



(11) **EP 2 012 509 B1**

(12) **EUROPÄISCHE PATENTSCHRIFT**

(45) Veröffentlichungstag und Bekanntmachung des
Hinweises auf die Patenterteilung:
07.04.2010 Patentblatt 2010/14

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

(21) Anmeldenummer: **08104397.8**

(22) Anmeldetag: **13.06.2008**

(54) **Mehrkomponentiges Hörgerätesystem und ein Verfahren zu seinem Betrieb**

Multicomponent hearing aid system and a method for its operation

Système d'appareil auditif à plusieurs composantes et son procédé de fonctionnement

(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**

- **Gebhardt, Volker**
91077 Neunkirchen am Brand (DE)
- **Rückerl, Gottfried**
90461 Nürnberg (DE)

(30) Priorität: **02.07.2007 DE 102007030745**

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

(43) Veröffentlichungstag der Anmeldung:
07.01.2009 Patentblatt 2009/02

(73) Patentinhaber: **Siemens Medical Instruments Pte.
Ltd.**
Singapore 139959 (SG)

(56) Entgegenhaltungen:
EP-A- 1 460 769 EP-A- 1 463 246
EP-A- 1 715 723 US-A- 5 083 312
US-A1- 2003 100 280

(72) Erfinder:

- **Boguslavskij, Mihail**
96450 Coburg (DE)

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents im Europäischen Patentblatt kann jedermann nach Maßgabe der Ausführungsordnung beim Europäischen Patentamt gegen dieses Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist. (Art. 99(1) Europäisches Patentübereinkommen).

EP 2 012 509 B1

Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein mehrkomponentiges Hörgerätesystem sowie ein Verfahren zu seinem Betrieb, insbesondere zur Datenübertragung zwischen Komponenten des Hörgerätesystems.

[0002] Hörgeräte dienen in erster Linie dazu, hörgeschädigten Patienten ein möglichst natürliches Hörempfinden zu ermöglichen und diesbezüglich in der Regel medizinisch bedingte Funktionsstörungen der Hörorgane zu kompensieren. Dabei haben sie, wie die meisten medizinischen Hilfsmittel, dieser Funktionalität zu genügen, ohne für ihren Träger anderweitige Beeinträchtigungen herbeizuführen. Derartige Beeinträchtigungen können zum einen aus einem unangemessenen Gewicht des Hörgerätes oder auch aus mit dem Tragen von Hörgeräten verbundenen Bewegungseinschränkungen folgen. Daneben spielen bei medizinischen Hilfsmitteln, die im Bereich des Gesichts bzw. des Kopfes angeordnet werden müssen, ästhetische Gesichtspunkte eine besondere Rolle. Das gilt insbesondere, da häufig angestrebt wird, dass der Umgebung eines derart ausgestatteten Patienten das durch das Hörgerät kompensierte Gebrechen weitgehend verborgen bleiben soll.

[0003] Die genannten Anforderungen führen zu einer fortschreitenden Gewichtsreduzierung und Miniaturisierung zumindest der in Ohrnähe getragenen Hörgerätekomponten. Dieser Miniaturisierung sind jedoch aufgrund der zunehmenden Komplexität und Funktionalität moderner Hörgeräte Grenzen gesetzt, weshalb sich mehrkomponentige Systeme etabliert haben, in denen einzelne Funktionen des Hörgeräts in ein Zusatzgerät oder andere unabhängig vom Ohr zu platzierende Komponenten ausgelagert wurden. Um diese ausgelagerten Funktionen dennoch nutzen zu können, ist zumindest teilweise eine Kommunikation zwischen am Ohr des Patienten angeordneten Komponenten des Hörgerätesystems und weiteren Komponenten, die sich an einem anderen Ort befinden können, erforderlich. Insbesondere aus den Komfortanforderungen, die an moderne Hörgeräte gestellt werden, folgt, dass diese Kommunikation zwischen den einzelnen Komponenten eines Hörgerätesystems in der Regel drahtlos erfolgt. Das gilt in gleicher Weise für Hörgerätesysteme, die mehrere an oder in den Ohren anzuordnende Komponenten umfassen, die in eine Kommunikationsverbindung einbezogen werden.

[0004] Die DE 10 2004 047 759 B3 beschreibt ein Hörhilfegerät, das die Übertragung und Verstärkung eines Nutzsignals insbesondere in schwieriger, d. h. störsignal-behafteter, Umgebung verbessern soll. Hierzu wird vorgeschlagen, Signale zwischen einem ersten Hörhilfegerät, das von einem ersten Hörhilfegeräteträger getragen wird, und einem zweiten Hörhilfegerät, das von einem zweiten Hörhilfegeräteträger getragen wird, zu übertragen. Dabei kann das übertragene Signal Steuerparameter, Schallfeld-Kennwerte oder ein Audio-Signal umfassen. Ferner ist es möglich, dass die Signalübertragung zwischen dem ersten Hörhilfegerät und dem zweiten

Hörhilfegerät über wenigstens ein weiteres Hörhilfegerät, das von wenigstens einem weiteren Hörhilfegeräteträger getragen wird, zu übertragen. Das dritte Hörhilfegerät erfüllt dabei die Funktion einer Relaisstation.

[0005] Die US 5,083,312 offenbart ein Hörgerätesystem, das über Doppeltonmehrfrequenzsignale (DTMF) programmierbar ist. Die DTMF-Signale werden dem Hörgerätesystem über ein Mikrophon zugeführt. Während der Programmierung kann ein Lautsprecher des Hörgerätesystems stummgeschaltet werden.

[0006] Die EP 1 715 723 A2 beschreibt ein binaurales Hörgerätesystem mit zwei an jeweils einem Ohr anzuordnenden Komponenten, die untereinander und mit einer dritten Komponente über einen drahtlosen Kommunikationskanal miteinander verbunden sind. Dabei stellt eine der Komponenten den anderen Komponenten ein gemeinsam genutztes Zeitsignal zur Verfügung.

[0007] Die EP 1 463 246 A1 beschreibt ein Verfahren zum Datenaustausch zwischen zwei Sendeempfangsanlagen über eine Funkverbindung. Jede der Sendeempfangsanlagen weist einen Sender und einen Empfänger auf. Im Fall einer unidirektionalen Datenübertragung kann der Sender der einen und der Empfänger der anderen Sendeempfangsanlage abgeschaltet werden.

[0008] Die EP 1 460 769 B1 beschreibt eine tragbare Sendeempfangsanlage zum Senden und Empfangen von Audiosignalen mit unterschiedlichen Prioritätswerten.

[0009] Die US 2003/0100280 A1 beschreibt ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Unterdrückung von Oberschwingungen in einem Gerät zur drahtlosen Datenübertragung.

[0010] Unter Hörgerätesystemen im Sinne der Erfindung sind im Folgenden alle mehrkomponentigen Hörgerätesysteme zu verstehen, die mindestens eine am oder im Ohr eines Patienten anzuordnende Komponente umfassen, und die eine weitere Komponente umfassen, die zumindest teilweise und/oder zeitweise in einer Kommunikationsverbindung zur am Ohr zu tragenden Komponente steht. Diese weitere Komponente kann unabhängig vom Ohr des Patienten angeordnet sein und/oder in binauralen Systemen eine weitere am oder im anderen Ohr des Patienten anzuordnende Komponente umfassen. In diesem Sinne sind Hörgeräte umfasst, die während einzelner Sitzungen bei einem Hörgeräteakustiker unter Zuhilfenahme eines geeigneten Programmiergerätes an die persönlichen Bedürfnisse des jeweiligen Hörgeräteträgers angepasst werden können und/oder über Zusatzgeräte verfügen, über die der Patient selbst oder eine weitere Person unabhängig vom Hörgeräteakustiker eine Anpassung bzw. Einstellung bestimmter Parameter am Hörgerät selbst vornehmen kann.

[0011] Das drahtlose Verbindungskonzept bringt es mit sich, dass mit Ausnahme von Systemen, die über induktive Kopplungen mit Energie versorgt werden können, jede Komponente eines mehrkomponentigen Hörgerätesystems über eine eigene Energiequelle verfügen muss. Für Komponenten, die direkt am oder im Ohr eines

Patienten getragen werden, folgt aus den anfangs beschriebenen Anforderungen, dass eine derartige Energiequelle möglichst klein und leicht auszulegen ist, andererseits jedoch über eine ausreichende Kapazität verfügen muss, um über einen längeren Zeitraum die Funktionsfähigkeit des Hörgerätesystems zu gewährleisten, ohne zwischenzeitlich häufige Wartungsmaßnahmen erforderlich zu machen. Aus diesem Grund werden Hörgerätesysteme in der Regel so ausgelegt, dass sich zumindest die direkt am oder im Ohr des Patienten getragenen Komponenten des Hörgerätesystems durch einen sehr geringen Energieverbrauch auszeichnen. Das gilt für die Aufrechterhaltung der Funktionalität als medizinisches Hilfsmittel ebenso, wie für die Realisierung der Kommunikation zwischen einzelnen Hörgerätekomponenten. Für diese Kommunikation haben sich Standarts einer induktiven drahtlosen Übertragung von Daten zwischen einzelnen Komponenten mehrkomponentiger Hörgerätesysteme etabliert.

