



(11) **EP 1 522 208 B1**

(12) **FASCICULE DE BREVET EUROPEEN**

(45) Date de publication et mention
de la délivrance du brevet:
01.09.2010 Bulletin 2010/35

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

(21) Numéro de dépôt: **03760752.0**

(86) Numéro de dépôt international:
PCT/FR2003/001889

(22) Date de dépôt: **19.06.2003**

(87) Numéro de publication internationale:
WO 2004/002193 (31.12.2003 Gazette 2004/01)

(54) **DISPOSITIF D'AIDE AUDITIVE PARTIELLEMENT IMPLANTE**

TEILPLANTIERBARES HÖRHILFEGERÄT

PARTLY IMPLANTED HEARING AID

(84) Etats contractants désignés:
**AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR
HU IE IT LI LU MC NL PT RO SE SI SK TR**

(30) Priorité: **21.06.2002 FR 0207738**

(43) Date de publication de la demande:
13.04.2005 Bulletin 2005/15

(73) Titulaire: **MXM
06220 Vallauris (FR)**

(72) Inventeurs:
• **CHARVIN, Guy
F-06600 Antibes (FR)**

• **GALLEGO, Stéphane
F-06160 Juan-les-Pins (FR)**

(74) Mandataire: **Bentz, Jean-Paul et al
Novagraaf Technologies
122 Rue Edouard Vaillant
92593 Levallois-Perret Cedex (FR)**

(56) Documents cités:
**EP-A2- 1 011 295 WO-A-01/50992
CH-A- 673 365 US-A- 4 774 933
US-A- 5 015 224**

EP 1 522 208 B1

Il est rappelé que: Dans un délai de neuf mois à compter de la publication de la mention de la délivrance du brevet européen au Bulletin européen des brevets, toute personne peut faire opposition à ce brevet auprès de l'Office européen des brevets, conformément au règlement d'exécution. L'opposition n'est réputée formée qu'après le paiement de la taxe d'opposition. (Art. 99(1) Convention sur le brevet européen).

Description

[0001] La présente invention concerne une aide auditive acoustique pour la réhabilitation de patients atteints de surdités neurosensorielles partielles.

[0002] A l'heure actuelle, les aides auditives acoustiques disponibles sur le marché sont répertoriées en deux catégories de produits : les dispositifs à contour d'oreille et les dispositifs intra-auriculaires.

[0003] Les dispositifs à contour d'oreille, tel que celui montré dans le document EP 1 011 295, comportent un boîtier en forme d'arc de cercle destiné à être logé derrière l'oreille, ce boîtier renfermant généralement un ou plusieurs capteurs tels que des microphones, une source d'énergie du type pile ou batterie, et des circuits électroniques d'amplification et de traitement de signal analogique et/ou numérique. Les circuits électroniques génèrent un signal sonore qui est envoyé dans le conduit auriculaire du patient par l'intermédiaire d'un tube acoustique maintenu dans le conduit auriculaire par un bouchon intra-auriculaire.

Ce bouchon intra-auriculaire permet en outre de réduire les phénomènes de larsen acoustique entre l'écouteur et le point d'émission du son.

[0004] Outre le fait que les dispositifs à contour d'oreille sont standardisés, ces dispositifs présentent une grande facilité de mise en oeuvre, une bonne fiabilité et des performances suffisantes, dues en partie au volume disponible relativement important, permettant d'intégrer tous les circuits électroniques nécessaires. Toutefois, ces dispositifs présentent l'inconvénient d'être pénibles à porter, et de risquer de tomber à la suite de certains mouvements de la tête. En outre, ils sont relativement visibles et manquent d'esthétique. Ils ne permettent pas d'éliminer totalement les phénomènes de larsen du fait que le microphone est relativement proche de l'écouteur, ce qui les oblige à être réglés en mode de sous-amplification. Par ailleurs, le bouchon intra-auriculaire présente également des inconvénients, notamment de sensation désagréable d'oreille bouchée, de perception de sons parasites lors de la mastication, et des problèmes d'hygiène et potentiellement d'infections, dus au fait qu'il bouche le conduit auditif.

En ce qui concerne la seconde catégorie de dispositifs disponibles sur le marché, les dispositifs intra-auriculaires se présentent sous la forme de petits boîtiers destinés à être insérés directement dans le conduit auditif externe. Ce boîtier est constitué d'une coque en résine, dont la forme est adaptée par moulage à l'anatomie du conduit auditif externe de chaque patient. Ce boîtier rassemble dans un volume très réduit le capteur de son, les circuits électroniques d'amplification et de traitement du signal, l'écouteur, la source d'énergie (pile électrique). Par rapport aux dispositifs à contour d'oreille, ils présentent l'avantage d'être notablement moins visibles et peu encombrants. En contrepartie, ils génèrent des phénomènes de larsen importants, à la fois mécaniques et acoustiques, dus à la proximité du microphone et de l'écouteur,

ce qui les obligent à être réglés en un mode de sous-amplification encore plus faible que les dispositifs à contour d'oreille. La miniaturisation du microphone et de l'écouteur ne permettent pas d'obtenir des qualités sonores de bonne qualité.

En outre, le faible volume disponible rend difficile, voire impossible l'ajout de microphones supplémentaires ou de fonctions de traitement de signal plus sophistiquées. Il présente une faible autonomie due à l'usage d'une pile nécessairement de petites dimensions. En raison de sa petite taille, sa manipulation, notamment lors de réglages et de changements de piles est délicate, ce qui entraîne des risques de chute lors de son retrait du conduit auditif. Comme pour les dispositifs à contour d'oreille, ils provoquent des sensations désagréables d'oreille bouchée, posent des problèmes d'hygiène, avec des risques d'infection et une usure prématurée du dispositif.

[0005] La présente invention a pour but de supprimer ces inconvénients. Cet objectif est atteint par la prévision d'un dispositif d'aide auditive acoustique, générant au moins un signal sonore et destiné à être fixé sur le corps d'un patient, ce dispositif comprenant un boîtier externe renfermant un module électronique de traitement de signal relié en entrée à au moins un microphone et en sortie à un écouteur conçu pour émettre un signal sonore dans le conduit auditif externe 5 du patient, et une source d'énergie.

Selon l'invention, ce dispositif comprend en outre :

- au moins une première pièce magnétique disposée dans le boîtier externe,
- au moins une seconde pièce magnétique disposée dans un boîtier implantable destiné à être implanté sous la peau du patient, en un emplacement du corps où le boîtier externe doit être maintenu, la première pièce magnétique étant disposée dans le boîtier externe pour qu'une force magnétique d'attraction s'exerce avec la seconde pièce magnétique lorsque le boîtier externe est placé au dit emplacement, et
- un dispositif de distribution de signaux sonores dans le conduit auditif du patient comportant l'écouteur, et une liaison entre le boîtier externe et le conduit auditif du patient, ayant une longueur telle que le microphone peut être maintenu suffisamment éloigné du conduit auditif pour éviter les phénomènes de larsen.

[0006] Avantageusement, la première pièce magnétique est un aimant.

[0007] Avantageusement la seconde pièce magnétique est un aimant.

[0008] Selon une particularité de l'invention, les première et seconde pièces magnétiques sont des aimants permanents, et la seconde pièce magnétique est disposée dans le boîtier implanté de manière à présenter un axe magnétique nord-sud sensiblement parallèle à la surface de la peau du patient au dit emplacement, et la première pièce magnétique est disposée dans le boîtier

externe de manière à présenter un axe magnétique nord-sud sensiblement parallèle à la paroi du boîtier destinée à venir en contact avec la peau du patient.

[0009] Selon une première variante préférée de l'invention, la seconde pièce magnétique est un aimant et la première pièce magnétique comprend deux aimants permanents disposés dans le boîtier externe de manière à présenter des axes magnétiques nord-sud sensiblement perpendiculaires à la paroi du boîtier destinée à venir en contact avec la peau du patient, et en sens inverses, ces axes magnétiques étant espacés l'un de l'autre d'une distance correspondant sensiblement à la distance entre les pôles de la seconde pièce magnétique.

