

(19)



Europäisches Patentamt

European Patent Office

Office européen des brevets



(11)

**EP 1 289 337 B1**

(12)

## EUROPÄISCHE PATENTSCHRIFT

(45) Veröffentlichungstag und Bekanntmachung des  
Hinweises auf die Patenterteilung:  
**18.10.2006 Patentblatt 2006/42**

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

(21) Anmeldenummer: **02018379.4**

(22) Anmeldetag: **14.08.2002**

(54) **Im Ohr tragbares Hörhilfegerät oder Hörhilfegerät mit im Ohr tragbarer Otoplastik**

Hearing aid to be worn in the ear or hearing aid with an otoplastic to be worn in the ear

Prothèse auditive à porter dans l'oreille ou prothèse auditive avec un élément otoplastique à porter dans l'oreille

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

(30) Priorität: **27.08.2001 DE 10141800**

(43) Veröffentlichungstag der Anmeldung:  
**05.03.2003 Patentblatt 2003/10**

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

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

(74) Vertreter: **Berg, Peter et al  
European Patent Attorney,  
Siemens AG,  
Postfach 22 16 34  
80506 München (DE)**

(56) Entgegenhaltungen:  
**DE-A1- 19 942 707 US-A- 5 195 139**

**EP 1 289 337 B1**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist. (Art. 99(1) Europäisches Patentübereinkommen).

## Beschreibung

**[0001]** In der praktischen Anwendung von Hörhilfegeräten wird in vielen Fällen der Gehörgang durch eine Otoplastik bzw. durch ein im Gehörgang sitzendes Hörhilfegerät verschlossen. Um dennoch eine gewisse Belüftung des eingeschlossenen Gehörgangsvolumens gewährleisten und den mit einem verschlossenen Gehörgang verbundenen akustischen Effekten begegnen zu können, wird meist ein kleiner Belüftungskanal, auch als Ventilationsöffnung oder kurz "Vent" bezeichnet, in die Otoplastik bzw. das im Ohr getragene Hörhilfegerät integriert.

**[0002]** Der Größe dieses Belüftungskanals sind allerdings von akustischer Seite Grenzen gesetzt, da durch einen großen Belüftungskanal zu viele Schallanteile das Gehörgangstrestvolumen verlassen und so zum Mikrofon des Hörhilfegerätes gelangen können. Die Folge wären rückkopplungsbedingte Oszillationen (Feedback). Daher kann zumeist nur ein Belüftungskanal mit einem verhältnismäßig kleinen Querschnitt eingesetzt werden.

**[0003]** Bislang unterlag es dem Hörgeräteakustiker, ein an den Hörschaden und weitere individuelle Bedingungen eines Hörgeräteträgers angepasstes Vent in ein Hörhilfegerät zu integrieren. Dabei wurden allerdings aufgrund der höheren akustischen Stabilität vorwiegend verhältnismäßig kleine Ventilationsöffnungen verwendet, was mit einer unzureichenden Belüftung des eingeschlossenen Gehörgangsvolumens einhergeht.

**[0004]** Aus der DE 199 42 707 A1 ist ein im Ohr tragbares Hörhilfegerät oder ein Hörhilfegerät mit im Ohr tragbarer Otoplastik bekannt, bei dem ein Belüftungskanal vorhanden ist. Zusätzlich sind bei dem bekannten Hörhilfegerät Mittel zum Drosseln oder Verschließen des Belüftungskanals vorhanden. Die Einstellung dieser Mittel erfolgt bei am Ohr getragenen Hörhilfegerät durch entsprechende Bedienelemente oder durch die Signalverarbeitungseinheit des Hörhilfegerätes oder durch Programmierung des Hörhilfegerätes.

**[0005]** Nachteilig bei den bekannten im Ohr tragbaren Hörhilfegeräten oder Hörhilfegeräten mit im Ohr tragbarer Otoplastik ist die unzureichende Belüftung des Gehörgangs bei den üblicherweise kleinen Ventilationsöffnungen. Dadurch kommt es häufig zu einem schlechten Tragekomfort oder gar zu Entzündungen im Gehörgang.

**[0006]** Aufgabe der Erfindung ist es daher, die Belüftung des Gehörgangs bei einem im Ohr tragbaren Hörhilfegerät oder einem Hörhilfegerät mit im Ohr tragbarer Otoplastik zu verbessern.

**[0007]** Diese Aufgabe wird bei einem im Ohr tragbaren Hörhilfegerät oder einem Hörhilfegerät mit im Ohr tragbarer Otoplastik, umfassend wenigstens einen Eingangswandler zur Aufnahme eines akustischen oder elektromagnetischen Eingangssignals und Wandlung in ein elektrisches Signal, eine Signalverarbeitungseinheit zur Verarbeitung und Verstärkung des elektrischen Signals und einen Hörer zur Wandlung des elektrischen Signals in ein akustisches Signal, gelöst durch wenigstens einen ersten Belüftungskanal und wenigstens ei-

nen zweiten Belüftungskanal zur Belüftung des von dem Hörhilfegerät bzw. der Otoplastik eingeschlossenen Gehörgangsvolumens, wobei den Belüftungskanälen jeweils Mittel zum Begünstigen einer Strömungsrichtung durch den Belüftungskanal zugeordnet sind, zum Begünstigen des Ausströmens von Luft aus dem eingeschlossenen Gehörgangsvolumen bei dem ersten Belüftungskanal und zum Begünstigen des Einstromens von Luft in das eingeschlossene Gehörgangsvolumen bei dem zweiten Belüftungskanal.

**[0008]** Ferner wird die Aufgabe gelöst durch ein Verfahren zum Betrieb eines im Ohr tragbaren Hörhilfegerätes oder eines Hörhilfegerätes mit im Ohr tragbarer Otoplastik, wobei ein Ansteuersignal mit einer in einem nicht hörbaren Frequenzbereich liegenden Signalfrequenz erzeugt und dem elektrischen Signal überlagert und über den Hörer in den Gehörgang abgegeben wird zur aktiven Belüftung des Gehörgangs.

**[0009]** Bei dem Hörhilfegerät gemäß der Erfindung handelt es sich z.B. um ein im Ohr tragbares Hörgerät (IdO), ein hinter dem Ohr (HdO) oder am Körper tragbares Hörgerät, das mit einer im Ohr tragbaren Otoplastik verbunden ist, ein im Ohr tragbares Kommunikationsgerät, einen im Ohr tragbaren Teil eines Kommunikationssystems, z.B. ein im Ohr tragbares Headset zur Verbindung mit einem Mobiltelefon, usw. Bei all diesen Geräten ist ein den Gehörgang verschließendes Teil in dem Gehörgang angeordnet. Dadurch ist die natürliche Belüftung des Gehörgangs weitgehend unterbunden.

