



(11)

EP 2 190 218 B1

(12)

EUROPÄISCHE PATENTSCHRIFT

(45) Veröffentlichungstag und Bekanntmachung des
Hinweises auf die Patenterteilung:
04.06.2014 Patentblatt 2014/23

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

(21) Anmeldenummer: **09175081.0**

(22) Anmeldetag: **05.11.2009**

(54) **Filterbanksystem mit spezifischen Sperrdämpfungsanteilen für eine Hörvorrichtung**

Filter bank system with specific stop-band attenuation for a hearing device

Système d'ensemble de filtres avec atténuation de bande affaiblie spécifique pour un dispositif auditif

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

(30) Priorität: **21.11.2008 DE 102008058496**

(43) Veröffentlichungstag der Anmeldung:
26.05.2010 Patentblatt 2010/21

(73) Patentinhaber: **Siemens Medical Instruments Pte.
Ltd.
Singapore 139959 (SG)**

(72) Erfinder:
• **Alfsmann, Daniel
44787 Bochum (DE)**
• **Goeckler, Heinz
71522 Backnang (DE)**

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

(56) Entgegenhaltungen:
DE-T2- 69 833 749 US-A1- 2006 056 641

EP 2 190 218 B1

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

Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft ein Filterbanksystem für eine Hörvorrichtung mit einer Analysefilterbank zum Zerlegen eines Eingangssignals in Teilbandsignale, einer Verarbeitungseinrichtung zum Manipulieren mindestens eines der Teilbandsignale und einer Synthesefilterbank zum Zusammensetzen des manipulierten Teilbandsignals mit mindestens einem weiteren der Teilbandsignale. Darüber hinaus betrifft die vorliegende Erfindung ein Hörgerät mit einem derartigen Filterbanksystem. Unter dem Begriff "Hörvorrichtung" wird hier jedes im oder am Ohr bzw. am Kopf tragbare schallausgebende Gerät verstanden, insbesondere ein Hörgerät, ein Headset, Kopfhörer und dergleichen.

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

[0003] Hörgeräte besitzen prinzipiell als wesentliche Komponenten einen Eingangswandler, einen Verstärker und einen Ausgangswandler. Der Eingangswandler ist in der Regel ein Schallempfänger, z. B. ein Mikrofon, und/oder ein elektromagnetischer Empfänger, z. B. eine Induktionsspule. Der Ausgangswandler ist meist als elektroakustischer Wandler, z. B. Miniaturlautsprecher, oder als elektromechanischer Wandler, z. B. Knochenleitungshörer, realisiert. Der Verstärker ist üblicherweise in eine Signalverarbeitungseinheit integriert. Dieser prinzipielle Aufbau ist in FIG 1 am Beispiel eines Hinter-dem-Ohr-Hörgeräts dargestellt. In ein Hörgerätegehäuse 1 zum Tragen hinter dem Ohr sind ein oder mehrere Mikrofone 2 zur Aufnahme des Schalls aus der Umgebung eingebaut. Eine Signalverarbeitungseinheit 3, die ebenfalls in das Hörgerätegehäuse 1 integriert ist, verarbeitet die Mikrofonsignale und verstärkt sie. Das Ausgangssignal der Signalverarbeitungseinheit 3 wird an einen Lautsprecher bzw. Hörer 4 übertragen, der ein akustisches Signal ausgibt. Der Schall wird gegebenenfalls über einen Schallschlauch, der mit einer Otoplastik im Gehörgang fixiert ist, zum Trommelfell des Geräteträgers übertragen. Die Energieversorgung des Hörgeräts und insbesondere die der Signalverarbeitungseinheit 3 erfolgt durch eine ebenfalls ins Hörgerätegehäuse 1 integrierte Batterie 5.

[0004] Schallsignale, die von einem oder mehreren Mikrofonen eines Hörgeräts bzw. einer anderen Hörvorrichtung aufgenommen werden, werden üblicherweise zur

weiteren Verarbeitung in Teilbandsignale zerlegt. Hierzu bedient man sich üblicherweise eines Analyse-Synthese-Filterbanksystems. Dieses besitzt eine oder mehrere frequenzselektive digitale Analyse-Filterbänke (AFB), mit denen das Schallsignal in $K > 1$ Teilbandsignale zerlegt wird. Anschließend erfolgt eine teilbandspezifische Signalmanipulation, insbesondere eine Verstärkung bzw. Abschwächung der Teilbandsignale. Anschließend wird eine Re-Synthese der manipulierten Teilbandsignale mittels einer oder mehrerer digitaler Synthese-Filterbänke (SFB) durchgeführt. Das Filterbank-System ist in der Regel überabtastend und besitzt einen Überabtastfaktor $U \geq 1$.

