



(12) **EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

(43) Veröffentlichungstag:
12.09.2018 Patentblatt 2018/37

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

(21) Anmeldenummer: **18152456.2**

(22) Anmeldetag: **19.01.2018**

(84) Benannte Vertragsstaaten:
AL AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR HR HU IE IS IT LI LT LU LV MC MK MT NL NO PL PT RO RS SE SI SK SM TR
 Benannte Erstreckungsstaaten:
BA ME
 Benannte Validierungsstaaten:
MA MD TN

(71) Anmelder: **Sivantos Pte. Ltd. Singapore 539775 (SG)**

(72) Erfinder:
 • **ARNOLD, Mirko 89551 Königsbronn (DE)**
 • **PETRAUSCH, Stefan 91056 Erlangen (DE)**

(30) Priorität: **09.03.2017 DE 102017203947**

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

(54) **VERFAHREN ZUM BETREIBEN EINER HÖRHILFEVORRICHTUNG SOWIE HÖRHILFEVORRICHTUNG ZUR KOMPENSATION VON TINNITUS**

(57) Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Betreiben einer Hörhilfevorrichtung (2), insbesondere einer Tinnitus-Therapie-Vorrichtung, mit einem Mikrophon (6) und mit einem Hörer (8), der in einen Gehörgang (14) eines Benutzers einsetzbar oder zumindest teilweise im Gehörgang (14) angeordnet ist, wobei eine aktive Schall-

kompensation eines vom Mikrophon (6) empfangbaren akustischen Umgebungssignals (20) bei einer oder mehreren Tinnitusfrequenzen eines Benutzers durch Erzeugen eines akustischen Kompensationssignals (26) des Hörers (8) im Gehörgang (14) des Benutzers bewirkt wird.

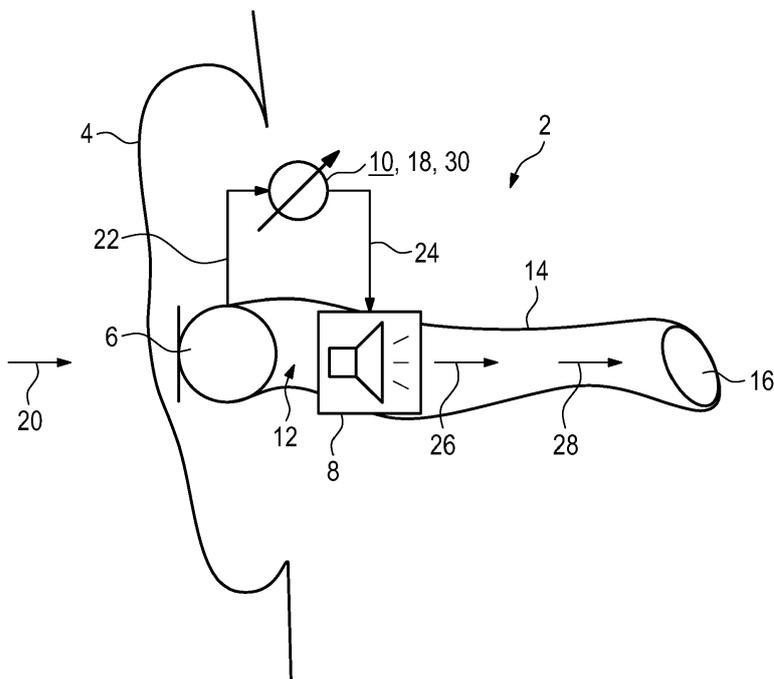


Fig. 1

Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Betreiben einer Hörhilfsvorrichtung, insbesondere einer Tinnitus-Therapie-Vorrichtung, mit einem Mikrofon und mit einem in einen Gehörgang eines Benutzers einbringbaren oder zumindest teilweise im Gehörgang angeordneten Hörer. Die Erfindung betrifft weiterhin ein nach einem derartigen Verfahren betreibbare Hörhilfsvorrichtung.

[0002] Hörhilfsvorrichtungen sind tragbare Hörgeräte, die zur Versorgung von Schwerhörenden oder Hörgeschädigten dienen. Um den zahlreichen individuellen Bedürfnissen entgegenzukommen, werden unterschiedliche Bauformen von Hörhilfsvorrichtungen wie Hinterdem-Ohr-Hörgeräte (HdO) und Hörgeräte mit einem externen Hörer (RIC: receiver in the canal) sowie In-dem-Ohr-Hörgeräte (IdO), zum Beispiel auch Concha-Hörgeräte oder Kanal-Hörgeräte (ITE: In-The-Ear, CIC: Completely-In-Channel, IIC: Invisible-In-The-Channel), bereitgestellt. Die beispielhaft aufgeführten Hörgeräte werden am Außenohr oder im Gehörgang eines Hörhilfsvorrichtungsnutzers 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] Derartige Hörgeräte besitzen prinzipiell als wesentliche Komponenten einen Eingangswandler, einen Verstärker und einen Ausgangswandler. Der Eingangswandler ist in der Regel ein akusto-elektrischer Wandler, wie beispielsweise ein Mikrofon, und/oder ein elektromagnetischer Empfänger, zum Beispiel eine Induktionsspule oder eine (Radiofrequenz-, RF-)Antenne. Der Ausgangswandler ist meist als ein elektro-akustischer Wandler, zum Beispiel als ein Miniaturlautsprecher (Hörer), oder als ein elektromechanischer Wandler, wie beispielsweise ein Knochenleitungshörer, realisiert. Der Verstärker ist üblicherweise in eine Signalverarbeitungseinrichtung integriert. Die Energieversorgung erfolgt üblicherweise durch eine Batterie oder einen aufladbaren Akkumulatormotor.

