

(19)



Europäisches Patentamt  
European Patent Office  
Office européen des brevets



(11)

**EP 1 643 802 A2**

(12)

## EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG

(43) Veröffentlichungstag:  
**05.04.2006 Patentblatt 2006/14**

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

(21) Anmeldenummer: **05108060.4**

(22) Anmeldetag: **02.09.2005**

(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: **30.09.2004 DE 102004047759**

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

(72) Erfinder:  
• **Puder, Henning, Dr.  
91052 Erlangen (DE)**  
• **Steinbuss, Andre  
90419 Nürnberg (DE)**

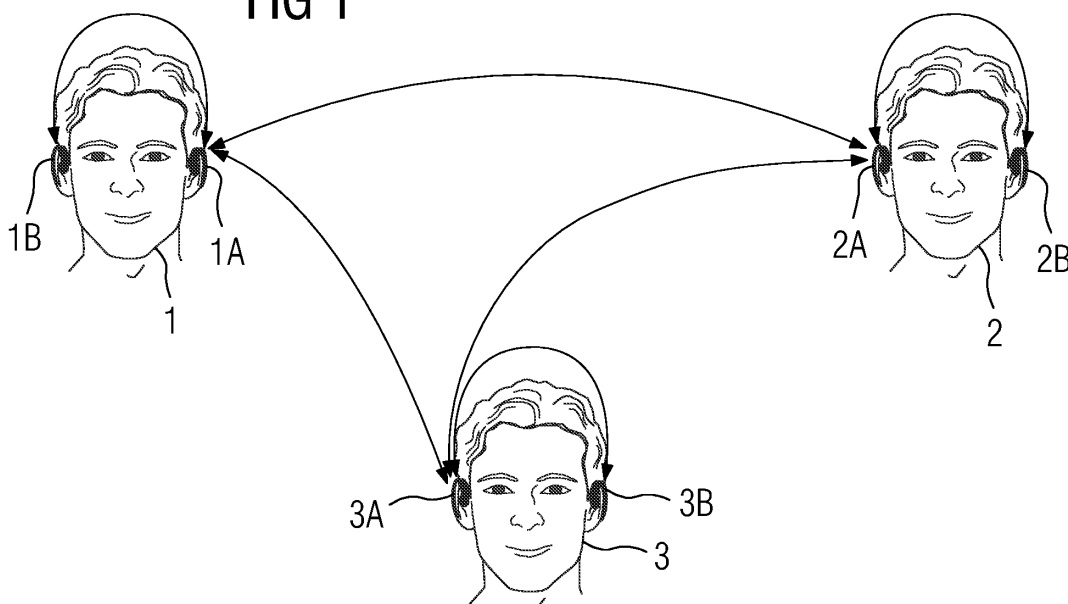
(74) Vertreter: **Berg, Peter et al  
Siemens AG  
Postfach 22 16 34  
80506 München (DE)**

### (54) **Signalübertragung zwischen Hörhilfegeräten**

(57) Die Reichweite bei der Signalübertragung zwischen Hörhilfegeräten soll verbessert werden. Es wird hierzu vorgeschlagen, Signale zwischen einem ersten Hörhilfegerät (1A), das von einem ersten Hörhilfegeräteträger (1) getragen wird, und einem zweiten Hörhilfegerät (2A), das von einem zweiten Hörhilfegeräteträger (2) getragen wird, zu übertragen. Dabei kann das übertragene Signal Steuerparameter, Schallfeld-Kennwerte oder ein Audio-Signal umfassen. Gemäß der Erfindung wird ein Signal zwischen dem ersten Hörhilfegerät (1A)

und dem zweiten Hörhilfegerät (2A) über wenigstens ein weiteres Hörhilfegerät (3A), das von wenigstens einem weiteren Hörhilfegeräteträger (3) getragen wird, übertragen. Das dritte Hörhilfegerät (3A) erfüllt dabei die Funktion einer Relaisstation. Durch die Erfindung kann dem Gehör eines Hörhilfegeräteträgers (2) direkt ein Signal mit verbessertem Signal-Rausch-Verhältnis zugeführt werden oder es kann die Signalverarbeitung eines Hörhilfegerätes (2A) besser an die jeweilige Umgebungssituation angepasst werden.

**FIG 1**



**EP 1 643 802 A2**

## Beschreibung

**[0001]** Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätesystems sowie ein Hörhilfegerätesystem mit wenigstens einem ersten am Kopf oder Körper eines ersten Hörhilfegeräteträgers tragbaren Hörhilfegerät, einem zweiten am Kopf oder Körper eines zweiten Hörhilfegeräteträgers tragbaren Hörhilfegerät und einem dritten am Kopf oder Körper eines dritten Hörhilfegeräteträgers tragbaren Hörhilfegerät, umfassend jeweils wenigstens einen Eingangswandler zur Aufnahme eines Eingangssignals und Wandlung in ein elektrisches Eingangssignal, eine Signalverarbeitungseinheit zur Verarbeitung und Verstärkung des elektrischen Eingangssignals und einen Ausgangswandler zur Abgabe eines von dem jeweiligen Hörhilfegeräteträger als akustisches Signal wahrnehmbaren Ausgangssignals, wobei ein Signal von dem ersten Hörhilfegerät auf das zweite Hörhilfegerät übertragbar ist.

**[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 Mikrofonsystem 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 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 gibt ein elektrisches Ausgangssignal ab, 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]** Die Baugröße von Hörhilfegeräten wird immer mehr reduziert, um die Akzeptanz der Patienten zum Tragen von Hörhilfegeräten zu erhöhen. So geht man insbesondere bei Erwachsenen immer mehr von den Hinter-dem-Ohr-Geräten (HdO) ab, und In-dem-Ohr-Geräte (IdO) finden immer mehr Anklang. Die so genannten CIC-Geräte (Complete In Canal) finden dabei sogar vollständig im Gehörgang Platz.

