



(11) **EP 1 771 038 B2**

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

(45) Veröffentlichungstag und Bekanntmachung des Hinweises auf die Entscheidung über den Einspruch: **27.02.2013 Patentblatt 2013/09** (51) Int Cl.: **H04R 25/00 (2006.01)**

(45) Hinweis auf die Patenterteilung: **02.12.2009 Patentblatt 2009/49**

(21) Anmeldenummer: **06121022.5**

(22) Anmeldetag: **21.09.2006**

(54) **Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätesystems zur binauralen Versorgung eines Benutzers**
Method for operating a hearing-aid system for binaural treatment of a user
Procédé d'utilisation d'un système de prothèse auditive pour le traitement binaural d'un utilisateur

(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

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

(43) Veröffentlichungstag der Anmeldung: **04.04.2007 Patentblatt 2007/14**

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

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

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

(56) Entgegenhaltungen:
EP-A1- 0 924 958 WO-A-99/43185
WO-A1-97/14268 WO-A1-99/43185
US-A- 5 991 419 US-A1- 2003 215 106
US-A1- 2004 175 008

- **DILLON: 'Hearing Aids', 2001, BOOMERANG PRESS/ THIEM, ISBN 1-58890-052-5**
- **R.T.SATALOFF: 'Occupational Hearing Loss', 1993, MARCEL DEKKER, ISBN 0-8427-8814-1**

EP 1 771 038 B2

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 Einfallrichtung 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 und aus der US 5,991,419 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] Aus der US 2004/0175008 A1 ist ein Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätesystems mit zwei Hörhilfegeräten zur binauralen Versorgung eines Benutzers bekannt, bei dem die Einfallrichtung eines akustischen Signals in das Hörhilfegerätesystem ermittelt wird. In Abhängigkeit der ermittelten Einfallrichtung werden die Signalverarbeitung im Hörhilfegerätesystem betreffende Parameter eingestellt.

[0011] Nachteilig bei bekannten Hörhilfegeräten ist,

dass die Feedback-Problematik bislang nur unzureichend gelöst list.

[0012] Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es daher, bei einem Hörhilfegerätesystem zur binauralen Versorgung eines Benutzers Feedback weitgehend zu vermeiden.

[0013] Diese Aufgabe wird durch die Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätesystems gemäß den Patentansprüchen 1, 2, 5 und 6 gelöst.

[0014] 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.

[0015] 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.

[0016] 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.

[0017] 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.

[0018] 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.

[0019] Vorzugsweise werden die von den Mikrofonen ausgehenden Mikrofonensignale vollständig kreuzweise auf das jeweils andere Hörhilfegerät übertragen. Es ist im Rahmen der Erfindung jedoch auch möglich, nur be-

stimmte 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.

[0020] Bei Hörhilfegeräten findet häufig eine parallele Verarbeitung der von den Mikrofonen erzeugten Audiosignale in mehreren parallelen Frequenzbändern (Kanälen) statt. Vorteilhaft können bei derartigen Hörhilfegeräten bestimmte Kanäle kreuzweise zwischen den Hörhilfegeräten übertragen werden.

[0021] 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.

[0022] 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.

[0023] 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 Hör-

hilfegeräten 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.

[0024] Im Zusammenhang mit der Erfindung erfolgt vorzugsweise zumindest für einen bestimmten Frequenzbereich 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.

[0025] 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.

[0026] 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' je-

weils 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 Hörhilfegerätesystem 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.

[0027] 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.

[0028] 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.

[0029] 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.

[0030] 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'.

[0031] 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.

[0032] 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.

[0033] 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.

[0034] 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, wobei 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, **dadurch gekennzeichnet**, dass **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.**

2. 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, wobei 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, **dadurch gekennzeichnet**, dass **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.**
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 ersten Hörhilfegerätes (1; 10) bezüglich des ersten Audiosignals unterbrochen wird.
 4. Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätesystems nach **einem der Ansprüche 1 bis 3**, 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.
 5. 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, wobei 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 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,
- dadurch gekennzeichnet**, dass 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, wobei bezüglich des ersten Audiosignals eine höhere Verstärkung als bei dem zweiten Audiosignal eingestellt wird, und
- 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, wobei bezüglich des zweiten Audiosignals eine höhere Verstärkung als bei dem ersten Audiosignal eingestellt wird, **und 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.**
6. 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, wobei 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 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,

dadurch gekennzeichnet, dass 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, wobei bezüglich des ersten Audiosignals eine höhere Verstärkung als bei dem zweiten Audiosignal eingestellt wird, und

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, wobei bezüglich des zweiten Audiosignals eine höhere Verstärkung als bei dem ersten Audiosignal eingestellt wird, **und**

weinigstens 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.

7. Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätesystems nach einem der Ansprüche 1 bis 6, wobei die Audiosignale zwischen den Hörhilfegeräten (1, 1'; 10, 10') drahtgebunden übertragen werden.
8. Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätesystems nach einem **der** Ansprüche 1 bis 6, wobei die Audiosignale zwischen den Hörhilfegeräten (1, 1'; 10, 10') drahtlos übertragen werden.
9. Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätesystems nach einem **der** Ansprüche 1 bis 8, 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.

10. Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätesystems nach einem **der** Ansprüche 1 bis 8, 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.
11. Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätesystems nach **einem der Ansprüche 1 bis 10**, wobei Schwellenwerte für die Verstärkung bzw. den Schalldruckpegel durch Programmieren des betreffenden Hörhilfegerätes (1; 10) eingestellt werden.
12. Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätesystems nach einem **der** Ansprüche 1 bis 11, 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.
13. Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätesystems nach einem **der** Ansprüche 1 bis 12, 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.

Claims

1. Method for operating a hearing aid device system with a first hearing aid device (1; 10) which can be worn on or in the left ear of a user and a second hearing aid device (1'; 10') which can be worn on or in the right ear of the user, with the hearing aid devices (1, 1'; 10, 10') each comprising at least one microphone (2, 2'; 11, 11', 12, 12') for recording an acoustic input signal and converting said signal into an audio signal, a signal processing facility (3, 4, 3', 4'; 16, 17, 16', 17') for processing an audio signal and an output converter (5, 5'; 18, 18') for converting a processed audio signal into a signal which can be perceived by the user as an acoustic signal as well as means (6, 7, 6', 7'; 21, 22, 21', 22') for transmitting an audio signal from one respective hearing aid device (1, 1'; 10, 10') to the other respective hearing aid device (1, 1'; 10, 10'), with a first audio signal being generated by the microphone (2; 11, 12) of the

first hearing aid device (1; 10) at least for one specific frequency range and this first audio signal or an audio signal emanating therefrom being transmitted to the second hearing aid device (1'; 10') and being emitted by the receiver (5'; 18') of the second hearing aid device (1'; 10') as an acoustic output signal after signal processing and a second audio signal being generated at the same time by the microphone (2'; 11', 12') of the second hearing aid device (1'; 10') and this second audio signal or an audio signal emanating therefrom being transmitted to the first hearing aid device (1; 10) and being emitted by the receiver (5; 18) of the first hearing aid device (1; 10) as an acoustic output signal after signal processing, wherein

the acoustic output signal emitted by the receiver (5'; 18') of the second hearing aid device (1'; 10') emanates exclusively from the first audio signal at least for the specific frequency range, and the acoustic output signal emitted by the receiver (5'; 18') of the first hearing aid device (1; 10) emanates exclusively from the second audio signal, **characterised in that** an amplification of the acoustic input signal required in order to balance out a hearing loss of the user is determined by the relevant hearing aid device (1; 10) at least for one frequency range (FBn) and the signal transmission between the hearing aid devices is carried out as a function of the determined amplification.

2. Method for operating a hearing aid device system with a first hearing aid device (1; 10) which can be worn on or in the left ear of a user and a second hearing aid device (1'; 10') which can be worn on or in the right ear of the user, with the hearing aid devices (1, 1'; 10, 10') each comprising at least one microphone (2, 2'; 11, 11', 12, 12') for recording an acoustic input signal and converting said signal into an audio signal, a signal processing facility (3, 4, 3', 4'; 16, 17, 16', 17') for processing an audio signal and an output converter (5, 5'; 18, 18') for converting a processed audio signal into a signal which can be perceived by the user as an acoustic signal, as well as means (6, 7, 6', 7'; 21, 22, 21', 22') for transmitting an audio signal from each hearing aid device (1, 1'; 10, 10') to the respective other hearing aid device (1, 1'; 10, 10'), with a first audio signal being generated by the microphone (2; 11, 12) of the first hearing aid device (1; 10) at least for one specific frequency range and this first audio signal or an audio signal emanating therefrom being transmitted to the second hearing aid device (1'; 10') and being emitted as an acoustic output signal by the receiver (5'; 18') of the second hearing aid device (1'; 10') after signal processing and a second audio signal being generated at the same time by the microphone (2'; 11', 12') of the second hearing aid device (1'; 10') and this second audio signal or an audio signal emanating therefrom being transmitted to the first hearing

aid device (1; 10) and being emitted as an acoustic output signal by the receiver (5; 18) of the first hearing aid device (1; 10) after signal processing, wherein the acoustic output signal emitted by the receiver (5'; 18') of the second hearing aid device (1'; 10') emanates exclusively from the first audio signal at least for the specific frequency range, and the acoustic output signal emitted by the receiver (5; 18) of the first hearing aid device (1; 10) emanates exclusively from the second audio signal, **characterized in that** the acoustic pressure level of an acoustic output signal generated by the relevant hearing aid device (1, 10) is determined at least for one frequency range (FBn) and the signal transmission between the hearing aid devices is carried out as a function of the determined acoustic pressure level.

