



(11) **EP 2 506 603 A2**

(12) **EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

(43) Veröffentlichungstag:  
**03.10.2012 Patentblatt 2012/40**

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

(21) Anmeldenummer: **12160523.2**

(22) Anmeldetag: **21.03.2012**

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

- **Hain, Jens**  
**91077 Kleinsendelbach (DE)**
- **Müller-Wehlau, Matthias**  
**91058 Erlangen (DE)**
- **Pape, Sebastian**  
**91054 Erlangen (DE)**

(30) Priorität: **31.03.2011 DE 102011006471**

(74) Vertreter: **Maier, Daniel Oliver et al**  
**Siemens Aktiengesellschaft**  
**Postfach 22 16 34**  
**80506 München (DE)**

(71) Anmelder: **Siemens Medical Instruments Pte. Ltd.**  
**Singapore 139959 (SG)**

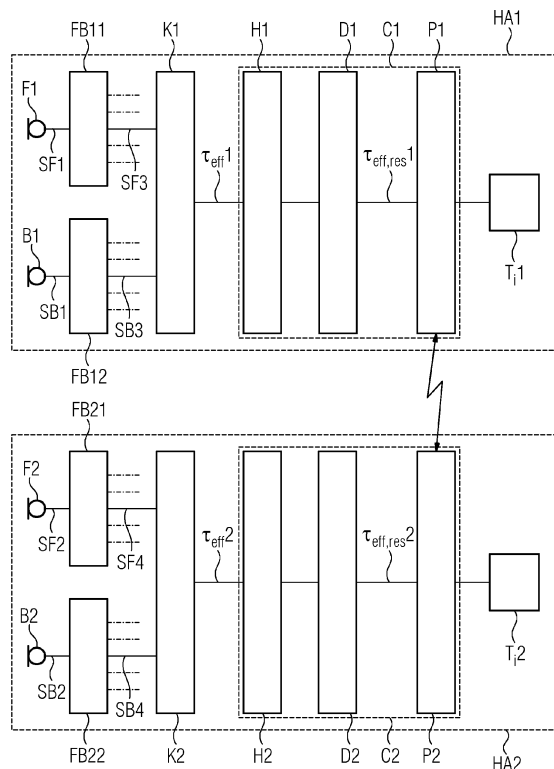
(72) Erfinder:  
• **Junius, Dirk**  
**91096 Möhrendorf (DE)**

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

(57) Die Erfindung betrifft ein Hörhilfegerät (HA; HA1, HA2) mit einem Richtmikrofonsystem, umfassend wenigstens

- ein erstes Mikrofon (F; F1, F2), von dem ein erstes Mikrofonsignal (SF; SF1, SF2) ausgeht,
- ein zweites Mikrofon (B; B1, B2), von dem ein zweites Mikrofonsignal (SB; SB1, SB2) ausgeht,
- eine Verzögerungseinheit (T), wobei zum Erzeugen einer Richtwirkung das zweite Mikrofonsignal oder ein daraus hervorgehendes viertes Mikrofonsignal (SB3, SB4) mittels der Verzögerungseinheit um eine interne Zeitverzögerung ( $T_i$ ;  $T_{i1}$ ,  $T_{i2}$ ) verzögert und mit dem ersten Mikrofonsignal oder einem daraus hervorgehenden dritten Mikrofonsignal (SF3, SF4) zum Erzeugen eines Richtmikrofonsignals (SD) verknüpft wird,
- eine Kreuzkorrelationsanalyseeinheit (K1, K2), in die das erste oder das dritte Mikrofonsignal und das zweite oder das vierte Mikrofonsignal eingehen, zur Bestimmung eines Werts einer Kreuzkorrelation der beiden Mikrofonsignale;
- eine Steuereinheit (C1, C2) zum Einstellen der Zeitverzögerung in Abhängigkeit von dem Wert der Kreuzkorrelation der beiden Mikrofonsignale;
- einen Klassifikator (K) zum Bestimmen einer Hörsituation, in der sich das Hörhilfegerät gerade befindet, wobei
- die Einstellung der Zeitverzögerung in Abhängigkeit von der Hörsituation erfolgt.

FIG 4



**EP 2 506 603 A2**

## Beschreibung

**[0001]** Die Erfindung betrifft ein Hörhilfegerät mit einem Richtmikrofonsystem gemäß dem Oberbegriff des Anspruchs 1. Ferner betrifft die Erfindung ein Verfahren zum Betrieb eines derartigen Hörhilfegerätes gemäß dem Oberbegriff des Anspruchs 10.

**[0002]** Unter einem Hörhilfegerät gemäß der Erfindung wird jedes Gerät verstanden, welches ein von einem Benutzer als akustisches Signal wahrnehmbares Ausgangssignal liefert oder dazu beiträgt, ein solches Ausgangssignal zu liefern, und das über Mittel verfügt, die zum Ausgleich eines individuellen Hörverlustes des Benutzers dienen oder beitragen. Insbesondere handelt es sich dabei um am Körper oder am Kopf, insbesondere am oder im Ohr, tragbare sowie ganz oder teilweise implantierbare Hörgeräte. Es sind jedoch auch solche Geräte mit umfasst, deren vorwiegender Zweck nicht im Ausgleich eines Hörverlustes liegt, beispielsweise Geräte der Unterhaltungselektronik (Fernsehgeräte, HiFi-Anlagen, MP3-Player etc), oder Kommunikationsgeräte (Mobiltelefone, PDAs, Headsets etc), die jedoch über Mittel zum Ausgleich eines individuellen Hörverlustes verfügen.

**[0003]** Zur binauralen Versorgung eines Benutzers wird in der Regel ein Hörhilfegerätesystem aus zwei am oder im Ohr tragbaren Hörhilfegeräten, insbesondere Hörgeräten, verwendet. Ein Hörhilfegerätesystem kann neben wenigstens einem am oder im Ohr tragbaren Hörhilfegerät weiterhin auch wenigstens ein weiteres Gerät, beispielsweise eine am Körper des Benutzers tragbare externe Prozessoreinheit umfassen. Die externe Prozessoreinheit kann beispielsweise zur Fernbedienung des Hörhilfegerätes bzw. Hörhilfegerätesystems dienen, daneben aber auch noch weitere Funktionen, beispielsweise eine Analyse der akustischen Hörumgebung, erfüllen.

**[0004]** Ein Hörhilfegerät umfasst in der Regel einen Eingangswandler zur Aufnahme eines Eingangssignals. Der Eingangswandler ist beispielsweise als Mikrofon ausgebildet, das ein akustisches Signal aufnimmt und in ein elektrisches Signal wandelt. Als Eingangswandler kommen jedoch auch Einheiten in Betracht, die eine Spule oder eine Antenne aufweisen und die ein elektromagnetisches Signal aufnehmen und in ein elektrisches Signal wandeln. Ferner umfasst ein Hörhilfegerät üblicherweise eine Signalverarbeitungseinheit zur Verarbeitung und frequenzabhängigen Verstärkung des elektrischen Signals. Zur Signalverarbeitung im Hörhilfegerät dient ein vorzugsweise digitaler Signalprozessor (DSP), dessen Arbeitsweise mittels auf das Hörhilfegerät übertragbarer Programme oder Parameter beeinflussbar ist. Dadurch lässt sich die Arbeitsweise der Signalverarbeitungseinheit sowohl an den individuellen Hörverlust eines Hörhilfegeräteträgers als auch an die aktuelle Hörsituation anpassen, in der das Hörhilfegerät gerade betrieben wird. Das so veränderte elektrische Signal ist schließlich einem Ausgangswandler zugeführt. Dieser ist in der Regel als Hörer ausgebildet, der das elektrische

Ausgangssignal in ein akustisches Signal wandelt. Jedoch sind auch hier andere Ausführungsformen möglich, z.B. ein implantierbarer Ausgangswandler, der direkt mit einem Gehörknöchelchen verbunden ist und dieses zu Schwingungen anregt.

