

(19)



(11)

EP 2 811 762 B1

(12)

EUROPÄISCHE PATENTSCHRIFT

(45) Veröffentlichungstag und Bekanntmachung des Hinweises auf die Patenterteilung:
09.03.2016 Patentblatt 2016/10

(51) Int Cl.:
H04R 25/00 ^(2006.01) **G10L 21/0216** ^(2013.01)

(21) Anmeldenummer: **14166949.9**

(22) Anmeldetag: **05.05.2014**

(54) Logik-basiertes binaurales Beam-Formungssystem

Logic-based binaural beam forming system

Système binaural de formation de faisceau fondé sur la logique

(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: **16.05.2013 DE 102013209062**

(43) Veröffentlichungstag der Anmeldung:
10.12.2014 Patentblatt 2014/50

(73) Patentinhaber: **Sivantos Pte. Ltd. Singapore 139959 (SG)**

(72) Erfinder:
• **Fischer, Eghart**
91126 Schwabach (DE)
• **Kamkar Parsi, Homayoun, Dr.**
91058 Erlangen (DE)

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

(56) Entgegenhaltungen:
EP-A1- 2 018 079 EP-A1- 2 262 285

EP 2 811 762 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 vorliegende Erfindung betrifft ein Hörsystem, wobei das Hörsystem ein linkes und ein rechtes Hörhilfegerät aufweist. Das linke Hörhilfegerät weist einen linken akusto-elektrischen Wandler und das rechte Hörhilfegerät einen rechten akusto-elektrischen Wandler auf. Die Wandler sind ausgelegt, eintreffende akustische Signale in linke und rechte elektrische Signale zu wandeln. Weiterhin weist das Hörsystem eine Signalverarbeitungseinrichtung auf, wobei die Signalverarbeitungseinrichtung in Signalverbindung mit dem linken und dem rechten akusto-elektrischen Wandler steht.

[0002] Hörhilfegeräte sind tragbare Hörvorrichtungen, die zur Versorgung von Schwerhörigen dienen. Um den zahlreichen individuellen Bedürfnissen entgegenzukommen, werden unterschiedliche Bauformen von Hörhilfegeräten wie Hinter-dem-Ohr-Hörgeräte (HdO), Hörgerät mit externem Hörer (RIC: receiver in the canal) und In-dem-Ohr-Hörgeräte (IdO), z.B. auch Concha-Hörgeräte oder Kanal-Hörgeräte (ITE, CIC), bereitgestellt. Die beispielhaft aufgeführten Hörgeräte werden am Außenohr oder im Gehörgang getragen. Darüber hinaus stehen auf dem Markt aber auch Knochenleitungshörhilfen, implantierbare oder vibrotaktile Hörhilfen zur Verfügung. Dabei erfolgt die Stimulation des geschädigten Gehörs entweder mechanisch oder elektrisch.

[0003] Hörgeräte besitzen prinzipiell als wesentliche Komponenten einen Eingangswandler, einen Verstärker und einen Ausgangswandler. Der Eingangswandler ist in der Regel ein akustoelektrischer Wandler, z. B. ein Mikrofon, und/oder ein elektromagnetischer Empfänger, z. B. eine Induktionsspule. Der Ausgangswandler ist meist als elektroakustischer Wandler, z. B. Miniaturlautsprecher, oder als elektromechanischer Wandler, z. B. Knochenleitungshörer, realisiert. Der Verstärker ist üblicherweise in eine Signalverarbeitungseinrichtung integriert.

[0004] Es ist bekannt, dass das Hören mit zwei Ohren es einer Person eher ermöglicht, Sprache in Störgeräusch oder in verhallter Umgebung zu verstehen. Darüber hinaus ist das binaurale Hören eine wesentliche Voraussetzung für räumliches Hören und Schallwellenlokalisierung. Aufgrund der Bedeutung der binauralen Prozesse bei der Analyse von Hörsituationen ist es verständlich, dass hörgeschädigte Personen mehr von zwei Hörgeräten für eine binaurale Versorgung als von einem einzigen Hörgerät für eine monaurale Versorgung profitieren.

[0005] Dabei wird die binaurale Signalverarbeitung auch genutzt, um Störgeräusche auszublenden. So wird beispielsweise in der Patenanmeldung US 2004/0196994 A1 beschrieben, dass Wiener-Filter genutzt werden, um unkorrelierte Störgeräusche auszublenden.

[0006] Aus der Patentschrift US 6983055 B2 ist es ebenfalls bekannt, mittels adaptiver Filter in einer binauralen Signalverarbeitung Störgeräusche auszublenden.

[0007] Eine Ausbildung einer statischen Richtcharakteristik mittels einer statischen Beam-Formung (Beam: engl. Strahl, Richtkeule) aus binauralen Signalen ist nicht in der Lage, selbstständig auf veränderte akustische Umgebungen zu reagieren, sodass der Träger des Hörhilfegeräts selbst durch Einstellungen am Gerät reagieren muss.

[0008] Adaptive Filter wiederum gehen von bestimmten Voraussetzungen für die Nutz- und Störsignale aus, sodass in bestimmten Hörsituationen, die diesen Voraussetzungen nicht entsprechen, durch die adaptiven Filter die Verständlichkeit für den Träger sogar verschlechtert werden kann und er wiederum manuell korrigieren muss.

[0009] Eine Abschätzung der spektralen Energiedichte eines Nutzsignals ist beispielsweise aus der Patentanmeldung WO 2010/091077 bekannt.

[0010] In der EP 2 262 285 A1 werden von einem Hörsystem aufgenommene Signale spektral modifiziert, um Effekte der Kopfabschattung nachzubilden und dadurch die natürliche Wahrnehmung des Menschen zu simulieren. Dazu werden zusätzliche Lokalisationssignale bereitgestellt, welche beim Hören ein entsprechendes Richtungsempfinden erzeugen. Hierbei wird zunächst im Sinne einer Quellentrennung ermittelt, aus welcher Richtung ein vom Hörgerät aufgenommenes bestimmtes Geräusch stammt und dann auf dieser Grundlage das Frequenzspektrum des Gesamtsignals modifiziert, um die Kopfabschattung eines Normalhörenden zu simulieren.

[0011] Daher ist es die Aufgabe der vorliegenden Erfindung, ein Hörsystem und ein Verfahren zum Betrieb des Hörsystems bereitzustellen, das die genannten Nachteile vermeidet und dem Träger eine verbessertes Hörempfinden bei vereinfachter Bedienung vermittelt.

[0012] Erfindungsgemäß wird diese Aufgabe gelöst durch ein Verfahren zum Betrieb eines Hörsystems nach Anspruch 1 und ein Hörsystem nach Anspruch 6.

