



(12) **EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

(43) Veröffentlichungstag:
01.04.2009 Patentblatt 2009/14

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

(21) Anmeldenummer: **08105226.8**

(22) Anmeldetag: **04.09.2008**

(84) Benannte Vertragsstaaten:
AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR HR HU IE IS IT LI LT LU LV MC MT NL NO PL PT RO SE SI SK TR
Benannte Erstreckungsstaaten:
AL BA MK RS

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

(72) Erfinder: **Reithinger, Jürgen**
91077 Neunkirchen am Brand (DE)

(30) Priorität: **28.09.2007 DE 102007046437**

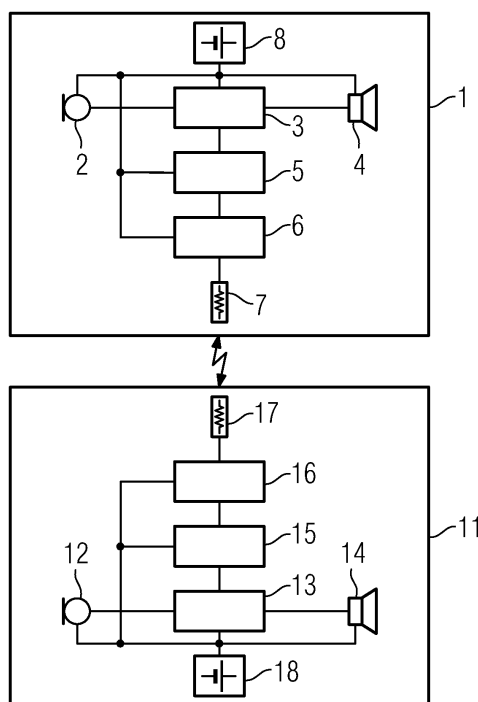
(74) Vertreter: **Maier, Daniel Oliver**
Siemens AG
Postfach 22 16 34
80506 München (DE)

(54) **Vollautomatisches Ein-/Ausschalten bei Hörhilfegeräten**

(57) Bei einem Hörhilfegerätesystem mit zwei jeweils an oder in einem Ohr eines Benutzers tragbaren Hörhilfegeräten (1, 11), zwischen denen eine drahtlose Signalübertragung vorgesehen ist, soll in einfacher Weise ein automatisches Ein- und Ausschalten der Hörhilfegeräte (1, 11) realisiert werden. Hierfür ist vorgesehen, dass wenigstens eines der Hörhilfegeräte (1, 11) mit einer Feldstärkenmesseinrichtung (6, 16) ausgestattet ist, durch die die Feldstärke eines von dem Hörhilfegerät (1,

11) empfangenen und von dem jeweils anderen Hörhilfegerät (11, 1) ausgehenden elektromagnetischen Signals messbar ist. Die gemessene Feldstärke wird mit einem Schwellwert verglichen, wobei das betreffende Hörhilfegerät (1, 11) ausgeschaltet ist (Sleep-Modus), solange die Feldstärke größer ist als der Schwellenwert und das Hörhilfegerät (11, 1) eingeschaltet ist, solange die gemessene Feldstärke kleiner ist als der Schwellenwert.

FIG 1



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Hörhilfegerätesystem mit einem ersten und einem zweiten, jeweils in oder an einem Ohr eines Benutzers tragbaren Hörhilfegerät, die jeweils einen Eingangswandler zur Aufnahme eines Eingangssignals und Wandlung in ein elektrisches Eingangssignal, eine Signalverarbeitungseinheit zur Verarbeitung und Verstärkung des elektrischen Eingangssignals und Abgabe eines elektrischen Ausgangssignals, einen Ausgangswandler zur Wandlung des elektrischen Ausgangssignals in ein von dem Benutzer als akustisches Signal wahrnehmbares Ausgangssignal und Mittel zur drahtlosen Signalübertragung zwischen den Hörhilfegeräten umfassen.

[0002] Ferner betrifft die Erfindung ein Verfahren zum Betrieb eines derartigen Hörhilfegerätesystems.

[0003] Hörhilfegeräte weisen in der Regel zum Ein- und Ausschalten einen manuell betätigbaren Schalter auf. Bei manchen Hörhilfegeräten ist dieser Schalter in das Batteriefach integriert, so dass das Hörhilfegerät ausgeschaltet wird, sobald der Benutzer das Batteriefach geringfügig aus der normalen Betriebsposition herauschwenkt.