**[0010]** Das Hörhilfegerät gemäß der Erfindung umfasst einen Eingangswandler, beispielsweise ein Mikrofon, eine Hörschleife oder eine Antenne, der ein Eingangssignal aufnimmt und in ein elektrisches Signal wandelt. Das elektrische Signal wird in einer Signalverarbeitungseinheit weiterverarbeitet und in der Regel mit von der Frequenz abhängiger Verstärkung verstärkt. Ein Hörer wandelt das so verarbeitete elektrische Signal in ein akustisches Signal, das in den Gehörgang eines Benutzers abgegeben wird.

**[0011]** Bei einem im Ohr getragenen Hörhilfegerät ist der Hörer in dem Hörhilfegerät und damit im Gehörgang angeordnet. Anders bei einem Hörhilfegerät mit einer Otoplastik. Hier kann der Hörer in der Otoplastik, aber auch außerhalb des Gehörgangs angeordnet sein, z.B. innerhalb eines hinter dem Ohr tragbaren Hörhilfegerätes, wobei dann die Schallleitung von dem Hörer in den Gehörgang über einen mit der Otoplastik verbundenen Schallschlauch erfolgt.

**[0012]** Durch die wenigstens zwei Belüftungskanäle in Verbindung mit in den Belüftungskanälen angeordneten Strömungswiderständen, die in wenigstens einem Belüftungskanal eine Strömung von dem eingeschlossenen Gehörgangsvolumen nach außen begünstigen und in wenigstens einem anderen Belüftungskanal eine Strömung in das eingeschlossene Gehörgangsvolumen hinein begünstigen, resultiert insgesamt eine Strömung durch das eingeschlossene Gehörgangsvolumen, so dass in diesem ein Luftaustausch erfolgt. Dies verbessert den Trage-

komfort des Hörhilfegerätes und trägt dazu bei, durch eine schlechte Belüftung des Gehörgangs verursachte Krankheiten zu vermeiden.

**[0013]** Angetrieben wird die Strömung beispielsweise durch Bewegungen und damit verbundene Volumenänderungen des Gehörgangs, wie sie beim Sprechen oder Kauen hervorgerufen werden.

**[0014]** Gemäß einer bevorzugten Variante der Erfindung wird über den Hörer zusätzlich zu dem Nutzsignal ein weiteres Signal, das Ansteuersignal, ausgegeben, das in einem nicht hörbaren Frequenzbereich liegt und daher von dem Benutzer nicht wahrgenommen wird. Im Zusammenspiel der Strömungswiderstände in den Belüftungskanälen mit dem Hörer wird dadurch eine Membranpumpe erzeugt, die für eine Luftströmung durch das eingeschlossene Gehörgangsvolumen sorgt und dadurch eine aktive Belüftung des eingeschlossenen Gehörgangsvolumens bewirkt.

**[0015]** Als Mittel zum Erzeugen des Ansteuersignals kann ein Signalgenerator, beispielsweise ein Sinusgenerator, vorhanden sein. Dabei verbessert sich die durch den Hörer hervorgerufene Ventilationswirkung mit zunehmender Amplitude des Ansteuersignals, weshalb eine möglichst große Amplitude bevorzugt wird. Auf diese Weise entsteht eine nicht durch das Nutzsignal hervorgerufene, vorzugsweise tieffrequente Bewegung der Hörermembrane, die für ein gleichförmiges Ein- und Ausströmen von Luft in dem Hörer sorgt. Beim Betrieb des Hörhilfegerätes ist jedoch darauf zu achten, dass durch die Überlagerung des Nutzsignals mit dem Ansteuersignal die Hörermembrane nicht ihre Vollasssteuerung erreicht, womit hörbare Artefakte erzeugt würden.

**[0016]** Um eine bevorzugte Durchlassrichtung der Belüftungskanäle zu erreichen, kommt eine besondere Strukturierung der Belüftungskanäle in Betracht. Beispielsweise kann sich ein Belüftungskanal in einer Durchlassrichtung langsam und kontinuierlich verengen und abrupt wieder auf den ursprünglichen Umfang aufweiten. In dem zweiten, vorzugsweise parallel angeordneten Belüftungskanal wird die gleiche Maßnahme getroffen, nur erfolgt hier die langsame und kontinuierliche Verengung in umgekehrter Richtung. Beispielsweise bei einem gegenüber dem Außendruck erhöhten Druck in dem eingeschlossenen Gehörgangsvolumen bietet dann der Schallkanal, der sich nach außen langsam und stetig verengt, einen geringeren Strömungswiderstand als der Belüftungskanal mit einer dem eingeschlossenen Volumen zugewandten, abrupten Verengung. Somit erfolgt im Mittel durch den ersten Belüftungskanal eine Luftströmung nach außen und durch den zweiten Belüftungskanal eine Luftströmung nach innen. Insgesamt ergibt sich somit eine Luftströmung durch das eingeschlossene Gehörgangsvolumen und damit ein Luftaustausch. Die Funktionsweise gleicht dabei der einer Membranpumpe.

**[0017]** Zum Betrieb eines Hörhilfegerätes gemäß der Erfindung sind in der Regel keine speziellen Hörer erforderlich. Bei den üblicherweise eingesetzten Hörern ist nämlich für den dynamischen Betriebszustand ein

Druckausgleich zwischen den beiden von der Membrane getrennten Luftvolumina nicht vorgesehen. Eventuell seitlich neben der Membrane angeordnete Mikrobohrungen zum statischen Druckausgleich haben keine Auswirkungen auf den dynamischen Betrieb.

**[0018]** Um die Strömung in einer Richtung durch einen Belüftungskanal zu begünstigen, können gemäß einer Variante der Erfindung auch Ventile oder Klappen an einem Eingang der Belüftungskanäle oder innerhalb des Belüftungskanals angeordnet sein. Ventile oder Klappen erfordern zwar einen höheren mechanischen Aufwand zur Herstellung, dafür gewährleisten sie jedoch, dass die Strömung durch den Belüftungskanal nahezu ausschließlich in einer Richtung erfolgt.

**[0019]** Mechanisch noch aufwändiger, dafür jedoch noch effizienter sind automatisch betätigbare Ventile oder Klappen. Diesen Ventilen oder Klappen sind elektrische oder magnetische Miniaturantriebe zugeordnet, die vorzugsweise direkt mit dem Ansteuersignal für den Hörer angesteuert werden. Damit werden die Ventile oder Klappen im Takt des Ansteuersignals geöffnet bzw. geschlossen, wobei die Ventile oder Klappen in dem einen Belüftungskanal geöffnet sind, während die Ventile oder Klappen in dem anderen Belüftungskanal schließen.

**[0020]** Vorzugsweise sind die Miniaturantriebe, aber auch die Ventile oder Klappen, zumindest teilweise in Mikrostrukturtechnik hergestellt. Derartige Verfahren erlauben eine kostengünstige Herstellung nahezu beliebig kleiner Miniaturaktoren in hohen Stückzahlen.

