

(19)



(11)

**EP 2 169 984 B1**

(12)

**EUROPÄISCHE PATENTSCHRIFT**

(45) Veröffentlichungstag und Bekanntmachung des  
Hinweises auf die Patenterteilung:  
**22.05.2019 Patentblatt 2019/21**

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

(21) Anmeldenummer: **09170157.3**

(22) Anmeldetag: **14.09.2009**

(54) **Hörhilfegerät mit einem Richtmikrofonsystem sowie Verfahren zum Betrieb eines derartigen Hörhilfegerätes**

Hearing aid with a directional microphone system and method for operating such a hearing aid device

Prothèse auditive avec système de microphone directif et procédé de fonctionnement d'une telle prothèse auditive

(84) Benannte Vertragsstaaten:  
**AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR  
HR HU IE IS IT LI LT LU LV MC MK MT NL NO PL  
PT RO SE SI SK SM TR**

(30) Priorität: **26.09.2008 DE 102008049086**

(43) Veröffentlichungstag der Anmeldung:  
**31.03.2010 Patentblatt 2010/13**

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

(72) Erfinder: **Schulz, Herve  
8044 Gockhausen (CH)**

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

(56) Entgegenhaltungen:  
**EP-A1- 1 827 058 EP-A2- 1 274 278  
EP-A2- 1 465 453 EP-A2- 1 469 702  
EP-A2- 1 489 882 US-A1- 2005 201 579**

**EP 2 169 984 B1**

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

## Beschreibung

**[0001]** Die Erfindung betrifft ein Hörhilfegerät sowie ein Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätes mit einem Richtmikrofonsystem zur Aufnahme eines akustischen Eingangssignals und Erzeugung wenigstens eines elektrischen Mikrofonsignals, einer Signalverarbeitungseinheit zur Verarbeitung und Verstärkung des elektrischen Mikrofonsignals und Erzeugung eines elektrischen Ausgangssignals und einem Hörer zur Wandlung des elektrischen Ausgangssignals in ein akustisches Ausgangssignal, wobei bei dem Richtmikrofonsystem unterschiedliche Richtwirkungen einstellbar sind und wobei die Verstärkung in Abhängigkeit des Ergebnisses einer Analyse des Mikrofonsignals einstellbar ist.

**[0002]** Bei einem Hörhilfegerät wird mittels eines Eingangswandlers ein Eingangssignal aufgenommen und in ein elektrisches Eingangssignal überführt. Üblicherweise dient als Eingangswandler wenigstens ein Mikrofon, welches ein akustisches Eingangssignal aufnimmt und in ein elektrisches Eingangssignal wandelt. Moderne Hörhilfegeräte umfassen häufig ein Richtmikrofonsystem mit mehreren Mikrofonen, um einen von der Einfallsrichtung akustischer Signale abhängigen Empfang, eine Richtcharakteristik, zu erreichen. Als Eingangswandler sind jedoch auch Telefonspulen oder Antennen zur Aufnahme elektromagnetischer Eingangssignale und Wandlung in elektrische Eingangssignale üblich. Die durch den Eingangswandler in elektrische Eingangssignale gewandelten Eingangssignale werden zur Weiterverarbeitung und Verstärkung einer Signalverarbeitungseinheit zugeführt. Die Weiterverarbeitung und Verstärkung erfolgt zum Ausgleich des individuellen Hörverlustes eines Benutzers in der Regel in Abhängigkeit der Signalfrequenz des Eingangssignals. Die Signalverarbeitungseinheit liefert an ihrem Ausgang ein elektrisches Ausgangssignal, welches über wenigstens einen Ausgangswandler dem Gehör des Hörhilfegeräteträgers zugeführt wird, so dass dieser das Ausgangssignal als akustisches Signal wahrnimmt. Als Ausgangswandler werden üblicherweise Hörer verwendet, die ein akustisches Ausgangssignal erzeugen. Es sind jedoch auch Ausgangswandler zur Erzeugung mechanischer Schwingungen bekannt, die direkt bestimmte Teile des Gehörs, wie beispielsweise die Gehörknöchelchen, zu Schwingungen anregen. Weiterhin sind Ausgangswandler bekannt, die direkt Nervenzellen des Gehörs stimulieren. Ein Hörhilfegerät umfasst ferner eine Spannungsquelle (Batterie oder Akku) zur Spannungsversorgung der elektronischen Komponenten. Weiterhin können auch Bedienelemente (Ein-/Ausschalter, Programmschalter, Lautstärksteller etc.) vorhanden sein.

