



(11) **EP 1 737 270 B2**

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

(45) Veröffentlichungstag und Bekanntmachung des Hinweises auf die Entscheidung über den Einspruch: **02.05.2012 Patentblatt 2012/18** (51) Int Cl.: **H04R 25/00 (2006.01)**

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

(21) Anmeldenummer: **06114883.9**

(22) Anmeldetag: **02.06.2006**

(54) **Hörhilfegerät mit Mitteln zur Rückkopplungskompensation**

Hearing assistance providing feedback suppression

Appareil auditif avec réduction du couplage

(84) Benannte Vertragsstaaten:  
**AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR HU IE IS IT LI LT LU LV MC NL PL PT RO SE SI SK TR**

(30) Priorität: **21.06.2005 DE 102005028742**

(43) Veröffentlichungstag der Anmeldung:  
**27.12.2006 Patentblatt 2006/52**

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

(72) Erfinder: **Barthel, Roland**  
**91058 Erlangen (DE)**

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

(56) Entgegenhaltungen:  
**EP-A- 0 557 847** **EP-A1- 0 581 261**  
**EP-A1- 1 439 736** **WO-A-2004/047484**  
**US-A- 4 628 530** **US-A- 5 259 033**  
**US-A1- 2003 161 492** **US-A1- 2003 161 492**  
**US-A1- 2005 047 620**

**EP 1 737 270 B2**

## Beschreibung

**[0001]** Die vorliegende Erfindung betrifft ein Hörhilfegerät mit einem Eingangswandler zur Aufnahme eines Eingangssignals und Wandlung in ein elektrisches Signal, einer Signalverarbeitungseinheit zur Verarbeitung des elektrischen Signals, einem Ausgangswandler zum Wandeln des verarbeiteten, elektrischen Signals in ein von einem Benutzer als akustisches Signal wahrnehmbares Ausgangssignal, einer Rückkopplungsverminderungseinrichtung zur einstellbaren Reduktion oder Dämpfung eines in dem Eingangssignal enthaltenen Rückkopplungssignals, einer Signalquelle zur Abgabe eines nicht unmittelbar aus dem Eingangssignal herrührenden Testsignals durch den Ausgangswandler, einer Messeinrichtung zum Erfassen eines von dem abgegebenen Testsignal herrührenden Antwortsignals aus dem Eingangssignal und einer Auswerte- und Steuereinrichtung zum Einstellen von Parametern der Rückkopplungsverminderungseinrichtung anhand des Antwortsignals.

**[0002]** Bei Hörhilfegeräten findet häufig eine ungewünschte Rückkopplung (Feedback) des vom Hörer abgestrahlten Audiosignals zu dem Mikrofon des Hörhilfegeräts statt. Rückkopplungen erfolgen über unterschiedliche Rückkopplungspfade (Feedback-Pfade). Ein derartiger Pfad ist z.B. die Schallübertragung in Luft, wenn das Ohrpassstück eines Hinter-dem-Ohr-Hörhilfegerätes oder aber das Gehäuse eines In-dem-Ohr-Hörhilfegerätes den Gehörgang nicht ausreichend nach außen abdichtet. Ein weiterer Rückkopplungspfad besteht unter Umständen über die Knochen des Hörhilfegeräteträgers zurück zum Hörhilfegerät. Wenn die Hörhilfegeräteverstärkung größer als die Feedback-Dämpfung ist, macht sich die Rückkopplung durch ein Pfeifen des Hörhilfegerätes bemerkbar, das für den Hörhilfegeräteträger sehr unangenehm ist. Bei stabilen Systemen, bei denen die Hörhilfegeräteverstärkung kleiner als die Feedback-Dämpfung ist, ist eine Feedbackkompensation nicht zwingend notwendig, eine dennoch durchgeführte Feedbackkompensation könnte unter Umständen zu Artefakten führen.

**[0003]** Feedback kann in einigen Fällen dadurch vermieden werden, dass die Verstärkung bestimmter Frequenzen oder Frequenzbereiche reduziert wird. Dieser Ansatz führt gelegentlich jedoch zu einer Verschlechterung der Sprachverständlichkeit bei der Benutzung eines betreffenden Hörhilfegerätes.

