



(12) **EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

(43) Veröffentlichungstag:
10.02.2021 Patentblatt 2021/06

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

(21) Anmeldenummer: **20185489.0**

(22) Anmeldetag: **13.07.2020**

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

(72) Erfinder:
• **FISCHER, Eghart**
91126 Schwabach (DE)
• **KAMKAR-PARSI, Homayoun**
91058 Erlangen (DE)
• **HAIN, Jens**
91077 Kleinsendelbach (DE)

(30) Priorität: **08.08.2019 DE 102019211943**

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

(71) Anmelder: **Sivantos P**

Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur direktionalen Signalverarbeitung für ein Hörgerät, wobei durch einen ersten Eingangswandler des Hörgerätes aus einem Schallsignal der Umgebung ein erstes Eingangssignal erzeugt wird, wobei durch einen zweiten Eingangswandler des Hörgerätes aus dem Schallsignal der Umgebung ein zweites Eingangssignal erzeugt wird, wobei anhand des ersten Eingangssignals und anhand des zweiten Eingangssignals ein erstes Richtsignal erzeugt wird, welches in einer ersten Richtung eine maximale Abschwächung aufweist, und wobei anhand des ersten Richtsignals ein Ausgangssignal des Hörgerätes erzeugt wird.

[0002] In einem Hörgerät wird ein Umgebungsschall mittels wenigstens eines Eingangswandlers in wenigstens ein Eingangssignal umgewandelt, welches in Abhängigkeit einer zu korrigierenden Hörschwäche des Trägers frequenzbandspezifisch und hierbei insbesondere individuell auf den Träger abgestimmt verarbeitet und dabei auch verstärkt wird. Das verarbeitete Signal wird über einen Ausgangswandler des Hörgerätes in ein Ausgangsschallsignal umgewandelt, welches zum Gehör des Trägers geleitet wird.

[0003] Eine vorteilhafte Weiterbildung stellen hierbei Hörgeräte mit zwei oder mehr Eingangswandlern dar, in welchen aus dem Umgebungsschall zwei oder mehr entsprechende Eingangssignale für eine Weiterverarbeitung erzeugt werden. Diese Weiterverarbeitung der Eingangssignale umfasst dabei im Allgemeinen eine direktionale Signalverarbeitung, d.h. die Bildung von Richtsignalen aus den Eingangssignalen, wobei die unterschiedliche Richtwirkung meist dazu verwendet wird, eine Nutzsignalquelle - meist einen Sprecher in der Umgebung des Hörgeräteträgers - hervorzuheben, und/oder Störgeräusche zu unterdrücken.

[0004] Eine besondere Bedeutung kommt dabei der sog. adaptiven Richtmikrofonie zu, in welcher ein Richtsignal derart erzeugt wird, dass es in Richtung einer angenommenen, lokalisierbaren Störquelle eine maximale Abschwächung aufweist. Die hierfür verwendete Annahme ist meist, dass aus dem Bereich hinter dem Träger des Hörgerätes, also in seinem hinteren Halbraum, auftretende Geräusche grundsätzlich als Störgeräusche zu behandeln sind. Basierend auf dieser Annahme minimieren konventionelle Richtmikrofonie-Algorithmen üblicherweise die Signalenergie aus dem hinteren Halbraum, um das Richtsignal mit den gewünschten Abschwächungseigenschaften zu erzeugen. In der Richtung der maximalen Abschwächung weist das Richtsignal insbesondere einen sog. "Notch" auf, d.h. eine totale ("unendliche") Abschwächung. Der Schall der lokalisierten Störgeräuschquelle wird somit im

gleichzeitig lediglich für eine Erzeugung von Steuerparametern o.ä. verwendet werden, welche auf Signalanteile anderer Signale angewandt werden. Bevorzugt gehen dabei wenigstens die Signalanteile des ersten Eingangssignals, und besonders bevorzugt auch die Signalanteile des zweiten Eingangssignals, linear in das Vorwärtssignal bzw. in das Rückwärtssignal ein. Vergleichbares gilt für eine Erzeugung des zweiten Richtsignals anhand des Vorwärtssignals und des Rückwärtssignals, sowie ggf. für weitere Signale und deren entsprechende Erzeugung.

[0010] Die Erzeugung eines Signals, wie z.B. des zweiten Richtsignals, kann hierbei auch derart aus den erzeugenden Signalen, wie z.B. dem Vorwärtssignal und dem Rückwärtssignal erfolgen, dass aus den besagten erzeugenden Signalen im Rahmen der Signalverarbeitung zunächst eines oder mehrere Zwischensignale gebildet werden, aus welchen dann das erzeugte Signal (also z.B. das zweite Richtsignal) gebildet wird. Die Signalanteile der erzeugenden Signale, im vorliegenden Beispiel also des Vorwärts- und des Rückwärtssignals, gehen dann zunächst in das jeweilige Zwischensignal ein, und die Signalanteile des jeweiligen Zwischensignals gehen anschließend in das erzeugte Signal, also vorliegend in das zweite Richtsignal ein, sodass die Signalanteile der erzeugenden Signale (also z.B. des Vorwärts- und des Rückwärtssignals) über das jeweilige Zwischensignal zum erzeugten Signal (also z.B. dem zweiten Richtsignal) "durchgereicht werden", und dabei ggf. frequenzbandweise verstärkt werden, teilweise gegeneinander verzögert werden oder unterschiedlich zueinander gewichtet werden etc.

