



(11)

EP 2 840 809 B1

(12)

EUROPÄISCHE PATENTSCHRIFT

(45) Veröffentlichungstag und Bekanntmachung des
Hinweises auf die Patenterteilung:
02.01.2019 Patentblatt 2019/01

(51) Int Cl.:
H04R 25/02 ^(2006.01) *H04R 25/00* ^(2006.01)

(21) Anmeldenummer: **14161630.0**

(22) Anmeldetag: **26.03.2014**

(54) **STEUERUNG DER EFFEKTSTÄRKE EINES BINAURALEN DIREKTIONALEN MIKROFONS**

CONTROL OF THE STRENGTH OF THE EFFECT OF A BINAURAL DIRECTIONAL MICROPHONE

COMMANDE DE L'INTENSITÉ D'EFFET D'UN MICROPHONE DIRECTIONNEL BINAURAL

(84) Benannte Vertragsstaaten:
**AL 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 RS SE SI SK SM TR**

(30) Priorität: **19.04.2013 DE 102013207149**

(43) Veröffentlichungstag der Anmeldung:
25.02.2015 Patentblatt 2015/09

(60) Teilanmeldung:
18183297.3 / 3 410 745

(73) Patentinhaber: **Sivantos Pte. Ltd.
Singapore 539775 (SG)**

(72) Erfinder:
• **Aubreville, Marc
90443 Nürnberg (DE)**
• **Fischer, Eghart
91126 Schwabach (DE)**
• **Kamkar Parsi, Homayoun
91058 Erlangen (DE)**

(74) Vertreter: **FDST Patentanwälte
Nordostpark 16
90411 Nürnberg (DE)**

(56) Entgegenhaltungen:
**WO-A1-2010/051606 WO-A1-2012/065217
US-A1- 2007 160 242**

EP 2 840 809 B1

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

Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfesystems sowie ein Hörhilfesystem mit wenigstens zwei Hörhilfegeräten, zwischen denen ein Signalpfad vorgesehen ist, und mit wenigstens einer Signalverarbeitungseinheit, die zur Verarbeitung von Audiosignalen vorgesehen ist.

[0002] In vielen Fällen betrifft eine Schwerhörigkeit beide Ohren, der Hörgeschädigte sollte beidohrig (binaural) mit Hörgeräten versorgt werden. Moderne Hörgeräte verfügen dabei über Signalverarbeitungsalgorithmen, die abhängig von der Hörsituation die Parameter der Hörgeräte automatisch variieren. Bei der binauralen Versorgung wird dabei die Hörsituation an beiden Ohren bewertet.

[0003] Lärm und Störgeräusche sind im täglichen Leben allgegenwärtig und erschweren die Sprachkommunikation, insbesondere wenn eine Beeinträchtigung des natürlichen Hörvermögens vorliegt. Daher sind Techniken wünschenswert, die zwar Lärm und Störgeräusche unterdrücken, aber die erwünschten Geräusche und Töne, im Folgenden auch als Nutzsignale bezeichnet, möglichst wenig verändern. Eine mögliche Art der Unterdrückung von unerwünschten Störgeräuschen ist die räumliche Filterung. Wenn die Störgeräusche und die Nutzgeräusche aus unterschiedlichen Richtungen auf den Träger eines Hörhilfesystems einfallen, ist es möglich, durch eine unterschiedliche Empfindlichkeit des Hörhilfesystems in verschiedene Richtung in Relation zu dem Hörhilfesystem und dessen Träger unerwünschte Geräusche zu unterdrücken. Bei binauralen Hörhilfesystemen bietet es sich insbesondere an, die Signale der beiden Hörhilfegeräte des Hörhilfesystems zu kombinieren, um eine Richtwirkung zu erzielen.

[0004] Ist jedoch keine Quelle eines Nutzsignals in einer bestimmten Vorzugsrichtung lokalisiert, sondern sind diese, wie beispielsweise in einer Gesprächsrunde, um den Träger verteilt, so kann die Richtwirkung auch unerwünschter Weise Nutzsignale unterdrücken.

[0005] In der Vergangenheit war es deshalb beispielsweise üblich, dass der Träger manuell zwischen verschiedenen Betriebsmodi umschaltet, die entweder eine Richtcharakteristik aufweisen oder eine omnidirektionale Empfindlichkeit.

[0006] Auch ist es bekannt, die Stärke der Richtcharakteristik anhand eines abgeschätzten Störgeräuschpegels zu steuern, was zu einem höheren Rechenaufwand führt und nicht unmittelbar mit dem Auftreten eines Nutzsignals in der Vorzugsrichtung korreliert. Ungünstige Einstellungen können daher in bestimmten Situationen auftreten.

[0007] Die US 2007/0160242 A1 nennt ein Verfahren in einem binauralen Hörgerätesystem, in welchem anhand der Leistungen einzelner Mikrofonsignale eine Einfallrichtung eines Schallsignals ermittelt wird, und ein Ausgangssignal in Abhängigkeit dieser Einfallrichtung erzeugt wird.

[0008] Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es daher, ein Verfahren zum Betrieb eines Hörgerätesystems sowie ein Hörgerätesystem zu schaffen, durch welche eine räumliche Störgeräuschunterdrückung besser und effektiver erfolgt.

[0009] Diese Aufgabe wird gelöst durch ein Verfahren mit den Merkmalen des Anspruchs 1. Der das Hörhilfesystem betreffende Teil der Aufgabe wird gelöst durch die Merkmale des Anspruchs 6.

[0010] Das erfindungsgemäße Verfahren betrifft ein Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfesystems mit mindestens zwei Hörhilfegeräten zur anwendungsgemäßen Anordnung an beiden Seiten eines Kopfes eines Trägers. Die Hörhilfegeräte weisen einen Wandler zur Aufnahme eines akustischen Signals und Wandlung in ein jeweils erstes Audiosignal auf. Weiterhin weist das Hörhilfesystem eine Signalverarbeitungsvorrichtung zur Verarbeitung von Audiosignalen sowie eine Signalverbindung zur Übertragung eines ersten Audiosignals von jedem Hörhilfegerät zu der Signalverarbeitungseinrichtung auf. Die Signalverarbeitungsvorrichtung bewertet einen Signalanteil aus einer Vorzugsrichtung in Bezug auf den Kopf in den ersten Audiosignalen und erzeugt mit den ersten Audiosignalen ein erstes binaurales direktionales Mikrofonsignal und stellt dessen Richtcharakteristik in Abhängigkeit von der Bewertung ein.