[0004] Ein schwerer Hörverlust als Hörschädigung löst häufig eine neuroplastische Reorganisation des zentralen auditorischen Systems im Gehirn des Betroffenen aus, und ist daher häufig ein Auslöser und eine Ursache eines auftretenden (chronischen) Tinnitus.

[0005] Unter einem Tinnitus oder Ohrensausen versteht man allgemein alle Arten von Kopf- oder Ohrgeräuschen, welche nicht durch ins Ohr geführte akustische Signale der Umgebung bewirkt werden. Hierbei wird zwischen einem sogenannten "subjektiven Tinnitus" und einem sogenannten "objektiven Tinnitus" unterschieden.

[0006] Ein objektiver oder physikalischer Tinnitus wird durch eine im Körper, insbesondere im Innenohr, des Betroffenen vorhandene Schallquelle bewirkt. Die akustischen Aussendungen (Emissionen) dieser Schallquelle in den Gehörgang sind als spontane otoakustische Emissionen (SOAE) messbar.

[0007] Bei einem subjektiven oder nicht-physikalischen Tinnitus gibt es keine solche Schallquelle und lässt sich somit nicht messen. Ein subjektiver Tinnitus ist lediglich für den Betroffenen selbst wahrnehmbar, und wird meistens durch eine fehlgesteuerte Nervenaktivität in auditorischen und anderen Teilen des Gehirns bewirkt, welche beispielsweise durch die vorstehend beschriebene neuroplastische Reorganisation des zentralen auditorischen Systems hervorgerufen wird.

[0008] Ein Tinnitus ist zwar ungefährlich, belastet jedoch viele Betroffene stark. So führt insbesondere chronischer Tinnitus oftmals zu schweren psychologischen Problemen und wirkt sich somit mitunter negativ auf das berufliche und soziale Leben der betroffenen Person aus. Des Weiteren werden beispielsweise die Konzentration gestört und Einschlafprobleme verursacht.

[0009] Im Zuge einer Tinnitus-Therapie werden häufig Rauschgeräte (Tinnitus-Noiser, Audiostimulator, Tinnitus Control Instrument, Tinnitus-Masker) verwendet. Hierzu wird dem Patienten mit Hilfe einer Hörhilfsvorrichtung ähnlichen Tinnitus-Therapie-Vorrichtung, einem sogenannten Noiser oder Masker, ein leises, wenig störendes Geräusch als akustisches Signal angeboten.

[0010] Da chronischer Tinnitus oftmals zusammen mit einem Hörverlust auftritt, sind derartige Tinnitus-Therapie-Vorrichtungen in der Regel als zusätzliche Funktion in Hörgeräten beziehungsweise Hörhilfsvorrichtungen integriert. Das akustische Signal wird beispielsweise mit einer Signalfrequenz erzeugt, die etwa der wahrgenommenen Tinnitusfrequenz entspricht und somit den Tinnitus überdecken ("maskieren") soll.

[0011] In dem Artikel "Notched Environmental Sounds: A New Hearing Aid Supported Tinnitus Treatment Evaluated in 20 Patients" (D. J. Strauss et. al, Clinical Otolaryngology, 2015) ist ein Therapieverfahren (notched tinnitus therapy) beschrieben, bei welchem die Hörhilfsvorrichtung beziehungsweise Tinnitus-Therapie-Vorrichtung ein akustisches Umgebungssignal mittels eines Mikrofons empfängt und im Zuge einer Signalverarbeitung die oder jede Tinnitusfrequenz aus dem Signal herausfiltert. Das gefilterte Signal wird als akustisches Ausgangssignal mittels eines Hörers an den Benutzer ausgegeben.

[0012] Zur Durchführung des bekannten Verfahrens ist es daher notwendig, dass das Umgebungssignal selbst nicht in den Gehörgang des Benutzers gelangt, sodass der Benutzer lediglich das gefilterte Ausgangssignal wahrnimmt. Dies bedingt den Einsatz von Hörhilfsvorrichtungen, welche den Gehörgang des Benutzers im Wesentlichen vollständig (schalltechnisch) verschließen, sodass der Eintritt des Schalls des Umgebungssignals in den Gehörgang blockiert wird. Dadurch tritt jedoch nachteiligerweise der sogenannte Okklusionseffekt auf. Dies ist insbesondere hinsichtlich nicht wesentlich hörgeschädigter Tinnitus-Betroffener unerwünscht.

