



(12) **EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

(43) Veröffentlichungstag:  
**17.08.2011 Patentblatt 2011/33**

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

(21) Anmeldenummer: **10192571.7**

(22) Anmeldetag: **25.11.2010**

(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**

- **Fröhlich, Matthias Dr.**  
**91056 Erlangen (DE)**
- **Latzel, Matthias Dr.**  
**91330 Eggolsheim (DE)**
- **Strauss, Daniel J. Pr.**  
**66119 Saarbrücken (DE)**

(30) Priorität: **22.12.2009 DE 102009060093**

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

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

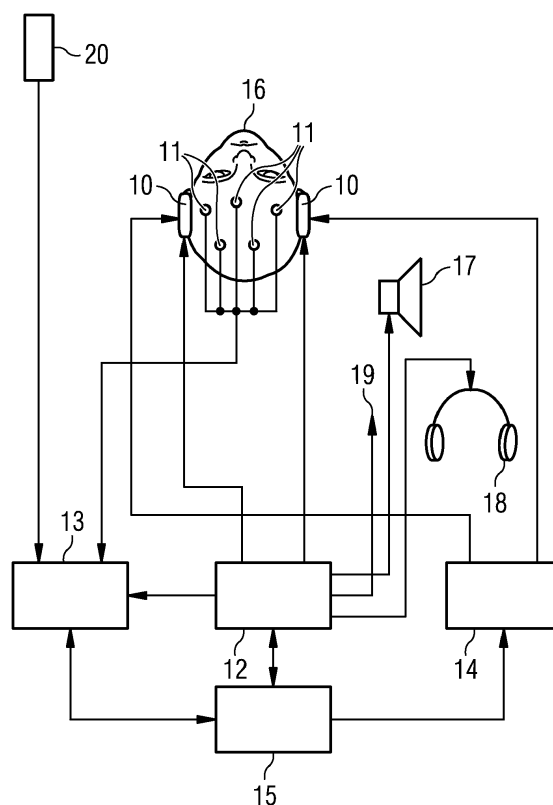
(72) Erfinder:  
• **Corona-Strauss, Farah I.**  
**66119 Saarbrücken (DE)**

Bemerkungen:  
Geänderte Patentansprüche gemäss Regel 137(2) EPÜ.

(54) **Verfahren und Anordnung zum Einstellen eines Hörgeräts durch Erfassung der Höranstrengung**

(57) Die Erfindung gibt ein Verfahren und eine Anordnung zur automatischen, rekursiven Anpassung mindestens eines von einer Person (16) getragenen Hörgeräts (10) an. Die Anordnung umfasst eine Stimuli-Generatoreinheit (12), die an das Hörgerät (10) mindestens einen akustischen Reiz abgibt, eine Signalerfassungseinheit (13) mit mindestens einem Sensor (11), die eine neuronale Aktivität des Gehirns der Person (16) aufgrund des akustischen Reizes erfasst, eine Rechen- und Steuereinheit (15), die ein Maß der Höranstrengung (LE) aus der erfassten neuronalen Aktivität ermittelt und daraus Änderungen von Hörgeräteparametern bestimmt, sowie eine Hörgerätesteuereinheit (14), die die Hörgeräteparameter ändert. Die Rechen- und Steuereinheit (15) veranlasst wiederholt die Stimuli-Generatoreinheit (12) zum Abgeben eines Hörreizes und die Hörgerätesteuereinheit (14) zum Ändern eines Hörgeräteparameters, bis das Maß der Höranstrengung (LE) einen vorgebbaren ersten Schwellwert unterschreitet. Die Erfindung bietet den Vorteil, dass auf sehr robuste und verlässliche Weise Hörgeräte objektiv und automatisch angepasst werden können.

**FIG 3**



## Beschreibung

**[0001]** Die Erfindung betrifft ein Verfahren und eine Anordnung zur automatischen, rekursiven Anpassung eines von einer Person getragenen Hörgeräts, wobei der Person eine Höraufgabe zur Lösung gestellt wird und objektiv eine damit verbundene Höranstrengung anhand neuropsychologischer Korrelate der auditiven Verarbeitung erfasst wird.

**[0002]** Hörgeräte besitzen prinzipiell als wesentliche Komponenten einen Eingangswandler, einen Verstärker und einen Ausgangswandler. Der Eingangswandler ist in der Regel ein Schallempfänger, z. B. ein Mikrofon, und/oder ein elektromagnetischer Empfänger, z. B. eine Induktionsspule. Der Ausgangswandler ist meist als elektroakustischer Wandler, z. B. Miniaturlautsprecher, oder als elektromechanischer Wandler, z. B. Knochenleitungshörer, realisiert. Der Verstärker ist üblicherweise in eine Signalverarbeitungseinheit integriert. Dieser prinzipielle Aufbau ist in Figur 1 am Beispiel eines Hinter-dem-Ohr Hörgeräts 1 dargestellt. In ein Hörgerätegehäuse 2 zum Tragen hinter dem Ohr sind üblicherweise zwei Mikrofone 3 zur Aufnahme des Schalls aus der Umgebung eingebaut. Oberhalb der Mikrofone 3 sind Mikrofonöffnungen 7 in dem Hörgerätegehäuse 2 ausgebildet. Durch die Mikrofonöffnungen 7 kann der Schall zu den Mikrofonen 3 im Inneren des Hörgerätegehäuses 2 gelangen. Eine Signalverarbeitungseinheit 4, die ebenfalls in das Hörgerätegehäuse 2 integriert ist, verarbeitet die Mikrofonsignale und verstärkt sie. Das Ausgangssignal der Signalverarbeitungseinheit 4 wird an einen Lautsprecher bzw. Hörer 5 übertragen, der ein akustisches Signal ausgibt. Der Schall wird gegebenenfalls über einen nicht dargestellten Schallschlauch, der mit einer Otoplastik im Gehörgang fixiert ist, zum Trommelfell des Hörgeräteträgers übertragen. Die Energieversorgung des Hörgeräts 1 und insbesondere die der Signalverarbeitungseinheit 4 erfolgt durch eine ebenfalls ins Hörgerätegehäuse 2 integrierte Batterie 6.