[0011] Indem das Hörhilfesystem Signalanteile aus der Vorzugsrichtung bewertet, kann sicher festgestellt werden, ob in der Vorzugsrichtung auch wirklich eine Signalquelle vorhanden ist. Es wird dadurch auf vorteilhafte Weise vermieden, eine Richtcharakteristik zu aktivieren, wenn keine Signalquelle in der Vorzugsrichtung vorhanden ist.

[0012] Erfindungsgemäß ermittelt die Signalverarbeitungseinrichtung ein Minimum des Pegels der ersten Audiosignale oder ein Minimum des Pegels der ersten vorverarbeiteten Audiosignale. Aus dem Minimum und einem zweiten Bezugssignal mit einer reduzierten Empfindlichkeit in der Vorzugsrichtung bildet die Signalverarbeitungseinrichtung zur Bewertung des Signalanteils dann einen Quotienten. Die Bestimmung des Minimums der Pegel und des Quotienten erlaubt auf eine einfache Weise, ein Maß für Geräusche aus einer Richtung ungleich der Vorzugsrichtung zu ermitteln und so in der Folge die Richtwirkung der Hörsituation anzupassen. Das erfindungsgemäße Hörhilfesystem zur Ausführung des erfindungsgemäßen Verfahrens teilt dessen Vorzüge.

[0013] Vorteilhafte Weiterbildungen des Verfahrens und des Hörgerätesystems sind in den Unteransprüchen angegeben.

[0014] So wird optional durch eine Vorverarbeitung der ersten Audiosignale die Vorzugsrichtung in eine Symmetrieebene der beiden Hörhilfegeräte abgebildet. Für die nachfolgenden Schritte ist durch diese Transformation die Vorzugsrichtung in Blickrichtung des Kopfes des Trägers ausgerichtet.

[0015] Auf vorteilhafte Weise können deshalb die

nachfolgenden Schritte auf die Vorzugsrichtung in Blickrichtung ausgelegt werden und müssen nicht einer jeweils sich ändernden Vorzugsrichtung angepasst werden. Insbesondere ist es so auch möglich, Symmetrieeigenschaften dieser Vorzugsrichtung zu nutzen.

[0016] In einer Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens ist das zweite Bezugssignal eine gewichtete Differenz der ersten Audiosignale beider Hörhilfegeräte.

[0017] Die Bildung einer gewichteten Differenz der ersten Audiosignale der beiden Hörhilfegeräte ermöglicht mit geringem rechnerischem Aufwand die Bereitstellung eines Signals, das beispielsweise eine Richtcharakteristik mit einem Minimum an Empfindlichkeit in Blickrichtung des Trägers der Hörhilfegeräte aufweist.

[0018] In einer möglichen Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens ist das zweite Bezugssignal ein Signal einer binauralen Acht, die ein Minimum in Richtung der Vorzugsrichtung aufweist. Eine binaurale Acht ist ein Signal, das aus der Differenz der Signale zweier beabstandeter omnidirektionaler oder monauraler Richtmikrofone erzeugt wird.

[0019] Das Signal einer binauralen Acht ist besonders leicht zu erzeugen und zeigt auf vorteilhafte Weise ein ausgeprägtes Minimum der Empfindlichkeit in einer Ebene, die mittig zwischen den Hörhilfegeräten und parallel zur Blickrichtung ausgerichtet ist. Dies ist besonders von Vorteil, wenn die Vorzugsrichtung in dieser Ebene liegt.

[0020] In einer bevorzugten Ausführungsform des Verfahrens erhöht die Signalverarbeitungsvorrichtung die Richtcharakteristik des binauralen direktionalen Mikrofons mit einem steigenden Wert des Quotienten.

[0021] Ein steigender Wert des Quotienten zeigt an, dass in der Vorzugsrichtung ein Signal vorliegt, das gegenüber den Umgebungsgeräuschen herausgehoben ist. Eine Erhöhung der Richtcharakteristik betont dann auf vorteilhafte Weise dieses Signal gegenüber den Umgebungsgeräuschen, die gleichzeitig durch die stärkere Richtcharakteristik gedämpft werden.

[0022] In einer Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens ist es auch denkbar, dass die Bewertung der Signalanteile aus der Vorzugsrichtung in den ersten Audiosignalen für mindestens zwei verschiedene Frequenzbereiche einzeln erfolgt und die Richtcharakteristik des ersten binauralen direktionalen Mikrofonsignals für jeden Frequenzbereich einzeln in Abhängigkeit von der Bewertung eingestellt wird.

[0023] Eine unterschiedliche Bewertung und Richtcharakteristik für unterschiedliche Frequenzbereiche ermöglicht es vorteilhafter Weise, unterschiedliche Ausbreitungsbedingungen für verschiedene Frequenzen zu berücksichtigen oder auch unterschiedliche Signalquellen in verschiedenen Frequenzbereichen unterschiedlich zu behandeln.

[0024] Die oben beschriebenen Eigenschaften, Merkmale und Vorteile dieser Erfindung sowie die Art und Weise, wie diese erreicht werden, werden klarer und deutlicher verständlich im Zusammenhang mit der folgenden

Beschreibung der Ausführungsbeispiele, die im Zusammenhang mit den Zeichnungen näher erläutert werden.

[0025] Es zeigen:

- 5 Fig. 1 eine schematische Darstellung eines erfindungsgemäßen Hörhilfesystems;
- Fig. 2 eine Anordnung von Hörhilfesystem und Signalquellen;
- Fig. 3 ein Ablaufdiagramm eines Verfahrens und
- 10 Fig. 4 eine schematische Darstellung von Funktionsblöcken einer Quotientenbildung in einem nicht beanspruchten Beispiel des binauralen Hörhilfesystems.