[0005] An hochwertige Filterbänke in Hörgeräten werden gewisse Anforderungen gestellt. So wird beispielsweise in den untersten Bändern eine Kanalbreite von mindestens etwa 250 Hz benötigt. Ansonsten sollte sich der Bandabstand in etwa nach der Bark-Skala richten. Eine feinere Auflösung, beispielsweise in den breiteren Bändern nach der Bark-Skala, steht der Anwendung jedoch nicht entgegen. Ferner ist eine Kanalzahl von mindestens 22 wünschenswert. Störanteile durch Aliasing und Imaging sollten je nach Anwendungsfall (Hörschaden des Patienten) unterhalb von etwa 40-60 dB liegen. Aufgrund der intensiven Teilbandverarbeitung (insbesondere die hohe erforderliche Verstärkung zur Kompensation des Hörschadens) bei Hörgeräten sind herkömmliche Verfahren zur Auslöschung von Aliasing und Imaging nicht wirksam. Die Filterbänke sind daher grundsätzlich "nicht kritisch" abzutasten. Des Weiteren sollte die Gruppenlaufzeit (jeweils für AFB und SFB) deutlich unter 5 ms liegen und die Gruppenlaufzeitverzerrungen einen gewissen Rahmen nicht überschreiten. Insbesondere für hohe Frequenzen ist dabei die Gruppenlaufzeit so gering wie möglich zu halten, was einen wesentlichen limitierenden Faktor für die Filterbank darstellt.

[0006] Speziell sollten die AFB und die SFB derart ausgebildet sein, dass sich der Signal/Stör-Abstand am Ausgang des Filterbank-Systems bei beliebiger Manipulation (Verstärkung/Abschwächung) der Teilbandsignale nur innerhalb vorgegebbarer Grenzen verändert. Darin eingeschlossen ist auch der Fall der gänzlichen Unabhängigkeit des Signal/Stör-Abstands am Ausgang des Filterbanksystems von der Manipulation der Teilbandsignale.

[0007] Darüber hinaus sollten die AFB und die SFB derart ausgelegt sein, dass für eine am Ausgang des Filterbank-Systems in Abhängigkeit von der Manipulation der Teilbandsignale zulässige Schwankung des Signal/Stör-Abstands der Schaltungsaufwand (entspricht den Filterordnungen) und/oder die Gruppenlaufzeit (Gesamtverzögerung) des Filterbanksystems gegenüber dem Stand der Technik vermindert ist.

[0008] In dem Dokument 698 33 749 T2 ist eine Filterbankanalysestruktur für ein Hörhilfegerät beschrieben, bei welcher ein Puffer mit einer Multiplikationseinheit verbunden ist, so dass die Pufferwerte mit einer Fensterfunktion multipliziert werden können, welche einen Prototyp-Tiefpassfilter einer schnellen Fourier-Transforma-

tionsprozedur darstellt. In diesem Zusammenhang wird dem Fachmann gelehrt, dass es notwendig ist, diese Funktion korrekt zu entwerfen, um den Filterbändern eine gewünschte Bandpass- und Stoppbandreaktion zu geben und damit die hörbare Verfälschungsstörung zu vermindern.

[0009] Bei bisherigen Ansätzen zur Lösung dieser Problematiken wurden die Filterbänke AFB und SFB beispielsweise gleich entworfen (insbesondere gleiche Betragsspezifikation von minimalphasiger AFB und maximalphasiger SFB). Bei der frequenzunabhängigen Sperrdämpfung wurde der Überabtastfaktor nicht im Detail berücksichtigt. Ebenso wenig wurde die Signalmanipulation bei der Systemspezifikation des Filterbanksystems berücksichtigt. Damit ergaben sich große Schwankungen der Signalqualität (Signal/Stör-Abstand) in Abhängigkeit von der jeweiligen Manipulation (Verstärkung) der Teilbandsignale.

[0010] Die Aufgabe der vorliegenden Erfindung besteht somit darin, ein Filterbanksystem mit vermindertem Rechenaufwand vorzuschlagen, mit dem dennoch eine hohe Signalqualität, insbesondere ein bestimmter Signal/Stör-Abstand, erreicht werden kann.

