



(11)

EP 4 404 591 A1

(12)

EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG

(43) Veröffentlichungstag:
24.07.2024 Patentblatt 2024/30

(21) Anmeldenummer: 24152467.7

(22) Anmeldetag: 17.01.2024

(51) Internationale Patentklassifikation (IPC):
H04R 25/00^(2006.01)

(52) Gemeinsame Patentklassifikation (CPC):
H04R 25/552; H04R 2225/43; H04R 2430/03

(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 ME MK MT NL
NO PL PT RO RS SE SI SK SM TR**
Benannte Erstreckungsstaaten:
BA
Benannte Validierungsstaaten:
GE KH MA MD TN

(30) Priorität: 19.01.2023 DE 102023200405

(71) Anmelder: **Sivantos Pte. Ltd.**
Singapore 539775 (SG)

(72) Erfinder:

- FISCHER, Eghart**
91058 Erlangen (DE)
- WILSON, Cecil**
91058 Erlangen (DE)
- BEST, Sebastian**
91058 Erlangen (DE)
- DREßLER, Oliver**
91058 Erlangen (DE)

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

(54) **BINAURALES HÖRSYSTEM MIT ZWEI HÖRINSTRUMENTEN SOWIE VERFAHREN ZUM BETRIEB EINES SOLCHEN HÖRSYSTEMS**

(57) Die Erfindung nennt ein Verfahren zum Betrieb eines binauralen Hörsystems (10) mit einem ersten Hörinstrument (1) und einem zweiten Hörinstrument (2), wobei das erste Hörinstrument (1) einen ersten Eingangswandler (M1) aufweist, und das zweite Hörinstrument (2) einen zweiten Eingangswandler (M2) aufweist, wobei durch den ersten Eingangswandler (M1) aus einem Umgebungsschall (11) ein erstes Eingangssignal (E1) erzeugt wird, und durch den zweiten Eingangswandler (M2) aus dem Umgebungsschall (11) ein zweites Eingangssignal (E2) erzeugt wird, wobei das erste Eingangssignal (E1) einer ersten latenzarmen Analyse (12) unterzogen wird, und hierbei wenigstens ein erster Parameter (P1) einer Signalverarbeitung ermittelt wird, wobei das zweite Eingangssignal (E2) einer zweiten latenzarmen Analyse (13) unterzogen wird, und hierbei ein zweiter Parameter (P2) einer Signalverarbeitung ermittelt wird, wobei der erste Parameter (P1) an das zweite Hörinstrument (2) übermittelt wird, und der zweite Parameter (P2) an das erste Hörinstrument (1) übermittelt wird, wobei anhand des ersten Parameters (P1) und des zweiten Parameters (P2) sowohl im ersten als auch im zweiten Hörinstrument (1, 2) jeweils ein synchronisierter Parameter (Ps) ermittelt wird, und wobei der synchronisierte Parameter (Ps) im ersten Hörinstrument (1) auf Signalanteile (SGa-SGz) des ersten Eingangssignals (E1) angewandt wird, und im zweiten Hörinstrument (2) auf Signalanteile des zweiten Eingangssignals (E2) angewandt wird. Die Erfindung nennt weiter ein zur Durchführung eines solchen Verfahrens eingerichtetes binaurales Hörsystem (10).

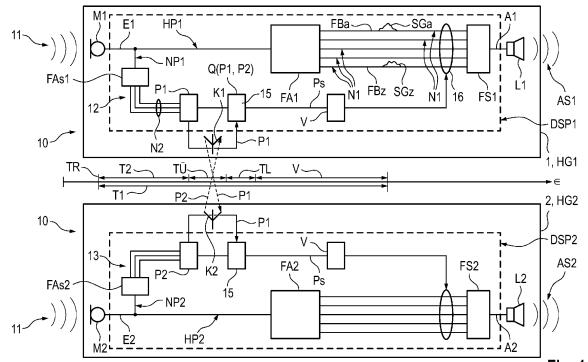


Fig. 1

Beschreibung

[0001] Die Erfindung bezieht sich auf ein binaurales Hörsystem mit zwei Hörinstrumenten, welche durch einen Nutzer jeweils am linken Ohr bzw. rechten Ohr zu tragen sind. Die Erfindung bezieht sich weiterhin auf ein Verfahren zum Betrieb eines solchen Hörsystems.

[0002] Als Hörinstrument wird allgemein ein elektronisches Gerät bezeichnet, das das Hörvermögen einer das Hörinstrument tragenden Person (die nachfolgend als "Träger" oder "Benutzer" bezeichnet ist) unterstützt. Insbesondere bezieht sich die Erfindung auf Hörinstrumente, die dazu eingerichtet sind, einen Hörverlust eines hörgeschädigten Nutzers ganz oder teilweise zu kompensieren. Ein solches Hörinstrument wird auch als "Hörgerät" bezeichnet. Daneben gibt es Hörinstrumente, die das Hörvermögen von normalhörenden Nutzern schützen oder verbessern, zum Beispiel in komplexen Hörsituationsen ein verbessertes Sprachverständnis ermöglichen sollen, oder auch in Form von Kommunikationsgeräten (also etwa Headsets o.ä., ggf. mit Ohrstöpsel-förmigen Kopfhörern).

[0003] Hörinstrumente im Allgemeinen, und Hörgeräte im Speziellen, sind meist dazu ausgebildet, am Kopf und hier insbesondere in oder an einem Ohr des Benutzers getragen zu werden, insbesondere als Hinter-dem-Ohr-Geräte (nach dem englischen Begriff "behind the ear" auch als BTE-Geräte bezeichnet) oder In-dem-Ohr-Geräte (nach dem englischen Begriff "in the ear" auch als ITE-Geräte bezeichnet). Im Hinblick auf ihre interne Struktur weisen Hörinstrumente regelmäßig mindestens einen (akusto-elektrischen) Eingangswandler, eine Signalverarbeitungseinrichtung (Signalprozessor) und einen Ausgangswandler auf. Im Betrieb des Hörinstruments nimmt der oder jeder Eingangswandler einen Umgebungsschall auf und wandelt diesen Umgebungsschall in ein entsprechendes elektrisches Eingangssignal um, dessen Spannungsschwankungen bevorzugt Informationen zu den in der Luft durch den Umgebungsschall hervorgerufenen Oszillationen des Luftdrucks tragen. In der Signalverarbeitungseinrichtung wird das oder jedes Eingangssignal verarbeitet (d. h. hinsichtlich seiner Schallinformation modifiziert), um insbesondere das Hörvermögen des Nutzers zu unterstützen, also besonders bevorzugt um einen Hörverlust des Nutzers auszugleichen. Die Signalverarbeitungseinrichtung gibt ein entsprechend verarbeitetes Audiosignal als Ausgangssignal an den Ausgangswandler aus, welcher das Ausgangssignal in ein Ausgangsschallsignal umwandelt. Das Ausgangsschallsignal kann dabei in einem Luftschall bestehen, welcher in den Gehörgang des Nutzers abgegeben wird (ggf. über einen Schallschlauch, wie bei einem BTE-Gerät, oder durch entsprechende Positionierung des Hörinstruments im Gehörgang). Das Ausgangsschallsignal kann auch in den Schädelknochen des Nutzers abgegeben werden.

[0004] Der Begriff "binaurales Hörsystem" bezeichnet ein System, welches zwei Hörinstrumente im o.g. Sinn

umfasst, von denen ein erstes Hörinstrument zur Versorgung des linken Ohrs des Nutzers dient (beispielsweise des linken Ohrs) und im bestimmungsgemäßen Betrieb vom Nutzer an oder in diesem Ohr getragen wird, während das zweite Hörinstrument zur Versorgung des rechten Ohrs des Nutzers dient (bspw. des rechten Ohrs) und im bestimmungsgemäßen Betrieb vom Nutzer an oder in diesem Ohr getragen wird.

[0005] In der Signalverarbeitungseinrichtungen der Hörinstrumente eines binauralen Hörsystems sind jeweils Algorithmen zur Signalverarbeitung implementiert. Dies umfasst insbesondere, dass die jeweiligen Eingangssignale in jedem Hörinstrument analysiert werden, und anhand der Analyse für jedes Hörinstrument Parameterinstellungen der Signalverarbeitung vorgenommen werden, um eine Hörschwäche des Nutzers bestmöglich in Abhängigkeit seiner audiologischen Anforderungen zu versorgen (etwa durch frequenzbandweise Verstärkung und/oder Kompression), oder den Nutzer in sonstiger Weise bestmöglich zu unterstützen. Auf diese Weise können jedoch für den Nutzer Probleme bei der Lokalisierung von Schallquellen entstehen, wenn z.B. die linke und die rechte Seite unterschiedliche Signalverstärkungen angewandt werden.

