

(19)



Europäisches Patentamt

European Patent Office

Office européen des brevets



(11)

EP 1 192 838 B1

(12)

EUROPÄISCHE PATENTSCHRIFT

(45) Veröffentlichungstag und Bekanntmachung des
Hinweises auf die Patenterteilung:

06.08.2003 Patentblatt 2003/32

(21) Anmeldenummer: **00927233.7**

(22) Anmeldetag: **22.05.2000**

(51) Int Cl.7: **H04R 5/00**

(86) Internationale Anmeldenummer:
PCT/EP00/04648

(87) Internationale Veröffentlichungsnummer:
WO 00/076268 (14.12.2000 Gazette 2000/50)

(54) HÖRHILFSGERÄT MIT RICHTMIKROFONSYSTEM SOWIE VERFAHREN ZUM BETRIEB EINES HÖRHILFSGERÄTS

HEARING AID DEVICE, COMPRISING A DIRECTIONAL MICROPHONE SYSTEM AND A METHOD FOR OPERATING A HEARING AID DEVICE

PROTHESE AUDITIVE A SYSTEME DE MICROPHONE DIRECTIONNEL ET PROCEDE PERMETTANT DE FAIRE FONCTIONNER LADITE PROTHESE

(84) Benannte Vertragsstaaten:
CH DE DK LI

(30) Priorität: **02.06.1999 DE 19925392**

(43) Veröffentlichungstag der Anmeldung:
03.04.2002 Patentblatt 2002/14

(73) Patentinhaber: **Siemens Audiologische Technik GmbH**
91058 Erlangen (DE)

(72) Erfinder:
• **KNAPP, Benno**
D-91056 Erlangen (DE)

• **RITTER, Hartmut**
D-91077 Neunkirchen am Brand (DE)

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

(56) Entgegenhaltungen:
EP-A- 0 712 261 EP-A- 0 820 210
US-A- 5 463 694 US-A- 5 757 933
US-A- 5 793 875

EP 1 192 838 B1

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist. (Art. 99(1) Europäisches Patentübereinkommen).

Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Hörhilfsgerät mit den Merkmalen des Oberbegriffs des Patentanspruchs 1. Ferner betrifft die Erfindung ein Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfsgeräts.

[0002] Als Stand der Technik sind Hörhilfsgeräte mit mindestens zwei Mikrofonen zur Erzielung von Richtmikrofoncharakteristiken erster oder höherer Ordnung bekannt. Bei Verwendung von Richtmikrofonsystemen zweiter oder höherer Ordnung tritt in einzelnen Frequenzbereichen des Eingangssignals eine unerwünschte Absenkung des Directivity-Index (Richtwirkungsindex) auf.

[0003] Bei Hörhilfsgeräten ist insbesondere der Frequenzbereich von 100 Hz bis 6 kHz für die Verbesserung des Hörvermögens interessant. Bei Richtmikrofonsystemen erster Ordnung erhält man über diesen Frequenzbereich einen in Richtung höheren Frequenzen leicht fallenden Richtwirkungsindex. Für tiefere Frequenzen, beispielsweise bis 1 kHz, erhält man DI-Werte von etwa 5 dB. Richtmikrofonsysteme n-ter Ordnung mit $n > 1$ haben jedoch wegen der hohen Empfindlichkeit gegenüber Bauteiltoleranzen bei tiefen Frequenzen einen negativen Richtwirkungsindex. Dafür sind aber für Frequenzen von 1 kHz bis 5 kHz DI-Werte von 7 dB und mehr erreichbar. Um auch für tiefe Frequenzen höhere DI-Werte erreichen zu können, sind enge Bauteiltoleranzen (z.B. Phasendifferenz der beteiligten Mikrofone $< 0,25^\circ$) einzuhalten, die bestenfalls mit Silizium-Mikrofonarrays erreicht werden können. Diese haben aber bei der für Hörgeräte verwendeten Versorgungsspannung ($< 1V$) noch ein zu großes Signal-zü-Rausch-Verhältnis, wodurch der Einsatz dieser Arrays aktuell noch nicht sinnvoll ist.

[0004] Aus der US 5,757,933 ist ein Hörhilfsgerät bekannt, bei dem manuell zwischen einem Mikrofon nullter Ordnung (Mikrofon ohne Richtwirkung) und einem Mikrofonsystem erster Ordnung umgeschaltet werden kann. Die Umschaltung erfolgt dabei durch den Hörgeräteträger.

[0005] Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein Hörhilfsgerät sowie ein Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfsgeräts anzubieten, bei dem ein hoher Directivity-Index über einen großen Frequenzbereich des Eingangssignals erreicht wird.

[0006] Die Aufgabe wird für das Hörhilfsgerät durch die Merkmale des Patentanspruchs 1 gelöst. Vorteilhafte Ausführungsformen werden in den Ansprüchen 2 - 9 realisiert. Für das Verfahren wird die Aufgabe durch die Merkmale des Patentanspruchs 10 gelöst.

