



(12) **EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

(43) Veröffentlichungstag:
31.01.2001 Patentblatt 2001/05

(51) Int Cl.7: **H04R 25/00, H04R 29/00**

(21) Anmeldenummer: **99114701.8**

(22) Anmeldetag: **27.07.1999**

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

- **Mergell, Patrick, Dr. rer. nat. Dipl.-Ing.**
91052 Erlangen (DE)
- **Sporer, Gerhard, Dipl.-Ing.**
91207 Lauf (DE)

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

(74) Vertreter: **Zedlitz, Peter, Dipl.-Inf. et al
Patentanwalt,**
Postfach 22 13 17
80503 München (DE)

(72) Erfinder:
• **Kachler, Manfred**
90427 Nürnberg (DE)

(54) **Verfahren zur Anpassung eines Hörhilfegerätes sowie Hörhilfegerät**

(57) Zur Anpassung eines am Körper getragenen oder implantierten Hörhilfegerätes (3) werden einem Hörgeräteträger Stimuli zugeführt. Eine mit dem Hörgeräteträger verbundene Meßeinrichtung erfaßt durch die

Stimulation evozierte Körpersignale und führt sie einer Auswerteeinheit zu, die daraus hörgerätespezifische Anpaßparameter generiert. Diese werden an die Signalverarbeitungseinheit des Hörhilfegerätes (3) zur individuellen Anpassung übertragen.

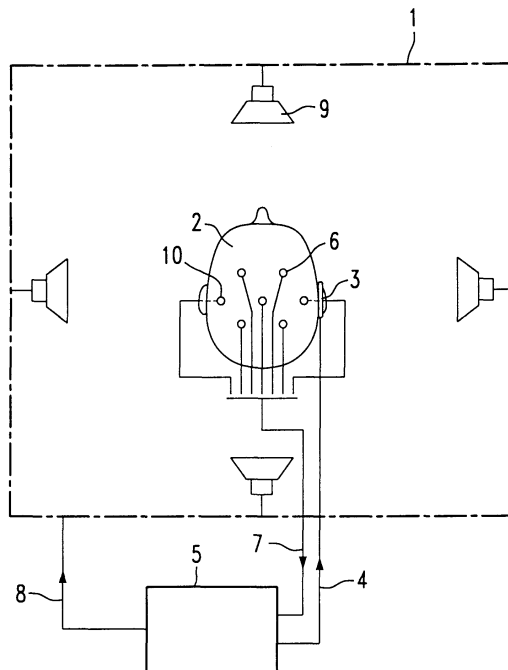


FIG 1

Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Anpassung eines am Körper tragbaren oder implantierbaren Hörhilfegerätes mit wenigstens einem Eingangswandler, einer Signalverarbeitungseinheit und einem Ausgangswandler.

[0002] Ferner betrifft die Erfindung ein Hörhilfegerät zur Durchführung eines derartigen Verfahrens.

[0003] Die Anpassung eines Hörhilfegerätes erfolgt in der Regel im Dialog zwischen einem Hörhilfegeräteträger und einem Akustiker. Dem Hörgeräteträger werden dabei unterschiedliche Testsignale dargeboten, die er subjektiv wahrnimmt und seine Eindrücke dem Akustiker mitteilt. Dieser vergleicht die Wahrnehmung des Hörgeräteträgers mit den Eindrücken Normalhörender auf das jeweilige Testsignal. Aus den unterschiedlichen Empfindungen leitet der Akustiker Hörgeräteparameter ab, die in der Regel zu einer verbesserten Anpassung des Hörhilfegerätes an den Hörgeräteträger führen. Dieses Vorgehen wird so lange wiederholt, bis der Schwerhörige eine Anzahl an Testsignalen subjektiv ähnlich empfindet wie ein Normalhörender.

[0004] Aus der EP 0 831 672 A2 ist ein Verfahren bekannt, bei dem ein Hörgeräteträger mittels eines interaktiven Anpaßprogramms bei der Darbietung von Klangbildern auf die dadurch hervorgerufenen Höreindrücke reagiert. Aus den so gewonnenen Daten werden hörgerätespezifische Einstellparameter errechnet und anschließend auf das Hörhilfegerät übertragen. Der Dialog mit dem Akustiker wird bei diesem Verfahren also weitgehend durch eine interaktive Software ersetzt.

