

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro

(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
04. November 2021 (04.11.2021)



(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2021/219614 A1

- (51) Internationale Patentklassifikation: *A61N 1/36* (2006.01) *A61N 1/05* (2006.01)
- (21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2021/060947
- (22) Internationales Anmeldedatum: 27. April 2021 (27.04.2021)
- (25) Einreichungssprache: Deutsch
- (26) Veröffentlichungssprache: Deutsch
- (30) Angaben zur Priorität: 10 2020 205 417.7
29. April 2020 (29.04.2020) DE
- (71) Anmelder: **CARL VON OSSIETZKY UNIVERSITÄT OLDENBURG** [DE/DE]; Ammerländer Heerstraße 114-118, 26129 Oldenburg (DE).
- (72) Erfinder: **RADELOFF, Andreas**; Lasiusstr. 37, 26122 Oldenburg (DE).
- (74) Anwalt: **FINK NUMRICH PATENTANWÄLTE PARTMBB**; Wendl-Dietrich-Str. 14, 80634 München (DE).
- (81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, IT, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM,

(54) Title: AUDITORY PROSTHESIS, IN PARTICULAR COCHLEAR IMPLANT

(54) Bezeichnung: HÖRPROTHESE, INSBESONDERE COCHLEA-IMPLANTAT

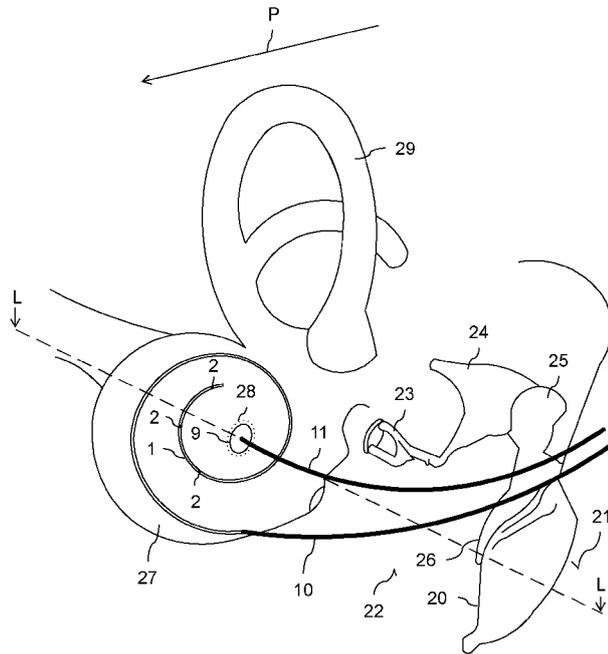


Fig. 2

(57) Abstract: The invention relates to an auditory prosthesis, in particular a cochlear implant, comprising an electrode arrangement (1) which consists of a multiplicity of stimulation electrodes (2) and is able to be implanted in the cochlea (27) of the human ear, wherein the auditory prosthesis (100) comprises a processing device (3, 6) which is configured such that, during operation, it captures an acoustic signal and converts the latter into electric stimulation pulses on different channels, each channel representing a different frequency range of the acoustic signal and being assigned to a separate stimulation electrode (2) to which the electric stimulation pulses of the assigned channel are applied. In the auditory prosthesis (100) according to the invention, the stimulation electrodes (2) are connected relative to a ground electrode (9) which is an implantable electrode and which is set up to be fastened to the outer side of the apex



WO 2021/219614 A1

TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW.

- (84) Bestimmungsstaaten** (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), europäisches (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Veröffentlicht:

- mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz 3)

(28) of the cochlea (2) in the human ear.

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft eine Hörprothese, insbesondere ein Cochlea-Implantat, mit einer in die Cochlea (27) des menschlichen Ohrs implantierbaren Elektrodenanordnung (1) aus einer Vielzahl von Stimulationselektroden (2), wobei die Hörprothese (100) eine Verarbeitungseinrichtung (3, 6) umfasst, welche derart ausgestaltet ist, dass sie im Betrieb ein akustisches Signal erfasst und in elektrische Stimulationspulse auf unterschiedlichen Kanälen konvertiert, wobei jeder Kanal einen anderen Frequenzbereich des akustischen Signals repräsentiert und einer separaten Stimulationselektrode (2) zugeordnet ist, auf welche die elektrischen Stimulationspulse des zugeordneten Kanals gegeben werden. In der erfindungsgemäßen Hörprothese (100) sind die Stimulationselektroden (2) gegen eine Masseelektrode (9) verschaltet, die eine implantierbare Elektrode ist, welche dazu eingerichtet ist, im menschlichen Ohr an der Außenseite des Apex (28) der Cochlea (2) befestigt zu werden.

5

Hörprothese, insbesondere Cochlea-Implantat

10

Beschreibung

15

Die Erfindung betrifft eine Hörprothese, insbesondere ein Cochlea-Implantat, mit einer in die Cochlea des menschlichen Ohrs implantierbaren Elektrodenanordnung.

20

Aus dem Stand der Technik ist es bekannt, bei Patienten mit beschädigten Haarzellen in der Cochlea eine Hörprothese zu implantieren, bei der mit einer Elektrodenanordnung aus einer Vielzahl von Stimulationselektroden, die innerhalb der Cochlea angeordnet sind, elektrische Pulse generiert werden, um hierdurch ein akustisches Signal zu simulieren.

25

In einer solchen Hörprothese sind die Stimulationselektroden mit einer Verarbeitungseinrichtung verbunden, die im Betrieb ein akustisches Signal z.B. mittels eines Mikrofons erfasst und in entsprechende elektrische Stimulationspulse auf unterschiedlichen Kanälen wandelt, wobei jeder Kanal einen anderen Frequenzbereich des akustischen Signals repräsentiert und einer separaten Stimulationselektrode zugeordnet ist, auf welche die elektrischen Stimulationspulse des zugeordneten Kanals gege-

30

ben werden. Die Stimulationselektroden sind dabei gegen eine Masselektrode verschaltet, die in der Regel entfernt von der Cochlea angeordnet ist.

Eine bekannte Ausgestaltung der oben beschriebenen Hörprothese ist das sog. Cochlea-Implantat, bei dem ein Teil der Verarbeitungseinrichtung eine im menschlichen Schädelknochen implantierte Stimulationseinheit ist, die mit der Elektrodenanordnung verbunden ist. Die Stimulationseinheit ist mit einem externen nicht-implantierten Teil des Cochlea-Implantats außerhalb des Schädels induktiv gekoppelt. Dieser externe Teil wandelt ein erfasstes akustisches Signal in entsprechende Stimulationssignale in unterschiedlichen Frequenzbereichen, die dann induktiv an die Stimulationseinheit übermittelt werden, die aus diesen Stimulationssignalen die entsprechenden elektrischen Stimulationspulse generiert.