**[0004]** Ein anderer Ansatz zur Feedbackreduktion ist die Verwendung eines adaptiven Filters. Dabei wird der Feedbackpfad kontinuierlich oder in bestimmten Zeitabständen analysiert. Das Ausgangssignal des adaptiven Filters wird so eingestellt, dass es den Feedbackanteil im Eingangssignal des Hörhilfegerätes neutralisiert.

**[0005]** Aus der EP 0557847 A1 ist ein am Kopf tragbares Hörgerät mit einem elektrischen Signalpfad zwischen einem Mikrofon und einem Hörer bekannt, bei dem wenigstens ein die Signalverarbeitung in dem Signalweg

betreffender Parameter einstellbar ist. Wird der Parameter manuell oder automatisch verändert, so gibt eine Signalabgabeeinrichtung ein von dem Benutzer wahrnehmbares Signal ab, welches für den eingestellten Parameter charakteristisch ist.

**[0006]** Aus der US 4,628,530 ist eine Anordnung zum Umsetzen eines elektrischen Signals in ein akustisches Signal bekannt, die einen Equalizer mit einem ersten und einem zweiten Eingang und einem Ausgang zum Korrigieren des Frequenzgangs eines an seinen ersten Eingang gelegten elektrischen Signals unter der Steuerung eines an seinen zweiten Eingang gelegten Steuersignals umfasst. Dabei kann die Signalangleichung durch den Equalizer auch während des Betriebs der Anordnung erfolgen, wenn beispielsweise ein Musikstück als Eingangssignal in den zweiten Eingang eingeht.

**[0007]** Aus der US 5,259,033 ist die Verwendung eines adaptiven Filters zur Feedbackkompensation bei einem Hörhilfegerät bekannt. Zur Schätzung des Rückkopplungspfad wird kontinuierlich ein Rauschsignal erzeugt und über den Hörer des Hörhilfegerätes abgegeben, so dass eine Auswertung eines als Reaktion auf dieses Rauschen von dem Mikrofon des Hörhilfegerätes aufgenommenen Antwortsignals erfolgen kann. Es werden dann Filterparameter derart eingestellt, dass eine Unterdrückung des rückgekoppelten Signals erfolgt.

**[0008]** Aus der US 5,402,496 ist ein Hörhilfegerät mit einer Rückkopplungsverminderungseinrichtung bekannt, bei dem zwei unterschiedliche Betriebsarten unterschieden werden. In der normalen Betriebsart des Hörhilfegerätes wird ein Eingangssignal, das einen Rückkopplungsanteil enthält, von einem Mikrofon aufgenommen, in einem Verstärker verstärkt und über einen Hörer abgegeben. Es erfolgt eine Rückkopplungsunterdrückung mit fest eingestellten Filterparametern. Bei einer von Zeit zu Zeit stattfindenden zweiten Betriebsart des bekannten Hörhilfegerätes ist der Signalpfad zwischen dem Mikrofon und dem Hörer unterbrochen. Im Hörhilfegerät wird ein Testsignal generiert und über den Hörer ausgegeben, so dass es nach Durchlaufen des Feedbackpfades als Antwortsignal vom Mikrofon aufgenommen wird. Nach einer Auswertung des Antwortsignals werden die Parameter der Rückkopplungsverminderungseinrichtung neu eingestellt und so lange beibehalten, bis das Hörhilfegerät erneut in die zweite Betriebsart schaltet.

**[0009]** Nachteilig bei den bekannten Hörhilfegeräten sind die im Zusammenhang mit der Rückkopplungskompensation erzeugten Testsignale, die entweder nur einen Ausschnitt des von dem Hörhilfegerät übertragbaren Frequenzbereiches abdecken oder aber auch von dem Benutzer wahrnehmbare Signalanteile umfassen und somit als störend wahrgenommen werden.

**[0010]** Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es daher, eine möglichst gute Messung des Rückkopplungspfad zu erreichen, ohne dabei vom Benutzer als störend empfundene Testsignale von dem Hörhilfegerät abgeben zu müssen.