**[0003]** In der DE 10 2008 018 041 A1 ist ein derartiges Hinter-dem-Ohr Hörgerät mit einer Mikrofonöffnung, mit einem Lautsstärkeregel, mit einer Programmierbuchse, mit einer Programmtaste mit Aus-Funktion und mit einem Batteriefach offenbart.

**[0004]** Die Anpassung eines Hörgeräts erfolgt in der Regel im Dialog zwischen einem Hörgeräteträger und einem Hörgeräteakustiker. 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 bezüglich des jeweiligen Testsignals. Aus den unterschiedlichen Wahrnehmungen leitet der Akustiker Hörgeräteparameter ab, die in der Regel zu einer verbesserten Anpassung des Hörgeräts an den Hörgeräteträger führen. Dieses Vorgehen wird so lange wiederholt, bis der Schwerhörige eine Anzahl an Testsignalen subjektiv ähnlich empfindet wie ein Normalhörender.

**[0005]** Wie die DE 41 28 172 A1 zeigt, besteht seit Langem das Bedürfnis, subjektive Messungen des Hörvermögens durch objektive Messungen und einer gegebenenfalls anschließenden Korrektur von Hörgeräteparametern zu ersetzen. Neueste Forschungen auf dem Gebiet der objektiven Ermittlung der Höranstrengung scheinen neue Perspektiven in diesem Sinne zu ermöglichen. Beispielsweise wird in D.J. Strauss et al., "On the Cognitive Neurodynamics of Listening Effort: A Phase Clustering Analysis of Large-Scale Neural Correlates, 31st Annual International Conference of the IEEE EMBS Minneapolis, Minnesota, USA, September 2-6, 2009, Seiten 2048-2081 vorgeschlagen, die Höranstrengung aus der elektrischen neuronalen Aktivität des Gehirns durch mathematische Transformationsanalysen zu ermitteln.

**[0006]** Es ist daher Aufgabe der Erfindung die Einstellung von Hörgeräten zu objektivieren, zu automatisieren und in Bezug auf neuropsychologische Variablen der Hörverarbeitung zu verbessern.

**[0007]** Gemäß der Erfindung wird die gestellte Aufgabe mit dem Verfahren und der Anordnung der unabhängigen Patentansprüche gelöst.

**[0008]** Die Erfindung beansprucht ein Verfahren zur automatischen, durch eine Rechen- und Steuerungseinheit kontrollierten, rekursiven Anpassung eines von einer Person getragenen Hörgeräts, wobei der Person eine Höraufgabe zur Lösung gestellt wird und eine dazugehörige Höranstrengung objektiv anhand neuropsychologischer Korrelate der auditiven Verarbeitung erfasst wird. Mit dem Verfahren wird mindestens ein akustischer Reiz an die Person dargeboten, die neuronale Aktivität des Gehirns der Person aufgrund des akustischen Reizes erfasst, ein Maß der Höranstrengung aus der erfassten neuronalen Aktivität ermittelt, durch eine Rechen- und Steuerungseinheit mindestens ein Hörgeräteparameter in Abhängigkeit des ermittelten Maßes der Höranstrengung geändert und das Verfahren kontrolliert durch die Rechen- und Steuerungseinheit wiederholt, bis das Maß der Höranstrengung einen vorgebbaren ersten Schwellwert unterschreitet bzw. im Sinne eines zuvor definierten Abbruchkriteriums der Rechen- und Steuerungseinheit minimiert ist. Die Erfindung bietet den Vorteil, dass auf sehr robuste und verlässliche Weise Hörgeräte objektiv und automatisch im Hinblick auf neuropsychologische Parameter angepasst werden können.

**[0009]** In einer Weiterbildung werden mehrere akustische Reize dargeboten, die neuronalen Aktivitäten erfasst und die erfassten neuronalen Aktivitäten einer mathematischen Analyse zur Merkmalsextraktion unterzogen.

**[0010]** In einer weiteren Ausführungsform kann die Merkmalsextraktion auch auf dem Bildbereich geeigneter mathematischer Transformationen (z.B. komplexe Zeit-Frequenztransformationen) definiert werden.

**[0011]** Des Weiteren kann der akustische Reiz eine Wortfolge, eine Sprechsilbenfolge oder eine Tonfolge umfassen.

**[0012]** In einer Weiterbildung des Verfahrens kann die neuronale Aktivität des Gehirns durch ein Elektroenzephalogramm erfasst werden.

**[0013]** In einer bevorzugten Ausführungsform kann aus dem EEG eine Auditory Late Response ermittelt werden.

**[0014]** Des Weiteren kann aus komplexen Transformationen (z.B. Hilbert-, komplexe Wavelet Transformation, Gabor Frame Transformation) von mindestens zwei Auditory Late Responses die über das Merkmal der Momentanphase gewonnene Inter-Trial Phase Stability ermittelt werden.

**[0015]** Bevorzugt kann die Inter-Trial Phase Stability das Maß für die Höranstrengung sein.

**[0016]** In einer weiteren Ausführungsform des Verfahrens kann die neuronale Aktivität des Gehirns durch ein Magnetoenzephalogramm erfasst werden.

