



(11)

EP 2 224 752 B1

(12)

EUROPÄISCHE PATENTSCHRIFT

(45) Veröffentlichungstag und Bekanntmachung des
Hinweises auf die Patenterteilung:
02.12.2015 Patentblatt 2015/49

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

(21) Anmeldenummer: **09179426.3**

(22) Anmeldetag: **16.12.2009**

(54) **Vorrichtung und Verfahren zur Reduzierung von Trittschallwirkungen bei Hörvorrichtungen mit aktiver Okklusionsreduktion**

Device and method for reducing subsonic effects in hearing devices with active occlusion reduction

Dispositif et procédé de réduction d'effets de bruit de pas dans des dispositifs auditifs dotés d'une réduction d'occlusion active

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

(30) Priorität: **27.02.2009 DE 102009010892**
27.02.2009 US 155959 P

(43) Veröffentlichungstag der Anmeldung:
01.09.2010 Patentblatt 2010/35

(73) Patentinhaber: **Sivantos Pte. Ltd.**
Singapore 139959 (SG)

(72) Erfinder:
• **Arndt, Georg-Erwin**
90587 Obermichelbach (DE)
• **Gebhardt, Dr. Volker**
91077 Neunkirchen am Brand (DE)

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

(56) Entgegenhaltungen:
WO-A1-2004/021740 DE-A1-102006 047 965
US-A1- 2003 147 544

EP 2 224 752 B1

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents im Europäischen Patentblatt kann jedermann nach Maßgabe der Ausführungsordnung beim Europäischen Patentamt gegen dieses Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist. (Art. 99(1) Europäisches Patentübereinkommen).

Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft eine im Patentanspruch 1 angegebene Hörvorrichtung mit einer Okklusionsreduktionseinheit und ein im Patentanspruch 10 angegebenes Verfahren zum Betrieb einer Hörvorrichtung.

[0002] Als Okklusion wird ein Verschluss des Gehörganges bezeichnet, der beim Tragen einer Hörvorrichtung, beispielsweise einem Hörgerät, auftritt. Ein im Ohr platziertes Hörgerät bzw. ein Ohrpassstück des Hörgeräts dichtet den Gehörgang von der äußeren Umgebung ab. Infolgedessen nimmt der Hörgeräte-Träger die eigene Stimme viel lauter und verzerrter wahr als üblich. Die Okklusion wird als sehr unangenehm empfunden und erschwert die Wahrnehmung komplexer Umgebungsgeräusche, wie z.B. Sprache.

[0003] Der Okklusionseffekt entsteht durch Schwingungen der Wand des Gehörganges. Diese Schwingungen werden beim Sprechen oder Kauen von den Stimmbändern oder anderen Schallquellen über die sogenannte Knochenleitung übertragen. Sie versetzen die Wände des weichen Teils des Gehörganges in Schwingung, ähnlich einer Schallmembran. Wenn der äußere Gehörgang z.B. durch ein Ohrpassstück verstopft ist, erzeugen diese Schwingungen einen relativ hohen Schalldruckpegel, da der Schall nicht wie in einem offenen Ohr nach außen entweichen kann. Der Schalldruck kann dabei am Trommelfell um bis zu 30 dB höher sein als üblich. Die Schalldruckerhöhung hängt von der Frequenz ab. Der Okklusionseffekt zeigt sich insbesondere bei den niedrigen Frequenzen unter 1 kHz. Bei diesen Frequenzen kann die eigene Stimme um bis zu 20 dB verstärkt werden.

[0004] Um die in einem verschlossenen Gehörgang auftretenden Okklusionseffekte zu reduzieren, sind neben mechanischen Lösungen, z.B. sogenannten Vent-Öffnungen, auch Okklusionsreduktionsschaltungen bekannt. Hierbei kommen Schleifenfilter zum Einsatz, die in einer Rückkopplungsschleife des Hörgeräts angeordnet sind. Das Ausgangssignal des Schleifenfilters wird dabei vom eigentlichen Audiosignal subtrahiert, um eine Dämpfung der durch die Okklusion überhöhten Frequenzen zu erreichen. Um auch die durch die Okklusionsreduktionsschaltung selbst verursachte Verzerrung zu kompensieren, werden ferner sogenannte Ausgleichsfilter verwendet, die im Übertragungspfad des Audiosignals angeordnet sind. Sowohl das Schleifenfilter als auch das Ausgleichsfilter sind als statische oder adaptive Filter ausgebildet.

[0005] In der DE 10 2006 047 965 A1 wird eine Vorrichtung und ein Verfahren zur Okklusionsreduktion bei Hörhilfegeräten beschrieben.