Aufgrund der Anordnung der Masselektrode entfernt von der Cochlea besteht in herkömmlichen Hörprothesen das Problem, dass das zwischen den Stimulationselektroden und der Masselektrode erzeugte elektrische Feld ungerichtet ist. Dies führt dazu, dass die mit den Stimulationselektroden bewirkte Auflösung des akustischen Signals in unterschiedliche Frequenzbereiche oftmals vom Patienten nicht wahrgenommen werden kann. Dies hat ein vergleichsweise schlechten Sprachverstehen bei Störgeräusch zur Folge.

Die Druckschrift US 2018/0369571 A1 offenbart ein Cochlea-Implantat, bei dem zwei Masselektroden vorgesehen sind, von denen eine entfernt von der Cochlea und die andere innerhalb der Cochlea positioniert sind.

25

Die Druckschrift EP 3 348 304 A1 offenbart eine Elektrodenanordnung für eine implantierbare Hörprothese, die über den Modiolus der Cochlea, d.h. die zentrale Achse der Cochlea, in diese eingeführt wird.

Aufgabe der Erfindung ist es, eine Hörprothese mit einer in die Cochlea implantierbaren Elektrodenanordnung zu schaffen, die zu einem besseren Sprachverstehen des Trägers der Hörprothese führt.

- 5 Diese Aufgabe wird durch die Hörprothese gemäß Patentanspruch 1 gelöst. Weiterbildungen der Erfindung sind in den abhängigen Ansprüchen definiert.

Die Erfindung betrifft eine Hörprothese, die vorzugsweise als Cochlea-Implantat ausgestaltet ist. Die Hörprothese umfasst eine in die Cochlea des menschlichen Ohrs
10 implantierbare Elektrodenanordnung aus einer Vielzahl von Stimulationselektroden. Darüber hinaus enthält die Hörprothese eine Verarbeitungseinrichtung, welche derart ausgestaltet ist, dass sie im Betrieb ein akustisches Signal erfasst und in elektrische Stimulationspulse auf unterschiedlichen Kanälen konvertiert, wobei jeder Kanal einen anderen Frequenzbereich des akustischen Signals repräsentiert und einer separaten
15 Stimulationselektrode zugeordnet ist, auf welche die elektrischen Stimulationspulse des zugeordneten Kanals gegeben werden. Die Stimulationselektroden sind gegen eine Masse- bzw. Erdungselektrode verschaltet. Hier und im Folgenden sind unter Stimulationselektroden bzw. unter einer Masseelektrode jeweilige Elektrodenkontakte zu verstehen.

20

Die erfindungsgemäße Hörprothese zeichnet sich dadurch aus, dass die Masseelektrode eine implantierbare Elektrode ist, welche dazu eingerichtet ist, im menschlichen Ohr an der Außenseite des Apex der Cochlea befestigt zu werden, vorzugsweise nach Ausdünnung des Apex an seiner Außenseite. Die Masseelektrode ist somit außerhalb
25 des schneckenförmigen Innenraums der Cochlea und in diesem Sinne extracochlear positioniert. Die Ausdünnung des Apex wird über einen chirurgischen Eingriff vorgenommen, bei dem die Knochenschale an der Außenseite des Apex abgetragen wird. Vorzugsweise liegt die Dicke des ausgedünnten Bereichs zwischen 0,08 mm und 0,5 mm, insbesondere bei 0,1 mm.

30

Die erfindungsgemäße Hörprothese weist den Vorteil auf, dass durch die Anordnung der Masseelektrode an dem Apex ein elektrisches Potential zwischen den Stimulations-
elektroden und der Masseelektrode erzeugt wird, das senkrecht zur Ebene des
Spiralganglions der Cochlea verläuft. Hierdurch wird eine wesentlich präzisere Sti-
5 mulation des Hörnervs erreicht. Insbesondere kann der Patient die Frequenzbereiche
der einzelnen Kanäle besser auflösen, was die Möglichkeit eröffnet, die Anzahl der
verwendeten Stimulationselektroden zu erhöhen.

10 In einer besonders bevorzugten Ausführungsform ist die Masseelektrode an einem
Klemmelement angebracht, das zum Einklemmen zwischen dem Apex der Cochlea
und einem Gehörknöchelchen, vorzugsweise dem Hammergriff des Hammers, kon-
figuriert ist, um die Masseelektrode an den Apex der Cochlea zu drücken. Hierdurch
kann eine gute Fixierung der Masseelektrode am Apex erreicht werden.

15 In einer bevorzugten Variante der soeben beschriebenen Ausführungsform ist das
Klemmelement ein Bauteil mit einer ersten Seite und einer gegenüber liegenden
zweiten Seite, wobei auf der ersten Seite die Masseelektrode angebracht ist. Im ein-
geklemmten Zustand des Klemmelements drückt dabei die erste Seite mit der Mas-
seelektrode auf den Apex der Cochlea, wohingegen die zweite Seite gegen das Ge-
20 hörknöchelchen und insbesondere den Hammergriff drückt. Hierdurch wird eine be-
sonders einfache Ausgestaltung des Klemmelements erreicht.

In einer bevorzugten Variante der soeben erläuterten Ausführungsform weist die
zweite Seite eine Vertiefung zur Aufnahme des Gehörknöchelchens und insbesonde-
25 re des Hammergriffs im eingeklemmten Zustand des Klemmelements auf, wodurch
eine gute Klemmung erreicht wird. Die Vertiefung ist vorzugsweise als Kerbe aus-
gebildet, deren Form an die Form des Gehörknöchelchens angepasst ist.

30 In einer weiteren bevorzugten Ausgestaltung weist das als Bauteil mit zwei Seiten
ausgestaltete Klemmelement eine Durchgangsöffnung, d.h. eine sich durch das Bau-
teil erstreckende Öffnung, in einem Bereich außerhalb der ersten und zweiten Seite

auf. Beispielsweise können die erste und zweite Seite im Wesentlichen parallel zueinander verlaufen, wobei sich die Öffnung auch im Wesentlichen parallel zu der ersten und zweiten Seite erstreckt. Auf diese Weise kann das Gewicht des Bauteils vermindert werden.

5

In einer weiteren bevorzugten Variante ist das Bauteil elastisch und vorzugsweise zumindest teilweise und gegebenenfalls auch komplett aus Silikon gebildet. Hierdurch wird sichergestellt, dass eine ausreichend große Klemmkraft zwischen dem Apex der Cochlea und dem Gehörknöchelchen erzeugt wird. Nichtsdestotrotz ist es auch möglich, dass das Bauteil zumindest teilweise und gegebenenfalls auch komplett aus Titan und/oder einer Titanlegierung gebildet ist.

Alternativ oder zusätzlich zu einer Klemmung kann die Masselektrode auch auf andere Weise an dem Apex der Cochlea gehalten werden. Insbesondere kann die Masselektrode derart ausgestaltet sein, dass sie im implantierten Zustand an dem Apex der Cochlea angeklebt ist. Hierfür kann ein geeignetes Klebemittel genutzt werden, beispielsweise ein Fibrinkleber in Kombination mit Bindegewebe und/oder ein Tachosil[®]-Schwämmchen.