[0004] In Folge der angestrebten Miniaturisierung steht bei modernen Hörhilfegeräten für die Anbringung von Bedienelementen nur verhältnismäßig wenig Platz zur Verfügung. Das Ein- und Ausschalten eines derartigen Hörhilfegerätes erfordert daher gewisse motorische Fähigkeiten. Darüber hinaus kommt es nicht selten vor, dass ein Benutzer vergisst sein Hörhilfegerät auszuschalten, nachdem er es zur Aufbewahrung vom Kopf genommen hat.

[0005] Aus der EP 0 941 014 A2 ist ein Hörhilfegerätesystem mit zwei am Kopf tragbaren Hörhilfegeräten bekannt, zwischen denen eine drahtlose Signalübertragung, z.B. zur Übertragung von Steuersignalen, vorgesehen ist.

[0006] Aus der DE 10 2004 056 733 A1 sind Akustiksysteme und insbesondere Hörgeräte bekannt, die automatisch zwischen verschiedene Verarbeitungsprogrammen umschalten. Dabei ist vorgesehen, dass die Signalverarbeitungseinrichtung eines betreffenden Akustiksystems einen Hochfrequenzdetektor (HFD) zur Analyse eines Eingangssignals aufweist, dessen Ausgangssignal zur Verarbeitung eines oder mehrerer Eingangssignale durch die Signalverarbeitung nutzbar ist. Speziell lässt sich hierdurch die Anwesenheit eines aktiven Mobiltelefons feststellen, das elektromagnetische Strahlung im Hochfrequenzbereich abgibt. Dadurch kann mit hoher Sicherheit situationsgerecht in einen Telefonmodus geschaltet werden.

[0007] In der Druckschrift DE 31 09 049 C2 ist ein Hörgerät beschrieben, bei dem durch die Erfassung eines Magnetfeldes der Betriebsschalter des Hörgerätes ein- oder ausgeschaltet werden kann.

[0008] Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, bei einem Hörhilfegerätesystem mit zwei am Kopf tragbaren

Hörhilfegeräten ein automatisches Ein- und/oder Ausschalten zu realisieren.

[0009] Diese Aufgabe wird durch ein Hörhilfegerätesystem mit den Merkmalen gemäß Patentanspruch 1 gelöst. Ferner wird die Aufgabe gelöst durch ein Verfahren mit den Verfahrensschritten gemäß Patentanspruch 12.

[0010] Bei einem Hörhilfegerät eines erfindungsgemäßen Hörhilfegerätesystems wird mittels eines Eingangswandlers ein Eingangssignal aufgenommen und in ein elektrisches Eingangssignal überführt. Üblicher Weise dient als Eingangswandler wenigstens ein Mikrofon, welches ein akustisches Eingangssignal aufnimmt und in ein elektrisches Eingangssignal wandelt. Moderne Hörhilfegeräte umfassen häufig ein Mikrofonsystem mit mehreren Mikrofonen, um einen von der Einfallsrichtung akustischer Signale abhängigen Empfang, eine Richtcharakteristik, zu erreichen. Als Eingangswandler sind jedoch auch Telefonspulen oder Antennen zur Aufnahme drahtlos übertragener Eingangssignale und Wandlung in elektrische Eingangssignale üblich. 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 Benutzers in der Regel in Abhängigkeit der Signalfrequenz des Eingangssignals. Die Signalverarbeitungseinheit liefert an ihrem Ausgang 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 üblicher Weise 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. Weiterhin können auch Bedienelemente (Ein-/Ausschalter, Programmumschalter, Lautstärkesteller etc.) vorhanden sein.

[0011] Weiterhin umfasst ein Hörhilfegerät eines erfindungsgemäßen Hörhilfegerätesystems Mittel zur drahtlosen Signalübertragung zwischen den Hörhilfegeräten, beispielsweise realisiert durch eine Signalübertragungs- und Steuereinheit in Verbindung mit einer Sende- und Empfangsspule, die jeweils bei beiden Hörhilfegeräten vorhanden sind.