**[0017]** In einer weiteren Ausführungsform des Verfahrens kann die neuronale Aktivität des Gehirns auch durch funktionelle bildgebende Verfahren (z.B. fMRI, PET, SPECT, fOCT) erfasst werden.

**[0018]** Bevorzugt können die Änderungen der Hörgeräteparameter mittels evolutionärer Algorithmen ermittelt werden. Dadurch ist eine mehrdimensionale stochastische Optimierung möglich.

**[0019]** Die Erfindung beansprucht auch eine Anordnung zur automatischen, durch eine Rechen- und Steuerungseinheit kontrollierten, rekursiven Anpassung mindestens eines von einer Person getragenen Hörgeräts. Die Anordnung umfasst eine Stimuli-Generatoreinheit, die an das Hörgerät mindestens einen akustischen Reiz abgibt, eine Signalerfassungseinheit mit mindestens einem Sensor, die eine neuronale Aktivität des Gehirns der Person aufgrund des akustischen Reizes erfasst, eine Rechen- und Steuereinheit, die ein Maß der Höranstrengung aus der erfassten neuronalen Aktivität ermittelt und daraus Änderungen von Hörgeräteparametern bestimmt, sowie eine Hörgerätesteuereinheit, die die Hörgeräteparameter ändert. Die Rechen- und Steuereinheit veranlasst wiederholt die Stimuli-Generatoreinheit zum Abgeben eines Hörreizes und die Hörgerätesteuereinheit zum gezielten Ändern eines Hörgeräteparameters gemäß einer Optimierungsvorschrift, bis das Maß der Höranstrengung einen vorgebbaren ersten Schwellwert unterschreitet oder im Sinne einer anderen zuvor in der Rechen- und Steuereinheit definierten Abbruchbedingung minimiert ist.

**[0020]** In einer Weiterbildung der Anordnung kann der akustische Reiz eine Wortfolge, eine Sprechsilbenfolge oder eine Tonfolge umfassen.

**[0021]** In einer weiteren Ausführungsform der Anordnung können die Signalerfassungseinheit und der mindestens eine Sensor die neuronale Aktivität des Gehirns mittels Elektroenzephalografie erfassen.

**[0022]** Des Weiteren kann die Signalerfassungseinheit mindestens eine Auditory Late Response ermitteln.

**[0023]** Bevorzugt kann die Rechen- und Steuereinheit aus mindestens zwei Auditory Late Responses eine mitt-

lere Inter-Trial Phase Stability ermitteln.

**[0024]** Bevorzugt kann bei der Anordnung die über komplexe Transformationen ermittelte Momentanphase zur Berechnung der Inter-Trial Phase Stability dienen, welche als Merkmal zur Quantifizierung der Höranstrengung eingesetzt wird.

**[0025]** In einer weiteren Ausführungsform können die Signalerfassungseinheit und der mindestens eine Sensor die neuronale Aktivität des Gehirns mittels Magnetoenzephalografie erfassen.

**[0026]** In einer weiteren Ausführungsform der Anordnung kann die neuronale Aktivität des Gehirns auch durch funktionelle bildgebende Verfahren (z.B. fMRI, PET, SPECT, fOCT) erfasst werden.

**[0027]** Außerdem können in der Rechen- und Steuereinheit die Änderungen der Hörgeräteparameter durch einen evolutionären Algorithmus ermittelt werden.

**[0028]** Weitere Besonderheiten und Vorteile der Erfindung werden aus den nachfolgenden Erläuterungen mehrerer Ausführungsbeispiele anhand von schematischen Zeichnungen ersichtlich.

**[0029]** Es zeigen:

Figur 1: ein Blockschaltbild eines Hinter-dem-Ohr Hörgeräts gemäß Stand der Technik,

Figur 2: ein Ablaufdiagramm des Verfahrens zur Einstellung eines Hörgeräts durch Ermittlung der Höranstrengung aus der IPS und

Figur 3: ein Blockschaltbild einer Vorrichtung zur Anpassung von Hörgeräteparametern mit Hilfe eines EEG.

**[0030]** Figur 2 zeigt ein Ablaufdiagramm des erfindungsgemäßen Verfahrens zum Einstellen von mindestens einem Hörgeräteparameter eines Hörgeräts. Im ersten Schritt 100 wird eine Person auf die Hörgeräteeinstellung vorbereitet.

**[0031]** Die Person trägt an jedem Ohr ein eingeschaltetes und funktionsfähiges Hörgerät, d.h. die Person trägt die Hörgeräte entsprechend der Bedienungsanleitung hinter dem Ohr. Die Hörgeräteparameter, wie Kanalverstärkung, Kompressionsrate, Kompressionsknickpunkt, Mikrofoncharakteristik, Störgeräuschreduzierung, Zeitkonstanten, befinden sich in einer Grundeinstellung, die beispielsweise durch ein Audiogramm ermittelt wurde.

**[0032]** Zur Messung einer summierten elektrischen Aktivität des Gehirns der Person müssen die Spannungsschwankungen an der Kopfoberfläche der Person mittels Elektroenzephalografie (EEG abgekürzt) aufgezeichnet werden. Das Elektroenzephalogramm (auch EEG abgekürzt) ist die grafische Darstellung dieser Schwankungen. Ursache der Potenzialschwankungen sind physiologische Vorgänge einzelner Gehirnzellen, die durch ihre elektrischen Zustandsänderungen zur Informationsverarbeitung des Gehirns beitragen. Entsprechend ihrer spezifischen räumlichen Anordnung addieren sich die von einzelnen Neuronen erzeugten Potenziale auf, so dass sich über den gesamten Kopf verteilte Potenzial-

änderungen messen lassen. Zur Bewertung wird eine Aufzeichnung in mehreren Kanälen von verschiedenen Elektrodenkombinationen benötigt. Dazu werden der Person mehrere Elektroden auf der Kopfhaut angebracht.