[0006] Zusammenfassend gilt, dass bei einer aktiven Okklusionsreduktion das Prinzip des Gegenschalls angewandt wird. Der Gegenschall wird in einer Schleife ermittelt. Alle Signale, die von außen in die Schleife eingebracht werden, unterliegen dabei einer Filterung. Da zur Auslöschung eines Okklusionsschalls der entsprechende Gegenschall phaseninvertiert vom System abgege-

ben werden muss, ist eine ausreichende Filterung des Okklusionsschalls technisch bedingt nur über einen begrenzten Frequenzbereich möglich. Charakteristisch für das in Hörgeräten verwendete Schleifen-Prinzip ist, dass Signale im Frequenzbereich typischer Sprach-Okklusion (100 - 1000 Hz) vermindert werden.

[0007] Sowohl bei tieferen (bis etwa 100 Hz) als auch bei höheren Frequenzen (ab etwa 1000 Hz) findet keine Verminderung des Okklusionssignals statt, da hier die Phaseninvertierung nicht mehr gilt. Insbesondere bei einem durch Trittschall im Gehörgang eines gehenden Hörgeräteträgers induzierten Schallpegel kann es bei einer aktiven Okklusionsreduktion zu unerwünschten Signalverzerrungen kommen.

[0008] Es ist Aufgabe der Erfindung eine Hörvorrichtung anzugeben, die den Einfluss von Trittschall auf eine aktive Okklusionsreduktion verringert.

[0009] Gemäß der Erfindung wird die gestellte Aufgabe mit der Hörvorrichtung des unabhängigen Patentanspruchs 1 und dem Verfahren zum Betrieb einer Hörvorrichtung des unabhängigen Patentanspruchs 10 gelöst.

[0010] Die Erfindung beansprucht eine Hörvorrichtung mit einer aktiven Okklusionsreduktionseinheit und mit mindestens einem erstes Mittel, durch das ein durch Schritte eines Trägers der Hörvorrichtung im Gehörgang des Trägers gebildeter Trittschall und/oder durch den Trittschall verursachte Wirkungen auf die Okklusionsreduktionseinheit verringerbar sind. Dies bietet den Vorteil, dass die für einen Träger der Hörvorrichtung hörbaren Trittschall-Artefakte vermieden werden können.

[0011] In einer Weiterbildung kann die Hörvorrichtung ein In-dem-Ohr-Hörgerät oder ein Hinter-dem-Ohr-Hörgerät sein.

[0012] In einer weiteren Ausführungsform können die Wirkungen in einem Hörer und/oder in einem Gehörgangsmikrofon erzeugte Oberwellen umfassen. Vorteilhaft ist, dass diese von Nichtlinearitäten stammenden Störungen vermieden werden können.

[0013] Bevorzugt kann das erste Mittel ein Gehörgangsmikrofon und/oder einen Hörer mit einem Klirrfaktor kleiner 10 % im Frequenzbereich 20 bis 50 Hz umfassen.

[0014] Des Weiteren kann das erste Mittel zwei oder mehrere Hörer umfassen, wobei ein Hörer einen Klirrfaktor kleiner 10 % im Frequenzbereich 20 bis 50 Hz aufweist.

[0015] In einer Weiterbildung der Erfindung kann das erste Mittel eine Trittschallerkennungseinheit umfassen, die Trittschallpegel im Ohrkanal oberhalb eines vorgebaren Grenzwerts und/oder Trittschall-Frequenzmuster erkennt. Dadurch Trittschall sicher erkannt werden.

[0016] Bevorzugt kann die Trittschallerkennungseinheit einen Beschleunigungs- und/oder Erschütterungssensor umfassen.

[0017] In einer weiteren Ausführungsform kann bei Vorliegen von Trittschall die Verstärkung der aktiven Okklusionsreduktionseinheit adaptiv verringert oder die aktive Okklusionsreduktionseinheit ausgeschaltet werden.

[0018] Außerdem kann das erste Mittel ein Regelele-

ment umfassen, mit dem die Verstärkung der Okklusionsreduktionseinheit veränderbar ist.

[0019] Die Erfindung beansprucht auch ein Verfahren zum Betrieb einer Hörvorrichtung mit einer aktiven Okklusionsreduktion, wobei ein durch Schritte eines Trägers der Hörvorrichtung im Gehörgang des Trägers gebildeter Trittschall und/oder durch den Trittschall verursachte Wirkungen auf die Okklusionsreduktion verringert werden.

[0020] Weitere Besonderheiten und Vorteile der Erfindung werden aus den nachfolgenden Erläuterungen mehrerer Ausführungsbeispiele anhand von schematischen Zeichnungen ersichtlich.

[0021] Es zeigen:

- Figur 1: ein Blockschaltbild einer Okklusionsreduktionsvorrichtung gemäß Stand der Technik,
 Figur 2: einen zeitlichen Verlauf eines einzelnen Trittschalls im Ohr und
 Figur 3: ein Blockschaltbild einer aktiven Okklusionsreduktion mit Trittschallerkennung.