[0012] Zur Spannungsversorgung weisen Hörhilfegeräte eine Batterie oder einen Akkumulator auf. Um die Lebensdauer der Spannungsquelle zu erhöhen, wird auf einen geringen Energieverbrauch aller Komponenten des Gerätes geachtet. Daher wird die Sendeleistung bei einem Hörhilfegerätesystem, das eine drahtlose Signalübertragung zwischen den Hörhilfegeräten vorsieht, so eingestellt, dass damit gerade die Entfernung zwischen den beiden Ohren eines Benutzers überbrückt werden kann.

[0013] Die Erfindung sieht vor, wenigstens bei einem der beiden Hörhilfegeräte die Feldstärke eines empfangenen und von dem anderen Hörhilfegerät gesendeten Signals zu bestimmen, woraus ein Hinweis auf den momentanen Abstand der beiden Hörhilfegeräte zueinander gewonnen werden kann. Werden beide Hörhilfegeräte gleichzeitig am Kopf getragen, so ist die Feldstärke so eingestellt, dass damit gerade noch eine sichere Datenübertragung zwischen den Hörhilfegeräten möglich ist. Liegen die Hörhilfegeräte hingegen nahe nebeneinander in einer Aufbewahrungsbox, so ist die in dem Hörhilfegerät gemessene Feldstärke um ein Vielfaches höher. Aus der gemessenen Feldstärke kann ein Hörhilfegerät somit die Information ableiten, ob es am Kopf getragen wird oder ob es sich in der Aufbewahrungsbox befindet.

[0014] Für das erfindungsgemäße Vorgehen ist eine verhältnismäßig grobe Bestimmung der Feldstärke ausreichend. Die Feldstärkenmessung kann z.B. durch die Verwendung eines einfachen Nutzsignalpegelmessers erfolgen, der in eine der Empfangsfilterstufen oder Empfangsverstärkerstufen der Signalübertragungseinheit integriert ist und einen Spannungswert detektiert.

[0015] Vorteilhaft wird die gemessene Feldstärke mit einem Schwellenwert verglichen. Liegt die Feldstärke unterhalb des Schwellenwertes, so ist dies ein Hinweis dafür, dass die beiden Hörhilfegeräte am Kopf getragen werden. Übersteigt die gemessene Feldstärke hingegen den Schwellenwert, so ist dies ein Hinweis dafür, dass die Hörhilfegeräte nicht am Kopf getragen werden, sondern zur Aufbewahrung eng nebeneinander, beispielsweise in einer Aufbewahrungsbox liegen.

[0016] Sobald die gemessene Feldstärke den Schwellenwert übersteigt, schaltet sich das betreffende Hörhilfegerät, z.B. mittels einer geeigneten Softwaresteuerung, automatisch ab. Im ausgeschalteten Zustand sind wesentliche Stromverbraucher des Hörhilfegerätes, wie z.B. der Eingangswandler, der Ausgangswandler sowie der Signalverarbeitungsprozessor, von der Spannungsversorgung getrennt. Es folgt bei dem Hörhilfegerät gemäß der Erfindung jedoch keine vollständige Trennung von der Spannungsquelle, so dass zumindest Komponenten zur drahtlosen Signalübertragung zwischen den Hörhilfegeräten weiterhin aktiv sind. Dennoch ist der Stromverbrauch in diesem ausgeschalteten Zustand (Sleep-Modus) im Vergleich zu dem vollständig eingeschalteten Hörhilfegerät reduziert. Im Sleep-Modus erkennt das betreffende Hörhilfegerät, wenn die gemessene Feldstärke den Schwellenwert unterschreitet, wodurch sich das Hörhilfegerät selbsttätig und automatisch wiedereinschaltet.

[0017] Die Erfindung bietet den Vorteil, dass damit in einfacher Weise ein automatisches Ein- und Ausschalten bei dem betreffenden Hörhilfegerät erreicht wird. Es kann somit auch ein manuell betätigbares Bedienelement zum Ein- und Ausschalten gänzlich verzichtet werden. Dies ist insbesondere auch bei der Herstellung eines wasserdichten Hörhilfegerätes von Vorteil.

[0018] Vorteilhaft verfügen beide Hörhilfegeräte des erfindungsgemäßen Hörhilfegerätesystems über eine entsprechende Feldstärkenmesseinrichtung. Es ist jedoch auch möglich, dass nur eines der beiden Hörhilfegeräte über eine Feldstärkenmesseinrichtung verfügt und von diesem Hörhilfegerät ein Steuersignal auf das andere Hörhilfegerät übertragen wird, das dann bei dem zweiten Hörhilfegerät ein automatisches Ein- und/oder Ausschalten bewirkt.

