



(11) **EP 1 307 072 B1**

(12) **EUROPÄISCHE PATENTSCHRIFT**

(45) Veröffentlichungstag und Bekanntmachung des
Hinweises auf die Patenterteilung:
12.12.2007 Patentblatt 2007/50

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

(21) Anmeldenummer: **02022530.6**

(22) Anmeldetag: **07.10.2002**

(54) **Verfahren zum Betrieb eines Hörgerätes sowie Hörgerät**

Method for operating a hearing aid and hearing aid

Procédé pour actionner une prothèse auditive et prothèse auditive

(84) Benannte Vertragsstaaten:
**AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR
IE IT LI LU MC NL PT SE SK TR**

(30) Priorität: **17.10.2001 DE 10150675**

(43) Veröffentlichungstag der Anmeldung:
02.05.2003 Patentblatt 2003/18

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

(72) Erfinder:
• **Fischer, Eghart
91126 Schwabach (DE)**

• **Hamacher, Volkmar
52146 Würselen (DE)**

(74) Vertreter: **Berg, Peter et al
European Patent Attorney,
Siemens AG,
Postfach 22 16 34
80506 München (DE)**

(56) Entgegenhaltungen:
**WO-A-01/01731 WO-A-01/72085
US-A- 6 101 258**

EP 1 307 072 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 Verfahren zum Betrieb eines Hörgerätes mit einem Eingangswandler zur Aufnahme eines Eingangssignals und Wandlung in ein elektrisches Signal, einer Signalverarbeitungseinheit zur Verarbeitung und Verstärkung des elektrischen Signals und einem Ausgangswandler, wobei ein Umschaltvorgang zum Überführen des Hörgerätes von einem ersten Betriebszustand in einen zweiten Betriebszustand ausgelöst wird und wobei ein gleitender Übergang von dem ersten Betriebszustand zu dem zweiten Betriebszustand erfolgt. Ferner betrifft die Erfindung ein Hörgerät zur Durchführung des Verfahrens.

[0002] Zum optimierten Betrieb in unterschiedlichen Hörsituationen sind bei einem bekannten Hörgerät mehrere Hörprogramme einstellbar. Zwischen den einzelnen Hörprogrammen kann manuell oder automatisch umgeschaltet werden. Ein derartiges Hörgerät ist beispielsweise in der US 4,425,481 offenbart.

[0003] Aus dem Stand der Technik sind ferner Hörgeräte bekannt, bei denen zur weiteren Anpassung an unterschiedliche Hörsituationen Algorithmen zur Signalverarbeitung im Hörgerät ein- und ausgeschaltet werden können. Diese Algorithmen betreffen z.B. die Kompression, die Reduktion von Störsignalen oder die Sprachsignalanhebung.

[0004] Sowohl die Umschaltung zwischen verschiedenen Hörprogrammen als auch die Aktivierung von Algorithmen im Hörgerät können manuell oder automatisch erfolgen. Dabei entstehen in der Regel störende akustische Effekte und damit verbundene Irritationen bei der Perzeption von Schallsignalen in natürlichen Hörsituationen. Diese äußern sich zumeist in Form von störenden Knack-Geräuschen, unnatürlichen Pegelsprüngen oder unnatürlichen, plötzlichen Klangveränderungen.

[0005] Aus der DE 195 42 961 C1 ist eine Schaltung zum Betrieb eines mit mindestens einem variablen Betriebsparameter ausgestatteten Hörgeräts sowie ein Hörgerät als solches bekannt, wobei in einer Speicheranordnung die Betriebsparametereinstellungen einer Ausgangssituation sowie einer Zielsituation festgelegt sind und mittels einer Steuereinheit über ein bestimmtes Zeitintervall ein Übergang des Betriebsparameters von der Einstellung in der Ausgangssituation in die Einstellung der Zielsituation durchführbar ist.

[0006] Aus der DE 195 34 981 A1 ist ein Verfahren zur Feinanpassung von Hörgeräten bekannt, bei dem zuerst in einem Bewertungsschritt eine Bewertung des Optimierungsgrads am Hörgerät eingestellter Parameter, beispielsweise mittels psychoakustischer Größen, und in einem nachfolgenden Optimierungsschritt eine Justierung verbesserungsbedürftiger Parameter erfolgt. Dabei wird der zu bewertende Optimierungsgrad oder hierfür maßgebliche Größen im Rahmen des Bewertungsschritts und/oder der für den Optimierungsschritt maßgebliche Grad der Justierung des verbesserungsbedürftigen Parameters durch auf Fuzzy-Logik basierende Al-

gorithmen bzw. Regelsätze ermittelt.

[0007] Aus der DE 198 59 171 C2 ist ein implantierbares Hörgerät mit Tinnitusmaskierer oder Noiser bekannt, bei dem ein digitaler Signalprozessor vorgesehen ist, der sowohl für die Aufbereitung des Audiosignals als auch für die Erzeugung der zur Tinnitusmaskierung oder Noiserfunktion notwendigen Signale und für die Zusammenfassung der letztgenannten Signale mit dem Audiosignals ausgelegt ist.

[0008] Aus der US 6,101,258 ist ein Hörgerät mit einem omnidirektionalen und einem directionalen Mikrofon bekannt. Dabei kann manuell oder automatisch zwischen einer gerichteten und einer ungerichteten Mikrofoncharakteristik umgeschaltet werden. Auch ein weiches Überblenden (Fading) zwischen den unterschiedlichen Mikrofoncharakteristiken ist möglich.

[0009] Aus der WO 01/01731 A1 sowie aus der WO 01/72085 A2 sind Hörgeräte mit mehreren omnidirektionalen Mikrofonen bekannt, die zum Erzeugen einer Richtwirkung elektrisch miteinander verschaltbar sind. Durch unterschiedliche Verschaltung der Mikrofone können unterschiedliche Richtcharakteristiken erzeugt werden. Zwischen den unterschiedlichen Richtcharakteristiken kann weich übergeblendet werden.

[0010] Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, durch Ein-, Aus- oder Umschaltvorgänge hervorgerufene, störende akustische Effekte bei einem Hörgerät zu vermeiden.

[0011] Diese Aufgabe wird gelöst durch ein Verfahren mit dem Merkmalen gemäß Patentanspruch 1

[0012] Ferner wird die Aufgabe gelöst durch ein Hörgerät mit den Merkmalen gemäß Patentanspruch 17.

[0013] Bei dem Hörgerät, das zur Durchführung des Verfahrens gemäß der Erfindung verwendet wird, handelt es sich beispielsweise um ein hinter dem Ohr tragbares Hörgerät, ein in dem Ohr tragbares Hörgerät, ein implantierbares Hörgerät oder ein Taschenhörgerät. Weiterhin kann das verwendete Hörgerät auch Teil eines mehrere Geräte zur Versorgung eines Schwerhörigen umfassenden Hörgerätesystems sein, z.B. Teil eines Hörgerätesystems mit zwei am Kopf getragenen Hörgeräten zur binauralen Versorgung oder Teil eines Hörgerätesystems, bestehend aus einem am Kopf tragbaren Gerät und einer am Körper tragbaren Prozesseinheit. Das Hörgerät umfasst einen Eingangswandler zur Aufnahme eines Eingangssignals. Normalerweise dient als Eingangswandler ein Mikrofon, 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. Das Hörgerät umfasst ferner eine Signalverarbeitungseinheit zur Verarbeitung und frequenzabhängigen Verstärkung des elektrischen Signals. Zur Signalverarbeitung im Hörgerät dient vorzugsweise ein digitaler Signalprozessor (DSP), dessen Arbeitsweise mittels auf das Hörgerät übertragbarer Programme oder Parameter beeinflussbar ist. Dadurch lässt

sich die Arbeitsweise der Signalverarbeitungseinheit an den individuellen Hörverlust eines Hörgeräteträgers sowie an die aktuelle Hörsituation, in der das Hörgerät gerade betrieben wird, anpassen. 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. Es sind jedoch auch hier andere Ausführungsformen möglich, z.B. ein implantierbarer Ausgangswandler, der direkt mit einem Gehörknöchelchen verbunden ist und dieses zu Schwingungen anregt.

[0014] Wie oben bereits ausgeführt worden ist, kann die Signalverarbeitung im Hörgerät durch Parameter gesteuert werden. Ein ganzer Satz von Parametern, der zur Einstellung der Signalverarbeitung an eine bestimmte Hörsituation dient, wird als Hörprogramm bezeichnet. Beim Wechsel des Hörprogramms wird daher gewöhnlich eine Vielzahl an Parametern geändert. Neben den Parametern zur Steuerung der Signalverarbeitung können aber auch bestimmte Algorithmen die Signalverarbeitung im Hörgerät beeinflussen. Beispielsweise kann durch einen Algorithmus eine automatische Verstärkungsregelung (AGC - Automatic Gain Control) bewirkt werden. Ein anderer Algorithmus kann zur Erkennung und Reduzierung von Störsignalen dienen. Auch eine besondere Anhebung von Sprachsignalen durch einen zweckmäßigen Algorithmus ist möglich.

[0015] Neben den Parametern zur Steuerung der Signalverarbeitung im Hörgerät und den Algorithmen, die selbst eine Signalverarbeitung bewirken und dadurch die Signalverarbeitung im Hörgerät beeinflussen, bieten Hörgeräte zusätzliche Funktionen, die aktiviert, deaktiviert oder eingestellt werden können. Eine solche mit dem Hörgerät ausübbare Funktion kann z.B. das Mikrofonsystem betreffen. So kann bei einem Hörgerät ein omnidirektionaler oder ein direktonaler Empfang eingestellt und bei einem direktonalen Empfang der Grad der Richtwirkung des Mikrofonsystems festgelegt werden. Weitere Funktionen betreffen beispielsweise ein zuschaltbares Signal zur Tinnitus-Therapie oder den Empfang eines Eingangssignals mittels Telefonspule.