[0022] Figur 1 zeigt schematisch den Aufbau eines Hörgeräts 1 mit einer Okklusionsreduktion. Das Hörgerät 1 weist einen Übertragungspfad für ein Audiosignal S auf. Entlang des Übertragungspfads sind mehrere Signalverarbeitungskomponenten angeordnet, mit deren Hilfe das Audiosignal S verarbeitet wird. Das Audiosignal S wird unter anderem mithilfe von Filter- und Verstärkerschaltungen verarbeitet, um einen individuellen Hörverlust zu kompensieren. Da in modernen Hörgeräten die Signalverarbeitung in der Regel digital erfolgt, handelt es sich hierbei vorzugsweise um einen digitalen Signalverarbeitungsprozessor. Am Ende des Übertragungspfads wird das Audiosignal S über einen Hörer R, in der Regel ein elektroakustischer Ausgangswandler, als Schallsignal in den Gehörgang abgegeben. Der Ausgangswandler R ist vorzugsweise als Lautsprecher ausgebildet. Um akustische Signale der Umgebung in das Hörgerät 1 als elektrische Signale einzukoppeln, ist vorzugsweise ein in der Figur 1 nicht gezeigter Eingangswandler vorgesehen, beispielsweise ein Eingangsmikrofon. Für die Einkopplung elektrischer Signale oder elektromagnetischer Funksignale können ferner auch entsprechende Signaleingänge vorgesehen sein. Sofern das Hörgerät 1 eine digitale Signalverarbeitung aufweist, muss ein in das akustische Gerät eingekoppeltes analoges Signal zunächst digitalisiert werden. Hierzu ist üblicherweise ein A/D-(Analog/Digital) Wandler am Anfang des Übertragungspfads vorgesehen. Entsprechend muss das digitale Audiosignal mithilfe eines D/A-(digital/analog) Wandlers am Ende des Übertragungspfads wieder in ein analoges Signal umgewandelt werden, bevor es als akustisches Signal über den Ausgangswandler in den Gehörgang ausgegeben werden kann. Häufig ist der D/A-Wandler bereits im Ausgangswandler integriert, so dass der elektroakustische Ausgangswandler direkt digital angesteuert werden kann.

[0023] Die elektronische Okklusionsreduktionseinheit 10 wird typischerweise durch eine Rückkopplungsschleife realisiert, die ein Gehörgangsmikrofon M und ein Filterelement B umfasst. Das Gehörgangsmikrofon M erfasst das aktuell im Gehörgang herrschende Schallfeld, das ein Okklusionssignal OS umfasst, und erzeugt ein elektrisches Ausgangssignal Z. Dieses Signal durchläuft das Schleifenfilter B, in dem es entsprechend den Filtereinstellungen geformt wird. Das Ausgangssignal T des Schleifenfilters B wird anschließend von einem Signal X im Übertragungspfad des Audiosignals S subtrahiert. Bei einer optimalen Einstellung des Schleifenfilters B werden vor allem diejenigen Frequenzen, etwa 100 bis 1000 Hz, des Audiosignals S gedämpft, welche im Gehörgang durch die Okklusionseffekte überhöht auftreten. Das gegebenenfalls analog vorliegende Ausgangssignal Z des Gehörgangsmikrofons M wird noch in ein digitales Signal umgewandelt, bevor es in der Rückkopplungsschleife digital weiterverarbeitet werden kann.

[0024] Durch die der Signalverarbeitung nachgeschaltete Okklusionsreduktionseinheit 10 erfährt das Audiosignal S in der Regel eine lineare Verzerrung. Um diese Verzerrung zu kompensieren, wird ein Ausgleichsfilter C verwendet. Das auch Vorverzerrungsfilter genannte Filter C ist typischerweise im Übertragungspfad des Audiosignals S zwischen einer Signalverarbeitungseinrichtung und dem Ausgangswandler R angeordnet.

[0025] An Stelle eines Gehörgangsmikrofons M kann grundsätzlich auch ein beliebiger im Gehörgang angeordneter akustischer Eingangswandler vorgesehen werden. Ferner können unter Ausnutzung des Superpositionsprinzips von Signalen auch der Ausgangswandler R und das Gehörgangsmikrofon M miteinander kombiniert werden. In diesem Fall wirkt z.B. der Hörerlautsprecher R auch als Schallempfänger, so dass bei entsprechender Auslegung der Schaltung auf ein separates Gehörgangsmikrofon M verzichtet werden kann.