[0019] Selbstverständlich ist es im Rahmen der Erfindung möglich, nicht direkt die Feldstärke zu messen, mit der ein von dem zweiten Hörhilfegerät eines erfindungsgemäßen Hörhilfegerätesystems gesendetes Signal an dem ersten Hörhilfegerät anliegt, sondern auch jede beliebige von dieser Feldstärke abhängige Größe. Beispielsweise kann der Signalpegel des von dem ersten Hörhilfegerät empfangenen Signals bestimmt werden.

[0020] Die Erfindung wird nachfolgend anhand eines Ausführungsbeispiels näher erläutert. Dabei zeigt:

Figur 1 ein Hörhilfegerätesystem mit zwei am Kopf eines Benutzers tragbaren Hörhilfegeräten gemäß der Erfindung im Blockschaltbild und

Figur 2 ein Ablaufdiagramm zum automatischen Ein- und Ausschalten eines entsprechenden Hörhilfegerätes.

[0021] Figur 1 zeigt ein Hörhilfegerätesystem mit einem ersten am Kopf eines Benutzers tragbaren Hörhilfegerät 1 und einem zweiten am Kopf eines Benutzers tragbaren Hörhilfegerät 11. Die Hörhilfegeräte 1 und 11 umfassen jeweils ein Mikrofon 2 bzw. 12 zur Aufnahme eines akustischen Eingangssignals und Wandlung in ein elektrisches Eingangssignal. Eine Signalverarbeitungseinheit 3 bzw. 13 dient zur Verarbeitung und frequenzabhängigen Verstärkung des elektrischen Eingangssignals. Das von der Signalverarbeitungseinheit 3 bzw. 13 generierte elektrische Ausgangssignal wird von einem Hörer 4 bzw. 14 in ein akustisches Ausgangssignal gewandelt und dem Gehör eines Benutzers zugeführt. Die Signalverarbeitung in den Signalverarbeitungseinheiten 3 bzw. 13 kann durch die Einstellung einer Vielzahl an Parametern an unterschiedliche Hörumgebungen angepasst werden. Es existieren beispielsweise Hörprogramme bzw. Betriebsmodi "Sprache in Ruhe", "Sprache in Störlärm", "Telefonieren" usw. Die Einstellung der Parameter der einzelnen Hörprogramme sowie die Einstellungen zum individuellen Ausgleich des Hörverlustes eines Benutzers erfolgt mittels der Signalübertragungs- und Steuereinheiten 5 bzw. 15, an die zur drahtlosen Datenübertragung die Sende- und Empfangsspulen 7 bzw. 17 angeschlossen sind, in Verbindung mit einem externen Programmiergerät (nicht dargestellt).

[0022] Weiterhin ist bei den Hörhilfegeräten 1 und 11 die jeweils eine Feldstärkenmesseinrichtung 6 bzw. 16 vorhanden, durch die die Feldstärke eines von der Sende- und Empfangsspule 7 bzw. 17 aufgenommenen und