[0007] Das erfindungsgemäße Hörhilfsgerät umfasst mindestens zwei Mikrofone, um Richtmikrofonsysteme nullter, erster oder höherer Ordnung realisieren zu können. Als Richtmikrofonsystem nullter Ordnung im Sinne der Erfindung ist dabei ein Mikrofonsystem ohne Richtwirkung zu verstehen, beispielsweise ein nicht mit weiteren Mikrofonen verschaltetes omnidirektionales Mi-

krofon. Mit Richtmikrofonsystemen erster Ordnung ist ein theoretisch erreichbarer Maximalwert des Directivity-Index (DI) von 6 dB (Hyperniere) zu erreichen. In der Praxis erhält man am KEMAR (einer Standard Forschungspuppe) bei optimaler Lage der Mikrofone und bestem Abgleich der von den Mikrofonen erzeugten Signale DI-Werte von 4 - 4,5 dB. Richtmikrofonsysteme zweiter und höherer Ordnung weisen DI-Werte von 10 dB und mehr auf, die beispielsweise für eine bessere Sprachverständlichkeit vorteilhaft sind.

[0008] Enthält ein Hörhilfsgerät z.B. drei omnidirektionale Mikrofone, so können auf dieser Basis Richtmikrofonsysteme nullter bis zweiter Ordnung gebildet werden. Von diesen Richtmikrofonsystemen lassen sich somit gleichzeitig Mikrofonensignale mit Richtcharakteristiken nullter bis zweiter Ordnung ableiten.

[0009] Vorteilhaft werden gemäß der Erfindung die von Mikrofonensystemen unterschiedlicher Ordnung ausgehenden Mikrofonensignale in Abhängigkeit von der Frequenz unterschiedlich gewichtet und summiert. So wird beispielsweise bei einem Hörhilfsgerät mit Richtmikrofonensystemen erster und zweiter Ordnung bei niedrigen Frequenzen im Wesentlichen das Mikrofonensignal erster Ordnung und bei höheren Frequenzen das Mikrofonensignal zweiter Ordnung weiterverarbeitet. Die Gewichtung erfolgt vorzugsweise durch Filterelemente, wobei das Mikrofonensignal des Richtmikrofonensystems erster Ordnung einer Tiefpassfilterung und das Mikrofonensignal des Richtmikrofonensystems zweiter Ordnung einer Hochpassfilterung unterworfen wird. Allgemein wird bei tiefen Frequenzen im Wesentlichen das Mikrofonensignal des Richtmikrofons erster Ordnung und bei hohen Frequenzen das Mikrofonensignal des Richtmikrofonensystems n-ter Ordnung zur Weiterverarbeitung weitergeleitet, wobei n für die höchste auftretende Ordnung steht. Im mittleren Frequenzbereich werden vorzugsweise im Wesentlichen die Mikrofonensignale der Richtmikrofonensysteme zwischen der ersten und der höchsten auftretenden Ordnung weiterverarbeitet.

[0010] Bei einer Ausführungsform der Erfindung sind die Grenzfrequenzen der den Richtmikrofonensystemen nachgeschalteten Filterelemente einstellbar. Durch die Festlegung der Grenzfrequenzen im hörbaren Frequenzbereich, beispielsweise bis 10 kHz, und die damit verbundene frequenzabhängige Auswahl von Richtmikrofonensystemen unterschiedlicher Ordnung lassen sich für das Gesamtsystem Richtwirkungseigenschaften erreichen, die herkömmlichen Hörhilfsgeräten, über den gesamten Frequenzbereich betrachtet, deutlich überlegen sind. Für jede Frequenz des Eingangssignals ist damit eine optimierte Richtwirkung erreichbar.

[0011] Moderne Hörhilfsgeräte erlauben die Einteilung des akustischen Eingangssignals in Kanäle. Dadurch wird unter anderem eine unterschiedliche Verstärkung einzelner Frequenzbereiche ermöglicht. Bei einer vorteilhaften Ausführungsform der Erfindung sind die Grenzfrequenzen der den Richtmikrofonensystemen nachgeschalteten Filterelemente an Kanalgrenzfrequenzen

quenzen des Hörhilfsgeräts gekoppelt. Im einfachsten Fall bildet dabei jedes Richtmikrofonsystem einen Kanal. Die Filterelemente zur Gewichtung der Mikrofonsignale bewirken dann gleichzeitig die Kanaleinteilung, womit zusätzliche Filterelemente zur Kanaleinteilung entfallen können.

[0012] Neben einer einmaligen, beispielsweise bei der Anpassung des Hörhilfsgeräts erfolgten Einstellung der Grenzfrequenzen kann die Lage einzelner oder mehrerer Grenzfrequenzen auch situationsgerecht bestimmt und kontinuierlich überprüft und angepasst werden. Hierdurch erfolgt eine optimierte Anpassung an verschiedene Nutz-/Störschallsituationen. Die Analyse der Umgebungssituation erfolgt vorzugsweise mittels eines neuronalen Netzes und/oder einer Fuzzy-Logik-Steuerung.

