



(12) **EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

(43) Veröffentlichungstag:
11.02.2009 Patentblatt 2009/07

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

(21) Anmeldenummer: **08104762.3**

(22) Anmeldetag: **16.07.2008**

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

(72) Erfinder:
• **Puder, Henning, Dr.**
91052 Erlangen (DE)
• **Rosenkranz, Tobias**
91054 Erlangen (DE)

(30) Priorität: **09.08.2007 DE 102007037659**

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

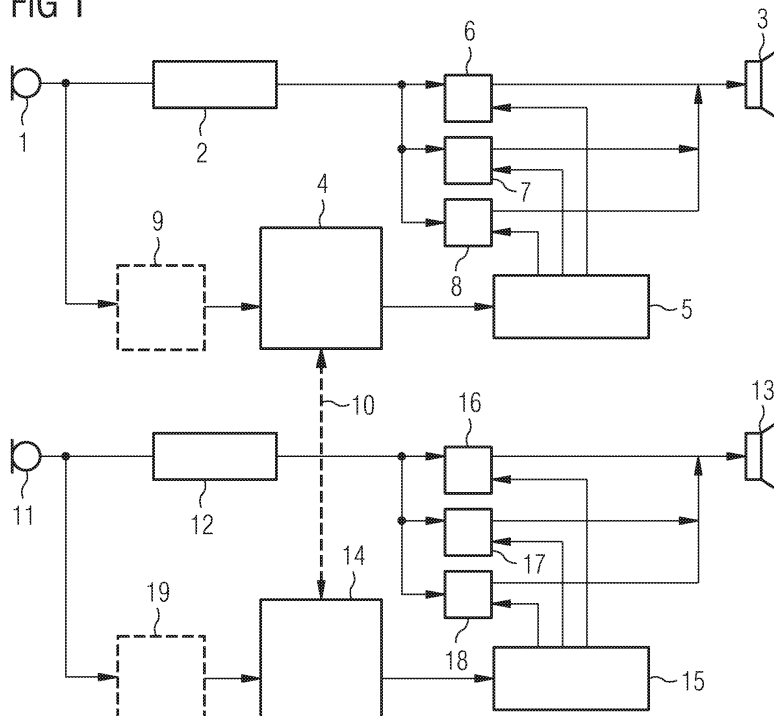
(71) Anmelder: **Siemens Audiologische Technik GmbH**
91058 Erlangen (DE)

(54) **Verfahren zum Betrieb eines Hörerätesystems und Hörerätesystem**

(57) Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Betrieb eines Hörerätesystems mit mindestens zwei räumlich voneinander getrennt angeordneten Mikrofonen (1, 11) und diesen Mikrofonen zugeordneten schallerzeugenden Ausgabeeinheiten (3, 13), bei dem durch Vergleich der Mikrofonensignale oder daraus abgeleiteter Signale rückkopplungsbedingte Oszillationen detektiert und bei

erkannten rückkopplungsbedingten Oszillationen Maßnahmen zur Reduzierung der rückkopplungsbedingten Oszillationen eingeleitet werden, wobei der Vergleich der Mikrofonensignale oder daraus abgeleiteten Signale einen frequenzselektiven Leistungsvergleich umfasst. Die Erfindung betrifft außerdem ein für dieses Verfahren geeignetes Hörerätesystem.

FIG 1



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Betrieb eines Hörgerätesystems mit mindestens zwei räumlich voneinander getrennt angeordneten Mikrofonen und diesen Mikrofonen zugeordneten schallerzeugenden Ausgabeeinheiten, wie das insbesondere in binauralen Hörgerätesystemen der Fall ist. Die Erfindung betrifft des Weiteren ein Hörgerätesystem zur Durchführung des Verfahrens.

[0002] Hörgeräte sollen als medizinische Hilfsmittel Patienten mit Hörschäden ein möglichst naturgetreues Hörempfinden ermöglichen. Dabei ist dafür Sorge zu tragen, dass technisch bedingte Störgeräusche möglichst vollständig unterdrückt werden. Zu derartigen Störgeräuschen zählen insbesondere durch akustische Rückkopplungen bedingte Pfeiftöne. Derartige akustische Rückkopplungen treten insbesondere bei Hörgerätesystemen auf, wenn diese mit hoher Verstärkung arbeiten und haben ihre Ursache in rückkopplungsbedingten Oszillationen einer bestimmten Frequenz (Feedback). Ein derart verursachtes Pfeifen ist teilweise so laut, dass es selbst in der Umgebung eines Hörgeräteträgers als störend wahrgenommen wird.

[0003] Ein rückkopplungsbedingtes Pfeifen kann immer dann auftreten, wenn Schall, der über ein Mikrofon eines Hörgeräts aufgenommen wird, durch einen entsprechenden Verstärker verstärkt und über eine schallerzeugende Ausgabeeinheit, also beispielsweise über den Hörer eines Hörgerätes, wieder ausgegeben wird. Dabei gelangt der ausgegebene Schall möglicherweise erneut zum Mikrofon und wird weiter verstärkt. Zum Auftreten des rückkopplungsbedingten Pfeifens müssen diesbezüglich zwei Bedingungen erfüllt sein. Die Schallverstärkung muss größer sein, als die Abschwächung des Schalls auf dem Weg von der schallerzeugenden Ausgabeeinheit zurück zum Mikrofon. Außerdem muss die Phasenverschiebung zwischen ursprünglich vom Mikrofon aufgenommenem Schall und von der schallerzeugenden Ausgabeeinheit ausgesandtem Schall am Mikrofon 211 oder einem beliebigen Vielfachen davon entsprechen. Es sind vielfältige Möglichkeiten bekannt, dem Auftreten rückkopplungsbedingten Pfeifens in Hörgeräten bzw. Hörgerätesystemen durch Einflussnahme auf diese beiden Bedingungen entgegenzuwirken. Eine Möglichkeit besteht in einer Begrenzung der Hörgeräteverstärkung, was jedoch insbesondere bei einer stärkeren Schwerhörigkeit des Hörgeräteträgers die Funktion des Hörgerätesystems insgesamt ad absurdum führt.

[0004] Es ist des Weiteren bekannt, die Schleifenverstärkung eines Hörgerätesystems oder Hörgerätes, das ist das Produkt aus der Hörgerätverstärkung und der Abschwächung des Rückkopplungspfad, während einer Anpassung des Hörgerätes durch eine Einstellung sogenannter Notch-Filter (schmalbandige Sperrfilter) in Frequenzbereichen, in denen mit einem Auftreten von rückkopplungsbedingten Oszillationen gerechnet wird, zu reduzieren. Da sich jedoch insbesondere die Charak-

teristik des Rückkopplungspfad in teilweise starker Abhängigkeit von Umgebungsbedingungen einstellt, kann mit derartigen Notch-Filtern das Auftreten einer akustischen Rückkopplung nicht sicher vermieden werden, da deren Frequenzen nicht zuverlässig vorhergesehen werden können.

