



(12) **EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

(43) Veröffentlichungstag:
31.10.2012 Patentblatt 2012/44

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

(21) Anmeldenummer: **12162979.4**

(22) Anmeldetag: **03.04.2012**

(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

(30) Priorität: **29.04.2011 DE 102011075006**

(71) Anmelder: **Siemens Medical Instruments Pte. Ltd. Singapore 139959 (SG)**

(72) Erfinder:
• **Pape, Sebastian**
91054 Erlangen (DE)
• **Hannemann, Ronny**
91054 Buckenhof (DE)

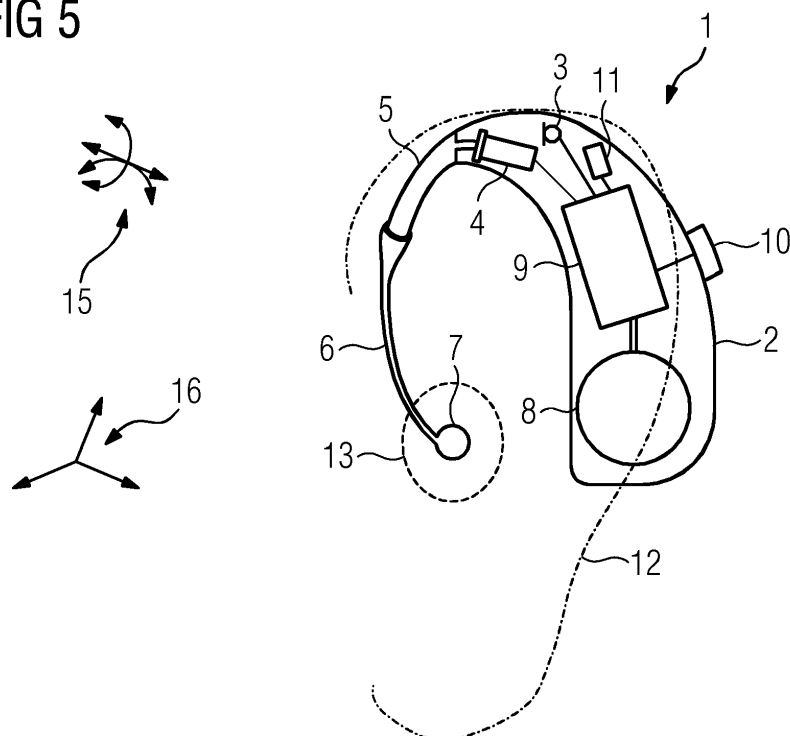
(74) Vertreter: **Maier, Daniel Oliver**
Siemens Aktiengesellschaft
Postfach 22 16 34
80506 München (DE)

(54) **Verfahren zum Betrieb eines Hörgerätes mit verringerter Kammfilterwahrnehmung und Hörgerät mit verringerter Kammfilterwahrnehmung**

(57) Die vorliegende Erfindung beschreibt ein Verfahren (100) zum Betrieb eines Hörgerätes (1) bei dem eine Kopfbewegung eines Hörgeräteträgers detektiert wird und bei einer detektierten Kopfbewegung ein, mit einem Mikrophon (3) erfasstes, akustisches Signal ver-

stärkt und phasenmoduliert mit einem Receiver (4) ausgegeben wird. Weiter wird ein Hörgerät (1) beschrieben, das einen Bewegungssensor (11) und eine Signalverarbeitungseinheit (9) mit Mitteln umfasst, die dazu geeignet sind, ein erfindungsgemäßes Verfahren (100) auszuführen.

FIG 5



Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf ein Verfahren zum Betrieb eines Hörgerätes mit verringerter Kammfilterwahrnehmung. Darüber hinaus betrifft die vorliegende Erfindung ein Hörgerät mit verringerter Kammfilterwahrnehmung.

[0002] Ein Hörgerät dient der Versorgung einer hörgeschädigten Person mit akustischen Umgebungssignalen, die zur Kompensation bzw. Therapie der jeweiligen Hörschädigung verarbeitet und verstärkt sind. Es umfasst prinzipiell einen oder mehrere Eingangswandler, eine Signalverarbeitungseinrichtung mit einer Verstärkungseinrichtung bzw. einem 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 in der Regel als elektroakustischer Wandler, z.B. ein Miniaturlautsprecher, oder als elektromechanischer Wandler, z.B. ein Knochenleitungshörer, realisiert. Er wird auch als Hörer oder Receiver bezeichnet. Der Ausgangswandler erzeugt Ausgangssignale, die zum Gehör des Patienten geleitet werden und beim Patienten eine Hörwahrnehmung erzeugen. Der Verstärker ist in der Regel in die Signalverarbeitungseinrichtung integriert. Die Stromversorgung des Hörgerätes erfolgt durch eine im Hörgerätegehäuse angeordnete Batterie. Die wesentlichen elektronischen Komponenten eines Hörgerätes sind in der Regel auf einer gedruckten Leiterplatte als Schaltungsträger angeordnet bzw. damit verbunden.

