



Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets



(11)

EP 0 814 634 B1

(12)

EUROPÄISCHE PATENTSCHRIFT

(45) Veröffentlichungstag und Bekanntmachung des Hinweises auf die Patenterteilung:
02.10.2002 Patentblatt 2002/40

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

(21) Anmeldenummer: **96110067.4**

(22) Anmeldetag: **21.06.1996**

(54) **Programmierbares Hörgerätesystem und Verfahren zum Ermitteln optimaler Parametersätze bei einem Hörhilfegerät**

Programmable hearing-aid system and method for determining an optimal set of parameters in an acoustic prosthesis

Prothèse acoustique programmable et procédé pour déterminer une série de paramètres optimisés dans une prothèse acoustique

(84) Benannte Vertragsstaaten:
CH DE DK LI

• **Weinfurtner, Oliver, Dipl.-Ing.**
91058 Erlangen (DE)

(43) Veröffentlichungstag der Anmeldung:
29.12.1997 Patentblatt 1997/52

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

(73) Patentinhaber: **Siemens Audiologische Technik GmbH**
91058 Erlangen (DE)

(72) Erfinder:
• **Holube, Inga, Dr.rer.nat.**
91052 Erlangen (DE)

(56) Entgegenhaltungen:
EP-A- 0 681 411 **WO-A-90/08448**
DE-A- 4 308 157 **DE-A- 4 340 817**
US-A- 4 259 547 **US-A- 5 303 306**

EP 0 814 634 B1

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist. (Art. 99(1) Europäisches Patentübereinkommen).

Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein programmierbares Hörgerätesystem nach dem Oberbegriff des Anspruchs 1 sowie ein Verfahren zur Ermittlung optimaler Parametersätze bei einem Hörhilfegerät.

[0002] In einem programmierbaren Hörhilfegerät werden im allgemeinen mehrere vom Benutzer wählbare Parametersätze, sogenannte Hörprogramme, abgespeichert. Jeder dieser Parametersätze stellt die sinnvoll aufeinander abgestimmte Einstellung aller Signalverarbeitungsparameter für eine bestimmte akustische Hör- oder Umgebungssituation dar (zum Beispiel eine Umgebungssituation "in Ruhe", also ohne störendes Hintergrundgeräusch, oder eine Umgebungssituation mit tieffrequentem Störgeräusch etc.). Der Hörgeräteträger kann das jeweils passende Hörprogramm auswählen.

[0003] Ein derartiges programmierbares Hörhilfegerät, das die im Oberbegriff von Anspruch 1 genannten Merkmale aufweist, ist aus der EP-B-0 064 042 bekannt. Das Hörhilfegerät weist ein Mikrofon, einen Hörer, einen Signalprozessor und einen Parameterspeicher auf. Bis zu acht Parametersätze können mittels einer externen Programmierereinrichtung in den Speicher eingeschrieben werden. Durch Betätigen eines Schalters werden die gespeicherten Parametersätze reihum nacheinander abgerufen und an den Signalprozessor übertragen. Damit kann der Benutzer die Signalübertragungsfunktion des Signalprozessors optimal auf die jeweilige Hörsituation abstimmen.

[0004] Bei diesem bekannten Hörgerätesystem wird der jeder Hörsituation zugeordnete Parametersatz bei der Anpassung des Hörhilfegeräts, d.h. beim Hörgeräteakustiker festgelegt. Dabei besteht jedoch das Problem, daß es schwierig ist, den optimalen Parametersatz für unterschiedliche akustische Umgebungssituationen des Schwerhörigen festzulegen, da deren wirkliche akustische Kenngrößen letztlich von individuellen Gegebenheiten abhängig sind. Benötigt beispielsweise ein Hörgeräteträger ein Hörprogramm "im Auto", weil er selbst viel im eigenen Auto unterwegs ist, so muß eine optimale Einstellung der Parameter für dieses Programm von den akustischen Kenngrößen seines Autos ausgehen, die wiederum stark vom Autotyp und von anderen Faktoren abhängig sind.

[0005] Um das komplizierte Ermitteln eines passenden Parametersatzes durch den Hörgeräteakustiker zu vermeiden, ist bei dem in der EP-B-0 453 450 offenbarten Hörgerätesystem ein externes Steuergerät vorgesehen, das einzustellende Signalverarbeitungsparameter in einem komplizierten Verfahren aus audiometrischen Daten und aus die Umgebungssituation kennzeichnenden Daten errechnet. Dieses Verfahren ist jedoch aufwendig und bestimmt nicht immer einen optimalen Parametersatz.

[0006] Eine weitere Schwierigkeit bei den beiden genannten Verfahren zum Ermitteln von Parametersätzen

besteht in der Tatsache, daß auch bei gleichen (mit Hilfe eines Tonschwellenaudiogramms ermittelten) Hörschäden die subjektiven Empfindungen der Hörgeräteträger unter gleichen akustischen Umgebungsbedingungen unterschiedlich sind und zu verschiedenen optimalen Parametersätzen führen.

[0007] Aus der US-A-5,303,306 ist ein Hörgerät bekannt, das mittels einer Fernbedienung an unterschiedliche Hörsituationen anpaßbar ist. In die Fernbedienung werden audiometrische Daten eines Hörgeräteträgers eingegeben. Die Fernbedienung ermittelt daraus Parametersätze für unterschiedliche Hörsituationen, wie beispielsweise Automobil, Telefon, Fernsehen, Musik usw. Den unterschiedlichen Hörsituationen sind Bedienelemente auf der Fernbedienung zugeordnet. Durch Betätigung eines Bedienelementes wird der zugeordnete Parametersatz auf das Hörgerät übertragen und steuert die Signalverarbeitung in der entsprechenden Hörsituation. Eine Optimierung der Parametersätze für die jeweilige Hörsituation ist dabei nicht vorgesehen.

[0008] Die Erfindung hat demgemäß die Aufgabe, die genannten Probleme des Standes der Technik zu vermeiden und insbesondere das Festlegen von individuell optimal angepaßten Parametersätzen für unterschiedliche Hörsituationen bei einem Hörhilfegerät zu vereinfachen oder in der Praxis oft erst zu ermöglichen.

[0009] Erfindungsgemäß wird die Aufgabe durch ein Hörgerätesystem der eingangs genannten Art gelöst, das gemäß den kennzeichnenden Merkmalen des Anspruchs 1 weitergebildet ist, sowie durch ein Verfahren mit den in Anspruch 11 genannten Schritten.

[0010] Die Erfindung beruht auf der Grundidee, den jeder Hörsituation zugeordneten Parametersatz eines programmierbaren Hörhilfegeräts nicht schon bei der Anpassung beim Hörgeräteakustiker festzulegen, sondern anfangs für jede Hörsituation mehrere Versuchsparametersätze vorzusehen. In einer Optimierungsphase kann der Hörgeräteträger dann ermitteln, welcher Parametersatz individuell für ihn in den einzelnen Hörsituationen am besten geeignet ist. Dieser Parametersatz wird schließlich der Hörsituation fest zugeordnet.

[0011] Ein Vorteil der erfindungsgemäßen Lösung ist, daß die Anpassung des Hörgeräts für die unterschiedlichen Hörsituationen besser ist als bei herkömmlicher Vorgehensweise, da sie sich jeweils individuell nach den realen akustischen Umgebungsbedingungen der persönlichen Lebensbereiche des Schwerhörigen richtet. Überdies kann die Anpassung weitgehend vom Hörgeräteträger selbst vorgenommen werden, so daß sie weniger aufwendig ist.

