



(12) **EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

(43) Veröffentlichungstag:
24.03.2010 Patentblatt 2010/12

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

(21) Anmeldenummer: **09169685.6**

(22) Anmeldetag: **08.09.2009**

(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
Benannte Erstreckungsstaaten:
AL BA RS

(30) Priorität: **17.09.2008 DE 102008047577**

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

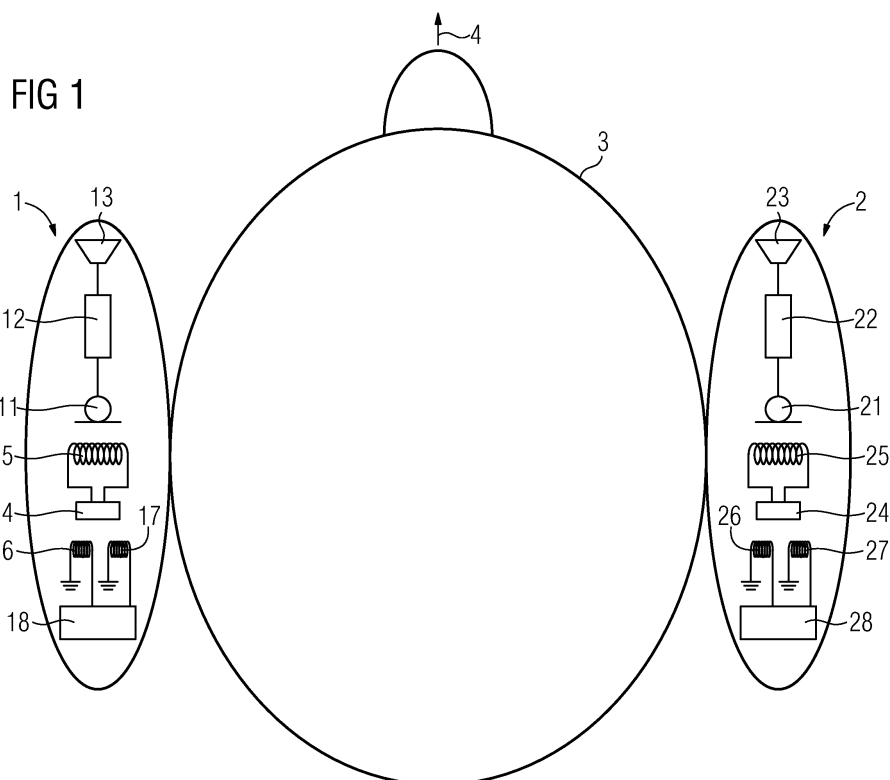
(72) Erfinder: **Schwerdtner, Claus-Dieter 91058 Erlangen (DE)**

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

(54) **Rechts-Links-Erkennung bei Hörhilfegeräten**

(57) Bei einem Hörhilfegerätesystem (1, 2) mit einem ersten Hörhilfegerät (1) und einem zweiten Hörhilfegerät (2) zur binauralen Versorgung eines Benutzers kann das Hörhilfegerät zur Versorgung des linken Ohres leicht mit dem Hörhilfegerät zur Versorgung des rechten Ohres vertauscht werden. Die Erfindung schlägt eine Seitenerkennungseinrichtung vor, durch die jedes Hörhilfegerät erkennt, an oder in welchem Ohr des Benutzers es gerade

getragen wird. Vorteilhaft sind in beiden Hörhilfegeräten (1, 2) eines betreffenden Hörhilfegerätesystems die Parameter-Einstellungen zur Versorgung beider Ohren gespeichert, so dass nach dem automatischen Erkennen des jeweiligen Ohres, in dem das betreffende Hörhilfegerät (1, 2) gerade getragen wird, automatisch auch die entsprechenden Parameter-Einstellungen aktiviert werden.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Hörhilfegerätesystem mit einem ersten und einem zweiten jeweils sowohl am linken Ohr als auch am rechten Ohr eines Benutzers tragbaren Hörhilfegerät.

[0002] Die meisten Benutzer von Hörhilfegeräten sind von einem beidseitigen Hörverlust betroffen. Es ist daher empfehlenswert, beide Ohren des Benutzers jeweils mit einem Hörhilfegerät zu versorgen (binaurale Versorgung). In vielen Fällen ist jedoch der Hörverlust des linken und des rechten Ohres des Benutzers unterschiedlich ausgeprägt, so dass die Hörhilfegeräte durch unterschiedliche Parameter-Einstellungen an den betreffenden Hörverlust des jeweiligen Ohres angepasst werden müssen. Häufig sind Hörhilfegeräte jedoch hinsichtlich ihrer Gehäuse-Bauform nicht seitenspezifisch ausgebildet. Dies trifft besonders für die am Ohr, insbesondere hinter dem Ohr tragbaren Hörhilfegeräte (HdO) zu, aber auch für universell passende, in dem Ohr tragbare Hörhilfegeräte (IdO). Dadurch kann es leicht zu Verwechslungen kommen, so dass z.B. ein Hörhilfegerät mit den Parameter-Einstellungen zum Ausgleich des Hörverlustes des linken Ohres eines Benutzers in dem rechten Ohr getragen wird und umgekehrt. Um ein Vertauschen der Hörhilfegeräte zu vermeiden ist bekannt, Farb-Markierungen an den Hörhilfegeräten vorzusehen. So kann beispielsweise zur Unterscheidung der beiden Hörhilfegeräte das Hörhilfegerät zur Versorgung des rechten Ohres mit einer roten Markierung versehen werden. Der Hörhilfegeräteträger muss selbst darauf achten, dass das jeweilige Hörhilfegerät für das richtige Ohr verwendet wird.

[0003] Aus der Offenlegungsschrift EP 1 722 597 A1 ist ein Hörgerät mit einer Leuchtdiode bekannt, die einem Benutzer anzeigt, ob das betreffende Hörgerät am linken oder am rechten Ohr zu tragen ist.