[0012] Bei der induktiven drahtlosen Übertragung von Daten von einer ohnrah zu tragenden Komponente eines Hörgerätesystems an ein mit einer geeigneten Empfangseinrichtung ausgestattetes Gerät, zum Beispiel ein Zusatzgerät in Form einer Relay-Station, eines Programmiergerätes oder einer Fernbedienung, besteht die Problematik, dass aufgrund der relativ geringen Kapazität, Spannung und Spitzenstrombelastbarkeit üblicherweise eingesetzter Batterien auch die maximale Sendeleistung derartiger ohnrah zu tragender Komponenten eines Hörgerätesystems sehr begrenzt ist. Dadurch ergibt sich eine entsprechend geringe Sendereichweite. Insbesondere für heute gebräuchliche induktive Systeme kommt hinzu, dass im normalerweise verwendeten Nahfeld die Reduzierung der Feldstärke in Abhängigkeit von der Entfernung zum Sender besonders stark ins Gewicht fällt. Entsprechend werden mit heute bekannten induktiven Systemen auf der Strecke von einer am Ohr zu tragenden Komponente eines Hörgerätesystems zu einer Empfangseinrichtung entsprechend ihrer Auslegung nur Distanzen von ca. 30 cm überbrückt. Aufgrund des geringen Pegels des Nutzsignals an der Empfangseinrichtung können schon sehr leistungsarme Störquellen die Übertragungsqualität massiv beeinflussen oder die Identifizierung der zu übertragenden Daten erschweren bzw. verhindern.

[0013] Wesentliche Komponenten eines Hörgerätesystems einschließlich zum Datenempfang ausgelegter Zusatzgeräte erzeugen jedoch konstruktionsbedingt elektromagnetische Emissionen, die während der Datenübertragung als Störquellen wirken und sich während der Datenübertragung zwischen den einzelnen Komponenten in unmittelbarer Nähe der Übertragungsstrecke, insbesondere des jeweils aktiven Empfängers, in induktiven Systemen also in der Nähe der jeweils aktiven Empfangsspule, befinden. Solche Störquellen sind zum Beispiel die Induktivitäten getakteter Spannungsregler oder auch die Versorgungs- und Ausgangsleitungen praktisch aller getakteten elektronischen Schaltkreise. Derartige

Schaltkreise kommen beispielsweise zur Ansteuerung von Displays zum Einsatz. Geräte mit Displays stellen in diesem Zusammenhang insgesamt starke Emittenten dar. Im eigentlichen Hörgerät, also in ohnrah zu tragenden Komponenten, kann als weitere Störquelle der Hörgeräte-Hörer selbst hinzukommen.

[0014] Es ist bekannt, als Störquellen wirkende Baugruppen abzuschirmen. Eine effektive Schirmung magnetischer Störfelder erfordert jedoch die Verwendung von Bauelementen mit relativ großem Platzbedarf, zum Beispiel in μ -Metallboxen. Insbesondere bei im oder am Ohr zu tragenden Komponenten von Hörgeräten ist der erforderliche Platz dafür meist nicht vorhanden und der damit verbunden Gewichtsachteil nicht akzeptabel.

[0015] Ein hinreichend großer Abstand der Empfangsspule zu als Störquellen wirkenden Baugruppen kann insbesondere bei im oder am Ohr zu tragenden Komponenten von Hörgeräten ebenfalls nicht realisiert werden. Auch bei Zusatzgeräten, die nicht in unmittelbarer Nähe des Ohres zu tragen sind, geht der Trend zur Integration einer hohen Funktionalität im Gerät bei möglichst minimalen Abmessungen, so dass auch hier das Volumen der verwendeten Baugruppen sowie deren maximaler Abstand zueinander möglichst klein gehalten werden sollen.

[0016] Unter der Annahme, dass die lokale Anordnung von Sende- bzw. Empfangsspulen und aller Störquellen im Hörgerät bzw. in den Komponenten des Hörgerätesystems fest und zumindest während der Datenübertragung bekannt ist, kann die empfangende Spule prinzipiell in einem Minimum des zu erwartenden Störfeldes platziert werden. Es sind zum Beispiel orthogonale Ausrichtungen von sich beeinflussenden Spule und/oder Störfeldern bekannt. Es ist außerdem bekannt, durch Erzeugung von definierten Gegenfeldern eine lokale Störfeldkompensation vorzunehmen. Dies führt jedoch zu signifikanten Einschränkungen in Bezug auf Designfreiheit und Miniaturisierungsgrad derartiger ausgelegter Geräte.

[0017] Die Aufgabe der Erfindung besteht darin, eine Möglichkeit anzugeben, sicher Daten zwischen einzelnen Komponenten eines mehrkomponentigen Hörgerätesystems auszutauschen, ohne die Nachteile des Standes der Technik in Kauf nehmen zu müssen.

[0018] Die Aufgabe wird gelöst durch ein Hörgerätesystem mit den Merkmalen von Anspruch 1 und durch eine Hörgerätekomponente eines mehrkomponentigen Hörgerätesystems nach Anspruch 11. Die Ansprüche 2 bis 10 geben vorteilhafte Ausgestaltungen eines erfindungsgemäßen Hörgerätesystems an. Die Ansprüche 12 bis 15 geben vorteilhafte Ausgestaltungen einer erfindungsgemäßen Hörgerätekomponente an. Anspruch 16 gibt ein Verfahren zum Betrieb eines erfindungsgemäßen Hörgerätesystems an, und die Ansprüche 17 bis 21 betreffen vorteilhafte Ausgestaltungen dieses Verfahrens.

[0019] Die Erfindung beruht im wesentlichen darauf, identifizierte Störquellen zumindest während der Übertragung von Daten in einen Betriebsmodus zu versetzen,

in dem eine gegenüber dem normalen Betriebsmodus dieser Störquellen zumindest abgeschwächte Einkopplung von Störsignalen in einen oder alle an der Datenübertragung beteiligten Empfänger erfolgt. Diese Änderung des Betriebsmodus von Störquellen kann deren kurzzeitige Abschaltung umfassen, aber auch in einer Änderung des Betriebsmodus der identifizierten Störquelle bestehen, in der sich lediglich die Abstrahleigenschaften der Störquelle ändern, die Funktionen der als Störquelle wirkenden Bauelemente jedoch während der Datenübertragung erhalten bleiben. Eine derartige Veränderung kann die Reduzierung der Störleistung durch eine Reduzierung der in die Störquelle eingespeisten Leistung oder eine Veränderung des Störspektrums umfassen, was bei getakteten Bauelementen gegebenenfalls mit einer Taktänderung verbunden ist.

[0020] Typische Verfahren zur drahtlosen, insbesondere einer induktiven Datenübertragung zwischen den Komponenten des Hörgerätesystems können in Einklang mit der Erfindung vorteilhafterweise so adaptiert werden, dass der Zeitpunkt, zu dem mindestens ein Sender arbeitet, genau bekannt ist. Zu diesem Zeitpunkt wird dann zumindest eine Störquelle in einen anderen Betriebsmodus versetzt, um den Empfang der gesendeten Signale bzw. die Datenübertragung zu erleichtern.

[0021] Eine Minimalkonfiguration zur Nutzung der Erfindung umfasst somit ein mehrkomponentiges Hörgerätesystem mit mindestens einer ersten am oder im Ohr eines Patienten anzuordnenden Komponente zur Erzeugung und/oder Verstärkung eines Hörreizes und mindestens einer weiteren Komponente, die zumindest teilweise und/oder zeitweise in einer drahtlosen Kommunikationsverbindung, über die eine Datenübertragung erfolgen kann, zur am oder im Ohr zu tragenden Komponente steht, wobei schaltungstechnische Mittel umfasst sind, die mindestens eine im Hörgerätesystem enthaltene Störquelle zumindest während der Übertragung von Daten in einen Betriebsmodus versetzen können, in dem durch diese mindestens eine Störquelle eine gegenüber dem normalen Betriebsmodus zumindest abgeschwächte Einkopplung von Störsignalen in einen an der Datenübertragung beteiligten Empfänger erfolgt.

[0022] Mit der Deaktivierung der Störquellen bzw. einer Reduzierung der Störleistung oder einer Manipulation des Störspektrums kann temporär zu genau definierten Zeitpunkten die Empfangssituation in einer empfangenden Komponente des Hörgerätesystems, also beispielsweise einem Zusatzgerät, erheblich verbessert werden, ohne die Leistungsfähigkeit der einzelnen Komponenten im Normalbetrieb merklich zu beeinträchtigen, wenn die Änderung des Betriebsmodus der Störquellen lediglich in kurzen Zeitfenstern erfolgt, in denen auftretenden Abweichungen vom Normalbetrieb des Hörgerätesystems nicht wahrnehmbar sind.

[0023] In bestimmten Fällen sind auch Änderungen des Betriebsmodus von Störquellen denkbar, die Abweichungen vom Normalbetrieb des Hörgerätesystems bedingen, die oberhalb der Wahrnehmbarkeitsschwelle lie-

gen. Da es sich beispielsweise bei der Datenübertragung von einer Ohrnahe zu tragenden Komponente eines Hörgerätesystems an ein Zusatzgerät um einen Betriebsfall handelt, der in der normalen Applikation eines Hörgerätesystems sehr selten auftritt, zum Beispiel während einer Programmiersitzung beim Auslesen der Hörgerätedaten oder bei einer Statusabfrage der Hörgerätekompone-

nten durch eine Fernbedienung, ist die damit verbundene möglicherweise wahrnehmbare Leistungseinschränkung tolerabel. So wird das kurzzeitige Abschalten des Hörgeräte-Hörers oder einer Anzeigeeinheit auf dem Zusatzgerät kaum störende Auswirkungen haben.

[0024] Vorteilhafterweise können auch Mittel umfasst sein, die den Funktionsverlust einer abgeschalteten Störquelle zumindest kurzzeitig kompensieren. So kann beispielsweise bei Schaltreglern die Überbrückung der Ausfallzeit durch hinreichend dimensionierte Stützkondensatoren erfolgen.

