



(12) **EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

(43) Veröffentlichungstag:
07.01.2009 Patentblatt 2009/02

(51) Int Cl.:
H04M 1/19^(2006.01) **H04M 1/60^(2006.01)**
H04R 25/00^(2006.01)

(21) Anmeldenummer: **08104397.8**

(22) Anmeldetag: **13.06.2008**

(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

(72) Erfinder:
 • **Boguslavskij, Mihail**
96450 Coburg (DE)
 • **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)

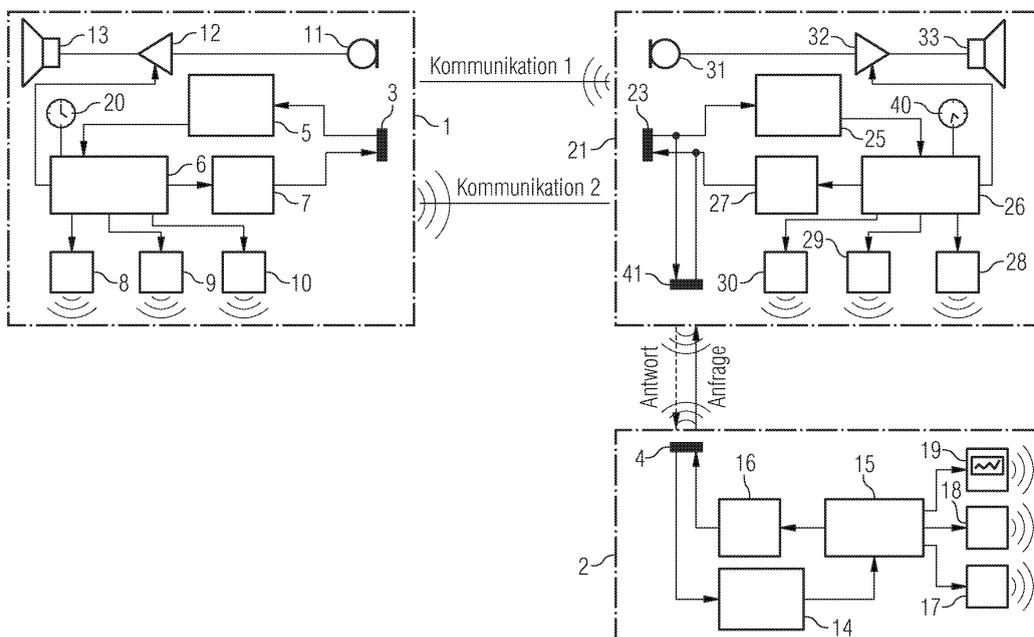
(71) Anmelder: **Siemens Medical Instruments Pte. Ltd.**
Singapore 139959 (SG)

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

(57) Die Erfindung betrifft ein mehrkomponentiges Hörerätesystem, 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 Kommunikationsverbindung, über die eine Datenübertragung erfolgen kann, zur ersten am oder im Ohr zu tragenden Komponente (1) steht, wobei schaltungs-

technische Mittel (6, 15, 26) umfasst sind, die mindestens eine im Hörerätesystem 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.

FIG 3



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] 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.

[0006] 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 Hörgerätekomponten. Für diese Kommunikation haben sich Standarts einer induktiven drahtlosen Übertragung von Daten zwischen einzelnen Komponenten mehrkomponentiger Hörgerätesysteme etabliert.

[0007] Bei der induktiven drahtlosen Übertragung von Daten von einer Ohrnah 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 ohrnah 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.

[0008] 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 ohrnah zu tragenden Komponenten, kann als weitere Störquelle der Hörgeräte-Hörer selbst hinzukommen.

[0009] 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 verbundenen Gewichts- und Platznachteil nicht akzeptabel. 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.

[0010] 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 Datenübertra-

gung 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 Spulen 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 derartig ausgelegter Geräte.

[0011] 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.