**[0003]** In modernen Hörhilfegeräten finden Einrichtungen zur Klassifikation von Hörsituationen Verwendung. Je nach Hörsituation werden die Übertragungsparameter des Hörhilfegerätes automatisch variiert. Dabei kann die Klassifikation u.a. Einfluss haben auf die Verstärkung des elektrischen Eingangssignals, die Wirkungsweise

von Störgeräuschunterdrückungsalgorithmen oder auf das Richtmikrofonsystem. So wird beispielsweise je nach erkannter Hörsituation gewählt (diskret umgeschaltet bzw. kontinuierlich übergeblendet) zwischen einer omnidirektionalen Richtcharakteristik (Richtcharakteristik nullter Ordnung) und einer deutlichen Richtwirkung des Mikrofonsystems (Richtcharakteristik erster oder höherer Ordnung). Zur Erzeugung der Richtcharakteristik werden Gradientenmikrofone verwendet oder mehrere omnidirektionale Mikrofone elektrisch miteinander verschaltet.

**[0004]** Aus der DE 103 31 956 B3 ist ein Hörhilfegerät mit einem Richtmikrofonsystem bekannt, das mehrere elektrisch miteinander verschaltete omnidirektionale Mikrofone umfasst und bei dem unterschiedliche Richtwirkungen einstellbar sind. Bei dem bekannten Hörhilfegerät soll die Klangqualität, insbesondere in einer leisen, Hörumgebung verbessert werden. Hierfür wird vorgeschlagen, die Signalverzögerung bei wenigstens einem Mikrofonsignal derart zu vergrößern, dass in dem Frequenzgang des Mikrofonsystems eine Anhebung der Übertragungsfunktion erfolgt, wodurch sich auch das Signal-Rausch-Verhältnis verbessert, indem der Anteil des Mikrofonrauschens in dem Mikrofonausgangssignal abnimmt.

**[0005]** Aus der EP 1 465 453 A2 ist ein Hörgerät mit einem adaptiven Richtmikrofon aus mehreren zusammengeschalteten Mikrofonen bekannt. Durch Alterung oder Verschmutzungen der einzelnen Mikrophone des Richtmikrophons treten Abweichungen in der Empfindlichkeit auf, die die Richtcharakteristik verändern. Um dies Abweichungen zu kompensieren, wird ein automatischer Abgleich vorgeschlagen.

**[0006]** Dem Hörhilfegerätefachmann ist bekannt, dass ein Hörhilfegerät bei einer sehr hohen Verstärkung eher zu Rückkopplungen neigt, wenn bei dem verwendeten Richtmikrofonsystem ein hohes Maß an Richtwirkung eingestellt ist. Deshalb wird bei sehr hohen Verstärkungen (z.B. größer 100 dB), das Richtmikrofonsystem nur im omnidirektionalen Betrieb verwendet, d.h. ohne Richtwirkung. Bei Hörhilfegeräten für hochgradig schwerhörige Hörhilfegeräteträger, die eine verhältnismäßig hohe Verstärkung insbesondere bei leisen akustischen Eingangssignalen benötigen, erfolgte daher bisher eine Einstellung der Richtwirkung in Abhängigkeit des Signalpegels des akustischen Eingangssignals. So wurde die maximale Richtwirkung des verwendeten Richtmikrofonsystems nur oberhalb eines bestimmten Signalpegels des akustischen Eingangssignals zugelassen, oder, wenn ein hohes Maß an Richtwirkung auch bei einem niedrigeren Signalpegel des akustischen Eingangssignals verlangt wurde, die Verstärkung entsprechend zurückgenommen.

**[0007]** Bislang erfolgte demnach bei Hörhilfegeräten sowohl die Einstellung der Verstärkung als auch die Einstellung der Richtwirkung jeweils in Abhängigkeit des Ergebnisses einer Analyse eines oder mehrerer Mikrofonsignale oder aus dem bzw. den Mikrofonsignalen hervor-

gehender Signale. Dabei wurde das größtmögliche Maß an Richtwirkung durch den Signalpegel des akustischen Eingangssignals bestimmt.

**[0008]** US 2005/201579 A1 betrifft ein Hörgerät mit einem Richtmikrophonsystem, bei dem unterschiedliche Richtcharakteristiken einstellbar sind. Das Hörgerät weist weiterhin einen Rückkopplungs-Kompensator auf. In US 2005/201579 A1 wird vorgeschlagen, die Rückkopplung durch den Rückkopplungs-Kompensator zu unterdrücken und dessen Funktion zu verbessern, indem die Anpassungsgeschwindigkeit des adaptiven Richtmikrofons langsamer als die Anpassungsgeschwindigkeit des Rückkopplungs-Kompensators gemacht wird.

**[0009]** Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, dem Hörhilfegeräteträger stets ein möglichst großes Maß an Verstärkung und Richtwirkung zu bieten.

**[0010]** Diese Aufgabe wird durch ein Hörhilfegerät mit den Merkmalen gemäß Patentanspruch 1 gelöst. Ferner wird die Aufgabe gelöst durch ein Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätes mit den Verfahrensschritten gemäß Patentanspruch 3.