[0004] Aus der Offenlegungsschrift US 2002/0106096 A1 ist ein Hörgerät mit einem Gehäuse und einem lösbar daran befestigbaren Deckelement bekannt, wobei der Benutzer anhand der Farbe des Deckelements erkennen kann, ob das Hörgerät am linken oder am rechten Ohr zu tragen ist.

[0005] Aus der Offenlegungsschrift WO 2004/077 087 ist eine Einrichtung zur Positionsbestimmung mittels eines mobilen Transponders bekannt, wobei der Transponder zwei voneinander beabstandete Antennen umfasst und durch die Bestimmung eines Feldstärkendifferenzsignals die Richtung erkennbar ist, aus der ein Signal zu den Antennen gesendet wird.

[0006] Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, bei einem Hörhilfegerätesystem mit einem ersten und einem zweiten Hörhilfegerät zur binauralen Versorgung eines Benutzers den Betrieb der Hörhilfegeräte mit zur Versorgung des jeweiligen Ohres des Benutzers ungeeigneten Parameter-Einstellungen zu vermeiden.

[0007] Diese Aufgabe wird durch ein Hörhilfegerätesystem mit den Merkmalen gemäß Anspruch 1 gelöst.

Ferner wird die Aufgabe durch ein Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätesystems mit den Verfahrensschritten gemäß Anspruch 10 gelöst.

[0008] Bei einem Hörhilfegerät wird mittels eines Eingangswandlers ein Eingangssignal aufgenommen und in ein elektrisches Eingangssignal überführt. Üblicherweise dient als Eingangswandler wenigstens ein Mikrofon, welches ein akustisches Eingangssignal aufnimmt und in ein elektrisches Eingangssignal wandelt. Moderne Hörhilfegeräte umfassen häufig ein Mikrofonsystem mit mehreren Mikrofonen, um einen von der Einfallsrichtung akustischer Signale abhängigen Empfang, eine Richtcharakteristik, zu erreichen. Als Eingangswandler sind jedoch auch Telefonspulen oder Antennen zur Aufnahme elektromagnetischer Eingangssignale und Wandlung in elektrische Eingangssignale üblich. Die durch den Eingangswandler in elektrische Eingangssignale gewandelten Eingangssignale werden zur Weiterverarbeitung und Verstärkung einer Signalverarbeitungseinheit zugeführt. Die Weiterverarbeitung und Verstärkung erfolgt zum Ausgleich des individuellen Hörverlustes eines Benutzers in der Regel in Abhängigkeit der Signalfrequenz des Eingangssignals. Die Signalverarbeitungseinheit liefert an ihrem Ausgang ein elektrisches Ausgangssignal, welches über einen Ausgangswandler dem Gehör des Hörhilfegeräteträgers zugeführt wird, so dass dieser das Ausgangssignal als akustisches Signal wahrnimmt. Als Ausgangswandler werden üblicherweise Hörer verwendet, die ein akustisches Ausgangssignal erzeugen. Es sind jedoch auch Ausgangswandler zur Erzeugung mechanischer Schwingungen bekannt, die direkt bestimmte Teile des Gehörs, wie beispielsweise die Gehörknöchelchen, zu Schwingungen anregen. Weiterhin sind Ausgangswandler bekannt, die direkt Nervenzellen des Gehörs stimulieren. Ein Hörhilfegerät umfasst ferner eine Spannungsquelle (Batterie oder Akku) zur Spannungsversorgung der elektronischen Komponenten. Weiterhin können auch Bedienelemente (Ein-/Ausschalter, Programmumschalter, Lautstärksteller etc.) vorhanden sein.

[0009] Durch Parameter-Einstellungen kann das Hörhilfegerät an den individuellen Hörverlust des jeweiligen Ohres des Benutzers angepasst werden. Die Einstellungen werden gewöhnlich von einem Hörgeräteakustiker während einer Anpasssitzung vorgenommen, wobei ein betreffendes Hörhilfegerät bei der Anpassung in der Regel mit einem speziell zur Anpassung eingerichteten Anpass-Computer verbunden ist. Der Hörgeräteakustiker legt die Parameter-Einstellungen für das jeweilige Hörhilfegerät fest und überträgt sie am Ende einer Anpasssitzung auf das Hörhilfegerät. Diese bestimmen fortan die Signalverarbeitung in der Signalverarbeitungseinheit des betreffenden Hörhilfegerätes zum Ausgleich des individuellen Hörverlustes des jeweiligen Ohres.

[0010] Neben den nach einer Anpasssitzung fest vorgegebenen Parameter-Einstellungen lassen sich Hörhilfegeräte durch weitere Parameter-Einstellungen auch manuell oder automatisch an die Vorlieben des Benut-

zers sowie wechselnde Umgebungsbedingungen anpassen. Beispielsweise kann der Benutzer manuell die Lautstärke variieren oder das betreffende Hörhilfegerät passt sich automatisch an wechselnde Hörumgebungen (Gespräch in Ruhe, Gespräch in Störlärm, Fernsehen, Telefonieren etc) an.

[0011] Moderne Hörhilfegerätesysteme mit einem linken und einem rechten Hörhilfegerät verfügen über die Möglichkeit zur drahtlosen Datenübertragung zwischen den Hörhilfegeräten. So kann sich beispielsweise eine einmalig an einem Hörhilfegerät vorgenommene manuelle Lautstärke-Einstellung bei beiden Hörhilfegeräten des betreffenden Hörhilfegerätesystems auswirken. Die Hörhilfegeräte sind hierzu mit entsprechenden Sende- und Empfangseinheiten ausgestattet.

[0012] Gemäß der Erfindung verfügt das Hörhilfegerätesystem mit einem ersten und einem zweiten, jeweils sowohl am linken Ohr als auch am rechten Ohr des Benutzers tragbaren Hörhilfegerät über eine Seitenerkennungseinrichtung zum automatischen Erkennen, welches der beiden Hörhilfegeräte gerade am linken Ohr und welches der beiden Hörhilfegeräte gerade am im rechten Ohr des Benutzers getragen wird.