[0012] In bevorzugten Ausgestaltungen der Erfindung, die im folgenden überblicksartig dargestellt sind, sind die Hauptfunktionen der Anpaßeinrichtung in unterschiedlicher Weise auf verschiedene Baugruppen verteilt:

1) Zumindest der erste Speicher für die Versuchs-

Parametersätze, der zweite Speicher für die vom Benutzer getroffenen Zuordnungen und die Steuer- und Verarbeitungseinrichtung sind in einem externen Steuermodul vorgesehen, das in drahtloser Verbindung mit einem mobilen Zusatzmodul steht. Letzteres beinhaltet im wesentlichen einen Empfänger, der Daten vom Steuermodul erhält und an das Hörhilfegerät weitergibt.

2) Die in 1) genannten Baugruppen sind in dem mobilen Zusatzmodul enthalten, während das externe Steuermodul im wesentlichen nur Bedienelemente (also Eingabetasten und eine Anzeige) sowie eine oder mehrere Schnittstellen enthält.

3) Wie 1) oder 2), nur daß das Zusatzmodul entfällt und dessen Funktionen fest in das Hörhilfegerät integriert sind.

4) Wie 3), wobei das Steuermodul nach Abschluß der Anpassungsphase als normale Fernsteuerung des Hörhilfegerätes dient. Die Anpassungsfunktionen sind dann deaktiviert.

5) Alle Baugruppen der Anpaßeinrichtung einschließlich der Bedienelemente sind in das mobile, am Körper zu tragende Zusatzmodul integriert. Das Steuermodul kann entfallen.

[0013] Die Auswertung der während der Anpassungsphase im zweiten Speicher der Anpaßeinrichtung gespeicherten Zuordnungsdaten erfolgt vorzugsweise entweder in einem externen Auswertungsrechner oder in dem Steuermodul. Neben der Auswertung nur am Ende der Anpassungsphase kann auch eine laufende Überwachung der Zuordnungsdaten stattfinden, etwa um festzustellen, ob für eine Hörsituation kein optimaler Versuchs-Parametersatz vorliegt und daher der Hörgeräteakustiker zur Programmierung neuer Versuchs-Parametersätze aufgesucht werden muß. In einer Ausführungsalternative erzeugt die Anpaßeinrichtung nach vorbestimmten Regeln neue Parametersätze.

[0014] In einer bevorzugten Ausführungsform weist das Hörhilfegerät eine neuronale Struktur und eine Vergleichs- und Trainingsschaltung auf. Die neuronale Struktur wertet laufend akustische Eingangssignale aus. Die Vergleichs- und Trainingsschaltung vermag die neuronale Struktur gemäß den während einer Trainingsphase für jede Hörsituation ausgewählten Parametersätzen zu trainieren. Nach Abschluß der Trainingsphase bestimmt die neuronale Struktur selbständig passende Signalverarbeitungsparameter aus den Eingangssignalen, so daß der Hörgerätebenutzer nicht einmal mehr die aktuell vorliegende Hörsituation angeben muß.

[0015] Weitere bevorzugte Ausgestaltungen sind in den übrigen Unteransprüchen definiert.

[0016] Ausführungsbeispiele der Erfindung werden

nun unter Hinweis auf die schematischen Zeichnungen genauer beschrieben. Es stellen dar:

Fig. 1 eine Prinzipskizze des erfindungsgemäßen Hörgerätesystems in einer Ausführungsform mit einem Hinter-dem-Ohr-Hörhilfegerät,

Fig. 2 eine Prinzipskizze einer Ausführungsalternative mit einem Im-Ohr-Hörhilfegerät,

Fig. 3 eine Ansicht eines externen Steuermoduls,

Fig. 4 ein Blockdiagramm eines Zusatzmoduls,

Fig. 5 ein Blockdiagramm des externen Steuermoduls, und

Fig. 6 ein Blockdiagramm eines Hörhilfegeräts mit neuronaler Struktur.

[0017] In Fig. 1 ist als strichpunktierte Linie der Umriss eines Ohres mit einem hinter dem Ohr zu tragenden Hörhilfegerät 10 dargestellt, auf das ein Zusatzmodul 20 abnehmbar aufgesteckt ist. Das Hörhilfegerät 10 und das Zusatzmodul 20 sind über Kontaktflächen elektrisch miteinander verbunden. Über diese Verbindung können Parametersätze in das Hörhilfegerät 10 einprogrammiert werden, die die Charakteristik der Signalverarbeitung im Hörhilfegerät 10 bestimmen. Das Zusatzmodul 20 vermag Daten über eine drahtlose Datenübertragungsverbindung 24 mit einem externen Steuermodul 40 auszutauschen.

[0018] Fig. 2 zeigt als Abwandlung des in Fig. 1 dargestellten Hörgerätesystems ein im Ohr zu tragendes Hörhilfegerät 10', das über eine Verbindungsleitung 12 mit dem hinter dem Ohr zu tragenden Zusatzmodul 20 elektrisch verbunden ist. Die Verbindungsleitung 12 ist an das Hörhilfegerät 10' mittels an sich bekannter Verbindungselemente (Stecker/Buchse etc.) lösbar angeschlossen, wie sie beispielsweise für die drahtgebundene Programmierung von Hörhilfegeräten verwendet werden.

[0019] In Fig. 3 sind insbesondere die Bedien- und Anzeigeelemente des ähnlich wie eine Fernbedienung ausgestalteten externen Steuermoduls 40 gezeigt. Eine beispielsweise als alphanumerisches LCD-Display ausgestaltete Anzeigeeinrichtung 42 dient zur Benutzerführung. Beispielsweise können in einer ersten Zeile die eingestellte Hörsituation und in einer zweiten Zeile der jeweils zugeordnete Parametersatz angezeigt werden. Auch andere Texte, die bei der Programmierung des Steuermoduls 40 einprogrammiert worden sind, können angezeigt werden. Eine als Tastatur ausgestaltete Eingabeeinrichtung 44 weist mehrere Tasten auf, insbesondere Tasten 48 zum Einstellen der Hörsituation, Tasten 50 zum Zuordnen eines Parametersatzes zu der Hörsituation, eine Taste 52 zum Bestätigen und eine Taste 54 zur Korrektur von fehlerhaften Eingaben. Um die

Bedienung des Steuermoduls 40 einfach zu gestalten, sind nur wenige klar gekennzeichnete Tasten ohne Doppelfunktion vorgesehen; bei dem in Fig. 3 gezeigten Steuermodul 40 beispielsweise Tasten für maximal vier Hörsituationen mit jeweils maximal vier Versuchs-Parametersätzen.

[0020] Das in Fig. 4 gezeigte Zusatzmodul 20 weist eine Schnittstelle 22 zur bidirektionalen Datenübertragung zum Hörhilfegerät 10 bzw. 10' über Kontakte oder über die elektrische Verbindungsleitung 12 auf. Eine von einer Infrarot-Leuchtdiode und einem Fotosensor gebildete Datenübertragungsschnittstelle 26 dient zum Bereitstellen der bidirektionalen Datenübertragungsverbindung 24 zum externen Steuermodul 40. Die Datenübertragungsverbindung 24 ist bevorzugt drahtlos. Als Medium können sichtbares oder infrarotes Licht, Hochfrequenz-Funkwellen, Ultraschall, elektrische Induktion und so weiter dienen. Die Schnittstellen 22 und/oder 26 können auch einfacher als unidirektionale Schnittstellen ausgeführt sein, die Parametersätze nur in Richtung zum Hörhilfegerät 10 bzw. 10' zu übertragen vermögen.