[0003] Hörgeräte sind in verschiedenen grundlegenden Gehäusekonfigurationen bekannt. Bei IdO-Hörgeräten (In-dem-Ohr, In-the-Ear) wird ein Gehäuse, das sämtliche funktionalen Komponenten einschließlich Mikrofon und Receiver enthält, größtenteils im Gehörgang getragen. CiC-Hörgeräte (Completely-in-Canal) sind den IdO-Hörgeräten ähnlich, werden jedoch vollständig im Gehörgang getragen. Bei HdO-Hörgeräten (Hinter-dem-Ohr, Behind-the-Ear) wird ein Gehäuse mit Komponenten, wie Batterie und Signalverarbeitungseinrichtung, hinter dem Ohr getragen und ein flexibler Schallschlauch, auch als Tube bezeichnet, leitet die akustischen Ausgangssignale eines Receivers vom Gehäuse zum Gehörgang. RiC-BtE-Hörgeräte (Receiver-in-Canal Behind-the-Ear) gleichen den HdO-Hörgeräten, jedoch wird der Receiver im Gehörgang getragen und statt eines Schallschlauchs, der akustische Signale an ein Ohrstück leitet, leitet ein flexibles Kabel, auch als Hörschlauch oder Hörerverbindungsmittel bezeichnet, elektrische Signale zu einem Receiver, welcher vorne am Kabel angebracht ist.

[0004] Hörgeräte besitzen im Allgemeinen ein Ohrstück, das im Falle eines HdO-Hörgerätes am Ende des Schallschlauchs und im Falle eines RiC-BtE-Hörgerätes nahe dem Receiver angeordnet ist und in den Gehörgang eingeführt wird. Bei anderen Gehäusekonfigurationen kann das Gehäuse oder Teile davon die Funktion des

Ohrstücks übernehmen.

[0005] Man unterscheidet grob zwischen geschlossenen, sog. "close fitting", Ohrstücken und offenen, sog. "open fitting", Ohrstücken, wobei sich "offen" und "geschlossen" im Wesentlichen auf die Schalldurchlässigkeit bezieht, die ihrerseits von Materialeigenschaften und von der mechanischen Dichtwirkung des Ohrstücks abhängt.

[0006] Offene Ohrstücke, die im Wesentlichen den Schallschlauch oder den Hörschlauch mit Hörer im Gehörgang zentriert halten sollen, sind im Allgemeinen bezüglich des Tragekomforts angenehmer, da sie weniger Druck auf den Gehörgang ausüben und eine bessere Belüftung des Gehörgangs, "Venting" genannt, ermöglichen. Akustisch bieten offene Ohrstücke den Vorteil, dass durch den möglichen Druckausgleich im Gehörgang Verschlusseffekte, wie eine unnatürlich klingende eigene Stimme oder durch Körperschall übertragene Kaugeräusche, vermieden werden.

[0007] Neben dem Nachteil von offenen Ohrstücken, dass sie wegen akustischen Rückkopplungseffekten nicht für große Verstärkungsfaktoren, d.h. bei starken Hörschäden, eingesetzt werden können, können sich bei ihrer Verwendung zudem sogenannte Kammfiltereffekte, oder englisch "comb filter effects", ausbilden. Die Überlagerung eines direkten Schallsignals und des durch die Signalverarbeitungseinrichtung verzögerten Schallsignals des Hörgerätes führt zu Verstärkungen bestimmter Frequenzen und Abschwächungen anderer Frequenzen. Im Extremfall verdoppelt sich die Amplitude bei Frequenzen, deren Periodendauer oder Vielfache davon gleich der Verzögerungszeit ist, bzw. löschen sich die Signale aus, wenn die Verzögerungszeit genau zwischen ganzzahligen Vielfachen der Periodendauer liegt. Bei unterschiedlicher Stärke von direktem und verstärktem Signal ist die Änderung des resultierenden Signals zwischen den genannten Extremen. Der wahrnehmbare Höreindruck beim Auftreten von Kammfiltereffekten ist eine Klangverfärbung, wie ein unnatürlicher, oft metallischer Klang, besonders bei tieferen Frequenzen.

[0008] Übliche Methoden zur Reduzierung der Wahrnehmung von Kammfiltereffekten sind die Reduktion der Verstärkung von tieferen Frequenzen, d.h. der Einsatz eines Hochpassfilters, oder die Verwendung von geschlossenen Ohrstücken. Ein Nachteil der ersten Methode ist, dass durch die Filterung der Informationsgehalt des Nutzsignals beschränkt wird. Nachteilig bei der Verwendung von geschlossenen Ohrstücken ist der, im Vergleich zu offenen Ohrstücken, schlechtere Tragekomfort und mögliche Verschlusseffekte.

[0009] Die Aufgabe der vorliegenden Erfindung besteht somit darin, ein Verfahren zum Betrieb eines Hörgerätes mit verringerter Kammfilterwahrnehmung anzugeben. Weiter besteht die Aufgabe der Erfindung darin, ein Hörgerät mit verringerter Kammfilterwahrnehmung anzugeben.

[0010] Die Erfindung löst diese Aufgabe mit einem Verfahren zum Betrieb eines Hörgerätes mit den Merkmalen

des ersten unabhängigen Patentanspruchs und einem Hörgerät mit den Merkmalen des zweiten unabhängigen Patentanspruchs.

[0011] Der Grundgedanke der Erfindung ist ein Verfahren zum Betrieb eines Hörgerätes, bei dem eine Kopfbewegung eines Hörgeräteträgers detektiert wird und bei einer detektierten Kopfbewegung ein, mit einem Mikrofon erfasstes, akustisches Signal verstärkt und phasenmoduliert mit einem Receiver ausgegeben wird.