[0025] Vorteilhafterweise erfolgt die Änderung des Betriebsmodus der identifizierten Störquellen, gegebenenfalls deren Abschaltung, während der Übertragung von Daten in allen Komponenten des Hörgerätesystems, die sich während des Bestehens der drahtlosen Kommunikationsverbindung in der Nähe beteiligter Empfänger befinden. Die Abschaltung bzw. Änderung des Betriebsmodus der Störquellen sowohl in der empfangenden Komponente, als auch in der sendenden Komponente hat den Vorteil, dass auch der Einfluss von Störquellen in der sendenden Komponente, die bei relativ geringer Entfernung zwischen Sender und Empfänger auch im Nahbereich Empfangsstörungen oder Interferenzen im Empfänger der empfangenden Komponente bewirken können, verringert oder ausgeschlossen wird. Eine Beeinträchtigung der Übertragung von Daten bei auslegungsbedingt sehr geringen Abständen zwischen den einzelnen Komponenten des Hörgerätesystems wird so vorgebeugt.

[0026] An Ausführungsbeispielen wird die Erfindung näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 ein Prinzipschaltbild eines erfindungsgemäßen Hörgerätesystems bestehend aus zwei Komponenten;

Fig. 2 ein Prinzipschaltbild eines binauralen Hörgerätesystems mit erfindungsgemäßer Datenübertragung; und

Fig. 3 ein Prinzipschaltbild eines binauralen erfindungsgemäßen Hörgerätesystems mit einem zur Datenkommunikation geeigneten Zusatzgerät.

[0027] Fig. 1 zeigt ein Prinzipschaltbild eines erfindungsgemäßen Hörgerätesystems, bestehend aus zwei Komponenten. Die beiden Komponenten des Hörgerätesystems sind eine am Ohr eines Patienten zu tragende Hörgerätekomponente 1 zur Schalldruckverstärkung so-

wie ein Zusatzgerät 2, mit dem einzelne akustische Parameter der am Ohr zu tragenden Hörgerätekomponente eingestellt werden können, wie das beispielsweise mit Hilfe einer Fernbedienung vom Patienten selbst vorgenommen werden kann. In einer nicht dargestellten Alternative kann das Zusatzgerät auch ein Programmiergerät eines Hörgeräteakustikers sein.

[0028] Zur Vornahme der Einstellungen ist eine Kommunikation zur Datenübertragung zwischen der Hörgerätekomponente 1 und dem Zusatzgerät 2 erforderlich. Während der Datenübertragung wird das Zusatzgerät 2 in die Nähe der am Ohr getragenen Hörgerätekomponente 1 gebracht, so dass es sich innerhalb der Reichweite der an der Hörgerätekomponente 1 befindlichen Datenübertragungsmittel befindet. Vorliegend erfolgt die Datenübertragung drahtlos über eine induktive Datenübertragungsstrecke. Zu diesem Zweck befindet sich in der am Ohr zu tragenden Hörgerätekomponente 1 sowie im Zusatzgerät 2 mindestens je eine Spule 3, 4, die als Sender und Empfänger genutzt werden kann. Die am Ohr zu tragende Hörgerätekomponente 1 umfasst des Weiteren eine Empfängerbaugruppe 5, eine Steuereinheit 6 sowie eine Senderbaugruppe 7. An der empfangenden Spule 3 eingehende Signale werden zunächst der Empfängerbaugruppe 5 zugeleitet, dort entsprechend aufbereitet und in Form verwertbarer Ausgangssignale der Steuereinheit 6 zugeführt. In der Steuereinheit 6 erfolgen verschiedene Formen einer Signalverarbeitung, um die empfangenen Signale in für die Funktionalität des Hörgerätesystems sinnvoller Weise nutzen zu können. Des Weiteren verfügt die Steuereinheit 6 über Mittel, den jeweiligen Betriebsmodus einzelner identifizierter Störquellen 8, 9, 10 zu verändern. Als solche Störquellen können insbesondere getaktete elektronische Komponenten, wie Schaltregler oder andere zu oberwellenreichen Emissionen neigende Bauelemente, aber auch Komponenten, die unmittelbar Bestandteil der akustischen Übertragungsstrecke des Hörgerätes sind, wirken. Vorliegend umfasst die akustische Übertragungsstrecke ein Mikrofon 11, einen Verstärker 12 und einen Lautsprecher 13 in Form eines im Ohr zu platzierenden Hörers. Dieser Lautsprecher 13 kann ebenfalls als Störquelle wirken. Die Identifikation der Störquellen kann an Hand der Bauteilspezifikation oder durch entsprechende Messungen bereits während der Konzeption des Hörgerätesystems erfolgen. Das Zusatzgerät 2 umfasst ebenfalls eine Empfängerbaugruppe 14, eine Steuereinheit 15, eine Senderbaugruppe 16 sowie weitere Störquellen 17, 18, darunter auch ein Display 19.

[0029] Das dargestellte Hörgerätesystem ist so ausgelegt, dass der Zeitpunkt, zu dem die Spule 3 in der Hörgerätekomponente 1 als Sender arbeitet, im Zusatzgerät 2 genau bekannt ist. Zu diesem Zweck ist ein Kommunikationsprotokoll so ausgelegt, dass die Hörgerätekomponente 1 stets nur auf eine Anfrage durch das Zusatzgerät 2 Daten sendet und nie selbständig eine Übertragung initiiert. Das Zusatzgerät 2, das über eine leistungsfähige Stromversorgung und entsprechend über

eine relativ hohe Sendeleistung verfügt, sendet somit an die Hörgerätekomponente 1 eine Anfrage in Form einer Aufforderung zur Übertragung gewünschter Daten. Die relativ hohe Sendeleistung der Senderbaugruppe 16 des Zusatzgerätes 2 garantiert dabei, dass diese Aufforderung zuverlässig von der Hörgerätekomponente 1 identifiziert werden kann, auch wenn die Störquellen 8, 9, 10, 13 in der Hörgerätekomponente 1 und die Störquellen 17, 18, 19 in dem Zusatzgerät 2 unverändert in Betrieb sind. Zeitgleich mit der Anfrage veranlassen die Steuereinheiten 6, 15 eine Änderung im Betriebsmodus der Störquellen 8, 9, 10, 13, 17, 18, 19, in diesem Fall eine Abschaltung. Während der Übertragung der Daten von der Hörgerätekomponente 1 zum Zusatzgerät 2 bleiben nun sowohl in der sendenden Hörgerätekomponente 1 als auch im empfangenden Zusatzgerät 2 alle Störquellen 8, 9, 10, 13, 17, 18, 19, die nicht unmittelbar zum Senden bzw. Empfangen der Daten benötigt werden, für die Dauer der Übertragung, also beispielsweise für 50ms, deaktiviert. Die Hörgerätekomponente 1 reagiert ausschließlich auf die Anforderung durch das Zusatzgerät 2 mit dem Senden der angeforderten Daten. Auf diese Weise wird durch eine ereignisgesteuerte Änderung des Betriebsmodus der Störquellen 8, 9, 10, 13, 17, 18, 19 gesichert, dass während der Übertragung von Daten zwischen den Komponenten 1, 2 des Hörgerätesystems Störeinflüsse reduziert werden.

[0030] Alternativ können dafür geeignete Störquellen statt einer Abschaltung auch kurzzeitig in einen Betriebszustand versetzt werden, der gegebenenfalls energetisch ungünstiger ist, also den Energieverbrauch der batteriebetriebenen Hörgerätekomponente 1 kurzzeitig erhöht, in dem die Störemissionen aber in einem für den Empfänger unkritischen Frequenzbereich liegen. Zusätzlich kann die Qualität der Kommunikationsverbindung dadurch verbessert werden, dass die Störquellen 8, 9, 10, 13, 17, 18, 19 auch dann in einen störarmen Betriebszustand versetzt werden, wenn das Zusatzgerät 2 Daten an die Hörgerätekomponente 1 übermittelt.

[0031] Es ist zur Umsetzung der Erfindung bereits ausreichend, während einer soeben beschriebenen Datenübertragung einzelne Störquellen, beispielsweise solche Störquellen, die besonders kritische Störungen in Form besonders schwer von Nutzsignalen zu unterscheidende Störsignale aussenden, in einen Betriebsmodus zu versetzen, in dem durch diese mindestens eine Störquelle eine gegenüber dem normalen Betriebsmodus zumindest abgeschwächte Einkopplung von Störsignalen in einen an der Datenübertragung beteiligten Empfänger erfolgt. Vorteilhafterweise werden jedoch alle identifizierten Störquellen in Reichweite der an der Datenübertragung beteiligten Empfänger in einen derartigen Betriebsmodus versetzt.