[0005] Es sind des Weiteren Verfahren bekannt, die durch eine dynamische Reduktion rückkopplungsbedingter Oszillationen in der Lage sind, sich automatisch an unterschiedliche Rückkopplungssituationen anzupassen und für eine entsprechende Unterdrückung derartiger Oszillationen sorgen sollen. Es sind sogenannte Kompensationsalgorithmen bekannt, die mit Hilfe adaptiver Filter den Rückkopplungsanteil in einem Mikrofonsignal schätzen und durch Subtraktion neutralisieren. Auf diese Weise wird die Hörgeräteverstärkung nicht beeinträchtigt und steht in vollem Umfang für die Verstärkung von Nutzsignalen zur Verfügung. Eine Schwachstelle bekannter Kompensationsverfahren bildet die Genauigkeit der Schätzung des Anteils des Rückkopplungssignals. Sie eignen sich für die Separation breitbandiger Eingangssignale von rückkopplungsbedingten Oszillationen. Tonale Eingangssignale werden jedoch teilweise als rückkopplungsbedingte Oszillation interpretiert. Aufgrund einer somit zwangsläufig fehlerhaften Schätzung des Rückkopplungsanteils im Mikrofonsignal kann das eigentlich als Nutzsignal eingehende tonale Eingangssignal selbst subtrahiert werden.

[0006] Es ist des Weiteren bekannt, Algorithmen einzusetzen, die nach der Detektion von scheinbar rückkopplungsbedingten Oszillationen aktiv werden. Dabei wird das Mikrofonsignal kontinuierlich überwacht. Nach Detektion einer auf eine Rückkopplung hindeutenden Oszillation wird die Verstärkung des Hörgerätes soweit reduziert, dass die Schleifenverstärkung unter eine kritische Grenze sinkt. Diese Reduktion der Verstärkung kann durch Absenkung der Verstärkung innerhalb eines bestimmten Frequenzkanals erfolgen oder die Aktivierung eines entsprechenden Sperrfilters beinhalten. Nachteilig bei derartigen Verfahren ist jedoch ebenfalls, dass herkömmliche Oszillationsdetektoren nicht zwischen rückkopplungsbedingten Oszillationen einerseits und tonalen schmalbandigen Eingangssignalen andererseits unterscheiden können. Im Ergebnis können tonale schmalbandige Eingangssignale die zur Unterdrückung rückkopplungsbedingter Oszillationen vorgesehenen Algorithmen aktivieren und dadurch ihre Verstärkung selbst unterdrücken helfen.

[0007] Es ist des Weiteren bekannt, insbesondere in binauralen Hörgerätesystemen durch einen Vergleich eingehender Mikrofonsignale zur Unterscheidung zwischen rückkopplungsbedingten Oszillationen sowie diesen Oszillationen teilweise ähnlichen Nutzsignalen beizutragen (DE 10110258C1). Dabei wird von der Annahme ausgegangen, dass in binauralen Systemen zum einen die Verstärkung der einzelnen Hörgerätekomponenten aufgrund der Anpassung an individuelle Hörschäden unterschiedlich eingestellt sein wird und sich anderer-

seits durch relativ geringe Abweichungen der Anordnung der Hörgerätekomponten am Ohr ihres Trägers sowie durch zahlreiche Umgebungsbedingungen in der Nähe des Hörgerädeträgers unterschiedlich starke Abschwächungen der einzelnen Rückkopplungspfade ergeben werden. Aus diesem Grunde ist nicht damit zu rechnen, dass spontan auftretende rückkopplungsbedingte Oszillationen an beiden Hörgerätekomponten bei der gleichen Frequenz auftreten. Ein eingehendes Nutzsignal wird dagegen stets nahezu gleichzeitig und mit gleicher Frequenz an beiden Komponenten eines binauralen Hörgerätesystems anliegen. Durch einen Vergleich der generierten Mikrofonsignale über eine sogenannte Kohärenzanalyse wird versucht, Signale mit hoher Kohärenz als Nutzsignale zu interpretieren und Signale mit geringer Kohärenz als rückkopplungsbedingte Oszillationen zu deuten. Ein Nachteil dieses Verfahrens besteht jedoch darin, dass bei einem konstanten Auftreten rückkopplungsbedingter Oszillationen an einer Komponente eines binauralen Hörgerätesystems diese nach kurzer Zeit über die schallerzeugende Ausgabereinrichtung auch in das Mikrofon der anderen Komponente des binauralen Hörgerätesystems eingekoppelt werden, wenn der durch die rückkopplungsbedingten Oszillationen erzeugte Schall ausreichend laut durch die oszillierende Komponente abgestrahlt wird. Eine Kohärenzanalyse ergibt für derart generierte Signale zwangsläufig einen hohen Kohärenzgrad. Dadurch werden diese Signale als eingehende Nutzsignale interpretiert. Die Fehlinterpretation führt dazu, dass keinerlei Maßnahmen zur Unterdrückung des rückkopplungsbedingten Pfeifens unternommen werden.

[0008] Die Aufgabe der vorliegenden Erfindung besteht darin, eine Möglichkeit zum Betrieb eines Hörgerätesystems anzugeben, wobei rückkopplungsbedingte Oszillationen sicher erkannt und vermieden werden sollen, ohne dabei die Funktionalität des Hörgerätesystems spürbar einschränken zu müssen.

[0009] Die Aufgabe wird gelöst durch ein Verfahren mit den Merkmalen von Anspruch 1, die Ansprüche 2 bis 9 geben vorteilhafte Ausgestaltungen eines derartigen Verfahrens an, Anspruch 10 betrifft ein Hörgerätesystem, welches zur Ausführung des erfindungsgemäßen Verfahrens geeignet ist und die Ansprüche 11 bis 21 betreffen vorteilhafte Ausgestaltungen eines derartigen Hörgerätesystems.

[0010] Die Erfindung betrifft die Kernprobleme der Rückkopplungsvermeidung: Erkennungssicherheit bzw. Artefaktvermeidung, Adaptionsgeschwindigkeit und optimale Parameterfindung für Algorithmen zur Unterdrückung, Vermeidung oder Kompensation von rückkopplungsbedingten Oszillationen.

[0011] Die Erfindung kann bei allen Hörgerätesystemen angewendet werden, die über mindestens zwei Mikrofone und mindestens zwei schallerzeugende Ausgabereinrichtungen verfügen. Entsprechend der Erfindung werden Mikrofonsignale von mindestens zwei zu einander beabstandet angeordneten Mikrofonen verglichen.

Durch eine Analyse und den Vergleich der Mikrofonsignale oder daraus abgeleiteter Signale ist eine Unterscheidung zwischen rückkopplungsbedingten Oszillationen und Nutzsignalen möglich, auch wenn diese Nutzsignale den rückkopplungsbedingten Oszillationen bezüglich des Kohärenzmaßes ähneln.

