

(19)



(11)

EP 2 070 384 B1

(12)

EUROPÄISCHE PATENTSCHRIFT

(45) Veröffentlichungstag und Bekanntmachung des Hinweises auf die Patenterteilung:
08.07.2015 Patentblatt 2015/28

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

(21) Anmeldenummer: **08786017.7**

(86) Internationale Anmeldenummer:
PCT/EP2008/058960

(22) Anmeldetag: **10.07.2008**

(87) Internationale Veröffentlichungsnummer:
WO 2009/016012 (05.02.2009 Gazette 2009/06)

(54) HÖRVORRICHTUNG GESTEUERT DURCH EIN PERZEPTIVES MODELL UND ENTSPRECHENDES VERFAHREN

HEARING DEVICE CONTROLLED BY A PERCEPTIVE MODEL AND CORRESPONDING METHOD

APPAREIL DE CORRECTION AUDITIVE COMMANDÉ PAR UN MODÈLE PERCEPTIF ET PROCÉDÉ CORRESPONDANT

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

- **LATZEL, Matthias**
91330 Eggolsheim (DE)
- **PUDER, Henning**
91052 Erlangen (DE)
- **STEINBUSS, Andre**
91052 Erlangen (DE)

(30) Priorität: **27.07.2007 DE 102007035174**

(43) Veröffentlichungstag der Anmeldung:
17.06.2009 Patentblatt 2009/25

(74) Vertreter: **FDST Patentanwälte**
Nordostpark 16
90411 Nürnberg (DE)

(73) Patentinhaber: **Siemens Medical Instruments Pte. Ltd.**
Singapore 139959 (SG)

(56) Entgegenhaltungen:
EP-A- 0 661 905 US-A1- 2002 146 137
US-A1- 2007 135 862

(72) Erfinder:
• **FRÖHLICH, Matthias**
91056 Erlangen (DE)

EP 2 070 384 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 Hörvorrichtung mit einer Signalverarbeitungseinrichtung zur Verarbeitung eines Eingangssignals zu einem Ausgangssignal und einer Modelliereinrichtung, in der ein perzeptives Modell implementiert ist, um einen psychoakustischen Wert zur Ansteuerung der Signalverarbeitungseinrichtung zu erzeugen. Darüber hinaus betrifft die vorliegende Erfindung ein entsprechendes Verfahren zum Betreiben einer Hörvorrichtung. Unter dem Begriff Hörvorrichtung wird hier insbesondere ein am Ohr tragbares 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), Hinter-dem-Ohr-Hörgeräte 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 Stromversorgung des Hörgeräts und insbesondere die der Signalverarbeitungseinheit 3 erfolgt durch eine ebenfalls ins Hörgerätegehäuse 1 integrierte Batterie 5.

[0004] Das Wesen der Hörgeräteversorgung sieht eine Voreinstellung des anzupassenden Hörsystems auf der Basis des Hörverlusts vor. Der weitere Verlauf der Hörgeräteanpassung ist geprägt von Feinanpassungsschritten auf Basis der Erfahrungsberichte des Hörgeräteträgers. In Abhängigkeit von der beschriebenen Situation versucht der Hörgeräteakustiker dann die subjektiven Höreindrücke des Schwerhörigen auf technische Parameter des Hörsystems zu übertragen. In der Regel ist es jedoch nicht möglich, die Parametrierung eines Hörsystems derart zu gestalten, dass das Hörsystem in allen Situationen den individuellen Hörwünschen des Schwerhörigen entspricht.

[0005] Die Anpassung von Hörvorrichtungen bzw. Hörsystemen erfolgt bislang mit unterschiedlichsten Maßnahmen. So werden beispielsweise Potentiometer an Hörsystemen verwendet, mit denen der Schwerhörige die Möglichkeit hat, eine psychoakustische Dimension (Lautheit) in Abhängigkeit von der Situation selbständig anzupassen. Darüber hinaus ist auch die Verwendung von so genannten Multi-Memory-Geräten bekannt, die dem Hörgeräteträger die Möglichkeit geben, in Abhängigkeit von der akustischen Situation eine alternative Konfiguration des Hörsystems zu laden. In den Hörsystemen können aber auch Klassifikatoren implementiert sein, die die akustische Umgebung klassifizieren und anhand einer vom Hersteller vorgegebenen Logik automatisch die Parametrierung des Hörsystems anpassen. Darüber hinaus sind auch lernende Hörgeräte bekannt, die auf Basis von Benutzeränderungen selbstständig ihre Parametrisierung im Rahmen vorgegebener Toleranzen anpassen.

[0006] Ferner offenbart die Druckschrift US 2002/0111745 A1 ein tragbares Höranalysesystem. Dabei können Parameter einer Hörantwort durch Audiometer gewonnen werden. Eine Antwortvorhersage wird benutzt, um eine Grundeinstellung eines Hörgeräts durchzuführen.

[0007] Des Weiteren beschreibt die Druckschrift EP 0 661 905 A2 ein gattungsgemäßes Verfahren zur Anpassung eines Hörgeräts und ein entsprechendes Hörgerät. Mit einem perzeptiven Modell wird eine psychoakustische Größe, insbesondere die Lautheit, einerseits für eine Norm-Personengruppe und andererseits für ein einzelnes Individuum gewonnen. Auf der Grundlage der Differenz der beiden psychoakustischen Größen werden Stellangaben ermittelt, womit die Signalübertragung an einem Hörgerät ex situ konzipiert oder eingestellt wird bzw. in situ geführt wird.

