



(11) **EP 3 534 624 A1**

(12) **EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

(43) Veröffentlichungstag:
04.09.2019 Patentblatt 2019/36

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

(21) Anmeldenummer: **19159169.2**

(22) Anmeldetag: **25.02.2019**

(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
Benannte Erstreckungsstaaten:
BA ME
Benannte Validierungsstaaten:
KH MA MD TN

(72) Erfinder:
• **YEE, Dianna**
81825 München (DE)
• **KAMKAR-PARSI, Homayoun**
91058 Erlangen (DE)
• **PUDER, Henning**
91058 Erlangen (DE)

(30) Priorität: **28.02.2018 DE 102018203018**
14.03.2018 DE 102018203907

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

(71) Anmelder: **Sivantos Pte. Ltd.**
Singapore 539775 (SG)

(54) **VERFAHREN ZUM BETRIEB EINES HÖRGERÄTES**

(57) Die Erfindung nennt ein Verfahren zum Betrieb eines Hörgerätes (2), wobei durch einen ersten Eingangswandler (30) des Hörgerätes (2) aus einem Schallsignal der Umgebung ein erstes Eingangssignal (32) erzeugt wird, wobei durch einen externen Eingangswandler (34) außerhalb vom Hörgerät (2) aus dem Schallsignal der Umgebung ein externes Eingangssignal (36) erzeugt wird, wobei anhand des ersten Eingangssignals (32) und/oder anhand des externen Eingangssignals (36) eine relative Transferfunktion des externen Eingangswandlers (34) zum Hörgerät (2) bezüglich einer Zielsignalquelle (4) bestimmt wird, und das externe Eingangss-

signal (36) mit der relativen Transferfunktion gefiltert wird, und hierdurch ein geschätztes Zielsignal (42) erzeugt wird, und wobei eine Rauschunterdrückung im Hörgerät (2) anhand des geschätzten Zielsignals (42) erfolgt. Die Erfindung nennt weiter ein Hörgerätesystem, umfassend ein Hörgerät (2) mit wenigstens einem ersten Eingangswandler (30) zur Erzeugung eines ersten Eingangssignals (32), - einen externen Eingangswandler (34) zur Erzeugung eines externen Eingangssignals (36) und eine Prozesseinheit, welche dazu eingerichtet ist, ein derartiges Verfahren durchzuführen.

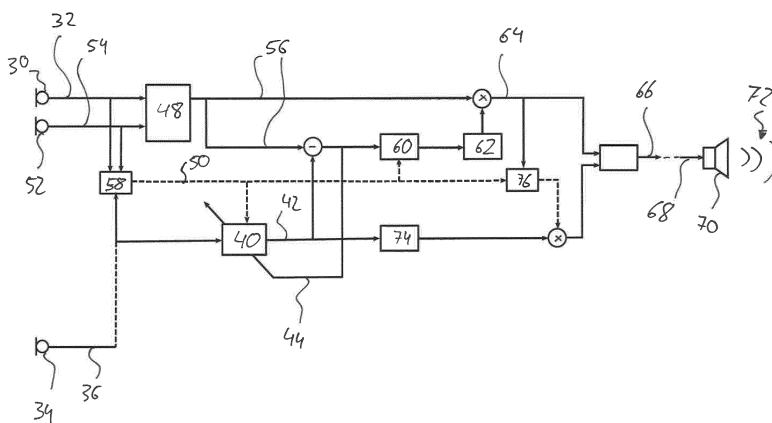


Fig. 3

EP 3 534 624 A1

Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Betrieb eines Hörgerätes, wobei durch einen ersten Eingangswandler des Hörgerätes aus einem Schallsignal der Umgebung ein erstes Eingangssignal erzeugt wird, wobei durch einen externen Eingangswandler außerhalb vom Hörgerät aus dem Schallsignal der Umgebung ein externes Eingangssignal erzeugt wird, und wobei eine Rauschunterdrückung im Hörgerät anhand des externen Eingangssignals erfolgt.

[0002] Die Verwendung externer Eingangssignale zur Rauschunterdrückung in Hörgeräten hat insbesondere durch die steigende Verfügbarkeit derartiger externer Eingangssignale an Bedeutung gewonnen. Gerade infolge der zunehmenden Verbreitung von Mobiltelefonen zur Bereitstellung externer Eingangssignale mittels eines Mikrofons des Mobiltelefons sowie der im Mobiltelefon gegebenen Möglichkeiten zur Übertragung des externen Eingangssignals an ein Hörgerät kann ein Träger des Hörgerätes besonders in Gesprächssituationen, in welchen Störgeräusche die Gesprächsbeiträge eines Gesprächspartners überlagern, eine bessere Klangqualität eines vom Hörgerät erzeugten Ausgangsschallsignals erhalten.

[0003] Hierbei war bisher vor allem die Verwendung des externen Eingangssignals zum Abschätzen der Nutz- oder Zielsignalbeiträge eines Gesprächspartners und zur Unterscheidung derselbigen von Rauschen relevant. Dies geschieht z.B. unter der Annahme, dass das Mobiltelefon vom Träger des Hörgerätes vor seinem Körper und somit etwas näher an einem frontalen Gesprächspartner positioniert ist, als das Hörgerät, wodurch dieses für ein frontales Nutzsignal ein leicht verbessertes Signal-zu-Rausch-Verhältnis ("signal-to-noise ratio", SNR) gegenüber einem im Hörgerät selbst erzeugten Eingangssignal aufweist. Dadurch können z.B. die Zeiträume erkannt werden, in welchen der frontal zum Träger des Hörgerätes stehende Gesprächspartner spricht. Die eigentliche Signalverarbeitung erfolgt dann an den Eingangssignalen des Hörgerätes unter Kenntnis dieser Zeiträume.

[0004] Die Verwendung von Signalanteilen eines externen Eingangssignals zur Erzeugung eines Ausgangssignals in einem Hörgerät in dem Sinne, dass die Signalanteile lediglich frequenzbandabhängige Verstärkung und/oder Kompression erfahren, jedoch sonst unmittelbar in das Ausgangssignal eingehen, ist jedoch bisher aufgrund der nur schwer bestimmbaren relativen Positionierung des Mobiltelefons zum Gesprächspartner und der sich hieraus ergebenden Probleme räumlichen Hörens nicht sinnvoll durchführbar.

[0005] Der Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren zum Betrieb eines Hörgerätes anzugeben, in welchem mittels eines externen Eingangssignals die Klangqualität verbessert wird. Der Erfindung liegt weiter die Aufgabe zugrunde, ein Hörgerätesystem mit einem externen Eingangswandler anzugeben, durch

welches ein derartiges Verfahren durchführbar ist.

[0006] Die erstgenannte Aufgabe wird hierbei erfindungsgemäß gelöst durch ein Verfahren zum Betrieb eines Hörgerätes, wobei durch einen ersten Eingangswandler des Hörgerätes aus einem Schallsignal der Umgebung ein erstes Eingangssignal erzeugt wird, wobei durch einen externen Eingangswandler außerhalb vom Hörgerät aus dem Schallsignal der Umgebung ein externes Eingangssignal erzeugt wird, wobei anhand des ersten Eingangssignals und/oder anhand des externen Eingangssignals eine relative Transferfunktion des externen Eingangswandlers zum Hörgerät bezüglich einer Zielsignalquelle bestimmt wird, und das externe Eingangssignal mit der relativen Transferfunktion gefiltert wird, und hierdurch ein geschätztes Zielsignal erzeugt wird, und wobei eine Rauschunterdrückung im Hörgerät anhand des geschätzten Zielsignals erfolgt. Vorteilhaft und teils für sich gesehen erfinderische Ausgestaltungen sind Gegenstand der Unteransprüche und der nachfolgenden Beschreibung.