[0012] Gegenstand der Erfindung ist somit ein vorzugsweise binaurales Verfahren zur Rückkopplungsunterdrückung, das unter anderem zur Steuerung eines adaptiven Kompensationsfilters im Frequenzbereich, in dem rückkopplungsbedingte Oszillationen festgestellt werden, genutzt werden kann, wobei das Verfahren nicht auf Basis einer Kohärenzfunktion arbeitet, sondern von einem intelligenten frequenzabhängigen Leistungsvergleich der Mikrofonsignale beider Hörgeräte ausgeht. Diese Vorgehensweise zeigt sich dem bekannten Kohärenzverfahren deutlich überlegen. Das ist unter anderem dadurch bedingt, dass einerseits Mikrofonsignale durch Kopfabstimmungseffekte in manchen Frequenzkomponenten inkohärent sein können, auch wenn sie nicht auf rückkopplungsbedingte Oszillationen zurückzuführen sind, was zu unerwünschten Signaldämpfungen führt. Andererseits sind bei auftretendem Rückkopplungspfeifen nach kurzer Zeit ausgerechnet die Frequenzkomponenten, bei denen Rückkopplungen auftreten, besonders kohärent, da sie von beiden Mikrofonen empfangen werden können. Ursache ist die akustische Kopplung zwischen den Hörgeräten, die durch Kopfabstimmungseffekte nicht vollkommen ausgeschlossen wird.

[0013] Die Erfindung betrifft folglich ein Verfahren zum Betrieb eines Hörgerätesystems mit mindestens zwei räumlich voneinander getrennt angeordneten Mikrofonen und diesen Mikrofonen zugeordneten schallerzeugenden Ausgabereinrichtungen, bei dem durch Vergleich der Mikrofonsignale oder daraus abgeleiteter Signale rückkopplungsbedingte Oszillationen detektiert und bei erkannten rückkopplungsbedingten Oszillationen Maßnahmen zur Reduzierung der rückkopplungsbedingten Oszillationen eingeleitet werden, wobei der Vergleich der Mikrofonsignale oder daraus abgeleiteten Signale einen frequenzselektiven Leistungsvergleich umfasst.

[0014] Durch den frequenzselektiven Leistungsvergleich wird mindestens ein quantitatives bzw. quantitativ auswertbares Signal generiert, das rückkopplungsbedingte Oszillationen und deren Frequenz anzeigt. Vorteilhafterweise erfolgt das, indem der frequenzselektive Leistungsvergleich so durchgeführt wird, dass die Differenz der Spektren der beiden Mikrofonsignale gebildet, diese Differenz einer Offset-Korrektur unterzogen und bezüglich eines Schwellwertes bewertet wird. Die Bewertung bezüglich des Schwellwertes erfolgt beispielsweise so, dass Werte unterhalb des Schwellwertes abgeschnitten werden, während Werte oberhalb des Schwellwertes unverfälscht in eine weitere Signalverarbeitung einfließen.

[0015] Die erfindungsgemäße Vorgehensweise beinhaltet eine Normierung der Spektralwerte auf die Lei-

stung und dadurch die Einbeziehung der spektralen Umgebung der Oszillationsfrequenzen in deren Bewertung. **[0016]** An Ausführungsbeispielen wird die Erfindung näher erläutert. Es zeigen:

- Fig. 1 ein binaurales Hörgerätesystem, das zur erfindungsgemäßen Vermeidung von rückkopplungsbedingten Oszillationen geeignet ist;
- Fig. 2 die Spektren der Mikrofonsignale der beiden Komponenten des binauralen Hörgerätesystems;
- Fig. 3 ein Differenzspektrum der Mikrofonsignale der beiden Komponenten des binauralen Hörgerätesystems;
- Fig. 4 ein durch eine Offset-Korrektur bereinigtes Differenzspektrum der Mikrofonsignale der beiden Komponenten des binauralen Hörgerätesystems; und
- Fig. 5 ein durch einen Schwellwertvergleich bereinigtes Differenzspektrum der Mikrofonsignale der beiden Komponenten des binauralen Hörgerätesystems.

[0017] Fig. 1 zeigt ein binaurales Hörgerätesystem, das zur erfindungsgemäßen Vermeidung von rückkopplungsbedingten Oszillationen geeignet ist. Dieses besteht aus zwei baugleichen ohrnah zu tragenden Komponenten, die jede über ein Mikrofon 1, 11, eine Signalverarbeitungseinheit 2, 12 sowie einen Lautsprecher 3, 13 verfügen. Mikrofon 1, 11, Signalverarbeitungseinheit 2, 12, und Lautsprecher 3, 13 bilden eine Signalverstärkungsstrecke, wobei in der Signalverarbeitungseinheit 2, 12 Verstärkerbaugruppen und andere Signalverarbeitungskomponenten integriert sein können, über die verschiedene Algorithmen zur Signalverarbeitung realisiert werden können. Eingehende Mikrofonsignale werden verstärkt an den Lautsprecher 3, 13 weitergeleitet. Gelangt Schall, der über den Lautsprecher 3, 13 ausgegeben wird, wieder zum Mikrofon 1, 11, so können auf beiden Seiten des binauralen Hörgerätesystems rückkopplungsbedingte Oszillationen (Feedback) entstehen. Eingehende Mikrofonsignale werden des Weiteren jeweils einer Vergleichseinheit 4, 14 zugeleitet. Zwischen den Vergleichseinheiten 4, 14 besteht eine Kommunikationsverbindung 10, die vorzugsweise drahtlos ausgelegt ist. Über diese Kommunikationsverbindung 10 können bei den jeweiligen Vergleichseinheiten 4, 14 eingehende Mikrofonsignale zur jeweils anderen Vergleichseinheit 14, 4 übermittelt werden, wodurch jeweils die Signale beider Mikrofone 1, 11 Eingangssignale für die Vergleichseinheiten 4, 14 liefern. Die Vergleichseinheiten 4, 14 sind so ausgelegt, dass sie anhand eines Vergleiches eingehender Mikrofonsignale oder daraus abgeleiteter Signale rückkopplungsbedingte Oszillationen detektieren kön-