In einer weiteren bevorzugten Variante ist die Elektrodenanordnung derart ausgestaltet, dass sich im implantierten Zustand die Stimulationselektroden über einen Winkelbereich der Cochlea von mindestens 360° und vorzugsweise von mindestens 540° erstrecken. Hierbei macht man sich die Erkenntnis zunutze, dass unterschiedliche Abschnitte der Cochlea für verschiedene Frequenzen von akustischen Signalen zuständig sind, wobei der basale Bereich der Cochlea für hohe Frequenzen und der apikale Bereich für niedrige Frequenzen verantwortlich ist. Durch eine große Winkelabdeckung der Cochlea mit Stimulationselektroden kann die mit der Hörprothese erreichte Hörqualität weiter verbessert werden.

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform umfasst die Elektrodenanordnung zumindest zwölf Stimulationselektroden. Gegebenenfalls kann auch eine deutlich

größere Anzahl an Stimulationselektroden, z.B. 20 oder mehr Stimulationselektroden, vorgesehen sein. Hierbei macht man sich die Tatsache zunutze, dass der Patient durch die neuartige Befestigung der Masselektrode an der Außenseite des Apex der Cochlea die Frequenzen des akustischen Signals besser auflösen kann, so dass durch
5 eine größere Anzahl von Stimulationselektroden die Hörqualität verbessert werden kann.

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform umfasst die Verarbeitungseinrichtung der Hörprothese eine Stimulationseinheit zur Implantation im menschlichen
10 Schädelknochen, wobei die Elektrodenanordnung über einen Kabelstrang mit der Stimulationseinheit verbunden ist, um die Stimulationspulse über den Kabelstrang auf die Stimulationselektroden zu geben, und wobei die Masselektrode über ein an der Stimulationseinheit angeschlossenes elektrisches Kabel geerdet ist. Vorzugsweise wird eine solche Stimulationseinheit in Kombination mit einem externen Teil der
15 Verarbeitungseinrichtung außerhalb des Schädelknochens genutzt, wie dies in einem Cochlea-Implantat üblich ist. Der externe Teil umfasst dabei einen Sprachprozessor, um akustische Signale in Stimulationssignale zu wandeln, die z.B. induktiv an die Stimulationseinheit übertragen werden, welche dann entsprechende Stimulationspulse auf die Stimulationselektroden gibt.

20 Da sich in der erfindungsgemäßen Hörprothese die Stimulationselektroden an einer anderen Position als die Masselektrode befinden, ist in einer bevorzugten Variante der soeben beschriebenen Ausführungsform das an der Stimulationseinheit angeschlossene elektrische Kabel entlang seiner gesamten Länge von dem Kabelstrang
25 separiert, der zu den Stimulationselektroden führt. Auf diese Weise wird die Positionierung der Masselektrode an dem Apex der Cochlea erleichtert.

Ein Ausführungsbeispiel der Erfindung wird nachfolgend anhand der beigefügten Figuren detailliert beschrieben.

30

Es zeigen:

- Fig. 1 eine schematische Darstellung eines Cochlea-Implantats gemäß einer Ausführungsform der Erfindung;
- 5 Fig. 2 eine schematische perspektivische Darstellung eines Teils des menschlichen Gehörs mit der darin enthaltenen Cochlea sowie der implantierten Elektrodenanordnung und der implantierten Masseelektrode des Cochlea-Implantats aus Fig. 1;
- 10 Fig. 3 ein Schnittbild eines Teils des menschlichen Gehörs in einer Ebene entsprechend der Schnittlinie L-L der Fig. 1;
- Fig. 4 eine Draufsicht auf ein Klemmelement, das in einer Variante des erfindungsgemäßen Cochlea-Implantats zur Befestigung
15 der Masseelektrode genutzt wird; und
- Fig. 5 eine Seitenansicht des Klemmelements aus Fig. 4.

Nachfolgend wird eine Variante der Erfindung anhand einer Hörhilfe in der Form
20 eines Cochlea-Implantats 100 beschrieben. Fig. 1 zeigt dabei in schematischer Darstellung den Aufbau eines solchen Implantats.

Das Implantat umfasst eine in der Hörschnecke (Cochlea) des menschlichen Ohrs implantierte Elektrodenanordnung, die in Fig. 1 mit Bezugszeichen 1 bezeichnet ist.
25 Diese Elektrodenanordnung enthält eine Vielzahl von Stimulationselektroden 2, wobei aus Übersichtlichkeitsgründen in Fig. 1 nur einige dieser Elektroden mit diesem Bezugszeichen versehen sind. Je nach Ausgestaltung des Implantats kann deren Anzahl unterschiedlich gewählt werden. In der hier beschriebenen Ausführungsform der Erfindung wurde eine Elektrodenanordnung mit zwölf Stimulationselektroden verwendet.
30

Die Elektrodenanordnung 1 erstreckt sich vom basalen Bereich am Eingang der Hörschnecke bis zum apikalen Bereich am entgegengesetzten Ende der Hörschnecke. Die Stimulationselektroden 2 dienen dabei dazu, den (noch intakten) Hörnerv durch elektrische Stimulationspulse zu stimulieren und hierdurch die Aufgabe von beschädigten bzw. zerstörten Haarzellen in der Cochlea zu übernehmen. Es ist bekannt, dass der basale Bereich der Hörschnecke zur Übertragung von hohen Frequenzen von akustischen Signalen dient, wohingegen der apikale Bereich tiefe Frequenzen überträgt. Entsprechend übertragen die Elektroden im basalen Bereich hohe akustische Frequenzen, wohingegen die Elektroden im apikalen Bereich für tiefe akustische Frequenzen zuständig sind.

Die Elektrodenanordnung 1 ist auf einem flexiblen Trägerband befestigt, das in die Windungen der Cochlea eingeschoben wird und die Stimulationselektroden 2 trägt. An die Elektrodenanordnung 1 schließt sich ein Kabelstrang 10 an, der ein Kabel für jede der Stimulationselektroden 2 umfasst. Über den Kabelstrang ist die Elektrodenanordnung 1 elektrisch mit einer Stimulationseinheit 3 verbunden, welche im Schädelknochen implantiert ist und sich im Bereich oberhalb des Ohrs befindet. Darüber hinaus ist eine Masse- bzw. Erdungselektrode 9 vorgesehen, die an der Außenseite des Apex der Cochlea befestigt wird, wie weiter unten noch näher erläutert wird. Die Masseelektrode 9 ist gegen die Stimulationselektroden 2 über ein elektrisches Kabel 11 verschaltet. Beispielsweise ist das elektrische Kabel 11 mit dem metallischen Gehäuse der Stimulationseinheit 3 verbunden. Die Stimulationseinheit gibt die entsprechenden Stimulationspulse auf die Stimulationselektroden 2 und umfasst eine Induktionsspule 4, welche Stimulationssignale von einem externen (d.h. nicht-implantierten) Teil des Cochlea-Implantats empfängt.

