(19) Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets

(11) **EP 1 379 102 B1**

(12) **EUROPÄISCHE PATENTSCHRIFT**

(45) Veröffentlichungstag und Bekanntmachung des Hinweises auf die Patenterteilung:
04.08.2010 Patentblatt 2010/31

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

(21) Anmeldenummer: **03013553.7**

(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:
07.01.2004 Patentblatt 2004/02

(60) Teilanmeldung:
10000610.5 / 2 180 726

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

(72) Erfinder:
- **Beck, Franz**
  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
WO-A-02/07479
WO-A-97/14268
WO-A-99/43185
DE-C1- 19 704 119
US-A- 4 531 229
US-A- 5 434 924
US-A- 5 479 522

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

EP 1 379 102 B1

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 Peson 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 lauteren 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 Hörhilfegeräte 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 gegenwärtigen 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 **ein Verfahren mit den Verfahrensschritten gemäß Patentanspruch 1.**

[0015] Ferner wird die Aufgabe durch ein Hörgerätesystem mit den Merkmalen gemäß den Ansprüchen **32 oder 43** 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] Im Unterschied hierzu sieht eine Ausführungsform der Erfindung vor, die Signallaufzeit des elektrischen Signals in dem Signalpfad zwischen dem Eingangswandler und dem Ausgangswandler des ersten Hörhilfegerätes zumindest in einem relevanten Teilbereich, in dem prinzipiell Laufzeitunterschiede zu erwarten sind, zu ermitteln und die Signallaufzeit des elektrischen Signals zwischen dem Eingangswandler und dem Ausgangswandler des zweiten Hörhilfegerätes an die ermittelte Signallaufzeit des ersten Hörhilfegerätes anzupassen.

[0018] Laufzeitunterschiede zwischen den beiden Hörhilfegeräten eines Hörgerätesystems entstehen insbesondere durch unterschiedliche Einstellungen der Hörhilfegeräte während des Betriebes. Diese unterschiedlichen Einstellungen können z.B. durch einen unterschiedlichen Hörverlust der beiden Ohren eines Hörgeräteträgers bedingt sein. Neben der Anpassung an den Hörgeräteträger können die Einstellungen eines Hörhilfegerätes auch zur Anpassung an die jeweilige Umgebungssituation dienen, in der sich das Hörhilfegerät augenblicklich befindet. Da die zuletzt genannten Einstellungen bei modernen Hörhilfegeräten adaptiv und automatisch erfolgen, können die Laufzeitunterschiede während des Betriebes der Hörhilfegeräte schwanken.

[0019] Bei einer Ausführungsform der Erfindung werden Signallaufzeiten des ersten sowie des zweiten Hörhilfegerätes bestimmt. Vorzugsweise werden hierzu geeignete Laufzeitmessungen durchgeführt. Vorteilhaft umfassen die ermittelten Signallaufzeiten auch die Laufzeiten der Eingangs- sowie der Ausgangswandler, so dass auch deren Verzögerungen berücksichtigt werden können. Es kann jedoch auch jeweils nur ein Teilbereich des Signalpfades zwischen dem Eingangs- und dem Ausgangswandler gemessen werden.

[0020] Hörhilfegeräte verfügen in der Regel über mehrere Hörprogramme zur Anpassung der Signalverarbeitung an unterschiedliche Hörsituationen (z.B. "Ruhige Umgebung", "Umgebung mit Hintergrundgeräuschen", "Fahrt im Auto", "Telefongespräch" usw.). Vorteilhaft werden die Hörhilfegeräte zunächst individuell an den Hörgeräteträger angepasst und die Signallaufzeiten für die verschiedenen Hörprogramme ermittelt. Aus einem Vergleich der so für beide Hörhilfegeräte ermittelten Signallaufzeiten kann für jede mögliche Programmpaarung (zwei Hörhilfegeräte eines Hörgerätesystems können zu einem Zeitpunkt in unterschiedlichen Hörprogrammen betrieben sein) eine Signalverzögerung ermittelt werden, um die die Signallaufzeit in dem "schnelleren" Hörhilfegerät, also dem Hörhilfegerät mit der kürzeren Durchlaufzeit eines akustischen Eingangssignals von dem Eingangswandler bis zum Ausgangswandler, verlängert werden muss, damit sich bei beiden Hörhilfegeräten die gleiche Signallaufzeit einstellt. Ist in einem Hörhilfegerät die Information über Signallaufzeiten für die einzelnen Hörprogramme beider Hörhilfegeräte eines Hörgerätesystems sowie die augenblickliche Programmpaarung bekannt und verfügt dieses Hörhilfegerät über Mittel zur Laufzeitveränderung, so lässt sich dadurch der Laufzeitunterschied ausgleichen. Es müssen daher lediglich Daten zur Kennzeichnung des aktuellen Hörprogrammes des einen Hörhilfegerätes auf das andere Hörhilfegerät übertragen werden. Alternativ können aber auch direkt Laufzeiten oder Laufzeitunterschiede kennzeichnende Daten übertragen werden.

[0021] Eine andere Ausführungsform der Erfindung sieht vor, dass bei einem Hörhilfegerät eine Signallaufzeit eines elektrischen Signals automatisch ermittelt wird. Aufwändige Messungen an dem Hörhilfegerät können dadurch entfallen. Weiterhin ist diese Ausführungsform vorteilhaft bei einem Hörhilfegerät, welches sich adaptiv an unterschiedliche Hörsituationen anpasst, ohne hierfür eine fest vorgegebene Einteilung in Hörprogramme aufzuweisen. Die Laufzeit eines elektrischen Signals zwischen dem Eingangswandler und dem Ausgangswandler ist dann in einem gewissen Bereich variabel und kann innerhalb dieser Schwankungsbreite nahezu beliebige Werte annehmen. Vorteilhaft wird bei einem derartigen Hörhilfegerät die Signallaufzeit intern festgestellt.

Hierzu kann beispielsweise die Signallaufzeit durch interne Komponenten, wie beispielsweise Signalprozessoren oder Filter, unter den aktuellen Einstellungen bekannt sein, so dass zur Feststellung der Gesamtsignallaufzeit lediglich die Signallaufzeiten der einzelnen Komponenten addiert werden müssen. Andererseits kann die Signallaufzeit auch mittels eines Testsignals ermittelt werden, das vorteilhaft nach dem Eingangswandler eingespeist und vor dem Ausgangswandler abgegriffen wird.

[0022] Bei einer weiteren Ausführungsform der Erfindung wird zum Ermitteln der Signallaufzeit eines akustischen Eingangssignals durch das Hörhilfegerät bzw. die Signallaufzeit eines elektrischen Signals durch einen Teilbereich des Hörhilfegerätes eine Korrelationsanalyse durchgeführt. Beispielsweise kann die Korrelationsanalyse zwischen dem elektrischen Ausgangssignal des Mikrofons und dem elektrischen Eingangssignal des Hörers durchgeführt werden. Aus dem Ergebnis der Korrelationsanalyse geht die Phasenverschiebung zwischen den beiden Signalen hervor. Aus der Phasenverschiebung wiederum kann auf die Signallaufzeit geschlossen werden.

[0023] Bei einer weiteren Variante der Erfindung ist vorgesehen, dass an zwei hintereinander liegenden Punkten im Signalpfad des Hörhilfegerätes jeweils die Einhüllende gebildet wird und aus einem Vergleich der Einhüllenden die Phasenverschiebung bzw. die Signallaufzeit des elektrischen Signals zwischen den beiden Punkten ermittelt wird.

[0024] Daten bzgl. der in einem ersten Hörhilfegerät ermittelten Signallaufzeit werden schließlich von dem ersten Hörhilfegerät auf das zweite Hörhilfegerät übertragen. Ebenso erfolgt auch bei dem zweiten Hörhilfegerät die Ermittlung der aktuellen Signallaufzeit und die Übertragung diesbezüglicher Daten von dem zweiten Hörhilfegerät auf das erste Hörhilfegerät.

[0025] Zur Anpassung unterschiedlicher Signallaufzeiten zweier Hörhilfegeräte eines Hörgerätesystems sind unterschiedliche Methoden anwendbar: Einerseits ist es möglich, bei einem digitalen Hörhilfegerät die Taktfrequenz wenigstens eines Bauelements des Hörhilfegerätes zu verändern. So kann das Hörhilfegerät mit der größeren Signallaufzeit höher getaktet oder das Hörhilfegerät mit der niedrigeren Signallaufzeit mit verminderter Taktfrequenz betrieben werden. Andererseits ist es möglich, die Signallaufzeit des Hörhilfegerätes mit der geringeren Signallaufzeit durch zusätzliche Komponenten zu erhöhen. Beispielsweise kann bei einem digitalen Hörhilfegerät ein Schieberegister vorgesehen sein, das das elektrische Signal in dem Signalpfad des Hörhilfegerätes um eine bestimmte Anzahl an Takten verzögert. Weiterhin können auch Filtermittel eingesetzt werden, die eine bestimmte Phasenverschiebung und damit Verzögerung bewirken. Vorzugsweise werden als Filtermittel Allpässe eingesetzt, mittels derer sich die Phasenverschiebung einstellen lässt und die keine Auswirkungen auf den Frequenzgang zeigen.