3. The method for operating a hearing aid device system according to claim 1 or 2, with the signal path between the microphone (2; 11, 12) and the receiver (5; 18) of the first hearing aid device (1; 10) being interrupted in respect of the first audio signal.
4. The method for operating a hearing aid device system according to one of claims 1 to 3, with the signal path between the microphone (2'; 11', 12') and the receiver (5'; 18') of the second hearing device (1'; 10') being interrupted in respect of the second audio signal.
5. Method for operating a hearing aid device system with a first hearing aid device (1; 10) which can be worn on or in the left ear of a user and a second hearing aid device (1'; 10') which can be worn on or in the right ear of the user, with the hearing aid devices (1, 1'; 10, 10') each comprising at least one microphone (2, 2'; 11, 11', 12, 12') for recording an acoustic input signal and converting said signal into an audio signal, a signal processing facility (3, 4, 3', 4'; 16, 17, 16', 17') for processing an audio signal and an output converter (5, 5'; 18, 18') for converting a processed audio signal into a signal which can be perceived by the user as an acoustic signal, as well as means (6, 7, 6', 7'; 21, 22, 21', 22') for transmitting an audio signal from each hearing aid device (1, 1'; 10, 10') to the respective other hearing aid device (1, 1'; 10, 10'), with a first audio signal being generated by the microphone (2; 11, 12) of the first hearing aid device (1; 10) at least for one specific frequency range and this first audio signal or an audio signal emanating therefrom being transmitted to the second hearing aid device (1'; 10') and being emitted as an acoustic output signal by the receiver (5'; 18') of the second hearing aid device (1'; 10') after signal processing and a second audio signal being generated at the same time by the microphone (2'; 11', 12') of the second hearing aid device (1'; 10') and

this second audio signal or an audio signal emanating therefrom being transmitted to the first hearing aid device (1; 10) and being emitted as an acoustic output signal by the receiver (5; 18) of the first hearing aid device (1; 10) after signal processing, wherein the acoustic output signal emitted by the receiver (5; 18) of the second hearing aid device (1'; 10') emanates from the first and second audio signal at least for the specific frequency range, wherein the acoustic output signal emitted by the receiver (5; 18) of the first hearing aid device (1; 10) emanates from the first and second audio signal at least for the specific frequency range, **characterized in that** an amplification is set in the second hearing aid device (5'; 18') in respect of the second audio signal, said amplification not exceeding a non-critical threshold value in respect of the occurrence of feedback, wherein a higher amplification than with the second audio signal is set in respect of the first audio signal, and wherein an amplification is set in the first hearing aid device (5; 18) in respect of the first audio signal, which does not exceed a non-critical threshold value in respect of the occurrence of feedback, wherein a higher amplification than with the first audio signal is set in respect of the second audio signal, and wherein an amplification of the acoustic input signal required in order to balance out a hearing loss of the user is determined by the relevant hearing aid device (1; 10) at least for one frequency range (FBn) and the signal transmission between the hearing aid devices is carried out as a function of the determined amplification.

6. Method for operating a hearing aid device system with a first hearing aid device (1; 10) which can be worn on or in the left ear of a user and a second hearing aid device (1'; 10') which can be worn on or in the right ear of the user, with the hearing aid devices (1, 1'; 10, 10') each comprising at least one microphone (2, 2'; 11, 11', 12, 12') for recording an acoustic input signal and converting said signal into an audio signal, a signal processing facility (3, 4, 3', 4'; 16, 17, 16', 17') for processing an audio signal and an output converter (5, 5'; 18, 18') for converting a processed audio signal into a signal which can be perceived by the user as an acoustic signal, as well as means (6, 7, 6', 7'; 21, 22, 21', 22') for transmitting an audio signal from each hearing aid device (1, 1'; 10, 10') to the respective other hearing aid device (1, 1'; 10, 10'), with a first audio signal being generated by the microphone (2; 11, 12) of the first hearing aid device (1; 10) at least for one specific frequency range and this first audio signal or an audio signal emanating therefrom being transmitted to the second hearing aid device (1'; 10') and being emitted as an acoustic output signal by the receiver (5'; 18') of the second hearing aid device (1'; 10') after signal

processing and a second audio signal being generated at the same time by the microphone (2'; 11', 12') of the second hearing aid device (1'; 10') and this second audio signal or an audio signal emanating therefrom being transmitted to the first hearing aid device (1; 10) and being emitted as an acoustic output signal by the receiver (5; 18) of the first hearing aid device (1; 10) after signal processing, wherein the acoustic output signal emitted by the receiver (5'; 18') of the second hearing aid device (1'; 10') emanates from the first and the second audio signal at least for the specific frequency range, wherein the acoustic output signal emitted by the receiver (5; 18) of the first hearing aid device (1; 10) emanates from the first and the second audio signal at least for the specific frequency range, **characterised in that** an amplification is set in the second hearing aid device (5'; 18') in respect of the second audio signal, which does not exceed a non-critical threshold value in respect of the occurrence of feedback, wherein a higher amplification than with the second audio signal is set in respect of the first audio signal, and wherein an amplification is set in the first hearing aid device (5; 18) in respect of the first audio signal which does not exceed a non-critical threshold value in respect of the occurrence of feedback, wherein a higher amplification than with the first audio signal is set in respect of the second audio signal, and the acoustic pressure level of an acoustic output signal generated by the relevant hearing aid device (1; 10) is determined at least for a frequency range (FBn) of the acoustic pressure level and the signal transmission between the hearing aid devices is carried out as a function of the determined acoustic pressure level.

