(19) Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets

(11) **EP 1 239 700 B1**

(12) **EUROPÄISCHE PATENTSCHRIFT**

(45) Veröffentlichungstag und Bekanntmachung des Hinweises auf die Patenterteilung:
07.05.2008 Patentblatt 2008/19

(51) Int Cl.:
H04R 25/00 *(2006.01)* ***H04R 3/00*** *(2006.01)*

(21) Anmeldenummer: **02003475.7**

(22) Anmeldetag: **14.02.2002**

(54) **Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätes oder Hörgerätesystem sowie Hörhilfegerät oder Hörgerätesystem**

Method of operating a hearing device or hearing system and a corresponding device and system

Prothèse auditive ou un système de prothèses audives et ainsi que leur méthode d'utilitsation

(84) Benannte Vertragsstaaten:
AT BE CH CY DE DK ES FI FR GB GR IE IT LI LU MC NL PT SE TR

(30) Priorität: **02.03.2001 DE 10110258**

(43) Veröffentlichungstag der Anmeldung:
11.09.2002 Patentblatt 2002/37

(73) Patentinhaber: **Siemens Audiologische Technik GmbH**
91058 Erlangen (DE)

(72) Erfinder:
- **Hohmann, Volker, Dr.**
  26131 Oldenburg (DE)
- **Hamacher, Volkmar**
  91077 Neunkirchen (DE)
- **Holube, Inga, Dr.**
  26160 Bad Zwischenahn-Ofen (DE)
- **Kollmeier, Birger, Prof.**
  26129 Oldenburg (DE)
- **Wittkop, Thomas**
  26122 Oldenburg (DE)

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

(56) Entgegenhaltungen:
WO-A-00/19605 **WO-A-99/43185**
DE-A1- 19 922 133

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).

EP 1 239 700 B1

Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Betrieb eines Hörgerätesystems mit einem ersten Hörhilfegerät, das zum Erzeugen eines ersten Mikrofonsignals wenigstens ein erstes Mikrofon aufweist, und mit einem zweiten Hörhilfegerät, das zum Erzeugen eines zweiten Mikrofonsignals wenigstens ein zweites Mikrofon aufweist. Ferner betrifft die Erfindung ein Hörgerätesystem zur Durchführung des Verfahrens.

[0002] Akustische Rückkopplungen treten häufig bei Hörhilfegeräten auf, insbesondere wenn es sich um Hörhilfegeräte mit hoher Verstärkung handelt. Diese Rückkopplungen äußern sich in starken rückkopplungsbedingten Oszillationen einer bestimmten Frequenz (Feedback). Dieses "Pfeifen" ist in der Regel sowohl für den Hörgeräteträger als auch für Personen in seiner näheren Umgebung sehr unangenehm.

[0003] Feedback kann auftreten, wenn Schall, der über das Mikrofon des Hörhilfegerätes aufgenommen, durch einen Signalverstärker verstärkt und über den Hörer ausgegeben wird, wieder zum Mikrofon gelangt und erneut verstärkt wird. Damit es zum typischen "Pfeifen" - meist bei einer dominanten Frequenz - kommt, müssen jedoch zwei weitere Bedingungen erfüllt sein. Die sogenannte Schleifenverstärkung des Systems, d.h. das Produkt aus der Hörgeräteverstärkung und der Abschwächung des Rückkopplungspfades, muss größer als 1 sein. Darüber hinaus muss die Phasenverschiebung dieser Schleifenverstärkung einem beliebigen ganzzahligen Vielfachen von 360° entsprechen.

[0004] Der einfachste Ansatz zur Reduzierung rückkopplungsbedingter Oszillationen ist die dauerhafte Reduktion der Hörgeräteverstärkung, so dass die Schleifenverstärkung auch in ungünstigen Situationen unter dem kritischen Grenzwert bleibt. Der entscheidende Nachteil ist jedoch, dass durch diese Begrenzung die bei stärkerer Schwerhörigkeit erforderliche Hörgeräteverstärkung nicht mehr erreicht werden kann.

[0005] Andere Ansätze sehen eine Messung der Schleifenverstärkung während der Hörgeräteanpassung vor und reduzieren mit Hilfe sogenannter Notchfilter (schmalbandige Sperrfilter) die Hörgeräteverstärkung gezielt im kritischen Bereich. Da sich die Schleifenverstärkung im Alltagsleben jedoch ständig ändern kann, ist der Nutzen ebenfalls begrenzt.

[0006] Zur dynamischen Reduktion rückkopplungsbedingter Oszillationen sind eine Reihe von adaptiven Algorithmen vorgeschlagen worden, die sich automatisch auf die jeweilige Feedbacksituation einstellen und entsprechende Maßnahmen bewirken. Diese Verfahren lassen sich grob in zwei Klassen einteilen:

[0007] Die erste Klasse umfasst die sogenannten KompensationsAlgorithmen, die mit Hilfe adaptiver Filter den Feedbackanteil im Mikrofonsignal schätzen und durch Subtraktion neutralisieren und somit die Hörgeräteverstärkung nicht beeinträchtigen. Allerdings setzen diese Kompensationsverfahren unkorrelierte, d.h. idealerweise "weiße", Eingangssignale voraus. Tonale Eingangssignale, die immer eine hohe zeitliche Korrelation aufweisen, führen zu einer fehlerhaften Schätzung des Feedbackpfades, was dazu führen kann, dass irrtümlicherweise das tonale Eingangssignal selbst subtrahiert wird.

