



Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets



(11) **EP 1 406 468 A2**

(12) **EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

(43) Veröffentlichungstag:
07.04.2004 Patentblatt 2004/15

(51) Int Cl.7: **H04R 25/00**

(21) Anmeldenummer: **03020770.8**

(22) Anmeldetag: **12.09.2003**

(84) Benannte Vertragsstaaten:
**AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR
HU IE IT LI LU MC NL PT RO SE SI SK TR**
Benannte Erstreckungsstaaten:
AL LT LV MK

(72) Erfinder:
• **Husung, Kunibert**
91052 Erlangen (DE)
• **Niederdränk, Torsten, Dr.**
91056 Erlangen (DE)

(30) Priorität: **30.09.2002 DE 10245556**

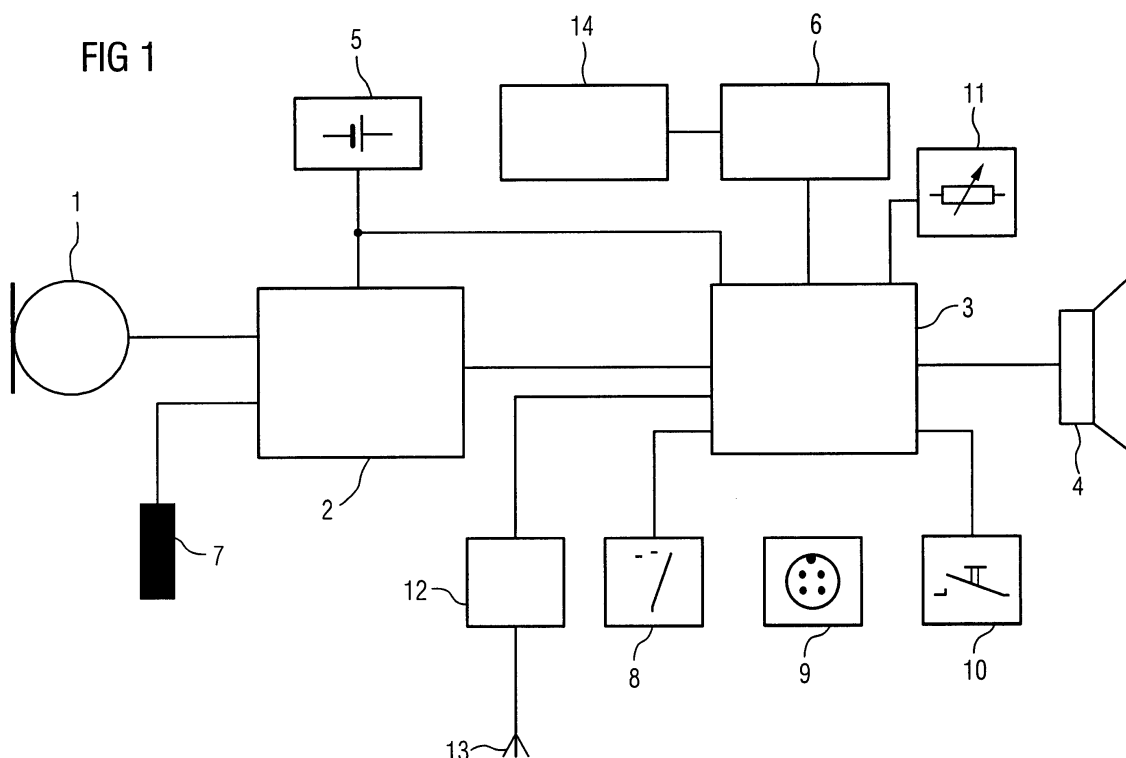
(74) Vertreter: **Berg, Peter, Dipl.-Ing. et al**
Siemens AG
Postfach 22 16 34
80506 München (DE)

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

(54) **Hörhilfegerät oder Hörgerätesystem mit einem Taktgenerator**

(57) Durch die getaktete Arbeitsweise gehen von digitalen Hörhilfegeräten oder Hörgerätesystemen elektromagnetische Störsignale mit der Taktfrequenz und deren Harmonische aus. Diese können die drahtlose Signalübertragung zwischen dem Hörhilfegerät oder Hörgerätesystem und einem weiteren Gerät stören. Zur Vermeidung dieser Störungen sieht die Erfindung eine

Jitter-Einheit (14) vor, die mit dem Taktgenerator (6) verbunden ist und Frequenzschwankungen bei dem Taktsignal verursacht. Dadurch werden die durch das Taktsignal verursachten Störsignale in ihren Amplituden abgesenkt, womit eine störungsfreie Signalübertragung zwischen einer mit dem Hörhilfegerät verbundenen Sende- und/oder Empfangseinheit (12) und einem externen Gerät ermöglicht wird.



EP 1 406 468 A2

Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Hörhilfegerät oder Hörgerätesystem sowie ein Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätes oder Hörgerätesystems mit wenigstens einem Eingangswandler zur Aufnahme eines Eingangssignals und Wandlung in ein elektrisches Signal, einem A/D-Wandler zur Wandlung des elektrischen Eingangssignals in ein digitales Signal, einer digitalen Signalverarbeitungseinheit zur Verarbeitung des digitalen Signals, einem Taktgenerator zum Erzeugen eines Taktsignals zur Steuerung der digitalen Signalverarbeitungseinheit, einem Ausgangswandler und einer Sendeeinheit und/oder Empfangseinheit zur drahtlosen Signalübertragung zwischen dem Hörhilfegerät oder Hörgerätesystem und einem weiteren Gerät.

