(19) **Bundesrepublik Deutschland**
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 102 28 632 B3** 2004.01.15

(12) # Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **102 28 632.9**
(22) Anmeldetag: **26.06.2002**
(43) Offenlegungstag: **–**
(45) Veröffentlichungstag der Patenterteilung: **15.01.2004**

(51) Int Cl.[7]: **H04R 25/00**

Innerhalb von 3 Monaten nach Veröffentlichung der Erteilung kann Einspruch erhoben werden.

(71) Patentinhaber:
Siemens Audiologische Technik GmbH, 91058 Erlangen, DE

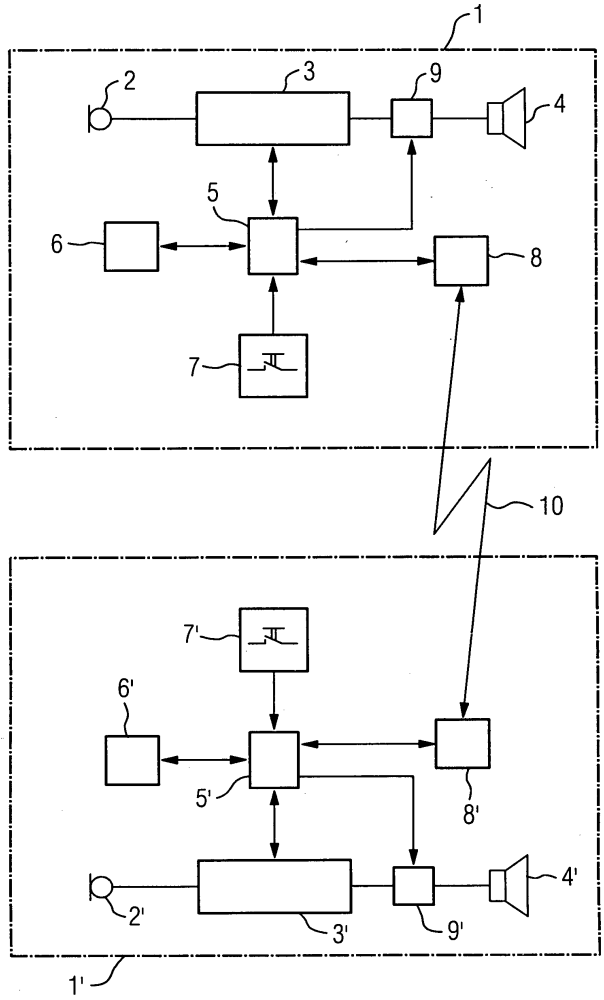
(74) Vertreter:
Berg, P., Dipl.-Ing., Pat.-Ass., 80339 München

(72) Erfinder:
Beck, Frank, 91080 Spardorf, DE; Sporer, Gerhard, 91207 Lauf, DE

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht gezogene Druckschriften:
DE 197 04 119 C1
DE 100 48 354 A1
US 54 79 522 A
US 54 34 924 A
EP 09 41 014 A2
WO 99/43 185 A1
WO 97/14 268 A1

(54) Bezeichnung: **Richtungshören bei binauraler Hörgeräteversorgung**

(57) Zusammenfassung: Bei der binauralen Versorgung eines Hörgeräteträgers mit zwei am Ohren tragbaren Hörhilfegeräten (1, 1', 11, 22, 24) soll das Richtungshören verbessert werden. Hierzu schlägt die Erfindung vor, jeweils Signallaufzeiten und/oder Signalamplituten und/oder Verstärkungen eines elektrischen Signals in einem Signalpfad zwischen einem Eingangswandler (2, 2', 12, 25, 26) und einem Ausgangswandler (4, 14, 31) eines Hörhilfegerätes (1, 1' 11, 22, 24) zu messen und Daten bezüglich der gemessenen Signallaufzeiten und/oder Signalamplituden und/oder Verstärkungen auf das jeweils andere Hörhilfegerät zu übertragen. Dadurch können die Signallaufzeiten und die Signalamplituden der elektrischen Signale durch die beiden Hörhilfegeräte (1, 1', 11, 22, 24) aneinander angepasst werden. Damit wird durch die Hörhilfegeräte (1, 1', 11, 22, 24) keine Phasen- oder Amplitudenverzerrung verursacht und die natürliche Phasenverschiebung sowie der natürliche Amplitudenunterschied eines aus einer bestimmten Richtung einfallenden Schallsignals bleiben erhalten. Somit bleibt auch die Richtungsinformation für den Hörgeräteträger erhalten.



