



(11)

EP 2 730 100 B1

(12)

EUROPÄISCHE PATENTSCHRIFT

(45) Veröffentlichungstag und Bekanntmachung des Hinweises auf die Patenterteilung:
16.10.2019 Patentblatt 2019/42

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

(21) Anmeldenummer: **12731461.5**

(86) Internationale Anmeldenummer:
PCT/EP2012/062999

(22) Anmeldetag: **04.07.2012**

(87) Internationale Veröffentlichungsnummer:
WO 2013/004733 (10.01.2013 Gazette 2013/02)

(54) HÖRGERÄT UND VERFAHREN ZUM ELIMINIEREN AKUSTISCHER RÜCKKOPPLUNGEN BEI VERSTÄRKUNG AKUSTISCHER SIGNALE

HEARING AID AND METHOD FOR ELIMINATING ACOUSTIC FEEDBACK IN THE AMPLIFICATION OF ACOUSTIC SIGNALS

APPAREIL AUDITIF ET PROCÉDÉ D'ÉLIMINATION DE RÉTROCOUPLAGES ACOUSTIQUES LORS DE L'AMPLIFICATION DE SIGNAUX ACOUSTIQUES

(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

(30) Priorität: **04.07.2011 DE 102011106634**

(43) Veröffentlichungstag der Anmeldung:
14.05.2014 Patentblatt 2014/20

(73) Patentinhaber: **Eberhard-Karls-Universität Tübingen
Universitätsklinikum
72076 Tübingen (DE)**

(72) Erfinder:
• **GOLL, Erich
71032 Böblingen (DE)**
• **DALHOFF, Ernst
72108 Rottenburg (DE)**
• **ZENNER, Hans-Peter
72070 Tübingen (DE)**

(74) Vertreter: **Witte, Weller & Partner Patentanwälte mbB
Postfach 10 54 62
70047 Stuttgart (DE)**

(56) Entgegenhaltungen:
**EP-A1- 2 071 873 US-A1- 2003 161 492
US-B1- 6 347 148**

EP 2 730 100 B1

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

Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren zum Einstellen einer Verstärkung eines Hörgeräts, das ein am Äußeren oder im Inneren eines Körpers eines Nutzers anordenbares Mikrofon, einen Lautsprecher und einen Signalprozessor aufweist. Die Erfindung betrifft ferner ein computerlesbares Speichermedium, das Befehle aufweist, die einen Signalprozessor veranlassen, das erfindungsgemäße Verfahren auszuführen. Außerdem betrifft die Erfindung ein Hörgerät mit einem entsprechenden Signalprozessor.

[0002] Bei konventionellen Hörhilfen bzw. -geräten tritt das Problem akustischer Rückkopplungen bei der Verstärkung akustischer (Eingangs-)Signale auf, indem ein Teil des verstärkten (Ausgangs-)Signals wieder auf das Mikrofon trifft, ein zweites Mal verstärkt und anschließend ausgegeben wird, wieder zum Mikrofon gelangt, wieder verstärkt wird und so weiter. Überschreitet die Verstärkung einen kritischen Wert, schaukelt sich das System immer weiter auf und es entsteht ein charakteristisches Pfeifen oder Piepsen. Dieser kritische Verstärkungswert ist für verschiedene Frequenzen unterschiedlich und hängt vom Rückkopplungspfad ab. Der Rückkopplungspfad ist eine Strecke, die das verstärkte Signal vom Lautsprecher zum Mikrofon zurücklegt. Diese Strecke entspricht bei nicht implantierten, externen Hörgeräten üblicherweise zumindest einem Teil des Außenohrs bzw. des Gehörgangs. Für externe Hörgeräte liegt die Frequenz, für welche die maximal mögliche Verstärkung minimal wird, bspw. im Bereich von 2-4 kHz. Dieser Frequenzbereich ist aber für eine Verständlichkeit von Sprache sehr wichtig.

[0003] Gegenwärtig werden verschiedene Methoden zur Rückkopplungsunterdrückung angewandt. Man kann z.B. die Verstärkung für hohe Frequenzen reduzieren. Dadurch wird das Signal im Hochfrequenzbereich einfach leiser.

[0004] Bei weiteren Methoden kommen statische oder dynamische Kerbfilter zum Einsatz, bei denen insbesondere die Frequenzen rund um eine Resonanzfrequenz des rückgekoppelten Systems stärker gedämpft werden.

[0005] Bei anderen Methoden wird mit einer Phasenauslöschung oder auch einer vorübergehenden Frequenzverschiebung zur Unterbrechung des Rückkopplungspfads gearbeitet.

[0006] Aus der EP 1 737 270 ist ein Verfahren zur Rückkopplungsunterdrückung bei einem Hörhilfegerät bekannt. Gemäß dem Verfahren wird zunächst ein Testsignal mittels eines Ausgangswandlers des Hörhilfegeräts abgegeben. Anschließend wird ein von dem abgegebenen Testsignal herrührendes Antwortsignal erfasst und ausgewertet. Auf der Grundlage dieses Antwortsignals werden schließlich Parameter einer Rückkopplungsverminderungseinrichtung eingestellt. Bei den Testsignalen handelt es sich um von dem Benutzer wahrnehmbare Informationssignale, wie z.B. die Ansage von Uhrzeiten, Terminen, etc. Während der Abgabe des

Testsignals ist der normale Signalpfad durch das Hörhilfegerät vorzugsweise unterbrochen oder zumindest stark gedämpft.

[0007] Ein prinzipieller Nachteil bei allen oben genannten herkömmlichen Verfahren ist, dass das akustische Eingangssignal durch die Rückkopplungsunterdrückung dauerhaft oder zeitweise verfälscht wird.

[0008] Aus der EP 2 071 873 A1 ist ein Verfahren der eingangs genannten Art bekannt, bei dem ein Testton erzeugt wird, der über einen Schalter wahlweise zu dem Umgebungsgeräusch hinzuaddiert und dann mit diesem über den Lautsprecher ausgegeben wird. Die Reflexion des Umgebungsgeräusches und des Testtons werden über das Mikrofon aufgenommen. Der Reflexionsanteil des Testtons wird mittels eines angepassten Filters erfasst. Aus diesem Reflexionsanteil werden Parameter für die Übertragungsfunktion des Hörgerätes berechnet, um eine Optimierung der Signalverstärkung und die Unterdrückung von Rückkopplungen zu bewirken.

[0009] Ein vergleichbares Verfahren beschreibt die US 2003/0161492 A1, bei dem zu bestimmten Zeiten das Hörgerät in einen Testmodus geschaltet wird, in dem für den Nutzer hörbare und/oder unhörbare Testtöne erzeugt und über den Lautsprecher ausgegeben werden. Aus den Reflexionssignalen der Testtöne wird eine Anpassung der frequenzabhängigen Verstärkung des Hörgerätes ermittelt.

[0010] Die vorliegende Erfindung hat die Aufgabe, Rückkopplungen im gesamten hörbaren Frequenzbereich zu verhindern, ohne eine Wahrnehmung des akustischen Eingangssignals zu beeinflussen, wobei gleichzeitig die maximal erzielbare Verstärkung bei allen Frequenzen deutlich erhöht wird.

[0011] Vor diesem Hintergrund wird ein Verfahren zum Einstellen einer frequenzabhängigen Verstärkung eines Hörgeräts gemäß Anspruch 1 vorgeschlagen.

[0012] Es versteht sich, dass anstatt des Reflexionsanteils auch eine äquivalente Größe, wie z.B. die Reflektanz R oder Ähnliches, gemessen werden kann, um den durch die Erfindung angestrebten Effekt zu bewirken.