**[0004]** Das menschliche Gehör muss sehr viele grund-

sätzlich verschiedene Hörsituationen bewältigen können. Beispiele derartiger Hörsituationen sind: Ruhige Umgebung, Gespräch, Fernsehen, Fahrt im Auto, Telefonieren, Party und so fort. Dementsprechend sind die Übertragungseigenschaften der Hörhilfegeräte den unterschiedlichen Situationen anzupassen. Hierzu sind in den Hörhilfegeräten mehrere unterschiedliche Hörprogramme wählbar. Üblicherweise sind diese Hörprogramme durch Schalter oder Taster am Hörhilfegerät selbst oder mittels einer Fernbedienung wählbar. In zunehmendem Maße werden Hörhilfegeräte eingesetzt, die die Anpassung an unterschiedliche Hörumgebungen automatisch bewerkstelligen. Der Grund hierfür liegt zum einen darin, dass der Trage- und Bedienkomfort erhöht wird. So kann das Hörhilfegerät beispielsweise, falls es ein Telefonspulensignal registriert, automatisch in ein Telefonhörprogramm schalten oder es können die Signalverarbeitung im Hörhilfegerät beeinflussende Parameter aufgrund einer Analyse eines akustischen Eingangssignals automatisch eingestellt werden. Ein weiterer Grund für den Bedarf einer automatischen Anpassung an unterschiedliche Hörumgebungen liegt in der geringen Baugröße insbesondere der CIC-Hörgeräte. Derartig kleine Geräte sind ohne Fernbedienung manuell praktisch nicht mehr bedienbar.

**[0005]** Aus der EP 0 941 014 A2 ist ein Hörgerätesystem mit zwei Hörhilfegeräten bekannt, bei dem durch Betätigung eines Bedienelementes an einem der beiden Hörhilfegeräte des Hörgerätesystems ein Steuersignal erzeugt und auf das zweite Hörhilfegerät übertragen wird, was zu einer simultanen Anpassung der beiden Hörhilfegeräte durch dieses Steuersignal und die höreigene Signalverarbeitungseinheiten führt.

**[0006]** Aus der DE 100 48 354 A1 ist ein Hörgerätesystem mit wenigstens zwei Hörhilfegeräten bekannt, zwischen denen ein Signalpfad zur drahtlosen Signalübertragung vorgesehen ist. Die Hörhilfegeräte umfassen jeweils eine Signalverarbeitungseinheit, die an verschiedene Hörsituationen anpassbar ist, wobei in dem ersten Hörhilfegerät durch Analyse der von einem Mikrofon des Hörhilfegerätes aufgenommenen akustischen Signale Schallfeld-Kennwerte generiert werden und wobei die Schallfeld-Kennwerte von dem ersten Hörhilfegerät auf das zweite Hörhilfegerät des Hörgerätesystems übertragen werden, zur Anpassung der Signalverarbeitung in dem zweiten Hörhilfegerät an das Schallfeld auf Basis der in beiden Hörhilfegeräten generierten Schallfeld-Kennwerte.

**[0007]** Aus der US 5,757,932 ist ein Hörgerätesystem mit wenigstens zwei Hörgeräten zur binauralen Versorgung eines Hörgeräteträgers bekannt, bei dem zwischen den beiden Hörgeräten eine Übertragung akustischer Signale vorgesehen ist.

**[0008]** Bei einem mittels eines Hörhilfegerätes übertragenen und verstärkten akustischen Signal leidet die Sprachverständlichkeit des Hörhilfegeräteträgers stark, wenn sich der Hörhilfegeräteträger in schwierigen akustischen Situationen befindet, wie halligen Umgebungen

oder in Umgebungen mit vielen sich unterhaltenden Personen, der so genannten Cocktail-Party-Situation. Zur Lösung dieses Problems ist die Verwendung eines Richtmikrofons oder diverser Störgeräusch-Reduktionsverfahren bekannt. Weiterhin ist insbesondere für die Verwendung in Schulungsräumen für Hörgeschädigte die Verwendung so genannter FM-Systeme bekannt. Dabei wird das akustische Signal von einem externen Mikrofon aufgenommen und als elektromagnetisches Signal auf das Hörhilfegerät übertragen.

**[0009]** Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, die Reichweite bei der Signalübertragung zwischen Hörhilfegeräten zu verbessern.

**[0010]** Diese Aufgabe wird gelöst durch ein Hörhilfegerätesystem mit den Merkmalen gemäß Patentanspruch 1. Ferner wird die Aufgabe gelöst durch ein Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätesystems gemäß Patentanspruch 7. Vorteilhafte Weiterbildungen sind in den abhängigen Patentansprüchen gekennzeichnet.

**[0011]** Bei der Erfindung ist eine Übertragung von Daten zwischen Hörhilfegeräten verschiedener Hörhilfegeräteträger vorgesehen. Dabei wird eine drahtlose Signalübertragung bevorzugt, so dass sich die verschiedenen Hörhilfegeräteträger unabhängig voneinander frei im Raum bewegen können. Die Hörhilfegeräte sind hierfür mit entsprechenden Sende- und Empfangseinrichtungen ausgestattet, die direkt in die Hörhilfegeräte integriert oder als beispielsweise am Körper tragbare externe Sende- und Empfangseinheiten ausgebildet sein können. Ein Hörhilfegerätesystem gemäß der Erfindung umfasst somit wenigstens drei Hörhilfegeräte, die von verschiedenen Hörhilfegeräteträgern getragen werden.

