



(12) **EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

(43) Veröffentlichungstag:
21.10.2020 Patentblatt 2020/43

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

(21) Anmeldenummer: **19169734.1**

(22) Anmeldetag: **17.04.2019**

(84) Benannte Vertragsstaaten:
AL AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR HR HU IE IS IT LI LT LU LV MC MK MT NL NO PL PT RO RS SE SI SK SM TR
Benannte Erstreckungsstaaten:
BA ME
Benannte Validierungsstaaten:
KH MA MD TN

(71) Anmelder: **Siemens Aktiengesellschaft**
80333 München (DE)

(72) Erfinder: **Engel, Thomas**
73432 Aalen (DE)

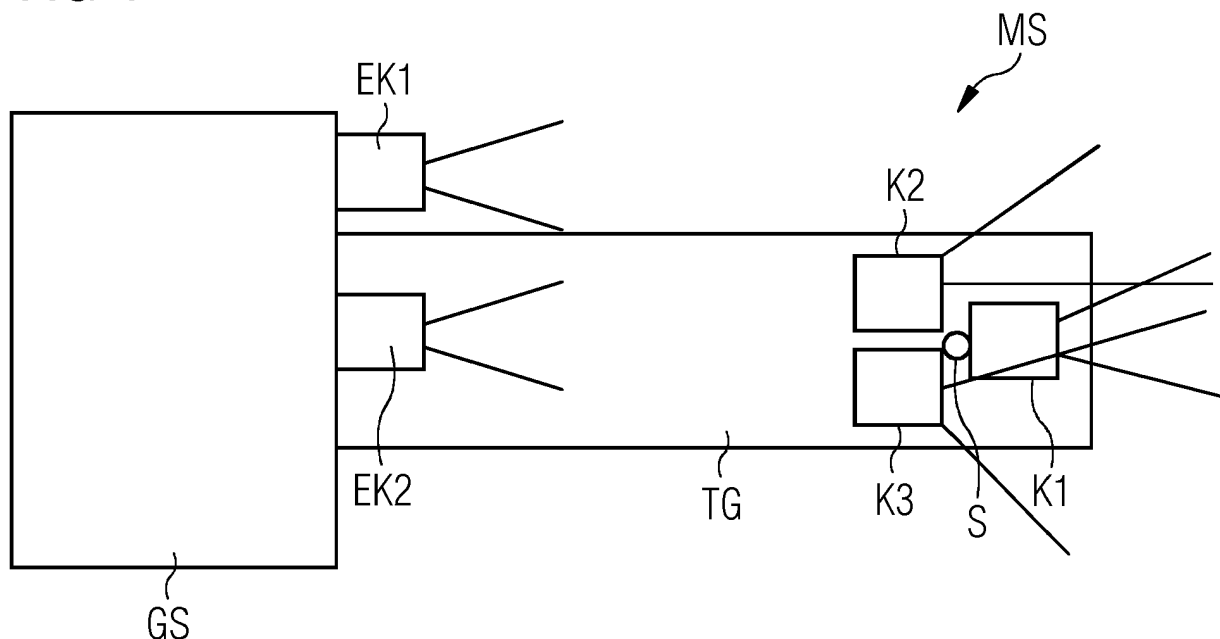
(54) **ANPASSUNG DER FREQUENZ UND EINBAULAGE EINES HÖRGERÄTES**

(57) Die Erfindung gibt ein Verfahren zur Anpassung eines Hörgerätes (4) mit den Schritten:
- dreidimensionales Erfassen (S1) von zumindest Teilbereichen des Gehörgangs (1) eines Probanden,
- Ermitteln von Daten (S2) des Gehörgangs (1), wobei die Daten:
- das Volumen und die Geometrie des Gehörgangs (1),
- die Lage und die Geometrie des Trommelfells (2) und
- die Lage und die Geometrie des Durchgangspunkt des Gehörgangs am Schädel
beinhalten,

- Verwenden der Daten zur Erstellung eines Modells (S3) der Geometrie und der akustischen Impedanz des Gehörgangs (1) und
- Verwenden des Modells zur Anpassung (S4) der Frequenz und der Lautstärke eines ersten Hörers (5) des Hörgerätes (4) und der Einbaulage des Hörgerätes (4), an.

Die Erfindung gibt außerdem ein Verfahren zum Betrieb eines erfindungsgemäßen Verfahrens und ein Messsystem (MS) an.

FIG 1



Beschreibung

HINTERGRUND DER ERFINDUNG

Gebiet der Erfindung

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren zur Anpassung eines Hörgerätes, ein Verfahren zum Betrieb eines erfindungsgemäßen Verfahrens und ein Messsystem.

Beschreibung des Stands der Technik

[0002] Bei der Anpassung von Hörgeräten für die Kompensation von Einschränkungen beim Hören oder für aktiven und passiven Gehörschutz muss der Gehörgang vermessen werden. Ein Hörgerät ist ein Hilfsmittel, welches dem Ausgleich eines Funktionsdefizits des Hörorgans und damit der Verbesserung bis zur Wiederherstellung des Sprachverständnisses und der sozialen Eingliederung Hörgeschädigter dient. Dabei ist es vorteilhaft, die 3D-Geometrie und das Volumen des Gehörgangs möglichst von der Ohrmuschel bis zum Trommelfell komplett zu vermessen, um die mechanische und/oder akustische Anpassung von Hörgerät und/oder Gehörschutz zu verbessern. Im Folgenden wird stellvertretend nur noch von Hörgerät gesprochen und umfassend Hörgerät und Gehörschutz gemeint.

[0003] Stand der Technik bei der geometrischen Vermessung des Gehörgangs ist es, einen mechanischen Abdruck mit einer Modelliermasse anzufertigen und diesen anschließend von einem Hörakustiker oder in einem Labor mit einem 3D-Scanner zu erfassen. Anhand dieser Scandaten werden die kundenspezifischen Teile des Hörgeräts angefertigt bzw. die (akustische) Anpassung an das Ohr des Kunden durchgeführt.