[0032] Fig. 2 zeigt ein Prinzipschaltbild eines binauralen Hörgerätesystems mit erfindungsgemäßer Datenübertragung. Ein derartiges binaurales Hörgerätesystem weist zwei separate Hörgerätekomponenten 1, 21 zur Schalldruckverstärkung auf, die jeweils an einem Ohr

des Hörgeräteträgers angeordnet sind. Zwischen diesen Hörgerätekomponenten ist ebenfalls eine Kommunikation zum Datenaustausch erforderlich. Dies ergibt sich einerseits aus der Notwendigkeit eines Parameterabgleichs und verschiedenen Statusabfragen, die regelmäßig ausgeführt werden müssen, und andererseits aus physikalischen Gegebenheiten, die zur Realisierung bestimmter Hörgerätefunktionen das Zusammenwirken von mindestens zwei zueinander beabstandet angeordneten Mikrofonen erfordern. Die Kommunikation zwischen derartigen Hörgerätekomponenten muss dabei in der Regel in wesentlich kürzeren Zeitabständen erfolgen, als das beispielsweise zur Parametereinstellung durch externe Zusatzgeräte der Fall ist. Bei Vorliegen zweier unabhängiger Hörgerätekomponenten zur Schalldruckverstärkung sind diese jeweils mit einer separaten Energieversorgung ausgestattet, die in der Regel symmetrisch ausgelegt sein wird, d.h. jede der Hörgerätekomponenten verfügt nur über eine sehr kleine Batterie mit begrenzter Kapazität. In diesem Falle wäre es ungünstig, einer der Hörgerätekomponenten Kommunikationsaufgaben zuzuweisen, die mit einem gegenüber der anderen Hörgerätekomponente deutlich höheren Energieverbrauch verbunden sind, da das zur früheren Erschöpfung der Batterie in der jeweiligen Hörgerätekomponente führen würde und das der Aufgabe der Erfindung teilweise zuwider liefe.

[0033] Aus diesem Grunde sind im vorliegenden binauralen Hörgerätesystem die Kommunikationsmittel in den einzelnen Hörgerätekomponenten symmetrisch ausgelegt, d.h. jede der beiden Hörgerätekomponenten 1, 21 verfügt über die gleichen Mittel zur Aufrechterhaltung bzw. Herstellung einer Kommunikationsverbindung zum Datenaustausch, und das zu ihrem Betrieb erforderliche Kommunikationsprotokoll ist ebenfalls symmetrisch ausgelegt. Jede der Hörgerätekomponenten 1, 21 verfügt über eine Spule 3, 23, die als Sender und Empfänger genutzt werden kann. Jede der Hörgerätekomponenten 1, 21 umfasst des weiteren eine Empfängerbaugruppe 5, 25, eine Steuereinheit 6, 26 sowie eine Senderbaugruppe 7, 27. Die Verknüpfung der einzelnen Baugruppen kann analog des vorangegangenen Ausführungsbeispiels vorgenommen werden. Die Steuereinheiten 6, 26 verfügen wiederum über Mittel, den jeweiligen Betriebsmodus einzelner identifizierter Störquellen 8, 28, 9, 29, 10, 30 zu verändern. Jede Hörgerätekomponente 1, 21 beinhaltet des weiteren je eine akustische Übertragungsstrecke mit einem Mikrofon 11, 31, einem Verstärker 12, 32 und einem Lautsprecher 13, 33 als schalldruckerzeugender Ausgabereinheit.

[0034] Auch in derartigen Hörgerätesystemen ist es möglich, das Kommunikationsprotokoll so auszulegen, dass der Zeitpunkt, zu dem eine Spule 3, 23 in einer der Hörgerätekomponenten 1, 21 als Sender arbeitet, genau bekannt ist. Abweichend zum vorangegangenen Ausführungsbeispiel erfolgt diese Synchronisation jedoch nicht ereignisgesteuert durch ein Anfrage-Antwort-System, sondern zeitgesteuert. Zu diesem Zwecke verfügen die

Steuereinheiten 6, 26 zusätzlich über Mittel zur Generierung einer Zeitinformation, beispielsweise über einen Timer-Schaltkreis 20, 40, der zumindest in regelmäßigen Abständen ein Zeitsignal an die Steuereinheit 6, 26 übermittelt. Bei entsprechender Synchronität dieser an die Steuereinheiten 6, 26 übermittelten Zeitsignale kann darauf aufbauend genau zeitgleich von den beiden Hörgerätekomponenten 1, 21 eine Kommunikationsverbindung zur Übertragung unterschiedlicher Daten hergestellt werden, wobei während der Dauer des Bestehens dieser Kommunikationsverbindung wiederum in erfindungsgemäßer Weise eine Änderung des Betriebsmodus bekannter Störquellen 8, 28, 9, 29, 10, 30 sowie 13, 33 erfolgt, wodurch sich diese Störquellen 8, 28, 9, 29, 10, 30, 13, 33 in einem Betriebsmodus befinden, in dem zumindest eine abgeschwächte Einkopplung von Störsignalen in den jeweils an der Datenübertragung beteiligten Empfänger erfolgt. Die Kommunikation zwischen den beiden Hörgerätekomponenten 1, 21 kann somit weitgehend frei von Störeinflüssen erfolgen, d.h. auch bei geringer Sendeleistung besteht eine hohe Übermittlungssicherheit der zu übertragenden Daten.

[0035] Fig. 3 zeigt ein Prinzipschaltbild eines binauralen erfindungsgemäßen Hörgerätesystems mit einem zur Datenkommunikation geeigneten Zusatzgerät. Im Ausführungsbeispiel in Fig. 3 sind die Vorzüge der beiden bereits angeführten Ausführungsbeispiele vereint. Zum einen umfasst dieses Hörgerätesystem zwei separate Hörgerätekomponenten 1, 21, die jeweils an einem Ohr des Hörgeräteträgers angeordnet sind, und zum anderen umfasst das dargestellte Hörgerätesystem ein Zusatzgerät 2, das mit einer der Hörgerätekomponenten 21 eine Kommunikationsverbindung herstellen kann. Die Kommunikationsverbindung zwischen den beiden Hörgerätekomponenten 1, 21 wird zeitabhängig zyklisch hergestellt. Entsprechend zeitabhängig erfolgt eine Änderung des Betriebsmodus identifizierter Störquellen 8, 9, 10, 13, 28, 29, 30, 33. Die Kommunikation zwischen dem Zusatzgerät 2 und der Hörgerätekomponente 21 erfolgt ereignisgesteuert durch ein Anfrage-Antwort-System, wobei zumindest die Anfrage stets vom Zusatzgerät 2 ausgeht und mit wesentlich höherer Sendeleistung übermittelt wird. Entsprechend ereignisabhängig erfolgt durch die Anfrage die Änderung des Betriebsmodus der identifizierten Störquellen 17, 18, 19, 28, 29, 30, 33.

[0036] Die Initiierung einer Kommunikationsverbindung durch eine Anfrage, die mit hoher Sendeleistung übermittelt wird, ist immer dann sinnvoll, wenn die abfragende Komponente des Hörgerätesystems, vorliegend also das Zusatzgerät 2, über ausreichende Energiereerven verfügt und die Herstellung dieser Kommunikationsverbindung nicht regelmäßig und/oder sehr häufig erfolgen muss.

[0037] Die zeitabhängige Herstellung einer Kommunikationsverbindung mit zeitgleicher Veränderung des Betriebsmodus relevanter Störquellen ist immer dann sinnvoll, wenn die Herstellung dieser Kommunikationsverbindung sehr häufig und/oder regelmäßig erfolgen muss

und die Aussendung eines relativ viel Energie verbrauchenden Anfragesignals den Energiehaushalt der kommunizierenden HörgerätekompONENTEN 1, 21 zu stark belasten würde.

[0038] Im dargestellten Ausführungsbeispiel verfügt die HörgerätekompONENTE 21 über eine zusätzliche Send- und Empfangsspule 41, über die die Kommunikation mit dem Zusatzgerät 2 ablaufen kann. In einer alternativen nicht dargestellten Variante ist es jedoch auch möglich, die Kommunikation mit dem Zusatzgerät 2 und der anderen ohrnah getragenen HörgerätekompONENTE 1 über ein und dieselbe Spule 23 zu realisieren. In einer weiteren nicht dargestellten Ausführungsform ist es außerdem möglich, beide ohrnahen HörgerätekompONENTEN 1, 21 über Mittel zur Herstellung einer Kommunikationsverbindung mit einem externen Zusatzgerät 2 auszustatten, wodurch sich die Möglichkeit eines direkten Zugriffs derartiger Zusatzgeräte, beispielsweise von Fernbedienungen oder Programmiergeräten, auf die jeweilige HörgerätekompONENTE 1, 21 ergibt. Dadurch können die HörgerätekompONENTEN 1, 21 direkt an Bedürfnisse des Hörgerägeträgers angepasst werden, ohne dass eine Parameterübergabe über die zwischen den HörgerätekompONENTEN 1, 21 bestehende Kommunikationsverbindung erfolgen muss.

Patentansprüche

1. Mehrkomponentiges Hörgerätesystem, umfassend mindestens eine erste am oder im Ohr eines Patienten anzuordnende Komponente (1) zur Erzeugung und/oder Verstärkung eines Hörreizes und mindestens eine weitere Komponente (2, 21), die zumindest teilweise und/oder zeitweise in einer drahtlosen induktiven Kommunikationsverbindung, über die eine Datenübertragung erfolgen kann, zur ersten am oder im Ohr zu tragenden Komponente (1) steht, **dadurch gekennzeichnet, dass** schaltungstechnische Mittel (6, 15, 26) umfasst sind, die mindestens eine im Hörgerätesystem enthaltene Störquelle (8, 9, 10, 13, 17, 18, 19, 28, 29, 30, 33) zumindest während der Übertragung von Daten in einen Betriebsmodus versetzen können, in dem durch diese mindestens eine Störquelle eine gegenüber dem normalen Betriebsmodus zumindest abgeschwächte Einkopplung von Störsignalen in einen an der Datenübertragung beteiligten Empfänger (3, 4, 23, 41) erfolgt, wobei die mindestens eine Störquelle (8, 9, 10, 13, 17, 18, 19, 28, 29, 30, 33) ein im Hörgerätesystem enthaltener Schaltregler, ein Display, ein getakteter Schaltkreis oder ein Hörgerätehörer ist.
2. Hörgerätesystem nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet, dass** schaltungstechnische Mittel (6, 15) für eine ereignisgesteuerte Änderung des Be-

triebsmodus mindestens einer Störquelle (8, 9, 10, 13, 17, 18, 19, 28, 29, 30, 33) während einer Übertragung von Daten von einer Komponente des Hörgerätesystems zu einer anderen Komponente umfasst sind.

