



(11)

**EP 2 180 726 B2**

(12) **NEUE EUROPÄISCHE PATENTSCHRIFT**  
Nach dem Einspruchsverfahren

(45) Veröffentlichungstag und Bekanntmachung des Hinweises auf die Entscheidung über den Einspruch: **05.11.2014 Patentblatt 2014/45** (51) Int Cl.: **H04R 25/00** <sup>(2006.01)</sup>

(45) Hinweis auf die Patenterteilung: **23.02.2011 Patentblatt 2011/08**

(21) Anmeldenummer: **10000610.5**

(22) Anmeldetag: **13.06.2003**

---

(54) **Richtungshören bei binauraler Hörgeräteversorgung**

Sound localization in binaural hearing aids

Localisation du son avec des prothèses auditives binauriculaires

---

(84) Benannte Vertragsstaaten:  
**CH DE DK FR GB LI**

(30) Priorität: **26.06.2002 DE 10228632**

(43) Veröffentlichungstag der Anmeldung:  
**28.04.2010 Patentblatt 2010/17**

(62) Dokumentnummer(n) der früheren Anmeldung(en) nach Art. 76 EPÜ:  
**03013553.7 / 1 379 102**

(73) Patentinhaber: **Siemens Audiologische Technik GmbH**  
**91058 Erlangen (DE)**

(72) Erfinder:  
• **Beck, Frank**  
**91080 Spardorf (DE)**

• **Sporer, Gerhard**  
**91207 Lauf (DE)**

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

(56) Entgegenhaltungen:  
**EP-A- 0 941 014 EP-A2- 0 941 014**  
**WO-A-97/14268 WO-A1-97/14267**  
**WO-A1-99/26453 WO-A1-99/43185**  
**DE-C1- 10 046 098 DE-C1- 19 704 119**  
**US-A- 4 049 930 US-A- 4 484 345**  
**US-A- 4 531 229 US-A- 5 016 280**  
**US-A- 5 434 924**

**EP 2 180 726 B2**

## Beschreibung

**[0001]** Die Erfindung betrifft ein Hörgerätesystem sowie ein Verfahren zum Einstellen eines Hörgerätesystems mit wenigstens einem ersten und einem zweiten Hörhilfegerät, die jeweils wenigstens einen Eingangswandler zur Aufnahme eines akustischen Eingangssignals und Wandlung in ein elektrisches Signal, eine Signalverarbeitungseinheit zur Verarbeitung des elektrischen Signals und einen Ausgangswandler zur Wandlung des elektrischen Signals in ein Ausgangssignal umfassen und zwischen denen ein Signalpfad zur Datenübertragung vorgesehen ist.

**[0002]** Unter dem Richtungshören versteht man die Fähigkeit einer Person zur Unterscheidung der Richtung, in welcher sich eine Schallquelle befindet. Wenn sich eine Schallquelle nicht frontal vor oder hinter der Person befindet, ergibt sich durch die endliche Ausbreitungsgeschwindigkeit des Schalls zwangsläufig ein Laufzeitunterschied zwischen den beiden Ohren und damit eine zeitliche Differenz, mit der die Ohren eine aus einer Richtung kommende Schallwelle wahrnehmen. Wenn ein Schall z.B. aus der Sicht der Person von rechts kommt, erreicht dieser das rechte Ohr um einen Bruchteil einer Sekunde eher als das linke Ohr. Diese Zeitdifferenz ist weitaus kürzer als der Betreffende bewusst erkennen kann. Die Wirkung tritt durch einen automatischen Integrationsprozess im akustischen Nervensystem ein.

**[0003]** Neben der zeitlichen Differenz ergibt sich weiterhin auch ein Unterschied in der Lautstärke, mit der die Ohren einen Ton wahrnehmen, der von einer Seite kommt. Eine Schallquelle auf einer Seite des Kopfes übermittelt dem Ohr auf dieser Seite einen etwas lauterem Ton. Auch dieser minimale Unterschied in der Lautstärke reicht aus, damit die Schallquelle aus der Sicht der Person links oder rechts lokalisiert werden kann.

**[0004]** Bei binauraler Hörgeräte-Versorgung tritt häufig ein Verlust des Richtungshörens auf. Dies ist vor allem dadurch begründet, dass je nach Hörsituation, die von dem jeweiligen Hörhilfegerät detektiert wird, die Signalverarbeitung der beiden Hörhilfegeräte unterschiedliche Schritte umfassen kann. Weiterhin ist bei einem Hörgeräteträger in der Regel der Hörverlust beider Ohren unterschiedlich stark ausgeprägt. Entsprechend sind auch die Einstellungen der Hörgeräte zum Ausgleich des Hörverlustes des jeweiligen Ohres unterschiedlich eingestellt. Unterschiedliche Einstellungen der Signalverarbeitung beider Hörgeräte haben jedoch zumeist unterschiedliche Signallaufzeiten innerhalb der Hörhilfegeräte zur Folge. Es kommt daher zu einer unnatürlichen Verschiebung der für das Richtungshören wichtigen Phase eines akustischen Eingangssignals. Wie eingangs bereits erwähnt, ist die Laufzeit eines Schallsignals zwischen den beiden Ohren neben dem Unterschied in der Lautstärke für das Richtungshören von großer Bedeutung. Bereits geringfügige Veränderungen dieser natürlichen Laufzeitverschiebung, wie sie beispielsweise von unterschiedlichen Signallaufzeiten innerhalb der Hörhil-

fegeräte verursacht werden, können daher zu einem Verlust des Richtungshörens führen.

**[0005]** Zur Lösung dieses Problems ist bekannt, die an den beiden Ohren aufgenommenen akustischen Signale in einer gemeinsamen zentralen Signalverarbeitungseinrichtung zu verarbeiten. So sieht die US 5,479,522 neben zwei jeweils an einem Ohr getragenen Hörgeräten eine zusätzliche Prozessoreinheit vor, die beispielsweise als Brustgerät oder Armbanduhr ausgeführt sein kann. Die an den beiden Ohren aufgenommenen akustischen Signale durchlaufen die gleichen Signalverarbeitungsschritte, so dass die Phasenbeziehung zwischen den beiden Signalen erhalten bleibt.

**[0006]** Aus der US 5,434,924 ist bekannt, die Signalverarbeitung bei binauraler Versorgung im Wesentlichen nur in einem der beiden Hörhilfegeräte auszuführen. Hierzu werden die an einem Ohr empfangenen Signale auf das Hörgerät des anderen Ohrs übertragen, dort gemeinsam verarbeitet und dann beiden Ohren zugeführt (Master-Slave-Lösung).

**[0007]** Die erstgenannte Lösung hat den Nachteil, dass eine weitere Baugruppe notwendig wird und der Hörgeräteträger nun drei statt zwei Geräte benötigt, was eine erhebliche Einschränkung des Tragekomforts, der Wartung und der Handhabung bedeutet. Die zweite Lösung bedingt, dass die gesamte Signalverarbeitung von einer einzigen Signalverarbeitungseinheit auf nur einer Seite geleistet werden muss. Während bei der Lösung mit einem dritten Gerät genügend Platz vorhanden ist, um eine entsprechend leistungsfähige Signalverarbeitung vorzusehen und deren Energiebedarf sicherzustellen, ist der Platz in einer am Ohr befindlichen Hörhilfe begrenzt. Daher muss eine Master-Slave-Lösung mit zwei unterschiedlich ausgebildeten Hörhilfegeräten notgedrungen eine geringere rechnerische Kapazität besitzen als bei der Ausnutzung beider Hörhilfegeräte zur Verfügung stünde.

**[0008]** Ein weiterer Ansatz zur Lösung des genannten Problems besteht darin, die eingehenden Schallsignale an den Hörhilfegeräten beider Seiten zu dem jeweils anderen Gerät zu übertragen und auf jeder Seite beide Signale zu verarbeiten. Auf diese Weise durchlaufen die an beiden Ohren aufgenommenen akustischen Signale gemeinsam die gleichen Schritte der Signalverarbeitung und erfahren daher automatisch die gleiche Signalverzögerung. Dieser Lösungsansatz geht beispielsweise aus der WO 97/14268 sowie der WO 99/43185 hervor. Die Übertragung der Mikrofonsignale beider Seiten eines binauralen Hörgerätesystems an die jeweils andere Seite und die gleichzeitige Verarbeitung beider Signale auf beiden Seiten löst zwar das Problem einer Laufzeitdifferenz, unterliegt aber den gleichen Beschränkungen wie der Master-Slave-Ansatz.

**[0009]** Ein weiterer wesentlicher Nachteil aller genannter Lösungen liegt in der Tatsache, dass sie alle die Übermittlung großer Datenmengen erfordern. Dies bedingt einen erheblichen Zeit-, Platz- und Energieverbrauch. Insbesondere bei drahtlosem Datentransfer, wie er beim ge-

genwärtigen Stand der Technik geboten ist, stellt dies einen erheblichen Nachteil dar.

**[0010]** Aus der EP 0 941 014 A2 ist ein Hörgerätesystem mit einem ersten und einem zweiten Hörgerät bekannt, bei dem durch Betätigung eines Bedienelementes an dem ersten Hörgerät Steuersignale erzeugt und auf das zweite Hörgerät übertragen werden. Dadurch wird durch die Betätigung des Bedienelementes an einem der Hörgeräte die gleichzeitige Einstellung beider Hörgeräte bewirkt.

**[0011]** Aus der DE 100 48 354 A1 ist ein Verfahren zum Betrieb eines Hörgerätesystems bekannt, bei dem Schallfeldkennwerte von einem zum anderen Hörgerät übertragen werden. Dabei kann es sich um Signalpegel handeln.

**[0012]** Aus der DE 197 04 119 C1 ist eine Hörhilfe bekannt, bei der eine Signalübertragung von einem zum anderen Hörgerät über Lichtleiter vorgenommen wird. Dabei können Steuersignale übertragen werden.

**[0013]** Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, bei einem Hörgerätesystem zur binauralen Versorgung das natürliche Richtungshören zu unterstützen und den hierfür erforderlichen zusätzlichen Rechenaufwand gering zu halten.

**[0014]** Diese Aufgabe wird gelöst durch Verfahren mit den Verfahrensschritten gemäß den Ansprüchen 1 oder 10.

**[0015]** Ferner wird die Aufgabe durch ein Hörgerätesystem mit den Merkmalen gemäß den Ansprüchen 17 oder 19 gelöst.

**[0016]** Bei einem aus dem eingangs zitierten Stand der Technik bekannten Hörgerätesystem mit zwei Hörgeräten wird eine gleiche Signallaufzeit in den Signalpfaden beider Hörgeräte zwischen jeweils dem Mikrofon und dem Hörer erzeugt, ohne diese Signallaufzeit explizit zu kennen. Nachteilig sind der hohe Rechenaufwand und die hohen erforderlichen Datenübertragungsraten.