**[0021]** Das Ansteuersignal zur Ansteuerung des Hörers bei einem Hörhilfegerät gemäß der Erfindung wird vorzugsweise mittels eines Signalgenerators erzeugt. Beispielsweise kann dies ein Sinusgenerator sein. Es kommen aber auch andere Ansteuersignale, beispielsweise Rechtecksignale, in Betracht. Um die Belüftung an die individuellen Bedürfnisse eines Benutzers anpassen zu können, sind Amplitude und/oder Frequenz des Ansteuersignals vorteilhaft einstellbar. Die Einstellung kann zum Beispiel durch Programmierung des Hörhilfegerätes erfolgen. Dies erlaubt die Einstellung des pro Zeiteinheit in etwa austauschbaren Luftvolumens.

**[0022]** Eine besonders vorteilhafte Ausführungsform der Erfindung sieht vor, dass die Einstellung des Ansteuersignals in Abhängigkeit von Kennwerten des Eingangssignals bzw. des elektrischen Signals erfolgt. Zum Erzielen einer guten Ventilationswirkung hat das Ansteuersignal vorteilhaft eine verhältnismäßig hohe Amplitude. Es wird dem Nutzsignal überlagert und über den Hörer ausgegeben. Dadurch besteht insbesondere bei einem Nutzsignal mit verhältnismäßig hoher Amplitude die Gefahr der Übersteuerung des Hörers, womit hörbare Artefakte erzeugt würden. Durch das Erfassen des Signalpegels des Eingangssignals bzw. der Amplitude des elektrischen Signals kann dies dadurch verhindert werden, dass bei einem elektrischen Signal mit hoher Amplitude die Amplitude des Ansteuersignals reduziert wird. Eventuell kann das Ansteuersignal bei einem elektri-

schen Signal mit besonders hoher Amplitude auch ganz abgeschaltet werden. Weiterhin können in einer sehr ruhigen Schallumgebung Frequenz und/oder Amplitude des Ansteuersignals herabgesetzt werden, um von der aktiven Belüftung eventuell hervorgerufene Strömungsgeräusche zu reduzieren oder zu vermeiden.

**[0023]** Auch die Einstellung des Ansteuersignals in Abhängigkeit des eingestellten Hörprogramms ist möglich. Beispielsweise wird dann die Belüftungstätigkeit im Falle eines Hörprogramms für ruhige Umgebung gedrosselt.

**[0024]** Bei einer besonders komfortablen Ausführungsform der Erfindung ist ein Sensor zum Erfassen wenigstens eines Kennwertes des von dem in dem Ohr tragbaren Hörhilfegerät oder der in dem Ohr tragbaren Otoplastik eingeschlossenen Gehörgangsvolumens vorgesehen. Mittels dieses Sensors kann beispielsweise die Größe des eingeschlossenen Gehörgangsvolumens oder die relative Luftfeuchte in dem eingeschlossenen Gehörgangsvolumen gemessen werden. Daraufhin wird die Belüftungstätigkeit an die so gemessenen Kennwerte angepasst. So kann z.B. bei einer hohen relativen Luftfeuchtigkeit im Gehörgang durch eine Erhöhung der Frequenz des Ansteuersignals die Belüftungstätigkeit erhöht werden.

**[0025]** Die Erfindung wird nachfolgend anhand von Ausführungsbeispielen näher erläutert. Es zeigen:

Figur 1 ein im Ohr tragbares Hörhilfegerät mit einem Belüftungskanal nach dem Stand der Technik,

Figur 2 ein im Ohr tragbares Hörhilfegerät mit zwei Belüftungskanälen,

Figur 3 das Blockschaltbild des Hörhilfegerätes gemäß Figur 2,

Figur 4 Klappen, die in zwei parallel angeordneten Belüftungskanälen angebracht sind, und

Figur 5 schematisch eine aus einem Träger mit mehreren Durchlässen und Schwenkelementen zusammengesetzte Anordnung zum Öffnen und Schließen eines Belüftungskanals.

**[0026]** Figur 1 zeigt in schematischer Darstellung ein in dem Ohr tragbares Hörhilfegerät 1 nach dem Stand der Technik. Über ein Mikrofon 2 wird ein akustisches Signal aufgenommen und in ein elektrisches Signal gewandelt. Das elektrische Signal ist einer Signalverarbeitungseinheit 3 zugeführt. In der Signalverarbeitungseinheit 3 wird das elektrische Signal verarbeitet und in Abhängigkeit der Signalfrequenz verstärkt. Das verarbeitete elektrische Signal wird über einen Hörer 4 in ein akustisches Signal zurückgewandelt und in den Gehörgang eines Höreräteträgers abgegeben. Die elektronischen Komponenten des Hörhilfegerätes 1 sind zur Spannungsversorgung mit einer Batterie 8 verbunden.

**[0027]** Zur Belüftung des von dem in dem Ohr tragbaren Hörhilfegerät 1 eingeschlossenen Gehörgangsvolumens ist das Hörhilfegerät 1 von einem Belüftungskanal 5 durchzogen. Der Belüftungskanal stellt einen Bypass zum elektroakustischen Signalpfad durch das Hörhilfegerät 1 dar. In bestimmten akustischen Situationen, z.B. bei geringer akustischer Verstärkung des Hörhilfegerätes 1 aufgrund einer lauten Schallumgebung, ist dieser Bypass gegenüber dem Signalpfad durch das Hörhilfegerät 1 dominierend. Dies kann dazu führen, dass bestimmte Funktionen des Hörhilfegerätes 1, wie z.B. eine gewünschte Richtwirkung oder eine Störgeräuschminderung, nurmehr eingeschränkt ausgeführt werden können. Darüber hinaus kann es durch den Belüftungskanal 5 auch zu Rückkopplungen zwischen dem Hörer 4 und dem Mikrofon 2 kommen. Zur Vermeidung dieser Nachteile wird der Belüftungskanal 5 in der Regel nur mit einem verhältnismäßig kleinen Querschnitt ausgeführt. Damit ergibt sich jedoch der Nachteil, dass durch den Belüftungskanal nur eine geringe Belüftungswirkung in dem eingeschlossenen Gehörgangsvolumen erzielt werden kann.