[0011] Erfindungsgemäß wird diese Aufgabe gelöst durch ein Filterbanksystem für eine Hörvorrichtung mit einer Analysefilterbank (AFB) zum Zerlegen eines Eingangssignals in Teilbandsignale, einer Verarbeitungseinrichtung zum Manipulieren mindestens eines der Teilbandsignale und einer Synthesefilterbank (SFB) zum Zusammensetzen des manipulierten Teilbandsignals mit mindestens einem weiteren der Teilbandsignale, wobei die Sperrdämpfung mindestens einer der Übertragungsfunktionen der Analysefilterbank (AFB) sich zusammensetzt aus einem separat konfigurierbaren, frequenzunabhängigen Analyse-Grunddämpfungsanteil und einem separat konfigurierbaren, frequenzabhängigen Analyse-Dämpfungsanteil, und/oder die Sperrdämpfung mindestens einer der Übertragungsfunktionen der Synthesefilterbank (SFB) sich zusammensetzt aus einem separat konfigurierbaren, frequenzunabhängigen Synthese-Grunddämpfungsanteil, einem separat konfigurierbaren, frequenzabhängigen und von dem Manipulieren abhängigen, ersten Synthese-Dämpfungsteil und einem separat konfigurierbaren, frequenzabhängigen, zweiten Synthese-Dämpfungsanteil.

[0012] In vorteilhafter Weise ist es somit möglich, bei der Sperrdämpfung bestimmte Effekte auszunutzen und die Dämpfung nur dort hochzuhalten, wo es notwendig ist. Dadurch kann die Filterordnung unter Umständen deutlich reduziert werden.

[0013] Vorzugsweise sind sämtliche Dämpfungsanteile anhand des Signal/Stör-Abstands am Ausgang des Filterbanksystems konfiguriert. Damit ist dem Fachmann ein einfaches Kriterium beim Entwurf der Filterbanksysteme an die Hand gegeben.

[0014] In einer speziellen Ausführungsform hängt der Analyse-Grunddämpfungsanteil von dem Abwärtstastfaktor der Analysefilterbank ab. Somit lässt sich die

Grunddämpfung auf einen minimalen Wert festlegen.

[0015] Darüber hinaus kann in dem frequenzabhängigen Analyse-Dämpfungsanteil und/oder Synthese-Dämpfungsanteil ein Maskierungseffekt eines menschlichen Gehörs berücksichtigt werden. Damit wird die Tatsache genutzt, dass bei der Schallwahrnehmung zwei spektral nahe beieinanderliegende Anteile sich unter Umständen ganz oder teilweise verdecken. Rauschanteile, die durch andere Anteile verdeckt werden, müssten somit nicht mehr in vollem Maße gedämpft werden.

[0016] In einer weiteren Ausführungsform kann der frequenzabhängige Analyse-Dämpfungsanteil periodisch modifiziert sein, wobei die Periodizität durch den Überabtastfaktor der Analysefilterbank (AFB) und die maximale Dämpfungsabsenkung durch die Durchlassbereiche (Übertragungsverhalten) der AFB und SFB bestimmt ist. In gleicher Weise kann der frequenzabhängige Synthese-Dämpfungsanteil periodisch modifiziert sein, wobei auch hier die Periodizität von dem Aufwärtstastfaktor bzw. Integrationsfaktor der Synthesefilterbank und die maximale Dämpfungsabsenkung durch den Überabtastfaktor bestimmt ist. Durch die Periodizität der Dämpfungsanteile wird der Tatsache Rechnung getragen, dass auch die Artefakte durch Aliasing und Imaging periodisch auftreten.

[0017] Ebenso kann der Synthese-Grunddämpfungsanteil von dem Aufwärtstastfaktor der Synthesefilterbank abhängen.

[0018] Des Weiteren ist von besonderem Vorteil, wenn der frequenzabhängige erste Synthese-Dämpfungsanteil von einer Verstärkung der Verarbeitungseinrichtung abhängt. Damit kann die Dämpfung der Störanteile gerade so gewählt werden, dass diese nur dann stark bedämpft werden, wenn sie durch hohe Verstärkung des Nutzsignals ebenfalls hoch sind. Auch dadurch lässt sich generell bzw. temporär der Filteraufwand reduzieren.

[0019] Ferner ist es günstig, wenn der frequenzabhängige zweite Synthese-Dämpfungsanteil periodisch modifiziert ist, die Periodizität durch den Überabtastfaktor der Synthesefilterbank (SFB) und die maximale Dämpfungsabsenkung durch den Durchlassbereich (Übertragungsverhalten) der SFB bestimmt ist.

[0020] Es wurde bereits angedeutet, dass das oben beschriebene Filterbanksystem besonders vorteilhaft in einem Hörgerät genutzt werden kann.

[0021] Die vorliegende Erfindung wird nun anhand der beigefügten Zeichnungen näher erläutert, in denen zeigen:

- 50 FIG 1 eine Prinzipskizze eines Hörgeräts gemäß dem Stand der Technik;
- FIG 2 ein Blockschaltbild eines Filterbanksystems;
- 55 FIG 3 ein Beispiel für die Spezifikation eines AFB-Prototypfilters und
- FIG 4 ein Beispiel für die Spezifikation eines SFB-

Prototypfilters.