**[0017]** Bei einem Hörgerätesystem wird das Richtungshören bei binauraler Hörgeräteversorgung dadurch verbessert, dass die Signallaufzeiten der an den beiden Ohren angebrachten Hörhilfegeräte angeglichen werden. Die Signallaufzeiten sind jedoch nur ein Faktor, der das Richtungshören betrifft. Bei einem Hörgerätesystem gemäß der Erfindung erfolgt auch eine Anpassung des Amplitudenganges der beiden Hörhilfegeräte. Unterschiede in den Amplituden von Signalen, die aus unterschiedlichen Richtungen einfallen, werden vor allem durch die Abschattungswirkung des Kopfes hervorgerufen. Dabei sind die Unterschiede in den Amplituden sehr gering und können nicht bewusst wahrgenommen werden. Nur durch eine sehr feine Anpassung der Hörhilfegeräte eines Hörgerätesystems können diese minimalen Amplitudenunterschiede, die durch unterschiedliche Einfallrichtungen hervorgerufen werden, aufrechterhalten bleiben. Dabei ist die exakte Höhe dieser Unterschiede eher zweitrangig. Wichtig ist vor allem, dass eine Amplitudendifferenz bei einem Signal aus einer bestimmten Richtung weitgehend erhalten bleibt, auch wenn sich bei

einem oder bei beiden Hörhilfegeräten Einstellungen ändern. Wird z.B. bei einem Hörhilfegerät die Lautstärke erhöht, so sollte auch bei dem anderen Hörhilfegerät eine Anpassung der Lautstärke erfolgen. Da jedoch häufig nicht beide Ohren eines Hörgeräteträgers gleichermaßen von einem Hörverlust betroffen sind, kann die Lautstärkenanpassung in der Regel nicht bei beiden Hörhilfegeräten gleichermaßen erfolgen. Vielmehr hat die Anpassung unter Berücksichtigung der individuellen Hörkurven, die an den beiden Ohren eines Hörgeräteträgers gemessen wurden, zu erfolgen. Entscheidend ist also, dass einem Hörgeräteträger bei einem Signal, das aus einer bestimmten Richtung kommt, an dem Ohr mit der kürzeren Entfernung zu der Signalquelle stets eine etwas höhere Lautstärke vermittelt wird.

**[0018]** Bei einer Ausführungsform der Erfindung wird bei einem Hörgerätesystem mit zwei am Kopf tragbaren Hörhilfegeräten eine Verstärkung bzw. Verstärkungsänderung eines elektrischen Signals in wenigstens einem der Hörhilfegeräte ermittelt. Die Verstärkungsänderung kann z.B. durch die Änderung eines Parameters der Signalverarbeitung des Hörhilfegerätes hervorgerufen worden sein. Dann werden Daten zur Kennzeichnung der aktuellen Verstärkung bzw. zur Kennzeichnung der Verstärkungsänderung von dem Hörhilfegerät auf das andere Hörhilfegerät des Hörgerätesystems übertragen. Auch in diesem Hörhilfegerät wird dann die Verstärkung entsprechend angepasst. Dies kann bedeuten, dass die Verstärkung um den gleichen Betrag geändert wird. Vorzugsweise wird die Verstärkung bei dem zweiten Hörhilfegerät jedoch so geändert, dass bei einem aus der 0-Gradrichtung (direkt von vorne) eintreffenden Schallsignal an beiden Ohren durch die Versorgung mit den Hörhilfegeräten wieder der gleiche Lautheitseindruck entsteht. Von der 0-Gradrichtung abweichende Schallsignale werden dann wieder mit unterschiedlichem Lautheitseindruck wahrgenommen, so dass der Hörgeräteträger die Richtung, aus dem das Schallsignal eintrifft, wahrnehmen kann.

**[0019]** Der Wert einer Verstärkungsänderung bei einem Hörhilfegerät gemäß der Erfindung kann bestimmten Einstellungen oder Funktionen des Hörhilfegerätes fest zugeordnet sein. So kann beispielsweise bei einem Algorithmus zur Rückkopplungsunterdrückung stets eine Verringerung der Verstärkung um 10 dB vorgesehen sein. Daten zur Kennzeichnung dieser Verstärkungsänderung können dann, sobald der Algorithmus aktiv geschaltet wird, auf das andere Hörhilfegerät des Hörgerätesystems übertragen werden, damit auch bei diesem eine entsprechende Verstärkungsabsenkung durchgeführt wird. In vielen Anwendungsfällen steht jedoch keine feste Zuordnung zwischen bestimmten Funktionen des Hörhilfegerätes und damit verbundenen Verstärkungsänderungen. Die Verstärkung bzw. Verstärkungsänderung wird dann zunächst automatisch im Hörhilfegerät ermittelt. Hierzu können Signalamplituden oder Signalpegel eines elektrischen Signals an im Signalpfad des Hörhilfegerätes hintereinander liegenden Punkten er-

fasst und ausgewertet werden. Auch hierfür wird vorzugsweise ein Testsignal in den Signalpfad eingespeist, das die Signalverarbeitungseinheit des Hörhilfegerätes zumindest teilweise durchläuft. Vorzugsweise wird auch bei der Verstärkungsanpassung die Verstärkung in beiden Hörhilfegeräten ermittelt und diesbezügliche Daten auf das jeweils andere Hörhilfegerät übertragen. Zur Anpassung der Verstärkung in einem Hörhilfegerät an eine Verstärkungsänderung bei einem zweiten Hörhilfegerät eines Hörgerätesystems werden vorzugsweise Filtermittel eingestellt. Vorzugsweise wird auch bei der Verstärkungseinstellung immer dann, wenn sich bei wenigstens einem der Hörhilfegeräte eine Parameter- und/oder Funktionsänderung ergibt, eine Anpassung der Verstärkung der beiden Hörhilfegeräte eines Hörgerätesystems durchgeführt. Auch die Verstärkungsanpassung kann jedoch in periodischen Zeitabständen erfolgen. Ebenso wie die Ermittlung und Anpassung der Signallaufzeit kann auch die Ermittlung und Anpassung der Verstärkung bzw. des Amplitudenübertragungsverhaltens bei einem Hörgerätesystem mit Mehrkanal-Hörhilfegeräten jeweils nur auf bestimmte Frequenzbänder bezogen sein.

**[0020]** Bei einer vorteilhaften Ausführungsform der Erfindung wird neben der Ermittlung von Signallaufzeiten bei den Hörhilfegeräten eines Hörgerätesystems auch das Übertragungsverhalten von Signalamplituden gemessen. Auch hierbei kann ein Testsignal an einer Stelle in den Signalpfad eingespeist und an nachfolgender Stelle wieder ausgelesen werden. Vorzugsweise erfolgt auch diese Messung für unterschiedliche Signalfrequenzen. Erfolgt anschließend eine Parameter- oder Funktionsänderung bei wenigstens einem der Hörhilfegeräte, so können das Übertragungsverhalten bezüglich der Signalamplituden erneut gemessen und Unterschiede im Übertragungsverhalten festgestellt werden. Für die Signalamplituden charakteristische Daten werden dann auf das jeweils andere Hörhilfegerät des Hörgerätesystems übertragen zur Anpassung an das geänderte Übertragungsverhalten.

**[0021]** Die Erfindung findet gleichermaßen bei hinter dem Ohr tragbaren (HdO), in dem Ohr tragbaren (IdO) oder implantierbaren Hörgerätesystemen Anwendung.

**[0022]** Weitere Einzelheiten der Erfindung werden nachfolgend anhand von Ausführungsbeispielen näher erläutert. Es zeigen:

Figur 1 ein Hörgerätesystem mit zwei Hörhilfegeräten, zwischen denen ein Signalpfad vorgesehen ist und bei denen unterschiedliche Hörprogramme einstellbar sind,

Figur 2 ein Hörhilfegerät mit einer Signallaufzeit-Messeinrichtung und einem einstellbaren Verzögerungselement,

Figur 3 ein Hörhilfegerät mit einem Signallaufzeit- und Amplituden- Messelement und einstellbarer

Taktfrequenz und

Figur 4 ein Hörhilfegerät, bei dem die Signalverarbeitung parallel in mehreren Frequenzkanälen erfolgt, mit einer Signalanalyse- und Steuereinheit.

**[0023]** Figur 1 zeigt in schematischer Darstellung ein Hörgerätesystem mit zwei Hörhilfegeräten 1 und 1'. Die Hörhilfegeräte 1 und 1' umfassen jeweils einen akustisch-elektrischen Eingangswandler (Mikrofon) 2 bzw. 2' zur Aufnahme eines akustischen Eingangssignals und Wandlung in ein elektrisches Signal. Die Verarbeitung des elektrischen Signals zum Ausgleich des Hörverlustes eines Hörgeräteträgers findet in den Signalverarbeitungseinheiten 3 bzw. 3' statt. Das verarbeitete Signal wird schließlich durch einen elektrisch-akustischen Ausgangswandler (Hörer) 4 bzw. 4' in ein Schallsignal zurückverwandelt und den Ohren eines Hörgeräteträgers zugeführt.

**[0024]** Zur Anpassung an unterschiedliche Hörsituationen, wie beispielsweise "Sprache in ruhiger Umgebung", "Sprache mit Störgeräusch", "Fahrt im Auto" usw., umfassen die Hörhilfegeräte 1 und 1' je eine Steuereinheit 5 bzw. 5'. Die Steuereinheiten 5 und 5' sind mit Speichereinheiten 6 bzw. 6' verbunden, in denen unterschiedliche Parametersätze zur Anpassung der Signalverarbeitungseinheiten 3 bzw. 3' an unterschiedliche Hörsituationen gespeichert sind.

**[0025]** Die Einstellung der Hörhilfegeräte 1 und 1' an die jeweilige Hörsituation erfolgt durch Betätigung eines Bedienelementes 7 bzw. 7' an wenigstens einem der Hörhilfegeräte 1 bzw. 1'.

