(19) Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets

(11) **EP 1 542 500 B1**

(12) **EUROPÄISCHE PATENTSCHRIFT**

(45) Veröffentlichungstag und Bekanntmachung des Hinweises auf die Patenterteilung:
29.12.2010 Patentblatt 2010/52

(51) Int Cl.:
H04R 25/00 *(2006.01)* ***G10L 21/02*** *(2006.01)*

(21) Anmeldenummer: **04026820.3**

(22) Anmeldetag: **11.11.2004**

(54) **Hörgerät mit Störgeräuschunterdrückung und entsprechendes Störgeräuschunterdrückungsverfahren**

Hearing aid with noise suppression and corresponding method for noise suppression

Prothèse acoustique avec suppression de bruit et procédé correspondant pour la suppression du bruit

(84) Benannte Vertragsstaaten:
CH DE DK ES FR GB LI

(30) Priorität: **10.12.2003 DE 10357800**

(43) Veröffentlichungstag der Anmeldung:
15.06.2005 Patentblatt 2005/24

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

(72) Erfinder:
- **Eggers, Joachim, Dr.**
  91054 Erlangen (DE)
- **Hamacher, Volkmar**
  91077 Neunkirchen am Brand (DE)

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

(56) Entgegenhaltungen:
WO-A-01/47335
DE-A1- 19 813 512
JP-A- 2001 249 676

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents im Europäischen Patentblatt kann jedermann nach Maßgabe der Ausführungsordnung beim Europäischen Patentamt gegen dieses Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist. (Art. 99(1) Europäisches Patentübereinkommen).

EP 1 542 500 B1

Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft ein Hörgerät mit einer Schätzeinrichtung zum Schätzen eines Nutzsignals aus einem gestörten Eingangssignal und einer Signalverarbeitungseinrichtung zum Verarbeiten des Nutzsignals zu einem Nutzausgangssignal. Darüber hinaus betrifft die vorliegende Erfindung ein Verfahren zum Unterdrücken von Störgeräuschen an einem Hörgerät.

[0002] Hörgeschädigte leiden häufig unter einer verminderten Kommunikationsfähigkeit in Störlärm. Zur Verbesserung des Signal/Störgeräusch-Verhältnisses werden seit einiger Zeit Verfahren zur Störgeräuschreduktion eingesetzt. Hierzu wird in Hörgeräten mit Hilfe eines oder mehrerer Mikrofone das akustische Signal aufgenommen und elektrisch so verarbeitet, dass das Signal/Störgeräusch-Verhältnis verbessert wird und anschließend über einen Hörer im Ohrkanal ein entstörtes Signal ausgegeben werden kann.

[0003] Je nach Anbringung der Hörhilfe kann das akustische Signal aber auch direkt, d. h. nebenläufig zu einem elektrischen Verarbeitungspfad, in den Ohrkanal gelangen und so den gewünschten Einfluss der elektrischen Signalverarbeitung beeinträchtigen. Typische nebenläufige Signalpfade ergeben sich zum Beispiel bei Hörhilfen mit offener Versorgung oder bei Ohrpassstükken mit Entlüftungsbohrungen. Insbesondere ist bekannt, dass derartige nebenläufige Signalpfade die Störgeräuschunterdrückung basierend auf Richtmikrofonverfahren im tieffrequenten Bereich bis ca. 1 kHz stark beeinträchtigen können.

[0004] Ein gattungsgemäßes Hörgerät ist beispielsweise aus der Druckschrift DE 198 13 512 A1 bekannt. Die Störgeräuschunter-rückung erfolgt auch hier unter der genannten Beeinträchtigung.

[0005] Darüber hinaus beschreibt die Druckschrift EP 1 304 902 A1 ein Verfahren zur Störbefreiung eines redundanten akustischen Signals, bei dem die Intensität einer Störung geschätzt und ein Eingangssignalanteil in Abhängigkeit von der Intensität der Störung überblendet wird.

[0006] Die Druckschrift WO-A2-01/47335 beschreibt ein Verfahren zur Unterdrückung von Störsignalanteilen in einem Eingangssignal eines auditorisches systems und die Anwendung des Verfahrens in einem Hörgerät. Das Verfahren beruht auf Prinzipien der auditiven Scenenanalyse und erhöht die Sprachverständlichkeit.

[0007] Die Aufgabe der vorliegenden Erfindung besteht somit darin, ein Hörgerät mit verbesserter Störgeräuschunterdrückung vorzuschlagen. Ebenso soll ein verbessertes Verfahren zur Störgeräuschunterdrückung bei Hörgeräten bereitgestellt werden.