[0008] Aus der Druckschrift DE 103 08 483 A1 ist ein Verfahren zur automatischen Stärkungseinstellung bekannt. Insbesondere soll die Sprachverständlichkeit bei Versorgung mit einem Hörhilfegerät verbessert werden. Daher erfolgt während des Betriebs eine automatische Einstellung der Verstärkung in Abhängigkeit der ermittelten Signalpegel und der Signalfrequenz. Dabei erfolgt die Ermittlung von Verstärkungsparametern unter Einbeziehung eines Lautheitsmodells sowie eines Sprachverständlichkeitsmodells.

[0009] In der US 2007/0135862 A1 werden ein Verfahren und ein System zur Anpassung einer Hörvorrichtung an einen Träger der Hörvorrichtung im Rahmen eines Einstellprozesses offenbart. Im Verfahren wird dabei für ein Eingangssignal eine gewünschte Wahrnehmung bestimmt. Dies kann unter Verwendung von bekannten perzeptiven Mo-

dellen wie beispielsweise Lautheitsmodellen erfolgen. Anschließend werden dem Träger der Hörvorrichtung ein oder mehrere Stimulissignale, die mit dem Eingangssignal korrespondieren, vorgegeben und anschließend die Wahrnehmung beim Träger der Hörvorrichtung gemessen. Die Stimulissignale werden dabei über unterschiedliche Stimuli-Betriebsarten der Hörvorrichtung erzeugt, wobei jedes Stimulus-Signal mittels einer Gewichtung erzeugt wird. Im Verlauf der Anpassung erfolgt eine Anpassung der Gewichtung auf Basis der gemessenen hervorgerufenen Wahrnehmung und der gewünschten Wahrnehmung beim Träger der Hörvorrichtung. Mittels der perzeptiven Modelle können die gewünschte Wahrnehmung sowie die Regeln zur Veränderung der Stimulissignale bestimmt werden.

[0010] Die Aufgabe der vorliegenden Erfindung besteht darin, die Anpassung einer Hörvorrichtung möglichst einfach zu gestalten und eine entsprechende Hörvorrichtung sowie ein diesbezügliches Verfahren vorzuschlagen.

[0011] Erfindungsgemäß wird diese Aufgabe gelöst durch eine Hörvorrichtung mit einer Signalverarbeitungseinrichtung zur Verarbeitung eines Eingangssignals zu einem Ausgangssignal, einer Modelliereinrichtung, in der ein perzeptives Modell implementiert ist, um einen psychoakustischen Wert zur Ansteuerung der Signalverarbeitungseinrichtung zu erzeugen, wobei in die Modelliereinrichtung einen Hörverlust abbildende Daten eingebbar sind und das perzeptive Modell aus den Daten und dem Ausgangssignal den psychoakustischen Wert für die Ansteuerung der Signalverarbeitungseinrichtung gewinnt. Die den Hörverlust abbildenden Daten können insbesondere Audiogrammdaten sein.

[0012] Weiterhin wird erfindungsgemäß bereitgestellt ein Verfahren zum Betreiben einer Hörvorrichtung durch Verarbeiten eines Eingangssignals zu einem Ausgangssignal in der Hörvorrichtung, Gewinnen eines psychoakustischen Werts mit Hilfe eines perzeptiven Modells und Steuern oder Regeln des Verarbeitens des Eingangssignals anhand des psychoakustischen Werts, wobei das perzeptive Modell aus einen Hörverlust abbildenden Daten, insbesondere Audiogrammdaten, und dem Ausgangssignal des Hörgerätes den psychoakustischen Wert für das Steuern oder Regeln des Verarbeitens gewinnt.

[0013] In vorteilhafter Weise ist es somit möglich, mit einem psychoakustischen Modell einer Hörschädigung Nenngrößen zu ermitteln, die die Signalverarbeitung steuern bzw. regeln.

[0014] Vorzugsweise erhält die Modelliereinrichtung zur Erzeugung des Steuersignals eine Pegelinformation und/oder eine Klassifikationsinformation bezüglich des Eingangssignals. Hiermit lässt sich das perzeptive Modell entsprechend der aktuellen Hörsituation parametrisieren. In Wechselwirkung mit dem psychoakustischen Modell lässt sich somit die Signalverarbeitung in vorteilhafter Weise parametrisieren.

[0015] Das Ausgangssignal der Signalverarbeitungseinrichtung kann indirekt über einen Hörer und ein Sondenmikrofon der Hörvorrichtung zur Modelliereinrichtung übertragen werden. Auf diese Weise kann auch die Übertragungsfunktion des Hörers bzw. Lautsprechers der Hörvorrichtung für die Steuerung der Signalverarbeitungseinrichtung berücksichtigt werden. Alternativ kann das akustische Ausgangssignal des Hörgerätes in geeigneter Weise modelliert werden und dem psychoakustischen Modell in digitaler Form zugeführt werden.

[0016] Insbesondere kann der psychoakustische Wert die Lautheit, Angenehmheit, Schärfe, Rauigkeit oder die Höranstrengung betreffen. Grundsätzlich können natürlich auch beliebige andere psychoakustische Dimensionen zur Anpassung bzw. Steuerung der Hörvorrichtung herangezogen werden.