**[0026]** Bei den Hörhilfegeräten 1 und 1' werden Signallaufzeiten der Signalverarbeitungseinheiten 3 bzw. 3' für die jeweiligen Hörprogramme und unter Berücksichtigung der jeweiligen Einstellungen der Hörhilfegeräte 1 und 1' zum Ausgleich des individuellen Hörverlustes eines Hörgeräteträgers ermittelt. Dies kann beispielsweise durch Laufzeitmessungen während der Anpassung der Hörhilfegeräte 1 und 1' erfolgen. Sind die Signallaufzeiten für beide Hörhilfegeräte 1 und 1' unter den gewählten Einstellungen für die jeweiligen Hörprogramme bekannt, so werden den Hörprogrammen Daten zur Kennzeichnung der Signallaufzeiten zugeordnet und ebenfalls in den Speichereinheiten 6 bzw. 6' abgelegt. Bei diesen Daten kann es sich sowohl um die Signallaufzeiten als solche als auch um die jeweiligen Laufzeitunterschiede zwischen den einzelnen Hörprogrammen oder den Hörhilfegeräten 1 und 1' handeln. Wird nun z.B. bei dem Hörhilfegerät 1 zwischen zwei Hörprogrammen umgeschaltet, so werden aus der Speichereinheit 6 nicht nur die Parameter des neuen Hörprogrammes ausgelesen, sondern auch die dem neu eingestellten Hörprogramm zugeordneten Daten zur Kennzeichnung der Signallaufzeit. Letztere werden dann über eine Sende- und Empfangseinheit 8 an das Hörhilfegerät 1' übertragen. Das Hörhilfegerät 1' empfängt seinerseits mittels der Sende- und Empfangseinheit 8' die von dem Hörhilfegerät 1 ge-

sendeten Daten und führt sie der Steuereinheit 5' zu. Diese wiederum vergleicht die übertragenen Daten mit der in der Speichereinheit 6' gespeicherten Information bezüglich der Laufzeit des aktuell eingestellten Hörprogramms. Beispielsweise durch Steuerung eines Verzögerungsmittels, das im Ausführungsbeispiel als Allpassfilter 9 bzw. 9' ausgeführt ist, lassen sich dann etwaige Laufzeitunterschiede ausgleichen. Vorteilhaft weisen somit beide Hörhilfegeräte 1 bzw. 1' die gleiche Signallaufzeit zwischen dem Eingangswandler 2 und dem Ausgangswandler 4 bzw. dem Eingangswandler 2' und dem Ausgangswandler 4' auf. So wird mit dem Hörgerätesystem 1, 1' stets das Richtungshören ermöglicht, unabhängig von der gerade aktiven Programmpaarung der Hörprogramme beider Hörhilfegeräte 1 und 1'.

**[0027]** Eine anderes Hörgerätesystem zeigt Figur 2. Da auch hierbei beide Hörhilfegeräte des Hörgerätesystems das gleiche Ersatzschaltbild aufweisen, ist in Figur 2 lediglich eines von beiden, nämlich das Hörhilfegerät 11, dargestellt. Auch dieses umfasst wie die Hörhilfegeräte 1 und 1' in dem Ausführungsbeispiel gemäß Figur 1 ein Mikrophon 12 zur Aufnahme eines akustischen Signals und Wandlung in ein elektrisches Signal, eine Signalverarbeitungseinheit 13 zur frequenzabhängigen Verarbeitung des elektrischen Signals und einen Hörer 14 zur Wandlung des elektrischen Signals in ein akustisches Ausgangssignal. Das Hörhilfegerät 11 umfasst ferner einen A/D-Wandler 15 zur Wandlung des Ausgangssignals des Mikrofons in ein digitales Signal sowie einen D/A-Wandler 16 zur Rückverwandlung des digitalen Signals in ein analoges Signal vor der Signalausgabe über den Hörer 14.

**[0028]** Im Unterschied zu Figur 1 erfolgt bei dem Hörhilfegerät 11 gemäß Figur 2 eine Signalanalyse des digitalen elektrischen Eingangssignals in einer Analyse- und Steuereinheit 17. Auch diese ist mit einer Speichereinheit 18 verbunden, in der unterschiedliche, die Signalverarbeitung betreffende Speichersätze speicherbar sind. Neben der Möglichkeit der Steuerung der Signalverarbeitung im Hörhilfegerät 11 durch einen kompletten Parametersatz, der in der Speichereinheit 18 gespeichert ist, ist bei dem Hörhilfegerät 11 vorgesehen, auch nur einzelne Einstellungen und Parameter zur Einstellung der Signalverarbeitung an die jeweilige Hörsituation adaptiv zu verändern. Auch können gegebenenfalls bestimmte Funktionen oder Algorithmen ein- bzw. ausgeschaltet werden. So kann bei dem Hörhilfegerät bei erkannter Sprache ein Algorithmus zur Sprachanhebung eingestellt werden oder es kann bei erkannten Störgeräuschen ein Algorithmus zur Störgeräuschbefreiung aktiv geschaltet werden. Es ist somit eine Vielzahl unterschiedlicher Einstellungen und Funktionen möglich, die zumeist Auswirkungen auf die Signallaufzeit eines Signals durch das Hörhilfegerät 11 haben. Daher wird bei dem Hörhilfegerät 11 die Signallaufzeit unter Berücksichtigung der aktuellen Einstellungen und Funktionen automatisch ermittelt. Hierzu weist das Hörhilfegerät 11 eine Laufzeitermittlungseinheit 19 auf. Diese umfasst einen

Signalgenerator zum Erzeugen und Einspeisen eines synthetischen Signals in den Signalpfad. Das eingespeiste Signal durchläuft die Signalverarbeitungseinheit 13 und wird vor der Ausgabe über den Hörer 14 abgegriffen und der Laufzeitermittlungseinheit 19 zugeführt. Vorzugsweise liegt das erzeugte Signal in einem von dem Hörgeräteträger akustisch nicht wahrnehmbaren Frequenzbereich. Durch die Laufzeitermittlungseinheit 19 kann nun die Signallaufzeit durch die Signalverarbeitungseinheit 13 gemessen und an die Analyse- und Steuereinheit 17 übertragen werden. Die Laufzeitmessung wird vorteilhaft immer dann durchgeführt, wenn sich bei dem Hörhilfegerät 11 eine Parameter- oder Funktionsänderung ergeben hat. Die ermittelten, die Signallaufzeit betreffenden Daten werden schließlich über eine Sendeeinheit und Empfangseinheit 20 auf das zweite Hörhilfegerät (nicht dargestellt) des Hörgerätesystems übertragen. Ebenso empfängt auch das Hörhilfegerät 11 mittels der Sendeeinheit und Empfangseinheit 20 die augenblickliche Signallaufzeit durch die Signalverarbeitungseinheit des zweiten Hörhilfegerätes. In der Analyse- und Steuereinheit 17 liegt somit die Information bezüglich der Signallaufzeiten beider Hörhilfegeräte des Hörgerätesystems vor. Bei dem Hörhilfegerät mit der kürzeren ermittelten Signallaufzeit, im Ausführungsbeispiel das Hörhilfegerät 11, wird nachfolgend eine Signalverzögerung um die Differenz der in beiden Hörhilfegeräten ermittelten Signallaufzeiten durchgeführt. Hierzu umfasst das Hörhilfegerät 11 eine als Schieberegister 21 ausgebildete Verzögerungseinheit. Bei diesem ist die Anzahl der Verzögerungstakte durch die Analyse- und Steuereinheit 17 einstellbar. Vorteilhaft wird so auch bei dieser Ausführungsform erreicht, dass zum Durchlauf eines akustischen Eingangssignals parallel durch zwei Hörhilfegeräte eines Hörgerätesystems die gleiche Signallaufzeit benötigt wird.

**[0029]** Ein weiteres Hörhilfegerät ist in Figur 3 dargestellt. Dabei zeigt ein Hörhilfegerät 22 einen zum Hörhilfegerät gemäß Figur 2 sehr ähnlichen Aufbau. Im Unterschied zu dem Hörhilfegerät 11 gemäß Figur 2 weist das Hörhilfegerät 22 jedoch einen Taktgenerator 23 mit einstellbarer Taktfrequenz auf. Mittels des einstellbaren Taktgenerators 23 ist der Systemtakt des Hörhilfegerätes 22 einstellbar. Abhängig vom Systemtakt ist damit die Signallaufzeit eines Signals durch das Hörhilfegerät 22 veränderbar. Wird in analoger Weise zu dem in Figur 2 beschriebenen Hörhilfegerät festgestellt, dass die Signallaufzeit gegenüber einem zweiten Hörhilfegerät des Hörgerätesystems länger ist, so wird zum Ausgleich der Laufzeitdifferenz die Taktfrequenz so weit erhöht, bis der Laufzeitunterschied ausgeglichen ist. Entsprechend wird bei einer für das Hörhilfegerät 22 ermittelten kürzeren Signallaufzeit die Taktfrequenz des Hörhilfegerätes 22 so weit reduziert, dass die Signallaufzeiten angeglichen sind.

**[0030]** Bei einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung erfolgt neben dem Ausgleich der Signallaufzeiten bei geänderten Einstellungen und Funktionen we-

nigstens eines Hörhilfegerätes auch ein Amplitudenausgleich. Hierzu können z.B. analog zum Ausgleich der Signallaufzeiten bei den Hörhilfegeräten 1 und 1' gemäß Figur 1 Verstärkungswerte ermittelt werden und diesbezügliche Daten in den Speichereinheiten 6 und 6' gespeichert werden. Bei einer Verstärkungsänderung bei einem der beiden Hörhilfegeräte infolge einer Parameter- und/oder Funktionsänderung (z.B. Wechsel des Hörprogramms) wird dann die Verstärkung in dem anderen Hörhilfegerät entsprechend angepasst.

**[0031]** Auch bei den beispielhaft in den Figuren 2 und 3 veranschaulichten Hörhilfegeräten kann ein Amplitudenausgleich erfolgen. Hierbei wird vorteilhaft über die Messeinrichtung 19 ein Testsignal in den Signalpfad eingespeist und an einer späteren Stelle im Signalpfad, vorzugsweise nach der Signalverarbeitungseinheit 13, wieder abgegriffen. Neben der Signallaufzeit wird so vorteilhaft auch das Signalübertragungsverhalten hinsichtlich der Signalamplituden gemessen. Vorzugsweise erfolgt die Messung bei unterschiedlichen Frequenzen. So kann für unterschiedliche Frequenzen jeweils ein bestimmter Verstärkungswert festgestellt werden. Daten bezüglich der so ermittelten Verstärkungswerte werden dann auf das jeweils andere Hörhilfegerät des Hörgerätesystems übertragen. Nachfolgend erfolgt ein Abgleich der Signalamplituden, wobei bei wenigstens einem der Hörhilfegeräte die Verstärkung geändert oder Filtermittel eingestellt werden. Vorteilhaft folgt der Abgleich der Signalamplituden unter Berücksichtigung der bei beiden Ohren gemessenen Audiogramme. Daten bezüglich dieser Audiogramme können ebenfalls in den Speichereinheiten 18 gespeichert sein. Der Lautheitsausgleich erfolgt dann in Relation zu den Audiogrammen, womit erreicht wird, dass beispielsweise eine durch eine Parameteränderung an einem Hörhilfegerät hervorgerufene geringfügige Lautheitsänderung eine für den Hörgeräteträger subjektiv gleiche Lautheitsänderung an dem anderen Hörhilfegerät bewirkt. Dadurch werden geringfügige Lautheitsunterschiede an den beiden Ohren eines Hörgeräteträgers unabhängig von den aktuellen Hörgeräteeinstellungen stets gleich wahrgenommen.