[0013] Die Einstellung der Grenzfrequenzen sowie der gesamten Richtcharakteristik des Mikrofonsystems eines Hörhilfsgeräts gemäß der Erfindung kann- auch in Abhängigkeit des eingestellten Hörprogramms unterschiedlich erfolgen. Dabei kann für einen bestimmten Frequenzbereich zumindest im Wesentlichen auch ein Mikrofonsignal nullter Ordnung (Mikrofonsignal ohne Richtwirkung) weiterverarbeitet werden.

[0014] Weitere Einzelheiten der Erfindung werden nachfolgend anhand der in der Zeichnung dargestellten Ausführungsbeispiele näher erläutert. Es zeigen:

Figur 1 ein Prinzip-Schaltbild zur Erzeugung und frequenzabhängigen Kombination von Richtmikrofonsystemen unterschiedlicher Ordnung,

Figur 2 ein schematisches Schaltbild eines Hörhilfsgeräts mit drei Mikrofonen sowie

Figur 3 einen frequenzspezifischen Verlauf des Directivity-Index (DI).

[0015] Bei dem in Figur 1 dargestellten Prinzipschaltbild sind die Mikrofone eines Hörhilfsgeräts mit MIK1, MIK2, ..., MIK_m bezeichnet. Zur Bildung von Richtmikrofonsystemen unterschiedlicher Ordnung werden die Ausgangssignale der Mikrofone in einer elektronischen Schaltung ES miteinander verschaltet. Die elektronische Schaltungsanordnung ES zur Bildung von Richtmikrofonsystemen kann dabei elektronische Komponenten, wie Verzögerungselemente, Summationselemente oder Inverter, umfassen. Die so gebildeten Richtmikrofonsignale am Ausgang der elektronischen Schaltung ES werden als Richtmikrofonsignal nullter Ordnung RS0, Richtmikrofonsignal erster Ordnung RS1, ..., Richtmikrofonsignal n-ter Ordnung RS_n bezeichnet. Dabei können auch mehrere Richtmikrofonsignale derselben Ordnung gebildet werden. Bei dem Hörhilfsgerät gemäß der Erfindung unterscheiden sich jedoch wenigstens zwei Richtmikrofonsignale hinsichtlich ihrer Ordnung. Zur Weiterverarbeitung der Richtmikrofonsignale sind diese einer Filterbank FB zugeführt.

Die Filterbank FB weist Filterelemente auf, zum Beispiel Hochpass-, Tiefpass- oder Bandpassfilter. Die Richtmikrofonsignale werden mittels der Filterbank FB in Abhängigkeit ihrer Ordnung und ihrer Signalfrequenz unterschiedlich gedämpft. Dabei sind vorzugsweise die Grenzfrequenzen und Filterkoeffizienten der einzelnen Filterelemente einstellbar. Die Ausgangssignale (AS0, AS1 ... AS_n) der Filterbank FB sind zur Bildung des Gesamtrichtmikrofonsignals GRS einem Summationselement S zugeführt.

[0016] Das dargestellte Prinzip-Schaltbild zur Verarbeitung der Mikrofonsignale eines Hörhilfsgeräts kann sowohl in digitaler als auch in analoger Schaltungstechnik ausgeführt werden. Zwischen den einzelnen Elementen können sich auch weitere Komponenten, wie A/D-Wandler, D/A-Wandler, Schalter, Verstärker usw. (hier nicht dargestellt), befinden.

[0017] In der Regel wird die Schaltung so eingestellt sein, dass bis zu einer unteren Grenzfrequenz fg1, beispielsweise 1 kHz, wenigstens im Wesentlichen das Richtmikrofonsignal erster Ordnung weitergeleitet wird. Mit steigender Frequenz werden dem Richtmikrofonsignal erster Ordnung zunehmend Richtmikrofonsignale höherer Ordnung zugemischt und eventuell die Richtmikrofonsignale niedriger Ordnung sogar gedämpft.

[0018] So kann es sein, dass oberhalb einer bestimmten Grenzfrequenz fg2 am Ausgang des Summationselements S wenigstens im Wesentlichen nur noch das Richtmikrofonsignal mit der höchsten vorkommenden Ordnung weitergeleitet wird.

[0019] Figur 2 zeigt als Ausführungsbeispiel ein Hörhilfsgerät mit drei Mikrofonen 1, 2 und 3. In einer Signalleitung 11 liegt ein Signal eines Systems erster Ordnung mit der Richtmikrofoncharakteristik "unverzögerte Acht" vor, wenn die Eingangssignale der Mikrofone 1, 2 nach Invertierung im Inverter 4 über das Summenelement 7 addiert werden.