[0005] Aus der einschlägigen Fachliteratur, beispielsweise S. Hoth, Th. Lenarz "Elektrische Reaktions-Audiometrie", Springer-Verlag Berlin, Heidelberg, 1994, ist eine Vielzahl audiometrischer Untersuchungsverfahren bekannt, mit deren Hilfe meßbare physiologische Reaktionen erfaßbar sind, die normalerweise mit dem Hörvorgang einhergehen. Zu diesen Verfahren zählen unter anderem: Impedanzaudiometrie, Tympanometrie, Stapediusreflexmessung, Messung akustisch evozierter Potentiale (AEP), Messung otoakustischer Emissionen (OAE).

[0006] Die weitgehend automatisierte Anpassung von Hörhilfegeräten an nicht kooperative oder kommunikationsschwache Hörgeschädigte mit bekannten Anpaßverfahren ist problematisch. Daher versucht man bei diesen Personengruppen mit Hilfe audiometrischer Methoden einen Eindruck von der Fehlhörigkeit eines Hörgeschädigten zu gewinnen. Der Akustiker leitet daraus dann Parameter ab, von denen er annimmt, daß sie zu einer verbesserten Hörgeräteeinstellung führen. Dieses Vorgehen nimmt viel Zeit in Anspruch und führt häufig zu einer unvollkommenen, teilweise sogar gehörschädigenden Anpassung des Hörhilfegerätes an den Hörgeräteträger.

[0007] Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, ein Verfahren zum Anpassen von Hörhilfegeräten insbe-

sondere an nicht kooperative oder kommunikationsschwache Hörgeschädigte anzugeben. Es ist auch Aufgabe der Erfindung, ein Hörhilfegerät so auszubilden, daß bei diesem eine verbesserte Anpassung insbesondere an nicht kooperative oder kommunikationsschwache Hörgeschädigte erreichbar ist.

[0008] Nach der Erfindung wird diese Aufgabe gelöst durch ein Verfahren zur Anpassung eines am Körper tragbaren oder implantierbaren Hörhilfegerätes mit wenigstens einem Eingangswandler, einer Signalverarbeitungseinheit und einem Ausgangswandler, wobei wenigstens eine mit einem Hörgeräteträger verbundene Meßeinrichtung auditorische, unwillentliche Körpersignale des Hörgeräteträgers erfaßt und an eine Auswerteeinheit weiterleitet, die aus den Meßwerten hörgerätespezifische Anpaßparameter generiert, und wobei die Anpaßparameter an die Signalverarbeitungseinheit des Hörhilfegerätes zur individuellen Anpassung übertragen werden.

[0009] Der das Hörhilfegerät betreffende Teil der Aufgabe wird gelöst durch eine hörgeräteinterne Meß- und Auswerteeinheit, die aus den Meßwerten Anpaßparameter generiert.

[0010] Bei dem Hörhilfegerät kann es sich um ein Taeschengerät, ein Hinter-dem-Ohr-Gerät (HdO), ein In-dem-Ohr-Gerät (IdO) oder eine implantierbare Hörhilfe handeln. Als Eingangs- oder Ausgangswandler kommen elektroakustische Wandler, aber auch elektromechanische, elektromagnetische oder elektrische Wandler (beispielsweise zur direkten Stimulation von Gehörzellen) in Betracht.

[0011] Unter auditorischen, unwillentlichen Körpersignalen werden alle das Gehör betreffenden oder vom Gehör verursachten Körpersignale verstanden, die nicht dem Willen des Hörgeräteträgers unterliegen. Verbale Äußerungen oder andere bewußt herbeigeführten Artikulationen als Reaktion auf eine Stimulation des Gehörs fallen nicht darunter.