**[0005]** Ein Hörhilfegerät mit einem Klassifikator, der ein in das Hörhilfegerät eingehendes Mikrofonsignal analysiert und automatisch die Hörsituation erkennt, in der sich das Hörhilfegerät gerade befindet, ist aus der Offenlegungsschrift EP 0 064 042 A1 bekannt. In Abhängigkeit von der erkannten Hörsituation werden die Signalverarbeitung im Hörhilfegerät betreffende Parameter automatisch eingestellt.

**[0006]** Ein modernes Hörhilfegerät umfasst in der Regel ein Richtmikrofonsystem, durch das insbesondere die Sprachverständlichkeit in diversen Hörsituationen verbessert werden kann, z. B. bei einem Gespräch in einer Umgebung mit Störlärm. Gewöhnlich umfasst ein Richtmikrofonsystem wenigstens zwei Mikrofone, deren Ausgänge miteinander verschaltet und deren Ausgangssignale miteinander verknüpft sind, um eine Richtwirkung zu erzielen. In Abhängigkeit von der Verschaltung der Mikrofone, insbesondere einer internen Signalverzögerung zwischen den beiden Mikrofonsignalen, sind unterschiedliche Richtcharakteristiken einstellbar. Als Maß für die Richtwirkung dient gewöhnlich der AI-DI (articulation index directivity index). Damit bei einem Richtmikrofonsystem die gewünschte Richtwirkung erreicht wird, muss eine interne Basis-Zeitverzögerung zwischen den Mikrofonsignalen bei jedem neuen Hörhilfegerät sorgfältig eingestellt werden. Dies geschieht gewöhnlich in sog. KEMAR-Messungen für eine bestimmte Trageposition des jeweiligen Hörhilfegerätes, wobei ein Referenzsignal aus frontaler Richtung präsentiert wird. Die Basis-Zeitverzögerung wird in der Regel so eingestellt, dass ein von vorne (bezüglich der Blickrichtung) einfallendes Schallsignal optimal empfangen und ein aus entgegengesetzter Richtung (von hinten) einfallendes Schallsignal maximal unterdrückt wird.

**[0007]** Ein Hörhilfegerät mit einem Richtmikrofonsystem mit zwei elektrisch miteinander verschalteten Mikrofonen, bei dem in Abhängigkeit von einer Signalverzögerung zwischen den erzeugten Mikrofonsignalen unterschiedliche Richtcharakteristiken einstellbar sind, ist beispielsweise aus der Patentschrift US 5,757,933 bekannt.

**[0008]** Im Hinblick auf die Einstellung der Basis-Zeitverzögerung ergeben sich zwei Probleme: erstens hängt die Basis-Zeitverzögerung hochgradig vom effektiven Abstand der beiden Mikrofone im Bezug zu einer Schallquelle ab und zweitens ist die effektive Basis-Zeitverzögerung wegen der frequenzabhängigen Beugung und Reflexion des Schalls auch frequenzabhängig. Die frequenzabhängige Basis-Zeitverzögerung wird normalerweise durch KEMAR-Messungen ermittelt, sie hängt aber in hohem Maß von den Reflexionseigenschaften der Hörumgebung des Hörhilfegerätes ab.

**[0009]** Das erste Problem ist hochrelevant für univer-

sell passende (instant fit) Hörhilfegeräte mit festgelegten Schlauch- oder Kabellängen zwischen dem jeweiligen Hörhilfegerät und einer zugehörigen Otoplastik. Durch die vorgegebenen Schlauch- oder Kabellängen variieren die Positionen der individuell getragenen Hörhilfegeräte stärker als bei einer konventionellen Anpassung, weil bei letzterer der Akustiker die Schlauchlänge manuell an das individuelle Ohr des jeweiligen Benutzers anpassen kann und dadurch eher die ideale Position erreicht wird. Je mehr ein Winkel  $\alpha$  zwischen einer Verbindungslinie der Mikrofonöffnungen und der horizontalen Ebene bei einem von einem Benutzer getragenen Hörhilfegerät von dem während des Entwicklungsprozesses am KEMAR für die optimale Trageposition ermittelten Winkel  $\alpha$  abweicht, desto ineffektiver ist die Richtwirkung des Richtmikrofonsystems, d. h., der AI-DI sinkt.

**[0010]** Das zweite Problem tritt unabhängig von der jeweiligen Trageposition auf. Individuelle Faktoren wie Frisur oder Form des Kopfes und der Pinna beeinflussen die frequenzabhängige Gruppenlaufzeit und verschlechtern dadurch die Leistungsfähigkeit des Richtmikrofonsystems.

**[0011]** Die US 2002/0 041 696 A1 offenbart ein Hörhilfegerät mit einem Richtmikrofonsystem gemäß dem Oberbegriff des Anspruchs 1 sowie ein Verfahren zum Betrieb eines derartigen Hörhilfegerätes gemäß dem Oberbegriff des Anspruchs 10.

**[0012]** Die US 7 340 068 B2 offenbart eine Vorrichtung und ein Verfahren zur Bestimmung von Windgeräuschen, bei denen ein erstes zeitabhängiges Korrelationssignal, das aus Werten einer Kreuzkorrelationsfunktion zwischen einem ersten und einem zweiten Mikrofonsignal besteht, und ein zweites zeitabhängiges Korrelationsignal erzeugt werden, das aus Werten einer Auto-Kreuzkorrelationsfunktion entweder des ersten oder des zweiten Mikrofonsignals besteht.

**[0013]** Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, eine hohe Leistungsfähigkeit eines Richtmikrofonsystems bei einem Hörhilfegerät zu erreichen, unabhängig von der individuellen Trageposition des Hörhilfegerätes.

**[0014]** Diese Aufgabe wird durch ein Hörhilfegerät mit den Merkmalen gemäß Patentanspruch 1 gelöst. Ferner wird die Aufgabe durch ein Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätes mit den in Patentanspruch 10 angegebenen Verfahrensschritten gelöst.

**[0015]** Die Grundidee der Erfindung besteht darin, mittels einer Kreuzkorrelationsanalyse die Zeitverzögerung zu bestimmen, mit der ein akustisches Signal an den Mikrofonen, insbesondere der dem jeweiligen Mikrofon zugeordneten Mikrofonöffnung in dem Gehäuse des Hörhilfegerätes, eintrifft. Die interne Zeitverzögerung bei wenigstens einem von einem der beiden Mikrofone erzeugten Mikrofonsignal erfolgt dann in Abhängigkeit von der mittels der Korrelationsanalyse ermittelten externen Verzögerung.

**[0016]** Durch die Erfindung wird es möglich, die interne Verzögerung an die individuelle, von der Trageposition abhängige externe Verzögerung anzupassen. Somit

kann eine in Bezug auf die individuelle Trageposition optimierte Richtwirkung eingestellt werden. Auch bei einer Abweichung der individuellen Trageposition von der idealen Trageposition wird eine hohe Leistungsfähigkeit des betreffenden Richtmikrofonsystems, insbesondere ein hoher AI-DI, erreicht.