**[0033]** Im nachfolgenden vorbereitenden Schritt 101 wird der Person beispielsweise von einem Hörgeräteakustiker eine Höraufgabe gestellt, beispielsweise die Sprechsilbe "pa" aus einer Sprechsilbenfolge mit den Sprechsilben "pa", "da" und "ba" zu erkennen, wobei die Sprechsilben in beliebiger Reihenfolge und Wiederholung auftreten können.

**[0034]** Im Schritt 102 wird der Person ein Hörreiz in Form einer oben erwähnten gesprochenen Silbenfolge dargeboten. Das Darbieten kann direkt mit dem Hörgerät oder aber indirekt über Kopfhörer oder Lautsprecher erfolgen. Bei letzteren nimmt das Hörgerät den Hörreiz akustisch auf. Die Person versucht ("strengt sich an"), die Höraufgabe ("Erkennen der Sprechsilbe "pa") zu lösen. Optional können auch Tonfolgen oder ganze Sätze dargeboten werden.

**[0035]** Im Schritt 103, der parallel zum Schritt 102 ausgeführt wird, wird die neuronale Aktivität des Gehirns der Person mittels EEG gemessen. Das heißt, es werden die elektrischen Potenziale zwischen auf der Kopfhaut angebrachten Elektroden gemessen.

**[0036]** Im Schritt 104 werden aus dem EEG das akustisch evozierte Potenzial, insbesondere die Auditory Late Response ALR bestimmt.

**[0037]** Die Schritte 102 bis 104 werden mehrmals wiederholt, um das Signal/Rauschverhältnis der sehr schwachen Potenziale zu verbessern. Aus den so ermittelten ALRs erfolgt im Schritt 105 die Bestimmung einer über komplexe Transformationen und die Momentanphase gewonnene Inter-Trial Phase Stability (IPS), die ein Maß der Höranstrengung LE ist. Die IPS kann Werte zwischen "0" und "1" annehmen, wobei "1" eine große Höranstrengung LE bedeutet. Die IPS gibt die Stabilität der Momentanphase der ALRs für definierte Zeitpunkte an.

**[0038]** Im folgenden Schritt 106 wird automatisch mindestens ein Hörgeräteparameter mit dem Ziel verändert, die Höranstrengung LE zu reduzieren. Dieses mehrdimensionale Optimierungsproblem wird bevorzugt mit Hilfe eines in einer Rechen- und Steuereinheit ablaufenden evolutionären Algorithmus gelöst.

**[0039]** Der Optimierungsfortschritt der Hörgeräteparameter wird im Schritt 107 überprüft, indem nach jeder Änderung der Hörgeräteparameter die Schritte 102 bis 106 wiederholt werden und die Änderung der Höranstrengung LE zwischen zwei Ermittlungen der Höranstrengung LE bestimmt wird. Unterschreitet die Änderung einen vorgebbaren zweiten Schwellwert, beispielsweise 0,2, wird das Verfahren mit dem Schritt 108 abgebrochen und das Hörgerät ist bezogen auf die Höranstrengung optimal eingestellt. Alternativ kann eine andere, zuvor definierte Abbruchbedingung in der Rechen- und Steuereinheit eine minimale Höranstrengung (LE)

detektieren.

**[0040]** Optional können zusätzlich auch andere physiologische Reize, wie z.B. visuelle oder taktile, der Person dargeboten werden. Zusätzlich kann die Person optional auch über eine Betätigungseinheit die subjektive Lösung der Höraufgabe signalisieren. Damit kann die Verbesserung der Hörgeräteeinstellung überwacht werden.

**[0041]** Figur 3 zeigt ein vereinfachtes Blockschaltbild einer erfindungsgemäßen Anordnung zur Anpassung von Hörgeräteparametern mit Hilfe einer ermittelten Höranstrengung. Eine Person 16 trägt zwei Hörgeräte 10 zur Versorgung einer Schwerhörigkeit und zur Messung einer neuronalen Aktivität des Gehirns mehrere Elektroden 11 auf der Kopfhaut, die elektrische Potenziale ableiten können. Die Elektroden 11 sind mit einer Signalerfassungseinheit 13 verbunden, welche die von den Elektroden 11 aufgenommenen Signale in Form eines EEG erfasst.

**[0042]** Mit der Signalerfassungseinheit 13 ist außerdem eine Betätigungseinheit 20, beispielsweise ein Druckknopf, verbunden. Die Person 16 kann die Betätigungseinheit 20 betätigen, wenn sie eine gestellte Höraufgabe glaubt, gelöst zu haben. Damit kann objektiv überprüft werden, ob gestellte Höraufgaben auch tatsächlich gelöst werden. Eine einfache Höraufgabe wäre, eine vorgegeben gesprochene Silbe oder einen Ton mit einer bestimmten Tonhöhe zu erkennen.

**[0043]** Mittels einer Stimuli-Generatoreinheit 12, die mit den Hörgeräten 10 verbunden ist, werden der Person 16 akustische Reize in Form von Tonfolgen, Sprechsilben oder Sätzen dargeboten. Die Person 16 muss versuchen, aus dem Reiz die Höraufgabe zu lösen, das heißt beispielsweise die vorgegebene Sprechsilbe zu erkennen. Die damit verbundene Anstrengung wird im Deutschen als Höranstrengung (eigentlich "Zuhöranstrengung") und im Englischen als "Listening Effort" bezeichnet. Alternativ kann der Hörreiz auch über Lautsprecher 17 oder Kopfhörer 18 dargeboten werden. In diesen Fällen nehmen die Hörgeräte 10 den Schall auf und geben ihn verändert und verstärkt an die Person 16 wieder ab.

