

(19)



(11)

**EP 4 080 904 B1**

(12)

## EUROPÄISCHE PATENTSCHRIFT

(45) Veröffentlichungstag und Bekanntmachung des Hinweises auf die Patenterteilung:  
**20.11.2024 Patentblatt 2024/47**

(51) Internationale Patentklassifikation (IPC):  
**H04R 1/10 (2006.01)**

(21) Anmeldenummer: **22164425.5**

(52) Gemeinsame Patentklassifikation (CPC):  
**H04R 1/1091; H04R 25/30**

(22) Anmeldetag: **25.03.2022**

### (54) VERFAHREN ZUM BETREIBEN EINES HÖRSYSTEMS

METHOD FOR OPERATING A LISTENING SYSTEM

PROCÉDÉ DE FONCTIONNEMENT D'UN APPAREIL AUDITIF

(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**

(30) Priorität: **22.04.2021 DE 102021204036**

(43) Veröffentlichungstag der Anmeldung:  
**26.10.2022 Patentblatt 2022/43**

(73) Patentinhaber: **Sivantos Pte. Ltd.  
Singapore 539775 (SG)**

(72) Erfinder:

- **FISCHER, Rosa-Linde  
91058 Erlangen (DE)**
- **HANNEMANN, Ronny  
91054 Buckenhof (DE)**

(74) Vertreter: **FDST Patentanwälte  
Nordostpark 16  
90411 Nürnberg (DE)**

(56) Entgegenhaltungen:  
**EP-A1- 3 585 072 WO-A1-2020/206155  
US-A1- 2015 010 177**

**EP 4 080 904 B1**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents im Europäischen Patentblatt kann jedermann nach Maßgabe der Ausführungsordnung beim Europäischen Patentamt gegen dieses Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist. (Art. 99(1) Europäisches Patentübereinkommen).

## Beschreibung

**[0001]** Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Betreiben eines Hörsystems, welches ein Hörgerät mit mindestens einem Mikrofon und mit einem Hörer sowie mit einem Bewegungssensor aufweist. Die Erfindung betrifft weiterhin ein Hörsystem, insbesondere eine Hörhilfsvorrichtung, zur Durchführung des Verfahrens.

**[0002]** Hörhilfsvorrichtungen sind tragbare Hörgeräte, die zur Versorgung von Schwerhörenden oder Hörgeschädigten dienen. Um den zahlreichen individuellen Bedürfnissen entgegenzukommen, werden unterschiedliche Bauformen von Hörhilfsvorrichtungen wie Hinterdem-Ohr-Hörgeräte (HdO) und Hörgeräte mit einem externen Hörer (RIC: receiver in the canal) sowie In-dem-Ohr-Hörgeräte (IdO), zum Beispiel auch Concha-Hörgeräte oder Kanal-Hörgeräte (ITE: In-The-Ear, CIC: Completely-In-Channel, IIC: Invisible-In-The-Channel), bereitgestellt. Die beispielhaft aufgeführten Hörgeräte werden am Außenohr oder im Gehörgang eines Hörhilfsvorrichtungsnutzers getragen. Darüber hinaus stehen auf dem Markt aber auch Knochenleitungshörhilfen, implantierbare oder vibrotaktile Hörhilfen zur Verfügung. Dabei erfolgt die Stimulation des geschädigten Gehörs entweder mechanisch oder elektrisch.

**[0003]** Derartige Hörgeräte besitzen prinzipiell als wesentliche Komponenten einen Eingangswandler, einen Verstärker und einen Ausgangswandler. Der Eingangswandler ist in der Regel ein akusto-elektrischer Wandler, wie beispielsweise ein Mikrofon, und/oder ein elektromagnetischer Empfänger, zum Beispiel eine Induktionsspule oder eine (Radiofrequenz-, RF-)Antenne. Der Ausgangswandler ist meist als ein elektro-akustischer Wandler, zum Beispiel als ein Miniaturlautsprecher (Hörer), oder als ein elektromechanischer Wandler, wie beispielsweise ein Knochenleitungshörer, realisiert. Der Verstärker ist üblicherweise in eine Signalverarbeitungseinrichtung integriert. Die Energieversorgung erfolgt üblicherweise durch eine Batterie oder einen aufladbaren Akkumulator.

**[0004]** Bei einer sogenannten binauralen Hörhilfsvorrichtung werden zwei derartige Hörgeräte von einem Benutzer getragen, wobei zwischen den Hörgeräten eine Kommunikationsverbindung besteht. Im Betrieb werden hierbei beispielsweise drahtlos Daten, gegebenenfalls auch große Datenmengen, zwischen dem Hörgerät am rechten und linken Ohr ausgetauscht. Die ausgetauschten Daten und Informationen ermöglichen eine besonders effektive Anpassung der Hörgeräte an eine jeweilige akustische Umgebungssituation. Insbesondere wird hierdurch ein besonders authentischer Raumklang für den Benutzer ermöglicht sowie das Sprachverständnis, auch in lauten Umgebungen, verbessert.

**[0005]** Mit fortschreitendem Alter besteht bei Menschen eine zunehmende Gefahr von Erkrankungen oder Komorbiditäten, insbesondere des autonomen Nervensystems (ANS), wie beispielsweise einem Hörverlust, Demenz, oder Parkinson-Krankheit. Insbesondere tre-

ten häufig mehrere solche Erkrankungen auf, so dass beispielsweise Personen mit Parkinson regelmäßig auch eine Hörstörung oder einen Hörverlust aufweisen.

**[0006]** Viele dieser Krankheiten und Störungen führen auch zu einem höheren Sturzrisiko und schließlich zu Sturzereignissen der betroffenen Person, welche zu schweren Verletzungen führen können. Hierbei sind auch psychologische Folgen oder Auswirkungen von Sturzereignissen zu berücksichtigen, wie beispielsweise Angstzustände nach einem Sturz. Ein Sturz kann somit zu einer verminderten Lebensqualität und erhöhten Kosten im Gesundheitswesen führen.

**[0007]** Darüber hinaus ist eine Hörstörung oder ein Hörverlust mit einer verminderten Fähigkeit zur Wahrnehmung der Eigenbewegung verbunden. Dies kann insbesondere in Kombination mit weiteren Erkrankungen zu einem verminderten Gefühl der "Sicherheit" führen, und damit zu einem Teufelskreis aus abnehmender körperlicher Aktivität, weiterem Rückgang des Selbstvertrauens und einem erhöhten Sturzrisiko. Des Weiteren sind Rehabilitationsmaßnahmen nach Stürzen und begleitenden Verletzungen in der Regel zeitaufwendig, kostspielig und häufig schwer umsetzbar, wenn die betroffenen Personen zusätzlich an einer Hörminderung und einem alters- oder krankheitsbedingtem kognitiven Abbau leiden.

**[0008]** Zur Reduzierung des Sturzrisikos und/oder als Rehabilitationsmaßnahme ist beispielsweise eine Sonifikation oder Verklanglichung zur Unterstützung und Verbesserung der Eigenbewegung möglich. Unter Sonifikation ist hierbei insbesondere die Verwendung von nichtsprachlichen Audiosignalen zu verstehen, um Informationen zu vermitteln oder Daten wahrzunehmen. Die auditive Wahrnehmung hat Vorteile in der zeitlichen, räumlichen, Amplituden- und Frequenzauflösung, die Möglichkeiten als Alternative oder Ergänzung zu Visualisierungstechniken eröffnet.

**[0009]** Beispielsweise ist ein sogenanntes rhythmisches auditives Hinweisen (engl.: rhythmic auditory cueing) möglich, welches als Anwendung von sich wiederholenden isosynchronen Takten (Beats) mit dem Ziel definiert ist, die motorische Ausführung einer Bewegung mit diesem Rhythmus zu synchronisieren. Üblicherweise wird dies in Trainingseinheiten umgesetzt, die zum Beispiel auf einem Laufband durchgeführt werden. Zusätzlich oder alternativ ist in speziellen Trainingseinheiten auch eine Echtzeit-"Sonifikation" von Bewegungsparametern, welche in ein akustisches Feedback realisieren, möglich, um zum Beispiel Informationen über Länge und Kraft einer Bewegung hörbar zu machen.

**[0010]** Das Dokument WO 2020/206155 A1 offenbart ein Überwachungssystem, das zwei oder mehr Sensoren umfasst, die geeignet sind, ein Merkmal eines Subjekts des Systems zu erfassen und Daten zu erzeugen, die für das Merkmal repräsentativ sind. Das in der WO 2020/206155 A1 offenbarte System kann ferner einen Controller umfassen, der operativ mit dem ersten und dem zweiten Sensor verbunden ist und geeignet ist, Sta-

tistiken über einen Gesamtzustand des Subjekts über einen Überwachungszeitraum auf der Grundlage der Bestätigung eines oder mehrerer Zustandsunterzustände zu bestimmen. Das System kann in einem Hörgerät implementiert werden.

**[0011]** Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein besonders geeignetes Verfahren zum Betreiben eines Hörsystems anzugeben. Insbesondere soll zur Vermeidung oder Reduzierung eines Sturzrisikos eine einfache und zuverlässige Unterstützung einer Eigenbewegung ermöglicht werden, welche vorzugsweise im täglichen Leben anwendbar ist. Der Erfindung liegt weiterhin die Aufgabe zugrunde, ein besonders geeignetes Hörsystem zur Durchführung des Verfahrens anzugeben. Hinsichtlich des Verfahrens wird die Aufgabe mit den Merkmalen des Anspruchs 1 und hinsichtlich des Hörsystems mit den Merkmalen des Anspruchs 8 erfindungsgemäß gelöst. Vorteilhafte Ausgestaltungen und Weiterbildungen sind Gegenstand der Unteransprüche. Die im Hinblick auf das Verfahren angeführten Vorteile und Ausgestaltungen sind sinngemäß auch auf das Hörsystem übertragbar und umgekehrt.

**[0012]** Sofern nachfolgend Verfahrensschritte beschrieben werden, ergeben sich vorteilhafte Ausgestaltungen für das Hörsystem insbesondere dadurch, dass dieses ausgebildet ist, einen oder mehrere dieser Verfahrensschritte auszuführen.

**[0013]** Das erfindungsgemäße Verfahren ist zum Betreiben eines Hörsystems, insbesondere einer Hörhilfsvorrichtung, vorgesehen sowie dafür geeignet und ausgestaltet. Das Hörsystem weist ein Hörgerät auf.