[0007] Unter einem Eingangswandler ist hierbei jeweils insbesondere ein akustoelektrischer Wandler umfasst, z.B. als wenigstens ein Mikrofon. Der externe Eingangswandler ist hierbei nicht vom Hörgerät umfasst, sondern von diesem räumlich getrennt, und insbesondere in einem Gehäuse angeordnet. Der externe Eingangswandler ist hierbei bevorzugt in einer ihm übergeordneten Vorrichtung angeordnet sein, welche vom Gehäuse begrenzt wird, also z.B. ein Mobiltelefon, oder insbesondere auch in einer zusätzlichen externen Einheit, welche eigens für den Gebrauch zusammen mit dem Hörgerät konzipiert und bestimmt ist, jedoch nicht am Ohr zu tragen ist, und zudem für den bestimmungsgemäßen Betrieb des Hörgerätes nur optional ist und deswegen nicht dem Hörgerät als solchem zuzuordnen ist.

[0008] Zur Durchführung des Verfahrens kann dabei das externe Eingangssignal von der übergeordneten Vorrichtung an das Hörgerät übertragen werden, sodass die einzelnen Verfahrensschritte im Hörgerät durchgeführt werden. Alternativ dazu kann auch das erste Eingangssignal an die übergeordnete Vorrichtung des externen Eingangswandlers übertragen werden, sodass Teile des Verfahrens in der übergeordneten Vorrichtung durchgeführt werden, und beispielsweise das geschätzte Zielsignal zur dortigen Weiterverarbeitung an das Hörgerät übertragen wird.

[0009] Die relative Transferfunktion zweier an unterschiedlichen Orten erzeugten Eingangssignale $x_1(n)$, $x_2(n)$ bezüglich einer Schallquelle S ist hierbei im diskreten Frequenzraum definiert als der Quotient der beiden Transferfunktionen $H_{S1}(k)$, $H_{S2}(k)$ von der Schallquelle zum jeweiligen Erzeugungsort des Eingangssignals, also im Frequenzraum:

$$X_1(k) = H_{S1}(k) \cdot S(k),$$

$$X_2(k) = H_{S_2}(k) \cdot S(k),$$

$$X_1(k) = H_{21|S}(k) \cdot X_2(k)$$

mit der relative Transferfunktion $H_{21|S}(k) = H_{S_1}(k)/H_{S_2}(k)$ bezüglich S , wobei $X_j(k)$ das $x_j(n)$ entsprechende Signal im Frequenzraum ist und $S(k)$ das von der Quelle S erzeugte Signal (im Frequenzraum) bezeichnet. Hierbei wird insbesondere einer akustischen Verzögerung zwischen den beiden Erzeugungsorten und somit einer im Frequenzraum auftretenden Phasendifferenz der beiden Eingangssignale Rechnung getragen.

[0010] Durch die Filterung des externen Eingangssignals mit der relativen Transferfunktion des externen Eingangswandlers zum Hörgerät bezüglich einer Zielsignalquelle entspricht das geschätzte Zielsignal im hypothetischen Idealfall einer perfekten Bestimmung der relativen Transferfunktion genau der aus der Richtung der Zielsignalquelle beim Hörgerät eintreffenden Schallsignal. Abweichungen in der Bestimmung der relativen Transferfunktion lassen sich jedoch über geeignete Maßnahmen minimieren, sodass im Wesentlichen das geschätzte Zielsignal die Signalanteile eines Zielsignals, welches von der Zielsignalquelle erzeugt wurde, enthält. Diese Kenntnis kann nun zur Rauschunterdrückung genutzt werden.

[0011] Hierbei kann zudem ausgenutzt werden, dass der Träger des Hörgerätes die Position des externen Eingangswandlers insbesondere frei wählen kann, um diesen bzgl. der Zielsignalquelle günstig, z.B. vor seinem Körper, zu positionieren, wodurch einerseits verglichen mit diffusem Hintergrundrauschen eine höhere Signalamplitude des Zielsignals infolge der größeren räumlichen Nähe erreicht werden kann, und andererseits gegen gerichtete Störgeräusche, welche abseits der Richtung der Zielsignalquelle erzeugt werden, auch die Abschirmungswirkung des Körpers des Trägers zusätzlich zur Verbesserung des SNR im externen Eingangssignal beiträgt.

[0012] Die Rauschunterdrückung erfolgt insbesondere anhand eines geschätzten Rauschsignals, welches anhand des geschätzten Zielsignals und des ersten Eingangssignals erzeugt wird. Durch die im geschätzten Zielsignal vorliegende Information hinsichtlich der Signalanteile des Zielsignals lässt sich über entsprechende Vergleichsmaßnahmen mit anderen vorliegenden Signalen, welche aufgrund ihrer Erzeugung und ggf. einer Weiterverarbeitung ebenfalls einen hohen Zielsignalanteil aufweisen, entsprechend ein geschätztes Rauschsignal bestimmen, welches Information über den Rauschanteil beinhaltet. Die Rauschunterdrückung anhand des geschätzten Rauschsignals kann nun beispielsweise durch das Ermitteln einer spektralen Rauschleistungsdichte erfolgen, anhand derer frequenzbandspezifische Gewichtungskoeffizienten für die Verarbeitung

des ersten Eingangssignals im Hörgerät bestimmt werden.

[0013] Hierbei kann insbesondere der Umstand ausgenutzt werden, dass das externe Eingangssignal vorteilhafterweise infolge einer günstigen Positionierung des externen Eingangswandlers bzw. dessen übergeordneter Vorrichtung bzgl. der Zielsignalquelle a priori bereits eine bessere SNR aufweist, als das erste Eingangssignal. Übliche Verfahren zur Rauschunterdrückung in einem Hörgerät bestimmen den Rauschanteil während Pausen zwischen den Sprachbeiträgen eines Gesprächspartner. Ein derartiges Vorgehen ist jedoch gerade bei gerichteten Störgeräuschen, wie sie z.B. in Sprachbeiträgen eines im Wesentlichen hinter dem Träger positionierten Sprecher gegeben sein können, nicht mehr möglich, wodurch die Rauschunterdrückung zu erheblichen Fehlern und Artefakten im Ausgangssignal führen kann. Das vorliegende Verfahren umgeht diese Probleme, da anders als der erste Eingangswandler des Hörgerätes der externe Eingangswandler so positioniert werden kann, dass derartige Störgeräusche nicht infolge ihrer Nichtstationarität fälschlich als "Nutzsignal" interpretiert werden.

[0014] Bevorzugt wird dabei das geschätzte Zielsignal, welches die Signalanteile des Zielsignals der Zielsignalquelle repräsentiert, vom ersten Eingangssignal oder von einem vom ersten Eingangssignal abgeleiteten ersten Zwischensignal abgezogen, wobei besonders bevorzugt das erste Zwischensignal derart konstruiert ist, dass es wenigstens den gleichen Anteil an Zielsignal aufweist wie das erste Eingangssignal, bzw. mindestens dieselbe SNR hat. Unter der Annahme, dass der Nutzsignalanteil im ersten Eingangssignal weitgehend vom Zielsignal stammt, liefert eine Subtraktion des geschätzten Zielsignals vom ersten Zwischensignal insbesondere im genannten Fall ein geschätztes Rauschsignal, welches einerseits aussagekräftig für die Rauschunterdrückung bei der Erzeugung des ersten Zwischensignals ist, andererseits aber auch eine Aussagekraft für die Qualität des geschätzten Zielsignals und somit der Abschätzung des der relativen Transferfunktion besitzt.

[0015] Das erste Zwischensignal kann dabei insbesondere aus dem ersten Eingangssignal durch Anwendung frequenzbandspezifischer Rauschunterdrückung erzeugt werden, wobei die Dämpfungsfaktoren der einzelnen Frequenzbänder z.B. über statistische Modelle und/oder anhand spektraler Leistungsdichten ermittelt werden können. In diesem Fall ist das erste Zwischensignal ein erstes rauschunterdrücktes Signal, von welchem das geschätzte Zielsignal zur Erzeugung des ersten Rauschsignals subtrahiert wird.

[0016] Besonders bevorzugt wird die relative Transferfunktion anhand des externen Eingangssignals mittels eines adaptiven Filters erzeugt, in welches als Fehlersignal das geschätzte Rauschsignal eingeht, und in welchem auch die Filterung des externen Eingangssignals erfolgt, sodass bevorzugt das Ausgabesignal des adaptiven Filters das geschätzte Zielsignal ist. Hierbei kann

in vorteilhafter Weise ausgenutzt werden, dass insbesondere ein erstes rauschunterdrücktes Signal als erstes Zwischensignal nur einen geringen Rauschanteil und insbesondere eine hohe SNR aufweisen sollte, sodass eine Subtraktion des durch das adaptive Filter ausgegebenen geschätzten Zielsignals weitgehend die Signalanteile des Zielsignals im ersten Zwischensignal aufheben sollte, und dabei das verbleibende Rauschen, welches durch das so erzeugte geschätzte Rauschsignal repräsentiert ist, ein aussagekräftiges Maß für die Qualität der Adaption auf die relative Transferfunktion liefert.

