



(12) **EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

(43) Veröffentlichungstag:
23.09.2009 Patentblatt 2009/39

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

(21) Anmeldenummer: **09153568.2**

(22) Anmeldetag: **25.02.2009**

(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 MK MT NL NO PL PT RO SE SI SK TR
Benannte Erstreckungsstaaten:
AL BA RS

(30) Priorität: **20.03.2008 DE 102008015264**

(71) Anmelder: **Siemens Medical Instruments Pte. Ltd. Singapore 139959 (SG)**

(72) Erfinder:
• **Arndt, Georg-Erwin**
90587 Obermichelbach (DE)
• **Koch, Frank**
91054 Erlangen (DE)

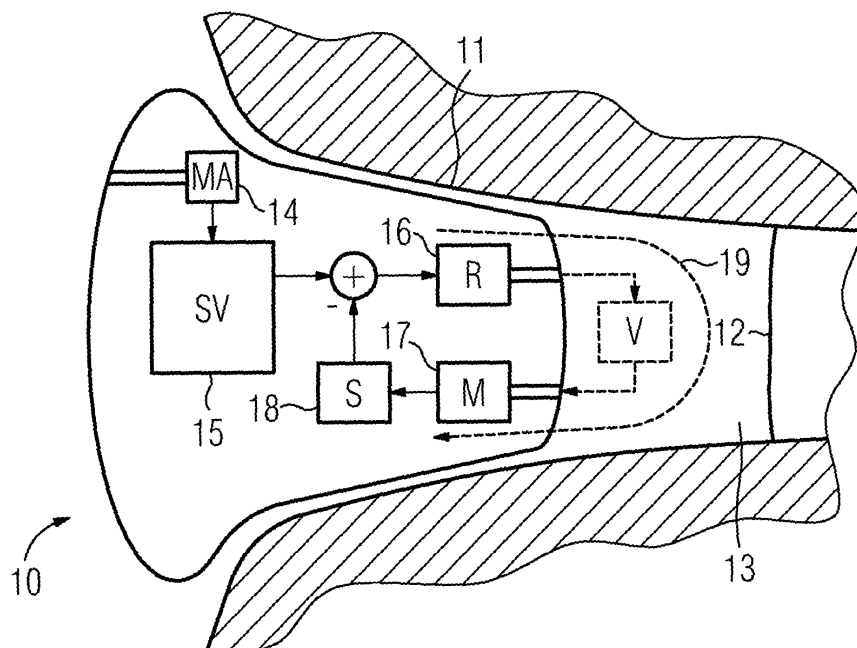
(74) Vertreter: **Maier, Daniel Oliver**
Siemens Aktiengesellschaft
Postfach 22 16 34
80506 München (DE)

(54) **Verfahren zur aktiven Okklusionsreduktion mit Plausibilitätsprüfung und entsprechende Hörvorrichtung**

(57) Die Adaptierung der Signalverarbeitung zur aktiven Okklusionsreduktion bei Hörvorrichtungen und insbesondere bei Hörgeräten soll weiter automatisiert werden. Dazu wird vorgeschlagen, eine Wandlerfunktion (RVM), die definiert ist für die Übertragungsstrecke (19) vom Eingang eines Hörers (16) über den Gehörgang (11, 13) zum Ausgang eines Mikrofons (17), einer automati-

schen Plausibilitätsprüfung zu unterziehen. Ein einstellbares Filter (18) über das das Mikrofonsignal rückgekoppelt wird, wird nur verändert, wenn die Wandlerübertragungsfunktion gemäß einem vorgegebenen Kriterium plausibel ist. Hierdurch können ungünstige Konvergenzen des Adaptionalgorithmus vermieden und unnötig hohe Rechenzeiten verhindert werden.

FIG 2



Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren zur aktiven Okklusionsreduktion bei einer Hörvorrichtung. Dabei wird ein Schall in einem Gehörgang durch ein Mikrofon unter Ausgabe eines entsprechenden Mikrofonsignals aufgenommen und das aufgenommene Mikrofonsignal mit Hilfe eines adaptiven Filters gefiltert. Das gefilterte Mikrofonsignal wird an einen Eingang eines Hörers, der zur Schallausgabe in den Gehörgang dient, rückgekoppelt. Mindestens ein Teil einer Wandlerübertragungsfunktion, die definiert ist für die Übertragungsstrecke vom Eingang des Hörers über den Gehörgang zum Ausgang des Mikrofons, wird gemessen und in Abhängigkeit von ihr wird das adaptive Filter eingestellt. Unter einer Hörvorrichtung wird hier jedes im oder am Ohr tragbare, schallausgebende Gerät, wie beispielsweise ein Hörgerät, ein Headset, Kopfhörer und dergleichen, verstanden.