3. Hörgerätesystem nach Anspruch 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet, dass** schaltungstechnische Mittel (6, 20, 26, 40) für eine zeitgesteuerte Änderung des Betriebsmodus mindestens einer Störquelle (8, 9, 10, 13, 17, 18, 19, 28, 29, 30, 33) während einer Übertragung von Daten von einer Komponente des Hörgerätesystems zu einer anderen Komponente umfasst sind.
4. Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 1 bis 3, **dadurch gekennzeichnet, dass** zwei an oder in den Ohren eines Patienten anzuordnende Komponenten (1, 21) zur Erzeugung und/oder Verstärkung von Hörreizen umfasst sind, die als binaurales Hörgerätesystem fungieren, wobei Mittel (3, 23) für einen drahtlosen Datenaustausch zwischen diesen Komponenten umfasst sind.
5. Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 1 bis 4, **dadurch gekennzeichnet, dass** schaltungstechnische Mittel (6, 15, 26) umfasst sind, die mehrere im Hörgerätesystem enthaltene Störquellen (8, 9, 10, 13, 17, 18, 19, 28, 29, 30, 33) zumindest während der Übertragung von Daten zwischen den Komponenten (1, 2, 21) des Hörgerätesystems in einen Betriebsmodus versetzen können, in dem durch diese Störquellen eine gegenüber dem normalen Betriebsmodus der Störquellen zumindest abgeschwächte Einkopplung von Störsignalen in an der Datenübertragung beteiligte Empfänger (3, 4, 23, 41) erfolgt.
6. Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 1 bis 5, **dadurch gekennzeichnet, dass** die schaltungstechnischen Mittel (6, 15, 26), die im Hörgerätesystem enthaltenen Störquellen (8, 9, 10, 13, 17, 18, 19, 28, 29, 30, 33) während der Übertragung von Daten in einen anderen Betriebsmodus versetzen können, Mittel zur Abschaltung der Störquellen umfassen.
7. Hörgerätesystem nach Anspruch 6, **dadurch gekennzeichnet, dass** schaltungstechnische Mittel umfasst sind, die den Funktionsverlust einer abgeschalteten Störquelle (8, 9, 10, 13, 17, 18, 19, 28, 29, 30, 33) zumindest kurzzeitig kompensieren.
8. Hörgerätesystem nach Anspruch 7, **dadurch gekennzeichnet, dass** die schaltungstechnischen Mittel zur Kompensation des Funktionsverlustes einer abgeschalteten Störquelle Kondensatoren umfassen.

9. Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 1 bis 5, **dadurch gekennzeichnet, dass** die schaltungstechnischen Mittel (6, 15, 26), die im Hörgerätesystem enthaltenen Störquellen (8, 9, 10, 13, 17, 18, 19, 28, 29, 30, 33) während der Übertragung von Daten in einen anderen Betriebsmodus versetzen können, Mittel zur Variation der Taktung als Störquellen wirkender getakteter Bauelemente und/oder Variation der in die Störquellen eingespeisten Leistung und/oder anderweitigen Beeinflussung des Störspektrums enthaltener Störquellen umfassen.
10. Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 1 bis 9, **dadurch gekennzeichnet, dass** mindestens eine erste am oder im Ohr eines Patienten anzuordnende Komponente (1) zur Erzeugung und/oder Verstärkung eines Hörreizes und mindestens eine weitere Komponente (2) in Form einer Fernbedienung oder eines Programmiergerätes umfasst, zwischen denen eine drahtlose Kommunikationsverbindung hergestellt werden kann.
11. Hörgerätekomponente eines mehrkomponentigen Hörgerätesystem, die zumindest teilweise und/oder zeitweise in einer drahtlosen induktiven Kommunikationsverbindung mit einem weiteren Hörgerätebestandteil stehen kann, **dadurch gekennzeichnet, dass** schaltungstechnische Mittel (6, 15, 26) umfasst sind, die mindestens eine in der Hörgerätekomponente enthaltene Störquelle (8, 9, 10, 13, 17, 18, 19, 28, 29, 30, 33) zumindest während einer Übertragung von Daten in einen Betriebsmodus versetzen kann, in dem durch diese mindestens eine Störquelle eine gegenüber dem normalen Betriebsmodus zumindest abgeschwächte Einkopplung von Störsignalen in einen an der Datenübertragung beteiligten Empfänger (3, 4, 23, 41) erfolgt, wobei die mindestens eine Störquelle (8, 9, 10, 13, 17, 18, 19, 28, 29, 30, 33) ein in der Hörgerätekomponente enthaltener Schaltregler, ein Display, ein getakteter Schaltkreis oder ein Hörgerätehörer ist.
12. Hörgerätekomponente nach Anspruch 11, **dadurch gekennzeichnet, dass** schaltungstechnische Mittel (6, 15) für eine ereignisgesteuerte Änderung des Betriebsmodus mindestens einer Störquelle (8, 9, 10, 13, 17, 18, 19, 28, 29, 30, 33) während einer Übertragung von Daten umfasst sind.
13. Hörgerätekomponente nach Anspruch 11 oder 12, **dadurch gekennzeichnet, dass** schaltungstechnische Mittel (6, 20, 26, 40) für eine zeitgesteuerte Änderung des Betriebsmodus mindestens einer Störquelle (8, 9, 10, 13, 17, 18, 19, 28, 29, 30, 33) während einer Übertragung von Daten umfasst sind.
14. Hörgerätekomponente nach einem der Ansprüche 11 bis 13, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Hörgerätekomponente eine am oder im Ohr eines Patienten anzuordnende Hörgerätekomponente (1) zur Erzeugung und/oder Verstärkung eines Hörreizes ist.
15. Hörgerätekomponente nach einem der Ansprüche 11 bis 13, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Hörgerätekomponente eine Fernbedienung oder ein Programmiergerät eines mehrkomponentigen Hörgerätesystems ist.
16. Verfahren zum Betrieb eines mehrkomponentigen Hörgerätesystems nach Anspruch 1, zwischen dessen Komponenten eine drahtlose induktive Datenübertragung erfolgen kann, **dadurch gekennzeichnet, dass** mindestens eine im Hörgerätesystem enthaltene Störquelle zumindest während der Übertragung von Daten zwischen Komponenten des Hörgerätesystems in einen Betriebsmodus versetzt wird, in dem durch diese mindestens eine Störquelle eine gegenüber dem normalen Betriebsmodus zumindest abgeschwächte Einkopplung von Störsignalen in einen an der Datenübertragung beteiligten Empfänger erfolgt, wobei die mindestens eine Störquelle ein im Hörgerätesystem enthaltener Schaltregler, ein Display, ein getakteter Schaltkreis oder ein Hörgerätehörer ist.
17. Verfahren nach Anspruch 16, **dadurch gekennzeichnet, dass** mindestens eine im Hörgerätesystem enthaltene Störquelle ereignisgesteuert durch eine Anfrage zur Datenübertragung, die von einer Komponente des Hörgerätesystems abgesendet wird, während der Übertragung von Daten in einen Betriebsmodus versetzt wird, in dem durch diese mindestens eine Störquelle eine gegenüber dem normalen Betriebsmodus zumindest abgeschwächte Einkopplung von Störsignalen in einen an der Datenübertragung beteiligten Empfänger erfolgt.
18. Verfahren nach Anspruch 16 oder 17, **dadurch gekennzeichnet, dass** mindestens eine im Hörgerätesystem enthaltene Störquelle zeitgesteuert während der Übertragung von Daten in einen Betriebsmodus versetzt wird, in dem durch diese mindestens eine Störquelle eine gegenüber dem normalen Betriebsmodus zumindest abgeschwächte Einkopplung von Störsignalen in einen an der Datenübertragung beteiligten Empfänger erfolgt.
19. Verfahren nach einem der Ansprüche 16 bis 18, **dadurch gekennzeichnet, dass** mehrere im Hörgerätesystem enthaltene Störquellen während der Übertragung von Daten zwischen den Komponenten des Hörgerätesystems in einen Betriebsmodus versetzt werden, in dem durch diese Störquellen eine gegenüber dem normalen Betriebsmodus der Störquellen zumindest abgeschwächte Einkopplung von

Störsignalen in an der Datenübertragung beteiligte Empfänger erfolgt.

20. Verfahren nach einem der Ansprüche 16 bis 19, **dadurch gekennzeichnet, dass** mindestens eine im Hörerätesystem enthaltene Störquelle zumindest während der Übertragung von Daten abgeschaltet wird.
21. Verfahren nach einem der Ansprüche 16 bis 19, **dadurch gekennzeichnet, dass** mindestens eine im Hörerätesystem enthaltene Störquelle zumindest während der Übertragung von Daten durch Variation der Taktung und/oder Variation der in die Störquelle eingespeisten Leistung und/oder anderweitige Beeinflussung des Störspektrums in einen Betriebsmodus versetzen wird, in dem durch diese Störquelle eine gegenüber dem normalen Betriebsmodus der Störquelle zumindest abgeschwächte Einkopplung von Störsignalen in an der Datenübertragung beteiligte Empfänger erfolgt.