[0021] Die Schnittstellen 22 und 26 stehen untereinander sowie mit einer Steuer- und Verarbeitungseinrichtung 30 in Verbindung. Letztere vermag auf mehrere Festwertspeicher und/oder Schreib-/Lesespeicher zuzugreifen, insbesondere auf einen ersten Speicher 32 für die Versuchs-Parametersätze und auf einen zweiten Speicher 34 für die vom Benutzer getroffenen Zuordnungen während der Optimierungsphase. Ferner sind ein Modul 36 zum Erzeugen einer gegebenenfalls erforderlichen Programmierspannung für das Hörhilfegerät 10 bzw. 10' sowie ein Stromversorgungsmodul 38 vorgesehen. Das Modul 36 ist an die Verbindungsleitung 12 angeschlossen und wird von der Steuer- und Verarbeitungseinrichtung 30 angesteuert. Das Stromversorgungsmodul 38 speist alle genannten Bauelemente und ist ferner über die Verbindungsleitung 12 mit dem Hörhilfegerät 10 bzw. 10' verbunden.

[0022] Das Zusatzmodul 20 ist in Fig. 4 in einer Ausführungsform mit voller Funktionalität gezeigt. In anderen Ausführungsformen, in denen einige Funktionen beispielsweise vom Steuermodul 40 übernommen werden, können Baugruppen weggelassen werden. Beispielsweise brauchen der erste und zweite Speicher 32 und 34 nur entweder im Zusatzmodul 20 oder im Steuermodul 40 vorgesehen zu sein. Die Steuer- und Verarbeitungseinrichtung 30 kann dann einfacher ausgeführt sein oder sogar ganz wegfallen.

[0023] Fig. 5 zeigt den Aufbau des externen Steuermoduls 40. Die bereits in Zusammenhang mit Fig. 3 beschriebenen Anzeige- und Eingabeeinrichtungen 42 bzw. 44 sind mit einer Steuer- und Verarbeitungseinrichtung 46 verbunden, an die ein erster und ein zweiter Speicher 60 und 62, eine Rechnerschnittstelle 64 und eine Datenübertragungsschnittstelle 68 zum Zusatzmodul 20 angeschlossen sind. Ferner ist ein Stromversorgungsmodul 70 für die genannten Baugruppen vorge-

sehen. Die Rechnerschnittstelle 64 ist mit einem Anschluß 66 für einen externen Auswertungsrechner verbunden. Über die Rechnerschnittstelle 64 können einerseits, vor Beginn der Optimierungsphase, Versuchs-Parametersätze vom Auswertungsrechner zum Steuermodul 40 und andererseits, nach Abschluß der Optimierungsphase, Zuordnungsdaten vom Steuermodul 40 zum Auswertungsrechner übertragen werden.

[0024] Auch das Steuermodul 40 ist in Fig. 5 in einer Ausführungsform mit voller Funktionalität gezeigt. Je nach der Verteilung der Funktionen der Anpaßeinrichtung auf das Zusatzmodul 20 und das Steuermodul 40 können einzelne Baugruppen wegfallen oder vereinfacht werden. Die Rechnerschnittstelle 64 kann weggelassen werden, wenn die Eingabe der Versuchs-Parametersätze über die Eingabeeinrichtung 44 erfolgt und die Auswertung der Zuordnungsdaten von der Steuer- und Verarbeitungseinrichtung 46 vorgenommen wird. Außerdem kann die Steuer- und Verarbeitungseinrichtung 46 zur Generierung von neuen oder abgewandelten Versuchs-Parametersätzen nach einprogrammierten oder fest vorgegebenen Regeln eingerichtet sein.

[0025] In Fig. 6 ist die Schaltung eines komplex aufgebauten Hörhilfegerätes 10 bzw. 10' dargestellt, das weiter unten genauer beschrieben wird. Für die bisher geschilderten Ausführungsformen des Hörgerätesystems reicht ein Hörhilfegerät 10 bzw. 10' aus, bei dem von den in Fig. 6 gezeigten Bauelementen lediglich ein als Mikrofon ausgestalteter Eingangswandler 14, ein als Hörer ausgestalteter Ausgangswandler 18, eine Signalverarbeitungseinrichtung 16 mit einer durch Parameter bestimmten Übertragungscharakteristik, ein Speicher 80 für mindestens einen Parametersatz der Signalverarbeitungseinrichtung 16 und eine Schnittstelle 90 zur Anpaßeinrichtung vorgesehen sind. Die Schnittstelle 90 ist in einer Ausführungsform über die elektrische Verbindungsleitung 12 mit dem Zusatzmodul 20 verbunden.

[0026] Zum Konfigurieren und Optimieren der Parameter des Hörhilfegerätes wird, gemäß einem Ausführungsbeispiel des erfindungsgemäßen Verfahrens, zunächst durch den Hörgeräteakustiker festgelegt, für welche Hörsituationen der Hörgeräteträger die (auch als Hörprogramme bezeichneten) Parametersätze individuell ermitteln will. Beispiele für Hörsituation können sein: "Am Arbeitsplatz", "Gesprächssituation im Auto", "Musik hören zu Hause" und so weiter. Für jede dieser Hörsituationen werden mit Hilfe einer auf dem externen Auswertungsrechner laufenden Anpaßsoftware gemäß dem Hörschaden des Hörgeräteträgers mehrere Versuchs-Parametersätze ermittelt. Die ermittelten Parametersätze werden über die Rechnerschnittstelle 64 an das Steuermodul 40 übermittelt und entweder, dort im ersten Speicher 60 abgelegt oder weiter über die Datenübertragungsverbindung 24 an das Zusatzmodul 20 übertragen und in dessen erstem Speicher 32 abgelegt.

[0027] Für die Phase der Parameteroptimierung werden dem Schwerhörigen das Steuermodul 40 und das

mobile Zusatzmodul 20 zur Verfügung gestellt. Wenn sich der Schwerhörige in einer für ihn typischen Hörsituation befindet, kann er über das Steuermodul 40 zuerst mittels der Tasten 48 die Hörsituation auswählen und anschließend mittels der Tasten 50 jeweils einen der ihr zugeordneten Versuchs-Parametersätze aktivieren. Dieser wird nun vom Steuermodul 40 an das mobile Zusatzmodul 20 übertragen, von diesem in das Hörhilfegerät 10 bzw. 10' einprogrammiert und dort aktiviert. Hat der Schwerhörige den für die ausgewählte Hörsituation optimalen Parametersatz gefunden, so kann er diesen durch Betätigung der Bestätigungstaste 52 abspeichern. Das heißt, daß im zweiten Speicher 62 des Steuermoduls 40 (bzw. im zweiten Speicher 34 des Zusatzmoduls 20) notiert wird, daß eine Zuordnung dieses Parametersatzes zur eingestellten Hörsituation stattgefunden hat.

[0028] Nach Ablauf der Optimierungsphase wird der zweite Speicher 62 des Steuermoduls 40 (bzw. der zweite Speicher 34 des Zusatzmoduls 20) beim Hörgeräteakustiker ausgelesen und ermittelt, welche Zuordnung von Hörsituationen zu Parametersätzen wie häufig vorgenommen wurde. Der Parametersatz mit der häufigsten Zuordnung für jede Hörsituation wird als entsprechendes Hörprogramm im Hörhilfegerät 10 bzw. 10' gespeichert.