[0016] Moderne Hörgeräte bieten somit eine Vielzahl an Einstellmöglichkeiten, mittels derer sie an unterschiedliche Hörsituationen oder individuelle Wünsche und Bedürfnisse eines Hörgeräteträgers angepasst werden können. Ändert sich während des Betriebs des Hörgerätes die Hörsituation oder wünscht der Hörgeräteträger eine Veränderung bei einer Funktion des Hörgerätes, so ist ein Umschaltvorgang erforderlich. Unter einem Umschaltvorgang wird dabei das Ein- oder Ausschalten eines Algorithmus, das Aktivieren oder Deaktivieren einer Funktion oder die sprunghafte Änderung wenigstens eines Parameters der Signalverarbeitung verstanden. Eine beispielsweise kontinuierliche Veränderung der Verstärkung mittels eines Lautstärkestellers ist somit kein Umschaltvorgang im Sinne der Erfindung.

[0017] Bislang werden Hörgeräte durch den Umschaltvorgang schlagartig von einem ersten Betriebszustand

in einen zweiten Betriebszustand überführt. Gegenüber dem ersten Betriebszustand ist in dem zweiten Betriebszustand ein Algorithmus ein- oder ausgeschaltet oder der Algorithmus ist in seiner Funktionsweise verändert. Ebenso kann durch das Umschalten auch eine Funktion des Hörgerätes aktiviert, deaktiviert oder verändert werden. Mit der schlagartigen Änderung des Betriebszustandes gehen störende akustische Effekte und damit verbundene Irritationen bei der Perzeption von Schallsignalen einher. Durch den gleitenden Übergang von dem ersten Betriebszustand zu dem zweiten Betriebszustand gemäß der Erfindung werden derartige Effekte vermieden. Auslöser für den Wechsel des Betriebszustandes ist nach wie vor ein Aktivieren oder Deaktivieren eines Algorithmus oder einer Funktion bzw. eine Änderung eines Algorithmus oder einer Funktion. Gemäß der Erfindung wirken sich dabei die erfolgten Änderungen jedoch nicht augenblicklich in vollem Umfang auf das über den Ausgangswandler abgegebene Signal aus. Die bei herkömmlichen Hörgeräten entstehenden Klick- oder Knack-Geräusche, unnatürliche Pegelsprünge sowie unnatürliche Klangveränderungen werden damit unterbunden. Der Wechsel des Betriebszustandes erfolgt durch einen gleitenden Übergang von dem ersten Betriebszustand zu dem zweiten Betriebszustand.

[0018] Das Verfahren gemäß der Erfindung kann beim Ein- oder Ausschalten eines Algorithmus ebenso angewandt werden wie beim Verändern eines eingeschalteten Algorithmus. Im letzteren Fall wird durch den Algorithmus in dem ersten Betriebszustand eine erste Funktion und in dem zweiten Betriebszustand eine zweite Funktion ausgeführt. Dies kann beispielsweise bei einem Algorithmus zur automatischen Verstärkungsregelung ein Verändern der Kompressionskennlinie bedeuten. Ebenso können aber auch Algorithmen, die den Frequenzgang, die Reduzierung von Störsignalen oder die Anhebung von Sprachsignalen betreffen, eingeschaltet, ausgeschaltet oder in ihrer Funktion verändert werden.

[0019] Ebenso wie bei den Algorithmen, die eine Signalverarbeitung durchführen, kann die Erfindung auch bei Funktionen des Hörgerätes angewandt werden, hinter denen sich kein Algorithmus verbirgt. Beispielsweise kann die Erzeugung eines Signals zur Tinnitus-Therapie vorgesehen sein. Ist diese Funktion aktiviert, so wird zusätzlich zu dem durch das Hörgerät übertragenen Signal ein Signal zur Maskierung des Tinnitus in dem Gehörgang abgegeben.

[0020] Die Erfindung sieht vor, dass bei einem Umschaltvorgang des Hörgerätes von einem ersten Betriebszustand zu einem zweiten Betriebszustand vorübergehend beide Betriebszustände parallel im Hörgerät vorhanden sind. Wird beispielsweise beim Wechsel des Betriebszustandes ein Algorithmus eingeschaltet, so bedeutet dies, dass während des Umschaltvorgangs die Signalverarbeitung sowohl mit dem eingeschalteten Algorithmus und parallel dazu auch mit ausgeschaltetem Algorithmus erfolgt. Die Ergebnisse der parallelen Signalverarbeitung werden schließlich gewichtet und zu-

sammengeführt. Vorteilhaft erfolgt dabei nicht über den kompletten Signalpfad des Hörgerätes eine parallele Signalverarbeitung, sondern lediglich in dem Teil des Signalpfades des Hörgerätes, in dem sich die beiden Betriebszustände unterscheiden. Eine vorhergehende und nachfolgende Signalverarbeitung kann daher für beide Betriebszustände gleichermaßen erfolgen. Der gleitende Übergang von dem ersten Betriebszustand zu dem zweiten Betriebszustand wird nun gemäß einer Ausführungsform der Erfindung dadurch erreicht, dass beide Betriebszustände über eine Gewichtungsfunktion miteinander verknüpft sind, wobei während des Umschaltvorgangs die Gewichtung eines ersten Signals, das aus dem ersten Betriebszustand resultiert, bei 1 beginnend allmählich, stetig oder allenfalls in kleinen Sprüngen abnimmt und die Gewichtung eines zweiten Signals, das aus dem zweiten Betriebszustand resultiert, bei 0 beginnend allmählich, stetig oder allenfalls in kleinen Sprüngen zunimmt. Die Summe der Gewichte beträgt dabei vorzugsweise zumindest näherungsweise stets gleich 1. Wird beispielsweise ein Algorithmus zur Störgeräuschbefreiung eingeschaltet, so bedeutet dies, dass in einem Signalpfad des Hörgerätes zunächst die Signalverarbeitung auch weiterhin ohne diesen Algorithmus erfolgt. Parallel dazu erfolgt die Signalverarbeitung in einem zweiten Signalpfad des Hörgerätes mit dem Algorithmus zur Störgeräuschbefreiung und an der entsprechenden Stelle im parallelen Signalpfad des Hörgerätes werden die beiden Signalpfade über eine Gewichtungsfunktion miteinander verknüpft. Dabei wird die Gewichtung des Algorithmus zur Störgeräuschbefreiung bei 0 beginnend bis 1 gesteigert und die Gewichtung der entsprechenden parallelen Verarbeitung ohne den entsprechenden Algorithmus von 1 beginnend abgesenkt. Die Summe der Gewichte ist dabei vorzugsweise stets gleich 1. So wird das Hörgerät automatisch, "weich" und nahezu unmerklich von einem ersten Betriebszustand in den zweiten Betriebszustand überführt. Klick- oder Knack-Geräusche, unnatürliche Pegelsprünge sowie unnatürliche Klangveränderungen werden dadurch vermieden.

[0021] Eine Ausführungsform der Erfindung ist dadurch gekennzeichnet, dass wenigstens ein Parameter zur Steuerung der Signalverarbeitung im Hörgerät in dem ersten Betriebszustand einen bestimmten Wert aufweist und in einem zweiten Betriebszustand einen gegenüber dem ersten Wert sprunghaft geänderten Wert aufweist. In der Regel wird jedoch bei einem Umschaltvorgang im Hörgerät, z.B. bei der Änderung des Hörprogramms, eine Vielzahl von Parametern gleichzeitig schlagartig geändert. Gemäß der Erfindung entfaltet auch hierbei der Umschaltvorgang nicht sofort seine volle Wirkung, sondern es erfolgt ein gleitender Übergang von dem ersten Betriebszustand zu dem zweiten Betriebszustand. Hierzu erfolgt zumindest in dem Teilbereich der Signalverarbeitungseinheit des Hörgerätes, auf den der Parameter einwirkt, eine parallele Signalverarbeitung, zum einen mit

dem Parameter in seinem Anfangswert und zum anderen mit dem Parameter in seinem Endwert. Die Ausgänge der parallelen Signalverarbeitungsblöcke werden dann mit automatisch wechselnder Gewichtung addiert, bis am Ende des Übergangs faktisch nur noch der Signalzweig mit dem Parameter in seinem Endwert aktiv ist. Die Erfindung grenzt sich hierbei von manuell durchgeführten Einstellvorgängen am Hörgerät, die kontinuierlich oder bei einem digitalen Hörgerät quasi kontinuierlich erfolgen. Derartige Einstellungen betreffen beispielsweise die Lautstärkeregelung oder Einstellungen bezüglich des Klangs. Diese können mittels Bedienelementen eingestellt werden, was jedoch nicht als "Umschaltvorgang" im Sinne der Erfindung zu verstehen ist.

Der Umschaltvorgang wird vorzugsweise von einem eigens dafür bestimmten Umschaltalgorithmus gesteuert. Dieser bestimmt die Gewichtung der beiden Signale und gegebenenfalls die Stelle in dem Signalpfad des Hörgerätes, an der die beiden parallelen Pfade zusammengeführt sind, so dass die parallele Signalverarbeitung nach Möglichkeit nur auf einen Teil des Signalpfades beschränkt bleibt.

[0022] Bei der Erfindung ist es unerheblich, ob der Umschaltvorgang manuell, beispielsweise durch Betätigen eines Bedienelementes, oder automatisch, z.B. durch eine automatische Situationserkennung und Umschaltung des Hörprogramms, ausgelöst wird.

[0023] Eine Ausführungsform der Erfindung sieht vor, dass die Dauer des Umschaltvorgangs einstellbar ist. Abhängig davon, wie störend ein Benutzer die Umschaltvorgänge empfindet, kann dann der Umschaltvorgang "härter" oder "weicher" eingestellt werden. In der Regel wird die Dauer des Umschaltvorgangs im Bereich weniger Sekunden gewählt werden.