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.

Stand der Technik

[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 Lauf-

zeitdifferenz, 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.

Aufgabenstellung

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

[0014] Diese Aufgabe wird gelöst durch Verfahren mit den Merkmalen gemäß den Ansprüchen 1, 14 oder 24.

[0015] Ferner wird die Aufgabe durch ein Hörgerätesystem mit den Merkmalen gemäß den Ansprüchen 32, 37, 39 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 Abschat-tungswirkung 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 Anpas-

sung 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 Hörgerätesysteme Anwendung.

[0036] Die Erfindung wird nachfolgend anhand von Ausführungsbeispielen näher erläutert. Es zeigen:

[0037] **Fig.** 1 ein Hörgerätesystem mit zwei Hörhilfegeräten, zwischen denen ein Signalpfad vorgesehen ist und bei denen unterschiedliche Hörprogramme einstellbar sind,

[0038] **Fig.** 2 ein Hörhilfegerät mit einer Signallaufzeit-Messeinrichtung und einem einstellbaren Verzögerungselement,

[0039] **Fig.** 3 ein Hörhilfegerät mit einem Signallaufzeit- und Amplituden- Messelement und einstellbarer Taktfrequenz und

[0040] **Fig.** 4 ein Hörhilfegerät; bei dem die Signalverarbeitung parallel in mehreren Frequenzkanälen erfolgt, mit einer Signalanalyse- und Steuereinheit.

[0041] **Fig.** 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 einelektrisches 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.

[0042] 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.

[0043] 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'**.

[0044] 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 Hör-

gerätesystem **1**, **1'** stets das Richtungshören ermöglicht, unabhängig von der gerade aktiven Programmpaarung der Hörprogramme beider Hörhilfegeräte **1** und **1'**.

[0045] Eine andere Ausführungsform der Erfindung zeigt **Fig.** 2. Da auch hierbei beide Hörhilfegeräte eines Hörgerätesystems das gleiche Ersatzschaltbild aufweisen, ist in **Fig.** 2 lediglich eines von beiden, im Ausführungsbeispiel das Hörhilfegerät **11**, dargestellt. Auch dieses umfasst wie die Hörhilfegeräte **1** und **1'** in dem Ausführungsbeispiel gemäß **Fig.** 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**.

[0046] Im Unterschied zum Ausführungsbeispiel gemäß **Fig.** 1 erfolgt bei dem Hörhilfegerät **11** gemäß **Fig.** 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.

[0047] 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.

[0048] Ein weiteres Ausführungsbeispiel der Erfindung ist in **Fig.** 3 dargestellt. Dabei zeigt ein Hörhilfegerät **22** einen zum Ausführungsbeispiel gemäß **Fig.** 2 sehr ähnlichen Aufbau. Im Unterschied zu dem Hörhilfegerät **11** gemäß **Fig.** 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 **Fig.** 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.

[0049] 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 **Fig.** 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 Funkti-

onsänderung (z. B. Wechsel des Hörprogramms) wird dann die Verstärkung in dem anderen Hörhilfegerät entsprechend angepasst.

[0050] Auch bei den beispielhaft in den **Fig.** 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.

[0051] Ein weiteres Ausführungsbeispiel der Erfindung ist in **Fig.** 4 dargestellt. Auch **Fig.** 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.

[0052] 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.

[0053] 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.

[0054] 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 **Fig.** 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 **Fig.** 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.

[0055] Analog zu der Anpassung der Verstärkung können bei einem Hörgerätesystem mit zwei Hörhilfegeräten mit einem schematischen Blockschaltbild gemäß dem beispielhaften Hörhilfegerät **24**, wie in **Fig.** 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.

[0056] 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.

[0057] 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.

[0058] 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.