Claims

1. Multi-component hearing aid system, comprising at least one first component (1) to be disposed on or in the ear of a patient for the purpose of generating and/or amplifying an auditory stimulus and at least one further component (2, 21) which engages at least partially and/or temporarily in a wireless inductive communication connection via which a data transmission can take place with the first component (1) to be worn on or in the ear, **characterised in that** circuitry means (6, 15, 26) are included which can place at least one source of interference (8, 9, 10, 13, 17, 18, 19, 28, 29, 30, 33) contained in the hearing aid system at least during the transmission of data into an operating mode in which interference signals are coupled by said at least one source of interference into a receiver (3, 4, 23, 41) involved in the data transmission in a manner which is at least attenuated compared to the normal operating mode, with the at least one source of interference (8, 9, 10, 13, 17, 18, 19, 28, 29, 30, 33) being a switching regulator, a display, a clocked switching circuit or a hearing device receiver contained in the hearing aid system.
2. Hearing aid system according to claim 1, **characterized in that** circuitry means (6, 15) are included for effecting an event-driven change in the operating mode of at least one source of interference (8, 9, 10, 13, 17, 18, 19, 28, 29, 30, 33) during a transmission of data from one component of the hearing aid system to another component.

3. Hearing aid system according to claim 1 or 2, **characterized in that** circuitry means (6, 20, 26, 40) are included for effecting a time-controlled change in the operating mode of at least one source of interference (8, 9, 10, 13, 17, 18, 19, 28, 29, 30, 33) during a transmission of data from one component of the hearing aid system to another component.
4. Hearing aid system according to one of claims 1 to 3, **characterized in that** two components (1, 21) to be disposed on or in the ears of a patient for the purpose of generating and/or amplifying auditory stimuli are included which function as a binaural hearing aid system, wherein means (3, 23) for a wireless exchange of data between said components are included.
5. Hearing aid system according to one of claims 1 to 4, **characterized in that** circuitry means (6, 15, 26) are included which can place a plurality of sources of interference (8, 9, 10, 13, 17, 18, 19, 28, 29, 30, 33) contained in the hearing aid system at least during the transmission of data between the components (1, 2, 21) of the hearing aid system into an operating mode in which interference signals are coupled by said sources of interference into receivers (3, 4, 23, 41) involved in the data transmission in a manner that is at least attenuated compared to the normal operating mode of the sources of interference.
6. Hearing aid system according to one of claims 1 to 5, **characterized in that** the circuitry means (6, 15, 26) which can place the sources of interference (8, 9, 10, 13, 17, 18, 19, 28, 29, 30, 33) contained in the hearing aid system into a different operating mode during the transmission of data include means for deactivating the sources of interference.
7. Hearing aid system according to claim 6, **characterized in that** circuitry means are included which compensate at least temporarily for the loss of function of a deactivated source of interference (8, 9, 10, 13, 17, 18, 19, 28, 29, 30, 33).
8. Hearing aid system according to claim 7, **characterized in that** the circuitry means for compensating for the loss of function of a deactivated source of interference include capacitors.
9. Hearing aid system according to one of claims 1 to 5, **characterized in that** the circuitry means (6, 15, 26) which can place the sources of interference (8, 9, 10, 13, 17, 18, 19, 28, 29, 30, 33) contained in the hearing aid system into a different operating mode during the transmission of data include means for varying the timing as clocked components acting as sources of interference and/or varying the power in-

jected into the source of interference and/or otherwise influencing the interference spectrum.

10. Hearing aid system according to one of claims 1 to 9, **characterized in that** at least one first component (1) to be disposed on or in the ear of a patient for the purpose of generating and/or amplifying an auditory stimulus and at least one further component (2) in the form of a remote control or a programming device, between which a wireless communication connection can be set up.
11. Hearing aid component of a multi-component hearing aid system which can engage at least partially and/or temporarily in a wireless inductive communication connection with a further hearing aid component, **characterized in that** circuitry means (6, 15, 26) are included which at least during a transmission of data can place at least one source of interference (8, 9, 10, 13, 17, 18, 19, 28, 29, 30, 33) contained in the hearing aid component into an operating mode in which interference signals are coupled by said at least one source of interference into a receiver (3, 4, 23, 41) involved in the data transmission in a manner that is at least attenuated compared to the normal operating mode, with the at least one source of interference (8, 9, 10, 13, 17, 18, 19, 28, 29, 30, 33) being a switching regulator, a display, clocked switching circuit or a hearing device receiver contained in the hearing aid component.
12. Hearing aid component according to claim 11, **characterized in that** circuitry means (6, 15) are included for effecting an event-driven change in the operating mode of at least one source of interference (8, 9, 10, 13, 17, 18, 19, 28, 29, 30, 33) during a transmission of data.
13. Hearing aid component according to claim 11 or 12, **characterized in that** circuitry means (6, 20, 26, 40) are included for effecting a time-controlled change in the operating mode of at least one source of interference (8, 9, 10, 13, 17, 18, 19, 28, 29, 30, 33) during a transmission of data.
14. Hearing aid component according to one of claims 11 to 13, **characterized in that** the hearing aid component is a hearing aid component (1) that is designed to be disposed on or in the ear of a patient for the purpose of generating and/or amplifying an auditory stimulus.
15. Hearing aid component according to one of claims 11 to 13, **characterized in that** the hearing aid component is a remote control or a programming device of a multi-component hearing aid system.
16. Method for operating a multi-component hearing aid system according to claim 1, between whose components a wireless data transmission can take place, **characterized in that** at least during the transmission of data between components of the hearing aid system at least one source of interference contained in the hearing aid system is placed into an operating mode in which interference signals are coupled by said at least one source of interference into a receiver involved in the data transmission in a manner that is at least attenuated compared to the normal operating mode, with the at least one source of interference being a switching regulator, a display, a clocked switching circuit or a hearing aid receiver contained in the hearing aid system.
17. Method according to claim 16, **characterized in that** at least one source of interference contained in the hearing aid system is placed by a request for data transmission that is sent by a component of the hearing aid system in an event-driven manner during the transmission of data into an operating mode in which interference signals are coupled by said at least one source of interference into a receiver involved in the data transmission in a manner that is at least attenuated compared to the normal operating mode.
18. Method according to claim 16 or 17, **characterized in that** at least one source of interference contained in the hearing aid system is placed in a time-controlled manner during the transmission of data into an operating mode in which interference signals are coupled by said at least one source of interference into a receiver involved in the data transmission in a manner that is at least attenuated compared to the normal operating mode.
19. Method according to one of claims 16 to 18, **characterized in that** a plurality of sources of interference contained in the hearing aid system are placed during the transmission of data between the components of the hearing aid system into an operating mode in which interference signals are coupled by said sources of interference into receivers involved in the data transmission in a manner that is at least attenuated compared to the normal operating mode of the sources of interference.
20. Method according to one of claims 16 to 19, **characterized in that** at least one source of interference contained in the hearing aid system is deactivated at least during the transmission of data.
21. Method according to one of claims 16 to 19, **characterized in that**, by varying the timing and/or varying the power injected into the source of interference and/or otherwise influencing the interference

spectrum, at least one source of interference contained in the hearing aid system is placed at least during the transmission of data into an operating mode in which interference signals are coupled by said source of interference into receivers involved in the data transmission in a manner that is at least attenuated compared to the normal operating mode of the source of interference.

Revendications

1. Système d'appareil auditif à plusieurs composantes, comprenant au moins une première composante (1) à placer sur ou dans l'oreille d'un patient, destinée à produire et/ou à amplifier une stimulation auditive, et au moins une autre composante (2, 21) qui, du moins partiellement et/ou temporairement, communique avec ladite première composante (1) à porter sur ou dans l'oreille grâce à une liaison de communication à induction sans fil par l'intermédiaire de laquelle peut s'effectuer une transmission de données, **caractérisé en ce que** des moyens (6, 15, 26) issus de la technologie des circuits sont compris, qui sont capables de faire passer au moins une source parasite (8, 9, 10, 13, 17, 18, 19, 28, 29, 30, 33) contenue dans le système d'appareil auditif, du moins pendant la transmission de données, en un mode de fonctionnement dans lequel, grâce à ladite au moins une source parasite, se produit une injection de signaux parasites du moins affaiblie par rapport au mode de fonctionnement normal dans un récepteur (3, 4, 23, 41) participant à la transmission de données, ladite au moins une source parasite (8, 9, 10, 13, 17, 18, 19, 28, 29, 30, 33) étant un régulateur de commutation, un affichage, un circuit de commutation synchronisé ou un écouteur d'appareil auditif, contenu dans le système d'appareil auditif.
2. Système d'appareil auditif selon la revendication 1, **caractérisé en ce que** des moyens (6, 15) issus de la technologie des circuits sont compris pour une modification en fonction des événements du mode de fonctionnement d'au moins une source parasite (8, 9, 10, 13, 17, 18, 19, 28, 29, 30, 33) pendant une transmission de données d'une composante du système d'appareil auditif à une autre composante.
3. Système d'appareil auditif selon la revendication 1 ou 2, **caractérisé en ce que** des moyens (6, 20, 26, 40) issus de la technologie des circuits sont compris pour une modification en fonction du temps du mode de fonctionnement d'au moins une source parasite (8, 9, 10, 13, 17, 18, 19, 28, 29, 30, 33) pendant une transmission de données d'une composante du système d'appareil auditif à une autre composante.