[0026] Beim Gehen entsteht bei jedem Auftreten des Fußes ein kurzer Impuls, der an den menschlichen Körper abgegeben wird. Der Körper reagiert auf diesen Impuls mit einer Impulsantwort, es entsteht eine gedämpfte Schwingung. Der so erzeugte sogenannte Trittschall TS gelangt über Knochenleitung in den Ohrkanal und kann hier gemessen werden. In Figur 2 ist eine Messung eines Trittschalls im Ohrkanal für einen einzelnen Schritt dargestellt. Je nach Person, Schuhwerk, Bodenbeschaffenheit etc. kann der Trittschall TS in Frequenz und Pegel variieren. Typischerweise wurden 2 bis 5 Wellenzüge je Schritt mit einer Frequenz von 20 bis 40 Hz gemessen. Der Trittschallpegel im Ohrkanal hängt auch davon ab, wie dicht der Ohrkanal nach außen, beispielsweise durch ein In-dem-Ohr-Hörgerät oder durch die Otoplastik eines Hinter-dem-Ohr-Hörgeräts verschlossen ist. Bei völligem Verschließen des Ohrkanals können extrem hohe Pegel von bis zu 130 dB Signalleistung entstehen.

[0027] Das tieffrequente Trittschallsignal TS wird vom Mikrofon M der Okklusionsreduktionseinheit 10 in Figur 1 aufgenommen, in der Schleife gefiltert und vom Hörer

R abgegeben. Durch einen hohen Eingangspegel kommt es bei Verwendung von konventionellen Mikrofonen, wie sie derzeit in Hörgeräten Verwendung finden, zu einer Verzerrung des Signals. Ebenso wird der Hörer R durch die Okklusionsreduktionseinheit 10 zur Abgabe derart hoher Pegel gezwungen, die bei konventionellen Hörgeräte-Hörern zu einer starken Verzerrung des Hörers R führen. Die Wandler-Nichtlinearitäten führen so zur Entstehung von Oberwellen ("Klirren"), die von einem Träger des Hörgeräts 1 extrem störend wahrgenommen werden.

[0028] Mithilfe eines ersten Mittels im Hörgerät 1 können die unerwünschten Wirkungen (Verzerrungen, Oberwellen) des Trittschalls erfindungsgemäß soweit reduziert werden, dass sie von einem Hörgeräteträger nicht mehr störend wahrgenommen werden. Das erste Mittel kann verschiedene Ausführungsformen umfassen, wobei im Folgenden eine Auswahl beschrieben wird.

[0029] In einer ersten Ausführungsform wird anstelle eines konventionellen Gehörgangsmikrofons M ein spezielles Mikrofon als erstes Mittel verwendet, das im Gegensatz zu typischerweise in Hörgeräten 1 verwendeten Mikrofonen M einen wesentlich niedrigeren Klirrfaktor im Bereich der Frequenzen von 20 bis 50 Hz bei typischerweise im Ohrkanal auftretenden Trittschall-Lautstärkepegeln aufweist. Typischerweise liegt der Klirrfaktor deutlich unter 10 %, da ein Klirrfaktor größer 10 % von einem Hörgeräteträger störend empfunden wird.

[0030] In einer weiteren erfindungsgemäßen Ausführungsform wird der Hörer R durch einen speziellen Hörer ersetzt und bildet somit das erste Mittel. Im Gegensatz zu typischerweise in Hörgeräten 1 verwendeten Hören R weist der spezielle Hörer einen deutlich niedrigeren Klirrfaktor im Bereich der Frequenzen von 20 bis 50 Hz bei typischerweise im Ohrkanal auftretenden Trittschall-Lautstärkepegeln auf.

[0031] In einer weiteren erfindungsgemäßen Ausführungsform umfasst das erste Mittel zwei oder mehreren Hörer. Mindestens ein Hörer dient als Bass-Hörer, d.h. der Hörer kann tiefe Frequenzen im Bereich des Trittschalls mit niedrigem Klirrfaktor abgeben. Der oder die weiteren Hörer sind für den restlichen Frequenzbereich, d.h. den normalen Hörgerätefrequenzbereich, ausgelegt.

[0032] In Figur 3 ist ein Hörgerät 1 mit einer Okklusionsreduktionseinheit 10 gemäß Figur 1 mit einer Trittschallerkennungseinheit 20 als erstes Mittel ausgestattet. Die Erkennungseinheit erfasst, ob ein kritisch hoher Trittschall-Pegel TS im Ohrkanal auftritt. Die Erkennung von Trittschall TS kann über ein mechanisches, ein elektrisches oder elektromechanisches System erfolgen. Ein in der Trittschallerkennungseinheit 20 eingebauter Beschleunigungs- oder Erschütterungs-Sensor erkennt die beim Gehen auftretenden Kräfte. Bei einem kritisch hohen Trittschall-Pegel TS reduziert die Okklusionsreduktionseinheit 10 adaptiv die Verstärkung der aktiven Okklusionsreduktion, so dass dadurch die durch die Höreransteuerung entstehenden Nichtlinearitäten begrenzt

werden. Über das Mikrofon-Eingangssignal werden die beim Gehen typischerweise entstehenden Trittschall-Pegel und Trittschall-Frequenz-Muster in Verbindung mit typischen Schrittfrequenzen von 0.5 - 2 Hz erkannt. Liegt ein Muster für "Person geht" vor, reduziert das Hörgerät adaptiv die Verstärkung der aktiven Okklusionsreduktion bei kritisch hohen Trittschall-Pegeln oder deaktiviert sogar die aktive Okklusionsreduktion.