[0013] Das erfindungsgemäße Verfahren betrifft ein Verfahren zum Beam-Formen für Hörsysteme. Das Hörsystem weist ein linkes und ein rechtes Hörhilfegerät zur Anordnung an einem Kopf eines Trägers auf. Üblicherweise werden die Hörhilfegeräte an oder in dem linken bzw. rechten Ohr getragen. Das linke Hörhilfegerät weist einen linken akusto-elektrischen Wandler auf, welcher an dem linken Hörhilfegerät eintreffende Schallwellen in ein linkes Eingangssignal wandelt. Das rechte Hörhilfegerät weist einen rechten akusto-elektrischen Wandler auf, welcher an der rechten Hörhilfe eintreffende Schallwellen in ein rechtes Eingangssignal wandelt. Weiterhin weist das Hörsystem eine Signalverarbeitungseinrichtung auf, welche in Signalverbindung mit dem linken und dem rechten akusto-elektrischen Wandler steht und das linke und das rechte Eingangssignal empfängt.

[0014] In einem Schritt des erfindungsgemäßen Verfahrens werden mehrere unterschiedliche Linearkombinationen

des linken Eingangssignals und des rechten Eingangssignals bereitgestellt. In einem weiteren Schritt werden die Linearkombinationen nach einem vorgegebenen Signalkriterium bewertet.

[0015] In einem weiteren Schritt wird eine Linearkombination in Abhängigkeit von der Bewertung als ein Beam-Signal ausgewählt.

5 **[0016]** Es ist dabei von Vorteil, dass die Linearkombinationen einfach zu berechnen sind und daher eine geringe Prozessorleistung erfordern. Weiterhin sind die Linearkombinationen unverzerrte Signale ohne künstliche Frequenzanteile und stellen einen natürlichen Höreindruck zur Verfügung. Indem die Linearkombinationen bewertet werden und eines als Beam-Signal ausgewählt wird, lässt sich durch die Art der Bewertung das Ausgangssignal der Beam-Formung auf deterministische Weise vorhersagen und es sind keine unerwünschten Effekte zu erwarten.

10 **[0017]** Die Vorrichtung des Anspruchs 6 zur Ausführung des erfindungsgemäßen Verfahrens teilt dessen Vorzüge.

[0018] Weitere vorteilhafte Fortbildungen der Erfindung sind in den abhängigen Ansprüchen angegeben.

[0019] In einer bevorzugten Ausführungsform des Verfahrens werden bei der Bereitstellung der Linearkombinationen die Eingangssignale mit Gewichtungsfaktoren gewichtet, wobei die Summe der Gewichtungsfaktoren einer Linearkombination jeweils gleich 1 ist.

15 **[0020]** Da bei den am Kopf getragenen Hörhilfegeräten wegen der Symmetrie für Schallquellen direkt vor dem Träger das linke und das rechte Eingangssignal jeweils gleich stark sind, ergibt sich daher auf vorteilhafte Weise bei allen Linearkombinationen für die Quelle vor dem Träger ein gleich starkes Summensignal.

[0021] Das Bewerten der Linearkombinationen erfolgt durch das Bestimmen eines Signalpegels der Linearkombinationen.

20 **[0022]** Mittels des Pegels kann auf vorteilhafte Weise auf den Energiegehalt der jeweiligen Linearkombination geschlossen werden.

[0023] Das Auswählen einer Linearkombination erfolgt durch das Auswählen der Linearkombination mit dem geringsten Signalpegel.

25 **[0024]** Dabei ist es von Vorteil, dass so das Signal mit dem geringsten Energiegehalt ausgewählt wird. Insbesondere in Zusammenhang mit dem Merkmal, dass die Summe der Linearkoeffizienten gleich 1 ist, ergibt sich wegen des konstanten Pegels des Signals der Quelle vor dem Träger der vorteilhafte Effekt, dass auf diese Weise das Signal mit dem geringsten Pegel an Störgeräuschen aus Richtungen ungleich der Richtung vor dem Träger gewählt wird.

[0025] In einer Ausführungsform des Verfahrens wird aus dem linken und dem rechten Eingangssignal ein Schätzwert für die spektrale Leistungsdichte eines Nutzsignals und eines Störgeräusch-Signals bestimmt und in Abhängigkeit davon das Beam-Signal verstärkt oder abgeschwächt.

30 **[0026]** So ist es auf vorteilhafte Weise im Gegensatz zu adaptiven Filtern sogar möglich, das Nutzsignal zu erkennen und mit einem Faktor größer als 1 zu verstärken, wodurch das Signal-zu-Rausch-Verhältnis weiter verbessert wird. Umgekehrt kann, wenn die Situation erkannt wird, dass alleine ein Störgeräusch vorliegt, dieses abgeschwächt werden.

[0027] In einer Ausführungsform des Verfahrens werden die Schritte des Verfahrens jeweils für eine Mehrzahl von Frequenzbereichen separat ausgeführt.

35 **[0028]** Dies ermöglicht es auf vorteilhafte Weise, Störquellen mit unterschiedlichen Frequenzen zu unterscheiden und in dem jeweiligen Frequenzband optimal zu unterdrücken.

[0029] In einer möglichen Ausführungsform des Verfahrens erfolgt das Auswählen einer Linearkombination durch das Umschalten oder das Überblenden des Beam-Signals zwischen zwei Linearkombinationen.

40 **[0030]** Auf vorteilhafte Weise erfolgt dadurch für den Nutzer das Umschalten zu dem Signal mit dem jeweils geringsten Störgeräuschanteil automatisch. Insbesondere bei einer Überblendung ist der Übergang für den Träger kaum zu bemerken.

[0031] Die beschriebenen Vorzüge ergeben sich ebenso für das erfindungsgemäße Hörhilfesystem zur Ausführung des Verfahrens.

45 **[0032]** 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.

[0033] Es zeigen:

50 Fig. 1 eine schematische Darstellung eines erfindungsgemäßen Hörhilfesystems;

Fig. 2 ein Ablaufdiagramm eines erfindungsgemäßen Verfahrens zum Betrieb eines Hörhilfesystems;

Fig. 3 ein Ablaufdiagramm eines weiteren erfindungsgemäßen Verfahrens zum Betrieb eines Hörhilfesystems;

55 Fig. 4 eine Darstellung von Teilen eines erfindungsgemäßen Hörhilfegeräts in Funktionsblöcken;

Fig. 5 eine Darstellung von Teilen eines erfindungsgemäßen Hörhilfegeräts in Funktionsblöcken;

[0034] 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 akusto-elektrische Wandler 2, 2' zur Umwandlung des Schalls in erste Audiosignale. Eine Signalverarbeitungseinrichtung 3, 3', die ebenfalls in das Hörgerätegehäuse 1, 1' integriert ist, verarbeitet die ersten Audiosignale. Das Ausgangssignal der Signalverarbeitungseinrichtung 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 Otoplastik im Gehörgang fixiert ist, zum Trommelfell des Geräteträgers übertragen. Die Energieversorgung des Hörgeräts und insbesondere die der Signalverarbeitungseinrichtung 3, 3' erfolgt durch eine ebenfalls ins Hörgerätegehäuse 1, 1' integrierte Batterie 5, 5'.