**[0011]** Diese Aufgabe wird durch ein Hörhilfegerät mit den Merkmalen gemäß Anspruch 1 gelöst.

**[0012]** Bei dem Hörhilfegerät gemäß der Erfindung handelt es sich beispielsweise um ein hinter dem Ohr tragbares Hörhilfegerät, ein in dem Ohr tragbares Hörhilfegerät, ein implantierbares Hörhilfegerät oder ein Taschenhörhilfegerät. Weiterhin kann das Hörhilfegerät gemäß der Erfindung auch Teil eines mehrere Geräte zur Versorgung eines Schwerhörigen umfassenden Hörhilfegerätesystems sein, z.B. Teil eines Hörhilfegerätesystems mit zwei am Kopf getragenen Hörhilfegeräten zur binauralen Versorgung, Teil eines Hörhilfegerätesystems mit einem am Kopf tragbaren Hörhilfegerät und einer am Körper tragbaren externen Prozessoreinheit, Teil eines ganz oder teilweise implantierbaren Hörhilfegerätesystems mit mehreren Komponenten, Teil eines Hörhilfegerätesystems mit externen Zusatzkomponenten wie Fernsteuereinheit oder externer Mikrofoneinheit, usw.

**[0013]** Ein Hörhilfegerät umfasst einen Eingangswandler zur Aufnahme eines Eingangssignals. Der Eingangswandler ist in der Regel als Mikrofon ausgebildet, das ein akustisches Signal aufnimmt und in ein elektrisches Signal wandelt. Als Eingangswandler kommen jedoch auch Einheiten in Betracht, die eine Spule oder eine Antenne aufweisen und die ein elektromagnetisches Signal aufnehmen und in ein elektrisches Signal wandeln. Ferner umfasst ein Hörhilfegerät üblicherweise eine Signalverarbeitungseinheit zur Verarbeitung und frequenzabhängigen Verstärkung des elektrischen Signals. Zur Signalverarbeitung im Hörhilfegerät dient ein vorzugsweise digitaler Signalprozessor (DSP), dessen Arbeitsweise mittels auf das Hörhilfegerät übertragbarer Programme oder Parameter beeinflussbar ist. Dadurch lässt sich die Arbeitsweise der Signalverarbeitungseinheit sowohl an den individuellen Hörverlust eines Hörhilfegeräteträgers als auch an die aktuelle Hörsituation anpassen, in der das Hörhilfegerät gerade betrieben wird. Das so veränderte elektrische Signal ist schließlich einem Ausgangswandler zugeführt. Dieser ist in der Regel als Hörer ausgebildet, der das elektrische Ausgangssignal in ein akustisches Signal wandelt. Jedoch sind auch hier andere Ausführungsformen möglich, z.B. ein implantierbarer Ausgangswandler, der direkt mit einem Gehörknöchelchen verbunden ist und dieses zu Schwingungen anregt.

**[0014]** Ausgangspunkt der Erfindung ist ein Hörhilfegerät, bei dem Testsignale im Hörhilfegerät generiert und über den Hörer ausgegeben werden können. Nach Durchlaufen des Rückkopplungspfades werden die Testsignale von dem Mikrofon des Hörhilfegerätes aufgenommen und anschließend ausgewertet. Aus einem Vergleich dieses Antwortsignals mit dem ausgegebenen Testsignal lassen sich Rückschlüsse über den Rückkopplungspfad gewinnen. Es können dann geeignete Maßnahmen zur Rückkopplungsunterdrückung durchgeführt werden. Beispielsweise lassen sich Parameter eines adaptiven Rückkopplungskompensationsfilters so

einstellen, dass eine Kompensation rückgekoppelter Signalanteile in dem Eingangssignal des Mikrofons erfolgt.