[0033] In einer weiteren Variante werden die Trittschall-Frequenzen von Hörgeräte-Trägern bei einem Hörgeräteakustiker gemessen. Da sich Trittschall-Pegel und Trittschall-Frequenz von Person zu Person signifikant unterscheiden, kann durch diese Vorgehensweise eine aktive Okklusionsreduktion individuell bzgl. Trittschall und Okklusionsreduktion optimal eingestellt werden. Die Messung der Trittschall-Frequenz kann z.B. mit Universal-Ohrenstöpseln mit eingebauten Mikrofonen erfolgen. Sowohl Trittschall-Frequenz als auch Pegel werden aufgenommen. Durch diese Vorabmessung wird auch entschieden, ob für die betreffende Person ein Gerät mit akzeptabler Okklusionsreduktionswirkung gebaut werden kann.

[0034] In einer weiteren Ausbildung der Erfindung können individualisierte Einstellungen der Schleifeneinstellung der Okklusionsreduktionseinheit 10 durch individuelle Rückmeldung der Hörgeräteträger vorgenommen werden. Voraussetzung ist, dass algorithmisch Stellmöglichkeiten vorhanden sind, mit denen sich die Stärke des Trittschalleffektes verändern lässt. Die Bandbreite der Einstellmöglichkeiten kann über ein Regelement 30 kontinuierlich oder über eine Auswahl von festen Einstellungen dem Hörgeräteträger über die Anpassungssoftware zur Verfügung gestellt werden. Der Wert des Regelements 30 wird durch Rückmeldung des Hörgeräteträgers bzgl. Trittschallartefakte bei einer Anpassung individuell festgelegt.

Bezugszeichenliste

[0035]

1	Hörgerät
10	Okklusionsreduktionseinheit
20	Trittschallerkennungseinheit
30	Regelement
B	Filterelement
C	Ausgleichsfilter
M	Gehörgangsmikrofon
OS	Okklusionssignal
S	Audiosignal
T	Ausgangssignal des Filterelements B
TS	Trittschall
R	Hörer
X	Signal nach dem Ausgleichsfilter
Z	Ausgangssignal des Gehörgangsmikrofons M

Patentansprüche

1. Hörvorrichtung (1) mit
 - einer aktiven Okklusionsreduktionseinheit (10), **gekennzeichnet durch:**
 - mindestens ein erstes Mittel (R, M, 20, 30), das einen **durch** Schritte eines Trägers der Hörvorrichtung (1) im Gehörgang des Trägers gebildeten Trittschall (TS) anhand seiner Trittschall-Pegel und Trittschall-Frequenzmuster oder anhand seiner Trittschall-Frequenzmuster erkennt und eine Verstärkung der Okklusionsreduktionseinheit (10) bei Vorliegen von Trittschall reduziert oder die Okklusionsreduktionseinheit (10) bei Vorliegen von Trittschall ausschaltet.
2. Hörvorrichtung (1) nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet,**
dass die Hörvorrichtung (1) ein In-dem-Ohr-Hörgerät oder ein Hinter-dem-Ohr-Hörgerät ist.
3. Hörvorrichtung (1) nach Anspruch 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet,**
dass das erste Mittel ein Gehörgangsmikrofon (M) und/oder einen Hörer (R) mit einem Klirrfaktor kleiner als 10 % bei auftretenden Trittschall-Lautstärkepegeln im Frequenzbereich 20 bis 50 Hz umfasst.
4. Hörvorrichtung (1) nach einem der vorigen Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet,**
dass das erste Mittel zwei oder mehrere Hörer (R) umfasst, wobei ein Hörer (R) einen Klirrfaktor kleiner als 10 % bei auftretenden Trittschall-Lautstärkepegeln im Frequenzbereich 20 bis 50 Hz aufweist.
5. Hörvorrichtung (1) nach einem der vorigen Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet,**
dass das erste Mittel (20) einen Beschleunigungs- und/oder Erschütterungssensor umfasst.
6. Hörvorrichtung (1) nach einem der vorigen Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet,**
dass das erste Mittel ein Regelelement (30) umfasst, mit dem die Verstärkung der Okklusionsreduktionseinheit (10) durch einen Träger der Hörvorrichtung (1) oder einen Akustiker veränderbar ist.
7. Verfahren zum Betrieb einer Hörvorrichtung (1) mit einer aktiven Okklusionsreduktion,
gekennzeichnet durch:
 - ein Erkennen eines **durch** Schritte eines Trägers der Hörvorrichtung (1) im Gehörgang des Trägers gebildeten Trittschalls (TS) anhand seiner Trittschall-Pegel und Trittschall-Frequenzmuster oder anhand seiner Trittschall-Frequenzmuster und

- eine Reduktion einer Verstärkung der Okklusionsreduktionseinheit (10) bei Vorliegen von Trittschall (TS) oder
- ein Ausschalten der Okklusionsreduktionseinheit (10) bei Vorliegen von Trittschall (TS).