[0029] Damit ist die Optimierungsphase abgeschlossen und der Benutzer braucht nur noch das Hörhilfegerät 10 bzw. 10' (und nicht mehr die aus dem Zusatzmodul 20 und dem Steuermodul 40 bestehende Anpaßeinrichtung) zu tragen. Wenn das Hörgerätesystem so ausgelegt ist, daß das Steuermodul 40 direkt mit dem Hörhilfegerät 10 bzw. 10' kommuniziert, dann kann das Steuermodul 40 auch nach Abschluß der Optimierungsphase als normale Fernsteuerung des Hörhilfegerätes 10 bzw. 10' dienen. Die Anpassungsfunktionen sind dann deaktiviert. In dieser Ausgestaltung können die in der Optimierungsphase ermittelten Parametersätze in dem nun als Fernsteuerung wirkenden Steuermodul 40 gespeichert bleiben. Es braucht nur der jeweils aktuell gewünschte Parametersatz zum Hörhilfegerät 10 bzw. 10' übertragen zu werden, so daß letzteres lediglich einen Speicher 80 für einen einzigen Parametersatz aufweisen muß.

[0030] Zeigt für eine Hörsituation die Zuordnungshäufigkeit der Parametersätze eine zu geringe Signifikanz, so können die entsprechenden Parametersätze mit Hilfe der Anpaßsoftware modifiziert und erneut im Steuermodul 40 gespeichert werden. In einer zweiten Optimierungsphase kann nun nochmals die optimale Zuordnung ermittelt werden.

[0031] In einer Ausführungsalternative des erfindungsgemäßen Verfahrens erfolgt die Auswertung der Zuordnungen von Hörsituationen zu Versuchs-Parametersätzen bereits während der Optimierungsphase im Steuermodul 40. Eine zu geringe Signifikanz der Zuweisungen von Versuchs-Parametersätzen zu einer bestimmten Hörsituation wird dahingehend interpretiert,

daß für diese Hörsituation kein optimaler Versuchs-Parametersatz vorliegt. Der Hörgeräträger wird dann über die Anzeigeeinrichtung 42 aufgefordert, seinen Hörgeräteakustiker aufzusuchen, um neue Versuchs-Parametersätze einprogrammieren zu lassen. Alternativ können diese neuen Versuchs-Parametersätze auch im Steuermodul 40 nach fest vorgegebenen oder einprogrammierbaren Regeln generiert werden.

[0032] In einer weiteren Ausführungsvariante der Erfindung ist das Hörhilfegerät 10 bzw. 10' gemäß Fig. 6 ausgestaltet. Neben den oben bereits beschriebenen Bauelementen weist dieses Hörhilfegerät 10 bzw. 10' eine auch als neuronales Netzwerk bezeichnete neuronale Struktur 82, einen Speicher 84 für Parameter der neuronalen Struktur 82, eine Signalaufbereitungseinrichtung 86 und eine Vergleichs- und Trainingsschaltung 88 auf. Die Signalaufbereitungseinrichtung 88 ist an einer geeigneten Abgriffstelle mit der Signalverarbeitungseinrichtung 16 verbunden und führt der neuronalen Struktur 82 geeignet aufbereitete Signale zu, die den vom Eingangswandler 14 aufgenommenen akustischen Informationen entsprechen.

[0033] Der Speicher 84 enthält Parameter, die das Ausgabeverhalten der neuronalen Struktur 82 steuern. Er ist mit der neuronalen Struktur 82 sowie der Vergleichs- und Trainingsschaltung 88 verbunden. Die Vergleichs- und Trainingsschaltung 88 steuert die neuronale Struktur 82, den Speicher 84 für die neuronale Struktur 82 und den Speicher 80 für Parametersätze. Die Ausgänge des Speichers 80 bzw. der neuronalen Struktur 82 sind mit der Vergleichs- und Trainingsschaltung 88 sowie mit einem Parametereingang der Signalverarbeitungseinrichtung 16 verbunden, über den die Übertragungscharakteristik der Signalverarbeitungseinrichtung 16 einstellbar ist. Durch die Vergleichs- und Trainingsschaltung 88 wird unter anderem bestimmt, ob zur Steuerung der Signalverarbeitungseinrichtung 16 die Ausgaben der neuronalen Struktur 82, die im Speicher 80 gespeicherten Parameter oder eine Mischung von beiden herangezogen werden.

[0034] Aus der EP-A-0 712 263 (Aktenzeichen 94 117 797.4, eingereicht am 10. November 1994) ist ein Hörhilfegerät 10 bzw. 10' bekannt, bei dem die Signalverarbeitung steuernde Parameter durch eine neuronale Struktur bestimmt werden. Der Inhalt der EP-A-0 712 263 wird ausdrücklich in die vorliegende Beschreibung aufgenommen, insbesondere im Hinblick auf den dort offenbarten Aufbau der Signalaufbereitungseinrichtung 86 (siehe Fig. 3 der EP-A-0 712 263 mit der zugehörigen Beschreibung) und der neuronalen Struktur 82 (siehe Fig. 4 bis Fig. 8 der EP-A-0 712 263 mit der zugehörigen Beschreibung). In der genannten Offenlegungsschrift ist jedoch nicht angegeben, wie das Training der neuronalen Struktur 82 ablaufen kann.

[0035] Nach der erfindungsgemäßen Ausgestaltung werden zum Training der neuronalen Struktur 82 und somit zur Programmierung des Hörgerätesystems zunächst Versuchs-Parametersätze festgelegt. Während

der Optimierungsphase teilt der Benutzer dem Hörhilfegerät 10 bzw. 10' auf die oben beschriebene Weise über die Schnittstelle 90 den jeweils für die augenblickliche Hörsituation als optimal empfundenen Parametersatz mit. Dieser wird in den Speicher 80 geschrieben. Unabhängig davon errechnet die neuronale Struktur 82 aus den von der Signalaufbereitungseinrichtung 86 stammenden Daten einen vorgeschlagenen Parametersatz. **[0036]** Die Vergleichs- und Trainingsschaltung 88 vergleicht während der Optimierungsphase laufend den vom Benutzer als optimal empfundenen und in den Speicher 80 geschriebenen Parametersatz mit dem von der neuronalen Struktur 82 ermittelten Parametersatz. Aus den Abweichungen dieser Parametersätze wird nach einem vorgegebenen Algorithmus (z.B. einem Lernalgorithmus für neuronale Netze nach dem Stand der Technik) eine Fehlerinformation gewonnen. Basierend auf dieser Fehlerinformation modifiziert die Vergleichs- und Trainingsschaltung, 88 die im Speicher 84 enthaltenen Parameter für die neuronale Struktur 82. Auf diese Weise wird die neuronale Struktur 82 während der Optimierungsphase trainiert, bis sie alleine mit zufriedenstellender Genauigkeit für alle akustischen Umgebungsbedingungen geeignete Parametersätze ermitteln kann.

[0037] Dabei erhält zu Beginn der Optimierungsphase (Trainingsphase) die Signalverarbeitungseinrichtung 16 ihre Steuerparameter ausschließlich aus dem Speicher 80 für den vom Benutzer eingegebenen Parametersatz, mit fortschreitendem Trainingserfolg dann zunehmend aus der neuronalen Struktur 82. Nach Abschluß der Trainingsphase erhält sie ihre Steuerparameter nur noch aus der neuronalen Struktur. 82. Die Anpaßeinrichtung wird dann vom Hörgeräteträger nicht mehr benötigt.