[0017] Besonders vorteilhaft ist das ständige Nachführen eines oder mehrerer Parameter der Signalverarbeitungseinrichtung durch die Modelliereinrichtung. Dadurch kann die Hörvorrichtung stets individuell an die aktuelle Hörsituation angepasst werden. Dabei betreffen der oder die mehreren Parameter beispielsweise die Verstärkung, die Kompression, die Richtmikrofoncharakteristik oder die Störgeräuschbefreiung der Hörvorrichtung.

[0018] Eine weitere, besonders hervorzuhebende Ausführungsform besteht darin, dass mit der Modelliereinrichtung mehrere psychoakustische Werte gewonnen und jeweils mit Sollwerten verglichen werden, und anschließend die entsprechenden Differenzwerte gewichtet zu einer Fehlergröße zusammengefasst werden, wobei die Signalverarbeitungseinrichtung derart gesteuert oder geregelt wird, dass die Fehlergröße minimiert wird. Auf diese Weise wird ein mehrdimensionaler Raum an psychoakustischen Größen zur Steuerung bzw. Regelung der Hörvorrichtung eingesetzt. Dabei können die Sollwerte über ein Potentiometer der Hörvorrichtung oder eine Fernbedienung der Hörvorrichtung durch den Benutzer verändert werden. Alternativ werden die Sollwerte vom Audiologen vorgegeben, gegebenenfalls auch in Multi-Programm-Geräten.

[0019] Die vorliegende Erfindung ist anhand der beigefügten Zeichnungen näher erläutert, in denen zeigen:

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

FIG 2 ein Blockschaltdiagramm eines erfindungsgemäßen Hörgeräts.

[0020] Die nachfolgend näher geschilderten Ausführungsbeispiele stellen bevorzugte Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung dar.

[0021] Entsprechend dem Beispiel von FIG 2 ist ein erfindungsgemäßes Hörgerät mit mindestens einem Mikrofon 10 ausgestattet, das ein Eingangssignal für eine Signalverarbeitungseinheit 11 liefert. Das Ausgangssignal der Signalverarbeitungseinheit 11 wird einem Lautsprecher bzw. Hörer 12 zugeführt. Die Signalverarbeitungseinheit 11 ist in be-

kannter Weise beispielsweise hinsichtlich Verstärkung, Filterung etc. parametrierbar. Die Parametrierung bzw. Programmierung erfolgt beispielsweise im Rahmen einer Anpassung. Im vorliegenden Beispiel dient eine Modelliereinrichtung 13 zum automatischen Parametrieren der Signalverarbeitungseinheit 11. Die Modelliereinrichtung 13 verfügt über ein perzeptives Modell, das unten näher erläutert wird. Grundsätzlich dient das perzeptive Modell dazu, das Ausgangssignal des Hörgeräts in eine subjektive Wahrnehmungsdimension (z. B. Lautheit) umzusetzen. Diese psychoakustische Größe wird dann dazu verwendet, die Signalverarbeitungseinheit 11 anzusteuern. Im einfachsten Fall wird daher das Ausgangssignal der Signalverarbeitungseinheit 11 abgegriffen und der Modelliereinrichtung 13 zur Verfügung gestellt. Dabei bleibt jedoch die Übertragungsfunktion des Hörers 12 unberücksichtigt. In erster Näherung kann die Übertragungsfunktion des Hörers und der nachfolgenden akustischen Ankopplung modelliert werden. Will man diese Übertragungsfunktion bei der Gewinnung der psychoakustischen Größe ebenfalls berücksichtigen, so muss beispielsweise in den Ohrkanal ein Sondenmikrofon 14 für die Messung eingeführt werden, um die tatsächliche Schallsituation vor dem Trommelfell exakt zu vermessen. Der alternative Abgriff des Ausgangssignals ist in FIG 2 gestrichelt eingezeichnet.

[0022] Das Sondenmikrofon 14 kann auch dazu verwendet werden, um den einfachen Abgriff des Ausgangssignals der Signalverarbeitungseinheit 11 gewissermaßen zu justieren. Hierzu genügt eine einmalige Messung mit dem Sondenmikrofon, so dass der Unterschied zwischen beiden Abgriffen festgestellt und im Modell der Modelliereinrichtung berücksichtigt werden kann. Mit diesem korrigierten Modell kann dann anschließend weitergearbeitet werden, ohne das Sondenmikrofon 14 weiter zu gebrauchen.

[0023] Das perzeptive Modell in der Modelliereinrichtung 13 wird dadurch individualisiert, dass der Hörverlust, z. B. beschrieben durch das Audiogramm des Schwerhörenden, über eine Programmierbuchse 15 der Modelliereinrichtung 13 zur Verfügung gestellt wird. Die Modelliereinrichtung 13 generiert nun anhand des perzeptiven Modells und des Audiogramms auf der Basis des Ausgangssignals von der Signalverarbeitungseinheit 11 oder dem Sondenmikrofon 14 ein Steuersignal S für die Signalverarbeitungseinheit 11, so dass diese entsprechend parametriert wird.