[0012] Die Aufgabe wird gelöst durch ein Hörgerätesystem mit den Merkmalen von Anspruch 1 und durch eine Hörgerätekomponekte eines mehrkomponentigen Hörgerätesystems nach Anspruch 13. Die Ansprüche 2 bis 12 geben vorteilhafte Ausgestaltungen eines erfindungsgemäßen Hörgerätesystems an. Die Ansprüche 14 bis 17 geben vorteilhafte Ausgestaltungen einer erfindungsgemäßen Hörgerätekomponekte an. Anspruch 18 gibt ein Verfahren zum Betrieb eines erfindungsgemäßen Hörgerätesystems an, und die Ansprüche 19 bis 24 betreffen vorteilhafte Ausgestaltungen dieses Verfahrens.

[0013] 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.

[0014] 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.

[0015] Eine Minimalkonfiguration zur Nutzung der Erfindung umfasst somit ein mehrkomponentiges Hörgerätesystem mit mindestens einer ersten am oder im Ohr eines Patienten anzuordnenden Komponente zur Erzeu-

gung 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 Hörerätesystem 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.

[0016] 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 Hörerätesystems, 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 Hörerätesystems nicht wahrnehmbar sind.

[0017] In bestimmten Fällen sind auch Änderungen des Betriebsmodus von Störquellen denkbar, die Abweichungen vom Normalbetrieb des Hörerätesystems bedingen, die oberhalb der Wahrnehmbarkeitsschwelle liegen. Da es sich beispielsweise bei der Datenübertragung von einer ohrnah zu tragenden Komponente eines Hörerätesystems an ein Zusatzgerät um einen Betriebsfall handelt, der in der normalen Applikation eines Hörerätesystems sehr selten auftritt, zum Beispiel während einer Programmiersitzung beim Auslesen der Hörerätedaten oder bei einer Statusabfrage der Hörerätekomponenten durch eine Fernbedienung, ist die damit verbundene möglicherweise wahrnehmbare Leistungseinschränkung tolerabel. So wird das kurzzeitige Abschalten des Höreräte-Hörers oder einer Anzeigeeinheit auf dem Zusatzgerät kaum störende Auswirkungen haben.

[0018] 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.

[0019] Vorteilhafterweise erfolgt die Änderung des Betriebsmodus der identifizierten Störquellen, gegebenenfalls deren Abschaltung, während der Übertragung von Daten in allen Komponenten des Hörerätesystems, 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 Ent-

fernung 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 Hörerätesystems wird so vorgebeugt.

[0020] An Ausführungsbeispielen wird die Erfindung näher erläutert. Es zeigen:

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

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

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

[0021] Fig. 1 zeigt ein Prinzipschaltbild eines erfindungsgemäßen Hörerätesystems, bestehend aus zwei Komponenten. Die beiden Komponenten des Hörerätesystems sind eine am Ohr eines Patienten zu tragende Hörerätekomponente 1 zur Schalldruckverstärkung sowie ein Zusatzgerät 2, mit dem einzelne akustische Parameter der am Ohr zu tragenden Hörerätekomponente 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 Höreräteakustikers sein.

[0022] Zur Vornahme der Einstellungen ist eine Kommunikation zur Datenübertragung zwischen der Hörerätekomponente 1 und dem Zusatzgerät 2 erforderlich. Während der Datenübertragung wird das Zusatzgerät 2 in die Nähe der am Ohr getragenen Hörerätekomponente 1 gebracht, so dass es sich innerhalb der Reichweite der an der Hörerätekomponente 1 befindlichen Datenübertragungsmittel befindet. Vorliegend erfolgt die Datenübertragung drahtlos über eine induktive Datenübertragungsstrecke. Zu diesem Zweck befindet sich in der am Ohr zu tragenden Hörerätekomponente 1 sowie im Zusatzgerät 2 mindestens je eine Spule 3, 4, die als Sender und Empfänger genutzt werden kann. Die am Ohr zu tragende Hörerätekomponente 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 Funktio-

nalität 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.