[0012] Um Anpaßparameter für das Hörhilfegerät generieren zu können, sind detaillierte Kenntnisse über die Funktion bzw. Fehlfunktion des Gehörs des Hörgeräteträgers erforderlich. Gemäß der Erfindung sollen diese durch Messung objektiver und nicht dem Willen des Hörgeräteträgers unterworfenen Körpersignale gewonnen werden. In der Regel wird zur Durchführung einer audiologischen Messung das Ohr durch Zuführen eines Testsignals (Stimulus) in einer bestimmten Weise stimuliert und die Reaktion auf das Testsignal erfaßt. Dem erfinderischen Verfahren können aber auch Messungen am Gehör zugrunde liegen, die nicht als Reaktion auf eine Stimulation hervorgerufen werden. Ein Beispiel hierfür sind spontane otoakustische Emissionen.

[0013] Zur Stimulation des Gehörs sind verschiedene Arten von Signalen (Stimuli) wie akustische, elektrische, elektromagnetische oder mechanische Signale möglich. Die Stimuli sind dem Gehör sowohl über das Hörhilfegerät als auch extern, beispielsweise mittels externer Lautsprecher, als auch über direkte Verbindungen

zu Gehörzellen, beispielsweise zur elektromagnetischen oder mechanischen Stimulation, zuführbar. Bei der Stimulation über das Hörhilfegerät werden diesem entweder von außen akustische oder elektrische oder elektromagnetische oder optische Testsignale zugeführt, oder die Testsignale sind im Hörhilfegerät gespeichert und werden ausgelesen, oder sie werden im Hörhilfegerät erzeugt. Damit sind insbesondere auch synthetisch erzeugte Testsignale zur Stimulation des Gehörs anwendbar. Vorzugsweise durchlaufen die über das Hörhilfegerät zugeführten Testsignale die Signalverarbeitungseinheit des Hörhilfegerätes, und die resultierende Stimulation des Gehörs erfolgt über den Ausgangswandler des Hörhilfegerätes.

[0014] Die Reaktion des Gehörs auf die Stimuli kann auf vielfältige Weise gemessen werden. Wesentliche objektive Methoden hierfür sind:

-Impedanzmessung:

[0015] Die mechanischen Eigenschaften des Mittelohrsystems spiegeln sich in dessen Impedanz (komplexer akustischer Widerstand) wieder. Diese Größe hängt maßgeblich von den Massen der Gehörknöchelchen, den Dimensionen von äußerem Gehörgang und Paukenhöhle sowie von den Steigkeiten der im Mittelohr befindlichen Ligamente und Muskeln ab. Daraus ergibt sich durch die Messung der Impedanz die Möglichkeit, Rückschlüsse über pathologische Veränderungen des Mittelohrsystems zu ziehen. Zu den wichtigsten Formen der Impedanzmessung gehören die Bestimmung der statischen Impedanz, d.h. Messung der Impedanz im Ruhezustand des Mittelohrsystems, und der dynamischen Impedanz, d.h. Messung der Impedanz während Veränderungen des Mittelohrsystems, z.B. unter Änderungen des Luftdrucks im äußeren Gehörgang (Typanometrie), beim Öffnen der Ohrtrumpete (Tubenfunktionsprüfung) oder während der Kontraktion der Mittelohrmuskeln (Reflexprüfung). Die lautstärkeabhängige Kontraktion des Musculus Stapedius bei Beschallung des Ohres ist insbesondere bei sehr lauten Schalleignissen wirksam und stellt eine Art Schutzmechanismus für das Gehör dar. Neuere Studien belegen, daß es einen Zusammenhang zwischen dem Reflex und subjektiven Schwellen wie der MCL (most comfortable level) und der UCL (uncomfortable level) gibt. Die Stapediusreflexmessung kann direkt durch Erfassen der Muskelpotentiale oder indirekt durch Ermittlung der Impedanzänderung erfolgen.

-Elektroenzephalographie (EEG):

[0016] Mittels eines Elektroenzephalographen werden bioelektrische Potentialschwankungen des Gehirns registriert, und zwar als Spontanaktivität (Spontan-EEG) oder als durch äußerliche Reize hervorgerufene evozierte Aktivität (evozierte Potentiale). Die Elektroden des mit Ableitungskanälen ausgestatteten Gerätes wer-

den der Schädeldecke derart angelegt, daß die Kombination von je zwei differenten Elektroden (bipolare Ableitung) oder einer differenten Elektrode u. einer Referenz (unipolare Ableitung) zu gleichzeitigen Ableitungen verschiedener Hirnbereiche führt. Mittels Computer werden aus dem EEG die durch die akustischen Reize ausgelösten Potentialschwankungen (evozierte Potentiale) ermittelt.