[0024] Optional kann vorgesehen sein, dass die Modelliereinrichtung 13 von einem Pegelmesser 16 mit einem Pegelsignal von dem Eingangssignal der Signalverarbeitungseinheit 11 versorgt wird. Alternativ oder zusätzlich klassifiziert ein Klassifikator 17 das Eingangssignal und liefert der Modelliereinrichtung 13 ein entsprechendes Klassifikationssignal. Mit dem Eingangspegelsignal und/oder dem Klassifikationssignal lässt sich durch die Modelliereinrichtung 13 ein differenzierteres Steuersignal S gewinnen. Alternativ werden die Signale des optionalen Pegelmessers 16 bzw. des optionalen Klassifikators an Stelle der Modelliereinrichtung 13 der Signalverarbeitungseinheit 11 zugeführt.

[0025] Erfindungsgemäß ist somit das oben geschilderte Problem der vereinfachten Anpassung einer Hörvorrichtung bzw. eines Hörgeräts dadurch gelöst, dass zusätzlich zu den vielfältigen Algorithmen auf dem Chip eines Hörgeräts ein einziges perzeptives Modell einer Hörschädigung implementiert wird. Der Rechenaufwand für die Modellierung ist somit geringer, weshalb die in FIG 2 beispielhaft dargestellte Schaltung auch in einem Hörgerät implementiert werden kann, was bei den Verfahren gemäß der genannten Druckschrift EP 0 661 905 A2 kaum möglich ist.

[0026] Perzeptive Modelle, die sich für die Implementierung eignen, sind bereits beispielsweise unter den Namen "PEMO-Q, PHAQM, MCHI" bekannt. Notwendige Größen für eine Prozessierung der Modelle sind in der Regel Angaben über den Hörverlust (tonaudiometrischer Hörverlust) sowie ein "Audiostream", d. h. eine Hörerausgabe.

[0027] Auf der Basis dieser Daten liefern also perzeptive Modelle Angaben über psychoakustische Dimensionen wie beispielsweise Lautheit, Angenehmheit, Schärfe und Rauigkeit. Darüber hinaus sind auch weitere psychoakustische Größen denkbar, wie z. B. Höranstrengung, subjektive Sprachverständlichkeit oder Übertragungsqualität.

[0028] Mit dem ausgangsseitig implementierten perzeptiven Modell können aus dem Audiostream in Verbindung mit dem tonaudiometrischen Hörverlust auch mehrere psychoakustische Kenngrößen gewonnen werden. Sinkt eine der Kenngrößen unter ein zuvor definiertes Maß, werden die Parameter des Hörsystems automatisch nachgeführt, um das festgelegte Mindestmaß, beispielsweise für die Lautheit, nicht zu unterschreiten. Analog zu diesem Beispiel können auch die weiteren genannten psychoakustischen Kenngrößen automatisch optimiert werden, indem Parameter wie die Verstärkung, Kompression, Richtcharakteristik, Störgeräuschbefreiung usw. automatisch nachgeführt werden. Die Anzahl der nachzuführenden Parameter ist dabei nicht notwendigerweise begrenzt.

[0029] Gemäß einem weiterentwickelten Ausführungsbeispiel wird ständig eine Optimierung eines Verbundes von ausgewählten Kenngrößen durchgeführt und die Parameter werden entsprechend fortdauernd adaptiv angepasst. So wird beispielsweise die Lautheit in einem vorgegebenen Stellbereich gehalten. Dies ist beispielsweise durch Aufstellen einer gemeinsamen Fehlerfunktion aus den gewichteten Kenngrößen gemäß nachfolgender Gleichung möglich:

$$\text{error}(t) = g1 * (LH(t) - LH_{\text{opt}})^2 + g2 * (HA(t) - HA_{\text{opt}}) + g3 * \dots$$

[0030] Dabei bedeuten:

LH, LH_opt: Lautheit, bzw. optimale Lautheit (1. Kenngröße)
 HA, HA_opt: Höranstrengung bzw. optimale Höranstrengung (2. Kenngröße)
 g1, g2, g3, ... individuelle Gewichtung des Beitrags dieser Kenngrößen zum Gesamtfehler
 (t): akt. Zeitpunkt

[0031] Ziel ist es nun, basierend auf der Minimierung dieser Fehlerfunktion die zu optimierenden Parameter (Verstärkung, Kompression, Richtmikrofon, Störgeräuschbefreiung etc.) ständig adaptiv nachzuführen. Mit der Gewichtung kann die Wichtigkeit der Kenngröße bei der Optimierung berücksichtigt werden. Im Sonderfall, dass nur eine Kenngröße optimiert werden soll, ist deren Gewicht auf eins und die der anderen Kenngrößen auf Null zu setzen. Die Summe aller Gewichte ergibt immer den Wert 1.

[0032] Existiert eine analytische Beschreibung der Kenngrößen in Abhängigkeit der zu optimierenden Parameter, können direkt bekannte Optimierungsverfahren (z. B. LMS, RLS) genutzt werden, die Ableitungen der Kenngrößen nach den zu optimierenden Parametern nutzen. Ansonsten kann der Fehler auch direkt für jeden Parameter an dicht benachbarten Werten bestimmt werden und so die Richtung der bevorzugten Parameteränderung bestimmt werden.

