



(11) **EP 1 401 242 B1**

(12) **EUROPÄISCHE PATENTSCHRIFT**

(45) Veröffentlichungstag und Bekanntmachung des
Hinweises auf die Patenterteilung:
03.12.2008 Patentblatt 2008/49

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

(21) Anmeldenummer: **03021037.1**

(22) Anmeldetag: **17.09.2003**

(54) **Feedbackkompensation für Hörgeräte mit Systemabstandsschätzung**

Feedback compensation for hearing-aids with system distance estimation

Compensation de la rétroaction pour prothèses auditives avec système d'estimation de la distance

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

(30) Priorität: **23.09.2002 DE 10244184**

(43) Veröffentlichungstag der Anmeldung:
24.03.2004 Patentblatt 2004/13

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

(72) Erfinder:
• **Niederdränk, Torsten, Dr.
91056 Erlangen (DE)**

• **Schulz, Herve
91052 Erlangen (DE)**
• **Weidner, Tom
91056 Erlangen (DE)**

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

(56) Entgegenhaltungen:
**WO-A-01/06812 WO-A-01/22775
US-A1- 2001 002 930**

EP 1 401 242 B1

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).

Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Rückkopplungskompensation bei Hörgeräten mit einer Signaleingangseinrichtung zur Aufnahme eines Eingangssignals einschließlich eines Rückkopplungssignals, einer Rückkopplungsverminderungseinrichtung zur einstellbaren Reduktion oder Dämpfung des Rückkopplungssignals und einer Signalausgangseinrichtung zur Ausgabe eines Ausgangssignals mit reduziertem Rückkopplungssignal. Darüber hinaus betrifft die vorliegende Erfindung ein entsprechendes Verfahren zur Rückkopplungskompensation.

[0002] Bei Hörgeräten findet häufig eine ungewünschte Rückkopplung (Feedback) des vom Hörer abgestrahlten Audiosignals zu dem Mikrofon des Hörgeräts statt. Diese Rückkopplung erfolgt über unterschiedliche Rückkopplungspfade (Feedbackpfade). Ein derartiger Pfad ist z.B. die Schallübertragung in Luft, wenn das Ohrpassestück eines Hinter-dem-Ohr-Hörgeräts oder aber ein Indem-Ohr-Hörgerät undicht ist. Ein weiterer Rückkopplungspfad besteht unter Umständen über die Knochen des Hörgeräträgers zurück zum Hörgerät.

[0003] Wenn die Hörgeräteverstärkung größer als die Feedback-Dämpfung ist, macht sich die Rückkopplung durch ein Pfeifen des Hörgeräts bemerkbar, das für den Hörgeräträger sehr unangenehm ist. Bei stabilen Systemen, bei denen die Hörgeräteverstärkung kleiner als die Feedback-Dämpfung ist, ist eine Feedbackkompensation nicht zwingend notwendig, eine dennoch durchgeführte Feedbackkompensation könnte unter Umständen zu Artefakten führen.

[0004] Ein weiteres Problem besteht, wenn das Feedbacksignal z.B. bei einem sehr dichten Ohrpassestück verhältnismäßig klein und das Nutzsignal relativ groß ist. Eine derartige Konstellation führt häufig zu einer Fehladaptation des Hörgeräts an die Rückkopplungspfade, wodurch sich ebenfalls Artefakte ergeben können.

[0005] In diesem Zusammenhang ist aus der Patentschrift DE 39 27 765 C2 ein Hörgerät mit verbesserter Abtrennung von Rauschsignalen bekannt. Mit einem variablen Hochpassfilter mit einer Abschneidefrequenz, die in Abhängigkeit vom über den Steuereingang des Filters zugeführten Rückkopplungs-Steuersignal variierbar ist, und mit einem Sensor mit Rückkopplungsfilter, Pegeldetektor und Glättungskreis, wobei der Sensor und das Hochpassfilter zusammenwirkend sowohl eine Einregelzeit als auch eine Auslösezeit definieren, die kleiner ist als die Einregelzeit, werden niederfrequente Signale mit hoher Amplitude in Abhängigkeit vom vergangenen zeitlichen Verlauf des gefilterten Signals gedämpft, und zwar so, dass stetige niederfrequente Rauschsignale mit hoher Amplitude gedämpft werden. Hierzu wird die Abschneidefrequenz bei Vorhandensein von niederfrequentem Rauschen mit hoher Amplitude langsam erhöht, jedoch schnell erniedrigt, wenn das Rauschen aufhört.

[0006] Aus der internationalen Druckschrift WO

01/06812 A1 ist eine Vorrichtung zur Rückkopplungsunterdrückung für Hörgeräte bekannt, bei der die Stabilität des Rückgekoppelten Systems aus der Bandbreite des Eingangssignals geschätzt wird.

[0007] Die Aufgabe der vorliegenden Erfindung besteht darin, eine leistungsfähige Rückkopplungskompensation zur Verfügung zu stellen, wobei die Gefahr der Artefaktbildung vermindert ist.

[0008] Erfindungsgemäß wird diese Aufgabe gelöst durch eine Vorrichtung zur Rückkopplungskompensation bei Hörgeräten mit einer Signaleingangseinrichtung (3) zur Aufnahme eines Eingangssignals, das durch eine Rückkopplung beeinflusst ist, einer Rückkopplungsverminderungseinrichtung (5, 12, 13, 14) zur einstellbaren Reduktion, Kompensation oder Dämpfung der Rückkopplung und einer Signalausgangseinrichtung (1) zur Ausgabe eines Ausgangssignals mit reduziertem Rückkopplungsanteil, sowie einer Schätzeinrichtung (6 bis 11), die zwischen die Signaleingangseinrichtung (3) und die Rückkopplungsverminderungseinrichtung (5, 12, 13, 14) geschaltet ist und mit der aus dem Eingangssignal ein Schätzwert eines Systemabstandes, der durch den Abstand der Kreisverstärkung des rückgekoppelten Systems zu seiner vorgegebenen Stabilitätsgrenze definiert ist, ermittelbar ist, so dass Parameter der Rückkopplungsverminderungseinrichtung (5, 12, 13, 14) anhand des Schätzwerts steuerbar sind.

[0009] Die oben genannte Aufgabe wird ferner erfindungsgemäß gelöst durch ein Verfahren zur Rückkopplungskompensation bei Hörgeräten durch Aufnehmen eines Eingangssignals, das durch eine Rückkopplung beeinflusst ist, einstellbares Reduzieren, Kompensieren oder Dämpfen der Rückkopplung und Ausgeben eines Ausgangssignals mit reduziertem Rückkopplungsanteil, sowie Schätzen eines Systemabstands, der durch den Abstand der Kreisverstärkung des rückgekoppelten Systems zu seiner vorgegebenen Stabilitätsgrenze definiert ist, und Steuern des Reduzierens, Kompensierens oder Dämpfens der Rückkopplung anhand des Schätzwerts.