[0013] Mit wenigen Messungen des Reflexionsanteils kann eine entsprechende Kurve berechnet werden, die für alle Frequenzen gilt. Wenn die frequenzabhängige Reflexionsanteilkurve bekannt ist, kann daraus unmittelbar auf die frequenzabhängige Durchgangsverstärkung g geschlossen werden, die wiederum ein Maß für eine maximal mögliche Verstärkung ist.

[0014] Da innerhalb weniger Sekunden jeweils eine neue aktualisierte Kurve zur Verfügung steht, kann die Verstärkung des Hörgeräts zeitnah und situativ angepasst werden. Das Hörgerät der Erfindung ist in der Lage, auf eine Veränderung der Situation (z.B. Bewegen einer Hand zum Ohr des Nutzers) schnell und zuverlässig zu reagieren, ohne dass es zu einem störenden Pfeifen oder Piepen kommt. Dies alles ist möglich, während die mögliche Verstärkung immer maximal gewählt ist. Die Verstärkung ist also situativ optimiert.

[0015] Bei einer bevorzugten Ausführungsform wird

der Ton mit einer Lautstärke ausgegeben, die so gewählt ist, dass der hörgeschädigte Nutzer den ausgegebenen Ton nicht hört.

[0016] Da hörgeschädigte Nutzer weniger gut als gesunde Nutzer hören, kann man sich diesen körperlichen Nachteil zu Nutze machen, indem die Lautstärke der (Test-)Töne so benutzer- und frequenzabhängig gewählt wird, dass der Nutzer durch die zusätzlich eingespeisten Testtöne nicht gestört wird. Im Idealfall nimmt der Nutzer die zusätzlich eingespeisten Töne also gar nicht wahr. Dies ist möglich, weil die Testtöne elektronisch viel besser und eindeutiger erkannt werden können als dies mit dem - in diesem Falle auch noch geschädigten - menschlichen Gehör möglich ist. Dabei kann die Lautstärke der Testtöne so eingestellt werden, dass die Amplituden der Testtöne innerhalb des für den Nutzer nicht hörbaren Bereichs maximiert werden. Dies führt zu einem höheren Rauschabstand der Testtöne und damit zu einer schnelleren und exakteren Ermittlung des Übertragungsverhaltens des Rückkopplungspfades.

[0017] Weiter ist es von Vorteil, wenn die Verfahrensschritte fortlaufend und wiederholt für mehrere diskrete Töne (einer Gruppe) unterschiedlicher spezifischer Frequenzen durchgeführt werden, und zwar vorzugsweise im Sekundenabstand.

[0018] Mit diesen diskreten Tönen lässt sich innerhalb kürzester Zeit die frequenzabhängige Reflexionsanteilskurve in beliebigen Frequenzbereichen berechnen. Da die (Test-)Töne vorzugsweise für den Nutzer nicht hörbar sind, können die Verfahrensschritte beliebig oft und beliebig kurz nacheinander ausgeführt werden, ohne den Nutzer des Hörgeräts zu stören.

[0019] In einem allerersten, nicht wiederkehrenden Schritt wird eine initiale Reflexionsanteilskurve für das hörbare Spektrum bestimmt, um Stützpunkte im Frequenzspektrum zu bestimmen, deren zugehörige Töne wiederkehrend, zwecks einer Aktualisierung auf eine momentane Reflexionsanteilskurve ausgegeben werden.

[0020] Dies bedeutet mit anderen Worten, dass man bei der Bestimmung der Reflexionsanteilskurve besonders signifikante bzw. charakteristische Punkte im Kurvenverlauf auswählt (z.B. Extrempunkte und Wendepunkte), die zur rechnerischen Bestimmung einer aktuellen Kurve mittels Interpolation besonders geeignet sind.

[0021] Weiter ist es von Vorteil, wenn die aktualisierte momentane Reflexionsanteilskurve basierend auf einer numerischen Kurvenanpassung bestimmt wird.

[0022] Die Rechenkapazität von heutigen Prozessoren ist so hoch, dass selbst komplexere und umfangreiche Berechnungen innerhalb kürzester Zeit durchgeführt werden können. Dies gilt auch für das Verfahren gemäß der Erfindung. Bei der Erfindung werden bspw. Mikroprozessoren eingesetzt, um diese Berechnungen schnell und zuverlässig durchzuführen.

[0023] Außerdem kann es von Vorteil sein, wenn sich die spezifischen Frequenzen von Stützpunkten um we-

niger als 3 Hz unterscheiden.

[0024] Bei einer Frequenzdifferenz von 3 Hz ist das menschliche Gehör nicht mehr in der Lage, die Töne voneinander zu unterscheiden. Der Nutzer hört, wenn überhaupt, lediglich einen Ton. Dies reduziert seine subjektive Störung, sofern er sie überhaupt hört.

[0025] Weiterhin ist es von Vorteil, wenn eine Auflösung einer Signalverarbeitung des Signalprozessors höher als die Auflösung des menschlichen Gehörs gewählt wird, so dass die spezifischen Frequenzen jedes Tons getrennt werden können.

[0026] Die oben genannte Aufgabe wird ferner durch ein computerlesbares Speichermedium gelöst, das Befehle aufweist, die einen Signalprozessor in einem Hörgerät mit einem Mikrofon und einem Lautsprecher veranlassen, das erfindungsgemäße Verfahren auszuführen.

[0027] Zusätzlich wird die oben genannte Aufgabe durch ein Hörgerät mit einem Mikrofon, einem Lautsprecher und einem Signalprozessor gelöst, der eingerichtet ist, das erfindungsgemäße Verfahren durchzuführen.

[0028] Ausführungsbeispiele der Erfindung sind in der Zeichnung dargestellt und werden in der nachfolgenden Beschreibung näher erläutert. Es zeigen:

- Fig. 1A eine schematische Darstellung eines menschlichen Ohrs;
- Fig. 1B ein Blockdiagramm eines Hörgeräts;
- Fig. 2 einen Graphen einer Reflektanzkurve;
- Fig. 3 eine Intensitätsverteilung eines unter Idealbedingungen reflektierten Tons; und
- Fig. 4 ein Flussdiagramm eines Verfahrens gemäß der Erfindung.

[0029] In Figur 1A ist ein menschliches Ohr einer normal hörenden Person schematisiert und teilweise geschnitten dargestellt. Schall (Töne und Geräusche) wird durch die Ohrmuschel gebündelt und entlang des Gehörgangs in Richtung des Trommelfells 12 geleitet. Der Schall trifft auf das Trommelfell 12 und wird in die Cochlea 14 (Innenohrschnecke) über ein System von Knochen 16 (Gehörknöchelchenkette bzw. Ossikelkette) übertragen, die als Hebel dienen, um eine Verstärkung und akustische Anpassungstransformation an einen Stempel bzw. eine Membran, genannt das "ovale Fenster", zu ermöglichen. Die Cochlea 14 ist eine spiralförmig gewundene Röhre ähnlich einem Schneckenhaus, die im abgewinkelten Zustand etwa 35 mm lang ist und die über den größten Teil ihrer gesamten Länge durch eine Zwischenwand unterteilt ist, genannt die "Basilarmembran". Eine untere Kammer der Cochlea wird "Scala Tympani" genannt, und eine obere Kammer wird "Scala Vestibuli" genannt. Die Cochlea 14 ist mit einem Fluid (Perilymphe) mit einer Viskosität gefüllt, die etwa der Viskosität von Wasser entspricht. Die Scala Tympani ist mit einer weiteren Membran 20, genannt "rundes Fenster", ausgestattet, das dazu dient, den Versatz des Fluids aufzunehmen, wenn das ovale Fenster 18 ausgelenkt wird.