[0059] Zusammenfassend wird festgehalten:

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

Patentansprüche

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

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, da durch 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 mit wenigstens einem ersten (**1**, **11**, **22**, **24**) und einem zweiten (**1'**) Hörhilfegerät, die jeweils wenigstens einen Eingangswandler (**2**, **2'**, **12**, **25**, **26**) zur Aufnahme eines akustischen Eingangssignals und Wandlung in ein elektrisches Signal, eine Signalverarbeitungseinheit (**3**, **3'**, **13**, **29**) zur Verarbeitung des elektrischen Signals und einen Ausgangswandler (**4**, **4'**, **14**, **31**) zur Wandlung des elektrischen Signals in ein Ausgangssignal umfassen und zwischen denen ein Signalpfad (**10**) zur Datenübertragung vorgesehen ist, dadurch gekennzeichnet, dass das erste Hörhilfegerät (**1**, **11**, **22**, **24**) Mittel zum Messen und Mittel zum Senden von Daten bezüglich einer Verstärkung oder Verstärkungsänderung eines elektrischen Signals in dem Signalpfad zwischen dem Eingangswandler (**2**, **12**, **25**, **26**) und dem Ausgangswandler (**4**, **14**, **31**) des ersten Hörhilfegerätes (**1**, **11**, **22**, **24**) und das zweite Hörhilfegerät (**1'**) Mittel zum Empfangen der gesendeten Daten und Mittel. zur Anpassung einer Verstärkung in dem Signalpfad zwischen dem Eingangswandler (**2'**) und dem Ausgangswandler (**4'**) des zweiten Hörhilfegerätes (**1'**) an die Verstärkung oder Verstärkungsänderung des elektrischen Signals in dem ersten Hörhilfegerät (**1**, **11**, **22**, **24**) umfasst.

38. 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 Verstärkung oder Verstärkungsänderung und wenigstens das zweite Hörhilfegerät (**1'**) Mittel zur Anpassung der Verstärkung in wenigstens einem Frequenzkanal umfasst.

39. Hörgerätesystem mit wenigstens einem ersten (**1**, **11**, **r**, **24**) und einem zweiten (**1'**) Hörhilfegerät, die jeweils wenigstens einen Eingangswandler (**2**, **2'**, **12**, **25**, **26**) zur Aufnahme eines akustischen Eingangssignals und Wandlung in ein elektrisches Signal, eine Signalverarbeitungseinheit (**3**, **3'**, **13**, **29**) zur Verarbeitung des elektrischen Signals und einen Ausgangswandler (**4**; **4'**, **14**, **31**) zur Wandlung des elektrischen Signals in ein Ausgangssignal umfassen und zwischen denen ein Signalpfad (**10**) zur Datenübertragung vorgesehen ist, dadurch gekennzeichnet, dass das erste Hörhilfegerät (**1**, **11**, **22**, **24**) Mittel zum Messen und Mittel zum Senden von Daten bezüglich einer Signalamplitude eines elektrischen Signals in dem Signalpfad zwischen dem Eingangswandler (**2**, **12**, **25**, **26**) und dem Ausgangswandler (**4**, **14**, **31**) des ersten Hörhilfegerätes (**1**, **11**, **22**, **24**) und das zweite Hörhilfegerät (**1'**) Mittel zum Empfangen der gesendeten Daten und Mittel zur Anpassung einer Signalamplitude in dem Signalpfad zwischen dem Eingangswandler (**2'**) und dem Ausgangswandler (**4'**) des zweiten Hörhilfegerätes (**1'**) an die Signalamplitude des elektrischen Signals in dem ersten Hörhilfegerät (**1**, **11**, **22**, **24**) umfasst.

40. 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 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.

