



(11)

EP 1 771 038 A2

(12)

EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG

(43) Veröffentlichungstag:
04.04.2007 Patentblatt 2007/14

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

(21) Anmeldenummer: **06121022.5**

(22) Anmeldetag: **21.09.2006**

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

(30) Priorität: **30.09.2005 DE 102005047049**

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

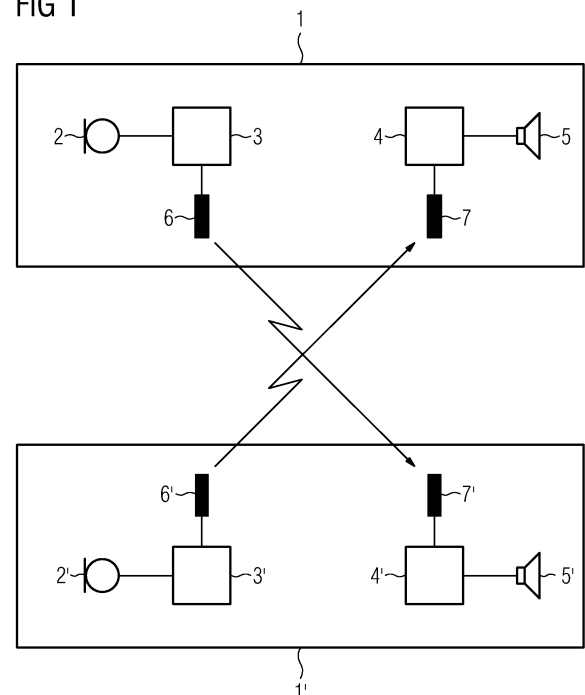
(72) Erfinder: **Sporer, Gerhard**
91207, Lauf (DE)

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

(54) **Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätesystems zur binauralen Versorgung eines Benutzers**

(57) Bei einem Hörhilfegerätesystem mit einem am oder im linken Ohr eines Benutzers tragbaren Hörhilfegerät (1, 10) und einem am oder im rechten Ohr des Benutzers tragbaren Hörhilfegerät (1', 10') zur binauralen Versorgung des Benutzers soll die Rückkopplungsneigung reduziert werden. Hierzu wird vorgeschlagen, aus den Mikrofonsignalen der Hörhilfegeräte (1, 1'; 10, 10') resultierende Audiosignale kreuzweise zwischen den Hörhilfegeräten (1, 1'; 10, 10') zu übertragen und somit ein von dem Mikrofon eines Hörhilfegerätes aufgenommenes Schallsignal nach der Signalverarbeitung und Verstärkung über den Hörer (5, 5 bzw. 18', 8) des jeweils anderen Hörhilfegerätes auszugeben. Dadurch wird für die betreffenden Audiosignale die Entfernung zwischen jeweils einem Hörer (5, 5'; 18, 18') und einem Mikrofon (2, 2' bzw. 11, 12; 11', 12'), zwischen denen ein Rückkopplungspfad besteht, wesentlich vergrößert.

FIG 1



EP 1 771 038 A2

Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätesystems mit einem am oder im linken Ohr eines Benutzers tragbaren ersten Hörhilfegerät und einem am oder im rechten Ohr des Benutzers tragbaren zweiten Hörhilfegerät, wobei die Hörhilfegeräte jeweils wenigstens ein Mikrofon zur Aufnahme eines akustischen Eingangssignals und Wandlung in ein Audiosignal, eine Signalverarbeitungseinrichtung zur Verarbeitung eines Audiosignals und einen Ausgangswandler zur Wandlung eines verarbeiteten Audiosignals in ein von dem Benutzer als akustisches Signal wahrnehmbares Signal sowie Mittel zur Übertragung eines Audiosignals von jeweils einem Hörhilfegerät auf das jeweils andere Hörhilfegerät aufweisen, wobei zumindest für einen bestimmten Frequenzbereich von dem Mikrofon des ersten Hörhilfegerätes ein erstes Audiosignal erzeugt wird und dieses erste Audiosignal oder ein daraus hervorgehendes Audiosignal auf das zweite Hörhilfegerät übertragen wird und nach einer Signalverarbeitung von dem Hörer des zweiten Hörhilfegerätes ausgegeben wird und gleichzeitig von dem Mikrofon des zweiten Hörhilfegerätes ein zweites Audiosignal erzeugt wird und dieses zweite Audiosignal oder ein daraus hervorgehendes Audiosignal auf das erste Hörhilfegerät übertragen wird und nach einer Signalverarbeitung von dem Hörer des ersten Hörhilfegerätes ausgegeben wird.

[0002] Bei einem Hörhilfegerät wird mittels eines Eingangswandlers ein Eingangssignal aufgenommen und in ein elektrisches Eingangssignal überführt. Üblicherweise dient als Eingangswandler wenigstens ein Mikrofon, welches ein akustisches Eingangssignal aufnimmt. Moderne Hörhilfegeräte umfassen häufig ein Mikrophonsystem mit mehreren Mikrofonen, um einen von der Einfallsrichtung akustischer Signale abhängigen Empfang, eine Richtcharakteristik, zu erreichen. Die Eingangswandler können jedoch auch eine Telefonspule oder eine Antenne umfassen zur Aufnahme elektromagnetischer Eingangssignale. Die durch den Eingangswandler in elektrische Eingangssignale (Audiosignale) gewandelten Eingangssignale werden zur Weiterverarbeitung und Verstärkung einer Signalverarbeitungseinheit zugeführt. Die Weiterverarbeitung und Verstärkung erfolgt zum Ausgleich des individuellen Hörverlustes eines Hörhilfegeräteträgers in der Regel in Abhängigkeit der Signalfrequenz. Die Signalverarbeitungseinheit erzeugt ein elektrisches Ausgangssignal, welches über einen Ausgangswandler dem Gehör des Hörhilfegeräteträgers zugeführt wird, so dass dieser das Ausgangssignal als akustisches Signal wahrnimmt. Als Ausgangswandler werden üblicherweise Hörer verwendet, die ein akustisches Ausgangssignal erzeugen. Es sind jedoch auch Ausgangswandler zur Erzeugung mechanischer Schwingungen bekannt, die direkt bestimmte Teile des Gehörs, wie beispielsweise die Gehörknöchelchen zu Schwingungen anregen. Weiterhin sind Ausgangswandler bekannt, die direkt Nervenzellen des Gehörs stimulieren.