[0008] Erfindungsgemäß wird diese Aufgabe gelöst durch ein Hörgerät mit einer Schätzeinrichtung zum Schätzen eines Nutzsignals aus einem gestörten Eingangssignal und einer ersten Signalverarbeitungseinrichtung zum Verarbeiten des Nutzsignals zu einem Nutzausgangssignal, wobei mit der Schätzeinrichtung auch ein Störsignal aus dem gestörten Eingangssignal schätzbar ist. Weiterhin weist das Hörgerät eine zweite Signalverarbeitungseinrichtung auf, mit der die Übertragungsfunktion eines akustischen Pfads nachbildbar ist, die zum Beaufschlagen des Störsignals mit der Übertragungsfunktion unter Bildung eines Störausgangssignals geeignet ist. Anschließend wird eine Verknüpfungseinrichtung zum Verknüpfen des Nutzausgangssignals mit dem Störausgangssignal benötigt.

[0009] Ferner wird erfindungsgemäß bereitgestellt ein Verfahren zum Unterdrücken von Störgeräuschen an einem Hörgerät durch Schätzen eines Nutzsignals aus einem gestörten Eingangssignal und Verarbeiten des Nutzsignals zu einem Nutzausgangssignal, sowie Schätzen eines Störsignals aus dem gestörten Eingangssignal, Beaufschlagen des Störsignals mit einer Übertragungsfunktion, mit der ein akustischer Pfad nachgebildet wird, unter Bildung eines Störausgangssignals und Verknüpfen des Nutzausgangssignals mit dem Störausgangssignal. Der akustische Pfad wird in der Regel in einem Ohrkanal an dem Hörgerät vorbeiführen. Dies ist eine verhältnismäßig kurze Strecke, so dass es wesentlich ist, mit der zweiten Signalverarbeitungseinrichtung möglichst rasch ein kompensierendes Signal aus dem geschätzten Störsignal zu erzeugen. Damit kann die Schalleinstreuung am Hörgerät vorbei zum Trommelfell soweit wie möglich kompensiert werden.

[0010] Die nachgebildete Übertragungsfunktion kann linear sein. Diese reduziert die Rechenzeit und optimiert somit die Störsignalkompensation. Darüber hinaus kann die Übertragungsfunktion aber auch zeitvariant sein, so dass beispielsweise das Verschieben des Hörgeräts im Ohrkanal berücksichtigt werden kann.

[0011] Ferner kann das Hörgerät einen akustischen Sensor aufweisen, welcher in dem in einen Ohrkanal eingesetzten Zustand des Hörgeräts an dem dem Trommelfell zugewandten Ende des Hörgeräts platzierbar oder platziert ist, so dass sein Signal zur dynamischen Variation der nachgebildeten Übertragungsfunktion der zweiten Signalverarbeitungseinrichtung verwendbar ist. Damit ist es möglich, den akustischen Zustand vor dem Trommelfell zur Anpassung der Übertragungsfunktion mit Hilfe einer Regelschleife zu berücksichtigen.

[0012] Das Hörgerät kann des Weiteren eine Kopplungseinrichtung aufweisen, mit der das Nutzausgangssignal der ersten Signalverarbeitungseinrichtung an die zweite Signalverarbeitungseinrichtung zur Variation der nachgebildeten Übertragungsfunktion koppelbar ist. Bei einer Weiterentwicklung kann der Kopplungsfaktor der Kopplungseinrichtung im Hörgerätebetrieb eingestellt bzw. variiert werden. Dies ist vorteilhaft, wenn das Störsignal mit dem Nutzsignal stark korreliert ist, so dass eine übermäßige Dämpfung des Nutzsignals verhindert werden kann.

[0013] Die vorliegende Erfindung wird nun anhand der beigefügten Zeichnungen näher erläutert, in denen zeigen:

FIG 1 ein Blockschaltbild eines erfindungsgemäßen Hörgeräts mit gegenphasiger Einspeisung eines geschätzten Stör- signals gemäß einer ersten Ausführungsform;

FIG 2 ein Blockschaltbild eines Hörgeräts mit zusätzlicher Mikrofonrückkopplung gemäß einer zweiten Ausführungs- form; und

FIG 3 ein Blockschaltbild eines Hörgeräts mit Variation der Störsignalübertragung in Abhängigkeit des Nutzsignals gemäß einer dritten Ausführungsform.

[0014] Die folgend geschilderten Ausführungsbeispiele stellen bevorzugte Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung dar.