- 15 **[0026]** Fig. 1 zeigt den prinzipiellen Aufbau eines erfindungsgemäßen Hörhilfesystems 100. Das Hörhilfesystem 100 weist zwei Hörhilfegeräte 110, 110' auf. In ein Hörgerätegehäuse 1, 1' zum Tragen hinter dem Ohr sind ein oder mehrere Mikrofone 2, 2' zur Aufnahme des Schalls bzw. akustischer Signale aus der Umgebung eingebaut. Die Mikrofone 2, 2' sind Wandler 2, 2' zur Umwandlung des Schalls in erste Audiosignale. Die ersten akustischen Signale sind beispielsweise analoge oder digitale elektrische Signale. Eine Signalverarbeitungseinheit 3, 3', die ebenfalls in das Hörgerätegehäuse 1, 1' integriert ist, verarbeitet die ersten Audiosignale. Das Ausgangssignal der Signalverarbeitungseinheit 3, 3' wird an einen Lautsprecher bzw. Hörer 4, 4' übertragen, der ein akustisches Signal ausgibt. Der Schall wird gegebenenfalls über einen Schallschlauch, der mit einer Oto-
- 20 plastik im Gehörgang fixiert ist, zum Trommelfell des Geräteträgers übertragen. Die Energieversorgung des Hörgeräts und insbesondere die der Signalverarbeitungseinheit 3, 3' erfolgt durch eine ebenfalls ins Hörgerätegehäuse 1, 1' integrierte Batterie 5, 5'.
- 25 **[0027]** Weiterhin weist das Hörhilfesystem 100 eine Signalverbindung 6 auf, die ausgelegt ist, ein erstes akustisches Signal von der Signalverarbeitungseinrichtung 3 zu der Signalverarbeitungseinrichtung 3' zu übertragen. Dabei ist es vorgesehen, dass auch Signalverarbeitungseinrichtung 3' ein erstes akustisches Signal zu der Signalverarbeitungseinrichtung 3 in Gegenrichtung überträgt. Weiterhin ist es denkbar, dass die Signale mehrerer oder aller Mikrofone 2, 2' jeweils zu dem anderen Hörhilfegerät 110, 110' zu übertragen.
- 30 **[0028]** Als Signalverbindung 6 sind drahtgebundene, optische oder auch drahtlose Verbindungen wie z.B. Bluetooth denkbar.
- 35 **[0029]** Neben den dargestellten HDO- (Hinter-dem-Ohr-) Hörhilfegeräten ist das erfindungsgemäße Verfahren auch in anderen Hörhilfegeräten wie zum Beispiel einem IDO- (In-dem-Ohr-) Hörhilfegerät anwendbar.
- 40 **[0030]** Fig. 2 zeigt eine schematische Anordnung von einem erfindungsgemäßen Hörhilfesystem, seinem Träger und den Signalquellen in einer Aufsicht von oben an. Der Träger 201 der Hörhilfegeräte 110, 110' ist in der Mitte eines Polarkoordinatensystems 200 angeordnet. Der Träger 201 trägt die Hörhilfegeräte 110, 110' anwen-
- 45

dungsgemäß, beispielsweise bei HDO-Hörhilfegeräte hinter dem jeweiligen Ohr oder bei IDO-Hörhilfegeräte in dem jeweiligen Gehörgang. Die Blickrichtung des Trägers 201 ist nach vorne, was im Polardiagramm in Richtung 0 Grad entspricht. In dem folgenden Beispiel ist die Vorzugsrichtung parallel zur Blickrichtung angenommen. Es ist aber auch denkbar, dass die Vorzugsrichtung in einem Winkel zur Blickrichtung angeordnet ist. Es wäre auch denkbar, dass die Vorzugsrichtung durch ein adaptives Verfahren jeweils vorab ermittelt wird und die ersten Audiosignale derart vorverarbeitet werden, dass die Vorzugsrichtung auf die Richtung 0 Grad abgebildet bzw. transformiert wird. Eine Vorverarbeitung könnte beispielsweise durch eine Anpassung der Amplitude und Phase der ersten Audiosignale erfolgen. Nachfolgende Verarbeitungsschritte können dann die vorverarbeiteten ersten Audiosignale so verarbeiten, als wäre deren Ursprung in der 0 Grad Richtung gelegen. Dabei können beispielsweise Symmetrieeigenschaften oder Kopfschattungen von Audiosignalen mit diesem Ursprung genutzt werden.

[0031] In der Vorzugsrichtung befindet sich ein Sprecher 202, der im Folgenden als die Quelle eines Nutzsignals in Vorzugsrichtung angenommen wird. In anderen Winkeln zu dem Träger 201 sind weitere Personen 203, 204, 205 und 206 angeordnet. Es ist weiterhin eine binaurale Acht 210 eingezeichnet, die eine Richtcharakteristik eines Differenzsignals der ersten Audiosignale der beiden Wandler der beiden Hörhilfegeräte des binauralen Hörhilfesystems angibt. Weiterhin ist eine Richtcharakteristik eines Differenzsignals der ersten Audiosignale der beiden Wandler der beiden Hörhilfegeräte des binauralen Hörhilfesystems angibt. Weiterhin ist eine Richtcharakteristik 220 angegeben, die sich beispielsweise durch eine gewichtete Summenbildung der ersten Audiosignale der beiden Wandler der beiden Hörhilfegeräte des binauralen Hörhilfesystems ergibt. Die Richtcharakteristik 220 weist ein Maximum der Empfindlichkeit in der Vorzugsrichtung 0 Grad auf.

[0032] Fig. 3 zeigt ein schematisches Ablaufdiagramm eines Verfahrens in der Signalverarbeitungseinrichtung 3, 3'.

