



SCHWEIZERISCHE EIDGENOSSENSCHAFT
EIDGENÖSSISCHES INSTITUT FÜR GEISTIGES EIGENTUM

(11) CH

707 585 A2

(51) Int. Cl.: H04R 25/00 (2006.01)
A61B 5/12 (2006.01)

Patentanmeldung für die Schweiz und Liechtenstein

Schweizerisch-liechtensteinischer Patentschutzvertrag vom 22. Dezember 1978

(12) PATENTANMELDUNG

(21) Anmeldenummer: 00678/14

(71) Anmelder:
Phonak AG, Laubisrütistrasse 28
8712 Stäfa (CH)

(22) Anmeldedatum: 06.05.2014

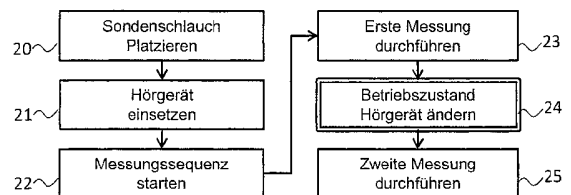
(72) Erfinder:
Martina Wolf, 8712 Stäfa (CH)
Ullrich Sigwanz, 8634 Hombrechlikon (CH)
Michael Boretzki, 8630 Rüti (CH)
Manfred Dürst, 8610 Uster (CH)
Harald Krueger, 8910 Affoltern am Albis (CH)

(43) Anmeldung veröffentlicht: 15.08.2014

(54) Messverfahren und Messsystem zum Durchführen von akustischen Messungen am Ohr eines Individuums sowie Anpassverfahren für ein Hörgerät.

(57) Bei einem erfindungsgemässen Verfahren wird am Ohr eines Schwerhörigen eine Sequenz von Echtohrmessungen, auch REM (Real Ear Measurements) und In-Situ-Messungen genannt, automatisiert durchgeführt. Hierfür platziert der Akustiker zunächst einen Sondenschlauch (probe tube) in der Nähe des Trommelfells (20) und setzt das Hörgerät ein (21). Anschliessend betätigt er ein Bedienelement, um die automatische Messsequenz zu starten (22). Nachdem eine erste Messung durchgeführt wurde (23), wird der Betriebszustand des Hörgerätes geändert (24). Anschliessend wird zumindest eine zweite Messung durchgeführt. Bei den Messungen kann es sich handeln um RECD-, MLE-, REOR-, REAR-, REOG- und/oder REAG-Messungen. Der Betriebszustand kann zum Beispiel sein: «Hörer ausgeschaltet», «normale Umgebungsschallverstärkung» und «Abgabe eines Prüfschalles». Die Echtohrmessungen können Teil eines Hörgeräteanpassverfahrens, auch Fitting genannt, sein. Die Steuerung der automatischen Messsequenz kann durch eine Hörgeräteanpasssoftware erfolgen.

Ein entsprechendes Messsystem wird auch beansprucht.



Beschreibung

Technisches Gebiet

[0001] Die Erfindung betrifft das Gebiet Hörgeräteanpassung. Insbesondere betrifft es ein Messverfahren und ein Messsystem zum Durchführen von akustischen Messungen am Ohr eines Individuums. Ferner betrifft es ein Anpassverfahren zum Anpassen eines Hörgerätes.

Stand der Technik

[0002] Hörgerät sind Geräte, welche dazu dienen den Hörverlust eines Schwerhörigen zu kompensieren und sein Hören zu verbessern. Hörgeräte müssen an den jeweiligen Schwerhörigen angepasst werden. Hierfür wird das Hörgerät mit einem Anpasscomputer verbunden, auf welchem eine Anpasssoftware läuft. Bei der Anpassung müssen folgende Aspekte berücksichtigt werden: Der Hörverlust des Schwerhörigen, die persönlichen Präferenzen des Schwerhörigen, die Hörgeräteerfahrung des Schwerhörigen sowie die Geometrie und akustischen Eigenschaften der Ohren des Schwerhörigen bzw. der akustischen Ankopplung des Hörgerätes. Letzteres kann durch sogenannte «Echtohrmessungen» erfolgen.

[0003] Für Echtohrmessungen, auch bezeichnet als In-Situ-Messungen, werden kommerziell spezielle Systeme angeboten. Ein solches System stammt von GN Otometrics und umfasst die Messsoftware «OTOSuite», das SONDENSYSTEM «FreeFit», den Kuppler bzw. die Messbox «HIT» und das Audiometer «Aurical».

[0004] Zu den Echtohrmessungen zählen RECD-, MLE-, REOG- und REAG-Messungen. RECD-Messungen werden zum Beispiel beschrieben in US 6 154 564 Uvacek, US 7 778 424 Lange, EP 1 594 344 A2 und US 8 045 737 Stirnemann, US 7 634 094 Bertges, US 8 452 021 Yanz, US 8 374 370 und EP 2 234 414 A2 Zhang.

[0005] Die Anpasssoftware wird normalerweise von den Hörgeräteherstellern zu Verfügung gestellt. Ein Beispiel dafür ist «Target» der Firma Phonak. Verbesserungen von Anpasssoftware sind zum Beispiel beschrieben in DE 4 418 203 C2 und US 7 672 468 Kaiser, EP 0 917 397 A1 Bindner, US 6 201 875 Davis, EP 1 091 620 A1 Aschoff, US 7 054 449 Lüdi, EP 1 488 665 A2 Colding, US 7 366 307 Yanz, US 7 664 279 Flynn, EP 2 548 381 A2 Schneider und US 2011/154 261 Edgar.

Darstellung der Erfindung

[0006] Es ist die technische Aufgabe der Erfindung ein Verfahren und ein System für akustische Messungen am Ohr eines Individuums bereitzustellen, welches sich vom Akustiker einfach, schnell und ohne grosse Belastung des Schwerhörigen durchführen lässt, so dass es sich in den Rahmen einer HörgeräteRoutineanpassung durchführen lässt.

[0007] Diese technische Aufgabe wird von den unabhängigen Ansprüchen 1 und 7 gelöst. Eine Messungssequenz wird vollautomatisch ausgeführt, wobei zwischen einzelnen Messungen der Sequenz der Betriebszustand des Hörgerätes automatisch verändert wird. So lassen sich zwei oder mehr Messungen mit einer einzelnen Benutzeraktion auslösen. Bei bekannten Systemen muss der Akustiker den Betriebszustand des Hörgerätes händisch umschalten und die nächste Messung starten. Dies ist zeitaufwändig und belastet den Schwerhörigen, da dieser länger still sitzen muss und länger beschallt wird. Der automatische Betriebszustandswechsel ist bei den bekannten Systemen nicht möglich, da Anpasssoftware und Messsoftware nicht dafür ausgelegt sind in Echtzeit miteinander zu kommunizieren.

[0008] Gemäss Anspruch 6 ist das erfindungsgemässe Messverfahren Teil eines Anpassverfahrens. Insbesondere die Vorberechnung einer Anpassung kann mit den Resultaten des erfindungsgemässen Messverfahrens signifikant verbessert werden.