**[0014]** Das Hörgerät dient insbesondere der Versorgung eines hörgeschädigten Nutzers (Hörsystemnutzer). Das Hörgerät ist hierbei ausgebildet, Schallsignale aus der Umgebung aufzunehmen und an einen Nutzer des Hörgeräts auszugeben. Hierzu weist das Hörgerät zumindest einen akusto-elektrischen Eingangswandler, insbesondere ein Mikrofon, auf sowie zumindest einen elektro-akustischen Ausgangswandler, beispielsweise einen Hörer. Der Eingangswandler nimmt im Betrieb des Hörgeräts Schallsignale (Geräusche, Töne, Sprache, etc.) aus der Umgebung auf, und wandelt diese in ein elektrisches Eingangssignal (Akustikdaten) um. Aus dem elektrischen Eingangssignal wird ein elektrisches Ausgangssignal erzeugt, indem das Eingangssignal in einer Signalverarbeitung modifiziert wird. Die Signalverarbeitung ist beispielsweise ein Teil des Hörgeräts. Die Signalverarbeitung weist beispielsweise einen (Ausgangs-)Verstärker zur (selektiven) Verstärkung des Eingangssignals beziehungsweise zur Einstellung eines Signalpegels des Ausgangssignals auf. Der Ausgangswandler erzeugt aus dem Ausgangssignal ein akustisches Schallsignal. Der Eingangswandler und der Ausgangswandler sowie gegebenenfalls auch die Signalverarbeitung sind insbesondere in einem Gehäuse des Hörgeräts untergebracht. Das Gehäuse ist derart ausgebildet, dass dieses vom Nutzer am Kopf und in der Nähe des Ohrs getragen werden kann, z.B. im Ohr, am Ohr

oder hinter dem Ohr. Vorzugsweise ist das Hörgerät als BTE-Hörgerät, ITO-Hörgerät oder RIC-Hörgerät ausgebildet.

**[0015]** Das Hörgerät kann binaural ausgebildet sein, und hierzu zwei Einzelgeräte aufweisen, welche jeweils zumindest ein Eingangswandler sowie zumindest einen Ausgangswandler aufweisen und dadurch ausgebildet sind, Schallsignale aus der Umgebung aufzunehmen und an einen Nutzer des Hörgeräts auszugeben. Das nachfolgend beschriebene Verfahren kann hierbei in einem der Einzelgeräte oder in beiden Einzelgeräten oder gemeinsam von den beiden Einzelgeräten durchgeführt werden.

**[0016]** Beispielsweise ist eine Drahtlosschnittstelle zum Datenaustausch zwischen den beiden Einzelgeräten vorgesehen. Die Drahtlosschnittstelle ist beispielsweise eine Bluetooth-Schnittstelle oder eine WLAN-Schnittstelle oder eine MI-Schnittstelle (MI-Link, MI: Magnetic Induction). Die Bluetooth-Schnittstelle ist beispielsweise eine reguläre oder eine Niedrigenergie (sogenannte low-energy) Bluetooth-Schnittstelle.

**[0017]** Alternativ zu einem binauralen Hörgerät ist aber auch ein monaurales Hörgerät mit lediglich einem Einzelgerät geeignet. Die Ausführungen bezüglich eines monauralen Hörgeräts sind sinngemäß auf ein binaurales Hörgerät übertragbar und umgekehrt.

**[0018]** Das Hörgerät weist weiterhin einen Bewegungssensor zur Erfassung von Bewegungen der Hörsystemnutzers auf. Der Bewegungssensor ist dazu vorgesehen und eingerichtet dreidimensionale (Körper-)Bewegungen oder Bewegungsereignisse, insbesondere translatorische und/oder rotatorische Bewegungen, zu erfassen. Der Bewegungssensor ist hierbei beispielsweise als ein Beschleunigungsmesser und/oder als ein Gyroskop, also als ein gyroskopischer (Lage-)Sensor, ausgebildet. Der Bewegungssensor kann alternativ auch ein Puls-, Blutdruck- oder Lichtsensor sein. Ebenso möglich ist eine Kombination aus Beschleunigungsmesser und/oder Gyroskop und/oder Pulssensor und/oder Blutdrucksensor und/oder Lichtsensor. Der Bewegungssensor ist hierbei vorzugsweise in dem Hörgerät, insbesondere in dessen Gehäuse, integriert. Bei einem binauralen Hörgerät ist vorzugsweise jeweils ein Bewegungssensor in den Einzelgeräten integriert.

**[0019]** Die Konjunktion "und/oder" ist hier und im Folgenden derart zu verstehen, dass die mittels dieser Konjunktion verknüpften Merkmale sowohl gemeinsam als auch als Alternativen zueinander ausgebildet sein können.

**[0020]** Im Anwendungsfall ist das Hörgerät am Kopf und in der Nähe des Ohrs des Hörsystemnutzers getragen, so dass mittels des Bewegungssensors insbesondere Kopfbewegungen der Hörsystemnutzers erfassbar sind. Insbesondere sind somit zumindest mittelbar auch Geh- oder Gangbewegungen, also Körperbewegungen aufgrund eines Gehens oder Laufens, über den Bewegungssensor des Hörgeräts erfassbar.

**[0021]** Unter einer "Bewegung" ist hier und im Folgen-

den eine insbesondere translatorische und/oder rotatorische Körperbewegung des Hörsystemnutzers zu verstehen, also eine Bewegungshandlung oder eine (zeitliche) Abfolge von Bewegungshandlungen (Bewegungsabfolge).

**[0022]** Der Begriff "Bewegungsmuster" bezeichnet hier und im Folgenden insbesondere eine Charakterisierung der jeweiligen (Körper-)Bewegung anhand von charakteristischen (Bewegungs-)Größen (Bewegungsparameter), welche beispielsweise anhand von aufgenommenen Daten bestimmt werden. Beispielsweise ist das Bewegungsmuster einer Gehbewegung durch eine Schrittfrequenz, eine Schrittlänge, und eine Schritt-Synchronität charakterisierbar. Unter einem "Bewegungsmuster" ist hierbei insbesondere eine die jeweilige (Körper-)Bewegung charakterisierende (zeitliche) Signalabfolge oder ein Signalmuster beziehungsweise Signalverlauf der aufgenommenen Daten beziehungsweise der daraus abgeleiteten charakteristischen Größen zu verstehen.

**[0023]** Gemäß dem erfindungsgemäßen Verfahren wird während des Betriebs des Hörsystems eine Ist-Bewegung des Hörsystemnutzers als Bewegungssensordaten des Bewegungssensors und als Bewegungsgeräuschdaten des Eingangswandlers erfasst.

**[0024]** Unter einer "Ist-Bewegung" des Hörsystemnutzers ist hierbei insbesondere eine Eigenbewegung (Eigenkörperbewegung) des Hörsystemnutzers zu verstehen.

**[0025]** Unter "Bewegungssensordaten" sind hierbei insbesondere richtungsabhängige Beschleunigungen und/oder Drehungen zu verstehen, welche mittels des Bewegungssensors erfasst werden.

**[0026]** Unter "Bewegungsgeräuschdaten" sind hierbei insbesondere akustische Signale in dem vom Eingangswandler erfassten Signal (Akustiksignal, Akustikdaten) zu verstehen, welche unmittelbar oder mittelbar auf die Körper- oder Eigenbewegung des Hörsystemnutzers zurückführbar sind (Bewegungsgeräusche). Die Analyse oder Erfassung der Bewegungsgeräusche beziehungsweise Bewegungsgeräuschdaten aus den Eingangswandlerdaten/-signalen (Akustikdaten) kann hierbei beispielsweise mittels eines Bewegungsgeräusch-Klassifikators erfolgen. Ein solcher Klassifikator kann beispielsweise eine künstliche Intelligenz oder ein neuronales Netzwerk, insbesondere ein tiefes neuronales Netzwerk (engl.: Deep Neural Network, DNN), sein, welches mit unterschiedlichen Bewegungsgeräuschen entsprechend trainiert ist.

**[0027]** Die Bewegungssensordaten und/oder Bewegungsgeräuschdaten sind somit ein Maß für die vom Hörsystemnutzers ausgeführten Körperbewegungen. Anhand der Bewegungssensordaten und/oder der Bewegungsgeräuschdaten wird ein Ist-Bewegungsmuster für die Ist-Bewegung bestimmt. Mit anderen Worten wird die Ist-Bewegung beziehungsweise die Bewegungssensordaten und/oder die Bewegungsgeräuschdaten während der Ausführung der Ist-Bewegung analysiert, also die tat-

sächliche Ist-Bewegung anhand der erfassten Signalverläufe/Signalmuster charakterisiert.

**[0028]** Für die vom Hörsystem erkannte Bewegung des Hörsystemnutzers wird beispielsweise ein Soll-Bewegungsmuster bestimmt. Beispielsweise wird für eine Gehbewegung mit einem gewissen Gehtempo eine gewünschte Schrittfrequenz und/oder Schrittlänge oder dergleichen bestimmt. Sofern der Hörsystemnutzers an einer ANS-Erkrankung leidet, kann es sich bei dem Soll-Bewegungsmuster beispielsweise auch um ein extern vorgegebenes oder hinterlegtes Bewegungsmuster handeln. Alternativ kann es sich bei dem Soll-Bewegungsmuster auch um ein hinterlegtes Bewegungsmuster einer früheren Bewegung des Hörsystemnutzers selbst handeln, welches beispielsweise als ein individueller Ausgangswert (Baseline) dient.

**[0029]** Das Ist-Bewegungsmuster wird mit dem Soll-Bewegungsmuster verglichen, und in Abhängigkeit des Vergleichs ein Audiosignal mit einem wahrnehmbaren Signalpegel mittels des Ausgangswandlers erzeugt, welches den Hörsystemnutzer bei der Ausführung der Bewegung unterstützt. Mit anderen Worten werden anhand der Ist- und Soll-Bewegungsmuster Abweichungen zwischen den die Bewegung charakterisierenden Größen oder Bewegungsparametern bestimmt, und in Abhängigkeit hieraus ein wahrnehmbares, akustisches, Audiosignal an den Hörsystemnutzer ausgegeben, um die (Ist-)Bewegung des Hörsystemnutzers an eine gewünschte (Soll-)Bewegung anzupassen. Unter dem Signalpegel des Audiosignals ist hierbei insbesondere die Lautstärke des akustischen Audiosignals zu verstehen. Beispielsweise wirken die Bewegungsmuster oder Abweichungen der Bewegungsmuster als Auslöser für das Audiosignal. Das Audiosignal wirkt hierbei als ein akustisches Bewegungsfeedback beziehungsweise als eine akustische Bewegungsrückmeldung, welche dem Hörsystemnutzer dabei hilft, seine eigene Bewegung wahrzunehmen und an eine gewünschte Bewegung anzupassen. Dadurch ist ein besonders geeignetes Verfahren zum Betreiben eines Hörsystems realisiert. Insbesondere wird somit das Hörsystem zur Überwachung und Kontrolle der Eigenbewegung des Hörsystemnutzers genutzt.

**[0030]** Der Bewegungssensor im Hörgerät, welches zur Kompensation einer Hörschädigung getragen wird, wird somit erfindungsgemäß zur Überwachung und Unterstützung der Bewegungsmuster des Hörgeräteträgers genutzt. Ein Kerngedanke der Erfindung besteht somit insbesondere darin, die Bewegungen des Hörsystemnutzers (bspw. Gang, Drehung, usw.) mittels des Hörgeräts zu erfassen, sowie die erfassten Bewegungen zu analysieren und mit einer vorgegebenen oder gewünschten Bewegung zu vergleichen, und dem Hörsystemnutzer ein akustisches Signal zur Anpassung oder Überprüfung seiner Bewegung darzubieten. Anhand der Bewegungsanalyse wird beispielsweise das aktuelle Gehen (Gang) oder die allgemeine Bewegung identifiziert und mit einem idealen (Soll-)Bewegungsmuster verglichen.