7. Method for operating a hearing aid device system according to one of claims 1 to 6, wherein the audio signals are transmitted between the hearing aid devices (1, 1'; 10, 10') in a wired manner.
8. Method for operating a hearing aid device system according to one of claims 1 to 6, wherein the audio signals are transmitted wirelessly between the hearing aid devices (1, 1'; 10, 10').
9. Method for operating a hearing aid device system according to one of claims 1 to 8, wherein the audio signal starting from the microphone (1; 11, 12) of one of the two hearing aid devices (1; 10) or the audio signal emanating therefrom is transmitted completely to the respective other hearing aid device (1'; 10').
10. Method for operating a hearing aid device system according to one of claims 1 to 8, wherein with the audio signal starting from the microphone (1; 11, 12) of one of the two hearing aid devices (1; 10) or the audio signal emanating therefrom, only a specific fre-

quency range (FBn; FBn') is transmitted between the hearing aid devices (1, 1'; 10, 10').

11. Method for operating a hearing aid device system according to one of claims 1 to 10, wherein threshold values for the amplification and/or the acoustic pressure level are set by programming the relevant hearing aid device (1; 10).
12. Method for operating a hearing aid device system according to one of claims 1 to 11, wherein each hearing aid device (10, 10') comprises several microphones (11, 12, 11', 12'), which are mutually interconnected to form a directional microphone, in each instance, with directional microphone signals being generated by the directional microphones with different directional characteristics in each instance and with only one directional microphone signal of a specific directional characteristic being transmitted from one hearing aid device (10) to the other hearing aid device (10').
13. Method for operating a hearing aid device system according to one of claims 1 to 12, wherein the signal transmission between the hearing aid devices (1, 1'; 10, 10') is carried out as a function of a momentary hearing situation, in which the hearing aid device system finds itself, and/or as a function of the preset audio program.

Revendications

1. Procédé pour faire fonctionner un système de prothèses auditives ayant une première prothèse (1, 10) auditive pouvant être portée à l'oreille gauche d'un utilisateur ou dans celle-ci et une deuxième prothèse (1', 10') auditive pouvant être portée à l'oreille droite de l'utilisateur ou dans celle-ci, dans lequel les prothèses (1, 1', 10, 10') ont respectivement au moins un microphone (2, 2', 11, 11', 12, 12') pour recevoir un signal acoustique d'entrée et pour le transformer en un signal audio, un dispositif (3, 4, 3', 4', 16, 17, 16', 17') de traitement du signal pour traiter un signal audio et un transducteur (5, 5', 18, 18') de sortie pour la transformation d'un signal audio traité en un signal perceptible par l'utilisateur comme signal acoustique, ainsi que des moyens (6, 7, 6', 7', 21, 22, 21', 22') de transmission d'un signal audio de respectivement l'une des prothèses (1, 1', 10, 10') auditives à respectivement l'autre prothèse (1, 1', 10, 10') auditive, dans lequel, au moins pour une certaine plage de fréquences, il est produit par le microphone (2, 11, 12) de la première prothèse (1, 10) auditive un premier signal audio et ce premier signal audio ou un signal audio qui en provient est transmis à la deuxième prothèse (1', 10') auditive et après un traitement du signal est émis comme signal acous-

tique de sortie par l'écouteur (5', 18') de la deuxième prothèse (1', 10') auditive et il est produit en même temps par le microphone (2', 11', 12') de la deuxième prothèse (1', 10') auditive un deuxième signal audio, et ce deuxième signal audio ou un signal audio qui en provient est transmis à la première prothèse (1, 10) auditive et après un traitement d'un signal est émis en tant que signal acoustique de sortie par l'écouteur (5, 18) de la première prothèse (1, 10) auditive, dans lequel, au moins pour la certaine plage de fréquences, le signal acoustique de sortie émis par l'écouteur (5', 18') de la deuxième prothèse (1', 10') auditive provient exclusivement du premier signal audio et le signal acoustique de sortie émis par l'écouteur (5', 18') de la première prothèse (1, 10) auditive provient exclusivement du deuxième signal audio, **caractérisé en ce qu'**au moins pour une plage (FBn) de fréquences, il est déterminé par la prothèse (1, 10) auditive concernée une amplification, nécessaire à une compensation de la perte auditive de l'utilisateur, du signal d'entrée acoustique et la transmission du signal entre les prothèses auditives s'effectue en fonction de l'amplification déterminée.