[0033] Die erfindungsgemäße Anpassung kann auch bei Multi-Memory-Geräten durchgeführt werden. In diesem Fall könnten unterschiedliche Programme eines Hörgeräts dahingehend angelegt werden, dass im Basisprogramm jeweils die psychoakustische Dimension "Angenehmheit" maximiert wird und in einem weiteren Programm eine andere Dimension wie "Höranstrengung" minimiert wird. Damit ist es nicht notwendig, jeweils andere Programme zu laden, sondern lediglich die Parametrierung der psychoakustischen Kontrolleinheit anzupassen. Der Benutzer kann in diesem Beispiel zwischen den unterschiedlichen Betriebsmodi über ein geeignetes Bedienelement, wie beispielsweise einem Druckknopf an dem Hörsystem, eine Fernbedienung, Voice Control etc. wechseln.

[0034] Die Umschaltung der Betriebsmodi kann auch automatisch erfolgen. Dazu muss das Hörgerät für einen gewissen Zeitraum auf das Umschaltverhalten des Hörgeräteträgers in verschiedenen Betriebsmodi wie z. B. "Höranstrengung" trainiert werden, wobei das Hörgerät zusätzlich bestimmte Eigenheiten des Eingangssignals (z. B. Pegel, Modulationsgrad, Pitch, Formanten, ...) zu den Umschaltzeitpunkten registriert und damit das Umschaltverhalten mit der Charakteristik des Eingangssignals verknüpft. Mit der so antrainierten Lernfunktion kann das Hörgerät nach einer Lernperiode automatisch die Betriebsmodi abhängig vom Eingangssignal und den Anforderungen des Hörgeräteträgers umschalten.

[0035] Neben dem Wechsel zwischen diskreten Betriebsmodi ist ferner denkbar, Schwellwerte bezüglich der psychoakustischen Parameter über ein Potentiometer oder eine Fernbedienung in feinerer Granularität nachzuführen. Diese Schwellwerte können einerseits vom Benutzer mittels eines geeigneten Eingabemediums direkt eingestellt werden oder über einen Lernalgorithmus individuell automatisch nachjustiert werden.

[0036] Entsprechend einem weiteren Ausführungsbeispiel ist es möglich, für das Nachführen der Parametrierung des Hörsystems weitere Kenngrößen hinzuzuziehen, wie dies oben im Zusammenhang mit FIG 2 bereits angedeutet wurde. So kann beispielsweise die aktuell klassifizierte akustische Situation für die Nachführung verwendet werden. Insbesondere kann in einer erkannten Situation "Sprache in Störgeräusch" die Gewichtung stärker in Richtung minimale Höranstrengung gezogen werden, wohingegen in der Hörsituation "Musik" die Optimierung hinsichtlich maximaler Klanggüte im Vordergrund steht.

[0037] Des Weiteren kann auch eine Historie der akustischen Situationen aus einem Datalogging für das Nachführen der Parametrierung des Hörsystems herangezogen werden.

[0038] In dem obigen Beispiel ist das erfindungsgemäße Verfahren in einem Hörgerät implementiert. Es ist aber ebenfalls denkbar, das Verfahren auf einem weiteren Gerät zu implementieren, mit dem die notwendigen Daten ausgetauscht werden. Neben einer kabelgebundenen Lösung erfolgt der Datenaustausch gegebenenfalls drahtlos.

[0039] Mit der vorliegenden Erfindung ist somit eine automatische Steuerung eines Hörsystems durch psychoakustische Kenngrößen und nicht anhand statistischer, voroptimierter Einstellungen einer Situationserkennungseinheit möglich. Daraus ergeben sich mehrere Vorteile. Zum einen entfällt eine Grundeinstellung der Hörsysteme anhand einer präskriptiven Anpassformel, da das Hörsystem bzw. die Hörvorrichtung alle Parameter adaptiv nachführt, um das Ergebnis des perzeptiven Modells zu optimieren. Darüber hinaus verfolgt das Hörsystem jeweils das Ziel den individuellen Hörverlust optimal zu versorgen, wogegen bisherige voroptimierte Ansätze den individuellen Schwerhörigen nur im Mittel zufrieden stellen. Prinzipiell wäre der Einsatz der vorliegenden Erfindung auch bei Normalhörenden denkbar, so dass sie beispielsweise von einem adaptiven Gehörschutz in lauten oder akustisch schwierigen Umgebungen profitieren könnten.

Patentansprüche

1. Hörgerät mit

- einer Signalverarbeitungseinrichtung (11) zur Verarbeitung eines Eingangssignals zu einem Ausgangssignal,
 - einer Modelliereinrichtung (13), in der ein perzeptives Modell (MOD) implementiert ist, um einen psychoakustischen Wert zur Ansteuerung der Signalverarbeitungseinrichtung (11) mittels eines Steuersignals (S) zu erzeugen,

dadurch gekennzeichnet, dass

- in die Modelliereinrichtung (13) einen Hörverlust abgebildete Daten eingebbar sind und
 - das perzeptive Modell (MOD) aus den Daten und dem Ausgangssignal den psychoakustischen Wert für die Ansteuerung der Signalverarbeitungseinrichtung (11) gewinnt.

2. Hörgerät nach Anspruch 1, wobei die den Hörverlust abbildenden Daten Audiogrammdaten umfassen.

3. Hörgerät nach Anspruch 1 oder 2, wobei die Modelliereinrichtung (13) zur Erzeugung des Steuersignals (S) ein Pegelsignal und/oder ein Klassifikationssignal bezüglich des Eingangssignals erhält.

