



(12) **EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

(43) Veröffentlichungstag:  
**23.03.2005 Patentblatt 2005/12**

(51) Int Cl.7: **H04R 25/00**

(21) Anmeldenummer: **04021501.4**

(22) Anmeldetag: **09.09.2004**

(84) Benannte Vertragsstaaten:  
**AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR**  
**HU IE IT LI LU MC NL PL PT RO SE SI SK TR**  
 Benannte Erstreckungsstaaten:  
**AL HR LT LV MK**

(72) Erfinder:  
 • **Niederdränk, Torsten Dr.**  
**91056 Erlangen (DE)**  
 • **Weistenhöfer, Christian Dr.**  
**91088 Bubenreuth (DE)**

(30) Priorität: **18.09.2003 DE 10343291**

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

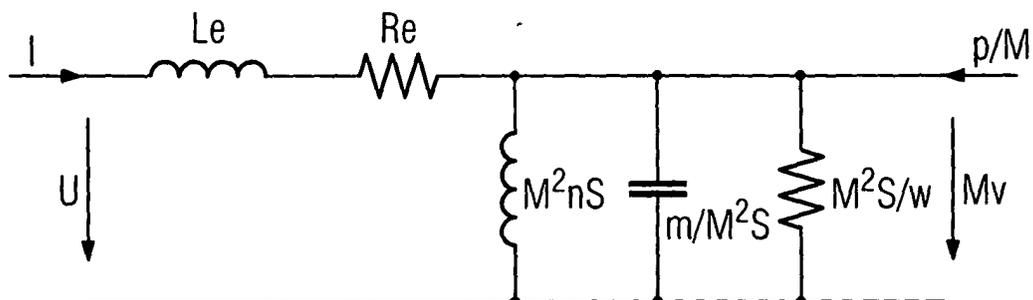
(71) Anmelder: **Siemens Audiologische Technik**  
**GmbH**  
**91058 Erlangen (DE)**

(54) **Hörgerät zur Bestimmung des Gehörgangsvolumens und entsprechendes Anpassverfahren**

(57) Die Anpassung eines Hörgeräts an einen Hörgeräträger soll vereinfacht werden. Hierzu werden die akustischen Verhältnisse im Gehörgang, insbesondere die akustische Impedanz, durch Messung der Eingangsimpedanz des Hörers am Hörgerät abgeschätzt.

Zur Einstellung des Hörgeräts ist es günstig, die mit Hilfe der Eingangsimpedanz erkennbare mechanische Resonanz des Systems von Hörgerät und Gehörgang zu nutzen. Diese ergibt sich aus einem vereinfachten Ersatzschaltbild, aus dem dann die entsprechenden akustischen Größen gewonnen werden können.

**FIG 1**



## Beschreibung

**[0001]** Die vorliegende Erfindung betrifft ein Hörgerät mit einer Signalverarbeitungseinrichtung zum Aufbereiten eines Eingangssignals zu einem Ausgangssignal und einer Schallwandlereinrichtung zum Wandeln des Ausgangssignals der Signalverarbeitungseinrichtung in ein Schallsignal. Darüber hinaus betrifft die vorliegende Erfindung ein Verfahren zur Anpassung eines Hörgeräts.

**[0002]** Bei der Anpassung von Hörgeräten ist der am Patienten tatsächlich sich ergebende, vom Hörgerät abgegebene Schalldruck von großem Interesse. Dieser Schalldruck kann durch die individuelle Form des Gehörgangs zum Teil stark von dem Schalldruck abweichen, der unter Laborbedingungen an einem Normkuppler gemessen wurde. Als Normkuppler bezeichnet man eine Einheit, die den Gehörgang, das Trommelfell und den Paukengang eines menschlichen Gehörs nachbildet und zu Einstellzwecken für Hörgeräte verwendet wird.

**[0003]** Gerade in dem für Hörgeräte interessanten Frequenzbereich unter 8 kHz wirkt sich ein individuelles, von dem des Normkupplers abweichendes Volumen sehr stark aus. Da die Normschalldruckkurven in der Regel für die Anpassung verwendet werden, können große individuelle Abweichungen trotz korrekter Verwendung der Anpassformeln zu einer Fehlanpassung und zu Nicht-Akzeptanz des Hörgeräts führen.