[0035] Weiterhin weist das Hörhilfesystem 100 eine Signalverbindung 6 auf, die ausgelegt ist, ein linkes Eingangssignal von der Signalverarbeitungseinrichtung 3 zu der Signalverarbeitungseinrichtung 3' zu übertragen. Umgekehrt ist es vorgesehen, dass auch die Signalverarbeitungseinrichtung 3' ein rechtes Eingangssignal zu der Signalverarbeitungseinrichtung 3 in Gegenrichtung überträgt.

[0036] Die Signalverbindung 6 kann galvanisch erfolgen. In einer bevorzugten Ausführungsform jedoch werden die ersten und zweiten elektrischen Signale zur Übertragung über die Signalverbindung umgewandelt. Die Signalverbindung kann so beispielsweise induktiv, über Bluetooth, optisch oder eine andere drahtlose Übertragungstechnik erfolgen.

[0037] Weiterhin ist es denkbar, die Signale mehrerer oder aller Mikrofone 2, 2' jeweils zu dem anderen Hörhilfegerät 110, 110' zu übertragen.

[0038] Die Signalverarbeitungseinrichtung 3, 3' ist dazu ausgelegt, aus dem linken und dem rechten Eingangssignal mehrere Linearkombinationen auszubilden, die Linearkombinationen zu bewerten und anhand der Bewertung eine der Linearkombinationen als Beam-Signal auszuwählen. Näheres dazu ist der Beschreibung der Verfahrensschritte zu Fig. 2 nachfolgend zu entnehmen.

[0039] In der bevorzugten Ausführungsform weist das Hörhilfesystem 100 auch eine Einrichtung 7, 7' zum Einstellen der Verstärkung des Beam-Signals auf.

[0040] Die Signalverarbeitungseinrichtung 3, 3' und die Einrichtung 7, 7' zum Einstellen der Verstärkung des Beam-Signals kann, wie in Fig. 1 dargestellt, integraler Bestandteil der Signalverarbeitungseinrichtung 3, 3' sein. Es ist aber auch denkbar, dass die Einrichtung 7, 7' zum Erkennen einer eigenen Stimme als separate Einrichtung in dem Hörhilfegerät 110, 110' ausgeführt ist.

[0041] Grundsätzlich kann, wie in Fig. 1 dargestellt, jedes Hörhilfegerät eine eigene Signalverarbeitungseinrichtung 3, 3' aufweisen und die Signale beider Mikrofone 2, 2' zugeführt bekommen. Jede der Signalverarbeitungseinrichtungen 3, 3' ist dann selbstständig in der Lage, die Signalunterschiede zwischen den Mikrofone 2, 2' zu bestimmen und zu kompensieren. Es ist aber auch denkbar, dass nur eines der Hörhilfegeräte 110, 110' eine Signalverarbeitungseinrichtung 3, 3' aufweist, die die Signalverarbeitung, das Bestimmen und das Kompensieren ausführt und das resultierende Signal über die Signalverbindung 6 an das andere Hörhilfegerät 110, 110' zur Ausgabe weiterleitet. Das gleiche gilt für die Einrichtung 7, 7' zum Einstellen der Verstärkung des Beam-Signals, die entweder jeweils in jedem der Hörhilfegeräte 110, 110' vorgesehen ist oder auch nur in einem, gemeinsam für beide Hörhilfegeräte 110, 110'.

[0042] Fig. 2 zeigt ein schematisches Ablaufdiagramm eines erfindungsgemäßen Verfahrens in der Signalverarbeitungseinrichtung 3, 3'.

[0043] Das Verfahren weist einen Schritt S10 des Bereitstellens von mehreren unterschiedlichen Linearkombinationen des linken Eingangssignals und des rechten Eingangssignals auf. Dieser Schritt umfasst unter anderem das Wandeln eines akustischen Signals an den Mikrofonen 2, 2' in ein linkes Eingangssignal LS und ein rechtes Eingangssignal RS, sowie dessen Übertragung zu der Signalverarbeitungseinrichtung 3, 3'. Die Signalverarbeitungseinrichtung 3, 3' stellt aus den Eingangssignalen LS und RS mehrere Linearkombinationen LK_i bereit. Beispielsweise können Linearkombinationen LK1, LK2 derart mit Koeffizienten f_{li}, f_{ri} gebildet werden:

$$LK1 = f_{l1} * LS + f_{r1} * RS;$$

$$LK2 = f_{l2} * LS + f_{r2} * RS;$$

$$LK3 = f_{l3} * LS + f_{r3} * RS;$$

[0044] In einer bevorzugten Ausführungsform ist dabei jeweils die Summe der Koeffizienten einer Linearkombination gleich 1:

$$f_{l1} + f_{r1} = 1; f_{l2} + f_{r2} = 1; f_{l3} + f_{r3} = 1.$$

[0045] Beispielsweise erfüllen die folgenden Koeffizienten diese Bedingung:

$$f_{l1} = 0,25 \text{ und } f_{r2} = 0,75;$$

$$f_{l2} = 0,5 \text{ und } f_{r2} = 0,5;$$

$$f_{l3} = 0,75 \text{ und } f_{r3} = 0,25;$$

[0046] Wegen der Symmetrie des Kopfes ist dabei gerade für Signale, die ihren Ursprung in der Richtung direkt vor dem Träger der Hörhilfegeräte in der Symmetrieebene des Kopfes haben, der Anteil in der Summe der Linearkombination für jede Linearkombination mit dieser Randbedingung gerade immer gleich groß.

[0047] Dabei ist es vorgesehen, dass die Koeffizienten vorgegeben sind. Es ist aber auch denkbar, dass diese als Teil des Verfahrens ermittelt werden.

[0048] Selbstverständlich ist es auch denkbar, dass mehr als zwei Eingangssignale kombiniert werden. So kann beispielsweise jedes der Hörhilfegeräte zwei Mikrofone 2, 2' aufweisen, sodass eine Linearkombination aus jeweils 4 Signalen gebildet wird. Dabei bleibt in der bevorzugten Ausführungsform die Randbedingung erhalten, dass die Summe der Koeffizienten, in diesem Falle vier Koeffizienten, jeweils gleich 1 ist. Denkbar sind genauso jeweils drei oder mehr Eingangssignale und Koeffizienten je Seite.