[0023] Das dargestellte Hörgerätesystem ist so ausgelegt, dass der Zeitpunkt, zu dem die Spule 3 in der Hörgerätekompone nte 1 als Sender arbeitet, im Zusatzgerät 2 genau bekannt ist. Zu diesem Zweck ist ein Kommunikationsprotokoll so ausgelegt, dass die Hörgerätekompone nte 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 Hörgerätekompone nte 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 Hörgerätekompone nte 1 identifiziert werden kann, auch wenn die Störquellen 8,9,10,13 in der Hörgerätekompone nte 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 Hörgerätekompone nte 1 zum Zusatzgerät 2 bleiben nun sowohl in der sendenden Hörgerätekompone nte 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 Hörgerätekompone nte 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.

[0024] Alternativ können dafür geeignete Störquellen statt einer Abschaltung auch kurzzeitig in einen Betriebs-

zustand versetzt werden, der gegebenenfalls energetisch ungünstiger ist, also den Energieverbrauch der batteriebetriebenen Hörgerätekompone nte 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 Hörgerätekompone nte 1 übermittelt.

[0025] 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.

[0026] Fig. 2 zeigt ein Prinzipschaltbild eines binauralen Hörgerätesystems mit erfindungsgemäßer Datenübertragung. Ein derartiges binaurales Hörgerätesystem weist zwei separate Hörgerätekompone nten 1, 21 zur Schalldruckverstärkung auf, die jeweils an einem Ohr des Hörgeräteträgers angeordnet sind. Zwischen diesen Hörgerätekompone nten 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 Hörgerätekompone nten 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 Hörgerätekompone nten zur Schalldruckverstärkung sind diese jeweils mit einer separaten Energieversorgung ausgestattet, die in der Regel symmetrisch ausgelegt sein wird, d.h. jede der Hörgerätekompone nten verfügt nur über eine sehr kleine Batterie mit begrenzter Kapazität. In diesem Falle wäre es ungünstig, einer der Hörgerätekompone nten Kommunikationsaufgaben zuzuweisen, die mit einem gegenüber der anderen Hörgerätekompone nte deutlich höheren Energieverbrauch verbunden sind, da das zur früheren Erschöpfung der Batterie in der jeweiligen Hörgerätekompone nte führen würde und das der Aufgabe der Erfindung teilweise zuwider liefe.

[0027] 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 Mikrophon 11, 31, einem Verstärker 12, 32 und einem Lautsprecher 13, 33 als schalldruckerzeugender Ausgabereinheit.

[0028] 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.

[0029] 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.

[0030] 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 Energiereserven verfügt und die Herstellung dieser Kommunikationsverbindung nicht regelmäßig und/oder sehr häufig erfolgen muss.

[0031] 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.

[0032] 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 Hörgeräteträgers 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 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. 5
2. Hörgerätesystem nach Anspruch 1, **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 von einer Komponente des Hörgerätesystems zu einer anderen Komponente umfasst sind. 10
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. 15
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. 20
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 25
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. 30
7. Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 1 bis 6, **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. 35
8. Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 1 bis 7, **dadurch gekennzeichnet, dass** die schaltungstechnischen Mittel, 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 und/oder Variation des Betriebsmodus von im Hörgerätesystem enthaltenen Schaltreglern, Displays, getakteten Schaltkreisen oder Hörgerätehörern umfassen. 40
9. Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 1 bis 8, **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. 45
10. Hörgerätesystem nach Anspruch 9, **dadurch gekennzeichnet, dass** die schaltungstechnischen Mittel zur Kompensation des Funktionsverlustes einer abgeschalteten Störquelle Kondensatoren umfassen. 50
11. Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 1 bis 10, **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 Kommunikationsverbin- 55

derung hergestellt werden kann.

12. Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 1 bis 11, **dadurch gekennzeichnet, dass** die umfassten Mittel zum Aufbau drahtloser Kommunikationsverbindungen zwischen Komponenten (1, 2, 21) des Hörgerätesystems Mittel zum Aufbau induktiver Kommunikationsverbindungen (3, 4, 23, 41) sind. 5
13. Hörgerätekomponente eines mehrkomponentigen Hörgerätesystems, die zumindest teilweise und/oder zeitweise in einer drahtlosen 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. 10 15 20
14. Hörgerätekomponente nach Anspruch 13, **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. 25 30
15. Hörgerätekomponente nach Anspruch 13 oder 14, **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. 35
16. Hörgerätekomponente nach einem der Ansprüche 13 bis 15, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Hörgerätekomponente eine am oder im Ohr eines Patienten anzuordnende Hörgerätekomponente (1) zur Erzeugung und/oder Verstärkung eines Hörreizes ist. 40 45
17. Hörgerätekomponente nach einem der Ansprüche 13 bis 15, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Hörgerätekomponente eine Fernbedienung oder ein Programmiergerät eines mehrkomponentigen Hörgerätesystems ist. 50
18. Verfahren zum Betrieb eines mehrkomponentigen Hörgerätesystems nach Anspruch 1, zwischen dessen Komponenten eine drahtlose Datenübertragung erfolgen kann, **dadurch gekennzeichnet, dass** mindestens eine im Hörgerätesystem enthaltene Störquelle zumindest während der Übertragung von 55

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.

19. Verfahren nach Anspruch 18, **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. 10 15 20
20. Verfahren nach Anspruch 18 oder 19, **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. 25 30
21. Verfahren nach einem der Ansprüche 18 bis 20, **dadurch gekennzeichnet, dass** mehrere im Hörgerätesystem enthaltene Störquellen während der Übertragung von Daten zwischen den Komponenten des Hörgerätesystems in einen Betriebsmodus versetzen 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. 35 40
22. Verfahren nach einem der Ansprüche 18 bis 21, **dadurch gekennzeichnet, dass** mindestens eine im Hörgerätesystem enthaltene Störquelle zumindest während der Übertragung von Daten abgeschaltet wird. 45
23. Verfahren nach einem der Ansprüche 18 bis 22, **dadurch gekennzeichnet, dass** mindestens eine im Hörgerätesystem 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 betei-

ligte Empfänger erfolgt.

- 24.** Verfahren nach einem der Ansprüche 18 bis 23, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Übertragung von Daten zwischen Komponenten des Hörgerätesystems induktiv erfolgt. 5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