[0004] Die Abdruckmasse ist z.B. silikonartig und so ausgelegt, dass sie sich nicht mit Haaren, die sich im Gehörgang befinden, verbinden kann und so trotz der Haare angewendet werden kann. Trotzdem besteht das Risiko, dass die Abdruckmasse das empfindliche Trommelfell erreicht und dort verklebt, was bei der Entfernung und dem Ablösen zu massiven Geräuschen für den Patienten führt oder gar das Trommelfell beschädigen kann.

[0005] Eine berührungslose 3D-Messung des Ohres ist somit vorteilhaft. Mittlerweile sind erste Systeme auf dem Markt, die eine 3D-Vermessung des Gehörgangs ermöglichen, aber den Bereich bis zum Trommelfell nur schwer in 3D erfassen. Zudem wird das vermessene Gesamtvolumen bisher noch nicht zur Modellierung der akustischen Impedanz des individuellen Gehörgangs und zur Anpassung der Frequenz der Hörer des Hörgerätes verwendet.

[0006] All den bisherigen Lösungen gemeinsam ist außerdem die Tatsache, dass nur der zylindrische Teil des Gehörgangs erfasst werden kann, nicht aber die Geometrie des Trommelfells und auch nicht die Lage der Position der Schädelknochen. Von besonderer Relevanz

zur Anpassung eines Hörgerätes ist der Bereich wo der Gehörgang in den Schädel eintritt bzw. wo der Knochen des Schädels den äußeren Gehörgang umschließt. An dieser Stelle ist die Haut des Gehörgangs besonders dünn und empfindlich. Wenn das Hörgerät nicht präzise angepasst ist, kann sich das unmittelbar auf den Tragekomfort auswirken und damit auch auf die Akzeptanz des Trägers für das Hörgerät.

10 ZUSAMMENFASSUNG DER ERFINDUNG

[0007] Die Aufgabe der Erfindung besteht darin, eine Verbesserung des Stands der Technik anzugeben und die Anpassung von Hörgeräten zu verbessern.

15 **[0008]** Die Erfindung ergibt sich aus den Merkmalen der unabhängigen Ansprüche. Vorteilhafte Weiterbildungen und Ausgestaltungen sind Gegenstand der abhängigen Ansprüche. Weitere Merkmale, Anwendungsmöglichkeiten und Vorteile der Erfindung ergeben sich aus der nachfolgenden Beschreibung.

20 **[0009]** Ein Aspekt der Erfindung besteht darin, sowohl die Lage und die Geometrie des Gehörgangs als auch die der Schädelknochen am Durchgangspunkt des Gehörgangs in 3D zu erfassen und für die individuelle geometrische und akustische Anpassung des Hörgerätes sowie dessen Einbaulage zu nutzen.

[0010] Die Erfindung beansprucht ein Verfahren zur Anpassung eines Hörgerätes mit den Schritten:

- 30 - dreidimensionales Erfassen von zumindest Teilbereichen des Gehörgangs eines Probanden,
- Ermitteln von Daten des Gehörgangs, wobei die Daten:
- 35 - das Volumen und die Geometrie des Gehörgangs,
- die Lage und die Geometrie des Trommelfells und/ oder
- die Lage und die Geometrie des Durchgangspunkts des Gehörgangs am Schädel beinhalten,
- 40 - Verwenden der Daten zur Erstellung eines Modells der Geometrie und der akustischen Impedanz des Gehörgangs und
- 45 - Verwenden des Modells zur Anpassung der Frequenz und der Lautstärke eines ersten Hörers des Hörgerätes und der Einbaulage des Hörgerätes.

50 **[0011]** Der Proband ist ein hörendes Lebewesen, wie zum Beispiel ein Mensch oder ein Tier, das auch als Patient bezeichnet werden kann. Der erste Hörer und jeder weitere Hörer kann auch als Lautsprecher bezeichnet werden.

55 **[0012]** Die Ermittlung des gesamten Volumens und der Geometrie des Gehörgangs und der Lage und der Geometrie des Trommelfells haben den Vorteil, dass daraus auch das Restvolumen (das heißt das Volumen hinter

dem Hörgerät bis zum Trommelfell) bestimmt werden kann und die Daten zur Erstellung eines Modells der Geometrie und der akustischen Impedanz des Gehörgangs des individuellen Probanden verwendet werden können.

[0013] Das Modell kann zur automatischen Anpassung bzw. zumindest Voreinstellung der Frequenz und der Lautstärke eines ersten Hörers des Hörgerätes des Hörgerätes verwendet werden. Aufgrund der bekannten Geometrie und des 3D Modells vom Ohr mit der Anpassung des Hörgerätes kann die akustische Impedanz bestimmt werden und eine akustische Anpassung am Modell vorgenommen werden, z.B. indem eine frequenzabhängige Anpassung für die vorliegende Geometrie berechnet wird. Diese frequenzabhängige Anpassung berücksichtigt damit alle geometrischen Effekte des Hörgerätes im Ohr des jeweiligen Probanden/ Patienten. Eine weitere frequenzabhängige Anpassungskurve kann genutzt werden, um die Hörempfindlichkeit spektral anzupassen, z.B. bei Hörverlusten oder Schutzbereichen des Ohres.

[0014] Wenn außerdem die Lage und die Geometrie des Durchgangspunkt des Gehörgangs am Schädel ermittelt und in das Modell einbezogen werden, kann dies bei der Anpassung der Form bzw. Geometrie und der Einbaulage des Hörgerätes berücksichtigt werden.