[0049] In einem Schritt S20 werden die Linearkombinationen aus dem Schritt S10 bewertet. Bevorzugter Weise erfolgt dies ebenfalls durch die Signalverarbeitungseinrichtung 3, 3'. Eine mögliche Bewertung der Linearkombination ist eine Bestimmung eines momentanen Signalpegels mittels eines schnellen Pegelmessers. Dies kann beispielsweise durch eine kurzfristige Mittelung des Betrags der Linearkombination erfolgen, wobei die kurzfristige Mittelung jeweils einige Perioden des Signals umfassen könnte. Es ist aber beispielsweise auch denkbar, jeweils das Maximum des Betrages der Amplitude des Signals in einer Signalperiode zur Pegelbestimmung zu nutzen.

[0050] In einem Schritt S30 wird dabei eine der Linearkombinationen anhand der Bewertung als Beam-Signal ausgewählt. In der bevorzugten Ausführungsform wird dabei die Linearkombination ausgewählt, bei der der als Bewertungskriterium bestimmte Signalpegel am geringsten ist. Die Energiedichte des Signals ist dabei mit dem Quadrat des Signalpegels korreliert. Wie bereits zuvor erwähnt, ist bei allen Linearkombinationen unter der Randbedingung, dass die Summe der Koeffizienten gleich 1 ist, der Signalpegel einer Quelle aus der Symmetrieebene des Kopfes gleich. Somit ist die Linearkombination mit dem geringsten Signalpegel und der entsprechend geringsten Energiedichte auch die Linearkombination, die den geringsten Anteil an Störgeräuschen aufweist.

[0051] Fig. 3 stellt ein Ablaufdiagramm eines weiteren erfindungsgemäßen Verfahrens dar. Das Verfahren ist in den Schritten S10 bis S30 identisch mit dem in Fig. 2 dargestellten Verfahren.

[0052] Das Verfahren der Fig. 3 weist weiterhin einen Schritt S40 auf. In dem Schritt S40 wird eine Abschätzung der spektralen Energiedichte des Nutzsignals ausgeführt.

[0053] In dem Schritt S50 wird auf gleiche Weise eine Abschätzung der spektralen Energiedichte der Störsignale ausgeführt.

[0054] In einem weiteren Schritt S60 wird in Abhängigkeit von den abgeschätzten Energiedichten der Nutz- und der Störsignale die Verstärkung des Beam-Signals eingestellt. Wird abgeschätzt, dass die Energiedichte des Nutzsignals gering ist, also kein Nutzsignal von einer Quelle in der Symmetrieebene eintrifft, so wird die Verstärkung des Beam-Signals verringert und so auch die Störsignale. Wird umgekehrt abgeschätzt, dass die Energiedichte des Nutzsignals groß ist und somit ein Nutzsignal vorhanden ist, so kann die Verstärkung des Beam-Signals angehoben werden. Im Gegensatz zu adaptiven Filtern, die im besten Fall das Nutzsignal nahezu ohne Dämpfung durchlassen, ist bei dem erfindungsgemäßen Verfahren auch eine Verstärkung des Nutzsignals mit einem Faktor größer als 1 möglich, sodass der Signal-zu-Störabstand gegenüber einem adaptiven Filter verbessert werden kann.

[0055] In einer möglichen Ausführungsform erfolgt das Auswählen der Linearkombination in Schritt S60 durch ein Umschalten oder Überblenden des Beam-Signals zwischen der bisher ausgewählten Linearkombination und der ab dem Umschaltzeitpunkt ausgewählten Linearkombination. Bei dem Umschalten wird die Signalverbindung zwischen dem Beam-Signal-Ausgang und der Linearkombination von der bisherigen Linearkombination auf neu ausgewählte geändert. In der digitalen Signalverarbeitung erfolgt dies beispielsweise dadurch, dass die Signalverarbeitungseinrichtung 3, 3' ab diesem Zeitpunkt das Ergebnis der ausgewählten Linearkombination an den Beam-Signal-Ausgang wei-

erreicht. Zu dem Überblenden kann beispielsweise die Summe der bisherigen und der ausgewählten Linearkombination weitergereicht werden, wobei die bisherige Linearkombination mit einem mit der Zeit auf Null abfallendem Faktor gewichtet wird und die ausgewählte Linearkombination mit einem auf eins ansteigendem Faktor gewichtet wird.

[0056] Bei Hörhilfegeräten ist es üblich, dass die Signalverarbeitung frequenzabhängig erfolgt, um frequenzabhängige Hörverluste angepasst ausgleichen zu können. Die Schritte S10 bis S30 bzw. S10 bis S60 werden daher in einer möglichen Ausführungsform ebenfalls jeweils für einzelne Frequenzbereiche bzw. Frequenzbänder der Eingangssignale separat ausgeführt, sodass in jedem Frequenzbereich das Beam-Signal mit dem geringsten Störgeräusch-Anteil ausgewählt werden kann.

[0057] Fig. 4 zeigt den Ablauf der Fig. 2 in Funktionsblöcken dargestellt. Die Signale LS und RS werden als 3 Linearkombination LK1, LK2 und LK3 mit den Koeffizienten $ls_1 = 1$ und $rs_1 = 0$, $ls_2 = 0$ und $rs_2 = 1$ sowie $ls_3 = 0,5$ und $rs_3 = 0,5$ gemäß Schritt S10 bereitgestellt. In den Pegelmetern 21, 22, 23 und dem Komparator 24 werden die Linearkombinationen LK1, LK2 und LK 3 entsprechend Schritt S20 bewertet. Der Komparator 24 entscheidet anhand des Kriteriums des minimalen Pegels, welches ausgewählt werden soll und gibt diese Information an den Schalter 25 weiter. Dieser wählt in Schritt S30 aus den Linearkombinationen LK1, LK2, LK3 diejenige aus, die als Beam-Signal weitergegeben werden soll.

[0058] In Fig. 5 ist der Ablauf der Schritte S40 bis S60 in Funktionsblöcken dargestellt. In den Filterblöcken 31, 32 und 33 erfolgt eine Vorfilterung und Glättung der Signale LS und RS. Der Abschätzblock 35 führt mit den vorgefilterten Signalen eine Abschätzung der spektralen Energiedichte des Nutzsignals entsprechend Schritt S40 aus. In Abschätzblock 36 erfolgt auf gleiche Weise entsprechend Schritt S50 eine Abschätzung der spektralen Energiedichte des Störsignals. In Einstellblock 37 erfolgt eine Einstellung der Verstärkung für das vorgefilterte Beam-Signal BS gemäß Schritt S60.