[0008] Die zweite Klasse beinhaltet die Algorithmen, die erst dann aktiv werden, wenn rückkopplungsbedingte Oszillationen vorhanden sind. Sie beinhalten im Allgemeinen einen Mechanismus zur Detektion von Oszillationen, der das Mikrofonsignal kontinuierlich überwacht. Werden Feedback-typische Oszillationen detektiert, wird die Hörgeräteverstärkung so weit reduziert, dass die Schleifenverstärkung unter die kritische Grenze sinkt. Die Verstärkungsreduktion kann z.B. durch Absenkung eines Frequenzkanals oder durch Aktivierung eines geeigneten schmalbandigen Sperrfilters (Notchfilter) erfolgen. Nachteilig dabei ist, dass die Oszillationsdetektoren prinzipiell nicht zwischen tonalen Eingangssignalen und Feedbackpfeifen unterscheiden können. Das Resultat ist, dass tonale Eingangssignale für Feedbackoszillationen gehalten und dann unzulässigerweise durch den Reduktionsmechanismus (z.B. Notchfilter) im Pegel abgesenkt werden.

[0009] Bei den Kompensationsalgorithmen werden häufig dekorrelierend wirkende Verzögerungsglieder in die Signalverarbeitungskette eingebracht, um zu verhindern, dass tonale Signalabschnitte mit einer für Sprachsignale charakteristischen Länge nicht merklich angegriffen werden. Allerdings sind aufgrund von E-choeffekten und Irritationen durch desynchronisierte visuelle und auditive Informationen nur Verzögerungen im Millisekundenbereich zulässig. Daher kann beispielsweise die Reduktion von Musiksignalen, die häufig über einen deutlich längeren Zeitraum korreliert sind, nicht vermieden werden. Eine weitere Gegenmaßnahme besteht darin, die Adaption des Filters so zu verlangsamen, dass alle relevanten tonalen Nutzsignale nicht angegriffen werden. Allerdings hat dies auch zur Konsequenz, dass das Kompensationsfilter rapiden Änderungen des Feedbackpfades nicht mehr schnell genug folgen kann, so dass für eine gewisse Zeit rückkopplungsbedingte Oszillationen entstehen und erst dann wieder verschwinden, wenn sich der Feedbackpfad stabilisiert hat und das Filter wieder ausreichend genug adaptiert ist. Den negativen Folgen der Fehldetektion von Oszillationsdetektoren begegnet man dadurch, dass die resultierende Verstärkungsabsenkung nur im begrenzten Maße stattfindet, so dass irrtümlich für rückkopplungsbedingte Oszillationen gehaltene tonale Nutzsignale (z.B. Alarmsignale) noch hörbar bleiben. Dies birgt allerdings die Gefahr, dass im Feedbackfall die Verstärkungsabsenkung nicht ausreicht, um die kritische Grenze zu unterschreiten und damit das "Pfeifen" zu beseitigen.

[0010] Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass die Funktionsweise sämtlicher adaptiver Feedbackreduktionsverfahren durch Eingangssignale, die einen durch dominante Sinussignalanteile geprägten tonalen

Charakter aufweisen (z.B. Triangeltöne, Alarmsignale), beeinträchtigt werden. Dies führt häufig zu inakzeptablen Klangverschlechterungen des Eingangssignals.

[0011] Aus DE 693 27 992 T2 ist eine Rückkopplungsunterdrückungsanordnung mit adaptiver Filterung für eine Hörprothese bekannt, welche in einer speziellen Ausführungsform zwei Mikrofone aufweist. Eine Detektion von Oszillationen wird nicht durchgeführt.

[0012] Aus der US 6,072,884 A ist eine Vorrichtung zum Unterdrücken von Rückkopplungen bekannt, welche ebenfalls zwei Mikrofone aufweist. Eine Detektion bzw. ein Vergleich von Oszillationen wird nicht durchgeführt.

[0013] Aus der DE 199 22 133 A1 ist ein Hörhilfsgerät mit einem Oszillationsdetektor bekannt. Dieses Gerät weist nur ein Mikrofon auf, so dass ein Vergleich mehrerer Mikrofonsignale nicht möglich ist.

[0014] Aus der WO 99/43185 A1 ist ein binaurales digitales Hörgerätesystem mit zwei am Kopf tragbaren Hörgeräten bekannt. Ein in einem Hörhilfegerät des Hörgerätesystems gewonnenes Mikrofonsignal wird auch auf das jeweils andere Hörhilfegerät übertragen und in diesem weiter verarbeitet. Es erfolgt somit in beiden Hörgeräten eine parallele Verarbeitung der in beiden Hörgeräten erzeugten Mikrofonsignale.

[0015] Aus der DE 19922133 A1 ist ein Hörhilfsgerät mit einem Oszillationsdetektor sowie ein Verfahren zur Feststellung von Oszillationen in einem Hörhilfsgerät bekannt. Dabei werden digitalisierte Abtastwerte in aufeinander folgenden Perioden des Eingangssignals ermittelt und ein Langzeitmittelwert sowie ein Kurzzeitmittelwert hiervon gebildet. Aus dem Vergleich des Langzeitmittelwertes mit dem Kurzzeitmittelwert kann auf das Vorhandensein rückkopplungsbedingter Oszillationen geschlossen werden.

