



(12) **EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

(43) Veröffentlichungstag:
07.02.2007 Patentblatt 2007/06

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

(21) Anmeldenummer: **06113289.0**

(22) Anmeldetag: **28.04.2006**

(84) Benannte Vertragsstaaten:
AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR HU IE IS IT LI LT LU LV MC NL PL PT RO SE SI SK TR
Benannte Erstreckungsstaaten:
AL BA HR MK YU

(71) Anmelder: **Siemens Audiologische Technik GmbH**
91058 Erlangen (DE)

(72) Erfinder: **Chalupper, Josef**
85307 Paunzhausen (DE)

(30) Priorität: **02.05.2005 DE 102005020317**

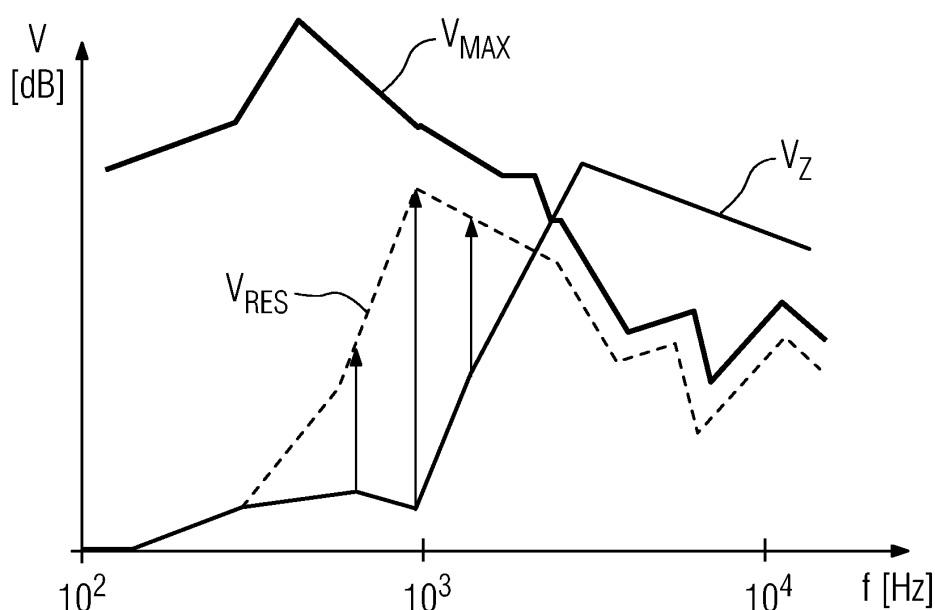
(74) Vertreter: **Berg, Peter**
Siemens AG
Postfach 22 16 34
80506 München (DE)

(54) **Automatische Verstärkungseinstellung bei einem Hörhilfegerät**

(57) Bei einem Hörhilfegerät (4, 10) soll eine Verbesserung der Sprachverständlichkeit eines durch das Hörhilfegerät (4, 10) übertragenen Sprachsignals erfolgen. Hierzu ist vorgesehen, zumindest bei einer ersten und einer zweiten Frequenz eines Eingangssignals eine maximale Verstärkung (V_{MAX}) des Eingangssignals festzulegen sowie eine Zielverstärkung (V_Z) zu bestimmen. Im Hörhilfegerät (4, 10) wird eine resultierende Verstärkung (V_{RES}) eingestellt, die die maximale Verstärkung (V_{MAX})

nicht übersteigt. Eine Absenkung der resultierenden Verstärkung gegenüber der Zielverstärkung (V_Z) bei der ersten Frequenz wird gemäß der Erfindung durch eine automatische Anhebung der eingestellten resultierenden Verstärkung (V_{RES}) gegenüber der Zielverstärkung (V_Z) bei der zweiten Frequenz ausgeglichen, wobei der Ausgleich vorzugsweise derart erfolgt, dass eine Verbesserung der Sprachverständlichkeit eines mit dem Hörhilfegerät (4, 10) übertragenen Sprachsignals eintritt.

FIG 5



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Einstellen oder zum Betrieb eines Hörhilfegerätes sowie ein Hörhilfegerät mit wenigstens einem Eingangswandler zur Aufnahme eines Eingangssignals und Wandlung in ein Audiosignal, einer Signalverarbeitungseinheit zur Verarbeitung und Verstärkung des Audiosignals und einem Ausgangswandler.

[0002] Bei modernen Hörhilfegeräten bestehen vielfältige Möglichkeiten, um die Übertragungsfunktion, das heißt die Verstärkung eines Eingangssignals über der Frequenz, einzustellen. Insbesondere kann die Übertragungsfunktion eines modernen Hörhilfegerätes bei der Anpassung des Hörhilfegerätes an den individuellen Hörverlust eines Benutzers eingestellt werden.

[0003] Aus der DE 44 18 203 C2 ist ein Verfahren zum Anpassen der durch hörgerätespezifische Parameter festgelegten Übertragungscharakteristik eines Hörhilfegerätes mittels eines Personalcomputers bekannt, wobei ein Speicher für Basiswerte einer Hörhilfegeräteeinstellung in Verbindung mit einem Algorithmus und einem Datenspeicher eine Übertragungscharakteristik des Hörhilfegerätes liefert und am Display des Personalcomputers als graphische Kurve zur Anzeige bringt.

[0004] Darüber hinaus ist auch bekannt, dass sich das Übertragungsverhalten eines Hörhilfegerätes auch während des normalen Betriebs des Hörhilfegerätes ändern kann. Einerseits kann der Benutzer durch manuelle Betätigung von Bedienelementen, die an dem Hörhilfegerät oder einer Fernbedienung angebracht sind, die Übertragungseigenschaften des Hörhilfegerätes ändern. So kann z.B. zwischen unterschiedlichen Hörprogrammen umgeschaltet oder die Lautstärkeneinstellung variiert werden. Darüber hinaus sind moderne Hörhilfegeräte häufig auch mit unterschiedlichen Automaten ausgestattet, die in Abhängigkeit von der aktuellen Umgebungssituation oder von bestimmten Systemzuständen automatisch Einfluss auf die Übertragungsfunktion nehmen.

[0005] Aus der DE 101 31 964 A1 ist ein Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätes bekannt, bei dem eine Übertragungskennlinie einer maximalen Verstärkung über der Frequenz festgelegt wird. Soll nun infolge einer automatischen oder manuellen Änderung von Parametern, die die Signalverarbeitung im Hörhilfegerät betreffen, die Verstärkung zumindest in einem bestimmten Frequenzbereich über die Kennlinie der maximalen Verstärkung hinaus angehoben werden, so wird die resultierende Verstärkung in diesem Frequenzbereich automatisch auf die voreingestellte maximale Verstärkung für den betreffenden Frequenzbereich begrenzt.

[0006] Hörhilfegeräteträger haben häufig das Problem, dass die Sprachverständlichkeit trotz der Benutzung eines Hörhilfegerätes nicht der Sprachverständlichkeit eines Normalhörenden entspricht. Aus dem Stand der Technik sind unterschiedliche Sprachverständlichkeitsmodelle bekannt, die aufzeigen, welche Frequenz-

bereiche für die Sprachverständlichkeit besonders wichtig sind. Dieses Wissen kann vorteilhaft auch zur Einstellung von Sprache reproduzierenden oder übertragenden Geräten wie Hörhilfegeräten angewandt werden.

5 **[0007]** Aus der US 5,729,658 ist ein Verfahren bekannt, mit dem die Sprachverständlichkeit bei einem Gerät quantifiziert werden kann, das akustische Sprachsignale überträgt, verstärkt oder reproduziert. Damit wird es möglich, unterschiedliche Geräte oder unterschiedliche Einstellungen eines Gerätes hinsichtlich ihrer Sprachwiedergabe zu vergleichen.