[0010] Der Erfindung liegt der Gedanke zu Grunde, dass die Verstärkung eines Hörgeräts in jedem Frequenzbereich unterhalb einer Stabilitätsgrenze liegen muss, bei der die Kopplung einsetzt und der Hörgeräträger beziehungsweise Patient ein Pfeifen wahrnimmt. Der Abstand von der Verstärkung des Hörgeräts (genauer dem Produkt der Verstärkung des Hörgeräts mit der Verstärkung des Feedbacks) zu einer Stabilitätsgrenze V_{stabil} wird als Systemabstand bezeichnet. Als Stabilitätsgrenze wird üblicherweise diejenige Situation bezeichnet, bei der das Produkt aus Rückkopplungsverstärkung beziehungsweise -dämpfung und Kreisverstärkung gleich Eins ist.

[0011] Der Systemabstand ist für die Leistung eines adaptiven Feedbackkompensationsfilters sehr wichtig, da er die Signal-Rausch-Verhältnisse (S/N) für die Adaption erkennen lässt. Die Schrittweite eines adaptiven Feedbackkompensators kann für ein verbessertes Ad-

aptionsverhalten an den Systemabstand beziehungsweise die Stabilitätsreserve angepasst werden. Es macht einen deutlichen Unterschied, ob der Feedbackkompensator im überkritischen Fall oder im unterkritischen Fall adaptieren soll.

[0012] In vorteilhafter Weise erfolgt das Schätzen des Systemabstands durch Erfassen eines ersten Signalanteils und eines zweiten Signalanteils des Eingangssignals, Bilden eines Schätzsignals für den zweiten Signalanteil insbesondere mittels eines Modells aus dem ersten Signalanteil und Ermitteln des Schätzwertes aus dem Unterschied von Schätzsignal und zweitem Signalanteil. Damit kann beispielsweise eine modellbasierte Schätzung des Systemabstands vorgenommen werden und die Funktion eines Feedbackkompensators gesteuert beziehungsweise angepasst werden. Wird beispielsweise ein sehr großer Systemabstand erkannt, also eine sehr stabile Situation, in der kein Feedback vorliegt, so wird beispielsweise der Feedbackkompensator abgeschaltet oder seine Parameter verändert (z.B. extrem langsame Adaptionszeiten). Dadurch können unnötige Artefakte auch bei kritischen Eingangssignalen vermieden werden. Andererseits kann bei deutlich verringertem oder sogar negativem Systemabstand (Instabilität) die Funktion des Feedbackkompensators z.B. zu einer deutlich erhöhten Adaptionsgeschwindigkeit verändert werden. Dadurch wäre eine schnellere Adaption und damit Feedbackunterdrückung möglich. Insgesamt bietet die Kenntnis des Systemabstands die Möglichkeit, die Wirkung und Funktionsweise des Feedbackkompensators besser und genauer auf die jeweiligen akustischen Bedingungen abzustimmen und anzupassen. Die Schätzung des Systemabstands kann basierend auf einem Modell, z.B. für Sprache erfolgen. Günstigerweise wird das Eingangssignal in einen hochfrequenten ersten Signalanteil und einen niederfrequenten zweiten Signalanteil zerlegt. Bei zweikanaligen Geräten liegen diese Signalanteile bereits vor. Da bei Hörgeräten die niederfrequenten Signalanteile in der Regel nicht vom Feedback betroffen sind, können entsprechende Merkmale des Eingangssignals wie beispielsweise Amplitude, Modulationstiefe etc. aus dem niederfrequenten Signalanteil ermittelt werden, ohne dass sich der Einfluß eines Feedbacks störend bemerkbar macht. Mit Hilfe eines Modells lassen sich dann die hochfrequenten Anteile des Eingangssignals aus den Merkmalen der niederfrequenten Anteile idealisiert ohne Feedback schätzen. Ein Vergleich zwischen dem geschätzten hochfrequenten Signalanteil und dem tatsächlichen hochfrequenten Signalanteil führt zum Systemabstand, mit dem die Feedbackkompensation variabel durchgeführt werden kann.

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

FIG 1 ein Blockschaltbild eines Feedbackkompensationsfilters gemäß dem Stand der Technik;

FIG 2 ein Blockschaltbild eines erfindungsgemäßen Feedbackkompensators mit vom Systemabstand geführter Schrittweitensteuerung;

5 FIG 3 ein Blockschaltbild eines erfindungsgemäßen Teilband-Feedbackkompensators mit vom Systemabstand geführter Schrittweitensteuerung;

10 FIG 4 ein Blockschaltbild einer erfindungsgemäßen Verstärkungs- und/oder Kompressionssteuerung auf Basis des Systemabstands;

15 FIG 5 ein Blockschaltbild einer erfindungsgemäßen Verstärkungs- und/oder Kompressionssteuerung auf Basis des Systemabstands bei Mehrkanalgeräten; und

20 FIG 6 ein Blockschaltbild einer erfindungsgemäßen Feedbackunterdrückung durch ein adaptives Notchfilter unter Berücksichtigung des Systemabstands.

[0014] Die nachfolgend beschriebenen Ausführungsbeispiele stellen bevorzugte Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung dar. Vor der Darstellung eines Ausführungsbeispiels sei jedoch der gegenwärtige Stand der Technik eines Hörgeräts mit einem Feedback-Kompensationsfilter an einem Beispiel entsprechend FIG 1 konkret dargelegt. In FIG 1 ist insbesondere der Rückkopplungssignalverlauf wiedergegeben. Das Ausgangssignal eines Hörers 1 eines Hörgeräts wird über einen Feedbackpfad 2 an das Mikrofon 3 des Hörgeräts zurückgekoppelt. Neben dem Feedbacksignal wird auch ein Nutzsignal, z.B. Sprache, in das Mikrofon 3 eingespeist. Eine Hörgerätesignalverarbeitung 4 verstärkt das Mikrofonsignal zum Ausgang an den Hörer beziehungsweise Lautsprecher 1.

[0015] Ein Feedbackkompensator 5 bildet den Feedbackpfad 2 nach und subtrahiert das Resultat vom Eingangssignal des Mikrofons 3, womit der Feedbackpfad 2 gedämpft wird. Der Feedbackkompensator 5 ist ständig aktiv und kann bei Hörgeräten mit kleinem Feedbackpfad, wie beispielsweise Hörgeräten mit Cross-Verbindung oder geschlossener Versorgung zu Artefakten führen.

[0016] Erfindungsgemäß ist daher vorgesehen, die Wirkungsweise des Feedbackkompensators 5 gemäß FIG 2 zu steuern, im einfachsten Fall an- und abzuschalten. Zur Steuerung wird eine Schätzeinheit verwendet, die den Systemabstand schätzt, so dass der Feedbackkompensator 5 erst bei sehr geringem oder negativem Systemabstand aktiviert wird. Die Schätzeinrichtung besteht aus einem Hochpassfilter 6 und einem Tiefpassfilter 7. Diese sind parallel zu dem üblichen Signalpfad zwischen Mikrofon 3 und Hörgerätesignalverarbeitung 4 geschaltet und zerlegen das Ausgangssignal des Mikrofons 3, d.h. das Eingangssignal des Hörgeräts, in einen hoch-

frequenten und einen niederfrequenten Anteil. Im Anschluß an den Hochpassfilter 6 und den Tiefpassfilter 7 ist jeweils eine Merkmalsextraktionseinheit 8 beziehungsweise 9 geschaltet. Die aus der Merkmalsextraktionseinheit 9 gewonnenen Merkmale werden mit Modelldaten eines Modells 10 verknüpft und die resultierenden Daten werden in einer Auswerteeinheit 11 mit den Daten der Merkmalsextraktionseinheit 8 verglichen. Das Vergleichsergebnis ist ein Maß für den Systemabstand, mit dem der Feedbackkompensator 5 angesteuert wird.