Patentansprüche

1. Programmierbares Hörgerätesystem, mit

- einem Hörhilfegerät (10; 10'), das
 - einen Eingangswandler (14),
 - einen Ausgangswandler (18),
 - eine Signalverarbeitungseinrichtung (16) mit einstellbaren Arbeitsparametern,
 - einen Speicher (80) für mehrere Parametersätze für die Signalverarbeitungseinrichtung (16), wobei die Parametersätze mehreren unterschiedlichen Hörsituationen zugeordnet sind, und
 - eine Schnittstelle (90) zur Anpaßeinrichtung aufweist, und
- einer Anpaßeinrichtung,

dadurch gekennzeichnet, daß

- die Anpaßeinrichtung aufweist:
 - einen ersten Speicher (32; 60) für mehrere zur Auswahl stehende Parametersätze für jede von mehreren Hörsituationen,
 - eine Eingabeeinrichtung (44) zum Auswählen einer aktuell vorliegenden Hörsituation sowie eines der mehreren für diese Hörsituation zur Auswahl stehenden Parametersätze,
 - einen zweiten Speicher (34; 62) für Zuordnungsdaten, die die für jede Hörsituation ausgewählten Parametersätze betreffen,
 - eine Schnittstelle (22) zum Hörhilfegerät (10; 10'), und
 - eine Steuer- und Verarbeitungseinrichtung (30; 46).

2. Hörgerätesystem nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet, daß** die Anpaßeinrichtung ein mit dem Hörhilfegerät (10; 10') elektrisch verbindbares Zusatzmodul (20) und ein externes Steuermodul (40) aufweist, das eine vorzugsweise drahtlose Datenübertragungsverbindung (24) mit dem Zusatzmodul (20) aufzubauen vermag.

3. Hörgerätesystem nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet, daß** die Anpaßeinrichtung ein Zusatzmodul (20) aufweist, das Bestandteil des Hörhilfegerätes (10; 10') ist, und daß die Anpaßeinrichtung ferner ein externes Steuermodul (40) aufweist, das eine vorzugsweise drahtlose Datenübertragungsverbindung (24) mit dem Zusatzmodul (20) aufzubauen vermag.

4. Hörgerätesystem nach Anspruch 2 oder 3, **dadurch gekennzeichnet, daß** das Zusatzmodul (20) die Schnittstelle (22) zum Hörhilfegerät (10; 10') und eine Datenübertragungsschnittstelle (26) zu dem externen Steuermodul (40) aufweist, und daß das externe Steuermodul (40) den ersten und den zweiten Speicher (60, 62) der Anpaßeinrichtung, die Eingabeeinrichtung (44), die Steuer- und Verarbeitungseinrichtung (46) und eine Datenübertragungsschnittstelle (68) zum Zusatzmodul (20) aufweist.

5. Hörgerätesystem nach Anspruch 2 oder 3, **dadurch gekennzeichnet, daß** das Zusatzmodul (20) die Schnittstelle (22) zum Hörhilfegerät (10; 10'), den ersten und den zweiten Speicher (32, 34) der Anpaßeinrichtung, die Steuer- und Verarbeitungseinrichtung (30) und eine Datenübertragungsschnittstelle (26) zu dem externen Steuermodul (40) aufweist, und daß das externe Steuermodul (40) die Eingabeeinrichtung (44) und eine Datenübertragungsschnittstelle (68) zu dem Zusatzmodul (20) aufweist.

6. Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 2 bis 5,
dadurch gekennzeichnet, daß das externe Steuermodul (40) Bestandteil einer Fernsteuerung für das Hörhilfegerät (10; 10') ist. 5
7. Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 1 bis 6,
dadurch gekennzeichnet, daß die Anpaßeinrichtung, vorzugsweise im externen Steuermodul (40), eine Anzeigeeinrichtung (42) aufweist. 10
8. Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 1 bis 7,
dadurch gekennzeichnet, daß die Anpaßeinrichtung oder ein externer und mit der Anpaßeinrichtung über eine Rechnerschnittstelle (64) verbundener Auswertungsrechner dazu eingerichtet ist, aus den im zweiten Speicher (34; 62) gespeicherten Zuordnungsdaten eine optimale Zuordnung je eines Parametersatzes zu jeder Hörsituation zu bestimmen. 20
9. Hörgerätesystem nach Anspruch 8,
dadurch gekennzeichnet, daß die Anpaßeinrichtung oder der externe Auswertungsrechner dazu eingerichtet ist, zu ermitteln, ob sich aus den im zweiten Speicher (34; 62) gespeicherten Zuordnungsdaten eine optimale Zuordnung je eines Parametersatzes zu jeder Hörsituation bestimmen läßt. 25
10. Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 1 bis 9,
dadurch gekennzeichnet, daß das Hörhilfegerät (10; 10') ferner eine neuronale Struktur (82), einen Speicher (84) für Parameter für die neuronale Struktur (82) und eine Vergleichs- und Trainingschaltung (88) aufweist, und daß die Vergleichs- und Trainingschaltung (88) dazu eingerichtet ist, durch Modifikation der im Speicher (84) befindlichen Werte die neuronale Struktur (82) gemäß den für jede Hörsituation ausgewählten Parametersätzen zu trainieren. 35
40
11. Verfahren zum Ermitteln je eines optimalen Parametersatzes für mehrerer Hörsituationen bei einem programmierbaren Hörgerätesystem gemäß Anspruch 1 mit einem Hörhilfegerät (10, 10'), mit den Schritten: 45
50

1. zur Vorbereitung:

- 1.1 Festlegen mehrerer Hörsituationen,
1.2 Festlegen jeweils mehrerer Versuchs-Parametersätze für jede Hörsituation, 55

2. während einer Optimierungsphase für jede

aktuell auftretende Hörsituation:

- 2.1 Zuordnen des jeweils benutzerspezifisch optimalen Parametersatzes,
2.2 Speichern von die gewählte Zuordnung betreffenden Daten,

3. zur Konfigurierung des Hörhilfegerätes (10; 10'):

- 3.1 Auswerten der gespeicherten Zuordnungsdaten zur Bestimmung je eines optimalen Parametersatzes für jede Hörsituation, und
3.2 Einprogrammieren der optimalen Parametersätze als Hörprogramme im Hörhilfegerät (10, 10').

12. Verfahren nach Anspruch 11,
bei dem während der Optimierungsphase die Häufigkeit der gewählten Zuordnungen überwacht wird, um eine zu geringe Signifikanz zu erkennen und dies dem Hörgeräteträger anzuzeigen und/oder automatisch neue Versuchs-Parametersätze zu generieren.