[0030] Wenn das ovale Fenster 18 akustisch über die Gehörknöchelchen 16 betätigt wird, so wird korrespondierend dazu die Basilarmembran versetzt und diese vibriert durch die Bewegung des Fluids in der Cochlea. Der Versatz der Basilarmembran regt Haarzellen (Sinneszellen) an, die in einer besonderen Struktur auf der Basilarmembran liegen (nicht gezeigt). Bewegungen dieser Sinneshaare erzeugen elektrische Entladungen in Fasern des Hörnervs 22, und zwar durch die Vermittlung von Zellen des Spiralganglion, die in der Modiolus- oder Modiolarwand positioniert sind.

[0031] Das menschliche Ohr 10 lässt sich grob in drei Bereiche unterteilen, nämlich ein Außenohr 24, ein Mittelohr 26 und ein Innenohr 28.

[0032] Ein Druck der Gehörknöchelchen 16 auf das ovale Fenster 18 läuft als Schwingung die Scala Vestibuli hinauf zur Spitze der Schnecke 14 und über ein Schneckenloch (nicht dargestellt) entlang der Scala Tympani wieder hinab zum runden Fenster 20, das den eingetragenen Druck durch Dehnung bzw. Schwingung ausgleichen kann.

[0033] In Figur 1B ist ein stark vereinfachtes Blockdiagramm eines Hörsystems bzw. -geräts 30 veranschaulicht. Einige der dargestellten Systemkomponenten sind nahezu allen Hörgeräten gemein. Umgebungsschall 32 (Geräusche und Töne) wird über ein Mikrofon 34 aufgenommen. Dabei entstehende elektrische (Eingangs-)Signale 36 werden an einen (Schall-)Signalprozessor bzw. Signalverarbeitungsprozessor 38 weitergeleitet. Dort werden sie verarbeitet und in solche elektrische Signale 40 umgewandelt, die ein Lautsprecher 42 in Form von verstärkten Ausgabegeräuschen 46 an das Ohr 10 bzw. den Gehörnerv 22 weiterleiten kann. Zur Signalverarbeitung und Signalübertragung ist Energie von einer Energiequelle 44 notwendig, die z.B. durch einen Akkumulator bereitgestellt werden kann. Je nachdem, ob alle Komponenten des Hörgeräts 30 im bzw. am Schädel des Patienten angeordnet sind, spricht man von Vollimplantaten, Teilimplantaten oder externen Geräten. Bei Vollimplantaten sind alle Komponenten in den Kopf des Patienten integriert. Die vorliegende Erfindung lässt sich auf alle Varianten anwenden. Es ist aber bevorzugt, so viel wie möglich herkömmliche und bekannte Komponenten zu verwenden. Auf diese Weise lässt sich eine flächendeckende technische Versorgung und Unterstützung gewährleisten. So ist es z.B. denkbar, dass man bekannte Mikrofone und Signalprozessoren verwendet, die entsprechende klinische Studien bereits erfolgreich durchlaufen haben. Die vorliegende Entwicklung beschäftigt sich im Wesentlichen mit der Signalbearbeitung und -verstärkung mittels des Signalprozessors 38.

[0034] Die Erfinder haben erkannt, dass durch eine (wiederkehrende) Messung eines Reflexionsanteils (äquivalent Reflexionskoeffizient oder Reflexionsfaktor), die vom spezifischen Rückkopplungspfad (insbesondere dem Gehörgang eines Nutzers) abhängt, eine (akustische) Rückkopplung im gesamten hörbaren Frequenzbereich verhindert werden kann, ohne die Wahrnehmung

des akustischen Eingangssignals (Umgebungsgeräusch) zu beeinflussen. Gleichzeitig wird eine maximal erzielbare Verstärkung bei allen Frequenzen deutlich erhöht.

[0035] Die Reflektanz R, die oft auch als Reflexionsvermögen, Reflektivität oder Reflexionsgrad bezeichnet wird, ist das Verhältnis zwischen einer reflektierten und einer einfallenden Intensität als Energiegröße, z.B. bei Schallwellen (Schalldruck, Schallfeldgröße). Hierbei handelt es sich um eine gestörte Ausbreitung der Wellen. Die Reflektanz lässt sich nach der folgenden Gleichung GL1 bestimmen:

$$\text{GL1} \quad R = P_r/P_0$$

wobei R die Reflektanz, P_r die reflektierte Leistung und P_0 die einfallende Leistung ist.

[0036] Unter der Reflektanz wird im Allgemeinen auch ein gestreutes Zurückwerfen einer Größe, bspw. einer diffusen Reflexion von Licht an einer rauen, nicht spiegelnden Fläche, verstanden.

[0037] Eine Obergrenze für eine Gesamtverstärkung G des Hörgeräts 30, die durch mehrfache Verstärkerdurchläufe erreicht wird, ist durch die Gleichung GL2 gegeben:

$$\text{GL2} \quad G = g/(1-r_g)$$

wobei g die Durchlaufverstärkung bei einem Verstärkerdurchlauf und r der Reflexionsanteil einer Schallwelle ist, die von dem Lautsprecher 42 (vgl. Fig. 1B) zurück zum Mikrofon 34 gelangt. Ferner gilt dabei die Gleichung GL3:

$$\text{GL3} \quad r_g < 1.$$

[0038] Für die Umkehrbeziehung gilt die Gleichung GL4:

$$\text{GL4} \quad g = 1/(1+r_g G).$$

[0039] Wenn das Produkt der Reflexion und der Durchlaufverstärkung größer oder gleich 1 ist ($r_g \geq 1$) divergiert die Gesamtverstärkung G. Eine derartige Divergenz entspricht einer Resonanzkatastrophe (Pfeifen im Hörgerät). Dies gilt es zu vermeiden. Es ist daher nicht trivial, die Durchlaufverstärkung g so einzustellen, dass eine stabile Gesamtverstärkung G erreicht wird, da sich der Reflexionsanteil r in Abhängigkeit von externen Parametern so ändern kann, dass die Gesamtverstärkung G stark abfällt (z.B. wenn r fällt) oder über alle Maße steigt (für steigendes r). Als externer Parameter kann z.B. schon das physische Berühren des Ohrs des Benutzers mit seiner Hand angesehen werden. In diesem Fall kann

es zu einer merklichen Deformation des Gehörgangs kommen, die in einer Änderung des (akustischen) Rückkopplungspaths resultiert.

[0040] Die Erfinder haben erkannt, dass es von Vorteil ist, den frequenzabhängigen Reflexionsanteil $r(f)$ fortlaufend und wiederkehrend (das heißt periodisch) zu bestimmen. Wenn der frequenzabhängige Reflexionsanteil r zu jedem Zeitpunkt hinreichend genau bekannt ist und die Durchlaufverstärkung g aufgrund dieser Kenntnis automatisch nachgeregelt wird, ist eine deutlich höhere (stabile) Gesamtverstärkung G möglich. Zu diesem Zweck wird der Reflexionsanteil r während des laufenden Betriebs des Hörgeräts 30 gemessen, und zwar für mehrere diskrete Frequenzen bzw. Frequenzkanäle. Diese Mehrkanalmessung ermöglicht eine Interpolation des Frequenzverlaufs des Reflexionsanteils $r(f)$.