[0024] Weitere Einzelheiten der Erfindung werden nachfolgend anhand von Ausführungsbeispielen beschrieben.

[0025] Es zeigen:

Figur 1 ein Blockschaltbild eines Hörgerätes, bei dem ein Algorithmus zur Signalverarbeitung sowie verschiedene Funktionen einstellbar sind,

Figur 2 eine erste Schaltungseinheit zum gleitenden Ein- und Ausschalten eines Algorithmus,

Figur 3 eine Schaltungseinheit zum gleitenden Umschalten zwischen zwei Hörprogrammen,

Figur 4 einen zwischen omnidirektionalem und direktionalem Empfang umschaltbaren Signaleingang eines Hörgerätes nach dem Stand der Technik,

Figur 5 eine Schaltungsanordnung, die einen gleitenden Übergang zwischen omnidirektionalem und direktionalem Empfang bewirkt,

Figur 6 die Änderung der Richtcharakteristik beim

weichen Überblenden zwischen omnidirektionalem und direktionalem Betrieb anhand von Richtdiagrammen und

[0026] Figur 1 zeigt im Blockschaltbild ein Hörgerät 1, bei dem zur Aufnahme eines akustischen Eingangssignals sowohl ein omnidirektionales Mikrofon 2 als auch ein aus den Mikrofonen 3 und 4 gebildetes direktionales Mikrofon vorgesehen sind. Zur Bildung eines Richtmikrofonsystems sind die beiden Mikrofone 3 und 4 über ein Verzögerungselement 5 sowie ein Differenzelement 6 elektrisch miteinander verschaltet. Zur Weiterverarbeitung sind die Mikrofonsignale einer Signalverarbeitungseinheit 7 zugeführt. Diese umfasst vorzugsweise einen digitalen Signalprozessor, bei dem die Signalverarbeitung parallel in mehreren Frequenzkanälen erfolgt. Die Signalverarbeitungseinheit 7 ist zum Ausgleich des individuellen Hörverlustes eines Hörgeräteträgers durch eine Vielzahl von Parametern einstellbar. Weiterhin können darin mehrere unterschiedliche Parametersätze zur Anpassung der Signalverarbeitung im Hörgerät 1 an unterschiedliche Hörsituationen, sogenannte Hörprogramme, bereitgestellt und aktiviert werden. Darüber hinaus erlaubt die Signalverarbeitungseinheit 7 die Aktivierung und Einstellung verschiedener Algorithmen zur Signalverarbeitung oder von Funktionen des Hörgerätes 1. Solche Algorithmen können beispielsweise den Frequenzgang, die Reduzierung von Störsignalen, die Anhebung von Sprachsignalen, die Richtmikrofoncharakteristik, die Kompression usw. betreffen. Bei dem Hörgerät 1 einstellbare Funktionen sind z.B. die Wahl des Signaleingangs über eine Telefonspule 8, über das Mikrofon 2 oder über das Mikrofonsystem 3, 4. Ein weiteres Beispiel für eine einstellbare Funktion ist die Erzeugung eines Signals zur Tinnitus-Therapie.

[0027] Die Aktivierung oder Einstellung der Algorithmen oder Funktionen kann bei dem Hörgerät 1 manuell oder automatisch erfolgen. Beispielsweise kann das Hörgerät 1 automatisch bestimmte Hörsituationen erkennen, z.B. die Hörsituation "Umgebung mit Störgeräusch", und daraufhin ein entsprechendes Hörprogramm aktivieren. Gleichzeitig mit dem betreffenden Hörprogramm ist dann auch ein Algorithmus zur Störgeräuschbefeuerung aktiviert. Im Ausführungsbeispiel ist dies durch die Schaltungseinheit 9 zur Reduzierung von Störsignalen innerhalb der Signalverarbeitungseinheit 7 veranschaulicht. In die Schaltungseinheit 9 geht ein Eingangssignal $s(t)$ ein und am Ausgang wird ein Ausgangssignal $y(t)$ geliefert. Dabei kann es sich sowohl bei $s(t)$ als auch bei $y(t)$ um Vektoren, also eine Mehrzahl an Signalen, handeln. Insgesamt wird also an wenigstens einer Stelle im Signalpfad des Hörgerätes 1 ein Signal abgegriffen, der Schaltungseinheit zur Reduzierung von Störsignalen 9 zugeführt und nach einer Signalverarbeitung wieder in den Signalpfad abgegeben. Z.B. kann in der Schaltungseinheit 9 eine Filterung erfolgen.

[0028] Hat ein Eingangssignal die Signalverarbeitungseinheit 7 des Hörgerätes 1 durchlaufen, so wird es

schließlich über einen Hörer 10 in ein akustisches Signal gewandelt und dem Gehörgang des Hörgeräteträgers zugeführt.

[0029] Anhand der Schaltungseinheit 9 zur Reduzierung von Störsignalen gemäß Figur 1 wird im Folgenden eine beispielhafte Ausführungsform der Erfindung näher beschrieben. Hierzu ist in Figur 2 die Schaltungseinheit 9 schematisch im Blockschaltbild veranschaulicht. Der Schaltungseinheit 9 ist an einem Signaleingang ein Eingangssignal $s(t)$ zugeführt. Eine Analyseeinheit 11A analysiert das Eingangssignal $s(t)$ und erkennt, ob darin ein Störsignal enthalten ist. Als Ausgangssignal der Analyseeinheit 11A wird ein binäres Signal $a(t)$ geliefert. Dabei bedeutet der Wert 0, dass kein Störsignal erkannt wurde, und bei einem erkannten Störsignal wird der Wert 1 erzeugt. Das Signal $a(t)$ schaltet nun nicht direkt einen Algorithmus zur Störgeräuschbefeuerung in der Recheneinheit 12 ein oder aus, sondern liegt zunächst an einem Eingang eines Tiefpasses 11B an. Springt der Wert des Signals $a(t)$ von 0 auf 1, so steigt der Wert des Signals $k(t)$ am Ausgang des Tiefpasses 11B in Abhängigkeit der Zeitkonstante des Tiefpasses 11B stetig von 0 auf 1. Die Analyseeinheit 11A bildet somit zusammen mit dem Tiefpass 11B einen Klassifikator 11, der nicht "hart" zwischen 0 oder 1 - also: "kein Störsignal vorhanden" bzw. "Störsignal vorhanden" - umschaltet, sondern einen "weichen" gleitenden Übergang verschafft.

[0030] Das Signal $k(t)$ liegt direkt an einem Eingang 13A und der in einer Recheneinheit 14 gebildete Wert $1-k(t)$ an einem Eingang eines Multiplikators 13B. Wie aus dem Blockschaltbild weiterhin ersichtlich ist, ist dem Multiplikator 13B das Eingangssignal $s(t)$ direkt zugeführt, während es zunächst die Recheneinheit 12 durchläuft, bevor es dem Multiplikator 13A zugeführt ist. Schließlich werden die beiden parallelen Signalpfade durch einen Summierer 15 wieder zusammengeführt. Damit wirken sich bei einem Sprung von $a(t)$ von 0 auf 1 die von der Recheneinheit 12 durchgeführten Rechenoperationen zunächst nicht mit voller Wirkung auf das Ausgangssignal $y(t)$ aus, sondern erst in dem Maße, in dem das Signal $k(t)$ ansteigt. In gleichem Maße reduziert sich die Wirkung des ursprünglich direkt auf den Ausgang $y(t)$ durchgeschalteten Signals $s(t)$. Nach einer bestimmten, vorzugsweise einstellbaren Zeitdauer ist dann der Wert des Signals $k(t)$ auf 1 angewachsen, womit die Recheneinheit 12 ihre volle Wirkung am Signalausgang $y(t)$ entfaltet und der direkte Signalpfad unter Umgehung der Recheneinheit 12 deaktiviert ist.

[0031] Werden nach einer Weile von der Analyseeinheit 11A keine Störsignale mehr in dem Eingangssignal $s(t)$ detektiert, so schaltet das Signal $a(t)$ von 1 nach 0 und der umgekehrte Prozess wird in Gang gesetzt.

[0032] Das "weiche" Ein- und Ausschalten eines Algorithmus wurde im Ausführungsbeispiel anhand einer Schaltungseinheit zur Reduzierung von Störsignalen beschrieben. Sinngemäß kann diese Vorgehensweise jedoch auf jeden beliebigen Algorithmus übertragen werden, der eine Signalverarbeitung im Hörgerät ausführt.

Weiterhin kann neben dem Ein- und Ausschalten von Algorithmen auch zwischen unterschiedlichen Algorithmen umgeschaltet werden. Darüber hinaus ist es auch möglich, dass sich durch das Umschalten die Rechenvorschrift, die von einem Algorithmus ausgeführt wird, ändern soll. In diesem Fall werden dann gemäß der Erfindung während des Umschaltvorgangs sowohl der ursprüngliche Algorithmus als auch der geänderte Algorithmus ausgeführt. Im Unterschied zu dem gezeigten Ausführungsbeispiel gemäß Figur 2 befinden sich dann in beiden Signalpfaden zwischen dem Signaleingang $s(t)$ und dem Summierer 15 Recheneinheiten zur parallelen Ausführung dieser Algorithmen, deren Ergebnisse dann gemäß der Erfindung mit wechselnder Gewichtung addiert werden.