[0015] Das in FIG 1 schematisch dargestellte Hörgerät weist als zentralen Baustein eine Signalverarbeitungseinrichtung 1 auf. Diese nimmt die weitere Signalverarbeitung eines von dem Mikrofon oder den Mikrofonen 2 aufgenommenen und durch die Störgeräuschunterdrükkungseinrichtung 3 von Störgeräuschen befreiten Nutzsignals vor. In der Störgeräuschunterdrückungseinrichtung 3 wird aus dem Eingangssignal vom Mikrofon 2 bzw. von den mehreren Mikrofonen ein Nutzsignal $\hat{N}$ und ein Störsignal $\hat{n}$ geschätzt. Während das geschätzte Nutzsignal $\hat{N}$ in der Signalverarbeitungseinrichtung 1 weiterverarbeitet wird, wird das geschätzte Störsignal $\hat{n}$ mit einer geschätzten Systemübertragungsfunktion $\hat{H}$ beaufschlagt.

[0016] Die Übertragungsfunktion $\hat{H}$ ergibt sich aus einem nebenläufigen, akustischen Signalpfad, der sich durch ein lineares akustisches System 5 mit einer Übertragungsfunktion H darstellen lässt. Die Eingangsgröße des nebenläufigen Signalpfads ist das gleiche akustische Signal X, das auch das Mikrofon 2 aufnimmt. Am Ende des nebenläufigen Signalpfads, d. h. im Ohrkanal erhält man das akustische Signal xH aufgrund der Multiplikation mit der Übertragungsfunktion H des linearen akustischen Systems 5. Dass es sich bei dem nebenläufigen Signalpfad um ein lineares akustisches System handelt, ist sicherlich eine vereinfachende Annahme, die den Zweck hat, die zur Schätzung bzw. Nachbildung des nebenläufigen Signalpfads eingesetzte Signalverarbeitungseinrichtung 4 möglichst einfach zu gestalten.

[0017] Das Ausgangssignal nH der Signalverarbeitungseinrichtung 4 mit der Übertragungsfunktion $\hat{H}$ stellt eine Schätzung des Störsignals xH dar, das über den nebenläufigen Signalpfad in den Ohrkanal gelangt. Dieses Signal nH wird von dem Ausgangssignal der Signalverarbeitungseinrichtung 1 subtrahiert und damit durch den Hörer bzw. Lautsprecher 6 der Hörhilfe gegenphasig in den Ohrkanal eingespeist. Damit heben sich das Störsignal xH und das gegenphasige, geschätzte Störsignal nH im Ohrkanal auf und der nebenläufige Signalpfad ist kompensiert, soweit dies der Laufzeitunterschied zwischen dem akustischen Signalpfad und dem elektrischen Signalpfad erlaubt.

[0018] Das Hörgerät einer zweiten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung ist in FIG 2 schematisch wiedergegeben. Gegenüber der ersten Ausführungsform von FIG 1 wird in der zweiten Ausführungsform berücksichtigt, dass das lineare akustische System 5' des nebenläufigen akustischen Signalpfads zeitvariant oder zumindest beim Entwurf der Hörhilfe nicht hinreichend gut bekannt ist. Daher wird die Übertragungsfunktion $\hat{H}$ der Signalverarbeitungseinrichtung 4' ebenfalls zeitvariant gestaltet. Zur Variation der Übertragungsfunktion $\hat{H}$ wird ein Mikrofon 7 oder anderer Sensor verwendet, der in den Ohrkanal einzuführen ist. Das durch das Mikrofon gewonnene Signal wird von dem geschätzten Signal nH subtrahiert, um ein Fehlersignal zur adaptiven Einstellung des Systems 4' mit der Übertragungsfunktion $\hat{H}$ zu gewinnen. Die adaptive Einstellung der Übertragungsfunktion $\hat{H}$ kann beispielsweise mit einem (N)LMS-Algorithmus (Normalised Least Mean Square) erfolgen, solange das geschätzte Störsignal $\hat{n}$ hinreichend unkorreliert mit dem Nutzsignal am Hörgeräteausgang ist.

[0019] Ist jedoch das geschätzte Störsignal $\hat{n}$ mit dem Nutzsignal am Hörgeräteausgang zu einem gewissen Maße korreliert, so kann der Einfluss des Nutzsignals auf die Adaption des Filters bzw. der Signalverarbeitungseinrichtung 4' mit der Übertragungsfunktion $\hat{H}$ reduziert werden, indem das Nutzsignal mit einem geeignet gewählten System 8 mit der Kopplungsfunktion G gefiltert wird. Ein derartiges System ist in FIG 3 in einem dritten Ausführungsbeispiel dargestellt. Zusätzlich zu dem System von FIG 2 wird also das Ausgangssignal der Signalverarbeitungseinrichtung 1 von der Kopplungseinrichtung 8 abgegriffen und mit der Kopplungsfunktion G multipliziert. Das resultierende Signal wird von dem Mikrofonsignal des Mikrofons 7 im Ohrkanal und dem davon bereits subtrahierten geschätzten Störsignal nH subtrahiert, so dass ein Fehlersignal der aktiven Störgeräuschunterdrückung erhalten wird. Dieses Fehlersignal wird zur Variation der Übertragungsfunktion $\hat{H}$ in der zeitvarianten Signalverarbeitungseinrichtung 4' verwendet. Somit kann verhindert werden, dass ein Nutzsignal, das über den nebenläufigen akustischen Signalpfad in den Ohrkanal gelangt, und dort als Störsignal interpretiert werden würde, gedämpft bzw. unterdrückt wird.