[0006] Der Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren zum Betrieb eines binauralen Hörsystems anzugeben, welches einem Nutzer des binauralen Hörsystems eine möglichst präzise Lokalisierung von Schallquellen bei möglichst realistischem Hörempfinden ermöglicht. Der Erfindung liegt weiter die Aufgabe zu grunde, ein binaurales Hörsystem anzugeben, welches zur Durchführung eines derartigen Verfahrens eingerichtet ist.

[0007] Die erstgenannte Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst durch ein Verfahren zum Betrieb eines binauralen Hörsystems mit einem ersten Hörinstrument und einem zweiten Hörinstrument, wobei das erste Hörinstrument einen ersten Eingangswandler aufweist, und das zweite Hörinstrument einen zweiten Eingangswandler aufweist, wobei durch den ersten Eingangswandler aus einem Umgebungsschall ein erstes Eingangssignal erzeugt wird, und durch den zweiten Eingangswandler aus dem Umgebungsschall ein zweites Eingangssignal erzeugt wird, wobei das erste Eingangssignal einer ersten latenzarmen Analyse unterzogen wird, und hierbei wenigstens ein erster Parameter einer Signalverarbeitung ermittelt wird, und wobei das zweite Eingangssignal einer zweiten latenzarmen Analyse unterzogen wird, und hierbei ein zweiter Parameter einer Signalverarbeitung ermittelt wird.

[0008] Verfahrensgemäß ist dabei vorgesehen, dass der erste Parameter, insbesondere vom ersten Hörinstrument, an das zweite Hörinstrument übermittelt wird, und der zweite Parameter, insbesondere vom zweiten Hörinstrument, an das erste Hörinstrument übermittelt wird, dass anhand des ersten Parameters und des zweiten Parameters sowohl im ersten als auch im zweiten Hörinstrument, bevorzugt auf dieselbe Weise, jeweils ein

synchronisierter Parameter ermittelt wird, und dass der synchronisierte Parameter im ersten Hörinstrument auf Signalanteile des ersten Eingangssignals angewandt wird, und im zweiten Hörinstrument auf Signalanteile des zweiten Eingangssignals angewandt wird. Vorteilhafte und teils für sich gesehen erforderliche Ausgestaltungen oder Weiterentwicklungen der Erfindung sind in den Unteransprüchen und der nachfolgenden Beschreibung dargelegt.

[0009] Das erste bzw. zweite Hörinstrument und das binaurale Hörsystem sind dabei bevorzugt von der ein-gangs beschriebenen Art. Als erster bzw. zweiter Eingangswandler ist hierbei jedwede Vorrichtung umfasst, welche dazu eingerichtet ist, aus dem Umgebungsschall das jeweilige elektrische Eingangssignal derart zu erzeu-gen, dass Oszillationen im Luftdruck der Umgebung, wel-che durch den Schall bedingt sind, durch entsprechende Oszillationen in der Spannung und/oder im Strom des betreffenden Eingangssignals repräsentiert werden. Ins-besondere kann jedes der beiden Hörinstrumente noch weitere als die hier angeführten Eingangswandler auf-weisen, sodass lokal im betreffenden Hörinstrument auch eine direktionale Verarbeitung mehrerer im Hör-instrument erzeugter Eingangssignale möglich ist.

[0010] Optional kann das binaurale Hörsystem zusätz-lich noch mindestens ein externes elektronisches Gerät umfassen, also z.B. eine Fernbedienung, ein Ladegerät oder ein Programmiergerät für eines oder beide Hör-instrumente. Bei modernen Hörsystemen ist oft die Fernbe-dienung oder bzw. das Programmiergerät als ein Steu-erprogramm, insbesondere in Form einer sogenannten App, auf einem Smartphone oder Tablet implementiert. Das externe Gerät kann dabei unabhängig von den Hör-instrumenten und insbesondere durch einen anderen Hersteller bereitgestellt werden. Das externe Gerät wird jedoch im Fall, dass es in Verbindung mit den beiden Hörinstrumenten Funktionen derselben ansteuert o.ä. bzw. deren Betrieb koordiniert, ein Teil des binauralen Hörsystems.

[0011] Das verarbeitete erste Eingangssignal, welches durch die Anwendung des synchronisierten Para-meters auf das erste Eingangssignal (und ggf. noch wei-teren lokalen Signalverarbeitungsschritten) gebildet wird, kann nun bevorzugt im ersten Hörinstrument durch einen elektro-akustischen ersten Ausgangswandler in ein Ausgangsschallsignal umgewandelt werden. Ver-gleichbares gilt für das verarbeitete zweite Eingangssi-gnal. Als (elektro-akustischer) Ausgangswandler ist da-bei jedwede Vorrichtung umfasst, welche dazu vorgese-hen und eingerichtet ist, ein elektrisches Signal in ein entspre-chendes Schallsignal umzuwandeln, wobei Spannungs- und/oder Stromschwankungen im elektri-schen Signal in entsprechende Amplitudenschwankun-ge des Schallsignals umgesetzt werden, also insbeson-dere ein Lautsprecher, ein sog. Balanced Metal Case Receiver, aber auch ein Knochenleithörer o.ä.

[0012] Unter einer ersten latenzarmen Analyse des ersten Eingangssignals ist hierbei insbesondere eine

Analyse in der Zeit-Domäne umfasst, sowie weiter auch eine Analyse in der Zeit-Frequenz-Domäne mit einer ver-gleichsweise geringen Anzahl an Frequenzbändern, et-wa im Vergleich zu einer für andere Signalverarbeitungs-schritte im ersten Hörinstrument erfolgenden Aufteilung

5 des ersten Eingangssignals in einzelne Frequenzbän-der, sodass gegenüber einer derartigen Aufteilung in der latenzarmen Analyse eine geringere Latenz vorliegt. In der ersten latenzarmen Analyse wird nun wenigstens ein 10 Parameter der Signalverarbeitung für das erste Ein-gangssignal ermittelt (, also z.B. einen Verstärkungsfak-tor oder einen Parameter einer Kompression (Kniepunkt, Kompressionsverhältnis, "Attack"/"Release"-Zeitkon-stanten etc.). Die erste Analyse latenzarme Analyse kann 15 dabei z.B. nach bestimmten Eigenschaften des ersten Eingangssignals wie z.B. Pegelsprüngen oder Transi-enten erfolgen, anhand derer der besagte Parameter er-mittelt wird. Entsprechendes gilt für die zweite latenzar-me Analyse, wobei jedoch für die erste und die zweite 20 latenzarme Analyse auch unterschiedliche Algorithmen verwendet werden können (also etwa eine erste laten-zarne Analyse in der Zeit-Domäne und eine zweite laten-zarne Analyse in der Zeit-Frequenz-Domäne mit ei-ner geringen Anzahl an Frequenzbändern), solange die 25 o.g. Bedingungen erfüllt sind.

[0013] Der erste Parameter der Signalverarbeitung und der zweite Parameter der Signalverarbeitung wer-den nun vom Ort der Erzeugung (dem ersten bzw. zweien Hörinstrument) an das jeweils andere Hörinstrument 30 übermittelt, bevorzugt anhand von dafür eingerichteten Kommunikationsvorrichtungen (wie etwa Bluetooth- oder NFC-fähigen Antennen in beiden Hörinstrumenten o.ä.). Die beiden besagten Parameter betreffen bevor-zugt dieselbe signaltechnische bzw. physikalische Grö-35 ße (etwa einen Verstärkungsfaktor oder ein Filter im sel-ten Frequenzbereich oder in wenigstens teilweise über-lappenden Frequenzbereichen), oder lassen zumindest Rückschlüsse auf dieselbe signaltechnische bzw. physi-kalische Größe zu (wie etwa Signalpegel oder eine Pe-40 gelspitze im selben Frequenzbereich oder in wenigstens teilweise überlappenden Frequenzbereichen, anhand derer im jeweils anderen Hörinstrument weitere Parame-45 ter der Signalverarbeitung wie etwa ein Verstärkungs-faktor abgeleitet werden können).

[0014] In ersten und im zweiten Hörinstrument liegen 50 nun jeweils der erste Parameter und der zweite Parame-ter lokal vor. In beiden Hörinstrumenten wird nun sowohl anhand des ersten Parameters als auch anhand des zweiten Parameters jeweils ein synchronisierter Parame-55 ter ermittelt. Dies erfolgt bevorzugt auf dieselbe Wei-se, also in beiden Hörinstrumenten anhand desselben Algorithmus, d.h., in beiden Hörinstrumenten kommt die-selbe mathematische Funktion der beiden Parameter als Funktionsargumente zum Einsatz, welche diese Parame-ter auf den synchronisierten Parameter abbildet.

