



(10) **DE 10 2020 205 417 A1** 2021.11.04

(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2020 205 417.7**

(22) Anmeldetag: **29.04.2020**

(43) Offenlegungstag: **04.11.2021**

(51) Int Cl.: **A61F 11/04 (2006.01)**

A61N 1/05 (2006.01)

(71) Anmelder:

**Carl von Ossietzky Universität Oldenburg, 26129
Oldenburg, DE**

(72) Erfinder:

Radeloff, Andreas, 26122 Oldenburg, DE

(74) Vertreter:

**Fink Numrich Patentanwälte PartmbB, 80634
München, DE**

(56) Ermittelter Stand der Technik:

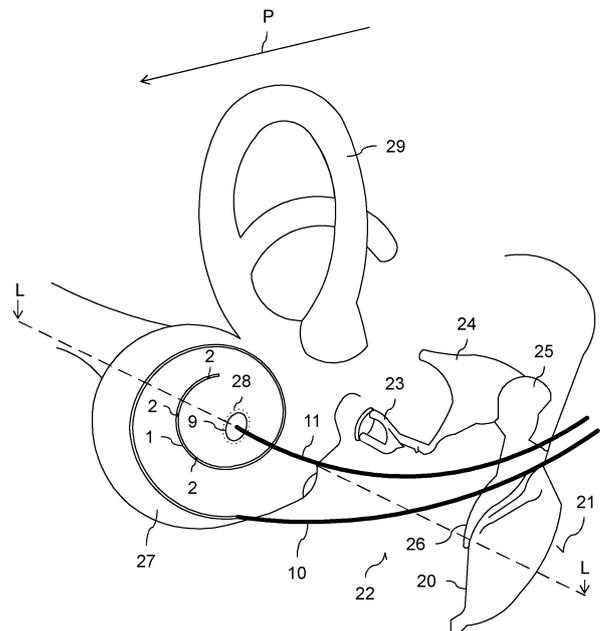
US 2018 / 0 369 571 A1

Rechercheantrag gemäß § 43 PatG ist gestellt.

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen.

(54) Bezeichnung: **Hörprothese, insbesondere Cochlea-Implantat**

(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 Masselektrode (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.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft eine Hörprothese, insbesondere ein Cochlea-Implantat, mit einer in die Cochlea des menschlichen Ohrs implantierbaren Elektrodenanordnung.

[0002] 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.

[0003] 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 gegeben werden. Die Stimulationselektroden sind dabei gegen eine Masseelektrode verschaltet, die in der Regel entfernt von der Cochlea angeordnet ist.

[0004] 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 nichtimplantierten 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.

[0005] Aufgrund der Anordnung der Masseelektrode entfernt von der Cochlea besteht in herkömmlichen Hörprothesen das Problem, dass das zwischen den Stimulationselektroden und der Masseelektrode 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.

[0006] Die Druckschrift US 2018/0369571 A1 offenbart ein Cochlea-Implantat, bei dem zwei Masseelektroden vorgesehen sind, von denen eine entfernt von

der Cochlea und die andere innerhalb der Cochlea positioniert sind.

[0007] 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.

[0008] 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.

[0009] Diese Aufgabe wird durch die Hörprothese gemäß Patentanspruch 1 gelöst. Weiterbildungen der Erfindung sind in den abhängigen Ansprüchen definiert.

[0010] Die Erfindung betrifft eine Hörprothese, die vorzugsweise als Cochlea-Implantat ausgestaltet ist. Die Hörprothese umfasst eine in die Cochlea des menschlichen Ohrs 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 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.

[0011] 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 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.

[0012] Die erfindungsgemäße Hörprothese weist den Vorteil auf, dass durch die Anordnung der Masseelektrode an dem Apex ein elektrisches Potential zwischen den Stimulationselektroden und der Masseelektrode erzeugt wird, das senkrecht zur Ebene des Spiralganglions der Cochlea verläuft. Hierdurch wird eine wesentlich präzisere Stimulation des Hör-

nervs erreicht. Insbesondere kann der Patient die Frequenzbereiche der einzelnen Kanäle besser auflösen, was die Möglichkeit eröffnet, die Anzahl der verwendeten Stimulationselektroden zu erhöhen.

[0013] 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, konfiguriert ist, um die Masseelektrode an den Apex der Cochlea zu drücken. Hierdurch kann eine gute Fixierung der Masseelektrode am Apex erreicht werden.