[0010] Selon une seconde variante préférée de l'invention, la première pièce magnétique est un aimant et la seconde pièce magnétique comprend deux aimants permanents disposés dans le boîtier implanté de manière à présenter des axes magnétiques nord-sud sensiblement perpendiculaires à surface de la peau du patient au dit emplacement, et en sens inverses, ces axes magnétiques étant espacés l'un de l'autre d'une distance correspondant sensiblement à la distance entre les pôles de la première pièce magnétique.

[0011] Selon une troisième variante préférée de l'invention, la seconde pièce magnétique comprend au moins deux aimants permanents disposés dans le boîtier implanté de manière à présenter des axes magnétiques nord-sud sensiblement perpendiculaires à surface de la peau du patient au dit emplacement, et alternativement en sens inverses, et la première pièce magnétique comprend autant d'aimants permanents que la première pièce, les aimants de la première pièce magnétique étant disposés dans le boîtier de manière à présenter des axes magnétiques nord-sud sensiblement perpendiculaires à la paroi du boîtier externe destinée à venir en contact avec la peau du patient, et alternativement en sens inverses, les axes magnétiques des aimants disposés dans le boîtier externe étant répartis dans un plan sensiblement parallèle à la dite paroi dans une configuration correspondant sensiblement à la configuration de répartition des axes magnétiques des aimants dans le boîtier implanté.

[0012] Selon une particularité de l'invention, le second boîtier est conçu pour être implanté dans la zone temporo-occipitale du crâne du patient.

[0013] Selon une autre particularité de l'invention, l'écouteur est disposé dans le boîtier externe et relié au conduit auditif externe du patient par un tube acoustique comportant une extrémité intra-auriculaire, le dispositif d'aide auditive comportant en outre un système d'amortissement anti-larsen mécanique.

[0014] Alternativement, l'écouteur est placé dans le conduit auditif externe du patient et forme une extrémité intra-auriculaire de la liaison, la liaison étant constituée par un câble électrique.

[0015] Avantageusement, l'extrémité intra-auriculaire de la liaison est maintenue dans le conduit auditif externe du patient au moyen d'un support intra-auriculaire com-

portant des moyens de centrage et de maintien de la dite extrémité dans le conduit auditif.

[0016] Selon une autre particularité de l'invention, le boîtier externe comprend un socle et un couvercle monté rotatif sur le socle, et des moyens de blocage de la position angulaire du couvercle par rapport au socle, la seconde pièce magnétique étant fixée au socle, tandis que le ou les microphones sont fixés au couvercle.

[0017] Selon encore une autre particularité de l'invention, le boîtier implanté est relié à au moins deux électrodes de recueil de potentiels auditifs évoqués ou spontanés, le boîtier implanté renfermant au moins un module électronique de recueil et de traitement de signal relié aux électrodes de recueil, un module de transmission relié à une antenne et au module de recueil et de traitement, pour transmettre vers le boîtier externe les signaux produits par le module de recueil en fonction des signaux recueillis par les électrodes, et une alimentation électrique.

[0018] De préférence, l'une des électrodes de recueil est conçue pour être disposée sur la fenêtre ronde.

[0019] Selon une autre particularité de l'invention, le boîtier implanté est en outre relié à au moins une électrode active de stimulation destinée à être positionnée à proximité de l'oreille interne du patient ou dans la cochlée, le boîtier implanté renfermant au moins un module électronique de stimulation relié aux électrodes de stimulation, un module de transmission relié à une antenne et au module de stimulation, le module de stimulation étant conçu pour générer des signaux électriques de stimulation qui sont appliqués aux électrodes de stimulation à partir de signaux reçus du boîtier externe 1 par l'intermédiaire du module de transmission, via l'antenne située dans le boîtier implanté.

[0020] De préférence, une des électrodes actives de stimulation est conçue pour être disposée sur la fenêtre ronde de l'oreille moyenne du patient.

[0021] Avantageusement, les électrodes de recueil et les électrodes de stimulation sont au moins partiellement communes.

[0022] Selon encore une autre particularité de l'invention, le boîtier externe comprend en outre un module de transmission de signaux relié à au moins une antenne et au module électronique.

[0023] Avantageusement, le boîtier implanté est en outre relié à au moins un vibreur transducteur électromécanique destiné à être positionné dans une zone osseuse ou cartilagineuse à proximité de l'oreille interne du patient, le boîtier implanté renfermant au moins un module électronique de stimulation relié au vibreur, un module de transmission relié à une antenne et au module de stimulation, le module de stimulation étant conçu pour générer des signaux électriques de stimulation qui sont appliqués au vibreur à partir de signaux reçus du boîtier externe 1 par l'intermédiaire du module de transmission, via l'antenne située dans le boîtier implanté.

[0024] Un mode de réalisation préféré de l'invention sera décrit ci-après, à titre d'exemple non limitatif, avec

référence aux dessins annexés dans lesquels :

La figure 1 représente schématiquement en vue partielle de profil, la tête d'un patient équipée d'une aide auditive selon l'invention ;

La figure 2 représente une vue en coupe d'une partie de la tête du patient montrée sur la figure 1, équipée de l'aide auditive selon l'invention ;

La figure 2a représente en vue axiale un support d'écouteur intra-auriculaire, selon l'invention ;

La figure 3 montre plus en détail la prothèse représentée sur la figure 1 et le dispositif de fixation de la prothèse selon l'invention ;

Les figures 4 à 6 montrent trois variantes selon l'invention du dispositif représenté en détail sur la figure 3 ;

La figure 7 montre en coupe une autre variante avancée du dispositif selon l'invention ;

La figure 8 montre en vue de dessus le dispositif représenté sur la figure 7 ;

Les figures 9 et 10 représentent deux autres variantes du boîtier implanté du dispositif selon l'invention.

[0025] Les figures 1 et 2 représentent respectivement en vue de profil et en coupe, la tête d'un patient équipé d'un dispositif d'aide auditive selon l'invention, maintenu sur le crâne. Ce dispositif comporte un boîtier externe 1 équipé d'au moins un microphone 13a, 13b et renfermant une source d'énergie, (par exemple une pile ou une batterie), et des circuits électroniques d'amplification et de traitement de signal, ce boîtier étant relié à un dispositif de distribution de signaux sonores dans le conduit auditif 5 du patient, ce dispositif comportant un écouteur 3 et une liaison 4 entre boîtier et l'intérieur du conduit auditif. Comme cela est montré sur la figure 2 qui représente en coupe l'oreille 6 et le conduit auditif 5 du patient, ainsi qu'une partie du crâne 7, le boîtier 1 est maintenu selon l'invention sur la tête du patient au moyen d'un aimant logé dans un boîtier 2 implanté sous la peau et éventuellement fixé à l'os du crâne 7, cet aimant étant destiné à exercer une force magnétique d'attraction sur une pièce magnétique disposée dans le boîtier externe, lorsque ce dernier est disposé à proximité du boîtier implanté 2.

[0026] Le boîtier 2 présente une forme sensiblement plane de faible épaisseur, de manière à pouvoir être inséré sous la peau, de préférence sous le cuir chevelu, afin d'être masqué par les cheveux du patient, même à un stade avancé de calvitie. A cet effet, il est implanté par exemple sur la mastoïde ou sur l'os temporo-occipital comme représenté sur la figure 1.

[0027] En choisissant un aimant dont la force est adap-

tée, le boîtier peut être fixé aisément sur la tête du patient et maintenu dans toutes les positions et durant des mouvements normaux de celle-ci. Sur le plan fonctionnel, le ou les microphones sur le boîtier 1 se trouvent suffisamment éloignés de l'écouteur, et séparés par le pavillon de l'oreille qui sert d'écran entre le son réverbéré provenant du conduit auditif externe et le microphone. Il en résulte que l'effet Larsen acoustique entre le son réverbéré provenant du conduit auditif externe arrivant sur le ou les microphones est très atténué, voire supprimé (selon l'amplification et l'ouverture de l'embout, recherchées) du fait de la combinaison des deux moyens constitués d'une part de l'éloignement suffisant entre le conduit auditif et le ou les microphones situés proche de la zone temporo-occipitale, et d'autre part de l'existence d'une barrière acoustique naturelle formée par le pavillon de l'oreille.

[0028] Grâce aux progrès d'intégration des circuits électroniques, le boîtier 1 peut présenter une faible épaisseur pour ne pas faire apparaître de surépaisseur lorsqu'il est masqué par les cheveux.