[0041] In Fig. 2 ist ein frequenzabhängiger Verlauf des Reflexionsanteils $r(f)$ als Graph 60 gezeigt. Die Reflektanz R entspricht gemäß der Gleichung GL5 dem Quadrat des Reflexionsanteils r :

$$\text{GL5} \quad R = r^2$$

[0042] Die Reflektanz R stellt eine zum Reflexionsanteil r äquivalente Größe dar. Der Reflexionsanteil r ist über das hörbare Frequenzspektrum (hier exemplarisch von 0 bis 30 kHz) aufgetragen. Der Reflexionsanteil r kann Werte zwischen 0 % und 100 % annehmen. Wenn der Reflexionsanteil r 100 % beträgt, wird das Signal vollständig reflektiert. Wenn der Reflexionsanteil r 0 % beträgt, wird das Signal vollständig absorbiert und/oder durchgelassen (Absorption und/oder Transmission).

[0043] Der Graph 60 der Fig. 2 zeigt eine ursprüngliche Reflexionsanteilkurve r_{initial} , die, vorzugsweise unter Laborbedingungen, in einem allerersten Schritt, bestimmt wird. Die Reflexionsanteilkurve r_{initial} wird bspw. beim erstmaligen Anlegen des Hörgeräts 30 gemessen. Der Verlauf der Reflexionsanteilkurve r_{initial} hängt zum einen von der momentanen Ausformung des Gehörgangs des Nutzers und zum anderen von technischen Parametern des Hörgeräts 30 ab. Die Reflexionsanteilkurve r_{initial} sieht für jeden Nutzer anders aus. Schon allein der Austausch einer Komponente des Hörgeräts 30, wie z.B. die Verwendung eines anderen Mikrofons 34 oder eines anderen Lautsprechers 42 kann den (ansonsten charakteristischen) Verlauf der ursprünglichen Reflexionsanteilkurve r_{initial} verändern.

[0044] Die ursprüngliche Reflexionsanteilkurve r_{initial} wird verwendet, um Stützpunkte S auszuwählen, die für eine spätere Interpolation geeignet sind. In der Fig. 2 sind exemplarisch acht Stützpunkte S1-S8 gezeigt. Die ersten drei Stützpunkte S1-S3 sitzen bei Extrempunkten. Die Stützpunkte S1 und S3 sitzen bei Minima. Der Stützpunkt S2 sitzt bei einem Maximum zwischen den Minima. Die Stützpunkte S4-S7 sitzen im Bereich von Wendepunkten. Der Stützpunkt S8 sitzt bei einer frei wählbaren

Obergrenze für hohe Frequenzen f .

[0045] Jeder Stützpunkt S_i entspricht einer diskreten spezifischen Frequenz f_i . Um eine Änderung des Reflexionsanteils r über die Zeit verfolgen zu können, wählt man einige Stützpunkte S_i , üblicherweise zehn bis zwanzig Stützpunkte S_i , aus, die vorzugsweise charakteristische Punkte des Kurvenverlaufs darstellen, und bestimmt dann den zugehörigen diskreten Reflexionsfaktor $r(f_i)$, z.B. alle 3 bis 5 s.

[0046] Zurückkehrend zur Fig. 2 können also die diskreten frequenzabhängigen Reflexionsanteile $r(f_i)$ für die gezeigten exemplarischen acht Stützpunkte S1-S8 bzw. für deren zugehörige Frequenzen f_1 - f_8 bestimmt werden. Die Stützpunkte können gleichzeitig oder sukzessiv bestimmt werden, wobei dann die tatsächliche Reihenfolge keine Rolle spielt. Um einen diskreten frequenzabhängigen Reflexionsfaktor zu bestimmen, kann über den Lautsprecher 42 (vgl. Fig. 1B) ein Ton mit dieser spezifischen Frequenz f_i ausgegeben werden. Dieser Ton bzw. seine Reflexion im Gehörgang wird mit dem Mikrofon 34 erfasst. Im Idealfall, d.h. wenn keine Umgebungsgeräusche 32 vorhanden sind, kann aus einer Intensität des Reflexionssignals 48 der Reflexionsfaktor r direkt bestimmt werden.

[0047] In der Fig. 3 ist eine - idealisiert dargestellte - Intensitätsverteilung des Reflexionssignals 48 bei einer spezifischen Frequenz f_i gezeigt, wie sie vom Mikrofon 34 erfasst wird, wenn keine Umgebungsgeräusche 32 vorhanden sind. Die Intensität I des Reflexionssignals 48 ist in der Fig. 3 auf eine Intensität des Ausgabesignals bzw. - geräuschs 46 (vgl. Fig. 1B) normiert. Es versteht sich, dass das Reflexionssignal bzw. - geräusch 48 in der Praxis vom Umgebungsgeräusch 32 überlagert ist, so dass der Testton aus dem tatsächlich erfassten Geräusch (Analysegeräusch) mittels Filtern, Berechnung etc. extrahiert werden muss. Dies bedeutet, dass der extrahierte Testton in dem an den Verstärker weitergeleiteten Signal nicht mehr enthalten ist. Vorzugsweise wird daher ein kontinuierlicher Testton gesendet, da der Rauschanteil dann durch eine scharfbandige Filterung bei der Sendefrequenz gering gehalten werden kann. Je scharfbandiger die Filterung ist, desto länger ist eine Integrationszeit und damit auch eine Reaktionszeit auf Änderungen des Reflexionsanteils bzw. -koeffizienten. Es empfiehlt sich, hier einen geeigneten Kompromiss zu wählen.

[0048] Zurückkehrend zur Fig. 2 kann mittels Interpolation, insbesondere bei Kenntnis der ursprünglichen Reflexionsfaktorkurve r_{initial} , ein tatsächlicher momentaner Verlauf der Reflexionsfaktorkurve errechnet werden, und zwar für jede beliebige Frequenz aus dem hörbaren Spektrum. Diese momentane Reflexionsfaktorkurve kann zur Optimierung der frequenzabhängigen Verstärkung g herangezogen werden. Die Durchlaufverstärkung g kann frequenzabhängig angepasst werden, so dass das unerwünschte Pfeifen oder Piepsen vollständig verhindert wird, trotz maximal möglicher Verstärkung.

[0049] Bezug nehmend auf Fig. 4 ist ein Flussdia-

gramm eines erfindungsgemäßen Verfahrens 100 gezeigt. Das Verfahren 100 weist mehrere Schritte 110 bis 124 auf.

[0050] In einem ersten Schritt 110 wird eine initiale Reflexionsanteilskurve (vgl. Fig. 2) bestimmt. Die initiale Reflexionsanteilskurve unterstützt die Berechnung einer aktualisierten Kurve und vereinfacht die Bestimmung von Stützpunkten S_i für die Interpolation der Kurve durch den Einsatz von elektronischen Recheneinheiten, wie z.B. unter Einsatz des Signalprozessors 38 der Fig. 1B, der in einem (nicht dargestellten) Datenspeicher ein Programm gespeichert hat, das Befehle zur Durchführung des Verfahrens 100 der Erfindung enthält.

[0051] Nachdem die Stützpunkte S_i bestimmt sind, können entsprechende diskrete Töne - vorzugsweise gleichzeitig - eingespeist werden, wie es im Schritt 112 gezeigt ist. Alternativ können die Töne auch nacheinander eingespeist werden. Das Bestimmen der Stützpunkte S_i stellt eine Möglichkeit dar, wie man einen Ton mit einer diskreten spezifischen Frequenz f_i auswählen kann. Es versteht sich, dass die Töne mit ihren spezifischen Frequenzen f_i auch auf eine andere Weise ausgewählt werden können. So können alternativ z.B. Töne mit fest vorgegebenen Frequenzabständen eingespeist werden, ohne dass der Verlauf der Kurve berücksichtigt wird. Es ist aber von Vorteil, wenn die Töne so gewählt werden, dass der Verlauf der Reflexionsanteilskurve mathematisch möglichst einfach - und somit datentechnisch schnell - bestimmbar ist.