[0003] Aufgrund der bei Hörhilfegeräten angestrebten Miniaturisierung weisen das Mikrofon und der Hörer eines Hörhilfegerätes in der Regel nur einen geringen Abstand zueinander auf. Dies begünstigt eine unerwünschte Schallübertragung direkt von dem Hörer zu dem Mikrofon, woraus häufig störendes Rückkopplungspfeifen (Feedback) resultiert. Zur Lösung dieses Problems gibt es eine Vielzahl unterschiedlicher Ansätze, wie die Verwendung von Notch-Filtern, adaptiven Filtern, Richtmikrofonen oder einer weitgehenden Abdichtung des Gehörgangs. Keine dieser Maßnahmen konnte jedoch bislang das Auftreten des rückkopplungsbedingten Pfeifens zuverlässig und vollständig beseitigen.

[0004] Aus der US 5,757,932 ist ein Hörhilfegerätesystem mit einem am linken Ohr und einem am rechten Ohr eines Benutzers tragbaren Hörhilfegerät bekannt. Zwischen den Hörhilfegeräten findet eine Übertragung von Audiosignalen statt. In beiden Hörhilfegeräten werden somit Signale verarbeitet, die an den beiden Ohren aufgenommene Schallsignale repräsentieren. Dadurch kann beiden Ohren des Benutzers ein binaurales Ausgangssignal zugeführt werden.

[0005] Aus der EP 941014 A2 ist ein Hörerätesystem bekannt, bei dem ein Steuersignal von einem Hörgerät auf ein zweites übertragen wird.

[0006] Aus der DE 10048354 A1 ist ein Hörerätesystem mit zwei Hörgeräten bekannt, bei dem in jedem Hörgerät Schallfeldkennwerte erzeugt und auf das jeweils andere Hörgerät übertragen werden.

[0007] Aus der WO 00/00001 A2 ist ein Hörerätesystem mit zwei Hörgeräten bekannt, bei dem die Signalverarbeitung in den beiden Hörgeräten über eine drahtlose Verbindung zwischen den Hörgeräten synchronisiert wird.

[0008] Aus der DE 10304648 B3 ist ein Verfahren zur Kommunikation zwischen Hörgeräten bekannt, bei dem Datenpakete höherer Priorität zuerst übertragen werden.

[0009] Aus der EP 0 941 014 A2 ist ein Hörhilfegerätesystem mit zwei am Kopf tragbaren Hörhilfegeräten zur binauralen Versorgung eines Benutzers bekannt. Die Hörhilfegeräte umfassen Mittel zur drahtlosen Übertragung von Steuersignalen und Audiosignalen zwischen den Hörhilfegeräten. Dadurch ist es möglich, die mittels der Mikrofone in beiden Hörhilfegeräten gewonnenen Audiosignale zumindest teilweise nur in einem der beiden Hörhilfegeräte zu verarbeiten. Ressourcen zur Signalverarbeitung müssen daher nicht gleichermaßen in beiden Hörhilfegeräten vorgesehen werden.

[0010] Nachteilig bei bekannten Hörhilfegeräten ist, dass die Feedback-Problematik bislang nur unzureichend gelöst ist.

[0011] Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es daher, bei einem Hörhilfegerätesystem zur binauralen Versorgung eines Benutzers Feedback weitgehend zu vermeiden.

[0012] Diese Aufgabe wird durch die Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätesystems gemäß den Patentansprüchen 1, 4 und 5 gelöst.

[0013] Die Grundidee der Erfindung besteht darin, bei einem Hörhilfegerätesystem mit zwei Hörhilfegeräten zur binauralen Versorgung eines Schwerhörigen die Signalfade der Hörhilfegeräte, die ausgehend von einem Mikrofon über eine Signalverarbeitungseinheit zu einem Hörer führen, aufzutrennen. Ein von dem Mikrofon des am linken Ohr getragenen Hörhilfegerätes ausgehendes Audiosignal wird auf das am rechten Ohr getragene Hörhilfegerät übertragen und von dem Hörer des am rechten Ohr getragenen Hörhilfegerätes ausgegeben. Ebenso wird ein von dem Mikrofon des am rechten Ohr getragenen Hörhilfegerätes ausgehendes Audiosignal auf das linke Hörhilfegerät übertragen und von dem Hörer des linken Hörhilfegerätes ausgegeben. Der Abstand zwischen einem Mikrofon und einem Hörer, zwischen denen ein Feedback-Pfad besteht, wurde damit wesentlich vergrößert. Sowohl in Bezug auf den akustischen Feedback-Pfad als auch bezüglich der Übertragung von Körperschall zwischen dem betreffenden Hörer und dem betreffenden Mikrofon bestimmt im Wesentlichen der Kopf des Benutzers den Feedback-Pfad. Lag bei herkömmlichen Hörhilfegeräten der Abstand zwischen einem Hörer und einem Mikrofon, zwischen denen ein Feedback-Pfad ausgebildet ist, im Bereich von Millimetern bis maximal wenigen Zentimetern, so wächst diese Distanz bei einem Hörhilfegerätesystem gemäß der Erfindung auf mehrere Dezimeter an.

[0014] Die Erfindung ist vor allem bei einem starken Hörverlust vorteilhaft, da es dabei durch die erforderliche hohe Verstärkung vermehrt zu Rückkopplungen kommt. Ferner ist zu erwarten, dass bei dem mit einem Hörgerätesystem gemäß der Erfindung versorgten, stark Schwerhörigen nach kurzer Zeit eine Gewöhnung stattfindet, so dass die Richtung eines einkommenden Schallsignals wieder richtig gedeutet wird. Das Gehirn des Menschen scheint diesbezüglich lernfähig zu sein. Es ist nämlich bekannt, dass beim Sehen die von den Augen erfassten Bilder spiegelverkehrt auf die jeweilige Netzhaut projiziert werden. Wir müssten daher eigentlich alle Dinge "auf dem Kopf" sehen. Rüstet man Probanden mit Spezialbrillen aus, die eine spiegelverkehrte Darstellung erzeugen, so sehen diese Probanden zunächst tatsächlich alles "auf dem Kopf". Erstaunlicherweise verschwindet dieser Eindruck jedoch nach einigen Tagen, so dass alles wieder "normal" gesehen wird. Nach längerem Tragen treten dann beim Absetzen der entsprechenden Brille wieder die gleichen Probleme auf wie zu Beginn beim Tragen der Brille.

[0015] Ein ähnlicher Effekt wie der geschilderte aus dem Bereich des Sehens tritt auch beim Hören ein, so dass nach einer Gewöhnungsphase das Vertauschen der Signale nicht weiter als störend empfunden wird. Insbesondere bei der Versorgung stark Schwerhöriger, bei denen Feedback ein großes Problem darstellt und die ohne Hörgeräte kaum mehr etwas hören, wird der Gewöhnungseffekt nicht wieder dadurch zunichte gemacht, dass zeitweilig keine Hörgeräte getragen werden.