[0016] Aus der WO 00/19605 A1 ist ein System zur Unterdrückung von Feedback in Hörgeräten bekannt, bei dem die Feedback-Unterdrückung jeweils lediglich auf ein von Feedback betroffenes Frequenzband beschränkt ist.

[0017] Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, ein Verfahren zum Betrieb eines Hörgerätesystems sowie ein Hörgerätesystem anzugeben, bei denen rückkopplungsbedingte Oszillationen vermieden werden, ohne dabei die Klangqualität merklich zu verschlechtern.

[0018] Die Aufgabe für das Verfahren wird gelöst durch die Merkmale des Patentanspruches 1. Vorteilhafte Verfahrensvarianten sind in den Patentansprüchen 2 bis 7 gekennzeichnet. Der das Hörgerätesystem betreffende Teil der Aufgabe wird gelöst durch die Merkmale des Patentanspruches 8. Vorteilhafte Gerätevarianten sind in den Patentansprüchen 9 bis 13 angegeben.

[0019] Die Erfindung kann bei allen gängigen Hörhilfegeräte-Typen angewendet werden, beispielsweise bei hinter dem Ohr tragbaren Hörhilfegeräten, in dem Ohr tragbaren Hörhilfegeräten oder implantierbaren Hörhilfegeräten. Dabei wird zur Versorgung eines Schwerhörigen ein aus mehreren Geräten bestehendes Hörgerätesystem eingesetzt, z.B. ein Hörgerätesystem mit zwei am Kopf getragenen Hörgeräten zur binauralen Versorgung. Die Mikrofonsignale, die zum Erkennen rückkopplungsbedingter Oszillationen analysiert werden, gehen dabei von unterschiedlichen Geräten aus.

[0020] Bei der Erfindung werden Mikrofonsignale in zwei voneinander beabstandeten Hörhilfegeräten erzeugt. Dabei muss wenigstens ein Mikrofon so angeordnet sein, dass es rückkopplungsbedingte Oszillationen eines Hörhilfegerätes nicht oder allenfalls in stark abgeschwächter Form aufnimmt. Nutzsignale sollen von den betreffenden Mikrofonen jedoch in ähnlicher Weise aufgenommen werden. Durch Analyse und Vergleich der Mikrofonsignale oder daraus abgeleiteter Signale ist eine Unterscheidung zwischen rückkopplungsbedingten Oszillationen und Nutzsignalen mit hoher Sicherheit möglich. Insbesondere unterscheiden sich dann auch bei tonalen Nutzsignalen die von den Mikrofonen erzeugten Mikrofonsignale kaum, so dass diese als Nutzsignale erkannt werden. Im Unterschied hierzu werden durch die Anordnung der Mikrofone rückkopplungsbedingte Signale von den Mikrofonen stark unterschiedlich aufgenommen, so dass diese aus dem Vergleich der Mikrofonsignale als rückkopplungsbedingt erkannt und durch geeignete Maßnahmen reduziert werden können.

[0021] Der Abstand zwischen den Mikrofonen, deren Mikrofonsignale miteinander verglichen werden, kann beispielsweise durch die Anbringung eines Mikrofons an einem Kragenclip hergestellt werden. Eine weitere Möglichkeit bildet ein Hörgerätesystem mit zwei Hörhilfegeräten zur binauralen Versorgung. Der Vergleich kann dann zwischen einem Mikrofonsignal oder einem daraus abgeleiteten Signal des einen Hörhilfegerätes mit einem Mikrofonsignal oder einem daraus abgeleiteten Signal des zweiten Hörhilfegerätes erfolgen. Nutzsignale werden dann von den beiden Mikrofonen in etwa gleich aufgenommen und rückkopplungsbedingte Oszillationen, die an einem Hörhilfegerät entstehen, werden von dem anderen Hörhilfegerät nicht erfasst. Zur Signalübertragung ist zwischen den Hörhilfegeräten ein Signalpfad vorgesehen. Dabei kann die Signalübertragung drahtlos oder drahtgebunden erfolgen. Um den zur Datenübertragung erforderlichen Energiebedarf möglichst gering zu halten, wird erfindungsgemäß nicht direkt das Mikrofonsignal übertragen, sondern daraus abgeleitete charakteristische Kenngrößen des Mikrofonsignals, die zum Erkennen von Oszillationen relevant sind. Beispielsweise sind dies die Oszillationsfrequenzen des Mikrofonsignals und die Signalstärke bei den jeweiligen Oszillationsfrequenzen.