[0029] La liaison 4 entre le boîtier 1 et l'écouteur 3 est constituée par un câble électrique. Dans ce cas, l'écouteur comprend un transducteur électroacoustique destiné à être inséré dans le conduit auditif externe du patient. Alternativement, cette liaison 4 est un tube acoustique. Dans ce cas, l'écouteur est intégré dans le boîtier externe 1 et prolongé par le tube acoustique 4 qui est étanche et qui présente une longueur adaptée pour atteindre le fond du conduit auditif externe du patient. Dans ce cas, l'écouteur contenu dans le boîtier est équipé d'un dispositif d'amortissement anti-Larsen mécanique (amortissement des vibrations générées par l'écouteur). Il est à noter qu'il n'apparaît pas de phénomène de Larsen acoustique du fait que les ondes sonores générées par l'écouteur sont canalisées par le tube acoustique.

[0030] De préférence le câble 4 est semi-rigide de manière à suivre précisément un chemin prédéfini entre le boîtier 1 et le fond du conduit auditif externe, par exemple en contournant l'oreille par le dessus, et à maintenir l'écouteur 3 dans une certaine position dans le conduit auditif externe. Ainsi, il n'est pas nécessaire d'obturer le conduit auriculaire par un bouchon pour maintenir l'écouteur en place.

[0031] Alternativement, la liaison 4 peut être souple et l'écouteur 3 ou l'extrémité du tube acoustique est maintenu et centré dans le conduit auditif externe par un support intra-auriculaire 9. Tel que représenté plus en détail sur la figure 2a, le support intra-auriculaire 9 comprend un logement central destiné à recevoir l'écouteur 3 ou l'extrémité du tube acoustique, ce logement central étant relié à un élément tubulaire externe 8c par des entretoises 8a, 8b délimitant avec l'élément tubulaire externe des événements permettant une bonne ventilation du conduit auditif.

[0032] L'élément tubulaire 8c est de préférence réalisé en un matériau compressible et/ou élastique, ou bien est moulé en fonction de l'anatomie du conduit auditif du

patient.

[0033] Par rapport aux boîtiers de l'art antérieur, l'invention permet de maintenir sur la tête du patient un dispositif d'aide auditive d'une manière quasiment invisible, seul la liaison 4 restant visible, tout en étant très discrète. En outre, la quasi-absence de larsen permet d'une part d'augmenter les performances auditives du patient grâce à une meilleure amplification, et d'autre part, de réduire les problèmes d'hygiène et de phénomène d'occlusion (sensation d'oreille bouchée) résultant du bouchon auriculaire quasi-obturant, lequel peut avantageusement être remplacé par le support auriculaire 9 ouvert.

[0034] Tel que représenté plus en détail sur la figure 3, le boîtier 1 renferme une pièce magnétique 12, par exemple en une matière ferromagnétique, qui est disposée contre une face du boîtier de manière à pouvoir être placée en regard et à proximité du boîtier 2 implanté, lors de la mise en place de la prothèse sur la tête du patient. Le boîtier 1 renferme également des circuits électroniques 11 alimentés par une pile de faible épaisseur (non représentée), ainsi qu'un capteur 13 relié aux circuits électroniques.

[0035] Bien entendu, la pièce en matière ferromagnétique peut être logée dans le boîtier implanté 2, et l'aimant disposé dans le boîtier 1.

[0036] Dans certains cas, le capteur 13 doit être positionné selon une orientation précise par rapport à la tête du patient. En effet, certains dispositifs d'aide auditive comportent un microphone directionnel ou plusieurs microphones omnidirectionnels qui doivent être orientés de manière à restituer une information sur la direction de provenance des sons, ces microphones devant être positionnés de manière précise pour que la prothèse puisse restituer des informations exactes de direction de provenance des sons perçus.

[0037] La figure 4 représente un boîtier de prothèse auditive renfermant deux microphones 13a, 13b. Pour que le boîtier et donc les microphones soient disposés selon une orientation précise par rapport à la tête du patient, l'aimant permanent 21 est implanté sous la peau de manière présenter un axe nord-sud (représenté sur la figure par la flèche 24) orienté dans une certaine direction parallèlement à la surface du crâne. Par ailleurs, la pièce 12 logée dans le boîtier 1 est remplacée par un aimant 12', par exemple un aimant permanent dont l'axe nord-sud 22 est orienté dans une direction prédéfinie, parallèlement à la face du boîtier destinée à venir s'appliquer contre la peau du patient. De cette manière, le boîtier 1 ne peut être maintenu sur la tête du patient que dans une certaine orientation.

[0038] Ce résultat peut également être obtenu grâce au mode de réalisation représenté sur la figure 5. Sur cette figure, l'aimant permanent 12', montré sur la figure 4, est remplacé par deux aimants 12a, 12b dont les axes nord-sud 22a, 22b sont orientés perpendiculairement à la face du boîtier destinée à venir s'appliquer contre la peau du patient, et en sens inverses. En outre, les axes nord-sud 22a, 22b sont espacées d'une distance corres-

pondant à la distance séparant les pôles nord et sud de l'aimant 2 implanté.

[0039] Le boîtier 1 peut être également maintenu sur la tête du patient dans une certaine orientation prédéfinie grâce au mode de réalisation représenté sur la figure 6. Dans ce mode de réalisation, le boîtier implanté 2 comprend deux aimants 21a, 21b dont les axes nord-sud 24a, 24b sont orientés perpendiculairement à la surface du crâne, et en sens inverses. Le boîtier 1 renferme alors un seul aimant 12' comme représenté sur la figure 4, ou bien deux aimants 12a, 12b comme représentés sur la figure 5 ou 6, ces aimants étant disposés dans le boîtier de manière à venir en regard d'un aimant implanté 21a, 21b respectif, de même orientation, lorsque le boîtier 1 est placé selon l'orientation souhaitée sur la tête du patient.

[0040] On peut également prévoir plus de deux aimants implantés et dans le boîtier. Ces aimants sont disposés de manière à ce que leurs axes nord-sud respectifs soient perpendiculaires à la surface de la peau du patient à l'emplacement où le boîtier doit être maintenu. En outre, les différents aimants doivent être répartis dans le boîtier ou fixés à celui-ci selon une configuration correspondant à celle des aimants implantés, en respectant la polarité de ces derniers.

[0041] Selon une variante préférée de l'invention représentée sur les figures 7 et 8, le boîtier externe 1, comprend un socle 1a de forme circulaire dans lequel sont logés un ou deux aimants 12a et 12b, et un couvercle 1b également de forme circulaire, dans lequel sont fixés les microphones 13a, 13b, et éventuellement les circuits électroniques, et la source d'énergie. Le socle 1a est maintenu sur le crâne du patient toujours dans la même orientation conformément à l'un des modes de réalisation représentés sur les figures 4 à 6, en fonction des polarités respectives des pièces magnétiques 21, 21a, 21b, tandis que le couvercle 1b est monté pivotant sur le socle 1a, et bloqué dans une position angulaire par rapport à ce dernier par un moyen de fixation, par exemple constitué d'une vis centrale 25 traversant le couvercle et vissée dans un pivot central prévu dans le socle 1a. Sur la figure 7, on peut remarquer que les aimants sont totalement isolés électriquement dans le socle, de manière à éviter tout contact électrique avec les circuits électroniques logés dans le couvercle.

[0042] La figure 8 montre en traits interrompus trois positions différentes du couvercle par rapport au socle (le câble 4 tourne tandis que les aimants 12a, 12b restent fixes).

Le ou les microphones 13, 13a, 13b peuvent ainsi être orientés d'une manière optimale et avec une grande précision par le praticien responsable du réglage du dispositif ou par le patient, à la suite de l'implantation du boîtier 2. De cette manière, on s'affranchit d'éventuelles imprécisions d'implantation du boîtier implanté 2, résultant notamment de différences de morphologie d'un patient à l'autre.

Le patient peut ainsi disposer et retirer le boîtier 1 avec

une grande facilité, en ayant toujours l'assurance que les microphones seront orientés correctement.

[0043] Bien entendu, on peut prévoir d'autres modes de fixation du couvercle sur le boîtier (rainures, crantage, plots, etc.), sans pour autant sortir du cadre de l'invention.