Kurze Beschreibung der Zeichnungen

[0009]

- Fig. 1 zeigt schematisch ein Hörgeräteanpass- und Echtohrmesssystem gemäss der Erfindung;
- Fig. 2 zeigt ein Flussdiagramm eines Echtohrmessverfahrens gemäss der Erfindung;
- Fig. 3 zeigt ein Flussdiagramm des eines Anpassverfahrens für Hörgeräte gemäss der Erfindung;
- Fig. 4a und 4b zeigen Blockdiagramme von Systemen gemäss der Erfindung;
- Fig. 5 zeigt ein Sequenzdiagramm des Verfahrens von Fig. 3.

Wege zur Ausführung der Erfindung und gewerbliche Verwendbarkeit

[0010] Fig. 1 zeigt schematisch ein Hörgeräteanpass- und Echtohrmesssystem gemäss einer Ausführungsform der Erfindung. Im Gehörgang 2 des Schwerhörigen ist ein SONDENSCHLAUCH 3 platziert. Sein ohrkanalseitiges Ende befindet sich vorzugsweise nicht mehr als 5 mm vom Trommelfell entfernt. Das Hörgerät 1 bzw. sein Ohrpassstück ist im Gehörgang 2 eingesetzt, so wie im täglichen Betrieb. Der SONDENSCHLAUCH ist so dünn bzw. so beschaffen, dass sein Einfluss auf den Sitz des Hörgerätes im Ohrkanal vernachlässigbar ist. Auf diese Weise wird eine akustische Messung im Ohrkanal ermöglicht,

welche die akustischen Signale innerhalb des Ohrkanals erfasst, während ein Ohrpasstück eingesetzt ist. Das Hörgerät 1 weist zumindest ein Umgebungsmikrofon 8 und einen sogenannten Hörer 7 auf. Zur Steuerung der Echtohrmessung dient ein Anpasscomputer 6, auf welchem eine Anpasssoftware und eine Messsoftware installiert ist. Mit einem Lausprecher 4 kann ein Raumschall dargeboten werden. Die Echtohrsonde 5 weist ein Sondenmikrofon 9 und ein Referenzmikrofon 10 auf. Das Sondenmikrofon 9 ist an das dem Ohrkanal abgewandten Ende des Sondenschlauches gekoppelt. Bei Messungen befindet sich das Referenzmikrofon 10 im Bereich der Wange des Schwerhörigen. Nicht in der Figur gezeigt ist ein sogenannter Kuppler und/oder eine Messbox, welche auch Teil des erfindungsgemässen Messsystems sein können.

[0011] Fig. 2 zeigt ein Flussdiagramm eines Echtohrmessverfahrens gemäss einer Ausführungsform der Erfindung. Zunächst werden im Schritt 20 und 21 Sondenschlauch und Hörgerät so platziert, wie in Fig. 1 gezeigt. Dies kann dadurch erfolgen, dass der Sondenschlauch vorgeschoben wird bis er das Trommelfell berührt. Der Schwerhörige nimmt das als Geräusch wahr und signalisiert es dem Akustiker. Anschliessend wird der Schlauch etwas zurückgezogen, vorzugsweise etwa drei bis fünf Millimeter. Im Schritt 22 wird die automatische Messungssequenz durch den Akustiker ausgelöst, zum Beispiel, indem er auf dem Anpasscomputer eine Schaltfläche anklickt, oder indem er einen Knopf einer Fernbedienung betätigt. Das System arbeitet nun selbsttätig ohne weitere Aktionen des Akustikers. Im Schritt 23 wird eine erste und im Schritt 25 eine zweite akustische Messung im Ohrkanal durchgeführt. Dazwischen wird in Schritt 24 der Betriebszustand des Hörgerätes geändert.

[0012] Fig. 3 zeigt ein Flussdiagramm eines Hörgeräteanpassverfahrens gemäss einer Ausführungsform der Erfindung. Analog zu Fig. 2 platziert der Akustiker in Schritten 30 bis 32 den Schlauch und löst die Messungssequenz aus. Die Schritte 33 bis 42 werden dann vollautomatisch ausgeführt. In Schritt 33 wird das Hörgerät in einen speziellen Betriebszustand versetzt, in welchem es einen Gehörgangsprüfschall erzeugt. In Schritt 34 wird die Sonde ausgelesen. Die Daten dienen zur Ermittlung des Echtohranteils der RECD. Beim Auslesen der Sonde wird sowohl das Sondenmikrofon als auch das Referenzmikrofon ausgelesen und die Differenz der zwei Resultate bzw. Schallspektren gebildet. Im Schritt 35 wird das Hörgerät in speziellen Betriebszustand versetzt, in welchem zumindest der Hörer ausgeschaltet bzw. nicht aktiv ist. Dann wird in Schritt 36 ein Raumprüfschall eingeschaltet. In Schritt 37 wird das Umgebungsmikrofon des Hörgerätes ausgelesen. Aus diesen Daten bzw. diesem Schallspektrum wird der MLE ermittelt. In Schritt 38 wieder die Sonde ausgelesen. Aus diesen Daten bzw. diesem Schallspektrum wird der REOG ermittelt. In Schritt 39 wird eine sogenannte Vorberechnung durchgeführt. Optional kann es, was die Echtohrdaten betrifft, zuvor eine Plausibilitätsprüfung geben. Erforderlichenfalls wird der Akustiker aufgefordert einen Störfaktor, wie zum Beispiel eine schlechte Sondenschlauchplatzierung, zu eliminieren und die Messsequenz erneut auszulösen. Bei der Vorberechnung kommt eine Anpassformel wie NAL oder DSL zum Einsatz. Die Grundlage hierbei ist das Audiogramm des Benutzers sowie die zuvor ermittelten Echtohrdaten RECD (insbesondere berechnet aus RECD Echtohranteil und RECD Kuppleranteil), MLE und REOG. Die so ermittelte Anpassung wird ins Hörgerät geschrieben. Das Hörgerät wird dann in einen normalen Betriebszustand versetzt, wie es ihn im täglichen Betrieb hat. In Schritt 40 wird wieder die Sonde ausgelesen. Aus den Daten wird der REAG ermittelt. Die REAG-Messung kann für verschiedene Lautheitsklassen wiederholt werden. In Schritt 41 wird der Raumprüfschall wieder abgeschaltet.