[0020] Die übrigen im Zusammenhang mit der Beschreibung der FIG 2 und der FIG 3 nicht erwähnten, aber dort dargestellten Komponenten entsprechen denjenigen von FIG 1, so dass auf die dortige Beschreibung verwiesen wird.

[0021] Zusammenfassung ist somit festzustellen, dass das gegenphasig in den Ohrkanal eingespeiste Signal nH die Störsignalanteile xH des akustischen Signals X im Ohrkanal kompensiert. Insbesondere kann die Störunterdrückung durch Richtmikrofonverschaltungen auch dann ermöglicht werden, wenn nebenläufige Signalpfade dies bei herkömmlichen Ansätzen nicht ermöglichen.

Patentansprüche

1. Hörgerät mit

- einer Schätzeinrichtung (3) zum Schätzen eines Nutzsignals *(N)* aus einem gestörten Eingangssignal *(x)* und
- einer ersten Signalverarbeitungseinrichtung (1) zum Verarbeiten des Nutzsignals ($\hat{N}$) zu einem Nutzausgangssignal,

dadurch gekennzeichnet, dass

- mit der Schätzeinrichtung (3) auch ein Störsignal ($\hat{n}$) aus dem gestörten Eingangssignal (x) schätzbar ist und das Hörgerät weiterhin aufweist
- eine zweite Signalverarbeitungseinrichtung (4, 4'), mit der die Übertragungsfunktion (H) eines akustischen Pfads nachbildbar ist, zum Beaufschlagen des Störsignals ($\hat{n}$) mit der nachgebildeten Übertragungsfunktion ($\hat{H}$) unter Bildung eines Störausgangssignals *(nH)* und
- eine Verknüpfungseinrichtung zum Verknüpfen des Nutzausgangssignals mit dem Störausgangssignal *(nH).*

2. Hörgerät nach Anspruch 1, wobei der akustische Pfad in einem Ohrkanal an dem Hörgerät vorbeiführt.

3. Hörgerät nach Anspruch 1 oder 2, wobei die nachgebildete Übertragungsfunktion *(Ĥ)* linear ist.

4. Hörgerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die nachgebildete Übertragungsfunktion ($\hat{H}$) zeitvariant ist.

5. Hörgerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, das einen akustischen Sensor (7) aufweist, welcher in dem in einen Ohrkanal eingesetzten Zustand des Hörgeräts an der dem Trommelfell zugewandten Ende des Hörgeräts platzierbar oder platziert ist, so dass sein Signal zur dynamischen Variation der nachgebildeten Übertragungsfunktion ($\hat{H}$) der zweiten Signalverarbeitungseinrichtung (4, 4') verwendbar ist.

6. Hörgerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, das eine Kopplungseinrichtung (8) aufweist, mit der das Nutzausgangssignal der ersten Signalverarbeitungseinrichtung (1) an die zweite Signalverarbeitungseinrichtung (4, 4') zur Variation der nachgebildeten Übertragungsfunktion ($\hat{H}$) koppelbar ist.

7. Hörgerät nach Anspruch 6, wobei ein Übertragungsfaktor (G) der Kopplungseinrichtung (8) im Hörgerätebetrieb einstellbar ist.

8. Verfahren zum Unterdrücken von Störgeräuschen an einem Hörgerät durch

- Schätzen eines Nutzsignals ($\hat{N}$) aus einem gestörten Eingangssignal (x) und
- Verarbeiten des Nutzsignals ($\hat{N}$) zu einem Nutzausgangssignal,

gekennzeichnet durch

- Schätzen eines Störsignals ($\hat{n}$) aus dem gestörten Eingangssignal (X),
- Beaufschlagen des Störsignals ($\hat{n}$) mit einer Übertragungsfunktion *(Ĥ),* mit der ein akustischer Pfad nachgebildet wird, unter Bildung eines Störausgangssignals *(nH)* und
- Verknüpfen des Nutzausgangssignals mit dem Störausgangssignal *(nH).*

9. Verfahren nach Anspruch 8, wobei zwischen Hörgerät und Trommelfell in einem Ohrkanal ein akustisches Signal aufgenommen wird, das zur dynamischen Variation der nachgebildeten Übertragungsfunktion ($\hat{H}$) verwendet wird.