**[0017]** Außerdem umfasst das erfindungsgemäße Hörhilfegerät einen Klassifikator zum Bestimmen der Hörsituation, in der sich das Hörhilfegerät gerade befindet, wobei die Einstellung der Zeitverzögerung in Abhängigkeit von der Hörsituation erfolgt. Die Bestimmung des effektiven Abstandes der Mikrofone des betreffenden Richtmikrofonsystems ist nämlich besonders dann sinnvoll, wenn die Lage der akustischen Schallquelle, von der ein akustisches Signal ausgeht und von den Mikrofonen erfasst wird, in Relation zu den Mikrofonen bekannt ist. Davon kann in bestimmten Hörsituationen ausgegangen werden. Beispielsweise wird in der Hörsituation "Gespräch in Ruhe" davon ausgegangen, dass der Hörhilfegeräteträger dem Gesprächspartner zugewandt ist. Dies ist somit ein idealer Zeitpunkt zur Bestimmung des effektiven Abstandes zwischen den Mikrofonen. Neben der Hörsituation "Gespräch in Ruhe" trifft dies jedoch auch auf andere Hörsituationen, beispielsweise "Fernsehen" zu.

**[0018]** Vorteilhaft erfolgt die Bestimmung der Zeitverzögerung, mit der ein akustisches Signal an den Mikrofonen eintrifft, mittels einer Kreuzkorrelationsfunktion. Diese wird allgemein in der Signalanalyse zur Beschreibung der Korrelation zweier Signale  $x(t)$  und  $y(t)$  bei unterschiedlichen Zeitverschiebungen  $\tau$  zwischen den beiden Signalen eingesetzt. Sie zeigt z.B. Maxima bei Zeitverschiebungen, die der Signallaufzeit vom Messort des Signals  $x(t)$  zum Messort des Signals  $y(t)$  entsprechen. Auch Laufzeitunterschiede von einer Signalquelle zu beiden Messorten können auf diese Weise festgestellt werden. Die Kreuzkorrelationsfunktion der Mikrofonsignale hat bei einer Zeitverzögerung  $\tau$  ein Maximum, die der Laufzeit des akustischen Signals zwischen den beiden Mikrofonen (soll heißen: zwischen den beiden Mikrofonöffnungen im Gehäuse des Hörhilfegerätes) entspricht. Diese Zeitverzögerung wird als effektive Zeitverzögerung  $\tau_{\text{eff}}$  bezeichnet. Somit kann anhand der Kreuzkorrelationsfunktion in einfacher Weise die effektive externe Laufzeit eines aus Sicht des Benutzers aus frontaler Richtung in das in individueller Position getragene Hörhilfegerät eintreffendes akustisches Signal zwischen den beiden Mikrofonen bestimmt werden.

**[0019]** Vorteilhaft wird die interne Zeitverzögerung zwischen den Mikrofonsignalen nicht aufgrund einer einzigen Bestimmung der Kreuzkorrelationsfunktion der beiden Mikrofonsignale und damit einer einmaligen Berechnung der effektiven Zeitverzögerung  $\tau_{\text{eff}}$  eingestellt. Vielmehr erfolgt vorteilhaft innerhalb eines bestimmten Zeitraumes eine mehrmalige Bestimmung der Kreuzkorrelationsfunktion und damit der effektiven Zeitverzögerung  $\tau_{\text{eff}}$ . Vorzugsweise mittels einer Histogramm-Analyse wird daraus eine resultierende effektive Zeitverzö-

gerung  $\tau_{\text{eff, res}}$  bestimmt. Dadurch lassen sich stabile Ergebnisse erzielen. Zur Histogramm-Analyse wird die Zeitverschiebung  $\tau$  in bestimmte Zeitbereiche eingeteilt und es wird für jeden Zeitbereich die Häufigkeit ermittelt, mit dem die effektive Zeitverzögerung  $\tau_{\text{eff}}$  in diesen Zeitbereich fällt. Aus dem Zeitbereich, in dem die ermittelten effektiven Zeitverzögerungen  $\tau_{\text{eff}}$  am häufigsten liegen, ergibt sich dann die resultierende effektive Zeitverzögerung  $\tau_{\text{eff, res}}$ .

**[0020]** Bei einem hinter dem Ohr tragbaren Hörhilfegerät mit einem Richtmikrofonsystem mit einem vorderen und einem hinteren Mikrofon wird vorteilhaft die interne (Basis-) Zeitverzögerung des von dem hinteren Mikrofon erzeugten Mikrofonsignals gleich der in oben beschriebener Weise ermittelten effektiven Zeitverzögerung  $\tau_{\text{eff}}$  bzw. resultierende effektive Zeitverzögerung  $\tau_{\text{eff, res}}$  eingestellt. Es handelt sich dabei um die Basis-Zeitverzögerung, durch die ein aus Sicht des Hörhilfegeräteträgers direkt von hinten eintreffendes akustisches Signal weitgehend ausgelöscht wird (Kardiod-Charakteristik). Um die Richtung der größtmöglichen Signalunterdrückung zu variieren, kann jedoch auch eine von der Basis-Zeitverzögerung abweichende Zeitverzögerung eingestellt werden. Damit kann mit einem Richtmikrofonsystem mit zwei Mikrofonen beispielsweise eine Super-Kardiod-, eine Hyper-Kardiod- oder auch eine "Acht"-Charakteristik eingestellt werden.

**[0021]** Wie eingangs bereits erwähnt, ist die externe Zeitverzögerung durch Beugungs- und Reflexionseffekte frequenzabhängig. Daher sieht eine bevorzugte Ausführungsform der Erfindung vor, eine ebenfalls zeitabhängige interne Zeitverzögerung zu bestimmen. Dies kann in einfacher Weise dadurch erreicht werden, dass die von den Mikrofonen ausgehenden Mikrofonsignale zunächst jeweils einer Filterbank zugeführt werden. Durch diese erfolgt eine Aufspaltung der Mikrofonsignale in Frequenzbänder. Es erfolgt dann die Bestimmung der internen Zeitverzögerung separat für das jeweilige Frequenzband. Dadurch lässt sich der Einfluss von Beugungs- und Reflexionserscheinungen weitgehend unterdrücken.

**[0022]** Um systematische Fehler bei der Berechnung der effektiven Zeitverzögerung und damit der Einstellung der internen Zeitverzögerung zu vermeiden, wird die berechnete effektive Zeitverzögerung bzw. resultierende effektive Zeitverzögerung zunächst einer Plausibilitätsprüfung unterzogen, bevor die interne Zeitverzögerung angepasst wird. Insbesondere können bei einer halligen Umgebung oder bei einer falschen räumlichen Ausrichtung der betreffenden Hörhilfegeräte fehlerhafte Werte bezüglich der effektiven Zeitverzögerung ermittelt werden. Um eine fehlerhafte Einstellung der internen Zeitverzögerung zu unterbinden, können für die berechnete effektive Zeitverzögerung beispielsweise Schwellwerte festgelegt werden, bei deren Überschreiten keine Anpassung der internen Zeitverzögerung erfolgt. Eine weitere Möglichkeit besteht darin, bei einem Hörhilfegerätesystem mit zwei am Kopf getragenen Hörhilfegeräten einen

Vergleich der in beiden Hörhilfegeräten ermittelten effektiven Zeitverzögerungen durchzuführen. Weichen diese Zeitverzögerungen zu sehr voneinander ab, so deutet dies auf eine nicht für die erfindungsgemäße Einstellung geeignete Hörsituation hin.