**[0031]** Die Bereitstellung von hörbaren oder wahrnehmbaren Audiosignalen während einer Bewegung kann dem Hörsystemnutzer dabei helfen, neue Bewegungen zu erlernen oder bestimmte Bewegungen zu optimieren, dies bedeutet eine Bewegung mit einer angemessenen Kraft oder Dauer auszuführen, welche dem Hörsystemnutzer durch akustische Aspekte des Audiosignals (Lautstärke, Tonhöhe, Rhythmus, et cetera) angezeigt wird.

**[0032]** Durch das Verfahren wird die selbst wahrgenommene Bewegung des Hörsystemnutzers verbessert und auf die Anwendung im täglichen Leben erweitert. Insbesondere ist es somit beispielweise möglich, mittels des Hörgeräts rhythmische auditive Hinweise oder eine Bewegungssonifikation auszuführen, um beispielsweise die Verfügbarkeit und Intensität der motorischen Rehabilitation zu erweitern, ohne den Hörsystemnutzer daran zu hindern, die Umgebung wahrzunehmen und im täglichen Leben ansprechbar zu sein.

**[0033]** Akustisches Feedback kann für einen Hörsystemnutzer präziser sein als ein visuelles Feedback, insbesondere, aber nicht ausschließlich, bei Hörsystemnutzern mit einem Hörverlust oder einer Hörschädigung. Somit bietet diese Ausführung auch Vorteile über Anwendungen für hörgeschädigte Nutzer hinaus, insbesondere im Bereich der Physiotherapie durch angewandte Sonifikation. Darüber hinaus ist bekannt, dass Sonifikation das subkortikale Lernen anregt und daher verbalen und visuellen Anweisungen im Allgemeinen und insbesondere bei alters- oder krankheitsbedingten kognitiven Einschränkungen überlegen ist.

**[0034]** Durch das erfindungsgemäße Verfahren ist es weiterhin nicht notwendig, dass der Hörsystemnutzer bei einer ANS-Störung ein zusätzliches Gerät mit sich führen muss. Mit anderen Worten gibt es keine zusätzliche Belastung durch eine Verwendung eines anderen Geräts über das Hörgerät hinaus. Dies kann somit auch Überzeugung von lediglich leicht hörgeschädigten Personen beitragen, ein Hörgerät zur Verbesserung der Lebensqualität und zur Verhinderung von Verletzungen und/oder zur Überwachung der Eigenbewegung zu verwenden.

**[0035]** In medizinischer Hinsicht trägt das erfindungsgemäße Verfahren zur Sicherheit, zur Verringerung des Sturzrisikos, zu weniger Verletzungen und zu geringeren Kosten im Gesundheitssystem bei. Der Hörsystemnutzer erhält eine bessere körperliche Kondition, die sich in optimaler Gangsymmetrie, sicherer Gehgeschwindigkeit usw. ausdrückt. Dadurch kann der Hörsystemnutzer beispielsweise die Schrittlänge und/oder die Synchronisation von Armen und Beinen neu trainieren und sogar neue komplexe Bewegungen erlernen, welche ihm helfen, ein selbständiges Leben von hoher Qualität zu führen.

**[0036]** Aus neurologischer Hinsicht bietet das erfindungsgemäße Verfahren Vorteile hinsichtlich der multisensorischen Integration von somatosensorischem und akustischem Feedback zu Bewegungsmustern im Allgemeinen und Gangmustern im Speziellen. Multisensori-

sche Integration ist eine Basis für das Lernen im Gehirn, und somit eine Basis für das Wiedererlernen des sicheren Gehens und für die Kompensation des Verlustes der selbst wahrgenommenen Bewegung bei Hörschädigung aufgrund des reduzierten akustischen Feedbacks bei Hörschädigung.

**[0037]** Allgemeiner ausgedrückt ermöglicht die vorliegende Erfindung, zusätzliche Vorteile von Hörsystemen über das Hören hinaus anzubieten. Daher können Menschen bereit sein, Hörgeräte zu benutzen, auch wenn sie lediglich unter einer leichten Hörbehinderung leiden, weil sie zusätzliche (gesundheitsbezogene) Vorteile erhalten. Durch die Erweiterung der Funktionalität des Hörsystems zur Wiedergabe eines akustischen Feedbacks für eine Bewegung ist das Lernen oder Wiedererlernen von Bewegungen nicht auf spezielle Trainingsstunden beschränkt, sondern kann auch im täglichen Leben stattfinden. Dadurch wird die Trainingsfrequenz und die Trainingsdauer im Vergleich zu gewöhnlichen Trainingsstunden erhöht, so dass sich ein besserer Lernerfolg beim Hörsystemnutzer einstellt.

**[0038]** Für das erfindungsgemäße Verfahren sind vorzugsweise drei Anwendungen oder Anwendungsfälle, oder Kombinationen hieraus, möglich.

**[0039]** In einem ersten Anwendungsfall wirkt das Hörsystem im Wesentlichen nach Art eines Schrittmachers oder Metronoms, also als ein erweitertes Feedback- oder Rückmeldesystem, welches ein insbesondere rhythmisches akustisches Feedback oder eine Sonifikation von kinematischen Bewegungsmusterparametern bewirkt. Dadurch wird es dem Hörsystemnutzer ermöglicht, sein aktuelles (nicht optimales) Bewegungsmuster mit dem akustisch reproduzierten (idealen, optimalen) Bewegungsmuster anzugleichen oder zu synchronisieren. Dadurch wird beispielsweise ein Sturzrisiko reduziert und die hörsystemnutzerseitige Ausführung der gewünschten Bewegung verbessert.

**[0040]** In dieser Anwendung vergleicht das Hörsystem vorzugsweise kontinuierlich das aktuelle Ist-Bewegungsmuster und das Soll-Bewegungsmuster, wobei das akustische Audiosignal in jeder Situation möglichst hinsichtlich eines Optimums eingestellt wird. Hierbei ist es beispielsweise denkbar, dass das Audiosignal lediglich situationsabhängig erzeugt wird. Mit anderen Worten wird eine jeweilige Situation beispielsweise klassifiziert und in Abhängigkeit davon das akustische Feedback mittels des Audiosignals erzeugt oder nicht.

**[0041]** In einem zweiten Anwendungsfall wird das erfindungsgemäße Verfahren beispielsweise zur spezifischen Verstärkung der Gang- oder Bewegungsgeräusche, z. B. Schrittgeräusch beim Gehen, Radfahren, Schwimmen im Wasser oder anderen komplexen Bewegungen, verwendet. Dadurch werden die Prozesse der multisensorischen Integration im Gehirn von somatosensorischem Feedback aus den jeweiligen Sensorzellen in den Füßen und dem akustischen Feedback der Bewegungsgeräusche (zum Beispiel, Schrittgeräusche, Arm- oder Schwimmgeräusche) unterstützt.

**[0042]** In einem dritten Anwendungsfall wird das erfindungsgemäße Verfahren für Trainingszwecke genutzt, um Bewegungen oder motorische Fähigkeiten neu zu lernen oder zu verbessern (Lern-Anwendung). Beispielsweise wird mittels des Hörsystems die "Form" des Audiosignals verändert, um Änderungen bei der Körperbewegung des Hörsystemnutzers, zu veranlassen. Unter einer Änderung der Körperbewegung ist hierbei beispielsweise eine Änderung des zeitlichen Bewegungsablaufs (Timings), oder einer (Bewegungs-)Kraft, oder anderer Details der Bewegungshandlung zu verstehen.

**[0043]** Zum Start des Verfahrens wird vorzugsweise ein gewünschter Anwendungsfall vorgegeben. Die Bestimmung oder Auswahl des Soll-Bewegungsmusters erfolgt geeigneterweise in Abhängigkeit von dem jeweiligen Anwendungsfall. Mit anderen Worten wird für den jeweiligen Anwendungsfall das jeweils optimale Bewegungsmuster als Soll-Bewegungsmuster bestimmt. Beispielsweise werden bei einer vorgegebenen Gangart die gewünschte Schrittgeschwindigkeit, Schrittrhythmus und Schrittweite bestimmt. Das erzeugte Audiosignal kann hierbei in Abhängigkeit des ausgewählten Anwendungsfalls variieren.

**[0044]** Die Auswahl der Anwendung beziehungsweise die Vorgabe der Soll-Bewegung kann hierbei beispielsweise bei einer Anpassung oder Feineinstellung des Hörgeräts erfolgen. Vorzugsweise wird die Soll-Bewegung beziehungsweise der Anwendungsfall über eine Benutzeroberfläche eines signaltechnisch mit dem Hörgerät gekoppelten Zusatzgeräts vorgegeben.

**[0045]** Bei dem Zusatzgerät handelt es sich vorzugsweise um ein mobiles Bedien- und Anzeigegerät, beispielsweise ein Mobiltelefon, insbesondere ein Mobiltelefon mit einer Computerfunktion beziehungsweise ein Smartphone oder auch ein Tabletcomputer. Das Zusatzgerät weist geeigneterweise eine hinterlegte Anwendungssoftware (Betriebssoftware) auf. Die Anwendungssoftware (Application software) ist hierzu vorzugsweise als eine sogenannte App oder Mobile App (Mobilanwendung, Smartphone-App) auf dem Bedien- und Anzeigegerät installierbar beziehungsweise installiert.

**[0046]** Diese Ausführungsform geht dabei von der Überlegung aus, dass moderne Bedien- und Anzeigegeräte, wie insbesondere Smartphones oder Tabletcomputer, in der heutigen Gesellschaft weit verbreitet sind und einem Benutzer generell jederzeit verfügbar und zugänglich ist. Insbesondere weist der Benutzer des Hörsystems mit großer Wahrscheinlichkeit im Wesentlichen ein derartiges Bedien- und Anzeigegerät in seinem Haushalt auf.

**[0047]** Moderne Smartphones sind heutzutage weiterhin standardmäßig mit einer Vielzahl an unterschiedlichen Nahfeld- und Fernfeldkommunikationsmitteln ausgerüstet, wodurch eine Kommunikations- oder Signalverbindung zu dem Hörgerät prinzipiell auf einfache Weise herstellbar ist. Die Anwendungssoftware ist hierbei vorzugsweise auch zur Einstellung von Betriebsparametern des Hörgeräts, wie beispielsweise einer Lautstärke,

geeignet und eingerichtet. Dadurch benötigt der Benutzer kein zusätzliches, separates Bediensystem zur Überwachung und Einstellung des Hörsystems, sondern es ist möglich, durch ein (nachträgliches) Herunterladen und/oder Installieren der Anwendungssoftware sein bereits vorhandenes Smartphone zur Vorgabe der Soll-Bewegung und zur Auswertung der Bewegungsdaten zu verwenden. Auf diese Weise werden benutzerseitige Kosten vorteilhaft reduziert.