[0052] In einem weiteren Schritt 114 wird mit der Sensoreinheit 34 (vgl. Fig. 1B) ein zu analysierendes Geräusch erfasst. Dieses Analysegeräusch entspricht im Idealfall (ausschließlich) einer Reflexion des im Schritt 112 eingespeisten Tons. Der Idealfall setzt voraus, dass sonst keine weiteren Umgebungsgeräusche vorhanden sind. In der Praxis wird dies anders sein. In der Praxis wird ein Umgebungsgeräusch 32 vorhanden sein, das die Reflexion des eingespeisten Tons überlagert.

[0053] Optional kann ein Umgebungsgeräusch z.B. mittels Filtern unterdrückt oder rechnerisch eliminiert werden. Dies ist insbesondere möglich, wenn man die Frequenz des reflektierten Tons kennt.

[0054] In den Schritten 116 und 118 wird der Reflexionsanteil des reflektierten Tons mit der spezifischen Frequenz extrahiert und bestimmt. Dieser Reflexionsanteil kann zur Berechnung einer für alle Frequenzen gültigen Reflexionsanteilskurve verwendet werden. Aus diesem Wert kann auch die Durchgangsverstärkung g bei der spezifischen Frequenz f_i direkt bestimmt werden. Die Durchgangsverstärkungen $g(f)$ für andere Frequenzen lassen sich aus der Reflexionsanteilskurve $r(f)$ bestimmen.

[0055] In einem optionalen Schritt 119 kann abgefragt werden, ob weitere Töne für eine aktualisierte Reflexionsanteilskurve erforderlich sind. Wenn weitere Töne (Stützpunkte mit spezifischen diskreten Frequenzen) erforderlich sind, kehrt man zum Schritt 112 zurück. Sind keine weiteren Töne im Schritt 119 erforderlich, kann in

einem Schritt 120 abgefragt werden, ob eine neue aktualisierte Reflexionsanteilskurve benötigt wird. Wenn eine neue Kurve benötigt wird, können in einem optionalen Schritt 122 geeignete, neue Stützpunkte basierend auf der aktuellen Kurve bestimmt werden. Danach kehrt man zum Schritt 112 zurück und beginnt das eben beschriebene Verfahren von vorn. Der Prozess wird fortlaufend wiederholt, wobei die Anpassung der Verstärkung gegebenenfalls auf einen schleichenden Mittelwert zurückgreifen kann.

[0056] Wenn in der Abfrage 120 keine neue aktualisierte Kurve benötigt wird, endet das Verfahren in einem Schritt 124, z.B. wenn das Hörgerät 30 abgeschaltet wird.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Einstellen einer frequenzabhängigen Verstärkung eines Hörgeräts (30), das ein am Äußeren und/oder im Inneren eines Körpers eines hörgeschädigten Nutzers anordenbares Mikrofon (34) zur Erfassung von Umgebungsgeräuschen (32), einen Lautsprecher (42) zur Ausgabe eines frequenzabhängig verstärkten Umgebungsgeräusches (32), einen Signalverarbeitungsprozessor (38), einen Datenspeicher und einen Energiespeicher (44) aufweist, wobei der Signalverarbeitungsprozessor (38) eingerichtet ist, die erfassten Umgebungsgeräusche (32) für den hörgeschädigten Nutzer des Hörgeräts (30) hörbar zu verstärken und die Verstärkung frequenzabhängig automatisch nachzuregeln, mit den folgenden Schritten:

Auswählen eines Tons mit einer spezifischen Frequenz ($f_1, \dots, f_n$);

Ausgeben des Tons über den Lautsprecher (42);

Erfassen eines Analysegeräusches, das das Umgebungsgeräusch (32), sofern vorhanden, und eine Reflexion (48) eines Ausgabegeräusches (46), das über den Lautsprecher (42) ausgegeben wird, umfasst, mit dem Mikrofon (34);

Extrahieren einer Reflexion des ausgegebenen Tons aus dem erfassten Analysegeräusch;

Bestimmen eines Reflexionsanteils ($S_1, \dots, S_n$) für die spezifische Frequenz ($f_1, \dots, f_n$) des ausgegebenen Tons; und

frequenzspezifisches Anpassen der Verstärkung basierend auf dem so bestimmten Reflexionsanteil;

wobei in einem allerersten, nicht wiederkehrenden Schritt eine initiale Reflexionsanteilskurve (r_{initial}) für das hörbare Spektrum bestimmt wird, um Stützpunkte im Frequenzspektrum zu bestimmen, deren zugehörigen Töne wiederkehrend, zwecks einer Aktualisierung einer momentanen Reflexionsanteilskurve ausgegeben werden.

2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei der Ton mit einer Lautstärke ausgegeben wird, die so gewählt ist, dass der hörgeschädigte Nutzer den ausgegebenen Ton nicht hört.
3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, wobei die Verfahrensschritte fortlaufend und wiederholt für mehrere diskrete Töne unterschiedlicher spezifischer Frequenzen durchgeführt werden.
4. Verfahren nach Anspruch 3, wobei die Verfahrensschritte im Sekundenabstand wiederholt werden.
5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, wobei die aktualisierte momentane Reflexionsanteilskurve basierend auf einer numerischen Kurvenanpassung bestimmt wird.
6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, das ferner die weiteren Schritte aufweist:
 - Auswählen von mindestens zwei Tönen, die eine Tongruppe bilden;
 - gleichzeitiges Ausgeben der Töne über den Lautsprecher;
 - Erfassen der Töne mittels des Mikrofons;
 - Bestimmen des frequenzabhängigen Reflexionsanteils für zumindest einen der Töne der Tongruppe; und
 - Anpassen der Verstärkung mittels dem oder der so bestimmten Reflexionsanteilen.
7. Verfahren nach Anspruch 6, wobei zwei dicht nebeneinander liegende Töne ausgewählt werden, welche die Tongruppe bilden.
8. Verfahren nach Anspruch 6 oder 7, wobei die Tongruppe aus genau zwei unterschiedlichen Tönen besteht und wobei die spezifischen Frequenzen der Töne der Tongruppe gerade so weit auseinander liegen, dass das menschliche Gehör die zugehörigen spezifischen Frequenzen (f_i) nicht mehr unterscheiden kann, so dass für das menschliche Gehör eine Schwebung stattfindet.
9. Verfahren nach einem der Ansprüche 6 bis 8, wobei sich die spezifischen Frequenzen der Töne der jeweiligen Tongruppe um weniger als 3 Hz unterscheiden.
10. Verfahren nach einem der Ansprüche 6 bis 9, wobei eine Auflösung einer Signalverarbeitung des Signalverarbeitungsprozessors höher als die Auflösung des menschlichen Gehörs gewählt wird, so dass die spezifischen Frequenzen jedes Tons getrennt werden können.
11. Computerlesbares Speichermedium, das Befehle

aufweist, die einen Signalprozessor (38) in einem Hörgerät (30) mit einem Mikrofon (34) und einem Lautsprecher (42) veranlassen, das Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 10 auszuführen.

12. Hörgerät (30) mit einem Mikrofon (34), einem Lautsprecher (42) und einem Signalprozessor (38), der eingerichtet ist, das Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 10 durchzuführen.