**[0023]** Bei einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung erfolgt kein abruptes Umschalten von der bisher verwendeten internen Zeitverzögerung zu der neu berechneten internen Zeitverzögerung, sondern es findet vielmehr ein allmählicher Übergang zwischen den beiden Zeitverzögerungen (fading) statt. Dadurch werden Umschalt-Artefakte vermieden.

**[0024]** Insgesamt bietet die Erfindung folgende Vorteile:

1. Durch die Anwendung statistischer Methoden (Histogramm-Analyse) wird eine individuell angepasste und damit effektivere Richtwirkung erreicht.
2. Frequenzabhängige Beugungs- und Reflexionserscheinungen werden berücksichtigt und damit eine hohe Richtwirkung über den gesamten relevanten Frequenzbereich erreicht.
3. Durch ein erfindungsgemäß eingestelltes Hörhilfegerät wird das Sprachverstehen in wechselnden Hörumgebungen deutlich verbessert.

**[0025]** Die Erfindung wird nachfolgend anhand von Ausführungsbeispielen näher erläutert. Dabei zeigen:

- Figur 1 ein hinter dem Ohr tragbares Hörhilfegerät in stark vereinfachter, schematischer Darstellung nach dem Stand der Technik,
- Figur 2 die elektrische Verschaltung zweier Mikrofone zu einem Richtmikrofonsystem gemäß dem Stand der Technik,
- Figur 3 die Position zweier Mikrofone in Bezug auf eine Schallquelle, und
- Figur 4 ein Hörhilfegerätesystem mit zwei Hörhilfegeräten, bei denen eine optimierte Signalverzögerung zwischen jeweils zwei zu einem Richtmikrofonsystem verschalteten Mikrofonen ermittelbar ist.

**[0026]** Figur 1 zeigt in stark vereinfachter, schematischer Darstellung beispielhaft den Aufbau eines Hörhilfegerätes, insbesondere eines hinter dem Ohr tragbaren Hörhilfegerätes HA, nach dem Stand der Technik. Hörhilfegeräte umfassen prinzipiell als wesentliche Komponenten wenigstens einen Eingangswandler, einen Verstärker und einen Ausgangswandler. Der Eingangswandler ist in der Regel ein Schallempfänger, z. B. ein Mikrofon, und/oder ein elektromagnetischer Empfänger, z. B. eine Induktionsspule. Der Ausgangswandler ist

meist als elektroakustischer Wandler, z. B. Miniaturlautsprecher bzw. Hörer, oder als elektromechanischer Wandler, z. B. Knochenleitungshörer, realisiert. Der Verstärker ist üblicherweise in eine Signalverarbeitungseinheit integriert. Bei dem Ausführungsbeispiel gemäß Figur 1 sind in ein zum Tragen hinter dem Ohr vorgesehenes Hörhilfegerätegehäuse ein vorderes Mikrofon F und ein hinteres Mikrofon B zur Aufnahme des Schalls aus der Umgebung eingebaut. Eine Signalverarbeitungseinheit SP, die sich ebenfalls in dem Gehäuse des Hörhilfegerätes HA befindet, verarbeitet die Mikrofonsignale und verstärkt sie. Das Ausgangssignal der Signalverarbeitungseinheit SP wird an einen Lautsprecher bzw. Hörer R übertragen, der ein akustisches Signal ausgibt. Der Schall wird gegebenenfalls über einen Schallschlauch (nicht dargestellt), der mit einer Otoplastik im Gehörgang fixiert ist, zum Trommelfell des Benutzers übertragen. Die Energieversorgung des Hörhilfegerätes und insbesondere die der Signalverarbeitungseinheit SP erfolgt durch eine ebenfalls in dem Hörhilfegerät HA angeordnete Spannungsquelle VS, z.B. eine Batterie.

**[0027]** Als Besonderheit umfasst die Signalverarbeitungseinheit des bekannten Hörhilfegerätes gemäß Figur 1 einen Klassifikator K, der anhand einer Analyse der von den Mikrofonen F und B erzeugten Mikrofonsignale die Hörumgebung bzw. die Hörsituation feststellen kann, in der sich das Hörhilfegerät HA augenblicklich befindet. Derartige Hörsituationen sind beispielsweise "Gespräch in Ruhe", "Gespräch in Störlärm", "Fernsehen" etc. In Abhängigkeit von der erkannten Hörsituation werden die Signalverarbeitung in der Signalverarbeitungseinheit betreffende Parameter zur Anpassung der Signalverarbeitung an die erkannte Hörsituation automatisch eingestellt.

**[0028]** Aus Figur 2 ist der übliche Aufbau eines bei Hörhilfegeräten verwendeten Richtmikrofonsystems mit zwei Mikrofonen F (front) und B (back) ersichtlich. Die Mikrofone F und B haben meist einen Abstand zwischen 5 mm und 15 mm und sind in allen Raumrichtungen gleich empfindlich (omnidirektional). Um eine richtungsabhängige Empfindlichkeit zu erzielen, werden die Mikrofone F und B elektrisch miteinander verschaltet und dadurch die von ihnen erzeugten Mikrofonsignale miteinander verknüpft. Üblicherweise wird dabei das von dem hinteren Mikrofon B erzeugte Mikrofonsignal SB in einem Verzögerungselement T um eine interne Zeitverzögerung  $T_i$  verzögert und von dem Mikrofonsignal SF, das von dem vorderen Mikrofon F erzeugt wird, subtrahiert. Die Subtraktion wird zumeist durch einen Inverter I in Verbindung mit einem Summationsglied S realisiert. Dadurch wird das von dem hinteren Mikrofon B stammende Mikrofonsignal SB invertiert und zu dem von dem vorderen Mikrofon F stammenden Mikrofonsignal SF addiert. So entsteht am Ausgang des Summationsgliedes S das Richtmikrofonsignal SD.

**[0029]** Wird die interne Zeitverzögerung  $T_i$  so eingestellt, dass sie der Laufzeit eines akustischen Signals zwischen den beiden Mikrofonen F und B entspricht (Ba-

sis-Zeitverzögerung), so wird das akustische Signal einer auf der Verbindungslinie der beiden Mikrofone liegenden Signalquelle am Wenigsten gedämpft, wenn sich die Signalquelle vor dem vorderen Mikrofon F befindet, und maximal gedämpft, wenn sich die Signalquelle hinter dem hinteren Mikrofon B befindet. Durch Variation der internen Zeitverzögerung  $T_i$  kann die Richtung der maximalen Dämpfung in bekannter Weise im Raum geschwenkt werden. Dadurch können Richtcharakteristiken wie "Kardioid-Charakteristik", "Super-Kardioid-Charakteristik", "Hyper-Kardioid-Charakteristik", "Acht-Charakteristik" etc eingestellt werden.

**[0030]** Die Erfindung ist nicht auf die gezeigte übliche Ausführungsform eines Richtmikrofonsystems für ein Hörhilfegerät beschränkt. Vielmehr ist diese analog auch auf andere Verschaltungen der Mikrofone und Richtmikrofonsysteme mit mehr als zwei Mikrofonen übertragbar.

**[0031]** Figur 3 dient der Erläuterung der Auswirkungen einer gegenüber einer idealen Position veränderten Position eines am Kopf eines Benutzers getragenen Hörhilfegerätes bzw. dessen Richtmikrofonsystems. Zunächst wird davon ausgegangen, dass sich eine Schallquelle vor dem vorderen Mikrofon F auf einer Geraden durch die beiden Mikrofone F und B befindet. Dann trifft der Schall zunächst an dem vorderen Mikrofon F und um die Laufzeit verzögert, die der Schall für die Distanz d zwischen den beiden Mikrofonen F und B benötigt, an dem hinteren Mikrofon B ein. Die interne Verzögerung  $T_i$  (vgl. Figur 2) wird dann so eingestellt, dass sie der Laufzeit des Schalls zum Überwinden der Distanz d entspricht.