[0033] In einem nicht beanspruchten Beispiel bildet in Schritt S10 die Signalverarbeitungseinrichtung 3 ein Summensignal der ersten Audiosignale der Wandler 2, 2'. Das Summensignal zeigt ein Maximum der Empfindlichkeit in der Vorzugsrichtung, in der auch Sprecher 202 angeordnet ist. Die Richtcharakteristik kann beispielsweise der Richtcharakteristik 220 in Fig. 2 gleichen. In der einfachsten Form werden die ersten Audiosignale unmittelbar addiert. Es ist aber auch denkbar, dass die ersten Audiosignale zunächst in ihrer Amplitude und Phase korrigiert werden, um beispielsweise eine andere Vorzugsrichtung zu wählen oder Toleranzen zwischen den Wandlern 2, 2' auszugleichen. Es ist dabei möglich, dass die Korrektur im Sinne eines adaptiven Filters erfolgt. Dies könnte beispielsweise ein Wiener Filter sein. Die Koeffizienten können so gewählt werden, dass der Energiegehalt des Summensignals minimal ist, sodass nicht aus der Vorzugsrichtung stammende akustische Signale bereits gedämpft werden. Hiermit wäre es auch

möglich, Kopfschatteneffekte gezielt zu nutzen um ein Signal mit größtmöglichem Anteil aus der Vorzugsrichtung zu erreichen.

[0034] Weiterhin ist es auch denkbar, dass nicht nur zwei, sondern die Signale mehrerer Mikrofone kombiniert werden. So kann beispielsweise jedes Hörhilfegerät ein monaurales direktionales Mikrofon aufweisen, dass aus je zwei omnidirektionalen Mikrofonen kombiniert ist. Die Signalverarbeitungseinrichtung 3, 3' kann dann diese ersten Audiosignale zu Audiosignalen mit Richtwirkung höherer Ordnung kombinieren.

[0035] In Schritt S20 bildet die Signalverarbeitungseinrichtung 3, 3' ein Differenzsignal der ersten Audiosignale der Wandler 2, 2'. Eine mögliche Richtcharakteristik 210 des Differenzsignals ist in Form einer binauralen Acht in Fig. 2 dargestellt. Das Differenzsignal zeigt ein Minimum der Empfindlichkeit in der Vorzugsrichtung des Sprechers 202. Andererseits weist die Richtcharakteristik 210 in Richtungen ungleich der Vorzugsrichtung eine erhöhte Empfindlichkeit auf, sodass akustische Signale der Sprecher 203, 204 205 oder 206 relativ zu akustischen Signalen des Sprechers 202 zu stärkeren ersten akustischen Signalen führen. Wie bereits zu S10 angegeben, kann das Differenzsignal auch aus einer Mehrzahl von ersten Audiosignalen gebildet werden, um Richtcharakteristiken höherer Ordnung zu realisieren.

[0036] In Schritt S30 bildet die Signalverarbeitungseinrichtung 3, 3' einen Quotienten aus dem Summensignal und dem Differenzsignal. In der folgenden Diskussion wird der Einfachheit halber davon ausgegangen, dass die Wandler 2, 2' erste Audiosignale mit Pegelwert 1 für den Sprecher 202 liefern und die Faktoren bei der Summation und der Differenzbildung jeweils gleich 1 sind, d. h. die Signale normiert sind. Für andere Voraussetzungen sind die diskutierten Werte entsprechend zu skalieren.

[0037] Für einen Sprecher 202 als Signalquelle nimmt der Quotient einen Wert wesentlich größer als 1 an, denn wegen des Minimums der Richtcharakteristik 210 in der Vorzugsrichtung ist das Differenzsignal klein und geht im theoretischen Extremfall sogar gegen Null. Gleichzeitig ist das Summensignal maximal, für normierte Empfindlichkeit wäre dies ein Wert 2. Der Quotient steigt entsprechend zu großen positiven Werten an.

[0038] Für einen Sprecher 203 als Signalquelle geht der Signalwert des Differenzsignals gegen einen Wert, der dem des Summensignals gleicht, da sich die beiden Richtcharakteristiken 201, 220 in Richtung des Sprechers 203 schneiden. Der Quotient selbst geht gegen den Wert 1.

[0039] Für einen Sprecher 204 als Signalquelle geht der Signalwert des Differenzsignals gegen ein Maximum, während das Summensignal gegen einen Wert kleiner als 1 und größer als 0 in Richtung 0 geht. Der Quotient selbst geht ebenfalls gegen einen Wert kleiner als 1 und größer als 0 in Richtung 0. Vergleichbares gilt für Sprecher 206. Typische Werte für den Quotienten liegen dann zwischen 0,5 und 0,25.

[0040] In einem Schritt S40 erhöht die Signalverarbeitungseinrichtung 3, 3' die Richtcharakteristik des binauralen direktionalen Mikrofonsignals, wenn der Quotient steigt bzw. einen vorbestimmten Wert überschreitet. Dieser Wert kann bezogen auf ein Normiertes Audiosignal beispielsweise 0, 5 oder 1 sein. Für Signalquellen in der Vorzugsrichtung, in der sich beispielsweise der Sprecher 202 befindet, weist das binaurale direktionale Mikrofon-signal dann einen größeren Signalpegel auf, während beispielsweise für Signalquellen wie Sprecher 203, 204, 205 oder 206 in anderen Richtungen in einem Winkel zur Vorzugsrichtung das Signal einen geringeren Signalpegel aufweist. Eine Anhebung der Richtcharakteristik kann in einer Ausführungsform erfolgen, indem das binaurale direktionale Mikrofon-signal durch eine gewichtete Überlagerung des Summensignals und eines omnidirektionalen Mikrofon-signals gewonnen wird, wobei zur Erhöhung der Richtcharakteristik das Summensignal gegenüber dem omnidirektionalen Signal stärker gewichtet wird. Es sind aber auch andere Kombinationen von binauralen direktionalen Mikrofonen höherer Ordnung mit einem omnidirektionalen Mikrofon-signal denkbar.