**[0015]** Die Grundidee der Erfindung besteht nun darin, als Testsignale solche Signale zu verwenden, die ohne-  
 5 hin im Hörhilfegerät erzeugt und über den Ausgangswandler ausgegeben werden. Diese Signale dienen beispielsweise zur Information des Benutzers über aktuelle  
 10 Einstellungen des Hörhilfegerätes. Derartige Einstellungen können beispielsweise die Lautstärkeeinstellung oder die Einstellung des aktuellen Hörprogramms betref-  
 15 fen. Weiterhin können die abgegebenen und von dem Benutzer wahrnehmbaren Signale, die als Testsignale zur Abschätzung des Feedbackpfades verwendet wer-  
 20 den, zur Information des Benutzers über bestimmte Systemzustände des Hörhilfegerätes dienen. Derartige Systemzustände sind z.B. der Ladezustand der verwendeten  
 25 Spannungsquelle. Darüber hinaus bietet das Hörhilfegerät gemäß der Erfindung vorzugsweise eine Vielzahl weiterer im Hörhilfegerät generierbarer und von dem Benutzer  
 30 wahrnehmbarer Signale, wie sie z.B. auch bei Mobiltelefonen bekannt sind. So kann es sich beispielsweise um Hinweise auf bestimmte Uhrzeiten, Termine usw.  
 handeln. Die ausgegebenen Signale können zur Information des Benutzers dienen (Ansagen, Wort-Mitteilungen,  
 35 Namen, Adresse usw.) oder auch zur Unterhaltung des Benutzers abgegeben werden. Es kann sich also auch um solche Signale handeln, die nicht bei Bedarf  
 mittels eines Signalgenerators im Hörhilfegerät erzeugt werden, sondern auch um solche Signale, die in einem  
 40 Speicher des Hörhilfegerätes abgelegt sind und lediglich bei Bedarf ausgelesen werden.

**[0016]** Darüber hinaus können die verwendeten Signale ihren Ursprung auch in einem externen Gerät haben, z.B. einer Fernbedienung für das Hörhilfegerät, und  
 45 von dort z.B. zunächst als elektromagnetisches Signal zu dem Hörhilfegerät übertragen und von diesem in ein akustisch wahrnehmbares Signal gewandelt und ausgegeben werden.

**[0017]** Die von dem Hörhilfegerät abgebbaren Hinweissignale sind vorzugsweise so ausgeführt, dass sie  
 50 einen möglichst breiten Bereich des von dem Hörhilfegerät übertragbaren Frequenzspektrums abdecken. Dadurch wird gewährleistet, dass die Auswertung des Rückkopplungspfades ebenfalls in einem breiten Frequenz-  
 45 bereich erfolgt.

**[0018]** Die Erfindung bietet den Vorteil, dass die Abgabe der Hinweissignale vom Benutzer gewünscht ist und daher nicht als störend empfunden wird. Die Hinweissignale können in einer Lautstärke abgegeben werden,  
 50 die weit oberhalb der Lautstärke permanenter, unterschwelliger Testsignale liegt. Dies verbessert die Messung des Rückkopplungspfades erheblich.

**[0019]** Aufgrund der Vielzahl möglicher Situationen, in denen Hinweissignale sinnvoll abgegeben werden können,  
 55 kann die Messung des Rückkopplungspfades in verhältnismäßig kurzen Zeitabständen erfolgen, ohne dass dies vom Benutzer als störend empfunden wird.

**[0020]** Eine Analyse des von dem Eingangswandler

aufgenommenen Antwortsignals lässt erkennen, welche Frequenzen oder Frequenzbereiche besonders stark rückgekoppelt werden. Eine Ausführungsform der Erfindung sieht vor, dass in dem Signalpfad des Hörhilfegerätes zwischen dem Eingangswandler und dem Ausgangswandler vorhandene Filter so eingestellt werden, dass bestimmte Frequenzen oder Frequenzbereiche, die besonders stark rückgekoppelt werden, gefiltert werden. Z.B. können Notch-Filter verwendet werden, um gezielt bestimmte Frequenzen zu unterdrücken.

**[0021]** Eine andere Ausführungsform der Erfindung sieht ein adaptives Filter vor, für das anhand des aus dem abgegebenem Hinweissignal resultierenden Antwortsignals Filterparameter generiert werden, derart, dass das erwartete Rückkopplungssignal von dem Mikrofoneingangssignal subtrahiert wird. Diese Ausführungsform hat den Vorteil, dass in der Regel keine Einschränkung bei dem durch das Hörhilfegerät prinzipiell übertragbaren Frequenzspektrum erforderlich ist.

**[0022]** Die Erfindung wird nachfolgend anhand eines Ausführungsbeispiels näher erläutert. Dabei zeigt die Figur das stark vereinfachte Blockschaltbild eines Hörhilfegerätes mit einem Mikrofon 1 zur Aufnahme eines akustischen Eingangssignals und Wandlung in ein elektrisches Signal. Das elektrische Signal ist einer Signalverarbeitungseinheit 2 zugeführt zur frequenzabhängigen Verstärkung des Eingangssignals und zum Ausgleich des individuellen Hörverlustes eines Benutzers. Das verarbeitete Signal wird schließlich von einem Hörer 3 in ein akustisches Ausgangssignal AS gewandelt und in den Gehörgang eines Benutzers abgegeben.