Claims

1. Hearing device (1), comprising
 - an active occlusion reduction unit (10), **characterized by:**
 - at least one first means (R, M, 20, 30) which identifies an impact noise (TS), formed in the auditory canal of the wearer by steps of the wearer of the hearing device (1), on the basis of the impact noise level and impact noise frequency pattern or on the basis of the impact noise frequency pattern and which reduces an amplification of the occlusion reduction unit (10) when impact noise is present or which switches the occlusion reduction unit (10) off when impact noise is present.
2. Hearing device (1) according to Claim 1, **characterized in that** the hearing device (1) is an in-the-ear hearing aid or a behind-the-ear hearing aid.
3. Hearing device (1) according to Claim 1 or 2, **characterized in that** the first means comprises an auditory canal microphone (M) and/or a receiver (R) with a total harmonic distortion of less than 10% in the case of occurring impact noise volume levels in the frequency range from 20 to 50 Hz.
4. Hearing device (1) according to one of the preceding claims, **characterized in that** the first means comprises two or more receivers (R), wherein one receiver (R) has a total harmonic distortion of less than 10% in the case of occurring impact noise volume levels in the frequency range from 20 to 50 Hz.
5. Hearing device (1) according to one of the preceding claims, **characterized in that** the first means (20) comprises an acceleration and/or tremor sensor.
6. Hearing device (1) according to one of the preceding claims, **characterized in that** the first means comprises a closed-loop control element (30), by means of which the amplification of the occlusion reduction unit (10) is modifiable by a wearer of the hearing device (1) or an audiologist.
7. Method for operating a hearing device (1) comprising

an active occlusion reduction,
characterized by:

- identifying an impact noise (TS), formed in the auditory canal of the wearer by steps of the wearer of the hearing device (1), on the basis of the impact noise level and impact noise frequency pattern or on the basis of the impact noise frequency pattern and
- reducing an amplification of the occlusion reduction unit (10) when impact noise (TS) is present or
- switching the occlusion reduction unit (10) off when impact noise (TS) is present.

caractérisé en ce que le premier moyen (20) comprend un capteur d'accélération et/ou un capteur de vibration.

- 5 6. Dispositif d'audition (1) selon l'une quelconque des revendications précédentes,
caractérisé en ce que le premier moyen comprend un élément de commande (30) au moyen duquel l'amplification de l'unité de réduction d'occlusion (10) peut être modifiée par un porteur du dispositif d'audition (1) ou par un acousticien.

- 10 7. Procédé de mise en fonctionnement d'un dispositif d'audition (1) avec réduction active d'occlusion, **caractérisé par :**

Revendications

1. Dispositif d'audition (1) comportant :

- une unité de réduction active d'occlusion (10), **caractérisé par :**
- au moins un premier moyen (R, M, 20, 30) qui reconnaît un bruit de pas (TS) créé par les pas d'un porteur du dispositif d'audition (1) dans le conduit auditif du porteur sur la base de son niveau de bruit de pas et de son modèle de fréquence de bruit de pas ou sur la base de son modèle de fréquence de bruit de pas et réduit une amplification de l'unité de réduction d'occlusion (10) lors de la présence de bruit de pas ou désactive l'unité de réduction d'occlusion (10) lors de la présence de bruit de pas.

- une reconnaissance d'un bruit de pas (TS) créé par les pas d'un porteur du dispositif d'audition (1) dans le conduit auditif du porteur sur la base de son niveau de bruit de pas et de son modèle de fréquence de bruit de pas ou sur la base de son modèle de fréquence de bruit de pas et une réduction d'une amplification de l'unité de réduction d'occlusion (10) lors de la présence de bruit de pas (TS) ou
- une désactivation de l'unité de réduction d'occlusion (10) lors de la présence de bruit de pas (TS).