[0044] Alternativement ou en combinaison, le ou les microphones 13, 13a, 13b peuvent également être disposés à l'extrémité d'un câble rigide respectif, relié au boîtier externe 1. Si le câble est conformable par le praticien à la suite de la pose du boîtier implanté 2, pour disposer et orienter correctement le ou les microphones par rapport à la tête du patient, il n'est pas nécessaire que le boîtier externe 1 présente une partie 1a orientable.

[0045] Tel que représenté sur la figure 9, le boîtier implanté 2 comprend avantageusement, en plus de la ou des pièces magnétiques 21a, 21b, un système de recueil de potentiels auditifs évoqués ou spontanés. Ce système comprend au moins deux électrodes extra-cochléaires de recueil 35, 36 reliées au boîtier. Ce système comprend également un module électronique de recueil 32 permettant d'amplifier, et éventuellement de traiter les signaux provenant des électrodes, 35, 36, un module de transfert 33 comprenant notamment une antenne émettrice pour transmettre vers l'extérieur par exemple par ondes électromagnétiques, via une modulation d'amplitude ou de fréquence, les signaux produits par le module de recueil 32, une alimentation électrique 31 comportant une batterie et/ou des bobines captant l'énergie électromagnétique provenant d'une bobine extérieure par exemple prévue dans le boîtier externe 1. Le boîtier 1 peut également comprendre un module de réception connecté à une bobine/antenne pour recevoir les signaux émis par le module de transfert 33. Dans ce cas, la bobine extérieure et l'antenne du module de réception peuvent être fixés au socle 1a ou au couvercle 1b du boîtier externe.

[0046] Au moins une des électrodes de recueil 35, 36 est destinée à être implantée à proximité de l'oreille interne du patient, de préférence sur la fenêtre ronde. Dans ce cas, le module de recueil est conçu pour amplifier et traiter des potentiels acoustiques évoqués ou spontanés.

[0047] Alternativement, les électrodes de recueil 35, 36 sont implantées sous la peau du patient, également dans la région temporo-occipitale du crâne, pour mesurer des potentiels évoqués et le module de recueil 32 est conçu pour amplifier et éventuellement traiter de tels potentiels. A cet effet, les électrodes sont par exemple disposées à l'extrémité de languettes souples 34a, 34b rattachées au boîtier 2. Dans ce cas, on prévoit également une électrode de référence R disposée sur le boîtier 2 et reliée au module de recueil 32.

[0048] Tel que représenté sur la figure 10, le boîtier 2 renferme, alternativement ou en combinaison avec le module de recueil 32, un module de stimulation 37 relié à au moins une électrode active de stimulation 38, 39, implantée à proximité de l'oreille interne du patient, par exemple sur la fenêtre ovale ou la fenêtre ronde de l'oreille moyenne, ou encore dans la cochlée. Dans le cas d'une stimulation monopolaire, le module de stimu-

lation 37 est relié à au moins une électrode de stimulation neutre éloignée de l'oreille interne. Le module de stimulation est conçu pour générer des signaux de stimulation à partir de signaux reçus du boîtier externe 1 par l'intermédiaire du module de transfert 33.

[0049] Les électrodes 38, 39 peuvent être remplacées ou combinées avec un vibreur transducteur électromécanique, par exemple de type piézoélectrique, implanté dans une zone osseuse ou cartilagineuse, de préférence proche de l'oreille interne du patient, pour effectuer une stimulation électromécanique.

[0050] Dans la réalisation où le boîtier implanté 2 comporte, en combinaison les dispositifs de recueil et de stimulation, tels que décrits en référence aux figures 9 et 10, les électrodes de recueil et de stimulation sont, selon une variante avantageuse, communes et peuvent fonctionner alternativement en mode de recueil et en mode de stimulation. Dans ce cas, selon un mode de réalisation préféré de l'invention, l'une des électrodes 38, 39 est positionnée sur la fenêtre ronde et est à la fois une électrode active de stimulation, et alternativement, une des électrodes de recueil de potentiels auditifs.

Revendications

1. Dispositif d'aide auditive acoustique, générant au moins un signal sonore et destiné à être fixé sur le corps d'un patient, comprenant un boîtier externe (1) renfermant un module électronique (11) de traitement de signal relié en entrée à au moins un microphone (13, 13a, 13b) et en sortie à un écouteur (3) conçu pour émettre un signal sonore dans le conduit auditif externe (5) du patient, une source d'énergie, et un dispositif de distribution de signaux sonores dans le conduit auditif du patient comportant l'écouteur (3), et une liaison (4) entre le boîtier externe (1) et le conduit auditif du patient, ayant une longueur telle que le microphone peut être maintenu suffisamment éloigné du conduit auditif pour éviter les phénomènes de larsen, dans lequel

- l'écouteur (3) est placé dans le conduit auditif externe (5) du patient et forme une extrémité intra-auriculaire de la liaison (4), la liaison (4) étant constituée par un câble électrique,

caractérisé en ce qu'il comprend en outre :

- au moins une première pièce magnétique (12, 12', 12a, 12b) disposée dans le boîtier externe (1),
- au moins une seconde pièce magnétique (21, 21a, 21b) disposée dans un boîtier (2) implantable, destiné à être implanté sous la peau du patient, en un emplacement du corps où le boîtier externe (1) doit être maintenu, la première pièce magnétique étant disposée dans le boîtier

pour qu'une force magnétique d'attraction s'exerce avec la seconde pièce magnétique lorsque le boîtier externe (1) est placé au dit emplacement,

où les première et seconde pièces magnétiques (12', 21) sont des aimants permanents, et la seconde pièce magnétique est disposée dans le boîtier implanté (2) de manière à présenter un axe magnétique nord-sud sensiblement parallèle à la surface de la peau du patient au dit emplacement, et la première pièce magnétique est disposée dans le boîtier externe (1) de manière à présenter un axe magnétique nord-sud sensiblement parallèle à la paroi du boîtier destinée à venir en contact avec la peau du patient..

2. Dispositif d'aide auditive acoustique, générant au moins un signal sonore et destiné à être fixé sur le corps d'un patient, comprenant un boîtier externe (1) renfermant un module électronique (11) de traitement de signal relié en entrée à au moins un microphone (13, 13a, 13b) et en sortie à un écouteur (3) conçu pour émettre un signal sonore dans le conduit auditif externe (5) du patient, une source d'énergie, et un dispositif de distribution de signaux sonores dans le conduit auditif du patient comportant l'écouteur (3), et une liaison (4) entre le boîtier externe (1) et le conduit auditif du patient, ayant une longueur telle que le microphone peut être maintenu suffisamment éloigné du conduit auditif pour éviter les phénomènes de larsen, dans lequel

- l'écouteur (3) est placé dans le conduit auditif externe (5) du patient et forme une extrémité intra-auriculaire de la liaison (4), la liaison (4) étant constituée par un câble électrique,

caractérisé en ce qu'il comprend en outre:

- au moins une première pièce magnétique (12, 12', 12a, 12b) disposée dans le boîtier externe (1),
- au moins une seconde pièce magnétique (21, 21a, 21b) disposée dans un boîtier (2) implantable, destiné à être implanté sous la peau du patient, en un emplacement du corps où le boîtier externe (1) doit être maintenu, la première pièce magnétique étant disposée dans le boîtier pour qu'une force magnétique d'attraction s'exerce avec la seconde pièce magnétique lorsque le boîtier externe (1) est placé au dit emplacement,

où la seconde pièce magnétique (21) est un aimant et la première pièce magnétique comprend deux aimants permanents (12a, 12b) disposés dans le boîtier externe (1) de manière à présenter des axes magnétiques nord-sud sensiblement perpendiculai-

res à la paroi du boîtier destinée à venir en contact avec la peau du patient, et en sens inverses, ces axes magnétiques étant espacés l'un de l'autre d'une distance correspondant sensiblement à la distance entre les pôles de la seconde pièce magnétique (21).