[0011] Unter einem Vorwärtssignal ist hierbei insbesondere ein Richtsignal mit einer nicht-trivialen Richtcharakteristik umfasst, welches in einem vorderen Halbraum des Hörgerätes im Mittel eine höhere Empfindlichkeit gegenüber einem normierten Testschall vorgegebenen Pegels aufweist, als in einem hinteren Halbraum. Bevorzugt liegt dabei die Richtung maximaler Empfindlichkeit des Vorwärtssignals ebenfalls im vorderen Halbraum, insbesondere in Vorwärtsrichtung (also bei 0° bezüglich einer Vorzugsrichtung des Hörgerätes), während eine Richtung minimaler Empfindlichkeit des Vorwärtssignals im hinteren Halbraum, insbesondere in Rückwärtsrichtung liegt (also bei 180° bezüglich einer Vorzugsrichtung des Hörgerätes). Vorzugsweise gilt für das Rückwärtssignal Entsprechendes, unter Vertauschung des vorderen und des hinteren Halbraumes bzw. der Vorwärts- und der Rückwärtsrichtung. Der vordere und der hintere Halbraum sowie die Vorwärts- und die Rückwärtsrichtung des Hörgerätes werden dabei bevorzugt durch eine Vorzugsrichtung des Hörgerätes definiert, welche bei einem bestimmungsgemäßen Tragen des Hörgerätes durch den Träger vorzugsweise mit dessen Frontalrichtung zusammenfällt. Abweichungen hiervon wegen eines ungenauen Justierens beim Tragen sollen dabei unberührt bleiben.

nation des Vorwärtssignals und der Rückwärtssignals.

[0017] Eine konvexe Überlagerung für das zweite Richtsignal R2 ist hierbei insbesondere zu verstehen als eine Überlagerung der Form

$$(i) \quad R2 = (1 - e) \cdot om + e \cdot R1,$$

mit dem Korrekturparameter e als Konvexitätsparameter, om als omnidirektionalem Signal und dem ersten Richtsignal R1. Die Abhängigkeit des zweiten Richtsignals vom ersten Richtparameter erfolgt in diesem Fall implizit über das erste Richtsignal.

[0018] Die alternative Erzeugung des zweiten Richtsignals R2 aus dem Vorwärtssignal Z1 und dem Rückwärtssignal Z2 anhand des Korrekturparameters e und des ersten Richtparameters weist hierbei insbesondere die Form

$$(ii) \quad R2 = Z1 + a2 \cdot Z2 \text{ mit } a2 = f(a1, e)$$

auf, wobei a2 ein zweiter Richtparameter ist, welcher vom ersten Richtparameter a1 und vom Korrekturparameter e abhängt.

[0019] Bei einer geeigneten Wahl des Vorwärtssignals Z1 und des Rückwärtssignals Z2, beispielsweise als Kardioid- und Anti-Kardioid-Signal, lassen sich auch das omnidirektionale Signal om und das erste Richtsignal R1 aus Gleichung (i) anhand des Vorwärts- und des Rückwärtssignals darstellen (für das omnidirektionale Signal om) bzw. mittels adaptiver Richtmikrofonie erzeugen (für das erste Richtsignal $R1 = Z1 + a1 \cdot Z2$). In diesem Fall existieren für die Erzeugung des zweiten Richtsignals R2 zwei zueinander äquivalente Möglichkeiten bzw. Darstellungen, welche durch Gleichung (i) und Gleichung (ii) gegeben sind.

[0020] Unter der definierten relativen Abschwächung, welche das zweite Richtsignal in der ersten Richtung aufweist (das erste Richtsignal weist in dieser Richtung genau die maximale Abschwächung auf), ist hierbei insbesondere zu verstehen, dass das zweite Richtsignal in der ersten Richtung eine Empfindlichkeit aufweist, welche um einen insbesondere durch den Korrekturparameter festgelegten Faktor geringer ist, als die maximale Empfindlichkeit. Die definierte relative Abschwächung bedeutet also insbesondere eine Abschwächung um einen Faktor oder in dB, welche bei Kenntnis des Korrekturparameters bevorzugt unmittelbar angegeben werden kann.

signal so gebildet, dass die erste Richtung - also die Richtung maximaler Abschwächung des ersten Richtsignals - in Richtung einer dominanten, lokalisierten Schallquelle im hinteren Halbraum liegt, so kann durch das Verfahren eine Mischung mit dem omnidirektionalen Signal derart erfolgen, dass hierdurch das resultierende zweite Richtsignal in der ersten Richtung um einen definierten Faktor abgeschwächt wird, und somit der Schall der Schallquelle nicht mehr

maximal oder vollständig unterdrückt wird, sondern für den Träger des Hörgerätes hörbar bleibt.
[0026] Wird beispielsweise anhand des Rückwärtssignals festgestellt, dass dort ein in erheblichem Maß nicht-stationäres Signal vorliegt, welches überdies einen nennenswerten Schallpegel aufweist, und deutlich über dem ermittelten Grundrauschen ("noise floor") liegt, also zudem ein hohes SNR vorliegt, so kann dies als ein Indiz dafür gewertet werden, dass die dominante Schallquelle durch einen Sprecher gegeben ist. In diesem Fall kann die Mischung des omnidirektionalen Signals mit dem ersten Richtsignal derart ausgestaltet werden, dass ein besonders hoher Anteil an ersterem in das zweite Richtsignal eingeht, um die Signalbeiträge dieses hinter dem Träger stehenden Sprechers nicht durch das erste Richtsignal zu unterdrücken. Dies gilt insbesondere, wenn das erste Richtsignal für eine dynamische bzw. adaptive Anpassung der ersten Richtung an die Richtung einer solchen dominanten Schallquelle ausgelegt ist.

[0027] Ist andererseits das SNR eher gering, so kann es jedoch dennoch von Vorteil sein, keinen zu hohen Anteil eines derartigen Signals in das zweite Richtsignal eingehen zu lassen, da dies sonst das SNR des zweiten Richtsignals in unerwünschter Weise verschlechtern könnte. Liegt hingegen im hinteren Halbraum ein erheblich stationäres Signal mit einem hohen SNR und einem vergleichsweise hohen Pegel vor, so kann etwa davon ausgegangen werden, dass es sich um ein lokalisiertes Störgeräusch handelt. Entsprechend kann auch hier der Anteil des omnidirektionalen Signals am zweiten Richtsignal zugunsten einer besseren Unterdrückung des Störgeräusches, wie sie im ersten Richtsignal erfolgt, reduziert werden.

