



(12) **EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

(43) Veröffentlichungstag:
23.06.2010 Patentblatt 2010/25

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

(21) Anmeldenummer: **09175951.4**

(22) Anmeldetag: **13.11.2009**

(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 MK MT NL NO PL PT RO SE SI SK SM TR
Benannte Erstreckungsstaaten:
AL BA RS

(72) Erfinder:
• **Beck, Frank**
91080 Spardorf (DE)
• **Kornagel, Ulrich, Dr.**
91052 Erlangen (DE)

(30) Priorität: **16.12.2008 DE 102008062587**

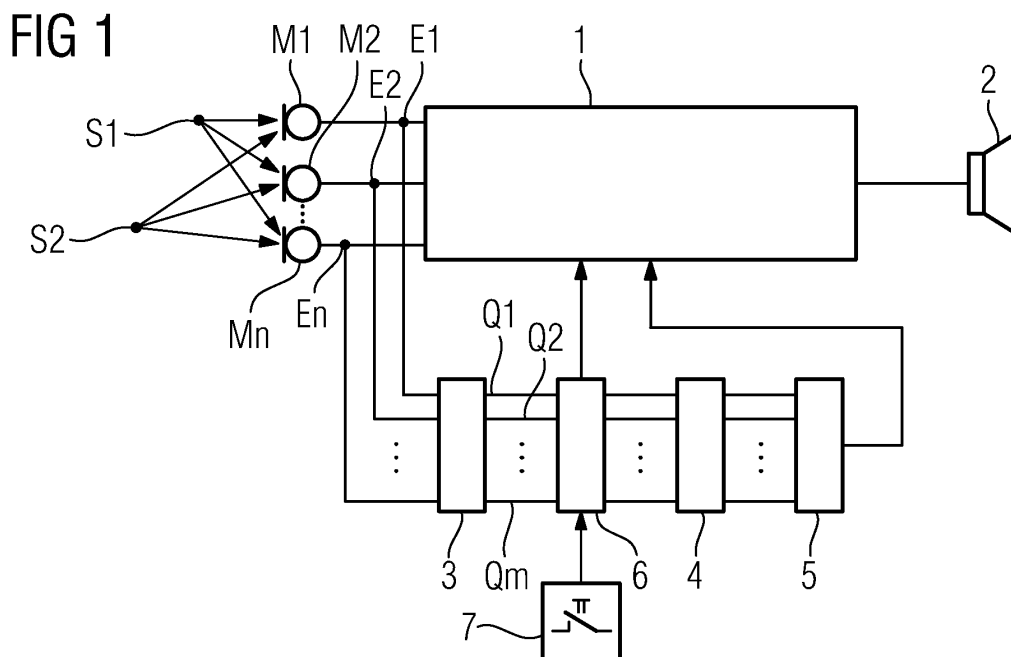
(74) Vertreter: **Maier, Daniel Oliver**
Siemens Aktiengesellschaft
Postfach 22 16 34
80506 München (DE)

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

(54) **Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätes sowie Hörhilfegerät mit einer Quellentrennungseinrichtung**

(57) Bei einem Hörhilfegerätesystem mit wenigstens einem Hörhilfegerät (10) sollen mit vertretbarem Rechenaufwand Störsignale unterdrückt und Nutzsignale hervorgehoben werden. Hierzu werden zunächst mittels einer Quellentrennungseinrichtung (3; 13), insbesondere einer BSS-Einheit, quellenspezifische Empfangssignale ($Q_1, Q_2, \dots, Q_m; Q_1', Q_2', \dots, Q_m'$) erzeugt und analysiert. Aus dem Analyseergebnis werden dann Pa-

rameter-Einstellungen für den Betrieb des Hörhilfegerätes (10) abgeleitet, die die Unterdrückung von Störsignalen bzw. die Hervorhebung von Nutzsignalen bewirken. Dabei geht ein von dem Hörhilfegerät (10) erzeugtes Ausgangssignal nicht direkt aus den quellenspezifischen Empfangssignalen hervor, so dass ein zeitabschnittsweiser Betrieb der BSS-Einheit genügt und eine Signalverarbeitung in Echtzeit in der BSS-Einheit nicht notwendigerweise erforderlich ist.



Beschreibung

[0001] Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätes sowie Hörhilfegerät mit einer Quellentrennungseinrichtung

[0002] Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätes sowie ein Hörhilfegerät.

[0003] Hörhilfegeräte erfassen den Umgebungsschall und bieten diesen einem Benutzer komprimiert und verstärkt an. Dabei unterscheidet man zwischen Nutz- und Störsignalen. Das Nutzsignal ist der Schall, den der Benutzer wahrnehmen will. Störsignale sind alle übrigen Schalleindrücke, unabhängig davon, ob sie durch das Hörhilfegerät selbst erzeugt werden (Mikrofonrauschen, Feedback-Pfeifen, akustische Artefakte) oder ob sie Teil der Umgebungssituation sind (Straßenverkehr, Maschinengeräusche, Gespräche von Sprechern, bei denen der Benutzer nicht zuhören möchte).

[0004] Da der Benutzer im Wesentlichen nur die Nutzsignale, nicht jedoch die Störsignale wahrnehmen möchte stellt sich das Problem, die Nutzsignale von den Störsignalen zu unterscheiden, damit die Nutzsignale durch eine entsprechende Signalverarbeitung gegenüber den Störsignalen hervorgehoben werden können.

[0005] Zur Lösung dieses Problems gibt es diverse Ansätze: Beispielsweise können zur Unterdrückung des Feedback-Pfeifens Algorithmen zur Feedback-Kompensation, Notch-Filter usw. verwendet werden. Zur Unterdrückung von Störschall aus der Hörumgebung des Benutzers kommen z.B. Störgeräuschunterdrückungsalgorithmen auf Basis des Wiener-Filters zur Anwendung. Die Schwierigkeit bei diesen traditionellen Verfahren besteht darin, dass sie keine eindeutige Identifikation des Störsignals zulassen und somit neben dem Störsignal immer auch einen oft nicht unerheblichen Teil des Nutzsignals reduzieren.

[0006] Die Offenlegungsschrift DE 101 140 15 A1 beschreibt ein Verfahren, bei dem der Hörgeräteträger ein bestimmtes Schallsignal aus seiner Hörumgebung aktiv (z.B. durch Knopfdruck) als Stör- oder Nutzsignal kennzeichnen kann. Nachteilig dabei ist, dass das von dem Mikrofon ausgenommene Schallsignal ein akustisches Mischsignal ist, das Signalanteile von allen aktiven Schallquellen in der Umgebung des Benutzers enthält. Dadurch ist bei gleichzeitig auftretenden Stör- und Nutzsignalen keine eindeutige Kennzeichnung als Stör- oder Nutzsignal möglich. Beispielsweise würde die Kennzeichnung eines derartigen Mischsignals als Störsignal neben einer Reduzierung des darin enthaltenen Störsignals unweigerlich auch zu einer unerwünschten Reduzierung des Nutzsignals führen.