**[0032]** Ein weiteres Ausführungsbeispiel der Erfindung ist in Figur 4 dargestellt. Auch Figur 4 zeigt nur ein Hörhilfegerät 24 eines Hörgerätesystems mit zwei identisch aufgebauten Hörhilfegeräten. Das Hörhilfegerät 24 umfasst zwei Mikrofone 25 und 26, deren Ausgangssignale einer Signalvorverarbeitungseinheit 27 zugeführt sind. In der Signalvorverarbeitungseinheit 27 erfolgt eine A/D-Wandlung und eine elektrische Verschaltung der Mikrofonsignale zur Erzeugung einer Richtmikrofoncharakteristik. Eine Filterbank 28 dient zur Aufspaltung des elektrischen Signals in Frequenzbänder. In Signalverarbeitungseinheiten 29A, 29B, 29C und 29D erfolgt dann eine frequenzbandspezifische Signalverarbeitung der elektrischen Signale in den einzelnen Frequenzbändern. Schließlich werden die Ausgangssignale der Signalverarbeitungseinheiten 29A bis 29D addiert und in einer Signalnachverarbeitungseinheit 30 nachverarbeitet. Die

Signalnachverarbeitung kann beispielsweise eine Endverstärkung und D/A-Wandlung umfassen. Schließlich wird das analoge elektrische Ausgangssignal durch einen Hörer 31 in ein akustisches Ausgangssignal zurückverwandelt. Die einzelnen Signalverarbeitungsblöcke des Hörhilfegerätes, also die Signalvorverarbeitungseinheit 27, die Filterbank 28, die Signalverarbeitungseinheiten 29A bis 29D in den einzelnen Kanälen sowie die Signalnachverarbeitungseinheit 30, sind im Ausführungsbeispiel zusammengefasst als Signalverarbeitungseinheit 29 bezeichnet.

**[0033]** Auch bei dem Hörhilfegerät 24 in diesem Ausführungsbeispiel sind unterschiedliche Hörprogramme zur Anpassung der Signalverarbeitung im Hörhilfegerät an unterschiedliche Hörsituationen vorgesehen. Entsprechende Parametersätze sind in einer Speichereinheit 32 hinterlegt. Zum Erkennen der augenblicklichen Hörsituation weist das Hörhilfegerät 24 eine Signalanalyse- und Steuereinheit 33 auf, in die das elektrische Eingangssignal vor der Aufteilung in unterschiedliche Frequenzbänder sowie das elektrische Ausgangssignal nach Durchlauf der Signalverarbeitungseinheiten 29A bis 29D eingehen. Mittels der Signalanalyse- und Steuereinheit 33 können beispielsweise rückkopplungsbedingte Oszillationen in dem elektrischen Eingangssignal erkannt werden. Als Gegenmaßnahme gegen erkannte rückkopplungsbedingte Oszillationen kann dann in einem Frequenzband, in dem die Oszillationsfrequenz liegt, beispielsweise die Verstärkung herabgesetzt werden. Daten bezüglich dieser Verstärkungsänderung in dem betreffenden Kanal werden dann von der Signalanalyse- und Steuereinheit 33 erfasst und mittels einer Sende- und Empfangseinheit 34 auf das zweite Hörhilfegerät (nicht dargestellt) übertragen. Dieses empfängt die übertragenen Daten und senkt seinerseits die Verstärkung in dem entsprechenden Kanal mittels einer der Signalanalyse- und Steuereinheit des Hörhilfegerätes 24 entsprechenden Signalanalyse- und Steuereinheit. Ebenso können auch Daten bezüglich einer Verstärkungsänderung in dem zweiten Hörhilfegerät des Hörgerätesystems auf das Hörhilfegerät 24 übertragen werden, das mittels der Signalanalyse- und Steuereinheit 33 auf Komponenten (beispielsweise die Signalverarbeitungseinheiten 29A bis 29D in den einzelnen Kanälen) steuernd einwirkt und die Verstärkung bei dem Hörhilfegerät 24 entsprechend anpasst.

**[0034]** Die Verstärkungsänderung kann in beiden Hörhilfegeräten um den gleichen Betrag erfolgen. Vorzugsweise erfolgt sie jedoch unter Berücksichtigung des individuellen Hörverlustes des Hörgeräteträgers sowie der Signalübertragungskennlinien der Hörhilfegeräte. Der Hörgeräteträger nimmt dann subjektiv die gleiche Verstärkungsreduzierung an beiden Hörhilfegeräten wahr. Natürliche Lautheitsunterschiede in den akustischen Eingangssignalen bleiben dadurch für den Hörgeräteträger weitgehend erhalten.

**[0035]** Häufig führen Parameter- oder Funktionsänderungen bei Hörhilfegeräten infolge der aktuellen Hörsitu-

ation nicht zu vorbestimmten Verstärkungsänderungen. Dies ist beispielsweise bei Hörhilfegeräten der Fall, bei denen nicht komplette Parametersätze zur Anpassung an unterschiedliche Hörsituationen vorgegeben sind, sondern bei denen eine adaptive und kontinuierliche Anpassung einzelner Parameter erfolgt. Eine Verstärkungsänderung wird dann vorteilhaft durch eine Hörhilfegeräte interne Messung ermittelt. So kann bei dem Hörhilfegerät gemäß Figur 4 die Verstärkungsänderung aus Messungen der Verstärkung vor und nach einer Parameteränderung festgestellt werden. Hierzu werden das elektrische Eingangssignal sowie das elektrische Ausgangssignal in der Signalanalyse- und Steuereinheit 33 ausgewertet. Bei dem Ausführungsbeispiel gemäß Figur 4 ist sowohl eine Auswertung des Gesamteingangs- bzw. -ausgangssignals als auch der elektrischen Eingangs- und Ausgangssignale der Signalverarbeitungseinheiten 29A bis 29D der einzelnen Kanäle möglich, je nachdem, ob eine Parameteränderung den gesamten Frequenzbereich oder nur Signalfrequenzen innerhalb eines Frequenzbandes betrifft.

**[0036]** Analog zu der Anpassung der Verstärkung können bei einem Hörgerätesystem mit zwei Hörhilfegeräten mit einem schematischen Blockschaltbild gemäß dem beispielhaften Hörhilfegerät 24, wie in Figur 4 dargestellt, auch die Signalamplituden oder die Signallaufzeiten der beiden Hörhilfegeräte einander angepasst werden, so dass das natürliche Richtungshören auch bei getragenen Hörhilfegeräten erhalten bleibt. Hierbei sind für den Amplituden- oder Laufzeitausgleich gegenüber dem Verstärkungsausgleich lediglich andere Signalanalysemethoden in der Signalanalyse- und Steuereinheit 33 vorzusehen. So gehen dem Amplitudenausgleich beispielsweise Amplituden- oder Pegelmessungen oder dem Laufzeitausgleich Phasen- oder Signallaufzeitmessungen an dem Gesamtsignal oder in den einzelnen Kanälen des Hörhilfegerätes 24 voraus. Der Ausgleich erfolgt dann vorzugsweise durch einstellbare Filtermittel innerhalb der Signalverarbeitungseinheit 29, die durch die Signalanalyse- und Steuereinheit 33 eingestellt werden.

**[0037]** Bei einer bevorzugten Variante wird zur Laufzeitmessung eine Korrelationsanalyse durchgeführt. Hierzu sind der Signalanalyse- und Steuereinheit 33 elektrische Signale aus hintereinanderliegenden Punkten in dem Signalpfad zwischen den Mikrofonen 25 und 26 und dem Hörer 31 zugeführt. Mittels der Korrelationsanalyse kann dann die Phasenverschiebung und damit die Signallaufzeit auf einfache Weise ermittelt werden.

**[0038]** Bei einer weiteren bevorzugten Variante werden in der Signalanalyse- und Steuereinheit zunächst die Einhüllenden der zugeführten Signale ermittelt. Auch aus dem Vergleich der Einhüllenden in der Signalanalyse- und Auswerteeinheit 33 kann leicht auf die Phasenverschiebung der betreffenden Signale und damit auf die Signallaufzeit zwischen den betrachteten Punkten in dem Signalpfad des Hörhilfegerätes 24 rückgeschlossen werden.

**[0039]** Die Messungen erfolgen insbesondere jeweils

kurz vor sowie kurz nach Parameter- oder Funktionsänderungen in dem Hörhilfegerät 24, um die dadurch bedingten Verstärkungs- und/oder Amplituden- und/oder Signallaufzeitänderungen bei dem Hörhilfegerät 24 zu erfassen, diesbezügliche Daten auf das zweite Hörhilfegerät des Hörgerätesystems zu übertragen, dort zu empfangen, auszuwerten und schließlich die Änderungen auszugleichen.

**[0040]** Zusammenfassend wird festgehalten:

Bei der binauralen Versorgung eines Hörgeräteträgers mit zwei am Ohren tragbaren Hörhilfegeräten soll das Richtungshören verbessert werden. Hierzu schlägt die Erfindung vor, jeweils Signalamplituden und/oder Verstärkungen eines elektrischen Signals in einem Signalpfad zwischen einem Eingangswandler und einem Ausgangswandler eines Hörhilfegerätes zu messen und Daten bezüglich der gemessenen Signalamplituden und/oder Verstärkungen auf das jeweils andere Hörhilfegerät zu übertragen. Dadurch können die Signalamplituden der elektrischen Signale durch die beiden Hörhilfegeräte aneinander angepasst werden. Damit wird durch die Hörhilfegeräte keine Amplitudenverzerrung verursacht und der natürliche Amplitudenunterschied eines aus einer bestimmten Richtung einfallenden Schallsignals bleiben erhalten. Somit bleibt auch die Richtungsinformation für den Hörgeräteträger erhalten.

#### Patentansprüche

1. Verfahren zum Einstellen eines Hörgerätesystems mit wenigstens einem ersten (1, 11, 22, 24) und einem zweiten (1') Hörhilfegerät, die jeweils wenigstens einen Eingangswandler (2, 2', 12, 25, 26) zur Aufnahme eines akustischen Eingangssignals und Wandlung in ein elektrisches Signal, eine Signalverarbeitungseinheit (3, 3', 13, 29) zur Verarbeitung des elektrischen Signals und einen Ausgangswandler (4, 4', 14, 31) zur Wandlung des elektrischen Signals in ein Ausgangssignal umfassen und zwischen denen ein Signalpfad (10) zur Datenübertragung vorgesehen ist, wobei eine Verstärkung oder Verstärkungsänderung des elektrischen Signals in dem Signalpfad zwischen dem Eingangswandler (2, 12, 25, 26) und dem Ausgangswandler (4, 14, 31) des ersten Hörhilfegerätes (1, 11, 22, 24) ermittelt wird und ein Signal über den Signalpfad (10) an das zweite Hörhilfegerät (1') übertragen wird zur Anpassung der Verstärkung des elektrischen Signals in dem Signalpfad zwischen dem Eingangswandler (2') und dem Ausgangswandler (4') des zweiten Hörhilfegerätes (1') an die ermittelte Verstärkung des elektrischen Signals in dem ersten Hörhilfegerät (1, 11, 22, 24), **dadurch gekennzeichnet, dass** zur Ermittlung der Verstärkung oder Verstärkungsänderung Signalamplituden und/oder Signalpegel des elektrischen Signals ermittelt werden.