[0017] Vorzugsweise wird dabei die Schrittweite des adaptiven Filters in Abhängigkeit des externen Eingangssignals des ersten Eingangssignals gesteuert. Dies kann z.B. dadurch erfolgen, dass anhand des externen Eingangssignals und/oder des ersten Eingangssignals eine Wahrscheinlichkeit für ein Auftreten von bestimmten Signalen, hinsichtlich derer die Rauschunterdrückung optimiert werden soll, ermittelt wird, und die Schrittweite in Abhängigkeit dieser Wahrscheinlichkeit gesteuert wird. Insbesondere kann es sich bei einem solchen Signal, bezüglich dessen die Rauschunterdrückung optimiert wird, um ein Zielsignal aus frontaler Richtung handeln.

[0018] Günstigerweise wird durch einen zweiten Eingangswandler des Hörgerätes aus dem Schallsignal der Umgebung ein zweites Eingangssignal erzeugt, und die relative Transferfunktion des externen Eingangswandlers zum Hörgerät bezüglich einer Zielsignalquelle anhand des ersten Eingangssignals und/oder anhand des zweiten Eingangssignals und/oder anhand des externen Eingangssignals ermittelt. Hierdurch steht durch das externe Eingangssignal eine zusätzliche räumliche Information zur Verfügung, welche insbesondere bei der Bildung von Richtsignalen anhand des ersten Eingangssignals und des zweiten Eingangssignals dazu verwendet werden kann, unerwünschte verbleibende Symmetrien einer Richtcharakteristik des entsprechenden Richtsignals insbesondere bzgl. der Frontalebene des Trägers zu verringern.

[0019] Das erste Eingangssignal und das zweite Eingangssignal werden hierbei bevorzugt jeweils in zwei unterschiedlichen lokalen Geräten eines binauralen Hörgerätes erzeugt, sodass das eine dieser beiden Eingangssignale auf der linken Seite des Kopfes des Trägers erzeugt wird, und das andere Eingangssignal auf der rechten Seite des Kopfes. Diese beiden Eingangssignale können jedoch auch beide in einem monauralen Hörgerät erzeugt werden, welches der Träger an einem Ohr trägt.

[0020] Das Ermitteln der besagten relativen Transferfunktion erfolgt insbesondere dadurch, dass anhand des ersten Eingangssignals und anhand des zweiten Eingangssignals ein erstes Richtsignal erzeugt wird, und die relative Transferfunktion des externen Eingangswandlers zum Hörgerät bezüglich der Zielsignalquelle anhand des ersten Richtsignals und des externen Eingangssignals ermittelt wird. Hierbei kann das erste Richtsignal

insbesondere derart erzeugt werden, dass infolge der Richtwirkung eine frequenzbandweise oder auch breitbandige Unterdrückung von Rauschen erfolgt, sodass das erste Richtsignal eine Ausführung des ersten rauschunterdrückten Signals und mithin eine besondere Ausführung des ersten Zwischensignals bildet.

[0021] Bevorzugt wird dabei das geschätzte Rauschsignal durch eine Subtraktion des geschätzten Zielsignals vom ersten Richtsignal gebildet. Durch die bei der Bildung des ersten Richtsignals erfolgende Rauschunterdrückung insbesondere diffuser Störgeräusche weist das erste Richtsignal bereits eine gegenüber den beiden verwendeten Eingangssignalen verbesserte SNR auf. Die Subtraktion erlaubt nun insbesondere im Fall, dass in den beteiligten Eingangssignalen ein Zielsignalanteil vorliegt, aus der ermittelten Abweichung des geschätzten Zielsignalsignalanteils vom ersten Richtsignal eine Aussage über die Qualität der Abschätzung der relativen Transferfunktion zu gewinnen.

[0022] Das genannte Vorgehen wird insbesondere kombiniert mit einem adaptiven Filter zur Bestimmung der relativen Transferfunktion und insbesondere zur Erzeugung des geschätzten Zielsignals aus dem externen Eingangssignal, wobei das bevorzugt aus dem ersten Richtsignal und dem geschätzten Zielsignal geschätzte Rauschsignal als Fehlersignal in das adaptive Filter eingeht.

[0023] Die Schrittweite des adaptiven Filters kann dabei insbesondere in Abhängigkeit einer Wahrscheinlichkeit einer frontalen Zielsignalquelle gesteuert werden, welche bevorzugt anhand des externen Eingangssignals sowie des ersten Eingangssignals und/oder des zweiten Eingangssignals ermittelt wird. Hierbei wird bevorzugt eine Adaption mit hoher Schrittweite dann durchgeführt, wenn eine Wahrscheinlichkeit für ein Zielsignal aus frontaler Richtung hoch ist. In diesem Fall ist gerade das geschätzte Rauschsignal infolge des hohen Zielsignalanteils in den beteiligten Eingangssignalen besonders aussagekräftig für die Qualität der Adaption des adaptiven Filters. Eine Möglichkeit zum Ermitteln der besagten Wahrscheinlichkeit ist in beschrieben in Diana Yee, A. Homayoun Kamkar-Parsi, Rainer Martin, Henning Puder, "A Noise Reduction Postfilter for Binaurally Linked Single-Microphone Hearing Aids Utilizing a Nearby External Microphone", IEEE/ACM Trans. Audio, Speech & Language Processing 26(1). pp. 5-18, 2018.

[0024] Die Rauschunterdrückung kann dabei einerseits derart erfolgen, dass anhand des geschätzten Rauschsignals ein Parameter einer Rauschunterdrückung ermittelt wird, welcher auf ein vom ersten Eingangssignal abgeleitetes zweites Zwischensignal angewandt wird, wobei anhand des rauschunterdrückten zweiten Zwischensignals ein Ausgangssignal erzeugt wird, aus dem Ausgangssignal durch einen Ausgangswandler des Hörgerätes ein Ausgangsschallsignal erzeugt wird. Dies bedeutet insbesondere, dass das geschätzte Rauschsignal dazu verwendet wird, beispielsweise über eine Bestimmung einer spektralen Leistungs-

dichte o.ä. frequenzbandabhängige Parameter wie Verstärkungsfaktoren oder bei einem Richtsignal als zweitem Zwischensignal auch die Richtwirkung betreffende Parameter zu ermitteln, ohne dass die Signalanteile des externen Eingangssignals jedoch unmittelbar in das Ausgangssignal eingehen. Insbesondere können das erste Zwischensignal und das zweite Zwischensignal identisch zueinander sein, oder auseinander im Sinne ihrer Signalanteile auseinander hervorgehen. Insbesondere kann das zweite Zwischensignal hierbei auch durch das erste Richtsignal gegeben sein.

[0025] Anhand des geschätzten Zielsignals und anhand des ersten Eingangssignals ein kann andererseits auch ein zweites Richtsignal erzeugt werden, wobei anhand des zweiten Richtsignals ein oder das Ausgangssignal erzeugt wird, wobei aus dem Ausgangssignal durch einen Ausgangswandler des Hörgerätes ein Ausgangsschallsignal erzeugt wird. Dies bedeutet, dass nun die Signalanteile des externen Eingangssignals Eingang in das Ausgangssignal finden. Hierbei wird erneut in vorteilhafter Weise die Filterung des externen Eingangssignals mit der relativen Transferfunktion ausgenutzt, was insbesondere eine Anpassung einer Phasendifferenz infolge eines Laufzeitunterschiedes des Zielsignals zum externen Eingangswandlers bzw. zum ersten und zweiten Eingangswandler bedeutet. Für die Bildung eines Richtsignals anhand des externen Eingangssignals mit einem Eingangssignal des Hörgerätes ist üblicherweise genau diese Phasendifferenz infolge der ungenauen Positionierung des externen Eingangswandlers zum Hörgerät ein Hindernis, welches durch ein "Wegfiltern" dieser Phasendifferenz über die relative Transferfunktion ausgeräumt wird. Dies ist insbesondere für binaurale Hörgeräte vorteilhaft, in welchen das erste und das zweite Eingangssignal jeweils in unterschiedlichen lokalen Geräten des binauralen Hörgerätes erzeugt werden, da durch die beiden lokalen Geräte im Raum bereits eine Vorzugsebene bzw. -richtung definiert wird, hinsichtlich derer ein mit den Signalanteilen des externen Eingangssignals erzeugtes Richtsignal auszurichten ist.

