



(12) **EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

(43) Veröffentlichungstag:
11.09.2002 Patentblatt 2002/37

(51) Int Cl.7: **H04R 25/00, H04R 3/00**

(21) Anmeldenummer: **02003475.7**

(22) Anmeldetag: **14.02.2002**

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

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

(71) Anmelder: **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: **Berg, Peter et al**
European Patent Attorney,
Siemens AG,
Postfach 22 16 34
80506 München (DE)

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

(57) Bei einem Hörhilfegerät (2; 11, 11') werden zur Reduzierung rückkopplungsbedingter Oszillationen Mikrofonsignale eines ersten Mikrofons (1; 12) und eines beabstandeten zweiten Mikrofons (4; 12') miteinander verglichen. Werden in beiden Mikrofonsignalen Oszillationen bei derselben Frequenz detektiert, so handelt es sich dabei um tonale Nutzsignale. Oszillationen, die nur in einem der Mikrofonsignale vorhanden sind, sind dagegen rückkopplungsbedingt und werden durch geeignete Maßnahmen unterdrückt.

Das Hörgerätesystem kann aus zwei Hörhilfegeräten bestehen, wobei das erste Mikrofon im ersten Hörgerät und das zweite Mikrofon im zweiten Hörgerät angeordnet ist.

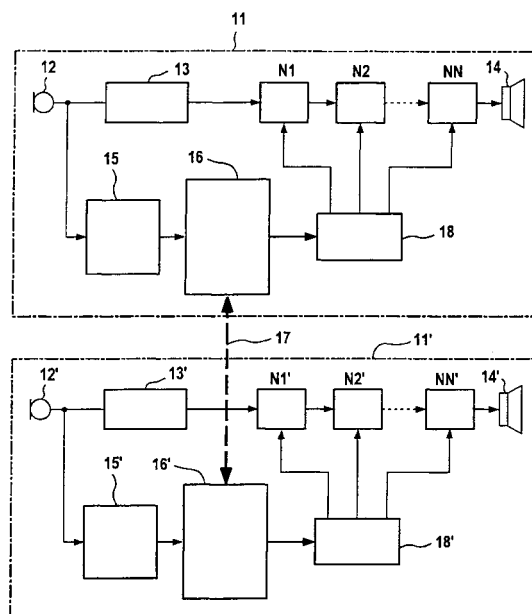


FIG 2

Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätes oder Hörgerätesystems mit wenigstens einem ersten Mikrofon zum Erzeugen eines ersten Mikrofonsignals und einem davon beabstandeten zweiten Mikrofon zum Erzeugen eines zweiten Mikrofonsignals. Ferner betrifft die Erfindung ein Hörhilfegerät oder 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 Hörgerägeträger 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 Rückkopplungspfad, 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 Kompensations-Algorithmen, 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. idea-

lerweise "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 Echoeffekten 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] Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, ein Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätes oder Hörgerätesystems sowie ein Hörhilfegerät oder Hörgerätesystem anzugeben, bei denen rückkopplungsbedingte Oszillationen vermieden werden, ohne dabei die Klangqualität merklich zu verschlechtern.

[0012] 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.

[0013] 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.

[0014] 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.

[0015] Die Aufgabe für das Verfahren wird gelöst durch die Merkmale des Patentanspruches 1. Vorteilhafte Verfahrensvarianten sind in den Patentansprüchen 2 bis 8 gekennzeichnet. Der das Hörhilfegerät oder Hörgerätesystem betreffende Teil der Aufgabe wird gelöst durch die Merkmale des Patentanspruches 9. Vorteilhafte Gerätevarianten sind in den Patentansprüchen 10 bis 16 angegeben.