2. Verfahren nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Verstärkung oder Verstärkungsänderung des elektrischen Signals für einen Teilbereich des Signalpfades zwischen dem Eingangswandler (2, 12, 25, 26) und dem Ausgangswandler (4, 14, 31) des ersten Hörhilfegerätes (1, 11, 22, 24) ermittelt wird. 5
3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Verstärkung oder Verstärkungsänderung des elektrischen Signals in dem ersten Hörhilfegerät (1, 11, 22, 24) automatisch ermittelt wird und ein Signal auf das zweite Hörhilfegerät (1') übertragen wird. 10
4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, **dadurch gekennzeichnet, dass** zum Ermitteln der Verstärkung oder Verstärkungsänderung ein Testsignal erzeugt wird, das den Signalpfad zwischen dem Eingangswandler (2, 12, 25, 26) und dem Ausgangswandler (4, 14, 31) des ersten Hörhilfegerätes (1, 11, 22, 24) zumindest teilweise durchläuft. 15
5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Verstärkung oder Verstärkungsänderung in dem ersten (1, 11, 22, 24) und dem zweiten (1') Hörhilfegerät ermittelt wird und jeweils ein Signal auf das andere Hörhilfegerät übertragen wird. 20
6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, **dadurch gekennzeichnet, dass** zur Anpassung der Verstärkung Filtermittel (9, 9') eingestellt werden. 25
7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 6, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Ermittlung und Anpassung der Verstärkung oder Verstärkungsänderung in periodischen Abständen erfolgen. 30
8. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 7, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Ermittlung und Anpassung der Verstärkung im Anschluss an eine Parameter- und/oder Funktionsänderung bei wenigstens einem der Hörhilfegeräte (1, 1', 11, 22, 24) erfolgen. 35
9. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 8, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Signalverarbeitung in dem ersten (1, 11, 22, 24) und dem zweiten (1') Hörhilfegerät in mehreren parallelen Frequenzkanälen der jeweiligen Signalverarbeitungseinheit (3, 13, 29) erfolgt und die Ermittlung und Anpassung der Verstärkung jeweils in wenigstens einem Frequenzkanal erfolgen. 40
10. Verfahren zum Einstellen eines Hörgerätesystems mit wenigstens einem ersten (1, 11, 22, 24) und einem zweiten (1') Hörhilfegerät, die jeweils wenigstens einen Eingangswandler (2, 2', 12, 25, 26) zur Aufnahme eines akustischen Eingangssignals und Wandlung in ein elektrisches Signal, eine Signalverarbeitungseinheit (3, 3', 13, 29) zur Verarbeitung des elektrischen Signals und einen Ausgangswandler (4, 4', 14, 31) zur Wandlung des elektrischen Signals in ein Ausgangssignal umfassen und zwischen denen ein Signalpfad (10) zur Datenübertragung vorgesehen ist, wobei 45
- eine Signalamplitude des elektrischen Signals in dem Signalpfad zwischen dem Eingangswandler (2, 12, 25, 26) und dem Ausgangswandler (4, 14, 31) des ersten Hörhilfegerätes (1, 11, 22, 24) ermittelt wird und ein Signal über den Signalpfad (10) an das zweite Hörhilfegerät (1') übertragen wird zur Anpassung der Signalamplitude des elektrischen Signals in dem Signalpfad zwischen dem Eingangswandler (2') und dem Ausgangswandler (4') des zweiten Hörhilfegerätes (1') an die ermittelte Signalamplitude des elektrischen Signals in dem ersten Hörhilfegerät (1, 11, 22, 24), **dadurch gekennzeichnet, dass** zum Ermitteln der Signalamplitude ein Testsignal erzeugt wird, das den Signalpfad zwischen dem Eingangswandler (2, 12, 25, 26) und dem Ausgangswandler (4, 14, 31) des ersten Hörhilfegerätes (1, 11, 22, 24) zumindest teilweise durchläuft. 50
11. Verfahren nach Anspruch 10, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Signalamplitude des elektrischen Signals in dem ersten Hörhilfegerät (1, 11, 22, 24) automatisch ermittelt wird und ein Signal auf das zweite Hörhilfegerät (1') übertragen wird. 55
12. Verfahren nach einem der Ansprüche 10 oder 11, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Signalamplitude in dem ersten (1, 11, 22, 24) und dem zweiten (1') Hörhilfegerät ermittelt wird und jeweils ein Signal auf das andere Hörhilfegerät übertragen wird.
13. Verfahren nach einem der Ansprüche 10 bis 12, **dadurch gekennzeichnet, dass** zur Anpassung der Signalamplitude Filtermittel (9, 9') eingestellt werden.
14. Verfahren nach einem der Ansprüche 10 bis 13, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Ermittlung und Anpassung der Signalamplitude in periodischen Abständen erfolgen.
15. Verfahren nach einem der Ansprüche 10 bis 14, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Ermittlung und Anpassung der Signalamplitude im Anschluss an eine Parameter- und/oder Funktionsänderung bei wenigstens einem der Hörhilfegeräte (1, 1', 11, 22, 24) erfolgen.

16. Verfahren nach einem der Ansprüche 10 bis 15, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Signalverarbeitung in dem ersten (1, 11, 22, 24) und dem zweiten (1') Hörhilfegerät in mehreren parallelen Frequenzkanälen der jeweiligen Signalverarbeitungseinheit (3, 13, 29) erfolgt und die Ermittlung und Anpassung der Signalamplituden jeweils in wenigstens einem Frequenzkanal erfolgen.
17. Hörgerätesystem mit wenigstens einem ersten (1, 11, 22, 24) und einem zweiten (1') Hörhilfegerät, die jeweils wenigstens einen Eingangswandler (2, 2', 12, 25, 26) zur Aufnahme eines akustischen Eingangssignals und Wandlung in ein elektrisches Signal, eine Signalverarbeitungseinheit (3, 3', 13, 29) zur Verarbeitung des elektrischen Signals und einen Ausgangswandler (4, 4', 14, 31) zur Wandlung des elektrischen Signals in ein Ausgangssignal umfassen und zwischen denen ein Signalpfad (10) zur Datenübertragung vorgesehen ist, **dadurch gekennzeichnet, dass** das erste Hörhilfegerät (1, 11, 22, 24) Mittel zum Messen und Mittel zum Senden von Daten bezüglich einer Verstärkung oder Verstärkungsänderung eines elektrischen Signals in dem Signalpfad zwischen dem Eingangswandler (2, 12, 25, 26) und dem Ausgangswandler (4, 14, 31) des ersten Hörhilfegerätes (1, 11, 22, 24) und das zweite Hörhilfegerät (1') Mittel zum Empfangen der gesendeten Daten und Mittel zur Anpassung einer Verstärkung in dem Signalpfad zwischen dem Eingangswandler (2') und dem Ausgangswandler (4') des zweiten Hörhilfegerätes (1') an die Verstärkung oder Verstärkungsänderung des elektrischen Signals in dem ersten Hörhilfegerät (1, 11, 22, 24) umfasst.
18. Hörgerätesystem nach Anspruch 17, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Signalverarbeitung in dem ersten (1, 11, 22, 24) und dem zweiten (1') Hörhilfegerät in mehreren parallelen Frequenzkanälen der jeweiligen Signalverarbeitungseinheit (3, 3', 13, 29) erfolgt und wenigstens das erste Hörhilfegerät (1, 11, 22, 24) Mittel zur Ermittlung der Verstärkung oder Verstärkungsänderung und wenigstens das zweite Hörhilfegerät (1') Mittel zur Anpassung der Verstärkung in wenigstens einem Frequenzkanal umfasst.
19. Hörgerätesystem mit wenigstens einem ersten (1, 11, 22, 24) und einem zweiten (1') Hörhilfegerät, die jeweils wenigstens einen Eingangswandler (2, 2', 12, 25, 26) zur Aufnahme eines akustischen Eingangssignals und wandlung in ein elektrisches Signal, eine Signalverarbeitungseinheit (3, 3', 13, 29) zur Verarbeitung des elektrischen Signals und einen Ausgangswandler (4, 4', 14, 31) zur Wandlung des elektrischen Signals in ein Ausgangssignal umfassen und zwischen denen ein Signalpfad (10) zur Datenübertragung vorgesehen ist,

**dadurch gekennzeichnet, dass**

das erste Hörhilfegerät (1, 11, 22, 24) Mittel zum Messen und Mittel zum Senden von Daten bezüglich einer Signalamplitude eines elektrischen Signals in dem Signalpfad zwischen dem Eingangswandler (2, 12, 25, 26) und dem Ausgangswandler (4, 14, 31) des ersten Hörhilfegerätes (1, 11, 22, 24) und das zweite Hörhilfegerät (1') Mittel zum Empfangen der gesendeten Daten und Mittel zur Anpassung einer Signalamplitude in dem Signalpfad zwischen dem Eingangswandler (2') und dem Ausgangswandler (4') des zweiten Hörhilfegerätes (1') an die Signalamplitude des elektrischen Signals in dem ersten Hörhilfegerät (1, 11, 22, 24) umfasst.

20. Hörgerätesystem nach Anspruch 19, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Signalverarbeitung in dem ersten (1, 11, 22, 24) und dem zweiten (1') Hörhilfegerät in mehreren parallelen Frequenzkanälen der jeweiligen Signalverarbeitungseinheit (3, 3', 13, 29) erfolgt und wenigstens das erste Hörhilfegerät (1, 11, 22, 24) Mittel zur Ermittlung der Signalamplitude und wenigstens das zweite Hörhilfegerät (1') Mittel zur Anpassung der Signalamplitude in wenigstens einem Frequenzkanal umfasst.
21. Hörgerätesystem nach Anspruch 19 oder 20, **dadurch gekennzeichnet, dass** das erste Hörhilfegerät (1, 11, 22, 24) wenigstens eine Sendeeinheit (8, 8', 20, 34) und das zweite Hörhilfegerät (1') wenigstens eine Empfangseinheit (8') zur drahtlosen Signalübertragung zwischen dem ersten (1, 11, 22, 24) Hörhilfegerät und dem zweiten (1') Hörhilfegerät umfasst.
22. Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 19 bis 21, **dadurch gekennzeichnet, dass** wenigstens das erste (1, 11, 22, 24) Hörhilfegerät Mittel zum Erzeugen eines Testsignals umfasst.