[0022] Die nachfolgend näher geschilderten Ausführungsbeispiele stellen bevorzugte Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung dar.

[0023] In FIG 2 ist ein Filterbanksystem schematisch dargestellt, wie es beispielsweise in einem Gerät genutzt wird. Ein Eingangssignal e (z. B. Sprachsignal) wird einer Analysefilterbank AFB zugeführt. Diese zerlegt das Eingangssignal e in 32 Teilbänder. Anschließend erfolgt eine teilbandspezifische Manipulation $M_1, M_2, M_3, \dots, M_{32}$ der Einzelsignale. Nach der Manipulation werden die einzelnen Teilbandsignale in einer hinsichtlich des Betragsfrequenzgangs an die Analysefilterbank AFB angepasste Synthesefilterbank SFB wieder zu einem Ausgangssignal a synthetisiert.

[0024] Sowohl in der Analysefilterbank AFB als auch der Synthesefilterbank SFB werden die einzelnen Filterfunktionen durch so genannte Prototypfilter realisiert, von dem beispielsweise durch einen komplex modulierenden Transformationskern in der Filterbank die Einzelfilter abgeleitet werden. Diese Prototypfilter besitzen beispielsweise Tiefpasscharakteristik. Nachfolgend wird lediglich der Sperrbereich der Prototypfilter betrachtet.

[0025] Entsprechend dem erfindungsgemäßen Kerngedanken setzt sich die Sperrdämpfungsspezifikation der Übertragungsfunktionen der AFB aus einer frequenzunabhängigen Grunddämpfung a^{AFB} und frequenzabhängigen Dämpfungsanteilen zusammen. Die Sperrdämpfungsspezifikation der Übertragungsfunktionen der SFB setzt sich aus einer frequenzunabhängigen Grunddämpfung a^{SFB} und ersten und zweiten frequenzabhängigen Dämpfungsanteilen zusammen, wobei der erste frequenzabhängige Dämpfungsanteil zusätzlich von der Signalmanipulation zwischen den beiden Filterbänken abhängt. Insbesondere soll die AFB und die SFB derart spezifiziert sein, dass durch Nutzung der Überabtastung der Teilbandsignale um einen Faktor $U > 1$ (U = Überabtastfaktor) der Schaltungsaufwand, d. h. die Filterordnung und/oder die Gesamtgruppenlaufzeit (Verzögerung) des Filterbanksystems vermindert ist. Außerdem sollen als Option auch wechselseitige Maskierungseffekte frequenzmäßig eng benachbarter Signalanteile genutzt werden, um den Schaltungsaufwand bzw. die Filterordnung und/oder die Gesamtgruppenlaufzeit des Filterbanksystems zu vermindern. Ferner sollte die Verschlechterung des Signal/Stör-Abstands am Ausgang des Filterbanksystems bei beliebiger Manipulation (Verstärkung/Abschwächung der Teilbandsignale durch Aliasingbeiträge der AFB bzw. durch Imagingbeiträge der SFB etwa gleich groß sein.

[0026] Die Konfiguration eines konkreten Filterbanksystems wird nun anhand der FIG 3 und 4 näher erläutert. Als objektives Kriterium für die Dimensionierung der Filter wird generell der Signal/Stör-Abstand SNR am Ausgang des Filterbanksystems verwendet.

[0027] Bei der Konfiguration der Analysefilterbank AFB wird zunächst eine frequenzunabhängige Grund-

dämpfung a^{AFB} durch den gewünschten SNR^{AFB} festgelegt. Dieser Signal/Stör-Abstand SNR^{AFB} ergibt sich aufgrund von Aliasing in der AFB. Dabei ist die Grunddämpfung a^{AFB} abhängig vom Dezimationsfaktor M (= Abwärtstastfaktor) der AFB, der die Anzahl der überhaupt vorhandenen Aliasing-Anteile bestimmt. Die Grunddämpfung im Sperrbereich wird nun durch eine frequenzabhängige zusätzliche Sperrdämpfung ergänzt. Ein erster Teil 10 des frequenzabhängigen Dämpfungsanteils der AFB-Spezifikation ergibt sich dadurch, dass Maskierungseffekte des menschlichen Ohrs ausgenutzt werden. Dadurch wird die Sperrdämpfung in der Nähe des Filterdurchlassbereichs vermindert. In dem Beispiel von FIG 3 ist dieser zweite Teil 10 in der Nähe des Durchlassbereichs um 10 dB reduziert und steigt dann ab dem achten Teilband rampenförmig zu seinem Endwert an.