von der Sende- und Empfangsspule des jeweils anderen Hörhilfegerätes ausgehenden elektromagnetischen Signals gemessen werden kann. Für die Entscheidung, ob die beiden Hörhilfegeräte augenblicklich am Kopf getragen werden oder nahe zusammenliegend aufbewahrt werden, ist eine verhältnismäßig grobe Bestimmung der Feldstärke ausreichend. Vorzugsweise ist zur Feldstärkemessung ein Pegelmesser in eine der Sende- und Empfangsspule 7 bzw. 17 nachgeschalteten Empfangsfilterstufen oder Empfangsverstärkerstufen integriert. Vorteilhaft werden die gemessenen Signalpegel in den Signalübertragungs- und Steuereinheiten 5 bzw. 15 mit einem bestimmten Schwellenwert verglichen. Übersteigt die gemessene Feldstärke den Schwellenwert, so ist dies ein Hinweis dafür, dass sich die beiden Hörhilfegeräte 1 und 11 in sehr geringem Abstand zueinander befinden. Die Hörhilfegeräte 1 und 11 werden daher, gesteuert durch die Signalübertragungs- und Steuereinheiten 5 bzw. 15, in einen Sleep-Modus geschaltet und verbleiben solange in diesem Zustand, bis die gemessene Feldstärke den Schwellenwert wieder unterschreitet. Im Sleep-Modus ist das Hörhilfegerät ausgeschaltet, d.h. wesentliche Komponenten des Hörhilfegerätes wie die Mikrofone 2 bzw. 12, die Signalverarbeitungseinheiten 3 bzw. 13 und die Hörer 4 bzw. 14 sind von der Spannungsquelle 8 bzw. 18 getrennt. Lediglich die zur drahtlosen Signalübertragung erforderlichen Komponenten, und zwar die Sende- und Empfangsspulen 7 bzw. 17, die Feldstärkemesseinrichtungen 6 bzw. 16 sowie die Signalübertragungs- und Steuereinrichtungen 5 bzw. 15 sind weiterhin im Betrieb und hierfür mit den Spannungsquellen 8 bzw. 18 verbunden. Um den Stromverbrauch weiterhin zu reduzieren, folgt die Signalübertragung zwischen den Hörhilfegeräten im Sleep-Modus nicht permanent sondern nur zu bestimmten Zeitpunkten, z.B. in Form kurzer Impulse, die periodisch im Sekundenbereich wiederholt werden. Damit diese nur zu bestimmten Zeitpunkten durchgeführte Signalübertragung funktioniert, ist eine Synchronisation der Hörhilfegeräte 1 und 11 erforderlich. Vorteilhaft verfügen beide Hörhilfegeräte 1 und 11 hierfür über eine Quarzsteuerung, so dass ohnehin eine verhältnismäßig gute Synchronisation der beiden Hörhilfegeräte 1 und 11 gegeben ist. Auch die zwischen den Hörhilfegeräten übertragenen Signale können zur Synchronisation und insbesondere zur Feinanpassung bei der Synchronisation benutzt werden.

[0023] Die Erfindung bietet den Vorteil, dass bei den Hörhilfegeräten 1 und 11, die für eine drahtlose Signalübertragung vorgesehen sind, mit verhältnismäßig geringem zusätzlichem Aufwand ein automatisches Ein- und Ausschalten der Hörhilfegeräte realisiert wird. Auch entsprechende Bedienelemente zum manuellen Ein- und Ausschalten der Hörhilfegeräte kann daher verzichtet werden. Dies erlaubt eine weitere Miniaturisierung der Geräte und erhöht den Bedienkomfort. Ferner wird durch das Fehlen der Bedienelemente die Herstellung eines wasserdichten Hörhilfegerätes erleichtert.

[0024] Figur 2 zeigt beispielhaft ein Ablaufdiagramm

zum automatischen Ein- und Ausschalten eines Hörhilfegerätes gemäß der Erfindung. Hierfür wird permanent oder zu bestimmten Zeitpunkten von dem Hörhilfegerät ein von dem anderen Hörhilfegerät des betreffenden Hörhilfegerätesystems ausgehendes elektromagnetisches Signal empfangen, wobei vorteilhaft anhand des empfangenen Signals auch eine Synchronisation der beiden Hörhilfegeräte erfolgt. Anschließend wird die Feldstärke des von dem Hörhilfegerät empfangenen elektromagnetischen Signals bestimmt und mit einem Schwellenwert verglichen. Ist die gemessene Feldstärke niedriger als der Schwellenwert, so befindet sich das Hörhilfegerät im normalen Betrieb und somit im eingeschalteten Zustand. Übersteigt die gemessene Feldstärke jedoch den Schwellenwert, so befindet sich das Hörhilfegerät im Sleep-Modus, d.h. im abgeschalteten Zustand, in dem wenigstens im Wesentlichen lediglich die für die drahtlose Signalübertragung erforderlichen Komponenten betrieben werden. Dieser Zustand wird solange beibehalten, bis die gemessene Feldstärke des empfangenen elektromagnetischen Signals wieder unter den Schwellenwert fällt.