[0002] Ein modernes Hörhilfegerät bietet die Möglichkeit zur drahtlosen Signalübertragung zwischen dem Hörhilfegerät und einem weiteren Gerät, z.B. einem weiteren Hörhilfegerät, einem Programmiergerät oder einem externen Sende- und Empfangsgerät. Zum Senden und/oder Empfangen umfasst das Hörhilfegerät eine Sendeeinheit und/oder Empfangseinheit. Es sind aber auch Hörgerätesysteme mit einem Hörhilfegerät und einer Sendeeinheit und/oder Empfangseinheit bekannt, bei denen die Sendeeinheit und/oder Empfangseinheit als eigenständige, bezüglich des Hörhilfegerätes externe Baueinheit ausgebildet ist, die zum Senden und/oder Empfangen lösbar mit dem Hörhilfegerät verbunden ist. Vorzugsweise ist die Sendeeinheit und/oder Empfangseinheit dann auf das Hörhilfegerät aufgesteckt und über Kontakt- und Leitungsmittel elektrisch mit diesem verbunden. Es ist aber auch möglich, dass die Sendeeinheit und/oder Empfangseinheit nicht direkt am Hörhilfegerät befestigt ist, sondern als separates Gerät am Körper oder der Kleidung eines Hörgerägeträgers getragen wird. Die Verbindung zum Hörhilfegerät besteht dann lediglich über elektrische Kontakt- und Leitungsmittel.

[0003] Die Sendeeinheit und/oder Empfangseinheiten der betreffenden Geräte sind häufig als sogenannte "FM-Systeme" ausgebildet, so dass das übertragene Signal frequenzmoduliert ist. Eine Modulation des übertragenen Signals ist jedoch nicht notwendigerweise erforderlich und auch nicht auf eine Frequenzmodulation beschränkt.

[0004] Aus der US 5,721,783 ist ein Hörgerät mit einem entfernt von dem Hörgerät befindlichen Prozessor bekannt, welches eine drahtlose Verbindung zwischen dem Hörgerät und dem Prozessor aufweist.

[0005] Aus der DE 693 27 951 T2 ist ein Hörgerät bekannt, bei dem zum Ausgleich akustischer Rückkopplungen u.a. ein digitales Rauschsignal zum Mikrofonsignal hinzugefügt wird.

[0006] Bei modernen Hörhilfegeräten erfolgt die Signalverarbeitung digital. Zur Steuerung der dazu notwendigen digitalen Schaltungen ist ein Taktsignal erforderlich. Das Taktsignal eines digitalen Hörhilfegerätes ist meistens nicht sehr stabil. Schwingquarze zur Stabi-

lisierung des Taktgenerators können wegen ihrer Größe nicht verwendet werden. Folglich ist die Taktfrequenz geringfügig temperatur- und versorgungsspannungsabhängig. Sie ist daher nur quasistabil. Dennoch kann das Taktsignal auch bei einem Hörhilfegerät für einen Betrachtungszeitraum von einigen Minuten als gleichmäßiges, stabiles Signal mit konstanter Periodendauer und Impulsbreite betrachtet werden.

[0007] Durch den getakteten Betrieb des Hörhilfegerätes geht von dem Hörhilfegerät und insbesondere einer getakteten Endstufe ein elektromagnetisches Störsignal mit eben dieser Taktfrequenz aus. Weiterhin treten auch Störsignale bei Vielfachen dieser Taktfrequenz, auch Oberwellen oder Harmonische genannt, auf. So kann es vorkommen, dass die Empfangseinheit des Hörhilfegerätes oder Hörgerätesystems ein durch Oberwellen hervorgerufenen Signal detektiert, obwohl gar kein reales Empfangssignal für die Empfangseinheit vorhanden ist. Das Frequenzband, in dem das Empfangssignal liegt, ist normalerweise so gewählt, dass in dieses keine Harmonischen der Taktfrequenz hineinfallen. Eine langsam driftende Taktfrequenz des Taktgenerators kann nun dazu führen, dass Harmonische der Taktfrequenz innerhalb des Frequenzbandes des Empfangssignals liegen. Dadurch wird der Empfang durch die Empfangseinheit gestört.

[0008] Bisher wurde über aufwändige Filterstufen weitgehend unzureichend versucht, die im Hörhilfegerät bereits bestehenden, schmalbandigen Störkomponenten, die sich insbesondere über die harmonischen Komponenten der Endstufengrundfrequenz bis hinein in den Frequenzbereich einiger 100 MHz erstrecken, zu eliminieren bzw. im Hörhilfegerät zu lokalisieren. Dennoch lässt sich eine hochfrequente Abstrahlung nicht vollständig vermeiden, was teilweise zu Störungen beim Betrieb einer Empfangseinheit führt. Weiterhin bringen geeignete Abschirmmaßnahmen am Hörhilfegerät Abhilfe gegenüber dieser hochfrequenten Abstrahlung. Alle genannten Maßnahmen sind jedoch sehr aufwändig und teuer.