[0012] Dieses Verfahren nutzt eine natürliche Fähigkeit des menschlichen Gehirns, Kammfiltereffekte auszublenken, so dass sie nicht bewusst wahrnehmbar sind. In einer natürlichen Umgebung ist der Mensch Klangsituationen ausgesetzt, bei denen ebenfalls Kammfiltereffekte ausgebildet werden. Wird beispielsweise in einem Raum über einen Lautsprecher Musik ausgegeben, wird der Schall an den Wänden reflektiert und erreicht zeitverzögert zum Direktschall die Ohren eines Zuhörers. Die dabei auftretenden Kammfilter sind messbar, werden aber vom Zuhörer nicht bewusst wahrgenommen. Man geht davon aus, dass das menschliche Gehirn in der Lage ist, Klangeindrücke der beiden Ohren über der Zeit und im Frequenzbereich zu integrieren und somit zu eliminieren. Zusätzlich führt der Mensch ständig kleine, zum Teil kleinste Kopfbewegungen durch, die zum einen dazu führen, dass die Charakteristik, d.h. der Amplitudengang, der Kammfilter ständig variiert und zum anderen, dass die Phasenlage der akustischen Signale, die das rechte und linke Ohr treffen, ständig variiert. Durch Kombination der wechselnden Höreindrücke der beiden Ohren und dem Wissen um die Kopfbewegung, ist das menschliche Gehirn in der Lage Kammfiltereffekte auszulöschen. Wird ein akustisches Signal, das einem Kammfilter unterworfen wurde, allerdings direkt dem Ohr zugeführt, wie es z.B. bei Verwendung eines Hörgerätes der Fall ist, sind Kammfiltereffekte hörbar. Das erfindungsgemäße Verfahren löst dieses Problem dadurch, dass die Kopfbewegung eines Hörgeräteträgers, beispielsweise durch Auswertung eines Ausgangssignals eines Beschleunigungssensors, das am oder im Hörgerät angeordnet ist und folglich dieselben Beschleunigungen wie der Kopf erfährt, überwacht wird. Bei Erkennen einer Kopfbewegung wird die Phase, also die Verzögerung, des mit einem Mikrofon erfassten und verstärkt auszugebenden akustischen Signals ständig variiert, d.h. es erfolgt eine Phasenmodulation des Hörgerätesignals. Diese kleinen Variationen im verstärkt auszugebenden Hörgerätesignal simulieren den natürlichen Effekt, der es dem menschlichen Gehirn ermöglicht, Kammfiltereffekte auszublenken. Mit anderen Worten führen die Variationen in der Phasenlage des Hörgerätesignals, die während des Erkennens von Kopfbewegungen ausgeführt werden, zu einer Variation der Kammfiltercharakteristik, wodurch die Wahrnehmung der Kammfiltereffekte reduziert wird.

[0013] Vorzugsweise umfasst das erfindungsgemäße Verfahren zum Betrieb eines Hörgerätes folgende Verfahrensschritte:

a) Erfassen eines akustischen Signals und Erfassen eines linearen und/oder eines rotatorischen Beschleunigungswertes eines Hörgerätes;

b) falls der lineare und/oder der rotatorische Beschleunigungswert größer als ein Schwellenwert ist, Anwenden einer Phasenmodulation auf das erfasste akustische Signal;

c) Verstärkung des erfassten akustischen Signals und Ausgabe über einen Receiver;

d) falls ein Abbruchkriterium, insbesondere ein bestimmter Schaltzustand eines Bedienelementes am Hörgerät, nicht erfüllt ist, Sprung zu Verfahrensschritt a).

[0014] Im ersten Verfahrensschritt werden, z.B. mit einem Mikrofon eines Hörgerätes, ein akustisches Signal und ein Beschleunigungswert des Hörgerätes erfasst. Das Erfassen des Beschleunigungswertes kann beispielsweise durch einen Beschleunigungssensor, durch den lineare Beschleunigungen messbar sind, oder durch einen Gyrosensor, durch den rotatorische Bewegungen und Beschleunigungen messbar sind, erfolgen, wobei der Beschleunigungssensor z.B. im Hörgerät angeordnet sein kann. Beschleunigungen werden als Kopfbewegungen interpretiert. Falls der lineare und/oder der rotatorische Beschleunigungswert größer als ein Schwellenwert ist, wird das erfasste akustische Signal einer Phasenmodulation unterworfen, das heißt, die Ausgabe des akustischen Signals in einem späteren Verfahrensschritt wird verzögert. Der Schwellenwert kann im Falle eines linearen Beschleunigungssensors in der Einheit m/s^2 , im Falle eines rotatorischen Beschleunigungssensors in der Einheit $^\circ/\text{s}^2$ angegeben werden. Günstigerweise wird der Schwellenwert durch Messreihen mit Testpersonen gewonnen, wobei der Schwellenwert beispielsweise dem Mittelwert aus den Beschleunigungssensorsignalen entspricht, bei denen die Testpersonen angewiesen werden, ihren Kopf ruhig zu halten. Im nächsten Verfahrensschritt wird das erfasste akustische Signal verstärkt und unter Berücksichtigung der gegebenenfalls im vorherigen Verfahrensschritt modulierten Phase über einen Receiver des Hörgerätes ausgegeben. Ist ein Abbruchkriterium nicht erfüllt, wird zum ersten Verfahrensschritt gesprungen. Das Abbruchkriterium kann z.B. der Schaltzustand "Aus" eines Ein-Ausschalters am Hörgerät sein.

[0015] Bevorzugt ist die modulierte Phase durch eine Rauschfunktion moduliert.