[0015] Die Messsysteme für das Erfassen des Gehörgangs haben bevorzugt eine starke radiale Komponente in der Messrichtung, um die Form des Gehörgangs in radialer Richtung möglichst präzise erfassen zu können. Verwendet werden kann z.B. eine externe Kamera mit optischer Übertragung oder eine kompakte Kamera im Applikator, der in das Ohr eingeführt wird. Außerdem kann ein Abstreifring für die Haare im Gehörgang verwendet werden. Die Messung erfolgt bevorzugt von innen nach außen oder für mehr Daten auf beiden Wegen.

[0016] Die Messung der Lage und der Geometrie des Trommelfells erfolgt in Geradeausrichtung, um Geometrie und Abstand vom Trommelfell mit erfassen zu können. Das Messsystem für die Messung in Geradeausrichtung hat idealerweise eine starke axiale Komponente, um die Geometrie um das Trommelfell gut erfassen zu können.

[0017] In einer weiteren Ausgestaltung kann das Erfassen des Gehörgangs mittels eines ersten optischen Messverfahrens bei mindestens einer ersten Wellenlänge durchgeführt werden.

[0018] In einer weiteren Ausgestaltung kann das erste optische Messverfahren ein Lichtschnittverfahren, Color Coded Triangulation, binäre Triangulation, Graycode Triangulation und/ oder Random Dot Triangulation sein.

[0019] In einer weiteren Ausgestaltung kann das Erfassen der Lage und der Geometrie des Durchgangspunktes des Gehörgangs durch den Schädel unter Verwendung eines zweiten optischen Messverfahrens mit mindestens einer zweiten Messwellenlänge durchgeführt wird.

[0020] Die zweite Messwellenlänge, kann eine Messwellenlänge, die nur mit geringer Schwächung durch die

obere Schicht der Haut des Gehörgangs durchtritt und dahinter liegendes Gewebe und/oder Knochenmaterial erfasst, sein. So kann die Dicke der Hautschicht gemessen werden und durch deren Berücksichtigung der Tragekomfort verbessert werden.

[0021] In einer weiteren Ausgestaltung kann das zweite optische Messverfahren eine multispektrale Messung und/ oder eine hyperspektrale Messung aufweisen und reflektiertes Licht und/ oder Streulicht im Bereich des Gehörgangs detektiert werden.

[0022] In einer weiteren Ausgestaltung kann die multispektrale Messung und/ oder die hyperspektrale Messung im Infrarot-Bereich durchgeführt wird. Eine Messung im Infrarot-Bereich hat den Vorteil, dass die dünne Haut über dem Knochen am Durchgangspunkt des Gehörgangs nur schwach absorbiert und der tieferliegende Knochen andere Reflexionseigenschaften aufweist als das umgebende Gewebe.

[0023] In einer weiteren Ausgestaltung kann das zweite optische Messverfahren ein Lichtschnittverfahren sein, das in radialer Richtung ausgeführt wird.

[0024] In einer weiteren Ausgestaltung kann mit dem Erfassen des Gehörgangs auch ein externes Referenzobjekt am Probanden erfasst werden. Das externe Referenzobjekt kann zum Beispiel die Ohrmuschel sein. Ein externes Referenzobjekt ist insbesondere für die Tiefenmessung bevorzugt, um Messfehler zu minimieren.

[0025] In einer weiteren Ausgestaltung kann das Erfassen des Gehörgangs in Bereichsabschnitten durchgeführt wird und die Bereichsabschnitte zusammengefügt werden.

[0026] Das Zusammenfügen der Bereichsabschnitte kann durch Stitching erfolgen. Beim Stitching können Daten aus Messungen des äußeren Gehörgangs, der Lage der Schädelknochen oder des Trommelfells und bevorzugt auch natürliche Marker/ Referenzobjekte, wie Gefäße, Gewebeübergänge etc. verwendet werden. Bevorzugt werden beim Stitching die Daten von axialen und radialen Komponenten der Messungen zusammen mit der jeweiligen Ortsinformation des Messsystems bei der jeweiligen Messung kombiniert. So kann, z.B. über die Anwendung von Methoden zur Triangulation mit der größeren Basis aus der Verschiebung des Messsystems für die axiale und radiale Aufnahme, eine höhere Genauigkeit erzielt werden.

[0027] Die Erfindung beansprucht außerdem ein Verfahren zum Betrieb eines nach einem erfindungsgemäßen Verfahren angepassten Hörgeräts, das dadurch gekennzeichnet ist, dass ein Einkoppeln eines akustischen Signals durch einen zweiten Hörer des Hörgerätes als Körperschall in einen Schädelknochen erfolgt.

[0028] Um mit dem zweiten Hörer (auch als Lausprechen bzw. Schallgenerator bezeichnbar) zumindest für Teile des Frequenzspektrums ein Signal durch den dünnen Gehörgang hindurch in den Schädel einzukoppeln, wird die zuvor ermittelte und an die individuell an den Probanden angepasste Einbaulage verwendet. Die Verwendung des zweiten Hörers hat den Vorteil, dass Be-

reiche der individuellen Hörkurve mit starker Einschränkung oder gar komplettem Hörverlust ggf. besser ausgeglichen werden können. So kann ein multi-modales Hörgerät für Luftschall und Körperschall hergestellt und genutzt werden.

[0029] Die Erfindung beansprucht außerdem ein Messgerät, das ausgebildet ist, ein erfindungsgemäßes Verfahren durchzuführen. Das Messgerät weist eine Recheneinheit, zwei externe Kameras zur räumlichen Aufnahme eines externen Referenzobjektes am Probanden und ein für die erste Messwellenlänge und die zweite Messwellenlänge transparentes Gehäuse auf. Das Gehäuse weist mindestens eine interne Kamera (können Infrarot empfindlich sein) zur dreidimensionalen Erfassung von zumindest Teilbereichen des Gehörgangs des Probanden, einen internes optisches Umlenkelement (z. B. ein Spiegel), mindestens ein Leuchtmittel (z.B. LED oder Lichtleitfasern) und mindestens einen Musterprojektor auf.