10 -Magnetoenzephalographie (MEG):

[0017] Magnetoenzephalographie ist die biomagnetische Aufzeichnung der durch elektrische Hirnströme erzeugten Magnetfelder. Speziell Mehrkanalsysteme erlauben die Lokalisierung von Quellen gebündelter Nervenzellenaktivität mit einer Zeitauflösung im Millisekundenbereich und einer Ortsauflösung im Millimeterbereich. Die Meßmethode liefert essentielle Informationen über die zentrale Verarbeitung auditorischer Stimuli.

20

-Messung akustisch evozierter Ströme und/oder Potentiale (AEP) :

25

[0018] Diese umfassen die durch Schallreize ausgelösten und im Normalfall mit auditorischen Wahrnehmungen verknüpften elektrischen Ströme oder Spannungen physiologischen Ursprungs, die bei der Signalweiterleitung und/oder -verarbeitung in den Nervenzellen auftreten und an verschiedenen Körperregionen ableitbar sind. Evozierte Ströme und/oder Potentiale entstehen beim Hörvorgang insbesondere in der Cochlea, im Hörnerv, im Hirnstamm oder in der Cortex. Häufig sind diese Signale jedoch nicht oder nur sehr schwierig an den Orten ihrer größten Intensität abgreifbar. Für den Signalabgriff leichter zugängliche Stellen sind die Schädeloberfläche oder geeignete Stellen des Innenohrs oder des äußeren Gehörgangs.

30

35

-Messung otoakustischer Emissionen:

40

[0019] Das Ohr ist nicht nur ein Empfänger von Schallwellen, sondern sendet seinerseits auch akustische Signale geringer Intensität aus. Diese akustische Impulsantwort eines funktionsfähigen Ohres bezeichnet man als "otoakustische Emission". Sie läßt Rückschlüsse auf die Funktionsfähigkeit des Ohres zu. Zur Messung wird das Ohr akustisch stimuliert und die Reaktion mittels eines in den Gehörgang gerichteten hochempfindlichen Mikrofons erfaßt.

45

50

[0020] Die bisher genannten Reaktionen eines Ohres auf bestimmte Reize stellen nur einen Teil möglicher Reaktionen des Gehörs dar. Die Erfindung ist daher nicht auf diese beispielhaft genannten Reaktionen und deren meßtechnischer Erfassung beschränkt. Die Reaktionen können einzeln zur Berechnung von Anpaßparametern herangezogen werden, es sind jedoch auch beliebige Kombinationen von Messungen möglich, die insgesamt betrachtet letztendlich zu der Hörhilfegeräte-Anpas-

55

sung führen. Insbesondere das Zusammenführen und Auswerten unterschiedlicher Messungen in einer Auswerteeinheit verbessert die Anpassung und verkürzt die Meß- und Anpaßdauer erheblich.

[0021] Eine vorzugsweise neuronale Struktur der Auswerteeinheit verbessert die Auswertung von Ergebnissen unterschiedlicher Messungen und wirkt sich positiv auf das Konvergenzverhalten der Anpaßparameter aus. Regelungstechnisch ist aufgrund der Datenmenge und der Komplexität der Meßergebnisse die Anwendung von Fuzzy-Logik zur Signalverarbeitung in der Auswerteeinheit vorteilhaft.

[0022] Die Auswerteeinheit leitet aus den Meßergebnissen Aussagen über die Fehlfunktion des Gehörs ab und generiert mittels einer geeigneten Software Hörgeräteparameter für das verwendete Hörhilfegerät. Die so ermittelten Anpaßparameter wirken auf die Signalverarbeitungseinheit des Hörhilfegerätes ein zur individuellen Anpassung an den Hörgeräteträger.

[0023] Bei dem erfinderischen Verfahren geht somit nicht mehr das subjektive Empfinden des Schwerhörigen in einer bestimmten Reizsituation auf die Anpaßparameter ein, sondern objektive physiologische Reaktionen, die nicht der willentlichen Kontrolle durch den Schwerhörigen unterliegen. Der negative Einfluß von Kommunikationsschwierigkeiten während der Anpassung zwischen dem Schwerhörigen und dem Akustiker ist damit beseitigt.