[0026] Das zweite Richtsignal oder ein hiervon abgeleitetes Signal oder ein zur Erzeugung des zweiten Richtsignals aus dem ersten Eingangssignal und/oder dem zweiten Eingangssignal abgeleitetes zweites Zwischensignal kann zusätzlich auch eine Rauschunterdrückung erfahren, deren Parameter anhand des geschätzten Rauschsignals in vorbeschriebener Weise ermittelt werden. Bevorzugt kann auch das geschätzte Zielsignal vor der Bildung des zweiten Richtsignals zusätzlich noch einer Insbesondere einkanaligen Rauschunterdrückung unterzogen werden. Bevorzugt werden mögliche Lautstärkenunterschiede zwischen dem geschätzten Zielsignal und dem zweiten Zwischensignal oder dem rauschunterdrückten zweiten Zwischensignal, welche aufgrund der größeren Nähe des externen Eingangswandlers zur Zielsignalquelle und/oder aufgrund unterschiedlicher Empfindlichkeiten der beteiligten Eingangswandler auftreten können, vor der Bildung des zweiten Richtsignals

ausgeglichen.

[0027] Die zweitgenannte Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst durch ein Hörgerätesystem, umfassend ein Hörgerät mit wenigstens einem ersten Eingangswandler zur Erzeugung eines ersten Eingangssignals aus einem Schallsignal der Umgebung, einen externen Eingangswandler zur Erzeugung eines externen Eingangssignals aus dem Schallsignal der Umgebung und eine Prozessoreinheit, welche dazu eingerichtet ist, das vorbeschriebene Verfahren durchzuführen. Die für das Verfahren und für seine Weiterbildungen angegebenen Vorteile können dabei, mutis mutandis und vice versa, sinngemäß auf das Hörgerätesystem übertragen werden.

[0028] Das Hörgerätesystem kann dabei insbesondere einen zweiten Eingangswandler zur Erzeugung eines zweiten Eingangssignals aus dem Schallsignal der Umgebung umfassen. Dieser kann mit dem ersten Eingangswandler zusammen in einem lokalen Gerät angeordnet sein, oder die beiden Eingangswandler sind jeweils in unterschiedlichen lokalen Geräten eines binauralen Hörgerätes angeordnet, sodass die beiden Eingangssignale auf unterschiedlichen Seiten des Kopfes des Trägers erzeugt werden. Der externe Eingangswandler und die Prozessoreinheit können insbesondere in einem gemeinsamen Gehäuse angeordnet sein, wobei zusätzlich bevorzugt noch Mittel zur Übertragung der involvierten Signale zwischen dem Hörgerät und der Prozessoreinheit im Gehäuse vorhanden sind. dies kann bevorzugt durch ein Mobiltelefon gegeben sein, wobei die Mittel zur Übertragung insbesondere durch Bluetooth gegeben sein können.

[0029] Nachfolgend wird ein Ausführungsbeispiel der Erfindung anhand einer Zeichnung näher erläutert. Hierbei zeigen jeweils schematisch:

Fig. 1 einen Träger eines Hörgerätes in einer Gesprächssituation mit einem frontalen Gesprächspartner und einem weiteren Sprecher,

Fig. 2 ein Verfahren zur Rauschunterdrückung in einem monauralen Hörgerät mittels eines externen Mikrofons, und

Fig. 3 eine Ausgestaltung des Verfahrens nach Fig. 2 in einem binauralen Hörgerät.

[0030] Einander entsprechende Teile und Größen sind in allen Figuren jeweils mit gleichen Bezugszeichen versehen.

[0031] In Figur 1 ist schematisch in einer Draufsicht ein Träger 1 eines Hörgerätes 2 dargestellt, welcher sich in einer Gesprächssituation mit einem frontal positionierten Gesprächspartner 4 befindet, welcher in dieser Gesprächssituation die Zielsignalquelle bildet. Das Hörgerät 2 ist vorliegend als ein binaurales Hörgerät mit entsprechenden lokalen Geräten 6, 8 ausgestaltet, welche jeweils vom Träger 1 an der linken bzw. rechten Seite seines Kopfes 10 getragen werden. Die prinzipiellen

Überlegungen im Rahmen der Erfindung bleiben jedoch auch für eine monaurale Ausgestaltung des Hörgerätes 2 gültig.

[0032] Der vom Hörgerät 2 registrierte Schall beinhaltet einerseits als ein Zielsignal 12 die Gesprächsbeiträge des Gesprächspartners 4, andererseits jedoch auch Rauschanteile. Diese wiederum lassen sich aufteilen in diffuses Hintergrundrauschen, welches keiner konkreten Ursprungsrichtung zugeordnet werden kann, und ein gerichtetes Störgeräusch 14, welches vorliegend gegeben ist durch einen Gesprächsbeitrag eines in der hinteren Hemisphäre 16 des Trägers 1 positionierten Sprechers 18.

[0033] Um nun das Zielsignal 12 besser gegenüber den verschiedenen Rauschanteilen, insbesondere gegenüber dem gerichteten Störgeräusche 14, hervorheben zu können, greift das Hörgerät 2 in noch zu beschreibender Weise auf ein Mikrofonsignal eines Mobiltelefons 20 zurück, wobei der Träger 1 das Mobiltelefon 20 vor seinem Körper 22 trägt, und dieses somit etwas näher bezüglich des frontalen Gesprächspartners vier positioniert ist, als das Hörgerät 2. Für die Rauschunterdrückung mittels des Mikrofonsignals des Mobiltelefons 20 im Hörgerät 2 wird dabei im wesentlichen die Tatsache ausgenutzt, dass der Körper 22 des Trägers 1 des Hörgerätes 2 das Mobiltelefon 20 gegen das gerichtete Störgeräusche 14 weitgehend abschirmt, und dass das Mobiltelefon 20 zudem etwas näher zum frontalen Gesprächspartner 4 angeordnet ist, als das Hörgerät 2 selbst. Beides führt zu einer etwas verbesserten SNR im Mikrofonsignal des Mobiltelefons 20 verglichen mit den Signalen, welche vom Hörgerät 2 erzeugt werden.

[0034] In Figur 2 ist schematisch in einem Blockschaltbild ein Verfahren zur Rauschunterdrückung in einem Hörgerät 2 dargestellt. Das Hörgerät 2 ist vorliegend ausgestaltet als ein monaurales Hörgerät mit nur einem Mikrofon als erstem Eingangswandler 30, welcher aus den Schallsignalen der Umgebung ein erstes Eingangssignal 32 erzeugt. Für die Unterdrückung eines Rauschen im ersten Eingangssignal 32 wird durch einen externen Eingangswandler 34, wie er beispielsweise gegeben sein kann durch ein Mikrofon des Mobiltelefons 20 nach Figur 1, ein externes Eingangssignal 36 erzeugt, und an das Hörgerät 2 übertragen. Das externe Eingangssignal 36 wird im Hörgerät 2 einem adaptiven Filter 40 zugeführt, in welchem eine relative Transferfunktion des externen Eingangswandlers 34 zum Hörgerät 2 bezüglich einer in Figur 2 nicht näher dargestellten Zielsignalquelle bestimmt wird. Die Zielsignalquelle kann dabei insbesondere gegeben sein durch den frontal zum Träger 1 positionierten Gesprächspartner 4 nach Figur 1.