[0002] Hörgeräte sind tragbare Hörvorrichtungen, die zur Versorgung von Schwerhörenden dienen. Um den zahlreichen individuellen Bedürfnissen entgegenzukommen, werden unterschiedliche Bauformen von Hörgeräten wie Hinter-dem-Ohr-Hörgeräte (HdO), Hörgerät mit externem Hörer (RIC: receiver in the canal) und In-dem-Ohr-Hörgeräte (IdO), z.B. auch Concha-Hörgeräte oder Kanal-Hörgeräte (ITE, CIC), bereitgestellt. Die beispielhaft aufgeführten Hörgeräte werden am Außenohr oder im Gehörgang getragen. Darüber hinaus stehen auf dem Markt aber auch Knochenleitungshörhilfen, implantierbare oder vibrotaktile Hörhilfen zur Verfügung. Dabei erfolgt die Stimulation des geschädigten Gehörs entweder mechanisch oder elektrisch.

[0003] Hörgeräte besitzen prinzipiell als wesentliche Komponenten einen Eingangswandler, einen Verstärker und einen Ausgangswandler. Der Eingangswandler ist in der Regel ein Schallempfänger, z. B. ein Mikrofon, und/oder ein elektromagnetischer Empfänger, z. B. eine Induktionsspule. Der Ausgangswandler ist meist als elektroakustischer Wandler, z. B. Miniaturlautsprecher, oder als elektromechanischer Wandler, z. B. Knochenleitungshörer, realisiert. Der Verstärker ist üblicherweise in eine Signalverarbeitungseinheit integriert. Dieser prinzipielle Aufbau ist in FIG 1 am Beispiel eines Hinter-dem-Ohr-Hörgeräts dargestellt. In ein Hörgerätegehäuse 1 zum Tragen hinter dem Ohr sind ein oder mehrere Mikrofone 2 zur Aufnahme des Schalls aus der Umgebung eingebaut. Eine Signalverarbeitungseinheit 3, die ebenfalls in das Hörgerätegehäuse 1 integriert ist, verarbeitet die Mikrofonsignale und verstärkt sie. Das Ausgangssignal der Signalverarbeitungseinheit 3 wird an einen Lautsprecher bzw. Hörer 4 übertragen, der ein akustisches Signal ausgibt. Der Schall wird gegebenenfalls über einen Schallschlauch, der mit einer Otoplastik im Gehörgang fixiert ist, zum Trommelfell des Geräteträgers übertragen. Die Energieversorgung des Hörgeräts und insbesondere die der Signalverarbeitungseinheit 3 erfolgt durch eine ebenfalls ins Hörgerätegehäuse 1 integrierte

Batterie 5.

[0004] Ein unangenehmer Effekt beim Tragen eines Hörgeräts besteht darin, dass die eigene Stimme unnatürlich klingt. Dies liegt daran, dass die eigene Stimme über Knochenleitung in den Gehörgang geleitet wird und dort einen gewissen Schalldruck insbesondere bei tiefen Frequenzen verursacht. Ist der Gehörgang offen, so können die entsprechenden Druckwellen nach außen geleitet werden. Ist der Gehörgang allerdings durch das Hörgerät verschlossen, so baut sich hier ein hoher Schalldruck auf, der als Okklusionseffekt bezeichnet wird und, da er unnatürlich ist, als unangenehm empfunden wird.

[0005] Ein gattungsgemäßes Verfahren zur aktiven Okklusionsreduktion bei Hörgeräten ist aus der Druckschrift WO 2004/021740 A1' und der Druckschrift WO 2006/037156 A1 bekannt. Die Wandlerübertragungsfunktion vom Eingang des Hörers über den Gehörgang bis zum Ausgang des Gehörgangsmikrofons ist in der erstgenannten Druckschrift näher beschrieben. Sie kann in situ mit dem Hörgerät als Messgerät sehr genau bestimmt werden. Die Wandlerübertragungsfunktion ist komplex, d. h. eine Funktion von Betrag und Phase über der Frequenz.

[0006] In einer nicht vollständig adaptiven Implementierung der aktiven Okklusionsreduktion wird die gemessene Wandlerübertragungsfunktion dazu verwendet, um in einem Rechner die optimale Konfiguration der digitalen Signalverarbeitung für die aktive Okklusionsreduktion zu bestimmen. Dieser Optimierungsprozess könnte grundsätzlich auch vollständig automatisch ablaufen. Dabei besteht jedoch das Problem, dass in gewissen Situationen der Algorithmus irreversibel falsch verändert wird, oder dass sehr viel Rechenzeit benötigt wird. In diesen Situationen ist ein manueller Eingriff notwendig bzw. hilfreich.

[0007] Die Aufgabe der vorliegenden Erfindung besteht somit darin, eine adaptive Implementierung einer aktiven Okklusionsreduktion weiter zu automatisieren.

