



(11) **EP 1 239 700 B2**

(12) **NEUE EUROPÄISCHE PATENTSCHRIFT**
Nach dem Einspruchsverfahren

(45) Veröffentlichungstag und Bekanntmachung des Hinweises auf die Entscheidung über den Einspruch: **26.07.2017 Patentblatt 2017/30** (51) Int Cl.: **H04R 25/00^(2006.01) H04R 3/00^(2006.01)**

(45) Hinweis auf die Patenterteilung: **07.05.2008 Patentblatt 2008/19**

(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'utilisation

(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: **Sivantos 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: **FDST Patentanwälte
Nordostpark 16
90411 Nürnberg (DE)**

(56) Entgegenhaltungen:
**WO-A-00/19605 WO-A-99/43185
WO-A2-02/28143 DE-A1- 10 048 354
DE-A1- 19 922 133**

EP 1 239 700 B2

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.

[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 Sinussignaleanteile 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 Mikrofonssignale nicht möglich ist.

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

[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 Hörerätessystems anzugeben, bei dem 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 5 gekennzeichnet.

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

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

[0021] Bei einem Hörerätssystem mit zwei Hörhilfsgeräten zur binauralen Versorgung kann der Vergleich zwischen einem Mikrofonssignal oder einem daraus abgeleiteten Signal des einen Hörhilfsgerätes mit einem Mikrofonssignal oder einem daraus abgeleiteten Signal des zweiten Hörhilfsgerätes erfolgen. Nutzsingnale werden dann von den beiden Mikrofonen in etwa gleich aufgenommen und rückkopplungsbedingte Oszillationen, die an einem Hörhilfsgerät entstehen, werden von dem anderen Hörhilfsgerät nicht erfasst. Zur Signalübertragung ist zwischen den Hörhilfsgeräten ein Signalpfad vorgesehen. Dabei erfolgt die Signalübertragung drahtlos. Um den zur Datenübertragung erforderlichen Energiebedarf möglichst gering zu halten, wird erfindungsgemäß nicht direkt das Mikrofonssignal übertragen, sondern daraus abgeleitete spezifische Kenngrößen des Mikrofonssignals, die zum Erkennen von Oszillationen relevant sind. Dies sind im Rahmen des Patentess die Oszillationsfrequenzen des Mikrofonssignals und die Signalstärke bei den jeweiligen Oszillationsfrequenzen.

Treten in beiden Hörhilfsgeräten eines Hörerätessystems gleichzeitig Rückkopplungen auf, so werden sich diese dennoch unterscheiden. Die Unterschiede können einerseits durch unterschiedliche Verstärkungseinstellungen und Frequenzgänge der Hörhilfsgeräte, bedingt durch eine meist unterschiedliche Ausprägung der Hörschäden an den beiden Ohren, verursacht werden. Andererseits verursachen individuelle Varianzen der Rückkopplungspfade der Ohren, z.B. durch unterschiedlichen Sitz der Hörgeräte, unterschiedliche Oszillationen. Weiterhin werden auch Gerätetoleranzen dazu beitragen, dass sich in zwei unterschiedlichen Hörhilfsgeräten gleichzeitig auftretende rückkopplungsbedingte Oszillationen unterscheiden. Dies bedeutet also, dass mit großer Wahrscheinlichkeit rückkopplungsbedingte Oszillationen bei den einzelnen Hörhilfsgeräten bei unterschiedlichen Frequenzen auftreten. Ein tonales Nutzsingnal, z.B. ein Sinussingnal, 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 Mikrofon-signal 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 Mikrofon-signalen abgeleiteten spezifischen Kenngrößen der Mikrofon-signale 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 Adaption-geschwindigkeit erfolgt. Umgekehrt wird die Adaption-geschwindigkeit des adaptiven Kompensationsfilters reduziert, wenn keine rückkopplungsbedingten Oszillationen detektiert werden. Dieses Prinzip lässt sich analog auch auf frequenzbereichsbasierte Kompensationsfilter anwenden. Die Regelung der Adaption-geschwindigkeit 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 Mikrofon-signal 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 erfolgt. 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 Mikrofon-signalen abgeleiteten spezifischen Kenngrößen der Mikrofon-signale 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 Mikrofon-signalen abgeleiteten spezifischen Kenngrößen der Mikrofon-signale 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 Mikrofon-signalen abgeleiteten spezifischen Kenngrößen der Mikrofon-signale kontinuierlich oder in Abhängigkeit 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 Mikrofon-signals 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') drahtlos 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, wobei bei erkannten rückkopplungsbedingten Oszillationen Maßnahmen zur Reduzierung der rückkopplungsbedingten Oszillationen durchgeführt werden, wobei die Kenngrößen die Oszillationsfrequenzen des betreffenden Mikrofonsignals und die Signalstärken bei den jeweiligen Oszillationsfrequenzen umfassen und wobei 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.