[0026] Die Anpassung der Signallaufzeiten zweier Hörhilfegeräte eines Hörgerätesystems erfolgt gemäß einer Variante der Erfindung in periodischen Zeitabständen. Damit ist gewährleistet, dass sich die Signallaufzeiten der beiden Hörhilfegeräte allenfalls für eine kurze Zeitdauer unterscheiden. Die zeitlichen Abstände, in denen eine Anpassung erfolgt, können im Bereich von Minuten oder Stunden liegen.

[0027] Eine andere Variante der Erfindung sieht vor, dass die Ermittlung und Anpassung der Signallaufzeiten zweier Hörhilfegeräte eines Hörgerätesystems im Anschluss an eine Parameter- und/oder Funktionsänderung bei wenigstens einem der Hörhilfegeräte erfolgt. Diese Änderung kann beispielsweise durch manuelle Bedienung wenigstens eines der Hörhilfegeräte durch den Benutzer erfolgen. Zum Beispiel kann der Benutzer ein Umschalten der Hörhilfegeräte in ein anderes Hörprogramm bewirken. Da sich damit die Signalverarbeitung in den Hörhilfegeräten grundlegend ändert, sind auch Änderungen hinsichtlich der Signallaufzeiten in den einzelnen Hörhilfegeräten zu erwarten. So wird zum Ausgleich der geänderten Signallaufzeiten eine erneute Anpassung der Signallaufzeiten durchgeführt.

[0028] Genau wie bei der durch manuelle Betätigung eines Bedienelementes ausgelösten Parameter- und/oder Funktionsänderung erfolgt auch bei einer automatischen Parameter- und/oder Funktionsänderung wenigstens eines Hörhilfegerätes ein Ausgleich der Signallaufzeiten zwischen den Hörhilfegeräten. Damit lässt sich auch bei Hörhilfegeräten, bei denen eine automatische Situationsanalyse und Adaption an die augenblickliche Hörsituation erfolgt, die Signallaufzeit an das jeweils andere Hörhilfegerät anpassen. Dies ist insbesondere daher wichtig, da bei derartigen Hörgerätesystemen aufgrund der häufig in beiden Hörhilfegeräten unabhängig voneinander ablaufenden Signalanalyse unterschiedliche Einstellungen und Funktionen gewählt werden. So kann beispielsweise bei einem Hörhilfegerät, bei dem rückkopplungsbedingte Oszillationen erkannt werden, ein Algorithmus zur Rückkopplungsunterdrückung aktiv sein oder ein Filter zur Rückkopplungsunterdrückung eingestellt werden, ohne dass davon auch das andere Hörhilfegerät betroffen ist. So können daraus Laufzeitunterschiede für die elektrischen Signale in den einzelnen Hörhilfegeräten resultieren.

[0029] Vorzugsweise wird immer dann, wenn sich bei wenigstens einem der Hörhilfegeräte eine Parameter- und/oder Funktionsänderung ergibt, eine Anpassung der Signallaufzeiten der beiden Hörhilfegeräte durchgeführt. Dies ist insbesondere dann vorteilhaft, wenn in beiden Hörhilfegeräten automatisch eine stetige und kontinuierliche Anpassung an die jeweilige Umgebungssituation erfolgt, ohne dass hierbei eine fest vorgegebene Einteilung in bestimmte Hörsituationen und eine damit verbundene Zuordnung zu vordefinierten Hörprogrammen vorhanden ist.

[0030] Bei einem Hörhilfegerät nach dem Stand der Technik findet die Signalverarbeitung häufig parallel in

mehreren parallelen Kanälen einer Signalverarbeitungseinheit statt. Dabei umfasst jeder Kanal üblicherweise in der Regel ein bestimmtes Frequenzband des zu verarbeitenden Signals. Da in der Regel für die einzelnen Frequenzbänder eine unterschiedliche Signalverarbeitung erfolgt, können die Signallaufzeiten zwischen den einzelnen Bändern variieren. Um auch diesen Effekt auszugleichen sieht eine Variante der Erfindung vor, die Signallaufzeiten bzw. das Amplitudenübertragungsverhalten für die einzelnen Frequenzbänder zu bestimmen und zwischen den Hörhilfegeräten anzugleichen.

[0031] Bei einem Hörgerätesystem gemäß der Erfindung 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 einer vorteilhaften Weiterbildung des Hörgerätesystems 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 Einfallsrichtungen 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.

[0032] 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.

[0033] 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 erfasst und ausgewertet werden. Auch hierfür wird vorzugsweise ein Testsignal in den Signalpfad eingespeist, das die Signalverarbeitungseinheit des Hörhilfegerätes zumindest teilweise durchläuft. Vorzugweise 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.

[0034] 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.

[0035] Die Erfindung findet gleichermaßen bei hinter dem Ohr tragbaren (HdO), in dem Ohr tragbaren (IdO) oder implantierbaren Hörgerätesystemen Anwendung.

[0036] 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.

[0037] 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.

[0038] 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.

[0039] 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'.

[0040] Gemäß der Erfindung werden bei den Hörhilfegeräten 1 und 1' 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 gesendeten 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'.

[0041] Eine andere Ausführungsform der Erfindung zeigt Figur 2. Da auch hierbei beide Hörhilfegeräte eines Hörgerätesystems das gleiche Ersatzschaltbild aufweisen, ist in Figur 2 lediglich eines von beiden, im Ausführungsbeispiel das Hörhilfegerät 11, dargestellt. Auch dieses umfasst wie die Hörhilfegeräte 1 und 1' in dem Ausführungsbeispiel gemäß Figur 1 ein Mikrofon 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.

[0042] Im Unterschied zum Ausführungsbeispiel gemäß 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 Sende- und Empfangseinheit 20 auf das zweite Hörhilfegerät (nicht dargestellt) des Hörgerätesystems übertragen. Ebenso empfängt auch das Hörhilfegerät 11 mittels der Sende- 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.

[0043] Ein weiteres Ausführungsbeispiel der Erfindung ist in Figur 3 dargestellt. Dabei zeigt ein Hörhilfegerät 22 einen zum Ausführungsbeispiel 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.

[0044] Bei einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung erfolgt neben dem Ausgleich der Signallaufzeiten bei geänderten Einstellungen und Funktionen wenigstens 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.

[0045] 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.

[0046] 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.

[0047] 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.

[0048] 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.

[0049] Häufig führen Parameter- oder Funktionsänderungen bei Hörhilfegeräten infolge der aktuellen Hörsituation 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.

[0050] 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.

[0051] 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.

[0052] 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.

[0053] 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.

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, **dadurch gekennzeichnet, dass** eine Signallaufzeit 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 Signallaufzeit des elektrischen Signals in dem Signalpfad zwischen dem Eingangswandler (2') und dem Ausgangswandler (4') des zweiten Hörhilfegerätes (1') an die ermittelte Signallaufzeit des elektrischen Signals in dem ersten Hörhilfegerät (1, 11, 22, 24).

2. Verfahren nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet, dass** die für den Durchlauf des elektrischen Signals durch wenigstens einen Teilbereich des Signalpfades zwischen dem Eingangswandler (2, 12, 25, 26) und dem Ausgangswandler (4, 14, 31) des ersten Hörhilfegerätes (1, 11, 22, 24) benötigte Signallaufzeit ermittelt wird.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Signallaufzeit des elektrischen Signals in dem ersten Hörhilfegerät (1, 11, 22, 24) automatisch ermittelt und ein Signal auf das zweite Hörhilfegerät (1') übertragen wird.

4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, **dadurch gekennzeichnet, dass** zum Ermitteln der Signallaufzeit die Einhüllende des elektrischen Signals ermittelt wird und die Phasenverschiebung der Einhüllenden bestimmt wird.

5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, **dadurch gekennzeichnet, dass** zum Ermitteln der Signallaufzeit eine Korrelationsanalyse durchgeführt wird.

6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, **dadurch gekennzeichnet, dass** zum Ermitteln der Signallaufzeit 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.