**[0011]** Die Erfindung bringt den Vorteil, dass das größtmögliche Maß an Richtwirkung, insbesondere bei einer hohen Verstärkung des akustischen Eingangssignals durch das Hörhilfegerät, nicht länger direkt an den Signalpegel des Eingangssignals gekoppelt ist. Vielmehr hängt das größtmögliche Maß an Richtwirkung bei dem Hörhilfegerät gemäß der Erfindung nun direkt von der eingestellten Verstärkung ab. Der Unterschied zur bisherigen Vorgehensweise wird insbesondere dann deutlich, wenn das Hörhilfegerät trotz eines verhältnismäßig leisen akustischen Eingangssignals, bei dem eigentlich eine hohe Verstärkung erforderlich wäre, nur eine verhältnismäßig niedrige Verstärkung einstellt. Dies ist z.B. dann der Fall, wenn der Klassifikator erkennt, dass in dem akustischen Eingangssignal kein oder nur ein geringer Nutzsignalanteil vorhanden ist und es sich damit bei dem Eingangssignal zumindest überwiegend um ein Störsignal handelt. In diesem Fall macht es keinen Sinn, wenn das Hörhilfegerät eine hohe Verstärkung wählt. Jedoch ist es für den Benutzer von Vorteil, wenn das Hörhilfegerät gerade in einer Hörsituation mit einem hohen Störsignalanteil ein möglichst hohes Maß an Richtwirkung bei dem verwendeten Richtmikrophonsystem beibehält. Vorteilhaft hängt das größtmögliche Maß an Richtwirkung für eine bestimmte Hörsituation nun nicht mehr vom Pegel des akustischen Eingangssignals, sondern direkt von der eingestellten Verstärkung ab. Damit werden die technischen Möglichkeiten des betreffenden Hörhilfegerätes voll ausgeschöpft.

**[0012]** Vorteilhaft ist im Hörhilfegerät eine Funktion hinterlegt, die die Abhängigkeit der Richtwirkung von der Verstärkung festlegt. Im einfachsten Fall eines Hörhilfegerätes mit einem Richtmikrophonsystem, das zwei elektrisch miteinander verschaltbare omnidirektionale Mikrofone umfasst, ist dies ein Schwellenwert der Verstärkung, oberhalb dessen stets eine omnidirektionale (und damit keine) Richtwirkung eingestellt wird.

**[0013]** Bei einem mehr als zwei Mikrofone umfassenden Richtmikrophonsystem sind Richtwirkungen höherer Ordnung realisierbar, z.B. bei einem Richtmikrophonsystem mit drei omnidirektionalen Mikrofonen Richtwirkungen erster und zweiter Ordnung. In diesem Fall können zwei Schwellenwerte für die Verstärkung festgelegt werden, wobei das betreffende Hörhilfegerät bei einer Verstärkung unterhalb des unteren Schwellenwertes automatisch eine Richtwirkung zweiter Ordnung, bei einer Verstärkung zwischen den beiden Schwellenwerten eine Richtwirkung erster Ordnung und bei einer Verstärkung oberhalb des oberen Schwellenwertes eine Richtwirkung nullter Ordnung wählt. Dieses Vorgehen kann prinzipiell auf Richtmikrophonsysteme mit einer beliebigen Anzahl an Mikrofonen und damit beliebiger Ordnung der Richtwirkung erweitert werden.

**[0014]** Ferner ist es neben dem Umschalten zwischen unterschiedlichen Ordnungen der Richtwirkung in Abhängigkeit diskreter Schwellenwerte der Verstärkung auch möglich, dass ein kontinuierlicher und stetiger funktionaler Zusammenhang zwischen der Verstärkung und der Richtwirkung im Hörhilfegerät hinterlegt ist. Je nach augenblicklich bei dem betreffenden Hörhilfegerät eingestellter Verstärkung wird dann das Maß an Richtwirkung für das betreffende Richtmikrophonsystem gewählt und eingestellt.

**[0015]** Vorteilhaft legt der gemäß der Erfindung gewählte Zusammenhang zwischen der Richtwirkung und der Verstärkung jeweils nur das größtmögliche Maß an Richtwirkung bei der jeweiligen Verstärkung fest. Dieser Zusammenhang kann beispielsweise durch Laborversuche ermittelt werden, so dass bei der jeweiligen Verstärkung zugeordneten Richtwirkung stets ein stabiler Betrieb des betreffenden Hörhilfegerätes gewährleistet ist. Selbstverständlich kann jedoch bei der jeweiligen Verstärkung stets auch eine kleinere als die größtmögliche Richtwirkung eingestellt werden. Erkennt das Hörhilfegerät durch eine Analyse eines oder mehrerer Mikrofonensignale oder aus diesen hervorgehender Signale beispielsweise, dass in der augenblicklichen Hörsituation eine Richtwirkung nicht erforderlich ist, so kann automatisch auch keine oder eine niedrigere als die bei der augenblicklichen Verstärkung maximal mögliche Richtwirkung eingestellt werden.

**[0016]** Die Erfindung wurde bislang für das komplette, mit dem betreffenden Hörhilfegerät übertragbare Frequenzspektrum erläutert. Bei Hörhilfegeräten findet die Signalverarbeitung in der Regel jedoch parallel innerhalb einzelner Frequenzbänder, der sogenannten Kanäle, statt. Dabei können sowohl die Einstellung der Verstärkung als auch die der Richtwirkung zwischen den einzelnen Kanälen variieren. Selbstverständlich sind die bisher anhand eines Frequenzbandes erläuterten Überlegungen auch auf eine Anzahl paralleler Frequenzbänder übertragbar.