**[0023]** Wie der Figur zu entnehmen ist, gelangt ein Teil des von dem Hörer 3 abgegebenen Ausgangssignals AS über den Rückkopplungspfad zu dem Mikrofon 1. Das Rückkopplungssignal RS bildet somit einen Teil des Eingangssignals ES in das Mikrofon 1. Im Blockschaltbild ist dabei die Übertragungsfunktion für das Rückkopplungssignal RS mit HR bezeichnet. Sind bei dieser Konstellation die für das Auftreten von Rückkopplungen erforderlichen Bedingungen hinsichtlich der Phase und der Verstärkung für das Rückkopplungssignal RS erfüllt, so kommt es zum typischen, unerwünschten Rückkopplungspfeifen.

**[0024]** Das Hörhilfegerät gemäß dem Ausführungsbeispiel umfasst eine Signalquelle 4, mittels derer im Hörhilfegerät generierte oder gespeicherte Hinweissignale über den Hörer 3 abgebar sind. Die Hinweissignale dienen beispielsweise zur Information des Benutzers über bestimmte Einstellungen des Hörhilfegerätes, etwa das eingestellte Hörprogramm oder die eingestellte Lautstärke. Weiterhin kann der Benutzer mittels der Hinweissignale auf bestimmte Systemzustände des Hörhilfegerätes aufmerksam gemacht werden, etwa den Ladezustand der Spannungsquelle (nicht dargestellt). Darüber hinaus ist eine Vielzahl weiterer Hinweissignale möglich, mittels derer der Benutzer selbsttätig auf bestimmte Ereignisse aufmerksam gemacht oder auf Abruf mit bestimmten Informationen versorgt wird. Beispiele hierfür

sind eine Zeitansage oder der Abruf bestimmter, zuvor in einem Speicher hinterlegter Informationen wie Namen, Adressen, Telefonnummern usw., die als Sprachsignale abrufbar sind.

**[0025]** Vorzugsweise sind die verwendeten Hinweis- oder Informationssignale eigens an die spezielle Verwendung als Testsignale zur Abschätzung des Feedbackpfads angepasst. Insbesondere decken die Informationssignale einen möglichst breiten Bereich des von dem Hörhilfegerät übertragbaren Frequenzspektrums ab, so dass das Rückkopplungsverhalten für eben diesen Frequenzbereich getestet werden kann. Es handelt sich demnach bei den Informationssignalen bevorzugt nicht um einzelne Töne, sondern um Tonfolgen, Melodien, Geräusche usw.

**[0026]** Während der Abgabe eines Informationssignals ist der normale Signalpfad durch das Hörhilfegerät von dem Mikrofon 1 über die Signalverarbeitungseinheit 2 zum Hörer 3 vorteilhaft unterbrochen oder zumindest stark gedämpft, so dass das Ausgangssignal AS während der Abgabe eines Informationssignals zumindest im Wesentlichen keine weiteren Signalanteile neben dem Informationssignal enthält. Dies vereinfacht die Messung des Übertragungsverhaltens für den Rückkopplungspfad.

**[0027]** Das in Folge des abgegebenen Informationssignals am Mikrofon 1 empfangene Rückkopplungssignal RS wird im Hörhilfegerät einer Mess-, Auswerte- und Steuereinrichtung 5 zugeführt, in der ein Vergleich des empfangenen Signals mit dem über die Signalquelle 4 abgegebenem Signal erfolgt. Aus dem Vergleich lassen sich Rückschlüsse über den Rückkopplungspfad und insbesondere die Übertragungsfunktion HR gewinnen. Aus den so gewonnenen Daten können dann Gegenmaßnahmen im Hörhilfegerät eingeleitet werden, so dass ein unerwünschtes Rückkopplungspfeifen auch beim normalen Betrieb des Hörhilfegerätes verhindert wird. Dazu können einerseits Filterparameter in der Signalverarbeitungseinheit 2 so eingestellt werden, dass einzelne Frequenzen oder Frequenzbereiche, die besonders stark von Rückkopplungen betroffen sind, durch einstellbare Filter in der Signalverarbeitungseinheit 2 gedämpft werden. Andererseits umfasst das Hörhilfegerät gemäß dem Ausführungsbeispiel ein adaptives Filter 6, durch welches das erwartete Rückkopplungssignal nachgebildet und von dem Mikrofonssignal subtrahiert wird zur Auslöschung des von dem Mikrofon 1 aufgenommenen Rückkopplungssignals RS. Um dies zu leisten, werden in der Mess-, Auswerte- und Steuereinrichtung 5 entsprechende Filterparameter generiert und bei dem adaptiven Filter 6 eingestellt.