[0013] Aus der EP 2 421 282 B1 ist eine Hörhilfsvorrichtung bekannt, bei welcher ein akustisches Ausgangssignal erzeugt wird, in dem eine oder mehrere Tinnitus-

frequenzen des Benutzers unterdrückt sind. Dadurch wird eine neuroplastische Reorganisation des zentralen auditorischen Systems des Betroffenen ermöglicht, welche die tinnitusverursachende maladaptive neuroplastische Reorganisation des zentralen auditorischen Systems des Betroffenen wieder rückgängig macht. Hierbei ist es beispielsweise bekannt, dass ein Tinnitus-Maskierungssignal erzeugt wird, bei welchem die Tinnitusfrequenz(en) mittels Kerbfilter (Notch-Filter) oder Bandpassfilter herausgefiltert (unterdrückt) wird.

[0014] In der US 2005/0251226 A1 ist eine Hörhilfsvorrichtung als Tinnitus-Therapie-Vorrichtung beschrieben. Die bekannte Hörhilfsvorrichtung ist hierbei für eine Therapie eines objektiven Tinnitus ausgeführt. Hierzu wird mittels eines Mikrofons der erzeugte Schall der otoakustischen Emission erfasst. Anhand des erfassten (Tinnitus-)Schallsignals wird ein Kompensations- oder Antischallsignal mittels eines Hörers im Gehörgang erzeugt, sodass die otoakustischen Emissionen des objektiven Tinnitus unterdrückt werden.

[0015] Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein besonders geeignetes Verfahren zum Betreiben einer Hörhilfsvorrichtung anzugeben. Der Erfindung liegt weiterhin die Aufgabe zugrunde, eine zur Durchführung eines derartigen Verfahrens geeignete Hörhilfsvorrichtung anzugeben.

[0016] Hinsichtlich des Verfahrens wird die Aufgabe mit den Merkmalen des Anspruchs 1 und hinsichtlich der Hörhilfsvorrichtung mit den Merkmalen des Anspruchs 2 erfindungsgemäß gelöst. Vorteilhafte Ausgestaltungen und Weiterbildungen sind Gegenstand der jeweiligen Unteransprüche.

[0017] Das erfindungsgemäße Verfahren ist zum Betreiben einer Hörhilfsvorrichtung, insbesondere einer Tinnitus-Therapie-Vorrichtung, geeignet und ausgestaltet. Die Hörhilfsvorrichtung umfasst ein Mikrofon und einen Hörer, der zumindest teilweise in einem (äußeren) Gehörgang eines Benutzers angeordnet oder in den Gehörgang einsetzbar (einbringbar) ist. Mit anderen Worten ist der Hörer für das Einsetzen in den Gehörgang eines Benutzers vorgesehen und eingerichtet.

[0018] Verfahrensgemäß wird eine aktive Schallkompensation (ANR: Active Noise Reduction, ANC: Active Noise Cancellation) eines vom Mikrofon empfangbaren akustischen Umgebungssignals bei einer oder mehrerer Tinnitusfrequenzen eines Benutzers durch Erzeugen eines akustischen Kompensationssignals des Hörers im Gehörgang des Benutzers bewirkt. Das akustische Kompensationssignal ist nachfolgend auch als Antischall bezeichnet.

[0019] Mit anderen Worten ist zur Verminderung des Tinnitusempfindens eine aktive Schallkompensation vorgesehen, bei welcher durch eine zusätzliche Abstrahlung des akustischen Kompensationssignals mittels des Hörers durch Überlagerung des Kompensationssignals mit dem akustischen Umgebungssignal im Gehörgang eine Auslöschung oder zumindest Unterdrückung beziehungsweise Dämpfung der oder jeder Tinnitusfrequenz

angestrebt wird. Dies bedeutet, dass von dem Hörer ein akustisches Kompensationssignal ausgegeben wird, welches bei einer Überlagerung mit dem Umgebungssignal im Gehörgang des Benutzers ein resultierendes Gesamtsignal erzeugt, in dem die oder jede Tinnitusfrequenz des Benutzers unterdrückt oder zumindest reduziert ist. Auf diese Weise sind insbesondere (Tinnitus-)Frequenzen mit Frequenzwerten kleiner 2 kHz (Kilohertz) wirksam bedämpfbar.

[0020] Die Hörhilfsvorrichtung ist zur Unterdrückung oder Reduzierung eines wahrgenommenen subjektiven Tinnitus (nicht-physikalischer Tinnitus) ausgebildet. Dies bedeutet, dass die oder jede Tinnitusfrequenz eine subjektiv wahrgenommene Tinnitusfrequenz des Betroffenen ist. Die subjektiven Tinnitusfrequenzen des Betroffenen werden also nicht durch eine messbare Schallquelle hervorgerufen. Mit anderen Worten ist unter dem Begriff Tinnitus insbesondere ein subjektiver Tinnitus und unter dem Begriff Tinnitusfrequenz insbesondere eine entsprechende (subjektive) Tinnitusfrequenz eines solchen subjektiven Tinnitus zu verstehen. Somit erfolgt die aktive Schallkompensation im Gegensatz zum Stand der Technik nicht mittels eines Kompensationssignals für eine otoakustische Emission eines objektiven Tinnitus. Vielmehr wird durch das Kompensationssignal die oder jede (subjektive) Tinnitusfrequenz in einem von außen ans Ohr kommendem Umgebungssignal unterdrückt oder reduziert, so dass eine neuroplastische Reorganisation des zentralen auditorischen Systems des Betroffenen ermöglicht wird.