[0041] Umgekehrt senkt die Signalverarbeitungseinrichtung 3, 3' in Schritt S40 die Richtcharakteristik des binauralen direktionalen Mikrofon-signals, wenn der Quotient sinkt. Dies ist, wie bereits dargestellt, beispielsweise für Sprecher 204 der Fall. Bei einem Senken der Richtcharakteristik steigt die Empfindlichkeit des binauralen direktionalen Mikrofon-s für Richtungen unter einem Winkel zur Vorzugsrichtung, während sie in der Vorzugsrichtung abnimmt. Für die beispielsweise in Bezug auf Sprecher 204 zu Schritt S30 diskutierten kleinen Werte des Quotienten hat das binaurale direktionale Mikrofon keine Richtcharakteristik mehr, weist also eine omnidirektionale Richtcharakteristik auf. Damit ist für Signalquellen in der Vorzugsrichtung, in der sich beispielsweise der Sprecher 202 befindet, der Signalpegel des binauralen direktionalen Mikrofon-s gleich dem für Signalquellen wie Sprecher 203, 204, 205 oder 206 in anderen Richtungen in einem Winkel zur Vorzugsrichtung.

[0042] Erfindungsgemäß wird in Schritt S10 anstelle der Summe das Minimum aus den ersten Audiosignalen bzw. den ersten vorverarbeiteten Audiosignalen bestimmt. In Schritt S30 wird dann entsprechend der Quotient aus dem bestimmten Minimum und der Differenz der ersten Audiosignale bzw. der ersten vorverarbeiteten Audiosignale gebildet. Im Übrigen entspricht das erfindungsgemäße Verfahren dem bereits dargestellten Verfahren.

[0043] Es ist in den erfindungsgemäßen Verfahren auch denkbar, dass die Vorzugsrichtung nicht in der Symmetrieebene zwischen den Hörhilfegeräten liegt. So kann beispielsweise durch unterschiedliche Wandler 2, 2' oder durch unterschiedliche Vorverarbeitung der Signale ersten Audiosignale vor einer Summen- oder Differenzbildung die Vorzugsrichtung in eine andere Richtung außerhalb der Symmetrieebene der beiden Hörhilfegeräte 110, 110' gerichtet werden. Die Vorverarbeitung der

ersten Audiosignale kann permanent oder auch adaptiv anhand eines Verfahrens erfolgen, dass eine Raumrichtung einer Schallquelle ermittelt und geeignete Amplituden- und Phasenkorrekturen bestimmt, um die Raumrichtung in die Symmetrieebene zwischen den Hörhilfegeräten in die Blickrichtung des Trägers abzubilden. Entsprechend kann bei der Ausführung eines erfindungsgemäßen Verfahrens der Sprecher 202 in Fig. 2 auch in einer anderen als der angezeigten Vorzugsrichtung 0 Grad in Bezug zu dem Träger 201 angeordnet sein.

[0044] Fig. 4 zeigt schematisch die Funktionsblöcke zur Erzeugung eines Quotienten gemäß einem nicht beanspruchten Verfahren.

[0045] Die Wandler 2, 2' liefern ein Signal, dass dem am linken und rechten Hörhilfegerät 110, 110' eintreffenden Schall entspricht. Die ersten akustischen Signale der Wandler werden in Addierer 301 addiert bzw. in Addierer 302 subtrahiert, nachdem der Inverter 303 das erste akustische Signal des Wandlers 2 invertiert hat. Zur Bestimmung eines Pegels werden die Summen- und Differenzsignale zunächst in Gleichrichter 305, 306 in Beträge umgewandelt bzw. gleichgerichtet und in den Tiefpässen 307, 308 gemittelt, bevor in dem Dividierer 309 der Quotient gebildet wird.

[0046] Die in Fig. 4 dargestellten Funktionen lassen sich durch analoge Bausteine, digitale diskrete oder integrierten Einheiten wie beispielsweise ASICs oder FPGA oder auch als Software in einem Digitalen Signalprozessor Prozessor oder einem allgemeinen Prozessor abbilden.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfesystems (100) mit mindestens zwei Hörhilfegeräten (110, 110') zur Anordnung an beiden Seiten eines Kopfes eines Trägers (201), wobei die Hörhilfegeräte (110, 110') einen Wandler (2, 2') zur Aufnahme eines akustischen Signals und Wandlung in ein jeweils erstes Audiosignal aufweisen, wobei das Hörhilfesystem (100) eine Signalverarbeitungsvorrichtung (3, 3') zur Verarbeitung von Audiosignalen und eine Signalverbindung zur Übertragung eines ersten Audiosignals von jedem Hörhilfegerät zu der Signalverarbeitungseinrichtung (3, 3') aufweist, wobei in der Signalverarbeitungsvorrichtung (3, 3') ein Signalanteil aus einer Vorzugsrichtung in Bezug auf den Kopf des Trägers (201) in den ersten Audiosignalen bewertet wird, und mit den ersten Audiosignalen ein erstes binaurales direktionales Mikrofon-signal erzeugt und dessen Richtcharakteristik (220) in Abhängigkeit von der Bewertung eingestellt wird, **dadurch gekennzeichnet, dass** in der Signalverarbeitungseinrichtung (3, 3') zur Bewertung des Signalanteils ein Quotient gebildet wird aus einerseits einem Minimum des Pegels der ersten Audiosignale oder einem Minimum des Pegels der in eine Symmetrieebene der beiden Hör-

hilfegeräte (110, 110') abgebildeten ersten Audiosignale, und andererseits einem zweiten Bezugssignal mit einer reduzierten Empfindlichkeit in der Vorzugsrichtung.