**[0012]** Zur Anpassung der Signalverarbeitung in dem ersten Hörhilfegerät an die augenblickliche Hörumgebung sind bei einem von einem ersten Hörhilfegeräteträger getragenen Hörhilfegerät die Signalverarbeitung beeinflussende Steuerparameter eingestellt. Die Steuerparameter können manuell eingestellt werden, z.B. durch manuelle Auswahl eines bestimmten Hörprogramms. Vorzugsweise werden die Steuerparameter jedoch durch eine Analyse des Eingangssignals automatisch eingestellt. Gemäß der Erfindung können Steuerparameter von dem ersten Hörhilfegerät auf ein von einem zweiten Hörhilfegeräteträger getragenes zweites Hörhilfegerät zur Steuerung der Signalverarbeitung im zweiten Hörhilfegerät übertragen werden. Die übertragenen Steuerparameter können z.B. das bei dem ersten Hörhilfegerät eingestellte Hörprogramm betreffen. Es kann sich dabei jedoch auch um algorithmische Schätzwerte, d.h. interne Signalwerte, die unter Kenntnis der Eingangssignale geschätzt werden müssen, z.B. Klassifikatorwerte, Parameter einer Szenenanalyse usw., handeln.

**[0013]** Bei einer anderen Ausführungsform der Erfindung werden nicht Steuerparameter, sondern Schallfeld-Kennwerte von dem ersten Hörhilfegerät auf das zweite Hörhilfegerät übertragen. Die Schallfeld-Kennwerte werden durch Analyse des in das erste Hörhilfe-

gerät eingehenden Eingangssignals gewonnen. Dazu zählen insbesondere Kennwerte bezüglich des Signalpegels, des Frequenzspektrums, der Modulationsfrequenz, der Modulationstiefe, der Rauschanteile sowie räumliche Kennwerte akustischer Signale des Schallfeldes. Die räumlichen Kennwerte des Schallfeldes können ihrerseits in Kohärenz, Einfallsrichtungen von Störsignalen, Einfallsrichtung des Nutzsignals, usw. unterteilt werden. Die Schallfeld-Kennwerte bilden die Datenbasis, anhand derer der Klassifikator im Hörhilfegerät die augenblickliche Hörsituation bestimmt. Gemäß der Erfindung werden die in dem ersten Hörhilfegerät generierten Schallfeld-Kennwerte auf das zweite Hörhilfegerät übertragen und vorzugsweise mit in ähnlicher Weise in dem zweiten Hörhilfegerät gewonnener Schallfeld-Kennwerte gemeinsam zur Bestimmung der Hörsituation und zur Erzeugung von Parametern zur Steuerung der Signalverarbeitung in dem zweiten Hörhilfegerät herangezogen. Dies ist vor allem dann interessant, wenn in einer akustischen Umgebung eine Nutzschallquelle aktiv ist und sich ein Hörhilfegeräteträger näher an der Nutzschallquelle befindet als ein anderer. Der Klassifikator des näher an der Nutzschallquelle befindlichen Hörhilfegerätes kann dann durch das bessere Signal-Rausch-Verhältnis in seiner Umgebung bessere und zuverlässigere Schätzwerte bezüglich der augenblicklichen Hörsituation erzeugen und zu wenigstens einem Hörhilfegerät eines anderen Hörhilfegeräteträgers übertragen, welches die augenblickliche Hörsituation weniger zuverlässig klassifizieren kann. Nachfolgende Verfahren, die diese Klassifikatorwerte benötigen, können dann besser arbeiten und somit ein Signal besserer Qualität für den Hörhilfegeräteträger erzeugen.

**[0014]** Eine weitere Ausführungsform der Erfindung sieht die direkte Übertragung von Audio-Signalen zwischen den Hörhilfegeräten verschiedener Hörhilfegeräteträger vor. Zwar sind bei dieser Methode selbst bei Verwendung von Algorithmen zur Datenkompression sehr hohe Datenübertragungsraten erforderlich; sie bringt jedoch Vorteile, wenn sich ein Hörhilfegeräteträger näher an einer Nutzschallquelle befindet als ein anderer und sein Hörhilfegerät das aufgenommene Audiosignal - gegebenenfalls nach einer Weiterverarbeitung - an einen oder mehrere weitere Hörhilfegeräteträger sendet. Darüber hinaus kann auch der erste Hörhilfegeräteträger selbst die Nutzschallquelle sein und somit seine an den Mikrofonen des eigenen, ersten Hörhilfegerätes mit gutem Signal-Rausch-Verhältnis aufgenommene Stimme als Audio-Signal an weitere Hörhilfegeräteträger senden.

**[0015]** Die Signalübertragung zwischen den einzelnen Hörhilfegeräten erfolgt vorzugsweise drahtlos. Die Hörhilfegeräte weisen hierfür entsprechende Sende- und Empfangseinheiten auf. Die Signalübertragung erfolgt vorzugsweise bidirektional, so dass jedes Hörhilfegerät des Hörhilfegerätesystems als Sender oder Empfänger fungieren kann. Weiterhin kann bei der Übertragung von Steuerparametern unter Verwendung einer bidirektionalen Verbindung auch eine Quittierung bei einem korrekt

empfangenen Signal erfolgen.