[0028] Ein zweiter Teil 11 des frequenzabhängigen Dämpfungsanteils der AFB-Spezifikation ergibt sich dadurch, dass die in der AFB durch Aliasing erzeugten Störanteile in der SFB unterschiedlich bewertet werden. Der zweite Teil 11 ist periodisch, so dass die gesamte Sperrdämpfung über der Frequenz periodisch modifiziert wird. Dabei hängt die Anzahl der Perioden vom Überabtastfaktor U ab, und die Tiefe der zulässigen Dämpfungsabsenkung wird vom Produkt der Durchlassbereiche der Prototypfilter in der AFB und SFB bestimmt.

[0029] Die gesamte Sperrdämpfung 12 ergibt sich aus der Summe aller Dämpfungsanteile einschließlich der Grunddämpfung, ein logarithmisches Maß (Dezibel) zu Grunde legend. In FIG 3 ist die gesamte frequenzabhängige Sperrdämpfung 12 dargestellt. Ihr absolutes Niveau ergibt sich aus der Grunddämpfung a^{AFB} (in FIG 3 nicht dargestellt), die im logarithmischen Maß zur frequenzabhängigen Sperrdämpfung addiert wird. Die frequenzabhängige Sperrdämpfung steigt damit über den hier gewählten 32 Teilbändern entsprechend der Rampe des ersten Teils 10 an.

[0030] Die Grunddämpfung a^{SFB} der Synthesefilterbank wird ebenfalls durch den gewünschten Signal/Stör-Abstand SNR^{SFB} festgelegt. Er ergibt sich aufgrund von Imaging in der SFB. Auch hier ist die Grunddämpfung a^{SFB} abhängig vom Interpolationsfaktor M der SFB, der gleich dem Dezimationsfaktor M der AFB ist.

[0031] Ein erster frequenzabhängiger Dämpfungsanteil 13 erhöht die Grunddämpfung a^{SFB} der Sperrdämpfungsspezifikation um die frequenzabhängige Verstärkung (Abschwächung= negative Verstärkung in dB), mit der die Teilbandsignale zwischen den Filterbänken manipuliert werden. Diese verstärkungsabhängige Komponente ist wichtig, denn die Imaging-Anteile in der SFB werden mitverstärkt.

[0032] Ein erster Teil 14 des zweiten frequenzabhängigen Dämpfungsanteils der SFB-Spezifikation (vgl. FIG 4) ergibt sich wie bei der AFB dadurch, dass Maskierungseffekte des menschlichen Ohrs ausgenutzt werden. Damit wird die Spezifikation der Sperrbereichsdämpfung der Übertragungsfunktion der SFB-Filter in der Nähe des Filterdurchlassbereichs genau wie bei der

AFB vermindert. Auch diese Verminderung kann zu einer Reduzierung der Filterordnung beitragen.

[0033] Weiterhin ergibt sich ein zweiter Teil 15 des zweiten frequenzabhängigen Dämpfungsanteils der SFB-Spezifikation dadurch, dass $U \cdot (M-1)$ Spektralanteile (Images der SFB) unterschiedlicher Stärke in jedem Kanal zu liegen kommen. In einem Kanal ergeben sich $M-1$ Hauptanteile (Zentralbereich einer spektralen Verteilung von Signal- und Alias-Leistung) und $KM-1$ unterschiedlich stark abgeschwächte Nebenanteile (Außenbereiche der spektralen Verteilung von Signal- und Alias-Leistung). Die Spezifikation der Sperrdämpfung wird folglich periodisch über der Frequenz modifiziert, wobei die Anzahl der Perioden vom Überabtastfaktor U abhängt und die Tiefe der zulässigen Dämpfungsabsenkung vom Durchlassbereich des Prototypfilters (in der SFB) bestimmt ist.

[0034] Die gesamte Sperrdämpfung 16 des Prototypfilters für die SFB ergibt sich wieder aus der Summe sämtlicher Dämpfungsanteile. Auch hier bestimmt die Grunddämpfung a^{SFB} die absolute Lage der Sperrdämpfung, indem sie für die Spezifikation des Prototypfilters zu den frequenzabhängigen Dämpfungsanteilen im logarithmischen Sinne hinzuaddiert wird.

[0035] Die frequenzabhängige Verkleinerung der Sperrdämpfung 12 bzw. 16 in den optimierten Spezifikationen (vgl. FIG 3 und 4) wird nun dazu genutzt, beispielsweise den Schaltungsaufwand bzw. die Filterordnung zu reduzieren. Alternativ, zusätzlich oder implizit (für den Fall eines bei einem gegebenen Filtertyp gegebenen festen Zusammenhangs zwischen Filterordnung und Gruppenlaufzeit) kann die frequenzabhängige Verkleinerung der Sperrdämpfung auch dazu genutzt werden, die Gruppenlaufzeit zu reduzieren. Optional kann auch die frequenzunabhängige Grunddämpfung der Filterbänke erhöht werden, wenn sich die Sperrdämpfung frequenzabhängig verkleinern lässt. Diese Vorteile lassen sich einzeln oder in Kombination nutzen.