Treten in beiden Hörhilfegeräten eines Hörgerätesystems gleichzeitig Rückkopplungen auf, so werden sich diese dennoch unterscheiden. Die Unterschiede können einerseits durch unterschiedliche Verstärkungseinstellungen und Frequenzgänge der Hörhilfegeräte, bedingt durch eine meist unterschiedliche Ausprägung der Hörschäden an den beiden Ohren, verursacht werden. Andererseits verursachen individuelle Varianzen der Rück-

kopplungspfade der Ohren, z.B. durch unterschiedlichen Sitz der Hörgeräte, unterschiedliche Oszillationen. Weiterhin werden auch Gerätetoleranzen dazu beitragen, dass sich in zwei unterschiedlichen Hörhilfegeräten gleichzeitig auftretende rückkopplungsbedingte Oszillationen unterscheiden. Dies bedeutet also, dass mit großer Wahrscheinlichkeit rückkopplungsbedingte Oszillationen bei den einzelnen Hörhilfegeräten bei unterschiedlichen Frequenzen auftreten. Ein tonales Nutzsignal, z.B. ein Sinussignal, erscheint dagegen auf beiden Seiten bei derselben Frequenz. Wird also auf einer Seite eine Oszillation detektiert, so handelt es sich nur dann um ein Rückkopplungssignal, wenn aus dem Mikrofonsignal des anderen Hörhilfegerätes keine Oszillation bei dieser Frequenz detektiert wird. Lässt sich dagegen auf beiden Hörhilfegeräten eine Oszillation bei derselben Frequenz feststellen, so handelt es sich mit großer Sicherheit um ein sinusförmiges Eingangssignal.

[0022] Wurden aus dem Vergleich von aus den Mikrofonsignalen abgeleiteten charakteristischen Kenngrößen der Mikrofonsignale rückkopplungsbedingte Oszillationen erkannt, so bildet die Reduzierung der Hörgeräteverstärkung eine Möglichkeit, diese zu unterdrücken. Erfolgt die Signalverarbeitung in einem Hörhilfegerät in mehreren parallelen Kanälen einer Signalverarbeitungseinheit, so kann gemäß einer Variante der Erfindung die Hörgeräteverstärkung lediglich in den Frequenzkanälen reduziert werden, in denen rückkopplungsbedingte Oszillationen vorhanden sind.

[0023] Eine weitere Möglichkeit zur Reduzierung rückkopplungsbedingter Oszillationen bildet die Erfindung darin, diese mittels schmalbandiger Filter, deren Grenzfrequenzen in etwa mit den Oszillationsfrequenzen übereinstimmen, zu beseitigen. Die Filter können z.B. als Notchfilter ausgeführt sein. Reicht ein Notchfilter nicht aus, so werden bei erneuter Detektion von Oszillationen weitere Notchfilter bei der jeweiligen Frequenz aktiviert.

[0024] Wird bei einem Hörhilfegerät ein adaptives Filter zur Reduzierung rückkopplungsbedingter Oszillationen verwendet, so wird gemäß einer Variante der Erfindung bei erkannten rückkopplungsbedingten Oszillationen das adaptive Kompensationsfilter angepasst. Beispielsweise können die Betriebsparameter des Filters derart geändert werden, dass eine Erhöhung der Adaptionsgeschwindigkeit erfolgt. Umgekehrt wird die Adaptionsgeschwindigkeit des adaptiven Kompensationsfilters reduziert, wenn keine rückkopplungsbedingten Oszillationen detektiert werden. Dieses Prinzip lässt sich analog auch auf frequenzbereichsbasierte Kompensationsfilter anwenden. Die Regelung der Adaptionsgeschwindigkeit kann vorteilhaft frequenzspezifisch erfolgen.

[0025] Weitere Einzelheiten der Erfindung werden nachfolgend anhand eines in der Zeichnung dargestellten Ausführungsbeispiels näher erläutert. Dabei zeigt die Figur zwei Hörhilfegeräte, zwischen denen zum Erkennen rückkopplungsbedingter Oszillationen ein Signalaustausch vorgesehen ist.

[0026] Die Figur zeigt zwei Hörhilfegeräte 11 und 11' mit je einem Mikrofon 12 bzw. 12', einer Signalverarbeitungseinheit 13 bzw. 13' und einem Hörer 14 bzw. 14'. Je ein Oszillationsdetektor 15 bzw. 15' überwacht das Mikrofonsignal kontinuierlich auf Oszillationen und bestimmt bei detektierten Oszillationen die Oszillationsfrequenzen. Zwischen den Hörhilfegeräten 11 und 11' existiert ein Signalpfad 17 zum Signalaustausch zwischen den Hörhilfegeräten, der drahtlos oder drahtgebunden erfolgen kann. So erfolgt gemäß der Erfindung über den Signalpfad 17 ein Austausch der detektierten Oszillationsfrequenzen. In den Vergleichseinheiten 16 bzw. 16' werden die Oszillationsfrequenzen des betreffenden Hörhilfegerätes mit den Oszillationsfrequenzen des jeweils anderen Hörhilfegerätes verglichen. Bei übereinstimmenden Oszillationsfrequenzen handelt es sich mit großer Sicherheit nicht um rückkopplungsbedingte Oszillationen, sondern das Nutzsignal hat bei diesen Frequenzen einen stark tonalen Charakter. Wird dagegen in einem Hörhilfegerät eine Oszillation bei einer bestimmten Frequenz detektiert, bei der keine Oszillation in dem jeweils anderen Hörhilfegerät gemeldet wird, so handelt es sich mit großer Wahrscheinlichkeit um eine rückkopplungsbedingte Oszillation. Die Oszillationsfrequenz wird dann an die Steuereinheit 18 bzw. 18' weitergegeben. Diese Steuereinheit berechnet und aktiviert das zur vorliegenden Oszillationsfrequenz passende Notchfilter N1 bzw. N1', das dann gezielt bei der Frequenz, bei der die Oszillation detektiert worden ist, die Verstärkung reduziert. Die Schleifenverstärkung sinkt dadurch für einen schmalbandigen Frequenzbereich unter die kritische Grenze und die rückkopplungsbedingte Oszillation verschwindet. Da sehr schmalbandige Notchfilter verwendet werden können, beschränkt sich die Wirkung auf einen engen Frequenzbereich, so dass nennenswerte Verstärkungsverluste oder Klangeinbußen vermieden werden. Reicht ein Notchfilter nicht aus, so können bei erneuter Detektion von Oszillationen weitere Notchfilter N2 bis NN bzw. N2' bis NN' an den jeweiligen Frequenzen aktiviert werden.