[0030] Die Erfindung bietet gegenüber dem Stand der Technik folgende Vorteile:

- Vollständige 3D-Vermessung des Außenohres, insbesondere Teile der Ohrmuschel ggf. mit externen Referenzobjekten/ äußeren Bezugsmarkern, des Gehörgangs im Außenohr und der Geometrie des Trommelfells,
- Messung der Lage der Schädelknochen um den Gehörgang, bevorzugt mit Infrarot-Licht,
- Modellgestützte akustische Frequenzanpassung aufgrund Geometrie (Luftschall und Körperschall),
- Nutzung der Schalleinkopplung vom Hörgerät in einen Schädelknochen für verbesserte oder erweiterte Schalleitung und
- Patientenabhängige Anpassung der individuellen Hörkurve/ Empfindlichkeitskurve.

[0031] Zusammengefasst bietet die Erfindung außerdem den Vorteil, dass eine Trennung zwischen einerseits der Frequenzanpassung anhand der akustischen Impedanz und Geometrie und andererseits der probandenspezifischen/ anwenderspezifischen/ patientenspezifischen Anpassung der Hör- bzw. Filtercharakteristik stattfindet. Dadurch kann der Anpassungsprozess signifikant beschleunigt werden, da für einen Probanden/ Patienten aktuell erst die Hörkurve im Akustiklabor bestimmt wird, dann das Hörgerät ausgesucht wird und die probandenspezifische/ anwenderspezifische/ patientenspezifische Anpassung der akustischen Impedanz aufgrund der 3D Geometriedaten in das Hörgerät eingespielt werden und dort gespeichert werden. So ist das Hörgerät auf die geometrischen Verhältnisse am Ohr des Patienten eingestellt. Ferner werden auch Daten zur probandenspezifischen/ anwenderspezifischen/ patientenspezifischen Anpassung bzw. Kompensation der Hör- bzw. Filtercharakteristik auf das Hörgerät eingespielt und dort gespeichert. Anschliessend wird das Hörgerät eingesetzt und es kann eine weitere, feinere erneute Anpassung schritt-

weise erfolgen.

[0032] Hier kann die modellbasierte Frequenzanpassung auf Basis der Modellierung der akustischen Impedanz helfen, die geometrischen Gegebenheiten zu berücksichtigen und dann kann aus der zuvor bestimmten Hörkurve des Probanden/ Patienten unmittelbar die finale Anpassungskurve über das Frequenzspektrum auf das Hörgerät übertragen werden, z.B. als Wertetabelle oder im Sinne einer funktionalen Beschreibung. Alternativ kann die Patientenkurve und die Einbaukurve getrennt übertragen werden und daraus im Hörgerät die finale Anpassungskurve berechnet oder mit anderen Parametern bestimmt werden.

KURZE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0033] Die Besonderheiten und Vorteile der Erfindung werden aus den nachfolgenden Erläuterungen mehrerer Ausführungsbeispiele anhand von schematischen Zeichnungen ersichtlich.

[0034] Es zeigen

Fig. 1 einen Längsschnitt durch ein Messsystem mit mehreren Kameras,

Fig. 2 eine Frontansicht auf ein Messsystem mit mehreren Kameras,

Fig. 3 einen Längsschnitt durch ein Messsystem mit Lichtfeldkamera,

Fig. 4 Verfahren zur Anpassung und zum Betrieb eines Hörgerätes und

Fig. 5 ein Hörgerät mit zwei Hörern in einem Gehörgang.

DETAILLIERTE BESCHREIBUNG DER ERFINDUNG

[0035] Fig. 1 zeigt einen Längsschnitt durch ein Messsystem MS/ Kamerasystem für die Vermessung des Außenohrs. Das Messsystem MS hat eine starke radiale Komponente in der Messrichtung. Das Messsystem weist ein Griffstück GS, eine erste externe Kamera EK1, eine zweite externe Kamera EK2 und ein transparentes Gehäuse TG auf. Das transparente Gehäuse TG ist für die verwendete Messwellenlänge durchlässig. Das transparente Gehäuse TG weist eine erste interne Kamera K1, eine zweite interne Kamera K2, eine dritte interne Kamera K3 und ein Umlenkelement S auf.

[0036] Der Aufnahmebereich der ersten internen Kamera K1, der zweiten internen Kamera K2 und der dritten internen Kamera K3 überlappen sich, um ein sicheres Stitching zu gewährleisten. Die erste externe Kamera EK1 und die zweite externe Kamera EK2 werden zur Aufnahme eines externen Referenzobjekts (z.B. der Ohrmuschel) verwendet. Das Griffstück GS weist Anschlüsse zum Datenaustausch und zur Energieversorgung auf.

[0037] Fig. 2 zeigt eine Frontansicht auf ein Messsystem MS mit mehreren internen Kameras. Das Messsystem weist eine erste interne Kamera K1, eine zweite interne Kamera K2, eine dritte interne Kamera K3, eine vierte interne Kamera K4, einen ersten Musterprojektor M1, einen zweiten Musterprojektor M2, einen dritten Musterprojektor M3, ein erstes Leuchtmittel LED1, ein zweites Leuchtmittel LED2 und ein drittes Leuchtmittel LED3 auf. Die erste interne Kamera K1, die zweite interne Kamera K2, die dritte interne Kamera K3 und die vierte interne Kamera K4 weisen einen sich überlappenden Aufnahmebereich auf, um ein sicheres Stitching zu gewährleisten. Der erste Musterprojektor M1, der zweite Musterprojektor M2 und der dritte Musterprojektor M3 können verwendet werden, um während der 3D-Vermessung des Gehörgangs Muster auf die Haut des Gehörgangs zu projizieren. Durch die Aufnahme dieser Projektionen durch die erste interne Kamera K1, die zweite interne Kamera K2, die dritte interne Kamera K3 und die vierte interne Kamera K4 können die aufgenommenen Bilder in einem weiteren Schritt analysiert werden und die Verzerrungen in den Mustern bestimmt und daraus die 3D Geometrie des Gehörgangs berechnet werden. So kann ein 3D-Modell des Gehörgangs erstellt werden. Das erste Leuchtmittel LED1, das zweite Leuchtmittel LED2 und das dritte Leuchtmittel LED3 können zur Ausleuchtung des Gehörgangs während der Aufnahme verwendet werden.