[0016] Durch eine Rauschfunktion, d.h. eine Funktion mit breitem unspezifischem Frequenzspektrum, ist die Änderung der Phase unkorreliert. Man kann auch von einem Jitter sprechen.

[0017] Günstigerweise ist die modulierte Phase zwischen 0 und 10 ms moduliert.

[0018] In einer vorteilhaften Weiterbildung besteht zwischen der Amplitude der Phasenmodulation und dem

Ausgangssignal des Bewegungssensors eine positive Korrelation.

[0019] Eine positive Korrelation bedeutet in diesem Zusammenhang, dass ein großes Ausgangssignal des Bewegungssensors eine große Amplitude der Phasenmodulation bewirkt.

[0020] Vorzugsweise wird bei einer binauralen Versorgung eines Hörgeräteträgers das Verfahren in den einzelnen Hörgeräten unabhängig voneinander ausgeführt.

[0021] Hiermit wird die Hörsituation eines Menschen ohne Hörgerät simuliert, in der bei Kopfbewegungen Direktschall und reflektierter Schall in nahezu unkorrelierter Weise auf die Ohren des Hörers trifft.

[0022] Ein weiterer Grundgedanke der Erfindung ist ein Hörgerät mit einem Hörgerätegehäuse, wenigstens einem Mikrofon, einem Receiver, einem Ohrstück, einer Stromversorgungseinheit und einer Signalverarbeitungseinheit, das wenigstens einen Bewegungssensor umfasst, der mit der Signalverarbeitungseinheit verbunden ist, wobei durch den Bewegungssensor Kopfbewegungen des Hörgeräteträgers detektierbar sind und wobei die Signalverarbeitungseinheit Mittel umfasst, um bei Detektion von Kopfbewegungen des Hörgeräteträgers die Phase eines akustischen Signals, das von dem Mikrofon erfassbar ist und von der Signalverarbeitungseinheit verstärkbar und von dem Receiver abgebar ist, zu modulieren.

[0023] Somit umfasst das erfindungsgemäße Hörgerät neben Komponenten, wie Hörgerätegehäuse, Mikrofon, Receiver, Ohrstück, Stromversorgungseinheit und Signalverarbeitungseinheit, als weitere Komponente wenigstens einen Bewegungssensor, der Kopfbewegungen des Hörgeräteträgers detektieren und in Form von Messsignalen an die Signalverarbeitungseinheit weiterleiten kann. Die Signalverarbeitungseinheit, etwa ein elektronischer Rechner oder Mikrocontroller, empfängt die Signale des Bewegungssensors und ist in der Lage, die Phase der mit Hilfe des Mikrofons erfassten akustischen Signale zu modulieren. Vorzugsweise umfasst die Signalverarbeitungseinheit des Hörgerätes Mittel, um eines der zuvor beschriebenen Verfahren auszuführen.

[0024] Dazu zählen beispielsweise elektronische, digitale Rechner, die Programme mit digitalen Signalverarbeitungsschritten ausführen können.

[0025] In einer vorteilhaften Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Hörgerätes umfasst der Bewegungssensor wenigstens einen Beschleunigungssensor und/oder wenigstens einen Gyrosensor.

[0026] Ein Beschleunigungssensor misst die Beschleunigung durch Bestimmung der auf eine Testmasse wirkenden Trägheitskraft. In der Praxis werden häufig miniaturisierte Sensoren verwendet, deren Messprinzip auf piezoelektrischen Effekten basieren. Andere Beschleunigungssensoren sind als sogenannte Micro-Electro-Mechanical Systems, MEMS, ausgeführt. Sie sind in Versionen zur Messung von linearen Beschleunigungen oder zur Messung von Winkelbeschleunigungen erhältlich.

[0027] In einer weiteren vorteilhaften Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Hörgerätes umfasst der Bewegungssensor wenigstens zwei Beschleunigungssensoren und/oder wenigstens zwei Gyrosensoren, die in nichtparallelen Achsen, insbesondere in zueinander orthogonal ausgerichteten Achsen, angeordnet sind.

[0028] Zwei oder mehr Beschleunigungssensoren, die auch Komponenten eines Beschleunigungssensorbauteils darstellen können, gestatten die Messung von Beschleunigungsvektoren in einem zwei- oder dreidimensionalen Raum. Voraussetzung dafür ist, dass die Messrichtung der Beschleunigungssensoren nicht parallel ist. Für die Messung eines räumlichen Beschleunigungsvektors ist es günstig, die Messrichtungen orthogonal zueinander auszurichten. Für die Messung von Winkelbeschleunigungsvektoren in einem zwei- oder dreidimensionalen Raum gilt entsprechendes.

[0029] Die nachfolgend näher geschilderten Ausführungsbeispiele stellen bevorzugte Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung dar.

[0030] Weitere vorteilhafte Weiterbildungen ergeben sich aus den nachfolgenden Figuren samt Beschreibung. Es zeigen:

Fig. 1 ein Ausführungsbeispiel eines Hörgerätes nach dem Stand der Technik;

Fig. 2 ein Beispiel eines Frequenzgangs der Amplitude eines Kammfilters;

Fig. 3 ein Ausführungsbeispiel eines Ablaufdiagramms eines erfindungsgemäßen Verfahrens;

Fig. 4 ein Beispiel eines erfindungsgemäßen Phasenverlaufs über der Zeit;

Fig. 5 ein Ausführungsbeispiel eines erfindungsgemäßen Hörgerätes.