[0021] Dadurch ist ein besonders geeignetes Verfahren zum Betreiben der Hörhilfsvorrichtung realisiert. Im Gegensatz zum Stand der Technik ist der Gehörgang des Benutzers somit nicht schallblockierend mittels der Hörhilfsvorrichtung verschlossen, sodass neben dem vom Hörer erzeugten Kompensationssignal auch das akustische Umgebungssignal in den Gehörgang eindringt. Dadurch wird die Klangqualität und Bandbreite des vom Benutzer wahrgenommenen akustischen (Gesamt-)Signals wesentlich verbessert, da es sich hierbei nicht lediglich um ein gefiltertes (verstärktes) akustisches Ausgangssignal der Hörhilfsvorrichtung handelt. Des Weiteren wird somit der Okklusionseffekt im Wesentlichen vollständig vermieden. Dies ist insbesondere für nicht oder wenig hörgeschädigte Benutzer vorteilhaft, da somit ein natürlicheres Klangbild der Umgebung ermöglicht wird.

[0022] Ferner wird im Gegensatz zum Stand der Technik kein akustisches Maskierungssignal zur Maskierung der Tinnitusfrequenzen erzeugt, sondern ein akustisches Kompensationssignal, welches in Zusammenwirkung beziehungsweise Überlagerung mit dem akustischen Umgebungssignal eine Unterdrückung oder Reduzierung der Tinnitusfrequenzen bewirkt.

[0023] Das akustische Kompensationssignal beziehungsweise der Antischall wird hierbei insbesondere als ein phaseninvertiertes akustisches Signal erzeugt. Mit anderen Worten wird der Antischall derart erzeugt, dass

er einem der oder jeder Tinnitusfrequenz entsprechenden Schall im Umgebungssignal mit möglichst exakt entgegengesetzter Polarität entspricht. Dadurch ist eine zuverlässige Auslöschung oder Unterdrückung der entsprechenden Frequenzbereiche im wahrgenommenen Umgebungssignal im Gehörgang ermöglicht.

[0024] Die erfindungsgemäße Hörhilfsvorrichtung ist insbesondere als eine Tinnitus-Therapie-Vorrichtung ausgeführt. Die Hörhilfsvorrichtung ist mit einem Mikrofon zum Empfangen eines akustischen Umgebungssignals und Wandlung dieses Umgebungssignals in ein elektrisches Eingangssignal, und mit einer Signalverarbeitungseinrichtung zur Verarbeitung des elektrischen Eingangssignals in ein elektrisches Ausgangssignals, sowie mit einem zumindest teilweise in einem Gehörgang eines Benutzers angeordneten Hörer zur Wandlung des elektrischen Ausgangssignals in ein akustisches Kompensationssignal ausgeführt. Das akustische Kompensationssignal dient hierbei der aktiven Schallkompensation an der oder jeder Tinnitusfrequenz des Benutzers.

[0025] Hierzu wird ein akustisches Umgebungssignal von dem Mikrofon erfasst, welches als elektrisches Eingangssignal von der Signalverarbeitungseinrichtung analysiert wird. Die Signalverarbeitungseinrichtung verarbeitet das elektrische Eingangssignal zu einem elektrischen Ausgangssignal, mit welchem das akustische Kompensationssignal erzeugt wird. Das vom Hörer erzeugte akustische Kompensationssignal überlagert sich oder interferiert mit dem akustischen Umgebungssignal im Gehörgang des Benutzers in einer derartigen Art und Weise, dass der an einem Trommelfell des Benutzers auftretende Schalldruck an der oder jeder Tinnitusfrequenz reduziert oder vollständig unterdrückt ist. Das restliche Klangspektrum beziehungsweise Frequenzspektrum des akustischen Umgebungssignals wird hierbei im Wesentlichen nicht verändert, sodass eine hohe Klangqualität für den Benutzer gewährleistet ist.

[0026] In einer vorteilhaften Weiterbildung ist die oder jede Tinnitusfrequenz des Benutzers in einem Speicher der Signalverarbeitungseinrichtung hinterlegt. Zur Erfassung und Bestimmung der oder jeder Tinnitusfrequenz wird festgestellt, bei welcher Frequenz beziehungsweise bei welchen Frequenzen der Benutzer akustische Signale wahrnimmt, welche ihre Ursache nicht in von außen ins Ohr gelangende akustische Signale (Umgebungssignale) haben. Diese Erfassung erfolgt beispielsweise bei einem Arzt oder einem Hörgeräteakustiker. Die oder jede erfasste Tinnitusfrequenz wird anschließend in dem Speicher der Signalverarbeitungseinrichtung hinterlegt.