**[0016]** Das Hörhilfegerätesystem gemäß der Erfindung umfasst mehr als zwei Hörhilfegeräte, die von mehr als zwei Hörhilfegeräteträgern getragen werden. Dabei können zwischen einem ersten Hörhilfegerät und einem verhältnismäßig weit davon entfernten zweiten Hörhilfegerät befindliche Hörhilfegeräte dazu verwendet werden, die Distanz zwischen den beiden erstgenannten Hörhilfegeräten zu überwinden. Die dazwischen liegenden Hörhilfegeräte führen dann ähnliche Funktionen aus wie Relaisstationen bei Funkverbindungen. Dies bedeutet also, die Signale werden nicht direkt von dem ersten Hörhilfegerät auf das zweite übertragen, sondern zunächst zu einem in geringerer Entfernung befindlichen dritten Hörhilfegerät, welches dann die empfangenen Signale - gegebenenfalls über weitere Hörhilfegeräte - zu dem weiter entfernten zweiten Hörhilfegerät leitet. Durch diese Anordnung können größere Entfernungen, z.B. in Vortragsälen, problemlos überwunden werden. Es ist empfehlenswert, die Signalübertragung auf ein standardisiertes Übertragungsprotokoll zu stützen, so dass das Hörhilfegerätesystem gemäß der Erfindung auch Hörhilfegeräte unterschiedlicher Hersteller umfassen kann. Ein derartiger Standard ist zum Beispiel der Bluetooth-Standard.

**[0017]** Ein weiterer Vorteil eines Hörhilfegerätesystems mit mehr als zwei Teilnehmern besteht darin, dass sich mit der Anzahl der Teilnehmer und insbesondere auch mit der Verteilung der Hörhilfegeräte im Raum die Analysemöglichkeiten für das betreffende Schallfeld verbessern. Die Hörhilfegeräte der Benutzer stellen gleichsam Sensoren zur Gewinnung von Messdaten in dem betreffenden Schallfeld dar. Beispielsweise können die aus den Signalanalysen in den einzelnen Hörhilfegeräten gewonnenen Schallfeldparameter zwischen den Hörhilfegeräten ausgetauscht werden, so dass in jedem Hörhilfegerät eine umfassende Datenbasis zur Charakterisierung des betreffenden Schallfeldes vorhanden ist. Aus diesen Daten lassen sich dann Steuerparameter zur Steuerung der Signalverarbeitung in den jeweiligen Hörhilfegeräten generieren. Darüber hinaus ist auch eine Master-Slave-Anordnung denkbar, bei der in den Hörhilfegeräten mehrerer Hörhilfegeräteträger erzeugte Signale (Schallfeldkennwerte, Audio-Signale) zur weiteren Auswertung an ein bestimmtes Hörhilfegerät (Master) weitergeleitet werden. Dieses kann dann gegebenenfalls das Hörprogramm für alle Hörhilfegeräte des Hörhilfegerätesystems bestimmen. Hierfür erzeugt und sendet das Master-Hörhilfegerät aus den weitergeleiteten Signalen und ggf. aus in dem Master-Hörhilfegerät selbst gewonnenen Daten z.B. ein Steuersignal, welches vorzugsweise drahtlos weitergeleitet wird und die Signalverarbeitung bzw. das Hörprogramm in den Slave-Hörhilfegeräten bestimmt.

**[0018]** Die Art und Weise, wie ein Hörhilfegerät eines Hörhilfegerätesystems gemäß der Erfindung in das Hörhilfegerätesystem eingebunden wird, kann vorzugsweise durch Programmierung des jeweiligen Hörhilfegerä-

tes mit einem Programmiergerät oder durch Bedienung des Hörhilfegerätes z.B. mittels einer Fernbedienung festgelegt werden. Dabei kann beispielsweise festgelegt werden, ob es sich bei dem jeweiligen Gerät um ein Master- oder eine Slave-Gerät handelt, ob es lediglich Daten zu den Hörhilfegeräten weiterer Hörhilfegeräteträger sendet oder auch selbst Daten empfängt und ob gegebenenfalls die Beeinflussung der Signalverarbeitung durch Steuersignale, die von wenigstens einem Hörhilfegerät zumindest eines anderen Hörhilfegeräteträgers ausgehen, zugelassen wird oder nicht. Ebenso können bei einem Hörhilfegerätesystem vorteilhaft die Kommunikationsmöglichkeiten jeweils zweier Hörhilfegeräte zur binauralen Versorgung eines Hörhilfegeräteträgers festgelegt werden. Prinzipiell kann bei beiden Hörhilfegeräten eine Datenübertragung mit wenigstens einem Hörhilfegerät eines weiteren Hörhilfegeräteträgers vorgesehen sein. Es kann aber auch nur ein erstes Hörhilfegerät eines bestimmten Hörhilfegeräteträgers für den Datenaustausch mit Hörhilfegeräten weiterer Hörhilfegeräteträger vorgesehen, wobei dann die Signalverarbeitung des zweiten Hörhilfegerätes des betreffenden Hörhilfegeräteträgers durch das erste Hörhilfegerät gesteuert wird. Auch dabei erfolgt die Datenübertragung zwischen dem ersten und dem zweiten Hörhilfegerät vorzugsweise drahtlos.

**[0019]** Die Erfindung wird nachfolgend anhand eines Ausführungsbeispiels näher erläutert. Es zeigen:

- 30   Figur 1    ein Hörhilfegerätesystem gemäß der Erfindung mit drei Teilnehmern,  
       Figur 2    die Hörhilfegeräte des Hörhilfegerätesystems im Blockschaltbild.