[0016] Die Stellen in den Signalfaden der Hörhilfegeräte,

an denen die Auftrennung der Signalfade zur Signalübertragung zwischen den Hörhilfegeräten stattfindet, können prinzipiell nahezu beliebig gewählt werden. So kann eine "mikrofonnahe" Auftrennung erfolgen, bei der die von den Mikrofonen abgegebenen Audiosignale nicht oder kaum weiterverarbeitet sind, bevor sie kreuzweise zwischen den Hörhilfegeräten übertragen werden. Ebenso kann auch eine "höreernahe" Auftrennung erfolgen, bei der die Weiterverarbeitung der von den Mikrofonen erzeugten Audiosignale zumindest im Wesentlichen bereits erfolgt ist. Dies ist insbesondere bei digitalen Hörhilfegerätesystemen gut möglich, bei denen zwischen den Hörhilfegeräten ohnehin lediglich Zahlenreihen übertragen werden und daher die für die Signalübertragung erforderliche Energie nahezu unabhängig vom Grad der Verstärkung der Audiosignale ist. Allerdings ist dann zu beachten, dass bei dieser am Ende des Signalfades erfolgenden Signalübertragung die in dem am linken Ohr getragenen Hörhilfegerät erfolgende Signalverarbeitung ggf. an den Hörverlust des rechten Ohres angepasst sein muss und umgekehrt. Selbstverständlich kann die Auftrennung der Signalfade prinzipiell auch an beliebiger Stelle zwischen den beiden genannten Extremen erfolgen. Auch eine unsymmetrische Auftrennung der Signalfade ist möglich, so dass bei einem Hörhilfegerät ein Signal an einer Stelle des Signalfades ausgeleitet und zu dem anderen Hörhilfegerät gesendet wird, wenn die Signalverarbeitung bereits im Wesentlichen abgeschlossen ist und dasselbe Hörhilfegerät das nahezu unverarbeitete Audiosignal des anderen Hörhilfegerätes zur Weiterverarbeitung empfängt. Dadurch wird die Signalverarbeitung hauptsächlich auf eines der beiden Hörhilfegeräte des Hörhilfegerätesystems konzentriert.

[0017] Die Signalübertragung zwischen den am rechten und am linken Ohr getragenen Hörhilfegeräten erfolgt vorzugsweise drahtlos. Dies erhöht den Tragekomfort des Hörhilfegerätesystems gemäß der Erfindung. Es kann jedoch auch eine weniger komfortable, jedoch kostengünstigere drahtgebundene Audiosignal-Übertragung vorgesehen werden. Weiterhin erfolgt die Signalübertragung vorzugsweise direkt zwischen den beiden am oder im Ohr getragenen Hörhilfegeräten. Die Signalübertragung kann aber auch über ein weiteres Gerät, z.B. eine am Körper getragene, externe Prozesseinheit, erfolgen.

[0018] Vorzugsweise werden die von den Mikrofonen ausgehenden Mikrofonsignale vollständig kreuzweise auf das jeweils andere Hörhilfegerät übertragen. Es ist im Rahmen der Erfindung jedoch auch möglich, nur bestimmte Frequenzbereiche der Audiosignale zwischen den Hörhilfegeräten zu übertragen. Frequenzbereiche, für die kein Problem mit Rückkopplungen zu erwarten ist, brauchen nicht übertragen werden. Dadurch kann die zwischen den Hörhilfegeräten zu übertragende Datenmenge reduziert werden.

[0019] Bei Hörhilfegeräten findet häufig eine parallele Verarbeitung der von den Mikrofonen erzeugten Audiosignale in mehreren parallelen Frequenzbändern (Kanä-

len) statt. Vorteilhaft können bei derartigen Hörhilfegeräten bestimmte Kanäle kreuzweise zwischen den Hörhilfegeräten übertragen werden.

[0020] Bei einer bevorzugten Weiterbildung der Erfindung erfolgt nur dann eine Über-Kreuz-Übertragung von Audiosignalen zwischen einem am oder im linken Ohr und einem am oder im rechten Ohr eines Benutzers getragenen Hörhilfegerät, wenn mit hoher Wahrscheinlichkeit mit dem Auftreten von Feedback gerechnet werden muss. Dies ist insbesondere dann der Fall, wenn ein akustisches Eingangssignal eine hohe Verstärkung erfährt. Weiterhin tritt Feedback häufig dann auf, wenn durch den Hörer des betreffenden Hörhilfegerätes ein hoher Schalldruckpegel erzeugt wird. Vorzugsweise werden bei einem Hörhilfegerätesystem gemäß der Erfindung die eingestellte Verstärkung bzw. der erzeugte Schalldruckpegel überwacht, so dass beim Überschreiten bestimmter Schwellenwerte automatisch eine Über-Kreuz-Übertragung gemäß der Erfindung erfolgen kann. Die Schwellenwerte sind vorteilhaft durch Programmieren der Hörhilfegeräte einstellbar. Auch bei der Weiterbildung erfolgen die Überwachung und Über-Kreuz-Übertragung vorzugsweise jeweils für bestimmte Frequenzbereiche bzw. Kanäle.

[0021] Bei einer Variante der Erfindung ist die kreuzweise Übertragung von Audiosignalen auf ein oder mehrere bestimmte Hörprogramme beschränkt. Die Über-Kreuz-Übertragung erfolgt somit nur bei den Hörprogrammen, für die diese Übertragung auch explizit, z.B. durch Programmierung der Hörhilfegeräte, vorgesehen wurde. So ist zum Beispiel beim Musikhören oder beim Fernsehen mittels Geräten der Unterhaltungselektronik in der Regel kein Nachteil damit verbunden, wenn das dem rechten und das dem linken Ohr zugeführte Signal vertauscht werden. Die Erfindung kann dadurch besonders vorteilhaft in den Hörsituationen "Fernsehen" und "Musik" angewandt werden, in denen wegen des großen Dynamikumfangs der akustischen Eingangssignale Feedback besonders häufig auftritt.