**[0028]** Figur 2 zeigt in stark vereinfachter und schematischer Darstellung ein im Ohr getragenes Hörhilfegerät 11 gemäß der Erfindung, wobei im Wesentlichen nur die für die Erfindung relevanten Komponenten dargestellt sind. Das Hörhilfegerät 11 reicht bis tief in den Gehörgang 12 eines Höreräteträgers, womit zwischen dem Hörhilfegerät 11 und dem Trommelfell 13 ein Gehörgangsvolumen 14 eingeschlossen wird. Durch das Hörhilfegerät 11 wird die natürliche Luftzirkulation im Gehörgang 12, die durch die Erwärmung der Luft infolge der Körperwärme auf natürliche Weise erfolgt, unterbunden. Um dennoch eine Belüftung des eingeschlossenen Gehörgangsvolumens 14 zu erreichen, sind bei dem Hörhilfegerät 11 zwei Belüftungskanäle 15 und 16 vorgesehen. Dabei liegen die zur Innenseite des Gehörgangs 12 gerichteten Öffnungen der Belüftungskanäle 15 und 16 möglichst weit auseinander, um eine möglichst gute Belüftung des gesamten eingeschlossenen Gehörgangsvolumens 14 zu erreichen. Ferner sind die Belüftungskanäle 15 und 16 im Bereich dieser Öffnungen strukturiert. Im Ausführungsbeispiel verengen sich die Belüftungskanäle stetig, um sich dann wieder abrupt auf ihre ursprüngliche Weite zu öffnen. Durch diese Strukturierung wird ein von der Strömungsrichtung der Luft durch den Belüftungskanal abhängiger Strömungswiderstand geschaffen. In Richtung der sich langsam und stetig zunehmenden Verjüngung erfährt die Luft einen geringeren Strömungswiderstand als in umgekehrter Richtung. Volumenänderungen des eingeschlossenen Gehörgangsvolumens 14, die beispielsweise durch Kauen oder Sprechen hervorgerufen werden, erzeugen so in Verbindung mit den unterschiedlichen Strömungswiderständen einen Pump-Effekt, der eine Strömung durch das eingeschlossene Gehörgangsvolumen 14 bewirkt.

**[0029]** Ein vereinfachtes Blockschaltbild des Hörhilfegerätes gemäß Figur 2 ist in Figur 3 dargestellt. Wie bei

Hörhilfegeräten üblich umfasst auch das Hörhilfegerät 11 ein Mikrofon 2' zur Aufnahme eines akustischen Eingangssignals und Wandlung in ein elektrisches Signal, eine Signalverarbeitungseinheit 3' zur Verarbeitung und frequenzabhängigen Verstärkung des Eingangssignals, einen Hörer 18 zur Wandlung des verarbeiteten elektrischen Signals in ein akustisches Ausgangssignal sowie eine Batterie 8' zur Spannungsversorgung des Hörhilfegerätes 11. Gemäß einer bevorzugten Variante der Erfindung umfasst das Hörhilfegerät 11 ferner einen Signalgenerator 17. Dieser erzeugt ein vorzugsweise sinusförmiges Signal mit einer im nicht hörbaren Frequenzbereich liegenden Frequenz. Beispielsweise ist dies ein Signal mit einer Signalfrequenz von 10 Hz und möglichst großer Amplitude. Dieses Signal wird dem eigentlichen Nutzsignal, das von dem Hörer 18 abgegeben wird, überlagert. Dabei ist der Signalgenerator 17 so ausgebildet, dass es selbst durch die Überlagerung des Nutzsignals mit dem Ansteuersignal nicht zu einer Vollasssteuerung des Hörers 18 kommt. Infolge des Ansteuersignals vollzieht eine in dem Hörer 18 angeordnete Hörermembrane eine gleichförmige Pumpbewegung. Auf diese Weise entsteht in dem eingeschlossenen Gehörgangsvolumen gegenüber der Außenluft ein mit der Frequenz des Ansteuersignals wechselnder Über- bzw. Unterdruck. Wie Figur 2 weiterhin zu entnehmen ist, sind die Strukturelemente 19 und 20 in den parallelen Belüftungskanälen 15 und 16 entgegengesetzt ausgerichtet, d.h., das Strukturelement 19 im Belüftungskanal 15 verjüngt sich zunehmend in Richtung der Außenseite des Gehörgangs 12 und das Strukturelement 20 im Belüftungskanal 16 verjüngt sich zunehmend in Richtung der Innenseite des Gehörgangs 12. Somit strömt bei einem Überdruck im Gehörgangsvolumen 14 im Mittel mehr Luft durch den Belüftungskanal 15 von innen nach außen als durch den Belüftungskanal 16. Dahingehend strömt bei einem Unterdruck im eingeschlossenen Gehörgangsvolumen 14 im Mittel mehr Luft durch den Belüftungskanal 16 in das eingeschlossene Gehörgangsvolumen 14 als durch den Belüftungskanal 15. Insgesamt ergibt sich somit infolge der Pumpbewegung der Hörermembrane des Hörers 18 eine gleichförmige Luftströmung durch das eingeschlossene Gehörgangsvolumen 14, die durch den Pfeil 21 angedeutet ist.

**[0030]** Vorteilhaft umfasst das Hörhilfegerät 11 gemäß Figur 3 zusätzlich einen in das eingeschlossene Gehörgangsvolumen gerichteten Sensor 10. Mittels des Sensors 10 kann die relative Luftfeuchte in dem eingeschlossenen Gehörgangsvolumen erfasst und dem Signalgenerator 17 zugeführt werden. Frequenz und Amplitude des von dem Signalgenerator 17 abgegebenen Ansteuersignals werden dann auch in Abhängigkeit dieses Sensorsignals bestimmt, wobei mit zunehmender relativer Luftfeuchtigkeit Frequenz und/oder Amplitude des Ansteuersignals erhöht werden.

**[0031]** Die Erfindung trägt somit dazu bei, dass die natürliche Luftzirkulation durch den Gehörgang 12 auch bei im Ohr getragenen Hörhilfegerät 11 nicht unterbunden

wird. Dies erhöht den Tragekomfort und hilft Entzündungen infolge einer schlechten Belüftung zu vermeiden.

**[0032]** Die in Figur 2 dargestellte Anordnung und Ausbildung der Belüftungskanäle 15 und 16 sowie der Strukturelemente 19 und 20 sind rein beispielhaft zu verstehen. Ohne den Schutzbereich der Erfindung zu verlassen, ist hierbei eine Vielzahl an Variationsmöglichkeiten denkbar. Ein weiteres Ausführungsbeispiel hierfür gibt Figur 4. Auch bei dieser Ausführungsform schließt ein nur zum Teil dargestelltes Hörhilfegerät 22, das in dem Gehörgang 12 angeordnet ist, ein Gehörgangsvolumen 14 ein. Im Unterschied zu Figur 2 befinden sich hier jedoch an den in den Gehörgang hinein gerichteten Öffnungen zweier Belüftungskanäle 23 und 24 in der Zeichnung nur schematisch dargestellte Klappen 25 und 26, die bei einem Druckgefälle in der einen Richtung öffnen und bei einem Druckgefälle in der Gegenrichtung schließen. Durch eine entgegengesetzte Orientierung der Klappen 25 und 26 in den Belüftungskanälen 23 und 24 ist bei einem Druckgefälle in dem Gehörgang 12 von innen nach außen die Klappenanordnung 25 geöffnet, während die Klappenanordnung 26 schließt. Dadurch kann, wie durch die Pfeile 27 angedeutet ist, in diesem Betriebszustand Luft durch den Belüftungskanal 23 ausströmen, während durch den Belüftungskanal 24 kein Luftaustausch erfolgt. Durch die weitere Bewegung der Hörermembrane des Hörers 28 infolge des Ansteuersignals entsteht in dem eingeschlossenen Gehörgangsvolumen 14 darauffolgend ein Unterdruck, so dass die Klappenanordnung 26 öffnet und durch den Belüftungskanal 24 Luft in das eingeschlossene Gehörgangsvolumen einströmt. Dahingegen ist in diesem Betriebszustand die Klappenanordnung 25 geschlossen. Insgesamt ergibt sich somit durch die Pumpbewegung der Membrane des Hörers 28 die durch den Pfeil 29 angedeutete Luftzirkulation.