[0008] Erfindungsgemäß wird diese Aufgabe gelöst durch ein Verfahren zur aktiven Okklusionsreduktion bei einer Hörvorrichtung durch Aufnehmen eines Schalls in einem Gehörgang durch ein Mikrofon unter Ausgabe eines entsprechenden Mikrofonsignals, Filtern des Mikrofonsignals mit Hilfe eines einstellbaren Filters, Rückkoppeln des gefilterten Mikrofonsignals an einen Eingang eines Hörers, der zur Schallausgabe in den Gehörgang dient, Messen mindestens eines Teils einer Wandlerübertragungsfunktion, die definiert ist für die Übertragungsstrecke vom Eingang des Hörers über den Gehörgang zum Ausgang des Mikrofons, und Einstellen des einstellbaren Filters in Abhängigkeit von der Wandlerübertragungsfunktion, wobei die Wandlerübertragungsfunktion einer automatischen Plausibilitätsprüfung unterzogen wird und das einstellbare Filter nur verändert wird, wenn die Wandlerübertragungsfunktion gemäß einem vorgegebenen Kriterium plausibel ist. Der Begriff "einstellbar" schließt nicht aus, dass ein Teil des Filters ad-

aktiv ist, d. h. durch eine Adaptionsvorschrift automatisch anpassbar ist.

[0009] Darüber hinaus ist erfindungsgemäß vorgesehen eine Hörvorrichtung mit aktiver Okklusionsreduktion umfassend einen Hörer zur Schallausgabe in einen Gehörgang, ein Mikrofon zum Aufnehmen eines Schalls in dem Gehörgang und zum Ausgeben eines entsprechenden Mikrofonsignals, ein einstellbares Filter zum Filtern des Mikrofonsignals, wobei das gefilterte Mikrofonsignal an den Eingang des Hörers rückgekoppelt ist, eine Messeinrichtung zum Messen mindestens eines Teils einer Wandlerübertragungsfunktion, die definiert ist für die Übertragungsstrecke vom Eingang des Hörers über den Gehörgang zum Ausgang des Mikrofons, und eine Einstelleinrichtung zum Einstellen des einstellbaren Filters in Abhängigkeit von der Wandlerübertragungsfunktion, sowie einer Prüfungseinrichtung zur automatischen Plausibilitätsprüfung der Wandlerübertragungsfunktion, wobei das einstellbare Filter durch die Einstelleinrichtung nur veränderbar ist, wenn die Wandlerübertragungsfunktion gemäß einem vorgegebenen Kriterium plausibel ist.

[0010] In vorteilhafter Weise wird entsprechend der vorliegenden Erfindung vor der Adaption des Okklusionsreduktionsalgorithmus überprüft, ob die gemessene Wandlerübertragungsfunktion plausibel ist. Damit kann sichergestellt werden, dass der Algorithmus, der die optimale Konfiguration bestimmt, nicht in eine Ausnahme-situation läuft, aus der er nicht oder nur schwer wieder herauskommt. Dies verhindert einen zu großen Lösungsraum für den Algorithmus bzw. ein zu hohes Maß an unnötiger Rechenzeit.

[0011] Vorzugsweise wird der gemessene Teil der Wandlerübertragungsfunktion für die Plausibilitätsprüfung geglättet. Damit können gewisse Messunsicherheiten ausgeglichen werden.

[0012] Weiterhin kann es von Vorteil sein, wenn die Wandlerübertragungsfunktion in einem ersten Frequenzbereich gemessen und in einem zweiten Frequenzbereich auf der Basis der gemessenen Daten mit Hilfe eines Modells extrapoliert wird. Damit kann beispielsweise ein sicher messbarer Bereich dazu herangezogen werden, um einen weniger sicher zu messenden Bereich für die Wandlerfunktion bzw. die Plausibilitätsprüfung abschätzen zu können.

[0013] Entsprechend einer Ausführungsvariante kann die Wandlerübertragungsfunktion als nicht plausibel beurteilt werden, wenn ihr Betrag in einem vorgegebenen Frequenzbereich geringer als eine vorgegebene Schwelle ist. Damit kann beispielsweise eine Verstopfung der Hörvorrichtung mit Cerumen erkannt werden.

[0014] Darüber hinaus kann die Wandlerübertragungsfunktion auch als nicht plausibel gelten, wenn ihre Phase in einem vorgegebenen Frequenzbereich unterhalb einer vorgegebenen Mindestphase liegt. Damit kann beispielsweise auch überprüft werden, ob eine der beteiligten Komponenten defekt ist oder das Messsignal zu leise war.

[0015] Weiterhin kann die Wandlerübertragungsfunk-

tion als nicht plausibel gelten, wenn ihr Wert einschließlich Betrag und Phase außerhalb eines vorgegebenen Toleranzschlauchs in dem Raum, der durch die Koordinaten Betrag, Phase und Frequenz definiert ist, liegt. Mit einem derartigen Toleranzschlauch kann erkannt werden, ob die Hörvorrichtung in einem gewissen Rahmen korrekt arbeitet. Der Toleranzschlauch kann aber auch dazu eingesetzt werden, um die Rechenzeit für die Veränderung des Algorithmus in einem gewissen Rahmen zu halten. Liegt die Wandlerübertragungsfunktion beispielsweise nicht in einem sehr engen Toleranzschlauch, so kann von einem Verändern des Algorithmus eine kleine Veränderung des Sitzes der Hörvorrichtung im Ohr rasch den gewünschten Erfolg bringen und eine längere Rechenzeit vermieden werden.