[0013] Eine Ausführungsform der Erfindung sieht vor, dass der Benutzer durch ein von ihm wahrnehmbares Signal darauf aufmerksam gemacht wird, wenn sich die Hörhilfegeräte nicht jeweils an dem dafür vorgesehenen Ohr befinden. Beispielsweise kann der Hörhilfegeräteträger mittels Sprachausgabe etwa in der Form: "Bitte linkes und rechtes Hörgerät tauschen!" zum Wechsel der Hörhilfegeräte aufgefordert werden.

[0014] Bei einer besonders vorteilhaften Ausführungsform der Erfindung ist vorgesehen, dass beide Hörhilfegeräte eines betreffenden Hörhilfegerätesystems sowohl die Parameter-Einstellungen zum Ausgleich des Hörverlustes des linken Ohres als auch die Parameter-Einstellungen zum Ausgleich des Hörverlustes des rechten Ohres gespeichert haben. Nachdem das jeweilige Hörhilfegerät mittels der Seitenerkennungseinrichtung automatisch erkannt hat, an welchem Ohr des Benutzers es gerade getragen wird, werden die Parameter-Einstellungen zum Ausgleich des Hörverlustes des betreffenden Ohres automatisch aktiviert. Dies ist für den Benutzer besonders bequem, da er nicht länger ein linkes sowie ein rechtes Hörhilfegerät unterscheiden muss und ein am Ohr angebrachtes Hörhilfegerät stets korrekt an den Hörverlust des betreffenden Ohres angepasst ist. Ein unbeabsichtigtes Vertauschen der beiden Hörhilfegeräte und der Betrieb mit für das jeweilige Ohr unpassenden Parameter-Einstellungen werden dadurch unmöglich.

[0015] Bei dem Hörhilfegerätesystem gemäß der Erfindung ist vorteilhaft eine Einrichtung zur drahtlosen Signalübertragung zwischen den Hörhilfegeräten vorhanden. Dabei umfasst wenigstens eines der Hörhilfegeräte eine Sendespule zum Aussenden eines Erkennungssignals und wenigstens das andere Hörhilfegerät zwei räumlich voneinander beabstandete Empfangsspulen

zum Empfang des von dem ersten Hörhilfegerät gesendeten Erkennungssignals. Dabei muss es sich bei den beiden Empfangsspulen nicht notwendigerweise um zwei völlig voneinander losgelöste Spulen handeln. Vielmehr können auch zwei Spulen auf einen gemeinsamen Kern gewickelt sein oder die beiden Spulen werden durch eine Wicklung mit einem Mittel-Abgriff gebildet.

[0016] Befinden sich die beiden Hörhilfegeräte eines erfindungsgemäßen Hörhilfegerätesystems in der dafür vorgesehenen Trageposition, so sind die Sendespule des einen Hörhilfegerätes und die beiden Empfangsspulen des anderen Hörhilfegerätes vorteilhaft derart zueinander ausgerichtet, dass ein von der Sendespule des ersten Hörhilfegerätes ausgehendes Erkennungssignal zuerst die erste Empfangsspule und danach die zweite Empfangsspule des zweiten Hörhilfegerätes erreicht. Dies wird beispielsweise dadurch ermöglicht, dass die Sendespule des einen Hörhilfegerätes und die beiden Empfangsspulen des jeweils anderen Hörhilfegerätes bei getragenen Hörhilfegeräten zumindest näherungsweise entlang einer Geraden angeordnet sind.

[0017] Durch die räumliche Trennung der beiden Empfangsspulen liegt das von dem ersten Hörhilfegerät ausgehende Erkennungssignal mit unterschiedlicher Feldstärke an den beiden Empfangsspulen des empfangenden Hörhilfegerätes an. Dieser Unterschied kann mittels einer Auswerteeinheit detektiert und ausgewertet werden. Die unterschiedlichen Feldstärken führen beispielsweise zu einer Pegeldifferenz zwischen dem von der ersten Empfangsspule als Reaktion auf das gesendete Erkennungssignal erzeugten ersten Erkennungsempfangssignal und dem von der zweiten Empfangsspule als Reaktion auf das gesendete Erkennungssignal erzeugten zweiten Erkennungsempfangssignal. Diese Pegeldifferenz kann erfasst und ausgewertet werden. Insbesondere befindet sich die Empfangsspule, bei der die höhere Feldstärke registriert wird, näher an der Sendespule als die andere Empfangsspule. Dadurch erkennt das betreffende Hörhilfegerät automatisch, welche Gehäusesseite dem Kopf des Benutzers zugewandt und welche Gehäusesseite vom Kopf abgewandt ist. Dies wiederum lässt einen eindeutigen Rückschluss darauf zu, ob das betreffende Hörhilfegerät gerade am linken bzw. am rechten Ohr getragen wird.

[0018] Eine alternative Ausführungsform der Erfindung sieht vor, den Laufzeitunterschied auszuwerten, mit dem ein von der Sendespule des ersten Hörhilfegerätes ausgehendes Erkennungssignal an den beiden Empfangsspulen des zweiten Hörhilfegerätes eintrifft. Der Laufzeitunterschied führt zu einer Phasendifferenz zwischen dem von der ersten Empfangsspule als Reaktion auf das gesendete Erkennungssignal erzeugten ersten Erkennungsempfangssignal und dem von der zweiten Empfangsspule als Reaktion auf das gesendete Erkennungssignal erzeugten zweiten Erkennungsempfangssignal. Ein an einer Empfangsspule gegenüber der anderen Empfangsspule vorausseilendes Erkennungsempfangssignal ermöglicht den Rückschluss, dass sich

die betreffende Empfangsspule des empfangenden Hörhilfegerätes im Vergleich zu der anderen Empfangsspule näher bei dem sendenden Hörhilfegerät befindet.

[0019] Wird beispielsweise - in Bezug zu der Geradeaus-Blickrichtung des Benutzers und der üblichen Trageweise der Hörhilfegeräte - an der näher zur rechten Gehäusesseite des betreffenden Hörhilfegerätes angeordneten Empfangsspule eine höhere Feldstärke gemessen oder eilt dort das erzeugte Erkennungsempfangssignal dem in der näher bei der linken Gehäusesseite befindlichen Empfangsspule erzeugten Erkennungsempfangssignal voraus, so befindet sich das betreffende Hörhilfegerät am linken Ohr des Benutzers.