Der nicht-implantierte Teil des Cochlea-Implantats ist in Fig. 1 mit Bezugszeichen 6 bezeichnet und umfasst einen Sprachprozessor 7 sowie ein Mikrofon 8, die in der Regel in einem gemeinsamen Gehäuse integriert sind. Gegebenenfalls können auch mehrere Mikrofone vorgesehen sein. Die über das Mikrofon empfangenen akustischen Signale werden durch den Sprachprozessor verarbeitet und in Stimulationssig-

nale gewandelt. Diese Signale werden über die Induktionsspule 5 ausgesendet und dann von der Induktionsspule 4 der Stimulationseinheit 3 und damit dem implantierten Teil des Cochlea-Implantats empfangen. Die Stimulationseinheit gibt anschließend elektrische Pulse entsprechend den Stimulationssignalen auf die Stimulations-
5 elektroden 2.

Jede Stimulationselektrode entspricht einem Kanal, auf den ein bestimmter Frequenzbereich des über den Sprachprozessor 7 gewandelten akustischen Signals in der Form von elektrischen Stimulationspulsen gegeben wird, wobei die Frequenzbereiche der einzelnen Kanäle disjunkt sind (d.h. nicht miteinander überlappen). Mittels
10 der Stimulationspulse wird eine Stimulation der Hörnervenfasern mit eingeschränkter Präzision erreicht. Als Folge kann das menschliche Gehirn nur eine Maximalanzahl an unterschiedlichen Kanälen und in diesem Sinne Tonhöhen unterscheiden, selbst wenn mehr Kanäle und damit Frequenzbereiche durch Stimulationselektroden
15 abgebildet werden. In herkömmlichen Cochlea-Implantaten liegt diese Maximalanzahl bei ca. 10 Tonhöhen. Mit dem erfindungsgemäßen Cochlea-Implantat kann durch die Positionierung der Masseelektrode 9 an der Außenseite des Apex der Cochlea diese Anzahl auf 12 und mehr Tonhöhen erhöht werden.

20 Die Induktionsspule 5 des externen Teils 6 ist in der Regel nicht gemeinsam mit dem Signalprozessor 7 und dem Mikrofon 8 in einem Gehäuse angeordnet, sondern über Kabel mit diesen Einheiten verbunden. Das externe Teil des Cochlea-Implantats wird am Kopf hinter der Ohrmuschel getragen.

25 Fig. 2 zeigt in schematischer perspektivischer Darstellung einen Innenbereich eines menschlichen Ohrs mit den darin implantierten Stimulationselektroden sowie der Masseelektrode. Dabei ist der innere Bereich des linken Ohrs gezeigt, wobei die Erstreckung vom Hinterkopf zum Gesicht des menschlichen Schädels mit dem Pfeil P angedeutet ist. Aus Fig. 2 ist das Trommelfell 20 ersichtlich, das die Grenze zwischen Gehörgang 21 und Mittelohr 22 bildet. Im Mittelohr befinden sich die Ge-
30 hörknöchelchen 23, 24 und 25, d.h. der Steigbügel 23, der Amboss 24 sowie der

Hammer 25. Der Hammer 25 umfasst wiederum den Hammergriff 26, der an dem Trommelfell 20 anliegt. Demgegenüber befindet sich der Steigbügel 23 an der Grenze zur Hörschnecke bzw. Cochlea, die in Fig. 2 mit Bezugszeichen 27 bezeichnet ist. Ferner ist aus Fig. 2 das Gleichgewichtsorgan ersichtlich, das mit Bezugszeichen 29
5 bezeichnet ist.

Die Cochlea 27 erstreckt sich von einem basalen bis zu einem apikalen Bereich, der mit dem Apex der Cochlea endet. Dieser Apex ist in Fig. 2 lediglich schematisch durch einen gepunkteten Kreis angedeutet und mit Bezugszeichen 28 bezeichnet. Die
10 Cochlea ist schneckenförmig ausgestaltet und verfügt durchschnittlich über 2,5 Windungen (entsprechend 900 Winkelgrad). Gemäß Fig. 2 erstreckt sich die Elektrodenanordnung 1 innerhalb der Cochlea 27 über einen Winkelbereich von in etwa 1,5 Cochleawindungen. Aus Übersichtlichkeitsgründen sind dabei nur einige der Stimulationselektroden 2 am vorderen Ende der Elektrodenanordnung angedeutet. Gegebenenfalls kann die Elektrodenanordnung mit ihren Stimulationselektroden auch
15 einen noch größeren Winkelbereich abdecken. Vorzugsweise sollten die Stimulationselektroden zumindest 360° der Cochleawindungen abdecken. An die Elektrodenanordnung 1 schließt sich der bereits oben erwähnte Kabelstrang 10 an, der zur Stimulationseinheit 3 führt.

Aus Fig. 2 ist ferner die implantierte Masseelektrode 9 ersichtlich, die sich außerhalb des schneckenförmigen Innenraums der Cochlea an der Außenseite ihres Apex 28 befindet, wobei die Knochenschale in diesem Bereich um ca. 1 mm bis 2 mm über einen chirurgischen Eingriff ausgedünnt wurde, um hierdurch ein hohes elektrisches
25 Potential zwischen den Stimulationselektroden 2 und der Masseelektrode 9 zu generieren. Dieses elektrische Potential läuft senkrecht zur Ebene des Spiralganglions der Cochlea und ermöglicht damit eine wesentlich präzisere Stimulation als mit einer herkömmlichen Masseelektrode, die oft Teil des Gehäuses der Stimulationseinheit 3 ist oder separat außerhalb des knöchernen Schädels platziert ist. Wie bereits anhand
30 von Fig. 1 erläutert, ist die Masseelektrode 9 mit einem elektrischen Kabel 11 verbunden, das zum metallischen Gehäuse der Stimulationseinheit 3 führt.

Fig. 3 zeigt ein Schnittbild, das auf einem histologischen Gewebeschnitt entlang der Linie L-L der Fig. 2 beruht. Das Schnittbild gibt die tatsächlichen Gegebenheiten im menschlichen Gehör wieder und entspricht somit nicht exakt einem Schnitt durch die lediglich schematische Darstellung der Fig. 2. Mit anderen Worten weichen die Positionen der in Fig. 3 gezeigten Bestandteile des menschlichen Ohrs von den schematisch wiedergegebenen Positionen der Fig. 2 ab. Die Cochlea 27 ist in Fig. 3 vor der Ausdünnung der Außenseite des Apex wiedergegeben und die Elektrodenanordnung 1 sowie der Kabelstrang 10 und das Kabel 11 sind nicht dargestellt.

10

In Fig. 3 ist durch den rechten schraffierten Bereich der Gehörgang 21 und durch den linken schraffierten Bereich die Cochlea 27 angedeutet. Dabei werden die Windungen der Cochlea ersichtlich, welche die basalen Windungen B1 bzw. B2, die mittleren Windungen M1 bzw. M2 sowie die apikale Windung A umfassen. Darüber hinaus ist der Steigbügel 23 ersichtlich, der sich am Eingang der basalen Windung B1 befindet. Ferner ist ein Teil des Hörnervs 30 erkennbar, der mit den Windungen der Cochlea verbunden ist und die erfassten Signale an das Gehirn überträgt.