Es folgen 3 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG 1

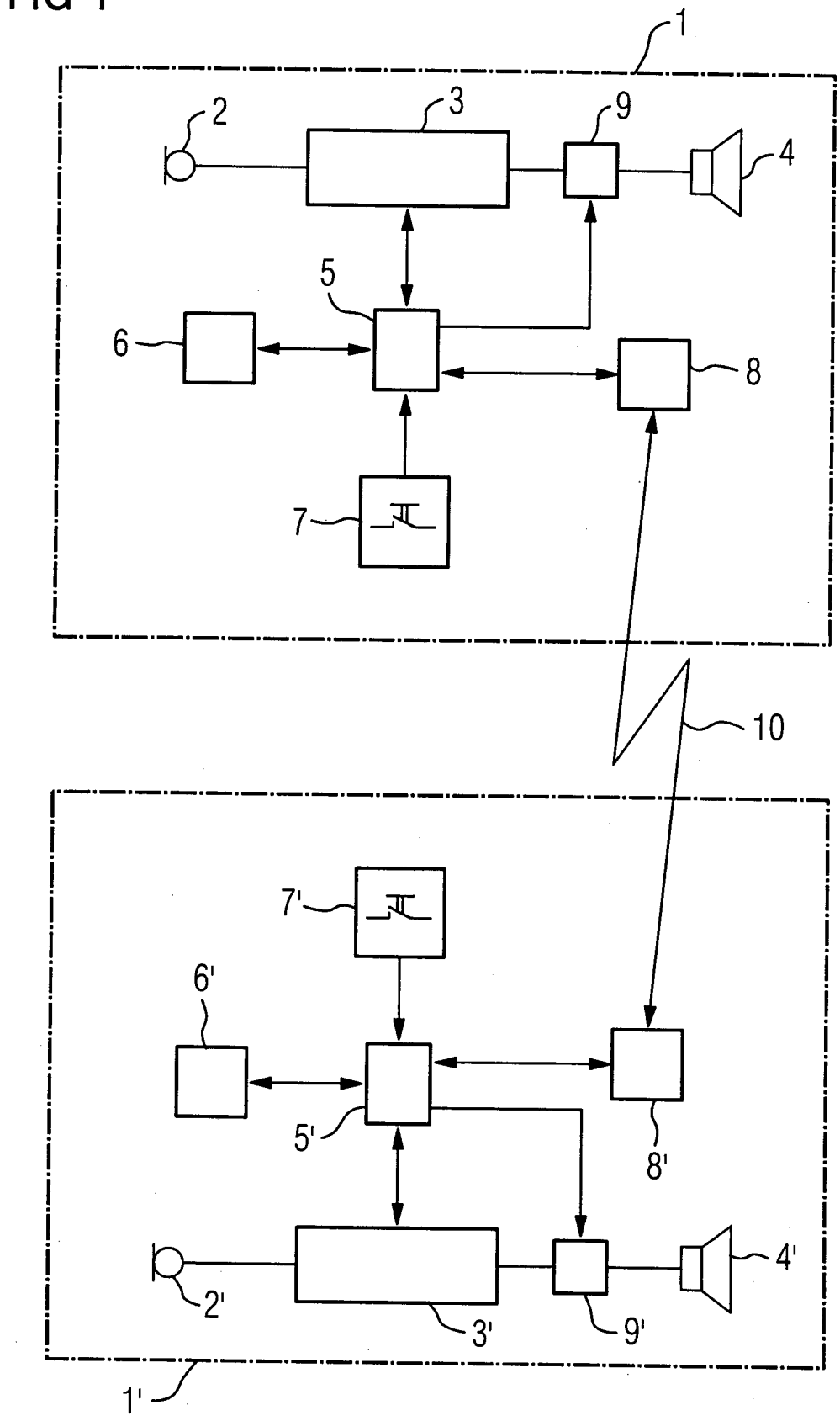