**[0028]** Die Erfindung bietet den Vorteil, dass durch die Verwendung von Informationssignalen, die bei vielen Gelegenheiten durch das Hörhilfegerät abgegeben werden können und vom Benutzer gewünscht sind und daher nicht als störend empfunden werden, eine gute Adaption des adaptiven Filters 6 gewährleistet wird.

## Patentansprüche

### 1. Hörhilfegerät umfassend

- einen Eingangswandler (1) zur Aufnahme eines Eingangssignals (ES) und Wandlung in ein elektrisches Signal, 5
- eine Signalverarbeitungseinheit (2) zur Verarbeitung des elektrischen Signals, 10
- einen Ausgangswandler (3) zum Wandeln des verarbeiteten, elektrischen Signals in ein von einem Benutzer als akustisches Signal wahrnehmbares Ausgangssignal (AS), 15
- eine Rückkopplungsverminderungseinrichtung (5, 6) zur einstellbarer Reduktion oder Dämpfung eines in dem Eingangssignal (ES) enthaltenen Rückkopplungssignals (RS), 20
- eine Signalquelle (4) zur Abgabe eines nicht unmittelbar aus dem Eingangssignal (ES) herrührenden Testsignals durch den Ausgangswandler (AS),
- eine Messeinrichtung zum Erfassen eines von dem abgegebenen Testsignal herrührenden Antwortsignals aus dem Eingangssignal (ES),
- eine Auswerte- und Steuereinrichtung zum Einstellen von Parametern der Rückkopplungsverminderungseinrichtung (6) in Abhängigkeit des Antwortsignals,

**dadurch gekennzeichnet, dass** von dem Hörhilfegerät von dem Benutzer wahrnehmbare, vorbestimmte Informationssignale ohnehin im Hörhilfegerät erzeugt und von der Signalquelle (4) über den Ausgangswandler (3) abgegeben werden, und als Testsignale verwendet werden. 30

### 2. Hörhilfegerät nach Anspruch 1, wobei Filterparameter von Filtern zur Rückkopplungsverminderung einstellbar sind. 40

### 3. Hörhilfegerät nach Anspruch 2, wobei die Filter zum Dämpfen bestimmter Frequenzen oder Frequenzbereiche geeignet sind. 45

### 4. Hörhilfegerät nach Anspruch 3, wobei ein adaptives Filter (6) zur Rückkopplungsunterdrückung vorhanden ist und Filterparameter des adaptiven Filters (6) einstellbar sind. 50

### 5. Verfahren zur Rückkopplungsunterdrückung bei einem Hörhilfegerät mit folgenden Schritten: 55

- Aufnahme eines Eingangssignals (ES) und Wandlung in ein elektrisches Signal,
- Verarbeitung des elektrischen Signals,
- Wandlung des verarbeiteten elektrischen Signals in ein von einem Benutzer als akustisches Signal wahrnehmbares Ausgangssignal (AS),

- Reduktion oder Dämpfung eines in dem Eingangssignal (ES) enthaltenen Rückkopplungssignals (RS),
- Abgabe eines nicht unmittelbar aus dem Eingangssignal (ES) herrührenden Testsignals durch den Ausgangswandler (3),
- Erfassen eines von dem abgegebenen Testsignal herrührenden Antwortsignals aus dem Eingangssignal (ES),
- Auswerten des Antwortsignals sowie Bestimmen und Einstellen von Parametern einer Rückkopplungsverminderungseinrichtung anhand des Antwortsignals,

**dadurch gekennzeichnet, dass** von dem Hörhilfegerät von dem Benutzer wahrnehmbare, vorbestimmte ohnehin im Hörhilfegerät erzeugt und über den Ausgangswandler (3) Informationssignale abgegeben werden, wobei die Informationssignale als Testsignale verwendet werden.