**[0017]** Die Erfindung wird nachfolgend anhand eines Ausführungsbeispiels näher erläutert. Dabei zeigen:

Figur 1 ein stark vereinfachtes Blockschaltbild eines Hörhilfegerätes gemäß der Erfindung,

Figur 2 ein erstes Beispiel für den Zusammenhang zwischen der Verstärkungseinstellung und der Richtwirkung und

Figur 3 ein zweites Beispiel für den Zusammenhang zwischen der Verstärkungseinstellung und der Richtwirkung.

**[0018]** Figur 1 zeigt ein stark vereinfachtes Blockschaltbild eines Hörhilfegerätes 1 mit drei Mikrofonen M1, M2 und M3, die ein akustisches Eingangssignal aufnehmen und drei elektrische Mikrofonssignale S1, S2 und S3 erzeugen. Die drei Mikrofone M1, M2 und M3 bilden zusammen mit einer Mikrofonverschaltungseinheit 4 ein Richtmikrofonsystem, dessen Richtwirkung durch unterschiedliche Verschaltung der Mikrofone M1, M2 und M3 und unterschiedliche Verzögerungen der Mikrofonssignale S1, S2 und S3 in der Mikrofonverschaltungseinheit 4 veränderbar ist. Die Mikrofonverschaltungseinheit 4 liefert an ihrem Ausgang ein Richtmikrofonsignal R, das zur weiteren Verarbeitung und frequenzabhängigen Verstärkung einer Signalverarbeitungseinheit 2 zugeführt ist. Das verarbeitete und verstärkte Richtmikrofonsignal wird schließlich durch einen Hörer 3 in ein akustisches Ausgangssignal gewandelt und dem Gehör eines Benutzers des Hörhilfegerätes 1 zugeführt.

**[0019]** Das Hörhilfegerät 1 ist manuell (durch manuelle Programmumschaltung) und automatisch an unterschiedliche Hörsituationen anpassbar. Die Anpassung erfolgt insbesondere durch Einstellung von Parametern, die die Signalverarbeitung in der Signalverarbeitungseinheit 2 bestimmen. Hierfür erfolgt zum automatischen Bestimmen der für die jeweilige Hörsituation geeigneten Parametereinstellungen eine Analyse der Mikrofonssignale S1, S2 und S3 in einer Analyse- und Steuereinheit 6. Mittels dieser Analyse wird die Hörsituation, in der sich das betreffende Hörhilfegerät 1 augenblicklich befindet, automatisch erkannt und geeignete Parametereinstellungen ermittelt und in der Signalverarbeitungseinheit 2 eingestellt. Insbesondere wird so die Höhe der Verstärkung eines akustischen Eingangssignals durch das Hörhilfegerät 1 festgelegt, wobei neben der Signalanalyse auch weitere Faktoren die Verstärkung beeinflussen können, etwa eine manuelle Lautstärkeneinstellung, die der Benutzer beispielsweise mittels einer Fernbedienung am Hörhilfegerät 1 vornimmt.

**[0020]** Eine weitere automatische Anpassung des Hörhilfegerätes 1 an die augenblickliche Hörsituation betrifft das Richtmikrofonsystem. Auch hierbei erfolgt die Steuerung aufgrund einer Signalanalyse der Mikrofonssignale S1, S2 und S3, die hierzu in einer Richtmikrofonsteuerungseinheit 5 stattfindet. Dabei bestimmen insbesondere der Störsignalanteil und die Einfallrichtungen akustischer Signale in das Richtmikrofonsystem die Richtwirkung, die dann mittels der Mikrofonverschaltungseinheit 4 einge-

stellt wird.

**[0021]** Als weiterer Parameter fließt bei der Bestimmung und Einstellung der Richtwirkung bei dem Hörhilfegerät 1 gemäß der Erfindung auch die aktuell bei dem Hörhilfegerät 1 in der Signalverarbeitungseinheit 2 eingestellte Verstärkung mit ein.

**[0022]** Den Zusammenhang zwischen der maximalen Richtwirkung und der Verstärkung verdeutlicht Figur 2. Mit dem Richtmikrofonsystem mit den drei elektrisch miteinander verschalteten omnidirektionalen Mikrofonen M1, M2 und M3 des Hörhilfegerätes 1 sind Richtwirkungen nullter, erster und zweiter Ordnung realisierbar. Hierzu ist in dem Diagramm gemäß Figur 1 ein Richtwirkungsindex RI über der Verstärkung V aufgetragen. "0" steht dabei für eine Richtcharakteristik nullter Ordnung (also keine Richtwirkung), "1" für eine Richtcharakteristik erster Ordnung und "2" für eine Richtcharakteristik zweiter Ordnung. Bis zu einem Schwellenwert V1 der Verstärkung ergibt sich demnach keine Obergrenze der Richtwirkung. Es kann die mit dem Richtmikrofon maximal mögliche Richtcharakteristik zweiter Ordnung eingestellt werden. Zwischen dem ersten Schwellenwert V1 und dem zweiten Schwellenwert V2 ist lediglich eine Richtcharakteristik erster Ordnung maximal möglich und oberhalb des Schwellenwertes V2 muss auf eine Richtwirkung völlig verzichtet werden.