[0024] Das erfinderische Verfahren ist insbesondere bei nicht oder nur eingeschränkt kooperationsfähigen bzw. kommunikationsschwachen Hörgeschädigten von Vorteil. Damit ist ein weiterer Kreis hörgeschädigter Personen für den Einsatz von Hörhilfegeräten erschließbar. Hierzu zählen insbesondere Kinder oder mehrfach Behinderte.

[0025] In der Regel befindet sich der Hörgeräteträger zur Anpassung in einem geeigneten Meßraum und die dargebotenen Stimuli sind von akustischer Art und werden über externe Lautsprecher zugeführt. Dies hat den Vorteil, daß damit direkt das Zusammenwirken von Gehör und Hörhilfegerät mit den aktuellen Hörhilfegeräteeinstellungen unter weitgehend natürlichen Bedingungen überprüfbar ist.

[0026] Nach einer weiteren erfindungsgemäßen Verfahrensvariante werden die Stimuli direkt über den Eingangswandler des Hörhilfegerätes zugeführt. Dies sind beispielsweise im Fall von HdO- oder IdO-Hörhilfegeräten akustische Signale, es können, beispielsweise bei implantierbaren Hörhilfen, aber auch elektromagnetische oder mechanische Signale sein. Das Hörhilfegerät kann dabei über einen Signalpfad mit einem externen Gerät zur Erzeugung von Testsignalen in Verbindung stehen. Testsignale können jedoch auch im Hörhilfegerät gespeichert sein oder erst in diesem generiert werden. Damit ist es, insbesondere dann, wenn auch die Meß- und Auswerteeinheit im Hörhilfegerät integriert ist, möglich, eine automatische Anpassung ohne weitere Geräteeinheiten durchzuführen. Weist beispielsweise

das Hörhilfegerät einen weiteren akustisch-elektrischen Eingangswandler auf, der zur Aufnahme und Umwandlung otoakustischer Emissionen in den Gehörgang gerichtet ist, so kann das Hörhilfegerät selbsttätig eine Gehörfehlfunktion messen und sich dieser entsprechend anpassen.

[0027] Es ist vorteilhaft, das erfindungsgemäße Verfahren in mehreren Iterationen bzw. einem Regelkreis auszuführen. Dazu werden dem Gehör Stimuli zugeführt, Reaktionen des Gehörs gemessen, aus den Meßwerten Anpaßparameter generiert und auf die Signalverarbeitungseinheit des Hörhilfegerätes übertragen. Danach erfolgt die Stimulation mit gleichen Stimuli und den veränderten Anpaßparametern. Aus dem Vergleich mehrerer Messungen läßt sich damit eine Strategie zur Optimierung der Anpaßparameter ableiten. Insbesondere bei der erstmaligen Stimulation des Gehörs während einer Anpassung können zur Erzeugung von Referenzwerten die Stimuli auch direkt, d.h. ohne Veränderung durch das Hörhilfegerät, dem Gehör zugeführt werden.

[0028] In vorteilhafter Ausführung des erfinderischen Verfahrens werden so viele Iterationen mit einem Testsignal durchgeführt, bis die Meßwerte des Hörgeräteträgers auf ein bestimmtes Testsignal normalisiert sind. In der Regel ist es notwendig, die Anpassung mit unterschiedlichen Testsignalen, beispielsweise mit verschiedenen Frequenzen bei akustischer Stimulation, durchzuführen.