[0007] Aus der DE 103 133 31 B4 ist ein Hörhilfegerät mit einem Richtmikrofonsystem bekannt, das zur Bestimmung der Einfallsrichtungen der von unterschiedlichen Schallquellen ausgehenden akustischen Signale geeignet ist. Dadurch wird es möglich, bestimmte Schallquellen gegenüber anderen hervorzuheben oder zu unter-

drücken.

[0008] Aus der EP 18 48 245 A2 ist ein Hörgerät mit einer Quellentrennungseinrichtung zur Erzeugung quellspezifischer Empfangssignale bekannt. Die Separation der von unterschiedlichen Signalquellen ausgehenden akustischen Signale erfolgt beispielsweise durch Algorithmen zur sogenannten "Blind Source Separation" (BSS). Die von den unterschiedlichen Signalquellen empfangenen akustischen Signale können anschließend, ggf. unter Berücksichtigung manueller Benutzereingaben, in Stör- oder Nutzsignale unterteilt werden. Es werden dann lediglich die als Nutzsignale identifizierten Signale weiterverarbeitet und verstärkt.

[0009] Nachteilig bei den bekannten Hörhilfegeräten mit einer Quellentrennungseinrichtung ist die hohe Rechenleistung, die zum Trennen der Signalquellen erforderlich ist. Dies wirkt sich beispielsweise negativ auf die Laufzeit eines mit einer kleinen Batterie betriebenen Hörhilfegerätes aus.

[0010] Aus der Offenlegungsschrift DE 10 2006 020 832 A1 ist ein Verfahren zum Unterdrücken von Rückkopplungen bekannt, bei dem von einem Eingangssignal, das einen Spektralanteil in einem rückkopplungsgefährdeten Frequenzbereich besitzt, ein vorgebbarer Frequenzbereich mit einem synthetischen Signal substituiert wird.

[0011] Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, ein Hörhilfegerätesystem sowie ein Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätesystems anzugeben, bei denen eine unterschiedliche Signalverarbeitung von Stör- und Nutzsignalen mit verhältnismäßig wenig Rechenaufwand möglich ist.

[0012] Diese Aufgabe wird durch ein Verfahren mit den Verfahrensschritten gemäß Patentanspruch 1 gelöst. Ferner wird die Aufgabe durch ein Hörhilfegerätesystem mit den Merkmalen gemäß Patentanspruch 8 gelöst.

[0013] Bei einem Hörhilfegerät mit mehreren Mikrofonen empfängt jedes der Mikrofone in der Regel ein anderes akustisches Mischsignal, das sich jeweils als Überlagerung der von unterschiedlichen Schallquellen erzeugten akustischen Signale am Ort des jeweiligen Mikrofons ergibt. Jedes der Mikrofone wandelt das in das jeweilige Mikrofon eingehende akustische Mischsignal in ein elektrisches Mischsignal, das dann zum Ausgleich des individuellen Hörverlustes eines Benutzers weiterverarbeitet und verstärkt wird. Daraus resultiert ein elektrisches Ausgangssignal, das ein Ausgangswandler des Hörhilfegerätes, üblicherweise ein Hörer, in ein von dem Benutzer als akustisches Signal wahrnehmbares Ausgangssignal wandelt.

[0014] Bei modernen Hörhilfegeräten lässt sich die Signalverarbeitung innerhalb eines Hörhilfegerätes durch eine Vielzahl einstellbarer Parameter-Einstellungen an den individuellen Benutzer oder die Hörsituation, in der sich der Benutzer gerade befindet, anpassen. Dabei ist die Wahl geeigneter Parameter-Einstellungen entscheidend für den Erfolg, den der Benutzer durch die Verwendung des Hörhilfegerätes in Bezug auf eine Verbesse-

rung seines Hörvermögens erfährt. Maßgeblich für diesen Erfolg ist dabei, wie das betreffende Hörhilfegerät Störsignale unterdrückt und Nutzsignale - insbesondere gegenüber den Störsignalen - hervorhebt. Die entsprechenden Parameter-Einstellungen hierfür legen beispielsweise die Übertragungsfunktionen bestimmter Filter fest oder sie bestimmen, ob bestimmte Algorithmen, z.B. zur Störsignalunterdrückung oder zur Sprachsignalanhebung, aktiv sind oder nicht.

[0015] Die Grundidee der Erfindung besteht nun darin, nicht wie bisher die quellspezifischen Empfangssignale wahlweise direkt weiterzuverarbeiten oder zu unterdrücken, sondern die quellspezifischen Empfangssignale dienen nun dazu, um daraus Parameter zu erzeugen, die eine Hervorhebung bzw. eine Unterdrückung des jeweiligen quellspezifischen Empfangssignals bewirken, auch dann noch, wenn die quellspezifischen Empfangssignale nicht direkt in das Ausgangssignal des betreffenden Hörhilfegerätes eingehen.

[0016] Die Erfindung bietet den Vorteil, dass die Erzeugung der quellspezifischen Empfangssignale nun in einer dem Signalpfad eines Hörhilfegerätes, ausgehend von den Mikrofonen über die Signalverarbeitungseinheit zum Hörer, nebengeordneten Struktur erfolgen kann. Im Unterschied zu dem Signalpfad, in dem die Signalverarbeitung nahezu in Echtzeit erfolgen muss, spielen Zeitverzögerungen in der nebengeordneten Struktur lediglich eine untergeordnete Rolle, da bei der Erfindung das akustische Ausgangssignal während des normalen Betriebes des betreffenden Hörhilfegerätes nicht direkt aus einem oder mehreren quellspezifischen Empfangssignalen hervorgeht. Die zur Erzeugung der quellspezifischen Empfangssignale erforderliche Rechenleistung kann damit reduziert werden.