15

Durch das elektrische Feld zwischen den Stimulationselektroden 2 und der am Apex 28 befindlichen Masseelektrode 9 wird eine sehr fokussierte elektrische Stimulation erreicht. Hierdurch ist es möglich, die Anzahl an vom menschlichen Gehirn unterscheidbaren Frequenzbereichen zu erhöhen, so dass jeder, durch eine Stimulationselektrode repräsentierte Kanal auch durch den Träger des Cochlea-Implantats wahrnehmbar ist. Demzufolge können die zwölf Kanäle der Stimulationselektroden auch durch den Träger des Implantats unterschieden werden.

25

Aus Fig. 3 ist nochmals deutlich die Position der Masseelektrode 9 ersichtlich. Zur Anordnung der Masseelektrode in der dargestellten Position ist die Knochenschale am Apex auszudünnen. Darüber hinaus erkennt man in Fig. 3 den Hammergriff 26, der einen elliptischen Querschnitt aufweist. Erfindungswesentlich ist eine geeignete Befestigung der Masseelektrode 9 an der Außenseite des (vorzugsweise ausgedünn-

30

ten) Apex 28. In einer einfachen Variante wird die Elektrode mit Fibrinkleber und Bindegewebe oder ggf. mit einem Tachosil®-Schwämmchen an der dargestellten Position fixiert.

- 5 Vorzugsweise erfolgt die Befestigung der Masseelektrode 9 jedoch unter Verwendung eines Klemmelements, dessen Aufbau aus Fig. 4 und Fig. 5 ersichtlich ist. Das Klemmelement ist in diesen Figuren mit Bezugszeichen 12 bezeichnet. In Fig. 4 ist das Klemmelement in Draufsicht von vorne dargestellt. Das Klemmelement umfasst in dessen Mitte eine Durchgangsöffnung 13, so dass sich das Material des Klemmelements um diese Durchgangsöffnung nach Art eines Rings erstreckt. In dem dargestellten Beispiel besteht das Klemmelement aus Silikon, so dass es elastisch ist. An der Oberseite des Klemmelements ist eine Ausbuchtung bzw. Kerbe 14 vorgesehen. Diese erstreckt sich durchgängig von der Vorderseite bis zur Hinterseite des Klemmelements. In der Seitenansicht der Fig. 5 ist die Vorderseite des Klemmelements mit Bezugszeichen 15 und die Hinterseite mit Bezugszeichen 16 bezeichnet. Zur Verdeutlichung ist ferner die Durchgangsöffnung 13 mit gestrichelten Linien angedeutet. Die Kerbe, die aus der Ansicht der Fig. 5 nicht ersichtlich ist, verläuft an der Oberseite des Klemmelements durchgängig von der Vorderseite 15 zur Hinterseite 16.
- 10
- 15
- 20 An der Unterseite des Klemmelements 12 ist die Masseelektrode 9 aufgebracht, die wiederum mit dem Kabel 11 verbunden ist, welches nicht in Fig. 4 und Fig. 5 gezeigt ist. Das Klemmelement wird so in das Mittelohr 22 (siehe Fig. 3) eingesetzt, dass in der Ausbuchtung 14 der Hammergriff 26 entlang der Gesamterstreckung der Ausbuchtung von der Vorderseite 15 zur Rückseite 16 aufgenommen ist und die Masseelektrode 9 auf der Seite des Klemmelements 12, die der Ausbuchtung 14 gegenüber
- 25
- liegt, an die ausgedünnte Außenseite des Apex 28 der Cochlea 27 anliegt.

Die Ausbuchtung 14 weist eine Breite in der Richtung des in Fig. 4 dargestellten Doppelpfeils P' von zwischen 1 mm und 3 mm auf. Demgegenüber weist das Klemmelement 12 eine Maximalhöhe in Richtung des in Fig. 5 dargestellten Doppelpfeils P'' von ca. 4 mm bis 10 mm auf. Wie man aus Fig. 5 erkennt, ist die Unter-

30

seite des Klemmelements 12 ferner abgeschrägt, um hierdurch gut an die Strukturen des Mittelohrs angepasst zu sein und einen guten Kontakt der Masseelektrode 9 an dem Apex der Cochlea sicherzustellen.

- 5 Die Befestigung der Masseelektrode 9 mittels des Klemmelements 12 kann ggf. mit der Befestigung über einen Kleber kombiniert werden. In diesem Fall ist die Masseelektrode 9 nicht nur über die Klemmung mittels des Klemmelements 12, sondern auch über einen geeigneten Kleber an dem Apex der Cochlea fixiert.
- 10 Die im Vorangegangenen beschriebene Ausführungsform der Erfindung weist eine Reihe von Vorteilen auf. Insbesondere kann durch eine neuartige Positionierung der Masseelektrode an der Außenseite der Cochlea eine höhere Auflösung der elektrischen Stimulation durch die Stimulationselektroden erreicht werden. Dabei kann sichergestellt werden, dass der Frequenzbereich jedes elektrischen Kanals auch durch
- 15 den Patienten (d.h. den Träger des Implantats) aufgelöst werden kann. In herkömmlichen Cochlea-Implantaten kann der Patient in der Regel maximal nur etwa zehn Kanäle unterscheiden. Im erfindungsgemäßen Cochlea-Implantat kann die Anzahl an unterscheidbaren Kanälen erhöht werden, so dass auch die Frequenzbereiche von mehr als zehn Stimulationselektroden aufgelöst werden können.

Bezugszeichenlist

	100	Cochlea-Implantat
	1	Elektrodenanordnung
5	2	Stimulationselektroden
	3	Stimulationseinheit
	4, 5	Spulen
	6	nicht-implantierter Teil des Cochlea-Implantats
	7	Signalprozessor
10	8	Mikrofon
	9	Masseelektrode
	10	Kabelstrang
	11	elektrisches Kabel
	12	Klemmelement
15	13	Durchgangsöffnung
	14	Ausbuchtung
	15	Vorderseite des Klemmelements
	16	Hinterseite des Klemmelements
	20	Trommelfell
20	21	Gehörgang
	22	Mittelohr
	23	Steigbügel
	24	Amboss
	25	Hammer
25	26	Hammergriff
	27	Cochlea
	28	Apex der Cochlea
	29	Gleichgewichtsorgan
	30	Hörnerv
30	P	Pfeil
	P', P''	Doppelpfeile