[0027] Im Betrieb verwendet die Signalverarbeitungseinrichtung die oder jede hinterlegte Tinnitusfrequenz zur Verarbeitung des Eingangssignals. Dadurch ist stets ein geeignetes Kompensationssignal zur Auslöschung oder Unterdrückung der Tinnitusfrequenzen erzeugbar. Vorzugsweise berücksichtigt die Signalverarbeitungseinrichtung hierbei auch den hörhilfsvorrichtung-internen Übertragungspfad einschließlich der dadurch auftretenden

Phasendifferenzen zwischen dem Umgebungssignal und dem zu erzeugenden Kompensationssignal. Hierzu ist es beispielsweise möglich, dass ein Modell des akustischen Übertragungspfad der Hörhilfsvorrichtung in dem Speicher hinterlegt ist. Vorzugsweise sind das Mikrofon und der Hörer möglichst nahe beieinander angeordnet, sodass auftretende Signalverzögerungen und Phasendifferenzen weitestgehend reduziert werden.

[0028] Die Signalverarbeitungseinrichtung weist vorzugsweise einen Controller (das heisst ein Steuergerät) auf.

[0029] Der Controller ist hierbei allgemein - programm- und/oder schaltungstechnisch - zur Durchführung des vorstehend beschriebenen erfindungsgemäßen Verfahrens eingerichtet. Der Controller ist somit insbesondere dazu eingerichtet, anhand des empfangenen Eingangssignals und den hinterlegten Tinnitusfrequenzen sowie vorzugsweise mit Hilfe eines Modells der Übertragungsfunktion der Hörhilfsvorrichtung durch Einstellung der Filtermittel ein elektronisches Ausgangssignal zu erzeugen, welches ein akustisches Kompensationssignal des Hörers zur aktiven Schallkompensation der Tinnitusfrequenzen im Umgebungssignal bewirkt.

[0030] Der Controller ist zumindest im Kern durch jeweils einen Mikrocontroller mit einem Prozessor und einem Datenspeicher gebildet, in dem die Funktionalität zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens in Form einer Betriebssoftware (Firmware) programmtechnisch implementiert ist, so dass das Verfahren - gegebenenfalls in Interaktion mit einem Benutzer - bei Ausführung der Betriebssoftware in dem Mikrocontroller automatisch durchgeführt wird.

[0031] Der Controller ist in einer möglichen Ausführungsform im Rahmen der Erfindung alternativ aber auch durch programmierbare elektronische Bauteile, zum Beispiel einen anwendungsspezifischen integrierten Schaltkreis (ASIC) gebildet, in dem die Funktionalität zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens mit schaltungstechnischen Mitteln implementiert ist.

[0032] Der Controller ist in einer möglichen Ausführungsform insbesondere dazu ausgebildet, um auch Tinnitusfrequenzen mit Frequenzwerten größer als 2 kHz wirksam zu unterdrücken. Häufig liegt in diesem Frequenzbereich bereits eine signifikante Hörminderung der Patienten vor, sodass auch mit einem offenen, also nicht schallblockierenden, Gehörgang bereits eine deutliche Bedämpfung der Tinnitusfrequenzen erreicht wird. Bei Benutzern oder Patienten ohne signifikante Hörminderung besteht weiterhin die Möglichkeit, den Gehörgang mit akustischen Filtermitteln zu verschließen, welche insbesondere Frequenzen größer als 2 kHz akustisch bedämpfen. Die Filtermittel sind beispielsweise als elektronische Filter, insbesondere Notch-Filter (Kerbfiler) ausgebildet.

[0033] Mit anderen Worten wird die aktive Schallkompensation beziehungsweise der Antischall insbesondere zur Dämpfung von Tinnitusfrequenzen kleiner als circa 2 kHz eingesetzt, wobei für Frequenzen größer als circa

2 kHz insbesondere die Filtermittel zur akustischen Dämpfung der Tinnitusfrequenzen des Umgebungssignals vorgesehen sind. Dadurch ist eine effektive Unterdrückung oder Dämpfung einer oder mehrerer Tinnitusfrequenzen des Benutzers im Wesentlichen über den gesamten (hörbaren) Frequenzbereich ermöglicht.

[0034] Nachfolgend ist ein Ausführungsbeispiel der Erfindung anhand einer Zeichnung näher erläutert. Darin zeigt die einzige Figur in einer schematischen und vereinfachten Darstellung eine an einem Ohr eines Benutzers getragene Tinnitus-Therapie-Vorrichtung, mit einem Mikrofon und mit einem Hörer sowie mit einer zur aktiven Schallkompensation ausgeführten Signalverarbeitungseinrichtung.

[0035] In der Figur ist eine als Tinnitus-Therapie-Vorrichtung 2 ausgeführte Hörhilfsvorrichtung gezeigt. Die Tinnitus-Therapie-Vorrichtung 2 wird im Betrieb an einem Ohr 4 eines tinnitusbetroffenen Benutzers getragen. Die Tinnitus-Therapie-Vorrichtung 2 umfasst ein Mikrofon 6 als akusto-elektrischen Wandler und einen Hörer 8 als elektro-akustischen Wandler sowie eine Signalverarbeitungseinrichtung 10, welche insbesondere für eine aktive Schallkompensation einer oder mehrerer Tinnitusfrequenzen ausgeführt ist.