[0059] Obwohl die Erfindung im Detail durch das bevorzugte Ausführungsbeispiel näher illustriert und beschrieben wurde, so ist die Erfindung nicht durch die offenbarten Beispiele eingeschränkt und andere Variationen können vom Fachmann hieraus abgeleitet werden, ohne den Schutzzumfang der Erfindung zu verlassen. Der Schutzzumfang der Erfindung wird durch die nachfolgenden Ansprüche festgelegt.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Beam-Formen für Hörhilfesysteme (100), wobei das Hörhilfesystem (100) ein linkes Hörhilfegerät (110) und ein rechtes Hörhilfegerät (110') aufweist, welche an einem Kopf eines Trägers anwendungsgemäß angeordnet sind, wobei das linke Hörhilfegerät (110) einen linken akusto-elektrischen Wandler (2) aufweist, welcher an dem linken Hörhilfegerät (110) eintreffende Schallwellen in ein linkes Eingangssignal wandelt und das rechte Hörhilfegerät (110') einen rechten akusto-elektrischen Wandler (2') aufweist, welcher an dem rechten Hörhilfegerät (110') eintreffende Schallwellen in ein rechtes Eingangssignal wandelt, wobei das Hörhilfesystem (100) eine Signalverarbeitungseinrichtung (3, 3') aufweist, welche in Signalverbindung mit dem linken und dem rechten akusto-elektrischen Wandler (2, 2') steht und das linke und das rechte Eingangssignal empfängt, wobei das Verfahren die Schritte aufweist und die Signalverarbeitungseinrichtung (3, 3') ausgelegt ist zum:

Bereitstellen von mehreren unterschiedlichen Linearkombinationen des linken Eingangssignals und des rechten Eingangssignals;
Bewerten der Linearkombinationen nach einem vorgegebenen Signalkriterium, wobei das Bewerten der Linearkombinationen das Bestimmen eines Signalpegels der Linearkombinationen aufweist;
Auswählen einer Linearkombination in Abhängigkeit von der Bewertung als ein Beam-Signal, wobei das Auswählen einer Linearkombination durch das Auswählen der Linearkombination mit dem geringsten Signalpegel erfolgt.

2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei bei der Bereitstellung der Linearkombinationen die Eingangssignale mit Gewichtungsfaktoren gewichtet werden und die Summe der Gewichtungsfaktoren einer Linearkombination jeweils gleich 1 ist.

3. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, wobei aus dem linken und dem rechten Eingangssignal ein Schätzwert für die spektrale Leistungsdichte eines Nutzsignals und eines Störgeräusch-Signals bestimmt wird und in Abhängigkeit das Beam-Signal verstärkt oder abgeschwächt wird.

4. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, wobei die Schritte des Verfahrens jeweils für eine Mehrzahl

von Frequenzbereichen separat ausgeführt werden.

5. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, wobei das Auswählen einer Linearkombination das Umschalten oder das Überblenden des Beam-Signals zwischen zwei Linearkombinationen aufweist.

6. Hörhilfesystem, wobei das Hörhilfesystem (100) eine linkes Hörhilfegerät (110) und eine rechtes Hörhilfegerät (110') zur anwendungsgemäßen Anordnung an einem Kopf eines Trägers aufweist, wobei das linke Hörhilfegerät (110) einen linken akusto-elektrischen Wandler (2) aufweist, welcher an dem linken Hörhilfegerät (110) eintreffende Schallwellen in ein linkes Eingangssignal wandelt und das rechte Hörhilfegerät (110') einen rechten akusto-elektrischen Wandler (2) aufweist, welcher an dem rechten Hörhilfegerät (110') eintreffende Schallwellen in ein rechtes Eingangssignal wandelt, wobei das Hörhilfesystem (100) eine Signalverarbeitungseinrichtung (3, 3') aufweist, welche in Signalverbindung mit dem linken und dem rechten akusto-elektrischen Wandler (2, 2') steht und das linke und das rechte Eingangssignal empfängt, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Signalverarbeitungseinrichtung (3, 3') dazu ausgelegt ist:

- mehrere unterschiedlichen Linearkombinationen des linken Eingangssignals und des rechten Eingangssignals bereitzustellen, die Linearkombinationen nach einem vorgegebenen Signalkriterium zu bewerten,
- eine Linearkombination in Abhängigkeit von der Bewertung als ein Beam-Signal auszuwählen
- einen Signalpegel der Linearkombinationen zu bestimmen, und
- eine Linearkombination mit dem geringsten Signalpegel auszuwählen.

7. Hörhilfesystem nach Anspruch 6, wobei das Hörhilfesystem (100) ausgelegt ist, bei den Linearkombinationen die Eingangssignale mit Gewichtungsfaktoren zu gewichten, wobei die Summe der Gewichtungsfaktoren einer Linearkombination jeweils gleich 1 ist.

8. Hörhilfesystem nach einem der vorangehenden Ansprüche, wobei das Hörhilfesystem (100) dazu ausgelegt ist, aus dem linken und dem rechten Eingangssignal einen Schätzwert für die spektrale Leistungsdichte eines Nutzsignals und eines Störgeräusch-Signals zu bestimmen und in Abhängigkeit das Beam-Signal zu verstärken oder abzuschwächen.

9. Hörhilfesystem nach einem der vorangehenden Ansprüche, wobei das Hörhilfesystem (100) ausgelegt ist, die Schritte des Verfahrens jeweils für eine Mehrzahl von Frequenzbereichen separat auszuführen.

10. Hörhilfesystem nach einem der vorangehenden Ansprüche, wobei das Hörhilfesystem (100) dazu ausgelegt ist, das Auswählen einer Linearkombination durch Umschalten oder Überblenden des Beam-Signals zwischen zwei Linearkombinationen auszuführen.

Claims

1. Method for beamforming for hearing aid systems (100), wherein the hearing aid system (100) has a left hearing aid (110) and a right hearing aid (110') that are arranged on the head of a wearer according to the application, wherein the left hearing aid (110) has a left acousto-electrical transducer (2), which converts sound waves arriving at the left hearing aid (110) into a left input signal, and the right hearing aid (110') has a right acousto-electrical transducer (2'), which converts sound waves arriving at the right hearing aid (110') into a right input signal, wherein the hearing aid system (110) has a signal processing device (3, 3') that is connected for signalling purposes to the left and right acousto-electrical transducers (2, 2') and receives the left and right input signals, wherein the method has the steps of, and the signal processing device (3, 3') is designed for:

- provision of a plurality of different linear combinations of the left input signal and the right input signal;
- rating of the linear combinations according to a prescribed signal criterion, wherein the rating of the linear combinations involves the determination of a signal level for the linear combinations;
- selection of a linear combination on the basis of the rating as a beam signal, with a linear combination being selected by virtue of selection of the linear combination having the lowest signal level.

2. Method according to Claim 1, wherein the provision of the linear combinations involves the input signals being weighted with weighting factors and the sum of the weighting factors of a linear combination being equal to 1 in each case.