[0017] Bei einer Weiterbildung der Erfindung erfolgt die rechenaufwendige Erzeugung der quellspezifischen Empfangssignale nur zeitabschnittsweise und nicht während des gesamten Betriebs eines betreffenden Hörhilfegerätes. Die Separation der unterschiedlichen Schallquellen dient letztendlich insbesondere dazu, bestimmte Charakteristika der Stör- als auch der Nutzsignale zu extrahieren, aufgrund derer die Störsignale unterdrückt bzw. die Nutzsignale hervorgehoben werden können. Wurden derartige Charakteristika festgestellt, so kann zumindest für einen begrenzten Zeitraum, für den die erkannten Stör- oder Nutzsignale zumindest weitgehend stationär sind, auf die Erzeugung der quellspezifischen Empfangssignale verzichtet werden. Die für den Betrieb eines Hörhilfegerätes erforderliche Rechenleistung lässt sich dadurch erheblich reduzieren.

[0018] Bei einer vorteilhaften Ausgestaltung der Erfindung umfasst das erfindungsgemäße Hörhilfegerätesystem neben wenigstens einem Hörhilfegerät zusätzlich eine externe Prozessoreinheit. Diese dient vorzugsweise auch zur Fernbedienung eines betreffenden Hörhilfegerätes des Hörhilfegerätesystems. Dabei ist es ferner möglich, dass die rechenaufwendige Erzeugung mehrerer quellspezifischer Empfangssignale aus den von

den Mikrofonen des Hörhilfegerätesystems generierten elektrischen Mischsignalen in der externen Prozessoreinheit erfolgt. Vorteilhaft ist die externe Prozessoreinheit hierfür mit wenigstens zwei Mikrofonen zum Erzeugen elektrischer Mischsignale ausgestattet. Weiterhin vorteilhaft erfolgen dann ebenfalls die Analyse der quellspezifischen Empfangssignale sowie die Bestimmung von Parameter-Einstellungen für das Hörhilfegerät in der externen Prozessoreinheit. Die dabei ermittelten Parameter-Einstellungen können dann drahtlos von der externen Prozessoreinheit auf das betreffende Hörhilfegerät übertragen werden.

[0019] Im Vergleich zum Hörhilfegerät spielen bei der externen Prozessoreinheit die Größe des Gerätes und dessen Stromverbrauch eine untergeordnete Rolle. Um den Bedienkomfort zu erhöhen, kann die externe Prozessoreinheit z.B. mit einem Display und einer Tastatur ausgestattet sein, mit deren Hilfe z.B. die räumliche Verteilung mehrerer Signalquellen im Raum grafisch dargestellt und die Unterscheidung zwischen Stör- und Nutzschallquellen auch unter Berücksichtigung von Benutzereingaben erfolgen kann.

[0020] Die Erfindung wird nachfolgend anhand von Ausführungsbeispielen näher erläutert. Es zeigen:

FIG 1 ein erstes Hörhilfegerätesystem gemäß der Erfindung

FIG 2 ein zweites Hörhilfegerätesystem gemäß der Erfindung und

FIG 3 ein Ablaufdiagramm für ein Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätesystems gemäß der Erfindung.

[0021] Das erfindungsgemäße Hörhilfegerätesystem gemäß FIG 1 weist lediglich ein einzelnes Hörhilfegerät auf. Zur Aufnahme akustischer Eingangssignale und Wandlung in elektrische Eingangssignale umfasst dieses die Mikrofone M1, M2,..., Mn. Im Ausführungsbeispiel sind ferner zwei Signalquellen S1 und S2 in der Umgebung des Hörhilfegerätes vorhanden. Dies erzeugen am Eingang des Mikrofons M1 ein erstes akustisches Mischsignal, am Eingang des Mikrofons M2 ein zweites akustisches Mischsignal usw. Das Mikrofon M1 wandelt das erste akustische Mischsignal in ein erstes elektrisches Mischsignal E1, das Mikrofon M2 das zweite akustische Mischsignal in ein zweites elektrisches Mischsignal E2 usw. Die elektrischen Mischsignale E1, E2, ..., En werden in einer Signalverarbeitungseinheit 1 weiterverarbeitet und verstärkt, so dass ein elektrisches Ausgangssignal resultiert, das durch einen Hörer 2 in ein akustisches Ausgangssignal gewandelt und dem Gehör eines Benutzers zugeführt wird. Dabei ist die Signalverarbeitung in der Signalverarbeitungseinheit 1 durch eine Vielzahl an Parameter-Einstellungen an den individuellen Hörverlust des Benutzers und die aktuelle Hörumgebung, in der sich das Hörhilfegerät gerade befindet, an-

passbar.

[0022] Das erfindungsgemäße Hörhilfegerät umfasst in einem zu dem Signalpfad zwischen den Mikrofonen M1 bis Mn und dem Hörer 2 nebengeordneten Signalpfad eine Quellentrennungseinrichtung, insbesondere eine BSS-Einheit 3, zum Erzeugen mehrerer quellenspezifischer Empfangssignale. Im Ausführungsbeispiel mit den beiden Signalquellen S1 und S2 erzeugt die BSS-Einheit 3 ein erstes quellenspezifisches Empfangssignal Q1, das im Wesentlichen aus dem von der Signalquelle S1 abgegebenen akustischen Signal resultiert, und ein zweites quellenspezifisches Empfangssignal Q2, das im Wesentlichen aus dem von der Signalquelle S2 abgegebenen akustischen Signal resultiert. Die quellenspezifischen Empfangssignale Q1, Q2, ..., Qn werden einer Kennzeichnungseinrichtung 6 zugeführt, durch die eine Einteilung der quellenspezifischen Empfangssignale Q1 bis Qn in Stör- oder Nutzsignale erfolgt. Hierfür ist die Kennzeichnungseinrichtung 6 mit einem Bedienelement 7 verbunden, durch die die quellenspezifischen Empfangssignale Q1 bis Qn dem Benutzer nacheinander dargeboten werden können. Es erfolgt dann für jedes einzelne quellenspezifische Empfangssignal eine Kennzeichnung als Stör- oder Nutzsignal durch manuelle Betätigung des Bedienelementes 7 durch den Benutzer. Die so als Stör- oder Nutzsignal klassifizierten quellenspezifischen Empfangssignale werden anschließend einer Analyseeinrichtung 4 zugeführt, in der sie automatisch hinsichtlich bestimmter Charakteristika analysiert werden. Die Signalanalyse in der Signalanalyseeinrichtung 4 kann beispielsweise eine Spektralanalyse, eine Schätzung von Parametern eines statistischen Modells, die Wahrscheinlichkeitsdichten der Spektralkomponenten (z.B. Realteil, Imaginärteil und Betrag der Fourier-Koeffizienten) bei unterschiedlichen Frequenzen oder die Einfallsrichtung akustischer Signale in das Mikrofonsystem bestimmen. Nach der Analyse der quellenspezifischen Empfangssignale Q1 bis Qn in der Analyseeinrichtung 4 erfolgt in einer Parameter-Bestimmungseinrichtung 5 die automatische Bestimmung geeigneter Parameter für den Betrieb der Signalverarbeitungseinheit 1 zur Unterdrückung der als Störsignale gekennzeichneten quellenspezifischen Empfangssignale bzw. zur Hervorhebung der als Nutzsignale gekennzeichneten quellenspezifischen Empfangssignale. Die so festgelegten Parameter können sich in vielfältiger Weise auf die Verarbeitung der elektrischen Mischsignale E1 bis En durch die Signalverarbeitungseinheit 1 auswirken. Beispielsweise können die Mikrofone M1 bis Mn in der Signalverarbeitungseinheit 1 elektronisch zu Richtmikrofonen verschaltet sein, wobei die Richtwirkung dann durch die in der Parameter-Bestimmungseinrichtung 5 bestimmten Parameter beeinflusst wird. Weiterhin können durch die Parameter beispielsweise Störgeräuschbefreiungsalgorithmen ein- oder ausgeschaltet oder in ihrer Funktionsweise verändert werden. Ferner können damit bestimmte Filter-Parameter eingestellt werden, die beispielsweise bestimmte Frequenzbänder gegenüber anderen her-