[0035] Durch eine Filterung des externen Eingangssignal 36 mit dieser relativen Transferfunktion, also insbesondere durch eine Faltung der einzelnen Abtastwerte des externen Eingangssignals 36 im Zeitraum mit den entsprechenden Koeffizienten der Impulsantwort der relativen Transferfunktion, wird ein geschätztes Zielsignal 42 erzeugt. Die Konstruktion der relativen Transferfunktion

bezüglich der Zielsignalquelle, welche im Frequenzraum gegeben ist durch den Quotienten der Transferfunktion von der Zielsignalquelle zum Hörgerät mit der Transferfunktion von der Zielsignalquelle zum externen Eingangswandler, liefert das geschätzte Zielsignal 42 im Idealfall diejenige akustische Informationen bezüglich des Zielsignals der Zielsignalquelle, welche am ersten Eingangswandler 30 des Hörgerätes zwei vorliegen sollte, jedoch infolge der anhand von Figur 1 beschriebenen Abschirmungswirkung des Körpers des Trägers bereinigt um gerichtete Störgeräusche.

[0036] Zur Berechnung der relativen Transferfunktion erhält das adaptive Filter 40 ein entsprechendes Fehlersignal, welches vorliegend gegeben ist durch ein geschätztes Rauschsignal 44. Das geschätzte Rauschsignal 44 wird hierbei erzeugt, indem das mittels des adaptiven Filters 40 erzeugte geschätzte Zielsignal 42 von einem ersten Zwischensignal 46 subtrahiert wird. Das erste Zwischensignal 46 wird hierbei durch eine Vorverarbeitung 48 aus dem ersten Eingangssignal 32 gewonnen. Die Vorverarbeitung 48 kann hierbei insbesondere bereits einen Schritt zur frequenzbandweisen Rauschunterdrückung umfassen, sodass das erste Zwischensignal 46 seinerseits bereits ein erstes rauschunterdrücktes Signal bildet. Durch die Subtraktion des geschätzten Zielsignals 42 vom ersten Zwischensignal 46 ist das hierdurch erzeugte geschätzte Rauschsignal 44 einerseits ein quantitatives Maß für das real verbleibende Signalrauschen, andererseits auch ein Maß für eine Fehladaption des adaptiven Filters 40 auf die reale relative Transferfunktion. Somit kann das geschätzte Rauschsignal 44 im adaptiven Filter 40 als Fehlersignal verwendet werden.

[0037] Zur Steuerung des adaptiven Filters kann anhand des ersten Eingangssignal 32 und anhand des externen Eingangssignal 36 ein Steuersignal 50 erzeugt werden, welches unmittelbar Einfluss auf das adaptiven Filter 40 nimmt, beispielsweise über eine Anpassung der Schrittweite im adaptiven Filter 40. Dies kann zum Beispiel derart erfolgen, dass die Schrittweite des adaptiven Filters 40 infolge des Steuersignals 50 nur dann einen positiven Wert einnimmt, wenn sich aus dem ersten Eingangssignal 32 und dem externen Eingangssignal 36 eine hinreichend hohe Wahrscheinlichkeit für das Vorhandensein einer Zielsignalquelle, insbesondere in einer vorgegebenen Richtung, ergibt. Die im geschätzten Rauschsignal 44 enthaltene Information über Rauschanteile, insbesondere über gerichtete Störgeräusche, kann nun dazu verwendet werden, im ersten Eingangssignal 32 oder im ersten zwischen Signal 46 den Rauschanteil weiter zu unterdrücken, und das resultierende Signal innerhalb des Hörgerätes 2 für eine Weiterverarbeitung zu verwenden, in welcher ein Ausgangssignal erzeugt wird. Das erste Eingangssignal 32 oder das erste zwischen Signal 46 kann jedoch mit dem geschätzten Zielsignal 42 auch derart zu einem Richtsignal überlagert werden, dass hierbei die zusätzliche rauschunterdrückende Wirkung des Richtkegels für abseitig gelegene Rauschquel-

len ausgenutzt werden kann.

[0038] In Figur 3 ist schematisch in einem Blockschaltbild eine weitere Alternative des Verfahrens gemäß Figur 2 zur Rauschunterdrückung in einem Hörgerät dargestellt. Das Hörgerät ist hierbei ausgestaltet als ein binaurales Hörgerät, welches einen ersten Eingangswandler 30 und einen zweiten Eingangswandler 52 aufweist. Der erste Eingangswandler 30 und der zweite Eingangswandler 52 sind hierbei jeweils in unterschiedlichen lokalen Geräten 6, 8 des Hörgerätes 2 nach Figur 1 angeordnet. Die nachfolgend beschriebenen Schritte zur Signalverarbeitung können vollständig in einem der beiden lokalen Geräte 6, 8, oder teilweise auch in einem Prozessor des Mobiltelefons 20, welches den externen Eingangswandler 34 umfasst, durchgeführt werden.

[0039] Das erste Eingangssignal 32, welches vom ersten Eingangswandler 30 erzeugt wurde, und ein zweites Eingangssignal 54, welches vom zweiten Eingangswandler 52 erzeugt wird, werden in der Vorverarbeitung 48 zu einem ersten Richtsignal 56 weiterverarbeitet. Im Rahmen der Erzeugung des ersten Richtsignals 56 aus dem ersten Eingangssignal 32 und dem zweiten Eingangssignal 54 kann bereits eine insbesondere Frequenzbandweise Rauschunterdrückung über den Richtkegel erfolgen. Dieser wird bevorzugt auf die Zielsignalquelle ausgerichtet, sodass Geräusche aus anderen Richtungen bereits teils erheblich unterdrückt werden. Üblicherweise zeigt jedoch eine Richtcharakteristik des ersten Richtsignals 56 ohne die Verwendung weiterer Annahmen, welche die Signalverarbeitung komplizierter, rechenintensiver und damit langsamer machen können, eine gewisse Symmetrie bzw. eine ähnliche Empfindlichkeit bezüglich der Frontalebene des Trägers 1 des Hörgerätes 2. Dies hat zur Folge, dass auch in der hinteren Hemisphäre 16 des Trägers 1 nach Figur 1 ein Raumwinkelbereich existiert, in welchem ein gerichtetes Störgeräusch 14 bei der Bildung des ersten Richtsignals 56 nicht hinreichend unterdrückt wird.

[0040] In einer Vorgehensweise, wie sie der anhand von Figur 2 dargestellten vergleichbar ist, wird nun mittels des adaptiven Filters 40 aus dem externen Eingangssignal 36 das geschätzte Zielsignal 42 erzeugt. Das geschätzte Rauschsignal 44, welches als Fehlersignal dem adaptiven Filter 40 zugeführt wird, wird hierbei gebildet durch die Subtraktion des geschätzten Zielsignals 42 vom ersten Richtsignal 56. Dies erfolgt unter der Annahme, dass Rauschanteile, insbesondere solche diffuser Natur, im ersten Richtsignal 56 bereits unterdrückt werden, sodass das erste Richtsignal 56 als ein erstes rauschunterdrücktes Signal betrachtet werden kann, und somit die Abweichungen zum geschätzten Zielsignal 42, als ein Maß für die Adaption bzw. Fehladaptation des adaptiven Filters 40 auf die relative Transferfunktion hin angesehen werden können.

[0041] Das Steuersignal 50 zum Steuern der Schrittweite des adaptiven Filters 40 wird gebildet, indem anhand des ersten Eingangssignals 32, des zweiten Eingangssignals 54 und des externen Eingangssignals 36

eine Wahrscheinlichkeit 58 für das Vorhandensein einer frontalen Zielsignalquelle gebildet wird. Aus dem geschätzten Rauschsignal 44 kann nun eine spektrale Rauschleistungsdichte 60 ermittelt werden. Dies kann insbesondere durch eine Gewichtung des Rauschens des geschätzten Rauschsignals 44 mit der Wahrscheinlichkeit 58 für eine frontale Zielsignalquelle gegen die Rauschverteilung des ersten Richtsignals 56 erfolgen. Aus der so ermittelten spektralen Rauschleistungsdichte 60 können nun frequenzbandweise Gewichtungskoeffizienten 62 bestimmt werden, welche auf das erste Richtsignal 56 anzuwenden sind. Aus dem rauschunterdrückten ersten Richtsignal 64 und dem geschätzten Zielsignal 42 kann nun ein zweites Richtsignal 66 erzeugt werden, welches bezüglich eines frontalen Zielsignals eine weiter verbesserte SNR aufweist, und infolgedessen für die Bildung des Ausgangssignals 68 verwendet wird, welches in einem Ausgangswandler 70 eines der beiden lokalen Geräte 6, 8 in ein Ausgangsschallsignal 72 umgewandelt wird. Hierbei kann das zweite Richtsignal 66 entweder direkt als Ausgangssignal 68 verwendet werden, oder noch einer frequenzbandabhängigen Verstärkung, insbesondere zum Ausgleich einer Hörschwäche des Trägers 1, sowie ggf. einer Dynamik-Kompression unterzogen werden.