[0028] Im Grenzfall kann hierbei das zweite Richtsignal auch gänzlich ohne eine zusätzliche Beigabe von Signalanteilen des ersten Richtsignals erzeugt werden, um eine Auslöschung einer stark gerichteten Schallquelle im hinteren Halbraum zu verhindern. Umgekehrt kann das zweite Richtsignal auch vollständig aus dem ersten Richtsignal hervorgehen, also gänzlich ohne eine zusätzliche Beigabe von Signalanteilen des omnidirektionalen Signals, wenn entschieden wird, ein gerichtetes Schallsignal aus dem hinteren Halbraum möglichst zu unterdrücken. Diese Grenzfälle werden

$$(iv) \quad a2 = f(a1, e) = e \cdot a1 + d,$$

mit $e < 1$ als Korrekturparameter, wobei die Werte für den Korrekturparameter e und den Offset d beispielsweise als tabellierte Werte im Hörgerät hinterlegt sein können, um in Abhängigkeit vom der ersten Richtung dort durch eine gewünschte relative Abschwächung durch eine entsprechende Parameterwahl für e und d erreichen zu können. Durch die dargestellte funktionale Abhängigkeit des zweiten Richtparameters vom ersten Richtparameter lässt sich eine relative und dabei in definiertem Ausmaß begrenzte Abschwächung in der ersten Richtung besonders einfach erreichen. Vorzugsweise ist hierbei für den Fall, dass das Vorwärts- und das Rückwärtssignal durch ein Kardiod- bzw. Anti-Kardiod-Signal gegeben sind, der Offset d zu $e - 1$ gewählt.

[0032] Als vorteilhaft erweist es sich auch, wenn das zweite Richtsignal durch eine konvexe Überlagerung des ersten Richtsignals und des omnidirektionalen Signals mit dem Korrekturparameter als Konvexitätsparameter erzeugt wird. Das zweite Richtsignal $R2$ lautet dann in Abhängigkeit vom omnidirektionalen Signal om und vom ersten Richtsignal $R1$:

$$R2 = (1 - e) \cdot om + e \cdot R1 \text{ (vgl. Gleichung i),}$$

mit dem Korrekturparameter e als Konvexitätsparameter. Dieser wird bevorzugt in Abhängigkeit eines Grundrauschpegels und/oder eines SNR und/oder einer Stationarität des Schallsignals der Umgebung ermittelt.

[0033] Bevorzugt werden hierbei das Vorwärtssignal und das Rückwärtssignal symmetrisch zu einer Vorzugsebene des Hörgerätes (insbesondere der Frontalebene des Trägers) erzeugt, durch welche besonders bevorzugt auch das omnidirektionale Signal om reproduzierbar ist, z.B. als $om = Z1 - Z2$. In diesem Fall ist in der obigen Gleichung (i) eine Darstellung des omnidirektionalen Signals om und der ersten Richtsignals $R1$ mittels des Vorwärts- und des Rückwärtssignals $Z1, Z2$ möglich zu

$$(v) \quad R2 = Z1 + (e + e \cdot a1 - 1) \cdot Z2,$$

Hörgerätes zu unterbinden.

[0038] Vorteilhafterweise wird der Korrekturparameter in Abhängigkeit wenigstens einer der das Schallsignal charakterisierenden folgenden Größen ermittelt: Ein Grundrauschpegel und/oder ein SNR und/oder ein Stationaritätsparameter und/oder eine Richtungsinformation. Bevorzugt wird dabei der Korrekturparameter derart ermittelt, dass für einen vergleichsweise hohen Grundrauschpegel oder ein vergleichsweise geringes SNR das zweite Richtsignal aus einer vergleichsweise geringen Korrektur des ersten Richtsignals resultiert, und für einen vergleichsweise geringen Grundrauschpegel oder ein vergleichsweise hohes SNR das zweite Richtsignal eine vergleichsweise geringe Richtwirkung aufweist. Insbesondere kann hierbei auch eine stufenweise Anwendung der genannten Kriterien erfolgen, sodass z.B. für ein hohes SNR selbst bei einem hohen Grundrauschpegel das zweite Richtsignal noch einen erheblichen Unterschied zum ersten Richtsignal aufweist. Der Grundrauschpegel, das SNR und der Stationaritätsparameter können dabei insbesondere anhand wenigstens eines der beiden Eingangssignale oder anhand des Vorwärtssignals und/oder des Rückwärtssignals ermittelt werden.

[0039] Günstigerweise wird dabei der Korrekturparameter durch eine monotone Funktion des das Schallsignal charakterisierenden Grundrauschpegels gebildet, wobei die monotone Funktion oberhalb eines oberen Grenzwertes den Grundrauschpegel auf einen ersten Endpunkt des Wertebereiches des Korrekturparameters abbildet, für welchen das zweite Richtsignal in das erste Richtsignal übergeht. Die Funktion des Grundrauschpegels NP kann hierbei für den Korrekturparameter $e \in [0, 1]$ beispielsweise von der Form

$$(vii) \quad e = 1 \quad \text{für } NP \geq Th_{Hi},$$

$$e = NP/Th_{Hi} \quad \text{für } NP < Th_{Hi},$$

mit dem oberen Grenzwert Th_{Hi} für den Grundrauschpegel NP (in dB) sein. Eine andere funktionale Abhängigkeit als die in der zweiten Zeile von Gleichung (vii) gezeigt lineare Relation zwischen e und NP ist ebenso möglich, sofern der Anstieg dabei monoton verläuft. Insbesondere kann auch ein unterer Grenzwert Th_{Lo} für den Grundrauschpegel angegeben werden, unterhalb dessen $e = 0$ gesetzt wird, also für $NP \leq Th_{Lo}$. In diesem Fall ist für $Th_{Lo} < NP < Th_{Hi}$ $e = (NP - Th_{Lo}) / (Th_{Hi} - Th_{Lo})$ zu setzen.