4. Hörgerät nach Anspruch 1, 2 oder 3, wobei das Ausgangssignal der Signalverarbeitungseinrichtung (11) indirekt über einen Hörer (12) und ein Sondenmikrofon (14) des Hörgerätes zur Modelliereinrichtung (13) übertragen wird.

5. Hörgerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei der psychoakustische Wert die Lautheit, Angenehmheit, Schärfe, Rauigkeit oder die Höranstrengung betrifft.

6. Hörgerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei einer oder mehrere Parameter der Signalverarbeitungseinrichtung (11) ständig durch die Modelliereinrichtung (13) nachgeführt werden.

7. Hörgerät nach Anspruch 6, wobei der oder einer der mehreren Parameter die Verstärkung, die Kompression, die Richtmikrofoncharakteristik oder die Störgeräuschbefreiung des Hörgerätes betrifft.

8. Hörgerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei mit der Modelliereinrichtung (13) mehrere psychoakustische Werte gewonnen und jeweils mit Sollwerten verglichen werden, und anschließend die entsprechenden Differenzwerte gewichtet zu einer Fehlergröße zusammengefasst werden, wobei die Signalverarbeitungseinrichtung (11) derart gesteuert oder geregelt wird, dass die Fehlergröße minimiert wird.

9. Hörgerät nach Anspruch 8, wobei die Sollwerte über ein Potentiometer des Hörgerätes oder eine Fernbedienung des Hörgerätes veränderbar sind.

10. Verfahren zum Betreiben eines Hörgerätes durch

- Verarbeiten eines Eingangssignals zu einem Ausgangssignal in dem Hörgerät,
 - Gewinnen eines psychoakustischen Werts mit Hilfe eines perzeptiven Modells (MOD) und
 - Steuern oder Regeln des Verarbeitens des Eingangssignals anhand des psychoakustischen Werts,

dadurch gekennzeichnet, dass

- das perzeptive Modell (MOD) aus einen Hörverlust abbildenden Daten und dem Ausgangssignal den psychoakustischen Wert für das Steuern oder Regeln des Verarbeitens gewinnt.

11. Verfahren nach Anspruch 10, wobei die den Hörverlust abbildenden Daten Audiogrammdaten umfassen.

12. Verfahren nach Anspruch 10 oder 11, wobei zum Steuern oder Regeln des Verarbeitens zusätzlich ein Pegelsignal und/oder ein Klassifikationssignal bezüglich des Eingangssignals herangezogen wird.

13. Verfahren nach einem der Ansprüche 10 bis 12, wobei das Ausgangssignal indirekt über einen Hörer (12) und ein Sondenmikrofon (14) dem perzeptiven Modell (MOD) zur Verfügung gestellt wird.

14. Verfahren nach einem der Ansprüche 10 bis 13, wobei der psychoakustische Wert die Lautheit, Angenehmheit, Schärfe, Rauigkeit oder die Höranstrengung betrifft.

15. Verfahren nach einem der Ansprüche 10 bis 14, wobei einer oder mehrere Parameter für das Verarbeiten mit Hilfe des psychoakustischen Werts nachgeführt werden.

16. Verfahren nach Anspruch 15, wobei der oder einer der mehreren Parameter die Verstärkung, die Kompression, die

Richtmikrofoncharakteristik oder die Störgeräuschbefreiung des Hörgerätes betrifft.

17. Verfahren nach einem der Ansprüche 10 bis 16, wobei mit dem perceptiven Modell (MOD) mehrere psychoakustische Werte gewonnen und jeweils mit Sollwerten verglichen werden, und anschließend die entsprechenden Differenzwerte gewichtet zu einer Fehlergröße zusammengefasst werden, wobei das Verarbeiten derart gesteuert oder geregelt wird, dass die Fehlergröße minimiert wird.

Claims

1. Hearing aid having

- a signal processing device (11) for processing an input signal to produce an output signal,
- a modelling device (13) in which a perceptive model (MOD) is implemented in order to produce a psychoacoustic value for actuation of the signal processing device (11) by means of a control signal (S),
- characterized in that**
- data mapping a hearing loss can be input into the modelling device (13) and
- the perceptive model (MOD) takes the data and the output signal and extracts the psychoacoustic value for actuation of the signal processing device (11).

2. Hearing aid according to Claim 1, wherein the data mapping the hearing loss comprise audiogram data.

3. Hearing aid according to Claim 1 or 2, wherein the modelling device (13) receives a level signal and/or a classification signal for the input signal in order to produce the control signal (S).

4. Hearing aid according to Claim 1, 2 or 3, wherein the output signal from the signal processing device (11) is transmitted to the modelling device (13) indirectly via an earpiece (12) and a probe microphone (14) of the hearing aid.

5. Hearing aid according to one of the preceding claims, wherein the psychoacoustic value relates to loudness, pleasantness, shrillness, harshness or hearing effort.

6. Hearing aid according to one of the preceding claims, wherein one or more parameters of the signal processing device (11) are constantly tracked by the modelling device (13).

7. Hearing aid according to Claim 6, wherein the or one of the plurality of parameter(s) relates to the gain, the compression, the directional microphone characteristic or the noise reduction of the hearing aid.