**[0044]** Die Stimuli-Generatoreinheit 12 kann auch optionale Stimuli 19, beispielsweise in Form von visuellen und/oder taktilen Reizen, abgeben.

**[0045]** Mit Hilfe einer Hörgerätesteuereinheit 14 können unterschiedlichste Hörgeräteparameter, wie zum Beispiel Kanalverstärkung, Kompressionsrate, Kompressionsknickpunkt, Mikrofoncharakteristik, Störgeräuschreduzierung oder Zeitkonstanten, verändert werden, um die Anpassung der Hörgeräte an das Hörvermögen bzw. die Hörschwäche der Person 16 zu ermöglichen.

**[0046]** Eine Rechen- und Steuereinheit 15, die mit der Stimuli-Generatoreinheit 12, der Hörgerätesteuereinheit 14 und der Signalerfassungseinheit 13 verbunden ist, steuert diese Einheiten und ermittelt aus den aufgenommenen Signalverläufen des EEG die Höranstrengung. Vorzugsweise werden ALR aus einer Versuchsreihe er-

mittelt und die mittlere IPS daraus errechnet. Die mittlere IPS ist ein sehr robustes und verlässliches Maß der Höranstrengung. Die mittlere IPS wird nun in einem Differential Evolution Algorithmus der Rechen- und Steuereinheit 15 zur Bestimmung der Änderung der Hörgeräteparameter verwendet. Nach jeder Änderung der Hörgeräteparameter werden erneut Hörreize dargeboten, bis die Differenz oder mehrere Differenzen der ermittelten Höranstrengungen nur mehr um einen zweiten Schwellwert voneinander abweichen.

**[0047]** Die mittlere IPS kann Werte zwischen "0" und "1" annehmen, der zweite Schwellwert ist vorzugsweise "0,2". Die Differential Evolution ist ein mathematisches Verfahren zur Optimierung einer mehrdimensionalen Funktion.

Bezugszeichenliste

**[0048]**

- |     |                                       |
|-----|---------------------------------------|
| 1   | Hinter-dem-Ohr Hörgerät               |
| 2   | Hörgerätegehäuse                      |
| 3   | Mikrofon                              |
| 4   | Signalverarbeitungseinheit            |
| 5   | Hörer                                 |
| 6   | Batterie                              |
| 7   | Mikrofonöffnung im Hörgerätegehäuse 2 |
| 10  | Hörgerät                              |
| 11  | EEG-Elektroden                        |
| 12  | Stimuli-Generatoreinheit              |
| 13  | Signalerfassungseinheit               |
| 14  | Hörgerätesteuereinheit                |
| 15  | Rechen- und Steuereinheit             |
| 16  | Person                                |
| 17  | Lautsprecher                          |
| 18  | Kopfhörer                             |
| 19  | Optionale Stimuli                     |
| 20  | Betätigungseinheit                    |
| 100 | Vorbereitung                          |

- |        |  |
|--------|--|
| 101    | Stellen der Höraufgabe                         |
| 102    | Darbieten eines Hörreizes / von Sprechsilben   |
| 5 103  | Aufzeichnen eines EEG                          |
| 104    | Ermittlung der ALR                             |
| 105    | Ermittlung der IPS/Höranstrengung LE           |
| 10 106 | Ändern mindestens eines Hörgeräteparameters    |
| 107    | Vergleich der Werte zweier Höranstrengungsmaße |
| 15 108 | Abbruch der Einstellung des Hörgeräts          |
| ALR    | Auditory Late Response                         |
| 20 EEG | Elektroenzephalogramm / -grafie                |
| IPS    | Inter-Trial Phase Stability                    |
| LE     | Höranstrengung                                 |
| 25     |  |

#### Patentansprüche

- |    |   |
|----|---|
| 30 | 1. Verfahren zur automatischen, rekursiven Anpassung eines von einer Person (16) getragenen Hörgeräts (10), wobei der Person (16) eine Höraufgabe zur Lösung gestellt wird und eine dazugehörige Höranstrengung (LE) erfasst wird, mit folgenden Schritten:   |
| 35 | a) Darbieten (102) mindestens eines akustischen Reizes an die Person (16),  |
| 40 | b) Erfassung (103, 104) der neuronalen Aktivität des Gehirns der Person (16) aufgrund des akustischen Reizes,   |
| 45 | c) Ermittlung (105) eines Maßes der Höranstrengung (LE) aus der erfassten neuronalen Aktivität,   |
| 50 | d) Ändern (106) mindestens eines Hörgeräteparameters in Abhängigkeit des ermittelten Maßes der Höranstrengung (LE) und  |
| 55 | e) durch eine Rechen- und Steuereinheit (15) kontrolliertes Wiederholen der Schritte a) bis d) bis das Maß der Höranstrengung (LE) einen vorgebbaren ersten Schwellwert unterschreitet oder im Sinne einer in der Rechen- und Steuereinheit (15) vorgebbbar definierten Abbruchbedingung minimiert ist. |
| 55 | 2. Verfahren nach Anspruch 1, gekennzeichnet durch:   |
|    | - Wiederholen der Schritte a) und b) und  |