[0038] Fig. 3 zeigt einen Längsschnitt durch ein Messsystem MS mit einer Lichtfeldkamera LFK. Das Messsystem weist ein Griffstück GS, eine Lichtfeldkamera LFK, ein Beleuchtungselement BE, eine erste Linse L1, eine zweite Linse L2, mögliche weitere Linsen und ein transparentes Gehäuse TG auf. Das transparente Gehäuse TG ist für die verwendete Messwellenlänge durchlässig. Das Beleuchtungselement BE kann z.B. Lichtleitfasern, LED mit Zuleitung, einen Laser und/ oder eine Infrarot-Beleuchtung aufweisen. Die erste Linse L1 und die zweite Linse können z.B. Stablinsen von einem unterschiedlichen Typ sein.

[0039] Fig. 4 zeigt ein Ablaufdiagramm zu einem Verfahren zur Anpassung und zum Betrieb eines Hörgerätes. Das Verfahren zur Anpassung des Hörgerätes weist die folgenden Schritte auf:

- dreidimensionales Erfassen S1 von zumindest Teilbereichen des Gehörgangs eines Probanden,
- Ermitteln von Daten S2 des Gehörgangs, wobei die Daten:
 - das Volumen und die Geometrie des Gehörgangs,
 - die Lage und die Geometrie des Trommelfells und
 - die Lage und die Geometrie des Durchgangspunktes des Gehörgangs am Schädel beinhalten,
- Verwenden der Daten zur Erstellung eines Modells

S3 der Geometrie und der akustischen Impedanz des Gehörgangs und

- Verwenden des Modells zur Anpassung S4 der Frequenz und der Lautstärke eines ersten Hörers des Hörgerätes und der Einbaulage des Hörgerätes.

[0040] Das anschließende Verfahren zum Betrieb eines nach dem erfindungsgemäßen Verfahren angepassten Hörgeräts, ist gekennzeichnet durch ein Einkoppeln B1 eines akustischen Signals durch einen zweiten Hörer des Hörgerätes als Körperschall in einen Schädelknochen.

[0041] Fig. 5 zeigt ein Hörgerät 4 mit zwei Hörern in einem Gehörgang 1 eines Probanden. Das Hörgerät sitzt im Gehörgang 1 außerhalb/ vor dem Trommelfell 2. Außerdem sind die Schädelknochen 3 und die Ohrmuschel als Beispiel für ein externes Referenzobjekt 7 gezeigt. Die Schädelknochen 3 sind entscheidend, da sie die Lage und die Geometrie des Durchgangspunktes des Gehörgangs 1 bestimmen. Die Lage und Geometrie des Durchgangspunktes des Gehörgangs sind für die Anpassung der Form des Hörgerätes 4, insbesondere für die Anpassung der probandenspezifischen Teile, entscheidend.

[0042] Das Hörgerät 4 weist einen ersten Hörer 5 und einen zweiten Hörer 6 auf. Der erste Hörer 5 gibt ein Signal mit einer bestimmaren Lautstärke und Frequenz ab. Der zweite Hörer 6 kann verwendet werden, um ein akustisches Signal als Körperschall in einen der Schädelknochen 3 einzukoppeln.

[0043] Die Kombination von Hörer 5 und Hörer 6 in einem Hörgerät erlaubt es zudem, den für die Bereitstellung des Hörsignals für den Probanden günstigeren Weg auszuwählen. Günstiger kann einerseits bedeuten, den Hörer zu wählen, wo der Proband das bessere Wahrnehmungsempfinden hat. Andererseits kann günstiger bedeuten, den Hörer zu wählen, wo der Energieaufwand im Hörgerät zur Bereitstellung des entsprechenden Hörsignals minimal ist, um den Energiebedarf des Hörgerätes im Betrieb zu minimieren, was die Akku- oder Batteriebensdauer im Hörgerät verlängern kann und so die Trage- bzw. Nutzungszeit von einer Aufladung verlängert.

[0044] Obwohl die Erfindung im Detail durch die Ausführungsbeispiele näher illustriert und beschrieben wurde, ist die Erfindung durch die offenbarten Beispiele nicht eingeschränkt und andere Variationen können vom Fachmann daraus abgeleitet werden, ohne den Schutzbereich der Erfindung zu verlassen.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Anpassung eines Hörgerätes (4) mit den Schritten:

- dreidimensionales Erfassen (S1) von zumindest Teilbereichen des Gehörgangs (1) eines