[0016] Die Erfindung kann bei allen gängigen Hörhilfegeräte-Typen angewendet werden, beispielsweise bei hinter dem Ohr tragbaren Hörhilfegeräten, in dem Ohr tragbaren Hörhilfegeräten, implantierbaren Hörhilfegeräten oder Taschengeräten. Weiterhin kann zur Versorgung eines Schwerhörigen auch ein aus mehreren Geräten bestehendes Hörgerätesystem eingesetzt werden, z.B. ein Hörgerätesystem mit zwei am Kopf getragenen Hörgeräten zur binauralen Versorgung. Die Mikrofonssignale, die zum Erkennen rückkopplungsbedingter Oszillationen analysiert werden, können dann auch von unterschiedlichen Geräten ausgehen.

[0017] Bei der Erfindung werden Mikrofonssignale wenigstens zweier voneinander beabstandeter Mikrofone 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 Mikrofonssignale 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 Mikrofonssignale 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 Mikrofonssignale als rückkopplungsbedingt erkannt und durch geeignete Maßnahmen reduziert werden können.

[0018] Der Abstand zwischen den Mikrofonen, deren Mikrofonssignale miteinander verglichen werden, kann beispielsweise durch die Anbringung eines Mikrofons an einem Kragclip hergestellt werden. Eine weitere Möglichkeit bildet ein Hörgerätesystem mit zwei Hörhilfegeräten zur binauralen Versorgung. Der Vergleich kann dann zwischen einem Mikrofonssignal oder einem daraus abgeleiteten Signal des einen Hörhilfegerätes mit einem Mikrofonssignal 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, ist es vorteilhaft, nicht direkt das Mikrofonssignal zu übertragen, sondern ein daraus abgeleitetes Signal. Das abgeleitete Signal umfasst charakteristische Kenngrößen des Mikrofonssignals, die zum Erkennen von Oszillationen relevant sind. Beispielsweise sind dies die Oszillationsfrequenzen des Mikrofonssignals und die Signalstärke bei den jeweiligen Oszillationsfrequenzen.

[0019] 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 Rückkopplungspfade 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 Mikrofonssignal des anderen Hörhilfegerätes keine Oszillation bei dieser Frequenz detektiert wird. Lässt sich dagegen auf beiden Hörhilfegeräten eine Oszillation bei derselben Frequenz fest-

stellen, so handelt es sich mit großer Sicherheit um ein sinusförmiges Eingangssignal.

[0020] Zum Vergleich der Mikrofonssignale zweier beabstandeter Mikrofone zum Erkennen rückkopplungsbedingter Oszillationen wird bei einer Variante der Erfindung eine Korrelationsanalyse vorgenommen. Unterschiedliche Frequenzen rückkopplungsbedingter Oszillationen in zwei Mikrofonsignalen bedeuten, dass zum Oszillationssignal des einen Mikrofons keine wesentlichen korrelierten Signalanteile in dem jeweils anderen Mikrofonssignal existieren. Im Rückkopplungsfall sind damit beide Mikrofonssignale nur wenig korreliert. Im Unterschied hierzu ergibt sich im Fall eines tonalen Nutzsignals eine hohe Korrelation. Dies gilt nicht nur für tonale Signale, sondern jedes von einer Nutzschallquelle kommende Signal fällt mit einem hohen Kreuzkorrelationswert in zwei voneinander beabstandete Hörgeräte-mikrofone ein.

[0021] Wurden aus dem Vergleich von Mikrofonssignalen oder aus diesen abgeleiteter 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.

[0022] 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.

[0023] 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. Sowohl die Korrelationsanalyse zum Erkennen rückkopplungsbedingter Oszillationen als auch die Regelung der Adaptionsgeschwindigkeit können vorteilhaft frequenzspezifisch erfolgen.

[0024] Erkennt ein Hörhilfegerät gemäß der Erfindung rückkopplungsbedingte Oszillationen anhand einer Korrelationsanalyse wenigstens zweier Mikrofonssignale (Kreuzkorrelation), so besteht eine weitere Möglichkeit zur Reduzierung dieser Oszillationen darin, un-

korrelierte Frequenzanteile der Mikrofonssignale zu unterdrücken. Es werden dann nur die Signalanteile weiterverarbeitet, die im Wesentlichen in allen Mikrofonsignalen gleichermaßen vorhanden sind.