vorheben bzw. unterdrücken. Zusätzlich können beispielsweise auf der Analyse der Stör- oder Nutzsignale basierende Parameter die Wirkungsweise eines MMSE-(Minimum Mean Square Error-) Algorithmus oder eines Ephraim-Malah-Algorithmus mit nichtgauß'scher Verteilung beeinflussen. Darüber hinaus ist es möglich, dass in der Parameter-Bestimmungseinrichtung 5 ermittelte Parameter einen Algorithmus zur Restauration eines Sprachsignals steuern, bei dem ein bestimmter Frequenzbereich fehlt oder gestört ist und bei dem dieser Frequenzbereich aus ungestörten Frequenzbereichen synthetisiert wird.

[0023] Die aufgezeigten Beispiele geben ohne Beschränkung der Allgemeinheit nur einen kleinen Ausschnitt möglicher Filter, Algorithmen oder Funktionen des Hörhilfegerätes wieder, die durch Parameter, die aus einer Analyse der quellenspezifischen Empfangssignale hervorgehen, beeinflusst oder gesteuert werden.

[0024] Die ermittelten Parameter-Einstellungen haben direkten Einfluss auf die Signalverarbeitung in dem Signalpfad zwischen den Mikrofonen M1, M2, ..., Mn und dem Hörer 2, derart, dass wenigstens ein Störsignal unterdrückt bzw. wenigstens ein Nutzsignal hervorgehoben wird. Sie haben in der Regel jedoch keinen direkten Einfluss auf die quellenspezifischen Empfangssignale Q1, Q2, ..., Qm. Nach deren Bestimmung beeinflussen die so ermittelten Parameter-Einstellungen die Signalverarbeitung so lange, bis eine Neuberechnung erfolgt. Diese kann beispielsweise manuell durch den Benutzer ausgelöst werden. Die Erzeugung quellenspezifischer Empfangssignale Q1, Q2, ..., Qm durch das Hörhilfegerät ist für die Zeitdauer nach einer Parameter-Bestimmung bis zu dem Zeitpunkt, bei dem eine Neuberechnung der Parameter-Einstellungen ausgelöst wird, nicht erforderlich. Vorteilhaft unterbleibt daher für diesen Zeitraum während des normalen Betriebes des Hörhilfegerätes die rechenaufwendige Erzeugung der quellenspezifischen Empfangssignale Q1, Q2, ..., Qm. Diese werden bei dem Hörhilfegerät gemäß dem Ausführungsbeispiel nur für die Einteilung in Stör- und Nutzsignale sowie zur Bestimmung der Parameter zu deren Unterdrückung bzw. Hervorhebung benötigt, nicht jedoch für den normalen Betrieb des Hörhilfegerätes, in dem diese Parameter-Einstellungen dann wirksam sind.

[0025] Mit der Erfindung ist der Vorteil verbunden, dass die rechenaufwendige Ermittlung der quellenspezifischen Empfangssignale, die Analyse derselben und die darauf basierende Bestimmung von Parametern nur zeitabschnittsweise erfolgen müssen. Solange die äußere Situation im Wesentlichen stationär bleibt (sich beispielsweise die Frequenz eines als Störsignal klassifizierten Eingangssignals nicht ändert) ist eine Anpassung einmal ermittelter Parameter-Einstellungen nicht erforderlich. Der Betrieb der Quellentrennungseinrichtung 3, der Analyseeinrichtung 4 sowie der Parameter-Bestimmungseinrichtung 5 kann demnach zeitabschnittsweise während des Betriebes des Hörhilfegerätes unterbleiben. Die Neuberechnung entsprechender Parameter er-

folgt dann beispielsweise nach dem Einschalten des Hörhilfegerätes, nach einer Programmumschaltung, nach einer automatisch festgestellten Änderung der Hörumgebung oder nach Anforderung durch eine entsprechende manuelle Benutzereingabe.

[0026] Ein weiterer Vorteil der Erfindung ergibt sich dadurch, dass die quellenspezifischen Empfangssignale auch nicht in Echtzeit erzeugt werden müssen. Dies wäre nur dann der Fall, wenn das akustische Ausgangssignal des betreffenden Hörhilfegerätes direkt aus einem oder mehreren quellenspezifischen Empfangssignalen hervorginge. Da letzteres bei der Erfindung jedoch gerade nicht der Fall ist, spielt eine Zeitverzögerung beim Erzeugen der quellenspezifischen Empfangssignale lediglich eine untergeordnete Rolle.

[0027] Weiterhin vorteilhaft können im Zusammenhang mit der Erfindung die quellenspezifischen Empfangssignale Q1, Q2, ..., Qm auch zeitlich aufeinanderfolgend ermittelt und anschließend dem Benutzer dargeboten werden. Damit muss zu jeder Zeit nur ein quellenspezifisches Empfangssignal bestimmt werden. Auch dies trägt zur Reduzierung der erforderlichen Rechenleistung gegenüber einem herkömmlichen Hörhilfegerät mit einer Quellentrennungseinrichtung bei.

[0028] In Abweichung von dem dargestellten Ausführungsbeispiel sieht eine alternative Ausführungsform (nicht dargestellt) die Anordnung der Analyseeinrichtung 4 gemäß FIG 1 in unmittelbarem Anschluss an die Quellentrennungseinrichtung 3 vor. Anders als in dem gezeigten Ausführungsbeispiel gemäß FIG 1 kann damit eine automatische Einteilung der quellenspezifischen Empfangssignale Q1 bis Qn in Stör- oder Nutzsignale auf Basis der in der Analyseeinrichtung 4 durchgeführten Signalanalyse erfolgen. Manuelle Benutzereingaben zur Unterscheidung zwischen Stör- oder Nutzsignalen sind dabei nicht mehr erforderlich.