[0017] Die Funktion der Schätzeinheit kann wie folgt beschrieben werden: Das Eingangssignal des Hörgeräts wird durch den Hochpassfilter 6 und den Tiefpassfilter 7 in einen hochfrequenten und einen niederfrequenten Anteil zerlegt. Die Schwelle zwischen Hochfrequenz und Niederfrequenz wird dabei so gewählt, dass die üblicherweise auftretenden Kopplungen im Hochfrequenzbereich angeordnet sind. Beispielsweise liegt die Schwelle bei 1,5 kHz.

[0018] Das Tiefpasssignal wird in der Merkmalsextraktionseinheit 9 nach herausragenden Merkmalen untersucht. Beispiele derartiger Merkmale sind Energieinhalt im Frequenzband, Signal-Rausch-Abstand etc. Es wird vorausgesetzt, dass das Signal im niederfrequenten Bereich ungestört ist, d.h. von einer Rückkopplung nicht betroffen ist. Mit Hilfe des Modells 10, das beispielsweise den typischen Frequenzgang eines Sprachsignals wiedergibt, werden aus den Merkmalen des Tiefpasssignals die Merkmale des dazugehörigen Hochpasssignals geschätzt und an die Auswerteeinheit beziehungsweise den Vergleich 11 weitergeleitet. Parallel hierzu werden die tatsächlichen Merkmale des Hochpasssignals in der Merkmalsextraktionseinheit 8 ermittelt und ebenfalls zu dem Vergleich 11 geleitet. Dort werden die tatsächlichen Merkmale des Hochpasssignals mit den geschätzten Merkmalen des Hochpasssignals verglichen. Stimmen die Merkmale des tatsächlichen und des geschätzten Signals überein, d.h. das Spektrum des geschätzten Signals entspricht dem des tatsächlichen Signals, so liegt kein Feedback vor, und der Feedbackkompensator 5 kann abgeschaltet oder in seiner Wirkung minimiert betrieben werden. Stimmt dagegen das geschätzte Signal mit dem tatsächlichen Signal nicht überein, so kann von einer Rückkopplung ausgegangen werden. Das entsprechende Rückkopplungssignal kann beispielsweise aus der Differenz der beiden Spektren des geschätzten und des tatsächlichen Signals gewonnen werden. Falls nun durch das Feedback der Systemabstand zu gering oder negativ wurde, kann der Feedbackkompensator 5 aktiviert werden. Für den Fall jedoch, dass der Systemabstand nach wie vor groß genug ist, z.B. mehr als 3 dB, braucht der Feedbackkompensator 5 auch hier nicht aktiviert zu werden.

[0019] Mit dieser Steuerung des Feedbackkompensators ist eine robustere Adaption des Hörgeräts an einen Feedbackpfad 2 möglich. Außerdem sorgt die Reduzierung der Aktivität des Feedbackkompensators 5 für weniger Artefakte.

[0020] Voraussetzung für die Funktionsfähigkeit dieser Feedbackkompensatorsteuerung ist, dass für die jeweilig aktuelle Hörsituation wie beispielsweise Sprache in Ruhe, Musik etc. ein geeignetes Modell 10 hinterlegt ist. Das jeweilig passende Modell sollte in Echtzeit ermittelt und für die Schätzung verwendet werden.

[0021] Eine weitere Ausführungsform der erfindungsgemäßen Feedbackkompensatorsteuerung ist in FIG 3 dargestellt. Das Hörgerät ist bereits für eine mehrkanalige interne Datenverarbeitung ausgelegt. Dies bedeutet, dass das Eingangssignal, d.h. das Ausgangssignal des Mikrofons 3, durch die Filter 6 und 7 in Frequenzbänder zerlegt wird. Eine Feedbackkompensation findet im vorliegenden Fall lediglich in dem Hochpasssignal statt. In jedem der Kanäle ist jeweils eine Hörgeräte-Signalverarbeitung 41, 42 vorgesehen. Vor dem Hörer 1 werden die Signale der beiden Kanäle addiert.

[0022] Nachdem das Eingangssignal bereits in mehrere Kanäle aufgeteilt ist, braucht die Schätzeinheit 8 bis 11 lediglich mit der jeweiligen Merkmalsextraktion fortzufahren. Die weitere Signalverarbeitung erfolgt analog zu dem Ausführungsbeispiel von FIG 2.

[0023] Eine weitere Ausführungsform der vorliegenden Erfindung ist in FIG 4 wiedergegeben. In diesem Fall verfügt das Hörgerät nicht wie im Fall von FIG 2 über einen Feedbackkompensator 5, sondern über eine Verstärkungs- beziehungsweise Kompressionssteuerung 12. Mit ihr kann die Verstärkung beziehungsweise die Kompression des Hörgeräts variiert werden. Für den Fall, dass der Systemabstand zu gering ist, sei es durch das Nutzsignal oder das Feedbacksignal, kann die Verstärkung des Hörgeräts soweit reduziert werden, dass es wieder stabil arbeitet. Der notwendige Systemabstand wird wie in den vorhergehenden Beispielen von dem Vergleich 11 geliefert. Im Übrigen entspricht die gesamte Schätzeinheit 6 bis 11 der des Ausführungsbeispiels gemäß FIG 2.

[0024] In FIG 5 ist ein Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung dargestellt, das im Wesentlichen einer Kombination der Ausführungsbeispiele der Figuren 3 und 4 entspricht. Das intern zweikanalig arbeitende Hörgerät wird durch eine Verstärkungssteuerung 12 im Hochfrequenzkanal von Feedbacksignalen befreit.

[0025] Ein weiteres Ausführungsbeispiel ist in FIG 6 dargestellt. Im Wesentlichen entspricht der Aufbau des Hörgeräts dem von FIG 2 beziehungsweise von FIG 4. Das Feedback wird jedoch hier im Eingangssignal durch einen Feedback- beziehungsweise Oszillationsdetektor 13 detektiert. Eine Notchfiltersteuerung 14 verwertet das Ausgangssignal des Oszillationsdetektors 13 und steuert damit ein Schmalband- beziehungsweise Notchfilter 15. Da sich eine Hörgerätekopplung durch eine Resonanzüberhöhung und entsprechendes Pfeifen bemerkbar macht, kann sie auch durch ein Notchfilter 15 größtenteils unterdrückt werden. Das Notchfilter 15 ist hierzu zwischen die Hörgerätesignalverarbeitung 4 und den Hörer 1 geschaltet. Als Steuersignal verwendet die Notchfiltersteuerung 14 ebenfalls den Systemabstand aus dem

Vergleicher 11.