[0009] Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es daher, elektromagnetische Störsignale bei Vielfachen der Taktfrequenz eines Hörhilfegerätes auf einfache und kostengünstige Weise zu vermeiden.

[0010] Diese Aufgabe wird gelöst durch ein Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätes oder Hörgerätesystems mit wenigstens einem Eingangswandler zur Aufnahme eines Eingangssignals und Wandlung in ein elektrisches Signal, einem A/D-Wandler zur Wandlung des elektrischen Eingangssignals in ein digitales Signal, einer digitalen Signalverarbeitungseinheit zur Verarbeitung des digitalen Signals, einem Taktgenerator zum Erzeugen eines Taktsignals zur Steuerung der digitalen Signalverarbeitungseinheit, einem Ausgangswandler und einer Sendeeinheit und/oder Empfangseinheit zur drahtlosen Signalübertragung zwischen dem Hörhilfegerät oder Hörgerätesystem und einem weiteren Gerät, wobei bei dem Taktsignal, das von dem Taktgenerator aus-

geht, Frequenzschwankungen erzeugt werden.

[0011] Ferner wird die Aufgabe gelöst durch ein Hörhilfegerät oder Hörgerätesystem mit wenigstens einem Eingangswandler zur Aufnahme eines Eingangssignals und Wandlung in ein elektrisches Signal, einem A/D-Wandler zur Wandlung des elektrischen Eingangssignals in ein digitales Signal, einer digitalen Signalverarbeitungseinheit, einem Taktgenerator zum Erzeugen eines Taktsignals zur Steuerung der digitalen Signalverarbeitungseinheit zur Verarbeitung des digitalen Signals, einem Ausgangswandler und einer Sende- und/oder Empfangseinheit zur drahtlosen Signalübertragung zwischen dem Hörhilfegerät oder Hörgerätesystem und einem weiteren Gerät, wobei dem Taktgenerator eine Jitter-Einheit zugeordnet ist zum Erzeugen von Frequenzschwankungen bei dem Taktsignal.

[0012] Bei dem Hörhilfegerät gemäß der Erfindung handelt es sich beispielsweise um ein hinter dem Ohr tragbares Hörhilfegerät, ein in dem Ohr tragbares Hörhilfegerät, ein implantierbares Hörhilfegerät oder ein Taschenhörhilfegerät. Weiterhin kann das Hörhilfegerät gemäß der Erfindung auch Teil eines mehrere Geräte zur Versorgung eines Schwerhörigen umfassenden Hörgerätesystems sein, z.B. Teil eines Hörgerätesystems mit zwei am Kopf getragenen Hörhilfegeräten zur binauralen Versorgung, Teil eines Hörgerätesystems mit einem am Kopf tragbaren Hörhilfegerät und einer am Körper tragbaren externen Prozessoreinheit, Teil eines ganz oder teilweise implantierbaren Hörgerätesystems mit mehreren Komponenten, Teil eines Hörgerätesystems mit externen Zusatzkomponenten wie Fernsteuereinheit oder externer Mikrofoneinheit, usw.

[0013] Ein Hörhilfegerät umfasst in der Regel einen oder mehrere Eingangswandler zur Aufnahme eines Eingangssignals. Der Eingangswandler ist beispielsweise als Mikrofon ausgebildet, das ein akustisches Signal aufnimmt und in ein elektrisches Signal wandelt. Als Eingangswandler kommen jedoch auch Einheiten in Betracht, die eine Spule oder eine Antenne aufweisen und die ein elektromagnetisches Signal aufnehmen und in ein elektrisches Signal wandeln. Ferner umfasst ein Hörhilfegerät üblicherweise eine Signalverarbeitungseinheit zur Verarbeitung und frequenzabhängigen Verstärkung des elektrischen Signals. Zur Signalverarbeitung im Hörhilfegerät dient ein vorzugsweise digitaler Signalprozessor (DSP), dessen Arbeitsweise mittels auf das Hörhilfegerät übertragbarer Programme oder Parameter beeinflussbar ist. Dadurch lässt sich die Arbeitsweise der Signalverarbeitungseinheit sowohl an den individuellen Hörverlust eines Hörgeräteträgers als auch an die aktuelle Hörsituation anpassen, in der das Hörhilfegerät gerade betrieben wird. Das so veränderte elektrische Signal ist schließlich einem Ausgangswandler zugeführt. Dieser ist in der Regel als Hörer ausgebildet, der das elektrische Ausgangssignal in ein akustisches Signal wandelt. Jedoch sind auch hier andere Ausführungsformen möglich, z.B. ein implantierbarer Ausgangswandler, der direkt mit einem Gehörknöchel-

chen verbunden ist und dieses zu Schwingungen anregt.

[0014] Zur drahtlosen Signalübertragung zwischen dem Hörhilfegerät und einem weiteren Gerät kann das Hörhilfegerät gemäß der Erfindung eine Sende- und/oder Empfangseinheit umfassen. Es kann aber auch Teil eines Hörgerätesystems mit wenigstens einem Hörhilfegerät und einer Sende- und/oder Empfangseinheit sein, die als eigenständige Baueinheit außerhalb des Gehäuses des Hörhilfegerätes angeordnet ist.