[0029] Eine weitere Ausführungsform der Erfindung zeigt das Ausführungsbeispiel gemäß FIG 2. Dabei umfasst das dargestellte Hörhilfegerätesystem neben einem Hörhilfegerät 10 auch eine externe Prozessoreinheit 20. Die prinzipielle Wirkungsweise des Hörhilfegerätes 10 ist dabei ähnlich zu der des Hörhilfegerätes im Ausführungsbeispiel gemäß FIG 1. Das Hörhilfegerät 10 im Ausführungsbeispiel umfasst die beiden Mikrofone M1' und M2', in die von den Signalquellen S1' und S2' erzeugte akustische Signale in Form akustischer Mischsignale eingehen. Die Mikrofone M1' und M2' erzeugen aus den akustischen Mischsignalen die elektrischen Mischsignale E1' bzw. E2'. Letztere werden in der Signalverarbeitungseinheit 11 zum Ausgleich des individuellen Hörverlustes eines Benutzers verarbeitet und verstärkt. Das resultierende elektrische Ausgangssignal wird durch einen Hörer 12 in ein akustisches Signal gewandelt und dem Gehör des Benutzers zugeführt. Auch bei dem Hörhilfegerät 10 gemäß dem Ausführungsbeispiel lässt sich die Signalverarbeitung innerhalb der Signalverarbeitungseinheit 11 durch eine Vielzahl einstellbarer Parameter an den individuellen Hörverlust des Be-

nutzers oder die augenblickliche Hörsituation, in der sich das Hörhilfegerät 10 gerade befindet, anpassen.

[0030] Neben dem Hörhilfegerät 10 umfasst das Hörhilfegerätesystem in dem Ausführungsbeispiel gemäß FIG 2 auch die externe Prozessoreinheit 20, die insbesondere als Fernbedienung zur Bedienung des Hörhilfegerätes 10 ausgebildet ist. Neben den üblichen Komponenten einer Fernbedienung für ein Hörhilfegerät umfasst die Fernbedienung 20 auch die Mikrofone M3', M4', ..., Mn'. Auch diese nehmen akustische Mischsignale auf, die aus den von den Signalquellen S1' und S2' ausgehenden akustischen Signalen hervorgehen. Die akustischen Mischsignale werden von den Mikrofonen M3', M4', ... Mn' in die elektrischen Mischsignale E3', E4', ..., En' gewandelt und einer Quellentrennungseinrichtung 13, insbesondere einer BSS-Einheit, zugeführt. Letztere erzeugt aus den elektrischen Mischsignalen E3', E4', ..., En' die quellenspezifischen Empfangssignale Q1', Q2', ..., Qn'. Im Ausführungsbeispiel mit zwei Signalquellen S1' und S2' demnach die quellenspezifischen Empfangssignale Q1' und Q2'.

[0031] Ähnlich wie bei dem Ausführungsbeispiel gemäß FIG 1 sind auch bei dem Ausführungsbeispiel gemäß FIG 2 zwei unterschiedliche Möglichkeiten der Weiterverarbeitung der quellenspezifischen Empfangssignale vorhanden. Einerseits können diese in der Analyseeinrichtung 14 automatisch analysiert und in Stör- oder Nutzsignale unterteilt werden. Andererseits kann diese Einteilung auch unter Berücksichtigung von Benutzereingaben erfolgen. Hierfür sieht die externe Prozessoreinheit 20 die Kennzeichnungseinrichtung 16 vor, durch die in Verbindung mit dem Bedienelement 17 manuelle Benutzereingaben zur Einteilung der quellenspezifischen Empfangssignale in Stör- oder Nutzsignale möglich sind. Neben dem Bedienelement 17 können hierfür weitere, nicht dargestellte Baueinheiten der externen Prozessoreinheit 20 vorhanden sein, die die Einteilung in Stör- oder Nutzsignale erleichtern. Beispielsweise kann die externe Prozessoreinheit die räumliche Verteilung der Schallquellen im Raum feststellen und auf einem Display grafisch darstellen. Ferner kann die externe Prozessoreinheit 20 auch einen Lautsprecher umfassen, so dass sich der Benutzer die einzelnen Schallquellen einzeln und getrennt voneinander anhören kann. Dadurch wird die Einteilung in Stör- oder Nutzsignale für den Benutzer wesentlich erleichtert.

[0032] Nach erfolgter Einteilung in Stör- oder Nutzsignale werden die quellenspezifischen Empfangssignale hinsichtlich des Vorhandenseins bestimmter Charakteristika analysiert. Hierzu zählen insbesondere die Einfallsrichtung der von den jeweiligen Schallquellen erzeugten akustischen Signale in die externe Prozessoreinheit 20, das Frequenzspektrum der Signale, evtl. darin vorhandene Modulationsfrequenzen usw. Anhand der so ermittelten charakteristischen Eigenschaften der quellenspezifischen Empfangssignale erfolgt dann in der Parameter-Bestimmungseinrichtung 15 die Bestimmung geeigneter Parameter für den Betrieb der Signalverar-

beitungseinheit 11 des Hörhilfegerätes 10. Diese Parameter-Einstellungen betreffen insbesondere die Wirkungsweise (Richtwirkung) des Mikrofonsystems des Hörhilfegerätes 10 oder die Wirkungsweise bestimmter Filter und Algorithmen. Damit die ermittelten Parameter-Einstellungen wirksam werden können, müssen diese von der externen Prozessoreinheit 20 auf das Hörhilfegerät 10 übertragen werden. Hierfür umfasst sowohl das Hörhilfegerät 10 als auch die externe Prozessoreinheit 20 jeweils eine Sende- und Empfangseinheit 18 bzw. 19. Ferner umfasst die externe Prozessoreinheit 20 einen Controller 21, der Abläufe und Zustände innerhalb der externen Prozessoreinheit 20 steuert bzw. überwacht.