2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei das zweite Bezugssignal eine gewichtete Differenz der ersten Audiosignale beider Hörhilfegeräte (110, 110') ist.
3. Verfahren nach Anspruch 2, wobei das zweite Bezugssignal ein Signal einer binauralen Acht (210) ist, welche aus der Differenz der ersten Audiosignale gebildet wird, wobei die binaurale Acht (210) ein Minimum an Empfindlichkeit in Richtung der Vorzugsrichtung aufweist.
4. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, wobei in der Signalverarbeitungsvorrichtung die Empfindlichkeit der Richtcharakteristik (220) des binauralen direktionalen Mikrofons in Vorzugsrichtung mit einem steigenden Wert des Quotienten erhöht wird.
5. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, wobei die Bewertung der Signalanteile aus der Vorzugsrichtung in den ersten Audiosignalen für mindestens zwei verschiedene Frequenzbereiche einzeln erfolgt und die Richtcharakteristik (220) des ersten binauralen direktionalen Mikrofonsignals für jeden Frequenzbereich einzeln in Abhängigkeit von der Bewertung eingestellt wird.
6. Hörhilfesystem mit mindestens zwei Hörhilfegeräten (110, 110') zur anwendungsgemäßen Anordnung an beiden Seiten eines Kopfes eines Trägers (201), wobei die Hörhilfegeräte (110, 110') einen Wandler (2, 2') zur Aufnahme eines akustischen Signals und Wandlung in ein jeweils erstes Audiosignal aufweisen, wobei das Hörhilfesystem (100) eine Signalverarbeitungsvorrichtung (3, 3') zur Verarbeitung von Audiosignalen und eine Signalverbindung zur Übertragung eines ersten Audiosignals von jedem Hörhilfegerät (110, 110') zu der Signalverarbeitungseinrichtung (3, 3') aufweist, wobei die Signalverarbeitungsvorrichtung (3, 3') ausgelegt ist, einen Signalanteil aus einer Vorzugsrichtung in Bezug auf den Kopf in den ersten Audiosignalen zu bewerten und die Signalverarbeitungsvorrichtung (3, 3') ausgelegt ist, mit den ersten Audiosignalen ein erstes binaurales direktionales Mikrofonsignal zu erzeugen und dessen Richtcharakteristik (220) in Abhängigkeit von der Bewertung einzustellen, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Signalverarbeitungseinrichtung (3, 3') dazu ausgelegt ist, zur Bewertung des Signalanteils einen Quotient zu bilden aus einerseits einem Minimum des Pegels der ersten Audiosignale oder einem Minimum des Pegels der in eine Symmetrieebene der beiden Hörhilfegeräte (110, 110') abge-

bildeten ersten Audiosignale, und andererseits einem zweiten Bezugssignal mit einer reduzierten Empfindlichkeit in der Vorzugsrichtung.

7. Hörhilfesystem nach Anspruch 6, wobei das Hörhilfesystem (100) dazu ausgelegt ist, das Verfahren nach den Ansprüchen 2 bis 5 auszuführen.

10 Claims

1. Method for operating a hearing aid system (100) having at least two hearing aids (110, 110') for arrangement on both sides of a head of a wearer (201), wherein the hearing aids (110, 110') have a transducer (2, 2') for picking up an audible signal and converting it into a respective first audio signal, wherein the hearing aid system (100) has a signal processing apparatus (3, 3') for processing audio signals and a signal connection for transmitting a first audio signal from each hearing aid to the signal processing device (3, 3'), wherein a signal component from a preferential direction in relation to the head of the wearer (201) in the first audio signals is rated in the signal processing apparatus (3, 3'), and the first audio signals are used to generate a first binaural directional microphone signal, and the directional pattern (220) thereof is adjusted on the basis of the rating, **characterized in that** to rate the signal component a quotient is formed in the signal processing device (3, 3') from, firstly, a minimum of the level of the first audio signals or a minimum of the level of the first audio signals mapped into a plane of symmetry for the two hearing aids (110, 110'), and, secondly, a second reference signal having a reduced sensitivity in the preferential direction.
2. Method according to Claim 1, wherein the second reference signal is a weighted difference between the first audio signals of the two hearing aids (110, 110').
3. Method according to Claim 2, wherein the second reference signal is a signal from a binaural figure of eight (210) formed from the difference between the first audio signals, the binaural figure of eight (210) having a minimum of sensitivity in the direction of the preferential direction.
4. Method according to one of the preceding claims, wherein the sensitivity of the directional pattern (220) of the binaural directional microphone in a preferential direction is increased in the signal processing apparatus as the value of the quotient rises.
5. Method according to one of the preceding claims,

wherein the signal components from the preferential direction in the first audio signals are rated individually for at least two different frequency ranges and the directional pattern (220) of the first binaural directional microphone signal is adjusted individually for each frequency range on the basis of the rating.

6. Hearing aid system having at least two hearing aids (110, 110') for arrangement on both sides of a head of a wearer (201) according to the application, wherein the hearing aids (110, 110') have a transducer (2, 2') for picking up an audible signal and converting it into a respective first audio signal, wherein the hearing aid system (100) has a signal processing apparatus (3, 3') for processing audio signals and a signal connection for transmitting a first audio signal from each hearing aid (110, 110') to the signal processing device (3, 3'), wherein the signal processing apparatus (3, 3') is designed to rate a signal component from a preferential direction in relation to the head in the first audio signals, and the signal processing apparatus (3, 3') is designed to use the first audio signals to generate a first binaural directional microphone signal and to adjust the directional pattern (220) thereof on the basis of the rating,

characterized in that

the signal processing device (3, 3') is designed to rate the signal component by forming a quotient from, firstly, a minimum of the level of the first audio signals or a minimum of the level of the first audio signals mapped into a plane of symmetry for the two hearing aids (110, 110'), and, secondly, a second reference signal having a reduced sensitivity in the preferential direction.

7. Hearing aid system according to Claim 6, wherein the hearing aid system (100) is designed to carry out the method according to Claims 2 to 5.

Revendications

1. Procédé pour faire fonctionner un système d'aide auditive (100) comportant au moins deux appareils d'aide auditive (110, 110') destinés à être disposés des deux côtés de la tête d'un utilisateur (201), dans lequel les appareils d'aide auditive (110, 110') comportent un convertisseur (2, 2') destiné à recevoir un signal acoustique et à le transformer en premier signal audio respectif, dans lequel le système d'aide auditive (100) comporte un dispositif de traitement de signaux (3, 3') destiné à traiter des signaux audio et une liaison de signaux destinée à transmettre un premier signal audio de chaque appareil d'aide auditive au dispositif de traitement de signaux (3, 3'), dans lequel une composante de signal provenant d'une direction préférentielle par rapport à la tête de

l'utilisateur (201) est évaluée dans les premiers signaux audio dans le dispositif de traitement de signaux (3, 3') et un premier signal de microphone binaural directionnel est généré au moyen des premiers signaux audio et sa caractéristique directionnelle (220) est réglée en fonction de ladite évaluation, **caractérisé en ce que**, pour évaluer la composante de signal, un quotient est calculé dans le dispositif de traitement de signaux (3, 3') à partir, d'une part, d'un minimum du niveau des premiers signaux audio ou d'un minimum du niveau des premiers signaux audio projetés dans un plan de symétrie des deux appareils d'aide auditive (110, 110') et d'autre part, d'un deuxième signal de référence de sensibilité réduite dans la direction préférentielle.