**[0033]** Im Unterschied zu der Strukturierung der Belüftungskanäle gemäß Figur 2 erfordert die in Figur 4 gezeigte Klappenanordnung einen höheren Herstellungsaufwand. Allerdings gewährleistet diese dafür eine Luftströmung durch die Belüftungskanäle 23 und 24 in nahezu jeweils nur einer Richtung. Dies verbessert die Luftzirkulation.

**[0034]** Mechanisch noch aufwändiger, dafür jedoch mit einer nahezu perfekten Öffnungs- und Schließwirkung ist die in Figur 5 gezeigte Ventilanordnung. Dargestellt ist ein in einem Belüftungskanal 30 eingesetzter, mit Durchlässen 31 versehener Träger 32, wobei eine Vielzahl parallel angeordneter Ventile 33 das Öffnen bzw. Verschließen des Belüftungskanals 30 bewirken. Dabei dienen in den Träger 32 eingebrachte Schwenkelemente 34 dem vorzugsweise vollständigen Öffnen oder Verschließen jeweils eines einem Schwenkelement 34 zugeordneten Durchlasses 31. Der Träger 32 besteht vorzugsweise aus einem Halbleitermaterial, in das die Schwenkelemente 34 eingebracht sind. Die Betätigung der Schwenkelemente 34 erfolgt aufgrund elektromagnetischer Kräfte, wobei die Steuerung der Ventile direkt

mit dem Ansteuersignal zur Steuerung der Hörermembrane gekoppelt werden kann.

**[0035]** Gemäß der Erfindung wird auch die in Figur 5 gezeigte Ventilanordnung bevorzugt paarweise in mehreren Belüftungskanälen eingesetzt, wobei die Ventile so gesteuert werden, dass die Ventile in einem Belüftungskanal schließen, während sie in dem anderen Belüftungskanal geöffnet sind. Die Wirkungsweise entspricht dann der in Figur 4 gezeigten, nur mit einer nochmals verbesserten Öffnungs- bzw. Schließwirkung gegenüber der dort gezeigten Klappenanordnung.

#### Patentansprüche

1. Im Ohr tragbares Hörhilfegerät (11, 22) oder Hörhilfegerät mit im Ohr tragbarer Otoplastik, umfassend wenigstens einen Eingangswandler (2') zur Aufnahme eines akustischen oder elektromagnetischen Eingangssignals und Wandlung in ein elektrisches Signal, eine Signalverarbeitungseinheit (3') zur Verarbeitung und Verstärkung des elektrischen Signals einen Hörer (18, 28) zur Wandlung des elektrischen Signals in ein akustisches Signal und wenigstens einen ersten Belüftungskanal (15, 23) **gekennzeichnet durch** wenigstens einen zweiten Belüftungskanal (16, 24) zur Belüftung des von dem Hörhilfegerät (11, 22) bzw. der Otoplastik eingeschlossenen Gehörgangsvolumens (14), wobei den Belüftungskanälen (15, 16, 23, 24) jeweils Mittel zum Begünstigen einer Strömungsrichtung **durch** den Belüftungskanal (15, 16, 23, 24) zugeordnet sind, zum Begünstigen des Ausströmens von Luft aus dem eingeschlossenen Gehörgangsvolumen (14) bei dem ersten Belüftungskanal (15, 23) und zum Begünstigen des Einströmens von Luft in das eingeschlossene Gehörgangsvolumen bei dem zweiten Belüftungskanal (16, 24).
2. Im Ohr tragbares Hörhilfegerät (11, 22) oder Hörhilfegerät mit im Ohr tragbarer Otoplastik nach Anspruch 1, **gekennzeichnet durch** Mittel zum Erzeugen eines Ansteuersignals mit einer in einem nicht hörbaren Frequenzbereich liegenden Signalfrequenz, wobei das Ansteuersignal dem elektrischen Signal überlagert und über den Hörer (18, 28) ausgegeben wird zur aktiven Belüftung des von dem Hörer (18, 28) bzw. der Otoplastik eingeschlossenen Gehörgangsvolumens (14).
3. Im Ohr tragbares Hörhilfegerät (11, 22) oder Hörhilfegerät mit im Ohr tragbarer Otoplastik nach Anspruch 1 oder 2, **gekennzeichnet durch** eine Strukturierung der Belüftungskanäle (15, 16) zum Begünstigen der Strömung in jeweils einer Richtung **durch** den Belüftungskanal (15, 16).
4. Im Ohr tragbares Hörhilfegerät (11, 22) oder Hörhilfegerät mit im Ohr tragbarer Otoplastik nach Anspruch 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet, dass** den Belüftungskanälen (23, 24) Klappen (25, 26) oder Ventile zugeordnet sind, die selbsttätig bei einem Druckgefälle in einer Richtung öffnen und bei einem Druckgefälle in der Gegenrichtung schließen.
5. Im Ohr tragbares Hörhilfegerät (11, 22) oder Hörhilfegerät mit im Ohr tragbarer Otoplastik nach Anspruch 1 oder 2, **gekennzeichnet durch** Mittel zum automatischen, aktiven Öffnen und Schließen der Belüftungskanäle (23, 24, 30).
6. Im Ohr tragbares Hörhilfegerät (11, 22) oder Hörhilfegerät mit im Ohr tragbarer Otoplastik nach Anspruch 5, **gekennzeichnet durch** Ventile (33) oder Klappen, denen elektrische und/oder magnetische Miniaturantriebe zugeordnet sind, zum aktiven Öffnen und Schließen der Belüftungskanäle (30).
7. Im Ohr tragbares Hörhilfegerät (11, 22) oder Hörhilfegerät mit im Ohr tragbarer Otoplastik nach Anspruch 5 oder 6, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Mittel zum automatischen, aktiven Öffnen und Schließen der Belüftungskanäle (30) zumindest teilweise in Mikrostrukturtechnik hergestellt sind.
8. Im Ohr tragbares Hörhilfegerät (11, 22) oder Hörhilfegerät mit im Ohr tragbarer Otoplastik nach einem der Ansprüche 2 bis 7, **dadurch gekennzeichnet, dass** Amplitude und/oder Frequenz des Ansteuersignals einstellbar sind.
9. Im Ohr tragbares Hörhilfegerät (11, 22) oder Hörhilfegerät mit im Ohr tragbarer Otoplastik nach Anspruch 8, **gekennzeichnet durch** Mittel zum Erfassen von Kennwerten des Eingangssignals und Mittel zur Einstellung des Ansteuersignals in Abhängigkeit der Kennwerte.
10. Im Ohr tragbares Hörhilfegerät (11, 22) oder Hörhilfegerät mit im Ohr tragbarer Otoplastik nach einem der Ansprüche 2 bis 9, **gekennzeichnet durch** einen Sensor zum Erfassen eines Kennwertes des von dem in dem Ohr tragbaren Hörhilfegerät (11, 22) oder der in dem Ohr tragbaren Otoplastik eingeschlossenen Gehörgangsvolumens (14) und Mittel zur Einstellung des Ansteuersignals in Abhängigkeit des Kennwertes.
11. Im Ohr tragbares Hörhilfegerät (11, 22) oder Hörhilfegerät mit im Ohr tragbarer Otoplastik nach An-

spruch 10,

**gekennzeichnet durch** einen Sensor zum Erfassen der Größe des eingeschlossenen Gehörgangsvolumens (14) und/oder einen Sensor (10) zum Erfassen der Luftfeuchtigkeit in dem eingeschlossenen Gehörgangsvolumen (14).