[0016] Die vorliegende Erfindung wird anhand der beigefügten Zeichnungen näher erläutert, in denen zeigen:

FIG 1 den prinzipiellen Aufbau eines Hörgeräts gemäß dem Stand der Technik;

FIG 2 eine Prinzipskizze eines In-dem-Ohr-Hörgeräts mit den wesentlichen Komponenten zur aktiven Okklusionsreduktion;

FIG 3 eine hochpassartige Wandlerübertragungsfunktion und

FIG 4 ein Blockdiagramm zur erfindungsgemäßen Plausibilitätsprüfung für Wandlerübertragungsfunktionen.

[0017] Die nachfolgend näher geschilderten Ausführungsbeispiele stellen bevorzugte Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung dar.

[0018] In FIG 2 ist ein IdO-Hörgerät 10 im Querschnitt dargestellt, wie es in einen Gehörgang 11 eingesetzt ist. Der Gehörgang 11 ist durch ein Trommelfell 12 abgeschlossen. Zwischen dem Trommelfell 12 und dem trommelfellseitigen Ende des IdO-Hörgeräts 10 ergibt sich ein abgeschlossener Raum 13. Die Abgeschlossenheit dieses Raums führt zu den bekannten, unangenehmen Okklusionseffekten.

[0019] Das IdO-Hörgerät 10 besitzt ein nach außen gerichtetes Mikrofon 14, um den Umgebungsschall aufzunehmen (vgl. Mikrofon 2 von FIG 1). Das Mikrofon-signal wird weitergeleitet an eine Signalverarbeitungseinheit 15, die in üblicher Weise das Signal verarbeitet und verstärkt (vgl. Signalverarbeitungseinheit 3 von FIG 1). In üblicher Weise wird das verarbeitete Signal einem Hörer 16 bzw. 4 zugeführt, der das Signal in einen Schall wandelt und in den Gehörgangsraum 13 abgibt. Durch die eigene Stimme entsteht in dem Gehörgangsraum 13 aufgrund der Okklusion durch das IdO-Hörgerät 10 (beispielsweise auch bei einem Ohrstück eines HdO-Hörgeräts) ein unnatürlich hoher Störschalldruck. Dieser lässt sich passiv durch einen Vent oder aktiv mit dem in FIG 2 dargestellten Schaltungsaufbau reduzieren (kurz: Ok-

klusionsreduktion). Mit einem Gehörgangsmikrofon 17 wird der Schall in dem Gehörgangsraum 13, der den erhöhten Anteil aufgrund der eigenen Stimme enthält, aufgenommen. Das Ausgangssignal des Gehörgangsmikrofons 17 wird über ein Schleifenfilter 18 zu dem Eingang des Hörers 16 mit negativem Vorzeichen ggf. über weitere digitale Signalverarbeitungselemente (z. B. AD-Wandler) rückgekoppelt. Die Einzelübertragungsfunktionen sind R, V, M und S. Daraus resultiert die Rückkopplungsfunktion $1/(1+RVMS)$. Diese gilt es beispielsweise für einen Frequenzbereich von 200 bis 300 Hz kleiner als 1 zu halten. Die Übertragungsfunktionen R des Hörers 16 und M des Gehörgangsmikrofons 17 sind gerätespezifisch vorgegeben. Die Übertragungsfunktion V repräsentiert den akustischen Signalpfad im Gehörgangsraum 13 vom Hörer 16 zum Gehörgangsmikrofon 17. Sie hängt von der individuellen Form des Gehörgangs 11, von der Einsetztiefe des IdO-Hörgeräts 10, von der Schalenform des IdO-Geräts 10 aber auch vom Okklusionsgrad ab. Für eine bestimmte Tragesituation ist diese Übertragungsfunktion V jedoch fest vorgegeben. Variabel hingegen ist die Übertragungsfunktion S des Schleifenfilters 18. Sie ist beispielsweise auf die in der Druckschrift WO 2004/021740 A1 dargestellten Weise zu adaptieren, damit der Okklusionseffekt möglichst weit reduziert wird. Hierzu wird die Wandlerübertragungsfunktion der Übertragungsstrecke 19 vom Eingang des Hörers 16, durch den Gehörgangsraum 13 bis zum Ausgang des Gehörgangsmikrofons 17, also das Produkt RVM, gemessen. Diese gemessene Wandlerübertragungsfunktion RVM der Übertragungsstrecke 19 ist komplex, d. h. sowohl die Amplitude als auch die Phase eines Signals wird bei der Übertragung beeinflusst. Je nach Merkmal (z. B. Hörgerät sitzt zu locker) ist es günstiger, die Amplituden-, die Phaseninformation oder sonstige Eigenschaften der gemessenen Wandlerübertragungsfunktion RVM auszuwerten.