[0013] Fig. 4a und 4b zeigen Blockdiagramme von Systemen gemäss der Erfindung. Gemäss Fig. 4a wird die Kontrolle über das Messverfahren von der Anpasssoftware 45 ausgeübt. Gemäss Fig. 4b wird die Kontrolle über das Messverfahren von der Messsoftware ausgeübt. In beiden Fällen löst der Akustiker 44 die Messung aus, jedoch über die unterschiedlichen Computerprogramme. Gemäss Fig. 4a versetzt die Anpasssoftware 45 das Hörgerät 47 jeweils in den für eine Messung erforderlichen Betriebszustand und veranlasst dann die Messsoftware 46 gegebenenfalls einen Prüfschall über den Raumlausprecher 49 abzugeben und gegebenenfalls die Sonde 48 auszulesen. Die Messsoftware 46 meldet Daten, wie z.B. die ermittelte RECD an die Anpasssoftware 45 zurück. Gemäss Fig. 4b beauftragt die Messsoftware 46 jeweils die Anpasssoftware 45 das Hörgerät 47 in den für die jeweilige Messung erforderlichen Betriebszustand zu versetzen. Die Kommunikation zwischen Messsoftware 46 und Anpasssoftware 45 kann über ein standardisiertes Protokoll erfolgen, wie zum Beispiel die von HIMSA (Hearing Instrument Manufacturers' Software Association) definierte «Inter Module Communication». Ferner kann es eine gemeinsame Datenbank geben, wie zum Beispiel von der Software «NOAH» bereitgestellt. In dieser Datenbank können Messresultate wie die RECD zusammen mit einer Schwerhörigenidentifikation gespeichert werden und für das jeweils andere Computerprogramm abrufbar sein.

[0014] Fig. 5 zeigt ein Sequenzdiagramm des Verfahrens von Fig. 3 bei einer Systemarchitektur gemäss Fig. 4a. Sobald Messresultate vorliegend werden diese jeweils dem Akustiker 44 präsentiert. So kann er die Gültigkeit der Messungen überwachen und erforderlichenfalls die Messsequenz abbrechen. Hierfür gibt es vorzugsweise eine Notaus-Funktion, zum Beispiel in der Benutzerschnittstelle der Anpasssoftware und/oder an der Echtohrsonde.

[0015] Die in den Beispielen angegebene Reihenfolge der Messungen ist nicht zwingend und kann in vielerlei Art geändert werden.

[0016] Das in Fig. 1 schematisch gezeigte Hörgerät ist ein In-dem-Ohr Hörgerät. Die Erfindung ist aber auch anwendbar für andere Hörgeräte wie zum Beispiel Hinter-dem-Ohr Hörgeräte oder Ex-Hörgeräte. Das Hörgerät kann ein oder zwei Umgebungsmikrofone haben, welche dazu dienen Schall aus der Umgebung des Schwerhörigen aufzunehmen. Daneben kann es ein in der Schale integriertes Kanalmikrofon haben, welches jedoch Echtohrmessungen nicht erübrigt, da die Distanz Kanalmikrofon-Trommelfell zu gross ist. Es ist auch möglich Ohrhörer, Lärmschutz- und Kommunikationsgeräte für Normalhörende mit dem Verfahren zu kalibrieren, optimieren und/oder einzustellen. Im Fall von binauralen Hörsystemen kann es Zeit sparen und den Schwerhörigen entlasten, wenn die Messungen rechts und links gleichzeitig durchgeführt

werden. Hierfür werden jeweils das linke und das rechte Hörgerät im Wesentlichen gleichzeitig in den jeweils erforderlichen Betriebszustand versetzt und dann gegebenenfalls die rechte und linke Sonde, oder die Hörgerätemikrofone, im Wesentlichen gleichzeitig ausgelesen. Der Ausdruck «im Wesentlichen» soll anzeigen, dass aufgrund des Kommunikationsprotokolls nur eine sequenzielle Ansteuerung der Geräte möglich sein kann, jedoch in einer so schnellen Folge, dass es für den Beobachter als gleichzeitig erscheint.

[0017] Beim Anpasscomputer handelt es sich normalerweise um einen Personalcomputer mit Microsoft Windows. Es ist jedoch auch denkbar andere Betriebssysteme und Geräte zu verwenden, wie zum Beispiel Tablet-Computer mit Android. Der Anpasscomputer kann mit den Hörgeräten über ein Zwischengerät wie NOAHLink und/oder über Bluetooth kommunizieren.

[0018] Eine sogenannte «Anpassung» besteht normalerweise aus Daten, welche angeben bei welcher Frequenz und welcher Lautstärke das Hörgerät wie stark verstärkt. Diese Daten können für unterschiedliche Hörprogramme separat definiert sein. Um nicht für alle Frequenz-/Lautstärkepaare Daten speichern zu müssen werden meist nur Eckpunkte festgelegt, sogenannte Kniepunkte. Die Anpassung kann daneben weitere Daten bzw. Betriebs- oder Signalverarbeitungsparameter enthalten, welche zum Beispiel Frequenzkompression, Akklimatisierung und/oder Störschallfilter betreffen.

[0019] Die RECD ist die «real-ear-to-coupler difference», also der Unterschied des Schalles im echten Ohr im Vergleich zu einem 2cc-Kuppler. In diese Grösse gehen ein: Die Geometrie und Beschaffenheit des Gehörgangs, die Trommelfellimpedanz, die Beschaffenheit und der Sitz des Ohrpassestückes, gegebenenfalls Länge und Durchmesser des Schallschlauches sowie, wenn man es ganz genau nimmt die Eigenschaften bzw. Impedanz des Hörers. Bei Erwachsenen mit voluminösen Gehörgängen ist zum Beispiel mehr Energie für einen bestimmten Trommellschallpegel erforderlich als bei Kindern. Um die RECD zu ermitteln sind generell zwei Messungen erforderlich: Eine erste im Ohr (Echtohranteil der RECD) und eine zweite am Kuppler (Kuppleranteil der RECD). Bei Ohrpassestücken im Sinne des vorliegenden Textes kann es sich nicht nur um abdruckbasierte Schalen handeln, sondern auch um andere Lösungen für Schalleinkopplung ins Ohr, wie zum Beispiel sogenannte «Domes», welche nur ausgewählt, aber nicht angepasst werden. Bestimmte Hörgeräte, insbesondere Im-Ohr-Geräte ohne Schallschlauch, können herstellerseitig so kalibriert sein, dass sich die Messung RECD Kuppleranteil erübrigt. Bei Ohrpassestücken von Hinter-dem-Ohr Geräten kann eine RECD auch ganz ohne Hörgerät gemessen werden, indem am Schallschlauch statt des Hörgerätes ein Messlautsprecher angeschlossen wird. Dies hat jedoch den Nachteil, dass die Impedanz des Hörers des Hörgerätes nicht in die Messung eingeht und ist nicht im Rahmen der vorliegenden Erfindung. Gemäss einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung wird die RECD (Echtohranteil) gemessen, indem das Hörgerät in den Gehörgang einen Gehörgangsprüfschall abgibt und mit einem Sondenschlauch das resultierende Schallspektrum gemessen wird. Wie bereits erwähnt, sollte der Sondenschlauch nicht weiter als ca. 5 mm vom Trommelfell entfernt sein. Bei grösseren Entfernungen wird das Resultat durch die stehenden Wellen im Gehörgang verfälscht. Es ist jedoch auch nicht nötig den Schlauch näher als 5 mm ans Trommelfell zu schieben, da die Auswirkungen einer solchen Änderung oberhalb des für Hörgeräteanpassungen relevanten Spektrums liegen. Das Hörgerät hat vorzugsweise einen eingebauten Prüfschallgenerator. Es ist jedoch auch möglich einen Prüfschall ins Hörgerät zu «streamen», wobei dem Gerät von der Steuersoftware ein Datenstrom zugeführt wird. Bei RECD-Messungen hat das Hörgerät demgemäss den Betriebszustand «Prüfschall Erzeugen».