[0025] Weitere Einzelheiten der Erfindung werden nachfolgend anhand der in der Zeichnung dargestellten Ausführungsbeispiele näher erläutert. Es zeigen:

Figur 1 schematisch ein Hörhilfegerät, bei dem durch Vergleich zweier Mikrofonssignale rückkopplungsbedingte Oszillationen erkannt werden, und Figur 2 zwei Hörhilfegeräte, zwischen denen zum Erkennen rückkopplungsbedingter Oszillationen ein Signalaustausch vorgesehen ist.

[0026] Das in Figur 1 schematisch dargestellte Hörhilfegerät umfasst ein Mikrofon 1, eine Signalverarbeitungseinheit 2 sowie einen Hörer 3. Gelangt Schall, der über den Hörer 3 ausgegeben wird, wieder zum Mikrofon 1, so können rückkopplungsbedingte Oszillationen (Feedback) entstehen. Bedingungen hierfür sind, dass die sogenannte Schleifenverstärkung des Systems, d. h. das Produkt aus der Hörgeräteverstärkung und der Abschwächung des Rückkopplungspfad, größer als 1 ist und dass die Phasenverschiebung dieser Schleifenverstärkung einem ganzzahligen Vielfachen von 360° entspricht. Bei dem Hörhilfegerät gemäß Figur 1 ist einer Auswerte- und Steuereinheit 5 neben dem Mikrofonssignal des Mikrofons 1 ein weiteres Mikrofonssignal von einem Mikrofon 4 zugeführt. Die beiden Mikrofone 1 und 4 sind so angeordnet, dass Nutzschall von beiden Mikrofonen in etwa gleichermaßen aufgenommen wird. Von dem Hörer 3 ausgehender Schall kann jedoch nicht oder allenfalls stark abgeschwächt zum Mikrofon 4 gelangen. Hierzu ist das Mikrofon 4 beispielsweise an einem Kragenclip außerhalb des Gehäuses, in dem das Mikrofon 1 angeordnet ist, angebracht. In der Auswerte- und Steuereinheit 5 werden die von den Mikrofonen ausgehenden Mikrofonssignale analysiert und miteinander verglichen. Beispielsweise können durch Autokorrelationsanalysen Oszillationen in den einzelnen Mikrofonsignalen detektiert werden. Sind in beiden Mikrofonsignalen Oszillationen vorhanden, so werden deren Frequenzen bestimmt und miteinander verglichen. Bei Oszillationen, die in beiden Mikrofonsignalen gleichermaßen vorhanden sind, handelt es sich mit großer Sicherheit um tonale Eingangssignale. Bei Oszillationen, die nur in einem Mikrofonssignal, insbesondere in dem von Mikrofon 1 ausgehenden Mikrofonssignal, vorhanden sind, handelt es sich mit großer Wahrscheinlichkeit um rückkopplungsbedingte Oszillationen. Zu deren Beseitigung erfolgt eine Anpassung der Signalverarbeitungseinheit 2 mittels der Auswerte- und Steuereinheit 5. So können z.B. zum Herausfiltern der Oszillationsfrequenzen in der Signalverarbeitungseinheit 2 schmalbandige Notchfilter aktiviert und angepasst werden.

[0027] Wie in Figur 1 gezeigt ist, können die Mikro-

fonsignale der Mikrofone 1 und 4 auch zunächst je einer Signalvorverarbeitungseinheit 6 und 7 zugeführt sein. Die Signalvorverarbeitung kann dabei beispielsweise eine A/D-Wandlung oder eine Signalvorverstärkung umfassen.

[0028] Figur 2 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.