[0015] Der synchronisierte Parameter, welcher nun in-folge der oben beschriebenen Erzeugung lokal in beiden Hörinstrumenten mit demselben Wert vorliegt, wird nun

im ersten Hörinstrument auf Signalanteile des ersten Eingangssignals angewandt, und im zweiten Hörinstrument auf Signalanteile des zweiten Eingangssignals, welche bevorzugt den besagten Signalanteilen des ersten Eingangssignals entsprechen (also etwa auf Signalanteile in derselben Frequenzbändern) bzw. einer äquivalenten Vorverarbeitung unterzogen wurden. Insbesondere können also die Signalanteile des ersten bzw. zweiten Eingangssignals, auf welche der synchronisierte Parameter jeweils angewandt wird, in Signalanteilen eines oder mehrerer Frequenzbänder bestehen oder aus diesen gewonnen werden, und/oder die Signalanteile des ersten bzw. zweiten Eingangssignals jeweils zusammen mit Signalanteilen weiterer lokaler Signale im ersten bzw. zweiten Hörinstrument einer lokalen Richtmikrofonie unterzogen werden, sodass auf die jeweils im ersten bzw. zweiten Hörinstrument aus der lokalen Richtmikrofonie resultierenden Signale jeweils der synchronisierte Parameter angewandt wird.

[0016] Dadurch, dass nun in beiden Hörinstrumenten auf einander entsprechende Signalanteile des ersten und des zweiten Eingangssignals bzw. auf in äquivalenter Weise vorverarbeitete Signalanteile ersten und des zweiten Eingangssignals für die Signalverarbeitung jeweils derselbe Parameter, nämlich der synchronisierte Parameter, angewandt wird, bleiben natürliche (statische) Lautstärken- und Dynamik-Unterschiede zwischen beiden Seiten erhalten. Diese Unterschiede werden vom menschlichen Gehör für die Lokalisierung von Schallquellen herangezogen (zusammen mit Laufzeitunterschieden), sodass durch die beschriebene Anwendung des synchronisierten Parameters auf die beiden Eingangssignale in den unterschiedlichen Hörinstrumenten das räumliche Hörempfinden verbessert werden kann.

[0017] Dadurch, dass zudem in jedem Hörinstrument jeweils eine latenzarme Analyse erfolgt, um den ersten bzw. zweiten Parameter zu bestimmen (anhand derer der synchronisierte Parameter ermittelt wird), treten keine nennenswerten Verzögerungen für die Anwendung auf. Vielmehr können unvermeidbare Latenzen bei der Bereitstellung der Signalanteile des ersten bzw. zweiten Eingangssignals, auf welche jeweils der synchronisierte Parameter anzuwenden ist, dazu verwendet werden, parallel dazu die genannten latenzarmen Analysen (sowie die Bereitstellung des synchronisierten Parameters) laufen zu lassen, sodass durch das vorgeschlagene Verfahren insgesamt keine weitere Zeitverzögerung eintritt.

[0018] Als vorteilhaft erweist es sich, wenn das erste Eingangssignal in einem ersten Hauptsignalpfad in eine Mehrzahl an Frequenzbändern aufgeteilt wird (also insbesondere Transformation in die Zeit-Frequenz-Domäne), und hierdurch Frequenzband-Anteile des ersten Eingangssignals als erzeugt werden, wobei der synchronisierte Parameter im ersten Hauptsignalpfad auf besagte Frequenzband-Anteile als Signalanteile des ersten Eingangssignals angewandt wird, oder auf von besagten Frequenzband-Anteilen abgeleitete Signalanteile ange-

wandt wird. Die einzelnen Frequenzband-Anteile werden nach frequenzselektiver Anwendung des synchronisierten Parameters bevorzugt mittels einer Synthese-Filterbank in die Zeit-Domäne (zurück-)transformiert, und vom 5 Ausgangswandler - ggf. nach weiteren Signalverarbeitungsschritten - in das Ausgangsschallsignal umgewandelt. Bevorzugt erfolgt im zweiten Hörinstrument eine hierzu analoge Signalverarbeitung des zweiten Eingangssignals. Dies ermöglicht es, dass eine erste Latenz 10 bei der Zerlegung des ersten Eingangssignals in die Mehrzahl an Frequenzbändern im Hauptsignalpfad eine zweite Latenz der zweiten latenzarmen Analyse des zweiten Eingangssignals zur Ermittlung des zweiten Parameters, eine Übertragungslaufzeit des zweiten Parameters 15 vom zweiten zum ersten Hörinstrument sowie das Ermitteln des synchronisierten Parameters wenigstens kompensiert.

[0019] Günstigerweise ist die erste und/oder zweite latenzarme Analyse gegeben durch eine Analyse in der 20 Zeit-Domäne, oder gegeben durch eine Analyse in der Frequenzdomäne oder insbesondere in der Zeit-Frequenz-Domäne mit einer geringeren Anzahl an Frequenzbändern als die Mehrzahl an Frequenzbändern im ersten Hauptsignalpfad bzw. einem entsprechenden 25 zweiten Hauptsignalpfad des zweiten Hörinstruments. Eine Analyse in der Zeit-Domäne lässt sich besonders latenzarm implementieren. Im zweitgenannten Fall ist über die genannten Anzahlen an Frequenzbändern sichergestellt, dass die Latenz der ersten bzw. zweiten latenzarmen Analyse geringer ist, als die Latenz im jeweiligen kontralateralen Hauptsignalpfad, auf dessen Signalanteile in einer Anzahl an Frequenzbändern der synchronisierte Parameter anzuwenden ist.

[0020] Bevorzugt wird zwischen dem Empfang des 35 zweiten Parameters des zweiten Hörinstruments durch das erste Hörinstrument und der Anwendung des synchronisierten Parameters auf Signalanteile des ersten Eingangssignals eine Verzögerung angewandt. Dies ist insbesondere dann vorteilhaft, wenn in o.g. ersten Hauptsignalpfad eine erste Latenz größer ist als die Summe 40 aus der zweiten Latenz der zweiten latenzarmen Analyse, der Übertragungszeit des zweiten Parameters vom zweiten zum ersten Hörinstrument sowie ggf. eine Laufzeit des Algorithmus zum Ermitteln des synchronisierten 45 Parameters.

[0021] In einer alternativen, ebenfalls vorteilhaften Ausgestaltung wird die Anzahl der Frequenzbänder der zweiten latenzarmen Analyse derart gewählt, dass die 50 zweite Latenz der zweiten latenzarmen Analyse und die Übertragungszeit, und ggf. noch die Laufzeit eines Algorithmus zur Bestimmung des synchronisierten Parameters (insbesondere, falls diese Laufzeit nicht vernachlässigbar ist), zusammen der ersten Latenz der Aufteilung des ersten Eingangssignals in die Mehrzahl an Frequenzbändern im ersten Hauptsignalpfad entspricht. Hierdurch wird angesichts der Latenz der Frequenzband-Zerlegung im ersten Hauptsignalpfad die zeitlich 55 maximal mögliche Frequenzauflösung für die zweite

Analyse erzielt, ohne noch weiter Verzögerungen (gegenüber der Latenz der Frequenzband-Zerlegung im ersten Hauptsignalpfad) hervorzurufen. Bevorzugt gilt für die die Latenz der ersten latenzarmen Analyse (in einem Nebensignalpfad des ersten Hörinstruments) vergleichbares; insbesondere ist die Latenz der ersten Analyse gleich der Latenz der zweiten Analyse.

[0022] Als weiter vorteilhaft erweist sich, wenn der synchronisierte Parameter anhand des ersten Parameters und des zweiten Parameters mittels eines Maximalwertes und/oder mittels eines Minimalwertes und/oder mittels einer Mittelwertbildung und/oder mittels einer Summenbildung bestimmt wird. Diese Arten der Berechnung lassen sich besonders einfach implementieren, und weisen zudem einen linearen Zusammenhang zwischen den beiden Parametern und somit zwischen den beiden Hörinstrumenten auf.