[0031] **Figur 1** zeigt schematisch ein Hinter-dem-Ohr-Hörgerät 1' nach dem Stand der Technik. Es umfasst ein hinter der Ohrmuschel 12' eines Hörgeräteträgers zu tragendes Gehäuse 2' mit einem Hörgerätetragehaken 5'. In dem Gehäuse 2' sind neben elektronischen Komponenten, die zu einer Signalverarbeitungseinheit 9' zusammengefasst sind, ein Mikrofon 3', eine Batterie 8' und ein Receiver 4' angeordnet. Das vom Receiver 4' erzeugte akustische Signal wird durch den Hörgerätetragehaken 5' und einen Schallschlauch 6' zu einem Ohrstück 7', das in einen Gehörgang 13' des Hörgeräteträgers eingesetzt wird geleitet. Am Hörgerätegehäuse 2' ist ein Kontrollelement 10', z.B. ein Ein-Ausschalter oder ein Betriebsmoduseinstellregler, angeordnet, das mit der Signalverarbeitungseinheit 9' verbunden ist.

[0032] In **Figur 2** ist ein Beispiel eines Frequenzgangs 20 eines Kammfilters dargestellt. Es zeigt den Verlauf der Amplitude 22, z.B. in Dezibel, über der Frequenz 21,

z.B. in Hertz. Charakteristisch für einen Kammfilter sind die Filterfrequenzen 24, auch Notches genannt, die mehrfach auftreten und denselben Frequenzabstand 23 aufweisen. Zwischen den Filterfrequenzen 24 steigt die Verstärkung bis zu den Maxima 25 an, so dass sich der kammförmige Amplitudenverlauf 20, der diesem Filter den Namen gegeben hat, ergibt.

[0033] **Figur 3** zeigt ein Ausführungsbeispiel eines Ablaufdiagramms eines erfindungsgemäßen Verfahrens 100. Im ersten Verfahrensschritt 101 werden, z.B. mit einem Mikrofon eines Hörgerätes, ein akustisches Signal und ein Beschleunigungswert des Hörgerätes erfasst. Beschleunigungen werden als Kopfbewegungen interpretiert. Im nächsten Verfahrensschritt erfolgt die Abfrage 102, ob der lineare und/oder der rotatorische Beschleunigungswert größer als ein Schwellenwert sind. Der Schwellenwert ist z.B. gleich dem Beschleunigungswert bei ruhiger Haltung des Kopfes. Ist die Abfrage 102 erfüllt, wird das erfasste akustische Signal in Verfahrensschritt 103 einer Phasenmodulation unterworfen, das heißt, die Ausgabe des akustischen Signals wird in einem der folgenden Verfahrensschritte verzögert. Ist die Abfrage 102 nicht erfüllt, der Beschleunigungswert ist also kleiner oder gleich dem Schwellenwert, wird die Phase des erfassten akustischen Signals nicht verändert. Im nächsten Verfahrensschritt 104 wird das erfasste akustische Signal verstärkt und unter Berücksichtigung der gegebenenfalls im vorherigen Verfahrensschritt modulierten Phase über einen Receiver des Hörgerätes ausgegeben. Im nächsten Verfahrensschritt erfolgt die Abfrage 105, ob ein Abbruchkriterium erfüllt ist. Das Abbruchkriterium kann z.B. der Schaltzustand "Aus" eines Ein-Ausschalters am Hörgerät sein. Ein anderes Abbruchkriterium wäre beispielsweise ein Wechsel des Betriebsmodus des Hörgerätes. Ist das Abbruchkriterium erfüllt endet das Verfahren, ansonsten wird zum ersten Verfahrensschritt 101 gesprungen.

[0034] In **Figur 4** ist ein Beispiel eines erfindungsgemäßen Phasenverlaufs 40 über der Zeit 41, z.B. in Millisekunden, dargestellt, wobei die Phase 42 beispielsweise in Millisekunden angegeben ist. Man erkennt in **Figur 4** zwei Arten von Zeitbereichen. Während der Zeitbereiche 45 wird keine Kopfbewegung des Hörgeräteträgers detektiert und somit keine Phasenmodulation angewendet. Die Phase 46 ist in den Zeitbereichen 45 Null, d.h. es wird zu der inhärent durch die Signalverarbeitungseinheit des Hörgerätes bedingte Verzögerung der Signalausgabe keine zusätzliche Verzögerung addiert. Während des Zeitbereichs 43 wird eine Kopfbewegung des Hörgeräteträgers detektiert. Auf die Phase 44 wird eine Phasenmodulation, z.B. ein Rauschfunktion, angewendet.

[0035] In **Figur 5** schließlich ist schematisch ein Ausführungsbeispiel eines erfindungsgemäßen Hörgerätes 1 gezeigt. Es umfasst ein hinter der Ohrmuschel 12 eines Hörgeräteträgers zu tragendes Gehäuse 2 mit einem Hörgerätetragehaken 5. In dem Gehäuse 2 sind neben elektronischen Komponenten, die zu einer Signalverar-

beitungseinheit 9 zusammengefasst sind, ein Mikrofon 3, eine Batterie 8 und ein Receiver 4 angeordnet. Das vom Receiver 4 erzeugte akustische Signal wird durch den Hörgerätetragehaken 5 und einen Schallschlauch 6 zu einem Ohrstück 7, das in einen Gehörgang 13 des Hörgeräteträgers eingesetzt wird geleitet. Am Hörgerätegehäuse 2 ist ein Kontrollelement 10, z.B. ein Ein-Ausschalter oder ein Betriebsmoduseinstellregler, angeordnet, das mit der Signalverarbeitungseinheit 9 verbunden ist. Erfindungsgemäß umfasst das Hörgerät 1 einen Bewegungssensor 11, der in oder am Hörgerätegehäuse 2 angeordnet ist und im getragenen Zustand des Hörgerätes 1 denselben Beschleunigungen ausgesetzt ist, wie der Kopf des Hörgeräteträgers. Der Bewegungssensor 11 umfasst beispielsweise drei Beschleunigungssensoren, die orthogonal zueinander ausgerichtet sind und Beschleunigungen in Richtung der Koordinatenachsen 16 messen. Alternativ oder zusätzlich kann der Bewegungssensor 11 drei Gyrosensoren umfassen, die Winkelbeschleunigungen in die Richtungen 15 messen.