35   **[0020]**   Figur 1 zeigt drei Hörhilfegeräteträger 1, 2 und 3, die jeweils mit zwei Hörhilfegeräten 1A, 1B; 2A, 2B; 3A, 3B versorgt sind. Sie befinden sich in nicht zu großer Entfernung zueinander, z.B. gemeinsam in einem Raum. Die Hörhilfegeräte eines jeden Hörhilfegeräteträgers besitzen jeweils eine Sende- und Empfangseinheit zur drahtlosen Signalübertragung zwischen den Hörhilfegeräten des jeweiligen Hörhilfegeräteträgers. Dadurch wird gewährleistet, dass bei den Hörhilfegeräten des jeweiligen Hörhilfegeräteträgers jeweils eine aufeinander abgestimmte Signalverarbeitung erfolgt. Beispielsweise werden jeweils die Hörhilfegeräte eines Hörhilfegeräteträgers in dem gleichen Hörprogramm betrieben. Gemäß der Erfindung wird die Datenübertragung zwischen Hörhilfegeräten dahingehend erweitert, dass diese nicht nur zwischen den Hörhilfegeräten eines Hörhilfegeräteträgers erfolgt, sondern auf mehrere Hörhilfegeräteträger (Teilnehmer) erweitert wird. Dabei ist im Ausführungsbeispiel unter anderem eine Signalübertragung zwischen den Hörhilfegeräten 1A und 2A sowie zwischen den Hörhilfegeräten 1A und 3A vorgesehen. Befindet sich beispielsweise der Hörhilfegeräteträger 1 in unmittelbarer Nähe zu einer Nutzschallquelle, z.B. einem Sprecher, so kann von dem Hörhilfegerät 1A ein Signal

mit einem besseren Signal-Rausch-Verhältnis als von den Hörhilfegeräten 2A und 3A empfangen werden. Wird das von dem Hörhilfegerät 1A aufgenommene Eingangssignal - gegebenenfalls nach einer Weiterverarbeitung - als Audiosignal drahtlos an die Hörhilfegeräte 2A und 3A weitergeleitet, so kommen auch die Hörhilfegeräteträger 2 und 3 in den Genuss eines Ausgangssignals mit hohem Signal-Rausch-Verhältnis. Störsignalquellen in unmittelbarer Umgebung der Hörhilfegeräteträger 2 bzw. 3 werden so nicht mehr als Störer wahrgenommen.

**[0021]** Ist die Distanz zwischen den beiden Hörhilfegeräten 1A und 2A zu groß, so dass eine direkte drahtlose Signalübertragung zwischen diesen beiden Hörhilfegeräten nicht möglich ist, so erfolgt gemäß der Erfindung die Signalübertragung im Ausführungsbeispiel von dem Hörhilfegerät 1A zu dem Hörhilfegerät 2A über den Umweg des Hörhilfegerätes 3A, das sich näherungsweise zwischen den beiden Hörhilfegeräten 1A und 2A befindet. Das Hörhilfegerät 3A übernimmt somit auch die Funktion einer Relaisstation bei der Signalübertragung von dem Hörhilfegerät 1A zu dem Hörhilfegerät 2A. Gegebenenfalls sind hierbei unterschiedliche Trägerfrequenzen der Trägersignale für die von dem Hörhilfegerät 1A und dem Hörhilfegerät 3A gesendeten Signale zu verwenden, wie dies allgemein bei der Verwendung von Relaisstationen aus der Funktechnik bekannt ist.

**[0022]** Das erfindungsgemäße Hörhilfegerätesystem bietet eine Vielzahl an Variationsmöglichkeiten. Im Ausführungsbeispiel sind alle drei Hörhilfegeräteträger binaural, d.h. jeweils mit zwei Hörhilfegeräten versorgt. Es ist jedoch jeweils nur ein Hörhilfegerät 1A, 2A bzw. 3A zur Kommunikation mit einem Hörhilfegerät eines anderen Hörhilfegeräteträgers ausgebildet. Um dennoch eine binaurale Versorgung mit jeweils einem Ausgangssignal mit gutem Signal-Rausch-Verhältnis zu gewährleisten, werden die übertragenen Signale von dem Hörhilfegerät 2A zu dem Hörhilfegerät 2B bzw. von dem Hörhilfegerät 3A zu dem Hörhilfegerät 3B weitergeleitet. Dabei ist es auch möglich, dass auch das Hörhilfegerät 1B ein akustisches Eingangssignal aufnimmt, das dann an das Hörhilfegerät 1A weitergeleitet und von dort, ebenso wie das von dem Hörhilfegerät 1A aufgenommene Signal, an die Hörhilfegeräte 2A bzw. 3A weitergeleitet wird. Dann kann nach dem Empfang das am rechten Ohr des Hörhilfegeräteträgers 1 durch das Hörhilfegerät 1B aufgenommene Signal jeweils dem rechten Ohr des Hörhilfegeräteträgers 2 oder 3 zugeführt werden. Ebenso verhält es sich mit dem am linken Ohr des Hörhilfegeräteträgers 1 von dem Hörhilfegerät 1A aufgenommenen Signal. Diese Vorgehensweise erfordert zwar eine sehr hohe Datenübertragungsrate zwischen den einzelnen Hörhilfegeräten, dafür bleibt jedoch der räumliche Höreindruck erhalten.

**[0023]** Bei der in Figur 1 gezeigten Konstellation können die Hörhilfegeräteträger 2 und 3 vorzugsweise zwischen dem von dem Hörhilfegerät 1A ausgehenden Audio-Signal und den aus den Mikrofonsignalen der Hörhilfegeräte 2A, 2B bzw. 3A, 3B hervorgehenden Signalen

umschalten. Darüber hinaus ist es möglich, dass die aus den unterschiedlichen Quellen stammenden Signale gewichtet und addiert werden. So kann beispielsweise den von den Mikrofonen der Hörhilfegeräte 2A und 2B ausgehenden Signalen jeweils ein von dem Hörhilfegerät 1A bzw. 1B stammendes Audiosignal in einstellbarer Gewichtung beigemischt werden.