[0040] Bevorzugt wird dabei die monotone Funktion des das Schallsignal charakterisierenden Grundrauschpegels in Abhängigkeit des SNR und/oder in Abhängigkeit des Stationaritätsparameters in Verbindung mit der Richtungsinformation korrigiert. Beispielsweise besteht eine Möglichkeit einer derartigen Korrektur darin, dass eine gemäß

in das dritte Richtsignal übergeht, wenn der Korrekturparameter den zweiten Endpunkt seines Wertebereiches einnimmt. Dies bedeutet, dass beispielsweise für $e \leq M$, mit $M = 0.1$ (ein anderer Wert, z.B. 0.05, ist möglich), ein Ausgangssignal out wie folgt gebildet wird:

$$(xi) \quad out = (e/M) \cdot R2 + [(M - e)/M] \cdot R3.$$

[0043] An einem zweiten Ende des Wertebereiches des Korrekturparameters, welcher bevorzugt dem Bereich entspricht, für welchen das zweite Richtsignal einen möglichst geringen Anteil am ersten Richtsignal aufweist, bzw. eine möglichst geringe Richtwirkung aufweist, wird somit das zweite Richtsignal zunehmend mit dem dritten Richtsignal überlagert, und geht am zweiten Endpunkt für den Korrekturparameter bevorzugt vollständig in das dritte Richtsignal über. Hierdurch hat der Träger des Hörgerätes den natürlichen räumlichen Höreindruck, welchen eine Pinna bei einem normal Hörenden hervorruft. Dies kann insbesondere erfolgen, da in diesem Bereich für den Korrekturparameter angenommen wird, dass der Grundrauschpegel hinreichend niedrig ist und/oder das SNR hinreichend hoch.

[0044] Bevorzugt wird das Vorwärtssignal anhand einer mittels eines ersten Verzögerungsparameters implementierten zeitverzögerten Überlagerung des ersten Eingangssignals mit dem zweiten Eingangssignal erzeugt wird, und/oder wobei das Rückwärtssignal anhand einer mittels eines zweiten Verzögerungsparameters implementierten zeitverzögerten Überlagerung des zweiten Eingangssignals mit dem ersten Eingangssignal erzeugt wird. Insbesondere können dabei der erste und der zweite Verzögerungsparameter identisch zueinander gewählt werden, und insbesondere kann das Vorwärtssignal bzgl. einer Vorzugsebene des Hörgerätes symmetrisch zum Rückwärtssignal erzeugt werden, wobei die Vorzugsebene der Frontalebene des Trägers bevorzugt beim Tragen des Hörgerätes zugeordnet ist. Eine Ausrichtung des ersten Richtsignals an der Frontalrichtung des Trägers erleichtert die Signalverarbeitung, da hierdurch die natürliche Blickrichtung des Trägers berücksichtigt wird.

[0045] Als vorteilhaft erweist es sich dabei, wenn das Vorwärtssignal als ein vorwärtsgerichtetes Kardioid-Richtsignal erzeugt wird, und das Rückwärtssignal als ein rückwärtsgerichtetes Kardioid-Richtsignal (Anti-Kardioid) erzeugt wird. Ein Kardioid-Richtsignal lässt sich bilden, indem die beiden Eingangssignale zueinander mit der dem Abstand der Eingangswandler entsprechenden akustischen Laufzeitverzögerung überlagert werden. Hierdurch liegt - je nach Vorzeichen dieser Laufzeitverzögerung bei der Überlagerung - die Richtung der maximalen Abschwächung in Frontalrichtung (rück

ein Richtsignal mit einer maximalen Abschwächung in einer ersten Richtung erzeugt wird,

Fig. 2 in einem Blockschaltbild eine erfindungsgemäße Abwandlung des Hörgerätes nach Fig. 1, wobei in der ersten Richtung die Abschwächung in definierter Weise verringert wird,

Fig. 3 in einem Funktionsdiagramm einen Korrekturparameter für die Verringerung der Abschwächung gemäß Fig. 2 in Abhängigkeit eines Grundrauschpegels,

Fig. 4 in einem Blockschaltbild eine alternative Ausgestaltung des Hörgerätes nach Fig. 2, und

Fig. 5 in einem Diagramm die Richtung maximaler Abschwächung für ein erstes Richtsignal und ein gemäß Fig. 2 oder Fig. 4 abgewandeltes Richtsignal in Abhängigkeit des Richtparameters.

[0051] Einander entsprechende Teile und Größen sind in allen Figuren jeweils mit denselben Bezugszeichen versehen.

[0052] In Fig. 1 ist schematisch in einem Blockschaltbild ein Verfahren zur direktionalen Signalverarbeitung in einem Hörgerät 1 nach Stand der Technik dargestellt. Das Hörgerät 1 weist einen ersten Eingangswandler 2 und einen zweiten Eingangswandler 4 auf, welche aus einem Schallsignal 6 der Umgebung ein erstes Eingangssignal E1 bzw. ein zweites Eingangssignal E2 erzeugen, und beispielsweise jeweils durch ein Mikrofon gegeben sein können. Der erste Eingangswandler 2 ist hierbei bezüglich einer Frontalrichtung 7 des Hörgerätes 1 (welche durch das bestimmungsgemäße Tragen im Betrieb definiert ist) gegenüber dem zweiten Eingangswandler 4 weiter vorne angeordnet.

[0053] Das zweite Eingangssignal E2 wird nun um einen ersten Verzögerungsparameter T1 verzögert, und das so verzögerte, zweite Eingangssignal vom ersten Eingangssignal E1 subtrahiert, um ein Vorwärtssignal Z1 zu erzeugen. In ähnlicher Weise wird

$$R2 = (1 - e) \cdot om + e \cdot R1 \text{ (vgl. Gleichung i)}$$

[0059] Anhand des zweiten Richtsignals R2 wird, gegebenenfalls durch weitere, nicht-direktionale Signalverarbeitung 29, welche unter anderem eine frequenzbandabhängige Verstärkung und/oder Kompression umfassen kann, analog zum in Fig. 1 dargestellten Vorgehen das Ausgangssignal out erzeugt, welches vom Ausgangswandler 32 in das Ausgangsschallsignal 34 umgewandelt wird. Die Richtcharakteristik 38 des zweiten Richtsignals R2 weist ihre maximale Abschwächung nun in einer zweiten Richtung 40 auf, während in der ersten Richtung 24, eine relative Abschwächung 42 vorliegt.