**Claims**

1. Method for the adjustment of a hearing aid system having at least one first (1, 11, 22, 24) and a second (1') hearing aid which each comprise at least one input transducer (2, 2', 12, 25, 26) for picking up an audible input signal and converting it into an electrical signal, a signal processing unit (3, 3', 13, 29) for processing the electrical signal, and an output transducer (4, 4', 14, 31) for converting the electrical signal into an output signal, and between which a signal path (10) is provided for the purpose of data transmission, a gain or gain change of the electrical signal being ascertained in the signal path between the input transducer (2, 12, 25, 26) and the output transducer (4, 14, 31) of the first hearing aid (1, 11, 22, 24) and a signal being transmitted via the signal path

- (10) to the second hearing aid (1') for the purpose of matching the gain of the electrical signal in the signal path between the input transducer (2') and the output transducer (4') of the second hearing aid (1') to the ascertained gain of the electrical signal in the first hearing aid (1, 11, 22, 24) **characterized in that** the gain or gain change is ascertained by ascertaining signal amplitudes and/or signal levels of the electrical signal.
2. Method according to Claim 1, **characterized in that** the gain or gain change of the electrical signal is ascertained for a subregion of the signal path between the input transducer (2, 12, 25, 26) and the output transducer (4, 14, 31) of the first hearing aid (1, 11, 22, 24).
  3. Method according to Claim 1 or 2, **characterized in that** the gain or gain change of the electrical signal is automatically ascertained in the first hearing aid (1, 11, 22, 24) and a signal is transmitted to the second hearing aid (1').
  4. Method according to one of Claims 1 to 3, **characterized in that** the gain or gain change is ascertained by producing a test signal which at least partially transits the signal path between the input transducer (2, 12, 25, 26) and the output transducer (4, 14, 31) of the first hearing aid (1, 11, 22, 24).
  5. Method according to one of Claims 1 to 4, **characterized in that** the gain or gain change is ascertained in the first (1, 11, 22, 24) and the second (1') hearing aid and a respective signal is transmitted to the other hearing aid.
  6. Method according to one of Claims 1 to 5, **characterized in that** the gain is matched by adjusting filter means (9, 9').
  7. Method according to one of Claims 1 to 6, **characterized in that** the gain or gain change is ascertained and matched at periodic intervals.
  8. Method according to one of Claims 1 to 7, **characterized in that** the gain is ascertained and matched subsequent to a parameter and/or function change in at least one of the hearing aids (1, 1', 11, 22, 24).
  9. Method according to one of Claims 1 to 8, **characterized in that** the signal processing in the first (1, 11, 22, 24) and the second (1') hearing aid is effected in a plurality of parallel frequency channels of the respective signal processing unit (3, 13, 29), and the gain is ascertained and matched in at least one frequency channel in each case.
  10. Method for the adjustment of a hearing aid system having at least one first (1, 11, 22, 24) and a second (1') hearing aid which each comprise at least one input transducer (2, 2', 12, 25, 26) for picking up an audible input signal and converting it into an electrical signal, a signal processing unit (3, 3', 13, 29) for processing the electrical signal, and an output transducer (4, 4', 14, 31) for converting the electrical signal into an output signal, and between which a signal path (10) is provided for the purpose of data transmission, a signal amplitude of the electrical signal being ascertained in the signal path between the input transducer (2, 12, 25, 26) and the output transducer (4, 14, 31) of the first hearing aid (1, 11, 22, 24), and a signal being transmitted via the signal path (10) to the second hearing aid (1') for the purpose of matching the signal amplitude of the electrical signal in the signal path between the input transducer (2') and the output transducer (4') of the second hearing aid (1') to the ascertained signal amplitude of the electrical signal in the first hearing aid (1, 11, 22, 24), **characterized in that** the signal amplitude is ascertained by producing a test signal which at least partially transits the signal path between the input transducer (2, 12, 25, 26) and the output transducer (4, 14, 31) of the first hearing aid (1, 11, 22, 24).
  11. Method according to Claim 10, **characterized in that** the signal amplitude of the electrical signal is automatically ascertained in the first hearing aid (1, 11, 22, 24) and a signal is transmitted to the second hearing aid (1').
  12. Method according to one of Claims 10 to 11, **characterized in that** the signal amplitude is ascertained in the first (1, 11, 22, 24) and the second (1') hearing aid and a respective signal is transmitted to the other hearing aid.
  13. Method according to one of Claims 10 to 12, **characterized in that** the signal amplitude is matched by adjusting filter means (9, 9').
  14. Method according to one of Claims 10 to 13, **characterized in that** the signal amplitude is ascertained and matched at periodic intervals.
  15. Method according to one of Claims 10 to 14, **characterized in that** the signal amplitude is ascertained and matched subsequent to a parameter and/or function change in at least one of the hearing aids (1, 1', 11, 22, 24).
  16. Method according to one of Claims 10 to 15, **characterized in that** the signal processing in the first (1, 11, 22, 24) and the second (1') hearing aid is effected in a plurality of parallel frequency channels of the respective signal processing unit (3, 13,

29), and the signal amplitudes are ascertained and matched in at least one frequency channel in each case.

17. Hearing aid system having at least one first (1, 11, 22, 24) and a second (1') hearing aid which each comprise at least one input transducer (2, 2', 12, 25, 26) for picking up an audible input signal and converting it into an electrical signal, a signal processing unit (3, 3', 13, 29) for processing the electrical signal, and an output transducer (4, 4', 14, 31) for converting the electrical signal into an output signal, and between which a signal path (10) is provided for the purpose of data transmission, **characterized in that** the first hearing aid (1, 11, 22, 24) comprises means for measuring and means for sending data regarding a gain or gain change of an electrical signal in the signal path between the input transducer (2, 12, 25, 26) and the output transducer (4, 14, 31) of the first hearing aid (1, 11, 22, 24), and the second hearing aid (1') comprises means for receiving the sent data and means for matching a gain in the signal path between the input transducer (2') and the output transducer (4') of the second hearing aid (1') to the gain or gain change of the electrical signal in the first hearing aid (1, 11, 22, 24).
18. Hearing aid system according to Claim 17, **characterized in that** the signal processing in the first (1, 11, 22, 24) and the second (1') hearing aid is effected in a plurality of parallel frequency channels of the respective signal processing unit (3, 3', 13, 29), and at least the first hearing aid (1, 11, 22, 24) comprises means for ascertaining the gain or gain change, and at least the second hearing aid (1') comprises means for matching the gain in at least one frequency channel.
19. Hearing aid system having at least one first (1, 11, 22, 24) and a second (1') hearing aid which each comprise at least one input transducer (2, 2', 12, 25, 26) for picking up an audible input signal and converting it into an electrical signal, a signal processing unit (3, 3', 13, 29) for processing the electrical signal, and an output transducer (4, 4', 14, 31) for converting the electrical signal into an output signal, and between which a signal path (10) is provided for the purpose of data transmission, **characterized in that** the first hearing aid (1, 11, 22, 24) comprises means for measuring and means for sending data regarding a signal amplitude of an electrical signal in the signal path between the input transducer (2, 12, 25, 26) and the output transducer (4, 14, 31) of the first hearing aid (1, 11, 22, 24), and the second hearing aid (1') comprises means for receiving the sent data and means for matching a signal amplitude in the signal path between the input transducer (2') and the output transducer (4') of the

second hearing aid (1') to the signal amplitude of the electrical signal in the first hearing aid (1, 11, 22, 24).

20. Hearing aid system according to Claim 19, **characterized in that** the signal processing in the first (1, 11, 22, 24) and the second (1') hearing aid is effected in a plurality of parallel frequency channels of the respective signal processing unit (3, 3', 13, 29), and at least the first hearing aid (1, 11, 22, 24) comprises means for ascertaining the signal amplitude, and at least the second hearing aid (1') comprises means for matching the signal amplitude in at least one frequency channel.
21. Hearing aid system according to Claim 19 or 20, **characterized in that** the first hearing aid (1, 11, 22, 24) comprises at least one transmission unit (8, 8', 20, 34), and the second hearing aid (1') comprises at least one reception unit (8'), for the wireless signal transmission between the first (1, 11, 22, 24) hearing aid and the second (1') hearing aid.
22. Hearing aid system according to one of Claims 19 to 21, **characterized in that** at least the first (1, 11, 22, 24) hearing aid comprises means for producing a test signal.

## Revendications

1. Procédé de réglage d'un système de prothèses auditives, comprenant au moins une première (1, 11, 22, 24) et une deuxième (1') prothèses auditives, qui comprennent respectivement au moins un convertisseur (2, 2', 12, 25, 26) d'entrée, pour la réception d'un signal acoustique d'entrée et sa transformation en un signal électrique, une unité (3, 3', 13, 29) de traitement du signal, pour le traitement du signal électrique, et un convertisseur (4, 4', 14, 31) de sortie, pour la transformation du signal électrique en un signal de sortie, et entre lesquels est prévu un trajet (10) du signal pour la transmission de données, dans lequel on détermine une amplification ou une variation d'amplification du signal électrique dans le trajet du signal entre le convertisseur (2, 12, 25, 26) d'entrée et le convertisseur (4, 14, 31) de sortie de la première prothèse (1, 11, 22, 24) auditive et on transmet un signal à la deuxième prothèse (1') auditive par l'intermédiaire du trajet (10) au signal, pour adapter l'amplification du signal électrique dans le trajet du signal, entre le convertisseur (2') d'entrée et le convertisseur (4') de sortie de la deuxième prothèse (1') auditive, à l'amplification déterminée du signal électrique dans la première prothèse (1, 11, 22, 24) auditive, **caractérisé en ce que** pour la détermination de l'amplification ou de la va-