Patentansprüche

1. Filterbanksystem für eine Hörvorrichtung mit

- einer Analysefilterbank (AFB) zum Zerlegen eines Eingangssignals (e) in Teilbandsignale,
 - einer Verarbeitungseinrichtung zum Manipulieren (M1 bis M32) mindestens eines der Teilbandsignale und
 - einer Synthesefilterbank (SFB) zum Zusammensetzen des manipulierten Teilbandsignals mit mindestens einem weiteren der Teilbandsignale,
- dadurch gekennzeichnet, dass**
- die Sperrdämpfung (12) mindestens einer der Übertragungsfunktionen der Analysefilterbank (AFB) sich zusammensetzt aus

- einem separat konfigurierbaren, frequenzunabhängigen Analyse-Grunddämpfungsanteil und
- einem separat konfigurierbaren, frequenzabhängigen Analyse-Dämpfungsanteil (10, 11), und/oder

- die Sperrdämpfung (16) mindestens einer der Übertragungsfunktionen der Synthesefilterbank (SFB) sich zusammensetzt aus

- einem separat konfigurierbaren, frequenzunabhängigen Synthese-Grunddämpfungsanteil,
- einem separat konfigurierbaren, frequenzabhängigen und von dem Manipulieren abhängigen, ersten Synthese-Dämpfungsanteil (13) und
- einem separat konfigurierbaren, frequenzabhängigen, zweiten Synthese-Dämpfungsanteil (14, 15).

2. Filterbanksystem nach Anspruch 1, wobei sämtliche Dämpfungsanteile anhand des Signal/Stör-Abstands am Ausgang des Filterbanksystems konfiguriert sind.
3. Filterbanksystem nach Anspruch 1 oder 2, wobei der Analyse-Grunddämpfungsanteil von dem Abwärtstastfaktor der Analysefilterbank (AFB) abhängt.
4. Filterbanksystem nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei in dem frequenzabhängigen Analyse-Dämpfungsanteil (10, 11) und/oder zweiten Synthese-Dämpfungsanteil (14, 15), ein Maskierungseffekt eines menschlichen Gehörs berücksichtigt ist.
5. Filterbanksystem nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei der frequenzabhängige Analyse-Dämpfungsanteil (10, 11) periodisch modifiziert ist, die Periodizität durch den von dem Überabtastfaktor der Analysefilterbank (AFB) und die maximale Dämpfungsabsenkung durch die Durchlassbereiche der Analysefilterbank (AFB) und der Synthesefilterbank (SFB) bestimmt ist.
6. Filterbanksystem nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei der Synthese-Grunddämpfungsanteil von dem Abwärtstastfaktor der Synthesefilterbank (SFB) abhängt.
7. Filterbanksystem nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei der frequenzabhängige erste Synthese-Dämpfungsanteil (13) von einer Verstärkung der Verarbeitungseinrichtung abhängt.
8. Filterbanksystem nach einem der vorhergehenden

Ansprüche, wobei der frequenzabhängige zweite Synthese-Dämpfungsanteil (14, 15) periodisch modifiziert ist, die Periodizität durch den Überabtastrfaktor der Synthesefilterbank (SFB) und die maximale Dämpfungsabsenkung durch den Durchlassbereich (Übertragungsverhalten) der SFB bestimmt ist.

9. Hörgerät mit einem Filterbanksystem nach einem der vorhergehenden Ansprüche.

Claims

1. Filter bank system for a hearing aid having

- an analysis filter bank (AFB) for splitting an input signal (E) into sub-band signals,
- a processing device for manipulating (M1 to M32) at least one of the sub-band signals and
- a synthesis filter bank (SFB) for combining a manipulated sub-band signal with at least one further one of the sub-band signals,

characterized in that

- the stop-band attenuation (12) of at least one of the transfer functions of the analysis filter bank (AFB) is composed of

- a separately configurable, frequency-independent analysis pass-band attenuation component and
- a separately configurable, frequency-dependent analysis attenuation component (10, 11), and/or

- the stop-band attenuation (16) of at least one of the transfer functions of the synthesis filter bank (SFB) is composed of

- a separately configurable, frequency-dependent synthesis pass-band attenuation component,
- a separately configurable, frequency-dependent and manipulation-dependent first synthesis attenuation component (13), and
- a separately configurable, frequency-dependent second synthesis attenuation component (14, 15).