**[0032]** Liegt nun - wie in Figur 3 dargestellt - durch eine nicht ideale Trageposition des betreffenden Hörhilfegerätes eine Schallquelle AS abseits der Geraden L, so trifft das von der akustischen Signalquelle AS abgegebene akustische Signal A entsprechend früher an dem hinteren Mikrofon B ein, da hierfür das akustische Signal lediglich die effektive Distanz  $d_{\text{eff}}$  überwinden muss. Die effektive Distanz  $d_{\text{eff}}$  resultiert aus dem Abstand der Projektion des vorderen Mikrofons F sowie des hinteren Mikrofons B in eine horizontale Ebene H. Bei einer nicht entsprechend angepassten internen Zeitverzögerung wird somit nicht die gewünschte Richtcharakteristik eingestellt.

**[0033]** Gemäß der Erfindung wird automatisch eine aus der effektiven Distanz  $d_{\text{eff}}$  resultierende Zeitverzögerung ermittelt und eingestellt.

**[0034]** Bei manchen Hörhilfegeräten wird bereits bei der Grundeinstellung davon ausgegangen, dass die Mikrofone des Richtmikrofonsystems nicht in einer horizontalen Ebene liegen, sondern dass auch bei der idealen Trageposition eine Gerade durch die Mikrofone einen vorgegebenen Winkel  $\alpha$  mit der Horizontalen einschließt. Dies ändert jedoch nichts an der erfindungsgemäßen Vorgehensweise, da auch hierbei die ideale Trageposition von der tatsächlichen individuellen Trageposition abweichen kann und eine derartige Abweichung erfin-

dungsgemäß erfasst wird und ihre Auswirkungen entsprechend korrigiert werden.

**[0035]** Figur 4 zeigt bei einem Hörhilfegerätesystem mit zwei Hörhilfegeräten HA1 und HA2 die zur Ermittlung einer optimierten internen Zeitverzögerung für das jeweilige Richtmikrofonsystem erforderlichen Komponenten. Dabei weist das erste Hörhilfegerät HA1 ein vorderes Mikrofon F1 sowie ein hinteres Mikrofon B1 und das zweite Hörhilfegerät HA2 ein vorderes Mikrofon F2 sowie ein hinteres Mikrofon B2 auf. Die von den Mikrofonen ausgehenden Mikrofonsignale SF1, SB1, SF2, SB2 sind zunächst den Filterbänken FB11, FB12 bzw. FB21, FB22 zugeführt, in denen die Mikrofonsignale SF1, SB1, SF2, SB2 jeweils in mehrere Frequenzbänder unterteilt werden. Die weitere Signalverarbeitung erfolgt dann parallel in den jeweiligen Frequenzbändern. Die Berechnung der internen Zeitverzögerung wird nachfolgend für ein bestimmtes Frequenzband beschrieben. Sie erfolgt analog auch für die übrigen Frequenzbänder.

**[0036]** Die Mikrofonsignale SF3, SF4 des betreffenden Frequenzbandes sind bei dem Hörhilfegerät HA1 zunächst einer Kreuzkorrelationsanalyseeinheit K1 zugeführt. Die von einer Zeitverzögerung  $\tau$  abhängige Kreuzkorrelationsfunktion der Mikrofonsignale hat bei einer Zeitverzögerung  $\tau_{\text{eff},1}$  ein Maximum, die der Laufzeit des akustischen Signals zwischen den beiden Mikrofonen entspricht. Vorteilhaft werden bei der Erfindung innerhalb eines bestimmten Zeitraumes, beispielsweise innerhalb einer Minute, mehrere Kreuzkorrelationsfunktionen der Mikrofonsignale SF3 und SF4 in Abhängigkeit von der Zeitverzögerung  $\tau$  bestimmt. Die statistische Auswertung der ermittelten Kreuzkorrelationsfunktionen erfolgt anschließend in einer Histogramm-Analyseeinheit H1, die Teil einer Steuereinheit C1 ist. Dabei wird für den betrachteten Zeitraum die relative Häufigkeit der ermittelten effektiven Zeitverzögerungen  $\tau_{\text{eff},1}$  in Abhängigkeit von der Zeitverzögerung  $\tau$  aufgetragen, bei denen die jeweilige Kreuzkorrelationsfunktion ihr Maximum hatte. In einer Zeitverzögerungsbestimmungseinheit D1 wird daraus dann eine resultierende effektive Zeitverzögerung  $\tau_{\text{eff}, \text{res},1}$  bestimmt, bei der die Kreuzkorrelationsfunktionen am häufigsten ihr Maximum aufwiesen. Diese Zeitverzögerung wird dann als mögliche interne Zeitverzögerung herangezogen. Bevor jedoch die interne Zeitverzögerung tatsächlich eingestellt wird, erfolgt vorzugsweise zunächst noch eine Plausibilitätsprüfung der resultierenden effektiven Zeitverzögerung  $\tau_{\text{eff}, \text{res},1}$  in einer Plausibilitätsprüfungseinheit P1. Vorzugsweise werden in der Plausibilitätsprüfungseinheit P1 ein Vergleich der ermittelten, resultierenden effektiven Zeitverzögerung  $\tau_{\text{eff}, \text{res},1}$  mit einem vorgegebenen Sollwert-Bereich sowie ein Vergleich mit der in dem zweiten Hörhilfegerät HA2 in analoger Weise ermittelten, resultierenden effektiven Zeitverzögerung  $\tau_{\text{eff}, \text{res},2}$  durchgeführt. Starke Abweichungen der in beiden Hörhilfegeräten HA1 und HA2 ermittelten, resultierenden effektiven Zeitverzögerungen  $\tau_{\text{eff}, \text{res},1}$  und  $\tau_{\text{eff}, \text{res},2}$  deuten auf unbrauchbare Ergebnisse hin.

**[0037]** Bei einer erfolgreichen Plausibilitätsprüfung wird bei dem Hörhilfegerät HA1 die interne Verzögerung  $T_{i,1}$  und analog bei dem Hörhilfegerät HA2 die interne Verzögerung  $T_{i,2}$  in Abhängigkeit von der jeweils ermittelten, resultierenden effektiven Zeitverzögerung  $\tau_{\text{eff}, \text{res},1}$  bzw.  $\tau_{\text{eff}, \text{res},2}$  eingestellt. Insbesondere wird die interne Zeitverzögerung  $T_{i,1}$  bzw.  $T_{i,2}$  mit der erfindungsgemäß bestimmten, resultierenden effektiven Zeitverzögerung  $\tau_{\text{eff}, \text{res},1}$  bzw.  $\tau_{\text{eff}, \text{res},2}$  gleich gesetzt.

**[0038]** In analoger Weise erfolgt auch für das zweite Hörhilfegerät HA2 eines betreffenden Hörhilfegerätesystems die Ermittlung der internen Zeitverzögerung  $T_{i,2}$  mittels einer Steuereinheit C2, die eine Kreuzkorrelationsanalyseeinheit K2, eine Histogramm-Analyseeinheit H2, eine Zeitverzögerungsbestimmungseinheit D2 sowie eine Plausibilitätsprüfungseinheit P2 umfasst.

**[0039]** In den Hörhilfegeräten HA1 und HA2 erfolgt eine Verknüpfung der Mikrofonsignale, beispielsweise analog zu der Verknüpfung gemäß Figur 2, bei der in den betreffenden Verzögerungseinheiten die ermittelten internen Zeitverzögerungen  $T_{i,1}$  bzw.  $T_{i,2}$  eingestellt werden.