[0020] Es kann jedoch der Fall eintreten, dass das System an sich nicht in Ordnung ist oder nicht ordnungsgemäß arbeiten kann. Dies ist beispielsweise dann der Fall, wenn der Hörer 16 oder Gehörgangsmikrofon 17 ausgefallen ist, bzw. der Schallausgang des Hörers 16 und/oder der Schallausgang des Gehörgangsmikrofons 17 durch Cerumen verstopft ist. In derartigen Fällen ist die Wandlerübertragungsfunktion nicht plausibel. Mit einer Plausibilitätsprüfung können diese Fälle erkannt werden. Sie erfolgt nach dem Prinzip des Blockdiagramms von Fig. 4. Dabei wird in einem ersten Schritt S1 die Wandlerübertragungsfunktion gemessen. Unter Umständen streuen die Messdaten stark, so dass gemäß Schritt S2 eine Glättung der Rohdaten der gemessenen Übertragungsfunktion notwendig ist. Des Weiteren kann es notwendig sein, die gemessenen Daten zu extrapolieren. Für bestimmte Frequenzen, insbesondere niedrige Frequenzen, ist es in der Regel schwierig, die Wandlerübertragungsfunktion zu bestimmen. Die Genauigkeit für diesen Frequenzbereich kann erhöht werden, indem modellbasierte Parameter in einem höheren Frequenz-

bereich bestimmt werden und dieses Modell im schlecht messbaren Frequenzbereich angewendet wird.

[0021] Die Extrapolation der Wandlerübertragungsfunktion kann am Beispiel eines Hochpasses erster Ordnung gemäß FIG 3 erläutert werden. Die Übertragungsfunktion eines Hochpasses erster Ordnung ist vollständig durch die Eckfrequenz f_g beschrieben. Ist bekannt, dass ein Hochpass erster Ordnung in einem unbekannten zu messenden System vorhanden ist, muss nur noch die Eckfrequenz f_g bestimmt werden. Der Modellparameter Eckfrequenz f_g wird dadurch bestimmt, dass Messdaten aus einem als "verlässlich" eingestuften Frequenzbereich hergenommen werden. Im Beispiel von FIG 3 ist die Phase ϕ und die Amplitude A eines Hochpasses erster Ordnung einschließlich der Eckfrequenz f_g dargestellt. Die Daten im hochfrequenten Bereich sind als zuverlässig eingestuft und daher ist die Amplitude A und die Phase ϕ dort mit einer durchgezogenen Linie eingezeichnet. Der Verlauf der Wandlerübertragungsfunktion im tieferfrequenten Bereich ist jedoch aufgrund der Messungen ungewiss. Mit den zuverlässigen Daten aus dem hochfrequenten Bereich wird über die Variation der Eckfrequenz f_g einer parametrierbaren Hochpassübertragungsfunktion der Parameter Eckfrequenz f_g so bestimmt, dass sich die Messdaten mit der richtig parametrisierten Hochpassübertragungsfunktion möglichst decken. Die so gefundene Hochpassübertragungsfunktion wird jetzt für die nicht verlässlich messbaren, hier die niedrigen, Frequenzbereiche eingesetzt (vgl. gestrichelter Amplituden- und Phasenverlauf in FIG 3). Somit kann nun die gemessene und durch Extrapolation ergänzte Wandlerübertragungsfunktion für die Plausibilitätsprüfung ausgewertet werden.

[0022] Wenn der Übertragungsweg 19 vom Eingang des Hörers 16 zum Ausgang des Gehörgangsmikrofons 17 gesperrt ist, ist der Betrag der Übertragungsfunktion RVM für einen gewissen Frequenzbereich klein. Im Hinblick auf die Plausibilität ist es also notwendig, gemäß Schritt S3 die Amplitude der Übertragungsfunktion zu extrahieren bzw. ihren Betrag auszuwerten. Dadurch können Fälle erfasst werden, bei denen der Hörer 16 oder das Gehörgangsmikrofon 17 defekt sind. Es kann aber auch der akustische Übertragungsweg vom Hörer zum Mikrofon blockiert sein, z. B. durch Verstopfung mit Cerumen.

[0023] Weiterhin kann gemäß Schritt S4 die Phase der Wandlerübertragungsfunktion extrahiert werden. Hinsichtlich der Plausibilitätsprüfung ist bekannt, dass die Phase bei tiefen Frequenzen im Bereich von 100 Hz nicht beliebige Werte annehmen kann. Durch eine Reihe von Hochpässen (Hörer, Mikrofon, analoger Mikrofonvorverstärker) ist nämlich bei tiefen Frequenzen eine Mindestphase gegeben. Der typische Wert der Mindestphase kann wandlerabhängig angegeben werden. Liegt eine niedrigere gemessene Phase als die Mindestphase vor, muss das Messergebnis selbst nicht in Ordnung sein. Z. B. könnte das Messsignal zu leise gewesen sein, wenn das S/N-Verhältnis temporär zu gering war. In diesem

Fall muss die Messung mit einem lauterem Messsignal wiederholt werden, um ein valides Messergebnis zu erhalten.