Patentansprüche

1. Hörprothese, insbesondere Cochlea-Implantat, mit einer in die Cochlea (27) des menschlichen Ohrs implantierbaren Elektrodenanordnung (1) aus einer
5 Vielzahl von Stimulationselektroden (2), wobei die Hörprothese (100) eine Verarbeitungseinrichtung (3, 6) umfasst, welche derart ausgestaltet ist, dass sie im Betrieb ein akustisches Signal erfasst und in elektrische Stimulationspulse auf unterschiedlichen Kanälen konvertiert, wobei jeder Kanal einen anderen
10 Frequenzbereich des akustischen Signals repräsentiert und einer separaten Stimulationselektrode (2) zugeordnet ist, auf welche die elektrischen Stimulationspulse des zugeordneten Kanals gegeben werden, wobei die Stimulationselektroden (2) gegen eine Masseelektrode (9) verschaltet sind, dadurch gekennzeichnet, dass
15 die Masseelektrode (9) eine implantierbare Elektrode ist, welche dazu eingerichtet ist, im menschlichen Ohr an der Außenseite des Apex (28) der Cochlea (27) befestigt zu werden.
2. Hörprothese nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Masseelektrode (9) an einem Klemmelement (12) angebracht ist, das zum Einklemmen
20 zwischen dem Apex (28) der Cochlea (27) und einem Gehörknöchelchen, vorzugsweise dem Hammergriff (26) des Hammers (25), konfiguriert ist, um die Masseelektrode (9) an den Apex (28) der Cochlea (27) zu drücken.
3. Hörprothese nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass das Klemmelement (12) ein Bauteil mit einer ersten Seite und einer gegenüber liegenden
25 zweiten Seite ist und auf der ersten Seite die Masseelektrode (9) angebracht ist, wobei im eingeklemmten Zustand des Klemmelements (12) die erste Seite mit der Masseelektrode (9) auf den Apex (28) der Cochlea (27) drückt und die zweite Seite gegen das Gehörknöchelchen drückt.

4. Hörprothese nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass die zweite Seite eine Vertiefung (14) zur Aufnahme des Gehörknöchelchens im eingeklemmten Zustand des Klemmelements (12) aufweist.
5. Hörprothese nach Anspruch 3 oder 4, dadurch gekennzeichnet, dass das Bauteil eine Durchgangsöffnung (13) in einem Bereich außerhalb der ersten und zweiten Seite aufweist.
6. Hörprothese nach einem der Ansprüche 3 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass das Bauteil elastisch ist und vorzugsweise zumindest teilweise aus Silikon gebildet ist.
7. Hörprothese nach einem der Ansprüche 3 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass das Bauteil zumindest teilweise aus Titan und/oder einer Titanlegierung gebildet ist.
8. Hörprothese nach einem der vorhergehenden Ansprüche 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Masselektrode (9) derart ausgestaltet ist, dass sie im implantierten Zustand an dem Apex (28) der Cochlea (27) angeklebt ist.
9. Hörprothese nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass sich die Elektrodenanordnung (1) derart ausgestaltet ist, dass sich im implantierten Zustand die Stimulationselektroden (2) über einen Winkelbereich der Cochlea (27) von mindestens 360° und vorzugsweise von mindestens 540° erstrecken.
10. Hörprothese nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Elektrodenanordnung (1) zumindest 12 Stimulationselektroden (2) umfasst.

11. Hörprothese nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Verarbeitungseinrichtung (3, 6) eine Stimulationseinheit (3) zur Implantation im menschlichen Schädelknochen umfasst, wobei die Elektrodenanordnung (1) über einen Kabelstrang (10) mit der Stimulationseinheit (3) verbunden ist, um die Stimulationspulse über den Kabelstrang (10) auf die Stimulationselektroden (2) zu geben, und wobei die Masseelektrode (9) über ein an der Stimulationseinheit (3) angeschlossenes elektrisches Kabel (11) geerdet ist.
- 10 12. Hörprothese nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, dass das an der Stimulationseinheit (3) angeschlossene elektrische Kabel (11) entlang seiner gesamten Länge vom Kabelstrang (10) separiert ist.