[0020] Der MLE ist der «microphone location effect», also die Wirkung der Position des Mikrofons am Kopf im Vergleich zu einem Mikrofon im Freifeld. Bei Menschen mit grossen Ohrmuscheln gelangt z.B. mehr Schall an ein Im-Ohr-Mikrofon als bei Menschen mit kleinen Ohrmuscheln. Für die Messung muss das Hörgerät so getragen werden wie im täglichen Betrieb. Der Schwerhörige wird mit einem Raumprüfschall beschallt und der Schall an den Hörgerätemikrofonen wird mit denselben gemessen. Der Hörer des Hörgerätes sollte vorzugsweise ausgeschaltet sein, da sonst nicht auszuschliessen ist, dass Schall vom Hörer durch den Vent oder ein Leck in der Ankopplung an die Hörgerätemikrofone dringt. Die Hörgerätemikrofone werden vom Hersteller kalibriert. Es ist jedoch möglich, dass diese Kalibrierung durch Alterungseffekte sowie Verschmutzung oder Ersatz des Mikrofonschutzes beeinträchtigt wird. Derartige Effekten kann auch durch eine MLE-Messung und darauf basierenden Korrekturen Rechnung getragen werden.

[0021] Der REOG ist der «real ear occluded gain», also die Verstärkung, wenn das Hörgerät mit ausgeschaltetem Hörer oder ganz ausgeschaltet im Ohr sitzt. Er ist hauptsächlich davon abhängig, wie offen die Ankopplung ist, d.h. wie stark ein Dome dichtet oder wie gross die Vent-Bohrung bei einem Ohrpassestück ist und wie gut ein solches sitzt. Eine verwandte Grösse ist die REOR, die «real ear occluded response». Der REOG hat als Referenz den Freifeldpegel. Die REOR ist ein absoluter Wert ohne Referenz. Der REOG kann von der Anpasssoftware dazu genutzt werden den Vent-Durchmesser zu schätzen, so dass er nicht manuell eingegeben werden muss. Der REOG kann gut gemeinsam mit dem MLE gemessen werden, da in beiden Fällen die Beschallung mit einem Raumprüfschall erforderlich ist, das Hörgerät getragen sein muss und, was den Betriebszustand des Hörgerätes betrifft, zumindest der Hörer ausgeschaltet bzw. inaktiv sein muss.

[0022] Der REAG ist der «real ear aided gain», also die Verstärkung welche erfolgt, wenn das Hörgerät eingeschaltet im Ohr sitzt. Verwandte Grössen sind die REAR, die «real ear aided response» und der IG, der «Insertion gain». Der REAG hat als Referenz den Freifeldpegel. Die REAR ist ein absoluter Wert ohne Referenz. Der IG hat als Referenz den Schall, welcher ganz ohne Hörgerät ans Trommelfell gelangen würde. Dieser wird durch den REUG (auch OEG, open ear gain genannt) bzw. die REUR «real ear unaided response/gain» spezifiziert und kann auch mit dem bereits beschriebenen Sondenschlauch gemessen werden. Genauere Beschreibungen dieser Grössen finden sich in der Fachliteratur. Zur Messung des REAG wird das Hörgerät in einen «normalen» Betriebszustand versetzt, d.h. es verstärkt den Umgebungsschall

so wie im täglichen Betrieb. Im Unterschied zum täglichen Betrieb kann es sinnvoll sein Komponenten wie die Programmautomatik oder den Lautstärkesteller auszuschalten. Der REAG sollte für unterschiedliche Lautheiten gemessen werden. Der REAG kann ferner für verschiedene Programme gemessen werden, sollte jedoch zumindest für das Basisprogramm gemessen werden. Die Messung des REAG kann der Verifikation einer bereits im Hörgerät programmierten Anpassung dienen. Falls der gemessene REAG vom Ziel-REAG abweicht, kann diese Abweichung mittels einer Hörgerätefeinanpassung (manual finetuning MFT) korrigiert werden.

[0023] Die folgende Tabelle zeigt, bei welchen Hörgerätezuständen welche Messungen möglich sind:

Hörgerätezustand	Mögliche Messung
Das Hörgerät ist im Wesentlichen ausgeschaltet. Komponenten wie eine Einschalt-signalüberwachung können trotzdem aktiv sein. Im Hörgerät muss keine Anpassung programmiert sein.	REOG, REOR
Das Hörgerätemikrofon ist eingeschaltet und kann ausgelesen werden. Der Hörer ist ausgeschaltet bzw. inaktiv. Im Hörgerät muss keine Anpassung programmiert sein.	REOG, REOR, MLE
Das Hörgerät ist eingeschaltet und produziert einen Gehörgangsprüfschall. Im Hörgerät muss keine Anpassung programmiert sein.	RECD (Echtohranteil) MLE*
Das Hörgerät ist eingeschaltet und verstärkt den Umgebungsschall gemäss programmierter Anpassung. Die Programmautomatik ist vorzugsweise ausgeschaltet. Es kann ein bestimmtes Hörprogramm gewählt sein.	REAG (REAR, IG) MLE*

[0024] *) Der MLE kann bei aktivem Hörgerätehörer gemessen werden, aber nur in Fällen bei denen die Ankopplung ausreichend dicht ist, so dass kein wesentlicher Schall vom Hörer ans Umgebungsmikrofon gelangt.

[0025] Gemessen wird in der Regel ein Schall- bzw. Lautheitsspektrum, welches vorzugsweise über einen längeren Messzeitraum von einigen Sekunden quadratisch gemittelt wird (RMS). Die Frequenzauflösung kann zum Beispiel 1/3 Oktave (Terzen) oder 1/24 Oktave sein. Der Frequenzbereich kann sich zum Beispiel von 125 Hz bis zu 10 kHz erstrecken. In der Praxis ist es jedoch oft ausreichend Echtohrdaten bis zu 6 kHz zu messen und flach zu extrapolieren. Bei RECD-Messungen hat dies den Vorteil, dass durch stehende Wellen bzw. einen zu grossen Abstand Schlauch-Trommelfell verursachte Einbrüche oberhalb von 6 kHz nicht ins Messresultat eingehen. Es kann auch sinnvoll sein die Auflösung der Messungen hinsichtlich Frequenzen und Lautheiten so zu wählen, dass sie mit der Auflösung der Anpassung bzw. deren Kniepunkte über einstimmt.