7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 6, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Signallaufzeit in dem ersten (1, 11, 22, 24) und dem zweiten (1') Hörhilfegerät ermittelt wird und jeweils ein Signal auf das andere Hörhilfegerät übertragen wird.

8. Verfahren nach Anspruch 7, **dadurch gekennzeichnet, dass** bei dem Hörhilfegerät (1, 1', 11, 22, 24) mit der kürzeren ermittelten Signallaufzeit eine Signalverzögerung durchgeführt wird.

9. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 8,

dadurch gekennzeichnet, dass bei wenigstens einem der Hörhilfegeräte (1, 1', 11, 22, 24) die Signalverarbeitungseinheit (3, 13, 29) zumindest teilweise in digitaler Schaltungstechnik ausgeführt ist und zur Anpassung der Signallaufzeit die Taktfrequenz wenigstens eines digitalen Bauelements (13, 15, 16) angepasst wird.

10. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 9, **dadurch gekennzeichnet, dass** zur Anpassung der Signallaufzeit Filtermittel (9, 9') eingestellt werden.

11. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 10, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Ermittlung und Anpassung der Signallaufzeit in periodischen Abständen erfolgen.

12. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 10, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Ermittlung und Anpassung der Signallaufzeit im Anschluss an eine Parameter- und/oder Funktionsänderung bei wenigstens einem der Hörhilfegeräte (1, 1', 11, 22, 24) erfolgen.

13. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 12, **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 Signallaufzeit jeweils in wenigstens einem Frequenzkanal erfolgen.

14. Verfahren **nach einem der Ansprüche 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, dass** 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).

15. Verfahren nach Anspruch 14, **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.

16. Verfahren nach Anspruch 14 oder 15, **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.

17. Verfahren nach einem der Ansprüche 14 bis 16, **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.

18. Verfahren nach einem der Ansprüche 14 bis 17, **dadurch gekennzeichnet, dass** zur Ermittlung der Verstärkung oder Verstärkungsänderung Signalamplituden und/oder Signalpegel des elektrischen Signals ermittelt werden.

19. Verfahren nach einem der Ansprüche 14 bis 18, **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. Verfahren nach einem der Ansprüche 14 bis 19, **dadurch gekennzeichnet, dass** zur Anpassung der Verstärkung Filtermittel (9, 9') eingestellt werden.

21. Verfahren nach einem der Ansprüche 14 bis 20, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Ermittlung und Anpassung der Verstärkung oder Verstärkungsänderung in periodischen Abständen erfolgen.

22. Verfahren nach einem der Ansprüche 14 bis 21, **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.

23. Verfahren nach einem der Ansprüche 14 bis 22, **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.

24. Verfahren **nach einem der Ansprüche 1 bis 23, dadurch gekennzeichnet, dass** eine Signalamplitude des elektrischen Signals in dem Signalpfad zwischen dem Eingangswandler (2, 12, 25, 26) und dem Ausgangswandler (4, 14, 31) des ersten Hörhilfege-

rätes (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).

25. Verfahren nach Anspruch 24, **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.

26. Verfahren nach Anspruch 24 oder 25, **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.

27. Verfahren nach einem der Ansprüche 24 bis 26, **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.

28. Verfahren nach einem der Ansprüche 24 bis 27, **dadurch gekennzeichnet, dass** zur Anpassung der Signalamplitude Filtermittel (9, 9') eingestellt werden.

29. Verfahren nach einem der Ansprüche 24 bis 28, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Ermittlung und Anpassung der Signalamplitude in periodischen Abständen erfolgen.

30. Verfahren nach einem der Ansprüche 24 bis 29, **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.

31. Verfahren nach einem der Ansprüche 24 bis 30, **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.

32. 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 Signallaufzeit 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 Signallaufzeit in dem Signalpfad zwischen dem Eingangswandler (2') und dem Ausgangswandler (4') des zweiten Hörhilfegerätes (1') an die Signallaufzeit des elektrischen Signals in dem ersten Hörhilfegerät (1, 11, 22, 24) umfasst.

33. Hörgerätesystem nach Anspruch 32, **dadurch gekennzeichnet, dass** durch die Mittel zum Messen der Signallaufzeit des elektrischen Signals eine Korrelationsanalyse durchführbar ist.

34. Hörgerätesystem nach Anspruch 32 oder 33, **dadurch gekennzeichnet, dass** wenigstens eines der Hörhilfegeräte (1, 1', 11, 22, 24) Mittel zur Signalverzögerung umfasst.

35. Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 32 bis 34,
dadurch gekennzeichnet, dass die Signalverarbeitungseinheiten (3, 3', 13, 29) des ersten (1, 1', 11, 22, 24) und des zweiten (1'), Hörhilfegerätes in digitaler Schaltungstechnik ausgeführt und getaktet sind und wenigstens eines der Hörhilfegeräte (22) Mittel zur Taktveränderung umfasst.

36. Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 32 bis 35,
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 wenigsten das erste Hörhilfegerät (1, 11, 22, 24) Mittel zur Ermittlung der Signallaufzeit und wenigstens das zweite Hörhilfegerät (1') Mittel zur Anpassung der Signallaufzeit in wenigstens einem Frequenzkanal umfasst.

37. Hörgerätesystem **nach einem der Ansprüche 32 bis 36,**
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.

38. Hörgerätesystem nach Anspruch **37, 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 wenigsten 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.

39. Hörgerätesystem **nach einem der Ansprüche 32 bis 38,**
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.

40. Hörgerätesystem nach **Anspruch 39, 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 wenigsten 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.

41. Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 32 bis 40,
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.

42. Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 32 bis 41, **dadurch gekennzeichnet, dass** wenigsten das erste (1, 11, 22, 24) Hörhilfegerät Mittel zum Erzeugen eines Testsignals umfasst.

43. 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 Speichern und Mittel zum Senden von Daten bezüglich einer Signallaufzeit 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 Signallaufzeit in dem Signalpfad zwischen dem Eingangswandler (2') und dem Ausgangswandler (4') des zweiten Hörhilfegerätes (1') an die Signallaufzeit des elektrischen Signals in dem ersten Hörhilfegerät (1, 11, 22, 24) umfasst.

44. Hörgerätesystem nach Anspruch 43, **dadurch gekennzeichnet, dass** bei dem ersten Hörhilfegerät (1, 11, 22, 24) mehrere Parametersätze zur Anpassung der Signalverarbeitung in dem ersten Hörhilfegerät (1, 11, 22, 24) an unterschiedliche Hörsituationen speicherbar und einstellbar sind und wenigstens einem Parametersatz Daten bezüglich der Signallaufzeit 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) zugeordnet sind.

Claims

1. Method for setting a hearing device system comprising at least a first (1, 11, 22, 24) and a second (1') hearing aid device, which each include at least one input converter (2, 2', 12, 25, 26) for receiving an acoustic input signal and converting said signal into an electrical signal, a signal processing unit (3, 3', 13, 29) for processing the electrical signal and an

output convert (4, 4', 14, 31) for converting the electrical signal into an output signal and between which a signal path (10) for data transmission is provided,
characterised in that
a signal transit time of the electrical signal in the signal path between the input converter (2, 12, 25, 26) and the output converter (4, 14, 31) of the first hearing aid device (1, 11, 22, 24) is determined and a signal is transmitted via the signal path (10) to the second hearing aid device (1') in order to adjust the signal transit time of the electrical signal in the signal path between the input converter (2') and the output converter (4') of the second hearing aid device (1') to the determined signal transit time of the electrical signal in the first hearing aid device (1, 11, 22, 24).

2. Method according to claim 1,
characterised in that
the signal transit time needed for the passage of the electrical signal through at least one sub region of the signal path between the input converter (2, 12, 25, 26) and the output converter (4, 14, 31) of the first hearing aid device (1, 11, 22, 24) is determined.

3. Method according to claim 1 or 2,
characterised in that
the signal transit time of the electrical signal in the first hearing aid device (1, 11, 22, 24) is automatically determined and a signal is transmitted to the second hearing aid device (1').

4. Method according to one of claims 1 to 3,
characterised in that
the envelope of the electrical signal is determined in order to determine the signal transit time and the phase shift of the envelope is determined.

5. Method according to one of claims 1 to 3,
characterised in that
a correlation analysis is implemented in order to determine the signal transit time.

6. Method according to one of claims 1 to 5,
characterised in that
a test signal is generated to determine the signal transit time, said test signal at least partially passing through the signal path between the input converter (2, 12, 25, 26) and the output converter (4, 14, 31) of the first hearing aid device (1, 11, 22, 24).

7. Method according to one of claims 1 to 6,
characterised in that
the signal transit time is determined in the first (1, 11, 22, 24) and the second (1') hearing aid device and a signal is transmitted in each instance to the other hearing aid device.