**[0048]** Die typischerweise als Touchscreens (Anzeige, Display) ausgebildeten Oberflächen von Smartphones oder Tabletcomputern erlauben weiterhin eine besonders einfache und intuitive Bedienung der Anwendungssoftware des dadurch gebildeten Zusatzgeräts. Dadurch ist ein Smartphone oder Tabletcomputer besonders kostengünstig für die Überwachung der Eigenbewegung nachrüstbar.

**[0049]** Das Bedien- und Anzeigegerät umfasst einen internen Controller, welcher zumindest im Kern durch einen Mikrocontroller mit einem Prozessor und einem Datenspeicher gebildet ist, in dem die Funktionalität zur Durchführung des Verfahrens in Form der Anwendungssoftware programmtechnisch implementiert ist, so dass das Verfahren beziehungsweise die Überwachung der Eigenbewegung - gegebenenfalls in Interaktion mit dem Benutzer - bei Ausführung der Anwendungssoftware in dem Mikrocontroller automatisch durchgeführt wird.

**[0050]** Vorzugsweise erfolgt die Bestimmung des Ist-Bewegungsmusters sowohl anhand der Bewegungssensordaten und der Bewegungsgeräuschdaten. Die Bewegungsgeräuschdaten des Eingangswandlers oder des Mikrofons dienen hierbei beispielsweise zur Bestimmung der Bewegungsqualität, also beispielsweise eine Periodizität. Im Hinblick auf eine Gehbewegung können beispielsweise unterschiedliche Schrittgeräusche von Schritt zu Schritt auf eine Gleichgewichtsstörung hinweisen. Die Abweichung zu einem periodischen (Soll-)Schrittgeräusch kann somit als Maß zur Einstellung des Audiosignals verwendet werden. Bei einer Schwimmbewegung kann beispielsweise die Dauer der einzelnen Schwimmzüge, und somit die entsprechende Bewegungsgeräuschdauer, variieren. Die Dauer des Schwimmzugs stellt damit Informationen zur Verfügung, welche bei der Erzeugung des Audiosignals berücksichtigt werden können.

**[0051]** Das verfahrensgemäß erzeugte Audiosignal weist einen wahrnehmbaren Signalpegel auf, dies bedeutet, dass das Audiosignal einen Signalpegel aufweist, welcher vom Hörsystemnutzers in dem vom Ausgangswandler erzeugten akustischen Signal wahrnehmbar ist. Das akustisch erzeugte Signal ist beispielsweise ein verstärktes Signal des Eingangswandlers zur Versorgung eines hörgeschädigten Hörsystemnutzers. Der Signalpegel des Audiosignals kann beispielsweise über eine Fernsteuerung oder ein Zusatzgerät von dem Hörsystemnutzers eingestellt werden. Hierbei ist es beispielsweise denkbar, dass der Signalpegel des Audiosignals von dem Hörsystemnutzer separat einstellbar ist.

**[0052]** Das beispielsweise rhythmische Audiosignal wird von dem Eingangswandlersignal bereitgestellt. Das Audiosignal kann bei einem binauralen Hörgerät beispielsweise binaural, monaural oder alternierend monaural erzeugt werden.

**[0053]** In einer Ausführungsform ist es beispielsweise denkbar, dass ein Zeitrahmen oder ein Zeitplan zur Durchführung des Verfahrens vorgebar ist, also dass das Verfahren zu einem bestimmten Zeitpunkt gestartet und zu einem weiteren bestimmten Zeitpunkt beendet wird. Hierbei ist es zum Beispiel möglich, dass ein Hörsystemnutzer festlegen kann, in welchen Intervallen, beziehungsweise wie oft eine Überprüfung und Kontrolle oder Unterstützung der Eigenbewegung erfolgen soll. Ebenso denkbar ist beispielsweise, dass ein gewünschter Zeitplan in dem Hörsystem hinterlegt wird, also beispielsweise eine Zeitdauer pro Stunde, Tag, Woche, et cetera.

**[0054]** In einer besonders geeigneten Ausführungsform erfolgt die Erzeugung des Audiosignals für eine vorgegebene Zeitdauer, wenn die Abweichung zwischen dem Ist-Bewegungsmuster und dem Soll-Bewegungsmuster einen vorgegebenen Schwellwert erreicht oder überschreitet. Dies bedeutet, dass das Audiosignal erzeugt wird, wenn anhand der Bewegungsmuster erkannt wird, dass ein Gesundheits- oder Sicherheitsrisiko für den Hörsystemnutzer vorliegt.

**[0055]** Beispielsweise ist es möglich, dass der Hörsystemnutzer die Lautstärke des Audiosignals manuell, beispielsweise über ein Zusatzgerät, einstellen, beeinflussen oder verändern kann. Ebenso möglich ist beispielsweise, dass der Hörsystemnutzer das Verfahren manuell starten, pausieren, und beenden kann.

**[0056]** In einer bevorzugten Weiterbildung des Verfahrens wird anhand der erfassten Bewegungssensordaten und/oder Bewegungsgeräuschdaten eine Wahrscheinlichkeit für eine zukünftige Abweichung des Ist-Bewegungsmusters vom Soll-Bewegungsmuster des Hörsystemnutzers bestimmt. Zur Bestimmung der Wahrscheinlichkeit wird beispielsweise ein Verfahren verwendet, wie es in der zum Anmeldezeitpunkt noch unveröffentlichten internationalen Anmeldung der Anmelderin vom 16.12.2020 mit dem Aktenzeichen PCT/EP2020/086518 beschrieben ist. Deren Offenbarungsgehalt, insbesondere deren Ansprüche (mit zugehörigen Erläuterungen) werden hiermit ausdrücklich mit in die vorliegende Anmeldung mit einbezogen. Speziell wird Bezug genommen auf die Ansprüche 1 und 2 mit den zugehörigen Ausführungen speziell auf den Beschreibungsseiten 8 bis 14.

**[0057]** Die Abweichung des Ist-Bewegungsmusters vom Soll-Bewegungsmuster kann beispielsweise in Form eines Fall- oder Sturzereignisses realisiert sein, so dass insbesondere eine Sturzwahrscheinlichkeit wie in der PCT/EP2020/086518 bestimmt wird. Zusätzlich oder alternativ können jedoch sinngemäß auch andere Abweichungen prognostiziert werden, wobei die verfahrensgemäß erzeugten Audiosignale unterstützend ein-

greifen, um eine solche vorausgesagte Abweichung zu reduzieren oder zu verhindern.

**[0058]** Gemäß dieser Weiterbildung wird das Soll-Bewegungsmuster anhand der Wahrscheinlichkeit angepasst. Insbesondere wird das aktuelle Soll-Bewegungsmuster derart angepasst, dass die Wahrscheinlichkeit für eine Abweichung beziehungsweise einen Sturz oder Fall möglichst reduziert oder minimiert wird. Mit anderen Worten wird das Soll-Bewegungsmuster aktualisiert, um den aktuellen Ist-Bewegungsmuster Rechnung zu tragen, und somit größere, unerwünschte, zukünftige Abweichungen zu vermeiden. Soll beispielsweise das Sturzrisiko durch Optimierung des Gang-/Gehverhaltens minimiert werden, werden zum Beispiel die dafür notwendige Gehgeschwindigkeit, die Schritt-Synchronität und andere Muster ermittelt, und als Auslöser für das Audiosignal verwendet. Beispielsweise wird ein Rhythmus des Audiosignals verändert um das Fallrisiko für den Hörsystemnutzer zu reduzieren beziehungsweise die Sicherheit des Hörsystemnutzers zu maximieren.

**[0059]** Ebenso denkbar ist beispielsweise, dass ein Schwellwertvergleich der Wahrscheinlichkeit als ein Auslösekriterium für die Bewegungsüberwachung/-anpassung genutzt wird. Zum Beispiel wird das Audiosignal lediglich erzeugt, wenn die Wahrscheinlichkeit einen hinterlegten Schwellwert erreicht oder überschreitet, also wenn ein hinreichend hohes Sturzrisiko vorliegt.

**[0060]** In einer geeigneten Ausbildung wird eine Signaleigenschaft, insbesondere der Signalpegel, des Audiosignals anhand der bestimmten Wahrscheinlichkeit eingestellt. Mit anderen Worten wird der Signalpegel des Audiosignals als Maßnahme zur Reduzierung des Sturz- oder Fallrisikos verändert. Alternativ ist es beispielsweise möglich einen Rhythmus des Audiosignals zu verändern, um das Fallrisiko für den Hörsystemnutzer zu reduzieren beziehungsweise die Sicherheit des Hörsystemnutzers zu maximieren. Ebenso möglich ist es beispielsweise einen "Pitch" oder Frequenzgang des Audiosignals zu verändern, beispielsweise statisch oder als "Sweep" (entweder aufsteigend oder absteigend).

**[0061]** In einer denkbaren Ausführungsform wird das Audiosignal als eine Sonifikation des Soll-Bewegungsmusters verwendet. Mit anderen Worten wird das Soll-Bewegungsmuster verklänglich, beispielsweise wird ein rhythmisches Audiosignal als Takt oder Triggergeräusch für eine Gehbewegung oder Schwimmbewegung erzeugt. Bei einer Yoga-Bewegung kann das Soll-Bewegungsmuster beziehungsweise das Audiosignal auch ein Maß oder Sonifikation für eine gewünschte Atembewegung sein, insbesondere kann das Audiosignal somit auch zur Unterstützung von Mediationsübungen genutzt werden. Durch die Sonifikation des Soll-Bewegungsmusters wird sichergestellt, dass der Hörsystemnutzer bei der Ausführung einer gewünschten Soll-Bewegung unterstützt wird.

**[0062]** Erfindungsgemäß werden als Audiosignal die von dem Eingangswandler erfassten Bewegungsgeräusche verwendet. Dies bedeutet, dass die Bewegungsge-

räusche, also die von der Eigenbewegung hervorgerufenen Geräusche oder Schallsignale (Bewegungsgeräuschdaten), von dem Eingangswandler erfasst und zur Erzeugung des Audiosignals gezielt verstärkt werden. Beispielsweise werden zur Unterstützung einer Gehbewegung Schrittgeräusche stärker verstärkt als andere Signale des Eingangswandlers, so dass der Hörsystemnutzer die Schrittgeräusche zuverlässig wahrnehmen kann. Dadurch wird die selbst wahrgenommene Bewegung des Hörsystemnutzers verbessert.

**[0063]** Dies bedeutet, dass als Audiosignal ein echter oder realer Bewegungsschall genutzt wird. Hierzu wird das Eingangswandler-signal (Akustikdaten) analysiert und hinsichtlich der Bewegungsgeräuschdaten gezielt bearbeitet. Die Bearbeitung kann hierbei je nach Anwendungsfall zu einer erhöhten Hörbarkeit, Anpassungen der Frequenzform, des Klangcharakters, der Dauer oder anderem führen.