12. Verfahren zum Betrieb eines im Ohr tragbaren Hörhilfegerätes (11, 22) oder eines Hörhilfegerätes mit im Ohr tragbarer Otoplastik nach einem der Ansprüche 1 bis 11, **dadurch gekennzeichnet, dass** ein Ansteuersignal mit einer in einem nicht hörbaren Frequenzbereich liegenden Signalfrequenz erzeugt und dem elektrischen Signal überlagert und über den Hörer (18, 28) in den Gehörgang (12) abgegeben wird zur aktiven Belüftung des Gehörgangs (12).
13. Verfahren nach Anspruch 12, **dadurch gekennzeichnet, dass** Kennwerte des elektrischen Signals erfasst und Frequenz und/oder Amplitude des Ansteuersignals in Abhängigkeit der Kennwerte eingestellt werden.
14. Verfahren nach Anspruch 13, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Einstellung des Ansteuersignals in Abhängigkeit der Amplitude des elektrischen Signals erfolgt.
15. Verfahren nach Anspruch 13 oder 14, **dadurch gekennzeichnet, dass** ein Schwellenwert vorhanden ist und das Ansteuersignal so eingestellt wird, dass die Amplitude des aus der Summe des elektrischen Signals und des Ansteuersignals hervorgehenden Signals den Schwellenwert nicht übersteigt.
16. Verfahren nach Anspruch 15, **dadurch gekennzeichnet, dass** der Schwellenwert durch Programmierung des Hörgerätes (11, 22) eingestellt wird.

## Claims

1. Hearing aid device to be worn in the ear (11, 22) or hearing aid device with otoplastic to be worn in the ear, comprising at least one input transducer (2') for the pickup of an acoustic or electromagnetic input signal and conversion into an electrical signal, a signal processing unit (3') for processing and amplification of the electrical signal, an earphone (18, 28) for converting the electrical signal into an acoustic signal, at least one first aeration channel (15, 23) and at least one second aeration channel (16, 24) for ventilating the auditory canal volume (14) enclosed by the hearing aid device (11, 22) or the otoplastic, whereby the aeration channels (15, 16, 23, 24) have respective structures allocated to them for promoting a flow direction through the aeration chan-

nel (15, 16, 23, 24), for promoting the flow of air out of the enclosed auditory canal volume (14) in the first aeration channel (15, 23) and for promoting the flow of air into the enclosed auditory canal volume in the second aeration channel (16, 24)

2. Hearing aid device to be worn in the ear (11, 22) or hearing aid device with otoplastic to be worn in the ear, as claimed in claim 1, **characterized by** means for generating a drive signal having a signal frequency in an inaudible frequency range, with the drive signal being superimposed on said processed signal and being output via the earphone (18, 28) for active ventilation of the auditory canal volume (14) enclosed by the earphone (18, 28) or the otoplastic.
3. Hearing aid device to be worn in the ear (11, 22) or hearing aid device with otoplastic to be worn in the ear, as claimed in claim 1 or 2 **characterized by** a structuring of the aeration channels (15, 16) to promote the flow in one direction through the aeration channel (15, 16) in each case.
4. Hearing aid device to be worn in the ear (11, 22) or hearing aid device with otoplastic to be worn in the ear, as claimed in claim 1 or 2 **characterized in that** flaps (25, 26) or valves are assigned to the aeration channels, which automatically open if the pressure drops in one direction and close if the pressure drops in the opposite direction.
5. Hearing aid device to be worn in the ear (11, 22) or hearing aid device with otoplastic to be worn in the ear, as claimed in claim 1 or 2 **characterized by** means for automatic, active opening and closing of the aeration channels (23, 24, 30).
6. Hearing aid device to be worn in the ear (11, 22) or hearing aid device with otoplastic to be worn in the ear, as claimed in claim 5 **characterized by** valves (33) or flaps to which miniature electrical and/or magnetic drives are assigned, for effective opening and closing of the aeration channels (30).
7. Hearing aid device to be worn in the ear (11, 22) or hearing aid device with otoplastic to be worn in the ear, as claimed in claim 5 or 6 **characterized in that** means for automatic, active opening and closing of the aeration channels (30) are manufactured at least in part using microstructure technology.
8. Hearing aid device to be worn in the ear (11, 22) or hearing aid device with otoplastic to be worn in the ear, as claimed in one of the claims 2 to 7, **characterized in that** amplitude and/or frequency

of the drive signal can be selected.