8. Method according to claim 7,
characterised in that
a signal delay is implemented in the hearing aid device (1, 1', 11, 22, 24) with the shorter signal transit time determined.

9. Method according to one of claims 1 to 8,
characterised in that
in at least one of the hearing aid devices (1, 1', 11, 22, 24) the signal processing unit (3, 13, 29) is embodied at least partially using digital circuit technology and the clock frequency of at least one digital component (13, 15, 16) is adjusted in order to adjust the signal transit time.

10. Method according to one of claims 1 to 9,
characterised in that
filter means (9, 9') are set to adjust the signal transit time.

11. Method according to one of claims 1 to 10,
characterised in that
the determination and adjustment of the signal transit time take place at periodic intervals.

12. Method according to one of claims 1 to 10,
characterised in that
the determination and adjustment of the signal transit time takes place subsequent to a parameter and/or function change in at least one of the hearing aid devices (1, 1', 11, 22, 24).

13. Method according to one of claims 1 to 12,
characterised in that
the signal processing takes place in the first (1, 11, 22, 24) and the second (1') hearing aid device in several parallel frequency channels of the respective signal processing unit (3, 13, 29) and the determination and adjustment of the signal transit time take place in at least one frequency channel respectively.

14. Method **according to one of claims 1 to 13,**
characterised in that
an amplification or amplification change in the electrical signal in the signal path between the input converter (2, 12, 25, 26) and the output converter (4, 14, 31) of the first hearing aid device (1, 11, 22, 24) is determined and a signal is transmitted via the signal path (10) to the second hearing aid device (1') in order to adjust the amplification of the electrical signal in the signal path between the input converter (2') and the output converter (4') of the second hearing aid device (1') to the determined amplification of the electrical signal in the first hearing aid device (1, 11, 22, 24).

15. Method according to claim 14,
characterised in that
the amplification or amplification change in the elec-

trical signal is determined for a sub region of the signal path between the input converter (2, 12, 25, 26) and the output converter (4, 14, 31) of the first hearing aid device (1, 11, 22, 24).

16. Method according to claim 14 or 15, **characterised in that** the amplification or amplification change in the electrical signal is automatically determined in the first hearing aid device (1, 11, 22, 24) and a signal is transmitted to the second hearing aid device (1').

17. Method according to one of claims 14 to 16, **characterised in that** a test signal is generated in order to determine the amplification or amplification change, said test signal at least partially passing through the signal path between the input converter (2, 12, 25, 26) and the output converter (4, 14, 31) of the first hearing aid device (1, 11, 22, 24).

18. Method according to one of claims 14 to 17, **characterised in that** signal amplitudes and/or signal levels of the electrical signal are determined in order to determine the amplification or amplification change.

19. Method according to one of claims 14 to 18, **characterised in that** the amplification or amplification change is determined in the first (1, 11, 22, 24) and the second (1') hearing aid device and a signal is transmitted to the other hearing aid device in each instance.

20. Method according to one of claims 14 to 19, **characterised in that** filter means (9, 9') are set in order to adjust the amplification.

21. Method according to one of claims 14 to 20, **characterised in that** the determination and adjustment of the amplification or amplification change take place at periodic intervals.

22. Method according to one of claims 14 to 21, **characterised in that** the determination and adjustment of the amplification take place subsequent to a parameter and/or function change in at least one of the hearing aid devices (1, 1', 11, 22, 24).

23. Method according to one of claims 14 to 22, **characterised in that** the signal processing in the first (1, 11, 22, 24) and the second (1') hearing aid device takes place in several parallel frequency channels of the respective signal processing unit (3, 13, 29) and the determination and adjustment of the amplification take place in at least one frequency channel in each instance.

24. Method **according to one of claims 1 to 23, characterised in that** a signal amplitude of the electrical signal in the signal path between the input converter (2, 12, 25, 26) and the output converter (4, 14, 31) of the first hearing aid device (1, 11, 22, 24) is determined and a signal is transmitted via the signal path (10) to the second hearing aid device (1') in order to adjust the signal amplitude of the electrical signal in the signal path between the input converter (2') and the output converter (4') of the second hearing aid device (1') to the determined signal amplitude of the electrical signal in the first hearing aid device (1, 11, 22, 24).

25. Method according to claim 24, **characterised in that** the signal amplitude of the electrical signal is automatically determined in the first hearing aid device (1, 11, 22, 24) and a signal is transmitted to the second hearing aid device (1').

26. Method according to claim 24 or 25, **characterised in that** a test signal is generated to determine the signal amplitude, said test signal at least partially passing through the signal path between the input converter (2, 12, 25, 26) and the output converter (4, 14, 31) of the first hearing aid device (1, 11, 22, 24).

27. Method according to one of claims 24 to 26, **characterised in that** the signal amplitude in the first (1, 11, 22, 24) and the second (1') hearing aid device is determined and a signal is transmitted to the other hearing aid device in each instance.

28. Method according to one of claims 24 to 27, **characterised in that** filter means (9,9') are set in order to adjust the signal amplitude.

29. Method according to one of claims 24 to 28, **characterised in that** the determination and adjustment of the signal amplitude take place at periodic intervals.

30. Method according to one of claims 24 to 29, **characterised in that** the determination and adjustment of the signal amplitude take place subsequent to a parameter and/or function change in at least one of the hearing aid devices (1, 1', 11, 22, 24).

31. Method according to one of claims 24 to 30, **characterised in that**

the signal processing in the first (1, 11, 22, 24) and the second (1') hearing aid device takes place in several parallel frequency channels of the respective signal processing unit (3, 13, 29) and the determination and adjustment of the signal amplitudes take place in at least one frequency channel in each instance.

32. Hearing device system comprising at least a first (1, 11, 22, 24) and a second (1') hearing aid device, which each include at least one input converter (2, 2', 12, 25, 26) for receiving an acoustic input signal and converting said signal into an electrical signal, a signal processing unit (3, 3', 13, 29) for processing the electrical signal and an output converter (4, 4', 14, 31) for converting the electrical signal into an output signal and between which a signal path (10) is provided for data transmission,
characterised in that
the first hearing aid device (1, 11, 22, 24) has means for measuring and means for sending data relating to a signal transit time of an electrical signal in the signal path between the input converter (2, 12, 25, 26) and the output converter (4, 14, 31) of the first hearing aid device (1, 11, 22, 24) and the second hearing aid device (1') has means for receiving the sent data and means for adjusting a signal transit time in the signal path between the input converter (2') and the output converter (4') of the second hearing aid device (1') to the signal transit time of the electrical signal in the first hearing aid device (1, 11, 22, 24).

33. Hearing device system according to claim 32,
characterised in that
a correlation analysis can be implemented by the means for measuring the signal transit time of the electrical signal.

34. Hearing device system according to claim 32 or 33,
characterised in that
at least one of the hearing aid devices (1, 1', 11, 22, 24) has means for signal delay.

35. Hearing device system according to one of claims 32 to 34,
characterised in that
the signal processing units (3, 3', 13, 29) of the first (1, 1', 11, 22, 24) and the second (1') hearing aid device are embodied using digital circuit technology and clocked and at least one of the hearing aid devices (22) includes means for clock changing.

36. Hearing device system according to one of claims 32 to 35,
characterised in that
the signal processing in the first (1, 11, 22, 24) and the second (1') hearing aid device takes place in several parallel frequency channels of the respective signal processing unit (3, 3', 13, 29) and at least the first hearing aid device (1, 11, 22, 24) has means for determining the signal transit time and at least the second hearing aid device (1') has means for adjusting the signal transit time in at least one frequency channel.

37. Hearing device system **according to one of claims 32 to 36,**
characterised in that
the first hearing aid device (1, 11, 22, 24) has means for measuring and means for sending data relating to an amplification or amplification change in an electrical signal in the signal path between the input converter (2, 12, 25, 26) and the output converter (4, 14, 31) of the first hearing aid device (1, 11, 22, 24) and the second hearing aid device (1') has means for receiving the sent data and means for adjusting an amplification in the signal path between the input converter (2') and the output converter (4') of the second hearing aid device (1') to the amplification or amplification change in the electrical signal in the first hearing aid device (1, 11, 22, 24).

38. Hearing device system according to claim **37,**
characterised in that
the signal processing takes place in the first (1, 11, 22, 24) and the second (1') hearing aid device in several parallel frequency channels of the respective signal processing unit (3, 3', 13, 29) and at least the first hearing aid device (1, 11, 22, 24) has means for determining the amplification or amplification change and at least the second hearing aid device (1') has means for adjusting the amplification in at least one frequency channel.