FIG 1

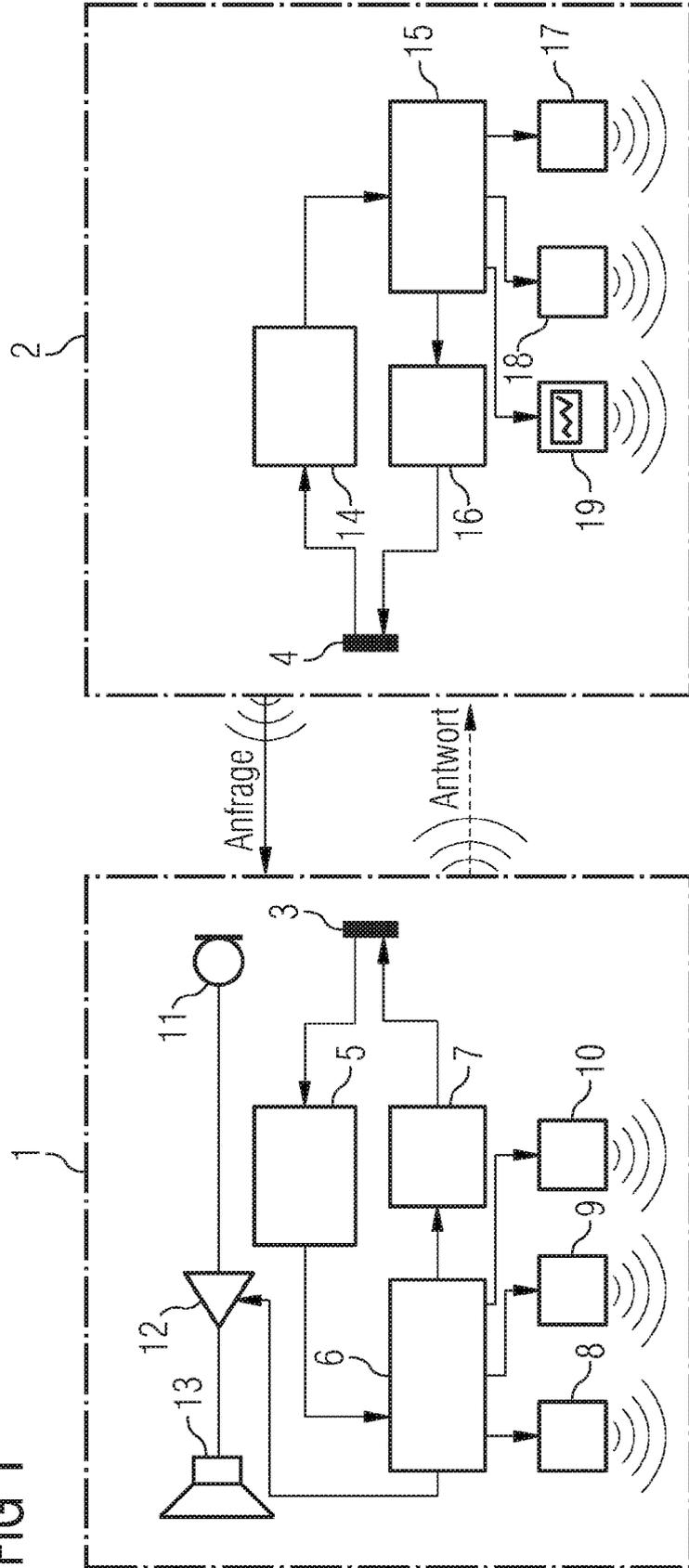


FIG 2