4. Système d'appareil auditif selon l'une des revendications 1 à 3, **caractérisé en ce que** deux composantes (1, 21) à placer sur ou dans les oreilles d'un patient, destinées à produire et/ou à amplifier des stimulations auditives sont comprises, qui font office de système d'appareil auditif binaural, des moyens (3, 23) étant compris pour un échange de données sans fil entre ces composantes.
5. Système d'appareil auditif selon l'une des revendications 1 à 4, **caractérisé en ce que** des moyens (6, 15, 26) issus de la technologie des circuits sont compris, qui sont capables de faire passer plusieurs sources parasites (8, 9, 10, 13, 17, 18, 19, 28, 29, 30, 33) contenues dans le système d'appareil auditif, du moins pendant la transmission de données entre les composantes (1, 2, 21) du système d'appareil auditif, en un mode de fonctionnement dans lequel, grâce auxdites sources parasites, se produit une injection de signaux parasites du moins affaiblie par rapport au mode de fonctionnement normal dans des récepteurs (3, 4, 23, 41) participant à la transmission de données.
6. Système d'appareil auditif selon l'une des revendications 1 à 5, **caractérisé en ce que** les moyens (6, 15, 26) issus de la technologie des circuits, qui sont capables de faire passer les sources parasites (8, 9, 10, 13, 17, 18, 19, 28, 29, 30, 33) contenues dans le système d'appareil auditif, pendant la transmission de données, en un autre mode de fonctionnement, comprennent des moyens permettant de couper les sources parasites.
7. Système d'appareil auditif selon la revendication 6, **caractérisé en ce que** des moyens issus de la technologie des circuits sont compris, qui compensent au moins temporairement la perte fonctionnelle d'une source parasite (8, 9, 10, 13, 17, 18, 19, 28, 29, 30, 33) coupée.
8. Système d'appareil auditif selon la revendication 7, **caractérisé en ce que** les moyens issus de la technologie des circuits, destinés à compenser la perte fonctionnelle d'une source parasite coupée, comprennent des condensateurs.
9. Système d'appareil auditif selon l'une des revendications 1 à 5, **caractérisé en ce que** les moyens (6, 15, 26) issus de la technologie des circuits, qui sont capables de faire passer les sources parasites (8, 9, 10, 13, 17, 18, 19, 28, 29, 30, 33) contenues dans le système d'appareil auditif, pendant la transmission de données, en un autre mode de fonctionnement, comprennent des moyens destinés à faire varier la synchronisation de composants synchronisés agissant comme sources parasites et/ou à faire varier la puissance alimentant les sources parasites.

et/ou à influencer autrement le spectre parasite de sources parasites contenues.

10. Système d'appareil auditif selon l'une des revendications 1 à 9, **caractérisé en ce qu'**au moins une première composante (1) à placer sur ou dans l'oreille d'un patient, destinée à produire et/ou à amplifier une stimulation auditive, et au moins une autre composante (2) sous forme d'une télécommande ou d'un appareil de programmation sont comprises, entre lesquelles peut s'établir une liaison de communication sans fil. 5
11. Composante d'appareil auditif d'un système d'appareil auditif à plusieurs composantes, qui, du moins partiellement et/ou temporairement, peut communiquer avec une autre composante d'appareil auditif grâce à une liaison de communication à induction sans fil, **caractérisée en ce que** des moyens (6, 15, 26) issus de la technologie des circuits sont compris, qui sont capables de faire passer au moins une source parasite (8, 9, 10, 13, 17, 18, 19, 28, 29, 30, 33) contenue dans la composante d'appareil auditif, du moins pendant une transmission de données, en un mode de fonctionnement dans lequel, grâce à ladite au moins une source parasite, se produit une injection de signaux parasites du moins affaiblie par rapport au mode de fonctionnement normal dans un récepteur (3, 4, 23, 41) participant à la transmission de données, 10
ladite au moins une source parasite (8, 9, 10, 13, 17, 18, 19, 28, 29, 30, 33) étant un régulateur de commutation, un affichage, un circuit de commutation synchronisé ou un écouteur d'appareil auditif, contenu dans la composante d'appareil auditif. 15
20
25
30
35
12. Composante d'appareil auditif selon la revendication 11, **caractérisée en ce que** des moyens (6, 15) issus de la technologie des circuits sont compris pour une modification en fonction des événements du mode de fonctionnement d'au moins une source parasite (8, 9, 10, 13, 17, 18, 19, 28, 29, 30, 33) pendant une transmission de données. 40
13. Composante d'appareil auditif selon la revendication 11 ou 12, **caractérisée en ce que** des moyens (6, 20, 26, 40) issus de la technologie des circuits sont compris pour une modification en fonction du temps du mode de fonctionnement d'au moins une source parasite (8, 9, 10, 13, 17, 18, 19, 28, 29, 30, 33) pendant une transmission de données. 45
50
14. Composante d'appareil auditif selon l'une des revendications 11 à 13, **caractérisée en ce que** ladite composante d'appareil auditif est une composante d'appareil auditif à placer sur ou dans l'oreille d'un patient, destinée à produire et/ou à amplifier une stimulation auditive. 55

15. Composante d'appareil auditif selon l'une des revendications 11 à 13, **caractérisée en ce que** ladite composante d'appareil auditif est une télécommande ou un appareil de programmation d'un système d'appareil auditif à plusieurs composantes. 5
16. Procédé de fonctionnement d'un système d'appareil auditif à plusieurs composantes selon la revendication 1, entre les composantes duquel peut s'effectuer une transmission de données à induction sans fil, **caractérisé en ce que** l'on fait passer au moins une source parasite contenue dans le système d'appareil auditif, du moins pendant la transmission de données entre composantes du système d'appareil auditif, en un mode de fonctionnement dans lequel, grâce à ladite au moins une source parasite, se produit une injection de signaux parasites du moins affaiblie par rapport au mode de fonctionnement normal dans un récepteur participant à la transmission de données, ladite au moins une source parasite étant un régulateur de commutation, un affichage, un circuit de commutation synchronisé ou un écouteur d'appareil auditif, contenu dans le système d'appareil auditif. 10
15
20
25
30
35
17. Procédé selon la revendication 16, **caractérisé en ce que** l'on fait passer au moins une source parasite contenue dans le système d'appareil auditif en fonction des événements, suite à une demande de transmission de données envoyée par une composante du système d'appareil auditif, pendant la transmission de données, en un état de fonctionnement dans lequel, grâce à ladite au moins une source parasite, se produit une injection de signaux parasites du moins affaiblie par rapport au mode de fonctionnement normal dans un récepteur participant à la transmission de données. 40
18. Procédé selon la revendication 16 ou 17, **caractérisé en ce que** l'on fait passer au moins une source parasite contenue dans le système d'appareil auditif en fonction du temps, pendant la transmission de données, en un état de fonctionnement dans lequel, grâce à ladite au moins une source parasite, se produit une injection de signaux parasites du moins affaiblie par rapport au mode de fonctionnement normal, dans un récepteur participant à la transmission de données. 45
19. Procédé selon l'une des revendications 16 à 18, **caractérisé en ce que** l'on fait passer plusieurs sources parasites contenues dans le système d'appareil auditif, pendant la transmission de données entre les composantes du système d'appareil auditif, en un état de fonctionnement dans lequel, grâce auxdites sources parasites, se produit une injection de signaux parasites du moins affaiblie par rapport au mode de fonctionnement normal dans des récep- 50
55

teurs participant à la transmission de données.

20. Procédé selon l'une des revendications 16 à 19, **caractérisé en ce que** l'on coupe au moins une source parasite contenue dans le système d'appareil auditif du moins pendant la transmission de données. 5
21. Procédé selon l'une des revendications 16 à 19, **caractérisé en ce que** l'on fait passer au moins une source parasite contenue dans le système d'appareil auditif, du moins pendant la transmission de données, par variation de la synchronisation et/ou variation de la puissance alimentant la source parasite et/ou une autre influence du spectre parasite, en un état de fonctionnement dans lequel, grâce à ladite source parasite, se produit une injection de signaux parasites du moins affaiblie par rapport au mode de fonctionnement normal de la source parasite dans des récepteurs participant à la transmission de données. 10 15 20