**[0024]** Die oben beschriebene Übertragung von Audiosignalen zwischen Hörhilfegeräten unterschiedlicher Hörhilfegeräteträger stellt eine High-End-Lösung der Erfindung dar, die eine sehr hohe Datenübertragungsrate zwischen den einzelnen Hörhilfegeräten erfordert. Bei einer weniger aufwendigen Variante der Erfindung werden lediglich Steuersignale zwischen den einzelnen Hörhilfegeräten der verschiedenen Hörhilfegeräteträger übertragen. Angenommen, es befindet sich wieder der Hörhilfegeräteträger 1 in unmittelbarer Nähe zu einer Nutzsignalquelle, so kann das Hörhilfegerät 1A z. B. Filterparameter zur Anpassung der Signalverarbeitung an diese Signalquelle am besten generieren, die dann gemäß der Erfindung auf dem für Audio-Signale bereits beschriebenen Übertragungswege auf die anderen Hörhilfegeräte 2A, 2B bzw. 3A, 3B übertragen werden, so dass auch bei diesen entsprechende Filtereinstellungen vorgenommen werden.

**[0025]** Bei einer alternativen Ausführungsform der Erfindung wird die Signalübertragung zwischen Hörhilfegeräten mehrerer Hörhilfegeräteträger dazu verwendet, die Hörumgebung (das Schallfeld), in der sich die Hörhilfegeräteträger befinden, genauer zu analysieren, als dies bei einem einzelnen Hörhilfegeräteträger möglich ist. Bei jedem Hörhilfegeräteträger 1, 2 und 3 werden von jeweils einem Hörhilfegerät 1A, 2A bzw. 3A aus den Eingangssignalen in das Hörhilfegerät Schallfeld-Kennwerte generiert, die dann zur Klassifikation des Schallfeldes herangezogen werden. Es erfolgt ein Austausch zwischen den Hörhilfegeräten 1A, 2A und 3A bezüglich der in den jeweiligen Hörhilfegeräten generierten Schallfeld-Kennwerte. Insgesamt steht dadurch eine höhere Anzahl an Schallfeld-Kennwerten zur Verfügung, die dann insbesondere mehr Informationen bezüglich der räumlichen Verteilung der Stör- und Nutzsignalquellen in dem betreffenden Schallfeld enthalten. So lässt sich eine verbesserte automatische Anpassung der Hörhilfegeräte 1A, 1B, 2A, 2B, 3A und 3B an das betreffende Schallfeld erreichen.

**[0026]** Zur Durchführung der Erfindung sind wenigstens drei Hörhilfegeräte, die von unterschiedlichen Hörhilfegeräteträgern getragen werden, erforderlich. Das Hörhilfegerätesystem gemäß der Erfindung kann jedoch auf nahezu beliebig viele Teilnehmer erweitert werden. Weiterhin ist im Ausführungsbeispiel jeder Hörhilfegeräteträger 1, 2 bzw. 3 mit zwei Hörhilfegeräten 1A, 1B; 2A, 2B; 3A, 3B binaural versorgt, wobei jeweils nur ein Hörhilfegerät mit einem Hörhilfegerät eines anderen Hörhilfegeräteträgers kommuniziert und zur Abstimmung der beiden Hörhilfegeräte jeweils eines Hörhilfegeräteträgers ein eigener Datenaustausch zwischen den jeweils

zwei betreffenden Hörhilfegeräten vorgesehen ist. Selbstverständlich wäre auch eine Konstellation möglich, bei der alle (im Ausführungsbeispiel 6) Hörhilfegeräte mit Hörhilfegeräten anderer Hörhilfegeräteträger kommunizieren.

**[0027]** Figur 2 zeigt die drei Hörhilfegeräte 1A, 2A und 3A des Hörhilfegerätesystems gemäß Figur 1 im vereinfachten Blockschaltbild. Jedes der Hörhilfegeräte besitzt zur Aufnahme eines akustischen Eingangssignals und Wandlung in ein elektrisches Signal ein Mikrofon 10, 20 bzw. 30. Den Mikrofonen ist jeweils eine Signalverarbeitung 11, 21 bzw. 31 nachgeschaltet zur Verarbeitung und frequenzabhängigen Verstärkung des jeweiligen Eingangssignals und zum Ausgleich des individuellen Hörverlustes des Hörhilfegeräteträgers 1, 2 oder 3. Das verarbeitete Signal wird schließlich jeweils mittels eines Hörers 12, 22 bzw. 32 in ein akustisches Signal zurückgewandelt und in einen Gehörgang des Hörhilfegeräteträgers 1, 2 oder 3 abgegeben. Jedes der Hörhilfegeräte 1A, 2A bzw. 3A umfasst ferner eine Signalanalyseeinheit 14, 24 bzw. 34 zur Analyse des elektrischen Eingangssignals. Bei der Signalanalyse werden Schallfeld-Kennwerte generiert, die z.B. den jeweiligen Signalpegel, das Frequenzspektrum, die Modulationsfrequenzen, die Modulationstiefen, Rausch-Anteile oder räumliche Kennwerte des Schallfeldes, wie Kohärenz, Einfallrichtung von Stör- oder Nutzsignalen, usw. betreffen. Aus den Schallfeld-Kennwerten werden in den Steuereinheiten 13, 23 bzw. 33 Parameter zur Anpassung der Signalverarbeitung in den Signalverarbeitungseinheiten 11, 21 bzw. 31 generiert. Daneben erfolgt mittels der Sende- und Empfangseinheiten 15, 25 bzw. 35 ein Austausch der in den Hörhilfegeräten 1A, 2A und 3A gewonnenen Schallfeld-Kennwerte zwischen den einzelnen Hörhilfegeräten. Auch die übertragenen Schallfeld-Kennwerte werden in den Signalverarbeitungseinheiten 13, 23 und 33 dazu verwendet, um die Einstellung von Parametern zur Steuerung der Signalverarbeitung in den Signalverarbeitungseinheiten 11, 21 und 31 zu optimieren.