[0033] Die Erfindung bietet den Vorteil, dass damit durch Ein-, Aus- oder Umschaltvorgänge hervorgerufene Störgeräusche oder unnatürliche Klangveränderungen bei dem Hörgerät gemäß der Erfindung vermieden werden. Diese Wirkung ist insbesondere bei Schaltvorgängen im Hörgerät vorteilhaft, die automatisch ausgelöst werden. Häufig finden nämlich unter bestimmten äußeren Gegebenheiten sehr viele Schaltvorgänge innerhalb kurzer Zeit, beispielsweise innerhalb weniger Sekunden, statt. Im Ausführungsbeispiel kann dies der Fall sein, wenn lediglich ein schwaches Störsignal vorliegt. Dann wechselt das Ausgangssignal der Analyseeinheit 11A, $a(t)$, sehr häufig zwischen 1 und 0, also: "Störsignal vorhanden" bzw. "kein Störsignal vorhanden". In Verbindung mit dem Tiefpass 11B, den Multiplikatoren 13A und 13B sowie der Recheneinheit 14 führt dies dann zu einem Zustand, bei dem über einen längeren Zeitraum beide Betriebszustände parallel im Hörgerät wirksam sind, da das Ausgangssignal $k(t)$ des Klassifikators 11 keinen der Endwerte 0 oder 1 erreicht. Im Ausführungsbeispiel wäre damit die Störgeräuschreduzierung nur teilweise wirksam. Dies ist für die beispielhaft vorgegebene Ausgangssituation eines schwachen Störsignals jedoch durchaus wünschenswert und sinnvoll.

[0034] Das Ausführungsbeispiel gemäß Figur 2 zeigt nur eine mögliche Ausführungsform einer Gewichtungsfunktion mit automatisch wechselnder Gewichtung. Hier sind jedoch auch Alternativlösungen denkbar. Weiterhin handelt es sich lediglich um ein schematisches Blockschaltbild. So sind bei der praktischen Realisierung noch weitere, hier nicht gezeigte, dem Fachmann jedoch geläufige Schaltungselemente notwendig, auf die zugunsten einer verbesserten Übersichtlichkeit bei der Darstellung verzichtet wurde. So sind beispielsweise bei einer Realisierung in digitaler Schaltungstechnik noch A/D-Wandler erforderlich, um die Gewichtungsfunktionen $k(t)$ und $1-k(t)$ in digitale Funktionen zu überführen.

[0035] Ein weiteres Ausführungsbeispiel der Erfindung zeigt Figur 3. Auch bei dieser Ausführungsform wird in einem Signalpfad eines Hörgerätes durch eine Schaltungseinheit 9' eine Signalverarbeitung realisiert, und zwar erfolgt mittels einer Recheneinheit 20 eine an eine bestimmte Umgebungssituation angepasste Verarbei-

tung des Eingangssignals $s(t)$. Die Signalverarbeitung in der Recheneinheit 20 wird von einem Parametersatz, im Ausführungsbeispiel dem "Hörprogramm 1", bestimmt. Zunächst sei der Ausgang der Recheneinheit 20 identisch mit dem Ausgangssignal der Schaltungseinheit 9', nämlich $y(t)$. Nun wird durch Betätigung eines Bedienelementes 21 auf das "Hörprogramm 2" umgeschaltet. Zur Durchführung des Umschaltvorgangs weist die Schaltungseinheit 9' eine Umschalteinheit 22 auf. Diese bewirkt zunächst, dass im Signalpfad des Hörgerätes zumindest für einen Teil des Signalpfades, nämlich zwischen dem Signaleingang $s(t)$ und dem Signalausgang $y(t)$, in denen sich Parameter der Signalverarbeitung beider Hörprogramme unterscheiden, für die Dauer des Umschaltvorgangs eine parallele Signalverarbeitung erfolgt. Unter Berücksichtigung des für das Hörprogramm 2 maßgeblichen Parametersatzes erfolgt somit auch in einer Recheneinheit 23 eine Verarbeitung des Eingangssignals $s(t)$. Um einen gleitenden Übergang zwischen den beiden Hörprogrammen zu gewährleisten, werden die Ausgänge der Recheneinheiten 20 bzw. 23 gewichtet und einem Summierer 24 zugeführt. Die Gewichtung erfolgt auch in diesem Ausführungsbeispiel durch ein Signal $a'(t)$, das von dem Wert 1 auf den Wert 0 springt. Über einen Tiefpass 25, dessen Zeitkonstante über das Signal $b'(t)$ durch die Umschalteinheit 22 steuerbar ist, wird ein Ausgangssignal $k'(t)$ des Tiefpasses 25 erzeugt, welches innerhalb einer bestimmten Zeitdauer stetig von 1 auf 0 fällt. Zur unterschiedlichen Gewichtung der Ausgänge der Recheneinheiten 20 und 23 ist das Signal $k'(t)$ sowie das in der Recheneinheit 26 gebildete Signal $1-k'(t)$ einem Multiplizierer 27A bzw. 27B zugeführt. Durch diese beispielhafte Ausführungsform wird ein gleitender Übergang von einem Hörprogramm 1 zu einem Hörprogramm 2 realisiert, wobei die Dauer des Umschaltvorganges über eine Funktion $b'(t)$ durch die Umschalteinheit 22 steuerbar ist.

[0036] Neben der manuellen Umschaltung durch das Bedienelement 21 kann der Umschaltvorgang zwischen zwei Hörprogrammen auch automatisch ausgelöst werden. Weiterhin kann die Erfindung anhand des Beispiels eines Umschaltvorganges zwischen zwei Hörprogrammen sinngemäß auch auf mehr als zwei Programme, zwischen denen umgeschaltet wird, erweitert werden.

[0037] Kann ein Klassifikator die augenblickliche Hörsituation nicht klar erkennen, so wechselt dieser sehr häufig und in kurzen Zeitabständen zwischen unterschiedlichen Hörsituationen. Dadurch ergibt sich im Zusammenhang mit der Erfindung der Vorteil, dass dann mehrere Hörprogramme automatisch über einen längeren Zeitraum parallel im Hörgerät betrieben werden. Erfolgt die Situationserkennung beispielsweise durch eine dem Klassifikator 11 gemäß Figur 1 vergleichbare Schaltungsanordnung, so ist die Gewichtung der jeweiligen Hörsituation im Mittel in etwa proportional zu der Zeitdauer für die die jeweilige Hörsituation festgestellt wird.

[0038] Sinngemäß lässt sich das anhand des Umschaltvorgangs zwischen zwei Hörprogrammen gezeig-

te Ausführungsbeispiel auf beliebige andere Schaltvorgänge im Hörgerät übertragen, bei denen bislang Sprünge von Parametern, die die Signalverarbeitung beeinflussen, stattfinden.

[0039] Ebenso wie bei der Anwendung von Algorithmen, die eine Signalverarbeitung im Hörgerät bewirken, lässt sich die Erfindung auch bei verschiedenen Funktionen eines Hörgerätes anwenden, die aktiviert, deaktiviert oder hinsichtlich ihrer Einstellung verändert werden können. Bei dem Hörgerät gemäß Figur 4 sind durch eine Mikrofonanordnung mit den Mikrofonen 30, 31 und 32 unterschiedliche Mikrofon-Empfangscharakteristiken einstellbar. Befindet sich ein Schalter S in einer ersten Schaltstellung, so ist lediglich das omnidirektionale Mikrofon 30 mit einer Signalverarbeitungseinheit 33 verbunden. Durch die elektrische Verschaltung der beiden omnidirektionalen Mikrofone 31 und 32 mit einem Verzögerungselement 34 und einem Differenzelement 35 wird ein Richtmikrofon 31, 32 realisiert. Befindet sich der Schalter S in der in Figur 4 dargestellten zweiten Schaltstellung, so ist das direktionale Mikrofon 31, 32 mit der Signalverarbeitungseinheit 33 verbunden. Ein derartiges umschaltbares Mikrofonsystem ist aus dem Stand der Technik bekannt. Beim Umschalten des Schalters S können einerseits durch das Umschalten verursachte Geräusche, aber auch unnatürliche Klangveränderungen bei der Signalübertragung durch das Hörgerät entstehen. Um diese zu vermeiden, wird für den Signaleingang eine Schaltungsanordnung, wie im Blockschaltbild gemäß Figur 5 veranschaulicht, vorgesehen. Auch hierbei besteht Wahlmöglichkeit zwischen einem omnidirektionalen Empfang durch das Mikrofon 30 sowie einem direktionalen Empfang durch die Mikrofone 31 und 32 in Verbindung mit dem Verzögerungselement 34 und dem Differenzelement 35. Zumindest während des Umschaltvorgangs ist der Ausgang des omnidirektionalen Mikrofons 30 einer Signalverarbeitungseinheit 33A und der Ausgang des Mikrofonsystems 31, 32 einer Signalverarbeitungseinheit 33B zugeführt. Auslöser für den Umschaltvorgang ist das Schaltelement 36. Der Umschaltvorgang kann sowohl manuell ausgelöst werden, beispielsweise durch Betätigung eines Bedienelementes, oder automatisch, z.B. in Verbindung mit dem Wechsel des Hörprogramms. Der einem Auslöser nachfolgende automatische Umschaltvorgang wird von einer Umschalteinheit 37 gesteuert. Diese bestimmt, welche Teile der Signalverarbeitung während des Umschaltvorgangs parallel auszuführen sind und gegebenenfalls, an welcher Stelle $y''(t)$ im Signalpfad des Hörgerätes eine gemeinsame Weiterverarbeitung erfolgen kann. So können die beiden unterschiedlich gewichteten Signalpfade in dem Summierer 38 zusammengeführt und gemeinsam endverstärkt werden.

[0040] Die wechselnde Gewichtung der parallelen Mikrofonsignalpfade erfolgt auch bei dem Hörgerät gemäß Figur 4 durch ein binäres Signal $a''(t)$, welches beim Umschalten von einem omnidirektionalen Empfang durch das Mikrofon 30 auf einen direktionalen Empfang durch

das Mikrofonsystem 31, 32 von 1 auf 0 wechselt. Von einem Tiefpass 39, dessen Zeitkonstante von einem von der Umschalteinheit 37 ausgehenden Signal $b''(t)$ steuerbar ist, wird ein Signal $k''(t)$ abgegeben, welches zum Beispiel stetig von 1 auf 0 fällt und als eines der Eingangssignale eines Multiplizierers 40A dient. Das in einer Recheneinheit 41 gebildete Signal $1-k''(t)$ ist einem Eingang eines Multiplizierers 40B zugeführt. An dem zweiten Eingang des Multiplizierers 40A liegt ein von dem Mikrofon 30 herrührendes Signal a , an dem zweiten Eingang des Multiplizierers 40B liegt ein von dem miteinander verschalteten Mikrofonen 31 und 32 herrührendes Signal a .