8. Hearing aid according to one of the preceding claims, wherein the modelling device (13) is used to extract a plurality of psychoacoustic values and to compare each of them with setpoint values, and then the corresponding difference values are combined in weighted fashion to produce an error variable, wherein the signal processing device (11) is controlled or regulated such that the error variable is minimized.

9. Hearing aid according to Claim 8, wherein the setpoint values can be altered by means of a potentiometer of the hearing aid or a remote control of the hearing aid.

10. Method for operating a hearing aid by

- processing an input signal to produce an output signal in the hearing aid,
- extracting a psychoacoustic value using a perceptive model (MOD) and
- controlling or regulating the processing of the input signal on the basis of the psychoacoustic value,
- characterized in that**
- the perceptive model (MOD) takes data mapping a hearing loss and the output signal and extracts the psychoacoustic value for control or regulation of the processing.

11. Method according to Claim 10, wherein the data mapping the hearing loss comprise audiogram data.

12. Method according to Claim 10 or 11, wherein a level signal and/or a classification signal for the input signal is additionally used for controlling or regulating the processing.

13. Method according to one of Claims 10 to 12, wherein the output signal is made available to the perceptive model (MOD) indirectly via an earpiece (12) and a probe microphone (14).
14. Method according to one of Claims 10 to 13, wherein the psychoacoustic value relates to loudness, pleasantness, shrillness, harshness or hearing effort.
15. Method according to one of Claims 10 to 14, wherein one or more parameter(s) for the processing are tracked using the psychoacoustic value.
16. Method according to Claim 15, wherein the or one of the plurality of parameter(s) relates to the gain, the compression, the directional microphone characteristic or the noise reduction of the hearing aid.
17. Method according to one of Claims 10 to 16, wherein the perceptive model (MOD) is used to extract a plurality of psychoacoustic values and to compare each of them with setpoint values, and then the corresponding difference values are combined in weighted fashion to produce an error variable, wherein the processing is controlled or regulated such that the error variable is minimized.

Revendications

1. Appareil auditif comprenant

- un dispositif de conditionnement de signal (11) destiné à conditionner un signal d'entrée en un signal de sortie,
- un dispositif de modélisation (13) dans lequel est mis en oeuvre un modèle perceptif (MOD) pour générer une valeur psycho-acoustique destinée à commander le dispositif de conditionnement de signal (11) au moyen d'un signal de commande (S),

caractérisé en ce que

- des données représentant une perte auditive peuvent être saisies dans le dispositif de modélisation (13) et
- le modèle perceptif (MOD) acquiert à partir des données et du signal de sortie la valeur psycho-acoustique pour la commande du dispositif de conditionnement de signal (11).

2. Appareil auditif selon la revendication 1, dans lequel les données représentant la perte auditive comprennent des données d'audiogramme.

3. Appareil auditif selon la revendication 1 ou 2, dans lequel le dispositif de modélisation (13), en vue de générer le signal de commande (S), reçoit un signal de niveau et/ou un signal de classification concernant le signal d'entrée.

4. Appareil auditif selon la revendication 1, 2 ou 3, dans lequel le signal de sortie du dispositif de conditionnement de signal (11) est transmis indirectement au dispositif de modélisation (13) par le biais d'un écouteur (12) et d'un microphone à sonde (14) de l'appareil auditif.

5. Appareil auditif selon l'une des revendications précédentes, dans lequel la valeur psycho-acoustique concerne l'intensité sonore, le caractère agréable, la netteté, le pleurage ou l'effort d'audition.

6. Appareil auditif selon l'une des revendications précédentes, dans lequel un ou plusieurs paramètres du dispositif de conditionnement de signal (11) sont continuellement asservis par le dispositif de modélisation (13).

7. Appareil auditif selon la revendication 6, dans lequel le ou l'un des plusieurs paramètres concerne le gain, la compression, la caractéristique de microphone directionnel ou la propagation des bruits parasites de l'appareil auditif.

8. Appareil auditif selon l'une des revendications précédentes, dans lequel plusieurs valeurs psycho-acoustiques sont acquises avec le dispositif de modélisation (13) et respectivement comparées à des valeurs de consigne, et les valeurs différentielles correspondantes sont ensuite regroupées de manière pondérée en une importance d'erreur, le dispositif de conditionnement de signal (11) étant commandé ou régulé de telle sorte que l'importance d'erreur soit minimisée.

9. Appareil auditif selon la revendication 8, dans lequel les valeurs de consigne peuvent être modifiées par le biais d'un potentiomètre de l'appareil auditif ou d'une commande à distance de l'appareil auditif.

10. Procédé pour faire fonctionner un appareil auditif par

- conditionnement d'un signal d'entrée en un signal de sortie dans l'appareil auditif,
- acquisition d'une valeur psycho-acoustique à l'aide d'un modèle perceptif (MOD) et
- commande ou régulation du conditionnement du signal d'entrée au moyen de la valeur psycho-acoustique,

caractérisé en ce que le modèle perceptif (MOD) acquiert à partir de données représentant une perte auditive et du signal de sortie la valeur psycho-acoustique pour la commande ou la régulation du conditionnement.

11. Procédé selon la revendication 10, selon lequel les données représentant la perte auditive comprennent des données d'audiogramme.

12. Procédé selon la revendication 10 ou 11, selon lequel un signal de niveau et/ou un signal de classification concernant le signal d'entrée sont utilisés en plus pour la commande ou la régulation du conditionnement.