**[0023]** Wie bereits erwähnt wurde, geben die Diagramme lediglich die maximal mögliche Richtwirkung in Abhängigkeit der Verstärkung wieder, bei der ein stabiler Betrieb des betreffenden Hörhilfegerätes gewährleistet ist. Selbstverständlich kann stets auch eine niedrigere Richtwirkung eingestellt werden.

**[0024]** Ein weiteres Beispiel aus einer Vielzahl möglicher Funktionen zeigt Figur 3. Auch dabei ist ein Richtwirkungsindex RI über der Verstärkung V aufgetragen. Ein Unterschied gegenüber dem Beispiel gemäß Figur 2 ergibt sich im Bereich zwischen den Schwellenwerten V1 und V2, wobei hier ein linearer Abfall der Richtwirkung von einer Richtcharakteristik zweiter Ordnung zu einer Richtcharakteristik nullter Ordnung gegeben ist. Ein derartiger Zusammenhang kann beispielsweise durch eine gezielte Steuerung der Zeitkonstanten in der Mikrofonverschaltungseinheit 4 gemäß Figur 1 erreicht werden.

**[0025]** Vorteilhaft ist der Zusammenhang zwischen der Verstärkung und der maximalen Richtwirkung, wie er etwa mit Hilfe der Figuren 2 und 3 beschrieben wurde, im Hörhilfegerät 1 hinterlegt, beispielsweise in einem Speicher der Richtmikrofonsteuerungseinheit 4.

## Patentansprüche

1. Hörhilfegerät (1) mit einem Richtmikrofonsystem (M1, M2, M3, 4) zur Aufnahme eines akustischen Eingangssignals und Erzeugung wenigstens eines elektrischen Mikrofonssignals (S1, S2, S3, R), einer Signalverarbeitungseinheit (2) zur Verarbeitung und Verstärkung des elektrischen Mikrofonssignals (S1,

- S2, S3, R) und Erzeugung eines elektrischen Ausgangssignals und einem Hörer (3) zur Wandlung des elektrischen Ausgangssignals in ein akustisches Ausgangssignal, wobei das Richtmikrofonsystem (M1, M2, M3, 4) eine Mikrofonverschaltungseinheit (4) aufweist, die an ihrem Ausgang ein Richtmikrofonsignal (R) liefert, das zur weiteren Verarbeitung und frequenzabhängigen Verstärkung der Signalverarbeitungseinheit (2) zugeführt ist und wobei das verarbeitete und verstärkte Richtmikrofonsignal (R) durch den Hörer (3) in das akustische Ausgangssignal gewandelt wird, wobei bei dem Richtmikrofonsystem (M1, M2, M3, 4) unterschiedliche Richtwirkungen einstellbar sind und wobei die Verstärkung in Abhängigkeit des Ergebnisses einer Analyse des Mikrofonsignals (S1, S2, S3, R) einstellbar ist, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Einstellung der Richtwirkung direkt in Abhängigkeit der eingestellten Verstärkung erfolgt, wobei das Hörhilfegerät (1) dazu ausgelegt ist, gemäß der eingestellten Verstärkung das größtmögliche Maß an Richtwirkung bei der jeweiligen Verstärkung zu begrenzen.
2. Hörhilfegerät (1) nach Anspruch 1, wobei wenigstens Richtwirkungen nullter und erster Ordnung einstellbar sind, wobei wenigstens ein Schwellenwert (V1, V2) der Verstärkung einstellbar ist und wobei bei einer Verstärkung unterhalb des Schwellenwertes (V2) eine Richtwirkung erster Ordnung und bei einer Verstärkung oberhalb des Schwellenwertes (V2) eine Richtwirkung nullter Ordnung einstellbar ist.
3. Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätes (1) mit einem Richtmikrofonsystem (M1, M2, M3, 4) zur Aufnahme eines akustischen Eingangssignals und Erzeugung wenigstens eines elektrischen Mikrofonsignals (S1, S2, S3, R), einer Signalverarbeitungseinheit zur Verarbeitung und Verstärkung des elektrischen Mikrofonsignals (S1, S2, S3, R) und Erzeugung eines elektrischen Ausgangssignals und einem Hörer (3) zur Wandlung des elektrischen Ausgangssignals in ein akustisches Ausgangssignal, wobei das Richtmikrofonsystem (M1, M2, M3, 4) eine Mikrofonverschaltungseinheit (4) aufweist, die an ihrem Ausgang ein Richtmikrofonsignal (R) liefert, das zur weiteren Verarbeitung und frequenzabhängigen Verstärkung der Signalverarbeitungseinheit (2) zugeführt ist und wobei das verarbeitete und verstärkte Richtmikrofonsignal (R) durch den Hörer (3) in das akustische Ausgangssignal gewandelt wird, wobei bei dem Richtmikrofonsystem (M1, M2, M3, 4) unterschiedliche Richtwirkungen einstellbar sind und wobei die Verstärkung in Abhängigkeit des Ergebnisses einer Analyse des Mikrofonsignals (S1, S2, S3, R) eingestellt wird, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Richtwirkung