- mathematische Analyse der erfassten neuronalen Aktivitäten zur verbesserten Extraktion von neuropsychologischen Korrelaten der Höranstrengung (LE).
3. Verfahren nach Anspruch 2,  
**dadurch gekennzeichnet,**  
**dass** die Extraktion auch auf dem Bildbereich geeigneter mathematischer Transformationen, insbesondere komplexe Zeit/Frequenztransformationen, definiert werden.
4. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet,**  
**dass** der akustische Reiz eine Wortfolge, eine Sprechsilbenfolge oder eine Tonfolge umfasst.
5. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche,  
**dadurch gekennzeichnet,**  
**dass** die neuronale Aktivität des Gehirns durch ein (EEG) erfasst wird.
6. Verfahren nach Anspruch 5,  
**dadurch gekennzeichnet,**  
**dass** aus dem Elektroenzephalogramm (EEG) eine Auditory Late Response (ALR) ermittelt wird.
7. Verfahren nach Anspruch 6,  
**dadurch gekennzeichnet,**  
**dass** aus mindestens zwei Auditory Late Responses (ALR) eine mittlere Inter-Trial Phase Stability (IPS) ermittelt wird.
8. Verfahren nach Anspruch 7,  
**dadurch gekennzeichnet,**  
**dass** die Inter-Trial Phase Stability (IPS) das Maß für die Höranstrengung (LE) ist.
9. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4,  
**dadurch gekennzeichnet,**  
**dass** die neuronale Aktivität des Gehirns durch ein Magnetoenzephalogramm (MEG) erfasst wird.
10. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche,  
**dadurch gekennzeichnet,**  
**dass** die Änderungen der Hörgeräteparameter mittels eines Differential Evolution Algorithmus ermittelt werden.
11. Anordnung zur automatischen, rekursiven Anpassung mindestens eines von einer Person (16) getragenen Hörgeräts (10) mit:
- einer Stimuli-Generatoreinheit (12), die an das Hörgerät (10) mindestens einen akustischen
- Reiz abgibt,
- einer Signalerfassungseinheit (13) mit mindestens einem Sensor (11), die eine neuronale Aktivität des Gehirns der Person (16) aufgrund des akustischen Reizes erfasst,
  - einer Rechen- und Steuereinheit (15), die ein Maß der Höranstrengung (LE) aus der erfassten neuronalen Aktivität ermittelt und daraus Änderungen von Hörgeräteparametern bestimmt, und
  - einer Hörgerätesteuereinheit (14), die die Hörgeräteparameter ändert,
- wobei die Rechen- und Steuereinheit (15) wiederholt die Stimuli-Generatoreinheit (12) zum Abgeben eines Hörreizes und die Hörgerätesteuereinheit (14) zum Ändern eines Hörgeräteparameters veranlasst, bis das Maß der Höranstrengung (LE) einen vorgebbaren ersten Schwellwert unterschreitet oder im Sinne einer in der Rechen- und Steuereinheit (15) vorgebar definierten Abbruchbedingung minimiert ist.
12. Anordnung nach Anspruch 11,  
**dadurch gekennzeichnet,**  
**dass** der akustische Reiz eine Wortfolge, eine Sprechsilbenfolge oder eine Tonfolge umfasst.
13. Anordnung nach Anspruch 11 oder 12,  
**dadurch gekennzeichnet,**  
**dass** die Signalerfassungseinheit (13) und der mindestens eine Sensor (11) die neuronale Aktivität des Gehirns mittels Elektroenzephalografie (EEG) erfasst.
14. Anordnung nach Anspruch 13,  
**dadurch gekennzeichnet,**  
**dass** die Signalerfassungseinheit (13) mindestens eine Auditory Late Response (ALR) ermittelt.
15. Anordnung nach Anspruch 14,  
**dadurch gekennzeichnet,**  
**dass** die Rechen- und Steuereinheit (15) aus mindestens zwei Auditory Late Responses (ALR) eine Inter-Trial Phase Stability (IPS) aus deren Momentanphase ermittelt.
16. Anordnung nach Anspruch 15,  
**dadurch gekennzeichnet,**  
**dass** die Inter-Trial Phase Stability (IPS) das Maß für die Höranstrengung (LE) ist.
17. Anordnung nach Anspruch 11 oder 12,  
**dadurch gekennzeichnet,**  
**dass** die Signalerfassungseinheit (13) und der mindestens eine Sensor (11) die neuronale Aktivität des Gehirns mittels Magnetoenzephalografie (MEG) erfasst.

18. Anordnung nach einem der Ansprüche 11 bis 17,  
**dadurch gekennzeichnet,**  
**dass** in der Rechen- und Steuereinheit (15) die Änderungen der Hörgeräteparameter durch einen Differential Evolution Algorithmus ermittelt werden. 5

**Geänderte Patentansprüche gemäss Regel 137(2) EPÜ.**

3. Verfahren nach Anspruch 2,  
**dadurch gekennzeichnet,**  
**dass** die Extraktion auf dem Bildbereich geeigneter mathematischer Transformationen, insbesondere komplexe Zeit-/Frequenztransformationen, definiert werden. 10 15

5. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche,  
**dadurch gekennzeichnet,** 20  
**dass** die neuronale Aktivität des Gehirns durch ein Elektroenzephalogramm (EEG) erfasst wird.