[0022] Bei einer anderen Variante der Erfindung umfassen die Hörhilfegeräte jeweils mehrere Mikrofone zur Bildung von Richtmikrofonen mit Richtcharakteristiken unterschiedlicher Ordnung. Insbesondere können bei derartigen Hörhilfegeräten gleichzeitig Audiosignale verarbeitet werden, die aus den Richtmikrofonen unterschiedlicher Ordnung hervorgehen. Gemäß der Erfindung ist es bei derartigen Hörhilfegeräten möglich, die Audiosignale von Mikrofonen bzw. Mikrofonsystemen einer bestimmten Ordnung kreuzweise zwischen den Hörhilfegeräten zu übertragen. Beispielsweise werden so nur von omnidirektionalen Mikrofonen ausgehende Audiosignale kreuzweise zwischen den Hörhilfegeräten übertragen und von Richtmikrofonen erster oder höherer Ordnung ausgehende Audiosignale, bei denen rückkopplungsbedingtes Pfeifen weniger häufig auftritt, nicht übertragen.

[0023] Im Zusammenhang mit der Erfindung erfolgt vorzugsweise zumindest für einen bestimmten Fre-

quenzbereich eine vollständige Auftrennung des Signalpfades zwischen dem Mikrofon und dem Hörer. Dies bedeutet, dass für diesen Frequenzbereich kein aus dem Mikrofonsignal desselben Hörhilfegerätes gewonnenes Audiosignal dem Hörer dieses Hörhilfegerätes zugeführt wird. Es ist jedoch im Rahmen der Erfindung auch möglich, den Signalpfad nicht vollständig aufzutrennen. Es wird zwar bei dieser Ausführungsform ebenfalls ein Audiosignal aus dem Signalpfad des ersten Hörhilfegerätes abgegriffen und auf das zweite Hörhilfegerät des Hörhilfegerätesystems übertragen, parallel dazu erfolgt jedoch auch eine Signalverarbeitung des an der Abgriffstelle vorliegenden Audiosignals in dem ersten Hörhilfegerät und eine Signalausgabe des verarbeiteten Signals durch den Hörer des ersten Hörhilfegerätes. Die Signalverarbeitung erfolgt dabei im Rahmen der Erfindung jedoch derart, dass Rückkopplungen durch dieses Signal bei dem ersten Hörhilfegerät mit großer Wahrscheinlichkeit auszuschließen sind. Das betreffende Signal wird also in der Regel von dem zweiten Hörhilfegerät mit einem höheren Schalldruckpegel abgegeben als von dem ersten, wenn bei beiden Ohren in etwa der gleiche Hörverlust vorliegt. Rückkopplungen können mit großer Wahrscheinlichkeit dann ausgeschlossen werden, wenn die so genannte Schleifenverstärkung für ein das betreffende Hörhilfegerät durchlaufendes Signal auch im ungünstigsten Fall, z.B. auch bei einer schlecht sitzenden Otoplastik, stets kleiner eins ist. Ein Schwellenwert, der eine Obergrenze für die Verstärkung darstellt, wird dementsprechend eingestellt.

[0024] Die Erfindung wird nachfolgend anhand von Ausführungsbeispielen erläutert:

Figur 1 zeigt das Grundprinzip eines Hörhilfegerätesystems gemäß der Erfindung und

Figur 2 zeigt ein Hörhilfegerätesystem mit einem Richtmikrofonsystem und paralleler Signalverarbeitung in mehreren Frequenzbändern.

[0025] Das Ausführungsbeispiel gemäß Figur 1 zeigt ein Hörgerätesystem 1, 1' gemäß der Erfindung mit einem linken und einem rechten Hörgerät 1 bzw. 1'. Jedes der Hörgeräte 1 bzw. 1' umfasst ein Mikrofon 2 bzw. 2', eine erste Signalverarbeitungseinheit 3 bzw. 3', eine zweite Signalverarbeitungseinheit 4 bzw. 4' und einen Hörer 5 bzw. 5'. Die ersten Signalverarbeitungseinheiten 3 bzw. 3' sind jeweils mit einer Sendespule 6 bzw. 6' und die zweiten Signalverarbeitungseinheiten 4 bzw. 4' jeweils mit einer Empfangsspule 7 bzw. 7' verbunden. Es erfolgt eine drahtlose Signalübertragung von der Sendespule 6 des linken Hörgerätes 1 zu der Empfangsspule 7' des rechten Hörgerätes 1' sowie von der Sendespule 6' des rechten Hörgerätes 1' zu der Empfangsspule 7 des linken Hörgerätes 1. Mittels dieser Anordnung wird ein von dem Mikrofon 2 des am linken Ohr tragbaren Hörhilfegerätes 1 aufgenommenes Schallsignal nach der Signalverarbeitung und Verstärkung durch das Hörhilfe-

gerätesystem 1, 1' dem rechten Ohr eines Benutzers zugeführt und gleichzeitig ein von dem Mikrofon 2' des am rechten Ohr tragbaren Hörhilfegerätes 1' aufgenommenes Schallsignal nach der Signalverarbeitung und Verstärkung durch das Hörhilfegerätesystem 1, 1' dem linken Ohr des Benutzers zugeführt. Rückkopplungen werden durch den großen Abstand des Mikrofons 2 bzw. 2' zur Aufnahme des akustischen Eingangssignals von dem Hörer 5' bzw. 5, der das verstärkte Mikrofonsignal abgibt, weitestgehend vermieden.

[0026] Selbstverständlich kann im Unterschied zu dem gezeigten Ausführungsbeispiel mit getrennten Sendespulen 6 bzw. 6' und Empfangsspulen 7 bzw. 7' in jedem Hörhilfegerät eine einzige Spule oder Antenne vorhanden sein, die sowohl zum Senden als auch zum Empfangen von Signalen geeignet ist.

[0027] Das Hörhilfegerätesystem gemäß Figur 2 weist zwei identisch aufgebaute Hörhilfegeräte 10 und 10' auf. Dabei umfasst das Hörhilfegerät 10 die beiden omnidirektionalen Mikrofone 11 und 12. Einerseits ist das von dem omnidirektionalen Mikrofon 11 ausgehende Audiosignal direkt einer Filterbank 14 zugeführt und andererseits ist es elektrisch mit dem omnidirektionalen Mikrofon 12 zur Bildung eines Richtmikrofonsystems erster Ordnung verschaltet. Hierfür wird das von dem omnidirektionalen Mikrofon 12 ausgehende Audiosignal zunächst in einer Verzögerungseinheit 13 verzögert und von dem Audiosignal des Mikrofons 11 subtrahiert. Auch das Audiosignal M2 des so gebildeten Richtmikrofons erster Ordnung ist zunächst der Filterbank 15 zugeführt, in der die Audiosignale in mehrere Frequenzbänder aufgespalten werden. Die parallele Signalverarbeitung erfolgt in den Signalverarbeitungsblöcken 16 und 17 der Signalverarbeitungseinheit 19. Vorzugsweise werden für die unterschiedlichen Frequenzbänder in beiden Hörhilfegeräten auch die gleichen Grenzfrequenzen gewählt.