[0020] Damit sich die am Ort der ersten Empfangsspule und am Ort der zweiten Empfangsspule empfangbaren Erkennungssignale hinsichtlich ihrer Feldstärke und Phase möglichst stark voneinander unterscheiden, sollten die beiden Empfangsspulen möglichst weit voneinander beabstandet innerhalb des betreffenden Hörhilfegerätes angeordnet sein. So kann sich die eine Empfangsspule möglichst nah bei der linken Gehäusesseite und die andere Empfangsspule möglichst nah bei der gegenüberliegenden rechten Gehäusesseite des Hörhilfegerätes befinden. Besonders groß wird dieser Abstand, wenn beide Empfangsspulen direkt auf den gegenüberliegenden Gehäusebereichen aufgebracht sind, beispielsweise durch Verwendung der MID- (Molded Interconnect Device-) Technologie.

[0021] Vorteilhaft wird bei dem Hörhilfesystem gemäß der Erfindung die Sendespule des ersten Hörhilfegerätes und wenigstens eine der Empfangsspulen des zweiten Hörhilfegerätes auch zur drahtlosen Signalübertragung zwischen den beiden Hörhilfegeräten verwendet. Der zusätzliche Aufwand zur automatischen Seitenerkennung hält sich damit gegenüber einem herkömmlichen Hörhilfegerätesystem, bei dem eine drahtlose Signalübertragung vorgesehen ist, in Grenzen.

[0022] Bei dem Erkennungssignal, das von dem ersten Hörhilfegerät auf das zweite übertragen wird, kann es sich um ein Signal handeln, das nur für die automatische Seitenerkennung vorgesehen ist. Es ist aber auch möglich, dass bei einem Hörhilfegerätesystem, bei dem ohnehin eine drahtlose Signalübertragung zwischen den Hörhilfegeräten zur Datenübertragung vorgesehen ist, beispielsweise zur Synchronisation der beiden Hörhilfegeräte, ein entsprechend übertragenes Signal zusätzlich auch gemäß der Erfindung zur Seitenerkennung ausgewertet wird. Auf ein spezielles Signal eigens für die Seitenerkennung kann damit verzichtet werden.

[0023] Die von den Empfangsspulen als Reaktion auf das Erkennungssignal erzeugten Erkennungsempfangssignale können gemäß der Erfindung direkt ausgewertet werden, beispielsweise hinsichtlich ihrer Amplituden und ihrer Phasen, die Auswertung kann ggf. jedoch auch erst nach einer Weiterverarbeitung dieser Signale erfolgen.

[0024] Theoretisch reicht es aus, wenn eines der beiden Hörhilfegeräte eines erfindungsgemäßen Hörhilfe-

gerätesystems mit zwei Empfangsspulen zum Empfang eines Erkennungssignals ausgestattet ist. Dieses Hörhilfegerät kann dann in der oben beschriebenen Weise automatisch erkennen, ob es am linken oder am rechten Ohr des Benutzers verwendet wird. Diese Information könnte dann drahtlos an das andere Hörhilfegerät des betreffenden Hörhilfegerätesystems übertragen werden, womit auch dieses automatisch erkennt, an welchem Ohr des Benutzers es gerade getragen wird. Vorteilhaft sind jedoch beide Hörhilfegeräte eines betreffenden Hörhilfegerätesystems identisch ausgebildet, so dass jedes in gleicher Weise erkennt, an welchem Ohr des Benutzers es augenblicklich getragen wird. Eine drahtlose Datenübertragung zwischen den Hörhilfegeräten kann dann zur Kontrolle verwendet werden. Erkennen beide Hörhilfegeräte die gleiche Trageposition, so wird klar, dass ein Fehler vorliegen muss und die automatische Seitenerkennung kann gegebenenfalls erneut durchgeführt werden.

[0025] Die Erfindung wird nachfolgend anhand eines Ausführungsbeispiels näher erläutert. Es zeigen:

Figur 1 ein Hörhilfegerätesystem mit einem ersten und einem zweiten Hörhilfegerät gemäß der Erfindung in stark vereinfachter, schematischer Darstellung und

Figur 2 ein vereinfachtes Schaltbild einer Auswertereinheit eines betreffenden Hörhilfegerätes.

[0026] Figur 1 zeigt in stark vereinfachter, schematischer Darstellung ein Hörhilfegerätesystem 1, 2 gemäß der Erfindung, das am Kopf 3 eines Benutzers und insbesondere hinter den Ohren (nicht dargestellt) getragen wird. Der Pfeil 4 gibt die Geradeaus-Blickrichtung des Benutzers an. Das Hörhilfegerätesystem 1, 2 umfasst ein erstes Hörhilfegerät 1 sowie ein zweites, zu dem ersten baugleiches Hörhilfegerät 2. Die Hörhilfegeräte 1 und 2 sind nicht seitenspezifisch ausgebildet und können somit prinzipiell jeweils sowohl am linken wie auch am rechten Ohr des Benutzers getragen werden.

[0027] Zur Aufnahme eines akustischen Eingangssignals und Wandlung in ein elektrisches Eingangssignal sind die Mikrofone 11 bzw. 21 vorhanden. Die elektrischen Eingangssignale sind zur Verarbeitung und frequenzabhängigen Verstärkung den Signalverarbeitungseinheiten 12 bzw. 22 zugeführt. Die daraus hervorgehenden elektrischen Ausgangssignale sind den Hörern 13 bzw. 23 zugeführt, die die elektrischen Ausgangssignale in akustische Ausgangssignale wandeln, die dann dem Gehör des Benutzers zugeführt werden. Die Signalverarbeitung in den Signalverarbeitungseinheiten 12 und 22 lässt sich jeweils durch Parameter-Einstellungen an den individuellen Hörverlust des jeweiligen Ohres des Benutzers sowie an die akustische Umgebung, in der sich die Hörhilfegeräte 1 und 2 gerade befinden, anpassen.