10. Verfahren nach Anspruch 8 oder 9, wobei das Nutzausgangssignal zur Variation der nachgebildeten Übertragungsfunktion ($\hat{H}$) herangezogen wird.

11. Verfahren nach Anspruch 10, wobei das Koppeln des Nutzausgangssignals zur Variation der nachgebildeten Übertragungsfunktion ($\hat{H}$) mit einem einstellbaren Kopplungsfaktor (G) erfolgt.

Claims

1. Hearing aid with

- an estimating device (3) for estimating a usable signal (N) from an input signal (x) disturbed by interference and
- a first signal processing device (1) for processing the usable signal (N) to form a usable output signal, **characterized in that**
- with the estimating device (3) it is also possible to estimate an interfering signal (n) from the input signal (x) disturbed by interference, and the hearing aid also has
- a second signal processing device (4, 4'), with which it is possible to simulate the transfer function (H) of an acoustic path, for applying the simulated transfer function ($\hat{H}$) to the interfering signal ($\hat{n}$), thereby forming an interfering output signal ($\hat{n}\hat{H}$) and
- a linking device for linking the usable output signal with the interfering output signal ($\hat{n}\hat{H}$).

2. Hearing aid according to Claim 1, the acoustic path passing by the hearing aid in an auditory canal.

3. Hearing aid according to Claim 1 or 2, the simulated transfer function ($\hat{H}$) being linear.

4. Hearing aid according to one of the preceding claims, the simulated transfer function ($\hat{H}$) being time-variant.

5. Hearing aid according to one of the preceding claims, which has an acoustic sensor (7), which, in the state of the hearing aid in which it is inserted in an auditory canal, can be placed or is placed at the end of the hearing aid that is facing the eardrum, so that its signal can be used for the dynamic variation of the simulated transfer function ($\hat{H}$) of the second signal processing device (4, 4').

6. Hearing aid according to one of the preceding claims, which has a coupling device (8), with which the usable output signal of the first signal processing device (1) can be coupled to the second signal processing device (4, 4') for the variation of the simulated transfer function ($\hat{H}$).

7. Hearing aid according to Claim 6, it being possible for a transfer factor (G) of the coupling device (8) to be set in hearing aid operation.

8. Method of suppressing noises at a hearing aid by

   - estimating a usable signal ($\hat{N}$) from an input signal (x) disturbed by interference and
   - processing the usable signal (N) to form a usable output signal,
   characterized by
   - estimating an interfering signal ($\hat{n}$) from the input signal (x) disturbed by interference,
   - applying to the interfering signal ($\hat{n}$) a transfer function ($\hat{H}$) with which an acoustic path is simulated, thereby forming an interfering output signal ($\hat{n}\,\hat{H}$), and
   - linking the usable output signal with the interfering output signal ($\hat{n}\,\hat{H}$).

9. Method according to Claim 8, an acoustic signal being picked up between the hearing aid and the eardrum in an auditory canal and used for the dynamic variation of the simulated transfer function ($\hat{H}$).

10. Method according to Claim 8 or 9, the usable output signal being used for the variation of the simulated transfer function ($\hat{H}$).

11. Method according to Claim 10, the coupling of the usable output signal for the variation of the simulated transfer function ($\hat{H}$) taking place with a coupling factor (G) which can be set.

Revendications

1. Appareil auditif comprenant

   - un dispositif d'estimation (3) pour estimer un signal utile ($\hat{N}$) issu d'un signal d'entrée perturbé *(X)* et
   - un premier dispositif de traitement de signal (1) pour transformer le signal utile ($\hat{N}$) en signal de sortie utile, **caractérisée en ce que**
   - le dispositif d'estimation (3) permet également d'estimer un signal perturbateur ($\hat{n}$) issu du signal d'entrée perturbé *(X)* et **en ce que** l'appareil auditif comprend en outre
   - un second dispositif de traitement de signal (4, 4') permettant de reproduire la fonction de transfert *(H)* d'un chemin acoustique, pour appliquer au signal perturbateur *($\hat{n}$)* la fonction de transfert reproduite *($\hat{H}$)* en formant un signal de sortie perturbateur *(nH)* et
   - un dispositif de combinaison pour combiner le signal de sortie utile avec le signal de sortie perturbateur *(nH)*.

2. Appareil auditif selon la revendication 1, le chemin acoustique dans un canal auditif passant devant l'appareil auditif.