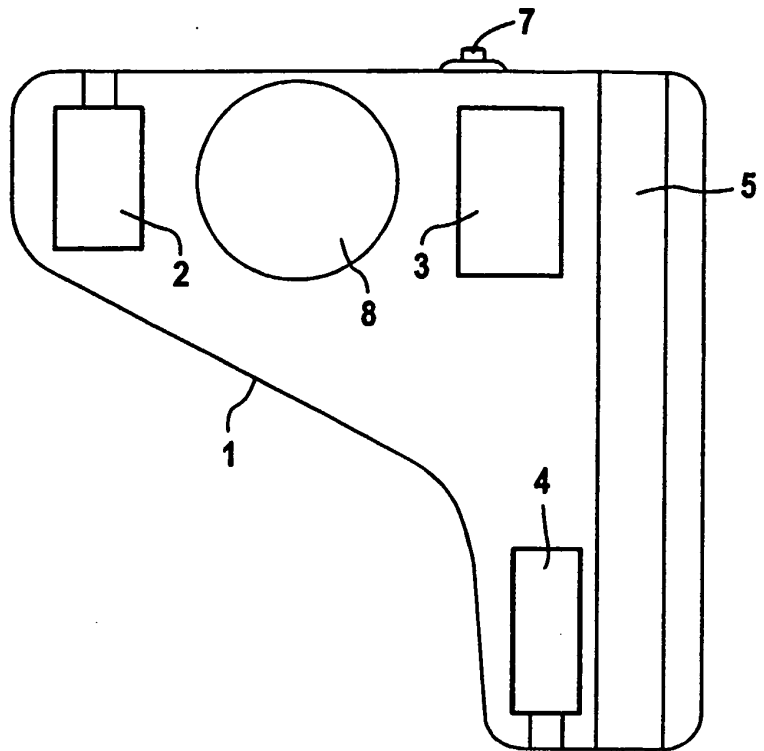
9. Hearing aid device to be worn in the ear (11, 22) or hearing aid device with otoplastic to be worn in the ear, as claimed in claim 9,  
**characterized by** means for detecting characteristic values of the input signal and means for setting the drive signal depending on the characteristic values. 5
10. Hearing aid device to be worn in the ear (11, 22) or hearing aid device with otoplastic to be worn in the ear, as claimed in one of the claims 2 to 9,  
**characterized by** a sensor for detecting a characteristic value of the auditory canal volume enclosed by a hearing aid device to be worn in the ear (11, 22) or hearing aid device with otoplastic to be worn in the ear, and means for setting the drive signal depending on the characteristic value. 10 15
11. Hearing aid device to be worn in the ear (11, 22) or hearing aid device with otoplastic to be worn in the ear, as claimed in claim 10,  
**characterized by** a sensor for detecting the enclosed auditory canal volume (14) and/or a sensor (10) for detecting the humidity in the enclosed auditory canal volume (14). 20 25
12. Method for operating a hearing aid device to be worn in the ear (11, 22) or hearing aid device with otoplastic to be worn in the ear, as claimed in one of the claims 1 to 11,  
**characterized in that** a drive signal with a signal frequency lying outside the audible frequency range is generated and superimposed on the electrical signal and emitted via the earphone (18, 28) into the auditory canal (12) for active ventilation of the auditory canal (12). 30 35
13. Method as claimed in claim 12,  
**characterized in that** characteristic values of the electrical signal are detected and frequency and/or amplitude of the drive signal are set depending on the characteristic values. 40
14. Method as claimed in claim 13  
**characterized in that** the drive signal is set depending on the amplitude of the electrical signal. 45
15. Method as claimed in claim 13 or 14  
**characterized in that** a threshold value is present and the drive signal is set so that the amplitude of the signal produced from the sum of the electrical signal and the drive signal does not exceed the threshold value. 50
16. Method as claimed in claim 13  
**characterized in that** the threshold value is set by programming the hearing aid device (11, 22). 55

## Revendications

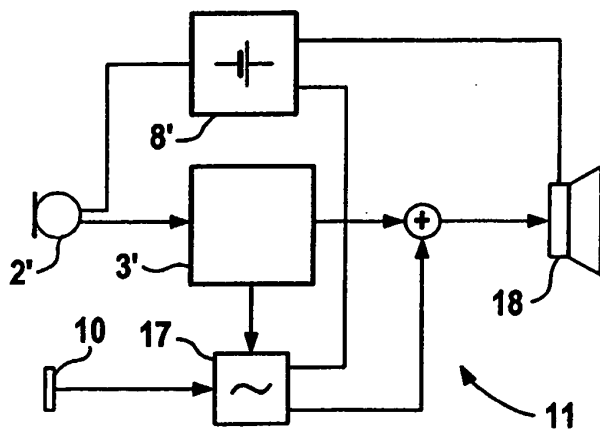
1. Prothèse auditive (11, 12) à porter dans l'oreille ou prothèse auditive avec élément otoplastique à porter dans l'oreille, comprenant au moins un transducteur d'entrée (2') pour la réception d'un signal d'entrée acoustique ou électromagnétique et la conversion en un signal électrique, une unité de traitement de signal (3') pour le traitement et l'amplification du signal électrique, un haut-parleur (18, 28) pour la conversion du signal électrique en un signal acoustique, et au moins un premier canal de ventilation (15, 23), **caractérisée par** au moins un deuxième canal de ventilation (16, 24) pour assurer la ventilation du volume de conduit auditif (14) enfermé par la prothèse auditive (11, 22) ou respectivement par l'élément otoplastique, des moyens pour favoriser une direction d'écoulement dans le canal de ventilation (15, 16, 23, 24) étant respectivement associés aux canaux de ventilation (15, 16, 23, 24), à savoir pour favoriser une sortie d'écoulement d'air hors du volume de conduit auditif (14) enfermé, en ce qui concerne le premier canal de ventilation (15, 23), et pour favoriser une entrée d'écoulement d'air dans le volume de conduit auditif enfermé, en ce qui concerne le deuxième canal de ventilation (16, 24).
2. Prothèse auditive (11, 12) à porter dans l'oreille ou prothèse auditive avec élément otoplastique à porter dans l'oreille selon la revendication 1,  
**caractérisée par** des moyens pour produire un signal de commande avec une fréquence de signal située dans une plage de fréquences non audibles, le signal de commande étant superposé au signal électrique et délivré par l'intermédiaire du haut-parleur (18, 28), pour la ventilation active du volume de conduit auditif (14) enfermé par le haut-parleur (18, 28) ou respectivement par l'élément otoplastique.
3. Prothèse auditive (11, 12) à porter dans l'oreille ou prothèse auditive avec élément otoplastique à porter dans l'oreille selon la revendication 1 ou 2,  
**caractérisée par** une structuration des canaux de ventilation (15, 16) pour favoriser l'écoulement respectivement dans une direction dans le canal de ventilation (15, 16).
4. Prothèse auditive (11, 12) à porter dans l'oreille ou prothèse auditive avec élément otoplastique à porter dans l'oreille selon la revendication 1 ou 2,  
**caractérisée en ce qu'**aux canaux de ventilation (23, 24) sont associés des clapets (25, 26) ou soupapes qui ferment automatiquement dans le cas d'une chute de pression, dans une direction, et ouvrent dans le cas d'une chute de pression, dans la direction opposée.