Claims

1. A method for setting a frequency-dependent gain for a hearing aid (30) comprising a microphone (34) which can be arranged on the outside and/or inside of a body of a hearing-impaired user for capturing ambient noise (32), a loudspeaker (42) for outputting the ambient noise (32) amplified on a frequency-basis, a signal-processing processor (38), a data memory and an energy storage (44), wherein the signal processing processor (38) is configured to amplify the captured ambient noises (32) so that they are audible to the hearing-impaired user of the hearing aid (30) and to automatically re-adjust the gain in a frequency-dependent manner, the method comprising the following steps:

- selecting a tone with a specific frequency (f_1 , ..., f_n);
- supplying the tone via the loudspeaker (42);
- capturing with the microphone (34) an analysis noise, which comprises the ambient noise (32), if existent, and a reflection (48) of an output noise (46) being output via the loudspeaker (42);
- extracting a reflection of the supplied tone from the captured analysis noise;
- determining a reflection component (S_1 , ..., S_n) for the specific frequency (f_1 , ..., f_n) of the tone; and
- adjusting the gain in a frequency-specific manner on the basis of the so-determined reflection component;

wherein in a first, non-recurrent step an initial reflection component curve (r_{initial}) is determined for the audible spectrum in order to determine discrete points in the frequency spectrum which have associated tones which are recurrently supplied for the purpose of updating an instantaneous reflection component curve.

2. The method as claimed in claim 1, wherein the tone is supplied at a volume that is chosen such that the hearing-impaired user does not hear the supplied tone.
3. The method as claimed in claim 1 or 2, wherein the

method steps are performed continuously and repeatedly for a plurality of discrete tones at different specific frequencies.

4. The method as claimed in claim 3, wherein the method steps are repeated at intervals of one second. 5
5. The method as claimed in any of claims 1 to 4, wherein an updated instantaneous reflection component curve is determined on the basis of numerical curve adaptation. 10
6. The method as claimed in any of claims 1 to 5, which further comprises the following steps: 15
 - selecting at least two tones, which form a characteristic tone group;
 - simultaneously supplying the tones via the loudspeaker;
 - capturing the tones with the microphone;
 - determining the frequency-dependent reflection component for at least one of the tones of the tone pair; and
 - adapting the gain by means of the reflection component(s) determined in this manner. 20
7. The method as claimed in claim 6, wherein two tones which are close together form a characteristic tone group. 25
8. The method as claimed in claim 6 or 7, wherein the tone group consists of exactly two different tones and wherein the specific frequencies of the tones of the characteristic tone group are just so far apart that human hearing can no longer distinguish the associated specific frequencies (f_i), so that beating occurs for the human hearing. 30
9. The method as claimed in any of claims 6 to 8, wherein the specific frequencies of the tones of the respective tone group differ by less than 3 Hz. 35
10. The method as claimed in any of claims 6 to 9, wherein a resolution of signal processing by the signal-processing processor is selected to be higher than the resolution of human hearing so that the specific frequencies of each tone are separable. 40
11. A computer-readable storage medium comprising commands that prompt a signal processor (38) in a hearing aid (30) comprising a microphone (34) and a loudspeaker (42) to carry out the method as claimed in any of claims 1 to 10. 45
12. A hearing aid (30) comprising a microphone (34), a loudspeaker (42) and a signal processor (38) that is configured to perform the method as claimed in any of claims 1 to 10. 50

Revendications

1. Procédé de réglage d'une amplification dépendant de la fréquence d'un appareil auditif (30), qui présente un microphone (34) pouvant être disposé sur l'extérieur et/ou à l'intérieur d'un corps d'un utilisateur malentendant pour la détection de bruits ambiants (32), un haut-parleur (42) pour l'émission d'un bruit ambiant amplifié en fonction de la fréquence (32), un processeur de traitement de signal (38), une mémoire de données et un accumulateur d'énergie (44), dans lequel le processeur de traitement de signal (38) est conçu de façon à amplifier les bruits ambiants détectés (32) de façon audible pour l'utilisateur malentendant de l'appareil auditif (30) et ajuster automatiquement l'amplification en fonction de la fréquence, présentant les étapes suivantes: 55
 - sélectionner un son, ayant une fréquence spécifique ($f_1, \dots, f_n$);
 - émettre le son via le haut-parleur (42);
 - détecter un bruit d'analyse, qui comprend le bruit ambiant (32), s'il est présent, et une réflexion (48) du bruit d'émission (46), qui est émis via le haut-parleur (42), avec le microphone (34);
 - extraire une réflexion du son émis hors du bruit d'analyse détecté;
 - déterminer une part de réflexion ($S_1, \dots, S_n$) pour la fréquence spécifique ($f_1, \dots, f_n$) du son émis; et
 - adapter de façon spécifique en fréquence l'amplification en se basant sur la part de réflexion ainsi déterminée;
 - dans lequel on détermine dans une toute première étape non récurrente une courbe de la part de réflexion initiale (r_{initial}) pour le spectre audible, afin de déterminer des points d'appui dans le spectre de fréquences, dont les sons correspondants sont émis de façon récurrente dans le but d'une actualisation d'une courbe de la part de réflexion instantanée.
2. Procédé selon la revendication 1, dans lequel on émet le son avec une intensité sonore, qui est choisie de telle manière que l'utilisateur malentendant n'entende pas le son émis.
3. Procédé selon une revendication 1 ou 2, dans lequel on exécute les étapes de procédé de façon continue et répétée pour plusieurs sons discrets de différentes fréquences spécifiques.
4. Procédé selon la revendication 3, dans lequel on répète les étapes de procédé à des intervalles d'une seconde.
5. Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 4, dans lequel on détermine la courbe de la part

de réflexion instantanée actualisée en se basant sur une adaptation numérique de la courbe.

6. Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 5, qui présente en outre les étapes supplémentaires suivantes: 5
 - sélectionner au moins deux sons, qui forment un groupe sonore;
 - émettre simultanément les sons via le haut-parleur; 10
 - détecter les sons au moyen du microphone;
 - déterminer la part de réflexion dépendant de la fréquence pour au moins un des sons du groupe sonore; et 15
 - adapter l'amplification au moyen de la ou des part(s) de réflexion ainsi déterminée(s).
7. Procédé selon la revendication 6, dans lequel on sélectionne deux sons proches l'un de l'autre, qui forment le groupe sonore. 20
8. Procédé selon une revendication 6 ou 7, dans lequel le groupe sonore se compose exactement de deux sons différents et dans lequel les fréquences spécifiques des sons du groupe sonore sont précisément tellement éloignées l'une de l'autre que l'ouïe humaine ne puisse plus différencier les fréquences spécifiques correspondantes (fi), de telle manière qu'il se produise un battement pour l'ouïe humaine. 25
30
9. Procédé selon l'une quelconque des revendications 6 à 8, dans lequel les fréquences spécifiques des sons du groupe sonore respectif diffèrent de moins de 3 Hz. 35
10. Procédé selon l'une quelconque des revendications 6 à 9, dans lequel on choisit une résolution d'un traitement de signal du processeur de traitement de signal plus élevée que la résolution de l'ouïe humaine, de telle manière que les fréquences spécifiques de chaque son puissent être séparées. 40
11. Support de mémoire lisible à la machine, qui présente des instructions, qui commandent à un processeur de signal (38) dans un appareil auditif (30) avec un microphone (34) et un haut-parleur (42) d'exécuter le procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 10. 45
50
12. Appareil auditif (30) avec un microphone (34), un haut-parleur (42) et un processeur de signal (38), qui est conçu pour exécuter le procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 10. 55