[0029] Die Erfindung ist nicht auf die dargestellten Ausführungsbeispiele beschränkt, sondern um eine Vielzahl an Varianten erweiterbar. Beispielsweise können zum Erkennen rückkopplungsbedingter Oszillationen auch mehr als zwei Mikrofonssignale miteinander verglichen werden. Weiterhin kann die Signalverarbeitung bei einem Hörhilfegerät gemäß der Erfindung parallel in mehreren Kanälen der Signalverarbeitungseinheit erfolgen. Der Vergleich von Mikrofonssignalen bzw. die Korrelationsanalyse kann dann ebenfalls parallel in mehreren Kanälen erfolgen. Maßnahmen zur Reduzierung erkannter rückkopplungsbedingter Oszillationen sind dann vorteilhaft nur auf die betreffenden Kanäle be-

schränkt. Darüber hinaus kann der Vergleich bzw. die Korrelationsanalyse von Mikrofonssignalen kontinuierlich oder in Abhängigkeit bestimmter Parameter (z.B. des eingestellten Hörprogrammes oder der Lautstärkeinstellung) nur zeitweilig erfolgen.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätes oder Hörgerätesystems (11, 11') mit wenigstens einem ersten Mikrofon (1; 12) zum Erzeugen eines ersten Mikrofonssignals und einem davon beabstandeten zweiten Mikrofon (4; 12') zum Erzeugen eines zweiten Mikrofonssignals, **dadurch gekennzeichnet, dass** durch Vergleich der Mikrofonssignale oder daraus abgeleiteter Signale rückkopplungsbedingte Oszillationen erkannt werden und bei erkannten rückkopplungsbedingten Oszillationen Maßnahmen zur Reduzierung der rückkopplungsbedingten Oszillationen durchgeführt werden.
2. Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätes oder Hörgerätesystems nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet, dass** beide Mikrofonssignale auf das Vorhandensein von Oszillationen untersucht werden und eine rückkopplungsbedingte Oszillation bei einer Oszillationsfrequenz festgestellt wird, bei der nur in einem der beiden Mikrofonssignale eine Oszillation vorhanden ist.
3. Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätes oder Hörgerätesystems nach Anspruch 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Mikrofonssignale einer Korrelationsanalyse unterzogen werden und rückkopplungsbedingte Oszillationen bei den Frequenzen erkannt werden, bei denen zu einer Oszillation in einem Mikrofonsignal keine korrelierten Signalanteile in einem anderen Mikrofonsignal vorhanden sind.
4. Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätes oder Hörgerätesystems nach einem der Ansprüche 1 bis 3, **dadurch gekennzeichnet, dass** bei erkannten rückkopplungsbedingten Oszillationen die Hörgeräteverstärkung reduziert wird.
5. Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätes oder Hörgerätesystems nach Anspruch 4, wobei die Signalverarbeitung in mehreren parallelen Kanälen einer Signalverarbeitungseinheit (2; 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 Hörhilfegerätes oder 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 Hörhilfegerätes oder 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. Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätes oder Hörgerätesystems nach einem der Ansprüche 1 bis 7, **dadurch gekennzeichnet, dass** zur Unterdrückung rückkopplungsbedingter Oszillationen unkorrelierte Frequenzanteile der Mikrofonsignale reduziert werden.
9. Hörhilfegerät oder Hörgerätesystem (11, 11') mit wenigstens einem ersten Mikrofon (1; 12) zum Erzeugen eines ersten Mikrofonsignals, einem davon beabstandeten zweiten Mikrofon (4; 12') zum Erzeugen eines zweiten Mikrofonsignals und einer Signalverarbeitungseinheit (2; 13, 13'), **dadurch gekennzeichnet, dass** das Hörhilfegerät oder Hörgerätesystem (11, 11') Mittel zum Vergleich der Mikrofonsignale oder daraus abgeleiteter Signale zum Erkennen rückkopplungsbedingter Oszillationen sowie Mittel zum Reduzieren erkannter rückkopplungsbedingter Oszillationen umfasst.
10. Hörhilfegerät oder Hörgerätesystem nach Anspruch 9, **dadurch gekennzeichnet, dass** das Hörhilfegerät oder Hörgerätesystem (11, 11') Mittel zum Erkennen einer Oszillation und zur Bestimmung der Oszillationsfrequenz in dem ersten Mikrofonsignal, Mittel zum Erkennen einer Oszillation und zur Bestimmung der Oszillationsfrequenz in dem zweiten Mikrofonsignal sowie Mittel zum Vergleich der in den beiden Mikrofonsignalen bestimmten Oszillationsfrequenzen aufweist.
11. Hörhilfegerät oder Hörgerätesystem nach Anspruch 9 oder 10, **gekennzeichnet durch** Mittel zur Durchführung einer Korrelationsanalyse der Mikrofonsignale.
12. Hörhilfegerät oder Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 9 bis 11, **gekennzeichnet durch** Mittel zur Reduzierung der Hörgeräteverstärkung.
13. Hörhilfegerät oder Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 9 bis 12, bei dem die Signalverarbeitung in mehreren parallelen Kanälen der Signalverarbeitungseinheit (2; 13, 13') erfolgt, **gekennzeichnet durch** Mittel zur Reduzierung der Hörgeräteverstärkung in einem Kanal.
14. Hörhilfegerät oder Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 9 bis 13, **gekennzeichnet durch** adaptive Filtermittel mit einstellbaren Betriebsparametern zum Reduzieren erkannter rückkopplungsbedingter Oszillationen.
15. Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 9 bis 14 mit wenigstens einem ersten Hörhilfegerät und einem zweiten Hörhilfegerät, **dadurch gekennzeichnet, dass** das erste Mikrofon (12) zum Erzeugen des ersten Mikrofonsignals in dem ersten Hörhilfegerät (11) und das zweite Mikrofon (12') zum Erzeugen des zweiten Mikrofonsignals in dem zweiten Hörhilfegerät (11') angeordnet ist.
16. Hörgerätesystem nach Anspruch 15, **gekennzeichnet durch** einen drahtlosen Signalpfad (17) zur Übertragung der Mikrofonsignale oder daraus abgeleiteter Signale zwischen den Hörhilfegeräten (11, 11').