[0029] Ein Ausführungsbeispiel der Erfindung wird anhand einer Zeichnung näher erläutert. Darin zeigt die Figur schematisch einen Meßraum 1 zur Beschallung eines am Kopf 2 eines Hörhilfegeräteträgers getragenen Hörhilfegerätes 3. Über einen Signalpfad 4 ist das Hörhilfegerät 3 mit einer Meß- und Auswerteeinheit 5, die eine Meßeinrichtung und eine Auswerteeinheit umfaßt, verbunden. Am Kopf 2 des Hörhilfegeräteträgers ist eine Sensoranordnung 6 angebracht und über den Signalpfad 7 mit der Meß- und Auswerteeinheit 5 verbunden. Dem Gehör des Hörgeräteträgers und dem Hörhilfegerät 3 wird, von der Meß- und Auswerteeinheit 5 gesteuert, über den Signalpfad 8 und die Lautsprecher 9 zur Stimulation ein akustisches Testsignal zugeführt. Als Reaktion auf das Testsignal erzeugt das Gehör des Hörgeräteträgers akustisch evozierte Potentiale. Diese werden von den Sensoren 6 an der Oberfläche des Kopfes 2 und mittels der Sensoren 10 in den Ohren abgegriffen und über den Signalpfad 7 der Meß- und Auswerteeinheit 5 zugeführt. Dort werden die Signale verstärkt und weiterverarbeitet. Aus dem Vergleich mit vorhergehenden Messungen und den Meßergebnissen Normalhörender auf das gleiche Testsignal werden aus den Meßwerten hörgerätespezifische Anpaßparameter generiert. Diese Anpaßparameter werden dem Hörhilfegerät 3 über den Signalpfad 4 zugeführt. Sie bewirken Veränderungen in der Signalverarbeitung des Hörhilfegerätes 3. Die so angepaßten Hörgeräteeinstellungen werden durch eine weitere Beschallung mit dem glei-

chen Testsignal überprüft und gegebenenfalls weiter verbessert. Anschließend erfolgt die Optimierung für weitere Testsignale.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Anpassung eines am Körper tragbaren oder implantierbaren Hörhilfegerätes mit wenigstens einem Eingangswandler, einer Signalverarbeitungseinheit und einem Ausgangswandler,
 - wobei wenigstens eine mit einem Hörgeräteträger verbundene Meßeinrichtung auditorische, unwillentliche Körpersignale des Hörgeräteträgers erfaßt und an eine Auswerteeinheit weiterleitet, die aus den Meßwerten hörgerätespezifische Anpaßparameter generiert, und
 - wobei die Anpaßparameter an die Signalverarbeitungseinheit des Hörhilfegerätes zur individuellen Anpassung übertragen werden.
 2. Verfahren zur Anpassung eines Hörhilfegerätes nach Anspruch 1,
 - wobei wenigstens einem Ohr des Hörgeräteträgers ein Signal zugeführt wird, und
 - wobei die mit dem Hörgeräteträger verbundene Meßeinrichtung durch dieses Signal evozierte, unwillentliche Körpersignale des Hörgeräteträgers erfaßt.
 3. Verfahren zur Anpassung eines Hörhilfegerätes nach Anspruch 2, wobei dem Ohr ein akustisches oder elektrisches oder elektromagnetisches oder mechanisches Signal zugeführt wird.
 4. Verfahren zur Anpassung eines Hörhilfegerätes nach Anspruch 2 oder 3, wobei dem Ohr das Signal über das Hörhilfegerät (3) zugeführt wird.
 5. Verfahren zur Anpassung eines Hörhilfegerätes nach Anspruch 4, wobei das dem Ohr zugeführte Signal im Hörhilfegerät (3) gespeichert ist oder im Hörhilfegerät (3) erzeugt wird.
 6. Verfahren zur Anpassung eines Hörhilfegerätes nach Anspruch 4, wobei dem Hörhilfegerät (3) ein akustisches oder elektrisches oder elektromagnetisches oder optisches Testsignal zugeführt wird.
 7. Verfahren zur Anpassung eines Hörhilfegerätes nach Anspruch 6, wobei das Testsignal die Signalverarbeitungseinheit des Hörhilfegerätes (3) sowie den Ausgangswandler durchläuft.
 8. Verfahren zur Anpassung eines Hörhilfegerätes nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 7,
9. Verfahren zur Anpassung eines Hörhilfegerätes nach Anspruch 8, wobei die Meßeinrichtung evozierte Ströme und/oder Potentiale der Cochlea und/oder des Hörnervs und/oder des Hirnstamms und/oder der Cortex erfaßt.
 10. Verfahren zur Anpassung eines Hörhilfegerätes nach Anspruch 8 oder 9, wobei die Meßeinrichtung evozierte Ströme und/oder Potentiale an der Schädeloberfläche des Hörgeräteträgers und/oder am Ohr mißt.
 11. Verfahren zur Anpassung eines Hörhilfegerätes nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 10, wobei die Meßeinrichtung die akustische Mittelohr-impedanz erfaßt.
 12. Verfahren zur Anpassung eines Hörhilfegerätes nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 10, wobei die Meßeinrichtung die Stärke des Stapediusreflexes erfaßt.
 13. Verfahren zur Anpassung eines Hörhilfegerätes nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 10, wobei die Meßeinrichtung otoakustische Emissionen erfaßt.
 14. Verfahren zur Anpassung eines Hörhilfegerätes nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 13 **gekennzeichnet durch** eine Meßeinrichtung zur Elektroenzephalographie (EEG).
 15. Verfahren zur Anpassung eines Hörhilfegerätes nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 13 **gekennzeichnet durch** eine Meßeinrichtung zur Magnetoenzephalographie (MEG).
 16. Verfahren zur Anpassung eines Hörhilfegerätes nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 13 **gekennzeichnet durch** eine Meßeinrichtung zur Tympanometrie.
 17. Verfahren zur Anpassung eines Hörhilfegerätes nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 13 **gekennzeichnet durch** eine Meßeinrichtung zur Impedanzaudiometrie.
 18. Verfahren zur Anpassung eines Hörhilfegerätes nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 17, wobei die Anpaßparameter unter Berücksichtigung der Anpaßparameter aus wenigstens einer vorausgehenden Messung generiert werden.
 19. Verfahren zur Anpassung eines Hörhilfegerätes nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 18,