## Claims

### 1. Hearing aid device comprising 25

- an input converter (1) for recording an input signal (ES) and converting said signal into an electrical signal,
- a signal processing unit (2) for processing the electrical signal,
- an output converter (3) for converting the processed, electrical signal into an output signal (AS) which can be perceived by a user as an acoustic signal,
- a feedback reduction device (5, 6) for the adjustable reduction or attenuation of a feedback signal (RS) contained in the input signal (ES),
- a signal source (4) for emitting a test signal indirectly originating from the input signal (ES) through the output converter (AS),
- a measuring device for detecting a response signal originating from the emitted test signal from the input signal (ES),
- an evaluation and control device for adjusting parameters of the feedback reduction device (6) as a function of the response signal,

### characterised in that

predetermined information signals from the hearing aid device which can be perceived by the user are already produced in the hearing aid device and are emitted by the signal source by way of the output converter and used as test signals.

### 2. Hearing aid device according to claim 1, with filter parameters of filters being adjustable for feedback reduction.

3. Hearing aid device according to claim 2, with the filters being suited to attenuating specific frequencies or frequency ranges.

4. Hearing aid device according to claim 3, with an adaptive filter (6) being present for feedback suppression and filter parameters of the adaptive filter (6) being adjustable.

5. Method for feedback suppression with a hearing aid device with the following steps:

- recording an input signal (ES) and converting said signal into an electrical signal,
- processing the electrical signal,
- converting the processed electrical signal into an output signal (AS) which can be perceived by a user as an acoustic signal,
- reducing or attenuating a feedback signal (RS) contained in the input signal (ES),
- emitting a test signal indirectly originating from the input signal (ES) through the output converter (3),
- detecting a response signal originating from the emitted test signal from the input signal (ES),
- evaluating the response signal as well as determining and adjusting parameters of a feedback reduction device on the basis of the response signal,

#### characterised in that

predetermined information signals from the hearing aid device which can be perceived by the user are already produced in the hearing aid device and are emitted by way of the output converter and used as test signals.

#### Revendications

1. Appareil de correction auditive comprenant

- un transducteur (1) d'entrée pour recevoir un signal (ES) d'entrée et le transformer en un signal électrique,
- une unité (2) de traitement du signal pour traiter le signal électrique,
- un transducteur (3) de sortie pour transformer le signal électrique traité en un signal (AS) de sortie perceptible par l'utilisateur sous la forme d'un signal acoustique,
- un dispositif (5, 6) de diminution de la réaction pour réduire et amortir de manière réglable un signal (RS) de réaction contenu dans le signal (ES) d'entrée,
- une source (4) de signal pour émettre, en passant par le transducteur (AS) de sortie, un signal de test ne provenant pas directement du signal

(ES) d'entrée,

- un dispositif de mesure pour détecter un signal de réponse provenant du signal de test émis dans le signal (ES) d'entrée,

- un dispositif d'exploitation et de commande pour régler des paramètres du dispositif (6) de diminution de la réaction en fonction du signal de réponse,

**caractérisé en ce que** des signaux d'information déterminés à l'avance, perceptibles par l'utilisateur, sont produits en outre dans l'appareil de correction auditive et sont émis par la source (4) de signal en passant par le transducteur (3) de sortie et sont utilisés comme signaux de test.

2. Appareil de correction auditive suivant la revendication 1, dans lequel des paramètres de filtre sont réglables pour diminuer la réaction.

3. Appareil de correction auditive suivant la revendication 2, dans lequel les filtres sont propres à amortir certaines fréquences ou certains domaines de fréquence.

4. Appareil de correction auditive suivant la revendication 3, dans lequel il y a un filtre (6) adaptatif pour supprimer la réaction et les paramètres du filtre (6) adaptatif sont réglables.