- Probanden,
- Ermitteln von Daten (S2) des Gehörgangs (1),
wobei die Daten:
- das Volumen und die Geometrie des Gehörgangs (1),
 - die Lage und die Geometrie des Trommelfells (2) und
 - die Lage und die Geometrie des Durchgangspunktes des Gehörgangs am Schädel (3)
- beinhalten,
- Verwenden der Daten zur Erstellung eines Modells (S3) der Geometrie und der akustischen Impedanz des Gehörgangs (1) und
 - Verwenden des Modells zur Anpassung (S4) der Frequenz und der Lautstärke eines ersten Hörers (5) des Hörgerätes (4) und der Einbaulage des Hörgerätes (4).
2. Verfahren nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet,
dass das Erfassen des Gehörgangs (1) mittels eines ersten optischen Messverfahrens bei mindestens einer ersten Wellenlänge durchgeführt wird.
3. Verfahren nach Anspruch 2,
dadurch gekennzeichnet,
dass das erste optische Messverfahren ein Lichtschnittverfahren, Color Coded Triangulation, binäre Triangulation, Graycode Triangulation und/ oder Random Dot Triangulation ist.
4. Verfahren nach einem der vorherigen Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet,
dass das Erfassen der Lage und der Geometrie des Durchgangspunktes des Gehörgangs (1) durch den Schädel unter Verwendung eines zweiten optischen Messverfahrens mit mindestens einer zweiten Messwellenlänge durchgeführt wird.
5. Verfahren nach Anspruch 4,
dadurch gekennzeichnet,
dass das zweite optische Messverfahren eine multispektrale Messung und/ oder eine hyperspektrale Messung aufweist und reflektiertes Licht und/ oder Streulicht im Bereich des Gehörgangs (1) detektiert wird.
6. Verfahren nach Anspruch 5,
dadurch gekennzeichnet,
dass die multispektrale Messung und/ oder die hyperspektrale Messung im Infrarot-Bereich durchgeführt wird.
7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4,
dadurch gekennzeichnet,
- dass** das zweite optische Messverfahren ein Lichtschnittverfahren ist, das in radialer Richtung ausgeführt wird.
8. Verfahren nach einem der vorherigen Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet,
dass mit dem Erfassen des Gehörgangs (1) auch ein externes Referenzobjekt (7) am Probanden erfasst wird.
9. Verfahren nach einem der vorherigen Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet,
dass das Erfassen des Gehörgangs (1) in Bereichsabschnitten durchgeführt wird und die Bereichsabschnitte zusammengefügt werden.
10. Verfahren zum Betrieb eines nach einem Verfahren der Ansprüche 1 bis 9 angepassten Hörgeräts,
gekennzeichnet durch:
- Einkoppeln (B1) eines akustischen Signals durch einen zweiten Hörer (6) des Hörgeräts (4) als Körperschall in einen Schädelknochen (3).
11. Messsystem (MS) ausgebildet ein Verfahren nach Anspruch 1 bis 9 durchzuführen,
aufweisend:
- eine Recheneinheit,
 - zwei externe Kameras (EK1, EK2) zur räumlichen Aufnahme eines externen Referenzobjektes (7) am Probanden und
 - ein für die erste Messwellenlänge und die zweite Messwellenlänge transparentes Gehäuse (TG), wobei das Gehäuse **aufweist:**
 - mindestens eine interne Kamera (K1, K2, K3) zur dreidimensionalen Erfassung (S1) von zumindest Teilbereichen des Gehörgangs des Probanden,
 - ein internes optisches Umlenkelement (S),
 - mindestens ein Leuchtmittel (LED1, LED2, LED3) und
 - mindestens einen Musterprojektor (M1, M2, M3).