- 20 2. Dispositif d'audition (1) selon la revendication 1, **caractérisé en ce que** le dispositif d'audition (1) est un appareil auditif intra-auriculaire ou un appareil auditif placé derrière l'oreille.
- 25 3. Dispositif d'audition (1) selon la revendication 1 ou 2, **caractérisé en ce que** le premier moyen comprend un microphone de conduit auditif (M) et/ou un écouteur (R) ayant un taux de distorsion harmonique inférieur à 10 % lorsqu'il se produit des niveaux de volume sonore de bruit de pas se situant dans la gamme de fréquences de 20 à 50 Hz.
- 30 4. Dispositif d'audition (1) selon l'une quelconque des revendications précédentes, **caractérisé en ce que** le premier moyen comprend deux ou plusieurs écouteurs (R), dans lequel un écouteur (R) présente un taux de distorsion harmonique inférieur à 10 % lors l'apparition de niveaux de volume sonore de bruit de pas se situant dans la gamme de fréquences de 20 à 50 Hz.
- 35 5. Dispositif d'audition (1) selon l'une quelconque des revendications précédentes,

FIG 1

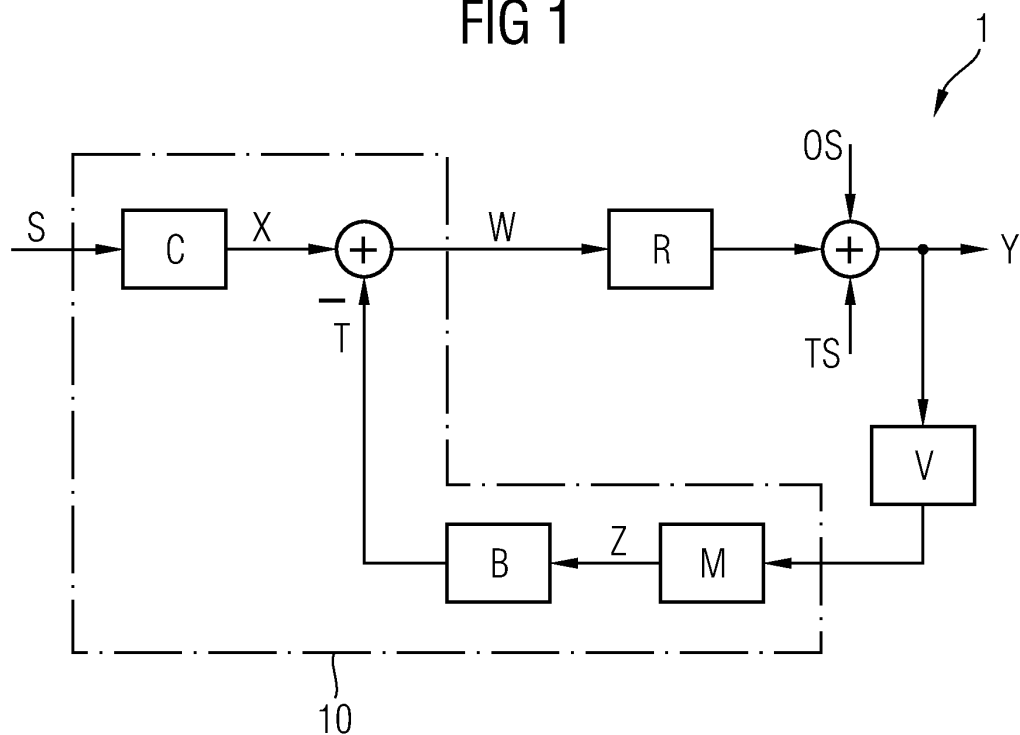


FIG 2

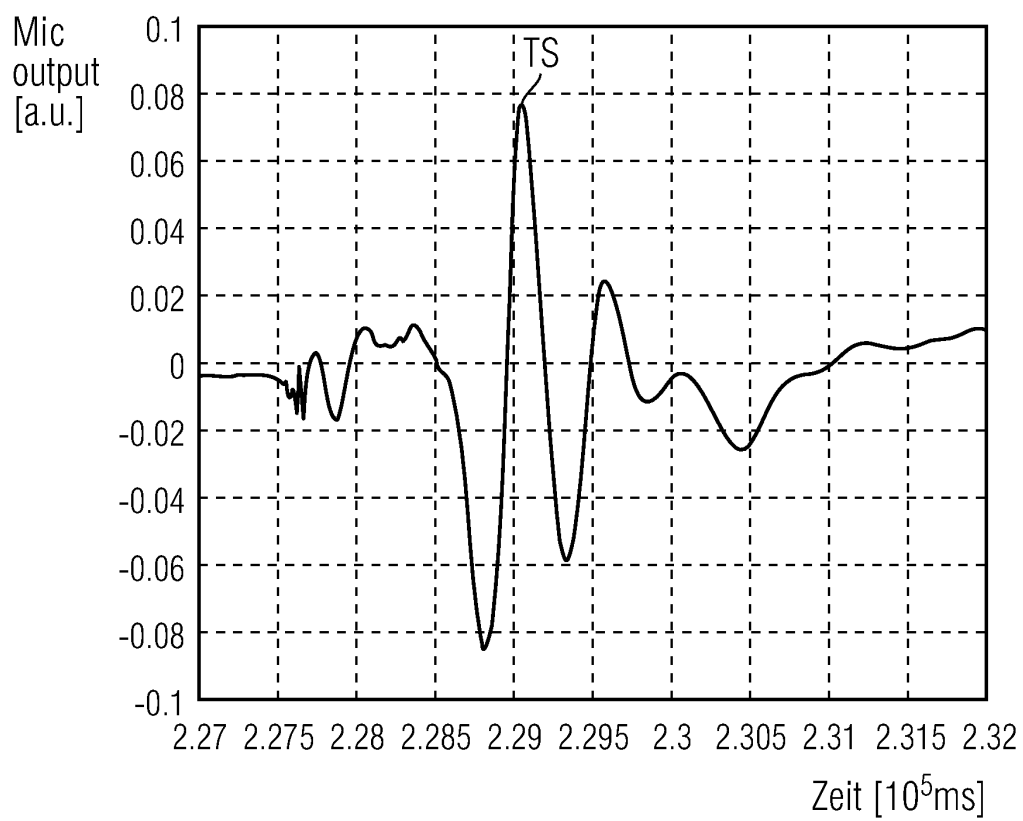
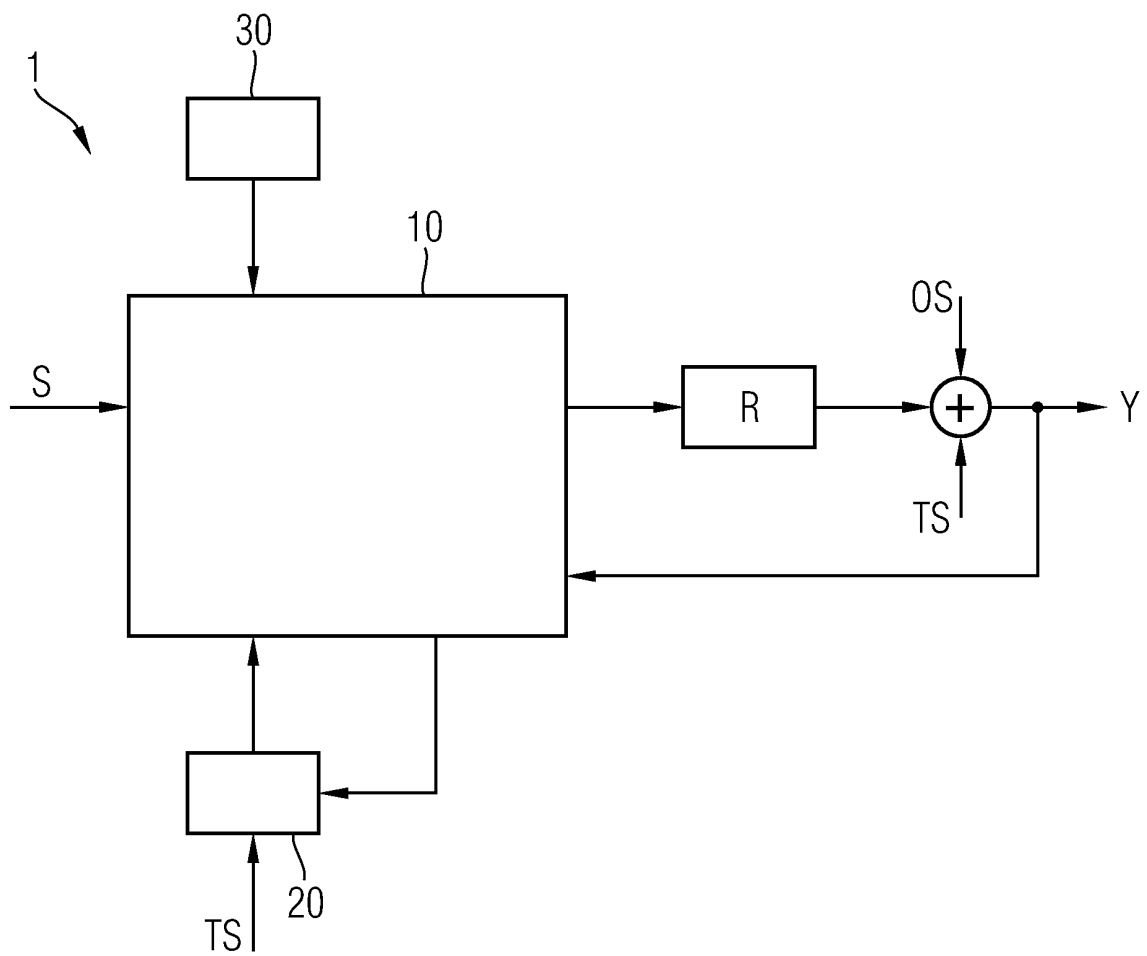


FIG 3



IN DER BESCHREIBUNG AUFGEFÜHRTE DOKUMENTE

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

In der Beschreibung aufgeführte Patentdokumente

- DE 102006047965 A1 [0005]