- riation d'amplification, on détermine des amplitudes et/ou des niveaux de signal électrique.
2. Procédé suivant la revendication 1, **caractérisé en ce qu'on** détermine l'amplification ou la variation d'amplification du signal électrique pour une zone partielle du trajet du signal entre le convertisseur ( 2, 12, 25, 26 ) d'entrée et le convertisseur ( 4, 14, 31 ) de sortie de la première prothèse ( 1, 11, 22, 24 ) auditive.
  3. Procédé suivant la revendication 1 ou 2, **caractérisé en ce qu'on** détermine automatiquement l'amplification ou une variation d'amplification du signal électrique dans la première prothèse ( 1, 11, 22, 24 ) auditive et on transmet un signal à la deuxième prothèse ( 1' ) auditive.
  4. Procédé suivant l'une des revendications 1 à 3, **caractérisé en ce que**, pour la détermination de l'amplification et d'une variation d'amplification, on produit un signal test, qui parcourt au moins en partie le trajet du signal entre le convertisseur ( 2, 12, 25, 26 ) d'entrée et le convertisseur ( 4, 14, 31 ) de sortie de la première prothèse ( 1, 11, 22, 24 ) auditive.
  5. Procédé suivant l'une des revendications 1 à 4, **caractérisé en ce qu'on** détermine l'amplification ou une variation d'amplification dans la première prothèse ( 1, 11, 22, 24 ) auditive et dans la deuxième prothèse ( 1' ) auditive et on transmet respectivement un signal à l'autre prothèse auditive.
  6. Procédé suivant l'une des revendications 1 à 5, **caractérisé en ce qu'on** met des moyens ( 9, 9' ) de filtrage, pour l'adaptation de l'amplification.
  7. Procédé suivant l'une des revendications 1 à 6, **caractérisé en ce qu'on** effectue la détermination et l'adaptation de l'amplification ou d'une variation d'amplification à des intervalles périodiques.
  8. Procédé suivant l'une des revendications 1 à 7, **caractérisé en ce qu'on** effectue la détermination et l'adaptation de l'amplification à la suite d'une variation de paramètre et/ou de fonction, pour au moins l'une des prothèses ( 1, 1', 11, 22, 24 ) auditives.
  9. Procédé suivant l'une des revendications 1 à 8, **caractérisé en ce qu'on** effectue le traitement du signal dans la première prothèse ( 1, 11, 22, 24 ) auditive et dans la deuxième prothèse ( 1' ) auditive dans plusieurs canaux de fréquence parallèles de l'unité ( 3, 13, 29 ) respective de traitement du signal et on effectue la détermination et l'adaptation de l'amplification respectivement dans au moins un canal de fréquence.
  10. Procédé de réglage d'un système de prothèses auditives ayant au moins une première prothèse ( 1, 11, 22, 24 ) auditive et une deuxième prothèse ( 1' ) auditive, qui comprennent respectivement au moins un convertisseur ( 2, 2', 12, 25, 26 ) d'entrée, pour la réception d'un signal acoustique d'entrée et sa transformation en un signal électrique, une unité ( 3, 3', 13, 29 ) de traitement du signal, pour le traitement du signal électrique, et un convertisseur ( 4, 4', 14, 31 ) de sortie, pour la transformation du signal électrique en un signal de sortie, et entre lesquels est prévu un trajet ( 10 ) du signal pour la transmission de données, dans lequel on détermine une amplitude du signal électrique dans le trajet du signal entre le convertisseur ( 2, 12, 25, 26 ) d'entrée et le convertisseur ( 4, 14, 31 ) de sortie de la première prothèse ( 1, 11, 22, 24 ) auditive, et on transmet un signal à la deuxième prothèse ( 1' ) auditive par l'intermédiaire du trajet ( 10 ) du signal, pour l'adaptation de l'amplitude du signal électrique dans le trajet du signal, entre le convertisseur ( 2' ) d'entrée et le convertisseur ( 4' ) de sortie de la deuxième prothèse ( 1' ) auditive, à l'amplitude déterminée du signal électrique dans la première prothèse ( 1, 11, 22, 24 ) auditive, **caractérisé en ce que**, pour déterminer l'amplitude du signal, on produit un signal test, qui parcourt au moins en partie le trajet du signal entre le convertisseur ( 2, 12, 25, 26 ) d'entrée et le convertisseur ( 4, 14, 31 ) de sortie de la première prothèse ( 1, 11, 22, 24 ) auditive.
  11. Procédé suivant la revendication 10, **caractérisé en ce qu'on** détermine automatiquement l'amplitude du signal électrique dans la première prothèse ( 1, 11, 22, 24 ) auditive et on transmet un signal à la deuxième prothèse ( 1' ) auditive.
  12. Procédé suivant l'une des revendications 10 ou 11, **caractérisé en ce qu'on** détermine l'amplitude du signal dans la première prothèse ( 1, 11, 22, 24 ) auditive et dans la deuxième prothèse ( 1' ) auditive et on transmet respectivement un signal à l'autre prothèse auditive.
  13. Procédé suivant l'une des revendications 10 à 12, **caractérisé en ce qu'on** met des moyens ( 9, 9' ) de filtrage, pour l'adaptation de l'amplification.
  14. Procédé suivant l'une des revendications 10 à 13, **caractérisé en ce qu'on** effectue la détermination et l'adaptation de l'amplification ou d'une variation d'amplification à des intervalles périodiques.
  15. Procédé suivant l'une des revendications 10 à 14, **caractérisé en ce qu'on** effectue la détermination et l'adaptation de l'amplitude du signal à la suite d'une variation de paramètre et/ou de fonction dans

- au moins l'une des prothèses ( 1, 1', 11, 22, 24 ) auditives.
16. Procédé suivant l'une des revendications 10 à 15, **caractérisé en ce qu'**on effectue le traitement du signal dans la première prothèse ( 1, 11, 22, 24 ) auditive et dans la deuxième prothèse ( 1' ) auditive dans plusieurs canaux de fréquence parallèles de l'unité ( 3, 13, 29 ) respective de traitement du signal et on effectue la détermination et l'adaptation des amplitudes du signal respectivement dans au moins un canal de fréquence.
17. Système de prothèses comprenant au moins une première prothèse ( 1, 11, 22, 24 ) auditive et une deuxième prothèse ( 1' ) auditive, qui comprennent respectivement au moins un convertisseur ( 2, 2', 12, 25, 26 ) d'entrée, pour la réception d'un signal acoustique d'entrée et sa transformation en un signal électrique, une unité ( 3, 3', 13, 29 ) de traitement du signal, pour le traitement du signal électrique, et un convertisseur ( 4, 4', 14, 31 ) de sortie, pour la transformation du signal électrique en un signal de sortie, et entre lesquels est prévu un trajet ( 10 ) du signal pour la transmission de données, **caractérisé en ce que** la première prothèse ( 1, 11, 22, 24 ) auditive comprend des moyens de mesure et des moyens d'envoi de données se rapportant à une amplification ou à une variation d'amplification d'un signal électrique dans le trajet du signal entre le convertisseur ( 2, 12, 25, 26 ) d'entrée et le convertisseur ( 4, 14, 31 ) de sortie de la première prothèse ( 1, 11, 22, 24 ) auditive et la deuxième prothèse ( 1' ) auditive comprend des moyens de réception des données émises et des moyens d'adaptation d'une amplification, dans le trajet du signal entre le convertisseur ( 2' ) d'entrée et le convertisseur ( 4' ) de sortie de la deuxième prothèse ( 1' ) auditive, à l'amplification ou à la variation d'amplification du signal électrique dans la première prothèse ( 1, 11, 22, 24 ) auditive.
18. Système de prothèses suivant la revendication 17, **caractérisé en ce que** le traitement du signal dans la première prothèse ( 1, 11, 22, 24 ) auditive et dans la deuxième prothèse ( 1' ) auditive est effectué dans plusieurs canaux de fréquence parallèles de l'unité ( 3, 3', 13, 29 ) respective de traitement du signal et au moins la première prothèse ( 1, 11, 22, 24 ) auditive comprend des moyens de détermination de l'amplification d'une variation d'amplification et au moins la deuxième prothèse ( 1' ) auditive comprend des moyens d'adaptation de l'amplification dans au moins un canal de fréquence.
19. Système de prothèses comprenant au moins une première prothèse ( 1, 11, 22, 24 ) auditive et une deuxième prothèse ( 1' ) auditive, qui comprennent respectivement au moins un convertisseur ( 2, 2', 12, 25, 26 ) d'entrée, pour la réception d'un signal acoustique d'entrée et sa transformation en un signal électrique, une unité ( 3, 3', 13, 29 ) de traitement du signal, pour le traitement du signal électrique, et un convertisseur ( 4, 4', 14, 31 ) de sortie, pour la transformation du signal électrique en un signal de sortie, et entre lesquels est prévu un trajet ( 10 ) du signal pour la transmission de données, **caractérisé en ce que** la première prothèse ( 1, 11, 22, 24 ) auditive comprend des moyens de mesure et des moyens d'émission de données se rapportant à une amplitude d'un signal électrique dans le trajet du signal entre le convertisseur ( 2, 12, 25, 26 ) d'entrée et le convertisseur ( 4, 14, 31 ) de sortie de la première prothèse ( 1, 11, 22, 24 ) auditive et la deuxième prothèse ( 1' ) auditive comprend des moyens de réception des données émises et des moyens d'adaptation d'une amplitude du signal dans le trajet du signal, entre le convertisseur ( 2' ) d'entrée et le convertisseur ( 4' ) de sortie de la deuxième prothèse ( 1' ) auditive, à l'amplitude du signal électrique dans la première prothèse ( 1, 11, 22, 24 ) auditive.
20. Système de prothèses suivant la revendication 19, **caractérisé en ce que** le traitement du signal dans la première prothèse ( 1, 11, 22, 24 ) auditive et dans la deuxième prothèse ( 1' ) auditive s'effectue dans plusieurs canaux de fréquence parallèles de l'unité ( 3, 3', 13, 29 ) respective de traitement du signal et au moins la première prothèse ( 1, 11, 22, 24 ) auditive comprend des moyens de détermination de l'amplitude du signal et au moins la deuxième prothèse ( 1' ) auditive comprend des moyens d'adaptation de l'amplitude du signal dans au moins un canal de fréquence.
21. Système de prothèses suivant la revendication 19 ou 20, **caractérisé en ce que** la première prothèse ( 1, 11, 22, 24 ) auditive comprend au moins une unité ( 8, 8', 20, 34 ) d'émission et la deuxième prothèse ( 1' ) auditive comprend au moins une unité ( 8' ) de réception pour la transmission sans fil du signal entre la première prothèse ( 1, 11, 22, 24 ) auditive et la deuxième prothèse ( 1' ) auditive.
22. Système de prothèses suivant l'une des revendications 19 à 21, **caractérisé en ce qu'**au moins la première prothèse ( 1, 11, 22, 24 ) auditive comprend des moyens de production d'un signal de test.