nen, wobei sie zumindest einen frequenzselektiven Leistungsvergleich der beiden Mikrofonsignale durchführen können. Ergänzend können Algorithmen für die Durchführung weiterer Vergleichsoperationen in den Vergleichseinheiten 4, 14 angelegt sein. Zum Kern der Erfindung gehört, dass die Vergleichseinheiten 4, 14 über die technischen Möglichkeiten verfügen, aus dem frequenzselektiven Leistungsvergleich mindestens ein rückkopplungsbedingte Oszillationen und deren Frequenz anzeigendes quantitatives Signal zu generieren, was beispielsweise dadurch erfolgt, dass die Differenz der Spektren der beiden Mikrofonsignale gebildet, diese Differenz einer Offset-Korrektur unterzogen und bezüglich eines Schwellwertes bewertet wird. Die ohrnah zu tragenden Komponenten des erfindungsgemäßen Hörgerätesystems umfassen des Weiteren je eine Steuereinheit 5, 15, der das auf diese Weise generierte und rückkopplungsbedingte Oszillation anzeigende quantitative Signal zugeleitet wird. Die Steuereinheit 5, 15 ist so angelegt, dass sie wiederum Ausgangssignale generieren kann, welche zur Einstellung adaptiver Filteralgorithmen genutzt werden können. Die Signalfade zwischen den Signalverarbeitungseinheiten 2, 12 und den zugeordneten Lautsprechern 3, 13 sind im vorliegenden Beispiel in mehrere parallele Pfade aufgeteilt, über die jeweils ein bestimmtes Frequenzband übertragen wird. In diese Signalfade sind jeweils weitere Signalverarbeitungseinheiten 6, 16, 7, 17, 8, 18 integriert, deren Wirkung im Wesentlichen in der Ausführung von Algorithmen zur Unterdrückung rückkopplungsbedingter Oszillationen besteht. Werden also von der Steuereinheit 5, 15 anhand des quantitativen Signals der Vergleichseinheit 4, 14 rückkopplungsbedingte Oszillationen detektiert, so wird von der Steuereinheit 5, 15 mindestens ein Ausgangssignal generiert, das wiederum mindestens ein adaptives Kompensationsfilter zur Reduzierung rückkopplungsbedingter Oszillationen anpasst, um eine optimale Unterdrückung der rückkopplungsbedingten Oszillationen zu gewährleisten. Die Vergleichseinheit 4, 14 und die Steuereinheit 5, 15 bilden im Sinne der Erfindung Mittel zur Identifizierung rückkopplungsbedingter Oszillationen. Diese können, wie im vorliegenden Beispiel dargestellt, durch weitere Mittel zur Detektion rückkopplungsbedingter Oszillationen ergänzt bzw. unterstützt werden, insbesondere mit Oszillationsdetektoren 9, 19 kombiniert betrieben werden. Die Eigenschaft des von der Vergleichseinheit 4, 14 ausgegebenen Signals als rückkopplungsbedingte Oszillationen und deren Frequenz anzeigendes quantitatives Signal bietet des Weiteren den Vorteil, dass die Anpassung der in den Signalverarbeitungseinheiten 6, 16, 7, 17, 8, 18 enthaltenen Algorithmen schnell und zielführend, beispielsweise durch eine Erhöhung der Schrittweite, erfolgen kann. Fehlanpassungen, die beispielsweise zu einer Überkompensation rückkopplungsbedingter Oszillationen führen würden, können so sicher vermieden werden.

[0018] Fig. 2 bis 5 zeigt die Spektren der Mikrofonsignale, wobei dabei auf der x-Achse die Frequenzen in

Form von Frequenzanteilen dargestellt, wobei die Frequenzanteile 0 bis 60 einen Frequenzspektrum von 0 bis 10kHz entsprechen.

[0019] Fig. 2 zeigt die Spektren der Mikrofon-signale der beiden Komponenten des binauralen Hörgerätesystems. In diesen Spektren sind die Leistungswerte schmalen Frequenzbändern zugeordnet, die die Abtastfrequenzen bei der Erfassung der Spektren umgeben. Auf diese Weise erhält man eine quasikontinuierliche Hüllkurve, welche den Frequenzverlauf der anliegenden Mikrofon-signale gut repräsentiert, was Nutzsignale und rückkopplungsbedingte Oszillationen gleichermaßen betrifft.

[0020] Grundgedanke bei der vorliegenden Erfindung ist, dass sich Rückkopplungen wegen ihrer Schmalbandigkeit als Spitzenwerte im Spektrum bemerkbar machen, die - vorausgesetzt, dass nicht auf beiden Seiten Rückkopplungen zur gleichen Zeit und bei denselben Frequenzen auftreten, was sehr unwahrscheinlich ist - nur ausgeprägt auf einer der beiden Seiten des binauralen Hörgerätesystems zu beobachten sind. Da die beiden Komponenten des binauralen Hörgerätesystems über eine Kommunikationsverbindung verfügen, können die Spektren untereinander ausgetauscht werden, was unter Nutzung entsprechender Vergleichsoperationen ein Herausfiltern solcher Spitzenwerte, beispielsweise über eine Differenzbildung der Spektren, ermöglicht, da die Spektren ansonsten eine starke Ähnlichkeit aufweisen. Diese Ähnlichkeit ist dadurch bedingt, dass die beiden Komponenten eines binauralen Hörgerätesystems im Wesentlichen ähnlichen Hörsituationen ausgesetzt sind, die sich nur in Bezug auf die Ausrichtung der einzelnen Komponenten des Hörgerätesystems zur jeweiligen Schallquelle und damit verbundene Kopfab-schattungseffekte unterscheiden. Durch diese Kopfab-schattung tritt allerdings - abhängig von der Einfallsrichtung des Schalls - eine Leistungsdifferenz zwischen den beiden Spektren auf, die in Form eines unterschiedlichen, zeitlich veränderlichen und unbekannten Offsets sichtbar wird.

[0021] Im vorliegenden Beispiel ist eine Situation dargestellt, in der vom Mikrofon der rechten Komponente des binauralen Hörgerätesystems im Mittel höhere Pegel bei nahezu allen analysierten Frequenzen ausgegeben werden. Das deutet darauf hin, dass die Quelle des empfangenen Schalls rechts vom Hörgeräteträger angeordnet ist. Im Spektrum der linken Komponente sind bei grundsätzlicher Ähnlichkeit zum Spektrum der rechten Komponente zwei auffällige Spitzenwerte erkennbar, die bei knapp 20 Frequenzanteile und etwas oberhalb von 30 Frequenzanteile liegen. Zumindest der Spitzenwert unterhalb von 20 Frequenzanteile ist in abgeschwächter Form im Spektrum der rechten Komponente des Hörgerätesystems nachweisbar. Eine Kohärenzanalyse würde in diesem Fall in diesem Frequenzbereich ein hohes Maß an Kohärenz feststellen und auf eine Schallquelle schließen, die ein Nutzsignal erzeugt, welches entsprechend verstärkt werden soll.

[0022] Eine physikalische Erklärung der dargestellten

Form der Spektren lässt sich jedoch auch anhand des Auftretens rückkopplungsbedingter Oszillationen in der linken Komponente des binauralen Hörgerätesystems liefern. Diese rückkopplungsbedingten Oszillationen sind aufgrund der Einstellungen der linken Hörgerätekompone-n-te mit einem so starken Pfeifen verbunden, dass dieses Pfeifen vom Mikrofon der rechten Hörgerätekompone-n-te erfasst und in nennenswerter Form zum Spektrum des Mikrofon-signals innerhalb der rechten Komponente des Hörgerätesystems beiträgt, ohne selbst zu rückkopplungsbedingten Oszillationen zu führen. Durch eine erfindungsgemäße Analyse der beiden Spektren lässt sich dieser Fall zweifelsfrei detektieren.