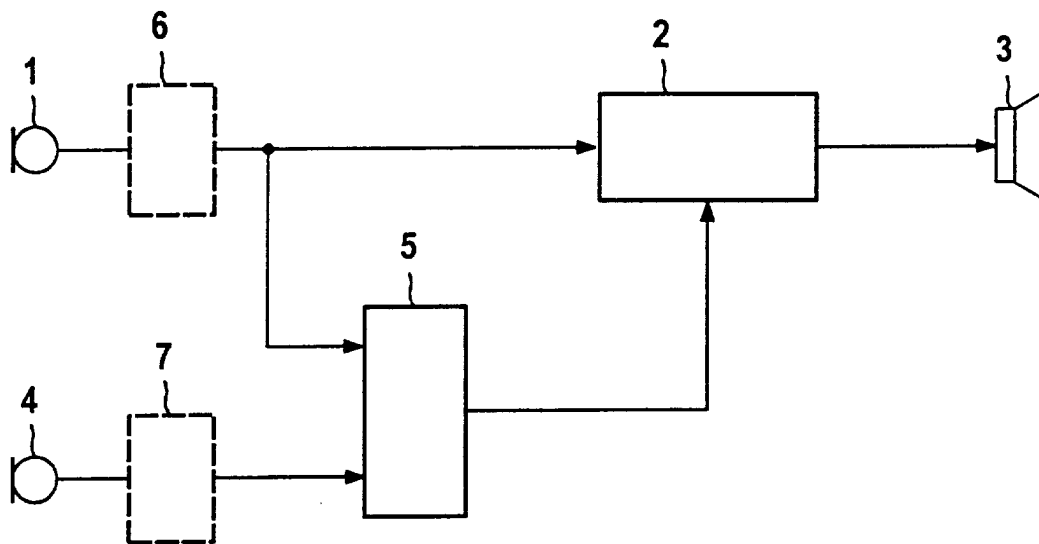


FIG 1

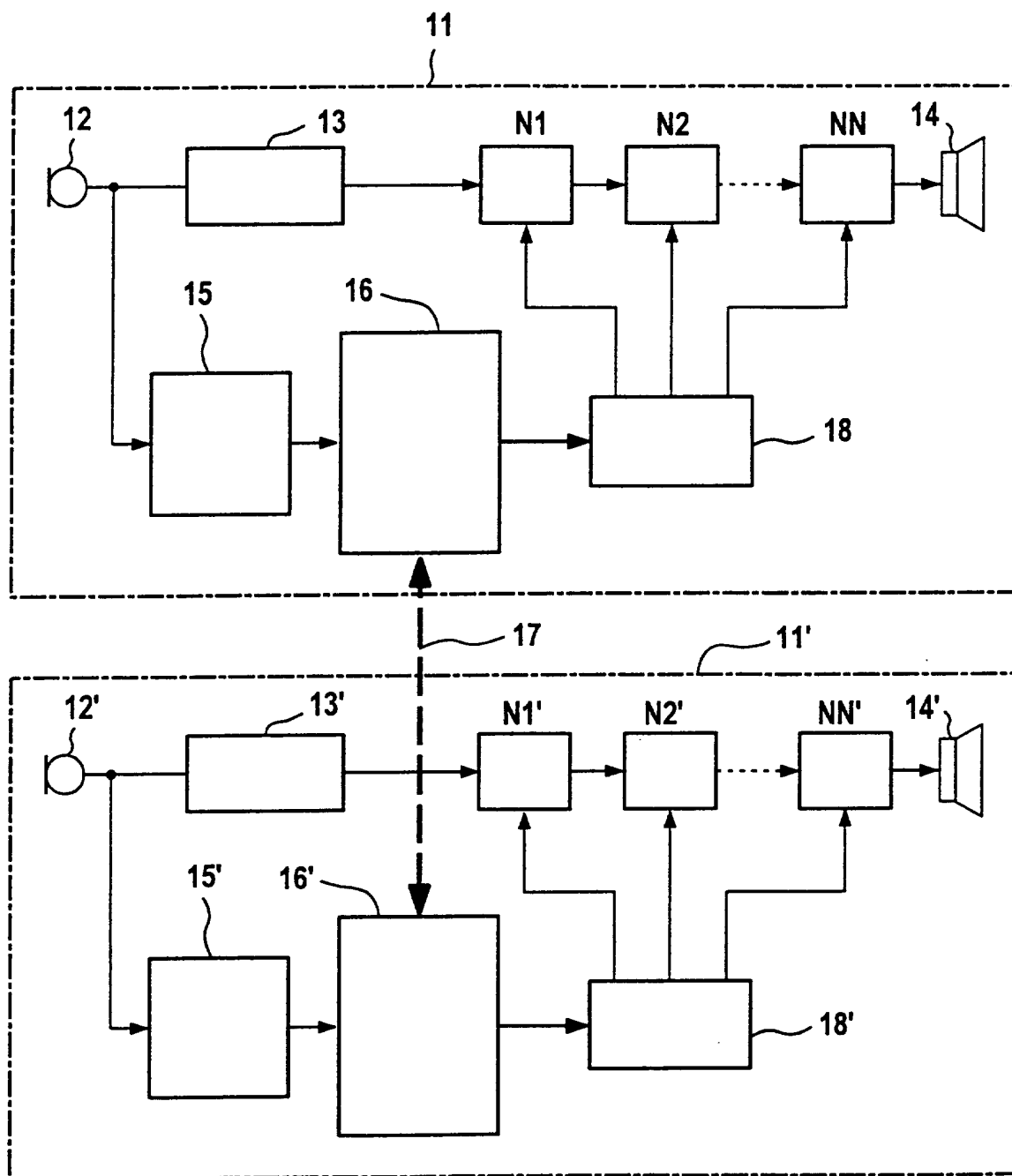


FIG 2