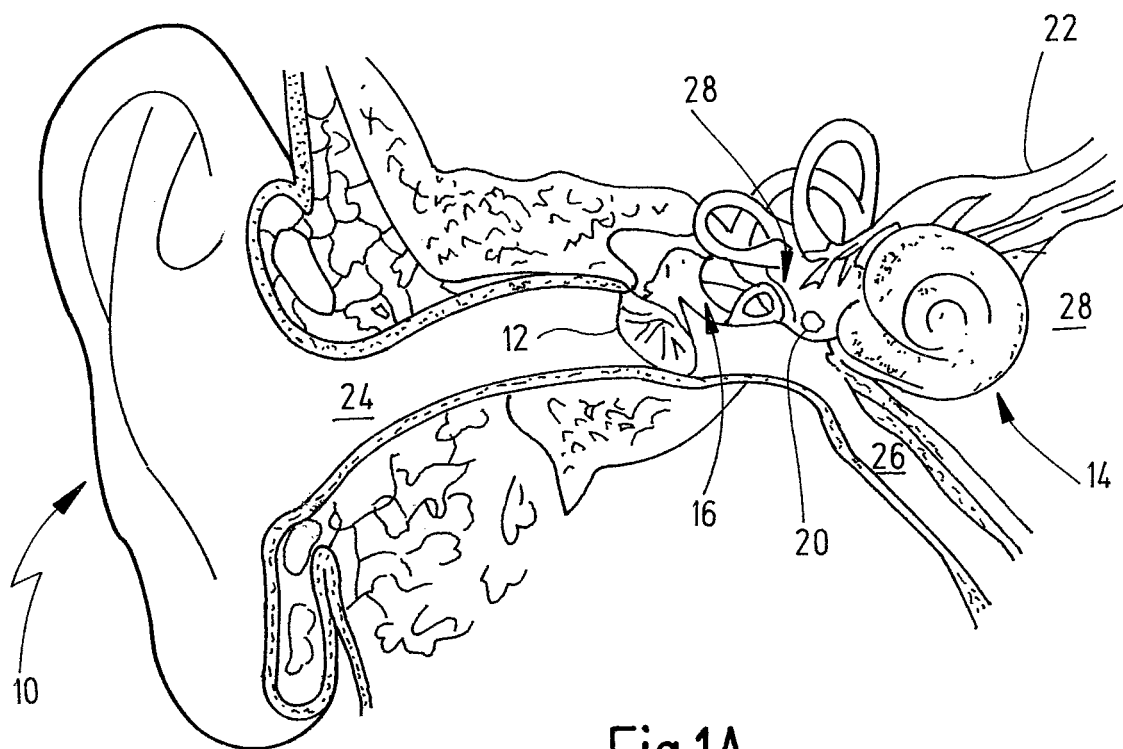


Fig.1A

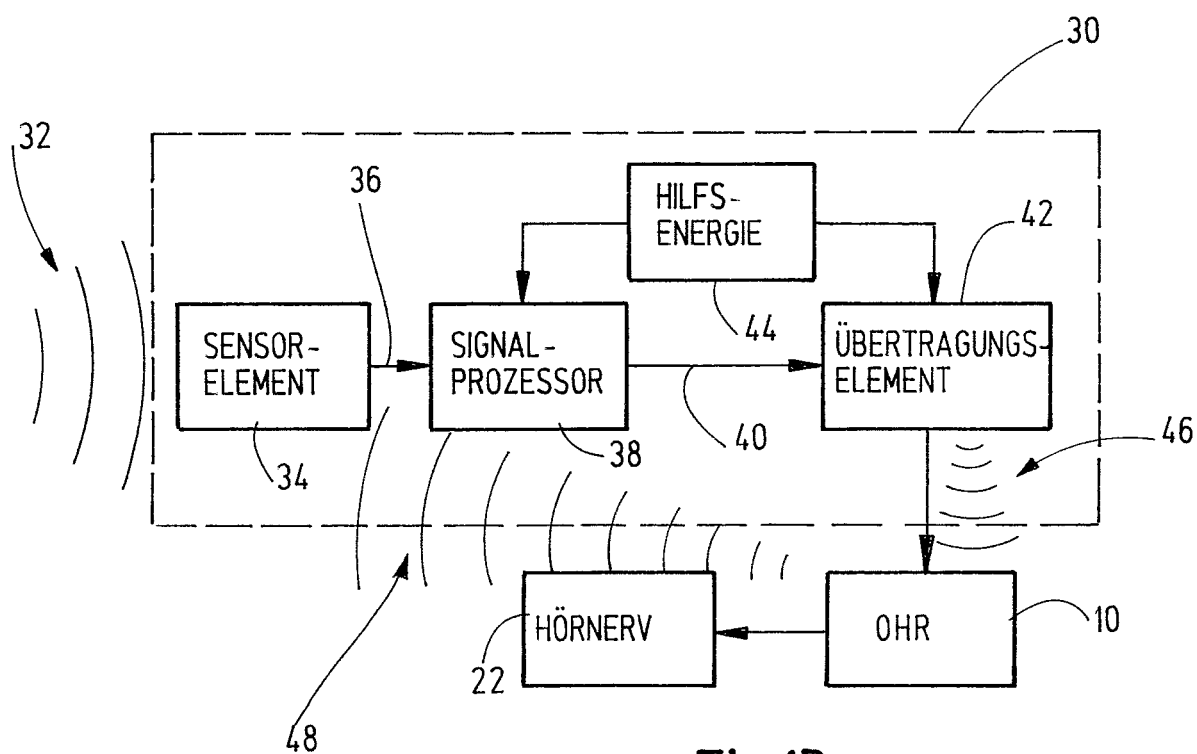
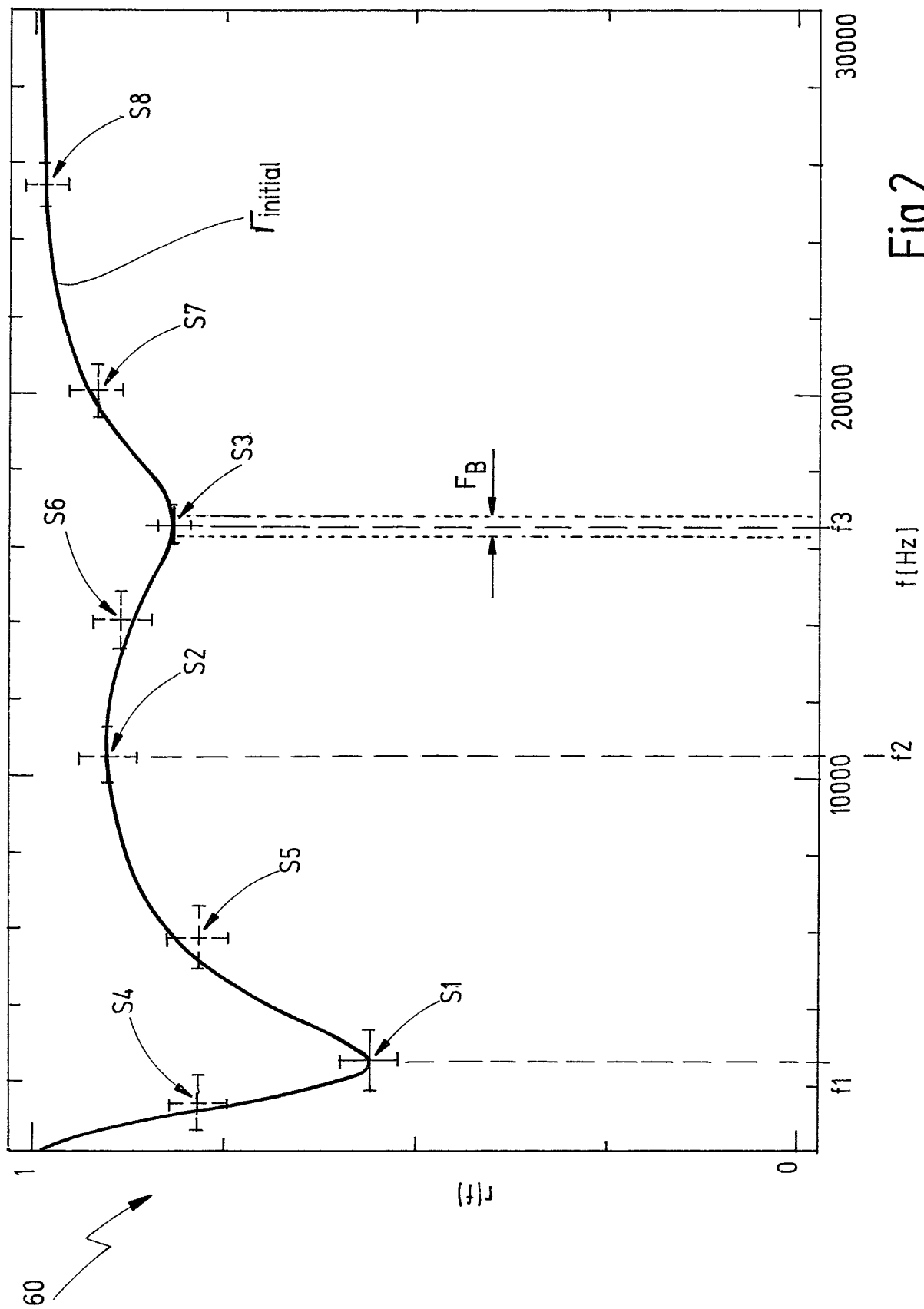