[0041] Die Schaltung gemäß dem Blockschaltbild erlaubt ein weiches und gleitendes Umschalten zwischen einem omnidirektionalen und einem direktionalen Mikrofonempfang. Auch bei diesem Hörgerät ist es möglich, dass durch ein sehr häufiges Umschalten in kurzen Zeitabständen durch das Schaltelement 36, z.B. hervorgerufen durch eine nicht klar bestimmbare Hörsituation, beide Mikrofoncharakteristiken über einen längeren Zeitraum parallel im Hörgerät vorhanden sind.

[0042] Der weiche, gleitende Übergang zwischen omnidirektionalem und direktionalem Mikrofonempfang wird durch die Richtdiagramme A bis H gemäß Figur 6 zusätzlich grafisch veranschaulicht. Gezeigt ist der Übergang ausgehend von dem ersten Betriebszustand, in dem lediglich ein omnidirektionaler Empfang erfolgt (Richtcharakteristik A). Die Diagramme B bis G zeigen dann den Übergang, für den beide Betriebszustände parallel im Hörgerät vorhanden sind, d.h., sowohl von dem omnidirektionalen Mikrofon als auch von dem direktionalen Mikrofon wird jeweils ein Eingangssignal aufgenommen und weiterverarbeitet. Durch die sich über der Zeit verändernde Gewichtung der verarbeiteten und summierten Mikrofonsignale entstehen die Richtcharakteristiken B bis G. Schließlich ist nach Beendigung des Umschaltvorgangs nur noch der zweite Betriebszustand im Hörgerät vorhanden und die Richtcharakteristik weist die in Figur 6H veranschaulichte Nierenform auf.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Betrieb eines Hörgerätes (1) mit einem Eingangswandler zur Aufnahme eines Eingangssignals und Wandlung in ein elektrisches Signal, einer Signalverarbeitungseinheit (7) zur Verarbeitung und Verstärkung des elektrischen Signals und einem Ausgangswandler, wobei ein Umschaltvorgang zum Überführen des Hörgerätes (1) von einem ersten Betriebszustand in einen zweiten Betriebszustand ausgelöst wird und wobei ein gleitender Übergang von dem ersten Betriebszustand zu dem zweiten Betriebszustand erfolgt, **dadurch gekennzeichnet, dass** während des Umschaltvorgangs ein Signalpfad innerhalb des Hörhilfegerätes zwischen einem Signaleingang, an dem ein Ein-

- gangssignal ($s(t)$) anliegt, und einem Signalausgang, an dem ein Ausgangssignal ($y(t)$) anliegt, aufgespaltet ist in einen ersten Signalpfad und einen parallelen zweiten Signalpfad, wobei das Eingangssignal ($s(t)$) beide Signalpfade durchläuft, wobei in dem ersten Signalpfad der erste Betriebszustand und in dem zweiten Signalpfad der zweite Betriebszustand im Hörgerät (1) vorliegt, wobei ein erstes Signal, das aus dem ersten Betriebszustand resultiert, und ein zweites Signal, das aus dem zweiten Betriebszustand resultiert, über eine Gewichtungsfunktion miteinander verknüpft sind und wobei während des Umschaltvorgangs die Gewichtung des ersten Signals verringert und die Gewichtung des zweiten Signals vergrößert wird.
2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei ein Algorithmus zur Signalverarbeitung in dem ersten Betriebszustand eingeschaltet und in dem zweiten Betriebszustand ausgeschaltet ist.
 3. Verfahren nach Anspruch 1, wobei ein Algorithmus zur Signalverarbeitung in dem ersten Betriebszustand ausgeschaltet und in dem zweiten Betriebszustand eingeschaltet ist.
 4. Verfahren nach Anspruch 1, wobei ein Algorithmus in dem zweiten Betriebszustand gegenüber einem ersten Betriebszustand verändert ist.
 5. Verfahren nach einem der Ansprüche 2 bis 4, wobei der Algorithmus den Frequenzgang, die Reduzierung von Störsignalen, die Anhebung von Sprachsignalen, die Richtmikrofoncharakteristik oder die Kompression betrifft.
 6. Verfahren nach Anspruch 1, wobei eine Funktion des Hörgerätes (1) in dem ersten Betriebszustand aktiviert und in dem zweiten Betriebszustand nicht aktiviert ist.
 7. Verfahren nach Anspruch 1, wobei eine Funktion des Hörgerätes (1) in dem ersten Betriebszustand nicht aktiviert und in dem zweiten Betriebszustand aktiviert ist.
 8. Verfahren nach Anspruch 1, wobei eine aktivierte Funktion des Hörgerätes (1) in dem zweiten Betriebszustand gegenüber dem ersten Betriebszustand verändert ist.
 9. Verfahren nach einem der Ansprüche 6 bis 8, wobei die Funktion die Erzeugung eines Signals zur Tinnitus-Therapie betrifft.
 10. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 9, wobei bei dem Hörgerät Parameter zur Steuerung der Signalverarbeitung einstellbar sind und wobei wenigstens ein Parameter in dem zweiten Betriebszustand einen geänderten Wert gegenüber dem Wert des Parameters in dem ersten Betriebszustand aufweist.
 11. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 10, wobei während des Umschaltvorgangs das Gewicht des ersten Parameters abnimmt und das Gewicht des zweiten Parameters zunimmt.
 12. Verfahren nach Anspruch 11, wobei die Summe der Gewichte eins beträgt.
 13. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 12, wobei der Umschaltvorgang von einem Umschaltalgorithmus gesteuert wird.
 14. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 13, wobei der Umschaltvorgang manuell ausgelöst wird.
 15. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 13, wobei der Umschaltvorgang automatisch ausgelöst wird.
 16. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 15, wobei die Dauer des Umschaltvorgangs eingestellt wird.
 17. Hörgerät (1) zur Durchführung des Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 16, mit einem Eingangswandler zur Aufnahme eines Eingangssignals und Wandlung in ein elektrisches Signal, einer Signalverarbeitungseinheit (7) zur Verarbeitung und Verstärkung des elektrischen Signals und einem Ausgangswandler, wobei ein Umschaltvorgang von einem ersten Betriebszustand in einen zweiten Betriebszustand des Hörgerätes (1) auslösbar ist und wobei Mittel zum gleitenden Überführen des Hörgerätes (1) von dem ersten Betriebszustand in den zweiten Betriebszustand vorhanden sind, **dadurch gekennzeichnet, dass** ein Signalpfad innerhalb des Hörhilfegerätes (1) in einem Teilbereich zwischen einem Signaleingang, an dem ein Eingangssignal ($s(t)$) anliegt, und einem Signalausgang, an dem ein Ausgangssignal ($y(t)$) anliegt, aufgespaltet ist in einen ersten Signalpfad und einen parallelen zweiten Signalpfad, so dass das Eingangssignal ($s(t)$) beide parallele Signalpfade durchläuft, wobei in dem ersten Signalpfad der erste Betriebszustand und in dem zweiten Signalpfad der zweite Betriebszustand im Hörgerät (1) vorliegt, wobei das Hörgerät (1) Mittel zur gewichteten Verknüpfung eines ersten Signals, das aus dem ersten Betriebszustand resultiert, und eines zweiten Signals, das aus dem zweiten Betriebszustand resultiert, umfasst, und wobei während des Umschaltvorgangs die Gewichtung des ersten Signals abnimmt und die Gewichtung des zweiten Signals zunimmt.
 18. Hörgerät (1) nach Anspruch 17, wobei die Dauer des Umschaltvorgangs einstellbar ist.

19. Hörgerät nach Anspruch 18, wobei während des Umschaltvorgangs das Gewicht des Signals aus dem ersten Betriebszustand mit eins beginnend abnimmt und das Gewicht des Signals aus dem zweiten Betriebszustand mit 0 beginnend zunimmt und wobei die Summe der Gewichte eins beträgt.

Claims

1. Method for operating a hearing aid (1) having an input transducer for picking up an input signal and converting it to an electrical signal, a signal processing unit (7) for processing and amplifying the electrical signal, and an output transducer, a switching event being triggered for switching the hearing aid (1) from a first operating mode into a second operating mode and a sliding transition ensuing from the first operating mode to the second operating mode, **characterized in that**, during the switching event, a signal path within the hearing aid is split, between a signal input, at which an input signal ($s(t)$) is present, and a signal output, at which an output signal ($y(t)$) is present, into a first signal path and a parallel second signal path, the input signal ($s(t)$) passing through both signal paths, in the first signal path the first operating mode being used in the hearing aid (1) and in the second signal path the second operating mode being used in the hearing aid (1), a first signal that results from the first operating mode and a second signal that results from the second operating mode being linked with one another via a weighting function, and the weighting of the first signal decreasing and the weighting of the second signal increasing during the switching event.
2. Method according to Claim 1, wherein an algorithm for signal processing is switched on in the first operating condition and switched off in the second operating condition.
3. Method according to Claim 1, wherein an algorithm for signal processing is switched off in the first operating condition and switched on in the second operating condition.
4. Method according to Claim 1, wherein an algorithm is modified in the second operating condition compared to a first operating condition.
5. Method according to one of Claims 2 to 4, wherein the algorithm relates to the frequency response, the reduction of noise signals, the boosting of voice signals, the directional microphone characteristic or the compression.
6. Method according to Claim 1, wherein a function of the hearing aid (1) is activated in the first operating

condition and not activated in the second operating condition.