[0028] Gemäß der Erfindung ist für wenigstens ein Frequenzband, im Ausführungsbeispiel das Band FBn, der Signalpfad zwischen den Signalverarbeitungsblöcken 16 und 17 unterbrochen. Dem Hörer 18 wird somit kein Signalanteil des Frequenzbandes FBn der Audiosignale M1 bzw. M2 zugeführt. Stattdessen wird dieser Signalanteil über die Sendespule 21 und die Empfangsspule 22' auf das Hörhilfegerät 10' übertragen und von dem Hörhilfegerät 10' über den Hörer 18' abgegeben. Vor der Signalabgabe erfolgt vorzugsweise noch eine Signalverarbeitung in dem Signalverarbeitungsblock 17', z.B. eine Verstärkung. Parallel dazu wird auch das Audiosignal in dem Frequenzband FBn' von dem Hörhilfegerät 10' über die Sendespule 21' und die Empfangsspule 22 auf das Hörhilfegerät 10 übertragen und nach einer Signalverarbeitung in dem Signalverarbeitungsblock 17 dem Hörer 18 zugeführt. Die so beschriebene kreuzweise Signalübertragung kann für ein oder mehrere in Hinblick auf die Rückkopplungsneigung besonders kritische Frequenzbänder ausgeführt werden. Vorzugsweise sind die betreffenden Frequenzbänder z.B. durch Programmierung der Hörhilfegeräte auswählbar.

[0029] Bei der genannten Variante der Erfindung sind die Signalpfade der Hörhilfegeräte 10 und 10' für die Frequenzbänder FBn bzw. FBn' durch die geöffneten Schalter 23 und 23' zwischen den Signalverarbeitungsblöcken 16 und 17 bzw. 16' und 17' unterbrochen. Das von dem Hörer 18 abgegebene Ausgangssignal enthält somit keinen aus den Mikrofonsignalen M1 und M2 herrührenden Signalanteil in dem Frequenzband FBn und das von dem Hörer 18' abgegebene Ausgangssignal enthält keinen aus den Mikrofonsignalen M1' und M2' herrührenden Signalanteil in dem Frequenzband FBn'.

[0030] Bei einer anderen Variante der Erfindung fehlen die Schalter 23 bzw. 23', oder sie bleiben zumindest in bestimmten Anwendungsfällen auch dann geschlossen, wenn für die kritischen Frequenzbänder FBn bzw. FBn' eine Über-Kreuz-Übertragung von Audiosignalen erfolgt. Allerdings wird dann für die Signale in den betreffenden Frequenzbändern die Verstärkung so eingestellt, dass Rückkopplungen ausgeschlossen sind. Damit wird zwar dem Ohr ein Ausgangssignal zugeführt, das die gesamte übertragbare Bandbreite eines von den Mikrofonen erfassten Eingangssignals umfasst, jedoch in Hinblick auf die zum Ausgleich des individuellen Hörverlustes des Hörhilfegeräteträgers für diese Frequenzbänder erforderliche Verstärkung lediglich in abgeschwächter Form. Dem anderen Ohr hingegen wird das übertragene Signal in der für dieses andere Ohr erforderlichen Lautstärke zugeführt.

[0031] Bei einer weiteren Variante der Erfindung ist vorgesehen, dass die beiden von Richtmikrofonsystemen unterschiedlicher Ordnung herrührenden Mikrofonsignale M1 und M2 im Hinblick auf die Signalübertragung gemäß der Erfindung unterschiedlich behandelt werden. Vorteilhaft werden insbesondere die von den beiden omnidirektionalen Mikrofonen 11 und 11' ausgehenden Mikrofonsignale M1 und M1' kreuzweise auf das jeweils andere Hörhilfegerät übertragen und die bezüglich der Rückkopplungsneigung weniger kritischen Mikrofonsignale M2 bzw. M2' nicht auf das jeweils andere Hörhilfegerät übertragen. Diese Vorgehensweise bringt den Vorteil, dass die zu übertragende Datenmenge reduziert wird.

[0032] Die Signalverarbeitung in beiden Hörhilfegeräten 10 und 10' erfolgt vorzugsweise in Abhängigkeit der Hörsituation, in der sich die Hörhilfegeräte augenblicklich befinden. Dabei kann eine automatische Anpassung erfolgen, die beispielsweise auf einer Analyse der Audiosignale in den Signalverarbeitungsblöcken 16 bzw. 16' basiert. Ferner ist es bei den Hörhilfegeräten 10 und 10' gemäß dem Ausführungsbeispiel möglich, mittels der Programmwahltaster 20 bzw. 20' manuell zwischen unterschiedlichen Hörprogrammen umzuschalten. Bei einer Weiterbildung der Erfindung ist vorgesehen, dass die Auswahl der Audiosignale, z.B. M1, M1' bzw. M2, M2' oder die Auswahl des oder der übertragenen Frequenzbänder in Abhängigkeit von der aktuellen Hörsituation bzw. dem aktuellen Hörprogramm erfolgt. Z.B. kann so in der Hörsituation "Hören von Musik" eine zumindest

weitgehende kreuzweise Übertragung der Audiosignale stattfinden, da es in dieser Hörsituation in der Regel unwesentlich ist, aus welcher Richtung ein Tonsignal in das Hörhilfegerätesystem einzufallen scheint. Im Unterschied hierzu kann in einer Hörsituation "Straßenverkehr" zumindest weitgehend auf die kreuzweise Übertragung verzichtet werden, womit allerdings eine erhöhte Rückkopplungsneigung des betreffenden Hörhilfegerätesystems verbunden ist.