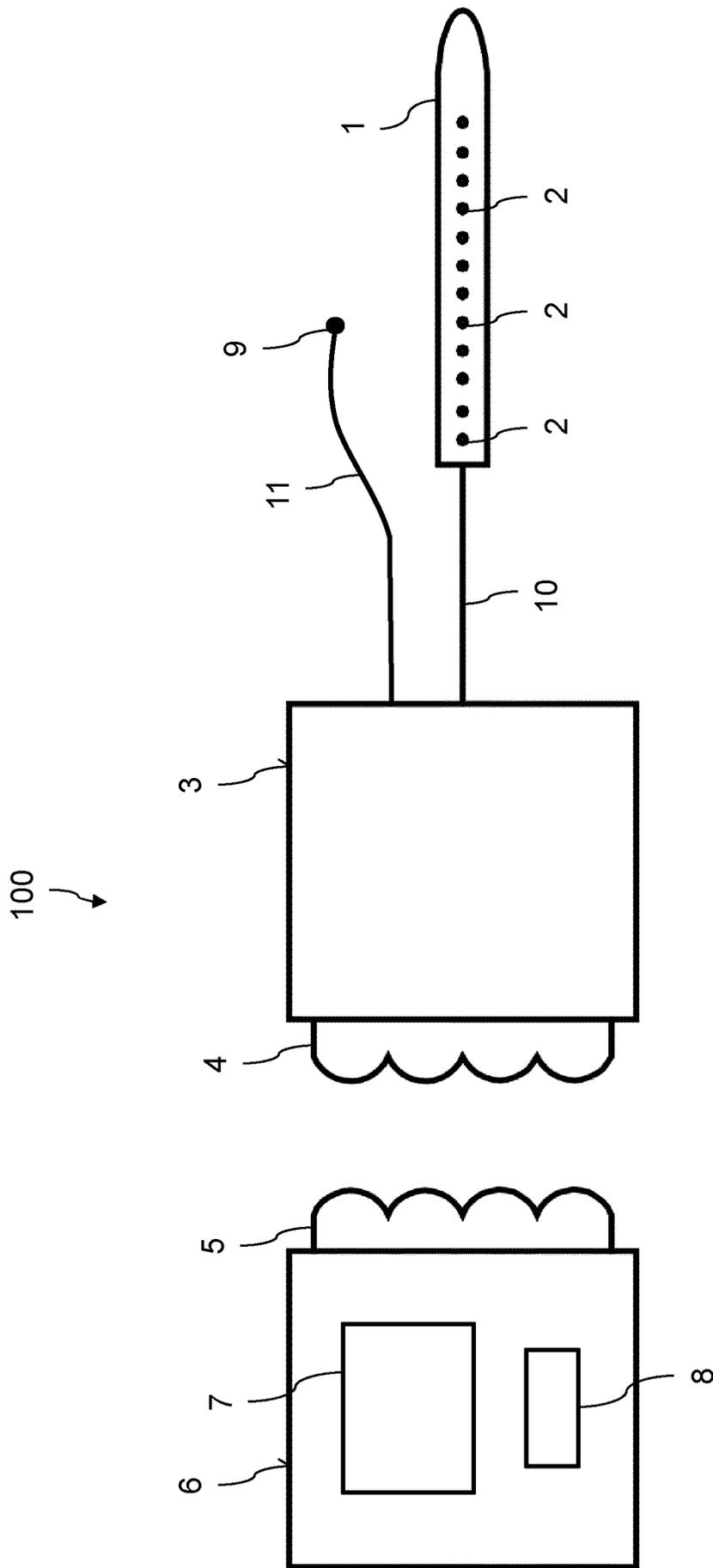


Fig. 1

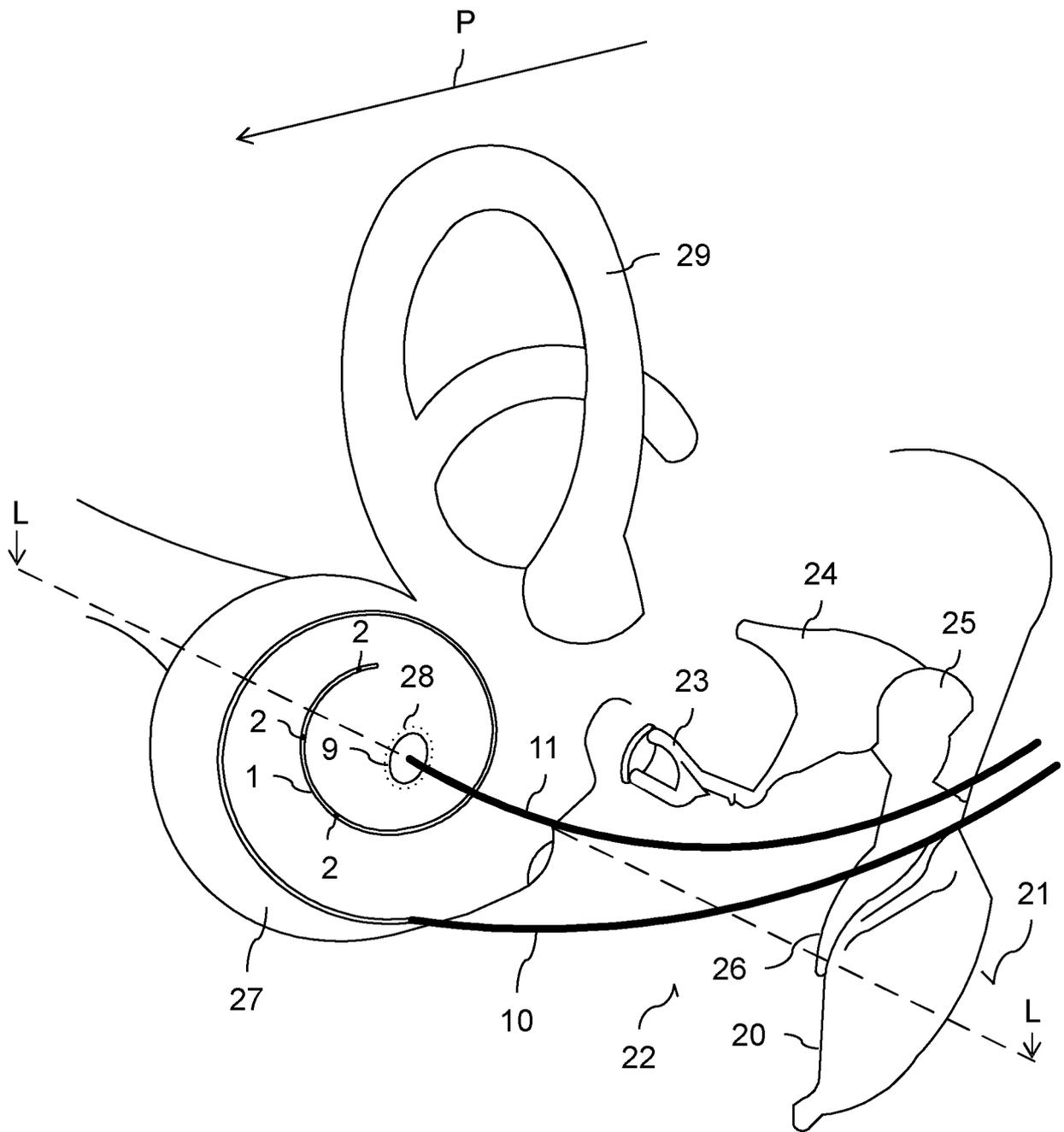


Fig. 2

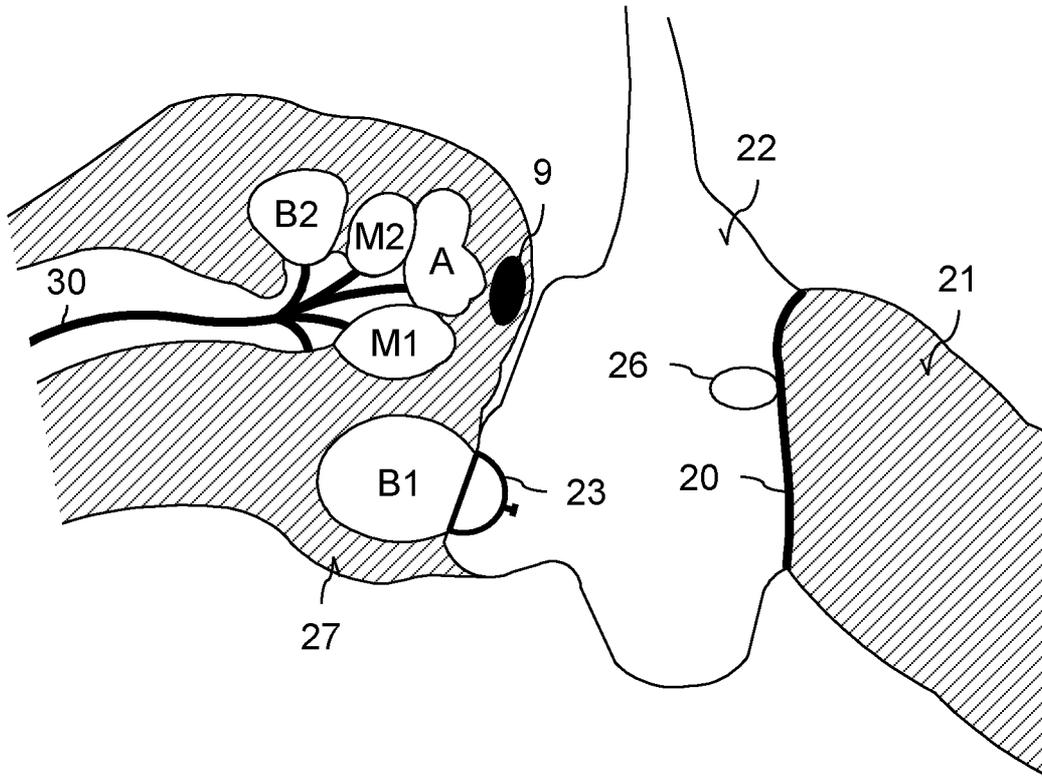


Fig. 3

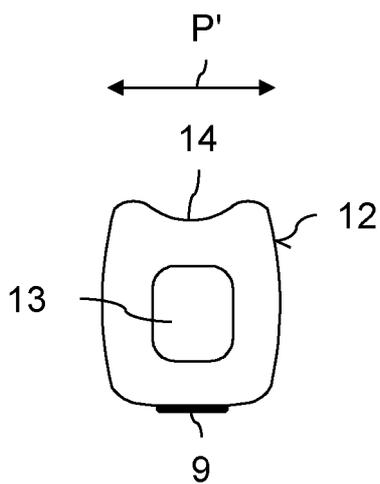


Fig. 4

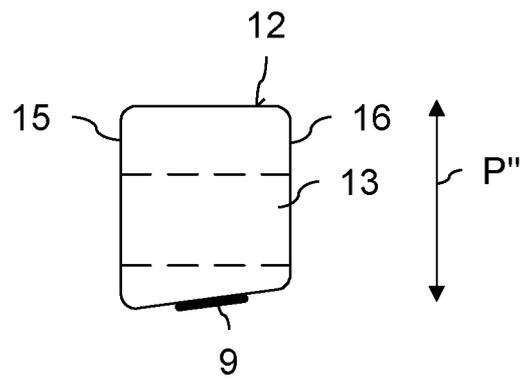


Fig. 5

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/EP2021/060947

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER <i>A61N 1/36</i> (2006.01)i; <i>A61N 1/05</i> (2006.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61N Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2018369571 A1 (LANDSBERGER DAVID M [US] ET AL) 27 December 2018 (2018-12-27) paragraph [0028]; figures 1,2,6a,6b,5	1-12
A	US 2013023967 A1 (STAFFORD RYAN C [US] ET AL) 24 January 2013 (2013-01-24) the whole document	1-12
A	US 2010114288 A1 (HALLER MATTHEW I [US] ET AL) 06 May 2010 (2010-05-06) the whole document	1-12
A	US 2020030611 A1 (VAIARELLO YANNICK [FR] ET AL) 30 January 2020 (2020-01-30) the whole document	1-12
A	US 8712554 B2 (BEERLING TIMOTHY [US]; THENUWARA CHULADATTA [US] ET AL.) 29 April 2014 (2014-04-29) the whole document	1-12
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
<p>* Special categories of cited documents:</p> <p>“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date</p> <p>“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)</p> <p>“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p> <p>“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention</p> <p>“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone</p> <p>“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art</p> <p>“&” document member of the same patent family</p>		
Date of the actual completion of the international search 13 July 2021		Date of mailing of the international search report 21 July 2021
Name and mailing address of the ISA/EP European Patent Office p.b. 5818, Patentlaan 2, 2280 HV Rijswijk Netherlands Telephone No. (+31-70)340-2040 Facsimile No. (+31-70)340-3016		Authorized officer Sopelana Martínez, J Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/EP2021/060947

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
US	2018369571	A1	27 December 2018	US	2018369571	A1	27 December 2018
				US	2021178152	A1	17 June 2021
US	2013023967	A1	24 January 2013	AU	2012287063	A1	27 February 2014
				CA	2842898	A1	31 January 2013
				EP	2734265	A1	28 May 2014
				US	2013023960	A1	24 January 2013
				US	2013023961	A1	24 January 2013
				US	2013023962	A1	24 January 2013
				US	2013023963	A1	24 January 2013
				US	2013023964	A1	24 January 2013
				US	2013023965	A1	24 January 2013
				US	2013023967	A1	24 January 2013
				WO	2013016253	A1	31 January 2013
US	2010114288	A1	06 May 2010	NONE			
US	2020030611	A1	30 January 2020	AU	2019208230	A1	13 February 2020
				CN	110772712	A	11 February 2020
				EP	3598993	A1	29 January 2020
				US	2020030611	A1	30 January 2020
US	8712554	B2	29 April 2014	EP	2457386	A2	30 May 2012
				US	2011022145	A1	27 January 2011
				US	2014163662	A1	12 June 2014
				WO	2011011160	A2	27 January 2011