[0015] Zum Betrieb eines digitalen Hörhilfegerätes mit einer digitalen Signalverarbeitungseinheit und einer digitalen Endstufe ist ein Taktgenerator erforderlich, der ein Taktsignal mit vordefinierten Eigenschaften abgibt. Die Erfindung sieht vor, dass das Taktsignal in begrenztem Umfang destabilisiert wird, d.h., auch über einen kurzen Betrachtungszeitraum von wenigen Sekunden treten Veränderungen in dem Taktsignal auf. Es kann damit nicht länger als periodische Folge aufeinanderfolgender, gleicher Taktimpulse betrachtet werden.

[0016] Zur Veränderung des Taktsignals stehen unterschiedliche Möglichkeiten zur Auswahl. So kann z.B. die Periodendauer schwanken oder die Impulsbreite variieren. Weiterhin kann auch die Flankensteilheit der Taktimpulse kurzzeitigen Schwankungen unterworfen sein.

[0017] Die Destabilisierung des Taktsignals führt dazu, dass sowohl die Energieanteile der in dem Hörhilfegerät erzeugten Störsignale mit der Taktfrequenz als auch deren Harmonische auf ein größeres Frequenzband verteilt werden und damit die frequenzspezifische Energie geringer wird. Dies wiederum bedeutet, dass bei entsprechend bemessenen Schwankungen des Taktsignals die Amplitude eines durch die Harmonischen hervorgerufenen Störsignals unterhalb der Empfangsschwelle der Empfangseinheit liegt. Harmonische der Taktfrequenz führen daher nicht mehr zu Störungen beim drahtlosen Empfang eines Signals von einem externen Gerät. Allgemein bietet die Erfindung dadurch den Vorteil, dass ein Hörhilfegerät in Verbindung mit einem Signalübertragungssystem zur drahtlosen Signalübertragung eine störungsfreie Kommunikation ermöglicht.

[0018] Eine Ausführungsform der Erfindung sieht eine Jitter-Einheit vor, durch die geringfügige Frequenzschwankungen (Frequenz-Jitter) auf das Taktsignal eingebracht werden. Zum Erzeugen der Frequenzschwankungen bei dem Taktsignal wird ein stabiles internes Taktsignal des Taktgenerators vorzugsweise mit einem weiteren Signal moduliert, d.h., einem weiteren Signal überlagert. Die Modulation erfolgt vorzugsweise mit einem Sinus- oder Rauschsignal, wobei deren Frequenzkomponenten vorteilhaft deutlich oberhalb des Audiofrequenzbereiches liegen und damit in diesem keine zusätzlichen Verzerrungen oder ein verstärktes Rauschen hervorrufen. Das mit dem internen Taktsignal modulierte Signal wird vorzugsweise so gewählt, dass die Frequenz des entstehenden Taktsignals um eine Mittenfre-

quenz schwankt. Diese Mittenfrequenz kann damit weiterhin als die Taktfrequenz des Systems betrachtet werden, wobei die reale Taktfrequenz dann in gleitendem Übergang abwechselnd für einige Perioden oberhalb der Mittenfrequenz und für einige Perioden unterhalb der Mittenfrequenz liegt. Vorteilhaft liegt die Frequenz der Taktschwankungen oberhalb des hörbaren Audiofrequenzbereiches, so dass die Taktschwankungen nicht zu hörbaren Verzerrungen bei dem Ausgangssignal des Hörhilfegerätes führen.

[0019] Weitere Einzelheiten der Erfindung ergeben sich aus der nachfolgenden Beschreibung eines Ausführungsbeispiels. Es zeigen:

Figur 1 das Blockschaltbild eines digitalen Hörhilfegerätes mit einer Jitter-Einheit,

Figur 2 ein ungestörtes Empfangssignal,

Figur 3 ein Empfangssignal mit überlagertem Störspektrum,

Figur 4 das Störspektrum und

Figur 5 das Störspektrum unter dem Einfluss der Jitter-Einheit.

[0020] Figur 1 zeigt ein Ausführungsbeispiel für ein Hörhilfegerät gemäß der Erfindung im Blockschaltbild. Zur Schallaufnahme dient ein Mikrofon 1, das ein akustisches Eingangssignal aufnimmt und in ein elektrisches Eingangssignal wandelt. Das elektrische Eingangssignal ist zunächst einer Vorverstärker- und A/D-Wandler-Einheit 2 zugeführt. Diese wandelt das analoge Eingangssignal in ein digitales Eingangssignal. Zur Weiterverarbeitung und frequenzabhängigen Verstärkung des digitalen Eingangssignals dient die digitale Signalverarbeitungseinheit 3. Diese umfasst zur Endverstärkung einen Class-D-Verstärker. Schließlich wird das verarbeitete und verstärkte Signal mittels eines Hörers 4 in ein analoges akustisches Ausgangssignal gewandelt und abgegeben. Zur Spannungsversorgung der Hörgeräte-Komponenten ist eine Batterie 5 vorhanden. Weiterhin ist die digitale Signalverarbeitungseinheit des Hörhilfegerätes mit einem Taktgenerator 6 verbunden. Bei dem Hörhilfegerät im Ausführungsbeispiel gemäß Figur 1 ist neben dem Mikrofon 1 als weiterer Signaleingang eine Telefonspule 7 vorgesehen, durch die ein elektromagnetisches Eingangssignal aufgenommen werden kann. Das Hörhilfegerät umfasst weiterhin einen von einem Hörgeräteträger bedienbaren MTO-Schalter 8 zur Wahl des Betriebes über das Mikrofon (Schaltstellung M), über die Telefonspule (Schaltstellung T) oder zum Ausschalten des Hörhilfegerätes (Schaltstellung O). Darüber hinaus umfasst das Hörhilfegerät eine Programmierbuchse 9 zur drahtgebundenen Verbindung mit einem Programmiergerät sowie eine Situationstaste 10 zum Umschalten zwischen ver-