[0033] Wie bei dem Hörhilfegerät nach dem Ausführungsbeispiel gemäß FIG 1 unterscheidet sich auch die Wirkungsweise des Hörhilfegerätesystems gemäß FIG 2 von einem herkömmlichen Hörhilfegerät mit einer BSS-Einheit insbesondere dadurch, dass die generierten quellenspezifischen Empfangssignale vorwiegend zur Bestimmung von Parameter-Einstellungen herangezogen werden. Demgegenüber wird bei herkömmlichen Hörhilfegeräten mit einer BSS-Einheit direkt wenigstens eines der erzeugten quellenspezifischen Empfangssignale dazu verwendet, um daraus direkt das elektrische bzw. akustische Ausgangssignal zu erzeugen. Letzteres hat den Nachteil, dass damit die BSS-Einheit permanent in Betrieb sein muss, wohingegen bei der Erfindung ein zeitabschnittsweiser Betrieb der BSS-Einheit ausreicht. Solange sich an der äußeren Hörsituation nichts wesentliches ändert, kann der Betrieb eines erfindungsgemäßen Hörhilfegerätes mit den ermittelten Parameter-Einstellungen erfolgen, ohne das hierfür kontinuierlich die quellenspezifischen Empfangssignale erzeugt werden müssen. Dadurch kann gegenüber einem herkömmlichen System mit einer BSS-Einheit ein erheblicher Teil an Rechenleistung eingespart werden.

[0034] Zur weiteren Verdeutlichung der Erfindung werden die wesentlichen Verfahrensschritte bei einem erfindungsgemäßen Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätesystems in Verbindung mit FIG 3 nochmals aufgezeigt. Nach dem Start, z.B. nach dem Einschalten eines betreffenden Hörhilfegerätes erfolgt der Betrieb zunächst in dem Zustand Z1, in dem die Signalverarbeitung in dem Hörhilfegerät mit bestimmten, vorgegebenen Parameter-Einstellungen arbeitet. Anschließend wird überprüft, ob eine Neuberechnung von Parameter-Einstellungen erforderlich ist. Im Ablaufdiagramm gemäß FIG 3 ist dies durch das Symbol E veranschaulicht. Auslöser für eine Neuberechnung von Parameter-Einstellungen sind beispielsweise eine Programmschaltung bei dem betreffenden Hörhilfegerät oder ein von dem Hörhilfegerät erkannter Wechsel von einer ersten Hörsituation hin zu einer zweiten Hörsituation. Soll eine Neuberechnung von Parameter-Einstellungen stattfinden, so geht das Hörhilfegerät in den Zustand Z2 über, in dem die Erzeugung quellenspezifischer Empfangssignale stattfindet. Ausgehend von dem Zustand Z2 erfolgt im Zustand Z3 eine Einteilung der einzelnen quellenspezifischen Empfangs-

signale in Stör- oder Nutzsignale. Diese Einteilung kann insbesondere unter Berücksichtigung manueller Benutzereingaben erfolgen. Im darauffolgenden Zustand Z4 erfolgt eine Analyse der als Stör- oder Nutzsignal gekennzeichneten quellenspezifischen Empfangssignale. Dabei werden jeweils bestimmte charakteristische Eigenschaften der betreffenden Signale bestimmt. In dem nachfolgenden Betriebszustand Z5 werden daraus dann Parameter-Einstellungen für den Betrieb des betreffenden Hörhilfegerätes abgeleitet, mit der die akustischen Ausgangssignale einer somit als Störsignalquelle gekennzeichneten Signalquelle in dem Hörhilfegerät unterdrückt werden und die von einer als Nutzsignalquelle gekennzeichneten Signalquelle herrührenden Signale in dem Hörhilfegerät hervorgehoben werden. Es erfolgt dann wieder der Übergang in den Betriebszustand Z1, wobei darin nun jedoch der Betrieb des Hörhilfegerätes mit den neu ermittelten Parameter-Einstellungen erfolgt. Insbesondere werden im Zustand Z1 quellenspezifische Empfangssignale weder erzeugt noch analysiert.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätesystems, umfassend wenigstens ein Hörhilfegerät, mit folgenden Schritten:

- Empfangen mehrerer akustischer Mischsignale von mehreren Schallquellen und Wandeln in elektrische Mischsignale,
- Verarbeiten wenigstens eines der elektrischen Mischsignale in Abhängigkeit wenigstens einer Parameter-Einstellung und Erzeugen eines elektrischen Ausgangssignals,
- Wandeln des elektrischen Ausgangssignals in ein von einem Benutzer als akustisches Ausgangssignal wahrnehmbares Ausgangssignal,
- Erzeugen mehrerer quellenspezifischer Empfangssignale aus den elektrischen Mischsignalen,
- Analysieren der quellenspezifischen Empfangssignale,
- Bestimmen der Parameter-Einstellung in Abhängigkeit eines Ergebnisses der Analyse.

2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei die quellenspezifischen Empfangssignale jeweils als Stör- oder Nutzsignal **gekennzeichnet** werden.

3. Verfahren nach Anspruch 2, wobei die Kennzeichnung unter Berücksichtigung von Benutzereingaben erfolgt.

4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, wobei die Parameter-Einstellung die Reduzierung eines Störsignals bewirkt.