[0027] Die Erfindung ist nicht auf das dargestellte Ausführungsbeispiel beschränkt, sondern um eine Vielzahl an Varianten erweiterbar. Beispielsweise können zum Erkennen rückkopplungsbedingter Oszillationen auch die aus mehr als zwei Mikrofonsignalen abgeleiteten charakteristischen Kenngrößen der Mikrofonsignale miteinander verglichen werden. Weiterhin kann die Signalverarbeitung bei einem Hörhilfegerät gemäß der Erfindung parallel in mehreren Kanälen der Signalverarbeitungseinheit erfolgen. Der Vergleich von aus den Mikrofonsignalen abgeleiteten charakteristischen Kenngrößen der Mikrofonsignale kann dann ebenfalls parallel in mehreren Kanälen erfolgen. Maßnahmen zur Reduzierung erkannter rückkopplungsbedingter Oszillationen sind dann vorteilhaft nur auf die betreffenden Kanäle beschränkt. Darüber hinaus kann der Vergleich von aus den Mikrofonsignalen abgeleiteten charakteristischen Kenngrößen der Mikrofonsignale kontinuierlich oder in Abhängig-

keit bestimmter Parameter (z.B. des eingestellten Hörprogrammes oder der Lautstärkeneinstellung) nur zeitweilig erfolgen.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Betrieb eines Hörgerätesystems (11, 11') mit einem ersten Hörhilfegerät (11), das zum Erzeugen eines ersten Mikrofonsignals wenigstens ein erstes Mikrofon (12) aufweist, und mit einem zweiten Hörhilfegerät (11'), das zum Erzeugen eines zweiten Mikrofonsignals wenigstens ein zweites Mikrofon (12') aufweist, **dadurch gekennzeichnet, dass** in jedem Hörhilfegerät (11, 11') zum Erkennen rückkopplungsbedingter Oszillationen relevante Kenngrößen des Mikrofonsignals ermittelt und zwischen den Hörhilfegeräten (11, 11') übertragen werden, wobei jedes Hörhilfegerät (11, 11') durch Vergleich der in dem betreffenden Hörhilfegerät (11, 11') bestimmten Kenngrößen mit den in dem jeweils anderen Hörhilfegerät (11', 11) bestimmten und auf das betreffende Hörhilfegerät (11, 11') übertragenen Kenngrößen erkennt, ob es sich um rückkopplungsbedingte Oszillationen handelt, und wobei bei erkannten rückkopplungsbedingten Oszillationen Maßnahmen zur Reduzierung der rückkopplungsbedingten Oszillationen durchgeführt werden.

2. Verfahren zum Betrieb eines Hörgerätesystems nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Kenngrößen die Oszillationsfrequenzen des betreffenden Mikrofonsignals und die Signalstärken bei den jeweiligen Oszillationsfrequenzen umfassen.

3. Verfahren zum Betrieb eines Hörgerätesystems nach Anspruch 1oder 2, **dadurch gekennzeichnet, dass** beide Mikrofonsignale auf das Vorhandensein von Oszillationen untersucht werden und eine rückkopplungsbedingte Oszillation bei einer Oszillationsfrequenz festgestellt wird, bei der nur in einem der beiden Mikrofonsignale eine Oszillation vorhanden ist.

4. Verfahren zum Betrieb eines Hörgerätesystems nach einem der Ansprüche 1 bis 3, **dadurch gekennzeichnet, dass** bei erkannten rückkopplungsbedingten Oszillationen die Hörgeräteverstärkung reduziert wird.

5. Verfahren zum Betrieb eines Hörgerätesystems nach Anspruch 4, wobei die Signalverarbeitung in den Hörhilfegeräten (11, 11') jeweils in mehreren parallelen Kanälen einer Signalverarbeitungseinheit (13, 13') erfolgt, **dadurch gekennzeichnet, dass** bei erkannten rückkopplungsbedingten Oszillationen die Hörgeräteverstärkung des Kanals reduziert wird, in dem die Oszillationsfrequenz liegt.

6. Verfahren zum Betrieb eines Hörgerätesystems nach einem der Ansprüche 1 bis 5, **dadurch gekennzeichnet, dass** erkannte rückkopplungsbedingte Oszillationen durch Aktivieren und/oder Anpassen von Filtern (N1, N2, NN, N1', N2', NN') reduziert werden.

7. Verfahren zum Betrieb eines Hörgerätesystems nach einem der Ansprüche 1 bis 6 mit einem adaptiven Kompensationsfilter zur Reduzierung rückkopplungsbedingter Oszillationen, **dadurch gekennzeichnet, dass** bei erkannten rückkopplungsbedingten Oszillationen das adaptive Kompensationsfilter angepasst wird.