**[0028]** Alternativ zu den Schallfeld-Kennwerten können auch Steuerparameter zwischen den einzelnen Hörhilfegeräten übertragen werden, um insbesondere die Signalverarbeitung in den einzelnen Hörhilfegeräten einander anzugleichen. So können beispielsweise alle Hörhilfegeräte 1A, 2A und 3A aufeinander abgestimmt in dem gleichen Hörprogramm betrieben werden.

**[0029]** Eine weitere Alternative besteht darin, über die Sende- und Empfangseinheiten 15, 25 bzw. 35 direkt aus den Mikrofonsignalen der jeweiligen Hörhilfegeräte 1A, 2A bzw. 3A hervorgehende Audio-Signale zwischen einzelnen Hörhilfegeräten zu übertragen. Wird z.B. über die Sende- und Empfangseinheit 15 ein Audio-Signal von dem Hörhilfegerät 1A auf das Hörhilfegerät 2A übertragen und mittels der Sende- und Empfangseinheit 25 empfangen, so kann dieses in über die Steuereinheit 23 einstellbarer Gewichtung der Signalverarbeitungseinheit 21 zugeführt und somit dem von dem Mikrofon 20 hervorgehenden Signal beigemischt werden.

**[0030]** Selbstverständlich ist die Erfindung nicht auf die beschriebenen Alternativen beschränkt. Vielmehr ist es bei einem Hörhilfegerätesystem gemäß der Erfindung auch möglich, dass sowohl Steuersignale als auch Schallfeld-Kennwerte als auch Audio-Signale zwischen den Hörhilfegeräten übertragen werden.

**[0031]** Weiterhin ist auch ein Master-Slave-Betrieb möglich, bei dem einem Hörhilfegerät (z.B. 3A) eine übergeordnete Funktion gegenüber den anderen Hörhilfegeräten (z.B. 1A, 2A) zukommt. Beispielsweise können so alle drei Hörhilfegeräte aus den jeweiligen akustischen Eingangssignalen Schallfeldkennwerte erzeugen, wobei die von den Hörhilfegeräten 1A und 2A erzeugten Schallfeldkennwerte zur weiteren Analyse zu dem Hörhilfegerät 3A übertragen werden. Das Hörhilfegerät 3A erzeugt dann aus den in allen drei Hörhilfegeräten 1A, 2A, 3A generierten Schallfeldkennwerten Steuerparameter zur Anpassung der Signalverarbeitung in den Hörhilfegeräten 1A, 2A, 3A. Entsprechende Steuersignale werden dann von dem Hörhilfegerät 3A zu den Hörhilfegeräten 1A und 2A übertragen.

## Patentansprüche

1. Hörhilfegerätesystem (1A, 2A, 3A) mit wenigstens einem ersten am Kopf oder Körper eines ersten Hörhilfegeräteträgers (1) tragbaren Hörhilfegerät (1A), einem zweiten am Kopf oder Körper eines zweiten Hörhilfegeräteträgers (2) tragbaren Hörhilfegerät (2A) und einem dritten am Kopf oder Körper eines dritten Hörhilfegeräteträgers (3) tragbaren Hörhilfegerät (3A), umfassend jeweils wenigstens einen Eingangswandler (10, 20, 30) zur Aufnahme eines Eingangssignals und Wandlung in ein elektrisches Eingangssignal, eine Signalverarbeitungseinheit (11, 21, 31) zur Verarbeitung und Verstärkung des elektrischen Eingangssignals und einen Ausgangswandler (12, 22, 32) zur Abgabe eines von dem jeweiligen Hörhilfegeräteträger (1, 2, 3) als akustisches Signal wahrnehmbaren Ausgangssignals, wobei ein Signal von dem ersten Hörhilfegerät (1A) auf das zweite Hörhilfegerät (2A) übertragbar ist, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Signalübertragung von dem ersten Hörhilfegerät (1A) auf das zweite Hörhilfegerät (2A) über das dritte Hörhilfegerät (3A) erfolgt, wobei das dritte Hörhilfegerät (3A) das von dem ersten Hörhilfegerät (1A) gesendete Signal empfängt, verstärkt und an das zweite Hörhilfegerät (2A) weiterleitet.
2. Hörhilfegerätesystem (1A, 2A, 3A) nach Anspruch 1, wobei in dem ersten Hörhilfegerät (1A) generierte Steuerparameter über das dritte Hörhilfegerät (3A) auf das zweite Hörhilfegerät (2A) übertragbar sind zur Steuerung der Signalverarbeitung in dem zweiten Hörhilfegerät (2A).