[0020] In der Signalleitung 13 ist ein Signal mit der Richtmikrofoncharakteristik "verzögerte Acht" eines Richtmikrofonssystems erster Ordnung vorhanden, wenn die Signale der Mikrofone 2 und 3 nach Invertierung des Signals des Mikrofons 3 im Inverter 5 im Summenelement 8 addiert und nachfolgend im Inverter 6 invertiert und im Verzögerungselement 10 verzögert werden.

[0021] Die Mikrofonpaare 1, 2 und 2, 3 bilden somit durch die dargestellte Verschaltung jeweils ein Richtmikrofonsystem erster Ordnung.

[0022] Die genannten Signale der Richtmikrofonssysteme erster Ordnung werden in einer Signalverarbeitungseinheit 14 (kanalspezifisch) weiterverarbeitet und als Ausgangssignal dem Lautsprecher 16, zugeführt.

[0023] Das Schaltbild gemäß FIG 2 erlaubt durch geeignete Verschaltung aller drei Mikrofone auch eine Realisierung eines Richtmikrofonsystems zweiter Ordnung, indem die Signale der Signalleitungen 11, 13 im Summenelement 9 zur Signalleitung 12 vereint werden.

[0024] Die Signalverarbeitungseinheit 14 umfasst ein

Filterelement 17 sowie ein Stellelement 15 zur Einstellung wenigstens einer Grenzfrequenz des Filterelements 17.

[0025] In Abhängigkeit einer im Stellelement 15 der Signalverarbeitungseinheit 14 eingestellten Grenzfrequenz f_g kann bei Signalfrequenzen $f < f_g$ durch die Signalverarbeitungseinheit 14 im Wesentlichen eine Weiterverarbeitung der Signale in den Signalleitungen 11 oder 13 erfolgen. Wenn die Signalfrequenz die Grenzfrequenz f_g überschreitet, erfolgt durch das Filterelement 17 im Wesentlichen die Weiterverarbeitung des Signals der Signalleitung 12, und damit eines Signals eines Richtmikrofonssystems zweiter Ordnung.

[0026] Hierfür sind die Signalleitungen 11 und 13 im Filterelement 17 mit Tiefpassfiltern verschaltet, während die Signalleitung 12 einem Hochpass zugeführt ist. Am Ausgang des Filterelements 17 werden die gefilterten Signale summiert (nicht dargestellt).

[0027] Damit wird auch bei Unterschreiten der Grenzfrequenz f_g ein Absinken des Directivity-Index (DI) vermieden. Es werden die vorteilhaften Verläufe des DI der Systeme erster und zweiter Ordnung über den gesamten Frequenzbereich kombiniert (vgl. FIG 3).

[0028] In der Signalverarbeitungseinheit 14 können neuronale Netze und Fuzzy-logic-Steuerungen vorhanden sein, um die jeweiligen Grenzfrequenzen f_g situationsgerecht durch signalanalytische Beurteilung der Nutz-/Störschallsituation immer wieder festzulegen und gegebenenfalls kontinuierlich anzupassen.

[0029] FIG 3 zeigt die verschiedenen Verläufe des DI über den zu verarbeitenden Frequenzbereich. Um zu erreichen, dass die DI-Werte über den gesamten Frequenzbereich auf möglichst hohem Niveau verbleiben, wird bei der Signalverarbeitung bei Frequenzen unterhalb der Grenzfrequenz $f_g = 1000$ Hz im wesentlichen auf ein System erster Ordnung mit dem DI-Verlauf A zurückgegriffen.

[0030] Oberhalb der Grenzfrequenz $f_g = 1000$ Hz erfolgt im wesentlichen die Weiterleitung des Signals eines Richtmikrofonssystems zweiter Ordnung mit dem DI-Verlauf B, welcher höhere DI-Werte als das System erster Ordnung erreicht. Zum Vergleich ist der DI-Verlauf C einer normal hörenden Person ohne Zuhilfenahme technischer Hilfsmittel, simuliert am KEMAR, ebenfalls abgebildet.

[0031] Vorteilhafterweise entspricht die Grenzfrequenz $f_g = 1000$ Hz der Grenzfrequenz f_g eines Zweikanal-Signalverarbeitungssystems, welches einen ersten Signalverarbeitungskanal für Signalfrequenzen bis zu 1000 Hz und einen zweiten Kanal für Frequenzen ab 1000 Hz aufweist.

Patentansprüche

1. Hörhilfsgerät mit einer Signalverarbeitungseinheit (14) und mindestens zwei Mikrofonen (1, 2, 3), die zur Bildung von Richtmikrofonsystemen unter-

schiedlicher Ordnung miteinander verschaltbar sind, **dadurch gekennzeichnet, dass** von Richtmikrofonsystemen unterschiedlicher Ordnung ausgehende Mikrofonsignale (11, 12, 13) in von der Frequenz der Mikrofonsignale abhängiger Gewichtung miteinander verschaltet sind.