## 25 Patentansprüche

1. Hörhilfegerät (HA; HA1, HA2) mit einem Richtmikrofonsystem, umfassend wenigstens

- ein erstes Mikrofon (F; F1, F2), von dem ein erstes Mikrofonsignal (SF; SF1, SF2) ausgeht,
  - ein zweites Mikrofon (B; B1, B2), von dem ein zweites Mikrofonsignal (SB; SB1, SB2) ausgeht,
  - eine Verzögerungseinheit (T), wobei zum Erzeugen einer Richtwirkung das zweite Mikrofonsignal (SB; SB1, SB2) oder ein daraus hervorgehendes viertes Mikrofonsignal (SB3, SB4) mittels der Verzögerungseinheit (T) um eine interne Zeitverzögerung ( $T_i$ ;  $T_{i,1}$ ,  $T_{i,2}$ ) verzögert und mit dem ersten Mikrofonsignal (SF; SF1, SF2) oder einem daraus hervorgehenden dritten Mikrofonsignal (SF3, SF4) zum Erzeugen eines Richtmikrofonsignals (SD) verknüpft wird,
  - eine Kreuzkorrelationsanalyseeinheit (K1, K2), in die das erste (SF; SF1, SF2) oder das dritte (SF3, SF4) Mikrofonsignal und das zweite (SB; SB1, SB2) oder das vierte (SB3, SB4) Mikrofonsignal eingehen, zur Bestimmung eines Werts einer Kreuzkorrelation der beiden Mikrofonsignale (SF, SB; SF1, SB1, SF3, SB3, SF2, SB2, SF4, SB4);
  - eine Steuereinheit (C1, C2) zum Einstellen der Zeitverzögerung ( $T_i$ ;  $T_{i,1}$ ,  $T_{i,2}$ ) in Abhängigkeit von dem Wert der Kreuzkorrelation der beiden Mikrofonsignale (SF, SB; SF1, SB1, SF3, SB3, SF2, SB2, SF4, SB4);
- gekennzeichnet durch**
- einen Klassifikator (K) zum Bestimmen einer

- Hörsituation, in der sich das Hörhilfegerät (HA; HA1, HA2) gerade befindet, wobei
- die Einstellung der Zeitverzögerung ( $T_i$ ;  $T_{i1}$ ,  $T_{i2}$ ) in Abhängigkeit von der Hörsituation erfolgt.
- 5
2. Hörhilfegerät nach Anspruch 1, wobei die Einstellung der internen Zeitverzögerung ( $T_i$ ;  $T_{i1}$ ,  $T_{i2}$ ) in einer Hörsituation "Gespräch in Ruhe" erfolgt.
  3. Hörhilfegerät nach einem der vorherigen Ansprüche, wobei in der Kreuzkorrelationsanalyseeinheit (K1, K2) eine Kreuzkorrelationsfunktion der beiden Mikrofonsignale (SF, SB; SF3, SB3, SF4, SB4) in Abhängigkeit von einer Zeitverzögerung bestimmbar ist.
  4. Hörhilfegerät nach Anspruch 3, wobei eine effektive Zeitverzögerung ( $\tau_{\text{eff}1}$ ,  $\tau_{\text{eff}2}$ ) bestimmbar ist, bei der die Kreuzkorrelationsfunktion ein Maximum aufweist.
  5. Hörhilfegerät nach Anspruch 4, wobei eine Histogramm-Analyse-Einheit (H1, H2) zum Durchführen einer Histogramm-Analyse auf Basis einer Anzahl innerhalb eines bestimmten Zeitraums ermittelter effektiver Zeitverzögerungen ( $\tau_{\text{eff}1}$ ,  $\tau_{\text{eff}2}$ ) vorhanden ist und eine resultierende effektive Zeitverzögerung ( $\tau_{\text{eff, res}1}$ ,  $\tau_{\text{eff, res}2}$ ) mittels der Histogramm-Analyse bestimmbar ist.
  6. Hörhilfegerät nach Anspruch 4 oder 5, wobei als interne Zeitverzögerung ( $T_i$ ;  $T_{i1}$ ,  $T_{i2}$ ) die effektive Zeitverzögerung ( $\tau_{\text{eff}1}$ ,  $\tau_{\text{eff}2}$ ) bzw. die resultierende effektive Zeitverzögerung ( $\tau_{\text{eff, res}1}$ ,  $\tau_{\text{eff, res}2}$ ) einstellbar ist.
  7. Hörhilfegerät nach einem der Ansprüche 4 bis 6, wobei eine Plausibilitätsprüfungseinheit (P1, P2) zur Durchführung einer Plausibilitätsprüfung der ermittelten effektiven Zeitverzögerung ( $\tau_{\text{eff}1}$ ,  $\tau_{\text{eff}2}$ ) bzw. der ermittelten resultierenden effektiven Zeitverzögerung ( $\tau_{\text{eff, res}1}$ ,  $\tau_{\text{eff, res}2}$ ) vorhanden ist und der ermittelte Wert der effektiven Zeitverzögerung ( $\tau_{\text{eff}1}$ ,  $\tau_{\text{eff}2}$ ) bzw. der ermittelte Wert der resultierenden effektiven Zeitverzögerung ( $\tau_{\text{eff, res}1}$ ,  $\tau_{\text{eff, res}2}$ ) in Abhängigkeit von dem Ergebnis der Plausibilitätsprüfung einstellbar ist.
  8. Hörhilfegerät nach einem der vorherigen Ansprüche, wobei eine Filterbank (FB11, FB12, FB21, FB22) vorhanden ist zur Aufteilung der Mikrofonsignale (SF; SF1, SB1, SF2, SB2) in unterschiedliche Frequenzbänder und die Einstellung der internen Zeitverzögerung ( $T_i$ ;  $T_{i1}$ ,  $T_{i2}$ ) in Abhängigkeit von dem jeweiligen Frequenzband erfolgt.
  9. Hörhilfegerätesystem mit einem am oder im linken
- Ohr eines Benutzers tragbaren ersten Hörhilfegerät (HA1) nach einem der Ansprüche 4 bis 8 und mit einem am oder im rechten Ohr eines Benutzers tragbaren zweiten Hörhilfegerät (HA2) nach einem der Ansprüche 4 bis 8, wobei die Plausibilitätsprüfung anhand eines Vergleiches der in beiden Hörhilfegeräten (HA1, HA2) ermittelten effektiven Zeitverzögerungen ( $\tau_{\text{eff}1}$ ,  $\tau_{\text{eff}2}$ ) bzw. resultierenden effektiven Zeitverzögerungen ( $\tau_{\text{eff, res}1}$ ,  $\tau_{\text{eff, res}2}$ ) durchführbar ist.
10. Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätes (HA; HA1, HA2) mit einem Richtmikrofonsystem mit wenigstens einem ersten Mikrofon (F; F1, F2), von dem ein erstes Mikrofonsignal (SF; SF1, SF2) ausgeht, und einem zweiten Mikrofon (B; B1, B2), von dem ein zweites Mikrofonsignal (SB; SB1, SB2) ausgeht, wobei
    - zum Erzeugen einer Richtwirkung das zweite Mikrofonsignal (SB; SB1, SB2) oder ein daraus hervorgehendes viertes Mikrofonsignal (SB3, SB4) mittels einer Verzögerungseinheit (T) um eine interne Zeitverzögerung ( $T_i$ ;  $T_{i1}$ ,  $T_{i2}$ ) verzögert und mit dem ersten Mikrofonsignal (SF; SF1, SF2) oder einem daraus hervorgehenden dritten Mikrofonsignal (SF3, SF4) verknüpft wird,
    - ein Wert einer Kreuzkorrelation der beiden Mikrofonsignale (SF, SB; SF1, SB1, SF3, SB3, SF2, SB2, SF4, SB4) bestimmt wird und
    - die interne Zeitverzögerung ( $T_i$ ;  $T_{i1}$ ,  $T_{i2}$ ) in Abhängigkeit von dem Wert der Kreuzkorrelation der beiden Mikrofonsignale (SF, SB; SF1, SB1, SF3, SB3, SF2, SB2, SF4, SB4) eingestellt wird;**dadurch gekennzeichnet, dass**
    - eine Hörsituation, in der sich das Hörhilfegerät (HA; HA1, HA2) gerade befindet, bestimmt wird und
    - die Einstellung der internen Zeitverzögerung ( $T_i$ ;  $T_{i1}$ ,  $T_{i2}$ ) in Abhängigkeit von der Hörsituation erfolgt.
  11. Verfahren nach Anspruch 10, wobei die interne Zeitverzögerung ( $T_i$ ;  $T_{i1}$ ,  $T_{i2}$ ) in einer Hörsituation "Gespräch in Ruhe" eingestellt wird.
  12. Verfahren nach einem der Ansprüche 10 bis 11, wobei eine Kreuzkorrelationsfunktion der beiden Mikrofonsignale (SF, SB; SF1, SB1, SF3, SB3, SF2, SB2, SF4, SB4) in Abhängigkeit von einer Zeitverzögerung bestimmt wird.
  13. Verfahren nach Anspruch 12, wobei eine effektive Zeitverzögerung ( $\tau_{\text{eff}1}$ ,  $\tau_{\text{eff}2}$ ) bestimmt wird, bei der die Kreuzkorrelationsfunktion ein Maximum aufweist.