[0028] Als Besonderheit sind bei dem Hörhilfegerätesystem 1, 2 gemäß dem Ausführungsbeispiel sowohl in

der Signalverarbeitungseinheit 12 als auch in der Signalverarbeitungseinheit 22 die Parameter-Einstellungen zum Ausgleich des Hörverlustes des linken Ohres sowie die Parameter-Einstellungen zum Ausgleich des Hörverlustes des rechten Ohres des Benutzers gespeichert, wobei in jedem der Hörhilfegeräte 1 und 2 jeweils nur einer der betreffenden Parametersätze aktiv geschaltet ist. Zur drahtlosen Datenübertragung zwischen den Hörhilfegeräten 1 und 2 umfassen die Hörhilfegeräte ferner die Sendeeinheiten 14 bzw. 24 sowie die damit verbundenen Sendespulen 15 bzw. 25. Zum Empfang der von dem jeweils anderen Hörhilfegerät gesendeten Signale sind die Empfangsspulen 16 und 17 bzw. 26 und 27 vorhanden, wobei die Empfangsspulen 16 bzw. 26 - in Bezug auf die gewöhnliche Trageweise und die Geradeaus-Blickrichtung 4 des Benutzers - näher bei der linken Gehäusesseite und die Empfangsspulen 17 bzw. 27 näher bei der rechten Gehäusesseite der betreffenden Hörhilfegeräte 1 bzw. 2 angeordnet sind. Durch die drahtlose Datenübertragung zwischen den Hörhilfegeräten 1 und 2 wird beispielsweise gewährleistet, dass sich die beiden Hörhilfegeräte 1 und 2 stets im gleichen Hörprogramm zur Anpassung an die augenblickliche Hörumgebung befinden.

[0029] Die Hörhilfegeräte 1 und 2 gemäß dem Ausführungsbeispiel unterscheiden sich von herkömmlichen, für eine drahtlose Signalübertragung geeigneten Hörhilfegeräten dadurch, dass jeweils zwei räumlich voneinander getrennte Empfangsspulen 16 und 17 bzw. 26 und 27 vorhanden sind. Die Empfangsspulen 16, 17 bzw. 26, 27 sind dabei derart innerhalb der Hörhilfegeräte 1 und 2 angeordnet, dass sie unterschiedlich weit von der Sendespule des jeweils anderen Hörhilfegerätes entfernt sind. Dies hat zweierlei Auswirkungen beim Empfang eines Erkennungssignals. So hat das Erkennungssignal am Ort der näher bei der Sendespule befindlichen Empfangsspule eine höhere Feldstärke als bei der weiter entfernt liegenden Empfangsspule. Weiterhin trifft das Erkennungssignal zuerst an der näher bei der Sendespule des jeweils anderen Hörhilfegerätes liegenden Empfangsspule ein, so dass die von den beiden Empfangsspulen erzeugten Erkennungsempfangssignale eine Phasendifferenz aufweisen. Vorteilhaft lassen sich in den Auswerteeinheiten 18 bzw. 28 sowohl die Spitzenwerte als auch die Phasendifferenz der in den Empfangsspulen 16 und 17 bzw. 26 und 27 erzeugten Erkennungsempfangssignale ermitteln. Erkennt beispielsweise das Hörhilfegerät 2, dass das von der Sendespule 15 des Hörhilfegerätes 1 gesendete Erkennungssignal am Ort der Empfangsspule 26 eine höhere Feldstärke aufweist als am Ort der Empfangsspule 27 oder dass ein von der Empfangsspule 26 als Reaktion auf das gesendete Erkennungssignal erzeugtes erstes Erkennungsempfangssignal einem von der Empfangsspule 27 erzeugten zweiten Erkennungsempfangssignal vorseilt, so wird daraus klar, dass sich die näher an der linken Gehäusesseite des Hörhilfegerätes 2 befindliche Empfangsspule 26 im Vergleich zu der Empfangsspule 27 in einem ge-

ringeren Abstand zur Sendespule 15 des Hörhilfegerätes 1 befindet. So wird automatisch erkannt, dass sich das Hörhilfegerät 2 im rechten Ohr des Benutzers befindet. Eine entsprechende automatische Seitenerkennung erfolgt auch in dem Hörhilfegerät 1, wobei in den räumlich voneinander beabstandeten Empfangsspulen 16 und 17 ein von der Sendespule 25 des Hörhilfegerätes 2 ausgehendes Erkennungssignal detektiert wird. Entsprechend erkennt das Hörhilfegerät 1 gemäß dem Ausführungsbeispiel, dass es sich im linken Ohr des Benutzers befindet.

[0030] Als Reaktion auf die automatische Seitenerkennung werden in dem Hörhilfegerät 1 automatisch die Parametereinstellungen zur Anpassung des Hörhilfegerätes 1 an den Hörverlust des linken Ohres und in dem Hörhilfegerät 2 die Parameter-Einstellungen zur Anpassung des Hörhilfegerätes 2 an den Hörverlust des rechten Ohres des Benutzers aktiviert.

[0031] Durch die automatische Seitenerkennung und automatische Anpassung des betreffenden Hörhilfegerätes an das jeweilige Ohr entsteht für den Benutzer der größtmögliche Komfort. Der Benutzer kann jedes der beiden Hörhilfegeräte des erfindungsgemäßen Hörhilfegerätesystems sowohl an seinem linken als auch an seinem rechten Ohr anbringen. Ein Vertauschen der beiden Hörhilfegeräte sowie der Betrieb eines Hörhilfegerätes mit Parameter-Einstellungen, die zur Versorgung des betreffenden Ohrs ungeeignet sind, werden dadurch verhindert.