2. Hörhilfsgerät nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet, dass** zur Gewichtung der Mikrofonsignale (1, 2, 3) Filterelemente (17) wie Hochpassfilter, Tiefpassfilter oder Bandpassfilter eingesetzt sind.

3. Hörhilfsgerät nach Anspruch 2, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Grenzfrequenzen der Filterelemente (17) einstellbar sind.

4. Hörhilfsgerät nach einem der Ansprüche 1 bis 3, **dadurch gekennzeichnet, dass** für Frequenzen der Mikrofonsignale (11, 12, 13) unterhalb einer Grenzfrequenz wenigstens im wesentlichen das vom Richtmikrofonsystem erster Ordnung erzeugte Mikrofonsignal (11) weiterverarbeitet ist.

5. Hörhilfsgerät nach einem der Ansprüche 1 bis 4, **dadurch gekennzeichnet, dass** für Frequenzen der Mikrofonsignale oberhalb einer Grenzfrequenz wenigstens im wesentlichen das vom Richtmikrofonsystem höchster Ordnung erzeugte Mikrofonsignal (12) weiterverarbeitet ist.

6. Hörhilfsgerät nach einem der Ansprüche 1 bis 5, **dadurch gekennzeichnet, dass** für Frequenzen der Mikrofonsignale zwischen einer unteren und einer oberen Grenzfrequenz wenigstens im wesentlichen das vom Richtmikrofonsystem i-ter Ordnung erzeugte Mikrofonsignal weiterverarbeitet wird, wobei $1 < i < n$ gilt und n für die höchste Ordnung der Richtmikrofonsysteme des Hörhilfsgeräts steht.

7. Hörhilfsgerät nach einem der Ansprüche 3 bis 6, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Grenzfrequenzen an Kanalfrequenzen des Hörhilfsgeräts gekoppelt sind.

8. Hörhilfsgerät nach Anspruch einem der Ansprüche 3 bis 7, **dadurch gekennzeichnet, dass** ein Detektorelement zur Ermittlung der Nutzschaall-/Störschallsituation zur Einstellung der Grenzfrequenzen vorgesehen ist.

9. Hörhilfsgerät nach Anspruch 8, **dadurch gekennzeichnet, dass** ein neuronales Netz oder eine Fuzzy-logic-Steuerung zur Einstellung der Grenzfrequenz f_g vorgesehen ist.

10. Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfsgeräts mit einer Signalverarbeitungseinheit (14) und mindestens zwei Mikrofonen (1, 2, 3), wobei die Mikrofone

zur Bildung von Richtmikrofonsystemen unterschiedlicher Ordnung miteinander verschaltet werden und wobei die von Richtmikrofonsystemen unterschiedlicher Ordnung erzeugten Mikrofonssignale (11, 12, 13) in von der Frequenz der Mikrofonssignale abhängiger Gewichtung miteinander verschaltet werden.

Claims

1. Hearing aid with a signal processing unit (14) and at least two microphones (1, 2, 3) which can be coupled together to form directional microphone systems of different order, **characterised in that** microphone signals (11, 12, 13) emitted by directional microphone systems of different order are coupled together in a weighting dependent on the frequency of the microphone signals. 10
2. Hearing aid according to Claim 1, **characterised in that** filter elements (17) such as high-pass filters, low-pass filters and bandpass filters are used for weighting the microphone signals (1, 2, 3). 15
3. Hearing aid according to Claim 2, **characterised in that** the limit frequencies of the filter elements (17) are adjustable. 20
4. Hearing aid according to one of Claims 1 to 3, **characterised in that**, for frequencies of the microphone signals (11, 12, 13) below a limit frequency, at least mainly the microphone signal (11) generated by the directional microphone system of first order can be further processed. 25
5. Hearing aid according to one of Claims 1 to 4, **characterised in that**, for frequencies of the microphone signals above a limit frequency, at least mainly the microphone signal (12) generated by the directional microphone system of the highest order is further processed. 30
6. Hearing aid according to one of Claims 1 to 5, **characterised in that**, for frequencies of the microphone signals between a lower and an upper limit frequency, at least mainly the microphone signal generated by the directional microphone system of the i -th order is further processed, where $1 < i < n$, and n stands for the highest order of the directional microphone systems of the hearing aid. 35
7. Hearing aid according to one of Claims 3 to 6, **characterised in that** the limit frequencies are coupled to channel frequencies of the hearing aid. 40
8. Hearing aid according to one of Claims 3 to 7, **characterised in that** a detector element for determin-

ing the useful noise/interference noise situation is provided for adjusting the limit frequencies.