14. Verfahren nach Anspruch 13, wobei mittels einer Histogramm-Analyse auf Basis einer Anzahl innerhalb eines bestimmten Zeitraums ermittelter effektiver Zeitverzögerungen ( $\tau_{\text{eff}1}$ ,  $\tau_{\text{eff}2}$ ) eine resultierende effektive Zeitverzögerung ( $\tau_{\text{eff, res}1}$ ,  $\tau_{\text{eff, res}2}$ ) bestimmt wird. 5
15. Verfahren nach Anspruch 13 oder 14, wobei der ermittelte Wert der effektiven Zeitverzögerung ( $\tau_{\text{eff}1}$ ,  $\tau_{\text{eff}2}$ ) bzw. der ermittelte Wert der resultierenden effektiven Zeitverzögerung ( $\tau_{\text{eff, res}1}$ ,  $\tau_{\text{eff, res}2}$ ) einer Plausibilitätsprüfung unterzogen wird. 10
16. Verfahren nach einem der Ansprüche 13 bis 15, wobei als interne Zeitverzögerung ( $T_i$ ;  $T_{i1}$ ,  $T_{i2}$ ) die ermittelte effektive Zeitverzögerung ( $\tau_{\text{eff}1}$ ,  $\tau_{\text{eff}2}$ ) bzw. die ermittelte resultierende effektive Zeitverzögerung ( $\tau_{\text{eff, res}1}$ ,  $\tau_{\text{eff, res}2}$ ) eingestellt wird. 15
17. Verfahren nach einem der Ansprüche 10 bis 16, wobei die interne Zeitverzögerung ( $T_i$ ;  $T_{i1}$ ,  $T_{i2}$ ) in Abhängigkeit von der Frequenz eines in das Hörhilfegerät eingehenden akustischen Eingangssignals eingestellt wird. 20
18. Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätesystems mit einem am oder im linken Ohr eines Benutzers tragbaren ersten Hörhilfegerät (HA1), das gemäß einem Verfahren nach einem der Ansprüche 15 bis 17 betrieben wird, und mit einem am oder im rechten Ohr eines Benutzers tragbaren zweiten Hörhilfegerät (HA2), das gemäß einem Verfahren nach einem der Ansprüche 15 bis 17 betrieben wird, wobei die Plausibilitätsprüfung anhand eines Vergleiches der in dem jeweiligen Hörhilfegerät (HA1, HA2) ermittelten effektiven Zeitverzögerungen ( $\tau_{\text{eff}1}$ ,  $\tau_{\text{eff}2}$ ) bzw. resultierenden effektiven Zeitverzögerung ( $\tau_{\text{eff, res}1}$ ,  $\tau_{\text{eff, res}2}$ ) durchgeführt wird. 25
- 30
- 35
- 40
- 45
- 50
- 55

**FIG 1**  
(Stand der Technik)

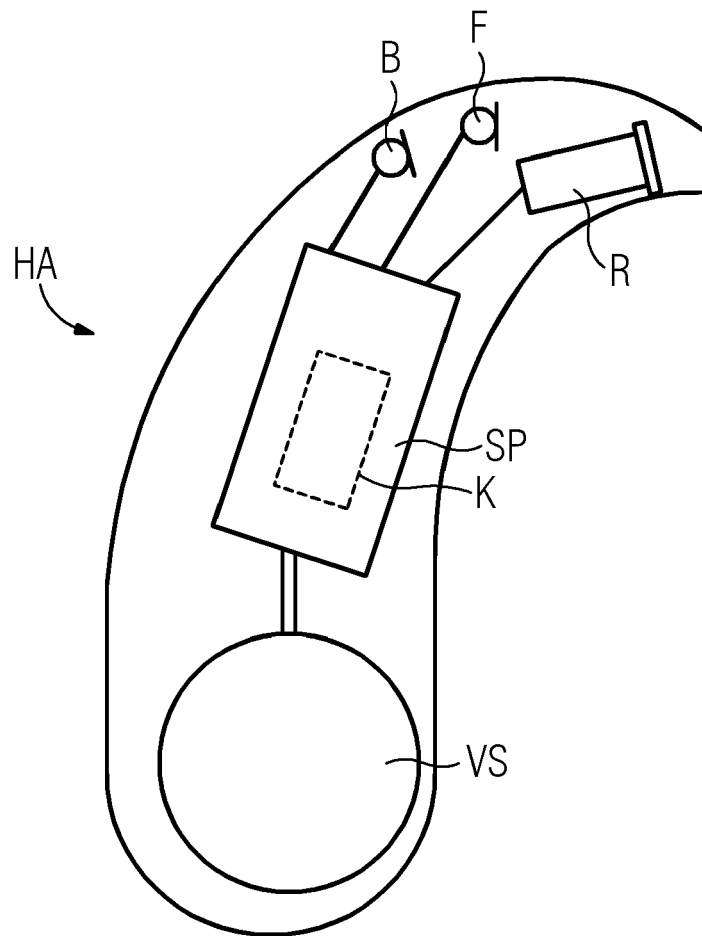


FIG 2

(Stand der Technik)