10 **[0008]** Bei Hörhilfegeräten stellt sich weiterhin häufig das Problem akustischer Rückkopplungen (Feedback). Diese treten besonders häufig dann auf, wenn es sich um Hörhilfegeräte mit hoher Verstärkung handelt. Die Rückkopplungen äußern sich in starken rückkopplungsbedingten Oszillationen einer bestimmten Frequenz. Dieses "Pfeifen" ist in der Regel sowohl für den Hörhilfegeräteträger als auch für Personen in seiner näheren Umgebung sehr unangenehm. Das für Feedback typische Pfeifen liegt in der Regel bei verhältnismäßig hohen Frequenzen. Feedback kann auftreten, wenn Schall, der über das Mikrofon des Hörhilfegerätes aufgenommen, durch einen Signalverstärker verstärkt und über den Hörer ausgegeben wird, wieder zum Mikrofon gelangt und erneut verstärkt wird. Damit es zum typischen Pfeifen, meist bei einer dominanten Frequenz, kommt, müssen jedoch zwei weitere Bedingungen erfüllt sein. Die so genannte Schleifenverstärkung des Systems, d.h. das Produkt aus der Hörhilfegeräteverstärkung und der Abschwächung des Rückkopplungspfad, muss größer als 1 sein. Darüber hinaus muss die Phasenverschiebung dieser Schleifenverstärkung einem beliebigen ganzzahligen Vielfachen von 360° entsprechen.

25 **[0009]** Der einfachste Ansatz zur Reduzierung rückkopplungsbedingter Oszillationen ist die dauerhafte Reduktion der Hörhilfegeräteverstärkung, so dass die Schleifenverstärkung auch in ungünstigen Situationen unter dem kritischen Grenzwert bleibt. Der entscheidende Nachteil ist jedoch, dass durch diese Begrenzung die bei stärkerer Schwerhörigkeit erforderliche Hörhilfegeräteverstärkung nicht mehr erreicht werden kann.

30 **[0010]** Durch eine so genannte Open-Loop-Gain-Messung kann der Verlauf der kritischen Verstärkung bestimmt werden. Dabei ist die kritische Verstärkung die Verstärkung, die nicht überschritten werden darf, damit bei einem von einer individuellen Person getragenen Hörhilfegerät Feedback nicht auftritt. Dies führt jedoch dazu, dass insbesondere bei den höheren von dem Hörhilfegerät übertragenen Frequenzen die einstellbare Verstärkung den Hörverlust des Hörhilfegeräteträgers nicht mehr vollständig ausgleichen kann. Das bedeutet, anstatt der zum Ausgleich des Hörschadens erforderlichen Zielverstärkung wird eine geringere resultierende Verstärkung eingestellt, die auf die kritische Verstärkung begrenzt ist. In der Regel wird die resultierende Verstärkung sogar um einen bestimmten Betrag niedriger als die kritische Verstärkung eingestellt, um einen "Sicherheitsab-

stand" von der kritischen Verstärkung zu gewähren. Dabei tritt das Problem auf, dass unter der Verstärkungsreduktion in der Regel die Sprachverständlichkeit bei einem von dem Hörhilfegerät übertragenen Sprachsignal leidet.

[0011] Eine Aufgabe der Erfindung ist es, Parameter-Einstellungen bei einem Hörhilfegerät automatisch so anzupassen, dass eine verbesserte Sprachverständlichkeit bei einem von dem Hörhilfegerät übertragenen Sprachsignal resultiert.

[0012] Diese Aufgabe wird durch ein Verfahren mit den Verfahrensschritten gemäß Anspruch 1 gelöst.

[0013] Bei einem Hörhilfegerät wird allgemein mittels eines Eingangswandlers ein Eingangssignal aufgenommen und in ein elektrisches Eingangssignal überführt. Üblicherweise dient als Eingangswandler wenigstens ein Mikrofon, welches ein akustisches Eingangssignal aufnimmt. Moderne Hörhilfegeräte umfassen häufig ein Mikrofonsystem mit mehreren Mikrofonen, um einen von der Einfallrichtung akustischer Signale abhängigen Empfang, eine Richtcharakteristik, zu erreichen. Ein Eingangswandler kann jedoch auch als Telefonspule oder als Antenne zur Aufnahme elektromagnetischer Eingangssignale ausgebildet sein. Die durch den Eingangswandler in elektrische Eingangssignale gewandelten Eingangssignale werden zur Weiterverarbeitung und Verstärkung einer Signalverarbeitungseinheit zugeführt. Die Weiterverarbeitung und Verstärkung erfolgt zum Ausgleich des individuellen Hörverlustes eines Hörhilfegeräteträgers in der Regel in Abhängigkeit von der Signalfrequenz. Die Signalverarbeitungseinheit gibt ein elektrisches Ausgangssignal ab, welches über einen Ausgangswandler dem Gehör des Hörhilfegeräteträgers zugeführt wird, so dass dieser das Ausgangssignal als akustisches Signal wahrnimmt. Als Ausgangswandler werden üblicherweise Hörer verwendet, die ein akustisches Ausgangssignal erzeugen. Es sind jedoch auch Ausgangswandler zur Erzeugung mechanischer Schwingungen bekannt, die direkt bestimmte Teile des Gehörs, wie beispielsweise die Gehörknöchelchen, zu Schwingungen anregen. Weiterhin sind Ausgangswandler bekannt, die direkt Nervenzellen des Gehörs stimulieren.

[0014] Das Verfahren gemäß der Erfindung kann sowohl bei der Anpassung eines Hörhilfegerätes an den individuellen Hörverlust eines Hörhilfegeräteträgers ausgeführt werden, bei dem die Einstellungen an einem Programmiergerät ausgeführt werden, es kann aber auch während des laufenden Betriebs des Hörhilfegerätes ausgeführt werden.

[0015] Häufig kann bei einem Hörhilfegerät nicht für das gesamte von dem Hörhilfegerät übertragbare Frequenzspektrum die Verstärkung eingestellt werden, die erforderlich wäre, um den individuellen Hörverlust eines Hörhilfegeräteträgers auszugleichen. Dies ist insbesondere zur Vermeidung von Rückkopplungen der Fall. Die Verstärkung des Hörhilfegerätes wird daher individuell für den jeweiligen Hörhilfegeräteträger auf eine maxima-

le Verstärkung begrenzt. Der genaue Verlauf der jeweiligen maximalen Verstärkung kann beispielsweise mittels einer Open-Loop-Gain-Messung ermittelt werden. Aus einer derartigen Messung resultiert eine für das Hörhilfegerät und den individuellen Benutzer festgelegte Übertragungskennlinien einer maximalen Verstärkung eines Eingangssignals über der Frequenz.

[0016] Weiterhin wird eine Zielverstärkung festgelegt, die zum Ausgleich des individuellen Hörverlustes des Hörhilfegeräteträgers erforderlich wäre. Für die Frequenzbereiche, in denen die Zielverstärkung oberhalb der kritischen Verstärkung liegt, darf die resultierende Verstärkung, also die tatsächlich im Hörhilfegerät eingestellte Verstärkung, die kritische Verstärkung nicht übersteigen. Die tatsächlich eingestellte Verstärkung wird daher in den Frequenzbereichen, in denen die Zielverstärkung oberhalb der kritischen Verstärkung liegt, auf die kritische Verstärkung begrenzt. In der Regel wird man sogar einen "Sicherheitsabstand" der resultierenden Verstärkung von der kritischen Verstärkung vorsehen, um Rückkopplungen auch im Alltagsbetrieb des Hörhilfegerätes weitgehend ausschließen zu können.