39. Hearing device system **according to one of claims 32 to 38,**
characterised in that
the first hearing aid device (1, 11, 22, 24) has means for measuring and means for sending data relating to a signal amplitude of an electrical signal in the signal path between the input converter (2, 12, 25, 26) and the output converter (4, 14, 31) of the first hearing aid device (1, 11, 22, 24) and the second hearing aid device (1') has means for receiving the sent data and means for adjusting a signal amplitude in the signal path between the input converter (2') and the output converter (4') of the second hearing aid device (1') to the signal amplitude of the electrical signal in the first hearing aid device (1, 11, 22, 24).

40. Hearing device system according to **claim 39,**
characterised in that
the signal processing takes place in the first (1, 11, 22, 24) and the second (1') hearing aid device in several parallel frequency channels of the respective

signal processing unit (3, 3', 13, 29) and at least the first hearing aid device (1, 11, 22, 24) has means for determining the signal amplitude and at least the second hearing aid device (1') has means for adjusting the signal amplitude in at least one frequency channel.

41. Hearing device system according to one of claims 32 to 40,
characterised in that
the first hearing aid device (1, 11, 22, 24) has at least one transmit unit (8, 9', 20, 34) and the second hearing aid device (1') has at least one receive unit (8') for wireless signal transmission between the first (1, 11, 22, 24) hearing aid device and the second (1') hearing aid device.

42. Hearing device system according to one of claims 32 to 41,
characterised in that
at least the first (1, 11, 22, 24) hearing aid device has means for generating a test signal.

43. Hearing device system having at least a first (1, 11, 22, 24) and a second (1') hearing aid device, which each include at least an input converter (2, 2', 12, 25, 26) for receiving an acoustic input signal and converting said signal into an electrical signal, a signal processing unit (3, 3', 13, 29) for processing the electrical signal and an output converter (4, 4', 13, 31) for converting the electrical signal into an output signal and between which a signal path (10) for data transmission is provided,
characterised in that
the first hearing aid device (1, 11, 22, 24) has means for storing and means for sending data relating to a signal transit time of an electrical signal in the signal path between the input converter (2, 12, 25, 26) and the output converter (4, 14, 31) of the first hearing aid device (1, 11, 22, 24) and the second hearing aid device (1') has means for receiving the sent data and means for adjusting a signal transit time in the signal path between the input converter (2') and the output converter (4') of the second hearing aid device (1') to the signal transit time of the electrical signal in the first hearing aid device (1, 11, 22, 24).

44. Hearing device system according to claim 43,
characterised in that
in the first hearing aid device (1, 11, 22, 24), several parameter sets can be set and stored for adjusting the signal processing in the first hearing aid device (1, 11, 22, 24) to different hearing situations and at least one parameter set is assigned data relating to the signal transit time of an electrical signal in the signal path between the input converter (2, 12, 25, 26) and the output converter (4, 14, 31) of the first hearing aid device (1, 11, 22, 24).

Revendications

1. Procédé de réglage d'un système de prothèse auditive ayant au moins un premier (1, 11, 22, 24) et un deuxième (1') appareils d'aide à l'audition, qui comprennent respectivement au moins un transducteur (2, 2', 12, 25, 26) d'entrée pour la réception d'un signal d'entrée acoustique et sa transformation en un signal électrique, une unité (3, 3', 13, 29) de transformation du signal pour la transformation du signal électrique et un transducteur (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** l'on détermine un temps de parcours du signal électrique dans le trajet du signal entre le transducteur (2, 12, 25, 26) d'entrée et le transducteur (4, 14, 31) et de sortie du premier appareil (1, 11, 22, 24) d'aide à l'audition et on transmet un signal au deuxième appareil (1') d'aide à l'audition par le trajet (10) du signal pour adapter la durée de propagation du signal électrique dans le trajet du signal entre le transducteur (2') d'entrée et le transducteur (4') de sortie du deuxième appareil (1') d'aide à l'audition au temps de parcours déterminé du signal électrique dans le premier appareil (1, 11, 22, 24) d'aide à l'audition.

2. Procédé suivant la revendication 1, **caractérisé en ce que** l'on détermine le temps de parcours du signal nécessaire pour que le signal électrique passe par au moins une partie du trajet du signal entre le transducteur (2, 12, 25, 26) d'entrée et le transducteur (4, 14, 31) de sortie du premier appareil (1, 11, 22, 24) d'aide à l'audition.

3. Procédé suivant la revendication 1 ou 2, **caractérisé en ce que** l'on détermine automatiquement le temps de parcours du signal électrique dans le premier appareil (1, 11, 22, 24) d'aide à l'audition et on transmet un signal au deuxième appareil (1') d'aide à l'audition.

4. Procédé suivant l'une des revendications 1 à 3, **caractérisé en ce que**, pour déterminer le temps de parcours du signal, on détermine l'enveloppe du signal électrique et on détermine le déphasage de l'enveloppe.

5. Procédé suivant l'une des revendications 1 à 3, **caractérisé en ce que**, pour déterminer le temps de parcours du signal, on effectue une analyse de corrélation.

6. Procédé suivant l'une des revendications 1 à 5, **caractérisé en ce que**, pour déterminer le temps de parcours du signal, on produit un signal de test qui parcourt au moins en partie le trajet du signal entre

le transducteur (2, 12, 25, 26) d'entrée et le transducteur (4, 14, 31) de sortie du premier appareil (1, 11, 22, 24) d'aide à l'audition.

7. Procédé suivant l'une des revendications 1 à 6, **caractérisé en ce que** l'on détermine le temps de parcours du signal dans le premier (1, 11, 22, 24) et dans le deuxième (1') appareils d'aide à l'audition et l'on transmet respectivement un signal à l'autre appareil d'aide à l'audition.

8. Procédé suivant la revendication 7, **caractérisé en ce que** l'on effectue une temporisation du signal pour l'appareil (1, 1', 11, 22, 24) d'aide à l'audition ayant le temps de parcours du signal déterminé le plus court.

9. Procédé suivant l'une des revendications 1 à 8, **caractérisé en ce que**, pour l'un au moins des appareils (1, 1', 11, 22, 24) d'aide à l'audition, l'unité (3, 13, 29) de traitement du signal est réalisée au moins en partie en technique de circuit numérique et la fréquence d'horloge d'au moins un composant (13, 15, 16) numérique est adaptée pour l'adaptation du temps de parcours du signal.

10. Procédé suivant l'une des revendications 1 à 9, **caractérisé en ce que** l'on règle un moyen (9, 9') de filtrage pour l'adaptation du temps de parcours du signal.

11. Procédé suivant l'une des revendications 1 à 10, **caractérisé en ce que** l'on effectue la détermination et l'adaptation du temps de parcours du signal à des intervalles périodiques.

12. Procédé suivant l'une des revendications 1 à 10, **caractérisé en ce que** l'on effectue la détermination et l'importation du temps de parcours du signal à la suite d'une variation de paramètres et/ou de fonctions pour au moins l'un des appareils (1, 1', 11, 22, 24) d'aide à l'audition.

13. Procédé suivant l'une des revendications 1 à 12, **caractérisé en ce que** l'on effectue le traitement du signal dans le premier (1, 11, 22, 24) et dans le deuxième (1') appareil d'aide à l'audition dans plusieurs canaux de fréquence parallèles de l'unité (3, 13, 29) de traitement du signal respective et on effectue la détermination et l'adaptation de la durée du parcours du signal respectivement dans au moins un canal de fréquence.

14. Procédé suivant l'une des revendications 1 à 13, **caractérisé en ce que** l'on détermine une amplification ou une variation d'amplification du signal électrique dans le trajet du signal entre le transducteur (2, 12, 25, 26) d'entrée et le transducteur (4, 14, 31) de sortie du premier appareil (1, 11, 22, 24) d'aide à l'audition et on transmet un signal au deuxième appareil (1') d'aide à l'audition par le trajet (10) du signal pour l'adaptation de l'amplification du signal électrique dans le trajet du signal entre le transducteur (2') d'entrée et le transducteur (4') de sortie du deuxième appareil (1') d'aide à l'audition à l'amplification déterminée du signal électrique dans le premier appareil (1, 11, 22, 24) d'aide à l'audition.

15. Procédé suivant la revendications 14, **caractérisé en ce que** l'on détermine l'amplification ou la variation d'amplification du signal électrique pour une partie du trajet du signal entre le transducteur (2, 12, 25, 26) d'entrée et le transducteur (4, 14, 31) de sortie du premier appareil (1, 11, 22, 24) d'aide à l'audition.