FIG 1

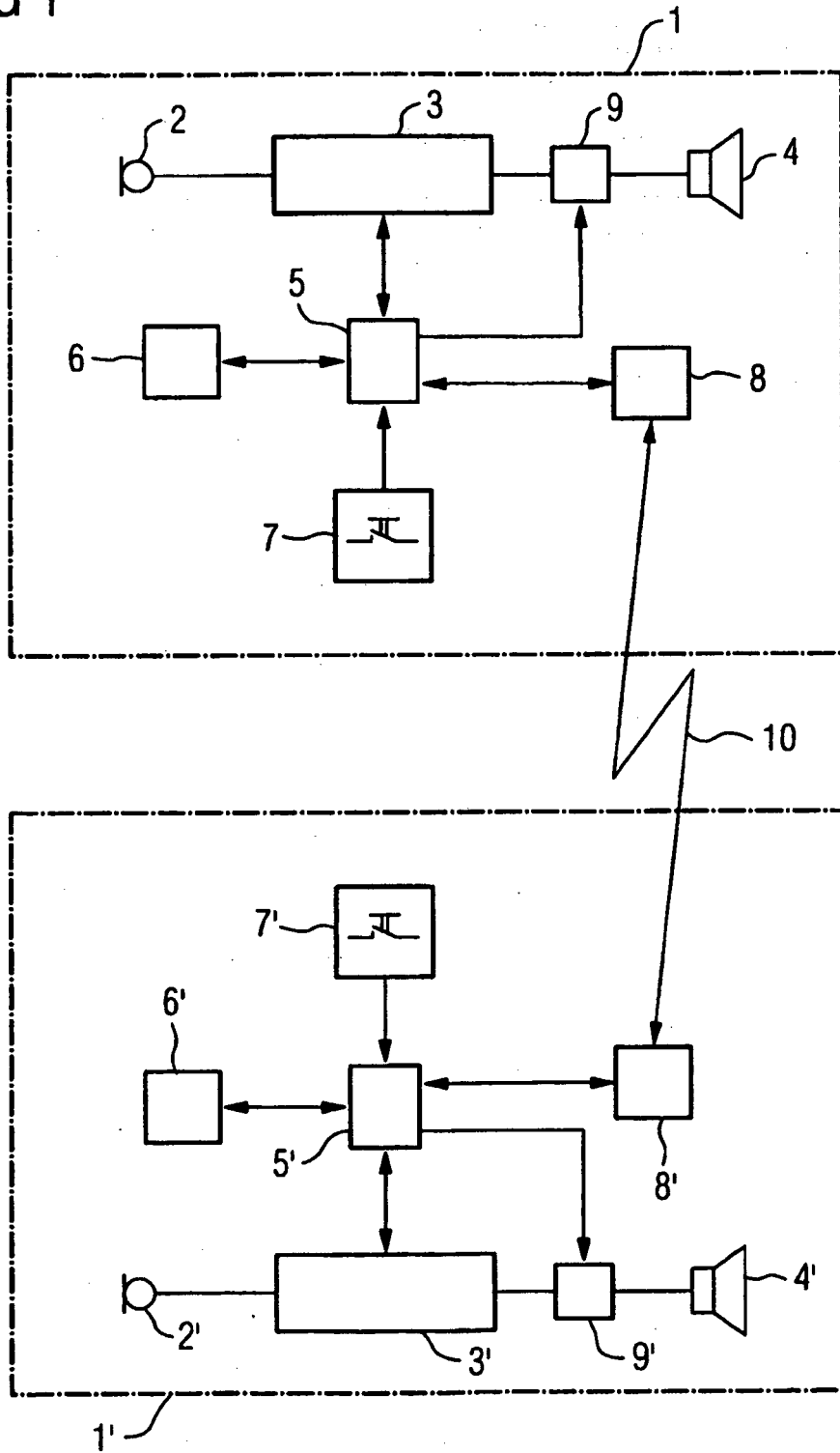


FIG 2

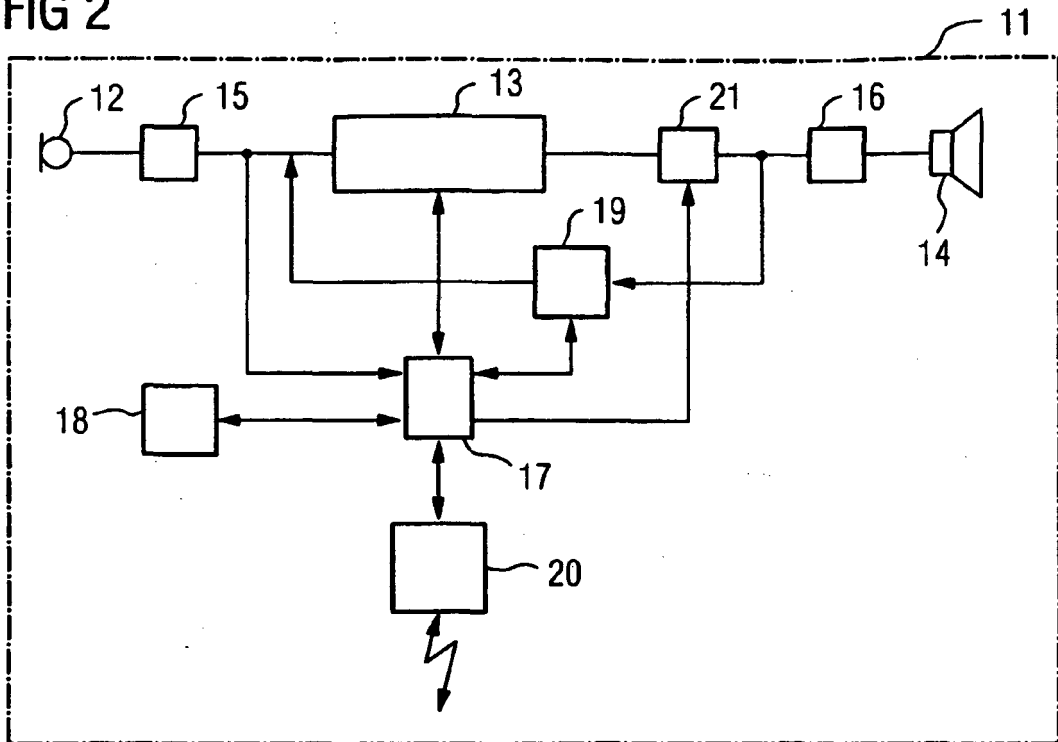
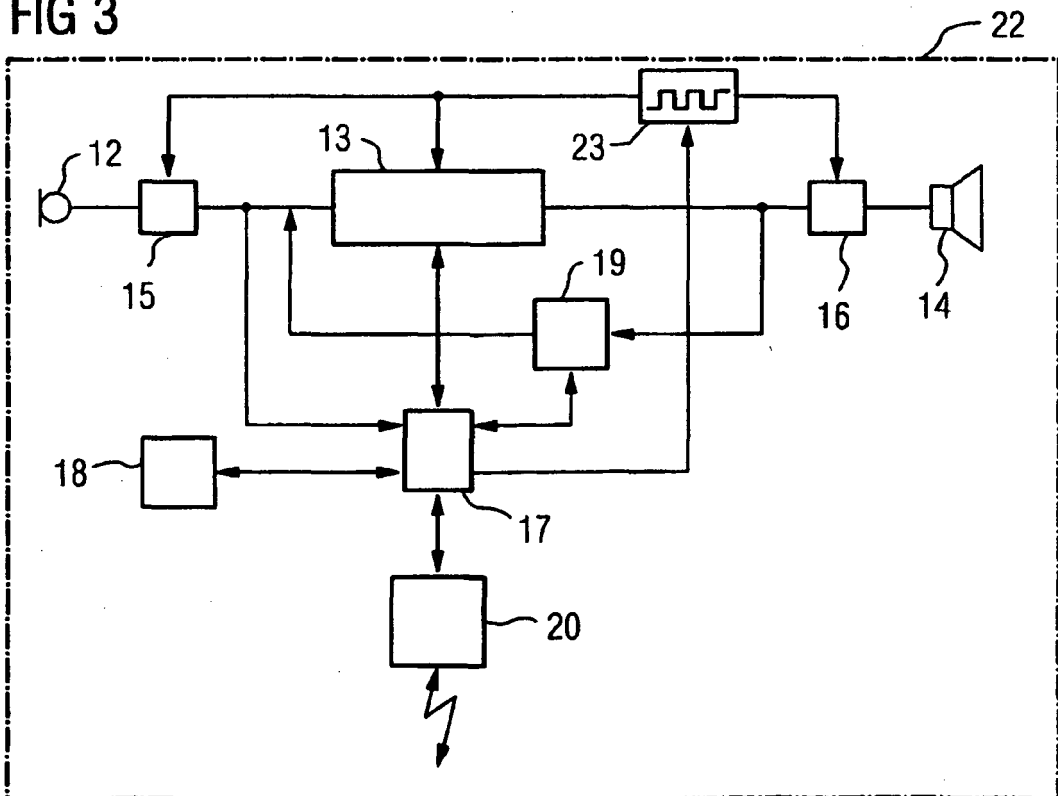


FIG 3



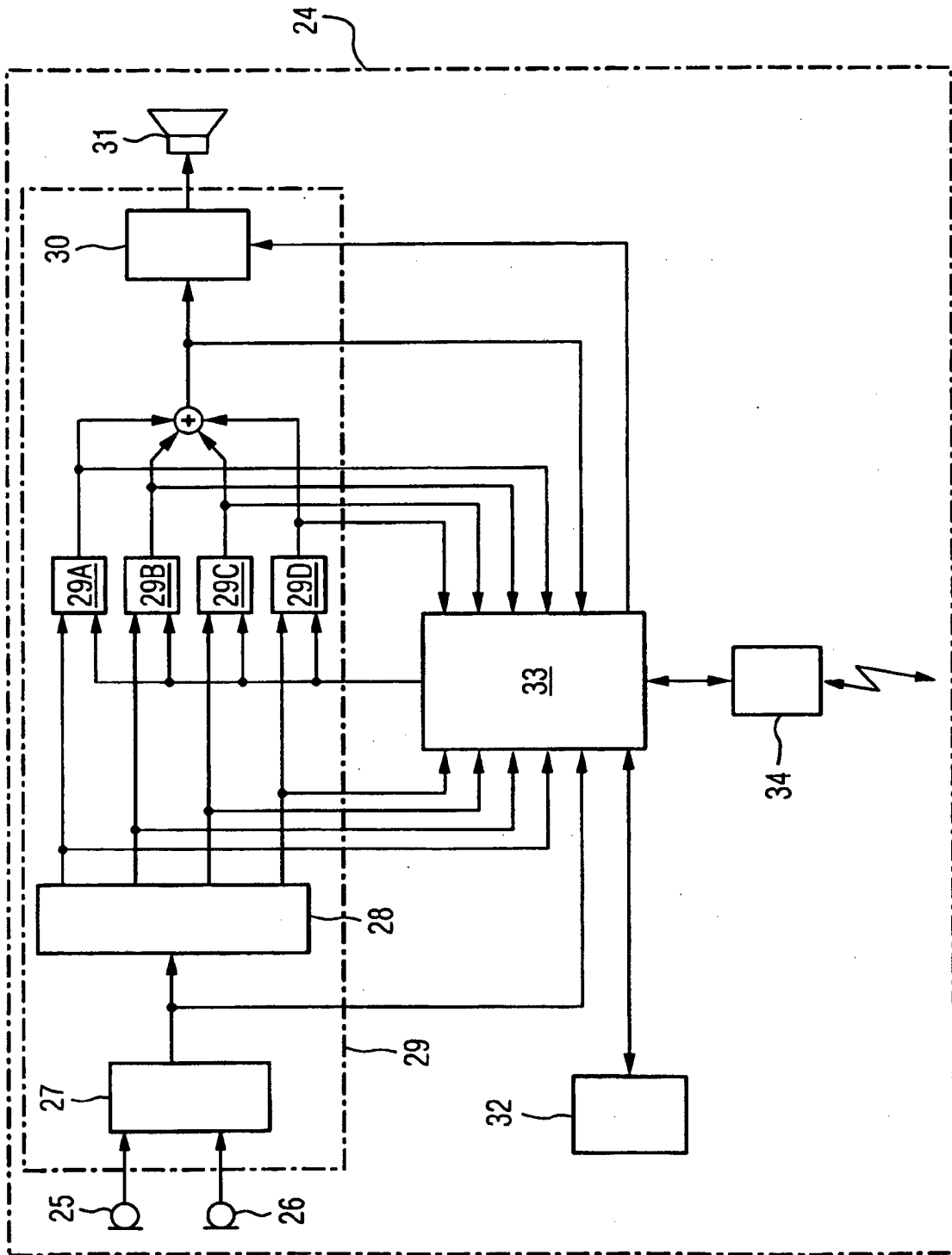


FIG 4

**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**

- US 5479522 A [0005]
- US 5434924 A [0006]
- WO 9714268 A [0008]
- WO 9943185 A [0008]
- EP 0941014 A2 [0010]
- DE 10048354 A1 [0011]
- DE 19704119 C1 [0012]