[0014] 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 eingeklemmten Zustand des Klemmelements drückt dabei die erste Seite mit der Masseelektrode auf den Apex der Cochlea, wohingegen die zweite Seite gegen das Gehörknöchelchen und insbesondere den Hammergriff drückt. Hierdurch wird eine besonders einfache Ausgestaltung des Klemmelements erreicht.

[0015] In einer bevorzugten Variante der soeben erläuterten Ausführungsform weist die zweite Seite eine Vertiefung zur Aufnahme des Gehörknöchelchens und insbesondere des Hammergriffs im eingeklemmten Zustand des Klemmelements auf, wodurch eine gute Klemmung erreicht wird. Die Vertiefung ist vorzugsweise als Kerbe ausgebildet, deren Form an die Form des Gehörknöchelchens angepasst ist.

[0016] In einer weiteren bevorzugten Ausgestaltung weist das als Bauteil mit zwei Seiten ausgestaltete Klemmelement eine Durchgangsöffnung, d.h. eine sich durch das Bauteil 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.

[0017] 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.

[0018] Alternativ oder zusätzlich zu einer Klemmung kann die Masseelektrode auch auf andere Weise an

dem Apex der Cochlea gehalten werden. Insbesondere kann die Masseelektrode 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.

[0019] 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.

[0020] 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 Masseelektrode an der Außenseite des Apex der Cochlea die Frequenzen des akustischen Signals besser auflösen kann, so dass durch eine größere Anzahl von Stimulationselektroden die Hörqualität verbessert werden kann.

[0021] In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform umfasst die Verarbeitungseinrichtung der Hörprothese eine Stimulationseinheit zur Implantation im menschlichen 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 Masseelektrode über ein an der Stimulationseinheit angeschlossenes elektrisches Kabel geerdet ist. Vorzugsweise wird eine solche Stimulationseinheit in Kombination mit einem externen Teil der 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.

[0022] Da sich in der erfindungsgemäßen Hörprothese die Stimulationselektroden an einer anderen Position als die Masseelektrode befinden, ist in einer bevorzugten Variante der soeben beschriebenen

Ausführungsform das an der Stimulationseinheit angeschlossene elektrische Kabel entlang seiner gesamten Länge von dem Kabelstrang separiert, der zu den Stimulationselektroden führt. Auf diese Weise wird die Positionierung der Masseelektrode an dem Apex der Cochlea erleichtert.

[0023] Ein Ausführungsbeispiel der Erfindung wird nachfolgend anhand der beigefügten Figuren detailliert beschrieben.

[0024] Es zeigen:

Fig. 1 eine schematische Darstellung eines Cochlea-Implantats gemäß einer Ausführungsform der Erfindung;

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**;

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 der Masseelektrode genutzt wird; und

Fig. 5 eine Seitenansicht des Klemmelements aus **Fig. 4**.

[0025] Nachfolgend wird eine Variante der Erfindung anhand einer Hörhilfe in der Form eines Cochlea-Implantats **100** beschrieben. **Fig. 1** zeigt dabei in schematischer Darstellung den Aufbau eines solchen Implantats.

[0026] Das Implantat umfasst eine in der Hörschnecke (Cochlea) des menschlichen Ohrs implantierte Elektrodenanordnung, die in **Fig. 1** mit Bezugszeichen 1 bezeichnet ist. 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.

[0027] 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 über-

nehmen. 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.

[0028] 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 Stimulations-signale von einem externen (d.h. nichtimplantierten) Teil des Cochlea-Implantats empfängt.

[0029] 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 Stimulationssignale 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 Stimulationselektroden **2**.

[0030] 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 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 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.

[0031] 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.

[0032] **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 Gehörknöchelchen **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** bezeichnet ist.

[0033] 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 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 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.

[0034] 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 Knochen-schale in diesem Bereich um ca. 1 mm bis 2 mm über

einen chirurgischen Eingriff ausgedünnt wurde, um hierdurch ein hohes elektrisches 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 von **Fig. 1** erläutert, ist die Masseelektrode **9** mit einem elektrischen Kabel **11** verbunden, das zum metallischen Gehäuse der Stimulationseinheit **3** führt.

[0035] **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.

[0036] 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.

[0037] 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.