**[0064]** Ein zusätzlicher oder weiterer Aspekt der Erfindung sieht vor, dass der Signalpegel des Audiosignals proportional zu einer Abweichung zwischen dem Soll-Bewegungsmuster und dem Ist-Bewegungsmuster eingestellt wird. Mit anderen Worten wird die Lautstärke des Audiosignals in Abhängigkeit des Vergleichs eingestellt. Insbesondere wird der Signalpegel reduziert, wenn die Ist- und Soll-Bewegungsmuster übereinstimmen, und erhöht, wenn die Ist- und Soll-Bewegungsmuster voneinander abweichen. Dadurch wirkt die Lautstärke des wahrgenommenen Audiosignals als zusätzliches akustisches Feedback für die Abweichung zur gewünschten Bewegungsausführung.

**[0065]** In einer zweckmäßigen Weiterbildung wird anhand der Akustikdaten des Eingangswandlers eine Umgebungssituation bestimmt, wobei eine Signaleigenschaft oder Signalcharakteristik, insbesondere der Signalpegel, des Audiosignals anhand der bestimmten Umgebungssituation eingestellt wird. Anhand der bestimmten Umgebungssituation wird somit die optimale Ausgangsverstärkung für das Audiosignal eingestellt. Zusätzlich oder alternativ kann anhand der bestimmten Umgebungssituation auch eine Entscheidung über die Angemessenheit der Erzeugung des Audiosignals erfolgen. Beispielsweise wird die Lautstärke des Audiosignals in lauten Umgebungen erhöht, beispielsweise bei einem Spaziergang an einer stark befahrenen Straße. Ebenso möglich ist, dass die Erzeugung des Audiosignals pausiert oder unterbrochen wird, wenn beispielsweise eine Sprachsituation oder ein Gespräch des Hörsystemnutzers erfasst wird.

**[0066]** Unter einer Umgebungssituation ist hierbei insbesondere eine akustische Umgebungssituation oder eine Hörsituation zu verstehen. Die Umgebungssituation wird hierbei beispielsweise mittels einer Situationserkennung und/oder mindestens einer Pegelmessung und/oder mindestens einen Algorithmus des Hörgeräts oder der Signalverarbeitung identifiziert und beschrieben. Beispielsweise wird die Umgebungssituation nach bestimmten Kriterien klassifiziert, und jeder dieser Klas-

sen ist eine bestimmte Einstellung der Hörgeräteparameter und/oder Hörgeräteleistung zugeordnet.

**[0067]** Der Signalpegel beziehungsweise die Lautstärke des Audiosignals ist für den Hörsystemnutzer vorzugsweise stets hörbar. Um die optimale Hörbarkeit zu erreichen, analysiert das Hörgerät den Umgebungspegel (interner Pegelmesser), berücksichtigt beispielsweise den Hörverlust des Hörsystemträgers (Audiogramm-Information oder abgeleitet aus der Hörgeräteanpassung) und stellt die Hörbarkeit insbesondere durch automatische Anpassung der Ausgangsverstärkung des Audiosignals sicher. Relative Änderungen der Hörbarkeit des Audiosignals können hierbei genutzt werden, um unterschiedliche "Qualitäten" von Bewegungsabläufen anzuzeigen. Zum Beispiel kann der relative Pegel eines Schrittgeräusches unterschiedliche Schrittgrößen oder Links-Rechts-Asymmetrien anzeigen. In diesem Beispiel wäre das Optimum für den Benutzer erreicht, wenn alle Audiosignale mit dem gleichen Pegel dargestellt werden. Bei einem anderen Beispiel kann die Frequenzform oder Tonhöhe des Audiosignals die Länge eines Schwimmschwümmes anzeigen. Das Ziel des Hörsystemnutzers wäre es hierbei, die richtige Tonhöhe zu erhalten, die eine optimale Schwimmschwümmenlänge anzeigt.

**[0068]** In einer vorteilhaften Ausführung werden das Ist- und/oder das Soll-Bewegungsmuster in einem Speicher hinterlegt. Dadurch ist es beispielsweise möglich, Fortschritte oder Veränderungen in den Bewegungsmustern zu erfassen und zu überwachen. Diese Daten können beispielsweise medizinischen Experten und/oder dem Hörsystemnutzer zur Verfügung gestellt werden, beispielsweise durch Visualisierung auf einem externen Zusatzgerät. Zusätzlich oder alternativ ist es beispielsweise möglich anhand der hinterlegten Bewegungsmuster Veränderungen für das Sturz- oder Fallrisiko abzuleiten, und die Bewegungsqualität der unterstützten Eigenbewegung zu beurteilen.

**[0069]** Das erfindungsgemäße Hörsystem ist insbesondere als eine Hörhilfsvorrichtung ausgeführt, und weist ein Hörgerät auf. Das Hörgerät weist mindestens einen Eingangswandler zum Empfangen eines akustischen Umgebungssignals, und einen Ausgangswandler zur Ausgabe eines akustischen Signals, sowie einen Bewegungssensor zum Erfassen einer Körperbewegung eines Hörsystemnutzers auf.

**[0070]** Das Hörsystem weist weiterhin einen Controller, also eine Steuereinheit, auf. Der Controller ist beispielsweise in das Hörgerät integriert und ist zum Beispiel Teil einer Signalverarbeitung. Zusätzlich oder alternativ ist es ebenso denkbar, dass der Controller ein Teil eines signaltechnisch mit dem Hörgerät gekoppelten oder koppelbaren Zusatzgeräts, insbesondere eines Smartphones, ist.

**[0071]** Der Controller ist hierbei allgemein - programm- und/oder schaltungstechnisch - zur Durchführung des vorstehend beschriebenen erfindungsgemäßen Verfahrens eingerichtet. Der Controller ist somit konkret dazu eingerichtet, eine Benutzerbewegung oder ein Bewe-

gungsereignis zu analysieren oder zu charakterisieren, und ein die Bewegung unterstützendes Signal zu erzeugen.

**[0072]** In einer bevorzugten Ausgestaltungsform ist der Controller zumindest im Kern durch einen Mikrocontroller mit einem Prozessor und einem Datenspeicher gebildet, in dem die Funktionalität zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens in Form einer Betriebssoftware (Firmware) programmtechnisch implementiert ist, so dass das Verfahren - gegebenenfalls in Interaktion mit einem Hörsystemnutzer - bei Ausführung der Betriebssoftware in dem Mikrocontroller automatisch durchgeführt wird. Der Controller kann im Rahmen der Erfindung alternativ aber auch durch ein nicht-programmierbares elektronisches Bauteil, wie zum Beispiel einem anwendungsspezifischen integrierten Schaltkreis (ASIC), gebildet sein, in dem die Funktionalität zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens mit schaltungstechnischen Mitteln implementiert ist.

**[0073]** Nachfolgend sind Ausführungsbeispiele der Erfindung anhand einer Zeichnung näher erläutert. Darin zeigen in schematischen und vereinfachten Darstellungen:

- Fig. 1 ein Hörsystem mit einem binauralen Hörgerät,  
 Fig. 2 das Hörsystem gemäß Fig. 1, bei welchem das Hörgerät signaltechnisch mit einem mobilen Zusatzgerät gekoppelt ist, und  
 Fig. 3 ein Flussdiagramm eines Verfahrens zum Betreiben des Hörsystems.

**[0074]** Einander entsprechende Teile und Größen sind in allen Figuren stets mit den gleichen Bezugszeichen versehen.

**[0075]** Die Fig. 1 zeigt den prinzipiellen Aufbau eines erfindungsgemäßen Hörsystems 2. In diesem Ausführungsbeispiel ist das Hörsystem 2 als eine Hörhilfsvorrichtung mit einem binauralen Hörgerät 4 mit zwei signaltechnisch gekoppelten Hörhilfegeräten beziehungsweise Einzelgeräten 6a, 6b ausgeführt. Die Einzelgeräte 6a, 6b sind hierbei beispielhaft als Hinter-dem-Ohr-Hörhilfegeräte (HdO) ausgestaltet. Die Einzelgeräte 6a, 6b sind untereinander mittels einer drahtlosen Kommunikationsverbindung 8 signaltechnisch gekoppelt oder koppelbar.

**[0076]** Die Kommunikationsverbindung 8 ist beispielsweise eine induktive Kopplung zwischen den Einzelgeräten 6a und 6b, alternativ ist die Kommunikationsverbindung 8 beispielsweise als eine Funkverbindung, insbesondere als eine Bluetooth- oder RFID-Verbindung, zwischen den Einzelgeräten 6a und 6b ausgeführt ist.

**[0077]** Der Aufbau der Einzelgeräte 6a, 6b ist nachfolgend beispielhaft anhand des Einzelgeräts 6a erläutert. Das Einzelgeräte 6a umfasst, wie in der Fig. 1 schematisch dargestellt, ein Gerätegehäuse 10, in welches ein oder mehrere Mikrofone, auch als akusto-elektrische Eingangswandler 12 bezeichnet, eingebaut sind. Mit den Eingangswandlern 12 wird ein Schall beziehungsweise

die akustischen Signale in einer Umgebung des Hörsystems 2 aufgenommen, und in elektrische Akustikdaten 14 gewandelt.

**[0078]** Die Akustikdaten 14 werden von einem Controller 15 einer Signalverarbeitungseinrichtung 16, welche ebenfalls in dem Gerätegehäuse 10 angeordnet ist, verarbeitet. Anhand der Akustikdaten 14 erzeugt die Signalverarbeitungseinrichtung 16 ein Ausgangssignal 18, welches an einen Lautsprecher beziehungsweise Hörer 20 geleitet wird. Der Hörer 20 ist hierbei als ein elektroakustischer Ausgangswandler 20 ausgeführt, welcher das elektrische Ausgangssignal 18 in ein akustisches Signal wandelt und ausgibt. Bei dem HdO-Einzelgerät 6a wird das akustische Signal gegebenenfalls über einen nicht näher dargestellten Schallschlauch oder externen Hörer, der mit einer im Gehörgang einsitzenden Otoplastik, zum Trommelfell eines Hörsystemnutzers übertragen. Es ist aber auch beispielsweise ein elektromechanischer Ausgangswandler als Hörer 20 denkbar, wie beispielsweise bei einem Knochenleitungshörer.

**[0079]** Die Energieversorgung des Einzelgeräts 6a und insbesondere der Signalverarbeitungseinrichtung 16 erfolgt mittels einer in dem Gerätegehäuse 10 aufgenommenen Batterie 22.

**[0080]** Die Signalverarbeitungseinrichtung 16 ist mit einem Bewegungssensor 24 des Einzelgeräts 6a gekoppelt. Der Bewegungssensor 24 erfasst im Betrieb Beschleunigungs- und/oder Rotationsbewegungen des Einzelgeräts 6a und sendet diese im Betrieb als Bewegungssensordaten 26 an die Signalverarbeitungseinrichtung 16. Der Bewegungssensor 24 ist beispielsweise als ein 3D-Beschleunigungssensor ausgeführt. Zusätzlich oder alternativ ist der Bewegungssensor 24 beispielsweise als ein Lage-Sensor, insbesondere als ein gyroskopischer Sensor, ausgeführt.