25 Patentansprüche

1. Hörhilfegerätesystem mit einem ersten und einem zweiten, jeweils in oder an einem Ohr eines Benutzers tragbaren Hörhilfegerät (1, 11), die jeweils einen Eingangswandler zur Aufnahme eines Eingangssignals und Wandlung in ein elektrisches Eingangssignal, eine Signalverarbeitungseinheit (3, 13) zur Verarbeitung und Verstärkung des elektrischen Eingangssignals und Abgabe eines elektrischen Ausgangssignals, einen Ausgangswandler zur Wandlung des elektrischen Ausgangssignals in ein von dem Benutzer als akustisches Signal wahrnehmbares Ausgangssignal und Mittel (5, 7; 15, 17) zur drahtlosen Signalübertragung zwischen den Hörhilfegeräten (1, 11) umfassen, **dadurch gekennzeichnet, dass** wenigstens das erste Hörhilfegerät (1) Mittel zum automatischen An- und/oder Ausschalten des ersten Hörhilfegerätes (1) in Abhängigkeit der Feldstärke, mit der ein von dem zweiten Hörhilfegerät (11) auf das erste Hörhilfegerät (1) drahtlos übertragenes Signal in dem ersten Hörhilfegerät empfangen wird, umfasst.
2. Hörhilfegerätesystem nach Anspruch 1, wobei zum automatischen An- und/oder Ausschalten die Feldstärke des in dem ersten Hörhilfegerät (1) empfangenen Signals oder eine von der Feldstärke abhängige Größe zumindest näherungsweise durch das erste Hörhilfegerät (1) bestimmbar ist.
3. Hörhilfegerätesystem nach Anspruch 2, wobei die gemessene Feldstärke oder die von der Feldstärke abhängige Größe in dem ersten Hörhilfegerät (1) mit