**[0004]** In der Druckschrift DE 41 28 172 ist ein digitales Hörgerät beschrieben, bei dem ein akustischer Sensor die Reaktion des Innenohrs auf die von einem elektroakustischen Wandler abgegebenen Messtöne erfasst. Die von dem Innenohr erzeugten otoakustischen Emissionen werden digitalisiert und anschließend einem Vergleich mit den dem bisherigen Hörvermögen entsprechenden gespeicherten Daten unterworfen. Aus dem Vergleich nimmt der Mikrorechner gegebenenfalls eine Korrektur der gespeicherten Daten vor. Ein ähnliches Hörgerät zur In-situ-Messung ist in der Druckschrift WO 00/28784 dargestellt.

**[0005]** Darüber hinaus ist aus der Druckschrift DE 101 04 711 ebenfalls ein Hörhilfegerät bekannt, bei dem mittels eines Hörers das Schallfeld im Gehörgang des Hörgeräteträgers erfasst wird. In diesem Fall besitzt der Hörer eine Doppelfunktion und wirkt auch als Empfänger eines akustischen Eingangssignals, welches das Schallfeld im Gehörgang des Hörgerätsträgers repräsentiert, und wandelt es in ein elektrisches Eingangssignal um. Nach einer zweckmäßigen Weiterverarbeitung wird das elektrische Eingangssignal zur Anpassung des Hörhilfegeräts an einen Hörgeräteträger verwendet. Die Anpassung erfolgt also hier durch Messung der Spannung, die durch das akustische Eingangssignal verursacht wird.

**[0006]** Ferner ist in der Patentschrift DE 100 41 726 C1 ein implantierbares Hörsystem mit Mitteln zur Anpassung der Ankopplungsqualität beschrieben. Dabei

ist das Hörsystem zur objektiven Bestimmung der Ankopplungsqualität des Ausgangswandlers mit einer Impedanzmessanordnung zum Ermitteln der mechanischen Impedanz der im implantierten Zustand an den Ausgangswandler angekoppelten biologischen Laststruktur versehen. Die Impedanzmessanordnung weist eine Anordnung zum Messen der elektrischen Eingangsimpedanz des bzw. der an die biologische Laststruktur angekoppelten elektromechanischen Ausgangswandler (s) auf.

**[0007]** Die Aufgabe der vorliegenden Erfindung besteht somit darin, ein Hörgerät aufzuzeigen, das mit möglichst geringem Aufwand exakt an den Gehörgang eines Hörgeräteträgers angepasst werden kann. Darüber hinaus soll ein entsprechendes Verfahren zum Anpassen vorgeschlagen werden.

**[0008]** Erfindungsgemäß wird diese Aufgabe gelöst durch ein Hörgerät mit einer Signalverarbeitungseinrichtung zum Aufbereiten eines Eingangssignals zu einem Ausgangssignal und einer Schallwandlereinrichtung zum Wandeln des Ausgangssignals der Signalverarbeitungseinrichtung in ein Schallsignal, wobei mit der Signalverarbeitungseinrichtung die elektrische Eingangsimpedanz der Schallwandlereinrichtung als Maß für einen akustischen Impedanzparameter bestimmbar, aus dem Kurvenverlauf der elektrischen Eingangsimpedanz eine mechanische Resonanz ermittelbar und eine Verschiebung der mechanischen Resonanz zu einer automatischen Korrektur des Normfrequenzgangs des Hörgeräts nutzbar ist.

**[0009]** Ferner ist erfindungsgemäß vorgesehen ein Verfahren zur Anpassung eines Hörgeräts durch Bereitstellen eines Hörgeräts, das eine Schallwandlereinrichtung aufweist, Platzieren des Hörgeräts in einem Gehörgang, Messen einer elektrischen Eingangsimpedanz der Schallwandlereinrichtung als Maß für einen akustischen Impedanzparameter des Gehörgangs, Ermitteln einer mechanischen Resonanz aus dem Kurvenverlauf der elektrischen Eingangsimpedanz und automatisches Korrigieren des Normfrequenzgangs des Hörgeräts anhand einer Verschiebung der mechanischen Resonanz gegenüber einer Normresonanz.

**[0010]** Der Erfindung liegt der Gedanke zugrunde, dass zur Anpassung der individuell sich ergebende Schalldruck im Gehörgang des Patienten korrekt bestimmt werden muss. Der Schalldruck lässt sich indirekt aus der Gehörgangsimpedanz, nämlich der Impedanz, gegen die der Ausgang des Hörgeräts arbeitet, ermitteln. Hierzu wird ein Hörgerätemodell verwendet, wie es in der Anpasssoftware üblicherweise enthalten ist.