3. Dispositif d'aide auditive acoustique, générant au moins un signal sonore et destiné à être fixé sur le corps d'un patient, comprenant un boîtier externe (1) renfermant un module électronique (11) de traitement de signal relié en entrée à au moins un microphone (13, 13a, 136) et en sortie à un écouteur (3) conçu pour émettre un signal sonore dans le conduit auditif externe (5) du patient, une source d'énergie, et un dispositif de distribution de signaux sonores dans le conduit auditif du patient comportant l'écouteur (3), et une liaison (4) entre le boîtier externe (1) et le conduit auditif du patient, ayant une longueur telle que le microphone peut être maintenu suffisamment éloigné du conduit auditif pour éviter les phénomènes de larsen, dans lequel

- l'écouteur (3) est placé dans le conduit auditif externe (5) du patient et forme une extrémité intra-auriculaire de la liaison (4), la liaison (4) étant constituée par un câble électrique,

caractérisé en ce qu'il comprend en outre:

- au moins une première pièce magnétique (12, 12', 12a, 12b) disposée dans le boîtier externe (1),
- au moins une seconde pièce magnétique (21, 21a, 21b) disposée dans un boîtier (2) implantable, destiné à être implanté sous la peau du patient, en un emplacement du corps où le boîtier externe (1) doit être maintenu, la première pièce magnétique étant disposée dans le boîtier pour qu'une force magnétique d'attraction s'exerce avec la seconde pièce magnétique lorsque le boîtier externe (1) est placé au dit emplacement,

où la première pièce magnétique (12') est un aimant et la seconde pièce magnétique comprend deux aimants permanents (21a, 21b) disposés dans le boîtier implanté (2) de manière à présenter des axes magnétiques nord-sud sensiblement perpendiculaires à surface de la peau du patient au dit emplacement, et en sens inverses, ces axes magnétiques étant espacés l'un de l'autre d'une distance correspondant sensiblement à la distance entre les pôles de la première pièce magnétique (12').

4. Dispositif d'aide auditive acoustique, générant au moins un signal sonore et destiné à être fixé sur le corps d'un patient, comprenant un boîtier externe (1)

renfermant un module électronique (11) de traitement de signal relié en entrée à au moins un microphone (13, 13a, 13b) et en sortie à un écouteur (3) conçu pour émettre un signal sonore dans le conduit auditif externe (5) du patient, une source d'énergie, et un dispositif de distribution de signaux sonores dans le conduit auditif du patient comportant l'écouteur (3), et une liaison (4) entre le boîtier externe (1) et le conduit auditif du patient, ayant une longueur telle que le microphone peut être maintenu suffisamment éloigné du conduit auditif pour éviter les phénomènes de larsen, dans lequel

- l'écouteur (3) est placé dans le conduit auditif externe (5) du patient et forme une extrémité intra-auriculaire de la liaison (4), la liaison (4) étant constituée par un câble électrique,

caractérisé en ce qu'il comprend en outre:

- au moins une première pièce magnétique (12, 12', 12a, 12b) disposée dans le boîtier externe (1),
- au moins une seconde pièce magnétique (21, 21a, 21b) disposée dans un boîtier (2) implantable, destiné à être implanté sous la peau du patient, en un emplacement du corps où le boîtier externe (1) doit être maintenu, la première pièce magnétique étant disposée dans le boîtier pour qu'une force magnétique d'attraction s'exerce avec la seconde pièce magnétique lorsque le boîtier externe (1) est placé au dit emplacement,

où la seconde pièce magnétique comprend au moins deux aimants permanents (21a, 21b) disposés dans le boîtier implanté (2) de manière à présenter des axes magnétiques nord-sud sensiblement perpendiculaires à surface de la peau du patient au dit emplacement, et alternativement en sens inverses, et la première pièce magnétique comprend autant d'aimants permanents (12a, 12b) que la seconde pièce, les aimants de la première pièce magnétique étant disposés dans le boîtier de manière à présenter des axes magnétiques nord-sud sensiblement perpendiculaires à la paroi du boîtier externe (1) destinée à venir en contact avec la peau du patient, et alternativement en sens inverses, les axes magnétiques des aimants disposés dans le boîtier externe (1) étant répartis dans un plan sensiblement parallèle à la dite paroi dans une configuration correspondant sensiblement à la configuration de répartition des axes magnétiques des aimants (21a, 21b) dans le boîtier implanté.

5. Dispositif d'aide auditive selon l'une des revendications 1 à 4, **caractérisé en ce que** le second boîtier (2) est conçu pour être implanté dans la zone tem-

pore-occipitale du crâne du patient.

6. Dispositif d'aide auditive selon l'une quelconque des revendications précédentes, **caractérisé en ce que** l'extrémité intra-auriculaire de la liaison (4) est maintenue dans le conduit auditif externe (5) du patient au moyen d'un support intra-auriculaire (9) comportant des moyens (8a, 8b, 8c) de centrage et de maintien de la dite extrémité dans le conduit auditif (5).
7. Dispositif d'aide auditive selon l'une des revendications précédentes, **caractérisé en ce que** le boîtier externe (1) comprend un socle (1b) et un couvercle (1a) monté rotatif sur le socle, et des moyens de blocage (25) de la position angulaire du couvercle par rapport au socle, la seconde pièce magnétique (21, 21a, 21 b) étant fixée au socle, tandis que le ou les microphones (13, 13a, 13b) sont fixés au couvercle.
8. Dispositif d'aide auditive selon l'une des revendications précédentes, **caractérisé en ce que** le boîtier implanté (2) est relié à au moins deux électrodes de recueil (35, 36) de potentiels auditifs évoqués ou spontanés, le boîtier implanté (2) renfermant au moins un module électronique (32) de recueil et de traitement de signal relié aux électrodes de recueil, un module de transmission (33) relié à une antenne et au module de recueil et de traitement, pour transmettre vers le boîtier externe (1) les signaux produits par le module de recueil en fonction des signaux recueillis par les électrodes, et une alimentation électrique (31).
9. Dispositif d'aide auditive selon la revendication 8, **caractérisé en ce que** l'une des électrodes de recueil (35, 36) est conçue pour être disposée sur la fenêtre ronde.
10. Dispositif d'aide auditive selon l'une des revendications précédentes, **caractérisé en ce que** le boîtier implanté (2) est en outre relié à au moins une électrode active de stimulation (38, 39) destinée à être positionnée à proximité de l'oreille interne du patient ou dans la cochlée, le boîtier implanté (2) renfermant au moins un module électronique (37) de stimulation relié aux électrodes de stimulation, un module de transmission (33) relié à une antenne et au module de stimulation, le module de stimulation (37) étant conçu pour générer des signaux électriques de stimulation qui sont appliqués aux électrodes de stimulation (38, 39) à partir de signaux reçus du boîtier externe 1 par l'intermédiaire du module de transmission (33), via l'antenne située dans le boîtier implanté.
11. Dispositif d'aide auditive selon la revendication 10,

caractérisé en ce qu'une des électrodes actives de stimulation (38, 39) est conçue pour être disposée sur la fenêtre ronde de l'oreille moyenne du patient.

12. Dispositif d'aide auditive selon l'une des revendications 8 à 11, 5

caractérisé en ce que les électrodes de recueil (35, 36) et les électrodes de stimulation (38, 39) sont au moins partiellement communes. 10

13. Dispositif d'aide auditive selon l'une des revendications 8 à 12, **caractérisé en ce que** le boîtier externe (1) comprend en outre un module de transmission de signaux relié à au moins une antenne et au module électronique (11). 15

14. Dispositif d'aide auditive selon l'une des revendications 9 à 13, **caractérisé en ce que** le boîtier implanté (2) est en outre relié à au moins un vibreur transducteur électromécanique destiné à être positionné dans une zone osseuse ou cartilagineuse à proximité de l'oreille interne du patient, le boîtier implanté (2) renfermant au moins un module électronique (37) de stimulation relié au vibreur, un module de transmission (33) relié à une antenne et au module de stimulation, le module de stimulation (37) étant conçu pour générer des signaux électriques de stimulation qui sont appliqués au vibreur à partir de signaux reçus du boîtier externe 1 par l'intermédiaire du module de transmission (33), via l'antenne située dans le boîtier implanté. 20 25 30

15. Dispositif d'aide auditive selon l'une des revendications précédentes, dans lequel l'écouteur (3) comprend un transducteur électroacoustique destiné à être inséré dans le conduit auditif externe du patient. 35 40

Claims

1. Acoustic hearing aid generating at least one audible signal and intended to be fitted onto a patient's body, comprising an external casing (1) containing an electronic signal processing module (11) connected as input to at least one microphone (13, 13a, 13b) and as output to an earpiece (3) designed to emit an audible signal in the external auditory canal (5) of the patient, an energy source and a device for distributing audible signals in the patient's auditory canal including the earpiece (3), and a link (4) between the external casing (1) and the patient's auditory canal, having a length such that the microphone can be kept sufficiently far away from the auditory canal to avoid Larsen phenomena, in which the earpiece (3) is placed in the external auditory canal (5) of the patient and forms an intra-auricular end of the link (4), 45 50 55

the link (4) being formed by an electrical cable, **characterized in that** it furthermore comprises:

- at least one first magnetic piece (12, 12', 12a, 12b) placed in the external casing (1); and
- at least one second magnetic piece (21, 21a, 21b) placed in an implantable casing (2) designed to be implanted under the patient's skin, at a location on the body where the external casing (1) has to be supported, the first magnetic piece being placed in the casing so that an attractive magnetic force is exerted with the second magnetic piece when the external casing (1) is placed at said location,

in which the first and second magnetic pieces (12', 21) are permanent magnets and the second magnetic piece is placed in the implanted casing (2) so as to have a north-south magnetic axis approximately parallel to the surface of the patient's skin at said location, and the first magnetic piece is placed in the external casing (1) so as to have a north-south magnetic axis approximately parallel to that wall of the casing which is intended to come into contact with the patient's skin.