schiedenen Hörprogrammen durch den Hörgeräteträger. Als weiteres Bedienelement ist ein VC-Steller 11 vorhanden, durch den sich die Lautstärke manuell am Hörhilfegerät einstellen lässt.

[0021] Das Hörhilfegerät gemäß der Erfindung ist zur drahtlosen Signalübertragung zwischen dem Hörhilfegerät und einem weiteren Gerät, z.B. einem weiteren Hörhilfegerät, mit einer Sende- und/oder Empfangseinheit 12 verbunden, die eine Antenne 13 umfasst. Dabei kann die Sende- und/oder Empfangseinheit 12 direkt in das Gehäuse des Hörhilfegerätes integriert und somit Teil des Hörhilfegerätes sein. Die Sende- und/oder Empfangseinheit 12 kann aber auch ein eigenes Gehäuse aufweisen und als eigenständige externe Baueinheit zusammen mit dem Hörhilfegerät ein Hörerätesystem bilden. Dabei kann zum Betrieb eines derartigen Hörerätesystems eine Befestigung der externen Sende- und/oder Empfangseinheit an dem Gehäuse des Hörhilfegerätes vorgesehen sein, die externe Sende- und/oder Empfangseinheit kann aber auch separat am Körper, z.B. als Brust- oder Taschengerät, getragen werden und lediglich über elektrische Verbindungsmittel mit dem Hörhilfegerät verbunden sein.

[0022] Schließlich weist das Hörhilfegerät gemäß der Erfindung eine mit dem Taktgenerator 6 verbundene Jitter-Einheit 14 auf. Die Jitter-Einheit 14 bewirkt einen Frequenz-Jitter des von dem Taktgenerator 6 ausgehenden Taktsignals. Der Frequenz-Jitter kann z.B. durch die Überlagerung eines stabilen internen Taktsignals des Taktgenerators mit einem Sinussignal oder mit einem Rauschsignal hervorgerufen werden. Vorteilhaft liegt dabei die Frequenz des überlagerten Signals oberhalb des Audiofrequenzbereiches, so dass durch die Überlagerungen keine wahrnehmbaren Störungen im Ausgangssignal des Hörhilfegerätes entstehen. Durch die so hervorgerufenen Frequenzschwankungen bei dem Taktsignal wird erreicht, dass sowohl die Energieanteile von Störsignalen mit der Taktfrequenz als auch deren Harmonische auf ein größeres Frequenzband verteilt werden und damit die frequenzspezifische Energie geringer wird. Durch die getaktete Arbeitsweise des Hörhilfegerätes hervorgerufene Störsignale bei der verwendeten Taktfrequenz und deren Harmonische können dadurch zwar weiterhin von der Antenne 13 oder der Telefonspule 7 erfasst werden, sie liegen nun jedoch unter der Eingangsschwelle der Sende- und/oder Empfangseinheit 12 bzw. des Vorverstärkers mit A/D-Wandler 2 und führen somit nicht mehr zu Störungen eines von der Sende- und/oder Empfangseinheit 12 bzw. der Telefonspule 7 empfangenen oder abgegebenen Nutzsignals.

[0023] Figur 2 zeigt das Frequenzspektrum eines von der Sende- und/oder Empfangseinheit 12 aufgenommenen elektromagnetischen Signals mit einer Trägerfrequenz von 1 MHz. Das empfangene Signal gemäß Figur 2 ist nicht durch ein Taktsignal gestört. Anders hingegen das Signal gemäß Figur 3. Bei diesem Signal ist deutlich sichtbar ein Störsignal überlagert, das sich aus