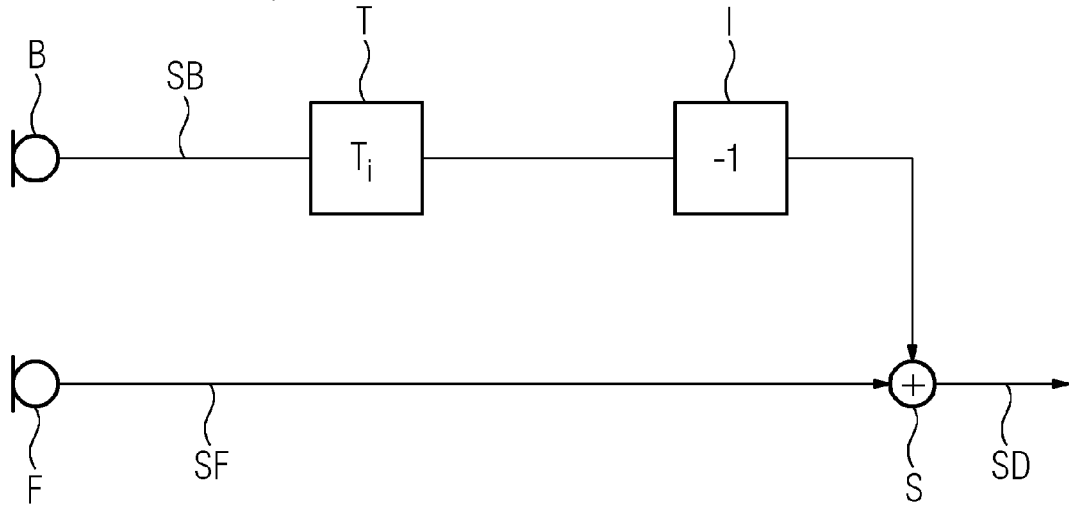


FIG 3

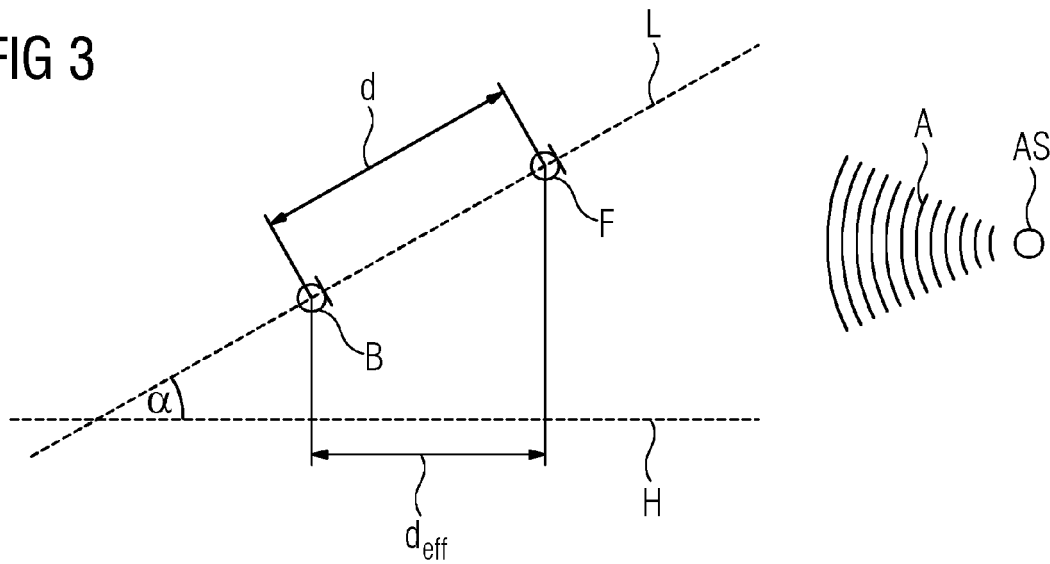
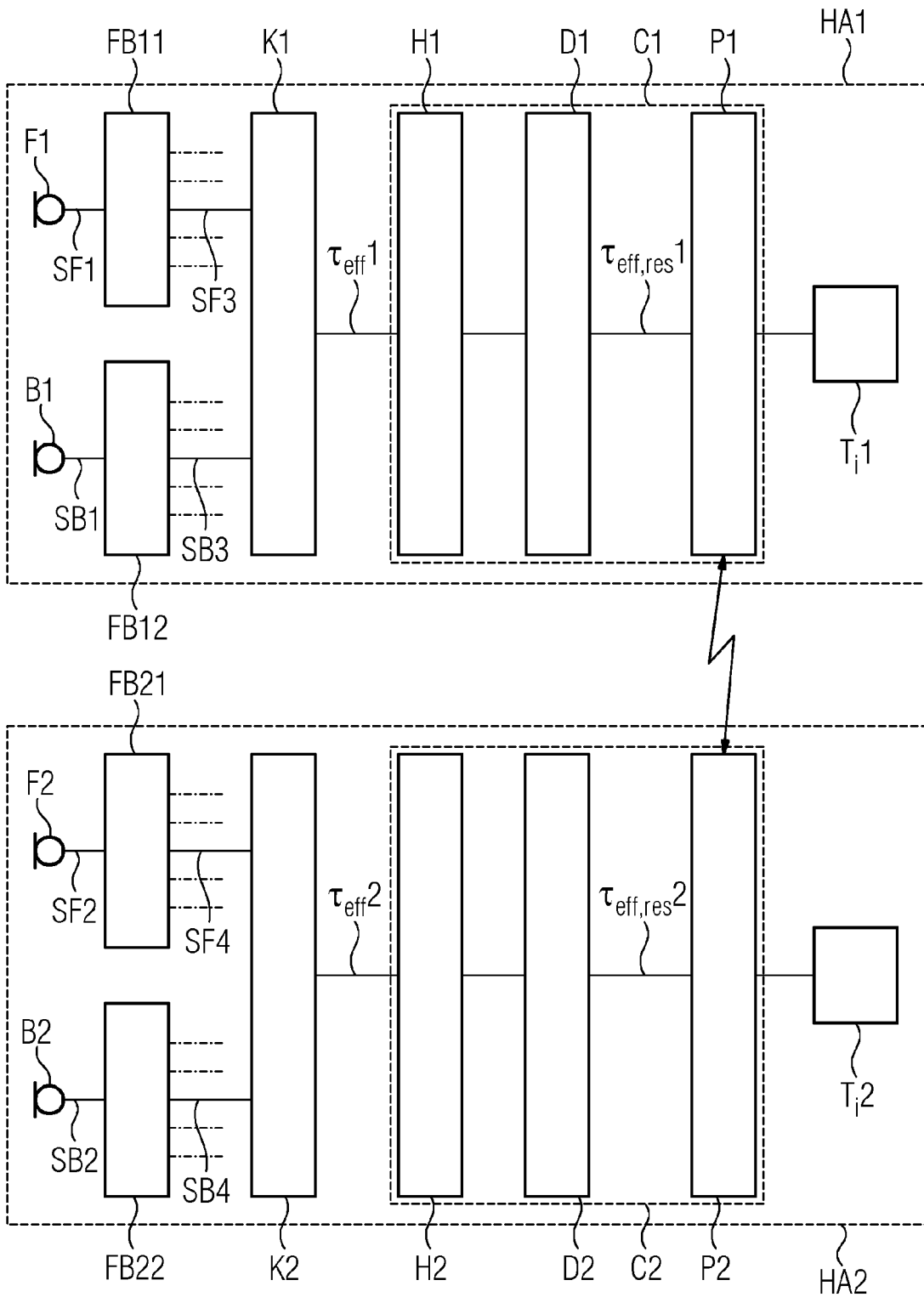


FIG 4



**IN DER BESCHREIBUNG AUFGEFÜHRTE DOKUMENTE**

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

**In der Beschreibung aufgeführte Patentdokumente**

- EP 0064042 A1 [0005]
- US 5757933 A [0007]
- US 20020041696 A1 [0011]
- US 7340068 B2 [0012]