7. Method according to Claim 1, wherein a function of the hearing aid (1) is not activated in the first operating condition and activated in the second operating condition.
8. Method according to Claim 1, wherein an activated function of the hearing aid (1) is modified in the second operating condition compared to the first operating condition.
9. Method according to one of Claims 6 to 8, wherein the function relates to the generation of a signal for tinnitus therapy.
10. Method according to one of Claims 1 to 9, wherein parameters for controlling the signal processing can be set in the hearing aid, and wherein at least one parameter in the second operating condition exhibits a modified value compared to the value of the parameter in the first operating condition.
11. Method according to one of Claims 1 to 10, wherein, during the switching event, the weight of the first parameter decreases and the weight of the second parameter increases.
12. Method according to Claim 11, wherein the sum of the weights amounts to one.
13. Method according to one of Claims 1 to 12, wherein the switching event is controlled by a switchover algorithm.
14. Method according to one of Claims 1 to 13, wherein the switching event is triggered manually.
15. Method according to one of Claims 1 to 13, wherein the switching event is triggered automatically.
16. Method according to one of Claims 1 to 15, wherein the duration of the switching event is set.
17. Hearing aid (1) for implementing the method according to one of Claims 1 to 16, having an input transducer for picking up an input signal and converting it into an electrical signal, a signal processing unit (7) for processing and amplifying the electrical signal and an output transducer, a switching event from a first operating mode to a second operating mode of the hearing aid (1) being able to be triggered and means for the sliding transition of the hearing aid (1) from the first operating mode to the second operating mode being present, **characterized in that** a signal path within the hearing aid (1) is split, in a subregion between a signal input, at which an input signal (s

(t)) is present, and a signal output, at which an output signal (y(t)) is present, into a first signal path and a parallel second signal path, so that the input signal (s(t)) passes through both parallel signal paths, in the first signal path the first operating mode being used in the hearing aid (1) and in the second signal path the second operating mode being used in the hearing aid (1), the hearing aid (1) having means for the weighted linkage of a first signal that results from the first operating mode and a second signal that results from the second operating mode, and, during the switching event, the weighting of the first signal decreasing and the weighting of the second signal increasing.

18. Hearing aid (1) according to Claim 17, wherein the duration of the switching event can be set.

19. Hearing aid according to Claim 18, wherein, during the switching event, the weight of the signal from the first operating condition decreases beginning with one and the weight of the signal from the second operating condition increases beginning with zero, and wherein the sum of the weights amounts to one.

Revendications

1. Procédé pour faire fonctionner une prothèse auditive (1) ayant un convertisseur d'entrée pour la réception d'un signal d'entrée et pour la conversion de celui-ci en un signal électrique, une unité de traitement de signal (7) pour le traitement et l'amplification du signal électrique et un convertisseur de sortie, une opération de commutation étant déclenchée pour faire passer la prothèse auditive (1) d'un premier état de fonctionnement à un deuxième état de fonctionnement et une transition douce s'effectuant du premier état de fonctionnement au deuxième état de fonctionnement, **caractérisé par le fait que**, pendant l'opération de commutation, un trajet de signal à l'intérieur de la prothèse auditive entre une entrée de signal, à laquelle se trouve un signal d'entrée (s(t)), et une sortie de signal, à laquelle se trouve un signal de sortie (y(t)), est divisé en un premier trajet de signal et un deuxième trajet de signal parallèle, le signal d'entrée (s(t)) parcourant les deux trajets de signal, le premier état de fonctionnement existant dans la prothèse auditive (1) dans le premier trajet de signal et le deuxième état de fonctionnement dans le deuxième trajet de signal, un premier signal, qui résulte du premier état de fonctionnement, et un deuxième signal, qui résulte du deuxième état de fonctionnement, étant combinés entre eux par l'intermédiaire d'une fonction de pondération et la pondération du premier signal étant diminuée pendant l'opération de commutation et celle du deuxième signal augmentée.

2. Procédé selon la revendication 1, un algorithme pour le traitement de signal étant appliqué dans le premier état de fonctionnement et n'étant pas appliqué dans le deuxième état de fonctionnement.

3. Procédé selon la revendication 1, un algorithme pour le traitement de signal n'étant pas appliqué dans le premier état de fonctionnement et étant appliqué dans le deuxième état de fonctionnement.

4. Procédé selon la revendication 1, un algorithme dans le deuxième état de fonctionnement étant modifié par rapport à celui dans un premier état de fonctionnement.

5. Procédé selon l'une des revendications 2 à 4, l'algorithme concernant la réponse fréquentielle, la réduction de signaux parasites, le relèvement de signaux vocaux, la caractéristique de microphone directionnel ou la compression.

6. Procédé selon la revendication 1, une fonction de la prothèse auditive (1) étant activée dans le premier état de fonctionnement et n'étant pas activée dans le deuxième état de fonctionnement.

7. Procédé selon la revendication 1, une fonction de la prothèse auditive (1) n'étant pas activée dans le premier état de fonctionnement et étant activée dans le deuxième état de fonctionnement.

8. Procédé selon la revendication 1, une fonction activée de la prothèse auditive (1) dans le deuxième état de fonctionnement étant modifiée par rapport au premier état de fonctionnement.

9. Procédé selon l'une des revendications 6 à 8, la fonction concernant la production d'un signal pour la thérapie de Tinnitus.

10. Procédé selon l'une des revendications 1 à 9, des paramètres pour la commande du traitement de signal pouvant être réglés dans la prothèse auditive et au moins un paramètre dans le deuxième état de fonctionnement ayant une valeur modifiée par rapport à la valeur du paramètre dans le premier état de fonctionnement.

11. Procédé selon l'une des revendications 1 à 10, la pondération du premier paramètre diminuant pendant l'opération de commutation et celle du deuxième paramètre augmentant.

12. Procédé selon la revendication 11, la somme des pondérations étant égale à un.

13. Procédé selon l'une des revendications 1 à 12, l'opération de commutation étant commandée par un al-

gorithme de commutation.

14. Procédé selon l'une des revendications 1 à 13, l'opération de commutation étant déclenchée manuellement. 5
15. Procédé selon l'une des revendications 1 à 13, l'opération de commutation étant déclenchée automatiquement. 10
16. Procédé selon l'une des revendications 1 à 15, la durée de l'opération de commutation étant réglée.
17. Prothèse auditive (1) pour la mise en oeuvre du procédé selon l'une des revendications 1 à 16, ayant un convertisseur d'entrée pour la réception d'un signal d'entrée et pour la conversion de celui-ci en un signal électrique, une unité de traitement de signal (7) pour le traitement et l'amplification du signal électrique et un convertisseur de sortie, une opération de commutation pouvant être déclenchée pour faire passer la prothèse auditive (1) d'un premier état de fonctionnement à un deuxième état de fonctionnement et des moyens étant prévus pour réaliser une transition douce de la prothèse auditive (1) du premier état de fonctionnement au deuxième état de fonctionnement, **caractérisé par le fait qu'un** trajet de signal à l'intérieur de la prothèse auditive (1) dans une zone partielle entre une entrée de signal, à laquelle se trouve un signal d'entrée ($s(t)$), et une sortie de signal, à laquelle se trouve un signal de sortie ($y(t)$), est divisé en un premier trajet de signal et un deuxième trajet de signal parallèle de telle sorte que le signal d'entrée ($s(t)$) parcourt les deux trajets de signal parallèles, le premier état de fonctionnement existant dans la prothèse auditive (1) dans le premier trajet de signal et le deuxième état de fonctionnement dans le deuxième trajet de signal, la prothèse auditive (1) comprenant des moyens pour la combinaison pondérée d'un premier signal, qui résulte du premier état de fonctionnement, et d'un deuxième signal, qui résulte du deuxième état de fonctionnement, et la pondération du premier signal diminuant pendant l'opération de commutation et celle du deuxième signal augmentant. 15
20
25
30
35
40
45
18. Prothèse auditive (1) selon la revendication 17, dans laquelle la durée de l'opération de commutation est réglable. 50
19. Prothèse auditive selon la revendication 18, dans laquelle, pendant l'opération de commutation, la pondération du signal issu du premier état de fonctionnement diminue en commençant à un et la pondération du signal issu du deuxième état de fonctionnement augmente en commençant à zéro et dans laquelle la somme des pondérations est égale à un. 55