2. Filter bank system according to Claim 1, wherein all attenuation components are configured by means of the signal/noise ratio at the output of the filter bank system.

3. Filter bank system according to Claim 1 or 2, wherein the analysis pass-band attenuation component depends on the down-sampling factor of the analysis filter bank (AFB).

4. Filter bank system according to one of the preceding claims, wherein a masking effect of human hearing is taken into consideration in the frequency-dependent analysis attenuation component (10, 11) and/or second synthesis attenuation component (14, 15).

5. Filter bank system according to one of the preceding claims, wherein the frequency-dependent analysis attenuation component (10, 11) is periodically modified, the periodicity being determined by the oversampling factor of the analysis filter bank (AFB) and the maximum reduction in attenuation being determined by the pass-bands of the analysis filter bank (SFB).

6. Filter bank system according to one of the preceding claims, wherein the synthesis pass-band attenuation component depends on the down sampling factor of the synthesis filter bank (SFB).

7. Filter bank system according to one of the preceding claims, wherein the frequency-dependent first synthesis attenuation component (13) depends on an amplification of the processing device.

8. Filter bank system according to one of the preceding claims, wherein the frequency-dependent second synthesis attenuation component (14, 15) is modified periodically, the periodicity being determined by the oversampling factor of the synthesis filter bank (SFB) and the maximum reduction in attenuation being determined by the pass-band (transfer characteristic) of the SFB.

9. Hearing device with a filter bank system according to one of the preceding claims.

Revendications

1. Système à batterie de filtres pour une prothèse auditive comprenant

- une batterie (AFB) de filtres d'analyse pour la décomposition d'un signal (e) d'entrée en des signaux de bande partiels,
- un dispositif de traitement pour la manipulation (M1 à M32) d'au moins l'un des signaux de bande partiels, et
- une batterie (SFB) de filtres de synthèse pour la combinaison du signal de bande partiel manipulé à au moins un autre des signaux de bande partiels,

caractérisé en ce que

- l'atténuation (12) de blocage d'au moins l'une des fonctions de transfert de la batterie (AFB) de filtres d'analyse se compose

- d'une composante d'atténuation de base d'analyse configurable séparément et indépendante de la fréquence et
 - d'une composante (10 , 11) d'atténuation d'analyse configurable séparément et dépendante de la fréquence, et/ou
- l'atténuation (16) de blocage d'au moins l'une des fonctions de transfert de la batterie (SFB) de filtres de synthèse se compose
- d'une composante d'atténuation de base de synthèse configurable séparément et indépendante de la fréquence,
 - d'une première composante (13) d'atténuation de synthèse configurable séparément, dépendante de la fréquence et dépendante de la manipulation et
 - d'une deuxième composante (14 , 15) d'atténuation de synthèse configurable séparément et dépendante de la fréquence.
2. Système à batterie de filtres suivant la revendication 1, dans lequel l'ensemble des composantes d'atténuation sont configurées au moyen de l'écart signal/bruit à la sortie du système à batterie de filtres.
 3. Système à batterie de filtres suivant la revendication 1 ou 2, dans lequel la composante d'atténuation de base d'analyse dépend du facteur de sous-échantillonnage de la batterie (AFB) de filtres d'analyse.
 4. Système à batterie de filtres suivant l'une des revendications précédentes, dans lequel il est tenu compte, dans la composante (10 , 11) d'atténuation d'analyse qui dépend de la fréquence et/ou dans la deuxième composante (14 , 15) d'atténuation de synthèse, d'un effet de masquage d'une ouïe humaine.
 5. Système à batterie de filtres suivant l'une des revendications précédentes, dans lequel la composante (10 , 11) d'atténuation d'analyse qui dépend de la fréquence est modifiée périodiquement, la périodicité est déterminée par le facteur de sur-échantillonnage de la batterie (AFB) de filtres d'analyse et l'abaissement maximum d'atténuation par les bandes passantes de la batterie (AFB) de filtres d'analyse et de la batterie (SFB) de filtres de synthèse.
 6. Système à batterie de filtres suivant l'une des revendications précédentes, dans lequel la composante d'atténuation de base de synthèse dépend du facteur de sous échantillonnage de la batterie (SFB) de filtres de synthèse.
 7. Système à batterie de filtres suivant l'une des revendications précédentes, dans lequel la première com-
- posante (13) d'atténuation de synthèse, qui dépend de la fréquence, dépend d'une amplification du dispositif de traitement.
8. Système à batterie de filtres suivant l'une des revendications précédentes, dans lequel la deuxième composante (14 , 15) d'atténuation de synthèse qui dépend de la fréquence, est modifiée périodiquement, la périodicité est déterminée par le facteur de sur-échantillonnage de la batterie (SFB) de filtres de synthèse et l'abaissement d'atténuation maximum est déterminé par la bande passante (propriété de transmission) du SFB.
 9. Prothèse auditive ayant un système à batterie de filtres suivant l'une des revendications précédentes.