[0060] In Fig. 3 ist eine Funktion f dargestellt, welche den Grundrauschpegel NP auf den Korrekturparameter e des anhand von Fig. 2 dargestellten Verfahrens abbildet (durchgezogene Linie). Oberhalb eines oberen Grenzwertes Th_{Hi} , welcher im Beispiel gemäß Fig. 3 als $Th_{Hi} = 80$ dB gewählt ist, wird jedweder Grundrauschpegel auf $e = 1$ abgebildet. Dies bedeutet: Im in Fig. 2 dargestellten Verfahren wird für einen Grundrauschpegel NP von 80 dB und mehr immer das erste Richtsignal R1 vollständig in das zweite Richtsignal R2 überführt. Unterhalb eines unteren Grenzwertes Th_{Lo} , welcher im Beispiel gemäß Fig. 3 als $Th_{Lo} = 40$ dB gewählt ist, wird jedweder Grundrauschpegel auf $e = 0$ abgebildet. Dies bedeutet: Im in Fig. 2 dargestellten Verfahren wird für einen Grundrauschpegel NP von 40 dB und weniger immer das omnidirektionale Signal om vollständig in das zweite Richtsignal R2 überführt. Im Bereich $Th_{Lo} < NP < Th_{Hi}$ weist die Funktion f eine lineare Steigung auf, welche durch

$$e = f(NP) = (NP - Th_{Lo}) / (Th_{Hi} - Th_{Lo})$$

beschrieben werden kann. Eine andere Kennlinie als die hier dargestellte lineare Relation ist ebenso denk

[0064] Die Richtcharakteristik 38 ist, da das in Fig. 4 dargestellte Vorgehen zum in Fig. 2 dargestellten Vorgehen bei gleichen Bedingungen abgesehen von einer nachfolgend beschriebenen Erweiterung für $e \leq 0.1$ analog ist, entsprechend gleich zur Richtcharakteristik des zweiten Richtsignals R2 nach Fig. 2. Die maximale Abschwächung erfolgt nun in einer zweiten Richtung 40, während in der ersten Richtung 24, eine definierte relative Abschwächung 42 vorliegt.

[0065] Für den Fall, dass aus der Berechnung des Korrekturparameters e gemäß Fig. 3 ein Wert in der Nähe von Null, also e kleiner als ein vorgegebener Grenzwert $e_{Lo} = M$ mit z.B. $M = 0.1$ hervorgeht, wird das Ausgangssignal out erzeugt, indem dem zweiten Richtsignal R2 ein drittes Richtsignal R3 beigemischt wird, z.B. gemäß der folgenden Formel:

$$\text{out} = (e/M) \cdot R2 + [(M - e)/M] \cdot R3 \text{ (vgl. Gleichung xi).}$$

[0066] Das dritte Richtsignal R3 wird hierbei mit einer festen Richtcharakteristik aus dem Vorwärtssignal Z1 und dem Rückwärtssignal Z2 erzeugt. Alternative Übergänge zwischen R2 und R3, welche nicht den obigen linearen Zusammenhang in e aufweisen, sind ebenso denkbar.

[0067] In Fig. 5 ist in einem Diagramm schematisch der Zusammenhang zwischen dem ersten Richtparameter $a1$, welche das erste Richtsignal R1 charakterisiert, und dem zweiten Richtparameter $a2$ des zweiten Richtsignals R2 nach Fig. 4 dargestellt. Der funktionale Zusammenhang lautet hierbei $a2 = 0,7 \cdot a1 - 0,3$. Die unteren Symbole werden in dem in Fig. 5 dargestellten Beispiel gebildet durch die jeweilige erste Richtung 24 zum Parameterwert des ersten Richtparameters $a1$, während die oberen Symbole gegeben sind durch die zweite Richtung zum gegebenen Parameterwert für $a1$, also durch den Winkel, bei welchen sich im zweiten Richtsignal R2 die zweite Richtung 40, also die Richtung maximaler Abschwächung nach Anwenden der Abbildung des ersten Richtparameters R

E1	erstes Eingangssignal
E2	zweites Eingangssignal
IR	Richtungsinformation
om	omnidirektionales Signal
5 out	Ausgangssignal
NP	Grundrauschpegel
R1	erstes Richtsignal
R2	zweites Richtsignal
R3	drittes Richtsignal
10 S1	Stationaritätsparameter
SNR	Signal-zu-Rausch-Verhältnis
Th _{Lo}	unterer Grenzwert (für den Grundrauschpegel NP)
Th _{Hi}	oberer Grenzwert (für den Grundrauschpegel NP)
Th _S	oberer Grenzwert (für das SNR)
15 Z1	Vorwärtssignal
Z2	Rückwärtssignal

Patentansprüche

- 20
1. Verfahren zur direktionalen Signalverarbeitung für ein Hörgerät (1),
wobei durch einen ersten Eingangswandler (2) des Hörgerätes (1) aus einem Schallsignal (6) der Umgebung ein
erstes Eingangssignal (E1) erzeugt wird,
wobei durch einen zweiten Eingangswandler (4) des Hörgerätes (1) aus dem Schallsignal (6) der Umgebung ein
25 zweites Eingangssignal (E2) erzeugt wird,
wobei jeweils aus dem ersten Eingangssignal (E1) und dem zweiten Eingangssignal (E2) ein Vorwärtssignal (Z1)
und ein Rückwärtssignal (Z2) erzeugt werden,
wobei ein erster Richtparameter (a1) als ein Linearfaktor einer Linearkombination des Vorwärtssignals (Z1) und des
Rückwärtssignals (Z2) derart bestimmt wird, dass ein aus dieser Linearkombination resultierendes erstes Richtsignal
30 (R1) in einer ersten Richtung (24) eine maximale Abschwächung aufweist,
wobei ein Korrekturparameter (e) derart ermittelt

wobei der zweite Richtparameter (a_2) derart ermittelt wird, dass das zweite Richtsignal (R_2) in der zweiten Richtung (40) eine maximale Abschwächung aufweist.

6. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
wobei der erste Richtparameter (a_1) mittels adaptiver Richtmikrofonie der Linearkombination des Vorwärtssignals (Z_1) und des Rückwärtssignals (Z_2), insbesondere durch eine Minimierung der Signalenergie erzeugt wird.

7. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
wobei der Korrekturparameter (e) in Abhängigkeit wenigstens einer der das Schallsignal (6) charakterisierenden folgenden Größen ermittelt wird: Ein Grundrauschpegel (NP) und/oder Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR) und/oder ein Stationaritätsparameter (S_1) und/oder eine Richtungsinformation (IR).

8. Verfahren nach Anspruch 7,
wobei der Korrekturparameter (e) durch eine monotone Funktion des das Schallsignal (6) charakterisierenden Grundrauschpegels (NP) gebildet wird, wobei die monotone Funktion oberhalb eines oberen Grenzwertes (Th_{HI}) den Grundrauschpegel (36) auf einen ersten Endpunkt des Wertebereiches des Korrekturparameters (e) abbildet, für welchen das zweite Richtsignal (R_2) in das erste Richtsignal (R_1) übergeht.

9. Verfahren nach Anspruch 8,
wobei die monotone Funktion des das Schallsignal (6) charakterisierenden Grundrauschpegels (36) in Abhängigkeit des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses (SNR) und/oder in Abhängigkeit des Stationaritätsparameters (S_1) in Verbindung mit der Richtungsinformation (IR) korrigiert wird.

10. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
wobei in einer definierten Umgebung eines zweiten Endpunktes des Wertebereiches des Korrekturparameters (e) das zweite Richtsignal (R_2) mit einem dritten Richtsignal (R_3) überlagert wird, welches darauf ausgelegt ist, eine natürliche Richtwirkung eines menschlichen Ohres zu simulieren, und wobei die