[0023] In einer weiter vorteilhaften Ausgestaltung erfolgt in der ersten latenzarmen Analyse und/oder in der zweiten latenzarmen Analyse eine Detektion eines Transienten, wobei anhand eines detektierten Transienten als erster Parameter bzw. zweiter Parameter ein bevorzugt diskreter und besonders bevorzugt binärer Schaltwert für eine Pegelabsenkung im ersten Hauptsignalpfad um einen vorgegebenen Betrag ermittelt wird. Insbesondere ist der Schaltwert dabei derart, dass nur bei einer Detektion eines Transienten die Pegelabsenkung im Hauptsignalpfad erfolgt. Unter einem Transienten ist hierbei insbesondere ein Impulsschall zu verstehen, welcher einen im Vergleich zu anderen Schallereignissen sehr schnell ansteigenden Pegel aufweist, also z.B. Taschenklirren oder-klimpern, Türknallen etc. Hierbei erfolgt in der ersten latenzarmen Analyse bzw. in der zweiten latenzarmen Analyse die Detektion des Transienten bevorzugt mittels eines Erkennens eines Pegelanstiegs einer vorgegebenen Mindeststeilheit. Mit anderen Worten wird überprüft, ob z.B. über eine bestimmte, geringe Anzahl von Samples hinweg (bspw. bevorzugt weniger als 25 Samples, besonders bevorzugt weniger als 10 Samples) ein vorgegebener Pegelanstieg in dB (also z.B. bevorzugt um mindestens 10 dB, besonders bevorzugt mindestens 20 dB) erreicht wird. Ist dies in der ersten bzw. zweiten latenzarmen Analyse der Fall, wird als erster bzw. zweiter Parameter der Signalverarbeitung ein Schaltwert (insbesondere binär, also 0 oder 1) für eine Pegelabsenkung um einen vorgegebenen Betrag ermittelt, welche im ersten Hauptsignalpfad und bevorzugt auch im zweiten Hauptsignalpfad auf die Signalanteile in den jeweiligen Frequenzbändern anzuwenden ist. Liegt ein Transient vor, wird die Pegelabsenkung angewandt (Schaltwert 1), liegt kein Transient vor, erfolgt keine Pegelabsenkung (Schaltwert 0).

[0024] Bevorzugt erfolgt dabei die Pegelabsenkung um den vorgegebenen Betrag im ersten Hauptsignalpfad in der Mehrzahl an Frequenzbändern (und besonders bevorzugt auch im zweiten Hauptsignalpfad) jeweils zusätzlich anhand der jeweiligen Signalanteile, d.h., für einen niedrigen Signalpegel im jeweilige Frequenzband

kann die Pegelabsenkung in geringerem Umfang (ausgehend vom vorgegebenen Betrag als Basiswert) angewandt werden, als für einen höheren Signalpegel. Mit anderen Worten kann die Absenkung um den vorgegebenen Betrag als Basiswert bzw. "maximale Absenkung" in Form einer frequenzbandweisen Kompression implementiert sein.

[0025] Die zweitgenannte Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst durch ein binaurales Hörsystem, umfassend ein erstes Hörinstrument mit wenigstens einem ersten Eingangswandler, und insbesondere mit einer ersten Signalverarbeitungseinrichtung, sowie weiter umfassend ein zweites Hörinstrument mit wenigstens einem zweiten Eingangswandler und insbesondere mit einer zweiten Signalverarbeitungseinrichtung, wobei das binaurale Hörsystem dazu eingerichtet ist, das Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche durchzuführen. Insbesondere werden dabei die jeweiligen Signalverarbeitungsschritte wie etwa die erste bzw. zweite Analyse des betreffenden Eingangssignals und das Ermitteln des synchronisierten Parameters sowie dessen jeweilige Anwendung auf die betreffenden Signalanteile in der ersten bzw. zweiten Signalverarbeitungseinrichtung durchgeführt.

[0026] Das erfindungsgemäße binaurale Hörsystem teilt die Vorteile des erfindungsgemäßen Verfahrens. Die für das Verfahren und für seine Weiterbildungen angegebenen Vorteile können sinngemäß auf das binaurale Hörsystem übertragen werden.

[0027] Bevorzugt ist das erste Hörinstrument gegeben durch eine erstes lokales Hörgerät und das zweite Hörinstrument durch eine zweites lokales Hörgerät, wobei das erste lokale Hörgerät und das zweite lokale Hörgerät jeweils zur Versorgung und insbesondere Kompensation einer Hörschwäche bzw. Hörminderung des Trägers vorgesehen und eingerichtet ist.

[0028] Nachfolgend wird ein Ausführungsbeispiel der Erfindung anhand von Zeichnungen näher erläutert. Hierbei zeigt jeweils schematisch:

40 Fig. 1 in einem Blockschaltbild ein binaurales Hörsystem, in welchem zwischen den beiden Hörinstrumenten lokale Parameter der Signalverarbeitung synchronisiert werden, und

45 Fig. 2 in einem Pegeldiagramm den Verlauf eines Signalpegels und eine auf das zugrundeliegende Eingangssignal angewandte, gemäß Fig. 1 synchronisierte Signalverarbeitung.

50 **[0029]** Einander entsprechende Teile und Größen sind in allen Figuren jeweils mit denselben Bezugszeichen versehen.

[0030] In Figur 1 ist schematisch in einem Blockschaltbild ein binaurales Hörsystem 10 dargestellt, welches ein erstes Hörinstrument 1 und ein zweites Hörinstrument 2 umfasst. Der Signalfluss von links nach rechts in den Hörinstrumenten wird dabei noch gegen eine entspre-

chende Zeitskala t angetragen. Das erste Hörinstrument 1 ist dabei durch ein erstes lokales Hörgerät HG1 gegeben, welches dazu vorgesehen und eingerichtet ist, eine Hörschwäche eines nicht näher dargestellten Trägers zu versorgen bzw. wenigstens teilweise zu korrigieren, während das zweite Hörinstrument 2 dabei durch ein zweites lokales Hörgerät HG2 mit vergleichbaren Eigenschaften gegeben ist. Insbesondere ist dabei das erste lokale Hörgerät HG1 für ein Tragen an einem Ohr (etwa dem linken Ohr des Trägers) ausgelegt und eingerichtet, während das zweite lokale Hörgerät HG2 für ein Tragen am anderen Ohr (etwa dem rechten Ohr des Trägers) ausgelegt und eingerichtet ist. Das erste und das zweite lokale Hörgerät HG1, HG2 können dabei im Wesentlichen symmetrisch zueinander konstruiert sein (bspw. Als jeweilige BTE- oder ITE- oder RIC- oder CIC-Geräte), und ansonsten eine baugleiche Elektronik (insbesondere identische Signalprozessoren) aufweisen.

[0031] Das erste Hörinstrument 1 weist einen akustoelektrischen ersten Eingangswandler M1 auf, welcher vorliegend gegeben ist durch ein Mikrofon, und welcher dazu eingerichtet ist, aus einem Umgebungsschall 11 ein erstes Eingangssignal E1 zu erzeugen. Das zweite Hörinstrument 2 weist einen akustoelektrischen zweiten Eingangswandler M2 auf, welcher ebenfalls durch ein Mikrofon gegeben und dazu eingerichtet ist, aus dem Umgebungsschall 11 ein zweites Eingangssignal E2 zu erzeugen. Eine Vorverarbeitung, welche insbesondere eine Vorverstärkung und eine Digitalisierung umfassen kann, soll hierbei bereits in den jeweiligen Eingangswandlern M1, M2 erfolgen, sodass die Eingangssignale E1, E2 insbesondere durch digitale Audiosignale gegeben sein können.

[0032] Im ersten Hörinstrument 1 wird das erste Eingangssignal E1 in einer ersten Signalverarbeitungseinrichtung DSP1 in einen ersten Hauptsignalpfad HP1 und einen ersten Nebensignalpfad NP1 aufgespalten, wobei im ersten Hauptsignalpfad HP1 die Signalanteile des ersten Eingangssignals E1 eine noch zu beschreibende Weiterverarbeitung zu einem ersten Ausgangssignal A1 erfahren. Das erste Ausgangssignal A1 wird durch einen elektro-akustischen ersten Ausgangswandler L1, welcher vorliegend gegeben ist durch einen Lautsprecher (jedoch in nicht gezeigten, alternativen Ausgestaltungen auch durch einen Knochenleithörer o.ä. gegeben sein kann), in ein erstes Ausgangsschallsignal AS1 umgewandelt, wobei die Spannungsschwankungen des Ausgangssignals A1 in entsprechende Luftdruck-Oszillationen im ersten Ausgangsschallsignal AS1 übergehen.