wobei die Anpaßparameter aus der Differenz zwischen Meßwerten Normalhörender und des Hörgeräteträgers ermittelt werden.

20. Hörhilfegerät mit einem Eingangswandler, einer Signalverarbeitungseinheit und einem Ausgangswandler zur Durchführung des Verfahrens nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 19, **gekennzeichnet durch** eine Meß- und Auswerteeinheit (5), die aus den Meßwerten Anpaßparameter generiert. 5 10
21. Hörhilfegerät nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 20, **gekennzeichnet durch** einen akustisch-elektrischen Eingangswandler zur Aufnahme und Umwandlung otoakustischer Emissionen. 15

20

25

30

35

40

45

50

55

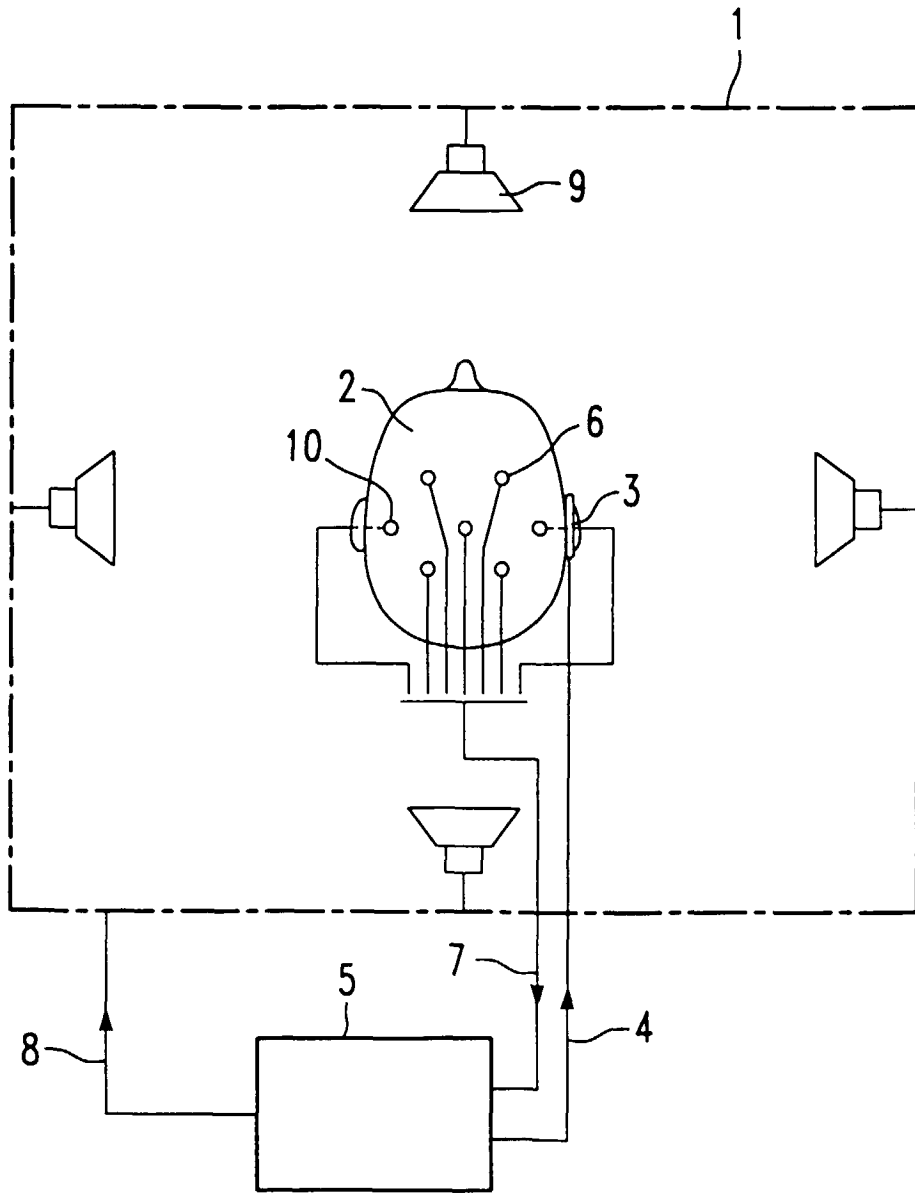


FIG 1



Europäisches
Patentamt

EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

Nummer der Anmeldung
EP 99 11 4701

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (Int.Cl.7)
X	US 5 825 894 A (SHENNIB) 20. Oktober 1998 (1998-10-20) Zusammenfassung	1, 18-20	H04R25/00 H04R29/00
Y	* Spalte 9, Zeile 2-5 * * Spalte 12, Zeile 41 - Spalte 29, Zeile 3 *	2-14, 16, 17, 21	
Y	US 4 462 411 A (RICKARDS) 31. Juli 1984 (1984-07-31) * Spalte 1, Zeile 45 - Spalte 2, Zeile 17 *	2-10, 14	
A	* Spalte 2, Zeile 44 - Spalte 4, Zeile 46 *	15	