[0036] Das Mikrofon 6 ist an einem Eingang 12 eines (äußeren) Gehörgangs 14 des Ohrs 4 angeordnet. Ebenso denkbar ist es jedoch auch, dass das Mikrofon 6 zumindest teilweise innerhalb des Gehörgangs 14 angeordnet ist. Jedoch ist der Hörer 8 stets weiter im Inneren beziehungsweise tiefer im Gehörgang 14 positioniert als das Mikrofon 6. Der Gehörgang 14 erstreckt sich von dem Eingang 12 bis zu einem Trommelfell 16 des Benutzers.

[0037] Die oder jede Tinnitusfrequenz des Benutzers ist in einem Speicher 18 der Signalverarbeitungseinrichtung 10 hinterlegt.

[0038] Im Betrieb der Tinnitus-Therapie-Vorrichtung 2 wird ein akustisches Umgebungssignal 20 derart aktiv schallkompensiert, dass die oder jede im Speicher 18 hinterlegte Tinnitusfrequenz unterdrückt oder reduziert wird. Hierzu ist die Tinnitus-Therapie-Vorrichtung 2 offen ausgestaltet, das bedeutet, der Eingang 12 des Gehörgangs 14 wird durch die Tinnitus-Therapie-Vorrichtung 2 nicht (vollständig) schalltechnisch blockiert. Mit anderen Worten gelangt das akustische Umgebungssignal 20 in den Gehörgang 14. Das Umgebungssignal 20 wird weiterhin von dem Mikrofon 6 empfangen und in ein elektrisches Eingangssignal 22 gewandelt.

[0039] Das elektrische Eingangssignal 22 wird der Signalverarbeitungseinrichtung 10 zugeführt, welche es in ein elektrisches Ausgangssignal 24 verarbeitet. Das elektrische Ausgangssignal 24 wird dem Hörer 8 zugeführt, der es als akustisches Kompensationssignal (Antischall) 26 in den Gehörgang 14 emittiert. Im Gehörgang 14 überlagern oder interferieren das akustische Umgebungssignal 20 und das akustische Kompensationssignal 26 miteinander zu einem resultierenden Gesamtsignal 28, welches am Trommelfell 16 einen reduzierten

Schalldruck im Frequenzbereich der oder jeder Tinnitusfrequenz aufweist.

[0040] Das akustische Kompensationssignal 26 wird hierbei als ein phaseninvertiertes akustisches Signal des akustischen Umgebungssignals 20 erzeugt. Dies bedeutet, dass das akustische Kompensationssignal 26 zumindest im Frequenzbereich der oder jeder Tinnitusfrequenz einem Schall des akustischen Umgebungssignals 20 mit möglichst exakt entgegengesetzter Polarität entspricht.

[0041] Zur aktiven Unterdrückung der oder jeder Tinnitusfrequenz wird mit dem Mikrofon 6 das akustische Umgebungssignal 20 erfasst. Die Signalverarbeitungseinrichtung 10 berechnet anhand der hinterlegten Tinnitusfrequenz(en) und mit Hilfe eines im Speicher 18 hinterlegten Modells einer akustischen Übertragungsfunktion der Tinnitus-Therapie-Vorrichtung 2 den Signalanteil des Umgebungssignals 20, der am Trommelfell 16 noch verbleiben würde. Für diesen Signalanteil wird dann zur Kompensation das gegenpolige akustische Kompensationssignal 26 im Hörer 8 erzeugt.

[0042] Die Tinnitus-Therapie-Vorrichtung 2 umfasst weiterhin Filtermittel, beispielsweise in Form von elektronischen Notch-Filtern (Kerbfiltern) 30, zur akustischen Bedämpfung insbesondere von Tinnitusfrequenzen größer als 2 kHz.

[0043] Am Trommelfell 16 treffen der Schall des von außen kommenden akustischen Umgebungssignals 20 und das akustische Kompensationssignal 26 aus dem Hörer 8 als Schall beziehungsweise akustisches Gesamtsignal 28 zusammen. Aufgrund des akustischen Kompensationssignals 26 wird der resultierende Schalldruckpegel des Gesamtsignals 28 hierbei im Bereich der oder jeder Tinnitusfrequenz reduziert oder vollständig unterdrückt.

[0044] Die Erfindung ist nicht auf das vorstehend beschriebene Ausführungsbeispiel beschränkt. Vielmehr können auch andere Varianten der Erfindung von dem Fachmann hieraus abgeleitet werden, ohne den Gegenstand der Erfindung zu verlassen. Insbesondere sind ferner alle im Zusammenhang mit dem Ausführungsbeispiel beschriebenen Einzelmerkmale auch auf andere Weise miteinander kombinierbar, ohne den Gegenstand der Erfindung zu verlassen.