5. Procédé de suppression de la réaction dans un appareil de correction auditive ayant des stades suivants :

- on enregistre un signal (ES) d'entrée et on le transforme en un signal électrique,
- on transforme le signal électrique,
- on traite le signal électrique,
- on transforme le signal électrique traité en un signal (AS) de sortie pouvant être perçu par l'utilisateur sous la forme d'un signal acoustique,
- on réduit ou on amortit un signal (RS) de réaction contenu dans le signal (ES) d'entrée,
- on émet un signal de test ne provenant pas directement du signal (ES) d'entrée dans le transducteur (3) de sortie,
- on détecte un signal de réponse provenant du signal de test émis dans le signal (ES) d'entrée,
- on exploite le signal de réponse et on détermine les règles des paramètres d'un dispositif de diminution de la réaction au moyen du signal de réponse,

**caractérisé en ce que** l'on produit, en outre, dans l'appareil de correction auditive, des signaux d'information déterminés à l'avance et perceptibles par l'utilisateur et on les émet par l'intermédiaire du transducteur (3) de sortie, les signaux d'information

étant utilisés comme signaux de test.

5

10

15

20

25

30

35

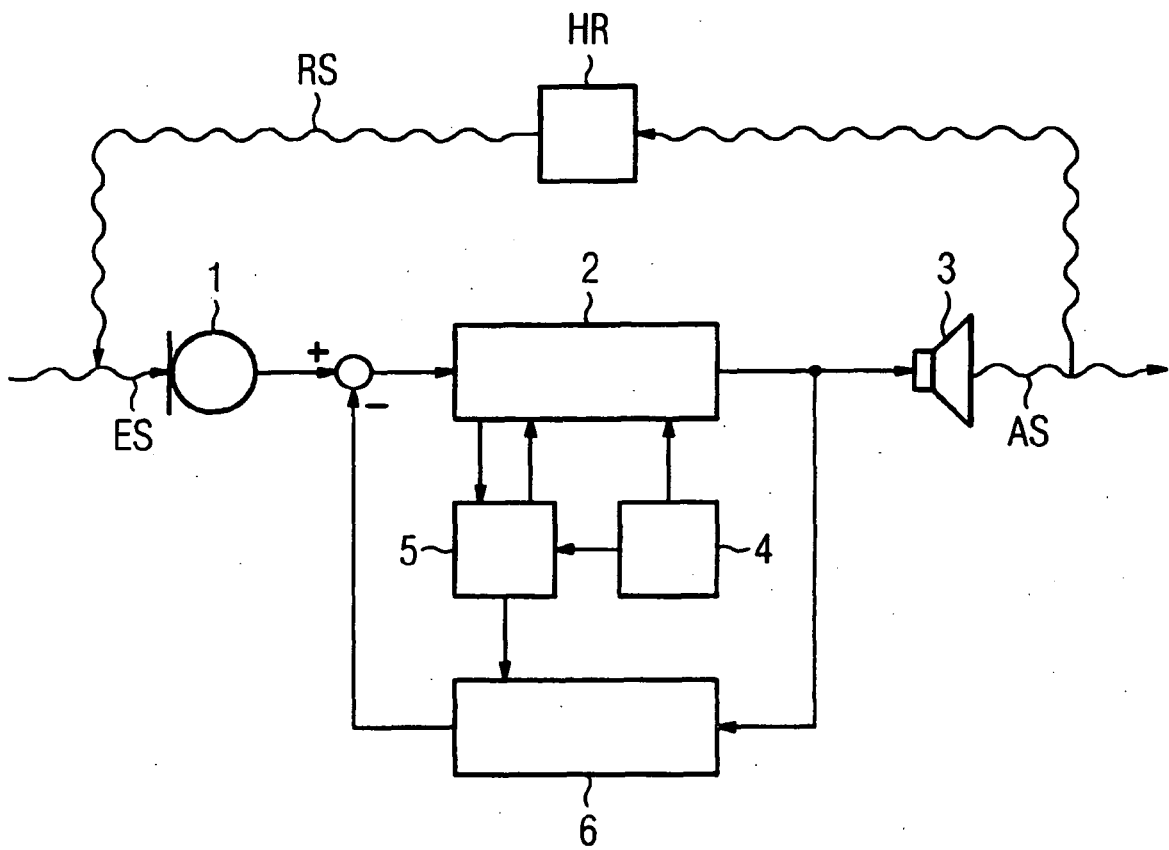
40

45

50

55

7



**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**

- EP 0557847 A1 [0005]
- US 4628530 A [0006]
- US 5259033 A [0007]
- US 5402496 A [0008]