den Harmonischen der Taktfrequenz des Hörhilfegerätes zusammensetzt. Zur Verdeutlichung zeigt Figur 4 das Störspektrum ohne das Empfangssignal. Wird nun bei der zuletzt genannten Ausgangssituation gemäß der Erfindung ein Frequenz-Jitter bei dem Taktsignal erzeugt, so wird, wie in Figur 5 veranschaulicht, das Störspektrum wieder geglättet. Die Störsignale liegen nun wieder unterhalb einer Empfangsschwelle der Sende- und/oder Empfangseinheit 12, wodurch eine störungsfreie Signalübertragung zwischen dem Hörhilfegerät und einem weiteren Gerät ermöglicht wird.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätes oder Hörgerätesystems mit wenigstens einem Eingangswandler zur Aufnahme eines Eingangssignals und Wandlung in ein elektrisches Signal, einem A/D-Wandler zur Wandlung des elektrischen Eingangssignals in ein digitales Signal, einer digitalen Signalverarbeitungseinheit (3) zur Verarbeitung des digitalen Signals, einem Taktgenerator (6) zum Erzeugen eines Taktsignals zur Steuerung der digitalen Signalverarbeitungseinheit (3), einem Ausgangswandler und einer Sende- und/oder Empfangseinheit (12) zur drahtlosen Signalübertragung zwischen dem Hörhilfegerät oder Hörgerätesystem und einem weiteren Gerät, **dadurch gekennzeichnet, dass** bei dem Taktsignal, das von dem Taktgenerator (6) ausgeht, Frequenzschwankungen erzeugt werden.
2. Verfahren nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet, dass** zum Erzeugen der Frequenzschwankungen ein von dem Taktgenerator (6) erzeugtes internes Taktsignal mit einem weiteren Signal moduliert wird.
3. Verfahren nach Anspruch 2, **dadurch gekennzeichnet, dass** das interne Taktsignal mit einem Sinussignal moduliert wird.
4. Verfahren nach Anspruch 2, **dadurch gekennzeichnet, dass** das interne Taktsignal mit einem Rauschsignal moduliert wird.
5. Verfahren nach einem der Ansprüche 2 bis 4, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Frequenz des weiteren Signals oberhalb des hörbaren Frequenzbereiches liegt.
6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Frequenz des Taktsignals um eine Mittenfrequenz schwankt.
7. Hörhilfegerät oder Hörgerätesystem mit wenigstens einem Eingangswandler zur Aufnahme eines Eingangssignals und Wandlung in ein elektrisches Signal, einem A/D-Wandler zur Wandlung des elektrischen Eingangssignals in ein digitales Signal, einer digitalen Signalverarbeitungseinheit (3) zur Verarbeitung des digitalen Signals, einem Taktgenerator (6) zum Erzeugen eines Taktsignals zur Steuerung der digitalen Signalverarbeitungseinheit (3), einem Ausgangswandler und einer Sende- und/oder Empfangseinheit (12) zur drahtlosen Signalübertragung zwischen dem Hörhilfegerät oder Hörgerätesystem und einem weiteren Gerät, **dadurch gekennzeichnet, dass** dem Taktgenerator (6) eine Jitter-Einheit (14) zugeordnet ist zum Erzeugen von Frequenzschwankungen bei dem Taktsignal.
8. Hörhilfegerät oder Hörgerätesystem nach Anspruch 7, **dadurch gekennzeichnet, dass** zum Erzeugen der Frequenzschwankungen das Taktsignals ein internes Taktsignal des Taktgenerators (6) mit einem weiteren Signal modulierbar ist.
9. Hörhilfegerät oder Hörgerätesystem nach Anspruch 8, **dadurch gekennzeichnet, dass** das interne Taktsignal mit einem Sinussignal modulierbar ist.
10. Hörhilfegerät oder Hörgerätesystem nach Anspruch 8, **dadurch gekennzeichnet, dass** das interne Taktsignal mit einem Rauschsignal modulierbar ist.
11. Hörhilfegerät oder Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 8 bis 10, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Frequenz des weiteren Signals oberhalb des hörbaren Frequenzbereiches liegt.
12. Hörhilfegerät oder Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 7 bis 11, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Frequenz des Taktsignals um eine Mittenfrequenz schwankt.
13. Hörhilfegerät nach einem der Ansprüche 7 bis 12, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Sende- und/oder Empfangseinheit (12) in das Hörhilfegerät integriert ist.
14. Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 7 bis 12, **gekennzeichnet durch** ein Hörhilfegerät und eine externe, mit dem Hörhilfegerät verbundene Sende- und/oder Empfangseinheit (12).