Patentansprüche

1. Verfahren (100) zum Betrieb eines Hörgerätes (1), **dadurch gekennzeichnet**, dass eine Kopfbewegung eines Hörgeräteträgers detektiert wird und bei einer detektierten Kopfbewegung ein, mit einem Mikrofon (3) erfasstes, akustisches Signal verstärkt und phasenmoduliert mit einem Receiver (4) ausgegeben wird.
2. Verfahren (100) zum Betrieb eines Hörgerätes (1) nach Anspruch 1, umfassend folgende Verfahrensschritte:
 - a) Erfassen eines akustischen Signals und Erfassen eines linearen und/oder eines rotatorischen Beschleunigungswertes eines Hörgerätes (101);
 - b) falls der lineare und/oder der rotatorische Beschleunigungswert größer als ein Schwellenwert ist (102), Anwenden einer Phasenmodulation auf das erfasste akustische Signal (103);
 - c) Verstärkung des erfassten akustischen Signals und Ausgabe über einen Receiver (104);
 - d) falls ein Abbruchkriterium, insbesondere ein bestimmter Schaltzustand eines Bedienelementes (10) am Hörgerät (1), nicht erfüllt ist (105), Sprung zu Verfahrensschritt a).
3. Verfahren (100) zum Betrieb eines Hörgerätes (1) nach einem der vorangegangenen Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die modulierte Phase durch eine Rauschfunktion (44) moduliert ist.
4. Verfahren (100) zum Betrieb eines Hörgerätes (1) nach einem der vorangegangenen Ansprüche, **da-**

durch gekennzeichnet, dass die modulierte Phase zwischen 0 und 15 ms moduliert ist.

5. Verfahren (100) zum Betrieb eines Hörgerätes (1) nach einem der vorangegangenen Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** zwischen der Amplitude der Phasenmodulation und dem Ausgangssignal des Bewegungssensors eine positive Korrelation besteht. 5
6. Verfahren (100) zum Betrieb eines Hörgerätes (1) nach einem der vorangegangenen Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** bei einer binauralen Versorgung eines Hörgeräteträgers das Verfahren (100) in den einzelnen Hörgeräten (1) unabhängig voneinander ausgeführt wird. 10
7. Hörgerät (1), umfassend ein Hörgerätegehäuse (2), wenigstens ein Mikrofon (3), einen Receiver (4), ein Ohrstück (7), eine Stromversorgungseinheit (8) und eine Signalverarbeitungseinheit (9), **dadurch gekennzeichnet, dass** das Hörgerät (1) wenigstens einen Bewegungssensor (11) umfasst, der mit der Signalverarbeitungseinheit (9) verbunden ist, wobei durch den Bewegungssensor (11) Kopfbewegungen des Hörgeräteträgers detektierbar sind und wobei die Signalverarbeitungseinheit (9) Mittel umfasst, um bei Detektion von Kopfbewegungen des Hörgeräteträgers die Phase eines akustischen Signals, das von dem Mikrofon (3) erfassbar ist und von der Signalverarbeitungseinheit (9) verstärkbar ist und von dem Receiver (4) abgebar ist, zu modulieren. 20
8. Hörgerät (1) nach Anspruch 7, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Signalverarbeitungseinheit (9) Mittel umfasst, ein Verfahren (100) nach einem der Ansprüche 1 bis 5 auszuführen. 25
9. Hörgerät (1) nach Anspruch 7 oder Anspruch 8, **dadurch gekennzeichnet, dass** der Bewegungssensor (11) wenigstens einen Beschleunigungssensor und/oder wenigstens einen Gyrosensor umfasst. 30
10. Hörgerät (1) nach Anspruch 7 oder Anspruch 8, **dadurch gekennzeichnet, dass** der Bewegungssensor (11) wenigstens zwei Beschleunigungssensoren und/oder wenigstens zwei Gyrosensoren umfasst, die in nichtparallelen Achsen, insbesondere in zueinander orthogonal ausgerichteten Achsen (15, 16), angeordnet sind. 35