FIG 1
(Stand der Technik)

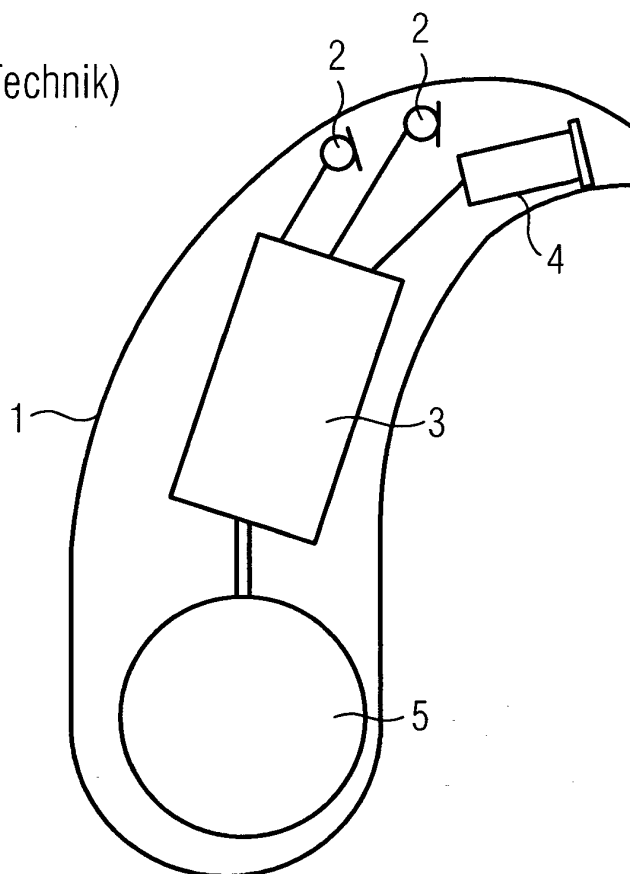


FIG 2

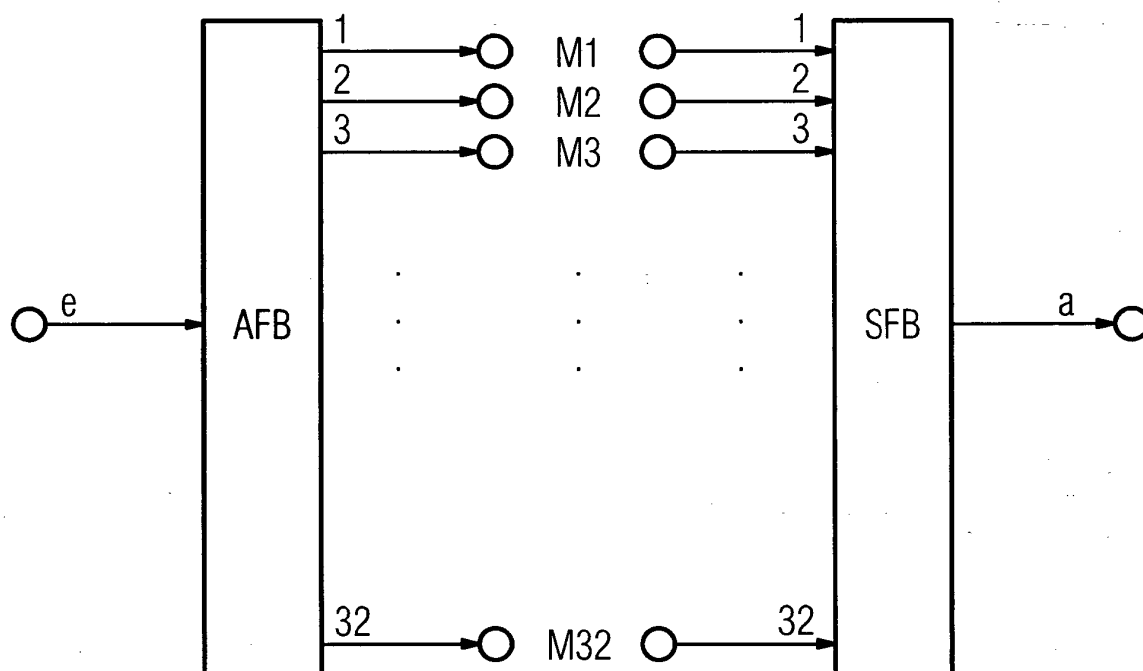


FIG 3