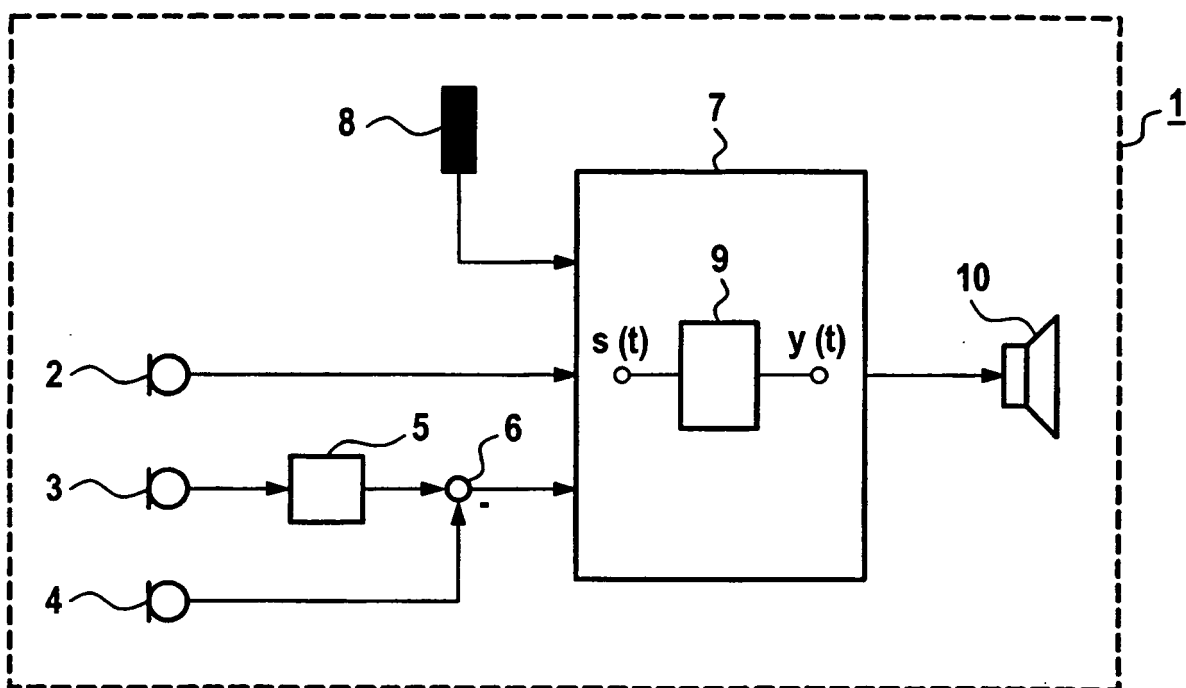


FIG 1

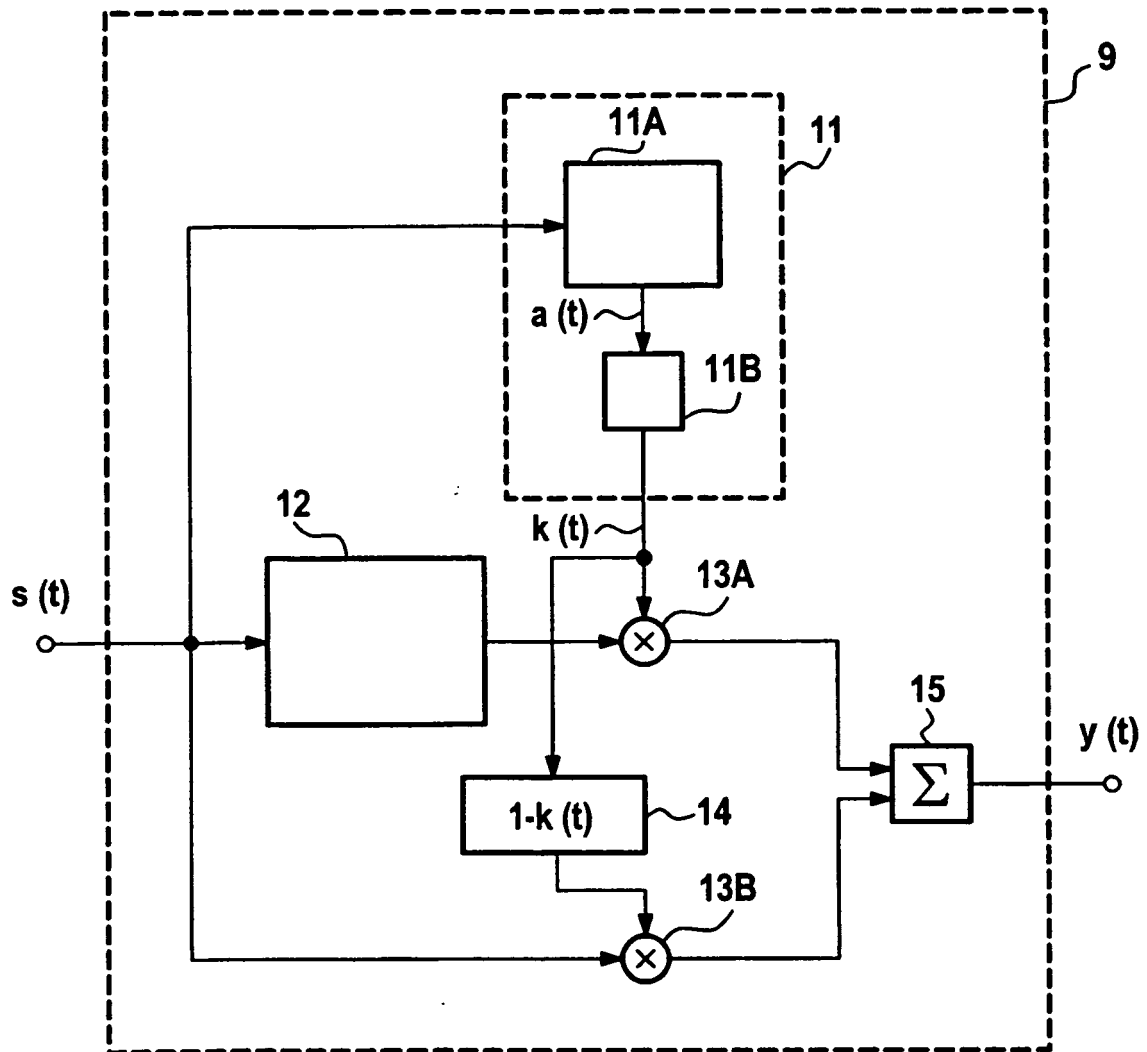


FIG 2

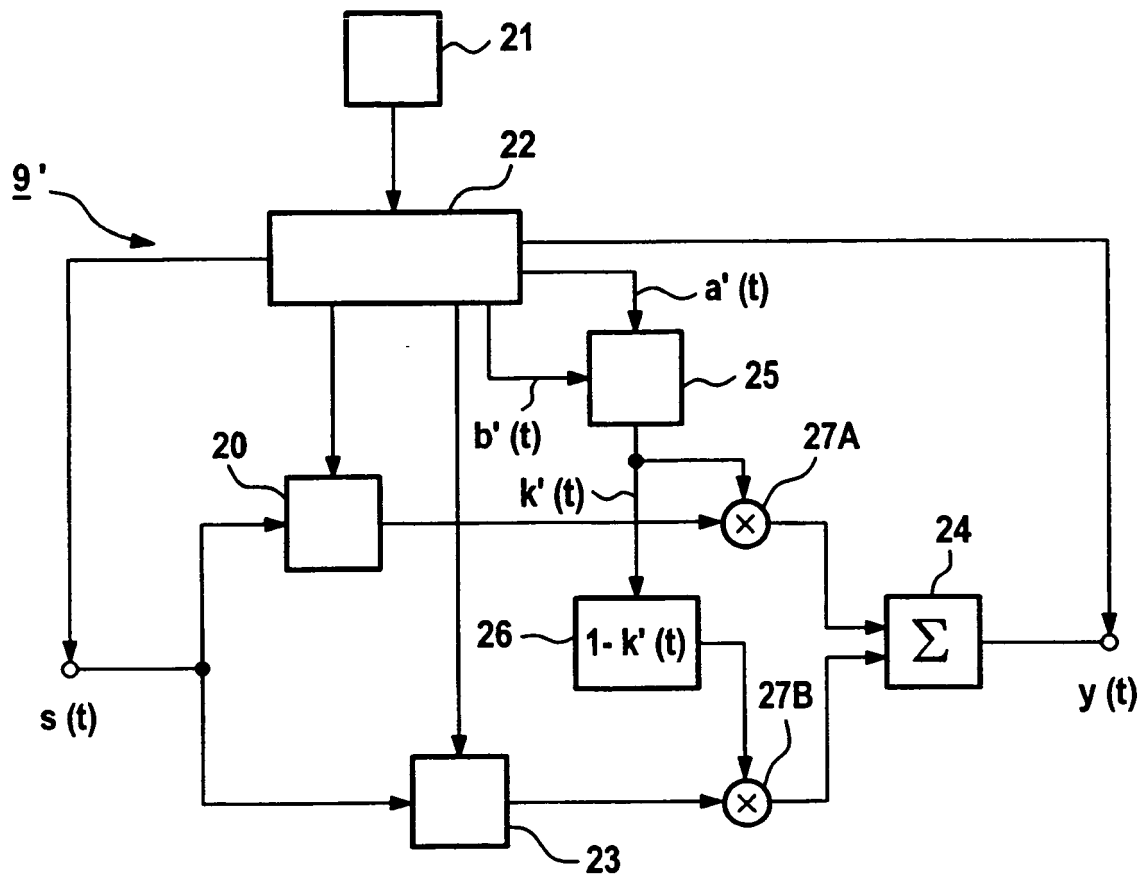


FIG 3

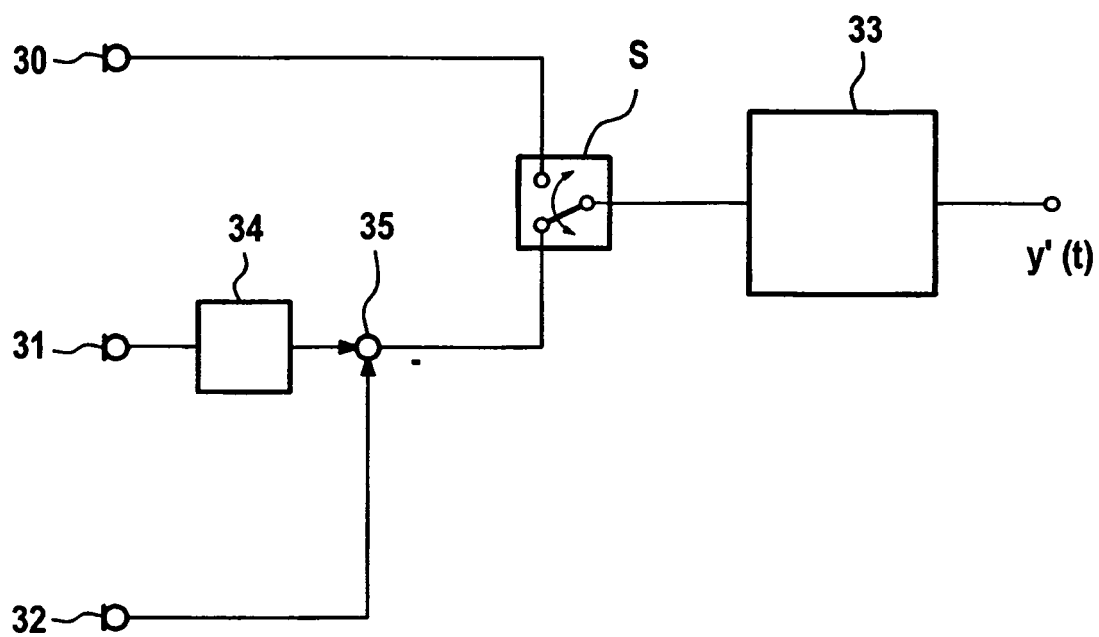


FIG 4

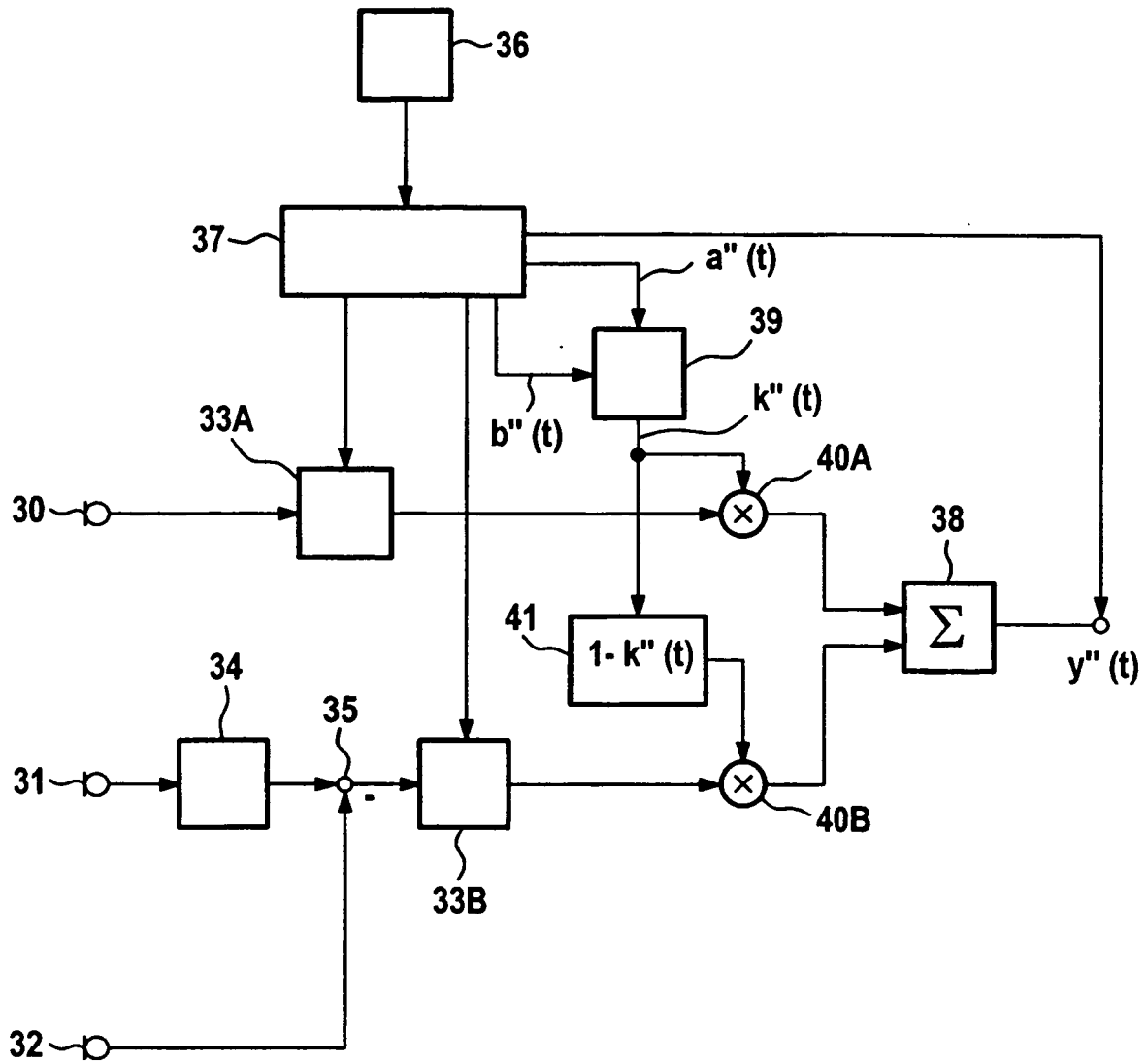
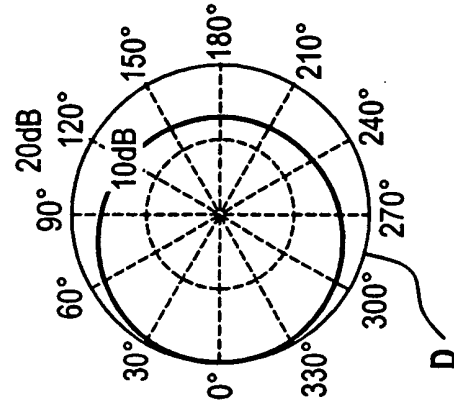
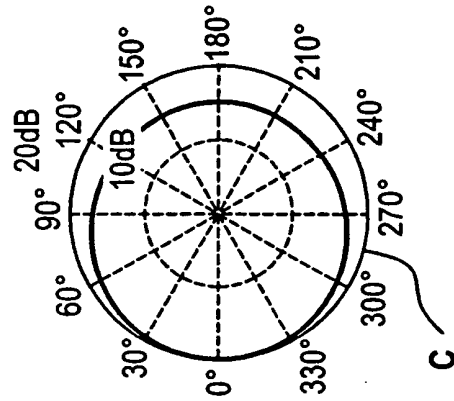
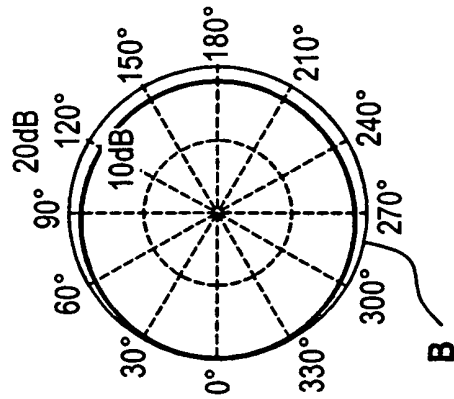
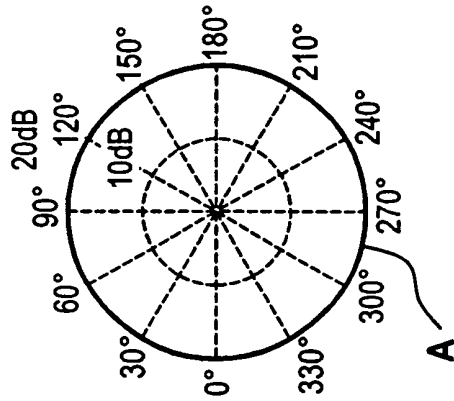


FIG 5

"Omni"



"Niére"

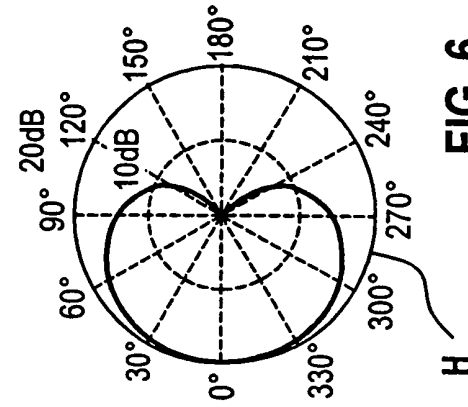