40

45

50

55

60

65

70

75

80

85

90

95

100

105

110

115

120

125

130

135

140

145

150

155

160

165

170

175

180

185

190

195

200

205

210

215

220

225

230

235

240

245

250

255

260

265

270

275

280

285

290

295

300

305

310

315

320

325

330

335

340

345

350

355

360

365

370

375

380

385

390

395

400

405

410

415

420

425

430

435

440

445

450

455

460

465

470

475

480

485

490

495

500

505

510

515

520

525

530

535

540

545

550

555

560

565

570

575

580

585

590

595

600

605

610

615

620

625

630

635

640

645

650

655

660

665

670

675

680

685

690

695

700

705

710

715

720

725

730

735

740

745

750

755

760

765

770

775

780

785

790

795

800

805

810

815

820

825

830

835

840

845

850

855

860

865

870

875

880

885

890

895

900

905

910

915

920

925

930

935

940

945

950

955

960

965

970

975

980

985

990

995

1000

1005

1010

1015

1020

1025

1030

1035

1040

1045

1050

1055

1060

1065

1070

1075

1080

1085

1090

1095

1100

1105

1110

1115

1120

1125

1130

1135

1140

1145

1150

1155

1160

1165

1170

1175

1180

1185

1190

1195

1200

1205

1210

1215

1220

1225

1230

1235

1240

1245

1250

1255

1260

1265

1270

1275

1280

1285

1290

1295

1300

1305

1310

1315

1320

1325

1330

1335

1340

1345

1350

1355

1360

1365

1370

1375

1380

1385

1390

1395

1400

1405

1410

1415

1420

1425

1430

1435

1440

1445

1450

1455

1460

1465

FIG 1
(Stand der Technik)