Fig. 1

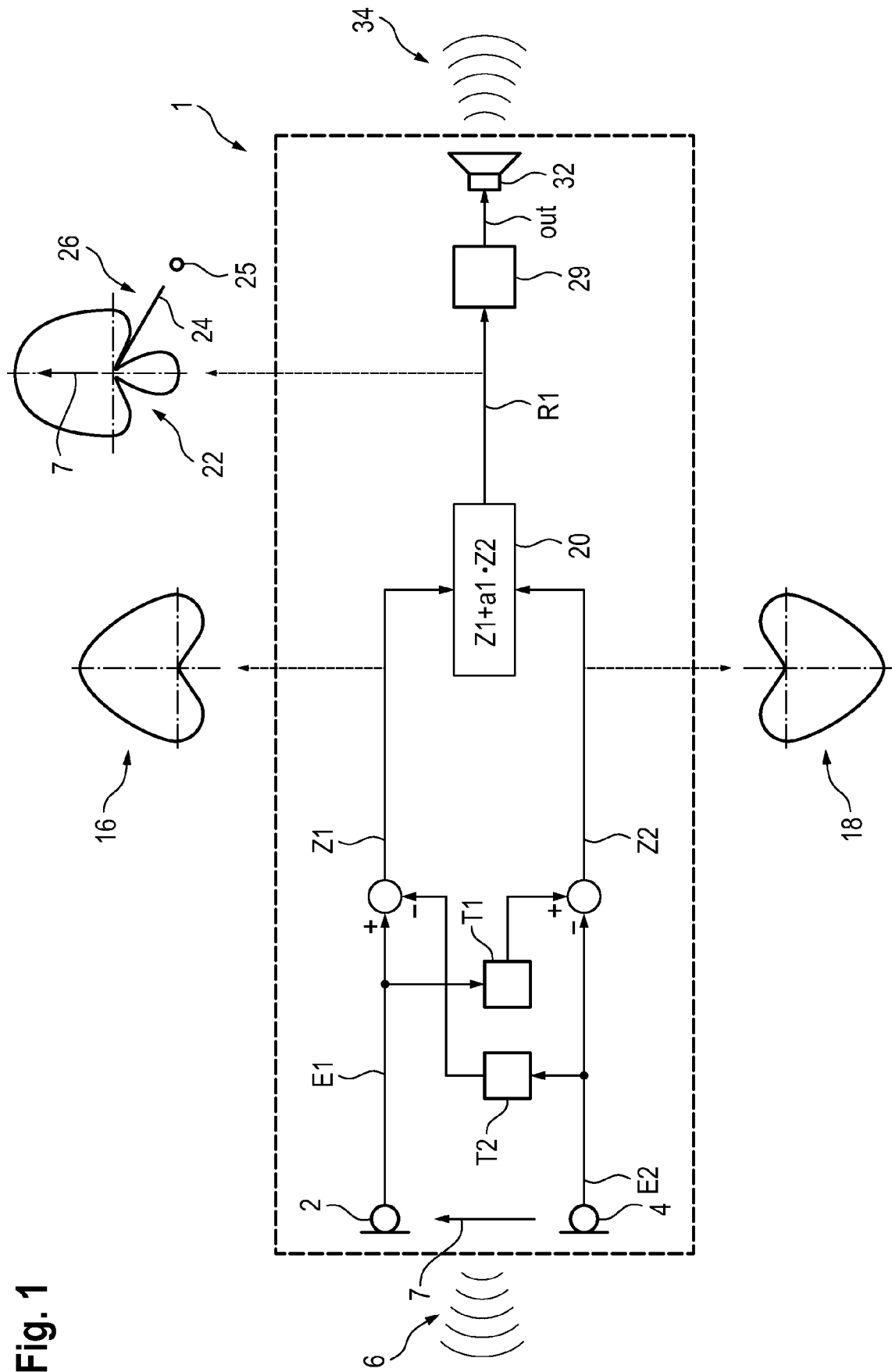


Fig. 3

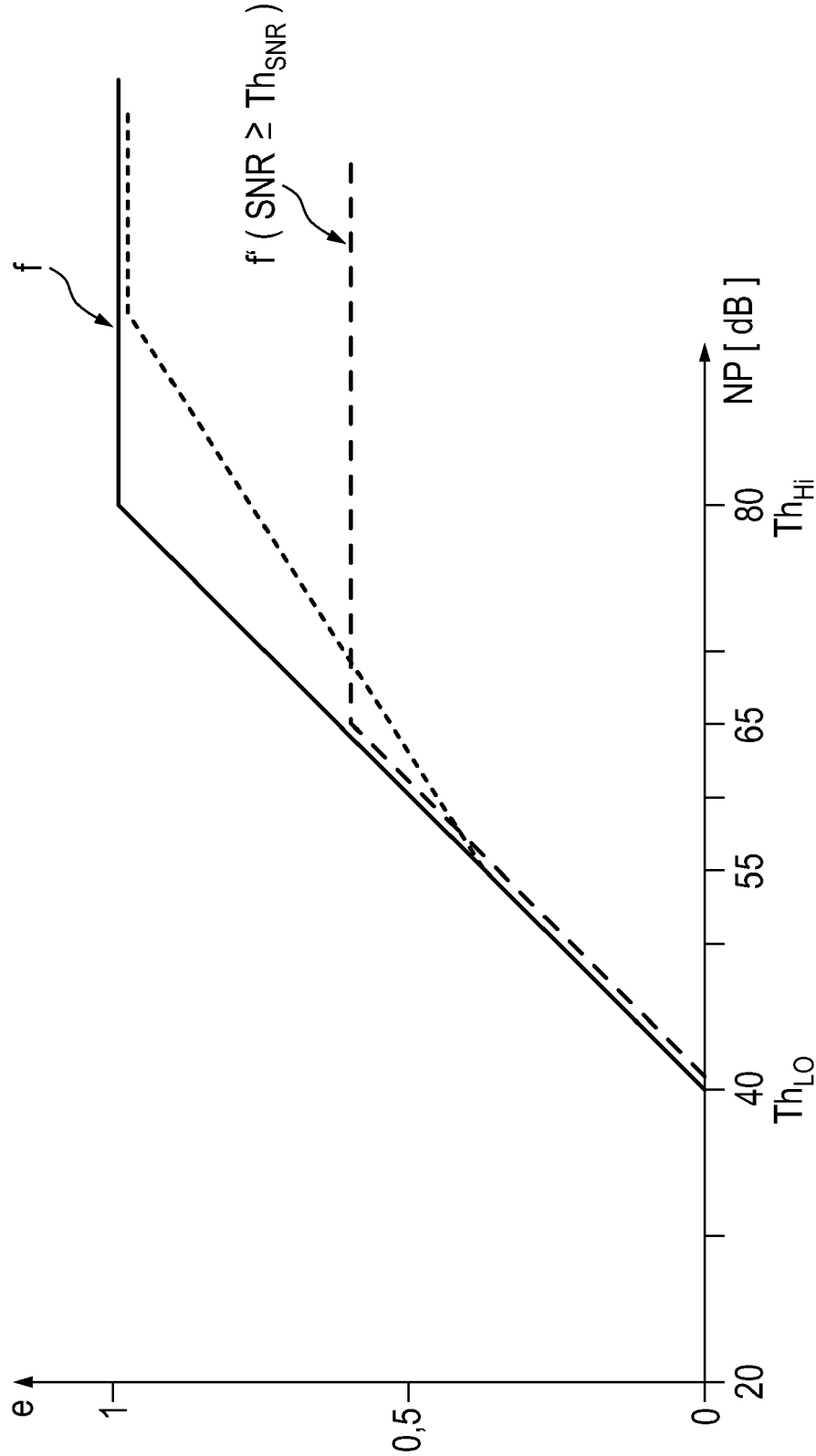


Fig. 4

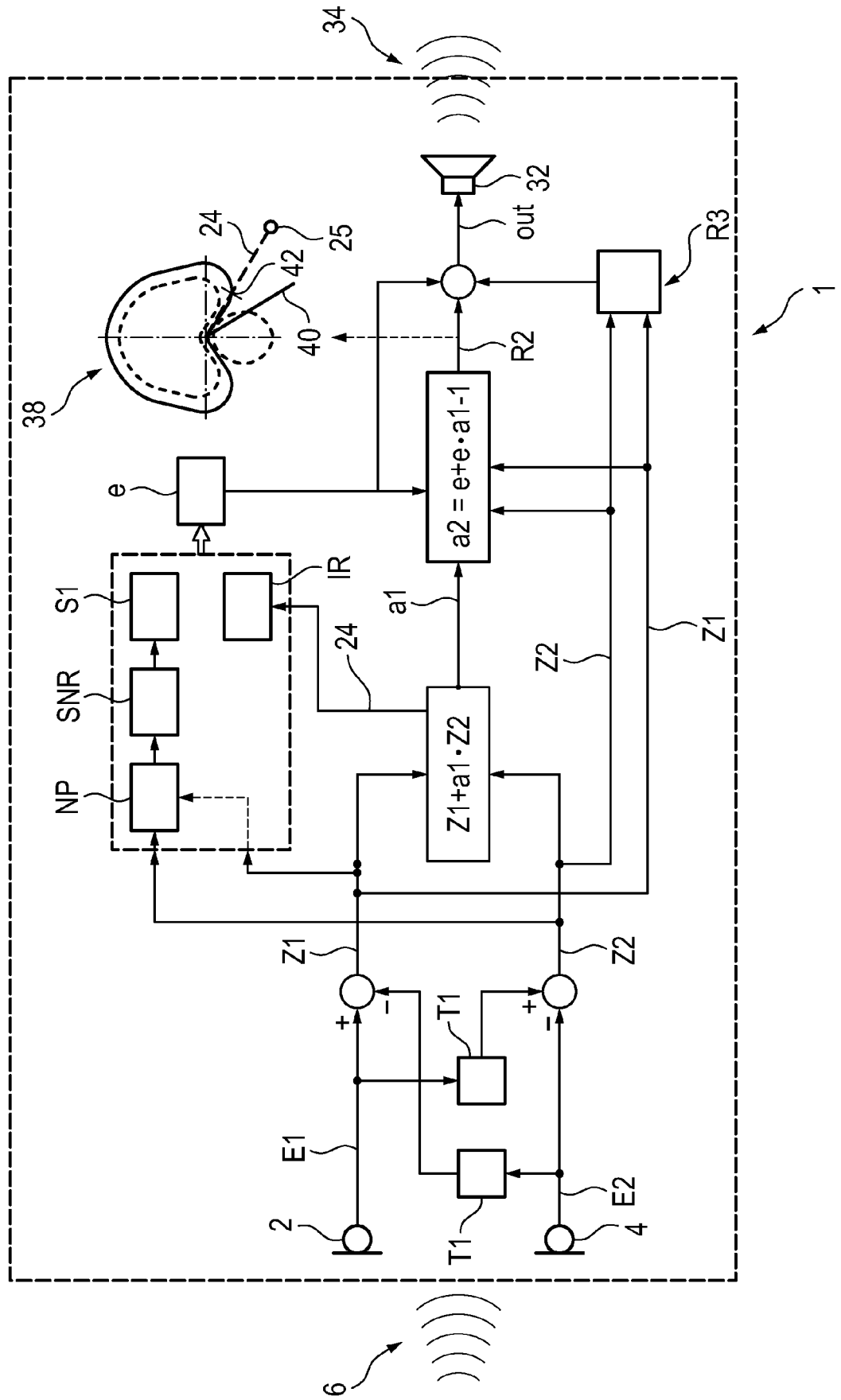
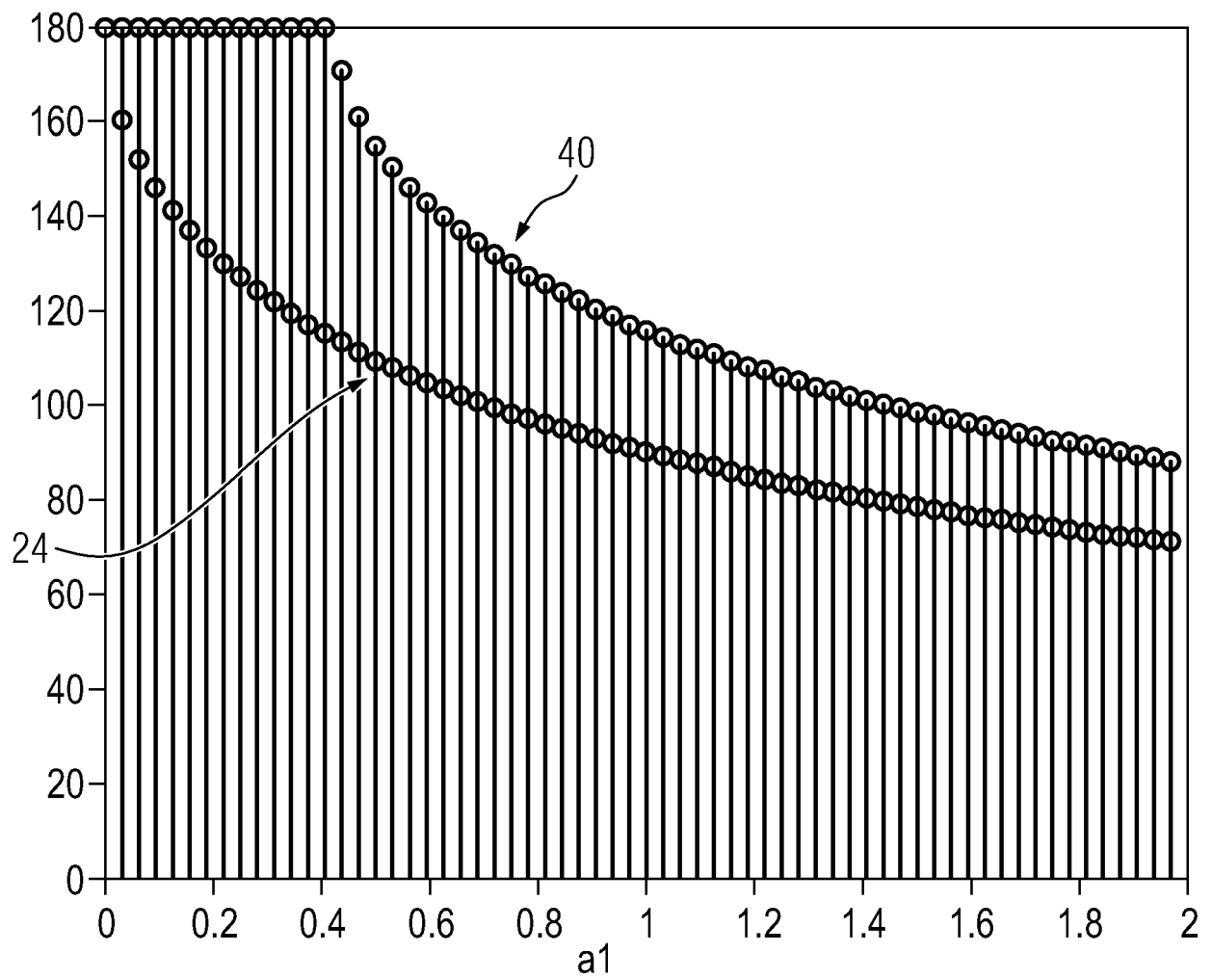


Fig. 5



EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

 Nummer der Anmeldung
EP 20 18 5489

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (IPC)
Y	EP 3 461 147 A1 (SIVANTOS PTE LTD [SG]) 27. März 2019 (2019-03-27)	1-3,5-7, 11-13	INV. H04R25/00
A	* Absatz [0025] - Absatz [0031]; Abbildung 1 *	4,8-10	
Y	Arthur Fox: "What Is		

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

EP 20 18 5489

5 In diesem Anhang sind die Mitglieder der Patentfamilien der im obengenannten europäischen Recherchenbericht angeführten Patentdokumente 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.

04-11-2020

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
EP 3461147 A1	27-03-2019	AU 2018204636 A1	21-03-2019
		CN 109474876 A	15-03-2019
		DE 102017215823 B3	20-09-2018
		EP 3461147 A1	27-03-2019
		US 2019075405 A1	07-03-2019

DE 102017206788 B3	02-08-2018	CN 108737931 A	02-11-2018
		DE 102017206788 B3	02-08-2018
		DK 3393143 T3	02-12-2019
		EP	