Patentansprüche

1. Vorrichtung zur Rückkopplungskompensation bei Hörgeräten mit einer Signaleingangseinrichtung (3) zur Aufnahme eines Eingangssignals, das durch eine Rückkopplung beeinflusst ist, einer Rückkopplungsverminderungseinrichtung (5, 12, 13, 14) zur einstellbaren Reduktion, Kompensation oder Dämpfung der Rückkopplung und einer Signalausgangseinrichtung (1) zur Ausgabe eines Ausgangssignals mit reduziertem Rückkopplungsanteil, **gekennzeichnet durch** eine Schätzeinrichtung (6 bis 11), die zwischen die Signaleingangseinrichtung (3) und die Rückkopplungsverminderungseinrichtung (5, 12, 13, 14) geschaltet ist und mit der aus dem Eingangssignal ein Schätzwert eines Systemabstandes, der **durch** den Abstand der Kreisverstärkung des rückgekoppelten Systems zu seiner vorgegebenen Stabilitätsgrenze definiert ist, ermittelbar ist, so dass Parameter der Rückkopplungsverminderungseinrichtung (5, 12, 13, 14) anhand des Schätzwerts steuerbar sind.
2. Vorrichtung nach Anspruch 1, wobei mit der Schätzeinrichtung (6 bis 11) ein erster Signalanteil und zweiter Signalanteil aus dem Eingangssignal erfassbar, ein Schätzsignal für den zweiten Signalanteil insbesondere mittels eines Modells aus dem ersten Signalanteil erstellbar und der Schätzwert aus dem Unterschied des Schätzsignals und des zweiten Signalanteils ermittelbar ist.
3. Vorrichtung nach Anspruch 2, wobei der erste Signalanteil einem hochfrequenten Anteil des Eingangssignals und der zweite Signalanteil einem niederfrequenten Anteil des Eingangssignals entspricht.
4. Vorrichtung nach Anspruch 2 oder 3, wobei Merkmale aus den Signalanteilen zur Weiterverarbeitung extrahierbar sind.
5. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 4, wobei die Rückkopplungsverminderungseinrichtung (5, 12, 13, 14) einen Feedbackkompensator (5) umfasst.
6. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 5, wobei die Rückkopplungsverminderungseinrichtung (5, 12, 13, 14) eine Verstärkungs-/Kompressionssteuerung (12) für ein Hörgerät umfasst.
7. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 6, wobei die Rückkopplungsverminderungseinrichtung (5, 12, 13, 14) mindestens einen Oszillationsdetektor (13) und mindestens eine Schmalbandfiltereinrichtung (14) zur Unterdrückung von Schwingungen auf der Grundlage des Schätzwertes aufweist.
8. Verfahren zur Rückkopplungskompensation bei Hörgeräten durch Aufnehmen eines Eingangssignals, das durch eine Rückkopplung beeinflusst ist, einstellbares Reduzieren, Kompensieren oder Dämpfen der Rückkopplung und Ausgeben eines Ausgangssignals mit reduziertem Rückkopplungsanteil, **gekennzeichnet durch** Schätzen eines Systemabstandes, der **durch** den Abstand der Kreisverstärkung des rückgekoppelten Systems zu seiner vorgegebenen Stabilitätsgrenze definiert ist, und Steuern des Reduzierens, Kompensierens oder Dämpfens der Rückkopplung anhand des Schätzwerts.
9. Verfahren nach Anspruch 8, wobei das Schätzen erfolgt durch die Schritte des Erfassens eines ersten Signalanteils und eines zweiten Signalanteils des Eingangssignals, des Bildens eines Vorhersagesignals für den zweiten Signalanteil aus dem ersten Signalanteil insbesondere mittels eines Modells und des Ermittlens des Schätzwertes aus dem Unterschied von Vorhersagesignal und zweitem Signalanteil.
10. Verfahren nach Anspruch 9, wobei der erste Signalanteil einem hochfrequenten Anteil des Eingangssignals und der zweite Signalanteil einem niederfrequenten Anteil des Eingangssignals entspricht.
11. Verfahren nach Anspruch 9 oder 10, wobei nach dem Erfassen des ersten und zweiten Signalanteils ein Extrahieren von Signalmerkmalen aus den Signalanteilen zur Weiterverarbeitung stattfindet.
12. Verfahren nach einem der Ansprüche 8 bis 11, wobei das Reduzieren oder Dämpfen des Rückkopplungssignals durch adaptive Feedbackkompensation erfolgt.
13. Verfahren nach einem der Ansprüche 8 bis 11, wobei das Reduzieren oder Dämpfen des Rückkopplungssignals durch Steuerung der Verstärkung/Kompression eines Hörgeräts erfolgt.
14. Verfahren nach einem der Ansprüche 8 bis 11, wobei das Reduzieren oder Dämpfen des Rückkopplungssignals durch Detektieren einer Schwingung und schmalbandiges Ausfiltern dieser Schwingung erfolgt.

Claims

1. Apparatus for feedback compensation in hearing devices, having
a signal input facility (3) for receiving an input signal, which is influenced by a feedback,
a feedback prevention facility (5, 12, 13, 14) for the adjustable reduction, compensation or attenuation of the feedback and
a signal output facility (1) for outputting an output signal with a reduced feedback part,
characterized by
an estimation facility (6 to 11), which is connected between the signal input facility (3) and the feedback reduction facility (5, 12, 13, 14) and with which an estimated value of a system distance, which is defined by the distance of the loop gain of the fed-back system at its predetermined stability limit, can be determined so that parameters of the feedback reduction facility (5, 12, 13, 14) can be controlled on the basis of the estimated value.
2. Apparatus according to claim 1, with a first signal part and second signal part being detectable from the input signal using the estimation facility (6 to 11), an estimated signal being creatable from the first signal part for the second signal part, in particular by means of a model, and the estimated value being determinable from the difference between the estimated signal and the second signal part.
3. Apparatus according to claim 2, with the first signal part corresponding to a high-frequency part of the input signal and the second signal part corresponding to a low-frequency part of the input signal.
4. Apparatus according to claim 2 or 3, with features being extractable from the signal parts for further processing purposes.
5. Apparatus according to one of claims 1 to 4, with the feedback reduction facility (5, 12, 13, 14) including a feedback compensator (5).
6. Apparatus according to one of claims 1 to 5, with the feedback reduction facility (5, 12, 13, 14) including an amplification/compression controller (12) for a hearing device.
7. Apparatus according to one of claims 1 to 6, with the feedback reduction facility (5, 12, 13, 14) having at least one oscillator detector (13) and at least one narrow band filtering facility (14) for suppressing oscillations on the basis of the estimated value.
8. Method for feedback compensation in hearing devices by receiving an input signal, which is influenced by a

feedback
adjustably reducing, compensating or attenuating the feedback and
outputting an output signal with a reduced feedback part,

characterized by

estimating a system distance, which is defined by the distance of the loop gain of the fed back system at its predetermined stability limit, and
controlling the reduction, compensation or attenuation of the feedback on the basis of the estimated value.