[0023] Fig. 3 zeigt ein Differenzspektrum der Mikrofon-signale der beiden Komponenten des binauralen Hörgerätesystems, wobei die Differenzbildung willkürlich so vollzogen wurde, dass das Spektrum der rechten Komponente des Hörgerätesystems vom Spektrum der linken Komponente des Hörgerätesystems abgezogen wurde. Dementsprechend ergibt sich gemäß der beschriebenen Hörsituation in fast allen Frequenzbereichen ein negativer Wert des Differenzsignals. Dieser Trend wird lediglich durch die beiden beschriebenen Spitzenwerte bei knapp 20 Frequenzanteile und etwas oberhalb von 30 Frequenzanteile durchbrochen.

[0024] Da der Offset, der sich im Differenzspektrum durch die überwiegend negativen Werte des Differenzsignals abzeichnet, einen breitbandigen Charakter hat, kann er durch Abzug des Medians der Spektralwerte effizient herausgerechnet werden und führt so nicht zur falschen Erkennung von Rückkopplungen.

[0025] Fig. 4 zeigt ein durch die soeben beschriebene Offset-Korrektur bereinigtes Differenzspektrum der Mikrofon-signale der beiden Komponenten des binauralen Hörgerätesystems. In diesem bereinigten Spektrum treten die beiden Spitzenwerte bei knapp 20 Frequenzanteile und etwas oberhalb von 30 Frequenzanteile noch deutlicher hervor. Das ermöglicht die Festlegung eines Schwellwertes, oberhalb dessen im Differenzspektrum von einem Vorliegen von rückkopplungsbedingten Oszillationen ausgegangen werden kann.

[0026] Fig. 5 zeigt ein durch einen Schwellwertvergleich bereinigtes Differenzspektrum der Mikrofon-signale der beiden Komponenten des binauralen Hörgerätesystems. Alle unterhalb des Schwellwertes liegenden Werte innerhalb des Differenzspektrums sind auf Null gesetzt, während die oberhalb des Schwellwertes liegenden Werte entsprechend der tatsächlich ermittelten Leistungsdifferenz im jeweiligen Frequenzbereich ausgegeben werden. Bei geeigneter Wahl des Schwellwertes kann so jeder Peak eines derart bereinigten Differenzspektrums als sicheres Indiz für das Auftreten rückkopplungsbedingter Oszillationen bewertet werden und zur Auslösung entsprechender Unterdrückungsmechanismen genutzt werden, um das Auftreten rückkopplungsbedingter Oszillationen schnell und sicher zu verhindern.

[0027] Das durch die Spektrenauswertung erfindungsgemäß generierte Differenzsignal bietet die Möglichkeit

einer spektral selektiven Erkennung von rückkopplungsbedingten Oszillationen und bildet gleichzeitig einen quantitativ auswertbaren Parameter, der auf unterschiedliche Weise in Steuerungen automatischer Algorithmen zur Rückkopplungsunterdrückung einbezogen werden kann. Beispielsweise kann die Adaptionsgeschwindigkeit eines adaptiven Verfahrens zur Rückkopplungsunterdrückung (frequency domain NLMS-Algorithmus) im Frequenzbereich, in dem entsprechende Rückkopplungen detektiert wurden, kurzzeitig selektiv bei den Frequenzkomponenten erhöht werden. Da die Erkennungssicherheit für rückkopplungsbedingte Oszillationen sehr gut ist und die Erhöhung der Adaptionsgeschwindigkeit nur selektiv erfolgt, treten praktisch keine hörbaren Signalverzerrungen auf.

[0028] Das erfindungsgemäß generierte Differenzsignal kann auch benutzt werden, um die Dämpfung von Frequenzkomponenten, in denen Rückkopplungen erkannt werden, zu erhöhen, was genau in dem Maße erfolgt, dass die Rückkopplungen verschwinden. Das bildet gegenüber dem Einsatz von Notch-Filtern den Vorteil, dass keine Frequenz komplett eliminiert wird. Auch für die automatische Anpassung der Dämpfungseigenschaften ist der quantitative Aussagegehalt des frequenzabhängigen Differenzsignals ein erheblicher Vorteil.

Eine Kombination beider Verfahren ist auch möglich und führt zu einer schnellen Unterdrückung von Rückkopplungen ohne Nutzsignalverzerrungen.

[0029] Da bei den Verfahren geglättete Leistungsschätzungen zwischen den Hörgeräten verglichen werden können, die stark unterabgetastet werden können, kann man bereits mit einer Datenrate in der Größenordnung 1kBit/sec eine hohe Detektionssicherheit erzielen, was sich durch effektive Codierungen noch reduzieren lässt. Auch dies ist ein Vorteil gegenüber Verfahren zur Unterdrückung rückkopplungsbedingter Oszillationen auf der Basis von Kohärenzanalysen, bei denen die unverarbeiteten und ungeglätteten Spektralwerte ausgetauscht werden müssen, auf deren Basis dann die Kohärenz bestimmt wird. Hierzu ist eine wesentlich höhere Datenrate nötig.

[0030] Der Vorteil der Erfindung liegt in der Eröffnung eines robusten binauralen Verfahrens zur Rückkopplungsunterdrückung, das auf dem Vergleich der spektralen Leistungen der Hörgerätekomponenten an beiden Kopfseiten beruht. Die Detektion von Rückkopplungen kann beispielsweise sowohl zur Adaptionssteuerung als auch zur kurzzeitigen selektiven Dämpfung verwendet werden. Dabei ist sichergestellt, dass Rückkopplungen effektiv unterdrückt werden.

[0031] 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 Mikrofonsignale miteinander verglichen werden. Weiterhin kann die Signalverarbeitung bei einem Hörgerätesystem gemäß der Erfindung parallel in