**[0081]** Die Signalverarbeitungseinrichtung 16 ist weiterhin signaltechnisch an einen ersten Transceiver 28 und an einen zweiten Transceiver 30 des Einzelgeräts 6a geführt. Der Transceiver 28 dient zum Senden und Empfangen von drahtlosen Signalen mittels der Kommunikationsverbindung 8 und der Transceiver 30 zum Senden und Empfangen von drahtlosen Signalen mittels einer Kommunikationsverbindung 32 an ein hörgeräteexternes Zusatzgerät 34 (Fig. 2). Beispielsweise ist es ebenso denkbar, dass lediglich ein Transceiver für beide Kommunikationsverbindungen 8, 32 vorgesehen ist.

**[0082]** In dem Ausführungsbeispiel der Fig. 2 ist das Zusatzgerät 34 als ein separates, mobiles, Bedien- und Anzeigegerät ausgeführt, welches mittels der Kommunikationsverbindung 32 signaltechnisch mit Hörgerät 4 gekoppelt oder koppelbar ist. Bei dem in Fig. 2 schematisch dargestellten Zusatzgerät 34 handelt es sich insbesondere um ein Smartphone. Das nachfolgend auch als Smartphone bezeichnete Zusatzgerät 34 weist eine berührungssensitive Anzeigeeinheit (Display) 36 auf, welche nachfolgend auch als Touchscreen bezeichnet wird. Zweckmäßigerweise ist das Smartphone 34 hierbei in den Sendebereich der Kommunikationsverbindung 32

eingebraucht. Die signaltechnische Kopplung zwischen dem Smartphone 34 und den Transceivern 30 der Einzelgeräte 6a und 6b erfolgt hierbei über einen entsprechenden - nicht näher bezeichneten - integrierten Transceiver, beispielsweise einer Funk- oder Radioantenne, des Smartphones 34.

**[0083]** Das Smartphone 34 weist einen integrierten Controller auf, welcher im Wesentlichen durch einen Mikrocontroller mit einer implementierten Anwendungssoftware 38 zur programmtechnischen Auswertung von mittels der Kommunikationsverbindung 32 übermittelten Signalen und Daten gebildet ist. Die Anwendungssoftware 38 ist vorzugsweise eine Mobile-App beziehungsweise eine Smartphone-App, die in einem Datenspeicher des Controllers hinterlegt ist. Der Controller stellt im Betrieb die Anwendungssoftware 38 auf der als Touchscreen ausgeführten Anzeigeeinheit 36 dar, wobei die Anwendungssoftware 38 mittels der berührungssensitiven Oberfläche der Anzeigeeinheit 36 durch einen Hörsystemnutzers bedienbar ist.

**[0084]** Anhand des in Fig. 3 dargestellten Flussdiagramms ist nachfolgend ein erfindungsgemäßes Verfahren 40 zum Betreiben des Hörsystems 2 näher erläutert.

**[0085]** Während des Betriebs des Hörsystems 2 wird eine Ist-Bewegung des Hörsystemnutzers als Bewegungssensordaten 26 des Bewegungssensors 24 und als Bewegungsgeräuschdaten 44 der Eingangswandler 12 erfasst. Die Analyse oder Erfassung der Bewegungsgeräusche beziehungsweise Bewegungsgeräuschdaten 44 aus den Akustikdaten 14 kann hierbei beispielsweise mittels eines Bewegungsgeräusch-Klassifikators 46 des Controllers 15 erfolgen. In der Fig. 3 ist der Klassifikator 46 beispielsweise Teil des Eingangswandlers 12, der Klassifikator 46 kann jedoch auch separat zu dem Eingangswandler 12 ausgeführt sein.

**[0086]** Anhand der Bewegungssensordaten 26 und der Bewegungsgeräuschdaten 44 wird ein Ist-Bewegungsmuster 48 für die Ist-Bewegung oder Eigenbewegung des Hörsystemnutzers bestimmt. Die Analyse der Bewegungssensordaten 26 und der Bewegungsgeräuschdaten 44 beziehungsweise die Bestimmung des daraus abgeleiteten Ist-Bewegungsmusters 48 erfolgt beispielsweise mittels eines Klassifikators oder einer (ersten) Auswerteeinheit 50 des Controllers 15. Anhand der durch das Ist-Bewegungsmuster 48 charakterisierten Bewegung des Hörsystemnutzers wird von einer (zweiten) Auswerteeinheit 52 des Controllers 15 ein Soll-Bewegungsmuster 54 bestimmt. Die Auswerteeinheit 52 vergleicht hierbei das Ist-Bewegungsmuster 48 mit dem Soll-Bewegungsmuster 54, wobei anhand des Vergleichs ein Steuersignal 56 für einen Tongenerator 58 erzeugt wird. Der Tongenerator 58 erzeugt hierbei ein elektrisches Signal 60, welches mittels eines Verstärkers 62 verstärkt, und als verstärktes Signal 64 an den Ausgangswandler 20 gesendet wird, welcher das Signal 64 in ein wahrnehmbares Audiosignal 66 wandelt.

**[0087]** Das Audiosignal 66 beziehungsweise die Signale 60 und 64 können hierbei eine Sonifikation des Soll-

Bewegungsmusters 54 sein. Das insbesondere rhythmische Audiosignal 66 unterstützt hierbei beispielsweise als Takt oder Triggergeräusch eine Gehbewegung des Hörsystemnutzers.

**[0088]** Der Signalpegel beziehungsweise die Lautstärke des Audiosignals 66 ist für den Hörsystemnutzer vorzugsweise stets hörbar. Um die optimale Hörbarkeit zu erreichen, analysiert der Controller 15 mittels eines Pegelmessers oder eines Umgebungsklassifikators 68 den Umgebungspegel, welcher sich aus den Akustikdaten 14 der Eingangswandler 12 ergibt. Zusätzlich wird beispielsweise ein Hörverlust oder eine Hörschädigung des Hörsystemnutzers (Audiogramm-Information oder abgeleitet aus der Hörgeräteanpassung) berücksichtigt, und ein Signalpegelsignal 70 erzeugt. Das Signalpegelsignal 70 stellt hierbei einen Signalpegel des Audiosignals 66 ein. In dem in Fig. 3 gezeigten Ausführungsbeispiel wird hierzu beispielsweise der Signalpegel des Signals 60 eingestellt, so dass in der Folge der Signalpegel des Audiosignals 66 variiert wird. Alternativ kann das Signalpegelsignal 70 auch zur Einstellung des Verstärkers beziehungsweise des Signals 64 verwendet werden.

**[0089]** Das Ist- und/oder das Soll-Bewegungsmuster 48, 54 werden in einem Speicher 72 des Controllers 15 hinterlegt. Dadurch ist es beispielsweise möglich, Fortschritte oder Veränderungen in den Bewegungsmustern 48, 54 zu erfassen und zu überwachen. Diese Daten können beispielsweise medizinischen Experten und/oder dem Hörsystemnutzer zur Verfügung gestellt werden, beispielsweise durch Visualisierung auf der Anzeigeeinheit 36 des Zusatzgeräts 34.

**[0090]** Vorzugsweise wird mittels des Zusatzgeräts 34 beziehungsweise mittels der Anwendungssoftware 38 ein Anwendungsfall 74 an das Hörgerät 4 übermittelt. In Abhängigkeit des ausgewählten Anwendungsfalls 74 werden beispielsweise die Auswerteeinheit 52 und der Tongenerator 58 angesteuert, und dadurch das Soll-Bewegungsmuster 54 und/oder das Audiosignal 66 verändert.

**[0091]** In einer nicht näher dargestellten Ausführungsform ermittelt der Controller 15 anhand der erfassten Bewegungssensordaten 26 und/oder Bewegungsgeräuschdaten 44 eine Wahrscheinlichkeit für ein zukünftiges Fall- oder Sturzereignis des Hörsystemnutzers. Die Bestimmung der Wahrscheinlichkeit kann hierbei beispielsweise in der Auswerteeinheit 50 erfolgen.

**[0092]** Vorzugsweise wird das Soll-Bewegungsmuster 56 in Abhängigkeit der bestimmten Wahrscheinlichkeit angepasst. Insbesondere wird das Soll-Bewegungsmuster 56 beziehungsweise das Audiosignal 66 derart angepasst, dass die Wahrscheinlichkeit für einen Sturz oder Fall möglichst reduziert oder minimiert wird. Beispielsweise wird ein Rhythmus des Audiosignals 66 verändert um das Fallrisiko für den Hörsystemnutzer zu reduzieren. Beispielsweise wird der Signalpegel des Signals 60 oder des Audiosignals 66 anhand der bestimmten Wahrscheinlichkeit eingestellt.

**[0093]** Während des Betriebs geben die Einzelgeräte

6a, 6b des binauralen Hörgeräts 4 das Audiosignal 66 beispielsweise zueinander synchron aus. Beispielsweise ist es hierbei denkbar, dass das gleiche Audiosignal 66 in unterschiedlichen Lautstärken (abhängig eines Hörverlusts des Hörsystemnutzers und/oder abhängig von der Abweichung der Ist-Soll-Bewegung) zu gleichen Zeit ausgegeben wird.

[0094] Ebenso möglich ist beispielsweise, dass das gleiche Audiosignal 66 zu unterschiedlichen Zeitpunkten erzeugt wird, zum Beispiel erzeugt das am linken Ohr getragene Einzelgerät das Audiosignal 66 bei einem Schritt mit dem linken Fuß nach vorne, wobei das am rechten Ohr getragene Einzelgerät das Audiosignal 66 analog bei einem Schritt mit dem rechten Fuß nach vorne erzeugt.

[0095] Insbesondere bei einer Beeinträchtigung des Gleichgewichts oder bei einseitigen Bewegungsbeeinträchtigungen (z.B. Hinken mit einem Bein) ist es weiterhin möglich, dass die Einzelgeräte 6a, 6b unterschiedliche Audiosignale 66 oder unterschiedlich manipulierte Audiosignale 66 für das rechte und linke Ohr erzeugen.

[0096] Als Audiosignal 66 werden die von dem Eingangswandler 12 erfassten Bewegungsgeräusche zu verwenden. Dies bedeutet, dass die Bewegungsgeräusche beziehungsweise die Bewegungsgeräuschdaten 44 zur Erzeugung des Audiosignals 66 in dem Tongenerator 58 gezielt verstärkt werden. Der Tongenerator 58 kann hierbei eine Signaleigenschaft der Bewegungsgeräuschdaten 44, wie beispielsweise einen Signalpegel, einen Rhythmus oder einen Frequenzgang der Bewegungsgeräuschdaten 44 beeinflussen. Alternativ kann der Tongenerator 58 auch entfallen, und direkt der Verstärker 62 genutzt werden.