[0026] Bei der vorliegenden Erfindung gibt es Raumprüfschalle und Gehörgangs-prüfschalle. Die Raumprüfschalle werden über einen Raumlautsprecher in den Raum, z.B. eine Schallkabine, abgegeben. Der Raumlautsprecher steht dabei vorzugsweise vor dem Schwerhörigen und hat einen Abstand von mindestens einem Meter von diesem. Gehörgangsprüfschalle werden direkt in den Gehörgang abgegeben, z.B. mit dem Hörgerätehörer und/oder über einen am Ohrpassstück angeschlossenen Schlauch. Als Prüfschall, unabhängig davon ob Gehörgangs- oder Raumprüfschall, eignet sich weisses oder rosa Rauschen, Schmalbandrauschen, Sinus-Sweeps, Chirps oder auch bestimmte Arten von Musik oder Naturgeräuschen, wobei letztere zwei für den Schwerhörigen angenehmer sein kann als künstliche Schalle. Ferner sollten die Schalle möglichst sanft ein- und ausgeblendet werden. Die Schalle können von einem Signalgenerator erzeugt werden, z.B. einem Rauschgenerator im Hörgerät, oder aber als Schalldateien, zum Beispiel im WAV-Format, vorliegen.

[0027] Für die Messung sollten die verschiedenen Komponenten des Messsystems spektral kalibriert sein. Typischerweise werden das Referenzmikrofon und gegebenenfalls ein Kupplermikrofon längerfristig von einem Spezialisten kalibriert und sind hinsichtlich ihrer Kalibrierung für normale Nutzer gesperrt. Der Raumlautsprecher wird regelmässig, darauf aufbauend, mittels des Referenzmikrofons im Freifeld kalibriert. Das System aus Sondenschlauch und Sondenmikrofon sollte für jeden Schwerhörigen neu kalibriert werden. Hierfür wird das Ende des Sondenschlauches beim Referenzmikrofon platziert und mit dem Raumlautsprecher ein Kalibrierungsschall dargeboten. Die Kalibrierung des Hörers des Hörgerätes kann beim Hersteller erfolgen und kann ferner ein Teil der weiter oben beschriebenen RECD-Messung sein, nämlich der Messung RECD Kuppleranteil.

[0028] Die Messungen werden möglichst in einer Schallkabine durchgeführt. Eine solche blockt störende Umgebungsgereusche ab und ist reflektionsarm. Vorzugsweise meldet das Messsystem, wenn für eine gute Messung zu viele Störeinflüsse wie Schalle oder Reflektoren vorhanden sind. Im Fall von Störschallen können die Messungen abgesehen von der REAG- bzw. REAR-Messung mit lauterem Prüfschall durchgeführt werden, wobei ein Kompromiss zwischen Messgenauigkeit und Lärmbelastung bzw. Erschrecken des Schwerhörigen gefunden werden sollte.

[0029] Obwohl die Ansprüche ein Messverfahren, ein Anpassverfahren sowie ein Messsystem betreffen wird hiermit darauf hingewiesen, dass die Erfindung auch in Form eines oder mehrerer Computerprogrammprodukte beansprucht werden kann, welche Programmbefehle zur Ausführung der angegebenen Schritte umfassen und für die Ausführung in Computergeäten, einem digitalen Hörgerät und/oder einem Smartphone, geeignet ist.

Patentansprüche

1. Ein Messverfahren zum Durchführen von akustischen Messungen am Ohr eines Individuums, umfassend die folgende manuell ausgeführten Schritte:
 - Vorbereiten und Platzieren eines Sondenschlauches (3) in einem Ohrkanal (2) des Individuums;
 - Einsetzen eines Hörgerätes (1) oder eines Ohrpassstückes eines solchen in den Ohrkanal (2);
 - Starten einer automatischen Messungssequenz durch Betätigen eines Bedienelementes;
 wobei die automatische Messsequenz folgende vollautomatisch ausgeführte Schritte umfasst:
 - Durchführen (23) einer ersten Messung im Ohrkanal bei einem ersten Betriebszustand des Hörgerätes (1), wobei insbesondere ein Schallspektrum am ohrkanalseitigen Ende des Sondenschlauches (3) gemessen wird;
 - Überführen (24) des Hörgerätes (1) in einen zweiten Betriebszustand, welcher sich vom ersten unterscheidet;
 - Durchführen (25) einer zweiten Messung im Ohrkanal beim zweiten Betriebszustand, wobei insbesondere erneut ein Spektrum am Ende des Sondenschlauches (3) gemessen wird.
2. Das Messverfahren gemäss Anspruch 1, wobei die automatische Messsequenz zusätzlich folgende vollautomatisch ausgeführte Schritte umfasst:
 - Überführen des Hörgerätes (1) in einen dritten Betriebszustand, welcher sich vom zweiten unterscheidet;
 - Durchführen einer dritten Messung beim dritten Betriebszustand, wobei insbesondere erneut ein Spektrum am Ende des Sondenschlauches (3) gemessen wird.
3. Das Messverfahren gemäss einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die erste Messung (23, 34), die zweite Messung (25, 37, 38) und gegebenenfalls die dritte Messung (40) in der folgenden Liste enthalten sind:
 - eine RECD/Echtohranteil-Messung (34), bei welcher das Hörgerät (1) einen Gehörgangsprüfschall abgibt und bei welcher ein Schallspektrum am ohrkanalseitigen Ende des Sondenschlauches (3) gemessen wird;
 - eine MLE-Messung (37), bei welcher ein Raumlautsprecher (4) einen Raumprüfschall abgibt und bei welcher mit einem Umgebungsmikrofon (8) des Hörgerätes (1) ein Schallspektrum gemessen wird;
 - eine REOG-Messung (38), bei welcher der Hörer des Hörgerätes (1) stumm ist, bei welcher ein Raumlautsprecher (4) einen Raumprüfschall abgibt und bei welcher ein Schallspektrum am ohrkanalseitigen Ende des Sondenschlauches (3) gemessen wird;
 - eine REAG-Messung (40), bei welcher das Hörgerät (1) eingeschaltet ist, bei welcher ein Raumlautsprecher (4) einen Raumprüfschall abgibt und bei welcher ein Schallspektrum am ohrkanalseitigen Ende des Sondenschlauches (3) gemessen wird.
4. Das Messverfahren gemäss einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei das Hörgerät (1) nacheinander mindestens zwei der folgenden Betriebszustände einnimmt:
 - Das Hörgerät (1) ist komplett ausgeschaltet, gegebenenfalls abgesehen von einer allfälligen Einschaltsignalüberwachung;
 - Umgebungsmikrofon (8) und Hörer (7) des Hörgerätes (1) sind ausgeschaltet;
 - ein Signal des Umgebungsmikrofons (8) wird überwacht, der Hörer (7) ist stummgeschaltet;
 - der Hörer (7) des Hörgerätes (1) gibt einen Gehörgangsprüfschall ab;
 - das Hörgerät (1) ist eingeschaltet, nimmt Schall mit dem Umgebungsmikrofon (8) auf und gibt ihn gemäss Anpassung verstärkt über den Hörer (7) in den Gehörgang ab, wobei insbesondere eine Programmautomatik ausgeschaltet ist.
5. Das Messverfahren gemäss einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei das Vorbereiten und Platzieren des Sondenschlauches (3) folgende Schritte umfasst:
 - Kalibrieren des Sondenschlauches (3) durch Positionieren in der Nähe eines Referenzmikrofons (10) und Beschallung mittels eines Raumlautsprechers (4).
 - Einführen des Sondenschlauches (3), bis das Individuum signalisiert, dass der Sondenschlauch (3) das Trommelfell berührt.
 - Zurückziehen des Sondenschlauches (3) um eine Strecke im Bereich von 1 mm bis 5 mm.
6. Ein Anpassverfahren zum Anpassen eines Hörgerätes (1) an ein Individuum, wobei eine Anpassung ermittelt wird, welches Anpassverfahren das Messverfahren gemäss einem der vorhergehenden Ansprüche beinhaltet, wobei die Resultate des Messverfahrens für eine oder mehrere der folgenden Aufgaben verwendet werden:
 - eine Vorberechnung der Anpassung;
 - eine Feineinstellung der Anpassung;
 - eine Verifizierung der Anpassung.
7. Ein Messsystem zum Durchführen von akustischen Messungen am Ohr eines Individuums, umfassend:
 - ein Hörgerät (1) mit mindestens einem Umgebungsmikrofon (8) und einem Hörer (7);
 - eine Echtohrsonde (5) mit einem Sondenschlauch (3), einem daran angeschlossenen Sondenmikrofon (9) und einem Referenzmikrofon (10);
 - ein Raumlautsprecher (4) zur Abgabe eines Raumprüfschalles;
 - ein Bedienelement zum Starten der Messung.