3. Method according to either of the preceding claims, wherein an estimate of the spectral power density of a useful signal and a noise signal is determined from the left and right input signals, and the beam signal is amplified or attenuated accordingly.
- 5 4. Method according to one of the preceding claims, wherein the steps of the method are carried out separately for each of a plurality of frequency ranges.
5. Method according to one of the preceding claims, wherein the selection of a linear combination involves changeover or cross-fading of the beam signal between two linear combinations.
- 10 6. Hearing aid system, wherein the hearing aid system (100) has a left hearing aid (110) and a right hearing aid (110') for arrangement on the head of a wearer according to the application, wherein the left hearing aid (110) has a left acousto-electrical transducer (2), which converts sound waves arriving at the left hearing aid (110) into a left input signal, and the right hearing aid (110') has a right acousto-electrical transducer (2), which converts sound waves arriving at the right hearing aid (110') into a right input signal, wherein the hearing aid system (100) has a signal processing device (3, 3') that is connected for signalling purposes to the left and right acousto-electrical transducers (2, 2') and receives the left and right input signals, **characterized in that** the signal processing device (3, 3') is designed:
- 20 - to provide a plurality of different linear combinations of the left input signal and the right input signal, and to rate the linear combinations according to a prescribed signal criterion,
- to select a linear combination on the basis of the rating as a beam signal,
- to determine a signal level for the linear combinations, and
25 - to select a linear combination having the lowest signal level.
7. Hearing aid system according to Claim 6, wherein the hearing aid system (100) is designed to weight the input signals with weighting factors for the linear combinations, the sum of the weighting factors of a linear combination being equal to 1 in each case.
- 30 8. Hearing aid system according to one of the preceding claims, wherein the hearing aid system (100) is designed to determine an estimate of the spectral power density of a useful signal and a noise signal from the left and right input signals and to amplify or attenuate the beam signal accordingly.
- 35 9. Hearing aid system according to one of the preceding claims, wherein the hearing aid system (100) is designed to carry out the steps of the method separately for each of a plurality of frequency ranges.
- 40 10. Hearing aid system according to one of the preceding claims, wherein the hearing aid system (100) is designed to carry out the selection of a linear combination by changing over or cross-fading the beam signal between two linear combinations.

Revendications

- 45 1. Procédé de formation de faisceau pour système d'aide auditive (100), dans lequel le système d'aide auditive (100) comprend un appareil d'aide auditive gauche (110) et un appareil d'aide auditive droit (110') qui sont disposés à des fins d'utilisation sur la tête d'un utilisateur, dans lequel l'appareil d'aide auditive gauche (110) comprend un convertisseur acousto-électrique gauche (2) qui convertit des ondes acoustiques incidentes sur l'appareil d'aide auditive gauche (110) en un signal d'entrée gauche et l'appareil d'aide auditive droit (110') comprend un convertisseur acousto-électrique droit (2') qui convertit des ondes acoustiques incidentes sur l'appareil d'aide auditive droit (110') en un signal d'entrée droit, dans lequel le système d'aide auditive gauche (110) comprend un dispositif de traitement de signaux (3, 3') qui est en communication de signal avec les convertisseurs acousto-électriques gauche et droit (2, 2') et qui reçoit les signaux d'entrée gauche et droit, dans lequel le procédé comprend les étapes consistant à, et le dispositif de traitement de signaux (3, 3') est conçu pour :
- 50 - fournir une pluralité de combinaisons linéaires différentes du signal d'entrée gauche et du signal d'entrée droit ;
- évaluer les combinaisons linéaires conformément à un critère de signal prédéterminé, dans lequel l'évaluation
- 55

EP 2 811 762 B1

des combinaisons linéaires comprend la détermination d'un niveau de signal des combinaisons linéaires ; sélectionner une combinaison linéaire en fonction de l'évaluation en tant que signal de faisceau, dans lequel la sélection d'une combinaison linéaire est effectuée par sélection de la combinaison linéaire ayant le niveau de signal le plus faible.

- 5
2. Procédé selon la revendication 1, dans lequel, lors de la fourniture des combinaisons linéaires, les signaux d'entrée sont pondérés par des facteurs de pondération et la somme des facteurs de pondération d'une combinaison linéaire est respectivement égale à 1.
- 10
3. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel une estimation de la densité de puissance spectrale d'un signal utile et d'un signal de bruit de perturbation est déterminée à partir des signaux d'entrée gauche et droit et est amplifiée ou atténuée en fonction du signal de faisceau.
- 15
4. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel les étapes du procédé sont respectivement exécutées séparément pour une pluralité de domaines de fréquences.
5. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel la sélection d'une combinaison linéaire consiste à permuter ou à effectuer une transition du signal de faisceau entre deux combinaisons linéaires.
- 20
6. Système d'aide auditive, dans lequel le système d'aide auditive (100) comprend un appareil d'aide auditive gauche (110) et un appareil d'aide auditive droit (110') destinés à être disposés à des fins d'utilisation sur la tête d'un utilisateur, dans lequel l'appareil d'aide auditive gauche (110) comprend un convertisseur acousto-électrique gauche (2) qui convertit des ondes acoustiques incidentes sur l'appareil d'aide auditive gauche (110) en un signal d'entrée gauche et l'appareil d'aide auditive droit (110') comprend un convertisseur acousto-électrique droit (2) qui convertit des ondes acoustiques incidentes sur l'appareil d'aide auditive droit (110') en un signal d'entrée droit, dans lequel le système d'aide auditive (100) comprend un dispositif de traitement de signaux (3, 3') qui est en communication de signal avec les convertisseurs acousto-électriques gauche et droit (2, 2') et qui reçoit les signaux d'entrée gauche et droit, **caractérisé en ce que** le dispositif de traitement de signaux (3, 3') est conçu pour :
- 25
- fournir une pluralité de combinaisons linéaires différentes du signal d'entrée gauche et du signal d'entrée droit et pour évaluer les combinaisons linéaires conformément à un critère de signal prédéterminé,
 - sélectionner une combinaison linéaire en fonction de l'évaluation en tant que signal de faisceau,
 - déterminer un niveau de signal des combinaisons linéaires, et
 - sélectionner une combinaison linéaire ayant le niveau de signal le plus faible.
- 30
7. Système d'aide auditive selon la revendication 6, dans lequel le système d'aide auditive (100) est conçu pour pondérer les signaux d'entrée des combinaisons linéaires avec des facteurs de pondération, dans lequel la somme des facteurs de pondération d'une combinaison linéaire est respectivement égale à 1.
- 35
8. Système d'aide auditive selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel le système d'aide auditive (100) est conçu pour déterminer à partir des signaux d'entrée gauche et droit une estimation de la densité de puissance spectrale d'un signal utile et d'un signal de bruit de perturbation et pour les amplifier ou les atténuer en fonction du signal de faisceau.
- 40
9. Système d'aide auditive selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel le système d'aide auditive (100) est conçu pour exécuter respectivement les étapes du procédé pour une pluralité de domaines de fréquences.
- 45
10. Système d'aide auditive selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel le système d'aide auditive (100) est conçu pour effectuer la sélection d'une combinaison linéaire par permutation ou transition du signal de faisceau entre deux combinaisons linéaires.
- 50
- 55