[0097] Beispielsweise werden zur Unterstützung einer Gehbewegung Schrittgeräusche stärker verstärkt als andere Signale der Akustikdaten 14, so dass der Hörsystemnutzer die Schrittgeräusche zuverlässig wahrnehmen kann. Der Signalpegel des Audiosignals 66 wird hierbei beispielsweise in Abhängigkeit der Abweichung des Ist-Bewegungsmusters 48 von dem Soll-Bewegungsmuster 54 eingestellt.

[0098] Die beanspruchte Erfindung ist nicht auf die vorstehend beschriebenen Ausführungsbeispiele beschränkt. Vielmehr können auch andere Varianten der Erfindung von dem Fachmann hieraus im Rahmen der offenbarten Ansprüche abgeleitet werden, ohne den Gegenstand der beanspruchten Erfindung zu verlassen.

#### Bezugszeichenliste

#### [0099]

|        |                          |
|--------|--------------------------|
| 2      | Hörsystem                |
| 4      | Hörgerät                 |
| 6a, 6b | Einzelgerät              |
| 8      | Kommunikationsverbindung |
| 10     | Gerätegehäuse            |
| 12     | Eingangswandler          |

|        |                                     |
|--------|-------------------------------------|
| 14     | Akustikdaten                        |
| 15     | Controller                          |
| 16     | Signalverarbeitungseinheit          |
| 18     | Ausgangssignal                      |
| 5 20   | Ausgangswandler                     |
| 22     | Batterie                            |
| 24     | Bewegungssensor                     |
| 26     | Bewegungsdaten                      |
| 28, 30 | Transceiver                         |
| 10 32  | Kommunikationsverbindung            |
| 34     | Zusatzgerät/Smartphone              |
| 36     | Anzeigeeinheit                      |
| 38     | Anwendungssoftware                  |
| 40     | Verfahren                           |
| 15 44  | Bewegungsgeräuschdaten              |
| 46     | Bewegungsgeräusch-Klassifikator     |
| 48     | Ist-Bewegungsmuster                 |
| 50     | Auswerteeinheit                     |
| 52     | Auswerteeinheit                     |
| 20 54  | Soll-Bewegungsmuster                |
| 56     | Steuersignal                        |
| 58     | Tongenerator                        |
| 60     | Signal                              |
| 62     | Verstärker                          |
| 25 64  | Signal                              |
| 66     | Audiosignal                         |
| 68     | Pegelmesser/Umgebungs-Klassifikator |
| 70     | Signalpegelsignal                   |
| 72     | Speicher                            |

#### Patentansprüche

1. Verfahren (40) zum Betreiben eines Hörsystems (2), welches ein Hörgerät (4) mit mindestens einem Eingangswandler (12) und mit einem Ausgangswandler (20) sowie mit einem Bewegungssensor (24) aufweist,
  - wobei eine Ist-Bewegung des Hörsystemnutzers als Bewegungssensordaten (26) des Bewegungssensors (24) und als Bewegungsgeräuschdaten (44) des Eingangswandlers (12) erfasst wird,
  - wobei anhand der Bewegungssensordaten (26) und/oder der Bewegungsgeräuschdaten (44) ein Ist-Bewegungsmuster (48) für die Ist-Bewegung bestimmt wird,
  - wobei das Ist-Bewegungsmuster (48) mit einem Soll-Bewegungsmuster (54) verglichen wird,
  - wobei in Abhängigkeit des Vergleichs ein Audiosignal (66) mit einem wahrnehmbaren Signalpegel mittels des Ausgangswandlers (20) erzeugt wird, **dadurch gekennzeichnet, dass** das Audiosignal (66) den Hörsystemnutzer bei der Ausführung der Ist-Bewegung unterstützt, und

- wobei als Audiosignal (66) die von dem Eingangswandler (12) erfassten Bewegungsgeräuschdaten (44) verwendet werden.
2. Verfahren (40) nach Anspruch 1,  
**dadurch gekennzeichnet,**  
**dass** anhand der erfassten Bewegungssensordaten (26) und/oder Bewegungsgeräuschdaten (44) eine Wahrscheinlichkeit für eine zukünftige Abweichung des Ist-Bewegungsmusters (48) von dem Soll-Bewegungsmuster (54) des Hörsystemnutzers bestimmt wird, wobei das Soll-Bewegungsmuster (54) anhand der Wahrscheinlichkeit eingestellt wird. 10
  3. Verfahren (40) nach Anspruch 2,  
**dadurch gekennzeichnet,**  
**dass** der Signalpegel des Audiosignals (66) anhand der bestimmten Wahrscheinlichkeit eingestellt wird. 15
  4. Verfahren (40) nach einem der Ansprüche 1 bis 3,  
**dadurch gekennzeichnet,**  
**dass** die Bewegungsgeräuschdaten (44) aus Akustikdaten (14) des Eingangswandlers (12) bestimmt werden. 20
  5. Verfahren (40) nach einem der Ansprüche 1 bis 4,  
**dadurch gekennzeichnet,**  
**dass** der Signalpegel des Audiosignals (66) proportional zu einer Abweichung zwischen dem Soll-Bewegungsmuster (54) und dem Ist-Bewegungsmuster (48) eingestellt wird. 25 30
  6. Verfahren (40) nach einem der Ansprüche 1 bis 5,  
**dadurch gekennzeichnet,**  
**dass** anhand von Akustikdaten (14) des Eingangswandlers (12) eine Umgebungssituation des Hörsystemnutzers bestimmt wird, und dass anhand der Umgebungssituation der Signalpegel des Audiosignals (66) eingestellt wird. 35 40
  7. Verfahren (40) nach einem der Ansprüche 1 bis 6,  
**dadurch gekennzeichnet,**  
**dass** das Ist-Bewegungsmuster (48) und/oder das Soll-Bewegungsmuster (54) in einem Speicher (72) hinterlegt wird. 45
  8. Hörsystem (2), insbesondere Hörhilfsvorrichtung, aufweisend ein Hörgerät (4) mit mindestens einem Eingangswandler (12) zum Empfangen eines akustischen Umgebungssignals, und mit einem Ausgangswandler (20) zur Ausgabe eines akustischen Signals, sowie mit einem Bewegungssensor (24) zum Erfassen einer Bewegung eines Hörsystemnutzers und mit einem Controller (15) zur Durchführung eines Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 7. 50 55

## Claims

1. A method (40) for operating a listening system (2), which comprises a hearing aid (4) having at least one input transducer (12) and having an output transducer (20) as well as having a movement sensor (24),
  - wherein an actual movement of the listening system user is detected as movement sensor data (26) of the movement sensor (24) and as movement noise data (44) of the input transducer (12),
  - wherein an actual movement pattern (48) for the actual movement is determined on the basis of the movement sensor data (26) and/or the movement noise data (44),
  - wherein the actual movement pattern (48) is compared with a target movement pattern (54),
  - wherein an audio signal (66) having a perceptible signal level is generated by means of the output transducer (20) in dependence on the comparison,

**characterized in that**  
the audio signal (66) assists the listening system user in the execution of the actual movement, and

  - wherein the movement noise data (44) detected by the input transducer (12) are used as the audio signal (66).
2. The method (40) according to Claim 1,  
**characterized in that**  
a probability of a future deviation of the actual movement pattern (48) from the target movement pattern (54) of the listening system user is determined on the basis of the detected movement sensor data (26) and/or movement noise data (44), wherein the target movement pattern (54) is adjusted on the basis of the probability.
3. The method (40) according to Claim 2,  
**characterized in that**  
the signal level of the audio signal (66) is adjusted on the basis of the determined probability.
4. The method (40) according to any one of Claims 1 to 3,  
**characterized in that**  
the movement noise data (44) are determined as acoustic data (14) of the input transducer (12).
5. The method (40) according to any one of Claims 1 to 4,  
**characterized in that**  
the signal level of the audio signal (66) is adjusted proportionally to a deviation between the target

movement pattern (54) and the actual movement pattern (48).

6. The method (40) according to any one of Claims 1 to 5,

**characterized in that**

a surroundings situation of the listening system user is determined on the basis of acoustic data (14) of the input transducer (12), and that the signal level of the audio signal (66) is adjusted on the basis of the surroundings situation.

7. The method (40) according to any one of Claims 1 to 6,

**characterized in that**

the actual movement pattern (48) and/or the target movement pattern (54) is stored in a memory (72).

8. A listening system (2), in particular a hearing aid device, comprising a hearing aid (4) having at least one input transducer (12) for receiving an acoustic surroundings signal, and having an output transducer (20) for outputting an acoustic signal, as well as having a movement sensor (24) for detecting a movement of a listening system user and having a controller (15) for carrying out a method according to any one of Claims 1 to 7.

**Revendications**

1. Procédé (40) de fonctionnement d'un système auditif (2), qui comporte une aide auditive (4) pourvue d'au moins un transducteur d'entrée (12) et d'un transducteur de sortie (20) ainsi que d'un capteur de mouvement (24),

- un mouvement réel de l'utilisateur du système auditif étant détecté comme données de capteur de mouvement (26) du capteur de mouvement (24) et comme données de bruit de mouvement (44) du transducteur d'entrée (12),

- un modèle de mouvement réel (48) étant déterminé pour le mouvement réel sur la base des données de capteur de mouvement (26) et/ou des données de bruit de mouvement (44),

- le modèle de mouvement réel (48) étant comparé à un modèle de mouvement de consigne (54),

- en fonction de la comparaison, un signal audio (66) dont le niveau de signal est perceptible étant généré au moyen du transducteur de sortie (20), **caractérisé en ce que** le signal audio (66) aide l'utilisateur du système auditif à effectuer le mouvement réel, et

- les données de bruit de mouvement (44) acquises par le transducteur d'entrée (12) étant utilisées comme signal audio (66).

2. Procédé (40) selon la revendication 1, **caractérisé en ce qu'une** probabilité d'un écart futur du modèle de mouvement réel (48) par rapport au modèle de mouvement de consigne (54) de l'utilisateur du système auditif est déterminée sur la base des données de capteur de mouvement (26) et/ou des données de bruit de mouvement (44) qui ont été acquises, le modèle de mouvement de consigne (54) étant défini sur la base de la probabilité.

3. Procédé (40) selon la revendication 2, **caractérisé en ce que** le niveau du signal audio (66) est réglé sur la base de la probabilité déterminée.