[0038] Aus **Fig. 3** ist nochmals deutlich die Position der Masseelektrode **9** ersichtlich. Zur Anordnung der Masseelektrode in der dargestellten Position ist die Knochen-schale am Apex auszdünnen. Darüber hinaus erkennt man in **Fig. 3** den Hammergriff **26**, der einen elliptischen Querschnitt aufweist. Erfindungswesentlich ist eine geeignete Befestigung der Mas-

seelektrode **9** an der Außenseite des (vorzugsweise ausgedünnten) Apex **28**. In einer einfachen Variante wird die Elektrode mit Fibrinkleber und Bindegewebe oder ggf. mit einem Tachosil®-Schwämmchen an der dargestellten Position fixiert.

[0039] 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**.

[0040] 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 liegt, an die ausgedünnte Außenseite des Apex **28** der Cochlea **27** anliegt.

[0041] 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 Unterseite 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.

[0042] 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.

[0043] 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 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.

Bezugszeichenliste

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

- 29** Gleichgewichtsorgan
- 30** Hörnerv
- P** Pfeil
- P', P''** Doppelpfeile

ZITATE ENTHALTEN IN DER BESCHREIBUNG

Diese Liste der vom Anmelder aufgeführten Dokumente wurde automatisiert erzeugt und ist ausschließlich zur besseren Information des Lesers aufgenommen. Die Liste ist nicht Bestandteil der deutschen Patent- bzw. Gebrauchsmusteranmeldung. Das DPMA übernimmt keinerlei Haftung für etwaige Fehler oder Auslassungen.

Zitierte Patentliteratur

- US 2018/0369571 A1 [0006]
- EP 3348304 A1 [0007]

Patentansprüche

1. Hörprothese, insbesondere 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, wobei die Stimulationselektroden (2) gegen eine Masseelektrode (9) verschaltet sind, **dadurch gekennzeichnet**, dass 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 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 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 zumin-

dest teilweise aus Titan und/oder einer Titanlegierung gebildet ist.

8. Hörprothese nach einem der vorhergehenden Ansprüche 3, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Masseelektrode (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.

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.