[0042] Das geschätzte Zielsignal 42 kann zudem vor der Bildung des zweiten Richtsignals 66 einer insbesondere einkanalen Rauschunterdrückung 74 unterzogen werden. Weiter kann eine unterschiedliche Lautstärke des Zielsignalanteils im geschätzten Zielsignal 42 und im rauschunterdrückten ersten Richtsignal 64, welche insbesondere von den unterschiedlichen Abständen der betreffenden Eingangswandler 30, 52 und 34 zur Zielsignalquelle, aber auch von unterschiedlichen Empfindlichkeiten der verwendeten Eingangswandler 30, 52, 34 herrühren kann, in Abhängigkeit von der Wahrscheinlichkeit 58 für eine frontale Zielsignalquelle über eine entsprechende Lautstärkenanpassung 76 ausgeglichen werden.

[0043] Obwohl die Erfindung im Detail durch das bevorzugte Ausführungsbeispiel näher illustriert und beschrieben wurde, ist die Erfindung nicht durch dieses Ausführungsbeispiel eingeschränkt. Andere Variationen können vom Fachmann hieraus abgeleitet werden, ohne den Schutzzumfang der Erfindung zu verlassen.

Bezugszeichenliste

[0044]

1	Träger
2	Hörgerät
4	frontaler Gesprächspartner
6, 8	lokales Gerät
10	Kopf des Trägers
12	Zielsignal
14	gerichtetes Störgeräusch
16	hintere Hemisphäre

18	Sprecher				
20	Mobiltelefon				
22	Körper des Trägers				
30	erster Eingangswandler				
32	erstes Eingangssignal	5			
34	externer Eingangswandler				
36	externes Eingangssignal				
40	adaptives Filter				
42	geschätztes Zielsignal				
44	geschätztes Rauschsignal	10			
46	erstes Zwischensignal				
48	Vorverarbeitung				
50	Steuersignal				
52	zweiter Eingangswandler				
54	zweites Eingangssignal	15			
56	erstes Richtsignal				
58	Wahrscheinlichkeit für frontale Zielsignalquelle				
60	spektrale Rauschleistungsdichte				
62	Gewichtskoeffizienten				
64	rauschunterdrücktes erstes Richtsignal	20			
66	zweites Richtsignal				
68	Ausgangssignal				
70	Ausgangswandler				
72	Ausgangsschallsignal				
74	einkanalige Rauschunterdrückung	25			
76	Lautstärkenanpassung				

anhand des geschätzten Rauschsignals (44) erfolgt.

3. Verfahren nach Anspruch 2, wobei das geschätzte Rauschsignal (44) durch eine Subtraktion des geschätzten Zielsignals (42) von einem vom ersten Eingangssignal (32) abgeleiteten ersten Zwischensignal (46, 56) erzeugt wird.

4. Verfahren nach Anspruch 3, wobei als Zwischensignal (46, 56) vom ersten Eingangssignal (32) ein erstes rauschunterdrücktes Signal abgeleitet wird, und wobei das geschätzte Rauschsignal (44) durch eine Subtraktion des geschätzten Zielsignals (42) vom ersten rauschunterdrückten Signal erzeugt wird.

5. Verfahren nach einem der Ansprüche 2 bis 4 wobei die relative Transferfunktion mittels eines adaptiven Filters (40) anhand des externen Eingangssignals (36) bestimmt wird, wobei als Fehlersignal das geschätzte Rauschsignal (44) ins adaptive Filter eingeht.

6. Verfahren nach Anspruch 5, wobei eine Schrittweite des adaptiven Filters (40) in Abhängigkeit des ersten Eingangssignals (32) und/oder des externen Eingangssignals (36) gesteuert wird.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Betrieb eines Hörgerätes (2),

- wobei durch einen ersten Eingangswandler (30) des Hörgerätes (2) aus einem Schallsignal der Umgebung ein erstes Eingangssignal (32) erzeugt wird,

- wobei durch einen externen Eingangswandler (34) außerhalb vom Hörgerät (2) aus dem Schallsignal der Umgebung ein externes Eingangssignal (36) erzeugt wird,

- wobei anhand des ersten Eingangssignals (32) und/oder anhand des externen Eingangssignals (36) eine relative Transferfunktion des externen Eingangswandlers (34) zum Hörgerät (2) bezüglich einer Zielsignalquelle (4) bestimmt wird, und das externe Eingangssignal (36) mit der relativen Transferfunktion gefiltert wird, und hierdurch ein geschätztes Zielsignal (42) erzeugt wird, und

wobei eine Rauschunterdrückung im Hörgerät (2) anhand des geschätzten Zielsignals (42) erfolgt.

2. Verfahren nach Anspruch 1,

wobei anhand des geschätzten Zielsignals (42) und des ersten Eingangssignals (32) ein geschätztes Rauschsignal (44) erzeugt wird, und wobei eine Rauschunterdrückung im Hörgerät (2)

7. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche,

- wobei durch einen zweiten Eingangswandler (52) des Hörgerätes (2) aus dem Schallsignal der Umgebung ein zweites Eingangssignal (54) erzeugt wird,

- wobei die relative Transferfunktion des externen Eingangswandlers (34) zum Hörgerät (2) bezüglich der Zielsignalquelle (4) anhand des ersten Eingangssignals (32) und/oder anhand des zweiten Eingangssignals (54) und/oder anhand des externen Eingangssignals (36) ermittelt wird.

8. Verfahren nach Anspruch 7, wobei anhand des ersten Eingangssignals (32) und anhand des zweiten Eingangssignals (54) ein erstes Richtsignal (56) erzeugt wird, und wobei die relative Transferfunktion des externen Eingangswandlers (34) zum Hörgerät (2) bezüglich der Zielsignalquelle (4) anhand des ersten Richtsignals (56) und des externen Eingangssignals (36) ermittelt wird.

9. Verfahren nach Anspruch 8, wobei das geschätzte Rauschsignal (44) durch eine Subtraktion des geschätzten Zielsignals (42) vom ersten Richtsignal (56) erzeugt wird.