Claims

1. Programmable hearing aid system with
- an hearing aid (10; 10'), having
 - an input transducer (14),
 - an output transducer (18),
 - a signal processing means (16) with adjustable working parameters,
 - a memory (80) for a plurality of parameter sets for the signal processing means (16), whereby the parameter sets are allocated to a plurality of different hearing situations, and
 - an interface (90) to the matching means, and
 - a matching means,
- characterised in that**
- the matching means has:
 - a first memory (32; 60) for a plurality of selectable parameter sets for each of a plurality of hearing situations,
 - an input means (44) for selecting a current hearing situation and one of the plurality of parameter sets that can be selected for this hearing situation,

- a second memory (34; 62) for allocation data relating to the parameter sets selected for each hearing situation,
 - an interface (22) to the hearing aid (10; 10'), and
 - a control and processing means (30; 46).
2. Hearing aid system according to Claim 1, **characterised in that** the matching means has an auxiliary module (20) which can be electrically connected to the hearing aid (10; 10'), and an external control module (40) which is able to set up a preferably wireless data transmission connection (24) to the auxiliary module (20).
3. Hearing aid system according to Claim 1, **characterised in that** the matching means has an auxiliary module (20) which is part of the hearing aid (10; 10'), and **in that** the matching means further has an external control module (40) which is able to set up a preferably wireless data transmission connection (24) to the auxiliary module (20).
4. Hearing aid system according to Claim 2 or 3, **characterised in that** the auxiliary module (20) contains the interface (22) to the hearing aid (10; 10') and a data transmission interface (26) to the external control module (40), and **in that** the external control module (40) contains the first and second memories (60, 62) of the matching means, the input means (44), the control and processing means (46) and a data transmission interface (68) to the auxiliary module (20).
5. Hearing aid system according to Claim 2 or 3, **characterised in that** the auxiliary module (20) contains the interface (22) to the hearing aid (10; 10'), the first and second memories (32, 34) of the matching means, the control and processing means (30) and a data transmission interface (26) to the external control module (40), and **in that** the external control module (40) contains the input means (44) and a data transmission interface (68) to the auxiliary module (20).
6. Hearing aid system according to one of Claims 2 to 5, **characterised in that** the external control module (4) is part of a remote controller for the hearing aid (10; 10').
7. Hearing aid system according to one of Claims 1 to 6, **characterised in that** the matching means, preferably in the external control module (40), contains display means (42).
8. Hearing aid system according to one of Claims 1 to 7, **characterised in that** the matching means or an external evaluation computer linked to the matching means via a computer interface (64) is equipped to determine an optimal allocation of a parameter set to each hearing situation from the allocation data stored in the second memory (34; 62).
9. Hearing aid system according to Claim 8, **characterised in that** the matching means or the external evaluation computer is equipped to determine whether an optimal allocation of a parameter set to each hearing situation can be determined from the allocation data stored in the second memory (34; 62).
10. Hearing aid system according to one of Claims 1 to 9, **characterised in that** the hearing aid (10; 10') further contains a neural structure (82), a memory (84) for parameters for the neural structure (82) and a comparison and training circuit (88), and **in that** the comparison and training circuit (88) is equipped to train the neural structure (82) according to the parameter sets selected for each hearing situation by modifying the values in the memory (84).
11. Method for determining an optimal parameter set for a plurality of hearing situations in the case of a programmable hearing aid system according to Claim 1 with an hearing aid (10; 10'), comprising the steps:
1. For preparation:
 - 1.1 Establishing a plurality of hearing situations,
 - 1.2 Establishing a plurality of trial parameter sets in each case for each hearing situation,
 2. During an optimisation phase for each current hearing situation:
 - 2.1 Allocating the optimal parameter set user-specifically in each case,
 - 2.2 Storing data relating to the selected allocation,
 3. For configuring the hearing aid (10; 10'):
 - 3.1 Evaluating the stored allocation data to determine an optimal parameter set for each hearing situation, and
 - 3.2 Programming the optimal parameter sets as hearing programs in the hearing aid (10; 10').
12. Method according to Claim 11, in which during the optimisation phase the frequency of the selected allocations is monitored, in order to identify a significance which is too low and to display this to the

hearing aid wearer and/or to automatically generate new trial parameter sets.

Revendications

1. Système programmable de prothèse auditive comprenant

- un appareil (10 ; 10') d'aide à l'audition qui a
 - un transducteur (14) d'entrée,
 - un transducteur (18) de sortie,
 - un dispositif (16) de traitement du signal à paramètres de travail réglables,
 - une mémoire (80) pour plusieurs jeux de paramètres pour le dispositif (16) de traitement du signal, les jeux de paramètres étant associés à plusieurs situations différentes d'audition, et
 - une interface (90) pour un dispositif d'adaptation, et

- un dispositif d'adaptation,

caractérisé en ce que

- le dispositif d'adaptation comprend :
 - une première mémoire (32 ; 60) pour plusieurs jeux de paramètres disponibles pour la sélection pour chacune de plusieurs situations d'audition,
 - un dispositif (44) d'entrée pour la sélection d'une situation d'audition présente actuelle ainsi que de l'un des plusieurs jeux de paramètres, disponibles pour la sélection, pour cette situation d'audition,
 - une deuxième mémoire (34 ; 62) pour des données d'association, qui concernent les jeux de paramètres sélectionnés pour chaque situation d'audition,
 - une interface (22) avec l'appareil (10; 10') d'aide à l'audition, et
 - un dispositif (30 ; 46) de commande et de traitement.

2. Système de prothèse auditive suivant la revendication 1,

caractérisé en ce que le dispositif d'adaptation a un module (20) supplémentaire qui peut être relié électriquement à l'appareil (10 ; 10') d'aide à l'audition et un module (40) extérieur de commande qui permet de constituer une liaison (24) de transmission des données, de préférence sans fil, avec le module (20) supplémentaire.

3. Système de prothèse auditive suivant la revendica-

tion 1,

caractérisé en ce que le dispositif d'adaptation a un module (20) supplémentaire qui fait partie de l'appareil (10 ; 10') d'aide à l'audition et **en ce que** le dispositif d'adaptation a, en outre, un module (40) extérieur de commande qui permet de constituer une liaison (24) de transmission de données, de préférence sans fil, avec le module (20) supplémentaire.

4. Système de prothèse auditive suivant la revendication 2 ou 3,

caractérisé en ce que le module (20) supplémentaire a l'interface (22) avec l'appareil (10 ; 10') d'aide à l'audition et une interface (26) de transmission de données avec le module (40) extérieur de commande, et **en ce que** le module (40) extérieur de commande a la première et la deuxième mémoire (60, 62) du dispositif d'adaptation, le dispositif (44) d'entrée, le dispositif (46) de commande et de traitement et une interface (68) de transmission de données avec le module (20) supplémentaire.

5. Système de prothèse auditive suivant la revendication 2 ou 3,

caractérisé en ce que le module (20) supplémentaire a l'interface (22) avec l'appareil (10 ; 10') d'aide à l'audition, la première et la deuxième mémoire (32, 34) du dispositif d'adaptation, le dispositif (30) de commande et de traitement et une interface (26) de transmission des données avec le module (40) extérieur de commande, et **en ce que** le module (40) extérieur de commande a le dispositif (44) d'entrée et une interface (68) de transmission de données avec le module (20) supplémentaire.

6. Système de prothèse auditive suivant l'une des revendications 2 à 5,

caractérisé en ce que le module (40) extérieur de commande fait partie d'une télécommande de l'appareil (10 ; 10') d'aide à l'audition.

7. Système de prothèse auditive suivant l'une des revendications 1 à 6,

caractérisé en ce que le dispositif d'adaptation a, de préférence, dans le module (40) extérieur de commande un dispositif (42) d'affichage.

8. Système de prothèse auditive suivant l'une des revendications 1 à 7,

caractérisé en ce que le dispositif d'adaptation ou un ordinateur d'interprétation extérieur et relié au dispositif d'adaptation par une interface (64) d'ordinateur est conçu de façon à déterminer, à partir des données d'association mémorisées dans la deuxième mémoire (34 ; 62), une association la meilleure possible d'un jeu de paramètres à chaque situation d'audition.