[0032] Figur 2 zeigt das Prinzipschaltbild der Auswerteeinheit 18 zum Erfassen unterschiedlicher Feldstärken, mit denen das von dem zweiten Hörhilfegerät 2 ausgehende Erkennungssignal am Ort der Empfangsspule 16 und am Ort der Empfangsspule 17 des ersten Hörhilfegerätes 1 anliegt. Dazu ist der Auswerteeinheit 18 an ihren Eingängen das von der Empfangsspule 17 erzeugte Erkennungsempfangssignal I17 und das von der Empfangsspule 16 erzeugte Erkennungsempfangssignal I16 zugeführt. Das Eingangssignal I17 ist zunächst einem Spitzenwertdetektor 31 und das Eingangssignal I16 einem Spitzenwertdetektor 32 zugeführt. Der Spitzenwertdetektor 31 liefert das Ausgangssignal V17 und der Spitzenwertdetektor 32 das Ausgangssignal V16. Die beiden Signale V17 und V16 sind einem Komparator 33 zugeführt, der das Ausgangssignal "OUT" liefert. Ist der Spitzenwert V17 größer als der Spitzenwert V16, so erhält das Ausgangssignal "OUT" eine logische 1. Ist dagegen der Spitzenwert V16 größer als der Spitzenwert V17, so erhält das Ausgangssignal "OUT" eine logische 0. Dabei handelt es sich bei einer logischen 1 des Ausgangssignals "OUT" um ein am linken Ohr getragenes Hörhilfegerät und bei einer logischen 0 des Ausgangssignals "OUT" um ein am rechten Ohr getragenes Hörhilfegerät.

[0033] Das Ausgangssignal "OUT" der Auswerteeinheit 18 ist der Signalverarbeitungseinheit 12 zugeführt, die bei einer logischen 1 automatisch die Parameter-Einstellungen zur Kompensation des Hörverlustes des linken Ohres und bei einer logischen 0 automatisch die Pa-

parameter-Einstellungen zur Kompensation des Hörverlustes des rechten Ohres aktiviert.

Patentansprüche

1. Hörhilfegerätesystem (1, 2) mit einem ersten und einem zweiten jeweils sowohl am linken Ohr als auch am rechten Ohr eines Benutzers tragbaren Hörhilfegerät (1, 2), **ge kennzeichnet durch** eine Seitenerkennungseinrichtung zum automatischen Erkennen, welches der beiden Hörhilfegeräte (1, 2) am linken und welches der beiden Hörhilfegeräte (1, 2) am rechten Ohr des Benutzers getragen wird.
2. Hörhilfegerätesystem (1, 2) nach Anspruch 1, wobei die Seitenerkennungseinrichtung wenigstens in dem ersten Hörhilfegerät (1) eine Sendespule (15) zum Aussenden eines Erkennungssignals umfasst.
3. Hörhilfegerätesystem (1, 2) nach Anspruch 2, wobei die Seitenerkennungseinrichtung wenigstens in dem zweiten Hörhilfegerät (2) eine erste Empfangsspule (26) zum Empfang des von dem ersten Hörhilfegerät (1) gesendeten Erkennungssignals und zum Erzeugen eines ersten Erkennungsempfangssignals und eine von der ersten Empfangsspule (26) beabstandete zweite Empfangsspule (27) zum Empfang des von dem ersten Hörhilfegerät (1) gesendeten Erkennungssignals und zum Erzeugen eines zweiten Erkennungsempfangssignals umfasst und wobei in Bezug auf eine Geradeaus-Blickrichtung (4) des Benutzers und eine übliche Trageposition des zweiten Hörhilfegerätes (2) an einem Ohr des Benutzers die erste Empfangsspule (26) näher an einer linken Gehäuseseite und die zweite Empfangsspule (27) näher an einer rechten Gehäuseseite des zweiten Hörhilfegerätes (2) angeordnet ist.
4. Hörhilfegerätesystem (1, 2) nach Anspruch 2 oder 3, wobei die Seitenerkennungseinrichtung eine Auswerteeinheit (28) zum Vergleich der von der ersten und von der zweiten Empfangsspule (26, 27) erzeugten Erkennungsempfangssignale umfasst.
5. Hörhilfegerätesystem (1, 2) nach Anspruch 4, wobei die Seitenerkennungseinrichtung zum Vergleich der Feldstärken des von der Sendespule gesendeten Erkennungssignals am Ort der ersten Empfangsspule (26) und am Ort der zweiten Empfangsspule (27) ausgebildet ist und wobei das zweite Hörhilfegerät (2) anhand einer höheren Feldstärke am Ort der ersten Empfangsspule (26) automatisch erkennt, dass es am rechten Ohr getragen wird, und anhand einer höheren Feldstärke am Ort der zweiten Empfangsspule (27) automatisch erkennt, dass es am linken Ohr getragen wird.
6. Hörhilfegerätesystem (1, 2) nach Anspruch 4, wobei die Seitenerkennungseinrichtung zum Erkennen einer Phasendifferenz zwischen dem von der ersten Empfangsspule (26) erzeugten ersten Erkennungsempfangssignal und dem von der zweiten Empfangsspule (27) erzeugten zweiten Erkennungsempfangssignal ausgebildet ist und wobei das zweite Hörhilfegerät (2) anhand des ersten Erkennungsempfangssignals, das dem zweiten Erkennungsempfangssignal vorseilt, automatisch erkennt, dass es am rechten Ohr getragen wird, und anhand des ersten Erkennungsempfangssignals, das dem zweiten Erkennungsempfangssignal nacheilt, automatisch erkennt, dass es am linken Ohr getragen wird.
7. Hörhilfegerätesystem (1, 2) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei eine Übermittlung von Daten zwischen den Hörhilfegeräten (1, 2) vorgesehen ist und die Sendespule (15) zum Senden und/oder wenigstens eine der Empfangsspulen (26, 27) zum Empfang dieser Daten ausgebildet sind.
8. Hörhilfegerätesystem (1, 2) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei in den Hörhilfegeräten (1, 2) jeweils eine Seiteninformation gespeichert ist und von dem Hörhilfegerätesystem (1, 2) ein von dem Benutzer wahrnehmbares Hinweissignal abgebar ist, wenn wenigstens eines der Hörhilfegeräte (1, 2) nicht an oder in dem für das betreffende Hörhilfegerät (1, 2) vorgesehenen Ohr getragen wird.
9. Hörhilfegerätesystem (1, 2) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die Hörhilfegeräte (1, 2) mittels Parameter-Einstellungen an einen individuellen Hörverlust des linken sowie des rechten Ohrs des Benutzers anpassbar sind und wobei in beiden Hörhilfegeräten (1, 2) sowohl die Parameter-Einstellungen zum Ausgleich des Hörverlustes des linken Ohres als auch die Parameter-Einstellungen zum Ausgleich des Hörverlustes des rechten Ohres gespeichert sind und wobei nach dem automatischen Erkennen des Ohres, an dem das jeweilige Hörhilfegerät (1, 2) getragen wird, von dem jeweiligen Hörhilfegerät (1, 2) automatisch die für das betreffende Ohr vorgesehenen Parameter-Einstellungen aktivierbar ist.
10. Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätesystems (1, 2), mit einem ersten und einem zweiten, jeweils sowohl am linken Ohr als auch am rechten Ohr eines Benutzers tragbaren Hörhilfegerät (1, 2) mit folgenden Schritten:
 - Senden eines Erkennungssignals von dem ersten Hörhilfegerät (1),
 - Empfang des von dem ersten Hörhilfegerät (1) gesendeten Erkennungssignals und Erzeugen