FIG 1

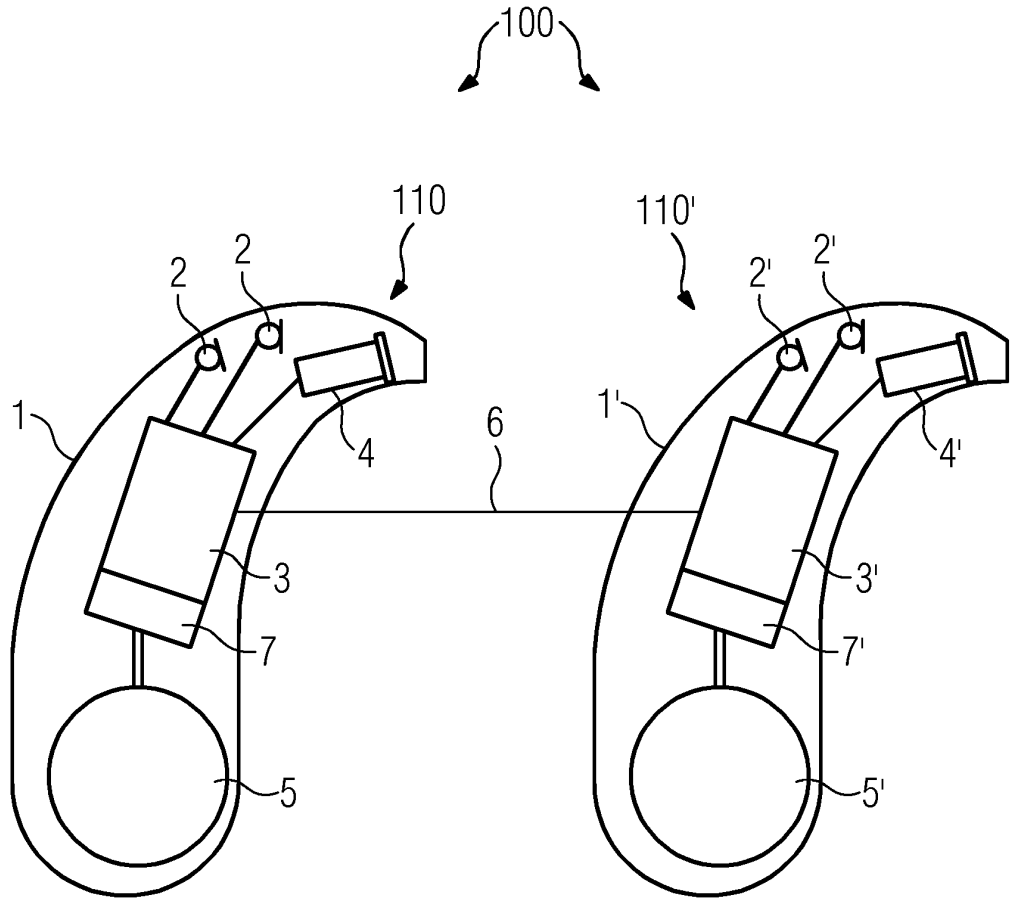


FIG 2

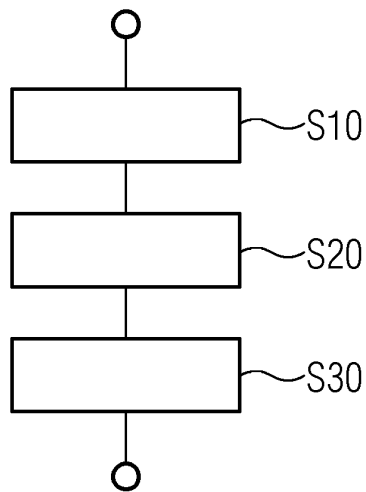


FIG 3

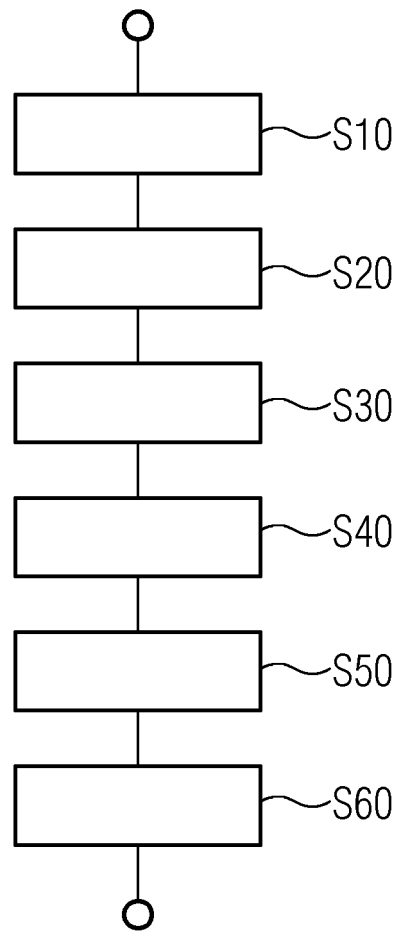


FIG 4

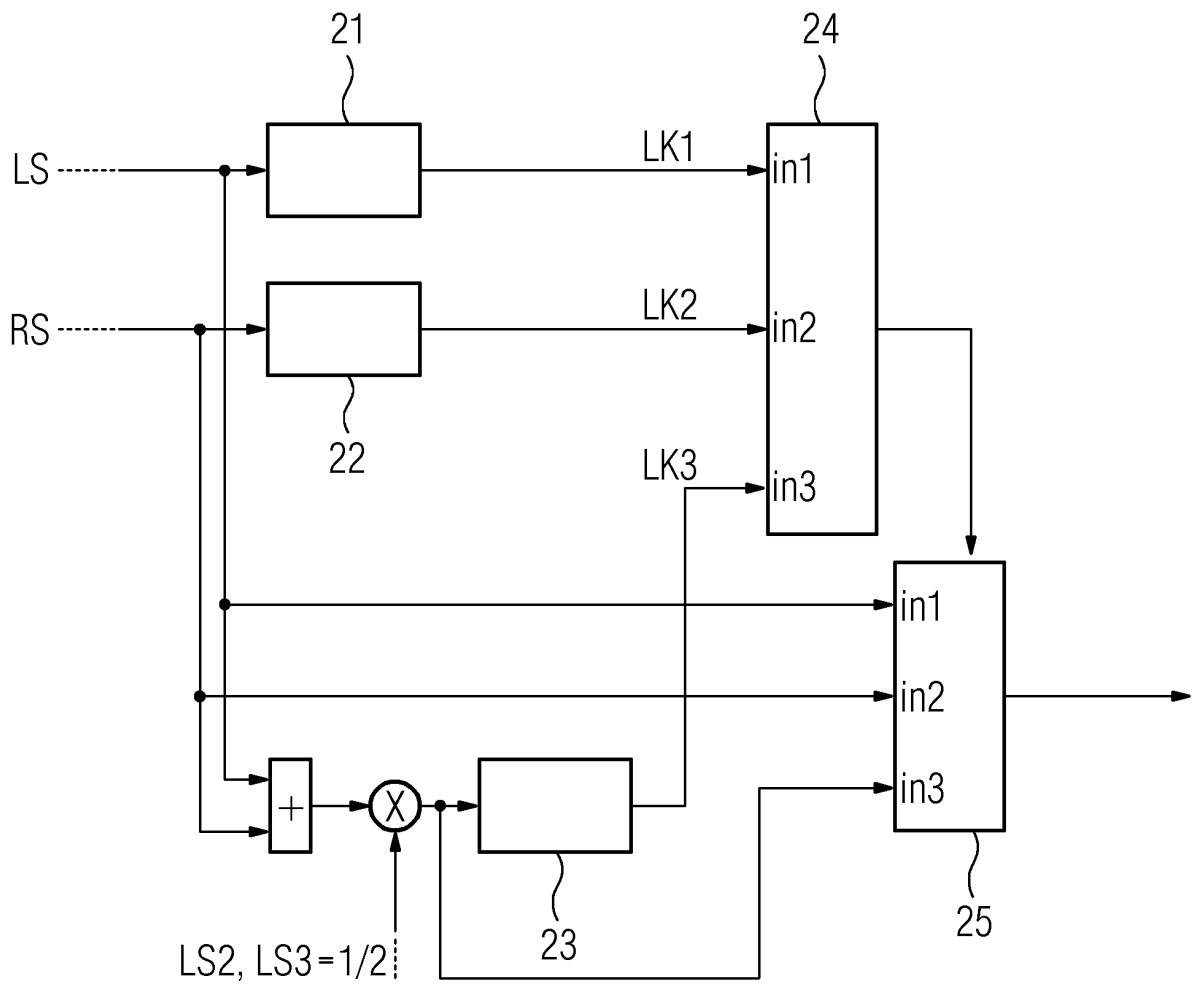