25

30

35

40

45

50

55

FIG 1

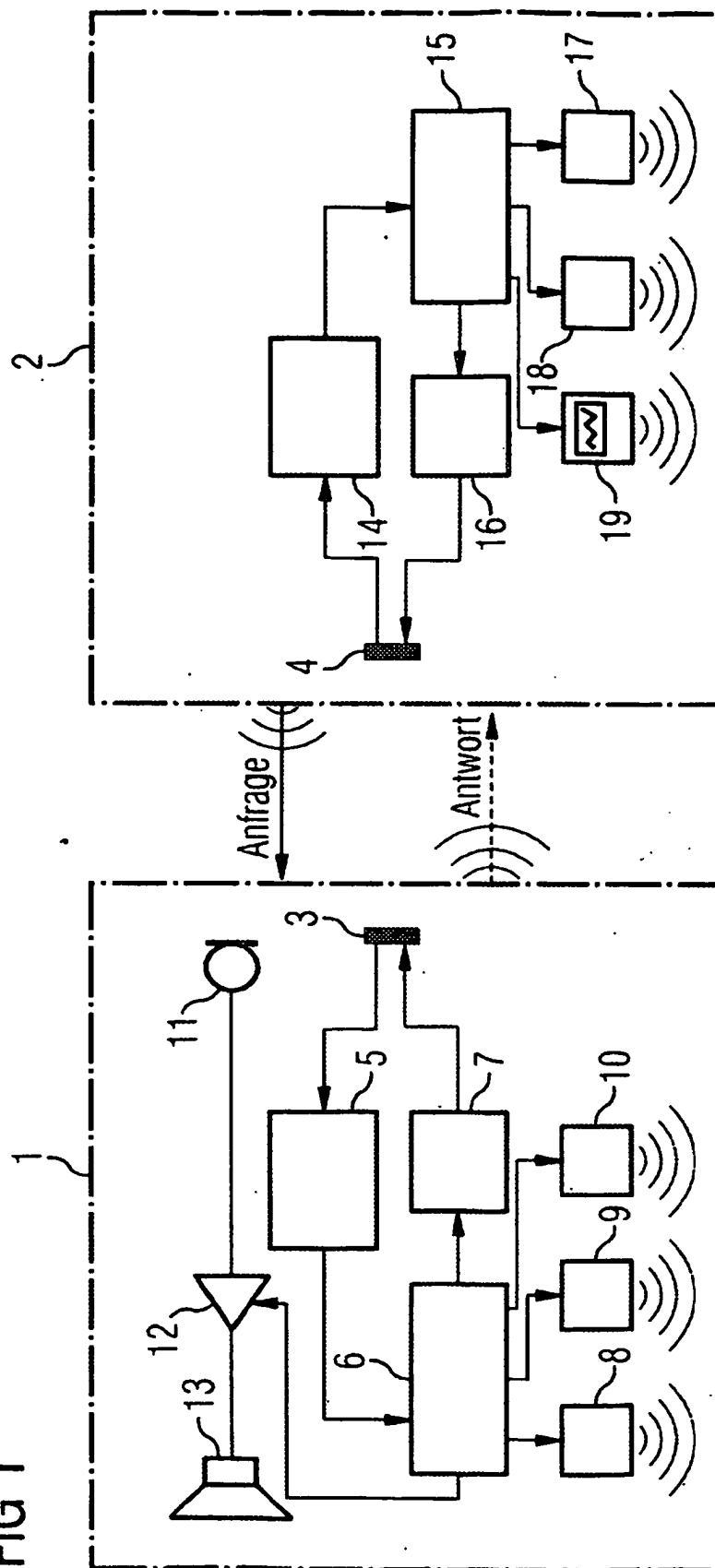


FIG 2

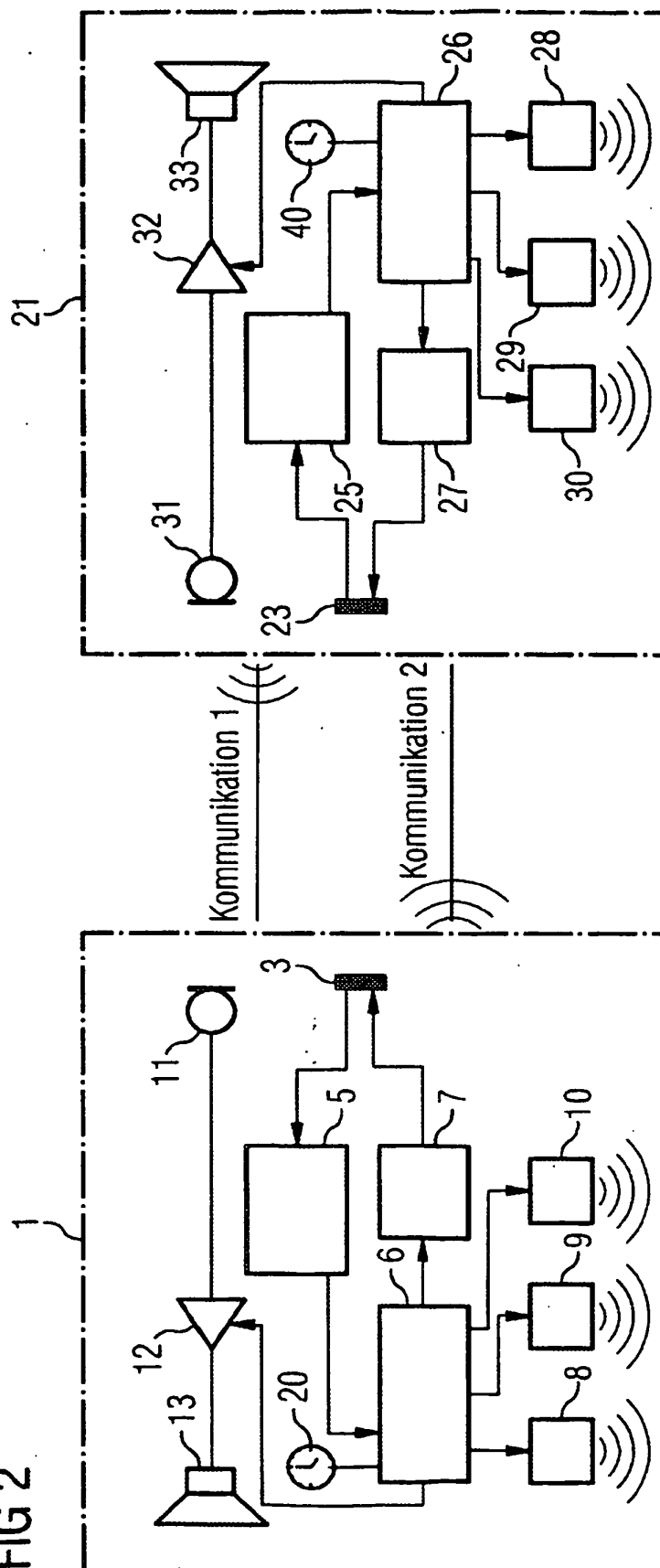
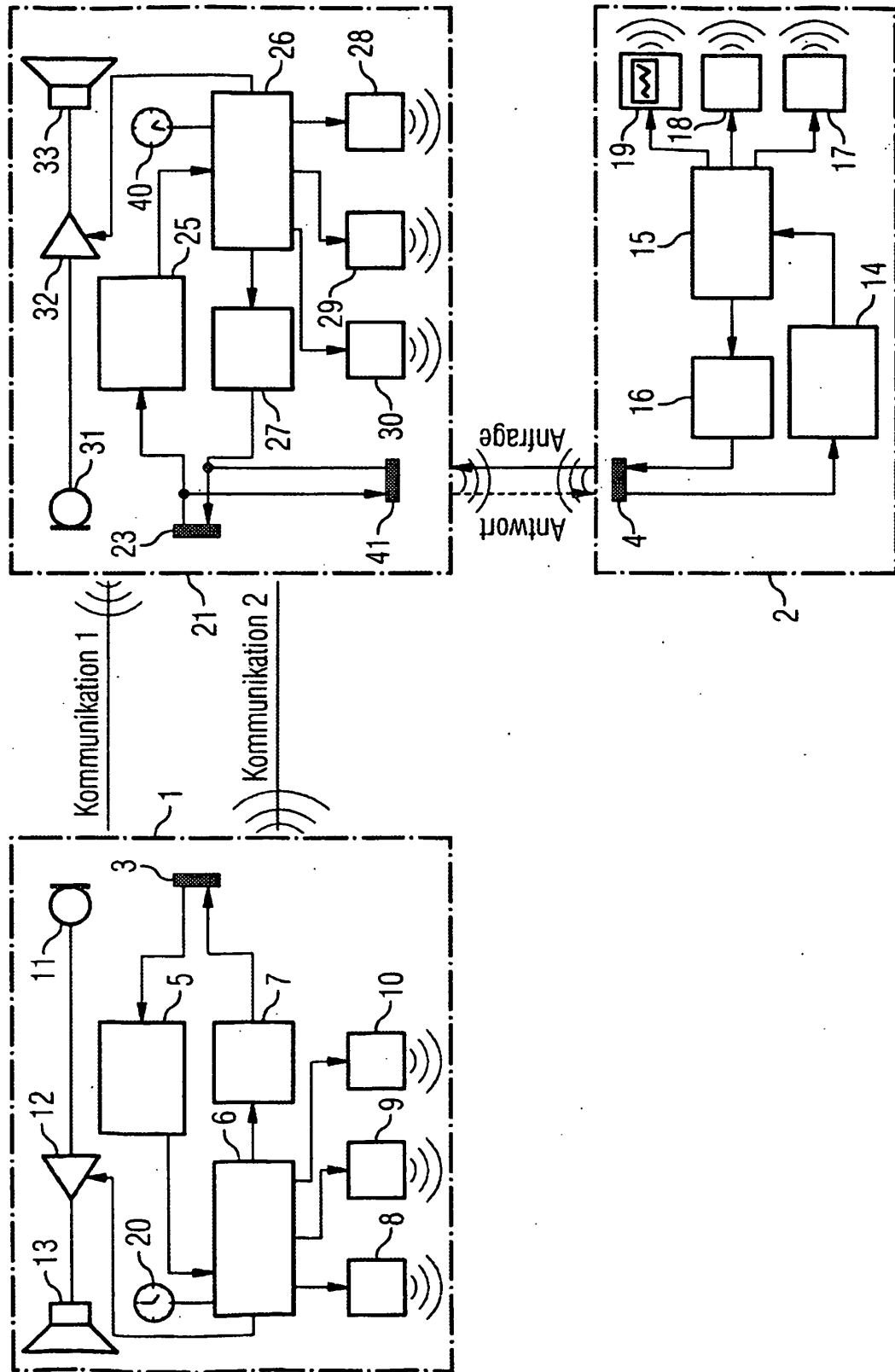


FIG 3



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

- DE 102004047759 B3 [0004]
- US 5083312 A [0005]
- EP 1715723 A2 [0006]
- EP 1463246 A1 [0007]
- EP 1460769 B1 [0008]
- US 20030100280 A1 [0009]