Es folgen 3 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

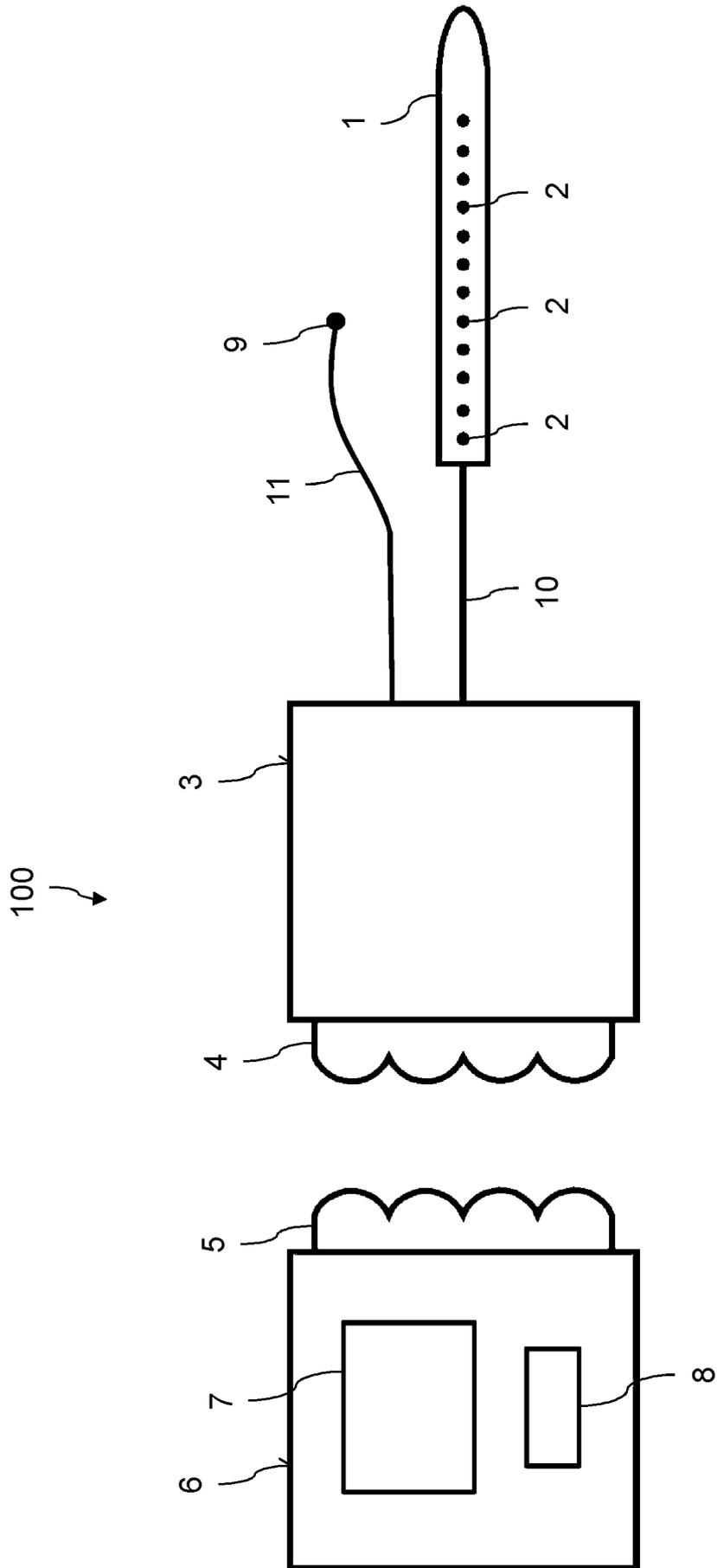


Fig. 1

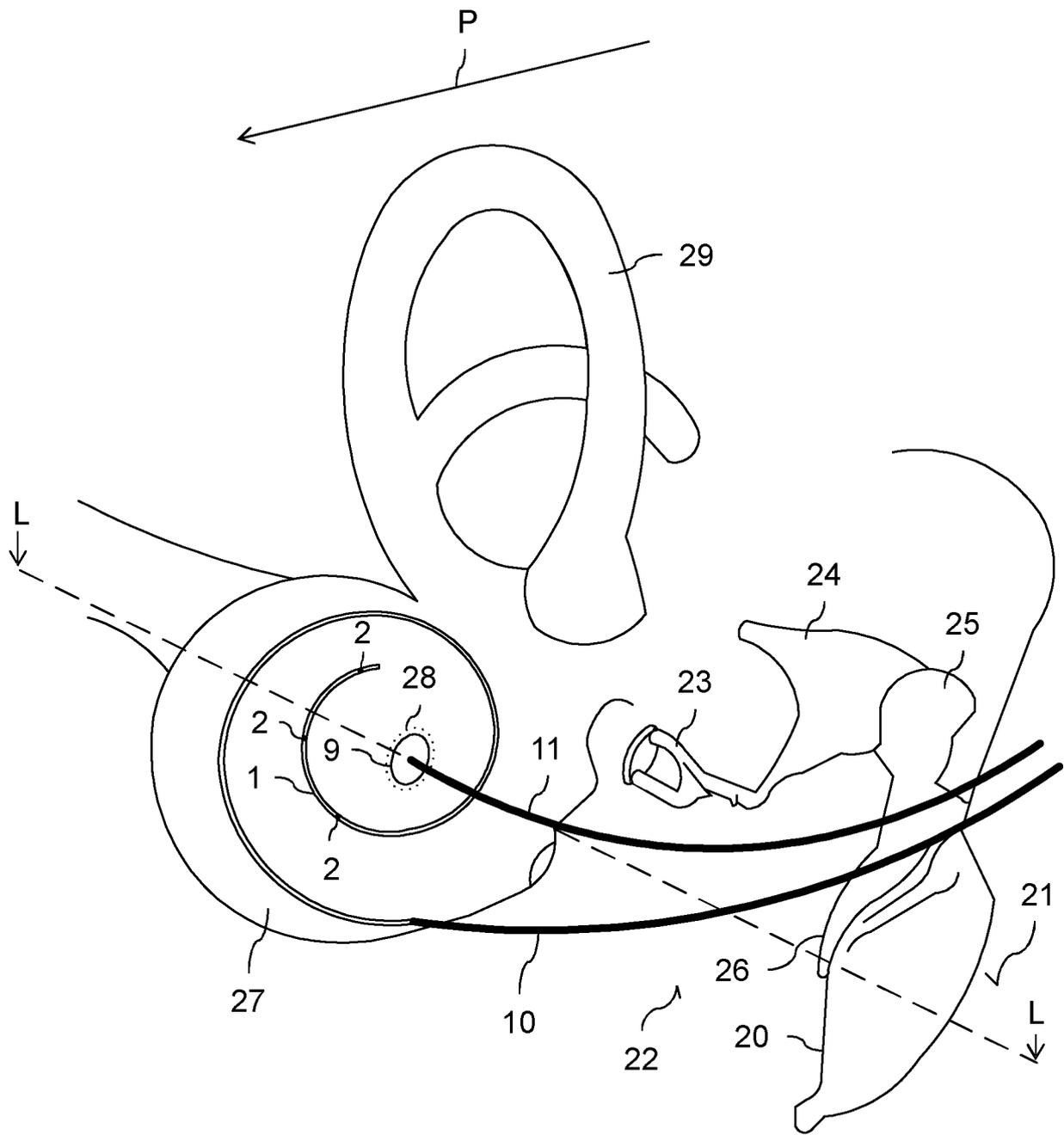