13. Procédé selon l'une des revendications 10 à 12, selon lequel le signal de sortie est mis à la disposition du modèle perceptif (MOD) indirectement par le biais d'un écouteur (12) et d'un microphone à sonde (14).

14. Procédé selon l'une des revendications 10 à 13, selon lequel la valeur psycho-acoustique concerne l'intensité sonore, le caractère agréable, la netteté, le pleurage ou l'effort d'audition,

15. Procédé selon l'une des revendications 10 à 14, selon lequel un ou plusieurs paramètres pour le conditionnement sont asservis à l'aide de la valeur psycho-acoustique.

16. Procédé selon la revendication 15, selon lequel le ou l'un des plusieurs paramètres concerne le gain, la compression, la caractéristique de microphone directionnel ou la propagation des bruits parasites de l'appareil auditif.

17. Procédé selon l'une des revendications 10 à 16, selon lequel plusieurs valeurs psycho-acoustiques sont acquises avec le modèle perceptif (MOD) et respectivement comparées à des valeurs de consigne, et les valeurs différentielles correspondantes sont ensuite regroupées de manière pondérée en une importance d'erreur, le conditionnement étant commandé ou régulé de telle sorte que l'importance d'erreur soit minimisée.

FIG 1
(Stand der Technik)

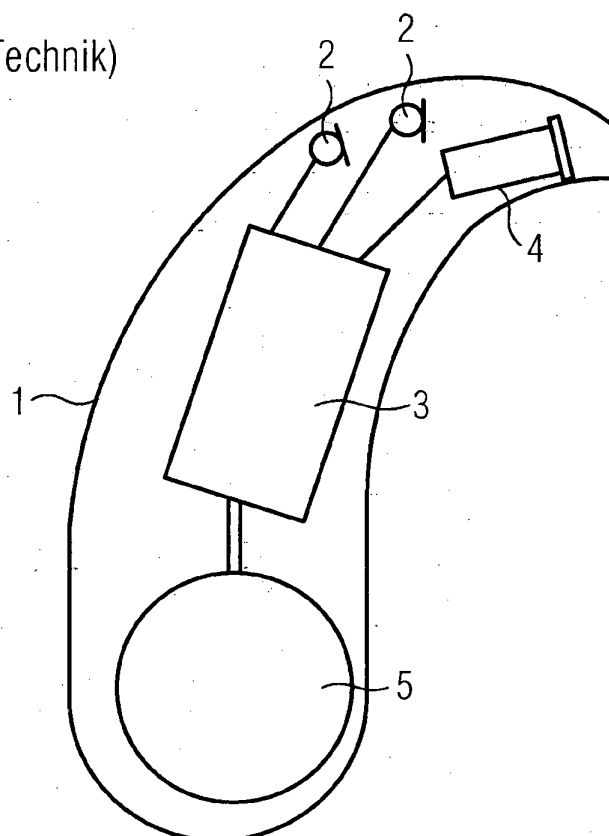
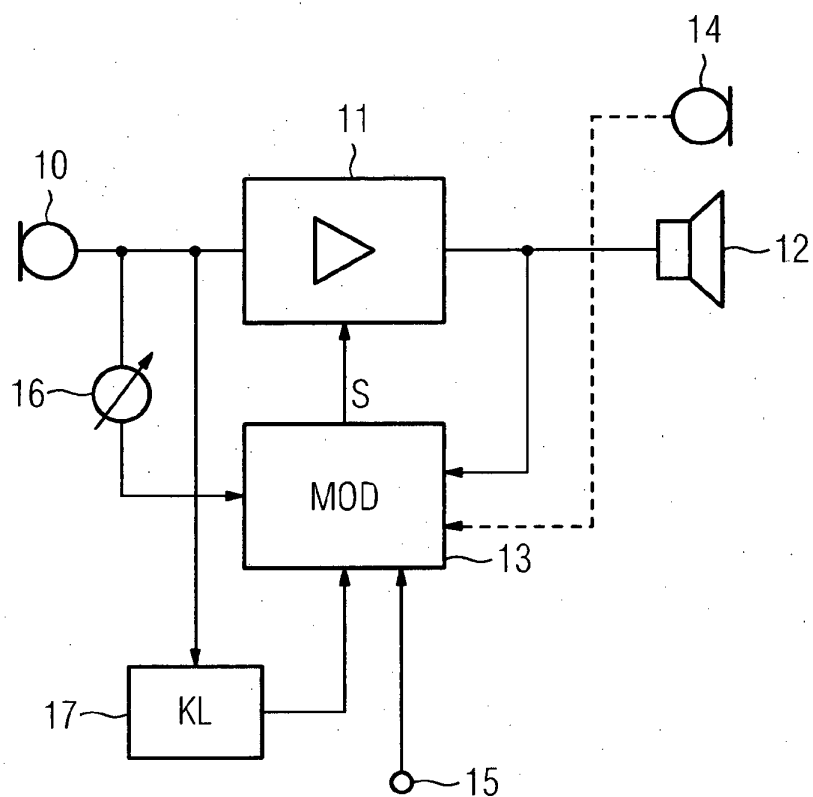


FIG 2



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

- US 20020111745 A1 [0006]
- EP 0661905 A2 [0007] [0025]
- DE 10308483 A1 [0008]
- US 20070135862 A1 [0009]