2. Procédé pour faire fonctionner un système de prothèses auditives ayant une première prothèse (1, 10) auditive pouvant être portée à l'oreille gauche d'un utilisateur ou dans celle-ci et une deuxième prothèse (1', 10') auditive pouvant être portée à l'oreille droite de l'utilisateur ou dans celle-ci, dans lequel les prothèses (1, 1', 10, 10') ont respectivement au moins un microphone (2, 2', 11, 11', 12, 12') pour recevoir un signal acoustique d'entrée et pour le transformer en un signal audio, un dispositif (3, 4, 3', 4', 16, 17, 16', 17') de traitement du signal pour traiter un signal audio et un transducteur (5, 5', 18, 18') de sortie pour la transformation d'un signal audio traité en un signal perceptible par l'utilisateur comme signal acoustique, ainsi que des moyens (6, 7, 6', 7', 21, 22, 21', 22') de transmission d'un signal audio de respectivement l'une des prothèses (1, 1', 10, 10') auditives à respectivement l'autre prothèse (1, 1', 10, 10') auditive, dans lequel, au moins pour une certaine plage de fréquences, il est produit par le microphone (2, 11, 12) de la première prothèse (1, 10) auditive un premier signal audio et ce premier signal audio ou un signal audio qui en provient est transmis à la deuxième prothèse (1', 10') auditive et après un traitement du signal est émis comme signal acoustique de sortie par l'écouteur (5', 18') de la deuxième prothèse (1', 10') auditive et il est produit en même temps par le microphone (2', 11', 12') de la deuxième prothèse (1', 10') auditive un deuxième signal audio, et ce deuxième signal audio ou un signal audio qui en provient est transmis à la première prothèse (1, 10) auditive et après un traitement du signal est émis en tant que signal acous-

- tique de sortie par l'écouteur (5, 18) de la première prothèse (1, 10) auditive, dans lequel au moins pour la certaine plage de fréquences, le signal acoustique de sortie émis par l'écouteur (5', 18') de la deuxième prothèse (1', 10') auditive provient exclusivement du premier signal audio et le signal acoustique de sortie émis par l'écouteur (5', 18') de la première prothèse (1, 10) auditive provient exclusivement du deuxième signal audio, **caractérisé en ce qu'**au moins pour une plage (FBn) de fréquences, le niveau de la pression acoustique d'un signal acoustique de sortie produit par la prothèse (1, 10) auditive concernée est déterminé et la transmission du signal entre les prothèses auditives s'effectue en fonction du niveau de la pression acoustique, qui a été déterminé.
3. Procédé pour faire fonctionner un système de prothèses auditives suivant la revendication 1 ou 2, dans lequel on interrompt le trajet du signal entre le microphone (2, 11, 12) et l'écouteur (5', 18') de la première prothèse (1, 10) auditive pour ce qui concerne le premier signal audio.
 4. Procédé pour faire fonctionner un système de prothèse auditive suivant l'une des revendications 1 à 3, dans lequel on interrompt le trajet du signal entre le microphone (2', 11', , 12') et l'écouteur (5', 18') de la deuxième prothèse (1', 10') auditive pour ce qui concerne le deuxième signal audio.
 5. Procédé pour faire fonctionner un système de prothèses auditives ayant une première prothèse (1, 10) auditive pouvant être portée à l'oreille gauche d'un utilisateur ou dans celle-ci et une deuxième prothèse (1', 10') auditive pouvant être portée à l'oreille droite de l'utilisateur ou dans celle-ci, dans lequel les prothèses (1, 1', 10, 10') ont respectivement au moins un microphone (2, 2', 11, 11', 12, 12') pour recevoir un signal acoustique d'entrée et pour le transformer en un signal audio, un dispositif (3, 4, 3', 4', 16, 17, 16', 17') de traitement du signal pour traiter un signal audio et un transducteur (5, 5', 18, 18') de sortie pour la transformation d'un signal audio traité en un signal perceptible par l'utilisateur comme signal acoustique, ainsi que des moyens (6, 7, 6', 7', 21, 22, 21', 22') de transmission d'un signal audio de respectivement l'une des prothèses (1, 1', 10, 10') auditives à respectivement l'autre prothèse (1, 1', 10, 10') auditive, dans lequel, au moins pour une certaine plage de fréquences, il est produit par le microphone (2, 11, 12) de la première prothèse (1, 10) auditive un premier signal audio et ce premier signal audio ou un signal audio qui en provient est transmis à la deuxième prothèse (1', 10') auditive et après un traitement du signal est émis comme signal acoustique de sortie par l'écouteur (5', 18') de la deuxième prothèse (1', 10') auditive et il est produit en même temps par le microphone (2', 11', 12') de la deuxième prothèse (1', 10') auditive un deuxième signal audio, et ce deuxième signal audio ou un signal audio qui en provient est transmis à la première prothèse (1, 10) auditive et après un traitement du signal est émis en tant que signal acoustique de sortie par l'écouteur (5, 18) de la première prothèse (1, 10) auditive, dans lequel au moins pour la certaine plage de fréquences le signal acoustique de sortie émis par l'écouteur (5', 18') de la deuxième prothèse (1', 10') auditive provient du premier et du deuxième signal audio, dans lequel au moins pour la certaine plage de fréquences le signal acoustique de sortie émis par l'écouteur (5, 18) de la première prothèse (1, 10) auditive provient du premier et du deuxième signal audio, **caractérisé en ce que** dans la deuxième prothèse (5', 18') auditive il est établi en ce qui concerne le deuxième signal audio une amplification qui ne dépasse pas une valeur de seuil non critique en ce qui concerne l'apparition de réactions, dans lequel on établit en ce qui concerne le premier signal audio une amplification plus grande que pour le deuxième signal audio et dans lequel dans la première prothèse (5, 18) auditive il est établi en ce qui concerne le premier signal audio une amplification qui ne dépasse pas une valeur de seuil non critique en ce qui concerne l'apparition de réactions, une amplification plus grande que pour le premier signal audio étant établie pour ce qui concerne le deuxième signal audio, et dans lequel au moins pour une plage (FBn) de fréquence il est déterminé par la prothèse (1, 10) auditive concernée une amplification, nécessaire à la compensation d'une perte auditive de l'utilisateur, du signal acoustique d'entrée et la transmission du signal entre les prothèses auditives s'effectue en fonction de l'amplification déterminée.
 6. Procédé pour faire fonctionner un système de prothèses auditives ayant une première prothèse (1, 10) auditive pouvant être portée à l'oreille gauche d'un utilisateur ou dans celle-ci et une deuxième prothèse (1', 10') auditive pouvant être portée à l'oreille droite de l'utilisateur ou dans celle-ci, dans lequel les prothèses (1, 1', 10, 10') ont respectivement au moins un microphone (2, 2', 11, 11', 12, 12') pour recevoir un signal acoustique d'entrée et pour le transformer en un signal audio, un dispositif (3, 4, 3', 4', 16, 17, 16', 17') de traitement du signal pour traiter un signal audio et un transducteur (5, 5', 18, 18') de sortie pour la transformation d'un signal audio traité en un signal perceptible par l'utilisateur comme signal acoustique, ainsi que des moyens (6, 7, 6', 7', 21, 22, 21', 22') de transmission d'un signal audio de respectivement l'une des prothèses (1, 1', 10, 10') auditives à respectivement l'autre prothèse (1, 1', 10, 10') auditive, dans lequel, au moins pour