16. Procédé suivant la revendication 14 ou 15, **caractérisé en ce que** l'on détermine automatiquement l'amplification ou la variation de l'amplification du signal électrique dans le premier appareil (1, 11, 22, 24) d'aide à l'audition et on transmet un signal au deuxième appareil (1') d'aide à l'audition.

17. Procédé suivant l'une des revendications 14 à 16, **caractérisé en ce que**, pour déterminer l'amplification ou la variation de l'amplification, on produit un signal de test, qui parcourt au moins en partie le trajet du signal entre le transducteur (2, 12, 25, 26) d'entrée et le transducteur (4, 14, 31) de sortie du premier appareil (1, 11, 22, 24) d'aide à l'audition.

18. Procédé suivant l'une des revendications 14 à 17, **caractérisé en ce que**, pour la détermination de l'amplification de la variation de l'amplification, on détermine des amplitudes et/ou des niveaux du signal électrique.

19. Procédé suivant l'une des revendications 14 à 18, **caractérisé en ce que** l'on détermine l'amplification ou la variation de l'amplification dans le premier (1, 11, 22, 24) et dans le deuxième (1') appareil, d'aide à l'audition et on transmet respectivement un signal à l'autre appareil d'aide à l'audition.

20. Procédé suivant l'une des revendications 14 à 19, **caractérisé en ce que** l'on règle des moyens (9, 9') de filtrage pour l'adaptation de l'amplification.

21. Procédé suivant l'une des revendications 14 à 20, **caractérisé en ce que** l'on effectue la détermination et l'adaptation de l'amplification ou de la variation de l'amplification à des intervalles périodiques.

22. Procédé suivant l'une des revendications 14 à 21, **caractérisé en ce que** l'on effectue la détermination et l'adaptation de l'amplification à la suite d'une va-

riation de paramètres et/ou de fonctions pour au moins l'un des appareils (1, 1', 11, 22, 24) d'aide à l'audition.

23. Procédé suivant l'une des revendications 14 à 22, **caractérisé en ce que** l'on effectue un traitement du signal dans le premier (1, 11, 22, 24) et dans le deuxième (1') appareils d'aide à l'audition dans plusieurs canaux de fréquences 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.

24. Procédé suivant l'une des revendications 1 à 23, **caractérisé en ce que** l'on détermine une amplitude du signal électrique dans le trajet du signal entre le transducteur (2, 12, 25, 26) d'entrée et le transducteur (4, 14, 31) de sortie du premier appareil (1, 11, 22, 24) d'aide à l'audition et on transmet un signal au deuxième appareil (1') d'aide à l'audition par le trajet (10) du signal pour l'adaptation et l'amplitude du signal électrique dans le trajet du signal entre le transducteur (2') d'entrée et le transducteur (4') de sortie du deuxième appareil (1') d'aide à l'audition à l'amplitude déterminée du signal électrique dans le premier appareil (1, 11, 22, 24) d'aide à l'audition.

25. Procédé suivant la revendication 24, **caractérisé en ce que** l'on détermine automatiquement l'amplitude du signal électrique dans le premier appareil (1, 11, 22, 24) d'aide à l'audition et on transmet un signal au deuxième appareil (1') d'aide à l'audition.

26. Procédé suivant la revendication 24 ou 25, **caractérisé en ce que**, pour déterminer l'amplitude du signal, on produit un signal de test, qui parcourt au moins en partie le trajet du signal entre le transducteur (2, 12, 25, 26) d'entrée et le transducteur (4, 14, 31) de sortie du premier appareil (1, 11, 22, 24) d'aide à l'audition.

27. Procédé suivant l'une des revendications 24 à 26, **caractérisé en ce que** l'on détermine l'amplitude du signal dans le premier (1, 11, 22, 24) et le deuxième (1') appareils d'aide à l'audition et on transmet respectivement un signal à l'autre appareil d'aide à l'audition.

28. Procédé suivant l'une des revendications 24 à 27, **caractérisé en ce que** l'on règle des moyens (9, 9') de filtrage pour l'adaptation de l'amplitude du signal.

29. Procédé suivant l'une des revendications 24 à 28, **caractérisé en ce que** l'on effectue la détermination et l'adaptation de l'amplitude du signal à des intervalles périodiques.

30. Procédé suivant l'une des revendications 24 à 29, **caractérisé en ce que** l'on effectue la détermination et l'adaptation de l'amplitude du signal à la suite d'une variation de paramètres et/ou de fonctions pour au moins l'un des appareils (1, 1', 11, 22, 24) d'aide à l'audition.

31. Procédé suivant l'une des revendications 24 à 30, **caractérisé en ce que** l'on effectue le traitement du signal dans le premier (1, 11, 22, 24) et dans le deuxième (1') appareils d'aide à l'audition dans plusieurs canaux de fréquences 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.

32. Système de prothèse auditive comprenant au moins un premier (1, 11, 22, 24) et un deuxième (1') appareils d'aide à l'audition, qui comprennent respectivement au moins un transducteur (2, 2', 12, 25, 26) 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 transducteur (4, 4', 14, 31) de sortie pour la transformation du signal électrique en un signal de sortie et entre lesquels un trajet (10) du signal est prévu pour la transmission de données,
caractérisé en ce que le premier appareil (1, 11, 22, 24) d'aide à l'audition a des moyens de mesure et des moyens d'émission de données se rapportant à un temps de parcours d'un signal électrique dans le trajet du signal entre le transducteur (2, 12, 25, 26) d'entrée et le transducteur (4, 14, 31) de sortie du premier appareil (1, 11, 22, 24) d'aide à l'audition et le deuxième appareil (1') d'aide à l'audition a des moyens de réception des données émises et des moyens d'adaptation d'un temps de parcours du signal dans le trajet du signal entre le transducteur (2') d'entrée et le transducteur (4') de sortie du deuxième appareil (1') d'aide à l'audition au temps du parcours du signal électrique dans le premier appareil (1, 11, 22, 24) d'aide à l'audition.

33. Système suivant la revendication 32, **caractérisé en ce qu'**une analyse de corrélation peut être effectuée par les moyens de mesure du temps de parcours du signal électrique.

34. Système suivant la revendication 32 ou 33, **caractérisé en ce qu'**au moins l'un des appareils (1, 1', 11, 22, 24) d'aide à l'audition comprend des moyens de temporisation du signal.

35. Système suivant la revendication 32 à 34, **caracté-**

risé en ce que les unités (3, 3', 13, 29) du traitement du signal du premier (1, 1', 22, 24) et du deuxième (1') appareils d'aide à l'audition sont réalisés en technique de circuit numérique et sont cadencés et au moins l'un des appareils (22) d'aide à l'audition comprend des moyens de variation de la cadence.

36. Système suivant l'une des revendications 32 à 35, **caractérisé en ce que** le traitement du signal s'effectue dans le premier (1, 11, 22, 24) et dans le deuxième (1') appareils d'aide à l'audition dans plusieurs canaux de fréquence parallèles de l'unité (3, 3', 13, 29) respective de traitement du signal et au moins le premier appareil (1, 11, 22, 24) d'aide à l'audition comprend des moyens de détermination du temps de parcours du signal et au moins le deuxième appareil (1') d'aide à l'audition comprend des moyens d'adaptation du temps de parcours du signal dans au moins un canal de fréquence.

37. Système suivant l'une des revendications 32 à 36, **caractérisé en ce que** le premier appareil (1, 11, 22, 24) d'aide à l'audition comprend des moyens de mesure et des moyens d'émission de données se rapportant à une amplification et à une variation d'amplification d'un signal électrique dans le trajet du signal entre le transducteur (2, 12, 25, 26) d'entrée et le transducteur (4, 14, 31) de sortie du premier appareil (1, 11, 22, 24) d'aide à l'audition et le deuxième appareil (1') d'aide à l'audition 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 du deuxième appareil (1') d'aide à l'audition à l'amplification ou à la variation d'amplification du signal électrique dans le premier appareil (1, 11, 22, 24) d'aide à l'audition.

38. Système suivant la revendication 37, **caractérisé en ce que** le traitement du signal s'effectue dans le premier (1, 11, 22, 24) et dans le deuxième (1') appareils d'aide à l'audition dans plusieurs canaux de fréquences parallèles de l'unité (3, 3', 13, 29) respective de traitement du signal et au moins le premier appareil (1, 11, 22, 24) d'aide à l'audition comprend des moyens de détermination de l'amplification ou de la variation d'amplification et au moins le deuxième appareil (1') d'aide à l'audition comprend des moyens d'adaptation de l'amplification dans au moins un canal de fréquence.