3. Appareil auditif selon la revendication 1 ou 2, la fonction de transfert reproduite ($\hat{H}$) étant linéaire.

4. Appareil auditif selon l'une des revendications précédentes, la fonction de transfert reproduite ($\hat{H}$) étant variable dans le temps.

5. Appareil auditif selon l'une des revendications précédentes, laquelle présente un capteur acoustique (7) qui, lorsque la prothèse auditive est mise en place dans un canal auditif, peut être placé, ou est placé, à l'extrémité de l'appareil auditif tournée vers le tympan de sorte que son signal est utilisable pour la variation dynamique de la fonction de transfert reproduite *($\hat{H}$)* du second dispositif de traitement de signal (4, 4').

6. Appareil auditif selon l'une des revendications précédentes, laquelle présente un dispositif de couplage (8) permettant de coupler le signal de sortie utile du premier dispositif de traitement de signal (1) au second dispositif de traitement de signal (4, 4') pour la variation de la fonction de transfert reproduite *($\hat{H}$)*.

7. Appareil auditif selon la revendication 6, un facteur de transfert *(G)* du dispositif de couplage (8) étant réglable lorsque l'appareil auditif est en fonctionnement.

8. Procédé pour supprimer des bruits perturbateurs sur

un appareil auditif par

- estimation d'un signal utile $(\hat{N})$ issu d'un signal d'entrée perturbé *(X)* et
- transformation du signal utile $(\hat{N})$ en signal de sortie utile,

caractérisé par

- estimation d'un signal perturbateur $(\hat{n})$ issu du signal d'entrée perturbé *(X)*,
- application au signal perturbateur $(\hat{n})$ d'une fonction de transfert $(\hat{H})$ servant à reproduire un chemin acoustique, en formant un signal de sortie perturbateur *(nH)* et
- combinaison du signal de sortie utile avec le signal de sortie perturbateur *(nH)*.

9. Procédé selon la revendication 8, un signal acoustique étant capté dans un canal auditif entre appareil auditif et tympan, qui est utilisé pour la variation dynamique de la fonction de transfert reproduite $(\hat{H})$.

10. Procédé selon la revendication 8 ou 9, le signal de sortie utile étant mis à contribution pour la variation de la fonction de transfert reproduite $(\hat{H})$.

11. Procédé selon la revendication 10, le couplage du signal de sortie utile pour la variation de la fonction de transfert reproduite $(\hat{H})$ étant opéré avec un facteur de couplage *(G)* réglable.