8. Hörgerätesystem (11, 11') mit einem ersten Hörhilfegerät (11), das zum Erzeugen eines ersten Mikrofonsignals wenigstens ein erstes Mikrofon (12) aufweist, und mit einem zweiten Hörhilfegerät (11'), das zum Erzeugen eines zweiten Mikrofonsignals wenigstens ein zweites Mikrofon (12') aufweist, wobei ein Signalpfad (17) zur Signalübertragung zwischen den Hörhilfegeräten (11, 11') vorhanden ist, **dadurch gekennzeichnet, dass** jedes Hörhilfegerät (11, 11') Mittel zum Bestimmen von Kenngrößen des jeweiligen Mikrofonsignals und Mittel zum Übertragen ermittelter Kenngrößen zwischen den Hörhilfegeräten (11, 11')umfasst, wobei aus einem Vergleich der in dem jeweiligen Hörhilfegerät (11, 11') ermittelten Kenngrößen mit den von dem jeweils anderen Hörhilfegerät (11', 11) ermittelten und auf das betreffende Hörhilfegerät 1(11, 11') übertragenen Kenngrößen rückkopplungsbedingte Oszillationen erkennbar sind und wobei in den Hörhilfegeräten (11, 11') Mittel zum Reduzieren erkannter rückkopplungsbedingter Oszillationen vorhanden sind.

9. Hörgerätesystem nach Anspruch 8, **gekennzeichnet durch** Mittel zum bestimmen von Oszillationsfrequenzen sowie der Signalstärken bei den ermittelten Oszillationsfrequenzen aus den Mikrofonsignalen.

10. Hörgerätesystem nach Anspruch 8 oder 9, **gekennzeichnet durch** Mittel zur Reduzierung der Hörgeräteverstärkung bei erkannten rückkopplungsbedingten Oszillationen.

11. Hörgerätesystem nach Anspruch 10, bei dem die Signalverarbeitung in den Hörhilfegeräten (11, 11') jeweils in mehreren parallelen Kanälen einer Signalverarbeitungseinheit (13, 13') erfolgt, **gekennzeichnet durch** Mittel zur Reduzierung der Hörgeräteverstärkung in einem Kanal.

12. Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 8 bis 11, **gekennzeichnet durch** adaptive Filtermittel mit einstellbaren Betriebsparametern zum Reduzieren

erkannter rückkopplungsbedingter Oszillationen.

13. Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 8 bis 12, **gekennzeichnet durch** einen drahtlosen Signalpfad (17) zur Übertragung der Kenngrößen zwischen den Hörhilfegeräten (11, 11').

Claims

1. Method for operating a hearing device system (11, 11') comprising a first hearing aid device (11) which has at least one first microphone (12) for generating a first microphone signal and a second hearing aid device (11'), which has at least one second microphone (12') for generating a second microphone signal,
characterised in that
relevant characteristic quantities of the microphone signal are identified in each hearing aid device (11, 11') in order to recognize feedback-related oscillations and transmitted between the hearing aid devices (11, 11'), with each hearing aid device (11, 11') recognizing whether these are feedback-related oscillations by comparison of the characteristic quantities determined in the relevant hearing aid device (11, 11') with the characteristic quantities determined in the respective other hearing aid device (11', 11) and transmitted to the relevant hearing aid device (11, 11'), and with measures for reducing the feedback-related oscillations being implemented when feedback-related oscillations are recognized.

2. Method for operating a hearing device system according to claim 1, **characterized in that** the characteristic quantities include the oscillation frequencies of the relevant microphone signal and the signal strength at the respective oscillation frequencies.

3. Method for operating a hearing device system according to claim 1 or 2, **characterized in that** both microphone signals are examined for the presence of oscillations and a feedback-related oscillation is determined at an oscillation frequency at which only one oscillation is present in one of the two microphone signals.

4. Method for operating the hearing device system according to one of claims 1 to 3, **characterized in that** the hearing device gain is reduced when feedback-related oscillations are recognized.

5. Method for operating a hearing device system according to claim 4, with the signal processing in the hearing aid devices (11, 11') taking place in a plurality of parallel channels of a signal processing unit (13. 13') in each instance, **characterized in that** the a hearing device gain of the channel in which an oscillation frequency lies is reduced when feedback-related oscillations are recognized.

6. Method for operating a hearing device system according to one of claims 1 to 5, **characterized in that** recognized feedback-related oscillations are reduced by activating and/or adapting filters (N1, N2, NN, N1', N2', NN').

7. Method for operating a hearing device system according to one of claims 1 to 6, with an adaptive compensation filter for reducing feedback-related oscillations, **characterized in that** the adaptive compensation filter is adapted when feedback-related oscillations are recognized.

8. Hearing device system (11, 11') with a first hearing aid device (11), which has at least a first microphone (12) for generating a first microphone signal, and with a second hearing aid device (11') which has at least a second microphone (12') for generating a second microphone signal, with a signal path (17) being present for signal transmission between the hearing aid devices (11, 11'), **characterized in that** each hearing aid device (11, 11') has means for determining characteristic quantities of the respective microphone signal and means for transmitting determined characteristic quantities between the hearing aid devices (11, 11'), with it being possible to recognize feedback-related oscillations from a comparison of the characteristic quantities determined in the respective hearing aid device (11, 11') with the characteristic variables determined by the respective other hearing aid device (11', 11) and transmitted to the relevant hearing aid device (11, 11'), with means for reducing recognized feedback-related oscillations being present in the hearing aid devices (11, 11').