9. Hearing aid according to Claim 8, **characterised in that** a neuronal network or a fuzzy logic control is provided for adjusting the limit frequency fg. 45
10. Method for operating a hearing aid with a signal processing unit (14) and at least two microphones (1, 2, 3), in which the microphones can be coupled together to form directional microphone systems of different order, and in which the microphone signals (11, 12, 13) generated by directional microphone systems of different order are coupled together in a weighting dependent on the frequency of the microphone signals. 50

Revendications

1. Prothèse auditive comportant une unité de traitement de signal (14) et au moins deux microphones (1, 2, 3) qui peuvent être branchés entre eux pour former des systèmes à microphone directif d'ordre différent, **caractérisée par le fait que** des signaux de microphones (11, 12, 13) partant de systèmes à microphone directif d'ordre différent sont branchés entre eux avec une pondération dépendante de la fréquence des signaux de microphones. 20
2. Prothèse auditive selon la revendication 1, **caractérisée par le fait que** des éléments de filtrage (17) comme des filtres passe-haut, des filtres passe-bas ou des filtres passe-bande sont utilisés pour la pondération des signaux de microphones (1, 2, 3). 25
3. Prothèse auditive selon la revendication 2, **caractérisée par le fait que** les fréquences de coupure des éléments de filtrage (17) sont réglables. 30
4. Prothèse auditive selon l'une des revendications 1 à 3, **caractérisée par le fait que**, pour des fréquences des signaux de microphones (11, 12, 13) au-dessous d'une fréquence de coupure, on traite au moins globalement le signal de microphone (11) produit par le système à microphone directif de premier ordre. 35
5. Prothèse auditive selon l'une des revendications 1 à 4, **caractérisée par le fait que**, pour des fréquences des signaux de microphones au-dessus d'une fréquence de coupure, on traite au moins globalement le signal de microphone (12) produit par le système à microphone directif d'ordre maximal. 40
6. Prothèse auditive selon l'une des revendications 1 à 5, **caractérisée par le fait que**, pour des fréquences des signaux de microphones entre une fréquen-

ce de coupure inférieure et une fréquence de coupure supérieure, on traite au moins globalement le signal de microphone produit par le système à microphone directif d'ordre i , avec $1 < i < n$ et n étant l'ordre maximal des systèmes à microphone directif de la prothèse auditive. 5

7. Prothèse auditive selon l'une des revendications 3 à 6, **caractérisée par le fait que** les fréquences de coupure sont couplées à des fréquences de canal de la prothèse auditive. 10
8. Prothèse auditive selon l'une des revendications 3 à 7, **caractérisée par le fait qu'un** élément détecteur est prévu pour déterminer la situation son utile / son parasite en vue du réglage des fréquences de coupure. 15
9. Prothèse auditive selon la revendication 8, **caractérisée par le fait qu'un** réseau neuronal ou une commande à logique floue est prévu pour le réglage de la fréquence de coupure f_g . 20
10. Procédé pour faire fonctionner une prothèse auditive comportant une unité de traitement de signal (14) et au moins deux microphones (1, 2, 3), les microphones pouvant être branchés entre eux pour former des systèmes à microphone directif d'ordre différent et des signaux de microphones (11, 12, 13) produits par des systèmes à microphone directif d'ordre différent étant branchés entre eux avec une pondération dépendante de la fréquence des signaux de microphones. 25 30