FIG 1

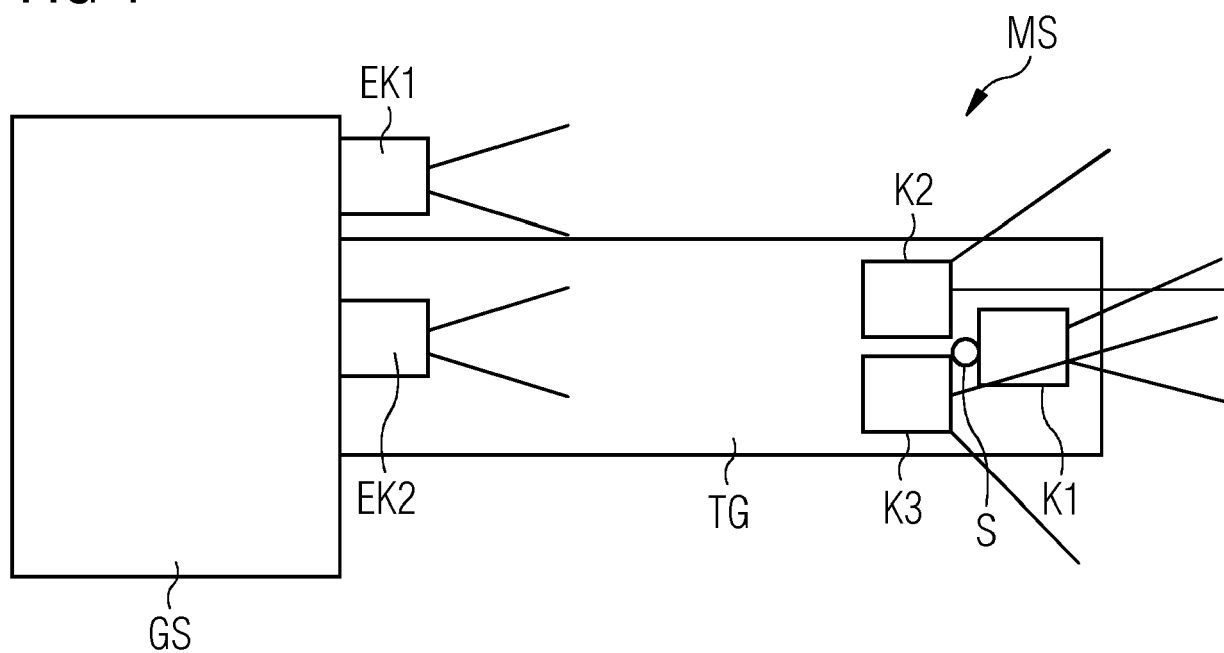


FIG 2

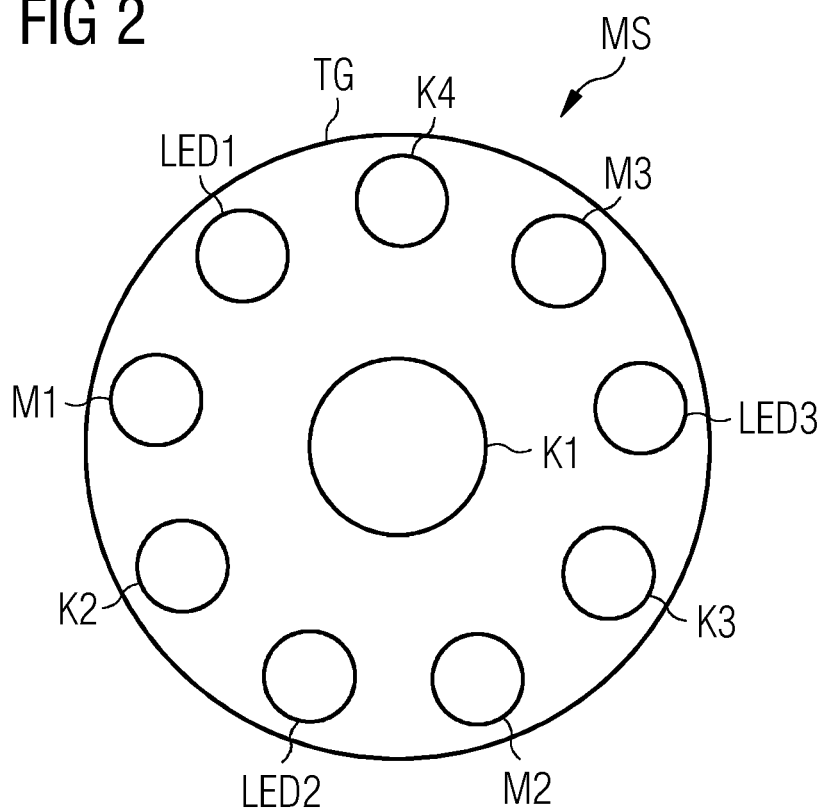


FIG 3

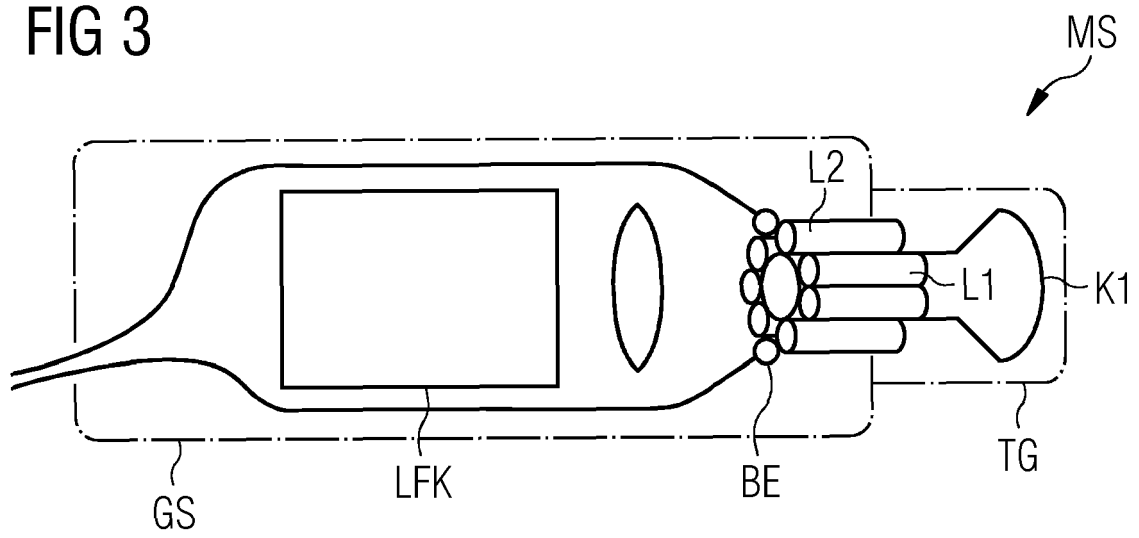


FIG 4

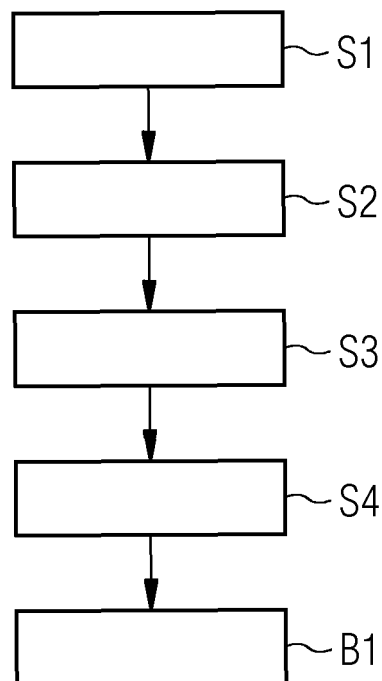
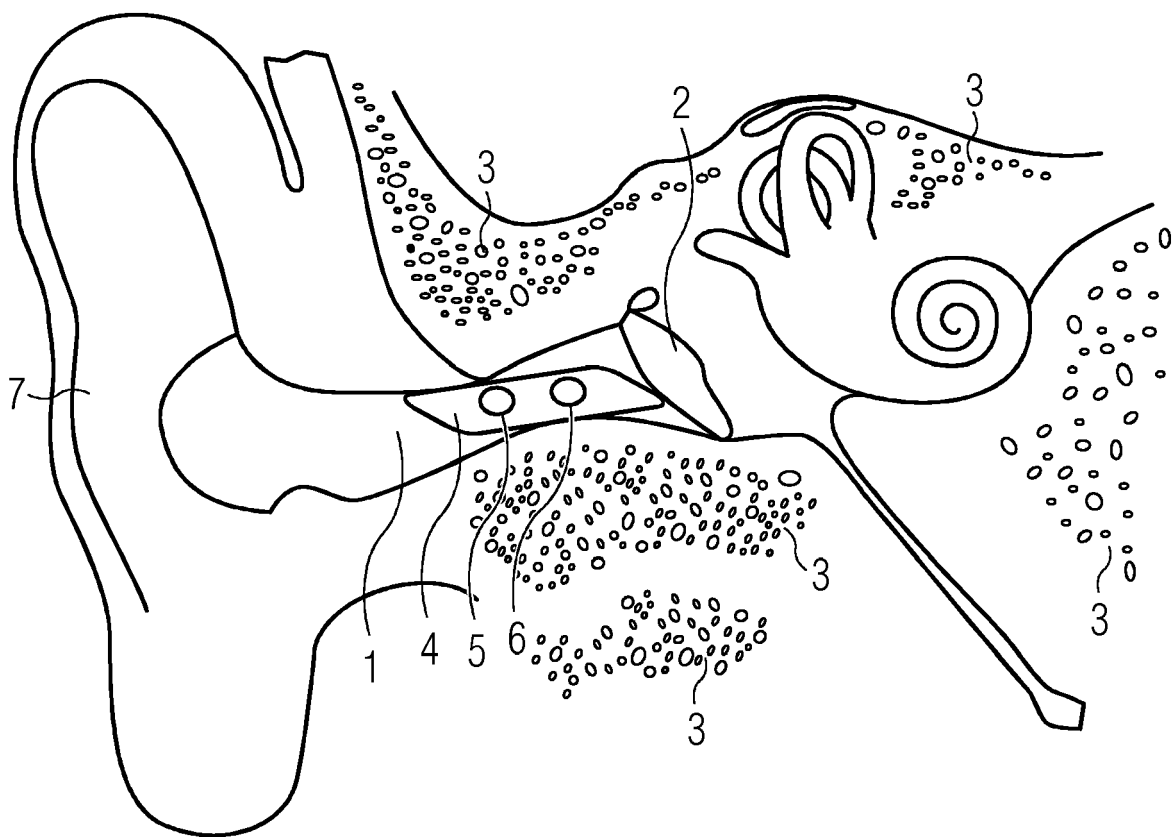