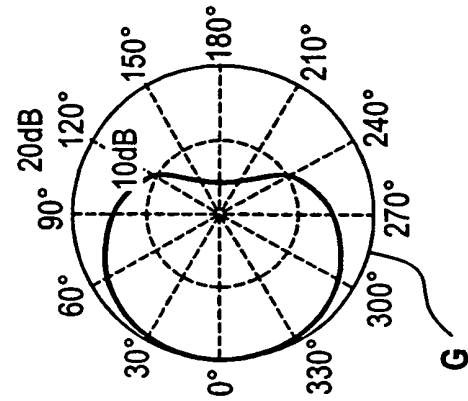
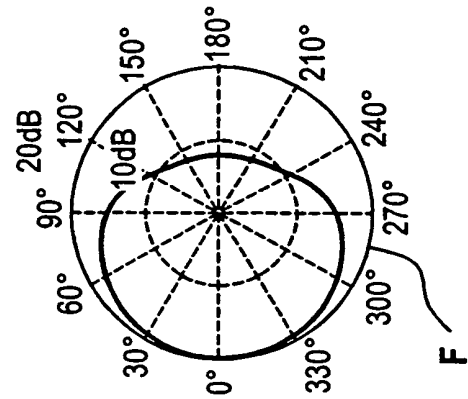
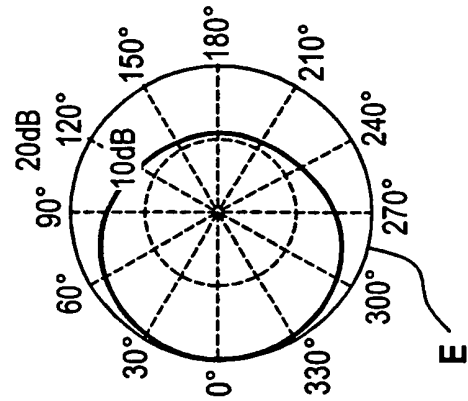


FIG 6

IN DER BESCHREIBUNG AUFGEFÜHRTE DOKUMENTE

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

In der Beschreibung aufgeführte Patentdokumente

- US 4425481 A [0002]
- DE 19542961 C1 [0005]
- DE 19534981 A1 [0006]
- DE 19859171 C2 [0007]
- US 6101258 A [0008]
- WO 0101731 A1 [0009]
- WO 0172085 A2 [0009]