Fig.1B



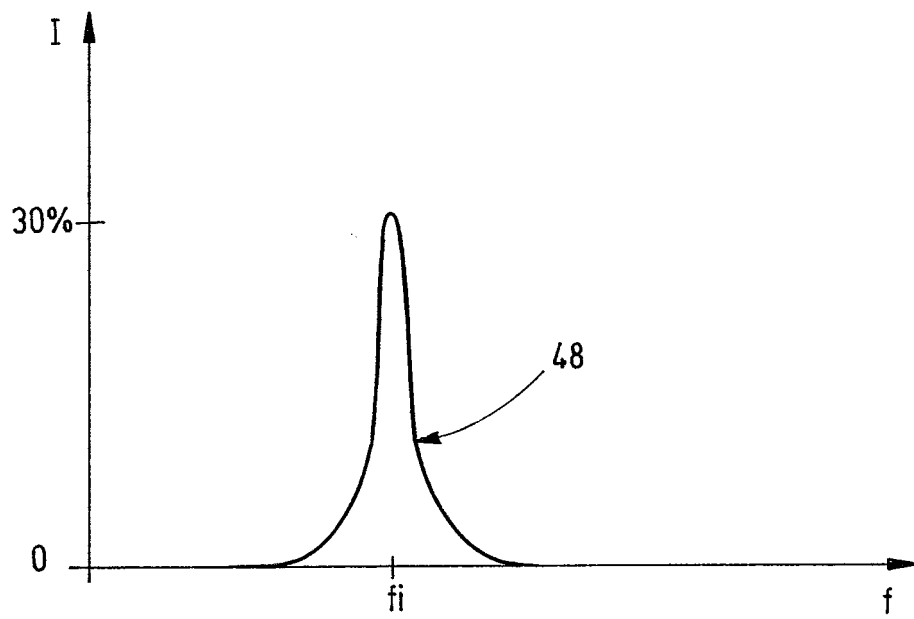


Fig.3

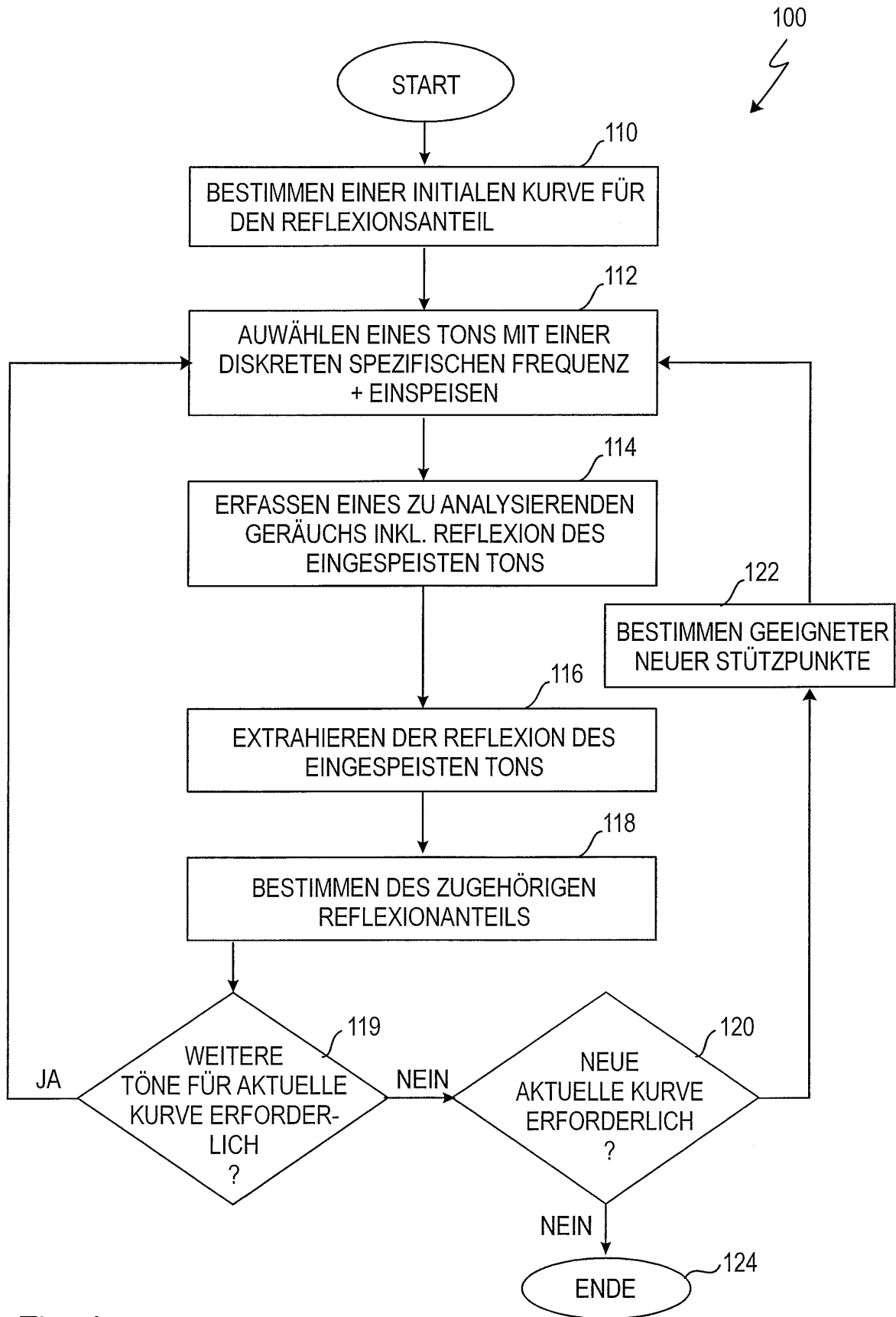


Fig. 4

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 1737270 A [0006]
- EP 2071873 A1 [0008]
- US 20030161492 A1 [0009]