2. Procédé selon la revendication 1, dans lequel le deuxième signal de référence est une différence pondérée entre les premiers signaux audio des deux appareils d'aide auditive (110, 110').
3. Procédé selon la revendication 2, dans lequel le deuxième signal de référence est un signal d'un huit binaural (210) déterminé à partir de la différence entre les premiers signaux audio, dans lequel le huit binaural (210) présente un minimum de sensibilité dans la direction préférentielle.
4. Procédé selon l'une des revendications précédentes, dans lequel la sensibilité de la caractéristique directionnelle (220) du microphone binaural directionnel est augmentée dans la direction préférentielle au moyen d'une valeur croissante du quotient dans le dispositif de traitement du signal.
5. Procédé selon l'une des revendications précédentes, dans lequel l'évaluation des composantes de signal provenant de la direction préférentielle dans les premiers signaux audio est effectuée individuellement pour au moins deux plages de fréquences différentes et la caractéristique directionnelle (220) du premier signal de microphone binaural directionnel est réglée individuellement en fonction de ladite évaluation pour chaque plage de fréquences.
6. Système d'aide auditive comportant au moins deux appareils d'aide auditive (110, 110') destinés à être disposés, selon leur utilisation, des deux côtés de la tête d'un utilisateur (201), dans lequel les appareils d'aide auditive (110, 110') comportent un convertisseur (2, 2') destiné à recevoir un signal acoustique et à le convertir en un premier signal audio respectif, dans lequel le système d'aide auditive (100) comporte un dispositif de traitement de signaux (3, 3') destiné à traiter des signaux audio et une liaison de signaux destinée à transmettre un premier signal audio de chaque appareil d'aide auditive (110, 110') au dispositif de traitement de signaux (3, 3'),

dans lequel le dispositif de traitement de signaux (3, 3') est conçu pour évaluer une composante de signal provenant d'une direction préférentielle par rapport à la tête dans les premiers signaux audio et le dispositif de traitement de signaux (3, 3') est conçu pour générer un premier signal de microphone binaural directionnel au moyen des premiers signaux audio et pour régler sa caractéristique directionnelle (220) en fonction de ladite évaluation, **caractérisé en ce que**, pour évaluer la composante de signal, le dispositif de traitement de signaux (3, 3') est conçu pour calculer un quotient à partir, d'une part, d'un minimum du niveau des premiers signaux audio ou d'un minimum du niveau des premiers signaux audio projetés dans un plan de symétrie des deux appareils d'aide auditive (110, 110') et d'autre part, d'un deuxième signal de référence de sensibilité réduite dans la direction préférentielle.

7. Système d'aide auditive selon la revendication 6, dans lequel le système d'aide auditive (100) est conçu pour la mise en oeuvre du procédé selon les revendications 2 à 5.