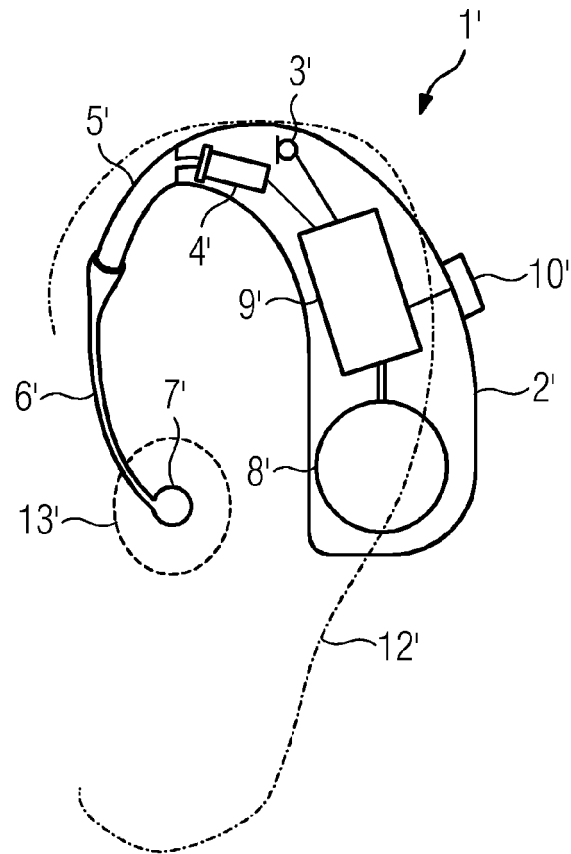


FIG 2

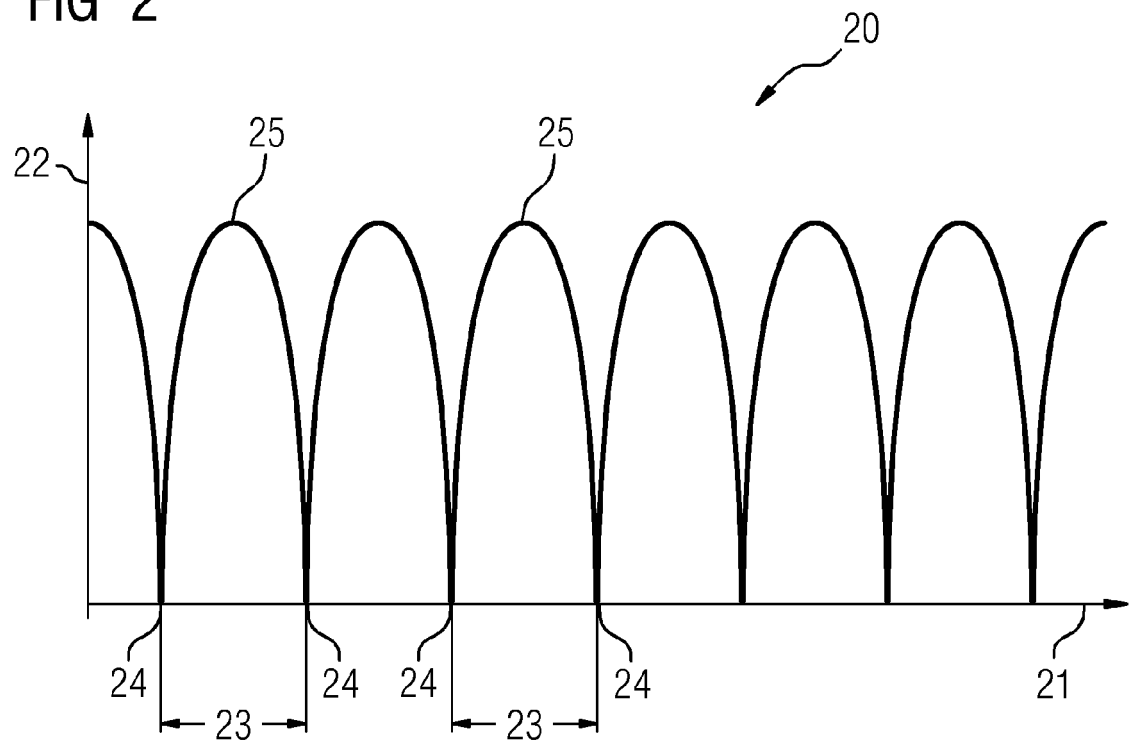


FIG 3

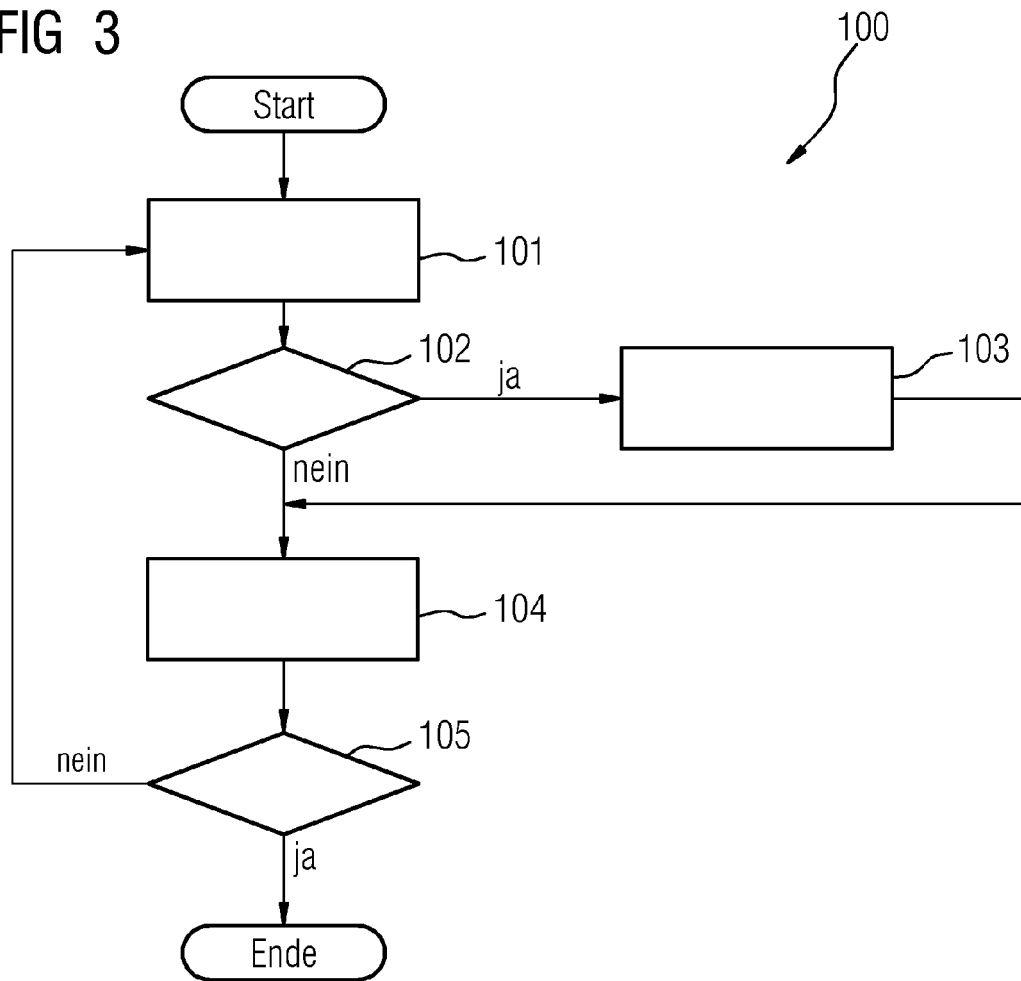


FIG 4

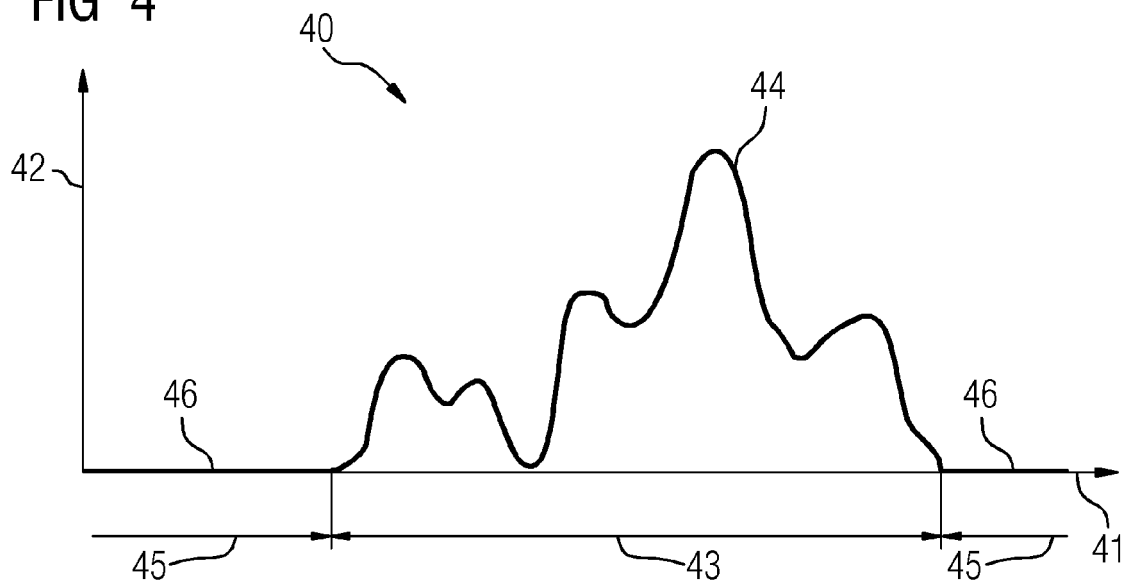


FIG 5