[0033] In vergleichbarer Weise wird im zweiten Hörinstrument 2 das zweite Eingangssignal E2 in einer zweiten Signalverarbeitungseinrichtung DSP2 in einen zweiten Hauptsignalpfad HP2 und einen zweiten Nebensignalpfad NP2 aufgespalten, wobei im zweiten Hauptsignalpfad HP1 die Signalanteile des zweiten Eingangssignals E2 eine Weiterverarbeitung zu einem zweiten Ausgangssignal A2 erfahren. Besagtes zweites Ausgangssignal A2 wird durch einen elektro-akustischen zweiten Aus-

gangswandler L2, welcher ebenfalls gegeben ist durch einen Lautsprecher, in ein zweites Ausgangsschallsignal AS2 umgewandelt.

[0034] Im ersten Hauptsignalpfad HP1 wird das erste Eingangssignal E1 mittels einer ersten Analysefilterbank FA1 in eine erste Mehrzahl N1 an Frequenzbändern FBa-FBz zerlegt. Hierbei entsteht in der Verarbeitung des ersten Eingangssignals E1 eine erste Latenz T1 für dabei erzeugte Signalanteile SGa-SGz des ersten Eingangssignals E1 in den jeweiligen Frequenzbändern FBa-FBz. In vergleichbarer Weise wird im zweiten Hauptsignalpfad HP2 das zweite Eingangssignal E2 mittels einer zweiten Analysefilterbank FA2 in eine Mehrzahl an Frequenzbändern zerlegt, welche vorliegend der ersten Mehrzahl N1 entspricht.

[0035] Im ersten Nebensignalpfad NP1 wird das erste Eingangssignal E1 einer ersten latenzarmen Analyse 12 unterzogen. Hierfür wird das erste Eingangssignal E1 an einer ersten sekundären Analysefilterbank FAs1 in eine zweite Mehrzahl N2 an Frequenzbändern aufgeteilt, wobei die zweite Mehrzahl N2 kleiner ist als die erste Mehrzahl N1 der Frequenzbänder FBa-FBz der ersten Analysefilterbank FA1, also N2 < N1. Infolgedessen ist eine bei der ersten latenzarmen Analyse 12 in der Verarbeitung des ersten Eingangssignals E1 entstehende zweite Latenz T2 geringer als die besagte erste Latenz T1 der ersten Analysefilterbank FA1, also T2 < T1. In der ersten latenzarmen Analyse 12 wird anhand jeweiliger Signalanteile des in die N2 Frequenzbänder zerlegten ersten Eingangssignal E1 ein erster Parameter P1 einer Signalverarbeitung des ersten Eingangssignals E1 ermittelt. Dies bedeutet insbesondere, dass der erste Parameter P1 derart ermittelt wird, dass er auf eine Anzahl an Signalanteilen SGa-SGz des ersten Eingangssignals E1 in den jeweiligen Frequenzbändern FBa-FBz anzuwenden ist. Der erste Parameter P1 kann dabei insbesondere gegeben sein durch einen Verstärkungsfaktor, ein Kompressionsverhältnis und/oder eine Kennlinie und/oder eine Zeitkonstante ("attack" bzw. "release") einer Kompression.

[0036] In vergleichbarer Weise wird im zweiten Nebensignalpfad NP2 das zweite Eingangssignal E2 einer zweiten latenzarmen Analyse 13 unterzogen. Hierfür wird das zweite Eingangssignal E2 an einer zweiten sekundären Analysefilterbank FAs2 in eine Mehrzahl an Frequenzbändern aufgeteilt, welche vorliegend der zweite Mehrzahl N2 entspricht. Auch wenn dies eine bevorzugte Ausgestaltung darstellt, so ist für alternative Ausführungsformen die Anzahl an Frequenzbändern der zweiten sekundären Analysefilterbank FAs2 bevorzugt geringer als die Anzahl an Frequenzbändern der zweiten Analysefilterbank FA2. In der zweiten latenzarmen Analyse 13 wird anhand jeweiliger Signalanteile des von der zweiten sekundären Analysefilterbank FAs2 in Frequenzbänder zerlegten zweiten Eingangssignals E2 ein zweiter Parameter P2 einer Signalverarbeitung des zweiten Eingangssignals E2 ermittelt. Der zweite Parameter P2 gibt hierbei bevorzugt dieselbe elektronische bzw.

physikalische Größe an wie der erste Parameter P1 (ist also bevorzugt ebenfalls gegeben durch einen Verstärkungsfaktor oder eine der genannten Größen der Kompression), und unterscheidet sich allenfalls im numerischen Wert vom ersten Parameter. Alternativ dazu erlaubt der zweite Parameter P2 einen Rückschluss auf eine zum ersten Parameter P1 äquivalente elektronische bzw. physikalische Größe (etwa als ein Signalpegel oder eine Pegelspitze, anhand derer ein Rückschluss auf einen Parameter einer Kompression möglich ist).

[0037] Der erste Parameter P1 wird nun unmittelbar nach seiner Erzeugung vom ersten Hörinstrument 1 an das zweite Hörinstrument 2 übertragen, und dort empfangen. Bevorzugt erfolgt dies jeweils mittels entsprechend geeigneter Kommunikationsvorrichtungen K1, K2 in beiden Hörinstrumenten 1, 2 (z.B. über Bluetooth- oder NFC-fähige Antennen o.ä.). Umgekehrt wird zeitgleich der zweite Parameter P2 vom zweiten Hörinstrument 2 an das erste Hörinstrument 1 übertragen und dort empfangen. Somit liegen zu einem Zeitpunkt, welcher sich vernachlässigbar später nach dem Ende der zweiten Latenz ereignet (also für praktische Zwecke im Wesentlichen "mit dem Ende der zweiten Latenz", berechnet von einem konkreten Referenz-Zeitpunkt), in beiden Hörinstrumenten 1, 2 jeweils der erste und der zweite Parameter P1, P2 lokal vor.

[0038] In beiden Hörinstrumenten 1, 2 wird nun in der betreffenden Signalverarbeitungseinrichtung DSP1, DSP2 derselbe Algorithmus 15 jeweils auf beide Parameter P1, P2 zusammen angewandt, um so in beiden Hörinstrumenten 1, 2 lokal jeweils denselben synchronisierten Parameter Ps zu ermitteln. Der synchronisierte Parameter Ps wird also mit anderen Worten im ersten Hörinstrument 1 durch eine bestimmte mathematische Funktion $Ps = Q(P1, P2)$ gebildet, welche als Funktionsargumente den ersten Parameter P1 (lokal in ersten Hörinstrument 1 erzeugt) und den zweiten Parameter P2 (im zweiten Hörinstrument 2 erzeugt und von dort an das erste Hörinstrument 1 übertragen) auf den synchronisierten Parameter Ps abbildet. Dieselbe mathematische Funktion $Ps = Q(P1, P2)$ ist dann auch in der zweiten Signalverarbeitungseinrichtung DSP2 des zweiten Hörinstruments 2 implementiert, sodass auch dort anhand der beiden Parameter P1, P2 derselbe Wert für den synchronisierten Parameter Ps ermittelt wird, wie in der ersten Signalverarbeitungseinrichtung DSP1 des zweiten Hörinstruments 1. Die mathematische Funktion Q (P1, P2) kann hierbei insbesondere eine Maximalwertbildung, eine Minimalwertbildung, eine (ggf. gewichtete) Mittelwertbildung und/oder eine Summenbildung umfassen.

[0039] In beiden Hörinstrumenten 1, 2 liegt nun lokal jeweils synchronisierte Parameter Ps (also mit demselben Wert) vor. Infolge der längeren ersten Latenz T1 in den Hauptsignalpfaden HP1, HP2 gegenüber der zweiten Latenz T2 in den Nebensignalpfaden NP1, NP2 liegt der synchronisierte Parameter Ps, gerechnet von einem Referenz-Zeitpunkt TR (etwa einem bestimmten Sample oder dem Beginn eines sog. "Frames"), vor, bevor die

Aufteilung eines entsprechenden Frames durch die erste bzw. zweite Analysefilterbank FA1, FA2 abgeschlossen ist. Bei der Auswahl der ersten und zweiten sekundären Analysefilterbank FAs1, FAs2 bzw. der zweiten Mehrzahl

- 5 N2 ihrer Frequenzbänder wurde zudem auch die Übertragungszeit des ersten bzw. zweiten Parameters P1, P2 zum zweiten bzw. ersten Hörinstrument 2, 1 sowie die Laufzeit für den Algorithmus 15 zur Ermittlung des synchronisierten Parameters Ps berücksichtigt.
- 10 **[0040]** Im anhand von Figur 1 gezeigten Ausführungsbeispiel betragen die besagte Übertragungszeit TÜ zwischen den Hörinstrumenten 1, 2 sowie die Laufzeit TL des Algorithmus 15 weniger, als die Differenz T1 - T2 zwischen der ersten und der zweiten Latenz. Aus diesem Grund wird im ersten Nebensignalpfad NP1 noch eine Verzögerung V auf den synchronisierten Parameter Ps angewandt, d.h., um eine Anwendung des synchronisierten Parameters Ps zum bzgl. des Referenz-Zeitpunktes TR korrekten Zeitpunkt auf die betreffenden Signalanteile SGa-SGz in einem oder einigen (oder auch allen) Frequenzbändern FB1-FBz im ersten Hauptsignalpfad HP1 sicherzustellen, wird im ersten Nebensignalpfad NP2 zusätzlich zur zweiten Latenz T2 zur Übertragungszeit TÜ des zweiten Parameters P2 vom zweiten Hörinstrument 2 zum ersten Hörinstrument 1 sowie zur Laufzeit TL des Algorithmus 15 (welcher den synchronisierten Parameter Ps ermittelt) die Verzögerung V angewandt, sodass der synchronisierten Parameter Ps bezüglich des Referenz-Zeitpunktes TR im ersten Hauptsignalpfad HP1 genau nach Ablauf der ersten Latenz T1 angewandt wird, also $T1 = T2 + TÜ + TL + V$.

