*, 1995 [0011]
- ICRA noises: Artificial noise signals with speech-like spectral and temporal properties for hearing aid assessment. *Audiology*, vol. 40 (3), 148-157 [0023]