[0033] Weiterhin wird bei einer Weiterbildung der Erfindung zumindest für einen bestimmten Frequenzbereich die erforderliche Verstärkung eines vorliegenden Audiosignals oder der Schalldruckpegel des von dem Hörer abgegebenen Signals automatisch geschätzt. Übersteigt einer dieser Werte einen vorbestimmten Schwellenwert, so erfolgt automatisch eine Über-Kreuz-Übertragung gemäß der Erfindung; andernfalls unterbleibt diese. Dadurch wird gewährleistet, dass eine kreuzweise Übertragung von Audiosignalen nur dann erfolgt, wenn diese zur Vermeidung von Rückkopplungen notwendig erscheint.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätesystems mit einem am oder im linken Ohr eines Benutzers tragbaren ersten Hörhilfegerät (1; 10) und einem am oder im rechten Ohr des Benutzers tragbaren zweiten Hörhilfegerät (1'; 10'), wobei die Hörhilfegeräte (1, 1'; 10, 10') jeweils wenigstens ein Mikrofon (2, 2'; 11, 11', 12, 12') zur Aufnahme eines akustischen Eingangssignals und Wandlung in ein Audiosignal, eine Signalverarbeitungseinrichtung (3, 4, 3', 4'; 16, 17, 16', 17') zur Verarbeitung eines Audiosignals und einen Ausgangswandler (5, 5'; 18, 18') zur Wandlung eines verarbeiteten Audiosignals in ein von dem Benutzer als akustisches Signal wahrnehmbares Signal sowie Mittel (6, 7, 6', 7'; 21, 22, 21', 22') zur Übertragung eines Audiosignals von jeweils einem Hörhilfegerät (1, 1'; 10, 10') auf das jeweils andere Hörhilfegerät (1, 1'; 10, 10') aufweisen, wobei zumindest für einen bestimmten Frequenzbereich von dem Mikrofon (2; 11, 12) des ersten Hörhilfegerätes (1; 10) ein erstes Audiosignal erzeugt wird und dieses erste Audiosignal oder ein daraus hervorgehendes Audiosignal auf das zweite Hörhilfegerät (1'; 10') übertragen wird und nach einer Signalverarbeitung von dem Hörer (5; 18') des zweiten Hörhilfegerätes (1'; 10') als akustisches Ausgangssignal abgegeben wird und gleichzeitig von dem Mikrofon (2'; 11', 12') des zweiten Hörhilfegerätes (1'; 10') ein zweites Audiosignal erzeugt wird und dieses zweite Audiosignal oder ein daraus hervorgehendes Audiosignal auf das erste Hörhilfegerät (1; 10) übertragen wird und nach einer Signalverarbeitung von dem Hörer (5; 18) des ersten Hörhilfegerätes (1; 10) als akustisches Ausgangssignal abgegeben wird, **dadurch ge-**

kennzeichnet, dass zumindest für den bestimmten Frequenzbereich das von dem Hörer (5'; 18') des zweiten Hörhilfegerätes (1'; 10') abgegebene akustische Ausgangssignal ausschließlich aus dem ersten Audiosignal hervorgeht und das von dem Hörer (5'; 18') des ersten Hörhilfegerätes (1; 10) abgegebene akustische Ausgangssignal ausschließlich aus dem zweiten Audiosignal hervorgeht.

2. Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätesystems nach Anspruch 1, wobei der Signalpfad zwischen dem Mikrofon (2; 11, 12) und dem Hörer (5; 18) des ersten Hörhilfegerätes (1; 10) bezüglich des ersten Audiosignals unterbrochen wird.
3. Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätesystems nach Anspruch 1 oder 2, wobei der Signalpfad zwischen dem Mikrofon (2'; 11', 12') und dem Hörer (5'; 18') des zweiten Hörhilfegerätes (1'; 10') bezüglich des zweiten Audiosignals unterbrochen wird.
4. Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätesystems mit einem am oder im linken Ohr eines Benutzers tragbaren ersten Hörhilfegerät (1; 10) und einem am oder im rechten Ohr des Benutzers tragbaren zweiten Hörhilfegerät (1'; 10'), wobei die Hörhilfegeräte (1, 1'; 10, 10') jeweils wenigstens ein Mikrofon (2, 2'; 11, 11', 12, 12') zur Aufnahme eines akustischen Eingangssignals und Wandlung in ein Audiosignal, eine Signalverarbeitungseinrichtung (3, 4, 3', 4'; 16, 17, 16', 17') zur Verarbeitung eines Audiosignals und einen Ausgangswandler (5, 5'; 18, 18') zur Wandlung eines verarbeiteten Audiosignals in ein von dem Benutzer als akustisches Signal wahrnehmbares Signal sowie Mittel (6, 7, 6', 7'; 21, 22, 21', 22') zur Übertragung eines Audiosignals von jeweils einem Hörhilfegerät (1, 1'; 10, 10') auf das jeweils andere Hörhilfegerät (1, 1'; 10, 10') aufweisen, wobei zumindest für einen bestimmten Frequenzbereich von dem Mikrofon (2; 11, 12) des ersten Hörhilfegerätes (1; 10) ein erstes Audiosignal erzeugt wird und dieses erste Audiosignal oder ein daraus hervorgehendes Audiosignal auf das zweite Hörhilfegerät (1'; 10') übertragen wird und nach einer Signalverarbeitung von dem Hörer (5'; 18') des zweiten Hörhilfegerätes (1'; 10') als akustisches Ausgangssignal abgegeben wird und gleichzeitig von dem Mikrofon (2'; 11', 12') des zweiten Hörhilfegerätes (1'; 10') ein zweites Audiosignal erzeugt wird und dieses zweite Audiosignal oder ein daraus hervorgehendes Audiosignal auf das erste Hörhilfegerät (1; 10) übertragen wird und nach einer Signalverarbeitung von dem Hörer (5; 18) des ersten Hörhilfegerätes (1; 10) als akustisches Ausgangssignal abgegeben wird, **dadurch gekennzeichnet, dass** zumindest für den bestimmten Frequenzbereich das von dem Hörer (5'; 18') des zweiten Hörhilfegerätes (1'; 10') abgegebene akustische Ausgangssignal aus dem ersten und dem

zweiten Audiosignal hervorgeht, wobei in dem zweiten Hörhilfegerät (5'; 18') bezüglich des zweiten Audiosignals eine Verstärkung eingestellt wird, die einen bezüglich des Auftretens von Rückkopplungen unkritischen Schwellenwert nicht übersteigt, und bezüglich des ersten Audiosignals eine höhere Verstärkung als bei dem zweiten Audiosignal eingestellt wird.

5. Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätesystems, insbesondere eines Hörhilfegerätesystems nach Anspruch 4, mit einem am oder im linken Ohr eines Benutzers tragbaren ersten Hörhilfegerät (1; 10) und einem am oder im rechten Ohr des Benutzers tragbaren zweiten Hörhilfegerät (1'; 10'), wobei die Hörhilfegeräte (1, 1'; 10, 10') jeweils wenigstens ein Mikrofon (2, 2'; 11, 11', 12, 12') zur Aufnahme eines akustischen Eingangssignals und Wandlung in ein Audiosignal, eine Signalverarbeitungseinrichtung (3, 4, 3', 4'; 16, 17, 16', 17') zur Verarbeitung eines Audiosignals und einen Ausgangswandler (5, 5'; 18, 18') zur Wandlung eines verarbeiteten Audiosignals in ein von dem Benutzer als akustisches Signal wahrnehmbares Signal sowie Mittel (6, 7, 6', 7'; 21, 22, 21', 22') zur Übertragung eines Audiosignals von jeweils einem Hörhilfegerät (1, 1'; 10, 10') auf das jeweils andere Hörhilfegerät (1, 1'; 10, 10') aufweisen, wobei zumindest für einen bestimmten Frequenzbereich von dem Mikrofon (2; 11, 12) des ersten Hörhilfegerätes (1; 10) ein erstes Audiosignal erzeugt wird und dieses erste Audiosignal oder ein daraus hervorgehendes Audiosignal auf das zweite Hörhilfegerät (1'; 10') übertragen wird und nach einer Signalverarbeitung von dem Hörer (5'; 18') des zweiten Hörhilfegerätes (1'; 10') als akustisches Ausgangssignal abgegeben wird und gleichzeitig von dem Mikrofon (2'; 11', 12') des zweiten Hörhilfegerätes (1'; 10') ein zweites Audiosignal erzeugt wird und dieses zweite Audiosignal oder ein daraus hervorgehendes Audiosignal auf das erste Hörhilfegerät (1; 10) übertragen wird und nach einer Signalverarbeitung von dem Hörer (5; 18) des ersten Hörhilfegerätes (1; 10) als akustisches Ausgangssignal abgegeben wird, **dadurch gekennzeichnet, dass** zumindest für den bestimmten Frequenzbereich das von dem Hörer (5; 18) des ersten Hörhilfegerätes (1; 10) abgegebene akustische Ausgangssignal aus dem ersten und dem zweiten Audiosignal hervorgeht, wobei in dem ersten Hörhilfegerät (5; 18) bezüglich des ersten Audiosignals eine Verstärkung eingestellt wird, die einen bezüglich des Auftretens von Rückkopplungen unkritischen Schwellenwert nicht übersteigt, und bezüglich des zweiten Audiosignals eine höhere Verstärkung als bei dem ersten Audiosignal eingestellt wird.
6. Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätesystems nach einem der Ansprüche 1 bis 5, wobei die Audio-

signale zwischen den Hörhilfegeräten (1, 1'; 10, 10') drahtgebunden übertragen werden.

7. Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätesystems nach einem der Ansprüche 1 bis 5, wobei die Audiosignale zwischen den Hörhilfegeräten (1, 1'; 10, 10') drahtlos übertragen werden.
8. Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätesystems nach einem Ansprüche 1 bis 7, wobei das von dem Mikrofon (1; 11, 12) eines der beiden Hörhilfegeräte (1; 10) ausgehende Audiosignal oder das daraus hervorgehende Audiosignal vollständig auf das jeweils andere Hörhilfegerät (1'; 10') übertragen wird.
9. Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätesystems nach einem Ansprüche 1 bis 7, wobei bei dem von dem Mikrofon (1; 11, 12) eines der beiden Hörhilfegeräte (1; 10) ausgehenden Audiosignal oder dem daraus hervorgehenden Audiosignal nur ein bestimmter Frequenzbereich (FBn; FBn') zwischen den Hörhilfegeräten (1, 1'; 10, 10') übertragen wird.
10. Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätesystems nach einem Ansprüche 1 bis 9, wobei wenigstens für einen Frequenzbereich (FBn) eine zum Ausgleich eines Hörverlustes des Benutzers erforderliche Verstärkung des akustischen Eingangssignals durch das betreffende Hörhilfegerät (1; 10) ermittelt wird und in Abhängigkeit der ermittelten Verstärkung die Signalübertragung zwischen den Hörhilfegeräten erfolgt.
11. Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätesystems nach einem Ansprüche 1 bis 10, wobei wenigstens für einen Frequenzbereich (FBn) der Schalldruckpegel eines durch das betreffende Hörhilfegerät (1; 10) erzeugten akustischen Ausgangssignals ermittelt wird und die Signalübertragung zwischen den Hörhilfegeräten in Abhängigkeit des ermittelten Schalldruckpegels erfolgt.
12. Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätesystems nach Anspruch 10 oder 11, wobei Schwellenwerte für die Verstärkung bzw. den Schalldruckpegel durch Programmieren des betreffenden Hörhilfegerätes (1; 10) eingestellt werden.
13. Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätesystems nach einem Ansprüche 1 bis 12, wobei jedes Hörhilfegerät (10, 10') mehrere Mikrofone (11, 12, 11', 12') aufweist, die jeweils zur Bildung eines Richtmikrofons miteinander verschaltet sind, wobei von den Richtmikrofonen jeweils Richtmikrofonsignale mit unterschiedlichen Richtcharakteristiken erzeugt werden und wobei lediglich ein Richtmikrofonsignal einer bestimmten Richtcharakteristik von einem Hörhilfegerät (10) auf das andere Hörhilfegerät (10') übertragen wird.

übertragen wird.

- 14.** Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätesystems nach einem Ansprüche 1 bis 13, wobei die Signalübertragung zwischen den Hörhilfegeräten (1, 1'; 10, 10') in Abhängigkeit einer augenblicklichen Hörsituation, in der sich das Hörhilfegerätesystem befindet, bzw. in Abhängigkeit eines eingestellten Hörprogramms erfolgt.