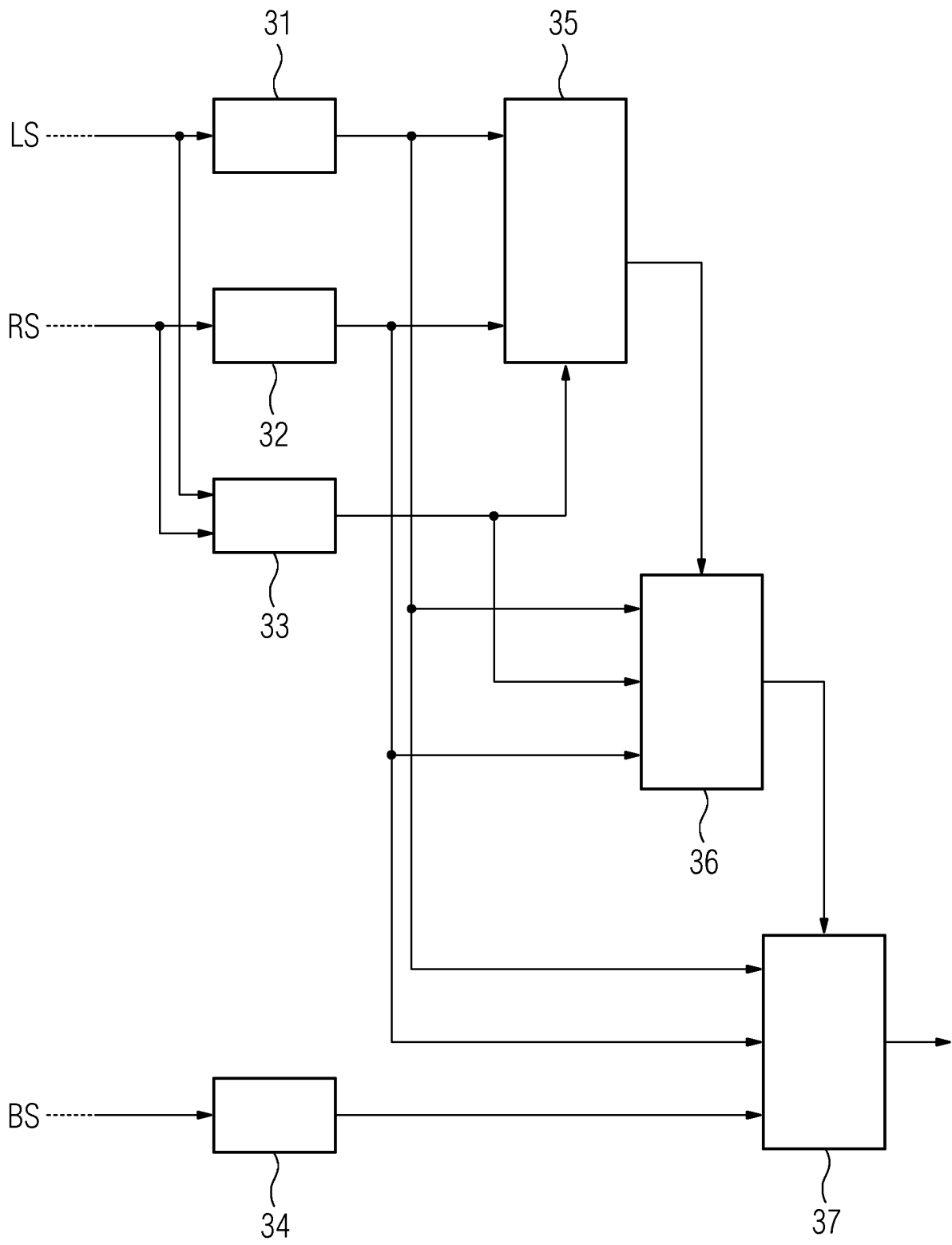


FIG 5



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 20040196994 A1 [0005]
- US 6983055 B2 [0006]
- WO 2010091077 A [0009]
- EP 2262285 A1 [0010]