- 5 einem ersten Schwellenwert vergleichbar ist und sich das erste Hörhilfegerät (1) automatisch ausschaltet, wenn die Feldstärke oder die von der Feldstärke abhängige Größe den ersten Schwellenwert übersteigt.
4. Hörhilfegerätesystem nach Anspruch 2, wobei die gemessene Feldstärke oder die davon abhängige Größe in dem ersten Hörhilfegerät (1) mit einem zweiten Schwellenwert vergleichbar ist und sich das erste Hörhilfegerät (1) automatisch einschaltet, wenn die Feldstärke oder die davon abhängige Größe den zweiten Schwellenwert unterschreitet.
5. Hörhilfegerätesystem nach einem der Ansprüche 1 bis 4, wobei ein Steuersignal von dem ersten Hörhilfegerät (1) auf das zweite Hörhilfegerät (11) übertragbar ist zum automatischen Ein- und/oder Ausschalten des zweiten Hörhilfegerätes (11), gesteuert durch das erste Hörhilfegerät (1).
6. Hörhilfegerätesystem nach einem der Ansprüche 1 bis 5, wobei die Hörhilfegeräte (1, 11) synchronisierbar sind.
7. Hörhilfegerätesystem nach Anspruch 6, wobei in einem Sleep-Modus der Hörhilfegeräte (1, 11) ein Signal von dem zweiten Hörhilfegerät (11) auf das erste Hörhilfegerät (1) übertragbar ist und die Feldstärke des in dem ersten Hörhilfegerät (1) empfangenen Signals oder eine von der Feldstärke abhängige Größe in dem ersten Hörhilfegerät (1) bestimmbar ist.
8. Hörhilfegerätesystem nach Anspruch 7, wobei das zweite Hörhilfegerät (11) zumindest im Sleep-Modus nur innerhalb bestimmter Zeitintervalle ein Signal an das erste Hörhilfegerät (1) sendet und das erste Hörhilfegerät (1) nur innerhalb dieser Zeitintervalle zum Empfang des von dem zweiten Hörhilfegerät (11) gesendeten Signals in einen Empfangsmodus geschaltet ist.
9. Hörhilfegerätesystem nach einem der Ansprüche 3 bis 8, wobei das erste Hörhilfegerät (1) einen Pegelmesser zum Bestimmen des Signalpegels des in dem ersten Hörhilfegerät (1) empfangenen Signals oder eines daraus hervorgehenden Signals umfasst.
10. Hörhilfegerätesystem nach Anspruch 9, wobei der Pegelmesser in eine Empfangsfilterstufe oder Empfangsverstärkerstufe des ersten Hörhilfegerätes (1) integriert ist.
11. Hörhilfegerätesystem nach einem der Ansprüche 1 bis 10, wobei keines der beiden Hörhilfegeräte (1, 11) einen manuell betätigbaren Ein- und/oder Ausschalter zum Ein- und/oder Ausschalten des jeweiligen Hörhilfegerätes (1, 11) umfasst.
12. Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätesystems mit einem ersten und einem zweiten jeweils an oder in einem Ohr eines Benutzers tragbaren Hörhilfegerät (1, 11), bei denen jeweils ein Eingangssignal aufgenommen und in ein elektrisches Eingangssignal gewandelt wird, wobei das elektrische Eingangssignal verarbeitet und verstärkt und ein elektrisches Ausgangssignal erzeugt wird, wobei das elektrische Ausgangssignal in ein von dem Benutzer als akustisches Signal wahrnehmbares Ausgangssignal gewandelt wird und wobei zwischen den Hörhilfegeräten (1, 11) ein Signal drahtlos übertragen wird, **dadurch gekennzeichnet, dass** wenigstens das erste Hörhilfegerät (1) in Abhängigkeit der Feldstärke, mit der ein von dem zweiten Hörhilfegerät (11) auf das erste Hörhilfegerät (1) drahtlos übertragenes Signal in dem ersten Hörhilfegerät (1) empfangen wird, automatisch ein- und/oder ausgeschaltet wird.
13. Verfahren nach Anspruch 12, wobei zum automatischen An- und/oder Ausschalten zumindest näherungsweise die Feldstärke des in dem ersten Hörhilfegerät (1) empfangenen Signals oder eine davon abhängige Größe in dem ersten Hörhilfegerät (1) bestimmt wird.
14. Verfahren nach Anspruch 12 oder 13, wobei die Feldstärke oder die davon abhängige Größe mit einem Schwellenwert verglichen wird und das erste Hörhilfegerät (1) ausgeschaltet wird, wenn die Feldstärke bzw. die Größe den Schwellenwert übersteigt.
15. Verfahren nach Anspruch 12 oder 13, wobei die Feldstärke oder die davon abhängige Größe mit einem Schwellenwert verglichen wird und das erste Hörhilfegerät (1) eingeschaltet wird, wenn die Feldstärke bzw. die Größe den Schwellenwert unterschreitet.
16. Verfahren nach einem der Ansprüche 12 bis 15, wobei in Abhängigkeit der Feldstärke ein Steuersignal in dem ersten Hörhilfegerät (1) erzeugt und auf das zweite Hörhilfegerät (11) übertragen wird zum automatischen Ein- und/oder Ausschalten des zweiten Hörhilfegerätes (11), gesteuert durch das erste Hörhilfegerät (1).
17. Verfahren nach einem der Ansprüche 12 bis 16, wobei die Hörhilfegeräte (1, 11) durch das von dem zweiten Hörhilfegerät (11) auf das erste Hörhilfegerät (1) übertragene Signal synchronisiert werden.
18. Verfahren nach einem der Ansprüche 12 bis 17, wobei in einem Sleep-Modus der Hörhilfegeräte (1, 11) ein Signal von dem zweiten Hörhilfegerät (11) auf das erste Hörhilfegerät (1) übertragen wird und die Feldstärke des in dem ersten Hörhilfegerät (1) emp-

fangenen Signals oder eine davon abhängige Größe in dem ersten Hörhilfegerät (1) bestimmt wird.

- 19.** Verfahren nach Anspruch 18, wobei das zweite Hörhilfegerät (11) zumindest im Sleep-Modus nur innerhalb bestimmter Zeitintervalle ein Signal an das erste Hörhilfegerät (1) sendet und das erste Hörhilfegerät (1) nur innerhalb dieser Zeitintervalle zum Empfang des von dem zweiten Hörhilfegerät (11) gesendeten Signals in einen Empfangsmodus geschaltet wird. 5 10
- 20.** Verfahren nach Anspruch 18 oder 19, wobei das erste Hörhilfegerät (1) nur innerhalb bestimmter Zeitintervalle zum Empfang des von dem zweiten Hörhilfegerät (11) gesendeten Signals in einen Empfangsmodus geschaltet wird. 15
- 21.** Verfahren nach einem der Ansprüche 12 bis 20, wobei als von der Feldstärke des empfangenen Signals abhängige Größe der Signalpegel eines aus dem empfangenen Signal hervorgehenden Signals in dem ersten Hörhilfegerät (1) bestimmt wird. 20