2. Acoustic hearing aid generating at least one audible signal and intended to be fitted onto a patient's body, comprising an external casing (1) containing an electronic signal processing module (11) connected as input to at least one microphone (13, 13a, 13b) and as output to an earpiece (3) designed to emit an audible signal in the external auditory canal (5) of the patient, an energy source and a device for distributing audible signals in the patient's auditory canal including the earpiece (3), and a link (4) between the external casing (1) and the patient's auditory canal, having a length such that the microphone can be kept sufficiently far away from the auditory canal to avoid Larsen phenomena, in which the earpiece (3) is placed in the external auditory canal (5) of the patient and forms an intra-auricular end of the link (4), the link (4) being formed by an electrical cable, **characterized in that** it furthermore comprises:

- at least one first magnetic piece (12, 12', 12a, 12b) placed in the external casing (1); and
- at least one second magnetic piece (21, 21a, 21b) placed in an implantable casing (2) designed to be implanted under the patient's skin, at a location on the body where the external casing (1) has to be supported, the first magnetic piece being placed in the casing so that an attractive magnetic force is exerted with the second magnetic piece when the external casing (1) is placed at said location,

in which the second magnetic piece (21) is a magnet

and the first magnetic piece comprises two permanent magnets (12a, 12b) placed in the external casing (1) so as to have north-south magnetic axes approximately perpendicular to that wall of the casing which is designed to come into contact with the patient's skin, and in opposite directions, these magnetic axes being spaced apart by a distance corresponding substantially to the distance between the poles of the second magnetic piece (21).

3. Acoustic hearing aid generating at least one audible signal and intended to be fitted onto a patient's body, comprising an external casing (1) containing an electronic signal processing module (11) connected as input to at least one microphone (13, 13a, 13b) and as output to an earpiece (3) designed to emit an audible signal in the external auditory canal (5) of the patient, an energy source and a device for distributing audible signals in the patient's auditory canal including the earpiece (3), and a link (4) between the external casing (1) and the patient's auditory canal, having a length such that the microphone can be kept sufficiently far away from the auditory canal to avoid Larsen phenomena, in which the earpiece (3) is placed in the external auditory canal (5) of the patient and forms an intra-auricular end of the link (4), the link (4) being formed by an electrical cable, **characterized in that** it furthermore comprises:

- at least one first magnetic piece (12, 12', 12a, 12b) placed in the external casing (1); and
- at least one second magnetic piece (21, 21a, 21b) placed in an implantable casing (2) designed to be implanted under the patient's skin, at a location on the body where the external casing (1) has to be supported, the first magnetic piece being placed in the casing so that an attractive magnetic force is exerted with the second magnetic piece when the external casing (1) is placed at said location,

in which the first magnetic piece (12') is a magnet and the second magnetic piece comprises two permanent magnets (21a, 21b) placed in the implanted casing (2) so as to have north-south magnetic axes approximately perpendicular to the surface of the patient's skin at said location, and in opposite directions, these magnetic axes being spaced apart by a distance corresponding approximately to the distance between the poles of the first magnetic piece (12').

4. Acoustic hearing aid generating at least one audible signal and intended to be fitted onto a patient's body, comprising an external casing (1) containing an electronic signal processing module (11) connected as input to at least one microphone (13, 13a, 13b) and as output to an earpiece (3) designed to emit an au-

dible signal in the external auditory canal (5) of the patient, an energy source and a device for distributing audible signals in the patient's auditory canal including the earpiece (3), and a link (4) between the external casing (1) and the patient's auditory canal, having a length such that the microphone can be kept sufficiently far away from the auditory canal to avoid Larsen phenomena, in which the earpiece (3) is placed in the external auditory canal (5) of the patient and forms an intra-auricular end of the link (4), the link (4) being formed by an electrical cable, **characterized in that** it furthermore comprises:

- at least one first magnetic piece (12, 12', 12a, 12b) placed in the external casing (1); and
- at least one second magnetic piece (21, 21a, 21b) placed in an implantable casing (2) designed to be implanted under the patient's skin, at a location on the body where the external casing (1) has to be supported, the first magnetic piece being placed in the casing so that an attractive magnetic force is exerted with the second magnetic piece when the external casing (1) is placed at said location,

in which the second magnetic piece comprises at least two permanent magnets (21a, 21b) placed in the implanted casing (2) so as to have north-south magnetic axes approximately perpendicular to the surface of the patient's skin at said location, and alternatively in opposite directions, and the first magnetic piece comprises as many permanent magnets (12a, 12b) as the second piece, the magnets of the first magnetic piece being placed in the casing so as to have north-south magnetic axes approximately perpendicular to that wall of the external casing (1) which is intended to come into contact with the patient's skin, and alternately in opposite directions, the magnetic axes of the magnets placed in the external casing (1) being distributed in a plane approximately parallel to said wall in a configuration corresponding approximately to the configuration in which the magnetic axes of the magnets (21a, 21b) are distributed in the implanted casing.

5. Hearing aid according to one of Claims 1 to 4, **characterized in that** the second casing (2) is designed to be implanted in the temporo-occipital zone of the patient's cranium.
6. Hearing aid according to any one of the preceding claims, **characterized in that** the intra-auricular end of the link (4) is held in the patient's external auditory canal (5) by means of an intra-auricular support (9) comprising means (8a, 8b, 8c) for centring and holding said end in the auditory canal (5).
7. Hearing aid according to one of the preceding claims,

characterized in that the external casing (1) comprises a base (1b) and a cover (1a) mounted so as to rotate on the base, and means (25) for locking the angular position of the cover in relation to the base, the second magnetic piece (21, 21a, 21b) being fastened to the base, whereas the microphone or microphones (13, 13a, 13b) are fixed to the cover.

8. Hearing aid according to one of the preceding claims, **characterized in that** the implanted casing (2) is connected to at least two electrodes (35, 36) for receiving evoked or spontaneous auditory potentials, the implanted casing (2) containing at least one receiving/processing electronic module (32) connected to the receiving electrodes, a transmission module (33) connected to an antenna and to the receiving/processing module for transmitting the signals produced by the receiving module to the external casing (1) according to the signals received by the electrodes, and an electrical power supply (31).

9. Hearing aid according to Claim 8, **characterized in that** one of the receiving electrodes (35, 36) is designed to be placed on the round window.

10. Hearing aid according to one of the preceding claims, **characterized in that** the implanted casing (2) is furthermore connected to at least one active stimulation electrode (38, 39) intended to be positioned close to the patient's inner ear or in his cochlea, the implanted casing (2) containing at least one electronic stimulation module (37) connected to the stimulation electrodes, a transmission module (33) connected to an antenna and to the stimulation module, the stimulation module (37) being designed to generate electrical stimulation signals that are applied to the stimulation electrodes (38, 39) from signals received from the external casing (1) through the transmission module (33) via the antenna located in the implanted casing.

11. Hearing aid according to Claim 10, **characterized in that** one of the active stimulation electrodes (38, 39) is designed to be placed on the round window of the patient's middle ear.

12. Hearing aid according to one of Claims 8 to 11, **characterized in that** the receiving electrodes (35, 36) and the stimulation electrodes (38, 39) are at least partially common.