35

40

45

50

55

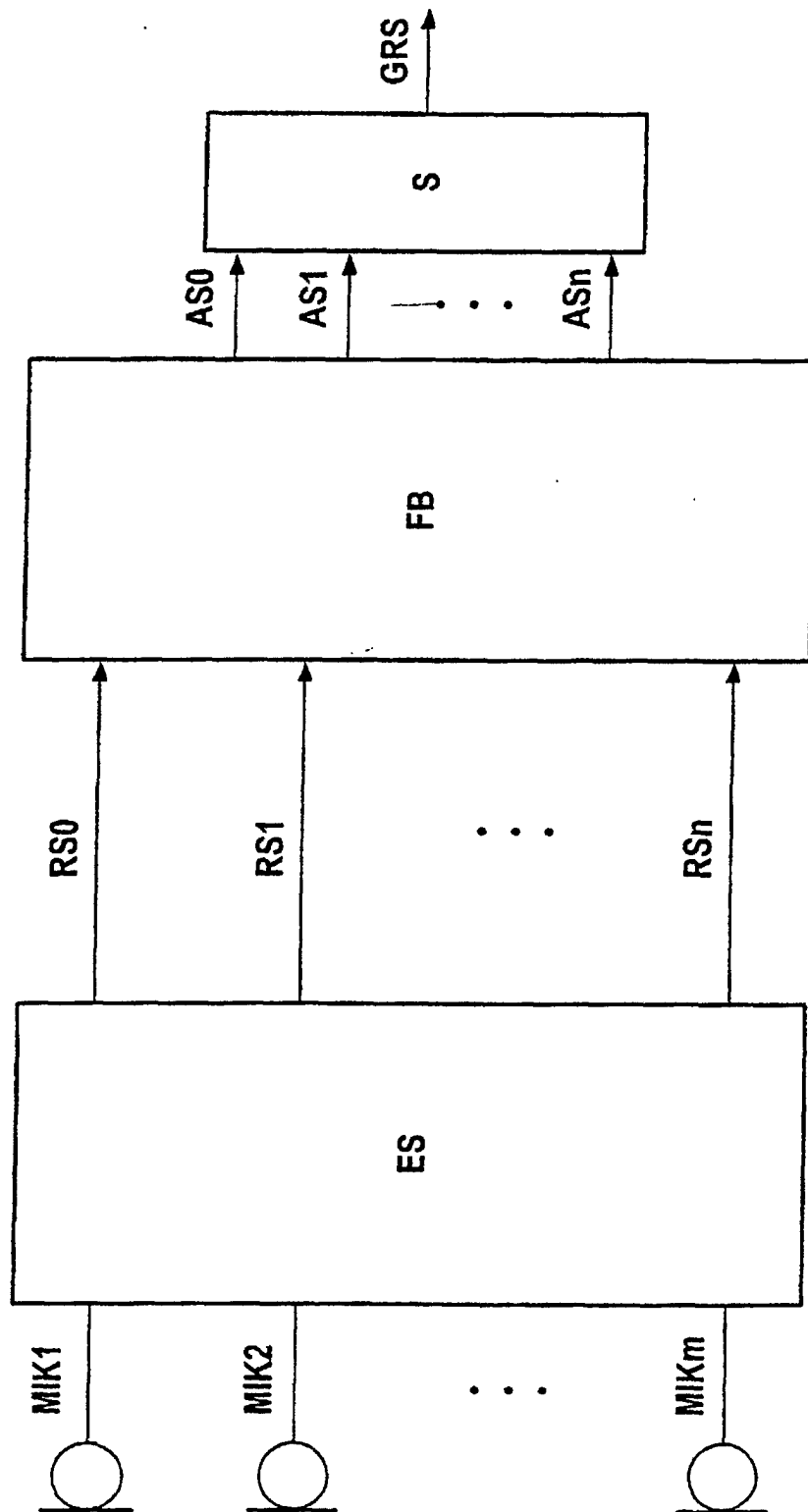


FIG 1