FIG 2

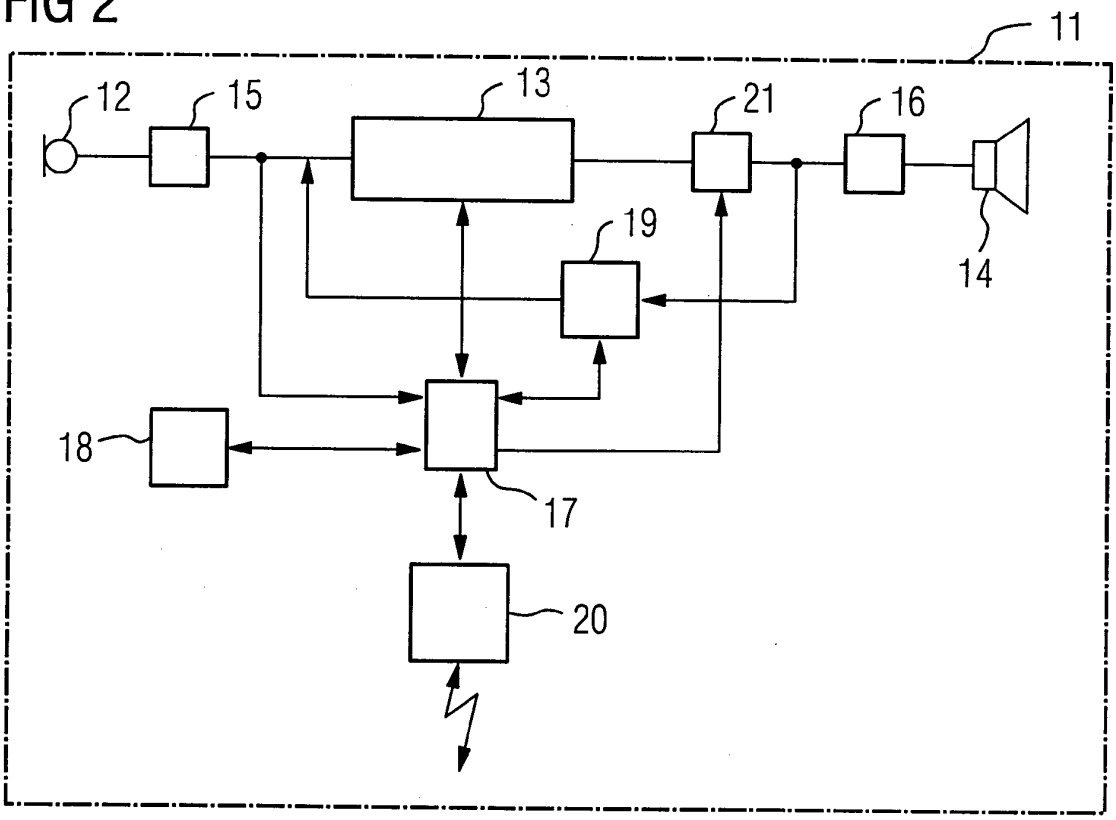
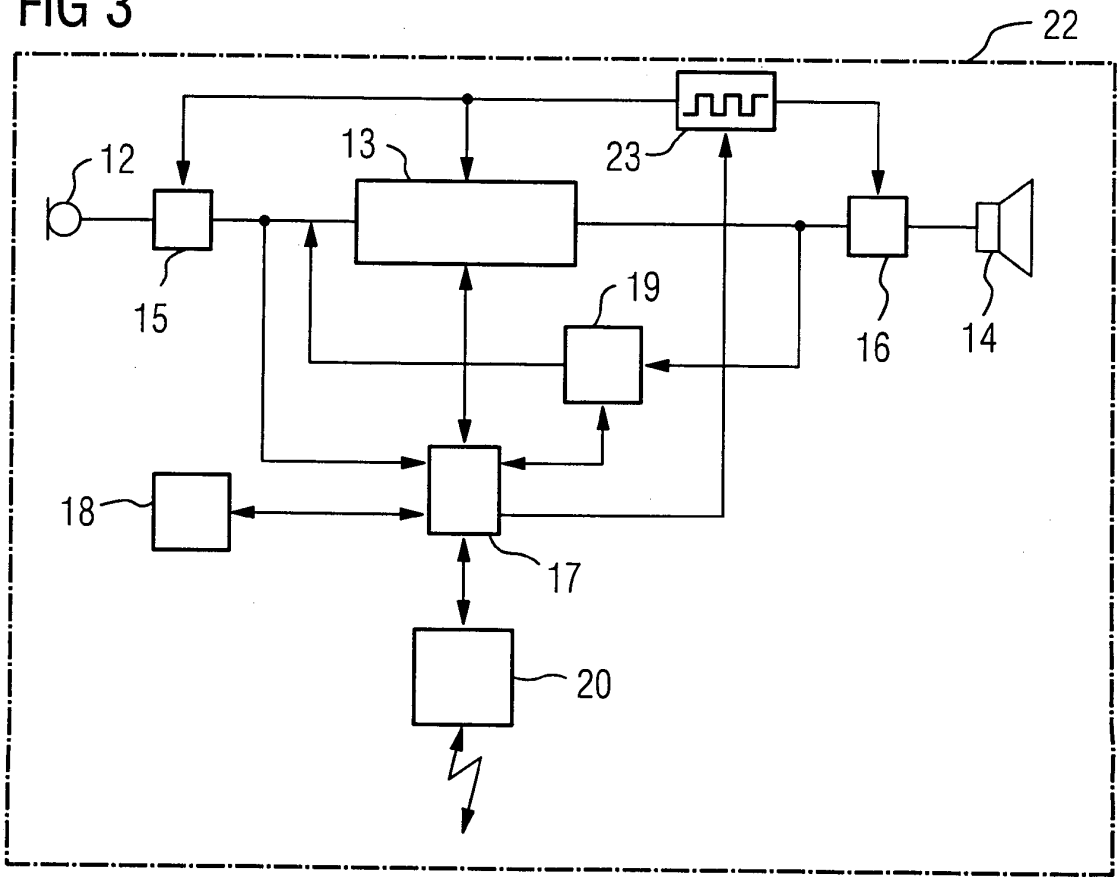