eines ersten Erkennungsempfangssignals von einer ersten Empfangsspule (26) und eines zweiten Erkennungsempfangssignals von einer von der ersten Empfangsspule (26) beabstandeten zweiten Empfangsspule (27) des zweiten Hörhilfegerätes (2) als Reaktion auf das gesendete Erkennungssignal, 5

- Vergleich des ersten Erkennungsempfangssignals oder eines daraus hervorgehenden Signals mit dem zweiten Erkennungsempfangssignal oder einem daraus hervorgehenden Signal, 10
- Automatisches Erkennen der Trageweise des zweiten Hörhilfegerätes (2) am linken Ohr oder am rechten Ohr des Benutzers anhand des Vergleichsergebnisses. 15

11. Verfahren nach Anspruch 10, wobei das erste und das zweite Erkennungsempfangssignal hinsichtlich ihrer Amplituden miteinander verglichen werden. 20

12. Verfahren nach Anspruch 10, wobei das erste und das zweite Erkennungsempfangssignal hinsichtlich ihrer Phasen miteinander verglichen werden. 25

30

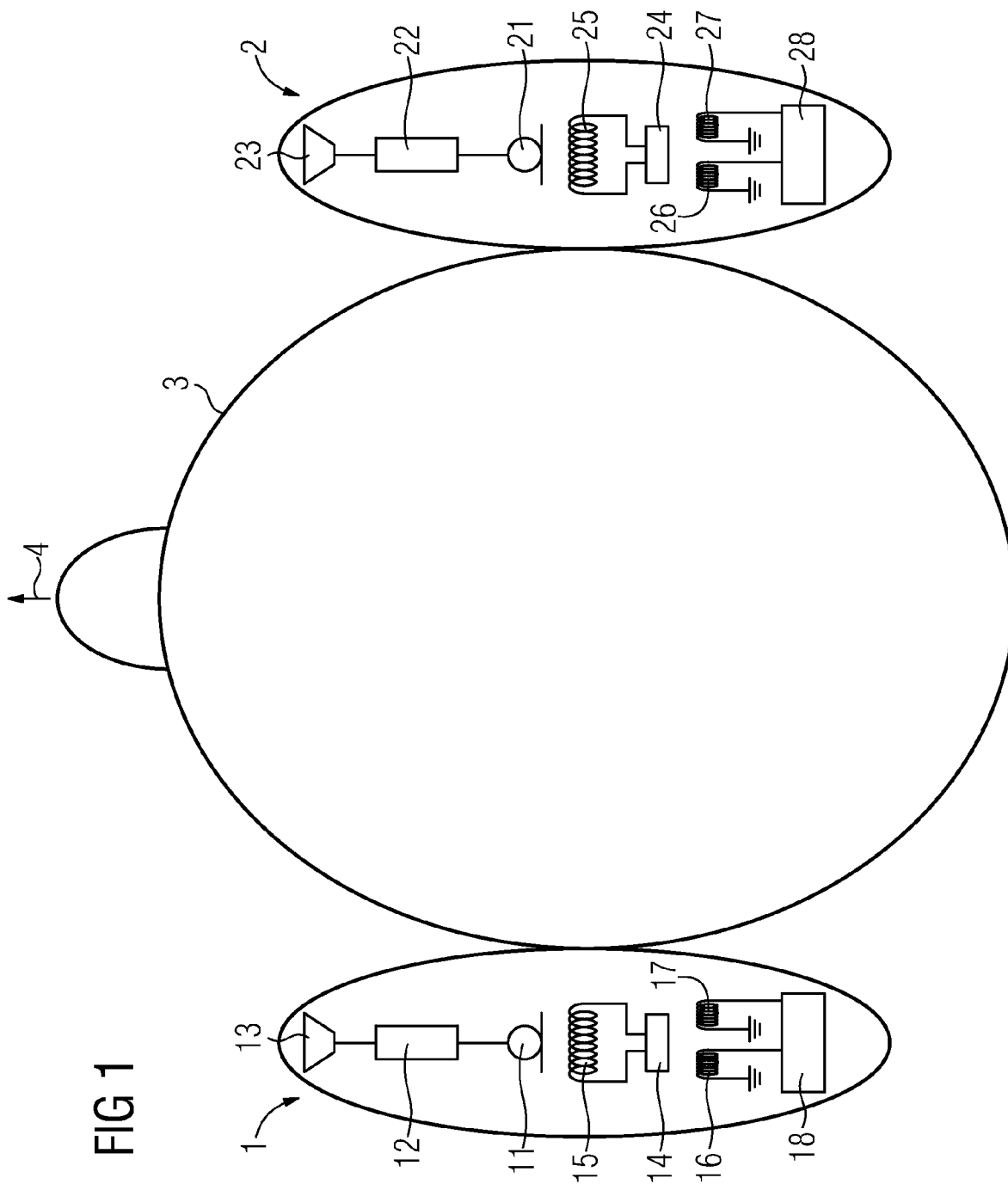
35

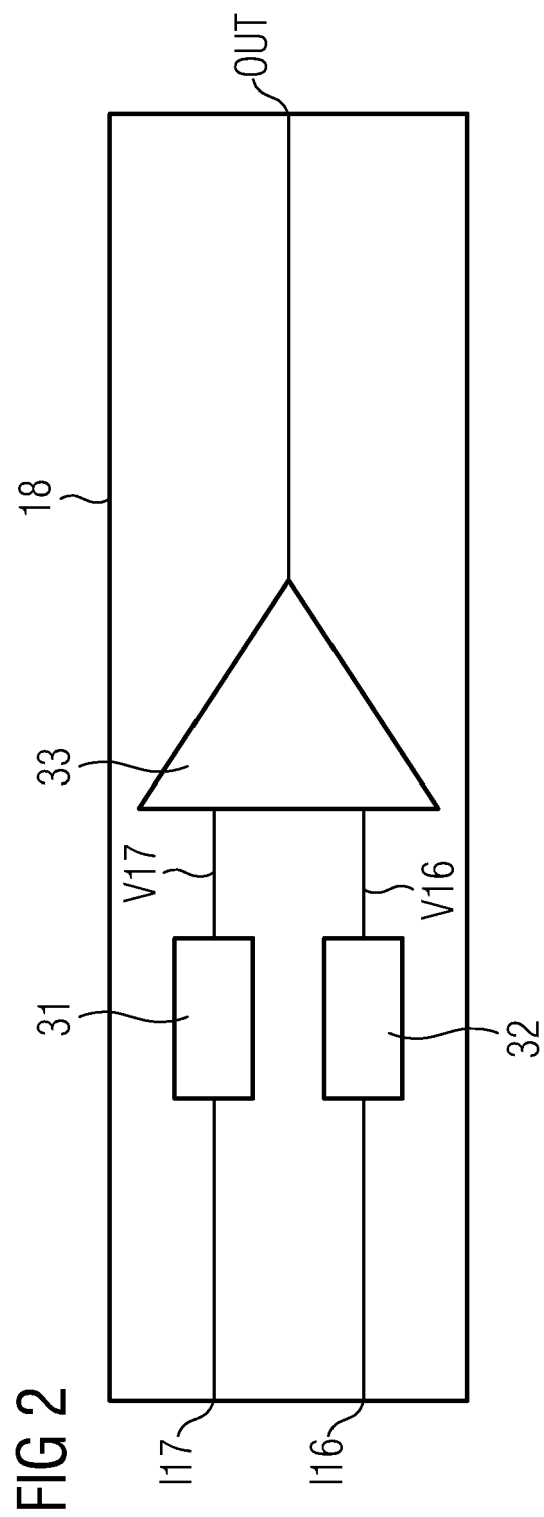
40

45

50

55







EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

 Nummer der Anmeldung
EP 09 16 9685

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (IPC)
X	EP 1 890 522 A (SIEMENS AUDIOLOGISCHE TECHNIK [DE]) 20. Februar 2008 (2008-02-20)	1,2,7	INV. H04R25/00
A	* Absätze [0013] - [0017] * * Abbildungen 1-3 *	3-6,8-12	
A	----- RAINER M., HEUTE U., ANTWEILER C.: "Advances in Digital Speech Transmission" [Online] 10. Januar 2008 (2008-01-10), JOHN WILEY & SONS LTD., XP002556180 ISBN: 978 0 131 39139 0 Gefunden im Internet: URL:http://dx.doi.org/10.1002/9780470727188> * Seite 406 - Seite 407 *	2,7	
A	----- EP 1 629 801 A (PHONAK AG [CH]) 1. März 2006 (2006-03-01) * Absätze [0020], [0027] - [0036] * * Abbildungen 1-3 *	1-12	RECHERCHIERTE SACHGEBIETE (IPC)
A	----- DE 100 32 936 A1 (SIEMENS AG [DE]) 7. Februar 2002 (2002-02-07) * Absätze [0020] - [0033] * * Abbildung 1 *	1-12	H04R A61F