5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, wobei die Parameter-Einstellung die Hervorhebung eines Nutzsignals bewirkt.
6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, wobei das Erzeugen der quellenspezifischen Empfangssignale aus den elektrischen Mischsignalen nicht in Echtzeit erfolgt.
7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 6, wobei nach dem Bestimmen der Parameter-Einstellung zumindest für einen Zeitabschnitt die Signalverarbeitung in Abhängigkeit der bestimmten Parameter-Einstellung erfolgt und die Erzeugung sowie die Analyse der quellenspezifischen Empfangssignale unterbleiben.
8. Hörhilfegerätesystem mit wenigstens
- einem Hörhilfegerät,
 - zwei Mikrofonen (M1, M2, ..., Mn; M1', M2', ..., Mn') zum Empfang mehrerer akustischer Mischsignale von mehreren Schallquellen (S1, S2; S1', S2') und zum Wandeln der akustischen Mischsignale in elektrische Mischsignale (E1, E2, ..., En; E1', E2', ..., En'),
 - einer Signalverarbeitungseinheit (1; 11) zum Verarbeiten wenigstens eines der elektrischen Mischsignale (E1, E2, ..., En; E1', E2', ..., En') in Abhängigkeit wenigstens einer Parameter-Einstellung und zum Erzeugen eines elektrischen Ausgangssignals,
 - einem Hörer (2; 12) zum Wandeln des elektrischen Ausgangssignals in ein von einem Benutzer als akustisches Ausgangssignal wahrnehmbares Ausgangssignal,
 - einer Quellentrennungseinrichtung (3; 13) zum Erzeugen mehrerer quellenspezifischer Empfangssignale (Q1, Q2, ..., Qm; Q1', Q2', ..., Qm')
 - einer Analyseeinrichtung (4; 14) zum Analysieren der quellenspezifischen Empfangssignale (Q1, Q2, ..., Qm; Q1', Q2', ..., Qm'),
 - einer Parameter-Bestimmungseinrichtung (5; 15) zum Bestimmen der Parameter-Einstellung für die Signalverarbeitungseinheit (1; 11) in Abhängigkeit eines Ergebnisses der Analyse.
9. Hörhilfegerätesystem nach Anspruch 8, wobei die quellenspezifischen Empfangssignale (Q1, Q2, ..., Qm; Q1', Q2', ..., Qm') oder daraus hervorgehende Signale dem Benutzer nacheinander zuführbar sind und das Hörhilfegerätesystem eine Kennzeichnungseinrichtung (6, 16) zur Kennzeichnung des jeweiligen quellenspezifischen Empfangssignals (Q1, Q2, ..., Qm; Q1', Q2', ..., Qm') als Stör- oder Nutzsignal durch den Benutzer umfasst.
10. Hörhilfegerätesystem nach Anspruch 9, wobei die Kennzeichnungseinrichtung (6; 16) zur automatischen Kennzeichnung der quellenspezifischen Empfangssignale (Q1, Q2, ..., Qm; Q1', Q2', ..., Qm') als Stör- oder Nutzsignal ausgebildet ist.
11. Hörhilfegerätesystem nach einem der Ansprüche 8 bis 10, wobei die Quellentrennungseinrichtung (3; 13) und die Parameter-Bestimmungseinrichtung (5; 15) zeitabschnittsweise während des Betriebes des Hörhilfegerätesystems betreibbar sind und die Signalverarbeitung in Abhängigkeit der Parameter-Einstellung zumindest auch in einem Zeitabschnitt erfolgt, in dem die Erzeugung quellenspezifischer Empfangssignale unterbleibt.
12. Hörhilfegerätesystem nach einem der Ansprüche 8 bis 11, wobei das Hörhilfegerät die Mikrofone (M1, M2, ..., Mn), die Signalverarbeitungseinheit (1), den Hörer (2), die Quellentrennungseinrichtung (3), die Analyseeinrichtung (4) sowie die Parameter-Bestimmungseinrichtung (5) umfasst, wobei wenigstens zwei Signalabgriffpunkte in einem Signalpfad zwischen den Mikrofonen (M1, M2, ..., Mn) und dem Hörer (2) vorhanden sind zum Erzeugen zweier Abgriffsignale und wobei die Abgriffsignale der Quellentrennungseinrichtung (3) zugeführt sind zum Erzeugen der quellenspezifischen Empfangssignale (Q1, Q2, ..., Qm) aus den Abgriffsignalen.
13. Hörhilfegerätesystem nach einem der Ansprüche 8 bis 11, umfassend wenigstens eine externe Prozesoreinheit (20), in der die Quellentrennungseinrichtung (13) sowie die Analyseeinrichtung (14) angeordnet sind.