9. Method according to claim 8, with the estimation taking place by the steps of detecting a first signal part and a second signal part of the input signal, of forming a predictive signal for the second signal part from the first signal part, in particular by means of model, and of determining the estimated value from the difference between the predictive signal and the second signal part.
10. Method according to claim 9, with the first signal part corresponding to a high-frequency part of the input signal and the second signal part corresponding to a low-frequency part of the input signal.
11. Method according to claim 9 or 10, with, after detection of the first and second signal part, an extraction of signal features from the signal parts taking place for further processing.
12. Method according to one of claims 8 to 11, with the reduction or attenuation of the feedback signal taking place by means of adaptive feedback compensation.
13. Method according to one of claims 8 to 11, with the reduction or attenuation of the feedback signal taking place by means of controlling the amplification/compression of a hearing device.
14. Method according to one of claims 8 to 11, with the reduction or attenuation of the feedback signal taking place by detecting an oscillation and narrow band filtering out of this oscillation.

Revendications

1. Dispositif pour la compensation de la rétroaction pour prothèses auditives comprenant
un dispositif d'entrée de signal (3) pour la réception d'un signal d'entrée qui est influencé par une rétroaction,
un dispositif de réduction de rétroaction (5, 12, 13, 14) pour la réduction, la compensation ou l'amortissement réglable de la rétroaction et
un dispositif de sortie de signal (1) pour la délivrance

d'un signal de sortie avec fraction de rétroaction réduite,

caractérisé par

un dispositif d'estimation (6 à 11), qui est monté entre le dispositif d'entrée de signal (3) et le dispositif de réduction de rétroaction (5, 12, 13, 14) et avec lequel, à partir du signal d'entrée, on peut déterminer une valeur estimative d'un espacement de système, qui est définie par la distance de l'amplification de circuit du système à rétroaction à sa limite de stabilité prédéfinie, de sorte que des paramètres du dispositif de réduction de rétroaction (5, 12, 13, 14) peuvent être commandés à l'aide de la valeur estimative.

2. Dispositif selon la revendication 1, une première fraction de signal et une seconde fraction de signal pouvant être saisies avec le dispositif d'estimation (6 à 11) à partir du signal d'entrée, un signal d'estimation pour la seconde fraction de signal pouvant être élaboré en particulier au moyen d'un modèle à partir de la première fraction de signal et la valeur estimative pouvant être déterminée à partir de la différence du signal d'estimation et de la seconde fraction de signal.
3. Dispositif selon la revendication 2, la première fraction de signal correspondant à une fraction à haute fréquence du signal d'entrée et la seconde fraction de signal à une fraction à basse fréquence du signal d'entrée.
4. Dispositif selon la revendication 2 ou 3, des caractéristiques pouvant être extraites des fractions de signal pour le traitement ultérieur.
5. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 1 à 4, le dispositif de réduction de rétroaction (5, 12, 13, 14) comprenant un compensateur d'asservissement (5).
6. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 1 à 5, le dispositif de réduction de rétroaction (5, 12, 13, 14) comprenant une commande d'amplification/compression (12) pour une prothèse auditive.
7. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 1 à 6, le dispositif de réduction de rétroaction (5, 12, 13, 14) comprenant au moins un détecteur d'oscillation (13) et au moins un dispositif de filtre à bande étroite (14) pour la suppression des vibrations sur la base de la valeur estimative.
8. Procédé pour la compensation de la rétroaction pour prothèses auditives par réception d'un signal d'entrée qui est influencé par une rétroaction, réduction, compensation ou amortissement réglable de la rétroaction et

sortie d'un signal de sortie avec une fraction de rétroaction réduite,

caractérisé par

l'estimation d'une distance de système qui est définie par la distance de l'amplification de circuit du système à rétroaction à sa limite de stabilité prédéfinie et

la commande de la réduction, de la compensation ou de l'amortissement de la rétroaction à l'aide de la valeur estimative.

9. Procédé selon la revendication 8, l'estimation s'effectuant par les étapes de la saisie d'une première fraction de signal et d'une seconde fraction de signal du signal d'entrée, de la formation d'un signal de prévision pour la seconde fraction de signal à partir de la première fraction de signal en particulier au moyen d'un modèle et de la détermination de la valeur estimative à partir de la différence du signal de prévision et de la seconde fraction de signal.
10. Procédé selon la revendication 9, la première fraction de signal correspondant à une fraction à haute fréquence du signal d'entrée et la seconde fraction de signal à une fraction à basse fréquence du signal d'entrée.
11. Procédé selon la revendication 9 ou 10, une extraction de caractéristiques du signal à partir des fractions de signal pour le traitement ultérieur ayant lieu après la saisie de la première et de la seconde fractions de signal.
12. Procédé selon l'une quelconque des revendications 8 à 11, la réduction ou l'amortissement du signal de rétroaction s'effectuant par une compensation adaptative d'asservissement.
13. Procédé selon l'une quelconque des revendications 8 à 11, la réduction ou l'amortissement du signal de rétroaction s'effectuant par la commande de l'amplification/compression d'une prothèse auditive.
14. Procédé selon l'une quelconque des revendications 8 à 11, la réduction ou l'amortissement du signal de rétroaction s'effectuant par la détection d'une vibration et l'extraction par filtration à bande étroite de cette vibration.