**[0011]** Entsprechend einer bevorzugten Ausgestaltung eines erfindungsgemäßen Hörgeräts kann in der Signalverarbeitungseinrichtung aus der elektrischen Eingangsimpedanz die akustische Impedanz des Gehörgangs vor der Schallwandlereinrichtung ermittelt werden. Damit kann auf einen separaten akustischen Wandler zur Bestimmung der akustischen Impedanz verzichtet werden.

**[0012]** Vorzugsweise wird in der Signalverarbeitungseinrichtung eine mechanische Resonanz aus dem Kurvenverlauf der elektrischen Eingangsimpedanz ermittelt. In der Signalverarbeitungseinrichtung kann dann eine Verschiebung der mechanischen Resonanz zu einer automatischen Korrektur des Normfrequenzgangs des Hörgeräts genutzt werden.

**[0013]** Die vorliegende Erfindung wird nun anhand der beigefügten Zeichnungen näher erläutert, in denen zeigen:

FIG 1 ein vereinfachtes Ersatzschaltbild eines elektromagnetischen Hörers und

FIG 2 eine Frequenzfunktion des Betrags der elektrischen Eingangsimpedanz eines typischen Hörgeräthörers.

**[0014]** Die nachfolgend näher geschilderten Ausführungsbeispiele stellen bevorzugte Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung dar.

**[0015]** Erfindungsgemäß wird die Tatsache genutzt, dass bei einem elektromagnetischen Wandler dessen mechanische Elemente und die daran gekoppelten schwingenden Massen die elektrische Impedanz, d. h. das Verhältnis der Spannung  $U$  zur Strom  $I$ , beeinflussen. Ein entsprechendes vereinfachtes Ersatzschaltbild des elektromagnetischen Hörers ist in FIG 1 dargestellt. Dementsprechend ergibt sich die elektrische Impedanz  $U/I$  des Hörers aus einer Serienschaltung der Spuleninduktivität  $L_e$  und des Gleichstromwiderstands  $R_e$  mit einer Parallelschaltung aus einer Induktivität  $M^2/nS$ , einer Kapazität  $m/M^2S$  und eines Widerstands  $M^2S/w$ . Dabei bedeuten  $M$  die elektromagnetische Wandlerkonstante,  $S$  die Membranfläche,  $n$  die Nachgiebigkeit der Membranaufhängung und des Lastvolumens,  $m$  die Membranmasse und  $w$  die Verluste. Alle Elemente sind hierzu auf elektrische Größen bezogen.

**[0016]** Die Ausgangsseite des in FIG 1 dargestellten Vierpols wird durch die Größen  $p/M$  entsprechend einem Strom und  $Mv$  entsprechend einer Spannung bestimmt. Dabei bedeuten  $p$  den Schalldruck und  $v$  die Schallschnelle.

**[0017]** Das Ersatzschaltbild macht unmittelbar deutlich, dass eine mechanische Resonanz des Systems sich unmittelbar in der elektrischen Impedanz wieder spiegelt. Dies erklärt auch den Kurvenverlauf des in FIG 2 dargestellten Betrags der elektrischen Eingangsimpedanz eines typischen Hörgeräthörers. Im niederfrequenten Bereich ist der Gleichstromwiderstand  $R_e$  maßgeblich, wogegen im hochfrequenten Bereich induktives Verhalten primär verursacht durch die Spuleninduktivität  $L_e$  mit einem Anstieg von ca. 6 dB/Oktave vorherrscht. Im mittelfrequenten Bereich machen sich die parallel geschalteten Komponenten von FIG 1, die das mechanische System repräsentieren, bemerkbar. Sie führen zu einem typischen Resonanzverlauf des Impedanzspektrums aufgrund der mechanischen Reso-

nanz. Im Fall von FIG 2 liegt der Resonanz-Peak bei ca. 3200 Hz.

**[0018]** Die Frequenz der mechanischen Resonanz wird im Wesentlichen durch die Masse der bewegten Hörerteile, z. B. Membran, der Membranaufhängung und dem Lastvolumen, insbesondere dem Gehörgangsvolumen, bestimmt. Ist der Frequenzverlauf der elektrischen Eingangsimpedanz des sich am Normkuppler befindlichen Hörers bekannt, so können individuelle Abweichungen von dem Normvolumen anhand einer Verschiebung der mechanischen Resonanzfrequenz abgeschätzt werden. Ist das Restvolumen des Gehörgangs kleiner als das Normvolumen, verschiebt sich die Resonanzfrequenz nach oben. Andernfalls verschiebt sie sich nach unten. Zur Korrektur des Normfrequenzgangs werden die Abweichungswerte der Anpasssoftware zugeführt.