13. Hearing aid according to one of Claims 8 to 12, **characterized in that** the external casing (1) furthermore includes a signal transmission module connected to at least one antenna and to the electronic module (11).

14. Hearing aid according to one of Claims 9 to 13, **char-**

acterized in that the implanted casing (2) is furthermore connected to at least one electromechanical transducer vibrator intended to be positioned in a bony or cartilaginous zone close to the patient's inner ear, the implanted casing (2) containing at least one electronic stimulation module (37) connected to the vibrator, a transmission module (33) connected to an antenna and to the stimulation module, the stimulation module (37) being designed to generate electrical stimulation signals that are applied to the vibrator from signals received from the external casing (1) through the transmission module (33) via the antenna located in the implanted casing.

15. Hearing aid according to one of the preceding claims, in which the earpiece (3) comprises an electroacoustic transducer intended to be inserted into the patient's external auditory canal.

Patentansprüche

1. Akustisches Hörhilfegerät, das wenigstens ein Ton-signal erzeugt und am Körper eines Patienten befestigt werden kann, mit einem externen Gehäuse (1), das ein Elektronikmodul (11) zur Signalbehandlung enthält, das am Eingang mit wenigstens einem Mikrofon (13, 13a, 13b) und am Ausgang mit einem vorgesehenen Hörer (3) verbunden ist, um ein Ton-signal in den externen Hörkanal (5) des Patienten zu senden, einer Energiequelle und einer Tonsignal-Verteileinrichtung in dem den Hörer (3) aufweisen den Hörkanal des Patienten, und einer Verbindung (4) zwischen dem externen Gehäuse (1) und dem Hörkanal des Patienten, mit einer solchen Länge, dass das Mikrofon ausreichend weit entfernt von dem Hörkanal gehalten werden kann, um Larsen Effekte zu vermeiden, in welchem

- der Hörer (3) in dem externen Hörkanal (5) des Patienten angeordnet ist und ein intra-aurikulares Ende der Verbindung (4) bildet, wobei die Verbindung (4) durch ein elektrisches Kabel gebildet wird,

dadurch gekennzeichnet, dass dieses ferner umfasst:

- wenigstens ein erstes Magnetteil (12, 12', 12a, 12b), das in dem externen Gehäuse (1) angeordnet ist,

- wenigstens ein zweites Magnetteil (21, 21a, 21b), das in einem implantierbaren Gehäuse (2) angeordnet ist, das unter die Haut des Patienten implantiert werden kann, an einer Stelle des Körpers, an der das externe Gehäuse (1) gehalten werden soll, wobei das erste Magnetteil in dem Gehäuse angeordnet ist, damit eine magneti-

sche Anziehungskraft mit dem zweiten Magnet-
teil ausgeübt wird, wenn das externe Gehäuse
(1) an dieser Stelle angeordnet wird,

in welchem das erste und zweite Magnetteil (12', 21) 5
Permanentmagnete sind und das zweite Magnetteil
in dem implantierten Gehäuse (2) derart angeordnet
ist, dass dieses eine magnetische Nord/Süd-Achse
aufweist, die im Wesentlichen parallel zur Oberflä- 10
che der Haut des Patienten an dieser Stelle ist, und
das erste Magnetteil in dem externen Gehäuse (1)
derart angeordnet ist, dass dieses eine magnetische
Nord/Süd-Achse aufweist, die im Wesentlichen par-
allel zur Wand des Gehäuses ist, das in Kontakt mit
der Haut des Patienten kommen soll. 15

2. Akustisches Hörhilfegerät, das wenigstens ein Ton-
signal erzeugt und am Körper eines Patienten befe-
stigt werden kann, mit einem externen Gehäuse (1),
das ein Elektronikmodul (11) zur Signalbehandlung
enthält, das am Eingang mit wenigstens einem Mi- 20
krofon (13, 13a, 13b) und am Ausgang mit einem
vorgesehenen Hörer (3) verbunden ist, um ein Ton-
signal in den externen Hörkanal (5) des Patienten
zu senden, einer Energiequelle und einer Tonsignal-
Verteileinrichtung in dem den Hörer (3) aufweisen- 25
den Hörkanal des Patienten, und einer Verbindung
(4) zwischen dem externen Gehäuse (1) und dem
Hörkanal des Patienten, mit einer solchen Länge,
dass das Mikrofon ausreichend weit vom Hörkanal 30
gehalten werden kann, um die Larsen-Effekte zu ver-
meiden, in welchem

- der Hörer (3) in dem externen Hörkanal (5) des
Patienten angeordnet ist und ein intra-aurikula- 35
res Ende der Verbindung (4) bildet, wobei die
Verbindung (4) durch ein elektrisches Kabel ge-
bildet wird,

dadurch gekennzeichnet, dass dieses ferner um- 40
fasst:

- wenigstens ein erstes Magnetteil (12, 12', 12a,
12b), das in dem externen Gehäuse (1) ange- 45
ordnet ist,
- wenigstens ein zweites Magnetteil (21, 21a,
21b), das in einem implantierbaren Gehäuse (2)
angeordnet ist, das unter die Haut des Patienten
implantiert werden kann, an einer Stelle des Kör- 50
pers, an welcher das externe Gehäuse (1) ge-
halten werden soll, wobei das erste Magnetteil
in dem Gehäuse angeordnet ist, damit eine ma-
gnetische Anziehungskraft mit dem zweiten Ma-
gnetteil ausgeübt wird, wenn das externe Ge- 55
häuse (1) an dieser Stelle angeordnet wird,

in welchem das zweite Magnetteil (21) ein Magnet
ist und das erste Magnetteil zwei Permanentmagne-

te (12a, 12b) aufweist, die in dem externen Gehäuse
(1) derart angeordnet sind, dass diese magnetische
Nord/Süd-Achsen aufweisen, die im Wesentlichen
senkrecht zur Wand des Gehäuses verlaufen, das
in Kontakt mit der Haut des Patienten kommen soll,
und in umgekehrten Richtungen, wobei diese Ma-
gnetachsen voneinander in einem Abstand angeord-
net sind, der im Wesentlichen dem Abstand zwis-
chen den Polen des zweiten Magnetteils (21) ent-
spricht.

3. Akustisches Hörhilfegerät, das wenigstens ein Ton-
signal erzeugt und am Körper eines Patienten befe-
stigt werden kann, mit einem externen Gehäuse (1),
das ein Elektronikmodul (11) zur Signalbehandlung
enthält, das am Eingang mit wenigstens einem Mi-
krofon (13, 13a, 13b) und am Ausgang mit einem
vorgesehenen Hörer (3) verbunden ist, um ein Ton-
signal in den externen Hörkanal (5) des Patienten
zu senden, einer Energiequelle und einer Tonsignal-
Verteileinrichtung in dem den Hörer (3) aufweisen-
den Hörkanal des Patienten, und einer Verbindung
(4) zwischen dem externen Gehäuse (1) und dem
Hörkanal des Patienten, mit einer solchen Länge,
dass das Mikrofon ausreichend weit vom Hörkanal
gehalten werden kann, um die Larsen-Effekte zu ver-
meiden, in welchem

- der Hörer (3) in dem externen Hörkanal (5) des
Patienten angeordnet ist und ein intra-aurikula-
res Ende der Verbindung (4) bildet, wobei die
Verbindung (4) durch ein elektrisches Kabel ge-
bildet wird,

dadurch gekennzeichnet, dass dieses ferner um-
fasst:

- wenigstens ein erstes Magnetteil (12, 12', 12a,
12b), das in dem externen Gehäuse (1) ange-
ordnet ist,
- wenigstens ein zweites Magnetteil (21, 21a,
21b), das in einem implantierbaren Gehäuse (2)
angeordnet ist, das unter die Haut des Patienten
implantiert werden kann, an einer Stelle des Kör-
pers, an welcher das externe Gehäuse (1) ge-
halten werden soll, wobei das erste Magnetteil
in dem Gehäuse angeordnet ist, damit eine ma-
gnetische Anziehungskraft mit dem zweiten Ma-
gnetteil ausgeübt wird, wenn das externe Ge-
häuse (1) an dieser Stelle angeordnet wird,

in welchem das erste Magnetteil (12') ein Magnet ist
und das zweite Magnetteil zwei Permanentmagnete
(21a, 21b) aufweist, die in dem implantierten Gehä-
use (2) derart angeordnet sind, dass diese magneti-
sche Nord/Süd-Achsen aufweisen, die im Wesentli-
chen senkrecht zur Oberfläche der Haut des Patien-
ten an dieser Stelle verlaufen, und in umgekehrten

Richtungen, wobei diese Magnetachsen voneinander in einem Abstand angeordnet sind, der im Wesentlichen dem Abstand zwischen den Polen des ersten Magnetteils (12') entspricht.