2. Verfahren zum Betrieb eines Hörgerätesystems nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet, dass** bei erkannten rückkopplungsbedingten Oszillationen die Hörgeräteverstärkung reduziert wird.
3. Verfahren zum Betrieb eines Hörgerätesystems nach Anspruch 2, 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.
4. Verfahren zum Betrieb eines Hörgerätesystems nach einem der Ansprüche 1 bis 3, **dadurch gekennzeichnet, dass** erkannte rückkopplungsbedingte Oszillationen durch Aktivieren und/oder Anpassen von Filtern (N1, N2, NN, N1', N2', NN') reduziert werden.
5. Verfahren zum Betrieb eines Hörgerätesystems nach einem der Ansprüche 1 bis 4 mit einem adaptiven Kompensationsfilter zur Reduzierung rückkopplungsbedingter Oszillationen, **dadurch gekennzeichnet, dass** bei erkannten rückkopplungsbedingten Oszillationen das adaptive Kompensationsfilter angepasst wird.

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 comprising a second hearing aid device (11'), which has at least one second microphone (12') for generating a second microphone signal, **characterized 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 wirelessly 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'), with measures for reducing the feedback-related oscillations being implemented when feedback-related oscillations are recognized, with the characteristic quantities including the oscillation frequencies of the relevant microphone signal and the signal strengths at the respective oscillation frequencies, and with both microphone signals being examined for the presence of oscillations and a feedback-related oscillation being determined at an oscillation frequency at which an oscillation is present only in one of the two microphone signals.
2. Method for operating a hearing device system according to claim 1, **characterized in that** the hearing device gain is reduced when feedback-related oscillations are recognized.
3. Method for operating a hearing device system according to claim 2, 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 hearing device gain of the channel in which the oscillation frequency lies is reduced when feedback-related oscillations are recognized.
4. Method for operating a hearing device system according to one of claims 1 to 3, **characterized in that** recognized feedback-related oscillations are reduced by activating and/or adapting filters (N1, N2, NN, N1', N2', NN').
5. Method for operating a hearing device system according to one of claims 1 to 4, 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.

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) respectif et transmises à l'appareil de correction auditive (11, 11') concerné, et, lorsque des oscillations de rétroaction sont détectées, des mesures étant prises pour réduire les oscillations de rétroaction, les grandeurs caractéristiques comportant les fréquences d'oscillation du signal microphonique concerné et les amplitudes de signal pour les fréquences d'oscillation respectives et les deux signaux microphoniques étant analysés pour détecter la présence d'oscillations et une oscillation de rétroaction étant constatée à une fréquence d'oscillation pour laquelle une oscillation est présente seulement dans l'un des deux signaux microphoniques.

5
10
15
20
25
30
35

2. Procédé pour faire fonctionner un système d'appareils de correction auditive selon la revendication 1, **caractérisé en ce que** l'on réduit l'amplification des appareils de correction auditive si l'on détecte des oscillations de rétroaction.

40

3. Procédé pour faire fonctionner un système d'appareils de correction auditive selon la revendication 2, 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.