FIG 1

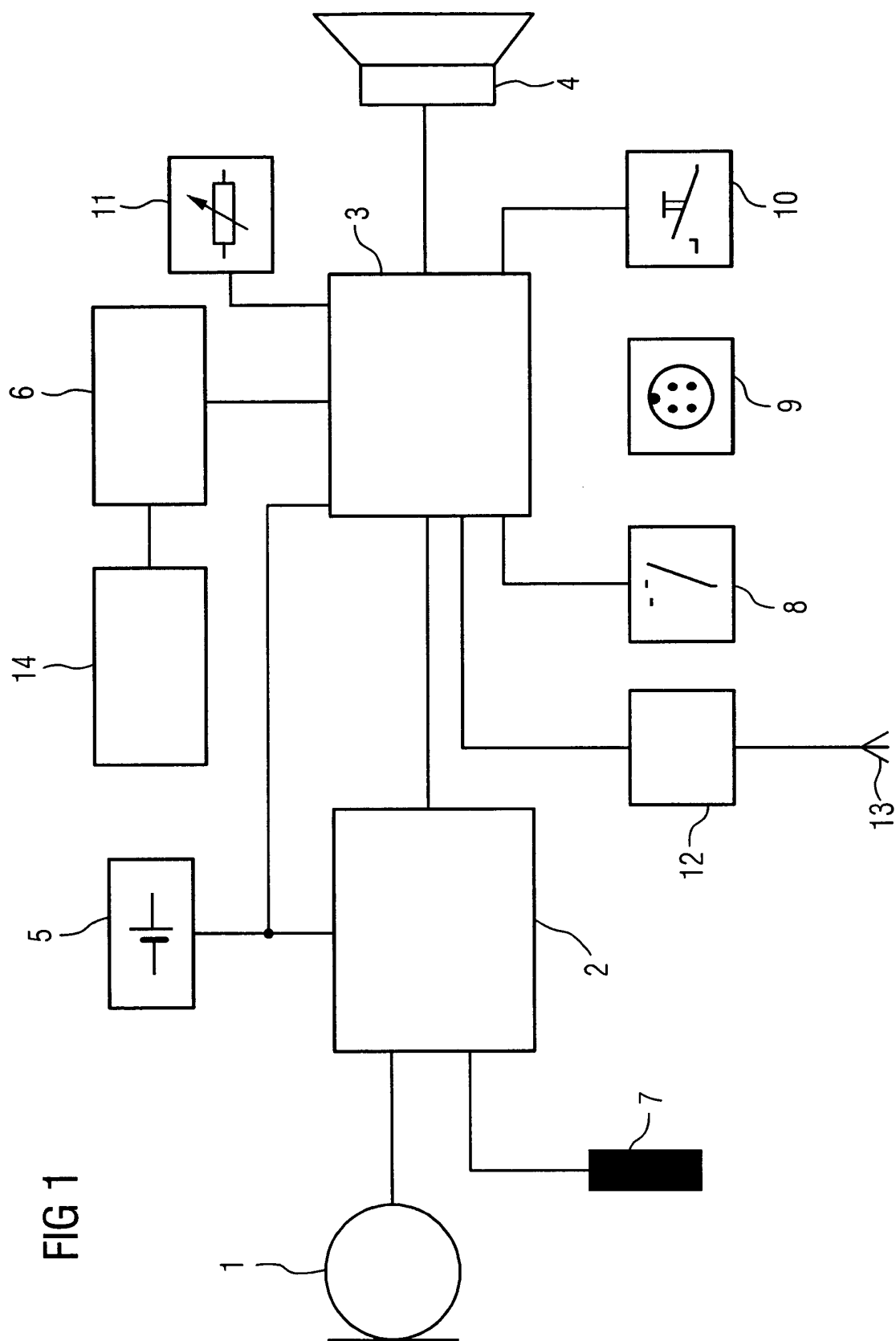


FIG 2

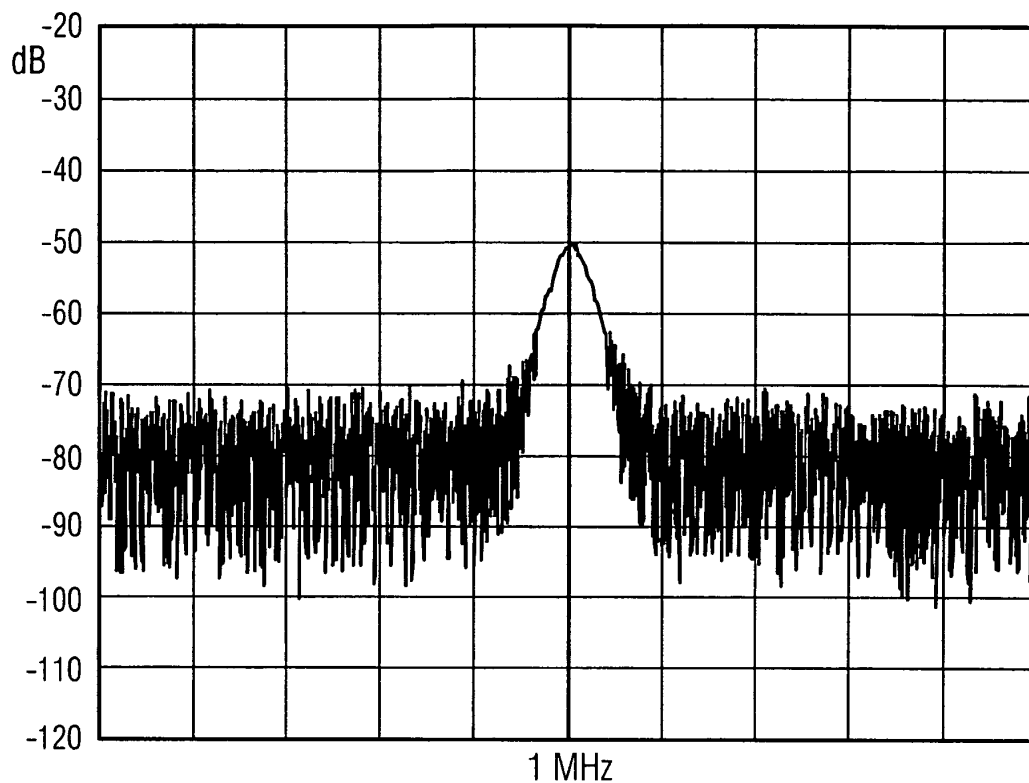