[0041] Eine vergleichbare Anwendung des synchronisierten Parameters Ps erfolgt im zweiten Hauptsignalpfad HP2 des zweiten Hörinstruments 2 auf Signalanteile des zweiten Eingangssignals E2 (mit entsprechender Verzögerung des synchronisierten Parameters Ps im zweiten Nebensignalpfad NP2; nicht dargestellt).

- 35 **[0042]** In einer alternativen, in Figur 1 nicht dargestellten Ausführungsform wird auf die Verzögerung V verzichtet. Bevorzugt wird in einem solchen Fall die Anzahl der Frequenzbänder der zweiten latenzarmen Analyse 13 so gewählt, dass sie zusammen mit der Übertragungszeit TÜ und der Laufzeit TL der ersten Latenz T1 entspricht, welche sich aus der Anzahl an Frequenzbändern ergibt, in welche das erste Eingangssignal E1 im ersten Hauptsignalpfad HP1 aufgeteilt wird.

[0043] Die Signalanteile SGa-SGz des ersten Eingangssignals E1 im ersten Hauptsignalpfad HP1 werden nach der Anwendung 16 des synchronisierten Parameters Ps (welche z.B. bei einem Verstärkungsfaktor als synchronisiertem Parameter Ps durch eine einfache Multiplikation der Signalanteile SGa-SGz in den betreffenden der Frequenzbänder FBa-FBz gegeben sein kann) durch eine erste Synthesefilterbank FS1 zum ersten Ausgangssignal A1 zusammengesetzt. Etwaige weitere Signalverarbeitungsschritte, sei es bei den Signalanteilen SGa-SGz in den Frequenzbändern FBa-FBz oder im bereits zusammengesetzten ersten Ausgangssignal A1

sind hierbei möglich, werden in Figur 1 aus Gründen der Übersichtlichkeit jedoch nicht dargestellt. Wie bereits beschrieben, wird das erste Ausgangssignal A1 durch den ersten Ausgangswandler L1 in das erste Ausgangsschallsignal AS1 umgewandelt.

[0044] In vergleichbarer Weise werden im zweiten Hauptsignalpfad HP2 die Signalanteile des zweiten Eingangssignals E2 in den Frequenzbändern nach der Anwendung des synchronisierten Parameters Ps auf die betreffenden Signalanteile durch eine zweite Synthesefilterbank FS2 zum zweiten Ausgangssignal A2 zusammengesetzt, welches durch den zweiten Ausgangswandler L2 in das zweite Ausgangsschallsignal AS2 umgewandelt wird.

[0045] In Figur 2 ist schematisch in einem Pegeldiagramm ein Verlauf eines Signalpegels eines Signalanteils SGj des Eingangssignals E1 (in einem Frequenzband FBj) nach Figur 1 und eine auf den besagten Signalanteil SGj anzuwendende, gemäß Figur 1 synchronisierte Signalverarbeitung in Form einer Signalverstärkung gj im Frequenzband FBj gegen eine Zeitachse t dargestellt. Im betreffenden Frequenzband FBj liegt bis zu einem Zeitpunkt T1j kein nennenswerter Signalpegel vor. Bis zu einem dem Zeitpunkt T1j vorausgehenden Zeitpunkt T0j ist hierbei ein erster maximaler Ausgangspegel MPO1 definiert (obere waagrechte gestrichelte Linie), welcher im Falle einer Überschreitung zur Kompression des Signalanteils SGj führen würde, jedoch in Ermangelung eines Signalpegels vor dem Zeitpunkt T0j keinerlei Anwendung findet.

[0046] Zum Zeitpunkt T0j wird im ersten Nebensignalpfad NP1 anhand eines sehr steilen Pegelanstiegs in der Zeitdomäne ein Transient ermittelt, und entsprechend ein Schaltwert zur Absenkung des ersten maximalen Ausgangspegels MPO1 um einen vorgegebenen Betrag DPO hin zu einem zweiten maximalen Ausgangspegel MPO2 als erster Parameter P1 ermittelt. In der anhand von Figur 1 beschriebenen Weise wird aus dem ersten Parameter P1 und dem zweiten Parameter P2 der synchronisierte Parameter Ps ermittelt. Hierbei kann z.B. angenommen werden, dass der synchronisierte Parameter Ps vorliegend dann die besagte Absenkung des ersten maximalen Ausgangspegels MPO1 um den vorgegebenen Betrag DPO hin zum zweiten maximalen Ausgangspegel MPO2 vorsieht (Schaltwert 1), wenn der erste oder der zweite Parameter P1, P2 dies vorsieht (Maximum der jeweiligen Schaltwerte), um etwa dem Rechnung zu tragen, dass ein Transient infolge einer Kopfabschattung auf einer Seite nicht hinreichend präzise erkannt wird o.ä.

[0047] Durch den so synchronisierten Parameter Ps wird also zum Zeitpunkt T0j (die Latenz in der Übertragung soll hier gegenüber der Latenz der ersten Analysefilterbank FA1 vernachlässigt werden) der erste maximale Ausgangspegel MPO1 um den vorgegebenen Betrag DPO hin zum zweiten maximalen Ausgangspegel MPO2 abgesenkt. Infolge der Latenz der ersten Analysefilterbank FA1 liefert der genannte Transient erst zum Zeitpunkt T1j im Frequenzband FBj einen Beitrag Z, welcher

nun den zweiten maximalen Ausgangspegel MPO2 übersteigt, und entsprechend durch die Anwendung einer ersten negativen Verstärkung gneg1 abgesenkt wird.

[0048] Nach dem Ende des Transienten wird zu einem Zeitpunkt T2j die Absenkung des maximalen Ausgangspegels wieder aufgehoben, der erste maximale Ausgangspegel MPO1 ist nun wieder gültig. Wenn nun ab einem Zeitpunkt T3j der Pegel des Signalanteils SGj den ersten maximalen Ausgangspegel MPO1 stetig übersteigt, jedoch ohne dass ein Transient vorliegt, so wird der Signalanteil SGj entsprechend um eine zweite negative Verstärkung gneg2 abgesenkt.

[0049] Obwohl die Erfindung im Detail durch das bevorzugte Ausführungsbeispiel näher illustriert und beschrieben wurde, so ist die Erfindung nicht durch die offenbarten Beispiele eingeschränkt und andere Variationen können vom Fachmann hieraus abgeleitet werden, ohne den Schutzmfang der Erfindung zu verlassen.