automatisch und direkt in Abhängigkeit der eingestellten Verstärkung eingestellt wird, wobei das Hörhilfegerät (1) gemäß der eingestellten Verstärkung das größtmögliche Maß an Richtwirkung bei der jeweiligen Verstärkung begrenzt.

4. Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätes (1) nach Anspruch 3, wobei wenigstens Richtwirkungen nullter und erster Ordnung einstellbar sind, wobei wenigstens ein Schwellenwert (V1, V2) der Verstärkung eingestellt wird und wobei bei einer Verstärkung unterhalb des Schwellenwertes (V2) automatisch eine Richtwirkung erster Ordnung und bei einer Verstärkung oberhalb des Schwellenwertes (V2) automatisch eine Richtwirkung nullter Ordnung eingestellt wird.

#### Claims

1. Hearing aid (1) having a directional microphone system (M1, M2, M3, 4) for picking up an acoustic input signal and generating at least one electrical microphone signal (S1, S2, S3, R), a signal processing unit (2) for processing and amplifying the electrical microphone signal (S1, S2, S3, R) and generating an electrical output signal, and an earphone (3) for converting the electrical output signal into an acoustic output signal, wherein the directional microphone system (M1, M2, M3, 4) has a microphone interconnection unit (4) that delivers, at its output, a directional microphone signal (R) that is supplied to the signal processing unit (2) for further processing and frequency-dependent amplification, and wherein the processed and amplified directional microphone signal (R) is converted into the acoustic output signal by the earphone (3), wherein different directivities are settable for the directional microphone system (M1, M2, M3, 4) and wherein the gain is settable on the basis of the result of an analysis of the microphone signal (S1, S2, S3, R), **characterized in that** the directivity is set directly on the basis of the set gain, wherein the hearing aid (1) is designed to limit the greatest possible degree of directivity for the respective gain according to the set gain.
2. Hearing aid (1) according to Claim 1, wherein at least zeroth- and first-order directivities are settable, wherein at least one threshold value (V1, V2) for the gain is settable and wherein a first-order directivity is settable for a gain below the threshold value (V2) and a zeroth-order directivity is settable for a gain above the threshold value (V2).
3. Method for operating a hearing aid (1) having a directional microphone system (M1, M2, M3, 4) for picking up an acoustic input signal and generating

at least one electrical microphone signal (S1, S2, S3, R), a signal processing unit for processing and amplifying the electrical microphone signal (S1, S2, S3, R) and generating an electrical output signal, and an earphone (3) for converting the electrical output signal into an acoustic output signal, wherein the directional microphone system (M1, M2, M3, 4) has a microphone interconnection unit (4) that delivers, at its output, a directional microphone signal (R) that is supplied to the signal processing unit (2) for further processing and frequency-dependent amplification and wherein the processed and amplified directional microphone signal (R) is converted into the acoustic output signal by the earphone (3), wherein different directivities are settable for the directional microphone system (M1, M2, M3, 4) and wherein the gain is set on the basis of the result of an analysis of the microphone signal (S1, S2, S3, R),

**characterized in that** the directivity is set automatically and directly on the basis of the set gain, wherein the hearing aid (1) limits the greatest possible degree of directivity for the respective gain according to the set gain.

4. Method for operating a hearing aid (1) according to Claim 3, wherein at least zeroth- and first-order directivities are settable, wherein at least one threshold value (V1, V2) for the gain is set and wherein a first-order directivity is automatically set for a gain below the threshold value (V2) and a zeroth-order directivity is automatically set for a gain above the threshold value (V2).

## Revendications

1. Prothèse auditive (1) avec système de microphone directif (M1, M2, M3, 4) destiné à recevoir un signal d'entrée acoustique et à générer au moins un signal de microphone électrique (S1, S2, S3, R), une unité de traitement du signal (2) destinée à traiter et amplifier le signal de microphone électrique (S1, S2, S3, R) et à générer un signal de sortie électrique et un écouteur (3) destiné à convertir le signal de sortie électrique en un signal de sortie acoustique, dans laquelle le système de microphone directif (M1, M2, M3, 4) comporte une unité de connexion de microphone (4) délivrant à sa sortie un signal de microphone directif (R) qui est fourni à l'unité de traitement du signal (2) en vue d'un traitement et d'une amplification dépendant de la fréquence effectués ultérieurement et dans laquelle le signal de microphone directif (R) traité et amplifié est converti par l'écouteur (3) en le signal de sortie acoustique, dans laquelle il est possible de régler différents effets directs dans le système de microphone directif (M1, M2, M3, 4) et dans laquelle il est possible de régler l'amplification en fonction du résultat d'une analyse du

signal de microphone (S1, S2, S3, R),

**caractérisé en ce que** la directivité est réglée directement en fonction de l'amplification réglée, dans laquelle, pour l'amplification respective, la prothèse auditive (1) est conçue pour limiter la plus grande partie possible de la directivité conformément à l'amplification réglée.