Ferner umfassend ein Steuerungsmittel (6) zur automatischen Durchführung einer Sequenz von mindestens zwei Messungen (23, 25) in einem Ohrkanal des Individuums und zum automatischen Wechseln (24) des Betriebszustandes des Hörgerätes (1) zwischen den mindestens zwei Messungen (23, 25).

8. Das Messsystem gemäss Anspruch 7, ferner umfassend eines oder mehreres des folgenden:
 - einen Anpasscomputer (6), insbesondere ein Personalcomputer mit Microsoft Windows™, insbesondere mit einer Bluetooth-Schnittstelle;
 - eine Anpasssoftware (45), insbesondere Phonak Target™, insbesondere zur Ausführung auf dem Anpasscomputer (6), wobei das Bedienelement insbesondere eine von der Anpasssoftware auf dem Anpasscomputer (6) angezeigte Schaltfläche ist;
 - eine Messsoftware (46), insbesondere GN Otometrics Otosuite™, insbesondere zur Ausführung auf dem Anpasscomputer (6);
 - eine Kommunikationssoftware, welche es der Anpasssoftware (45) erlaubt die Messsoftware (46) und damit die Messhardware (3, 4, 5) zu steuern und/oder welche es der Messsoftware (46) erlaubt die Anpasssoftware (45) und damit das Hörgerät (1) zu steuern.
 - ein Anpassschnittstellengerät, insbesondere NOAHLINK™, insbesondere mit elektrischen Anschlüssen für Hörgeräte (1) und einer Bluetooth-Schnittstelle zur Kommunikation mit dem Anpasscomputer (6);
 - SONDENSCHNITTSTELLengerät, insbesondere FreeFit™, insbesondere mit elektrischen Anschlüssen für Echtohrsonden (5), einer Bluetooth-Schnittstelle zur Kommunikation mit dem Anpasscomputer (6) und dem Bedienelement;
 - eine Messkuppler, insbesondere eine Aurical HIT Messbox, zum Anschluss eines Hörgerätes (1) und Messen eines ECD-Kuppleranteils.
 - ein Audiometer, insbesondere ein Aurical Audiometer, insbesondere aufweisend den Raumlautsprecher (4);
 - ein Signalgenerator, insbesondere integriert im Hörgerät (1), zur Erzeugung eines Gehörgangsprüfschalles;
 - ein zweites Hörgerät.
9. Ein Verfahren oder eine System gemäss einem der vorangehenden Ansprüche, wobei das Hörgerät eines oder eine Kombination der folgenden Hörgeräte ist:
 - ein IdO-Hörgerät, d.h. ein in-dem-Ohr Hörgerät;
 - ein HdO-Hörgerät, d.h. ein hinter-dem-Ohr Hörgerät;
 - ein Ex-Hörer-Gerät
 - ein von aussen im Wesentlichen nicht sichtbares Hörgerät
 - ein offen angekoppeltes Hörgerät
 - ein Hörgerät mit einem Vent von mehr als 2 mm Durchmesser
 - ein Hörgerät mit einem Ohrpasstück ohne Vent
10. Ein Verfahren oder eine System gemäss einem der vorangehenden Ansprüche, wobei der Raumprüfschall und/oder der Gehörgangsprüfschall eines oder eine Kombination der Folgenden ist:
 - ein weisses Rauschen;
 - ein rosa Rauschen;
 - ein Schmalbandrauschen;
 - ein Sweep, insbesondere ein Sinussweep;
 - ein Chirp;
 - Musik.