45 Bezugszeichenliste

[0045]

2	Hörhilfsvorrichtung/Tinnitus-Therapie-Vorrichtung
4	Ohr
6	Mikrofon
8	Hörer
10	Signalverarbeitungseinrichtung
12	Eingang
14	Gehörgang
16	Trommelfell
18	Speicher

20	Umgebungssignal	
22	Eingangssignal	
24	Ausgangssignal	
26	Kompensationssignal	
28	Gesamtsignal	5
30	Filtermittel/Notch-Filter	

Patentansprüche

- | | | |
|----|---|----------|
| | | 10 |
| 1. | Verfahren zum Betreiben einer Hörhilfvorrichtung (2), insbesondere einer Tinnitus-Therapie-Vorrichtung, mit einem Mikrofon (6) und mit einem Hörer (8), der in einen Gehörgang (14) eines Benutzers einsetzbar oder zumindest teilweise im Gehörgang (14) angeordnet ist, wobei eine aktive Schallkompensation eines vom Mikrofon (6) empfangbaren akustischen Umgebungssignals (20) bei einer oder mehrerer Tinnitusfrequenzen eines Benutzers durch Erzeugen eines akustischen Kompensationssignals (26) des Hörers (8) im Gehörgang (14) des Benutzers bewirkt wird. | 15
20 |
| 2. | Hörhilfvorrichtung (2), insbesondere Tinnitus-Therapie-Vorrichtung, zur Durchführung des Verfahrens gemäß Anspruch 1, | 25 |
| | - mit einem Mikrofon (6) zum Empfangen eines akustischen Umgebungssignals (20) und Wandlung dieses Umgebungssignals (20) in ein elektrisches Eingangssignal (22), | 30 |
| | - mit einer Signalverarbeitungseinrichtung (10) zur Verarbeitung des elektrischen Eingangssignals (22) in ein elektrisches Ausgangssignal (24), und | 35 |
| | - mit einem zumindest teilweise in einen Gehörgang (14) eines Benutzers einsetzbaren Hörer (8) zur Wandlung des elektrischen Ausgangssignals (24) in ein akustisches Kompensationssignal (26). | 40 |
| 3. | Hörhilfvorrichtung (2) nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, | |
| | - dass die oder jede Tinnitusfrequenz des Benutzers in einem Speicher (18) der Signalverarbeitungseinrichtung (10) hinterlegt ist, und | 45 |
| | - dass die Signalverarbeitungseinrichtung (10) die oder jede hinterlegte Tinnitusfrequenz zur Verarbeitung des Eingangssignals (22) verwendet. | 50 |