9. Système de prothèse auditive suivant la revendication 8,
caractérisé en ce que le dispositif d'adaptation ou un ordinateur extérieur d'interprétation est conçu de manière à déterminer si l'on peut déterminer à partir des données d'association mémorisées dans la deuxième mémoire (34 ; 62) une association la meilleure possible d'un jeu de paramètres à chaque situation d'audition. 5
10. Système de prothèse auditive suivant l'une des revendications 1 à 9,
caractérisé en ce que l'appareil (10 ; 10') d'aide à l'audition a, en outre, une structure (82) neuronale, une mémoire (84) de paramètre pour la structure (82) neuronale et un circuit (88) de comparaison et d'apprentissage, et **en ce que** le circuit (88) de comparaison et d'apprentissage est conçu pour que, par modification des valeurs se trouvant dans la mémoire (84), la structure (82) neuronale effectue un apprentissage en fonction des jeux de paramètres sélectionnés pour chaque situation d'audition. 10 15 20
11. Procédé de détermination d'un jeu le meilleur possible de paramètres pour plusieurs situations d'audition dans un système programmable de prothèse auditive suivant la revendication 1, comprenant un appareil (10 ; 10') d'aide à l'audition ayant les stades : 25 30
1. pour la préparation :
 - 1.1 détermination de plusieurs situations d'audition, 35
 - 1.2 détermination de respectivement plusieurs jeux de paramètres d'essai pour chaque situation d'audition,
 2. pendant une phase d'optimisation pour chaque situation d'audition se produisant actuellement : 40
 - 2.1 association du jeu de paramètres le meilleur possible respectif spécifique à l'utilisateur, 45
 - 2.2 mémorisation des données concernant l'association sélectionnée,
 3. pour la configuration de l'appareil (10 ; 10') d'aide à l'audition : 50
 - 3.1 interprétation des données d'association mémorisées pour déterminer un jeu de paramètres le meilleur possible pour chaque situation d'audition, et 55
 - 3.2 programmation des jeux de paramètres les meilleurs possibles en tant que pro-
- grammes d'audition dans l'appareil (10 ; 10') d'aide à l'audition.
12. Procédé suivant la revendication 11, dans lequel on surveille pendant la phase d'optimisation la fréquence des associations sélectionnées pour reconnaître une signification trop petite et pour l'indiquer au support de la prothèse auditive et/ou pour engendrer automatiquement de nouveaux jeux de paramètres d'essai.