[0017] Durch das Herabsetzen der resultierenden Verstärkung gegenüber der Zielverstärkung wird zumeist die Sprachverständlichkeit für einen mit dem betreffenden Hörhilfegerät versorgten Hörhilfegeräteträger beeinträchtigt. Der Kern der Erfindung besteht nun darin, automatisch einen Ausgleich bei der Sprachverständlichkeit zu schaffen, wenn in einem bestimmten Frequenzbereich eine resultierende Verstärkung eingestellt werden muss, die unterhalb der eigentlich gewünschten Zielverstärkung liegt.

[0018] Die Erfindung kann bei allen bekannten Hörhilfegeräte-Typen angewendet werden, beispielsweise bei hinter dem Ohr tragbaren Hörhilfegeräten, in dem Ohr tragbaren Hörhilfegeräten, implantierbaren Hörhilfegeräten oder Taschenhörhilfegeräten. Weiterhin kann das Hörhilfegerät gemäß der Erfindung auch Teil eines mehrere Geräte zur Versorgung eines Schwerhörigen umfassenden Hörgerätesystems sein, z.B. Teil eines Hörgerätesystems mit zwei am Kopf getragenen Hörhilfegeräten zur binauralen Versorgung oder Teil eines Hörgerätesystems, bestehend aus einem am Kopf tragbaren Gerät und einer am Körper tragbaren Prozesseinheit.

[0019] Die Erfindung wird nachfolgend anhand von Ausführungsbeispielen erläutert. Es zeigen:

FIG 1 ein Ablaufdiagramm für ein Verfahren gemäß der Erfindung,

FIG 2 ein mit einem Anpassgerät verbundenes Hörhilfegerät,

FIG 3 eine Kennlinie einer Zielverstärkung über der Frequenz,

FIG 4 die Kennlinie der Zielverstärkung sowie eine Kennlinie einer maximalen Verstärkung über

der Frequenz,

FIG 5 eine gemäß der Erfindung eingestellte resultierende Verstärkung,

FIG 6 ein Hörhilfegerät gemäß der Erfindung im Blockschaltbild.

[0020] Figur 1 veranschaulicht die wesentlichen Verfahrensschritte bei der Durchführung eines Verfahrens gemäß der Erfindung. Zunächst werden für einen individuellen Hörhilfegeräteträger, der mit einem bestimmten Hörhilfegerät versorgt werden soll, eine Zielverstärkung sowie eine maximale Verstärkung über der Frequenz festgelegt. Dabei ist die Zielverstärkung die Verstärkung, die man eigentlich mit dem Hörhilfegerät erreichen möchte, zum Beispiel um den Hörverlust des Hörhilfegeräteträgers auszugleichen. Die maximale Verstärkung ist die Verstärkung, die man mit dem betreffenden Hörhilfegerät unter Berücksichtigung der technischen und anatomischen Gegebenheiten in Abhängigkeit von der Frequenz eines Eingangssignals maximal erreichen kann. Die Reihenfolge der beiden oben genannten Verfahrensschritte ist dabei unerheblich.

[0021] In einem nachfolgenden Verfahrensschritt wird überprüft, ob die Zielverstärkung bei einer bestimmten Frequenz oder für einen bestimmten Frequenzbereich die maximale Verstärkung übersteigt. Ist dies der Fall, so wird für diese Frequenzen die resultierende, das heißt im Hörhilfegerät einzustellende Verstärkung auf die maximale Verstärkung begrenzt. Dabei kann gegebenenfalls ein "Sicherheitsabstand" der resultierenden Verstärkung von der maximalen Verstärkung berücksichtigt werden, um den die im Hörhilfegerät tatsächlich eingestellte resultierende Verstärkung unterhalb der maximalen Verstärkung bleibt.

[0022] Zum Ausgleich dieser Verstärkungsbegrenzung wird dann gemäß der Erfindung automatisch die im Hörhilfegerät eingestellte Verstärkung bei einer anderen Frequenz oder in einem anderen Frequenzbereich, für die bzw. den die Zielverstärkung unterhalb der maximalen Verstärkung liegt, gegenüber der Zielverstärkung angehoben.

[0023] Figur 2 zeigt in schematischer Darstellung und mit unterschiedlichen Maßstäben ein als Personalcomputer (PC) 1 ausgebildetes Anpassgerät mit einer Computermouse 2 und ein beispielsweise über eine nicht gezeichnete Schnittstelle über ein Kabel 3 anschließbares programmierbares Hörhilfegerät 4. Ein über eine Maus-taste 5 betätigbarer Zeiger 6 ist am Bildschirm 7 des PC angedeutet. In der Datenverarbeitungsanlage 8 des PC sind in an sich bekannter Weise und ebenfalls nicht gezeichnete Datenspeicher und Recheneinrichtungen vorgesehen.

[0024] Das beschriebene Verfahren kann auf dem Anpassgerät 1 zur Anpassung des Hörhilfegerätes 4 an einen individuellen Hörverlust ablaufen. Hierzu können die Zielverstärkung, die maximale Verstärkung und die re-

sultierende Verstärkung beispielsweise als Übertragungskennlinien auf der graphischen Bedienoberfläche dargestellt werden. Die Begrenzung der resultierenden Verstärkung auf die maximale Verstärkung kann manuell erfolgen, beispielsweise dadurch, dass die Kennlinie der resultierenden Verstärkung mit der Maus 2 geklickt und gezogen wird. Die Begrenzung der resultierenden Verstärkung auf die maximale Verstärkung kann jedoch auch automatisch erfolgen. Wesentlich im Zusammenhang mit der Erfindung ist, dass immer dann wenn bei einer bestimmten Frequenz oder in einem bestimmten Frequenzbereich eine resultierende Verstärkung unterhalb der Zielverstärkung eingestellt werden muss, automatisch ein Ausgleich geschaffen wird, indem bei wenigstens einer anderen Frequenz oder in wenigstens einem anderen Frequenzbereich eine Anhebung der resultierenden Verstärkung gegenüber der Zielverstärkung erfolgt, wobei die Anhebung selbstverständlich nur in dem Maß erfolgen kann, dass dabei die maximale Verstärkung bei dieser anderen Frequenz bzw. diesem anderen Frequenzbereich nicht überschritten wird.

[0025] Es wird darauf hingewiesen, dass das beschriebene Verfahren faktisch auch dann ausgeführt wird, wenn die Zielverstärkung und die resultierende Verstärkung nicht gleichzeitig als zwei unterschiedliche Übertragungskennlinien an der Bedienoberfläche dargestellt werden. Beispielsweise könnte stets nur eine Hörhilfegeräte-Übertragungskennlinie angezeigt werden, die dann bei der Programmierung des Hörhilfegerätes eingestellt wird. Diese Übertragungskennlinie wird einmal vorgegeben, beispielsweise unter Verwendung eines "First-Fit-Algorithmus", und dann im Laufe der Anpassung verändert. Die zu Beginn der Anpassung festgelegte Übertragungskennlinie entspräche dann der Zielverstärkung und die am Ende der Anpassung erhaltene Übertragungskennlinie der resultierenden Verstärkung, die letztendlich am Hörhilfegerät eingestellt wird. Damit wären zwar auch eine Zielverstärkung und eine resultierende Verstärkung an der Bedienoberfläche sichtbar, jedoch nicht gleichzeitig sondern zeitlich aufeinander folgend. Zur Veranschaulichung der Erfindung ist jedoch die Unterscheidung zwischen Zielverstärkung, maximaler Verstärkung und resultierender Verstärkung besser geeignet.