**[0019]** Der Hauptvorteil des erfindungsgemäßen Verfahrens besteht in der Einfachheit der Handhabung. Es ist nämlich kein zusätzliches Messgerät zur Bestimmung der akustischen Verhältnisse im Gehörgang notwendig. Der Schalldruck im Gehörgang kann vielmehr indirekt durch Bestimmung der elektrischen Eingangsimpedanz des Hörers mit Hilfe des Signalverarbeitungschips des Hörgeräts ermittelt werden. Dabei kann die elektrische Impedanzmessung im Normalbetrieb, d. h. in normaler Umgebung mit natürlichen Schallquellen, durchgeführt werden, wenn das Ausgangssignal des Signalverarbeitungschips genügend Energie in den interessierenden Frequenzbereichen hat. Ist dies allerdings nicht der Fall, wenn die natürliche Schallquelle beispielsweise zu leise oder zu stark verdeckt ist, so ist eine Anpassmessung mit künstlicher Beschallung des Hörgeräts notwendig.

## Patentansprüche

### 1. Hörgerät mit

- einer Signalverarbeitungseinrichtung zum Aufbereiten eines Eingangssignals zu einem Ausgangssignal und
- einer Schallwandlereinrichtung zum Wandeln des Ausgangssignals der Signalverarbeitungseinrichtung in ein Schallsignal,

### dadurch gekennzeichnet, dass

- mit der Signalverarbeitungseinrichtung die elektrische Eingangsimpedanz der Schallwandlereinrichtung als Maß für einen akustischen Impedanzparameter bestimmbar, aus dem Kurvenverlauf der elektrischen Eingangsimpedanz eine mechanische Resonanz ermittelbar und eine Verschiebung der mechanischen Resonanz zu einer automatischen Korrektur des Normfrequenzgangs des Hörgeräts

nutzbar ist.

2. Hörgerät nach Anspruch 1, wobei in der Signalverarbeitungseinrichtung aus der elektrischen Eingangsimpedanz die akustische Impedanz eines Gehörgangs vor der Schallwandlereinrichtung ermittelbar ist. 5
3. Verfahren zur Anpassung eines Hörgeräts durch 10
- Bereitstellen eines Hörgeräts, das eine Schallwandlereinrichtung aufweist, und
  - Platzieren des Hörgeräts in einem Gehörgang,
- gekennzeichnet durch** 15
- Messen einer elektrischen Eingangsimpedanz der Schallwandlereinrichtung als Maß für einen akustischen Impedanzparameter des Gehörgangs, 20
  - Ermitteln einer mechanischen Resonanz aus dem Kurvenverlauf der elektrischen Eingangsimpedanz und
  - automatisches Korrigieren des Normfrequenzgangs des Hörgeräts anhand einer Verschiebung der mechanischen Resonanz gegenüber einer Normresonanz. 25
4. Verfahren nach Anspruch 3, wobei aus der elektrischen Eingangsimpedanz die akustische Impedanz eines Gehörgangs vor der Schallwandlereinrichtung ermittelt wird. 30

35

40

45

50

55

FIG 1

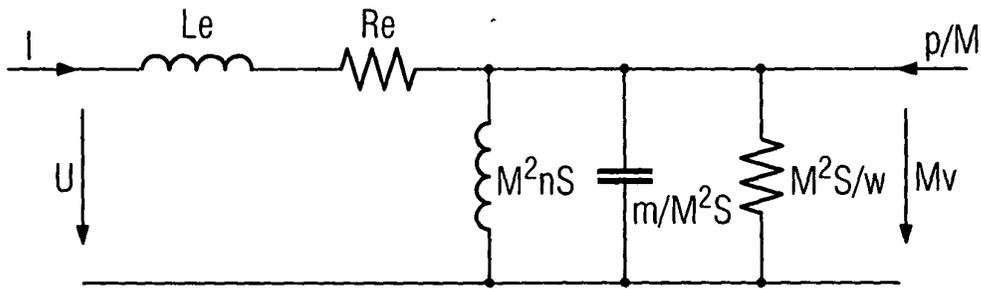


FIG 2