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

FIG 1

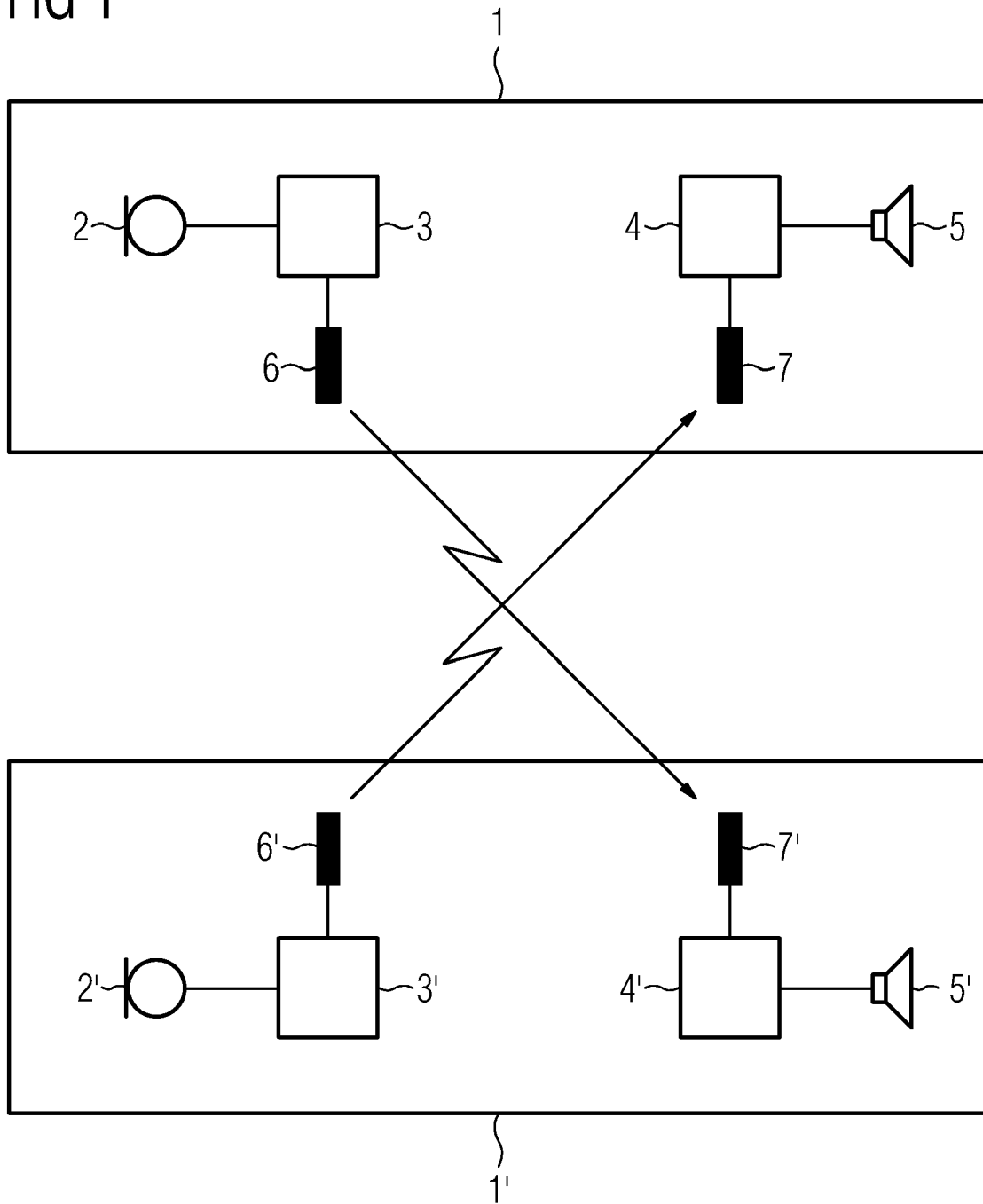
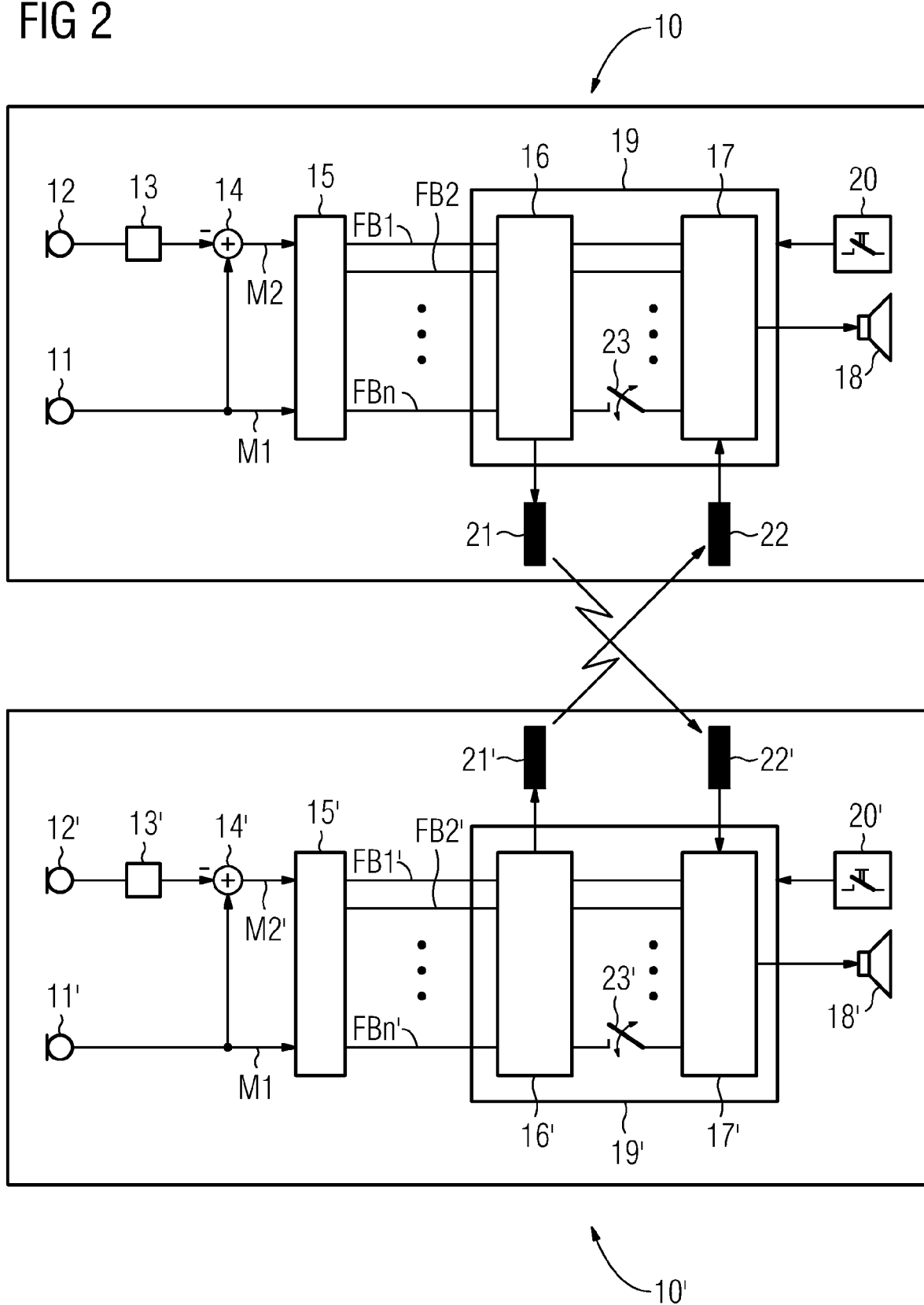


FIG 2



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 5757932 A **[0004]**
- EP 941014 A2 **[0005]**
- DE 10048354 A1 **[0006]**
- WO 0000001 A2 **[0007]**
- DE 10304648 B3 **[0008]**
- EP 0941014 A2 **[0009]**