39. Système suivant l'une des revendications 32 à 38, **caractérisé en ce que** le premier appareil (1, 11, 22, 24) d'aide à l'audition 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 transducteur (2, 12, 25, 26) d'entrée et le transducteur (4, 14, 31) de sortie du premier appareil (1, 11, 22, 24) d'aide à l'audition et le deuxième appareil (1') d'aide à l'audition comprend des moyens de réception des données émises et des moyens d'adaptation d'une amplitude de signal dans le trajet du signal entre le transducteur (2') d'entrée et le transducteur (4') de sortie du deuxième appareil (1') d'aide à l'audition à l'amplitude du signal électrique dans le premier appareil (1, 11, 22, 24) d'aide à l'audition.

40. Système suivant la revendication 39, **caractérisé en ce que** le traitement du signal s'effectue dans le premier (1, 11, 22, 24) et dans le deuxième (1') appareil d'aide à l'audition dans plusieurs canaux de fréquences parallèles de l'unité (3, 3', 13, 29) respective de traitement du signal et au moins le premier appareil (1, 11, 22, 24) d'aide à l'audition comprend des moyens de détermination de l'amplitude du signal et au moins le deuxième appareil (1') d'aide à l'audition comprend des moyens d'adaptation de l'amplitude du signal dans au moins un canal de fréquence.

41. Système suivant l'une des revendications 32 à 40, **caractérisé en ce que** le premier appareil (1, 11, 22, 24) d'aide à l'audition comprend au moins une unité (8, 8', 20, 34) d'émission et le deuxième appareil (1') d'aide à l'audition comprend au moins une unité (8') de réception pour la transmission sans fil du signal entre le premier (1, 11, 22, 24) appareil d'aide à l'audition et le deuxième (1') appareil d'aide à l'audition.

42. Système suivant l'une des revendications 32 à 41, **caractérisé en ce que** le au moins (1, 11, 22, 24) appareil d'aide à l'audition comprend des moyens de production d'un signal de test.

43. Système de prothèse auditive comprenant au moins un premier (1, 11, 22, 24) et un deuxième (1') appareils d'aide à l'audition, qui comprennent respectivement au moins un transducteur (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', 12, 29) de traitement du signal pour le traitement du signal électrique, et un transducteur (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 le premier appareil (1, 11, 22, 24) d'aide à l'audition comprend des moyens pour mémoriser et des moyens pour émettre des données se rapportant à un temps de parcours d'un signal électrique dans le trajet du signal entre le transducteur (2, 12, 25, 26) d'entrée et le transducteur (1, 11, 22, 24) de sortie du premier appareil (1, 11, 22, 24) d'aide à l'audition et **en ce que** le

deuxième appareil (1') d'aide à l'audition comprend des moyens de réception de données émises et des moyens d'adaptation d'un temps de parcours du signal dans le trajet du signal entre le transducteur (2') d'entrée et le transducteur (4') de sortie du deuxième appareil (1') d'aide à l'audition au temps de parcours du signal électrique dans le premier appareil (1, 11, 22, 24) d'aide à l'audition.

44. Système de prothèse auditive suivant la revendication 43, **caractérisé en ce que**, pour le premier appareil (1, 11, 22, 24) d'aide à l'audition, plusieurs jeux de paramètres pour l'adaptation du traitement du signal dans le premier appareil (1, 11, 22, 24) d'aide à l'audition à des situations d'audition différentes peuvent être mémorisés et réglés et à au moins un jeu de paramètres sont associées des données le temps du parcours d'un signal électrique dans le trajet du signal entre le transducteur (2, 12, 25, 26) d'entrée et le transducteur (4, 14, 31) de sortie du premier appareil (1, 11, 22, 24) d'aide à l'audition.