[0026] Ebenso wie bei der Anpassung eines Hörhilfegerätes kann das Verfahren gemäß der Erfindung jedoch auch während des laufenden Betriebs eines Hörhilfegerätes ausgeführt werden. Moderne Hörhilfegeräte bieten nämlich eine Reihe an Möglichkeiten, durch die die Übertragungskennlinie des Hörhilfegerätes während des Betriebs veränderbar ist. Im einfachsten Fall umfasst ein derartiges Hörhilfegerät beispielsweise einen Lautstärkesteller, mit dem die Lautstärke und damit die Verstärkung manuell angehoben oder abgesenkt werden kann. Darüber hinaus sind bei Hörhilfegeräten mehrere unterschiedliche Verfahren bekannt, die automatisch die Übertragungsfunktion des Hörhilfegerätes verändern. Beispielsweise sind hierfür Verfahren zur automatischen

Anpassung der Signalverarbeitung in einem Hörhilfegerät an unterschiedliche Umgebungssituationen genannt. Dies kann auch während des Betriebs dazu führen, dass die Einstellung einer Zielverstärkung gewünscht ist, die bei wenigstens einer Frequenz die für den individuellen Hörhilfegeräteträger und das betreffende Hörhilfegerät eingestellte maximale Verstärkung übersteigt. Um Rückkopplungen zu vermeiden, wird jedoch auch dabei lediglich eine resultierende Verstärkung eingestellt, die allenfalls gleich der maximalen Verstärkung ist, diese jedoch nicht übersteigt. Auch dies kann dazu führen, dass durch die Abweichung der resultierenden Verstärkung von der eigentlich gewünschten Zielverstärkung eine Verschlechterung der Sprachverständlichkeit bei der Versorgung eines Benutzers mit dem betreffenden Hörhilfegerät eintritt. Auch an dieser Stelle sieht die Erfindung vor, für die aus der Differenz zwischen der Zielverstärkung und der resultierenden Verstärkung hervorgerufene Verschlechterung der Sprachverständlichkeit einen Ausgleich zu schaffen. Dies wird bei dem Hörhilfegerät gemäß der Erfindung dadurch erreicht, dass zum Ausgleich die Verstärkung in einem anderen Frequenzbereich, in dem die maximale Verstärkung über der Zielverstärkung liegt, automatisch eine resultierende Verstärkung zwischen der Zielverstärkung und der maximalen Verstärkung eingestellt wird. Mit anderen Worten: die aus technischen Gründen, insbesondere zur Vermeidung von Rückkopplungen erforderliche Verstärkungsabsenkung in einem ersten Frequenzbereich wird durch eine automatische Verstärkungsanhebung in einem zweiten Frequenzbereich zumindest teilweise wieder kompensiert.

[0027] Gemäß der Erfindung erfolgt die Anhebung der resultierenden Verstärkung über die Zielverstärkung hinaus vorzugsweise unter Verwendung eines Sprachverständlichkeitsmodells. Es hat sich nämlich gezeigt, dass bestimmte Frequenzbereiche einen wesentlich größeren Einfluss auf die Sprachverständlichkeit aufweisen als andere Frequenzbereiche. Insbesondere ist der Frequenzbereich im Bereich von einem kHz besonders wichtig für das Verständnis von Sprache. Rückkopplungen hingegen treten zumeist erst bei höheren Frequenzen auf. So kann die Einstellung der Verstärkung unterhalb der eigentlich gewünschten Zielverstärkung in Bezug auf die Sprachverständlichkeit dadurch abgemildert werden, dass der Frequenzen im Bereich um ein kHz angehoben werden. Mit Hilfe eines Sprachverständlichkeitsmodells kann dabei sogar eine Optimierung hinsichtlich der Sprachverständlichkeit erfolgen, in dem beispielsweise mittels des Sprachverständlichkeitsmodells ein Optimum bezüglich des Frequenzbereiches und des genauen Betrags der Anhebung ermittelt wird. Die Anhebung kann dabei selbstverständlich nur innerhalb eines bestimmten Rahmens erfolgen, der z.B. durch die maximale Verstärkung, die individuelle Unbehaglichkeitsschwelle des Hörhilfegeräteträgers oder die empfundene Lautheit eines mit dem Hörhilfegerät übertragenen Signals begrenzt ist. Insbesondere erfolgt die Verstärkungsan-

passung vorteilhaft nicht nur auf Basis eines Sprachverständlichkeitsmodells, sondern gegebenenfalls auch auf Basis eines Lautheitsmodells. So kann vorteilhaft als weitere Rahmenbedingung bei der automatischen Verstärkungsanpassung festgelegt werden, dass sich insgesamt der Lautheitseindruck nicht oder nur geringfügig verändert.

[0028] In den Figuren 3 bis 5 ist die erfindungsgemäße Vorgehensweise anhand von Übertragungskennlinien graphisch veranschaulicht. Figur 3 zeigt für eine individuelle Person die Kennlinie einer Zielverstärkung V_Z über der Frequenz. Diese Zielverstärkung resultiert beispielsweise aus einem Audiogramm des Hörhilfegeräteträgers. Neben dem Audiogramm können aber auch eine Reihe weiterer Parameter in die Bestimmung der Zielverstärkung eingehen, z.B. individuelle Benutzereingaben in ein Programmiergerät während der Anpassung des betreffenden Hörhilfegerätes. Darüber hinaus kann sich die Zielverstärkung auch während des laufenden Betriebs des Hörhilfegerätes verändern, sei es durch manuell vorgenommene Einstellungen des Benutzers (z.B. manuelle Veränderung der Lautstärkeeinstellung) oder automatisch, z.B. durch im Hörhilfegerät ablaufende Algorithmen, etwa zur Situationserkennung, zur automatischen Verstärkungsregelung (AGC), zur Rückkopplungsunterdrückung usw.

[0029] Die Kennlinie V_Z im Ausführungsbeispiel zeigt die unter den momentanen Gegebenheiten zum Ausgleich des individuellen Hörverlustes erforderliche Zielverstärkung eines Eingangssignals durch das Hörhilfegerät. Aufgrund technischer und anatomischer Gegebenheiten ist es jedoch häufig nicht möglich, diese Zielverstärkung auch tatsächlich bei dem betreffenden Hörhilfegerät einzustellen. Im Ausführungsbeispiel ist für das einzustellende Hörhilfegerät und den betreffenden Benutzer lediglich die in Figur 4 gegenüber Figur 3 zusätzlich eingezeichnete maximale Verstärkung V_{MAX} einstellbar. Die Kennlinie V_{MAX} kann beispielsweise aus einer Open-Loop-Gain-Messung resultieren und die Rückkopplungsneigung des Hörhilfegerätes für den individuellen Benutzer berücksichtigen. Wie Figur 4 zu entnehmen ist, übersteigt die Kennlinie V_Z die Kennlinie V_{MAX} rechts von dem gemeinsamen Schnittpunkt S. Dies bedeutet, dass zur Vermeidung von Rückkopplungen in diesem Frequenzbereich nicht die Zielverstärkung V_Z bei dem betreffenden Hörhilfegerät eingestellt werden kann. Vor der Erfindung hat man daher eine Verstärkungskennlinie V_E eingestellt, die links von dem Schnittpunkt S im wesentlichen der Zielverstärkung V_Z entspricht und rechts von dem Schnittpunkt S mit einem bestimmten Sicherheitsabstand unterhalb der maximalen Verstärkung V_{MAX} verläuft. Die Differenz zwischen V_E und V_Z führt in der Regel zu einer Verschlechterung der Sprachverständlichkeit bei einem mit dem betreffenden Hörhilfegerät versorgten Hörhilfegeräteträger.