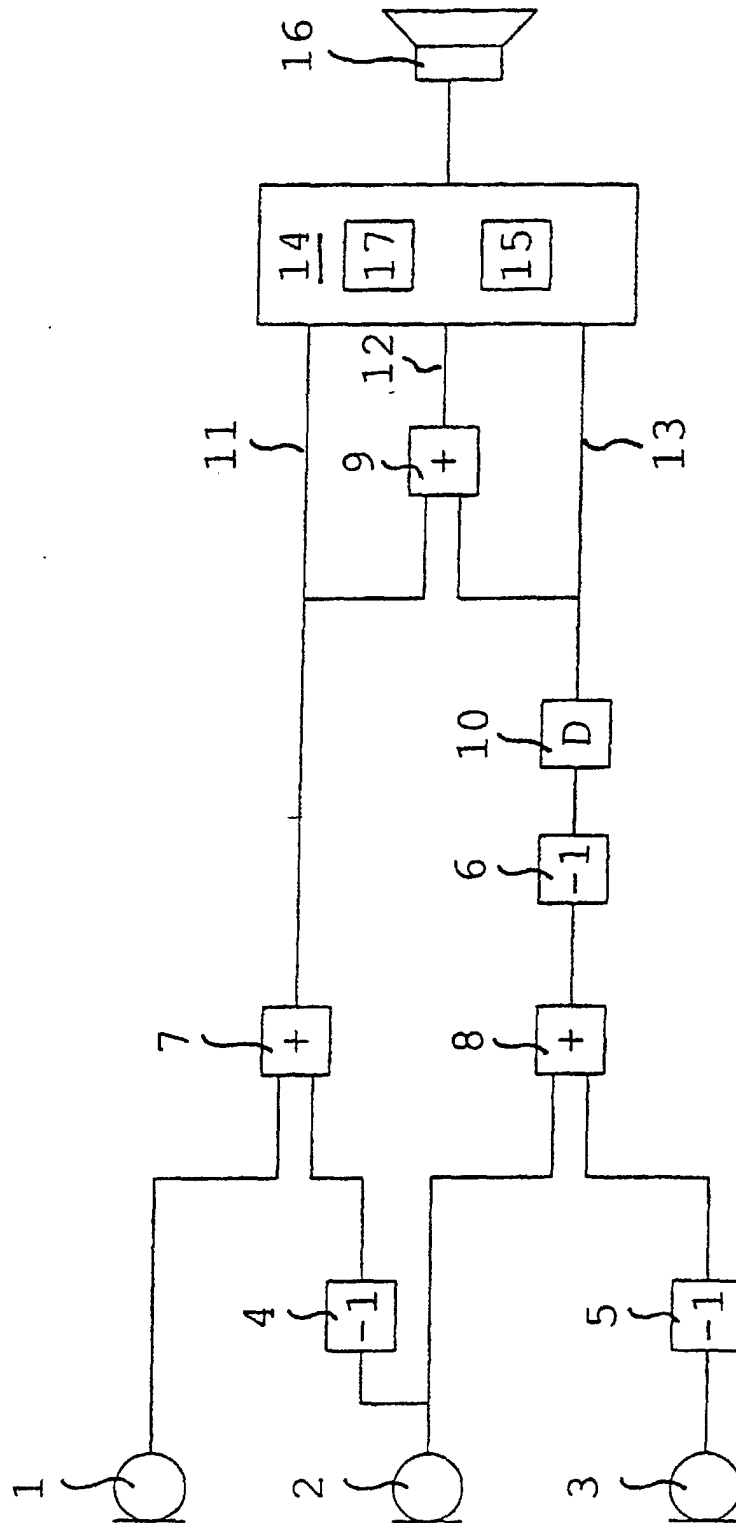


FIG 2

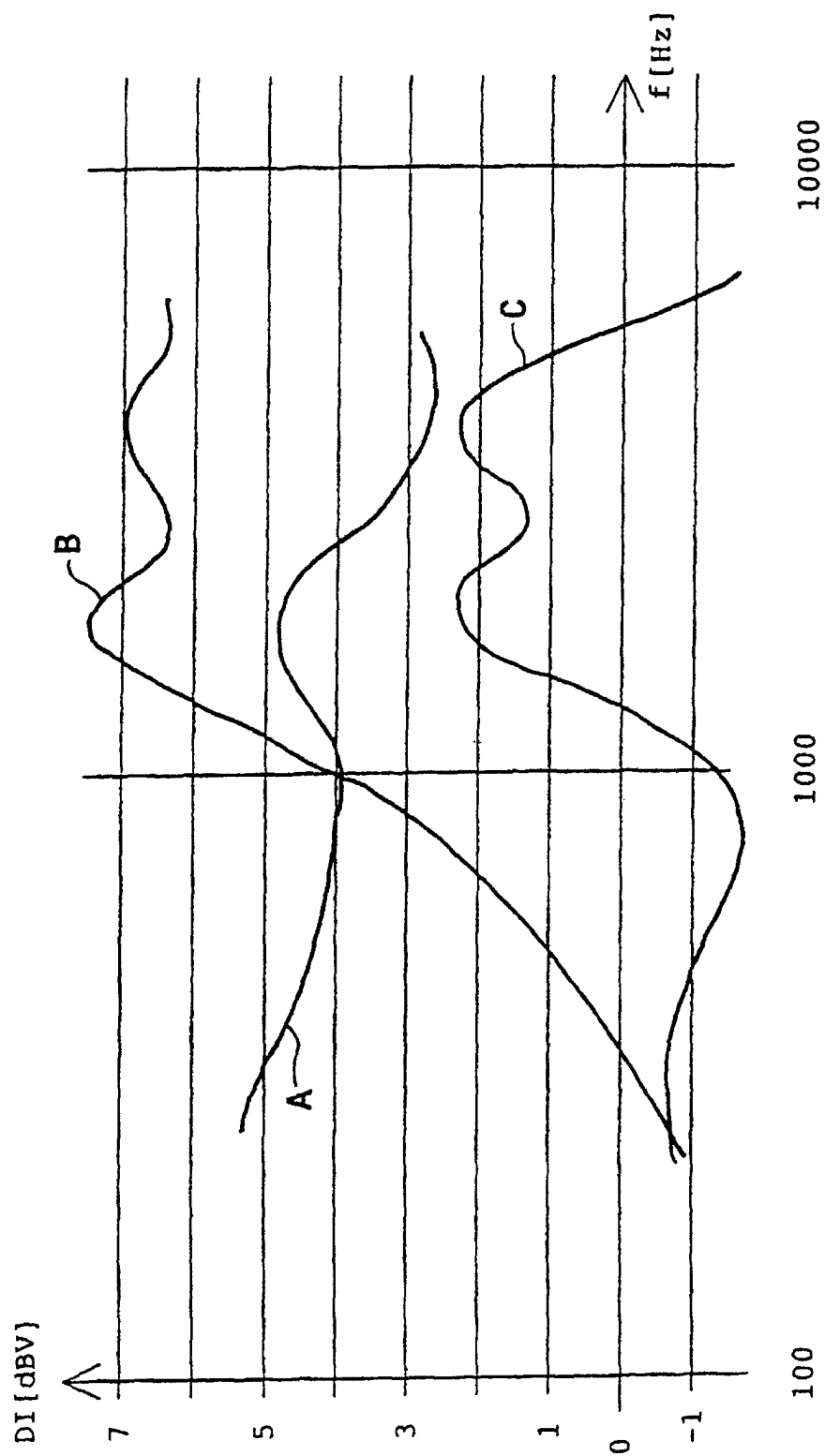


FIG 3