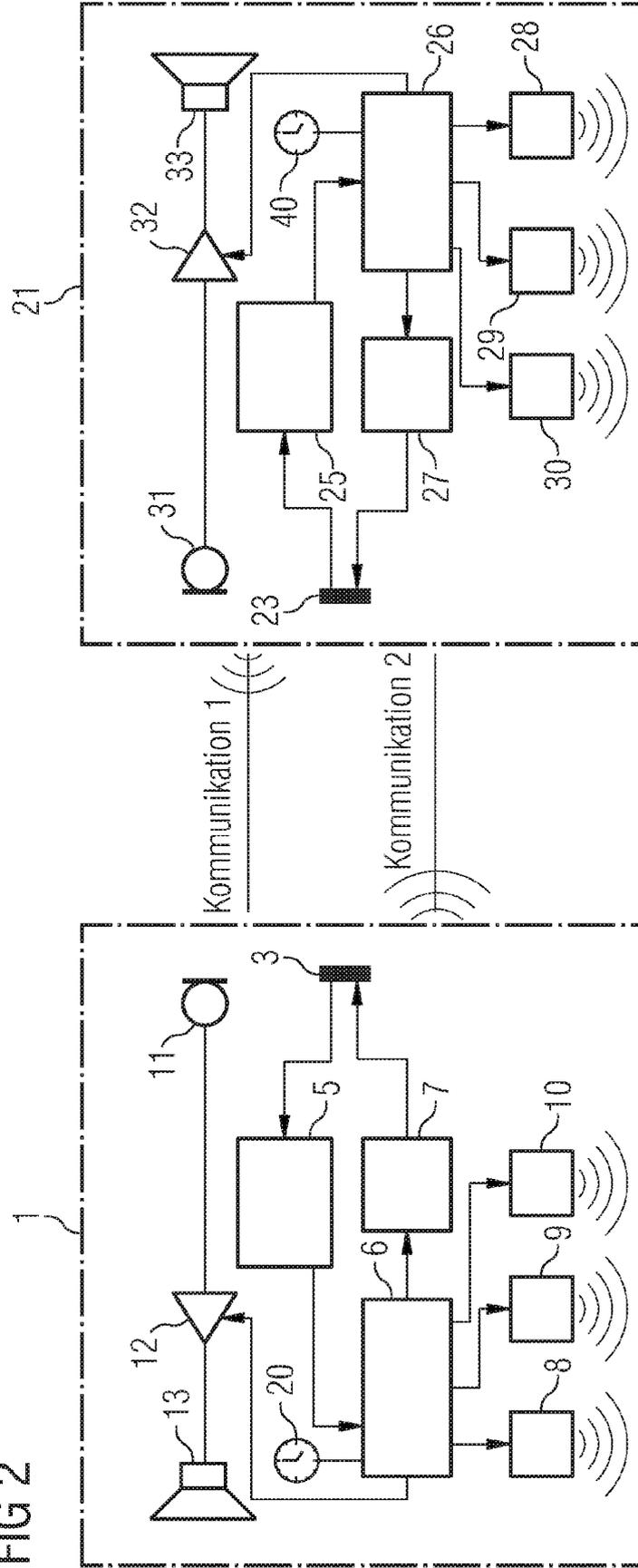
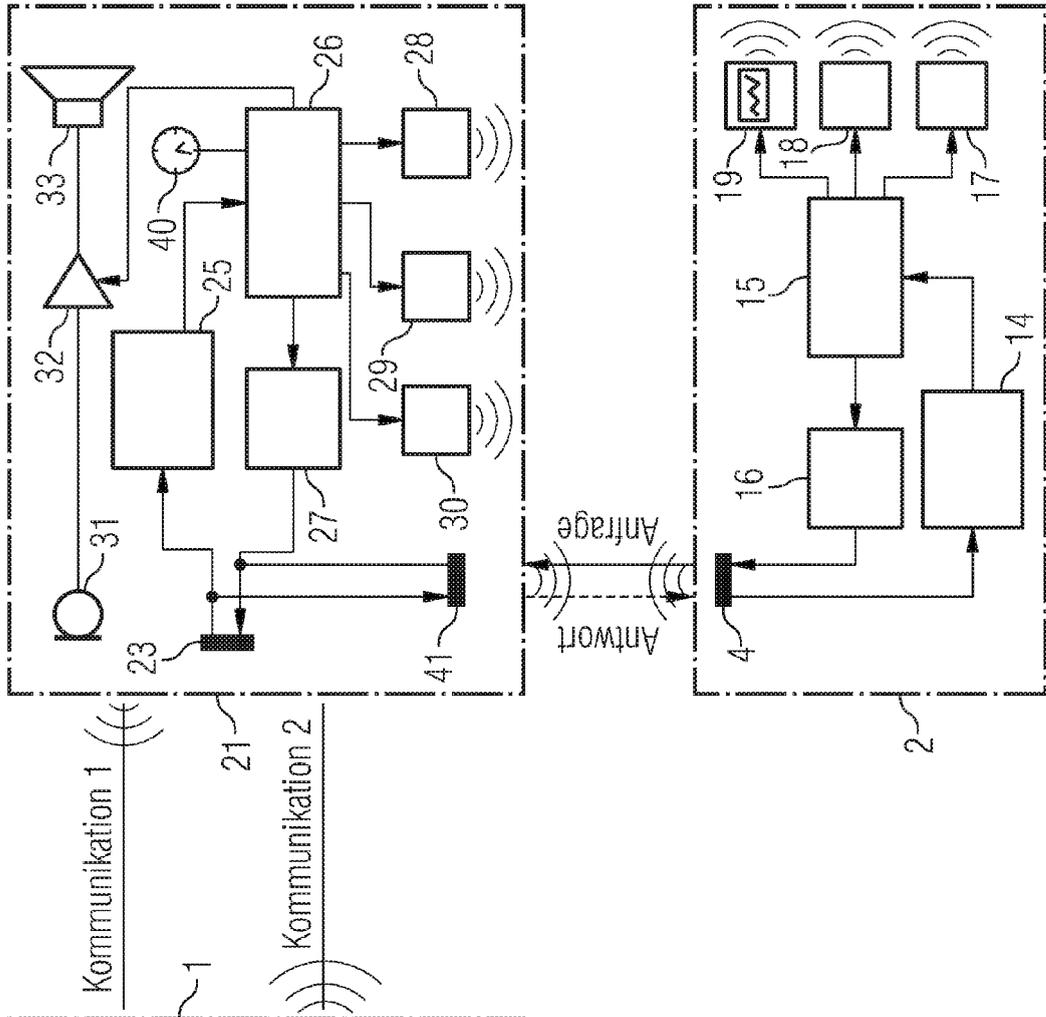