Fig. 2

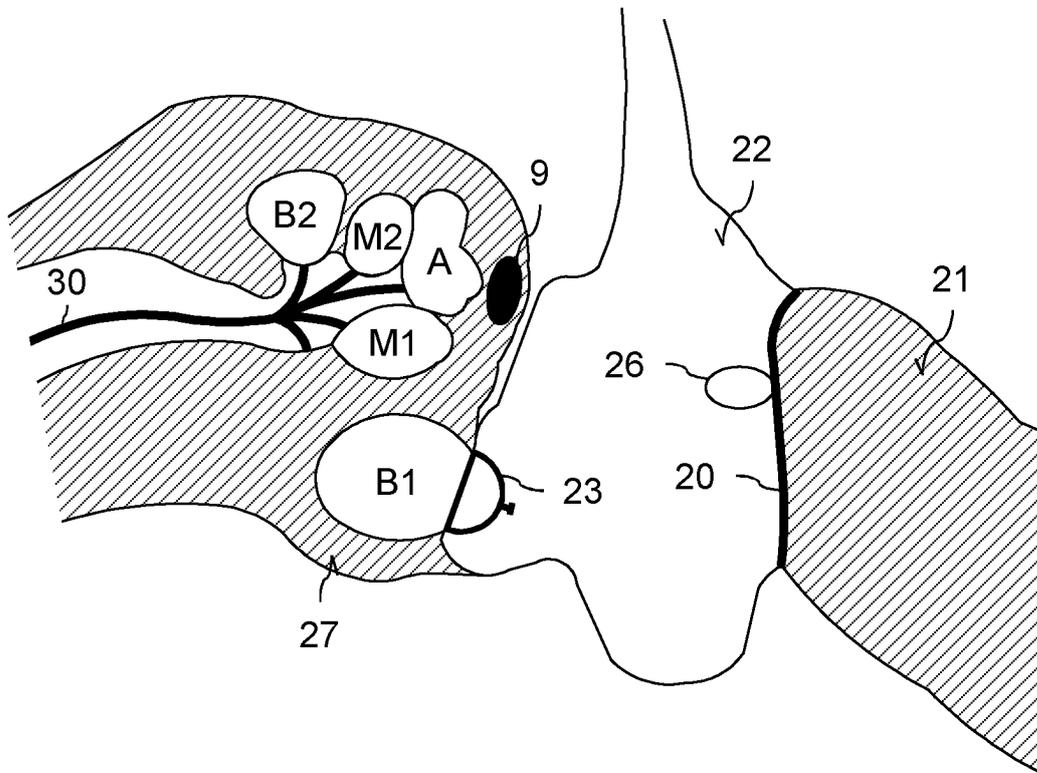


Fig. 3

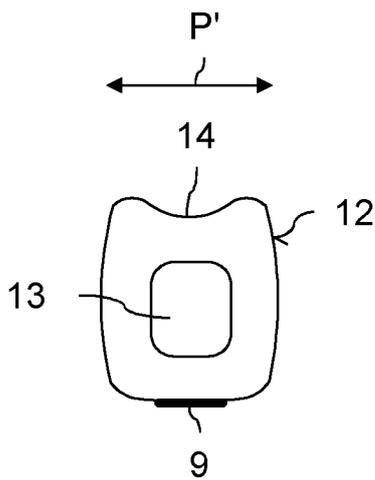


Fig. 4

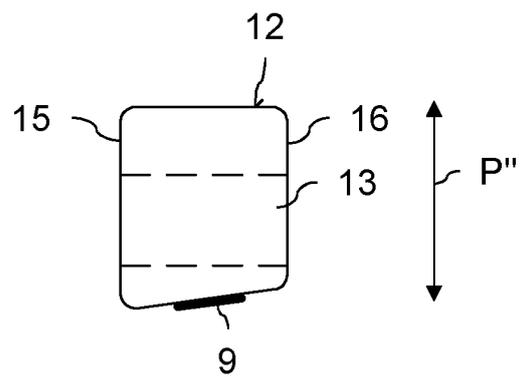


Fig. 5