20 Bezugszeichenliste

[0050]

1	erstes Hörinstrument
25	zweites Hörinstrument
10	binaurales Hörsystem
11	Umgebungsschall
12	erste latenzarme Analyse
13	zweite latenzarme Analyse
30	15 Algorithmus
16	Anwendung
A1/2	erstes/zweites Ausgangssignal
AS1/2	erstes/zweites Ausgangsschallsignal
35	DPO vorgegebener Betrag
DSP1/2	erste/zweite Signalverarbeitungseinrichtung
E1/2	erstes/zweites Eingangssignal
FA1/2	erste/zweite Analysefilterbank
40	FAs1/2 erste/zweite sekundäre Analysefilterbank
FS1/2	erste/zweite Synthesefilterbank
FB1-FBz	Frequenzbänder
gj	Signalverstärkung (im Frequenzband FBj)
gneg1/2	erste/zweite negative Verstärkung
45	HG1/2 erstes/zweites lokales Hörgerät
HP1/2	erster/zweiter Hauptsignalpfad
K1/2	Kommunikationsvorrichtung
L1/2	erster/zweiter Ausgangswandler
M1/2	erster/zweiter Eingangswandler
50	MPO1/2 erster/zweiter maximaler Ausgangspegel
N1/2	erste/zweite Mehrzahl
NP1/2	erster/zweiter Nebensignalpfad
P1/2	erster/zweiter Parameter
Ps	synchronisierter Parameter
55	Q mathematische Funktion
SGa-SGz	Signalanteile (in den Frequenzbändern)
T1/2	erste/zweite Latenz
T0j-T3j	Zeitpunkt

TL	Laufzeit (des Algorithmus)
TR	Referenz-Zeitpunkt
TÜ	Übertragungszeit
Z	Beitrag (des Transienten im Frequenzband FBj)

Patentansprüche

1. Verfahren zum Betrieb eines binauralen Hörsystems (10) mit einem ersten Hörinstrument (1) und einem zweiten Hörinstrument (2),

wobei das erste Hörinstrument (1) einen ersten Eingangswandler (M1) aufweist, und das zweite Hörinstrument (2) einen zweiten Eingangswandler (M2) aufweist, wobei durch den ersten Eingangswandler (M1) aus einem Umgebungs- schall (11) ein erstes Eingangssignal (E1) er- zeugt wird, und durch den zweiten Eingangs- wandler (M2) aus dem Umgebungsschall (11) ein zweites Eingangssignal (E2) erzeugt wird, wobei das erste Eingangssignal (E1) einer ers- ten latenzarmen Analyse (12) unterzogen wird, und hierbei wenigstens ein erster Parameter (P1) einer Signalverarbeitung ermittelt wird, wobei das zweite Eingangssignal (E2) einer zweiten latenzarmen Analyse (13) unterzogen wird, und hierbei ein zweiter Parameter (P2) ei- ner Signalverarbeitung ermittelt wird, wobei der erste Parameter (P1) an das zweite Hörinstrument (2) übermittelt wird, und der zweite Parameter (P2) an das erste Hörinstrument (1) übermittelt wird, wobei anhand des ersten Parameters (P1) und des zweiten Parameters (P2) sowohl im ersten als auch im zweiten Hö- rinstrument (1, 2) jeweils ein synchronisierter Parameter (Ps) ermittelt wird, und wobei der synchronisierte Parameter (Ps) im ersten Hörinstrument (1) auf Signalanteile (SGa-SGz) des ersten Eingangssignals (E1) an- gewandt wird, und im zweiten Hörinstrument (2) auf Signalanteile des zweiten Eingangssignals (E2) angewandt wird.

2. Verfahren nach Anspruch 1,

wobei das erste Eingangssignal (E1) in einem ersten Hauptsignalpfad (HP1) in eine Mehrzahl an Frequenzbändern (FBa-FBz) aufgeteilt wird, und hierdurch Frequenzband-Anteile des ersten Eingangssignals (E1) erzeugt werden, und wobei der synchronisierte Parameter (Ps) im ersten Hauptsignalpfad (HP1) auf besagte Frequenzband-Anteile als Signalanteile (SGa-SGz) des ersten Eingangssignals (E1) angewandt wird, oder auf von besagten Frequenzband-Anteilen abgeleitete Signalanteile ange-

wandt wird.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder Anspruch 2, wobei die erste und/oder zweite latenzarme Analyse (12, 13) gegeben ist durch eine Analyse in der Zeit-Domäne, oder gegeben ist durch eine Analyse in der Frequenz-Domäne oder der Zeit-Frequenz-Domäne mit einer geringeren Anzahl an Frequenzbändern als die Mehrzahl an Frequenzbändern (FBa-FBz) im ersten Hauptsignalpfad (HP1) bzw. einem entsprechenden zweiten Hauptsignalpfad (HP2) des zweiten Hörinstruments (2).
4. Verfahren nach Anspruch 3, wobei eine zweite Latenz (T2) der zweiten latenzarmen Analyse (13) und eine Übertragungszeit (TÜ) des zweiten Parameters (P2) vom zweiten Hörinstrument (2) zum ersten Hörinstrument (1) durch eine erste Latenz (T1) der Aufteilung des ersten Eingangssignals (E1) in die Mehrzahl an Frequenzbändern (FBa-FBz) im ersten Hauptsignalpfad (HP1) wenigstens kompensiert wird.
5. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei zwischen dem Empfang des zweiten Parameters (P2) des zweiten Hörinstruments (2) durch das erste Hörinstrument (1) und der Anwendung (16) des synchronisierten Parameters (Ps) auf Signalanteile (SGa-SGz) des ersten Eingangssignals (E1) eine Verzögerung (V) angewandt wird.
6. Verfahren nach einem der Ansprüche 3 oder 4, wobei die Anzahl der Frequenzbänder der zweiten latenzarmen Analyse (13) derart gewählt wird, dass die zweite Latenz (T2) der zweiten latenzarmen Analyse (13) und die Übertragungszeit (TÜ) zusammen der ersten Latenz (T1) der Aufteilung des ersten Eingangssignals (E1) in die Mehrzahl an Frequenzbändern (FBa-FBz) im ersten Hauptsignalpfad (HP1) entspricht.
7. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei der synchronisierte Parameter (Ps) anhand des ersten Parameters (P1) und des zweiten Parameters (P2) mittels eines Maximalwertes und/oder mittels eines Minimalwertes und/oder mittels einer Mittelwertbildung und/oder mittels einer Summenbildung bestimmt wird.
8. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche,

wobei anhand eines detektierten Transienten als erster Parameter (P1) bzw. zweiter Parameter (P2) ein Schaltwert für eine Pegelabsenkung im ersten Hauptsignalpfad (HP1) um einen vorgegebenen Betrag (DPO) ermittelt wird. 5

9. Verfahren nach Anspruch 8,
wobei in der ersten latenzarmen Analyse (12) bzw.
in der zweiten latenzarmen Analyse (13) die Detek-
tion des Transienten mittels eines Erkennens eines 10
Pegelanstiegs einer vorgegebenen Mindestteilheit
erfolgt.

10. Verfahren nach Anspruch 8 oder Anspruch 9,
wobei die Pegelabsenkung um den vorgegebenen 15
Betrag (DPO) im ersten Hauptsignalpfad (HP1) in
der Mehrzahl an Frequenzbändern (FBa-FBz) je-
weils zusätzlich anhand der jeweiligen Signalanteile
(SGa-SGz) erfolgt.

11. Binaurales Hörsystem (10), umfassend

- ein erstes Hörinstrument (1) mit wenigstens
einem ersten Eingangswandler (M1), und
- ein zweites Hörinstrument (2) mit wenigstens 25
einem zweiten Eingangswandler (M2),

wobei das binaurale Hörsystem (10) dazu eingerich-
tet ist, das Verfahren nach einem der vorhergehen-
den Ansprüche durchzuführen. 30

12. Binaurales Hörsystem (10) nach Anspruch 8, gege-
ben durch ein binaurales Hörgerät, wobei das erste
Hörinstrument (1) gegeben ist durch eine erstes lo-
kales Hörgerät (HG1), und das zweite Hörinstrument 35
(2) gegeben ist durch eine zweites lokales Hörgerät
(HG2).