FIG 3





EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

Nummer der Anmeldung
EP 08 10 4397

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (IPC)
X	US 5 083 312 A (NEWTON JAMES R [US] ET AL) 21. Januar 1992 (1992-01-21) * Spalte 3, Zeile 23 - Zeile 40; Abbildung 1 *	1,2,5,6,8-11,13,14,16,18,19,21,22	INV. H04M1/19 H04M1/60 ADD. H04R25/00
Y	----- EP 1 715 723 A (PHONAK AG [CH]) 25. Oktober 2006 (2006-10-25) * Absatz [0070] - Absatz [0071]; Abbildung 1 *	4,7,15,17,20,23	
Y	----- EP 1 463 246 A (MOTOROLA INC [US]) 29. September 2004 (2004-09-29) * Absatz [0017] - Absatz [0020] *	1,17	
Y	----- EP 1 460 769 A (PHONAK COMM AG [CH]) 22. September 2004 (2004-09-22) * Absatz [0037] *	1	
Y	----- US 2003/100280 A1 (KUSBEL PATRICK [US] ET AL) 29. Mai 2003 (2003-05-29) * Abbildung 2 *	4,15,20	
Y	----- US 2003/100280 A1 (KUSBEL PATRICK [US] ET AL) 29. Mai 2003 (2003-05-29) * Abbildung 2 *	7,23	RECHERCHIERTER SACHGEBIETE (IPC) H04R H04M H04B H03G
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt			
Recherchenort München		Abschlußdatum der Recherche 21. Oktober 2008	Prüfer Fruhmann, Markus
KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTE X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie A : technologischer Hintergrund O : mündliche Offenbarung P : Zwischenliteratur		T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze E : älteres Patentedokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist D : in der Anmeldung angeführtes Dokument L : aus anderen Gründen angeführtes Dokument ----- & : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument	

5
EPO FORM 1503 03/82 (P04/C03)

**ANHANG ZUM EUROPÄISCHEN RECHERCHENBERICHT
 ÜBER DIE EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG NR.**

EP 08 10 4397

In diesem Anhang sind die Mitglieder der Patentfamilien der im obengenannten europäischen Recherchenbericht angeführten Patentdokumente angegeben.

Die Angaben über die Familienmitglieder entsprechen dem Stand der Datei des Europäischen Patentamts am
 Diese Angaben dienen nur zur Unterrichtung und erfolgen ohne Gewähr.

21-10-2008

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 5083312 A	21-01-1992	KEINE	
EP 1715723 A	25-10-2006	KEINE	
EP 1463246 A	29-09-2004	CN 1765088 A	26-04-2006
		WO 2004086693 A1	07-10-2004
		JP 2006521731 T	21-09-2006
		KR 20050113261 A	01-12-2005
		US 2006193269 A1	31-08-2006
EP 1460769 A	22-09-2004	DK 1460769 T3	13-08-2007
		US 2004185773 A1	23-09-2004
US 2003100280 A1	29-05-2003	US 2006057970 A1	16-03-2006

EPO FORM P0461

Für nähere Einzelheiten zu diesem Anhang : siehe Amtsblatt des Europäischen Patentamts, Nr.12/82

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]