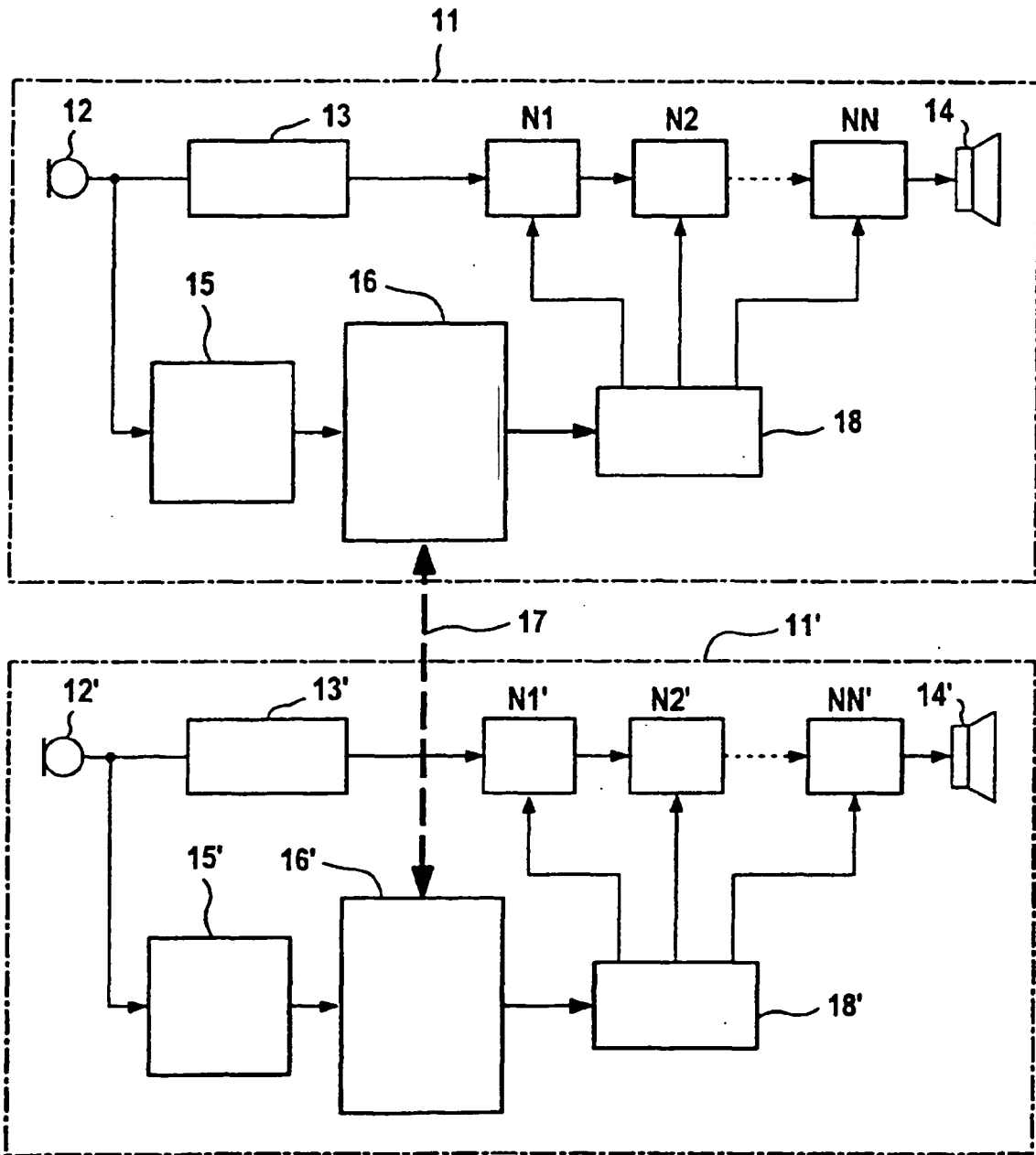
45
50

4. Procédé pour faire fonctionner un système d'appareils de correction auditive selon l'une revendication 1 à 3, **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').

55

5. Procédé pour faire fonctionner un système d'appareils de correction auditive selon l'une des revendications 1 à 4, 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.

5
10
15
20
25
30
35



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]