2. Prothèse auditive (1) selon la revendication 1, dans laquelle il est possible de régler au moins des directivités d'ordre zéro et du premier ordre, dans laquelle il est possible de régler au moins une valeur de seuil (V1, V2) de l'amplification et dans laquelle, pour une amplification inférieure à la valeur de seuil (V2), il est possible de régler une directivité du premier ordre et, pour une amplification supérieure à la valeur de seuil (V2), il est possible de régler une directivité d'ordre zéro.
3. Procédé pour le fonctionnement d'une prothèse auditive (1) avec système de microphone directif (M1, M2, M3, 4) destiné à recevoir un signal d'entrée acoustique et à générer au moins un signal de microphone électrique (S1, S2, S3, R), un processeur de signal destiné à traiter et amplifier le signal de microphone électrique (S1, S2, S3, R) et à générer un signal de sortie électrique et un écouteur (3) destiné à convertir le signal de sortie électrique en un signal de sortie acoustique, dans lequel le système de microphone directif (M1, M2, M3, 4) comporte une unité de connexion de microphone (4) délivrant à sa sortie un signal de microphone directif (R) qui est fourni à l'unité de traitement du signal (2) en vue d'un traitement et d'une amplification dépendant de la fréquence effectués ultérieurement et dans lequel le signal de microphone directif (R) traité et amplifié est converti par l'écouteur (3) en le signal de sortie acoustique, dans lequel il est possible de régler différents effets directs dans le système de microphone directif (M1, M2, M3, 4) et dans lequel l'amplification est réglée en fonction du résultat d'une analyse du signal de microphone (S1, S2, S3, R), **caractérisé en ce que** la directivité est réglée automatiquement et directement en fonction de l'amplification réglée, dans lequel, pour l'amplification respective, la prothèse auditive (1) limite la plus grande partie possible de la directivité conformément à l'amplification réglée.
4. Procédé pour le fonctionnement d'une prothèse auditive (1) selon la revendication 3, dans lequel il est possible de régler au moins des directivités d'ordre zéro et du premier ordre, dans lequel au moins une valeur de seuil (V1, V2) de l'amplification est réglée et dans lequel, pour une amplification inférieure à la valeur de seuil (V2), une directivité du premier ordre est automatiquement réglée et, pour une amplification supérieure à la valeur de seuil (V2),

une directivité d'ordre zéro est automatiquement réglée.