une certaine plage de fréquences, il est produit par le microphone (2, 11, 12) de la première prothèse (1, 10) auditive un premier signal audio et ce premier signal audio ou un signal audio qui en provient est transmis à la deuxième prothèse (1', 10') auditive et après un traitement du signal est émis comme signal acoustique de sortie par l'écouteur (5', 18') de la deuxième prothèse (1', 10') auditive et il est produit en même temps par le microphone (2', 11', 12') de la deuxième prothèse (1', 10') auditive un deuxième signal audio, et ce deuxième signal audio ou un signal audio qui en provient est transmis à la première prothèse (1, 10) auditive et après un traitement du signal est émis en tant que signal acoustique de sortie par l'écouteur (5, 18) de la première prothèse (1, 10) auditive, dans lequel au moins pour la certaine plage de fréquences le signal acoustique de sortie émis par l'écouteur (5', 18') de la deuxième prothèse (1', 10') auditive provient du premier et du deuxième signal audio,

dans lequel au moins pour la certaine plage de fréquences le signal acoustique de sortie émis par l'écouteur (5, 18) de la première prothèse (1, 10) auditive provient du premier et du deuxième signal audio, **caractérisé en ce qu'**une amplification, qui ne dépasse pas la valeur de seuil qui n'est pas critique pour ce qui concerne l'apparition de réactions, est établie dans la deuxième prothèse (5', 18') auditive pour ce qui concerne le deuxième signal audio, une amplification plus grande que pour le deuxième signal audio étant établie en ce qui concerne le premier signal audio et

dans lequel dans la première prothèse (5, 18) auditive il est établi en ce qui concerne le premier signal audio une amplification qui ne dépasse pas une valeur de seuil non critique en ce qui concerne l'apparition de réactions, dans lequel on établit en ce qui concerne le deuxième signal audio une amplification plus grande que pour le premier signal audio et, au moins pour une plage (FBn) de fréquences le niveau de la pression acoustique d'un signal acoustique de sortie produit par la prothèse (1, 10) auditive concernée est déterminé et la transmission du signal entre les prothèses auditives s'effectue en fonction du niveau de la pression acoustique, qui a été déterminé.

7. Procédé pour faire fonctionner un système de prothèse auditive suivant l'une des revendications 1 à 6, dans lequel les signaux audio entre les prothèses (1, 1', 10, 10') auditives sont transmis par fil.
8. Procédé pour faire fonctionner un système de prothèse auditive suivant l'une des revendications 1 à 6, dans lequel les signaux audio entre les prothèses (1, 1', 10, 10') auditives sont transmis sans fil.