[0024] Unter Umständen kann die gemessene Wandlerübertragungsfunktion gemäß Schritt S1 bzw. eine gemäß Schritt S2 aufbereitete Übertragungsfunktion auch direkt ausgewertet werden, was mit dem Pfeil S5 in FIG 4 angedeutet ist. Meist ist es jedoch günstig, für die Auswertung eine Normierung der Übertragungsfunktion bei einer beliebigen Frequenz durchzuführen, was durch Schritt S6 in FIG 4 angedeutet ist.

[0025] Die aus den Schritten S3 bis S6 erhaltenen Daten lassen sich nun entsprechend Schritt S7 beispielsweise mit bestimmten Schwellwerten vergleichen bzw. anhand bestimmter Kriterien auswerten. So kann beispielsweise, wie erwähnt, die Phase mit einer Mindestphase verglichen werden. Auch der Betrag der Übertragungsfunktion soll für einen größeren Frequenzbereich nicht unterhalb eines Mindestbetrags liegen. Die normierte gemessene bzw. extrapolierte Übertragungsfunktion, die ja eine räumliche Kurve in dem Raum Amplitude-Phase-Frequenz darstellt, kann beispielsweise mit einem Toleranzschlauch um diese Kurve verglichen werden. Wird der Toleranzschlauch nie verlassen, so wird die gemessene Übertragungsfunktion als valide bzw. plausibel akzeptiert. Es erfolgt also basierend auf dem Vergleich von Schritt S7 in Schritt S8 eine Entscheidung, ob die Übertragungsfunktion gültig oder nicht gültig bzw. plausibel oder nicht plausibel ist. Erst nach entschiedener Plausibilität wird die Okklusionsreduktion optimiert, indem das Schleifenfilter S adaptiert wird.

[0026] Der Vorteil dieser Vorgehensweise besteht darin, dass nur sinnvolle Wandlerübertragungsfunktionen für die Bestimmung der optimalen Konfiguration der Signalverarbeitung (insbesondere des Schleifenfilters) herangezogen werden. Der Optimierungsalgorithmus ist also davor geschützt, durch eine nicht sinnvolle Wandlerübertragungsfunktion in einen ungünstigen Zustand zu konvergieren. Dies führt insgesamt zur Einschränkung des Lösungsraums für den Algorithmus und damit zur Verkürzung der Rechenzeit. Weiterhin kann bei bestimmten Eigenschaften der gemessenen Übertragungsfunktion ein Hinweis für die Fehlerursache gegeben werden. So kann beispielsweise der Hinweis auf ein Leck gegeben werden, wenn die Eckfrequenz der hochpassartigen Übertragungsfunktion verhältnismäßig hoch ist.

Patentansprüche

1. Verfahren zur aktiven Okklusionsreduktion bei einer Hörvorrichtung durch

- Aufnehmen eines Schalls in einem Gehörgang (13) durch ein Mikrofon (17) unter Ausgabe eines entsprechenden Mikrofonsignals,
- Filtern des Mikrofonsignals mit Hilfe eines ein-

stellbaren Filters (18),

- Rückkoppeln des gefilterten Mikrofonsignals an einen Eingang eines Hörers (16), der zur Schallausgabe in den Gehörgang (13) dient,
- Messen mindestens eines Teils einer Wandlerübertragungsfunktion (RVM), die definiert ist für die Übertragungsstrecke (19) vom Eingang des Hörers (16) über den Gehörgang (13) zum Ausgang des Mikrofons (17), und
- Einstellen des einstellbaren Filters (18) in Abhängigkeit von der Wandlerübertragungsfunktion (RVM),

dadurch gekennzeichnet, dass

- die Wandlerübertragungsfunktion einer automatischen Plausibilitätsprüfung unterzogen wird und
- das einstellbare Filter (18) nur verändert wird, wenn die Wandlerübertragungsfunktion (RVM) gemäß einem vorgegebenen Kriterium plausibel ist.

2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei der gemessene Teil der Wandlerübertragungsfunktion (RVM) für die Plausibilitätsprüfung geglättet wird.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, wobei die Wandlerübertragungsfunktion (RVM) in einem ersten Frequenzbereich gemessen und damit in einem zweiten Frequenzbereich extrapoliert wird.

4. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die Wandlerübertragungsfunktion (RVM) als nicht plausibel gilt, wenn ihr Betrag in einem vorgegebenen Frequenzbereich geringer als eine vorgegebene Schwelle ist.

5. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die Wandlerübertragungsfunktion (RVM) als nicht plausibel gilt, wenn ihre Phase in einem vorgegebenen Frequenzbereich unterhalb einer vorgegebenen Mindestphase liegt.

6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, wobei die Wandlerübertragungsfunktion (RVM) als nicht plausibel gilt, wenn ihr Wert einschließlich Betrag und Phase außerhalb eines vorgegebenen Toleranzschlauchs in dem Raum, der durch die Koordinaten Betrag, Phase und Frequenz definiert ist, liegt.