FIG 1

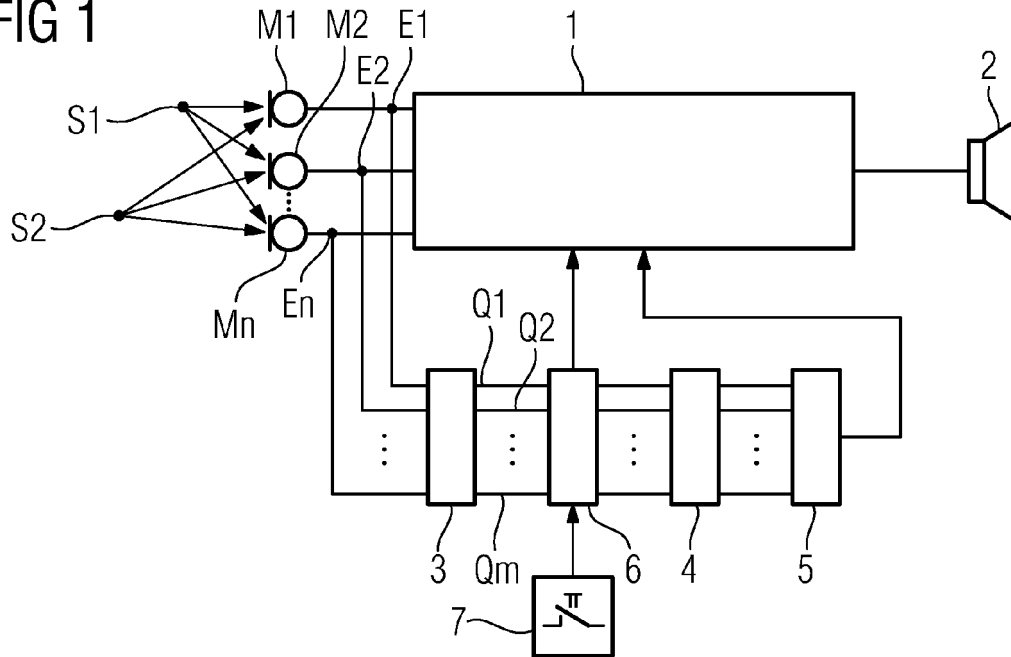


FIG 2

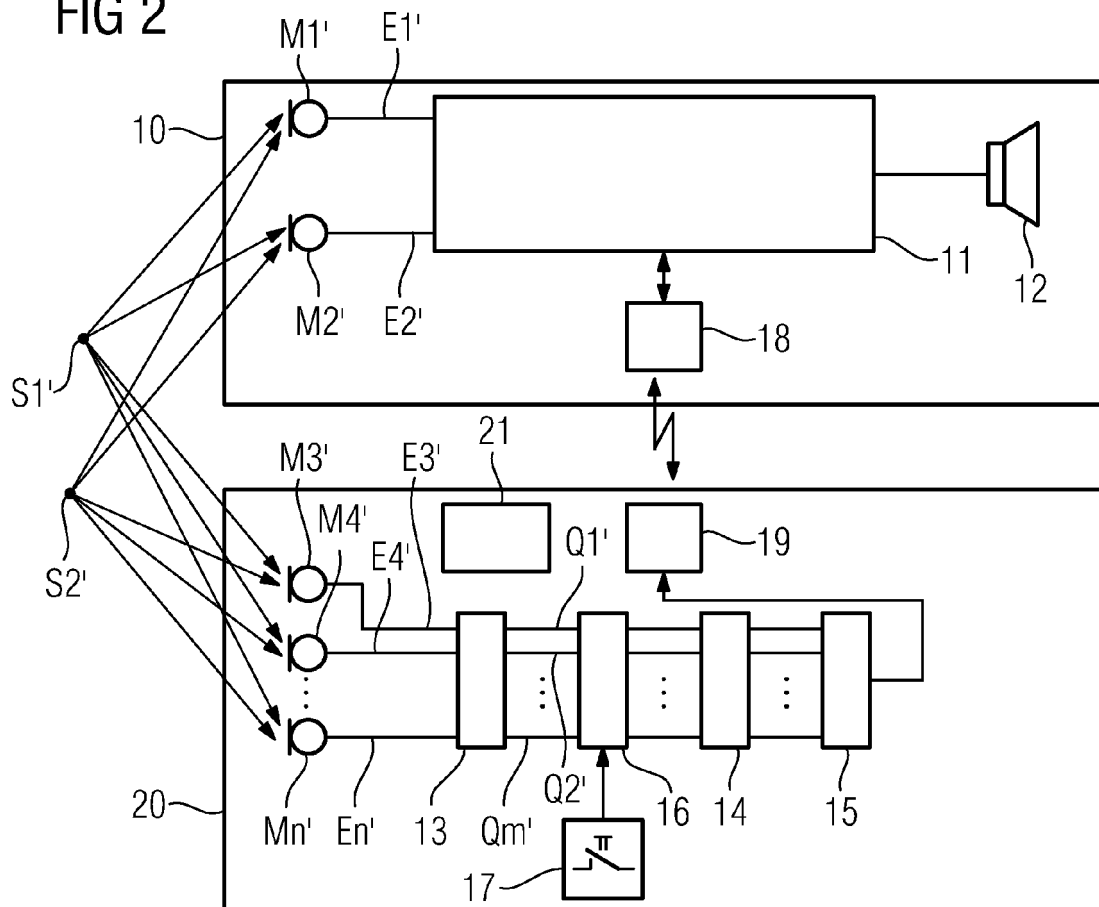
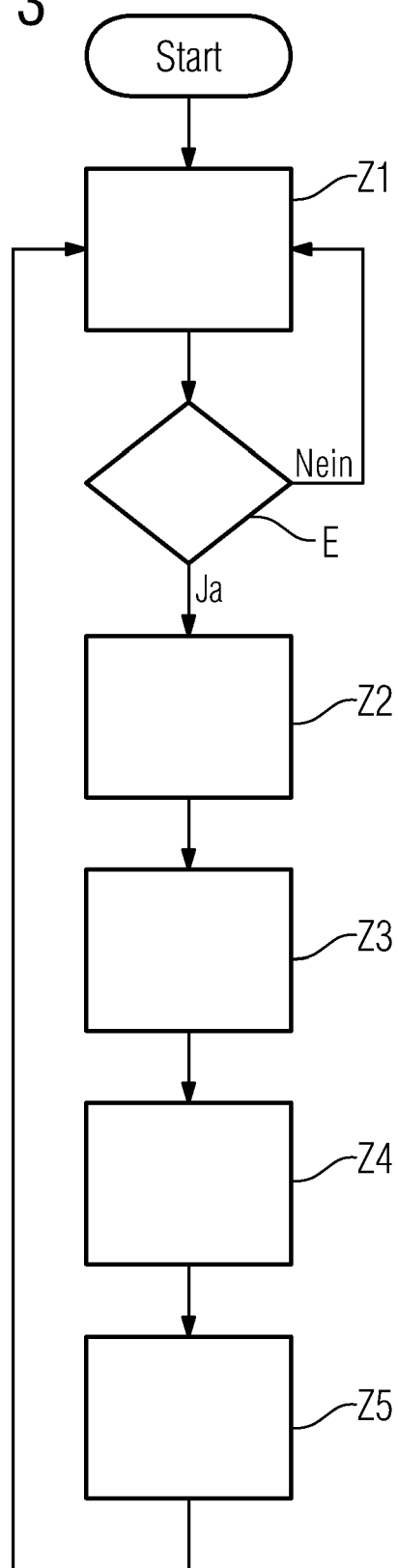


FIG 3





EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

 Nummer der Anmeldung
EP 09 17 5951

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (IPC)
X	EP 1 912 473 A1 (SIEMENS AUDIOLOGISCHE TECHNIK [DE]) 16. April 2008 (2008-04-16) * Seite 2, Zeile 14 - Seite 2, Zeile 21 * * Seite 2, Zeile 54 - Seite 2, Zeile 56 * * Seite 4, Zeile 10 - Seite 4, Zeile 46 * * Seite 5, Zeile 53 - Seite 5, Zeile 55 * * Abbildungen 2-6 *	1-13	INV. H04R25/00
A	WO 2008/043758 A1 (SIEMENS AUDIOLOGISCHE TECHNIK [DE]; FISCHER EGHART [DE]; FROEHLICH MAT) 17. April 2008 (2008-04-17) * Seite 8, Zeile 27 - Seite 8, Zeile 34 * * Seite 12, Zeile 10 - Seite 12, Zeile 38 * * Abbildungen 2,3 *	1-13	
A	EP 1 509 065 A1 (BERNAFON AG [CH]) 23. Februar 2005 (2005-02-23) * Seite 2, Zeile 53 - Seite 2, Zeile 58 * * Abbildungen 1-3 *	1-13	
			RECHERCHIERTE SACHGEBIETE (IPC)
			H04R
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt			
Recherchenort		Abschlußdatum der Recherche	Prüfer
München		26. März 2010	Meiser, Jürgen
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 : nichtschriftliche Offenbarung P : Zwischenliteratur		T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze E : älteres Patentdokument, 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	

 1
EPO FORM 1503 03.82 (P04C03)

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

EP 09 17 5951

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

26-03-2010

Im Recherchenbericht angeführtes Patentedokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
EP 1912473 A1	16-04-2008	CN 101232748 A	30-07-2008
		DE 102006047983 A1	24-04-2008
		US 2008123880 A1	29-05-2008

WO 2008043758 A1	17-04-2008	AU 2007306366 A1	17-04-2008
		EP 2080410 A1	22-07-2009
		JP 2010506526 T	25-02-2010
		US 2010027821 A1	04-02-2010

EP 1509065 A1	23-02-2005	AT 324763 T	15-05-2006
		AU 2004302264 A1	03-03-2005
		DE 60304859 T2	02-11-2006
		DK 1509065 T3	07-08-2006
		WO 2005020633 A1	03-03-2005
		US 2007100605 A1	03-05-2007

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 10114015 A1 [0006]
- DE 10313331 B4 [0007]
- EP 1848245 A2 [0008]
- DE 102006020832 A1 [0010]