25

30

35

40

45

50

55

FIG 1

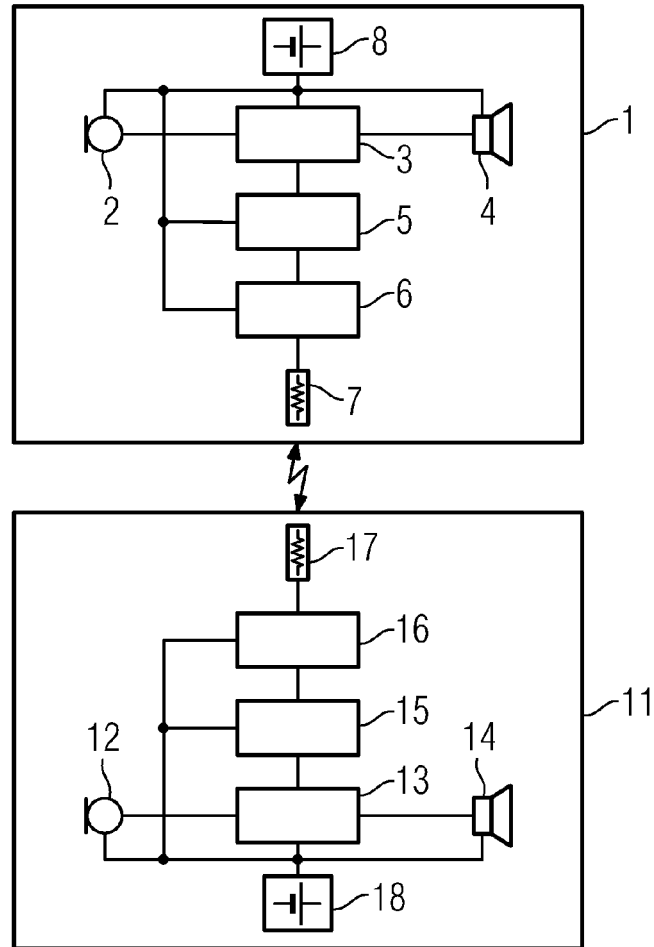
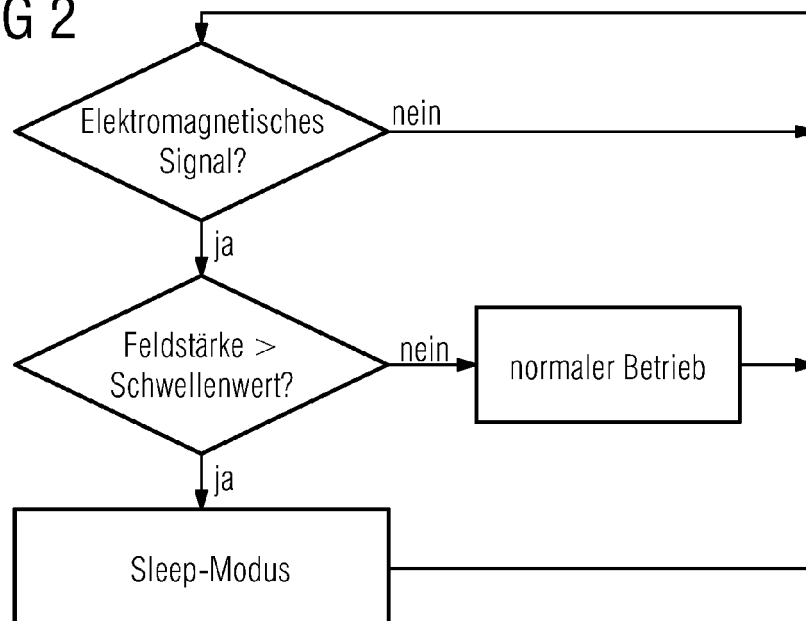


FIG 2



IN DER BESCHREIBUNG AUFGEFÜHRTE DOKUMENTE

Diese Liste der vom Anmelder aufgeführten Dokumente wurde ausschließlich zur Information des Lesers aufgenommen und ist nicht Bestandteil des europäischen Patentdokumentes. Sie wurde mit größter Sorgfalt zusammengestellt; das EPA übernimmt jedoch keinerlei Haftung für etwaige Fehler oder Auslassungen.

In der Beschreibung aufgeführte Patentdokumente

- EP 0941014 A2 [0005]
- DE 102004056733 A1 [0006]
- DE 3109049 C2 [0007]