[0030] Aus Figur 5 wird die erfindungsgemäße automatische Anhebung der resultierenden Verstärkung V_{RES} gegenüber der Zielverstärkung V_Z deutlich. Die An-

hebung ist insbesondere auch durch die eingezeichneten Pfeile graphisch hervorgehoben. Es ist ersichtlich, dass insbesondere der Frequenzbereich ober- und unterhalb von einem kHz gegenüber der ursprünglich beabsichtigten Zielverstärkung angehoben wird. Die Anhebung erfolgt dabei vorzugsweise auf Basis eines Sprachverständlichkeitsmodells, durch das für unterschiedliche Frequenzen und unterschiedliche Beträge der jeweiligen Anhebung ein Wert für den Zugewinn an Sprachverständlichkeit erzeugt wird, so dass unter Zuhilfenahme bekannter Optimierungsverfahren ein Optimum für die Sprachverständlichkeit erreicht werden kann. Darüber hinaus erfolgt die Anhebung der Verstärkung zusätzlich unter Berücksichtigung eines Lautheitsmodells, welches ein Maß für den Lautheitseindruck eines gemäß den gezeigten Kennlinien verstärkten Signals liefert. Auch dabei erzeugt die gegenüber der Zielkennlinie V_Z eingestellte Kennlinie V_E gemäß Figur 4 eine Absenkung der Lautstärke, die durch die in der in Figur 5 gezeigten Weise vorgenommene Erhöhung der Verstärkung bei niedrigeren Frequenzen zumindest teilweise wieder ausgeglichen werden kann. Vorteilhaft erfolgt die Optimierung der Sprachverständlichkeit unter Berücksichtigung der Lautheit derart, dass eine Verbesserung der Sprachverständlichkeit erreicht wird, ohne dabei die von dem Benutzer empfundene Lautheit wesentlich zu erhöhen.

[0031] Bei der Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens beim Betrieb des betreffenden Hörhilfegerätes erfolgen sowohl die Verstärkungsabsenkung als auch die Verstärkungsanhebung automatisch, um von der Zielverstärkung V_Z zu der resultierenden Verstärkung V_{RES} zu gelangen. Hierzu sind im Hörhilfegerät entsprechende Algorithmen zur Anpassung der Verstärkung implementiert.

[0032] Auch bei der Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens in einem Anpassgerät besteht die Möglichkeit, dass nach dem Festlegen der maximalen Verstärkung V_{MAX} und nach der Bestimmung der Zielverstärkung V_Z automatisch gemäß der Erfindung eine resultierende Verstärkung V_{RES} für den gesamten mit dem Hörhilfegerät übertragbaren Frequenzbereich erzeugt wird. Darüber hinaus ist es auch möglich, dass der Bediener des Anpassgerätes manuell Anpassung an den Übertragungskennlinien vornimmt, indem er beispielsweise mit einem Zeigergerät eine Kurve anklickt und zieht, wobei bei einer so durchgeführten Verstärkungsabsenkung bei einer Frequenz bzw. einem Frequenzbereich dann gemäß der Erfindung automatisch an anderer Stelle eine Veränderung der Übertragungskennlinie V_{RES} dahingehend erfolgt, dass insgesamt allenfalls eine geringe Verschlechterung der Sprachverständlichkeit durch die Verstärkungsabsenkung resultiert.

[0033] Figur 6 zeigt beispielhaft im Blockschaltbild ein Hörhilfegerät mit einer Verstärkungsregelung gemäß der Erfindung. Als Eingangswandler bei dem Hörhilfegerät 10 gemäß Figur 4 dient ein Mikrofon 11, das ein akustisches Signal aufnimmt und in ein Audiosignal, also ein elektrisches Tonsignal, wandelt. Das resultierende Au-

diosignal ist zunächst einer Vorverstärker- und A/D-Wandlereinheit 12 zugeführt, in der das zunächst analoge Audiosignal in ein digitales Audiosignal gewandelt wird. Zur Weiterverarbeitung in mehreren parallelen Kanälen des Hörhilfegerätes wird das digitale Audiosignal mittels der Filterbank 13 in mehrere Frequenzbänder (Kanäle) aufgespaltet. Die Audiosignale der einzelnen Kanäle sind zunächst Signalverarbeitungseinheiten 14A-14E zugeführt, in denen die Audiosignale, z.B. zur Anpassung an die individuelle Schwerhörigkeit eines Hörhilfegeräteträgers, unterschiedlich gefiltert werden. Ferner erfolgt in den Signalverarbeitungseinheiten 14A-14E auch eine Signalanalyse, um beispielsweise den Signalpegel festzustellen, die aktuelle Hörsituation zu erfassen oder das Vorhandensein von Störgeräuschen zu erkennen. Aus dieser Signalanalyse werden Parameter abgeleitet und automatischen Verstärkungssteuereinheiten 15A-15E zugeführt. In letztere gehen ferner in einem Speicher 16 abgelegte Parameter ein, die eine normale Verstärkung sowie eine maximale Verstärkung des Audiosignals über der Frequenz für den jeweiligen Kanal kennzeichnen. Die normale Verstärkung legt bei der Verstärkungsberechnung zu jeder Frequenz des übertragbaren Frequenzbereichs einen Verstärkungsausgangswert fest und kann sowohl aus einer Standardeinstellung der Verstärkung durch den Hörhilfegerätehersteller als auch durch eine Einstellung, die bei der Anpassung des Hörhilfegerätes durch den Akustiker vorgenommen wurde, festgelegt sein. Ebenso kann auch die maximale Verstärkung durch den Hörhilfegerätehersteller voreingestellt und durch den Akustiker individuell angepasst sein. Für beide Verstärkungen können nahezu beliebige Verlaufsförmungen der Verstärkung über der Frequenz im hörbaren Frequenzbereich eingestellt werden. Wie im Ausführungsbeispiel dargestellt ist, kann den automatischen Verstärkungssteuereinheiten 15A-15E weiterhin auch die aktuelle Einstellung eines Lautstärkestellers 17 zugeführt sein. Aus den automatischen Verstärkungssteuereinheiten 15A-15E zugeführten Parametern ermitteln diese für jede Frequenz eine bestimmte Zielverstärkung. So kann beispielsweise für einen Kanal die normale Verstärkung 50 dB betragen (Verstärkungsausgangswert), aufgrund eines sehr hohen Signaleingangspegels eine Kompression mit dem Faktor 0,8 erfolgen (1. Verstärkungsänderungswert), das Signal aufgrund des Lautstärkestellers 17 um 10 dB angehoben werden (2. Verstärkungsänderungswert) und schließlich aufgrund eines detektierten Störsignals um 20 dB abgesenkt werden (3. Verstärkungsänderungswert), so dass unter Berücksichtigung aller Verstärkungsänderungswerte schließlich ein Gesamt-Verstärkungsänderungswert von -20 dB und damit eine Zielverstärkung von 30 dB resultiert. Ist diese Zielverstärkung bei der jeweiligen Frequenz kleiner oder gleich der maximalen Verstärkung, so ist diese Verstärkung damit auch die wirksame resultierende Verstärkung. Andernfalls wird die Zielverstärkung auf die maximale Verstärkung begrenzt, so dass letztere die wirksame resultierende Verstärkung bildet. In letzterem Fall

greift dann die Erfindung, so dass die unerwünschte, aber notwendige Verstärkungsabsenkung durch eine Verstärkungsanhebung in einem anderen Frequenzbereich zumindest teilweise kompensiert wird. Hierfür ist ein Datenaustausch zwischen den einzelnen automatischen Verstärkungssteuereinheiten 15A bis 15E vorgesehen, die die Anhebung der Verstärkung gemäß der Erfindung in wenigstens einem Frequenzband bewirken. Dabei erfolgt die Anhebung vorteilhaft auf Basis eines Sprachverständlichkeitsmodells sowie eines Lautheitsmodells. Im Ausführungsbeispiel werden hierfür Verstärker 18A bis 18E in den Kanälen des Hörhilfegerätes 10 entsprechend durch die automatischen Verstärkungssteuereinheiten 15A bis 15E gesteuert. Nach der Verstärkung werden die Audiosignale der einzelnen Kanäle wieder zusammengeführt und gegebenenfalls nach einer Signalnachverarbeitung in der Signalnachverarbeitungseinheit 19, in der beispielsweise eine Filterung, eine Endverstärkung sowie eine D/A-Wandlung erfolgt, einem Hörer 20 zugeführt. Dieser wandelt das verarbeitete elektrische Audiosignal wieder in ein akustisches Signal, das in den Gehörgang des Hörhilfegeräteträgers abgegeben wird.