FIG 1

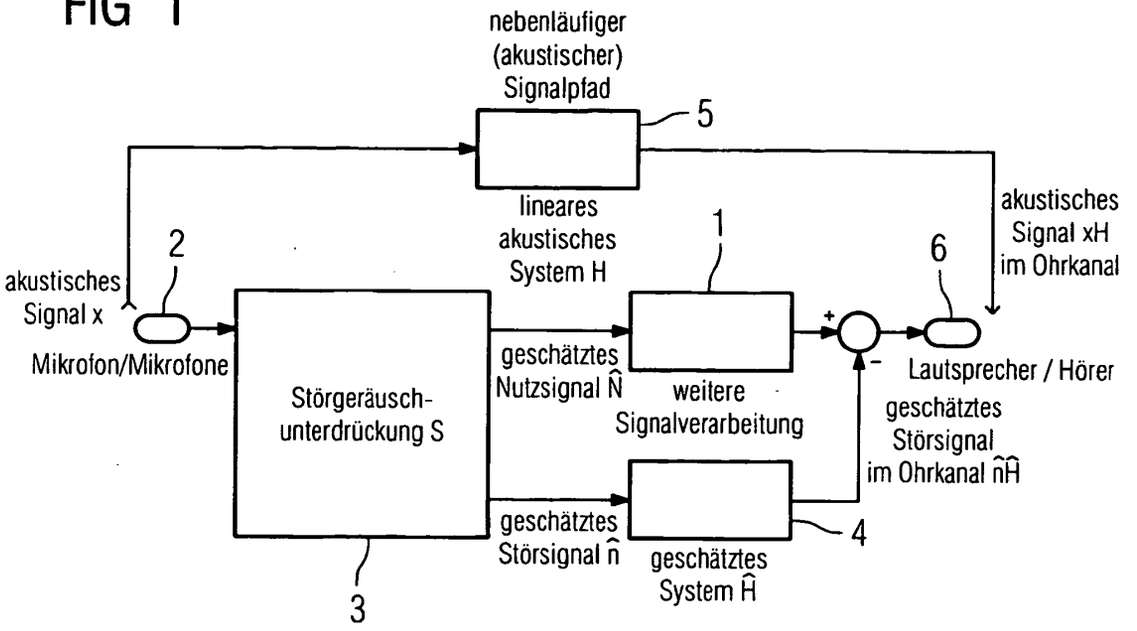

nebenläufiger
(akustischer)
Signalpfad
5
lineares
akustisches
System H
1
akustisches
Signal xH
im Ohrkanal
6
2
akustisches
Signal x
Mikrofon/Mikrofone
Störgeräusch-
unterdrückung S
geschätztes
Nutzsignal $\hat{N}$
weitere
Signalverarbeitung
Lautsprecher / Hörer
geschätztes
Störsignal
im Ohrkanal $\hat{n}\hat{H}$
geschätztes
Störsignal $\hat{n}$
geschätztes
System $\hat{H}$
4
3

FIG 2

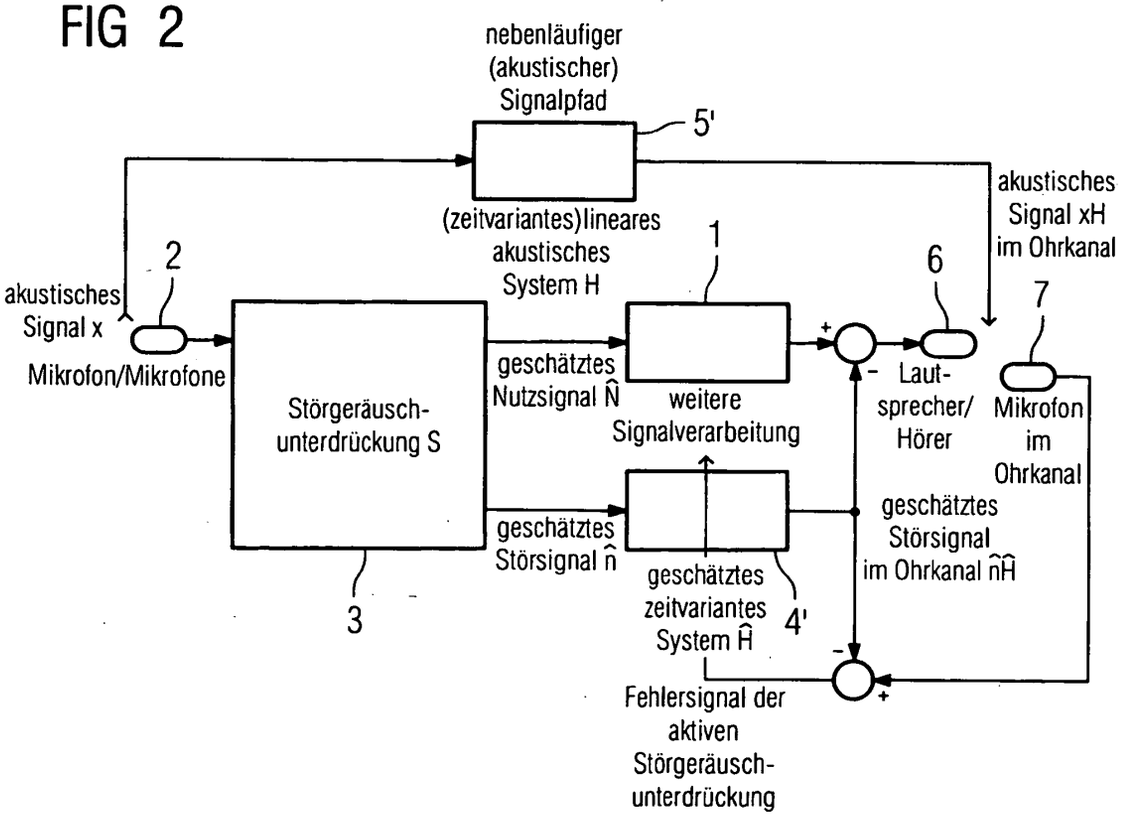
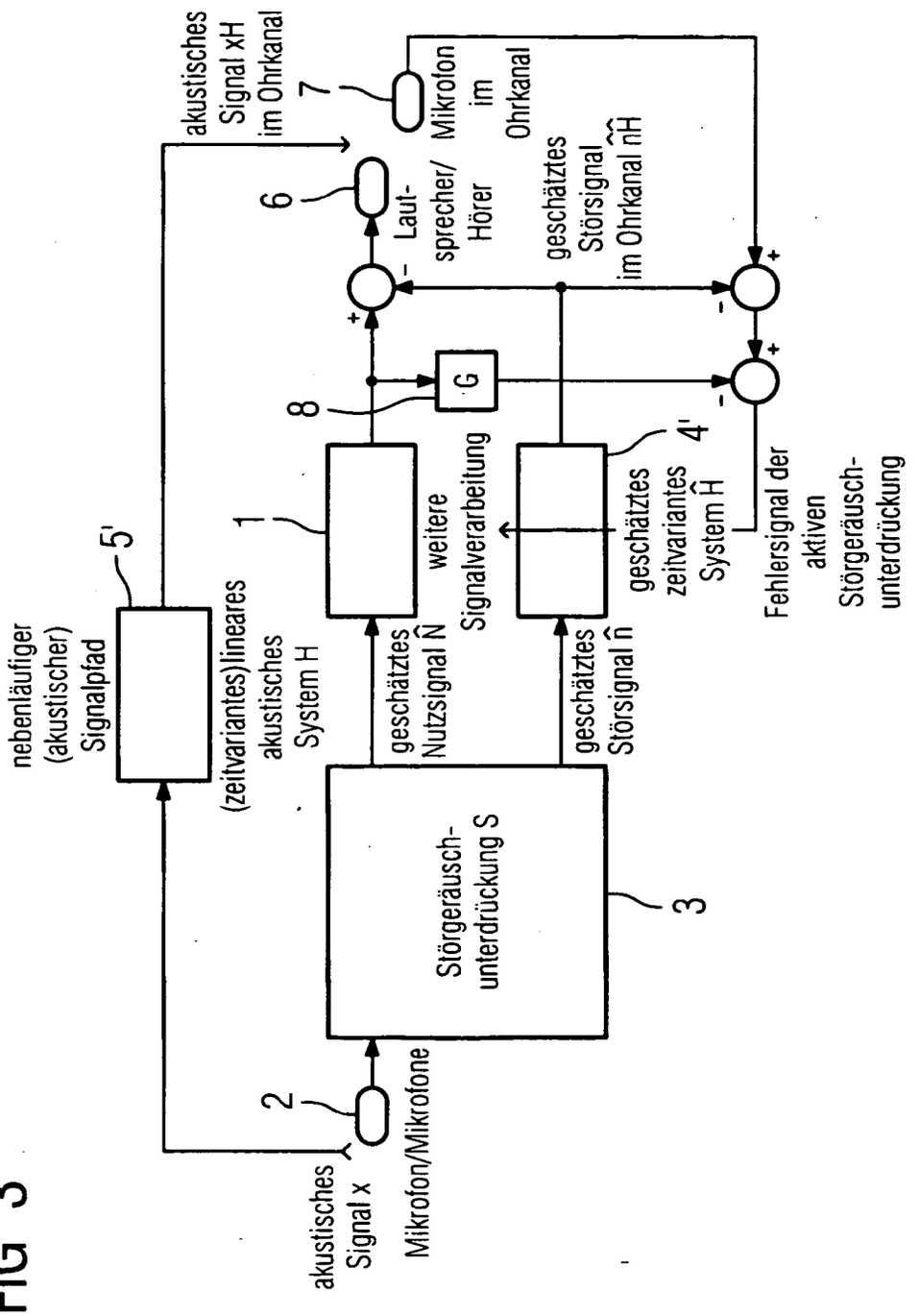