A,D	----- WO 2004/077087 A (KOSTAL LEOPOLD GMBH & CO KG [DE]; DEGENER MARTIN [DE]; TRABERT JOERG []) 10. September 2004 (2004-09-10) * Seite 4, Zeile 5 - Seite 5, Zeile 16 * * Abbildung 1 *	1-12	
A	----- EP 1 562 399 A (PHONAK AG [CH]) 10. August 2005 (2005-08-10) * Absätze [0017], [0018] * * Abbildung 1 *	1-12	
7 Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt			
Recherchenort München		Abschlußdatum der Recherche 19. November 2009	Prüfer Rogala, Tomasz
KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTE X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie A : technologischer Hintergrund O : mündliche Offenbarung P : Zwischenliteratur		T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze E : älteres Patentdokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist D : in der Anmeldung angeführtes Dokument L : aus anderen Gründen angeführtes Dokument & : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument	

EPO FORM 1503 03.82 (P04C03)

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

EP 09 16 9685

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.

19-11-2009

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
EP 1890522 A	20-02-2008	DE 102006038065 A1 US 2008044047 A1	28-02-2008 21-02-2008
EP 1629801 A	01-03-2006	AT 432679 T DK 1629801 T3 EP 2047830 A1	15-06-2009 14-09-2009 15-04-2009
DE 10032936 A1	07-02-2002	KEINE	
WO 2004077087 A	10-09-2004	AU 2003303738 A1 DE 10237605 A1 EP 1529222 A2	17-09-2004 04-03-2004 11-05-2005
EP 1562399 A	10-08-2005	KEINE	

EPO FORM P0461

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

IN DER BESCHREIBUNG AUFGEFÜHRTE DOKUMENTE

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

In der Beschreibung aufgeführte Patentdokumente

- EP 1722597 A1 [0003]
- US 20020106096 A1 [0004]
- WO 2004077087 A [0005]