25

30

35

40

45

50

55

FIG 1

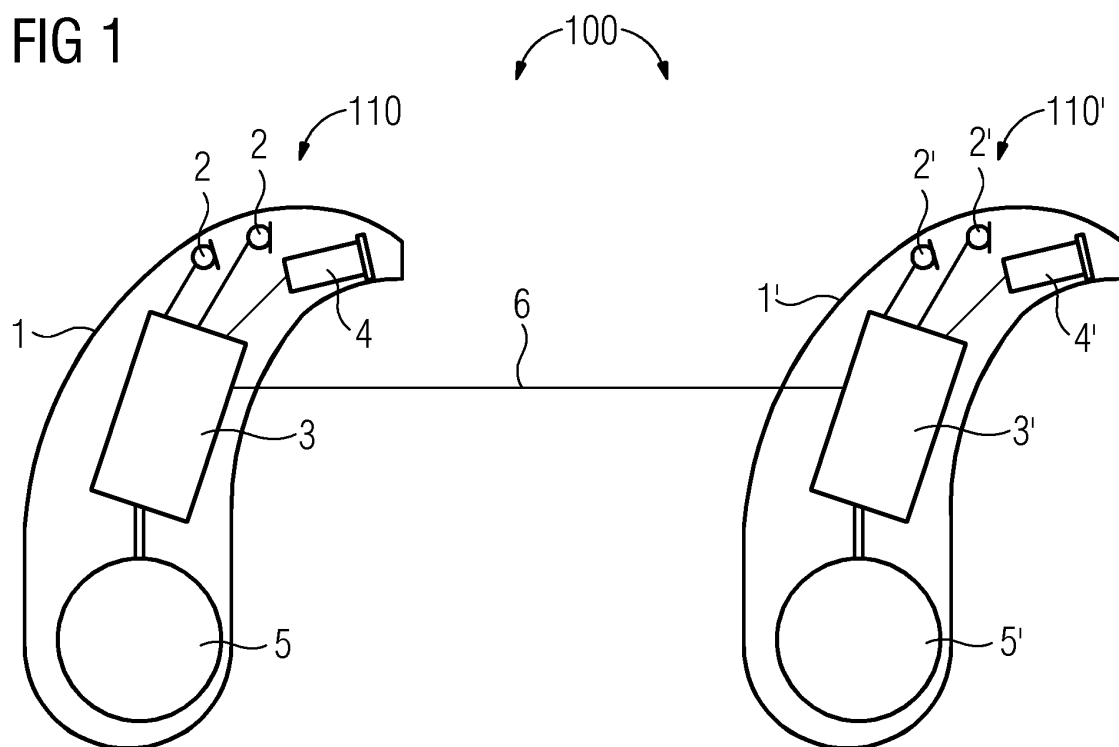


FIG 2

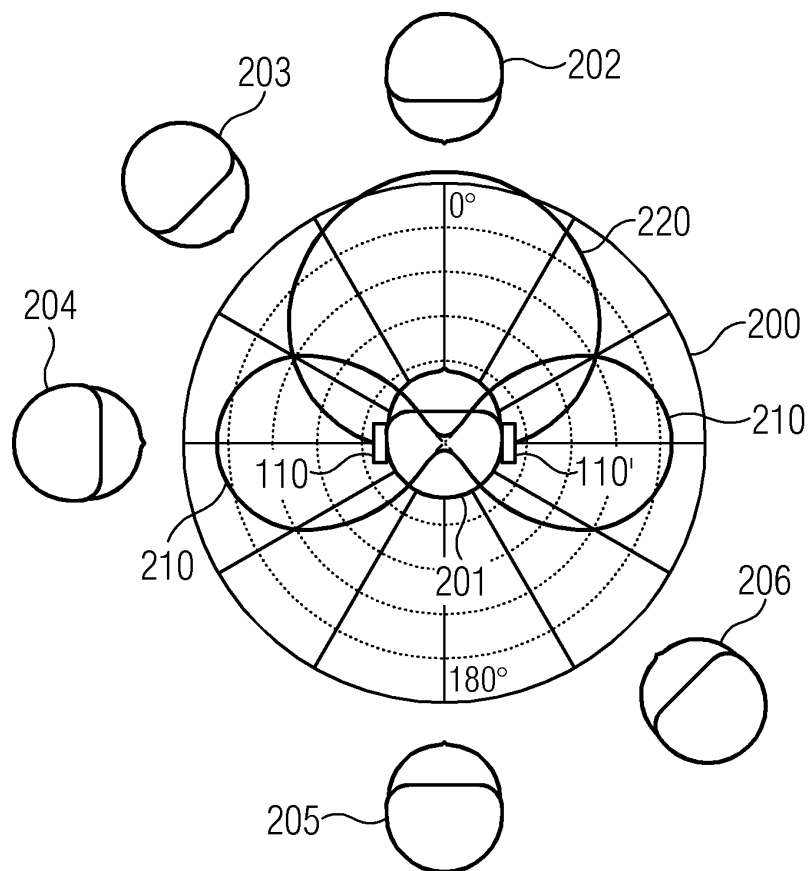


FIG 3

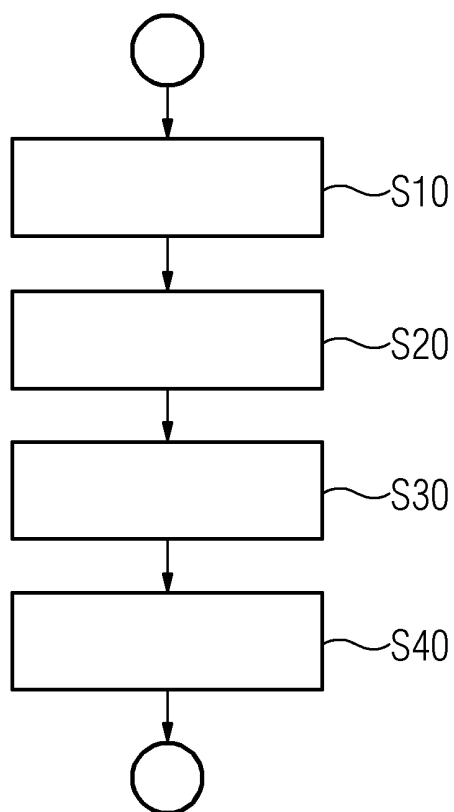
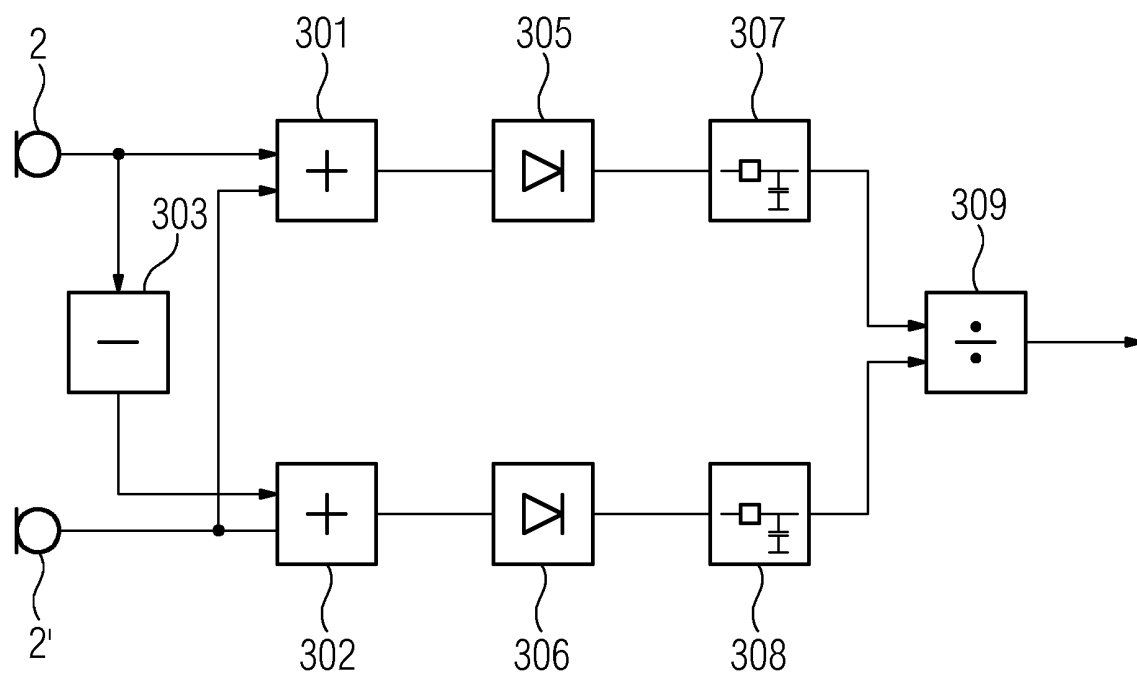


FIG 4



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

- US 20070160242 A1 [0007]