9. Hearing device system as claimed in claim 8, **characterized by** means for determining oscillation frequencies as well as the signals strengths at the determined oscillation frequencies from the microphone signals.

10. Hearing device system according to claim 8 or 9, **characterized by** means for reducing the hearing device gain when feedback-related oscillations are recognized.

11. Hearing device system according to claim 10, in which the signal processing in the hearing aid devices (11, 11') is carried out in several parallel channels of a signal processing unit (13, 13') in each instance, **characterized by** means for reducing the hearing device gain in a channel.

12. Hearing device system according to one of claims 8 to 11, **characterized by** adaptive filter means with

adjustable operating parameters for reducing recognized feedback-related oscillations.

13. Hearing device system according to one of claims 8 to 12, **characterized by** a wireless signal path (17) for transmitting characteristic quantities between the hearing aid devices (11, 11').

Revendications

1. Procédé pour faire fonctionner un système d'appareils de correction auditive (11, 11') qui comporte un premier appareil de correction auditive (11) comprenant au moins un premier microphone (12) destiné à générer un premier signal microphonique et un deuxième appareil de correction auditive (11') comprenant au moins un deuxième microphone (12') destiné à générer un deuxième signal microphonique, **caractérisé en ce que** l'on définit dans chaque appareil de correction auditive (11, 11') des grandeurs caractéristiques du signal microphonique qui sont importantes pour détecter des oscillations de rétroaction et on transmet ces grandeurs caractéristiques entre les appareils de correction auditive (11, 11'), chaque appareil de correction auditive (11, 11') détectant si ce sont des oscillations de rétroaction en comparant les grandeurs caractéristiques définies dans l'appareil de correction auditive (11, 11') concerné aux grandeurs caractéristiques définies dans l'autre appareil de correction auditive (11', 11) et transmises à l'appareil de correction auditive (11, 11') concerné, et, lorsque des oscillations de rétroaction sont détectées, on prend des mesures pour réduire les oscillations de rétroaction.

2. Procédé pour faire fonctionner un système d'appareils de correction auditive selon la revendication 1, **caractérisé en ce que** les grandeurs caractéristiques comportent les fréquences d'oscillation du signal microphonique concerné et les amplitudes de signal pour les fréquences d'oscillation respectives.

3. Procédé pour faire fonctionner un système d'appareils de correction auditive selon la revendication 1 ou 2, **caractérisé en ce que** l'on analyse les deux signaux microphoniques pour détecter la présence d'oscillations et on constate une oscillation de rétroaction à une fréquence d'oscillation pour laquelle une oscillation est présente seulement dans l'un des deux signaux microphoniques.

4. Procédé pour faire fonctionner un système d'appareils de correction auditive selon l'une des revendications 1 à 3, **caractérisé en ce que** l'on réduit l'amplification des appareils de correction auditive si l'on détecte des oscillations de rétroaction.

5. Procédé pour faire fonctionner un système d'appareils de correction auditive selon la revendication 4, dans lequel on effectue le traitement du signal dans les appareils de correction auditive (11, 11') respectivement dans plusieurs canaux parallèles d'une unité de traitement de signal (13, 13'), **caractérisé en ce que**, lorsque des oscillations de rétroaction sont détectées, on réduit l'amplification du canal, dans lequel se trouve la fréquence d'oscillation, au niveau des appareils de correction auditive.

6. Procédé pour faire fonctionner un système d'appareils de correction auditive selon l'une revendication 1 à 5, **caractérisé en ce que** l'on réduit des oscillations de rétroaction détectées en activant et/ou adaptant des filtres (N1, N2, NN, N1', N2', NN').

7. Procédé pour faire fonctionner un système d'appareils de correction auditive selon l'une des revendication 1 à 6, comportant un filtre de compensation adaptatif destiné à réduire des oscillations de rétroaction, **caractérisé en ce que**, lorsque des oscillations de rétroaction sont détectées, on adapte le filtre de compensation adaptatif.

8. Système d'appareils de correction auditive (11, 11') qui comporte un premier appareil de correction auditive (11) comprenant au moins un premier microphone (12) destiné à générer un premier signal microphonique et un deuxième appareil de correction auditive (11') comprenant au moins un deuxième microphone (12') destiné à générer un deuxième signal microphonique, un chemin de signal (17) étant prévu pour la transmission du signal entre les appareils de correction auditive (11, 11'), **caractérisé en ce que** chaque appareil de correction auditive (11, 11') comporte des moyens permettant de définir des grandeurs caractéristiques du signal microphonique respectif et des moyens permettant de transmettre des grandeurs caractéristiques définies entre les appareils de correction auditive (11, 11'), des oscillations de rétroaction pouvant être détectées en comparant les grandeurs caractéristiques définies dans l'appareil de correction auditive respectif (11, 11') aux grandeurs caractéristiques définies dans l'autre appareil de correction auditive (11', 11) et transmises à l'appareil de correction auditive (11, 11') concerné, et des moyens permettant de réduire des oscillations de rétroaction détectées étant prévus dans les appareils de correction auditive (11, 11').