FIG 5





EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

 Nummer der Anmeldung
EP 19 16 9734

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (IPC)
Y	EP 1 802 170 A2 (SIEMENS AUDIOLOGISCHE TECHNIK [DE]) 27. Juni 2007 (2007-06-27) * das ganze Dokument *	1-11	INV. H04R25/00
Y	WALSH TIMOTHY ET AL: "Boundary element modeling of the external human auditory system", THE JOURNAL OF THE ACOUSTICAL SOCIETY OF AMERICA, AMERICAN INSTITUTE OF PHYSICS FOR THE ACOUSTICAL SOCIETY OF AMERICA, NEW YORK, NY, US, Bd. 115, Nr. 3, 1. März 2004 (2004-03-01), Seiten 1033-1043, XP012072153, ISSN: 0001-4966, DOI: 10.1121/1.1643360 * das ganze Dokument *	1-11	
Y	MICHAEL R STINSON ET AL: "Specification of the geometry of the human ear canal for the prediction of sound-pressure level distribution", THE JOURNAL OF THE ACOUSTICAL SOCIETY OF AMERICA, AMERICAN INSTITUTE OF PHYSICS FOR THE ACOUSTICAL SOCIETY OF AMERICA, NEW YORK, NY, US, [Online] Bd. 85, Nr. 6, 1. Juni 1989 (1989-06-01), Seiten 2492-2503, XP007913201, ISSN: 0001-4966, DOI: Hörgeräteschale * das ganze Dokument *	1-11	RECHERCHIERTE SACHGEBIETE (IPC) H04R A61B
Y	US 2004/141543 A1 (JENSEN PREBEN DAMGARD [DK] ET AL) 22. Juli 2004 (2004-07-22) * das ganze Dokument *	2-9,11	
Y	US 2013/237754 A1 (BERGLUND NATHANAEL [US] ET AL) 12. September 2013 (2013-09-12) * das ganze Dokument *	2-9,11	
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt			
Recherchenort Den Haag		Abschlußdatum der Recherche 26. August 2019	Prüfer Fobel, Oliver
KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTE X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie A : technologischer Hintergrund O : mündliche Offenbarung P : Zwischenliteratur		T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze E : älteres Patentedokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist D : in der Anmeldung angeführtes Dokument L : aus anderen Gründen angeführtes Dokument & : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument	

EPO FORM 1503 03.82 (P04C03)

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

EP 19 16 9734

5 In diesem Anhang sind die Mitglieder der Patentfamilien der im obengenannten europäischen Recherchenbericht angeführten Patentdokumente angegeben.
 Die Angaben über die Familienmitglieder entsprechen dem Stand der Datei des Europäischen Patentamts am
 Diese Angaben dienen nur zur Unterrichtung und erfolgen ohne Gewähr.

26-08-2019

10	Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument		Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
	EP 1802170	A2	27-06-2007	DE 102005061569 B3 EP 1802170 A2	24-05-2007 27-06-2007
15	US 2004141543	A1	22-07-2004	DK 1392155 T3 EP 1392155 A1 US 2004141543 A1 WO 02091915 A1	10-12-2012 03-03-2004 22-07-2004 21-11-2002
20	US 2013237754	A1	12-09-2013	DK 2825087 T3 EP 2825087 A1 ES 2721912 T3 US 2013237754 A1 US 2013237756 A1 US 2013237757 A1 US 2013237758 A1 US 2013237759 A1 US 2013237764 A1 US 2014031680 A1 US 2014031701 A1 US 2014200408 A1 WO 2013138074 A2 WO 2013138077 A2 WO 2013138078 A2 WO 2013138079 A2 WO 2013138081 A1 WO 2013138082 A2	13-05-2019 21-01-2015 06-08-2019 12-09-2013 12-09-2013 12-09-2013 12-09-2013 12-09-2013 12-09-2013 30-01-2014 30-01-2014 17-07-2014 19-09-2013 19-09-2013 19-09-2013 19-09-2013 19-09-2013 19-09-2013
25					
30					
35					
40					
45					
50					
55					

EPO FORM P0461

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