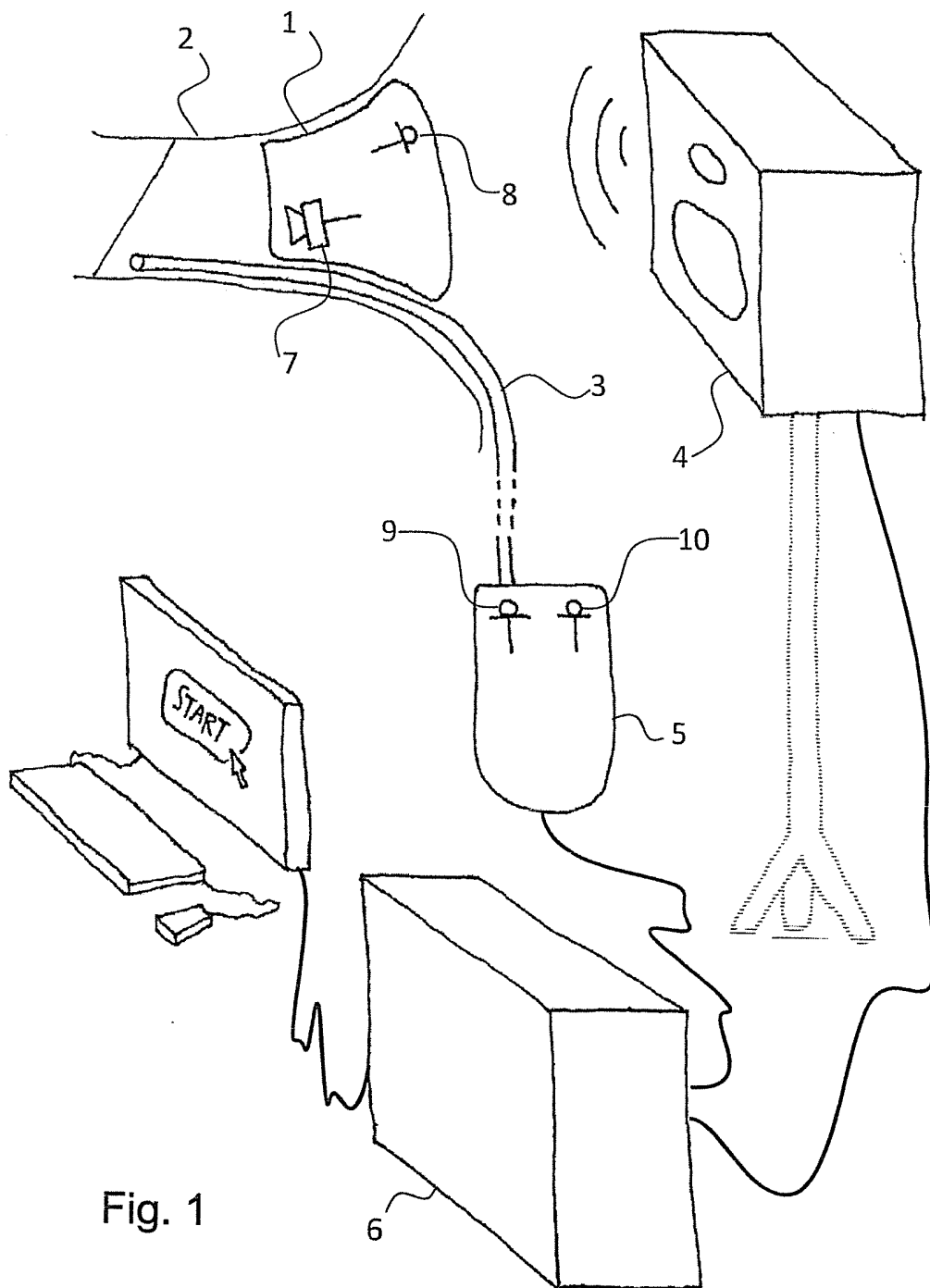


Fig. 1

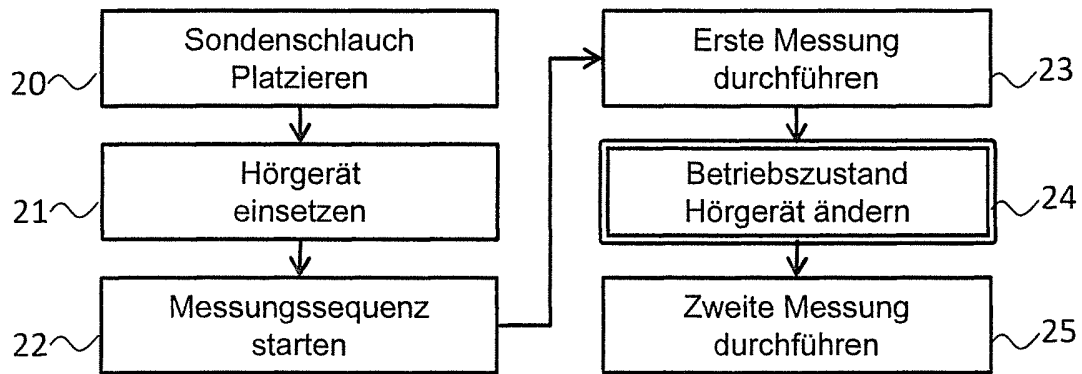


Fig. 2

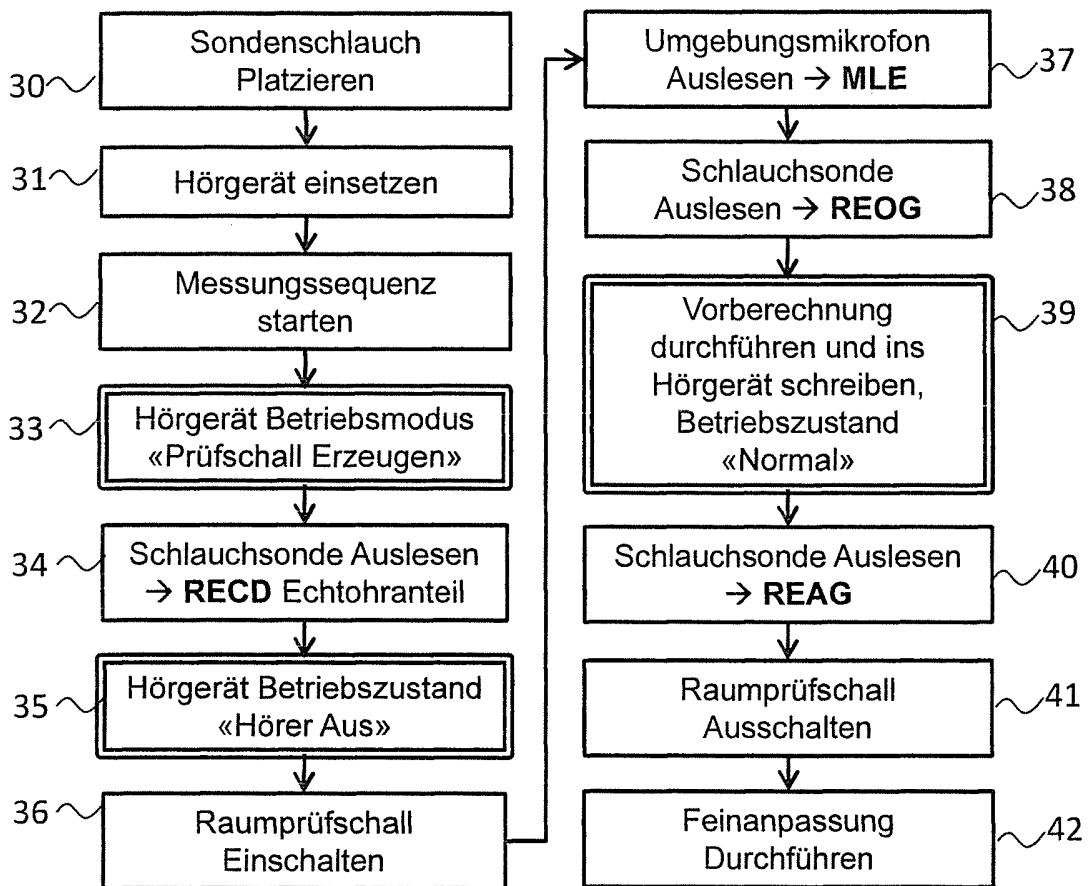


Fig. 3