7. Hörvorrichtung mit aktiver Okklusionsreduktion umfassend

- einen Hörer (16) zur Schallausgabe in einen Gehörgang (13),
- ein Mikrofon (17) zum Aufnehmen eines Schalls in dem Gehörgang (13) und zum Aus-

geben eines entsprechenden Mikrofonsignals,
- ein einstellbares Filter (18) zum Filtern des Mikrofonsignals, wobei das gefilterte Mikrofonsignal an den Eingang des Hörers (16) rückgekoppelt ist,

5

- eine Messeinrichtung zum Messen mindestens eines Teils einer Wandlerübertragungsfunktion (RVM), die definiert ist für die Übertragungsstrecke (19) vom Eingang des Hörers (16) über den Gehörgang (13) zum Ausgang des Mikrofons (17), und

10

- eine Einstelleinrichtung zum Einstellen des einstellbaren Filters (18) in Abhängigkeit von der Wandlerübertragungsfunktion (RVM),

gekennzeichnet durch

15

- eine Prüfungseinrichtung zur automatischen Plausibilitätsprüfung der Wandlerübertragungsfunktion (RVM), wobei

- das einstellbare Filter (18) **durch** die Einstelleinrichtung nur veränderbar ist, wenn die Wandlerübertragungsfunktion (RVM) gemäß einem vorgegebenen Kriterium plausibel ist.

20

25

30

35

40

45

50

55

FIG 1
(Stand der Technik)