25

30

35

40

45

50

55

**FIG 1** Stand der Technik

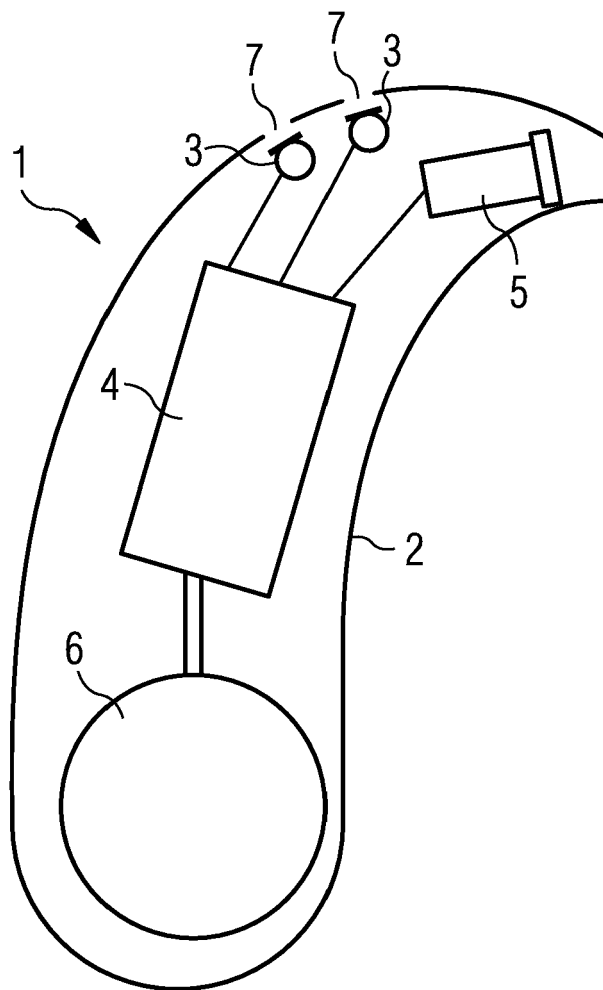




FIG 2

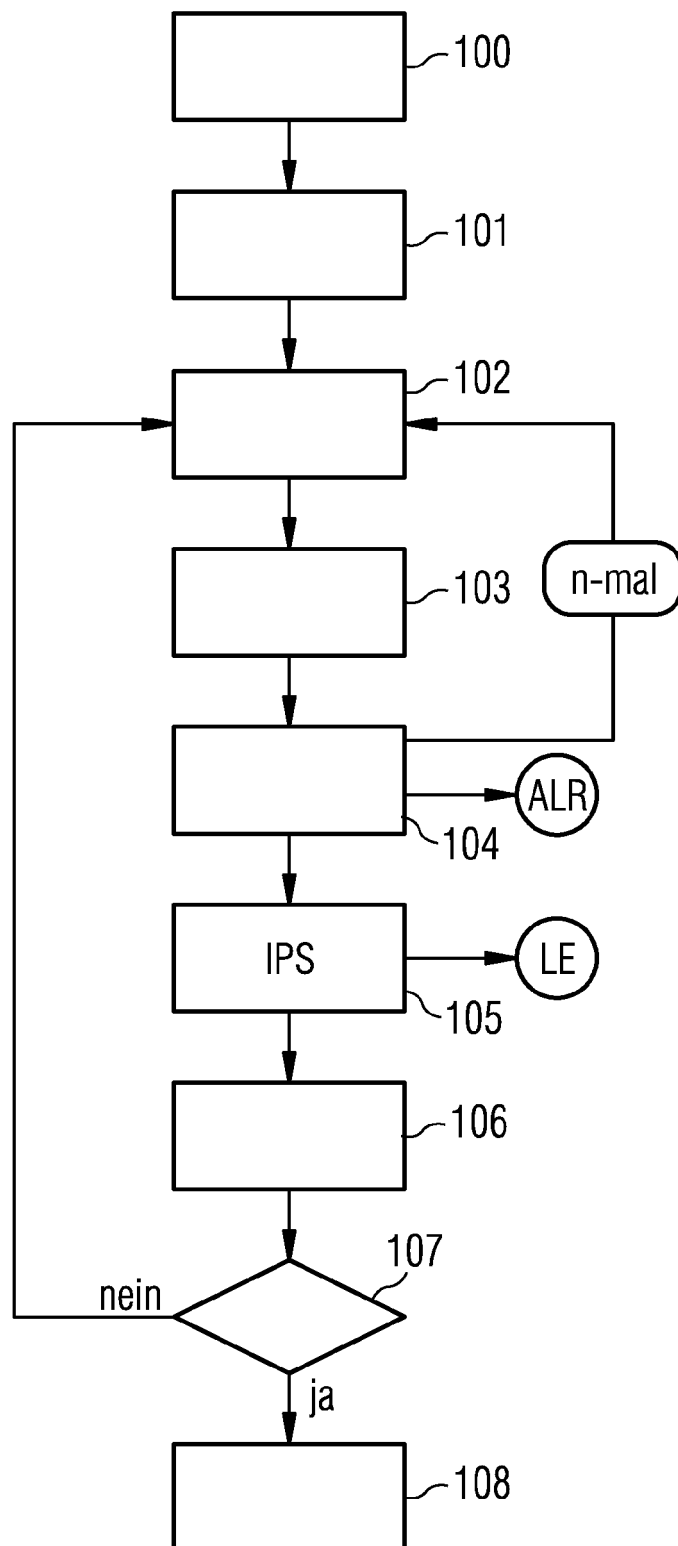
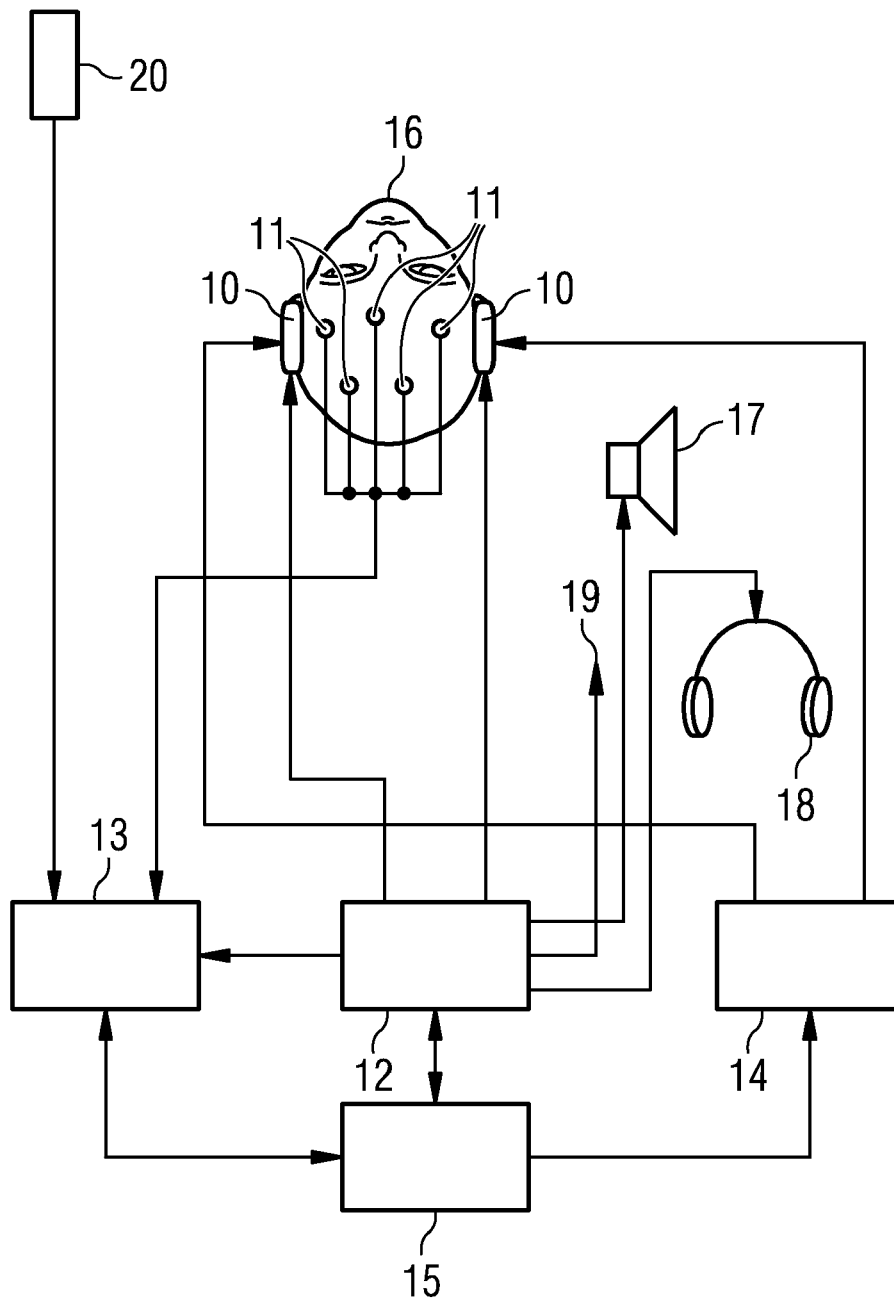