mehreren Kanälen der Signalverarbeitungseinheiten erfolgen. Der Vergleich von Mikrofonsignalen bzw. die Generierung eines rückkopplungsbedingte Oszillationen und deren Frequenz anzeigenden quantitativen Signals durch den frequenzselektiven Leistungsvergleich kann dann ebenfalls parallel in mehreren Kanälen erfolgen. Maßnahmen zur Reduzierung erkannter rückkopplungsbedingter Oszillationen sind dann vorteilhafterweise ebenfalls nur auf die betreffenden Kanäle beschränkt. Darüber hinaus kann der erfindungsgemäße frequenzselektive Leistungsvergleich von Mikrofonsignalen kontinuierlich oder in Abhängigkeit bestimmter Parameter, zum Beispiel in Abhängigkeit von einem eingestellten Hörprogramm oder der aktuellen Lautstärkeneinstellung des Hörgerätesystems nur zeitweilig erfolgen.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Betrieb eines Hörgerätesystems mit mindestens zwei räumlich voneinander getrennt angeordneten Mikrofonen (1, 11) und diesen Mikrofonen zugeordneten schallerzeugenden Ausgabeeinheiten (3, 13), bei dem durch Vergleich der Mikrofonsignale oder daraus abgeleiteter Signale rückkopplungsbedingte Oszillationen detektiert und bei erkannten rückkopplungsbedingten Oszillationen Maßnahmen zur Reduzierung der rückkopplungsbedingten Oszillationen eingeleitet werden, **dadurch gekennzeichnet, dass** der Vergleich der Mikrofonsignale oder daraus abgeleiteten Signale einen frequenzselektiven Leistungsvergleich umfasst.
2. Verfahren nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet, dass** durch den frequenzselektiven Leistungsvergleich mindestens ein rückkopplungsbedingte Oszillationen und deren Frequenz anzeigendes quantitatives Signal generiert wird.
3. Verfahren nach Anspruch 2, **dadurch gekennzeichnet, dass** der frequenzselektive Leistungsvergleich durchgeführt wird, indem die Differenz der Spektren der beiden Mikrofonsignale gebildet, diese Differenz einer Offset-Korrektur unterzogen und bezüglich eines Schwellwertes bewertet wird.
4. Verfahren nach Anspruch 2 oder 3, **dadurch gekennzeichnet, dass** das rückkopplungsbedingte Oszillationen und deren Frequenz anzeigende quantitative Signal genutzt wird, um mindestens einen Algorithmus zur Unterdrückung rückkopplungsbedingter Oszillationen einzustellen.
5. Verfahren nach Anspruch 4, **dadurch gekennzeichnet, dass** aus dem rückkopplungsbedingte Oszillationen und deren Frequenz anzeigenden quantitativen Signal eine Schrittweite für die Einstellung des Algorithmus zur Unterdrückung rückkopplungsbedingter Oszillationen und deren Frequenz anzeigenden quantitativen Signals bestimmt wird.

lungsbedingter Oszillationen abgeleitet wird.

6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, **dadurch gekennzeichnet, dass** mindestens ein adaptives Kompensationsfilter zur Reduzierung rückkopplungsbedingter Oszillationen genutzt wird, das bei erkannten rückkopplungsbedingten Oszillationen angepasst wird. 5
7. Verfahren nach Anspruch 6, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Anpassung des adaptiven Kompensationsfilters automatisch unter Nutzung des rückkopplungsbedingte Oszillationen und deren Frequenz anzeigenden quantitativen Signals erfolgt. 10
8. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 7, **dadurch gekennzeichnet, dass** mindestens ein Mikrofonsignal auf das Vorhandensein von Oszillationen untersucht wird. 15
9. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 8, **dadurch gekennzeichnet, dass** bei erkannten rückkopplungsbedingten Oszillationen die Hörgeräteverstärkung reduziert wird. 20
10. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 9, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Signalverarbeitung in mehreren parallelen Kanälen erfolgt und dass bei erkannten rückkopplungsbedingten Oszillationen mindestens ein Algorithmus zur Unterdrückung rückkopplungsbedingter Oszillationen in dem Kanal genutzt wird, in dem die rückkopplungsbedingten Oszillationen auftreten. 25
11. Hörgerätesystem mit mindestens zwei räumlich voneinander getrennt angeordneten Mikrofonen (1, 11) und diesen Mikrofonen zugeordneten schallerzeugenden Ausgabeeinheiten (3, 13), welches über Mittel (4, 10, 14) verfügt, aus einem Vergleich der Mikrofonsignale oder daraus abgeleiteter Signale rückkopplungsbedingte Oszillationen zu detektieren und bei erkannten rückkopplungsbedingten Oszillationen Maßnahmen zur Reduzierung der rückkopplungsbedingten Oszillationen einzuleiten, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Mittel (4, 10, 14) für den Vergleich der Mikrofonsignale oder daraus abgeleiteter Signale Mittel für einen frequenzselektiven Leistungsvergleich umfassen. 30
12. Hörgerätesystem nach Anspruch 11, **dadurch gekennzeichnet, dass** Mittel (4, 14) vorhanden sind, die durch den frequenzselektiven Leistungsvergleich mindestens ein rückkopplungsbedingte Oszillationen und deren Frequenz anzeigendes quantitatives Signal generieren können. 35
13. Hörgerätesystem nach Anspruch 12, **dadurch gekennzeichnet, dass** Mittel (4, 14) vorhanden sind, 40

die frequenzselektive Leistungsvergleiche durchführen können, indem die Differenz der Spektren der beiden Mikrofonsignale gebildet, diese Differenz einer Offset-Korrektur unterzogen und bezüglich eines Schwellwertes bewertet wird.

14. Hörgerätesystem nach Anspruch 12 oder 13, **dadurch gekennzeichnet, dass** Mittel (5, 15) vorhanden sind, die das rückkopplungsbedingte Oszillationen und deren Frequenz anzeigende quantitative Signal auswerten können, um mindestens einen Algorithmus zur Unterdrückung rückkopplungsbedingter Oszillationen einzustellen. 45
15. Hörgerätesystem nach Anspruch 14, **dadurch gekennzeichnet, dass** Mittel (5, 15) vorhanden sind, die aus dem rückkopplungsbedingte Oszillationen und deren Frequenz anzeigenden quantitativen Signal eine Schrittweite für die Einstellung eines Algorithmus zur Unterdrückung rückkopplungsbedingter Oszillationen ableiten können. 50
16. Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 11 bis 15, **dadurch gekennzeichnet, dass** mindestens eine Anordnung (6, 7, 8, 16, 17, 18) vorhanden ist, die als adaptives Kompensationsfilter zur Reduzierung rückkopplungsbedingter Oszillationen wirkt, das bei erkannten rückkopplungsbedingten Oszillationen angepasst wird. 55
17. Hörgerätesystem nach Anspruch 16, **dadurch gekennzeichnet, dass** Mittel (5, 15) vorhanden sind, die eine automatische Anpassung des mindestens einen adaptiven Kompensationsfilters (6, 7, 8, 16, 17, 18) unter Nutzung des rückkopplungsbedingte Oszillationen und deren Frequenz anzeigenden quantitativen Signals bewirken.
18. Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 11 bis 17, **dadurch gekennzeichnet, dass** Mittel (9, 19) vorhanden sind, die ausgelegt sind, mindestens ein Mikrofonsignal auf das Vorhandensein von Oszillationen zu untersuchen.
19. Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 11 bis 18, **dadurch gekennzeichnet, dass** Mittel (6, 7, 8, 16, 17, 18) vorhanden sind, die bei erkannten rückkopplungsbedingten Oszillationen die Hörgeräteverstärkung reduzieren.
20. Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 11 bis 19, **dadurch gekennzeichnet, dass** Vergleichseinheiten (4, 14) in den Komponenten des Hörgerätesystems umfasst sind, die über eine Kommunikationsverbindung (10) miteinander Daten austauschen können.
21. Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 11 bis

19, **dadurch gekennzeichnet, dass** Vergleichseinheiten (4, 14) in den Komponenten des Hörgerätesystems umfasst sind, die über eine drahtlose Kommunikationsverbindung (10) miteinander Daten austauschen können.