55

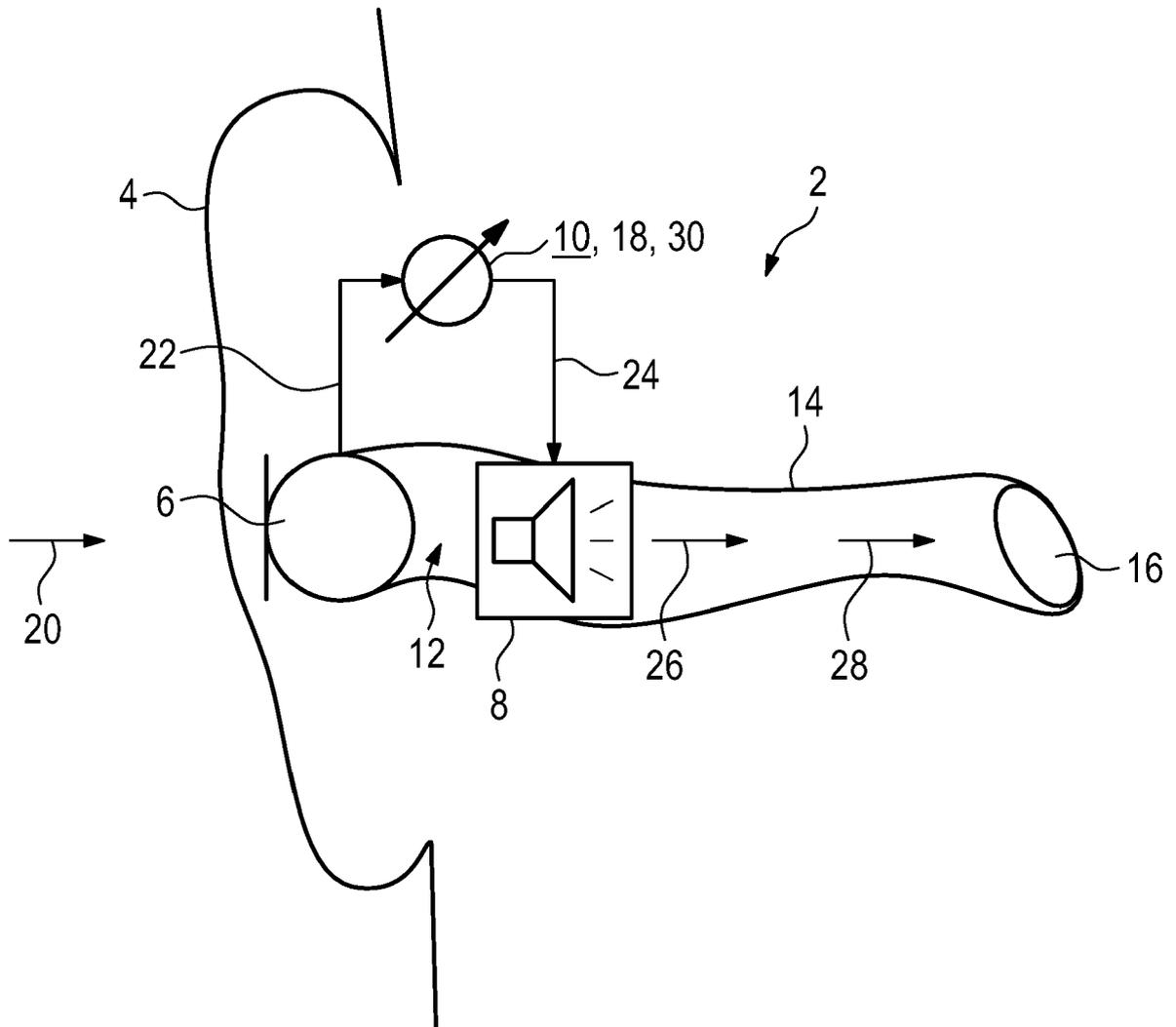


Fig. 1



EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

Nummer der Anmeldung
EP 18 15 2456

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (IPC)
X	EP 0 820 211 A1 (SIEMENS AUDIOLOGISCHE TECHNIK [DE]) 21. Januar 1998 (1998-01-21) * Spalte 2, Zeile 11 - Zeile 26 * * Spalte 3, Zeile 18 - Spalte 4, Zeile 28 * * Spalte 4, Zeile 52 - Spalte 5, Zeile 52 * * Spalte 6, Zeile 13 - Zeile 30 * * Abbildungen 1,2 *	1-3	INV. H04R25/00
X	US 2005/251226 A1 (D ANGELO JOHN P [US]) 10. November 2005 (2005-11-10) * Absätze [0027], [0028], [0031], [0033] * * Abbildungen 2b, 6 *	1-3	
X	DE 10 2006 016440 A1 (SIEMENS AUDIOLOGISCHE TECHNIK [DE]) 11. Oktober 2007 (2007-10-11) * Absätze [0004], [0020], [0037] - [0038] * * Anspruch 3 * * Abbildungen 5,6 *	1-3	RECHERCHIERTER SACHGEBIETE (IPC) H04R
A	EP 2 533 550 B1 (OTICON AS [DK]) 22. Januar 2014 (2014-01-22) * Absätze [0004], [0007], [0024], [0040] * * Abbildung 1a *	3	
A	DE 201 10 947 U1 (BEYERSDORFFER MARTIN [DE]) 6. Dezember 2001 (2001-12-06) * das ganze Dokument *	1-3	
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt			
Recherchenort Den Haag		Abschlußdatum der Recherche 24. Juli 2018	Prüfer Valenzuela, Miriam
KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTE X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie A : technologischer Hintergrund O : nichtschriftliche Offenbarung P : Zwischenliteratur		T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze E : älteres Patentdokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist D : in der Anmeldung angeführtes Dokument L : aus anderen Gründen angeführtes Dokument & : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument	

EPO FORM 1503 03.92 (P04C03)

**ANHANG ZUM EUROPÄISCHEN RECHERCHENBERICHT
 ÜBER DIE EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG NR.**

EP 18 15 2456

5 In diesem Anhang sind die Mitglieder der Patentfamilien der im obengenannten europäischen Recherchenbericht angeführten Patentdokumente angegeben.
 Die Angaben über die Familienmitglieder entsprechen dem Stand der Datei des Europäischen Patentamts am
 Diese Angaben dienen nur zur Unterrichtung und erfolgen ohne Gewähr.

24-07-2018

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
EP 0820211 A1	21-01-1998	AT 205994 T	15-10-2001
		DE 59607724 D1	25-10-2001
		DK 0820211 T3	21-01-2002
		EP 0820211 A1	21-01-1998
		JP H1080000 A	24-03-1998
		US 6047074 A	04-04-2000

US 2005251226 A1	10-11-2005	KEINE	

DE 102006016440 A1	11-10-2007	DE 102006016440 A1	11-10-2007
		EP 1843632 A2	10-10-2007
		US 2007237347 A1	11-10-2007

EP 2533550 B1	22-01-2014	AU 2012203315 A1	20-12-2012
		CN 102821346 A	12-12-2012
		DK 2533550 T3	22-04-2014
		EP 2533550 A1	12-12-2012
		EP 2741525 A1	11-06-2014
		US 2012308060 A1	06-12-2012
		US 2015163608 A1	11-06-2015
		US 2016323683 A1	03-11-2016

DE 20110947 U1	06-12-2001	KEINE	

EPO FORM P0461

Für nähere Einzelheiten zu diesem Anhang : siehe Amtsblatt des Europäischen Patentamts, Nr.12/82

IN DER BESCHREIBUNG AUFGEFÜHRTE DOKUMENTE

Diese Liste der vom Anmelder aufgeführten Dokumente wurde ausschließlich zur Information des Lesers aufgenommen und ist nicht Bestandteil des europäischen Patentdokumentes. Sie wurde mit größter Sorgfalt zusammengestellt; das EPA übernimmt jedoch keinerlei Haftung für etwaige Fehler oder Auslassungen.

In der Beschreibung aufgeführte Patentdokumente

- EP 2421282 B1 [0013]
- US 20050251226 A1 [0014]

In der Beschreibung aufgeführte Nicht-Patentliteratur

- **D. J. STRAUSS.** Notched Environmental Sounds: A New Hearing Aid Supported Tinnitus Treatment Evaluated in 20 Patients. *Clinical Otolaryngology*, 2015 [0011]