FIG 3





## EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

 Nummer der Anmeldung  
EP 10 19 2571

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (IPC)
Y	DANIEL J STRAUSS ET AL: "Objective estimation of the listening effort: Towards a neuropsychological and neurophysical model", 20. August 2008 (2008-08-20), ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, 2008. EMBS 2008. 30TH ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE, IEEE, PISCATAWAY, NJ, USA, PAGE(S) 1777 - 1780, XP031508323, ISBN: 978-1-4244-1814-5 * das ganze Dokument *	1-18	INV. H04R25/00
Y	US 2004/152946 A1 (FRANCK KEVIN H [US]) 5. August 2004 (2004-08-05) * Absatz [0109] - Absatz [0114] *	1-18	
A,D	STRAUSS D J ET AL: "On the cognitive neurodynamics of listening effort: A phase clustering analysis of large-scale neural correlates", 3. September 2009 (2009-09-03), ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, 2009. EMBC 2009. ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE, IEEE, PISCATAWAY, NJ, USA, PAGE(S) 2078 - 2081 Estimation of listening effort as a basis for hearing aid fitting., XP031638986, ISBN: 978-1-4244-3296-7 * das ganze Dokument *	1-18	
			RECHERCHIERTE SACHGEBIETE (IPC)
			H04R
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt			
Recherchenort München		Abschlußdatum der Recherche 13. April 2011	Prüfer Heiner, Christoph
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	

 7  
EPO FORM 1503 03.82 (P04C03)

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

EP 10 19 2571

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

13-04-2011

Im Recherchenbericht angeführtes Patentedokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 2004152946 A1	05-08-2004	AU 2004209141 A1	19-08-2004
		CA 2518151 A1	19-08-2004
		EP 1599253 A2	30-11-2005
		US 2005055069 A1	10-03-2005
		WO 2004070561 A2	19-08-2004
-----			

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**

- DE 102008018041 A1 [0003]
- DE 4128172 A1 [0005]

**In der Beschreibung aufgeführte Nicht-Patentliteratur**

- **D.J. STRAUSS et al.** On the Cognitive Neurodynamics of Listening Effort: A Phase Clustering Analysis of Large-Scale Neural Correlates. *31st Annual International Conference of the IEEE EMBS Minneapolis*, 02. September 2009, 2048-2081 [0005]