FIG 3



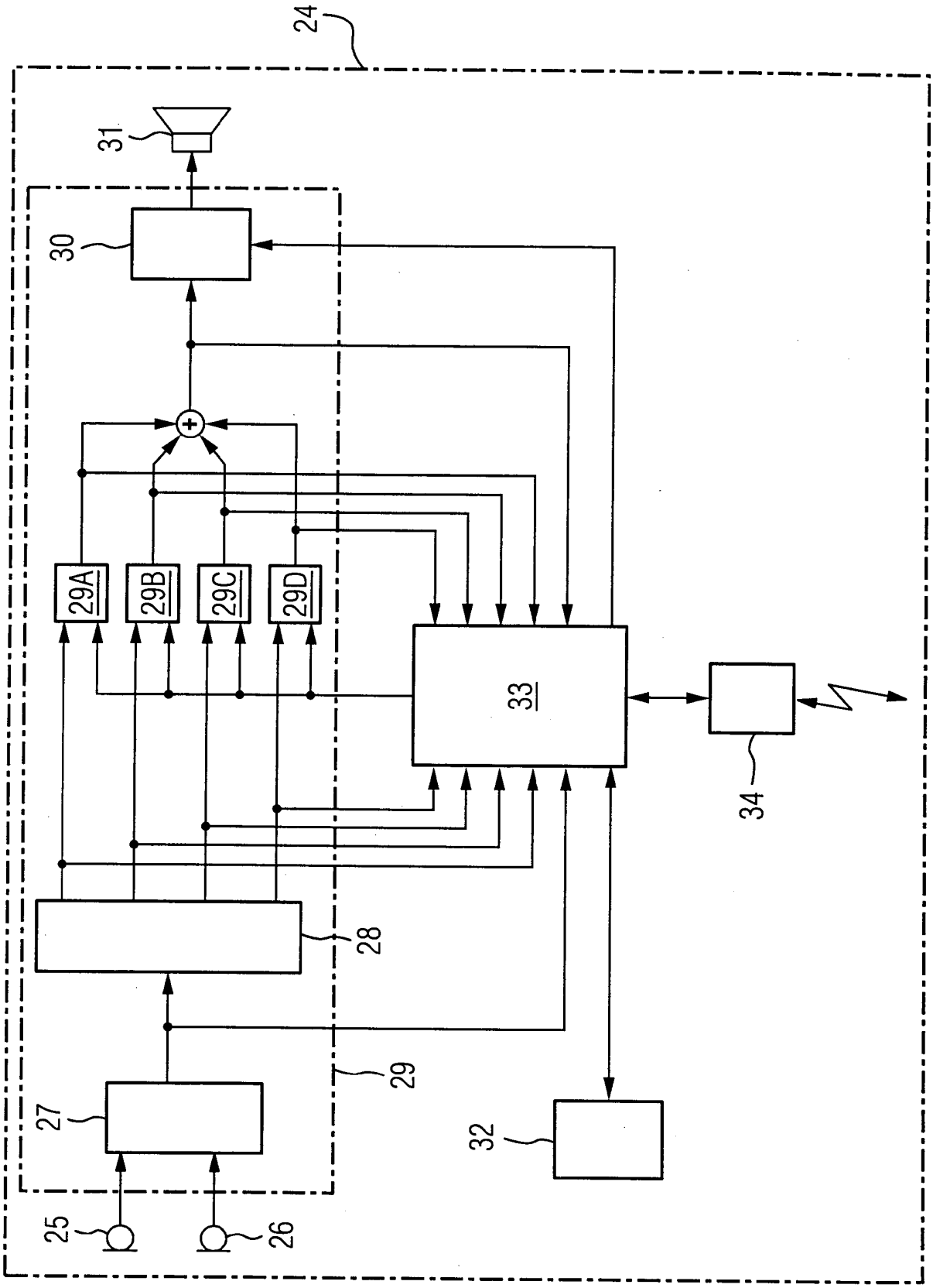


FIG 4