10. Verfahren nach Anspruch 9,
wobei die relative Transferfunktion mittels eines adaptiven Filters (40) anhand des externen Eingangssignals (36) bestimmt wird,
wobei als Fehlersignal das geschätzte Rauschsignal (44) ins adaptive Filter (40) eingeht. 5
11. Verfahren nach Anspruch 10,
wobei anhand des externen Eingangssignals (36) sowie des ersten Eingangssignals (32) und/oder des zweiten Eingangssignals (54) eine Wahrscheinlichkeit (58) einer frontalen Zielsignalquelle (4) ermittelt wird, und
wobei die Schrittweite des adaptiven Filters (40) in Abhängigkeit der Wahrscheinlichkeit (58) einer frontalen Zielsignalquelle (4) gesteuert wird. 10
12. Verfahren nach einem der Ansprüche 7 bis 11,
wobei das erste Eingangssignal (32) und das zweite Eingangssignal (54) jeweils in zwei unterschiedlichen lokalen Geräten (6, 8) eines binauralen Hörgerätes erzeugt werden. 20
13. Verfahren nach einem der Ansprüche 2 bis 12,
wobei anhand des geschätzten Rauschsignals (44) ein Parameter einer Rauschunterdrückung (62) ermittelt wird, welcher auf ein vom ersten Eingangssignal (32) abgeleitetes zweites Zwischensignal (56) angewandt wird,
wobei anhand des rauschunterdrückten zweiten Zwischensignals (64) ein Ausgangssignal (68) erzeugt wird, und
wobei aus dem Ausgangssignal (68) durch einen Ausgangswandler (70) des Hörgerätes (2) ein Ausgangsschallsignal (72) erzeugt wird. 25 30 35
14. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
wobei anhand des geschätzten Zielsignals (42) und anhand des ersten Eingangssignals (32) ein zweites Richtsignal (66) erzeugt wird, 40
wobei anhand des zweiten Richtsignals (66) ein oder das Ausgangssignal (68) erzeugt wird, und
wobei aus dem Ausgangssignal (68) durch einen oder den Ausgangswandler (70) des Hörgerätes (2) ein oder das Ausgangsschallsignal (72) erzeugt wird. 45
15. Verfahren nach Anspruch 14 in Verbindung mit Anspruch 8, 50
wobei das zweite Richtsignal (66) anhand des ersten Richtsignals (56) und des geschätzten Zielsignals (42) gebildet wird.
16. Hörgerätesystem, umfassend 55
- ein Hörgerät (2) mit wenigstens einem ersten Eingangswandler (30) zur Erzeugung eines ersten Eingangssignals (32),
- einen externen Eingangswandler (34) zur Erzeugung eines externen Eingangssignals (36) und
- eine Prozessoreinheit, welche dazu eingerichtet ist, das Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche durchzuführen.
17. Hörgerätesystem nach Anspruch 16,
wobei das Hörgerät (2) weiter einen zweiten Eingangswandler (52) zur Erzeugung eines zweiten Eingangssignals (54) aufweist.
18. Hörgerätesystem nach Anspruch 16 oder 17,
wobei der externe Eingangswandler (34) und die Prozessoreinheit in einem gemeinsamen Gehäuse (20) angeordnet sind.
19. Verwendung eines durch einen externen Eingangswandler (34) erzeugten externen Eingangssignals (36) zur Ermittlung einer relativen Transferfunktion des externen Eingangswandlers (34) zu einem Hörgerät (2) bezüglich einer Zielsignalquelle (4) für eine Rauschunterdrückung im Hörgerät (2).