Y	EP 0 674 874 A (ANTOMED AB) 4. Oktober 1995 (1995-10-04) * Spalte 1, Zeile 1-7 * * Spalte 1, Zeile 19 - Spalte 4, Zeile 17 * * Spalte 4, Zeile 34 - Spalte 6, Zeile 54 *	11, 12	
Y	US 5 885 225 A (KEEFE ET AL.) 23. März 1999 (1999-03-23) * Spalte 1, Zeile 6-23 * * Spalte 5, Zeile 21 - Spalte 28, Zeile 30 *	13, 21	
Y	US 4 009 707 A (WARD) 1. März 1977 (1977-03-01) * Spalte 1, Zeile 5-37 * * Spalte 2, Zeile 67 - Spalte 7, Zeile 47 *	16, 17	
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt			
Recherchenort DEN HAAG		Abschlußdatum der Recherche 2. Februar 2000	Prüfer Zanti, P
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 : nichtschriftliche 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 (F04C03)

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

EP 99 11 4701

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.

02-02-2000

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 5825894 A	20-10-1998	AU 6723696 A	14-07-1997
		BR 9612098 A	23-02-1999
		CA 2235067 A	26-06-1997
		EP 0868830 A	07-10-1998
		PL 329644 A	12-04-1999
		WO 9723117 A	26-06-1997
		US 5923764 A	13-07-1999
US 4462411 A	31-07-1984	AU 7920982 A	15-07-1982
EP 674874 A	04-10-1995	SE 9400474 A	15-08-1995
US 5885225 A	23-03-1999	WO 9940533 A	12-08-1999
		US 5792073 A	11-08-1998
		AU 5145198 A	23-08-1999
US 4009707 A	01-03-1977	KEINE	

EPD FORM P0461

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