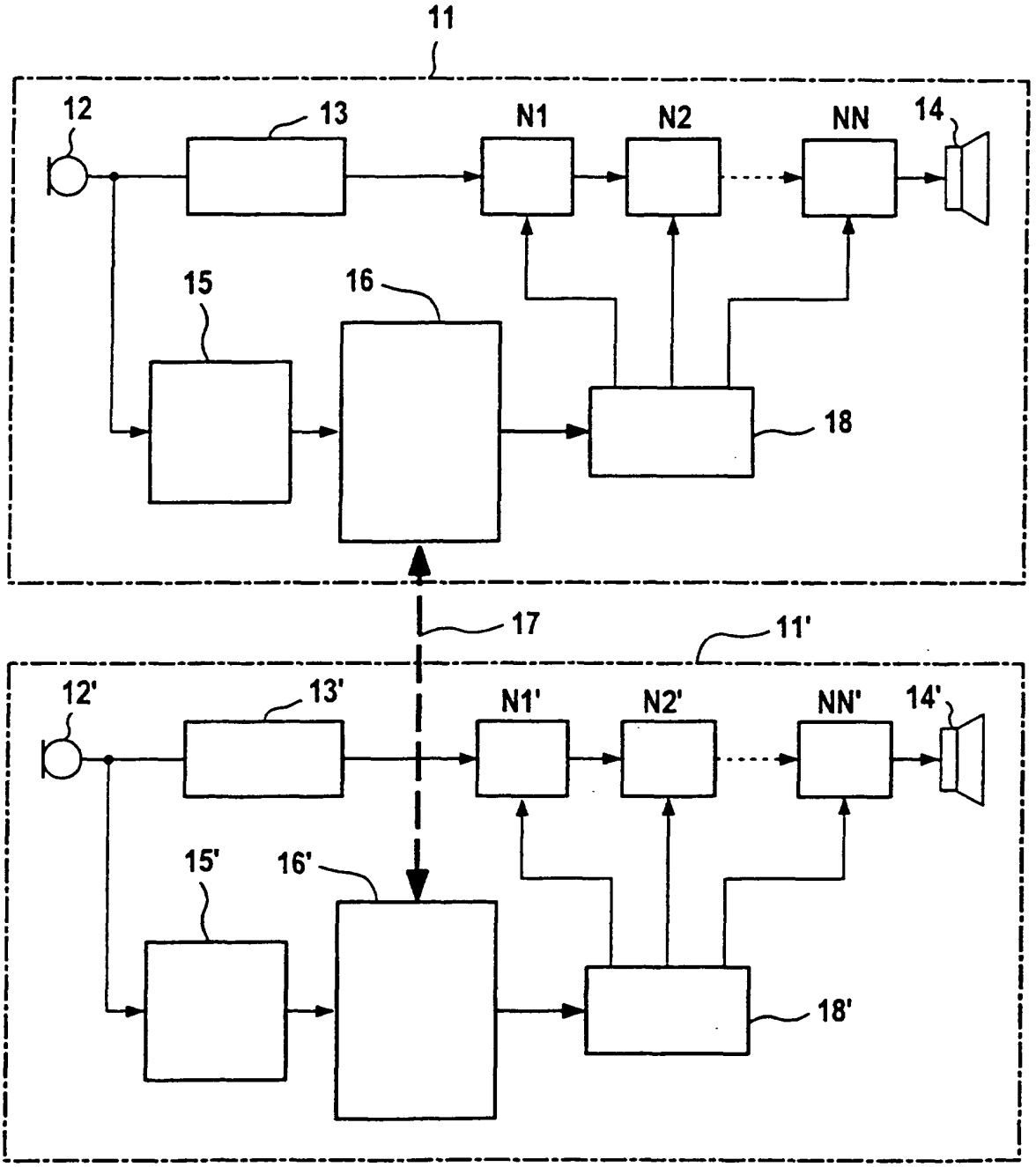
9. Système d'appareils de correction auditive selon la revendication 8, **caractérisé par** des moyens permettant de déterminer, à partir des signaux microphoniques, des fréquences d'oscillation ainsi que les amplitudes de signal pour les fréquences d'oscillation déterminées.

10. Système d'appareils de correction auditive selon la revendication 8 ou 9, **caractérisé par** des moyens permettant de réduire l'amplification des appareils de correction auditive lorsque des oscillations de rétroaction sont détectées.

11. Système d'appareils de correction auditive selon la revendication 10, dans lequel le traitement du signal est effectué dans les appareils de correction auditive (11, 11') respectivement dans plusieurs canaux parallèles d'une unité de traitement de signal (13, 13'), **caractérisé par** des moyens permettant de réduire l'amplification dans un canal au niveau des appareils de correction auditive.

12. Système d'appareils de correction auditive selon l'une des revendications 8 à 11, **caractérisé par** des moyens de filtrage adaptatifs à paramètres de fonctionnement réglables afin de réduire des oscillations de rétroaction détectées.

13. Système d'appareils de correction auditive selon l'une des revendications 8 à 12, **caractérisé par** un chemin de signal sans fil (17) permettant la transmission des grandeurs caractéristiques entre les appareils de correction auditive (11, 11').



FIGUR

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

- DE 69327992 T2 **[0011]**
- US 6072884 A **[0012]**
- DE 19922133 A1 **[0013] [0015]**
- WO 9943185 A1 **[0014]**
- WO 0019605 A1 **[0016]**