9. Procédé pour faire fonctionner un système de prothèse auditive suivant l'une des revendications 1 à 8, dans lequel le signal audio sortant du microphone (1, 11, 12) de l'une des deux prothèses (1, 10) auditives ou le signal audio qui en provient est transmis complètement à l'autre prothèse (1', 10') auditive.
10. procédé pour faire fonctionner un système de prothèse auditive suivant l'une des revendications 1 à 8, dans lequel le signal audio sortant du microphone (1, 11, 12) de l'une des deux prothèses (1, 10) auditives ou le signal audio qui en provient n'est transmis que sur une certaine plage (FBn, FBn') de fréquences entre les prothèses (1, 1', 10, 10') auditives.
11. Procédé pour faire fonctionner un système de prothèse auditive suivant l'une des revendications 1 à 10, dans lequel on règle des valeurs de seuil de l'amplification ou du niveau de la pression acoustique en programmant la prothèse (1, 10) auditive concernée.
12. procédé pour faire fonctionner un système de prothèse auditive suivant l'une des revendications 1 à 11, dans lequel chaque prothèse (10, 10') auditive a plusieurs microphones (11, 12, 11', 12'), qui sont câblés entre eux respectivement pour former un microphone directionnel, dans lequel des signaux de microphone directionnel ayant des caractéristiques directionnelles différentes sont produits respectivement par les microphones directionnels et dans lequel seul un signal de microphone directionnel d'une caractéristique directionnelle déterminée est transmis d'une prothèse (10) auditive à l'autre prothèse (10') auditive.
13. Procédé pour faire fonctionner un système de prothèse auditive suivant l'une des revendications 1 à 12, dans lequel on effectue la transmission du signal entre les prothèses (1, 1', 10, 10') auditives en fonction d'une situation d'écoute instantanée dans laquelle se trouve le système de prothèse auditive ou en fonction d'un programme d'écoute réglé.