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

FIG 1

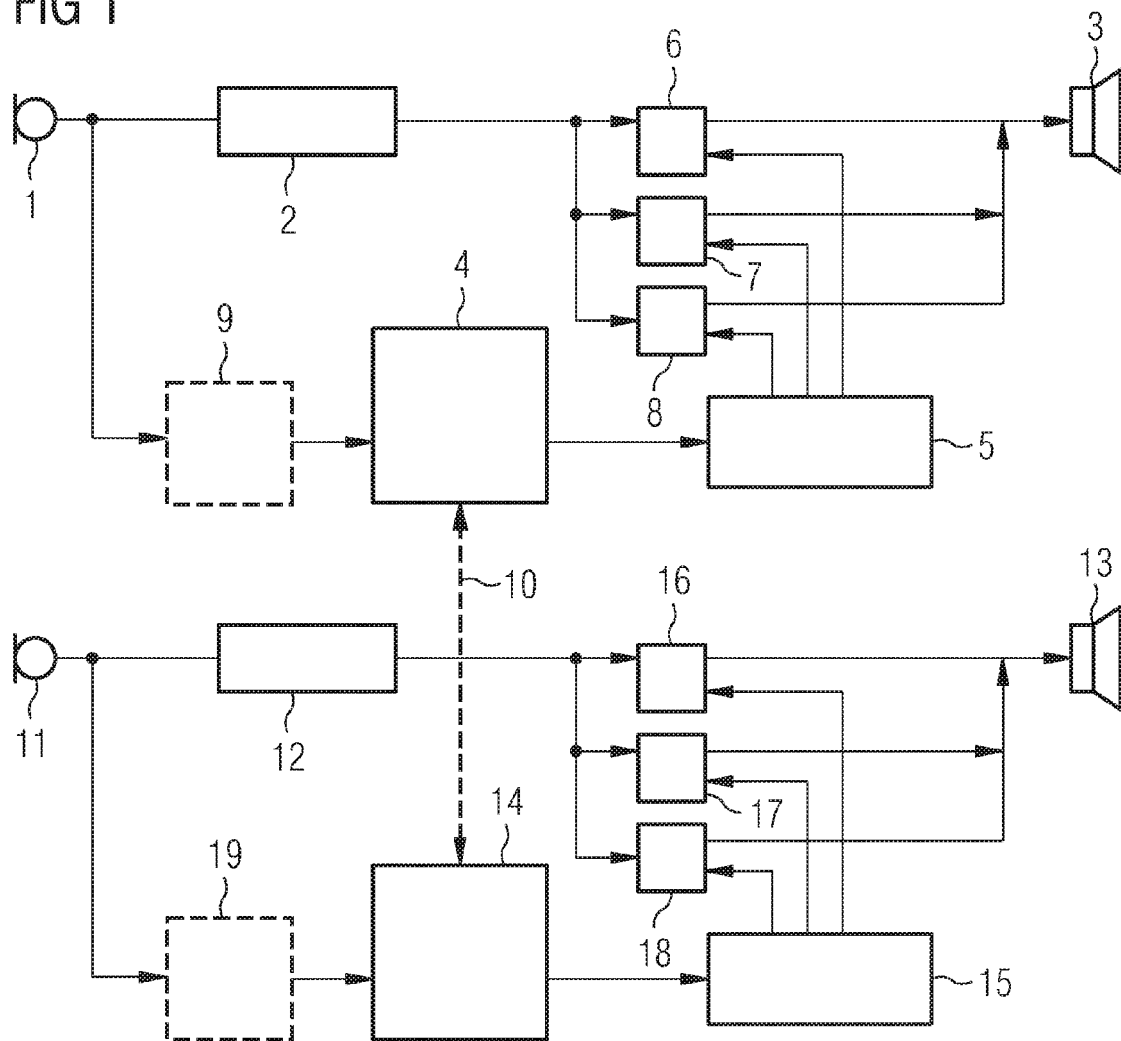


FIG 2

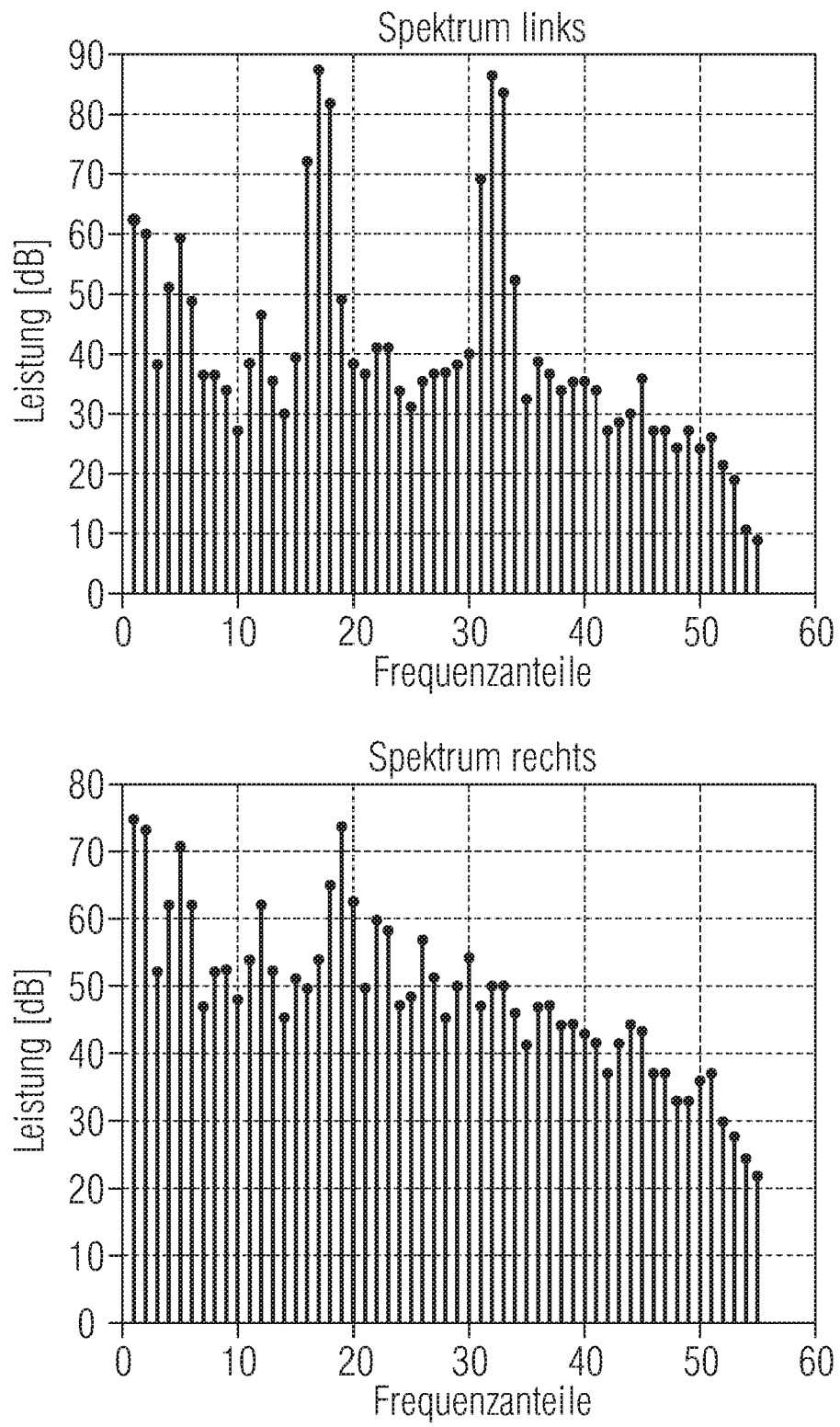


FIG 3

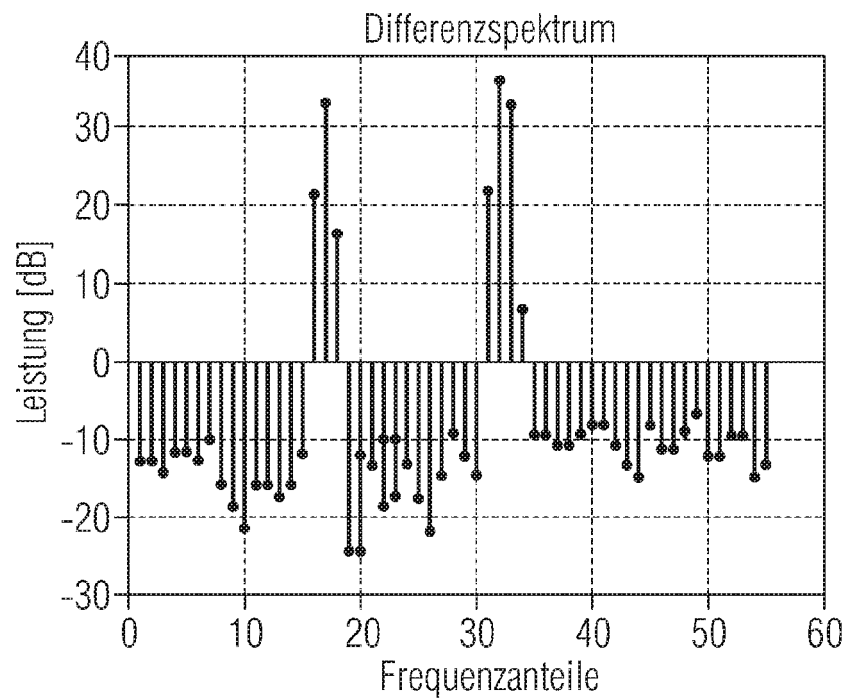