3. Hörhilfegerätesystem (1A, 2A, 3A) nach Anspruch 1 oder 2, wobei durch Analyse des von dem ersten Hörhilfegerät (1A) aufgenommenen Eingangssignals in dem ersten Hörhilfegerät (1A) Schallfeldkennwerte erzeugbar sind und über das dritte Hörhilfegerät (3A) auf das zweite Hörhilfegerät (2A) übertragbar sind und in dem zweiten Hörhilfegerät aus den Schallfeldkennwerten Steuerparameter erzeugbar sind zur Steuerung der Signalverarbeitung in dem zweiten Hörhilfegerät (2A). 5
4. Hörhilfegerätesystem (1A, 2A, 3A) nach einem der Ansprüche 1 bis 3, wobei ein Audiosignal von dem ersten Hörhilfegerät (1A) über das dritte Hörhilfegerät (3A) auf das zweite Hörhilfegerät (2A) übertragbar ist. 10
5. Hörhilfegerätesystem (1A, 2A, 3A) nach einem der Ansprüche 1 bis 4, wobei zwischen den Hörhilfegeräten (1A, 2A, 3A) eine drahtlose Signalübertragung vorgesehen ist. 15
6. Hörhilfegerätesystem (1A, 2A, 3A) nach einem der Ansprüche 1 bis 5, wobei zwischen den Hörhilfegeräten (1A, 2A, 3A) eine bidirektionale Signalübertragung vorgesehen ist. 20
7. Verfahren zum Betrieb Hörhilfegerätesystem (1A, 2A, 3A) mit wenigstens einem ersten am Kopf oder Körper eines ersten Hörhilfegeräteträgers (1) tragbaren Hörhilfegerät (1A), einem zweiten, am Kopf oder Körper eines zweiten Hörhilfegeräteträgers (2) tragbaren Hörhilfegerät (2A) und einem dritten, am Kopf oder Körper eines dritten Hörhilfegeräteträgers (3) tragbaren Hörhilfegerät (3A), umfassend jeweils wenigstens einen Eingangswandler (10, 20, 30) zur Aufnahme eines Eingangssignals und Wandlung in ein elektrisches Eingangssignal, eine Signalverarbeitungseinheit (11, 21, 31) zur Verarbeitung und Verstärkung des elektrischen Eingangssignals und einen Ausgangswandler (12, 22, 32) zur Abgabe eines von dem Hörhilfegeräteträger (1, 2, 3) als akustisches Signal wahrnehmbaren Ausgangssignals, mit folgenden Schritten: 25
  - Abgabe eines Signals von dem ersten Hörhilfegerät (1A), 30
  - Aufnahme des Abgegebenen Signals von dem dritten Hörhilfegerät (3A), 35
  - Verstärkung des aufgenommenen Signals oder eines aus dem aufgenommenen Signal hervorgehenden Signals in dem dritten Hörhilfegerät (3A), 40
  - Abgabe des verstärkten Signals von dem dritten Hörhilfegerät (3A), 45
  - Aufnahme des von dem dritten Hörhilfegerät (3A) abgegebenen Signals von dem zweiten Hörhilfegerät (2A). 50
8. Verfahren zum Betrieb Hörhilfegerätesystem (1A, 2A, 3A) nach Anspruch 7, wobei in dem ersten Hörhilfegerät (1A) generierte Steuerparameter über das dritte Hörhilfegerät (3A) auf das zweite Hörhilfegerät (2A) übertragen werden zur Steuerung der Signalverarbeitung in dem zweiten Hörhilfegerät (2A). 55
9. Verfahren zum Betrieb Hörhilfegerätesystem (1A, 2A, 3A) nach Anspruch 7 oder 8, wobei durch Analyse des von dem ersten Hörhilfegerät (1A) aufgenommenen Eingangssignals in dem ersten Hörhilfegerät (1A) Schallfeldkennwerte erzeugt und über das dritte Hörhilfegerät (3A) auf das zweite Hörhilfegerät (2A) übertragen werden und in dem zweiten Hörhilfegerät aus den Schallfeldkennwerten Steuerparameter erzeugt werden zur Steuerung der Signalverarbeitung in dem zweiten Hörhilfegerät (2A).
10. Verfahren zum Betrieb Hörhilfegerätesystem (1A, 2A, 3A) nach einem der Ansprüche 7 bis 9, wobei ein Audiosignal von dem ersten Hörhilfegerät (1A) über das dritte Hörhilfegerät (3A) auf das zweite Hörhilfegerät (2A) übertragen wird.

FIG 1

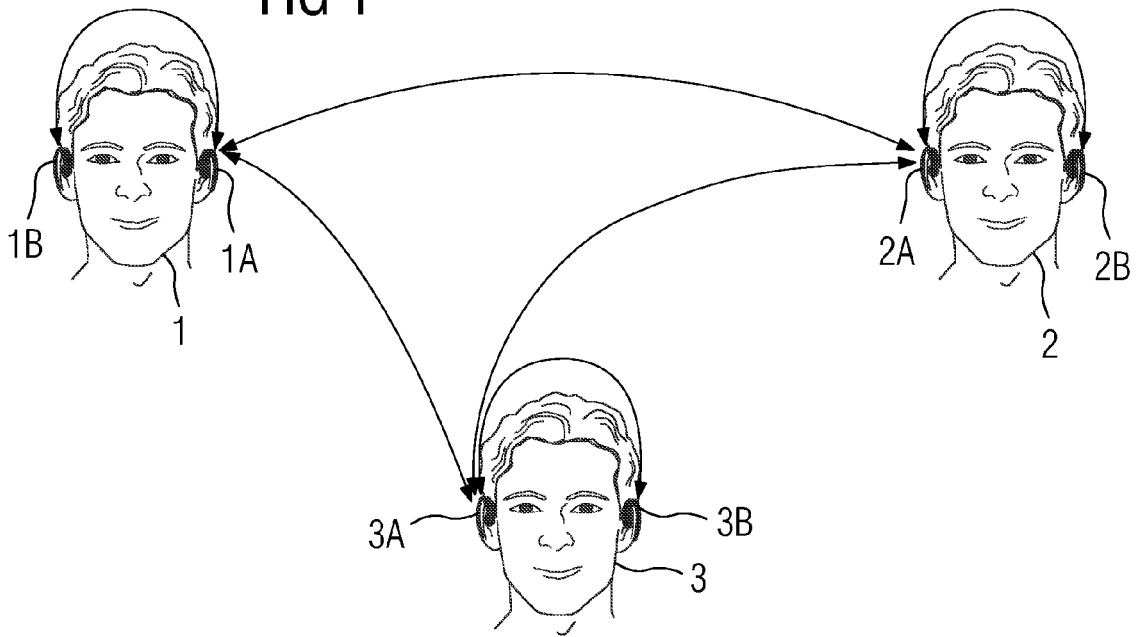


FIG 2