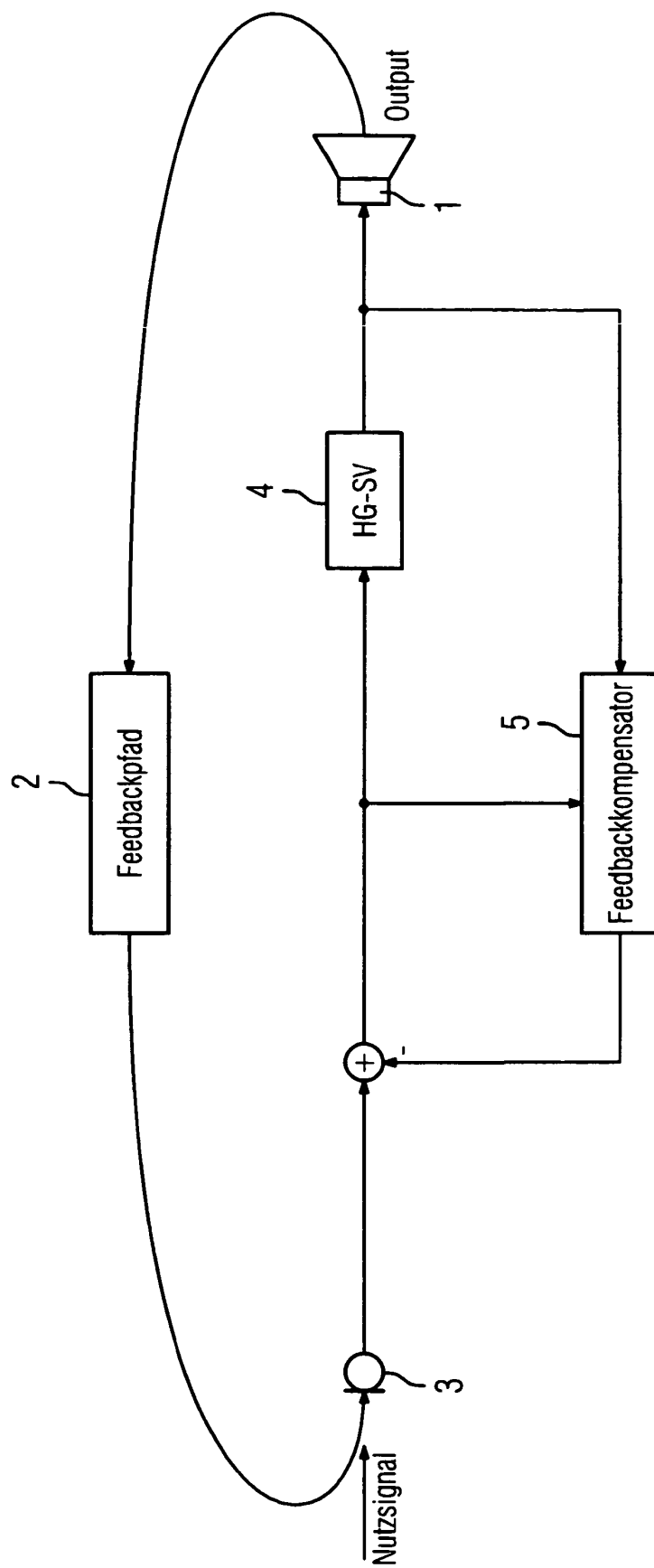
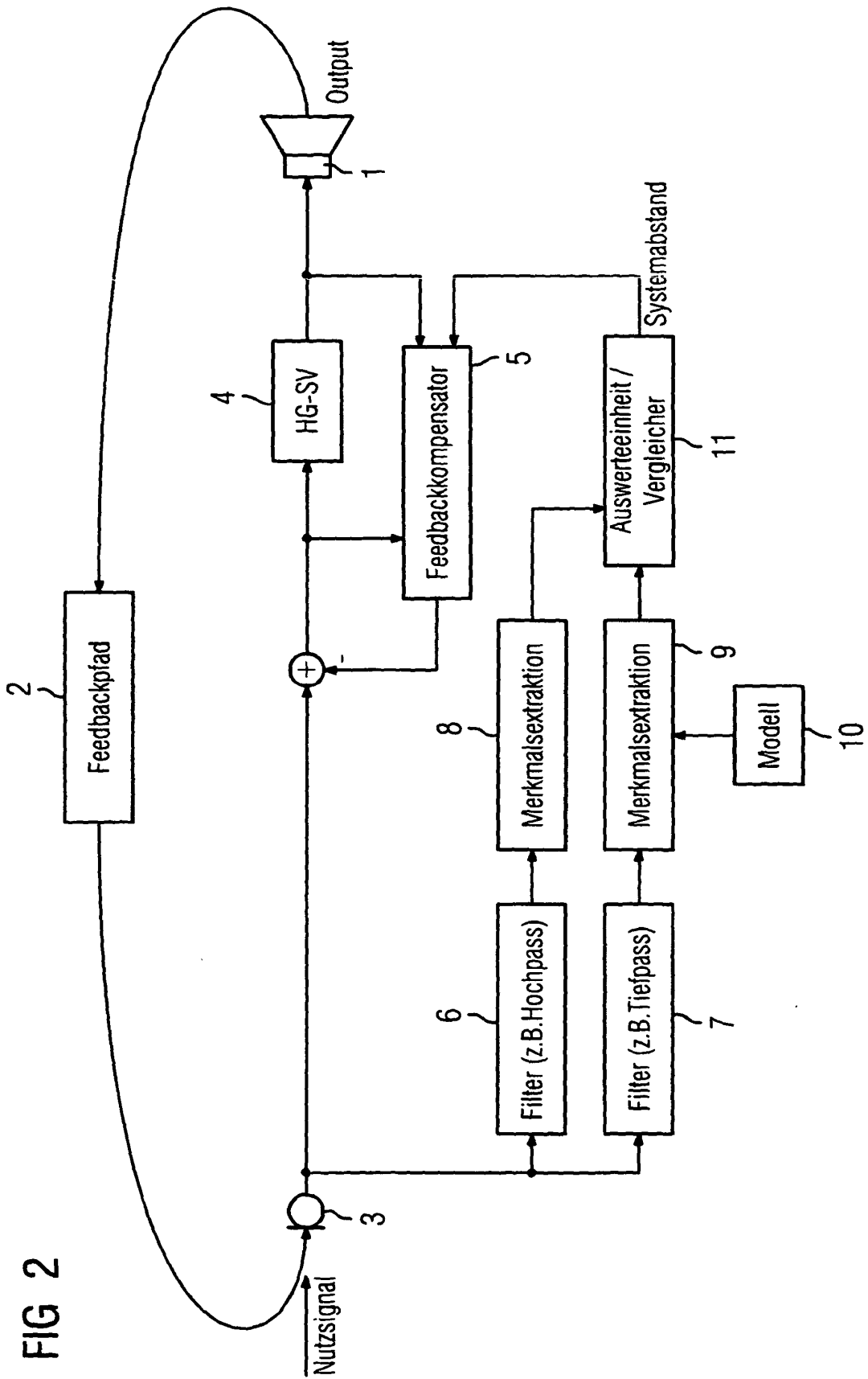
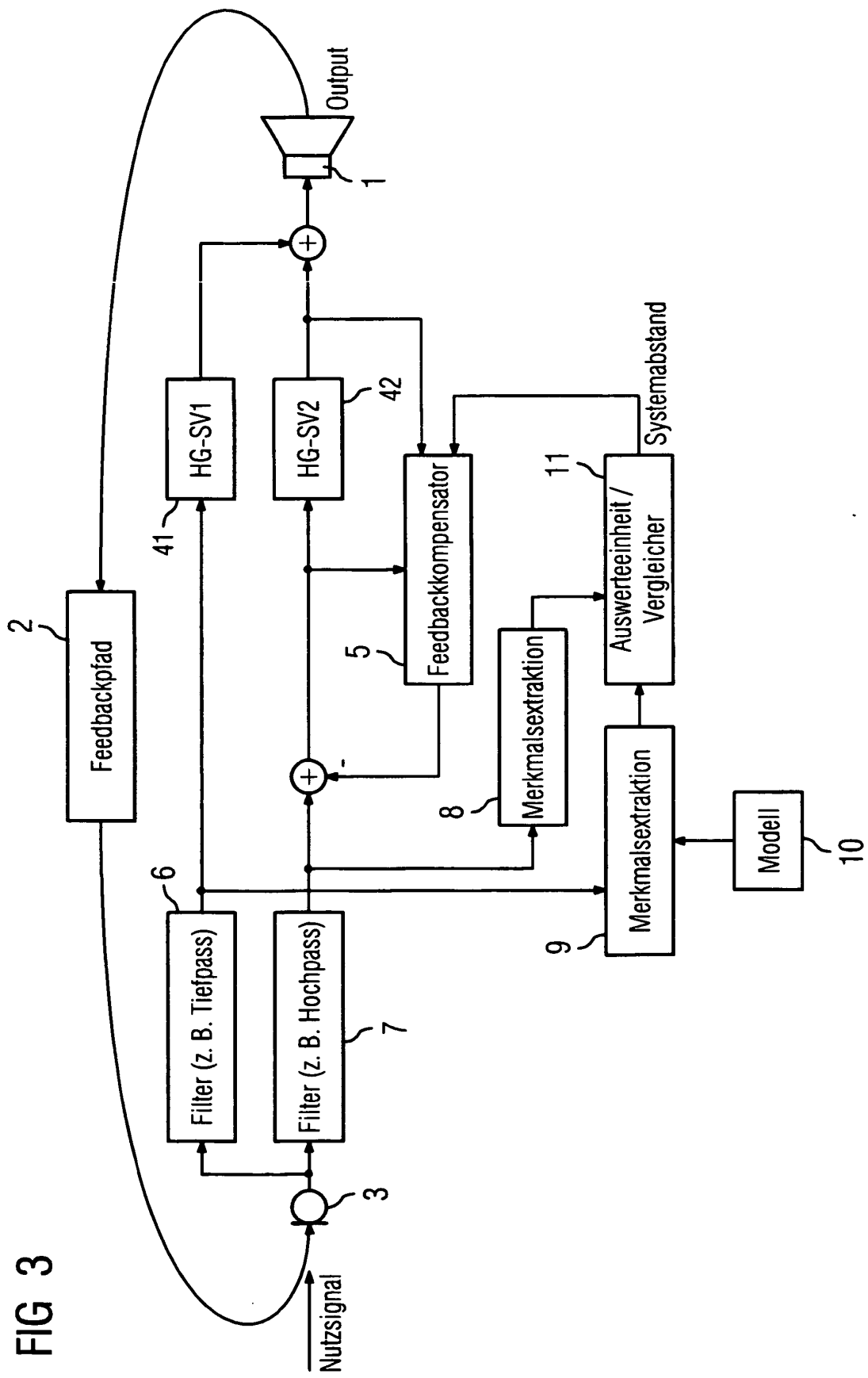