FIG 4

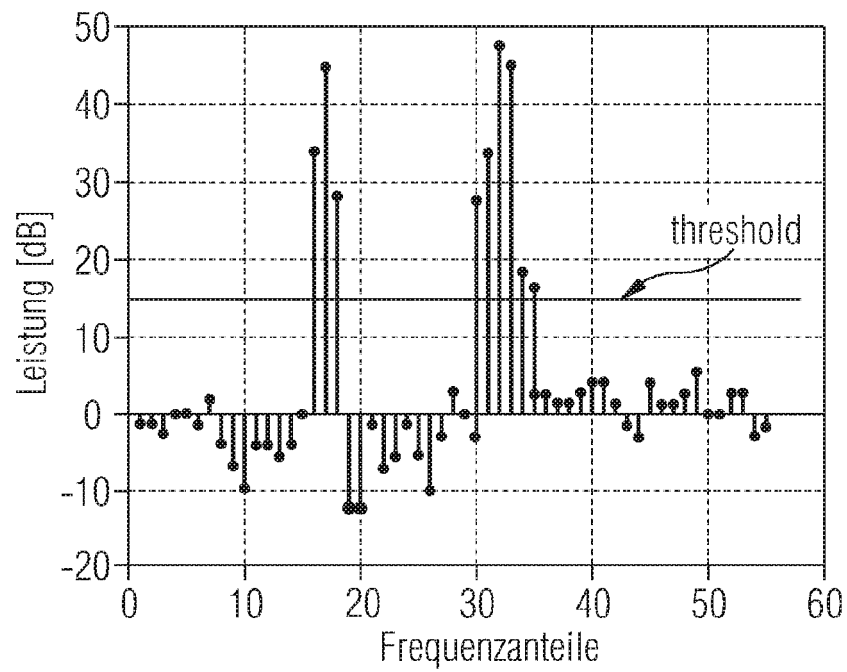
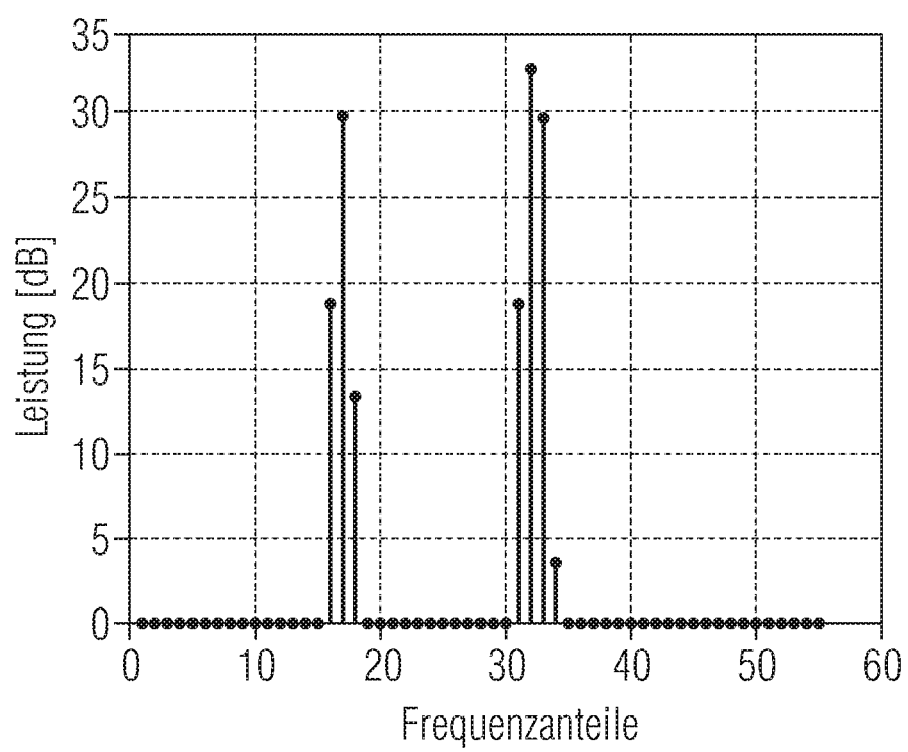


FIG 5



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 10110258 C1 [0007]