FIG 3

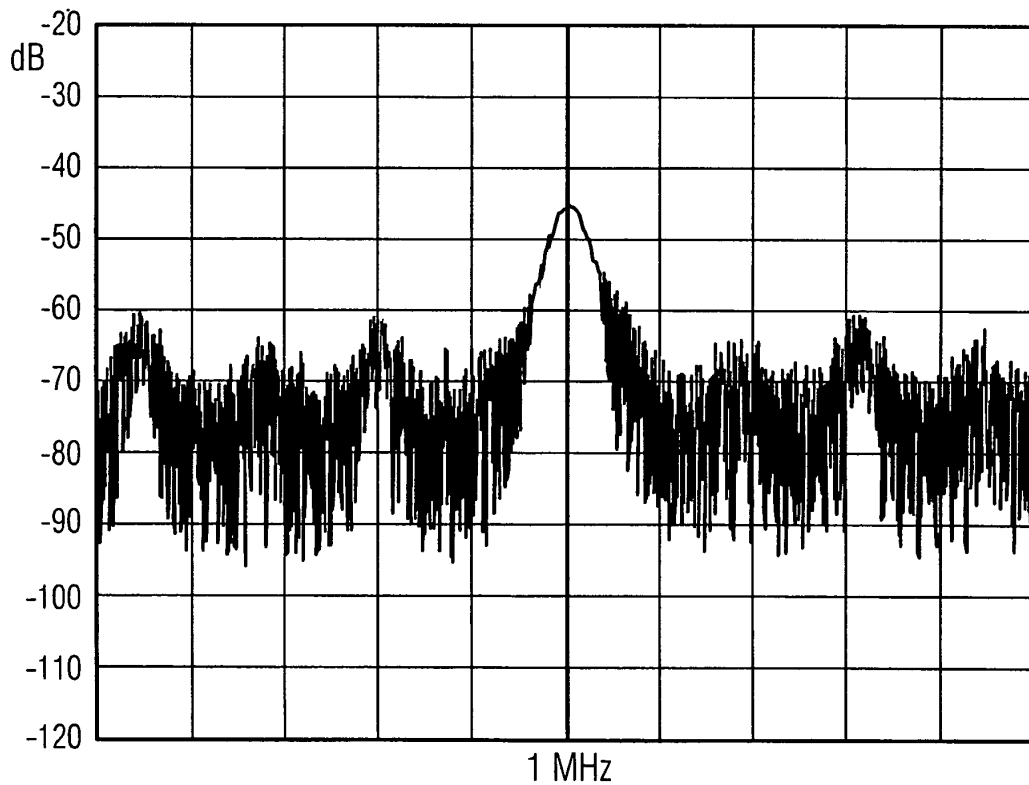


FIG 4

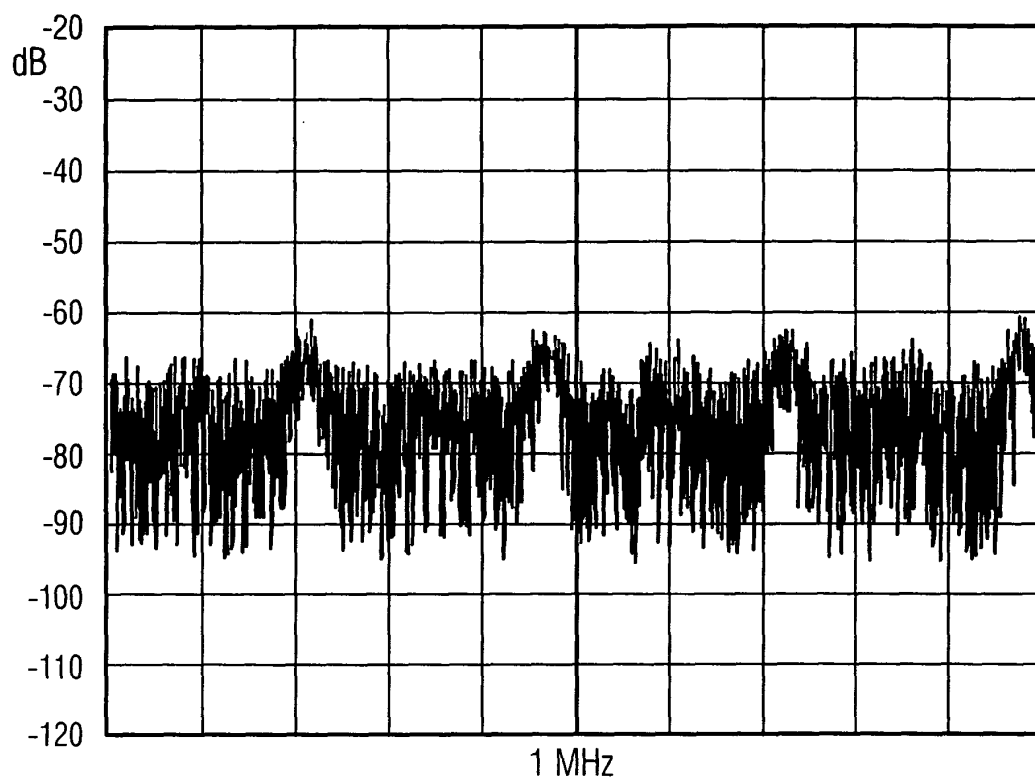


FIG 5