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

FIG 1

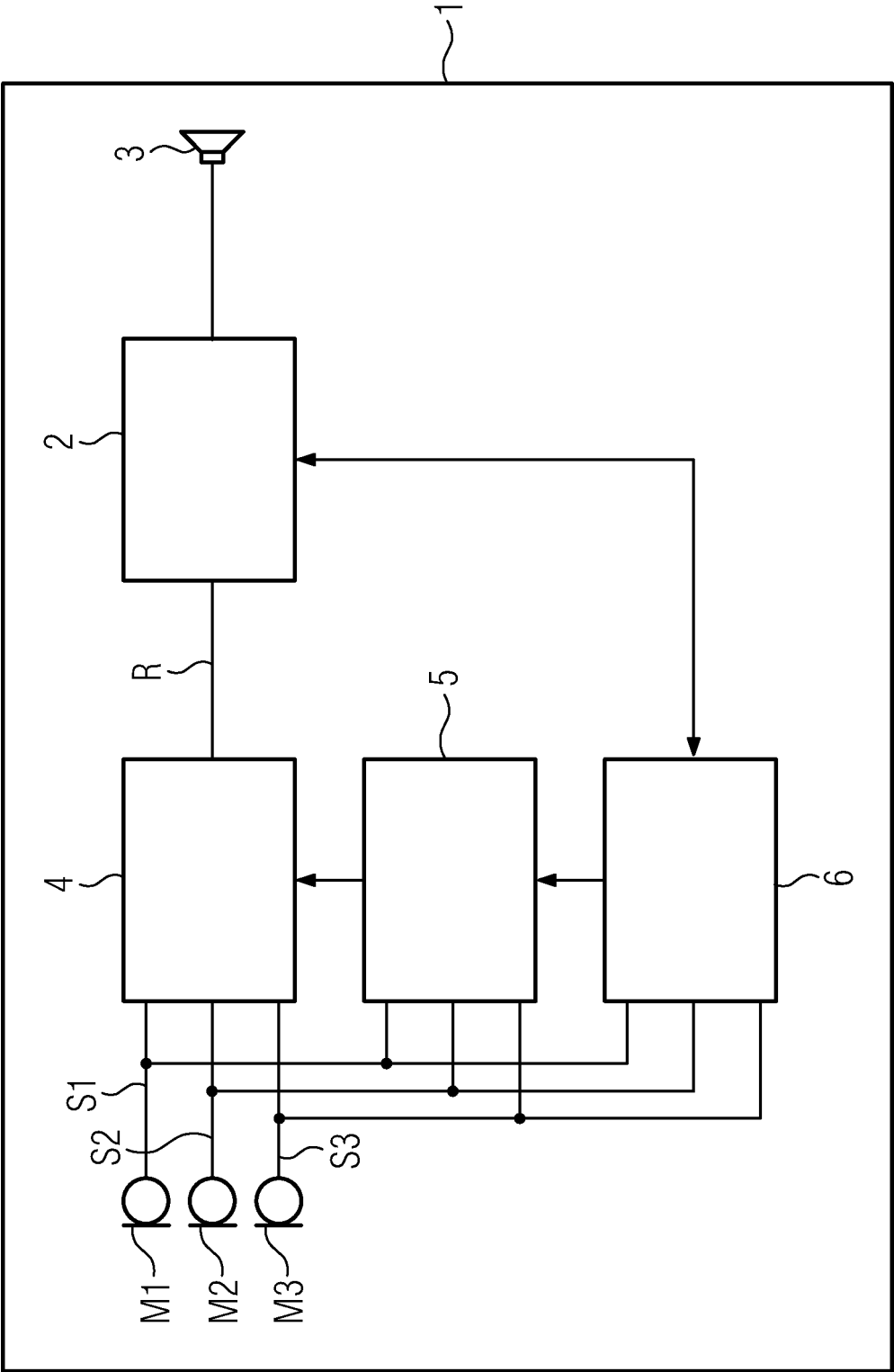




FIG 2

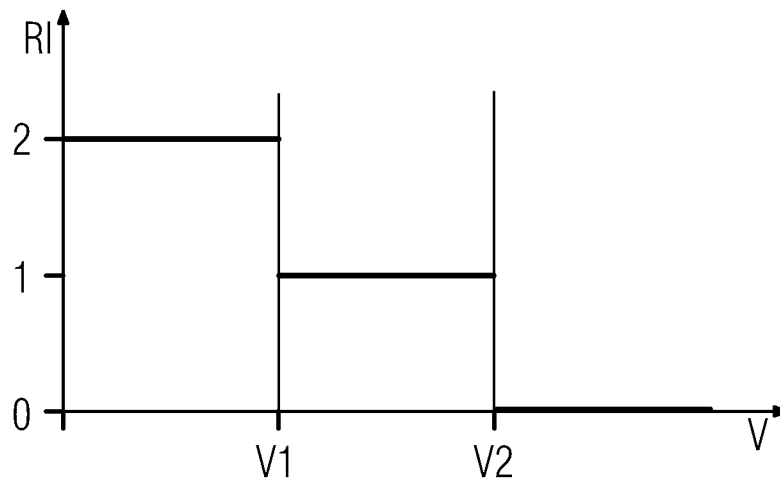
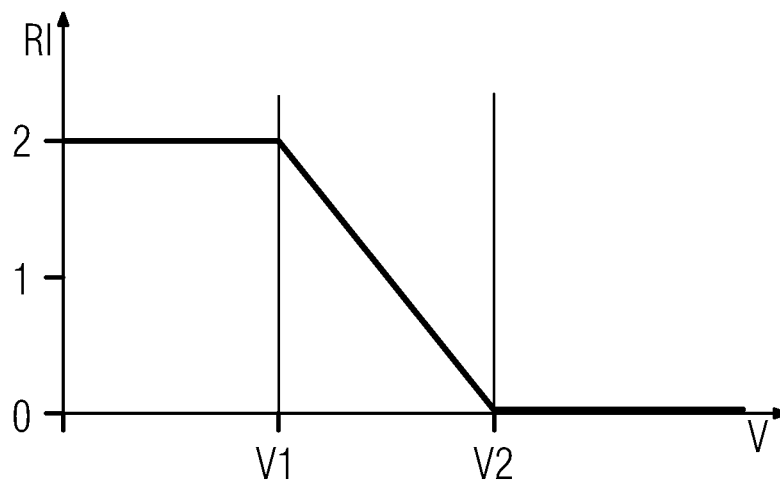


FIG 3



**IN DER BESCHREIBUNG AUFGEFÜHRTE DOKUMENTE**

*Diese Liste der vom Anmelder aufgeführten Dokumente wurde ausschließlich zur Information des Lesers aufgenommen und ist nicht Bestandteil des europäischen Patentdokumentes. Sie wurde mit größter Sorgfalt zusammengestellt; das EPA übernimmt jedoch keinerlei Haftung für etwaige Fehler oder Auslassungen.*

**In der Beschreibung aufgeführte Patentdokumente**

- DE 10331956 B3 [0004]
- EP 1465453 A2 [0005]
- US 2005201579 A1 [0008]