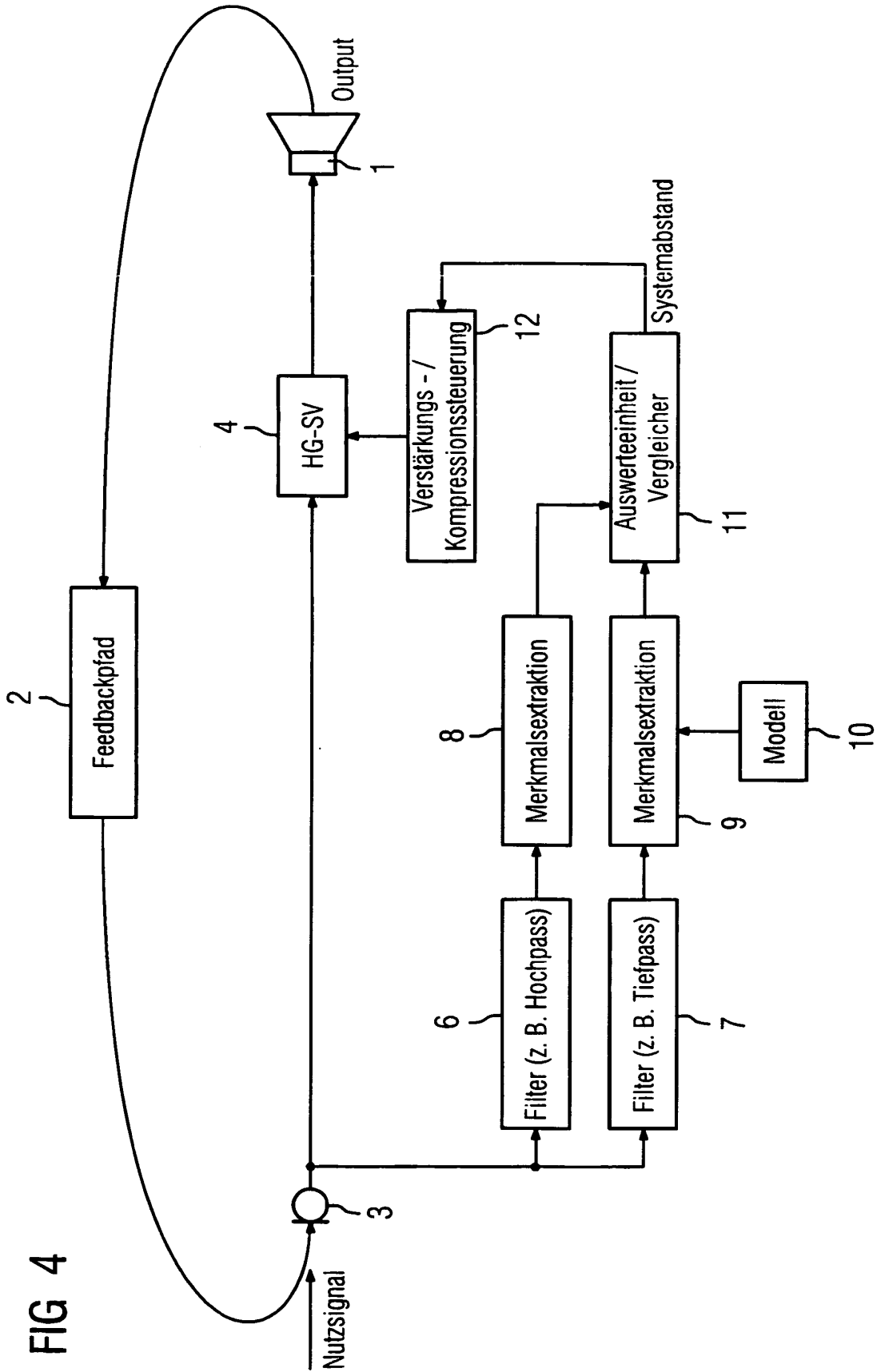
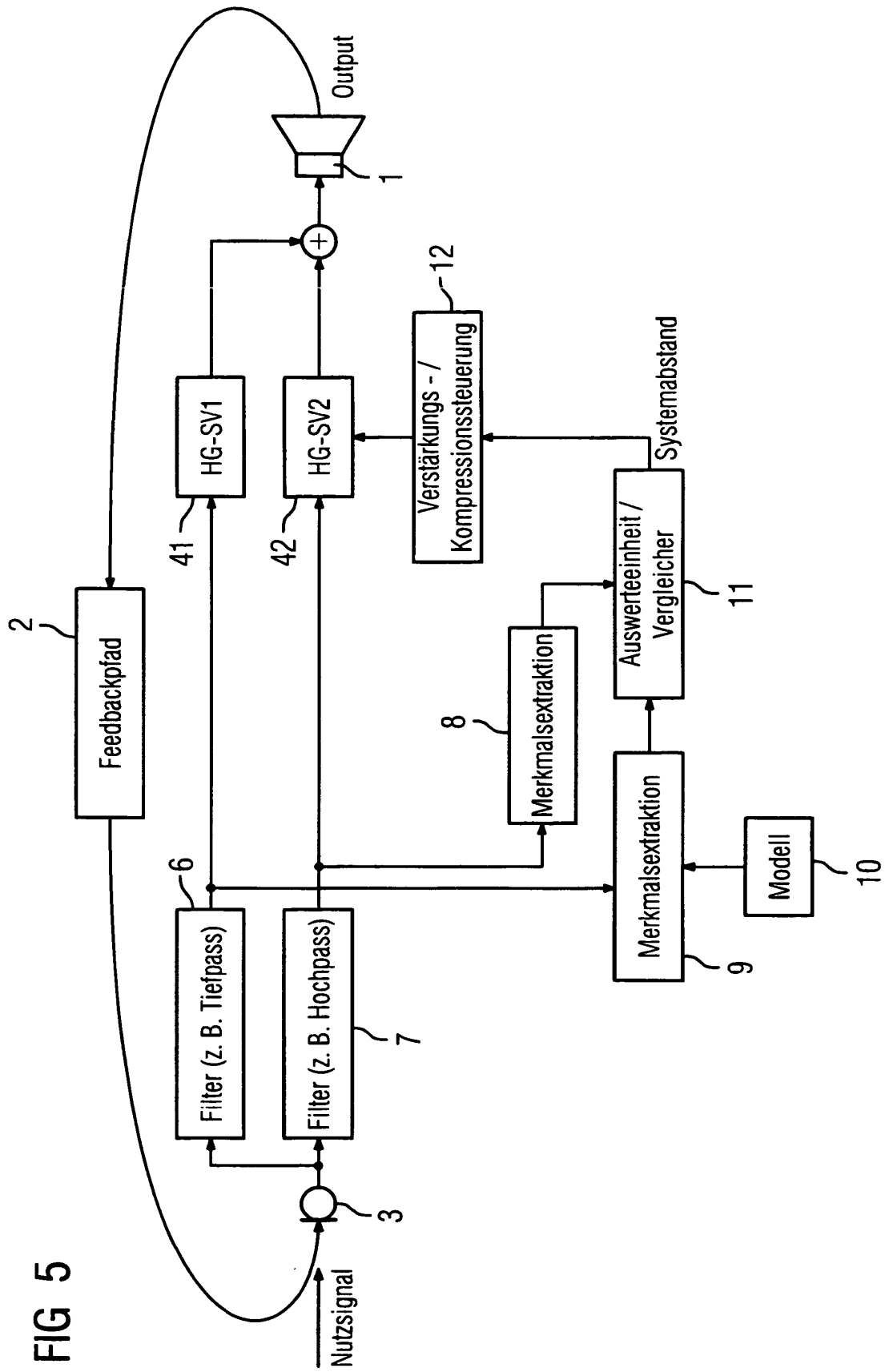