[0034] Die Erfindung bietet den Vorteil, dass bei dem betreffenden Hörhilfegerät 10 die Verstärkung unter Berücksichtigung anatomischer und technischer Gegebenheiten so geregelt wird, dass eine optimale Sprachverständlichkeit und ein optimaler Lautheitseindruck erzielt werden.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Einstellen oder zum Betrieb eines Hörhilfegerätes (4, 10) mit wenigstens einem Eingangswandler (11) zur Aufnahme eines Eingangssignals und Wandlung in ein Audiosignal, einer Signalverarbeitungseinheit (12 - 19) zur Verarbeitung und frequenzabhängigen Verstärkung des Audiosignals und einem Ausgangswandler (20) zum Erzeugen eines von einem Benutzer als akustisches Signal wahrnehmbaren Ausgangssignals mit folgenden Schritten:
 - Festlegen einer maximalen Verstärkung (V_{MAX}) des Audiosignals für wenigstens eine erste und eine zweite Frequenz des Audiosignals,
 - Bestimmen einer Zielverstärkung (V_Z) für die erste und die zweite Frequenz des Audiosignals,
 - Einstellen einer resultierenden Verstärkung (V_{RES}) bei der ersten Frequenz des Audiosignals, wobei die resultierende Verstärkung (V_{RES}) mit der Zielverstärkung (V_Z) übereinstimmt, wenn die Zielverstärkung (V_Z) die maximale Verstärkung (V_{MAX}) bei der ersten Frequenz nicht übersteigt, und wobei die resultierende Verstärkung (V_{RES}) auf die maximale Ver-

stärkung (V_{MAX}) begrenzt wird, wenn die Zielverstärkung (V_Z) die maximale Verstärkung (V_{MAX}) bei der ersten Frequenz übersteigt,

dadurch gekennzeichnet, dass dann wenn die resultierende Verstärkung (V_{RES}) bei der ersten Frequenz auf die maximale Verstärkung (V_{MAX}) begrenzt wird, automatisch die Verstärkung bei der zweiten Frequenz gegenüber der Zielverstärkung (V_Z) bei der zweiten Frequenz angehoben wird und eine resultierende Verstärkung (V_{RES}) bei der zweiten Frequenz eingestellt wird, die oberhalb der Zielverstärkung (V_Z) bei der zweiten Frequenz liegt und auf die maximale Verstärkung (V_{MAX}) bei der zweiten Frequenz begrenzt ist.

2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei die maximale Verstärkung (V_{MAX}) und die Zielverstärkung (V_Z) in mehreren Frequenzbändern bestimmt werden und die resultierende Verstärkung (V_{RES}) in diesen Frequenzbändern eingestellt wird.
3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, wobei die Festlegung der maximalen Verstärkung (V_{MAX}) und die Bestimmung der Zielverstärkung (V_Z) und die Einstellung der resultierenden Verstärkung (V_{RES}) bei der Anpassung des Hörhilfegerätes (4, 10) mittels eines Anpassgerätes (1) erfolgen.
4. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, wobei die Festlegung der maximalen Verstärkung (V_{MAX}) und die Bestimmung der Zielverstärkung (V_Z) und die Einstellung der resultierenden Verstärkung (V_{RES}) während des Betriebs des Hörhilfegerätes (4, 10) erfolgen.
5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, wobei zur Bestimmung der maximalen Verstärkung (V_{MAX}) eine Open-Loop-Gain-Messung durchgeführt wird.
6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, wobei die Wahl der zweiten Frequenz und die Anhebung der resultierenden Verstärkung (V_{RES}) gegenüber der Zielverstärkung (V_Z) bei der zweiten Frequenz derart erfolgen, dass eine Sprachverständlichkeit bei dem von dem Hörhilfegerät (4, 10) abgegebenen Ausgangssignal erhöht wird.
7. Verfahren nach Anspruch 6, wobei die Sprachverständlichkeit auf Basis eines Sprachverständlichkeitsmodells erhöht wird.
8. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 7, wobei die Wahl der zweiten Frequenz und die Anhebung der resultierenden Verstärkung (V_{RES}) gegenüber der Zielverstärkung (V_Z) bei der zweiten Frequenz derart erfolgen, dass durch die Begrenzung der Verstärkung bei der ersten Frequenz und die Anhebung

der Verstärkung bei der zweiten Frequenz die von einem Hörhilfegeräteträger empfundene Lautstärke des von dem Hörhilfegerät (4, 10) abgegebenen Ausgangssignals allenfalls geringfügig erhöht wird.

5

9. Verfahren nach Anspruch 8, wobei die Lautstärke mittels eines Lautheitsmodells bestimmt wird.

10. Anpassgerät zur Anpassung eines Hörhilfegerätes (4, 10) an den individuellen Hörverlust eines Hörhilfegeräteträgers und zur Durchführung eines Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 9.

10

11. Hörhilfegerät (4, 10) mit wenigstens einem Eingangswandler (11) zur Aufnahme eines Eingangssignals und Wandlung in ein Audiosignal, einer Signalverarbeitungseinheit (12 - 19) zur Verarbeitung und Verstärkung des Audiosignals und einem Ausgangswandler (20) zum Erzeugen eines von einem Benutzer als akustisches Signal wahrnehmbaren Ausgangssignals, **gekennzeichnet durch** Mittel (16) zum Speichern von Daten bezüglich einer maximalen Verstärkung (V_{MAX}) des Audiosignals bei wenigstens einer ersten und einer zweiten Frequenz, Mittel zum automatischen Bestimmen einer Zielverstärkung (V_Z) bei der ersten und bei der zweiten Frequenz, Mittel zum Begrenzen der Verstärkung bei der ersten Frequenz auf die maximale Verstärkung (V_{MAX}), wenn die Zielverstärkung (V_Z) die maximale Verstärkung (V_{MAX}) bei der ersten Frequenz übersteigt, Mittel zum automatischen Anheben der Verstärkung gegenüber der Zielverstärkung (V_Z) bei der zweiten Frequenz, wenn die Verstärkung bei der ersten Frequenz begrenzt wird, derart, dass eine im Hörhilfegerät einstellbare resultierende Verstärkung (V_{RES}) die maximale Verstärkung (V_{MAX}) bei der zweiten Frequenz nicht übersteigt.