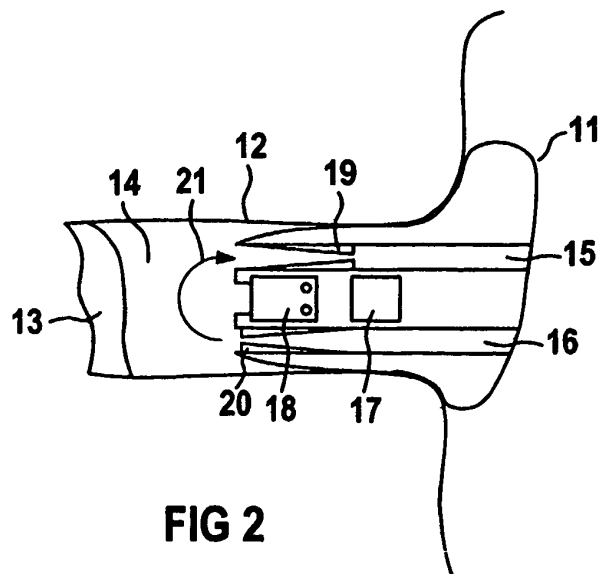
5. Prothèse auditive (11, 12) à porter dans l'oreille ou prothèse auditive avec élément otoplastique à porter dans l'oreille selon la revendication 1 ou 2, **caractérisée par** des moyens pour l'ouverture et la fermeture actives, automatiques, des canaux de ventilation (23, 24, 30). 5
6. Prothèse auditive (11, 12) à porter dans l'oreille ou prothèse auditive avec élément otoplastique à porter dans l'oreille selon la revendication 5, **caractérisée par** des soupapes (33) ou clapets auxquels sont associés des entraînements miniatures électriques et/ou magnétiques, pour l'ouverture et la fermeture actives des canaux de ventilation (30). 10
7. Prothèse auditive (11, 12) à porter dans l'oreille ou prothèse auditive avec élément otoplastique à porter dans l'oreille selon la revendication 5 ou 6, **caractérisée en ce que** les moyens pour l'ouverture et la fermeture actives, automatiques, des canaux de ventilation (30), sont réalisés au moins partiellement selon une technique de microstructures. 15
8. Prothèse auditive (11, 12) à porter dans l'oreille ou prothèse auditive avec élément otoplastique à porter dans l'oreille selon l'une des revendications 2 à 7, **caractérisée en ce que** l'amplitude et/ou la fréquence du signal de commande sont réglables. 20
9. Prothèse auditive (11, 12) à porter dans l'oreille ou prothèse auditive avec élément otoplastique à porter dans l'oreille selon la revendication 8, **caractérisée par** des moyens pour relever des valeurs caractéristiques du signal d'entrée et des moyens pour régler le signal de commande en fonction des valeurs caractéristiques. 25
10. Prothèse auditive (11, 12) à porter dans l'oreille ou prothèse auditive avec élément otoplastique à porter dans l'oreille selon l'une des revendications 2 à 9, **caractérisée par** un détecteur ou capteur destiné à relever une valeur caractéristique du volume de conduit auditif (14) enfermé par la prothèse auditive (11, 12) à porter dans l'oreille ou l'élément otoplastique à porter dans l'oreille, et des moyens pour régler le signal de commande en fonction de la valeur caractéristique. 30
11. Prothèse auditive (11, 12) à porter dans l'oreille ou prothèse auditive avec élément otoplastique à porter dans l'oreille selon la revendication 10, **caractérisée par** un détecteur ou capteur destiné à relever la grandeur du volume de conduit auditif (14) enfermé et/ou un détecteur ou capteur (10) pour relever l'humidité de l'air dans le volume de conduit auditif (14) enfermé. 35
12. Procédé pour faire fonctionner une prothèse auditive (11, 12) à porter dans l'oreille ou une prothèse auditive avec élément otoplastique à porter dans l'oreille selon l'une des revendications 1 à 11, **caractérisé en ce que** l'on engendre un signal de commande avec une fréquence de signal située dans une plage de fréquences non audibles, et qu'on le superpose au signal électrique, et le délivre par l'intermédiaire du haut-parleur (18, 28) dans le conduit auditif (12), pour la ventilation active du conduit auditif (12). 40
13. Procédé selon la revendication 12, **caractérisé en ce que** l'on relève des valeurs caractéristiques du signal électrique et que l'on règle la fréquence et/ou l'amplitude du signal de commande en fonction des valeurs caractéristiques. 45
14. Procédé selon la revendication 13, **caractérisé en ce que** le réglage du signal de commande est effectué en fonction de l'amplitude du signal électrique. 50
15. Procédé selon la revendication 13 ou 14, **caractérisé en ce qu'il** est prévu une valeur de seuil et que le signal de commande est réglé de façon telle que l'amplitude du signal résultant de la somme du signal électrique et du signal de commande, ne dépasse pas la valeur de seuil. 55
16. Procédé selon la revendication 15, **caractérisé en ce que** la valeur de seuil est réglée par programmation de la prothèse auditive (11, 22).



**FIG 1**  
(Stand der Technik)



**FIG 3**



**FIG 2**

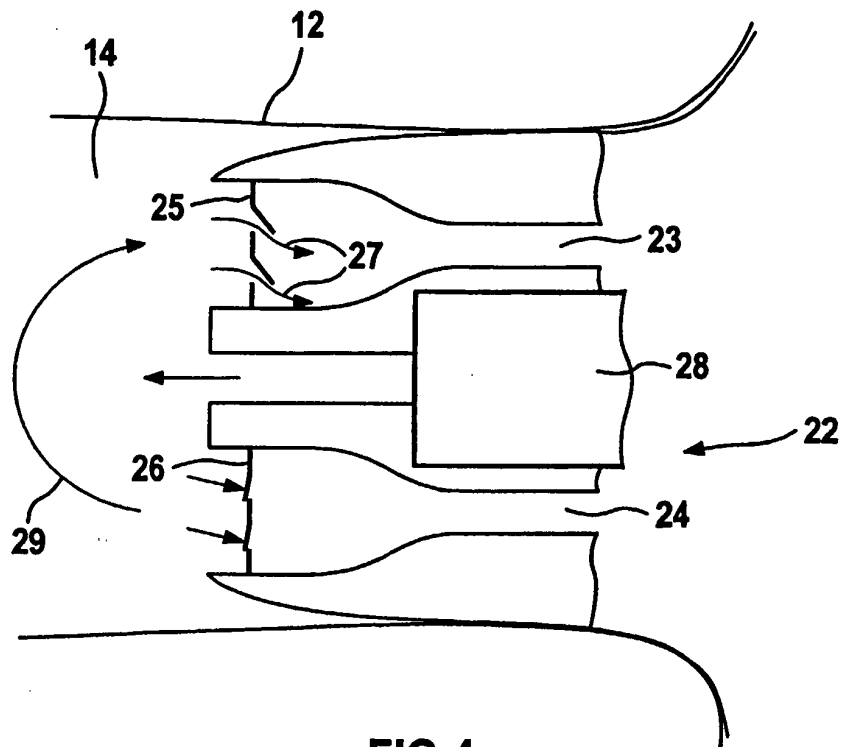


FIG 4

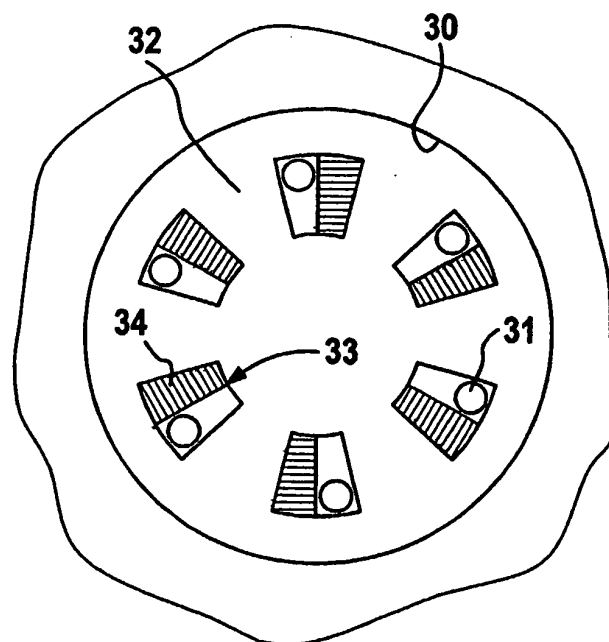


FIG 5