FIG 1

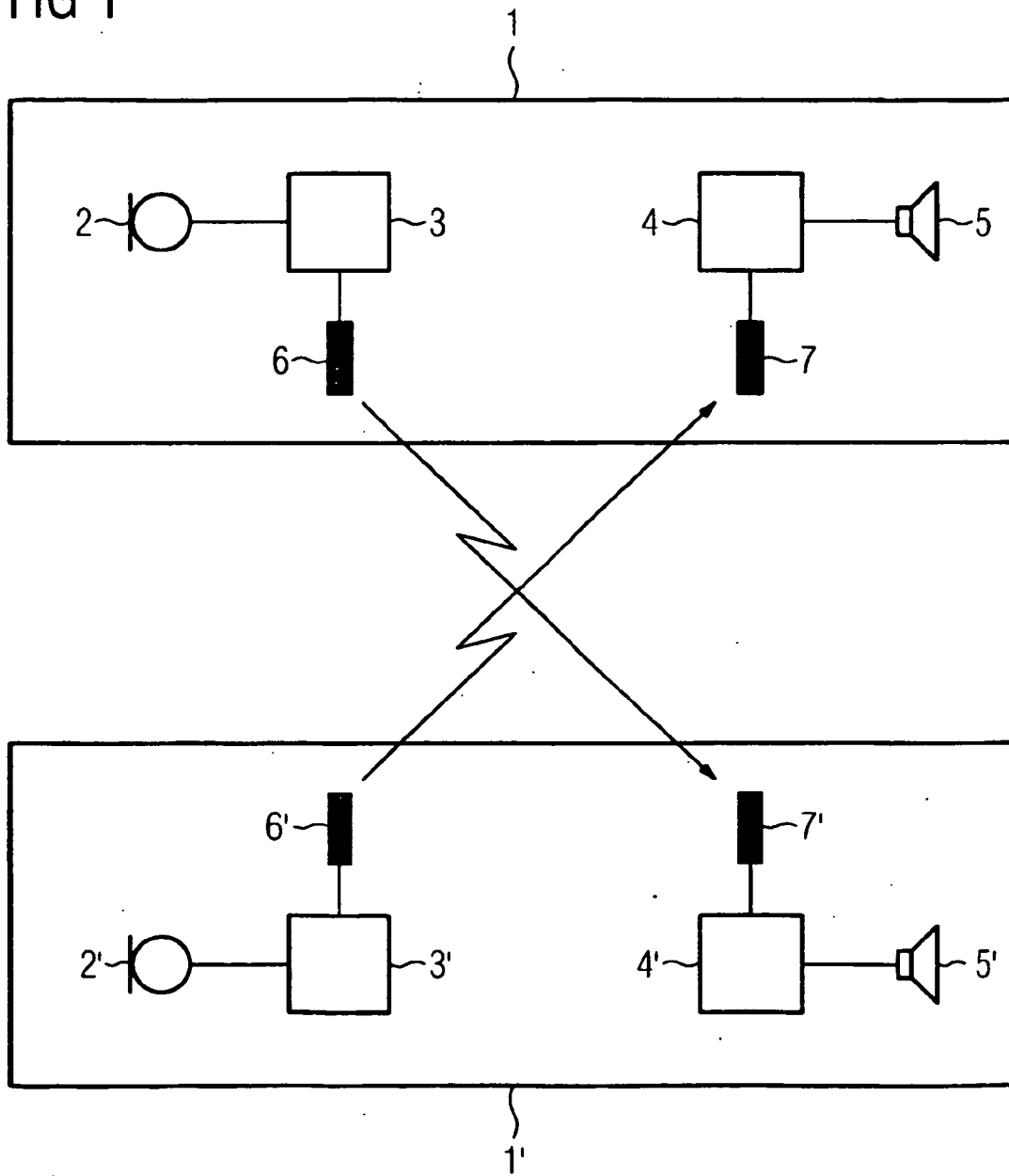
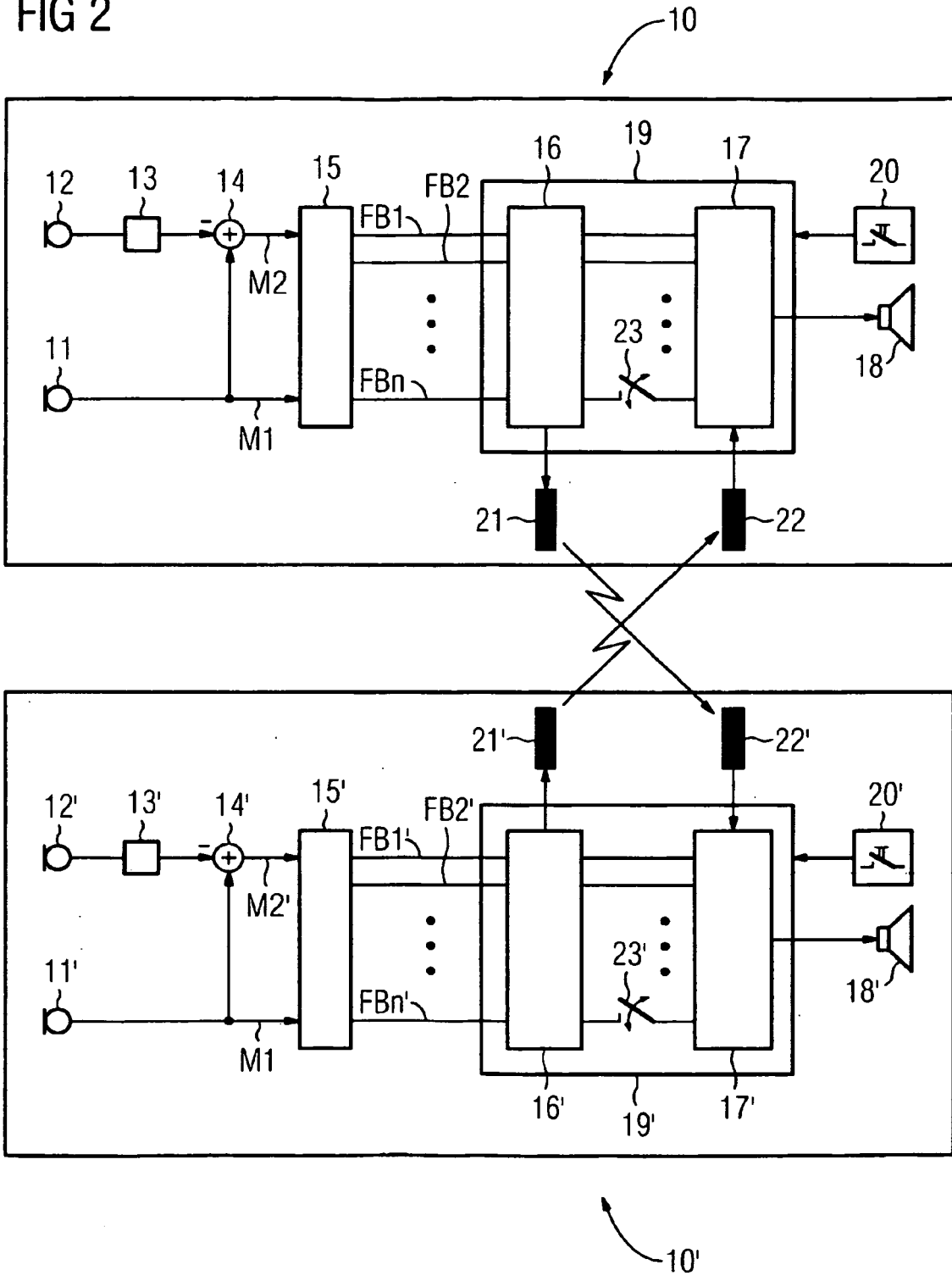


FIG 2



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]
- US 5991419 A [0004]
- EP 941014 A2 [0005]
- DE 10048354 A1 [0006]
- WO 0000001 A2 [0007]
- DE 10304648 B3 [0008]
- EP 0941014 A2 [0009]
- US 20040175008 A1 [0010]