15

20

25

30

35

40

45

50

55

FIG 1

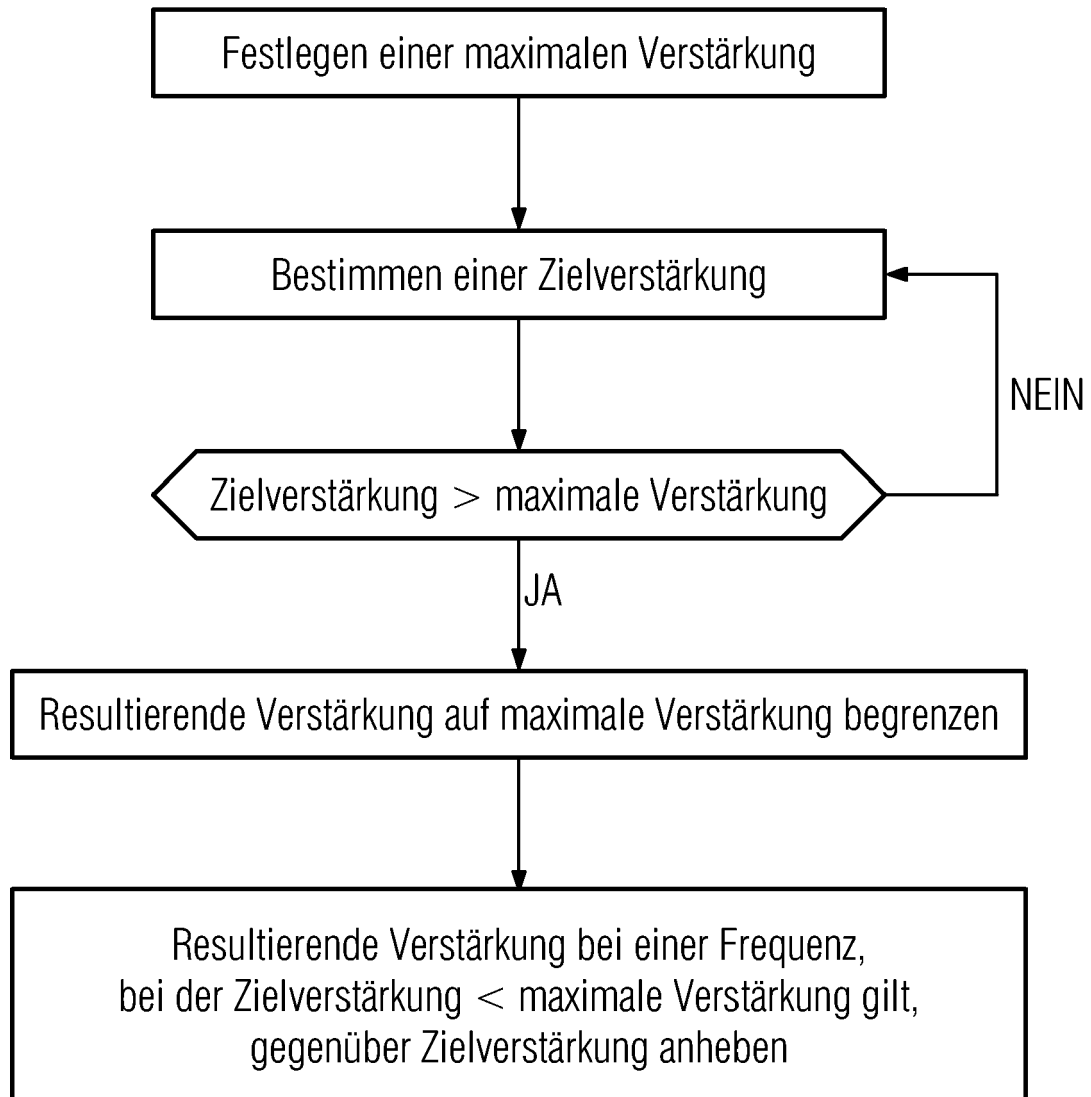


FIG 2

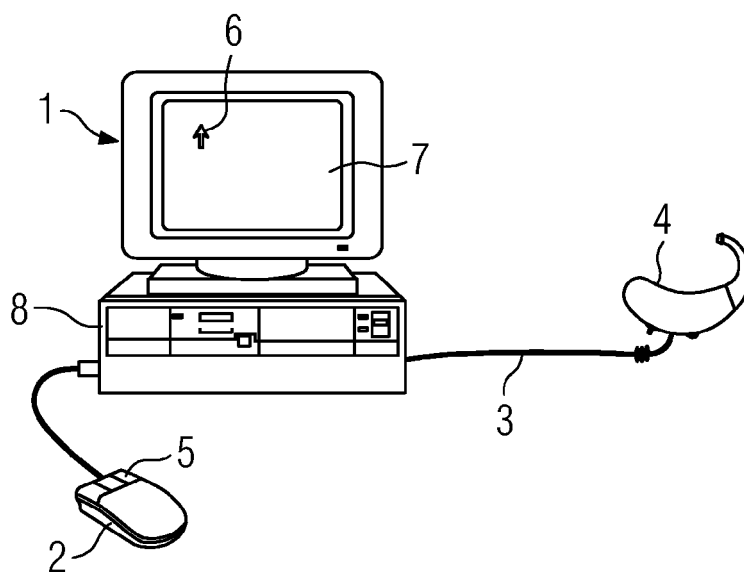


FIG 3

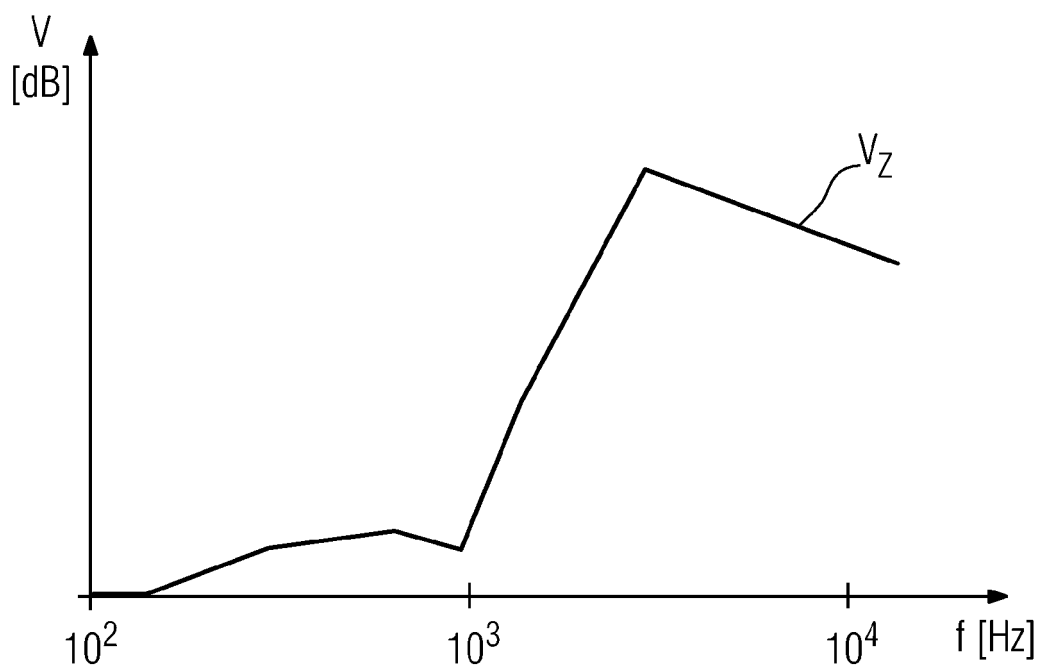


FIG 4

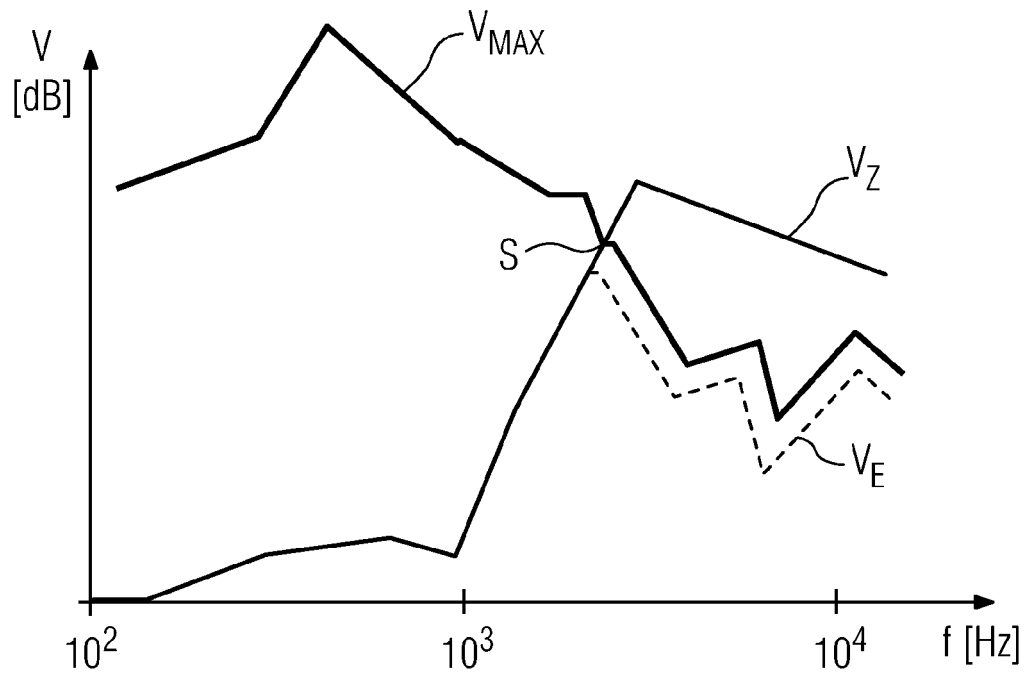