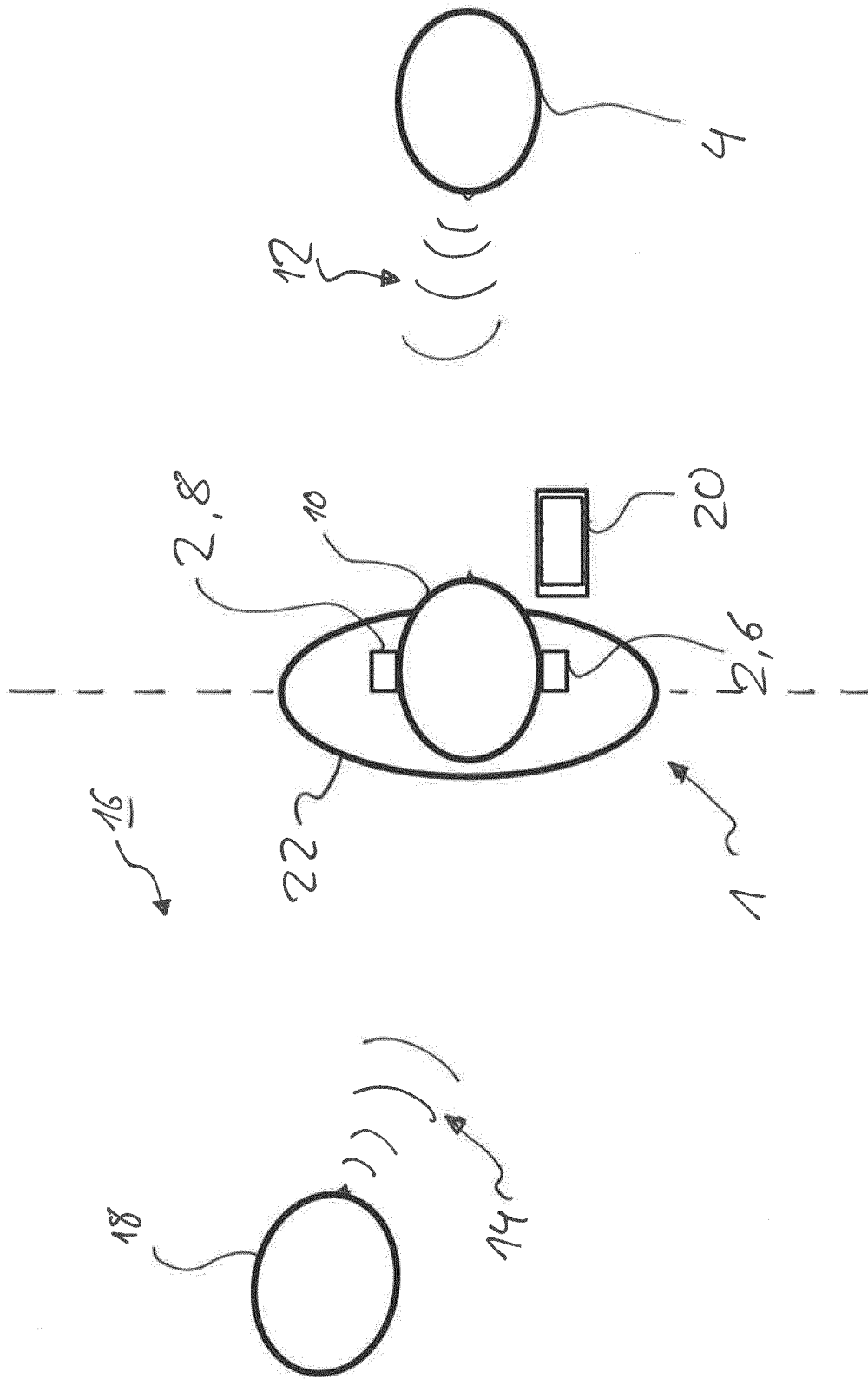


Fig. 1

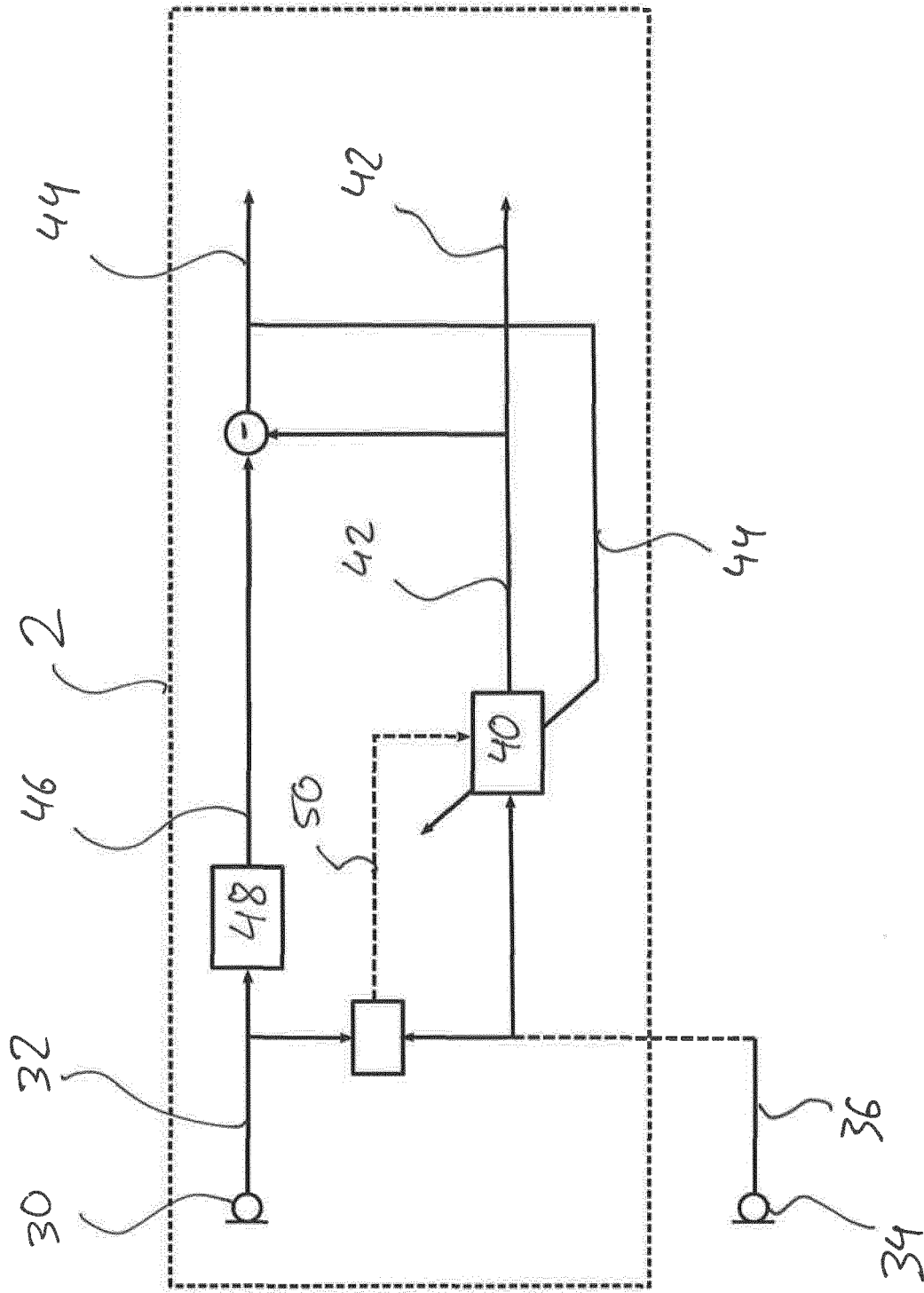


Fig. 2

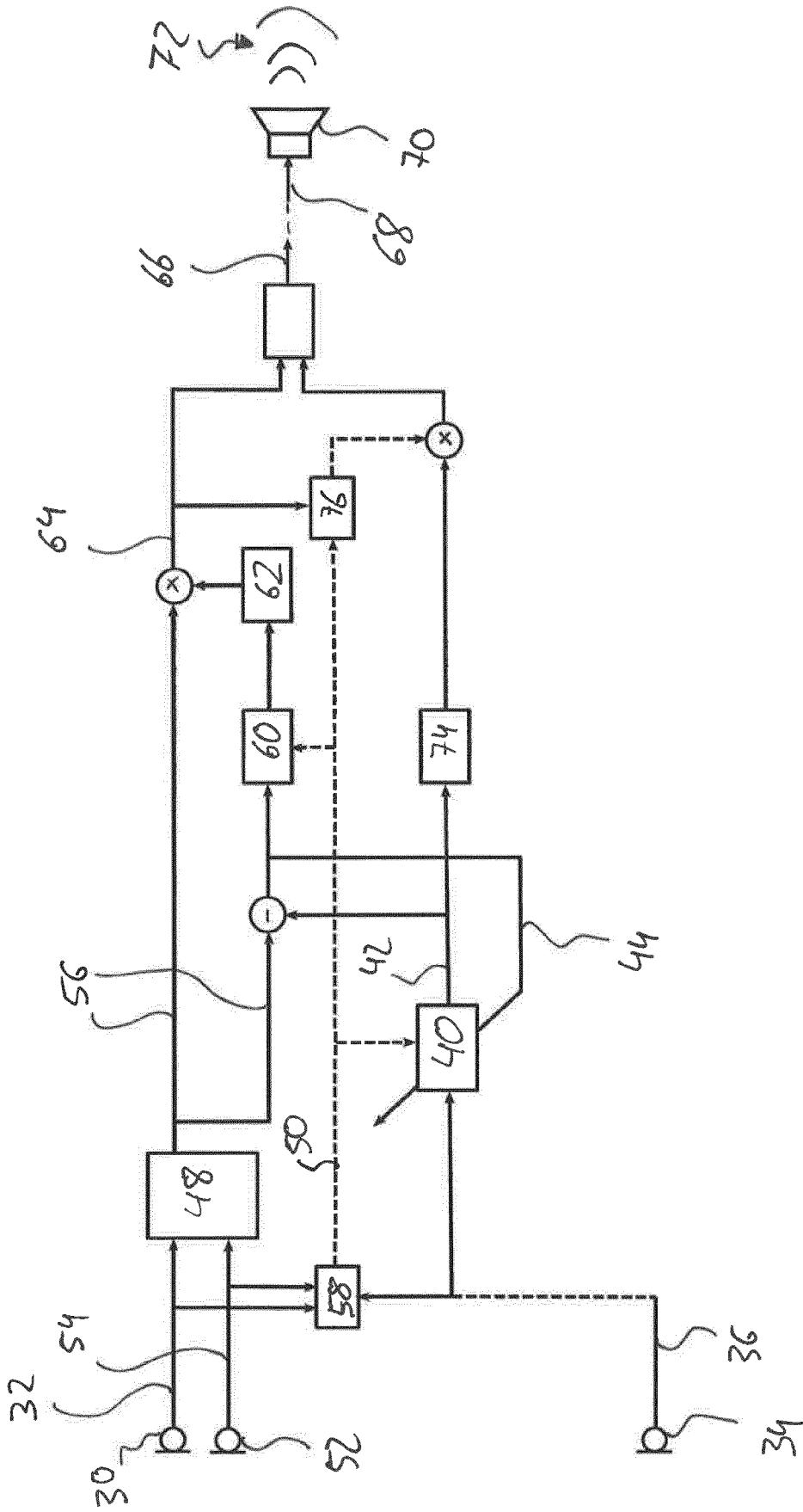


Fig. 3



EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

Nummer der Anmeldung
EP 19 15 9169

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (IPC)
X	US 2018/054683 A1 (PEDERSEN MICHAEL SYSKIND [DK] ET AL) 22. Februar 2018 (2018-02-22) * Seite 4, Absatz 60 * * Seite 9, Absatz 122 * * Seite 10, Absatz 127 - Seite 10, Absatz 131 * * Seite 12, Absatz 139 - Seite 14, Absatz 151 * * Abbildungen 1A,1B,4-7 * -----	1-19	INV. H04R25/00
X A	US 2016/241975 A1 (JENSEN JESPER [DK] ET AL) 18. August 2016 (2016-08-18) * Seite 1, Absatz 8 - Seite 1, Absatz 13 * * Seite 2, Absatz 27 - Seite 2, Absatz 30 * * Abbildungen 1A-1B,3 * -----	1,16,19 2-15,17, 18	
X,P	EP 3 373 603 A1 (OTICON AS [DK]) 12. September 2018 (2018-09-12) * Spalte 19, Absatz 80 - Spalte 23, Absatz 93 * * Abbildung 4C * -----	1-12, 16-19	RECHERCHIERTE SACHGEBIETE (IPC) H04R
2 Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt			
Recherchenort München		Abschlußdatum der Recherche 18. Juli 2019	Prüfer 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 Patentedokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist D : in der Anmeldung angeführtes Dokument L : aus anderen Gründen angeführtes Dokument ----- & : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument	

EPO FORM 1503 03.82 (P04C03)

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

EP 19 15 9169

5 In diesem Anhang sind die Mitglieder der Patentfamilien der im obengenannten europäischen Recherchenbericht angeführten Patentdokumente angegeben.
 Die Angaben über die Familienmitglieder entsprechen dem Stand der Datei des Europäischen Patentamts am
 Diese Angaben dienen nur zur Unterrichtung und erfolgen ohne Gewähr.

18-07-2019

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 2018054683 A1	22-02-2018	CN 107770710 A	06-03-2018
		EP 3285501 A1	21-02-2018
		US 2018054683 A1	22-02-2018

US 2016241975 A1	18-08-2016	CN 105898662 A	24-08-2016
		EP 3057340 A1	17-08-2016
		US 2016241975 A1	18-08-2016
		US 2018048969 A1	15-02-2018

EP 3373603 A1	12-09-2018	CN 108574922 A	25-09-2018
		EP 3373603 A1	12-09-2018
		US 2018262847 A1	13-09-2018

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 Nicht-Patentliteratur

- **DIANNA YEE ; A. HOMAYOUN KAMKAR-PARSI ; RAINER MARTIN ; HENNING PUDER.** A Noise Reduction Postfilter for Binaurally Linked Single-Microphone Hearing Aids Utilizing a Nearby External Microphone. *IEEE/ACM Trans. Audio, Speech & Language Processing*, 2018, vol. 26 (1), 5-18 **[0023]**