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES INV. A61N1/36 A61N1/05 ADD.		
Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC		
B. RECHERCHIERTE GEBIETE		
Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole) A61N		
Recherchierte, aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen		
Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe) EPO-Internal, WPI Data		
C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	US 2018/369571 A1 (LANDSBERGER DAVID M [US] ET AL) 27. Dezember 2018 (2018-12-27) Absatz [0028]; Abbildungen 1,2,6a,6b,5 -----	1-12
A	US 2013/023967 A1 (STAFFORD RYAN C [US] ET AL) 24. Januar 2013 (2013-01-24) das ganze Dokument -----	1-12
A	US 2010/114288 A1 (HALLER MATTHEW I [US] ET AL) 6. Mai 2010 (2010-05-06) das ganze Dokument -----	1-12
A	US 2020/030611 A1 (VAIARELLO YANNICK [FR] ET AL) 30. Januar 2020 (2020-01-30) das ganze Dokument ----- -/--	1-12
<input checked="" type="checkbox"/> Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen <input checked="" type="checkbox"/> Siehe Anhang Patentfamilie		
* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen : "A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist "E" frühere Anmeldung oder Patent, die bzw. das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist "L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt) "O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht "P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist "T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist "X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden "Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist "&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist		
Datum des Abschlusses der internationalen Recherche		Absenddatum des internationalen Recherchenberichts
13. Juli 2021		21/07/2021
Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Bevollmächtigter Bediensteter Sopelana Martínez, J

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
A	US 8 712 554 B2 (BEERLING TIMOTHY [US]; THENUWARA CHULADATTA [US] ET AL.) 29. April 2014 (2014-04-29) das ganze Dokument -----	1-12

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2021/060947

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 2018369571 A1	27-12-2018	US 2018369571 A1	27-12-2018
		US 2021178152 A1	17-06-2021

US 2013023967 A1	24-01-2013	AU 2012287063 A1	27-02-2014
		CA 2842898 A1	31-01-2013
		EP 2734265 A1	28-05-2014
		US 2013023960 A1	24-01-2013
		US 2013023961 A1	24-01-2013
		US 2013023962 A1	24-01-2013
		US 2013023963 A1	24-01-2013
		US 2013023964 A1	24-01-2013
		US 2013023965 A1	24-01-2013
		US 2013023967 A1	24-01-2013
		WO 2013016253 A1	31-01-2013

US 2010114288 A1	06-05-2010	KEINE	

US 2020030611 A1	30-01-2020	AU 2019208230 A1	13-02-2020
		CN 110772712 A	11-02-2020
		EP 3598993 A1	29-01-2020
		US 2020030611 A1	30-01-2020

US 8712554 B2	29-04-2014	EP 2457386 A2	30-05-2012
		US 2011022145 A1	27-01-2011
		US 2014163662 A1	12-06-2014
		WO 2011011160 A2	27-01-2011