FIG 5

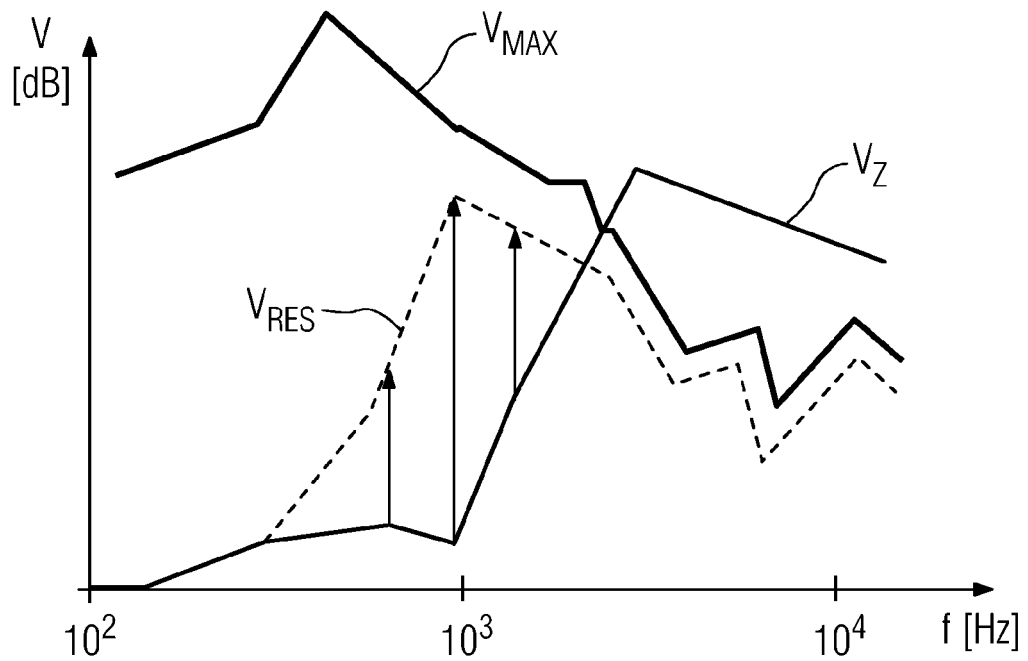
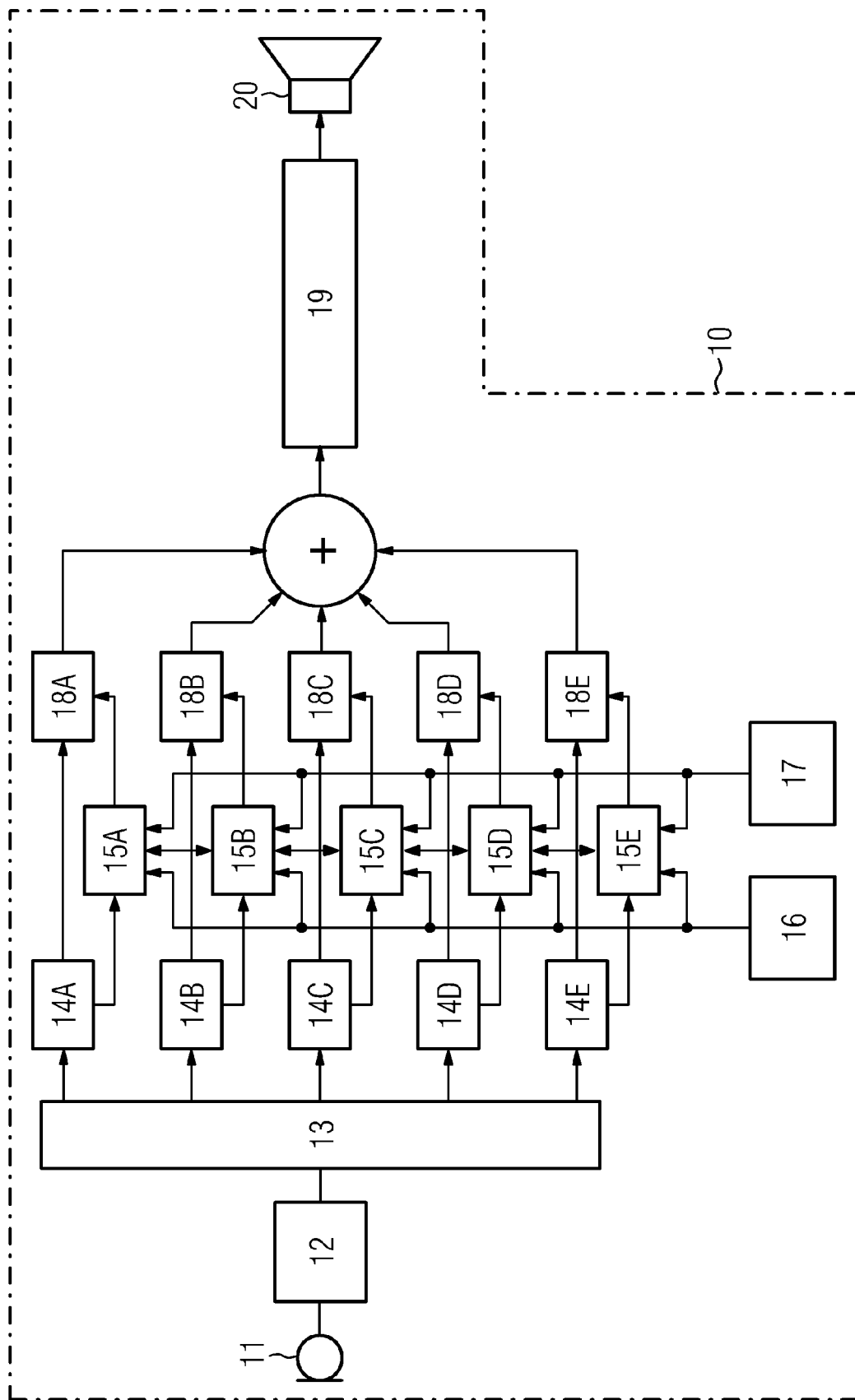


FIG 6



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 4418203 C2 [0003]
- DE 10131964 A1 [0005]
- US 5729658 A [0007]