nebenläufiger
(akustischer)
Signalpfad
5'
(zeitvariantes)lineares
akustisches
System H
1
akustisches
Signal xH
im Ohrkanal
6
7
2
akustisches
Signal x
Mikrofon/Mikrofone
Störgeräusch-
unterdrückung S
geschätztes
Nutzsignal $\hat{N}$
weitere
Signalverarbeitung
Laut-
sprecher/
Hörer
Mikrofon
im
Ohrkanal
geschätztes
Störsignal
im Ohrkanal $\hat{n}\hat{H}$
geschätztes
Störsignal $\hat{n}$
geschätztes
zeitvariantes
System $\hat{H}$
4'
3
Fehlersignal der
aktiven
Störgeräusch-
unterdrückung

FIG 3


akustisches Signal x
Mikrofon/Mikrofone
2
Störgeräusch-unterdrückung S
3
geschätztes Nutzsignal N̂
geschätztes Störsignal n̂
weitere Signalverarbeitung
1
8
G
4'
geschätztes zeitvariantes System Ĥ
Fehlersignal der aktiven Störgeräusch-unterdrückung
nebenläufiger (akustischer) Signalpfad
5'
(zeitvariantes) lineares akustisches System H
akustisches Signal xH im Ohrkanal
6
Laut-sprecher/ Hörer
7
Mikrofon im Ohrkanal
geschätztes Störsignal im Ohrkanal n̂H

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 19813512 A1 **[0004]**
- EP 1304902 A1 **[0005]**
- WO 0147335 A2 **[0006]**