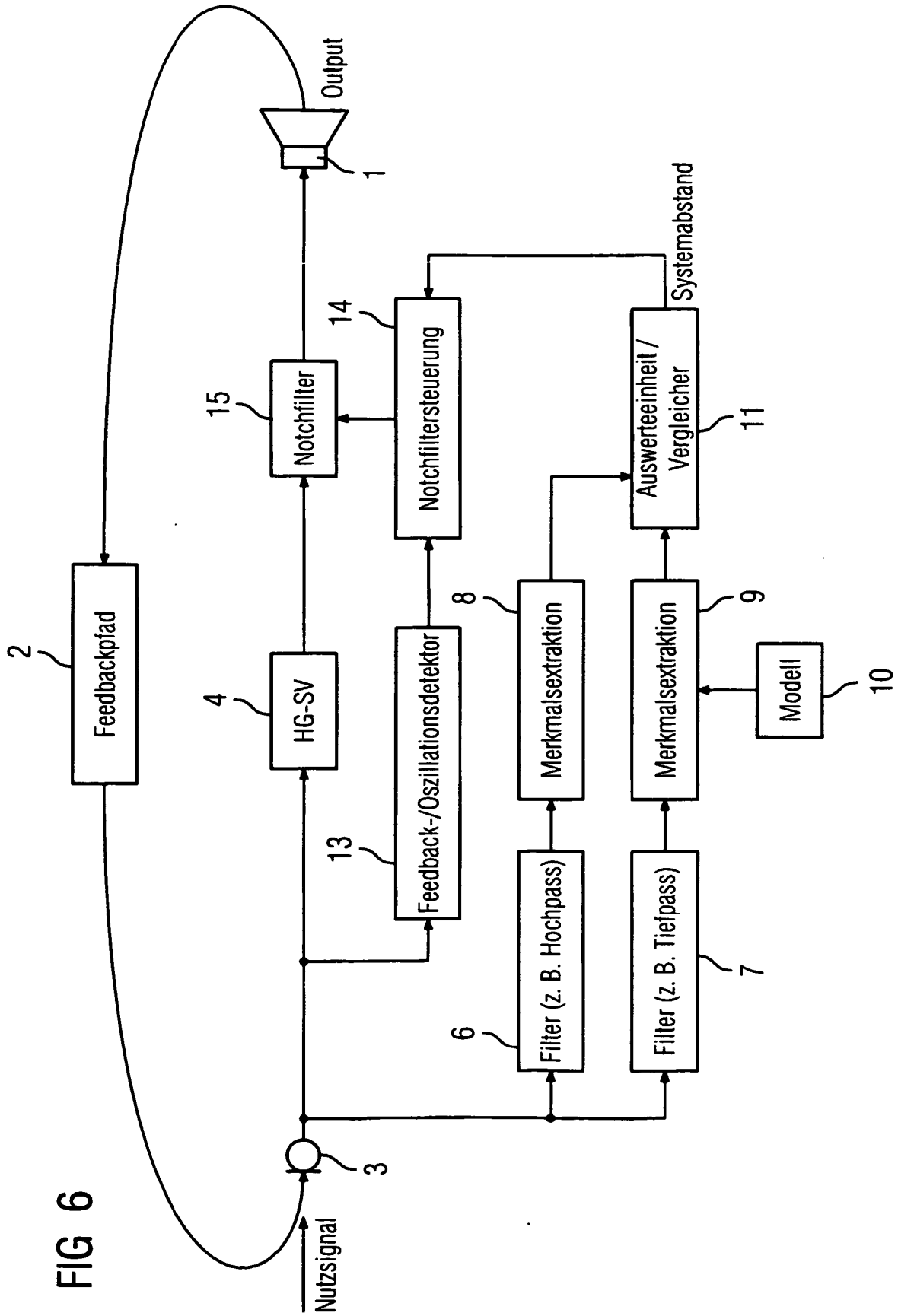
FIG 1











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 3927765 C2 [0005]
- WO 0106812 A1 [0006]