40

45

50

55

10

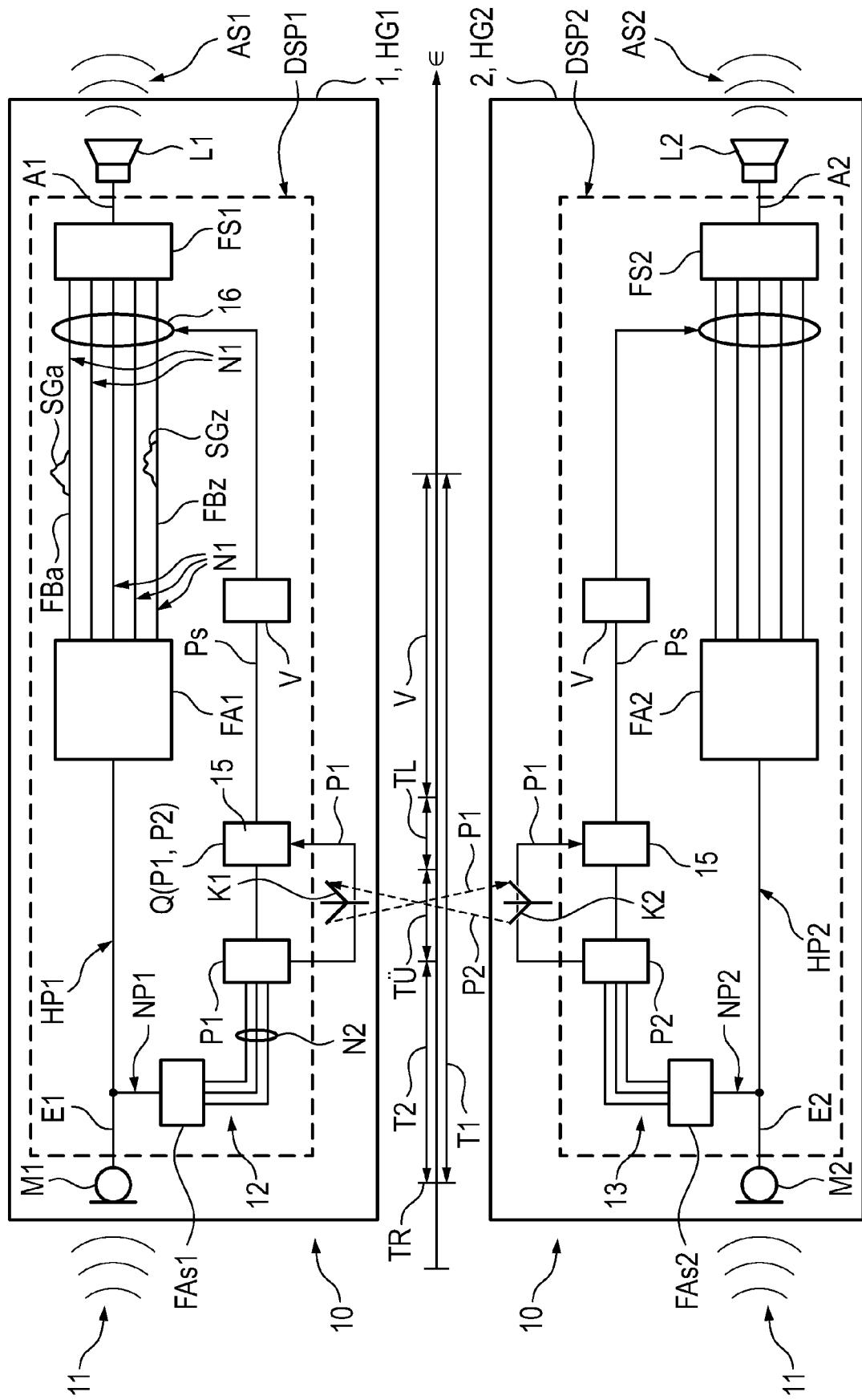


Fig. 1

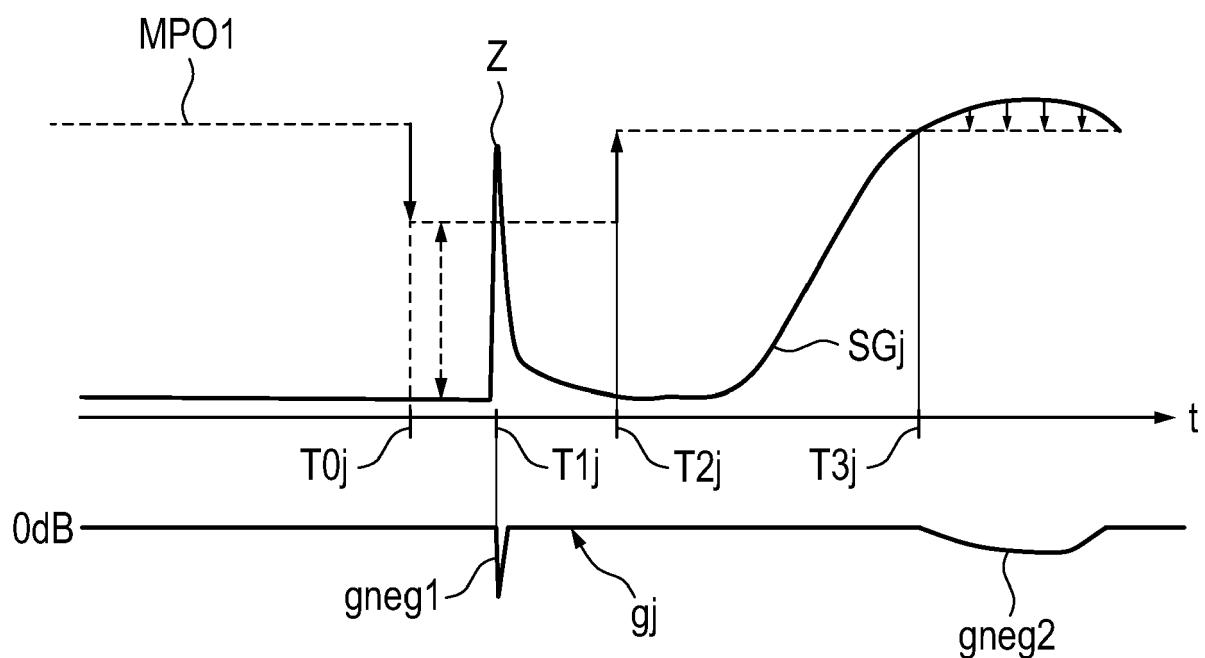


Fig. 2



EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

Nummer der Anmeldung

EP 24 15 2467

5

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE				
	Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betreift Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (IPC)
10	X	DE 20 2019 107201 U1 (SIVANTOS PTE LTD [SG]) 22. April 2020 (2020-04-22) * Absatz [0001] * * Absatz [0037] - Absatz [0042] * * Abbildungen 3-6 * -----	1-12	INV. H04R25/00
15	X	DE 10 2017 201195 A1 (SIVANTOS PTE LTD [SG]) 26. Juli 2018 (2018-07-26) * Absatz [0001] * * Absatz [0016] * * Absatz [0029] - Absatz [0030] * * Abbildung 1 * -----	1-12	
20	X	US 2015/124975 A1 (PONTOPIDAN NIELS HENRIK [DK]) 7. Mai 2015 (2015-05-07) * Absatz [0001] * * Absatz [0136] * * Abbildung 3B * -----	1-12	
25	X	EP 3 337 186 A1 (GN HEARING AS [DK]) 20. Juni 2018 (2018-06-20) * Absatz [0016] - Absatz [0022] * * Absatz [0149] - Absatz [0152] * * Abbildung 3 * -----	1-12	RECHERCHIERTE SACHGEBiete (IPC)
30				H04R
35				
40				
45				
50	1	Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt		
55	EPO FORM 1503 03/82 (P04C03)	Recherchenort München	Abschlußdatum der Recherche 3. Juni 2024	Prüfer Meiser, Jürgen
	KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTE		T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze E : älteres Patentdokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldeatum veröffentlicht worden ist D : in der Anmeldung angeführtes Dokument L : aus anderen Gründen angeführtes Dokument & : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument	
	X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie A : technologischer Hintergrund O : nichtschriftliche Offenbarung P : Zwischenliteratur			

**ANHANG ZUM EUROPÄISCHEN RECHERCHENBERICHT
ÜBER DIE EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG NR.**

EP 24 15 2467

5 In diesem Anhang sind die Mitglieder der Patentfamilien der im obengenannten europäischen Recherchenbericht angeführten Patendokumente angegeben.
Die Angaben über die Familienmitglieder entsprechen dem Stand der Datei des Europäischen Patentamts am
Diese Angaben dienen nur zur Unterrichtung und erfolgen ohne Gewähr.

03-06-2024

10	Im Recherchenbericht angeführtes Patendokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
15	DE 202019107201 U1	22-04-2020	DE 202019107201 U1 DK 3672283 T3 EP 3672283 A1 JP 2020102835 A US 2020204932 A1	22-04-2020 11-04-2022 24-06-2020 02-07-2020 25-06-2020
20	DE 102017201195 A1	26-07-2018	CN 108347684 A DE 102017201195 A1 DK 3355592 T3 EP 3355592 A1 US 2018213336 A1	31-07-2018 26-07-2018 24-08-2020 01-08-2018 26-07-2018
25	US 2015124975 A1	07-05-2015	CN 104618843 A DK 2869599 T3 EP 2869599 A1 EP 3796678 A1 US 2015124975 A1 US 2016323678 A1	13-05-2015 14-12-2020 06-05-2015 24-03-2021 07-05-2015 03-11-2016
30	EP 3337186 A1	20-06-2018	CN 108206978 A EP 3337186 A1 JP 2018137734 A US 2018176696 A1	26-06-2018 20-06-2018 30-08-2018 21-06-2018
35				
40				
45				
50				
55				

EPO FORM P0461

Für nähere Einzelheiten zu diesem Anhang : siehe Amtsblatt des Europäischen Patentamts, Nr.12/82