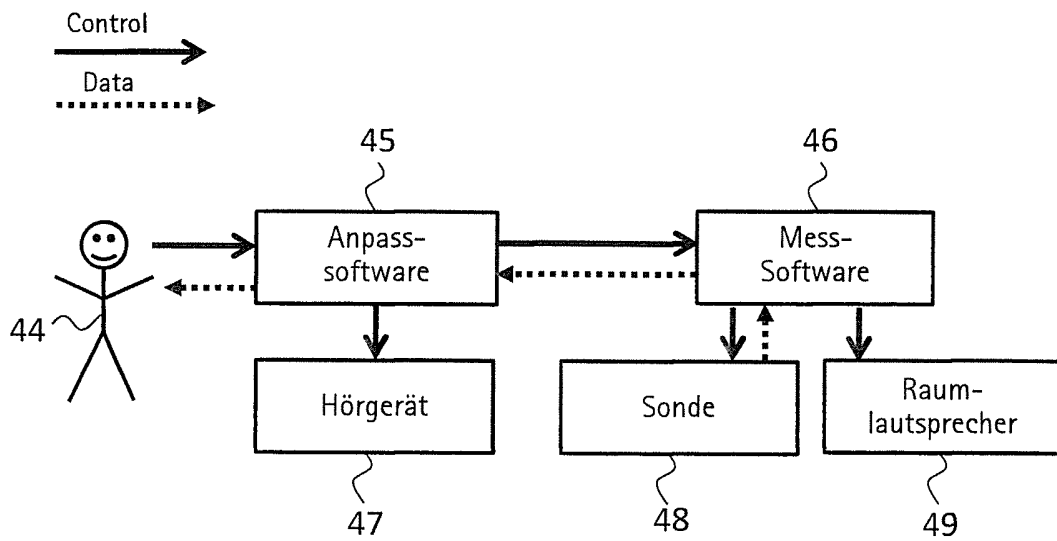


Fig. 4a

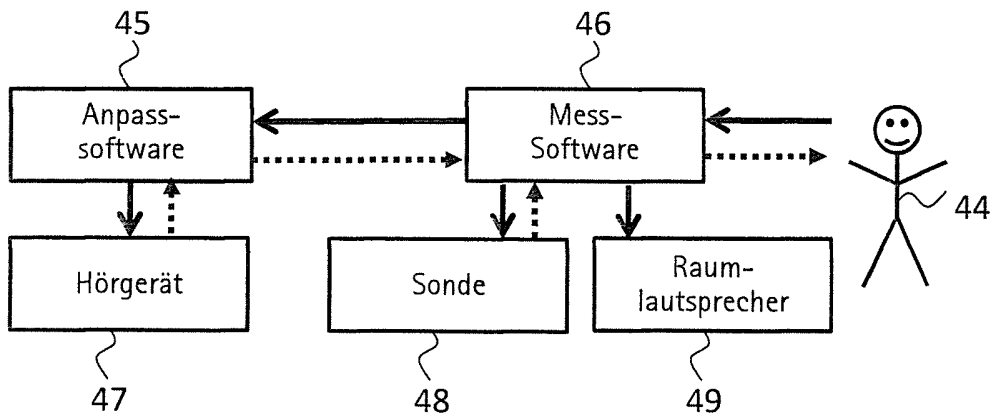


Fig. 4b

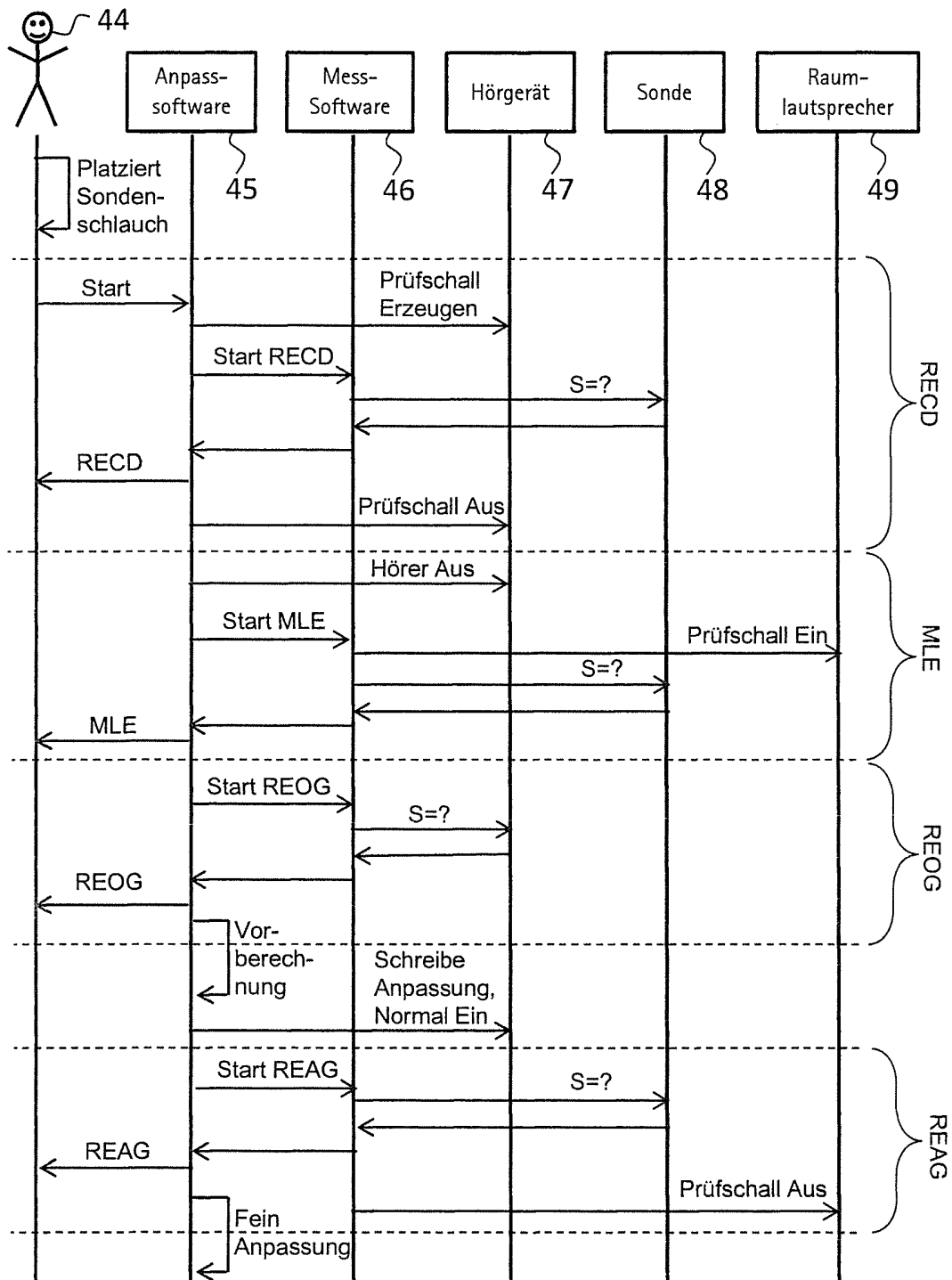


Fig. 5