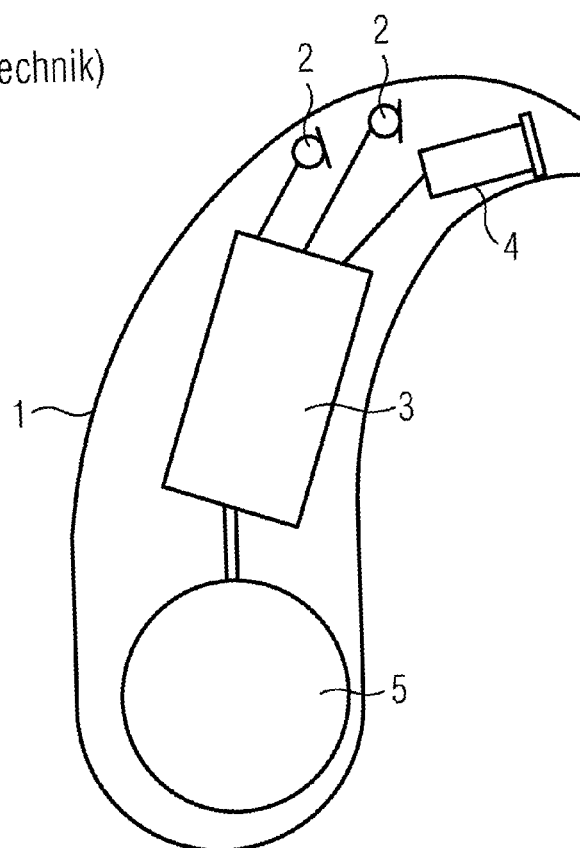


FIG 2

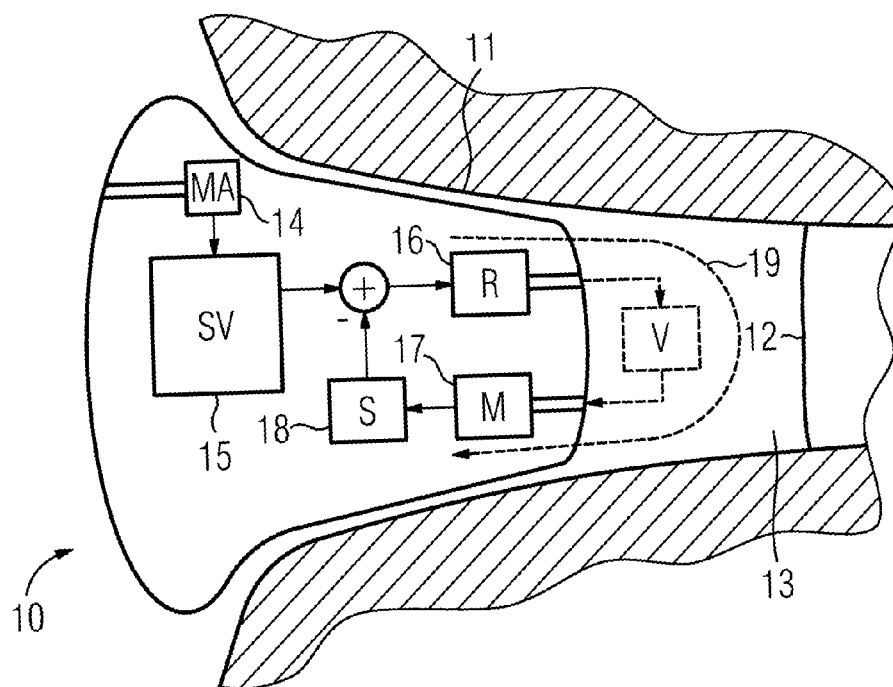


FIG 3

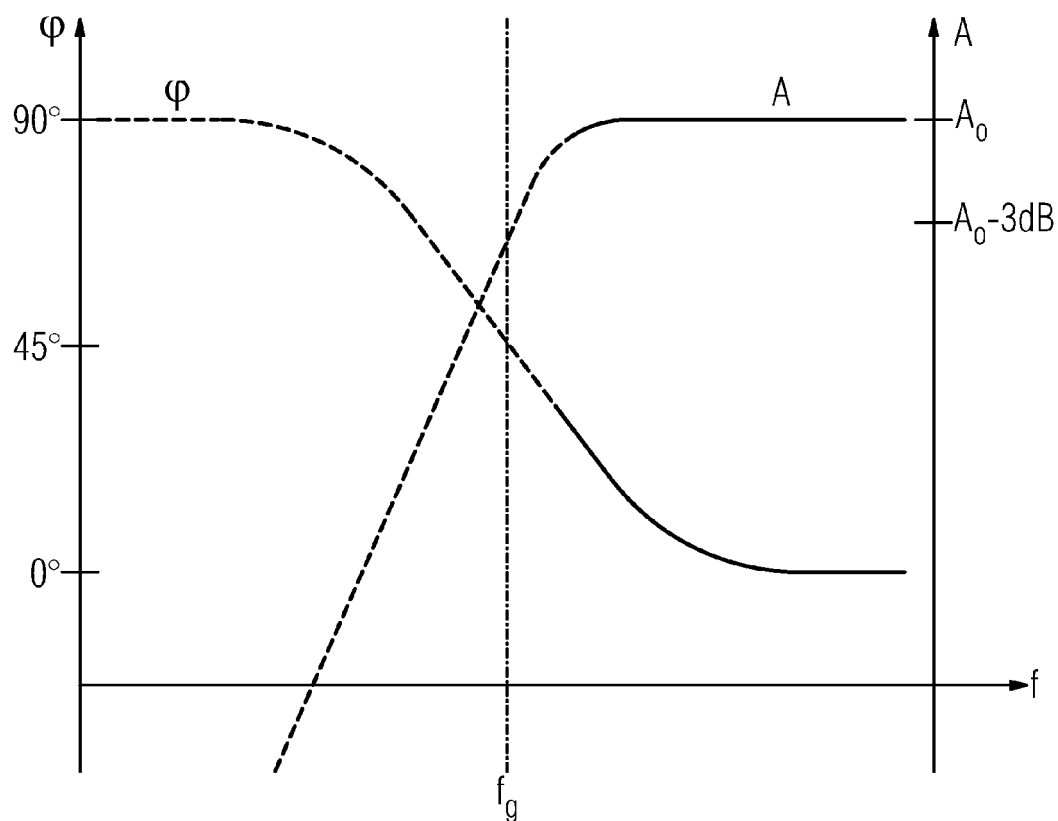
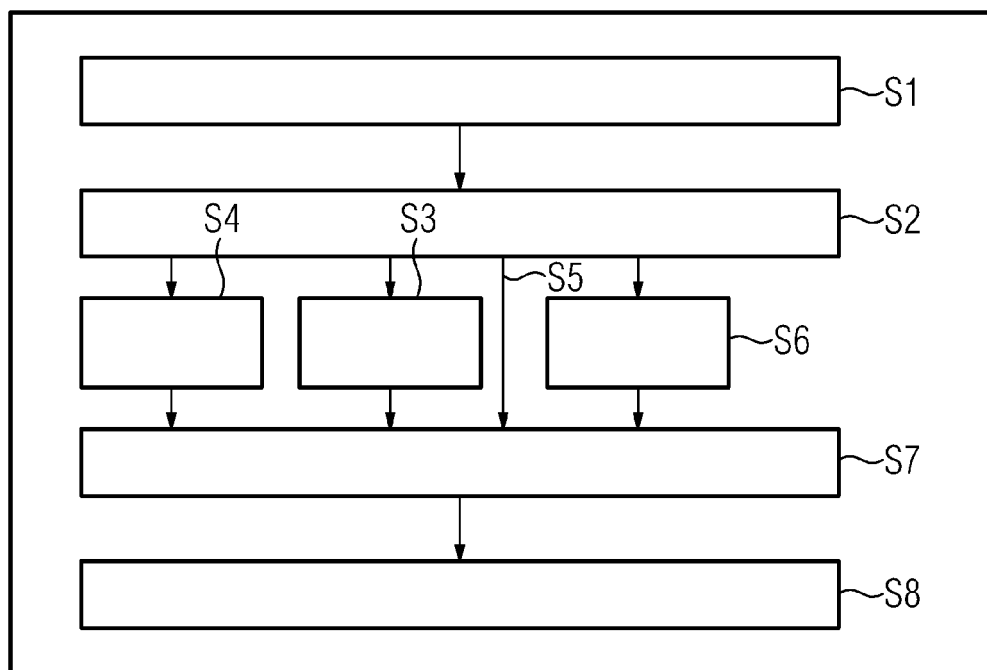


FIG 4



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

- WO 2004021740 A1 [0005] [0019]
- WO 2006037156 A1 [0005]