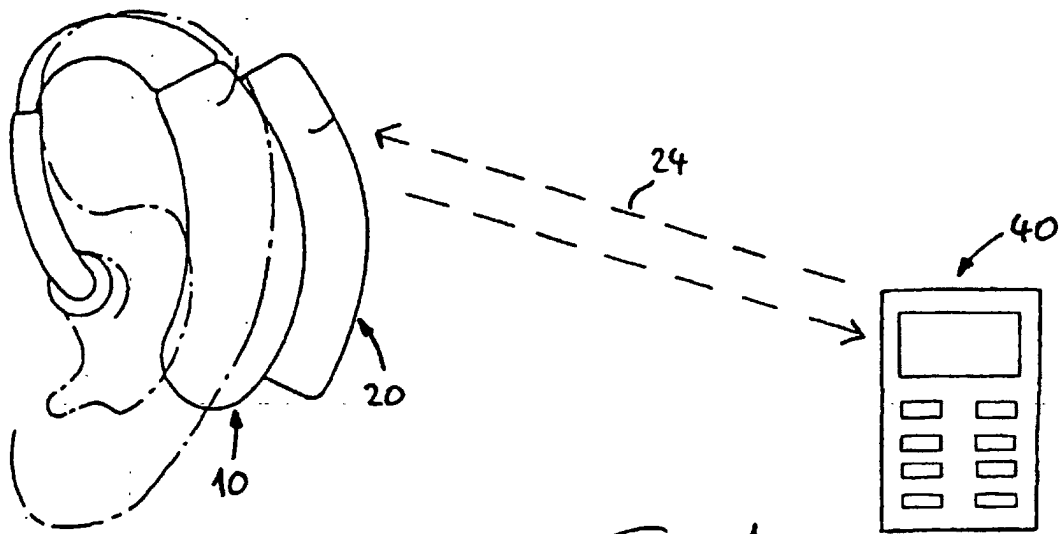


Fig. 1

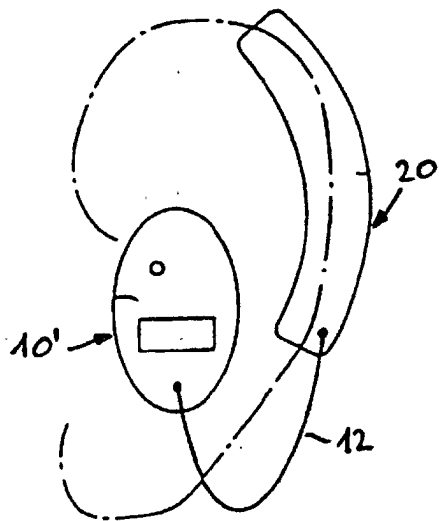


Fig. 2

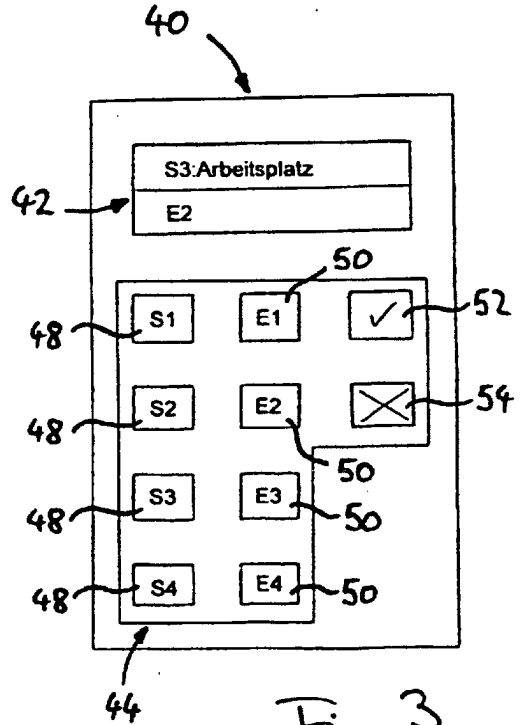
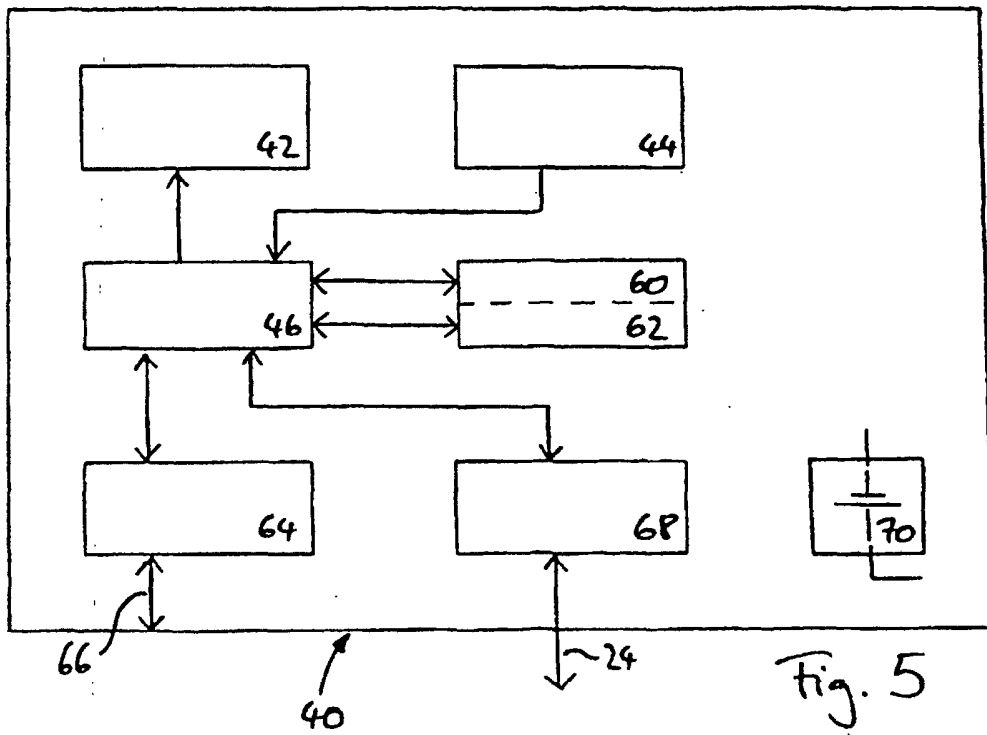
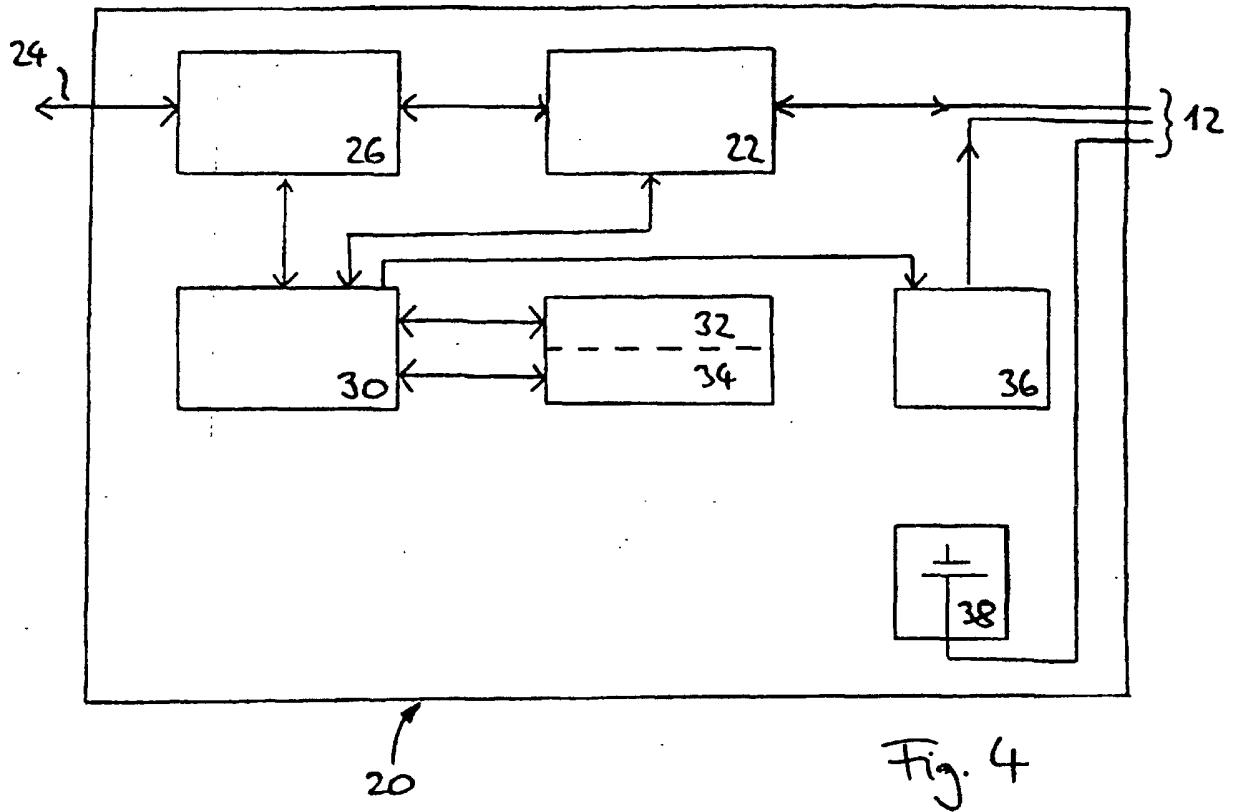


Fig. 3



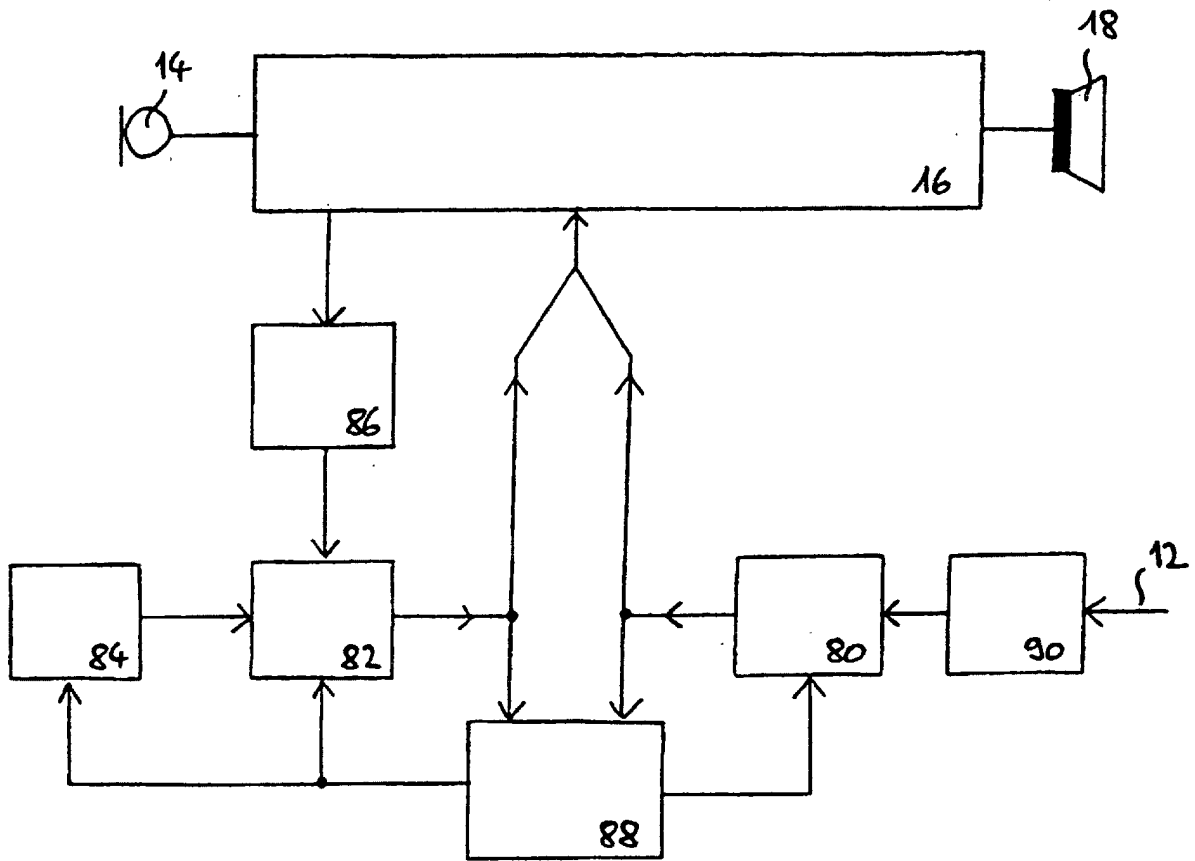


Fig. 6