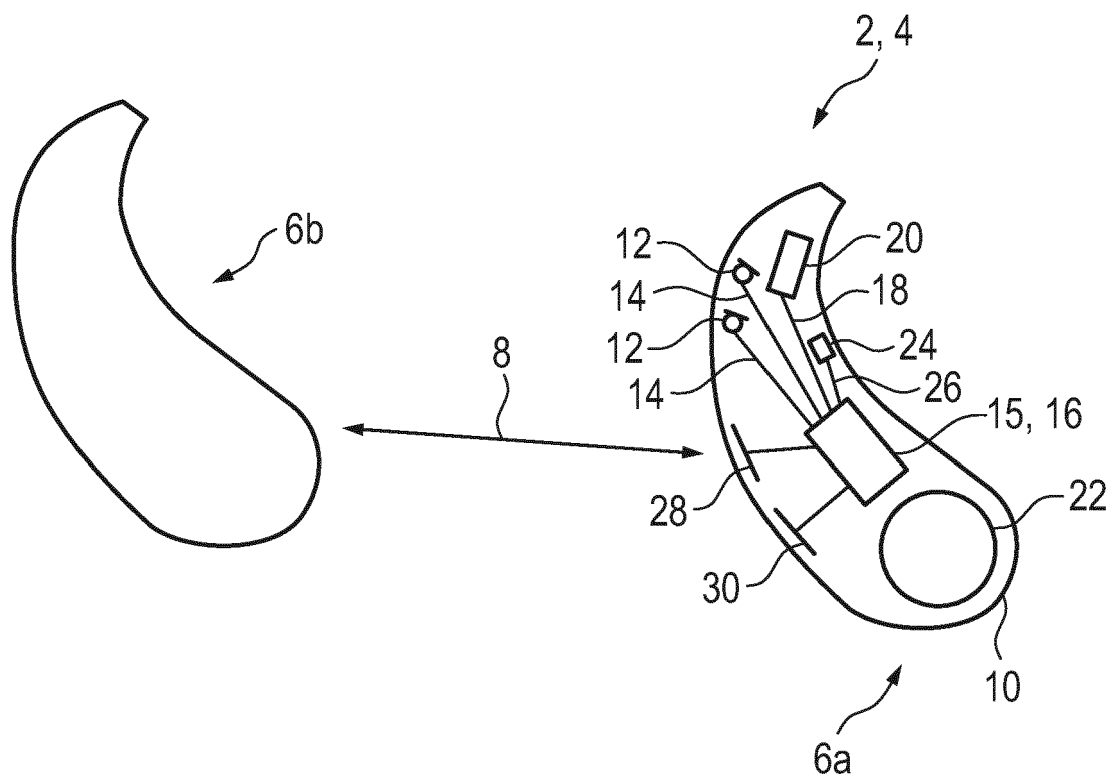
4. Procédé (40) selon l'une des revendications 1 à 3, **caractérisé en ce que** les données de bruit de mouvement (44) sont déterminées à partir des données acoustiques (14) du transducteur d'entrée (12).

5. Procédé (40) selon l'une des revendications 1 à 4, **caractérisé en ce que** le niveau du signal audio (66) est réglé proportionnellement à un écart entre le modèle de mouvement de consigne (54) et le modèle de mouvement réel (48).

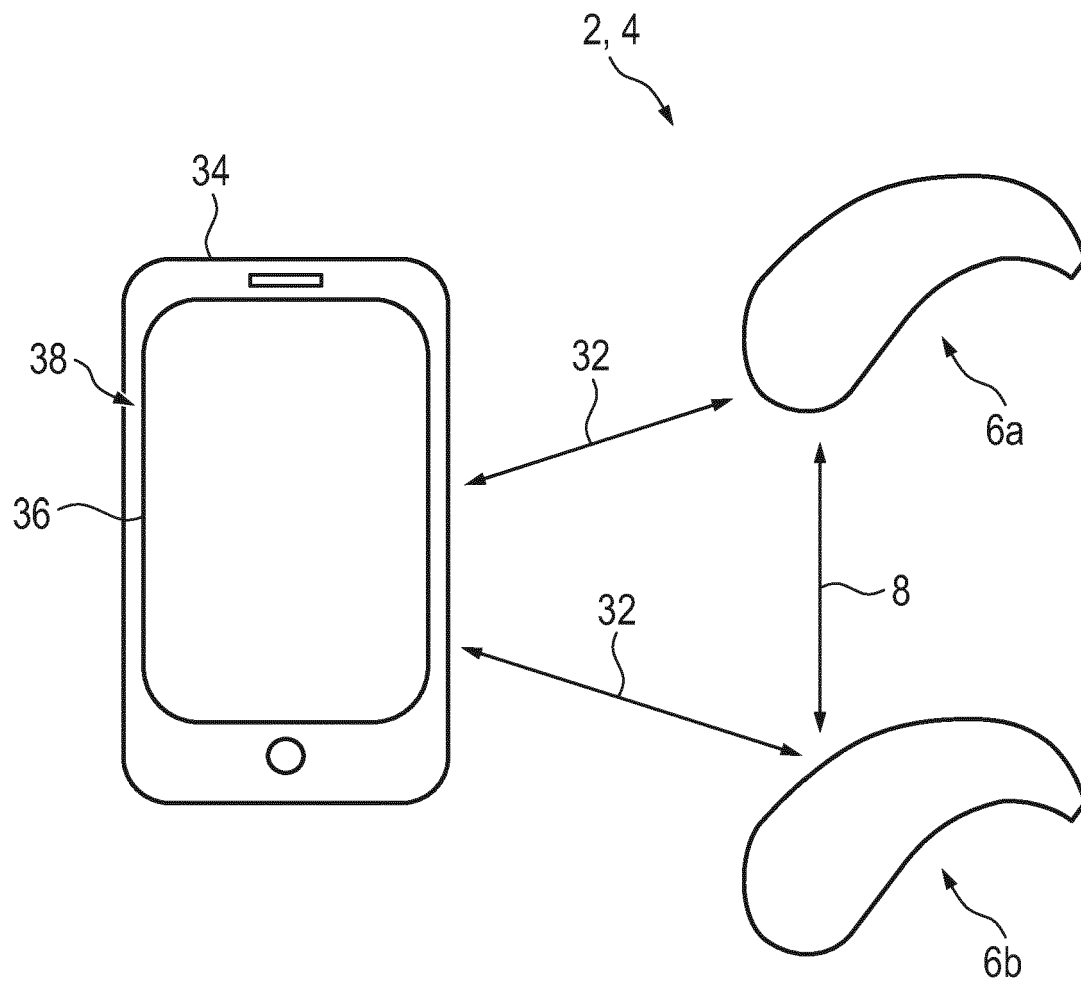
6. Procédé (40) selon l'une des revendications 1 à 5, **caractérisé en ce qu'une** situation d'environnement de l'utilisateur du système auditif est déterminée sur la base de données acoustiques (14) du transducteur d'entrée (12), et **en ce que** le niveau du signal audio (66) est réglé sur la base de la situation d'environnement.

7. Procédé (40) selon l'une des revendications 1 à 6, **caractérisé en ce que** le modèle de mouvement réel (48) et/ou le modèle de mouvement de consigne (54) est/sont stocké(s) dans une mémoire (72).

8. Système auditif (2), en particulier dispositif d'aide auditive, comprenant une aide auditive (4) pourvue d'au moins un transducteur d'entrée (12) destiné à recevoir un signal d'environnement acoustique, et d'un transducteur de sortie (20) destiné à délivrer un signal acoustique, et un capteur de mouvement (24) destiné à détecter un mouvement d'un utilisateur de système auditif et un contrôleur (15) destiné à mettre en œuvre un procédé selon l'une des revendications 1 à 7.



**Fig. 1**



**Fig. 2**

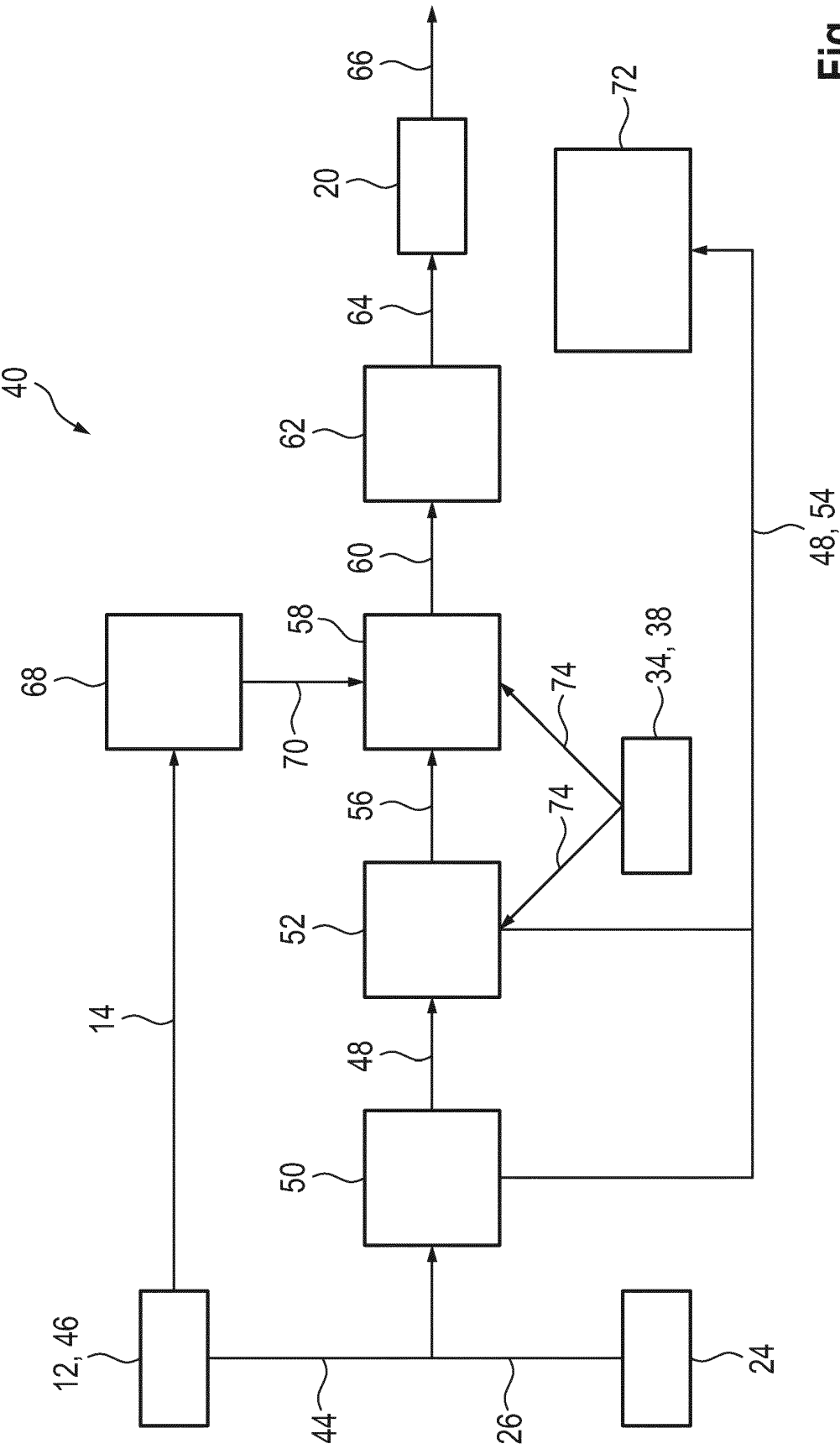


Fig. 3

**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**

- WO 2020206155 A1 [0010]
- EP 2020086518 W [0056] [0057]