FIG 1

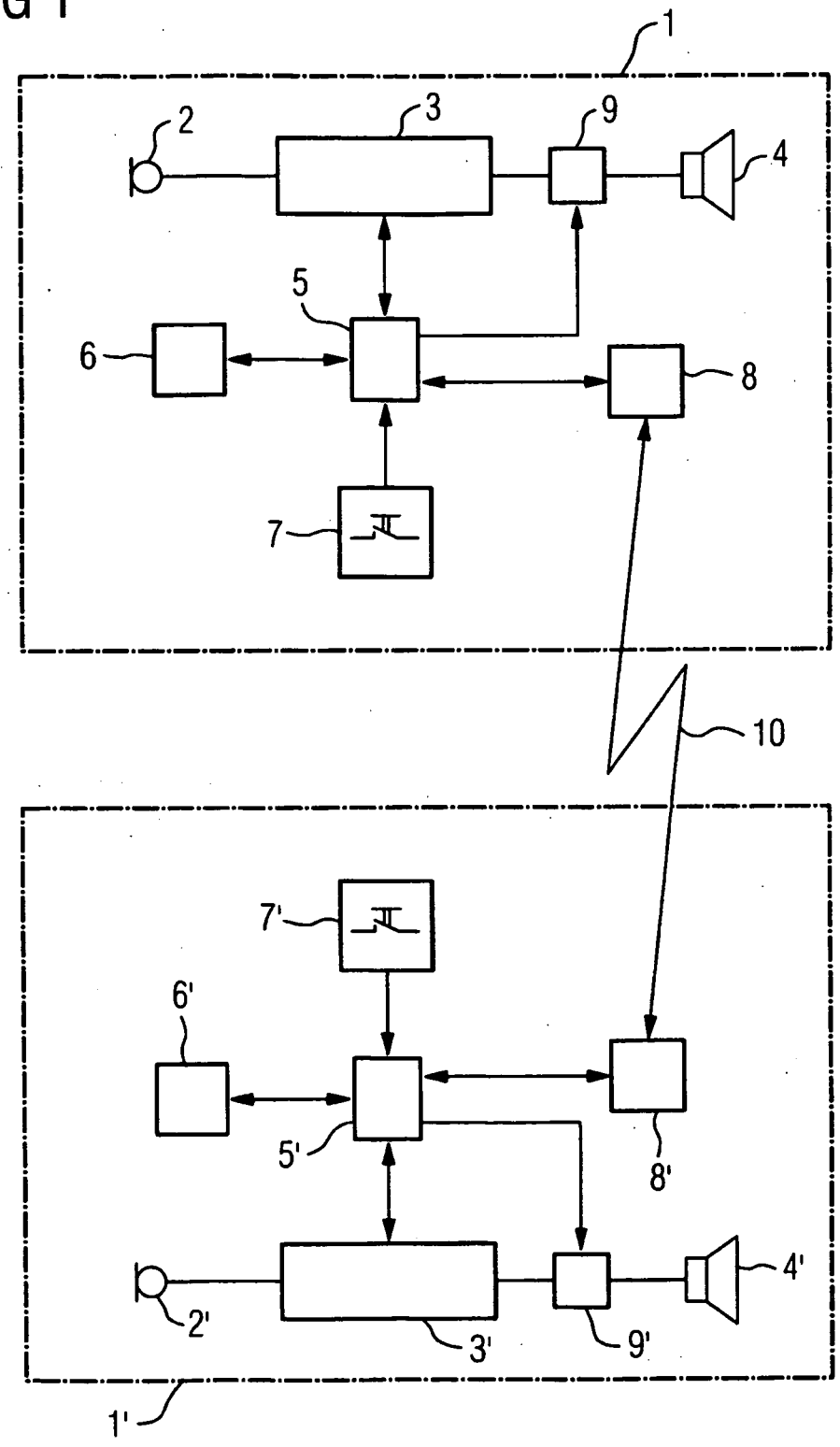


FIG 2

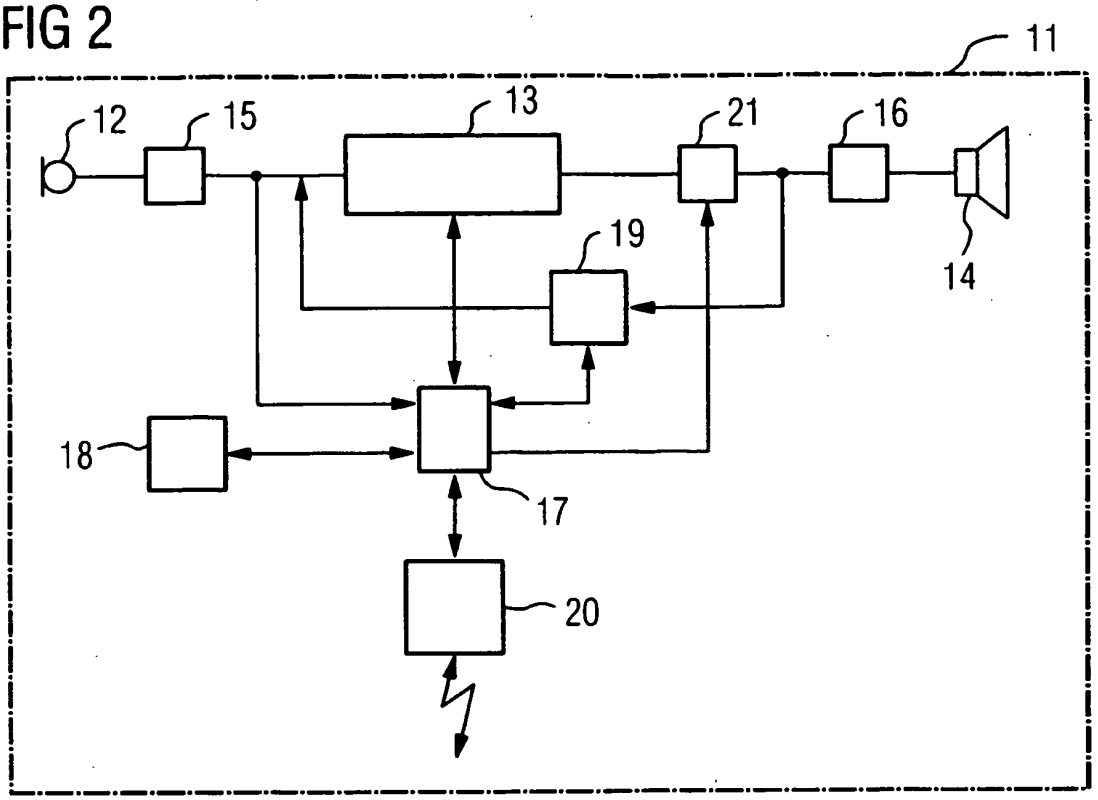
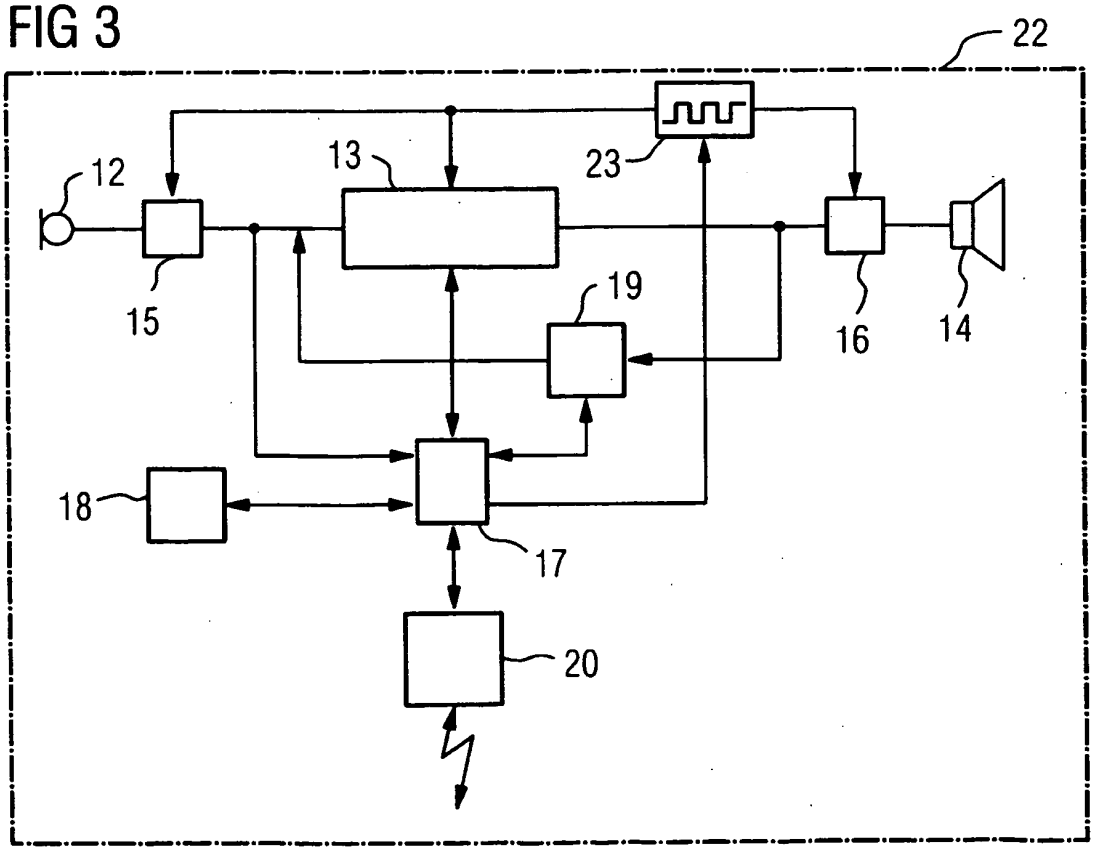


FIG 3



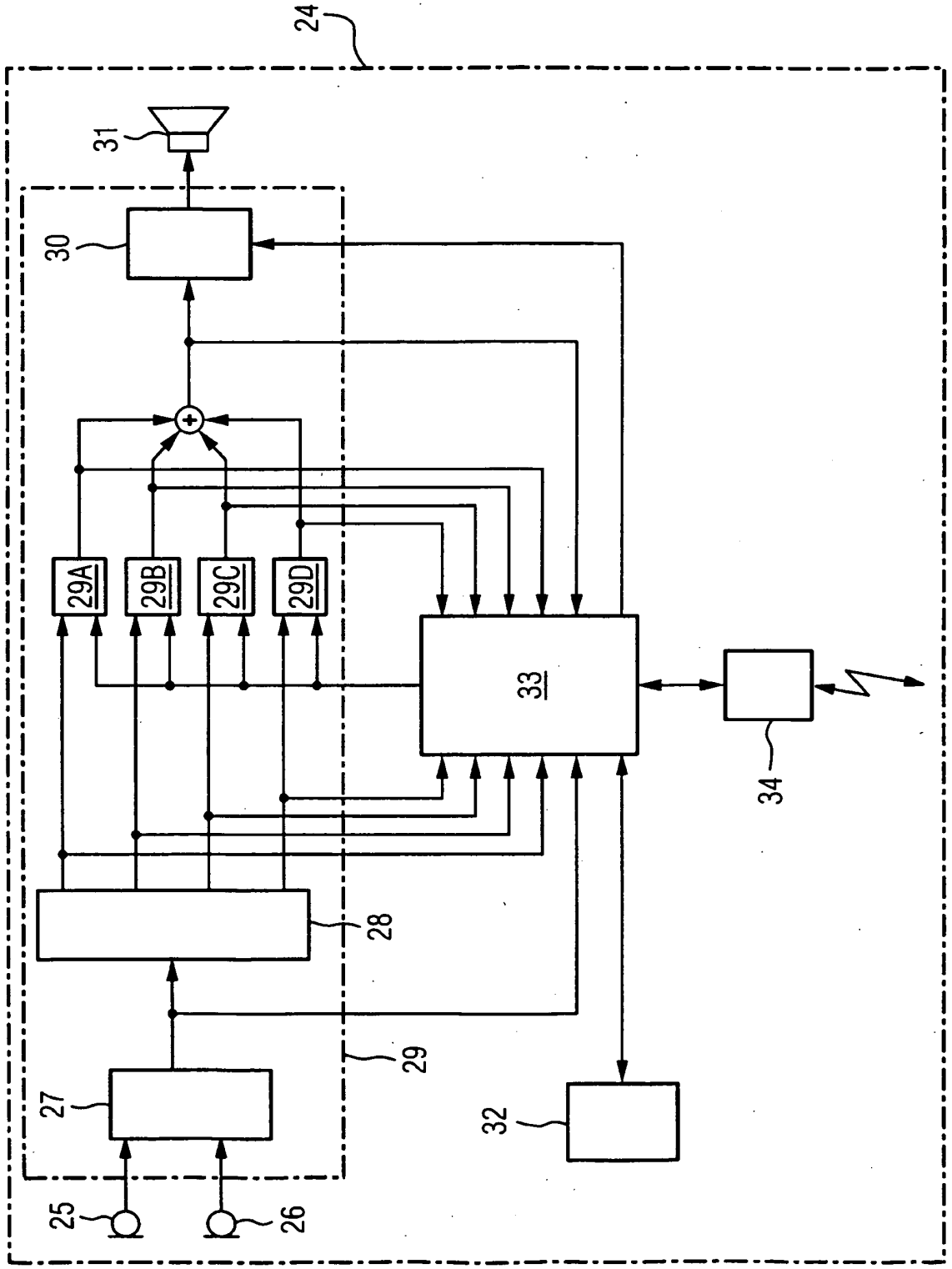


FIG 4

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]**