4. Akustisches Hörhilfegerät, das wenigstens ein Tonsignal erzeugt und am Körper eines Patienten befestigt werden kann, mit einem externen Gehäuse (1), das ein Elektronikmodul (11) zur Signalbehandlung enthält, das am Eingang mit wenigstens einem Mikrofon (13, 13a, 13b) und am Ausgang mit einem vorgesehenen Hörer (3) verbunden ist, um ein Tonsignal in den externen Hörkanal (5) des Patienten zu senden, einer Energiequelle und einer Tonsignal-Verteileinrichtung in dem den Hörer (3) aufweisenden Hörkanal des Patienten, und einer Verbindung (4) zwischen dem externen Gehäuse (1) und dem Hörkanal des Patienten, mit einer solchen Länge, dass das Mikrofon ausreichend weit vom Hörkanal gehalten werden kann, um Larsen Effekte zu vermeiden, in welchem

- der Hörer (3) in dem externen Hörkanal (5) des Patienten angeordnet ist und ein intra-aurikulares Ende der Verbindung (4) bildet, wobei die Verbindung (4) durch ein elektrisches Kabel gebildet wird,

dadurch gekennzeichnet, dass dieses ferner umfasst:

- wenigstens ein erstes Magnetteil (12, 12', 12a, 12b), das in dem externen Gehäuse (1) angeordnet ist,
- wenigstens ein zweites Magnetteil (21, 21a, 21b), das in einem implantierbaren Gehäuse (2) angeordnet ist, das unter die Haut des Patienten implantiert werden kann, an einer Stelle des Körpers, an welcher das externe Gehäuse (1) gehalten werden soll, wobei das erste Magnetteil in dem Gehäuse angeordnet ist, damit eine magnetische Anziehungskraft mit dem zweiten Magnetteil ausgeübt wird, wenn das externe Gehäuse (1) an dieser Stelle angeordnet wird,

in welchem das zweite Magnetteil wenigstens zwei Permanentmagnete (21a, 21b) umfasst, die in dem implantierten Gehäuse (2) derart angeordnet sind, dass diese magnetische Nord/Süd-Achsen aufweisen, die im Wesentlichen senkrecht zur Oberfläche der Haut des Patienten an dieser Stelle verlaufen, und alternativ in umgekehrten Richtungen, und das erste Magnetteil genauso viele Permanentmagnete (12a, 12b) das zweite Magnetteil in dem Gehäuse derart angeordnet sind, dass diese magnetische Nord/Süd-Achsen aufweisen, die im Wesentlichen senkrecht zur Wand des externen Gehäuses (1) verlaufen, dass in Kontakt mit der Haut des Patienten

kommen soll, und alternativ in umgekehrten Richtungen, wobei die magnetischen Achsen der in dem externen Gehäuse (1) angeordneten Magnete in einer Ebene im Wesentlichen parallel zu dieser Wand verteilt sind, und zwar in einer Konfiguration, die im Wesentlichen der Konfiguration der Verteilung der magnetischen Achsen der Magnete (21a, 21b) im implantierten Gehäuse entspricht.

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

5. Hörhilfegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 4, **dadurch gekennzeichnet, dass** das zweite Gehäuse (2) vorgesehen ist, um in die temporo-occipitale Zone des Schädels des Patienten implantiert zu werden.

6. Hörhilfegerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** das intra-aurikulare Ende der Verbindung (4) in dem externen Hörkanal (5) des Patienten mithilfe eines intra-aurikularen Halters (9) gehalten wird, der Mittel (8a, 8b, 8c) zur Zentrierung und Selbsthaltung dieses Endes in dem Hörkanal (5) aufweist.

7. Hörhilfegerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** das externe Gehäuse (1) umfasst einen Sockel (1b) und einen drehbar am Sockel montierten Deckel (1a), und eine Blockiereinrichtung (25) der Winkelposition des Deckels in Bezug zum Sockel, wobei das zweite Magnetteil (21, 21a, 21b) am Sockel befestigt ist, während die ein oder mehreren Mikrofone (13, 13a, 13b) am Deckel befestigt sind.

8. Hörhilfegerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** das implantierte Gehäuse (2) mit wenigstens zwei Sammelelektroden (35, 36) mit hervorgerufenen oder spontanen Hörpotentialen verbunden ist, wobei das implantierte Gehäuse (2) enthält wenigstens ein Elektronikmodul (32) zum Sammeln und Behandeln des Signals, das mit zwei Sammelelektroden verbunden ist, ein Übertragungsmodul (33), das mit einer Antenne und mit dem Sammel- und Behandlungsmodul verbunden ist, um die durch das Sammelmodul erzeugten Signale in Abhängigkeit von den durch die Elektroden gesammelten Signale an das externe Gehäuse (1) zu übertragen, und eine elektrische Versorgung (31).

9. Hörhilfegerät nach Anspruch 8, **dadurch gekennzeichnet, dass** eine der Sammelelektroden (35, 36) vorgesehen ist, um an dem runden Fenster angeordnet zu werden.

10. Hörhilfegerät nach einem der vorhergehenden An-

sprüche,

dadurch gekennzeichnet, dass das implantierte Gehäuse (2) ferner mit wenigstens einer aktiven Stimulationselektrode (38, 39) verbunden ist, die in der Nähe des Innenohrs des Patienten oder in der Schnecke platziert werden kann, wobei das implantierte Gehäuse (2) wenigstens enthält ein Elektronik-Stimulationsmodul (37), das mit den Stimulations-
elektroden verbunden ist, ein Übertragungsmodul (33), das mit einer Antenne und dem Stimulations-
modul verbunden ist, wobei das Stimulationsmodul (37) vorgesehen ist, um elektrische Stimulationssignale zu erzeugen, die an die Stimulationselektroden (38, 39) ausgehend von Signalen angelegt werden, die vom externen Gehäuse 1 mithilfe des Übertragungsmoduls (33) empfangen werden, und zwar über die Antenne, die in dem implantierten Gehäuse liegt.

11. Hörhilfegerät nach Anspruch 10,
dadurch gekennzeichnet, dass eine der aktiven Stimulationselektroden (38, 39) vorgesehen ist, um an dem runden Fenster des Mittelohrs des Patienten angeordnet zu werden.
12. Hörhilfegerät nach einem der Ansprüche 8 bis 11,
dadurch gekennzeichnet, dass die Sammelelektroden (35, 36) und die Stimulationselektroden (38, 39) teilweise gemeinschaftlich vorliegen.
13. Hörhilfegerät nach einem der Ansprüche 8 bis 12,
dadurch gekennzeichnet, dass das externe Gehäuse (1) ferner ein Signal-Übertragungsmodul umfasst, das mit wenigstens einer Antenne und dem Elektronikmodul (11) verbunden ist.
14. Hörhilfegerät nach einem der Ansprüche 9 bis 13,
dadurch gekennzeichnet, dass das implantierte Gehäuse (2) ferner mit wenigstens einem elektromagnetischen Schwingungswandler verbunden ist, der in einer Knochen- oder Knorpelzone in der Nähe des Innenohrs des Patienten positioniert werden kann, wobei das implantierte Gehäuse (2) wenigstens ein Elektronik-Stimulationsmodul (37) enthält, das mit einer Antenne und dem Stimulationsmodul verbunden ist, wobei das Stimulationsmodul (37) vorgesehen ist, um elektrische Stimulationssignale zu erzeugen, die an den Schwingungserzeuger ausgehend von den Signalen angelegt werden, die vom externen Gehäuse 1 mithilfe des Übertragungsmoduls (33) über die in dem implantierten Gehäuse liegende Antenne empfangen werden.
15. Hörhilfegerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, in welchem der Hörer (3) einen elektroakustischen Wandler umfasst, der in den Hörkanal des Patienten eingesetzt werden kann.

Fig. 1

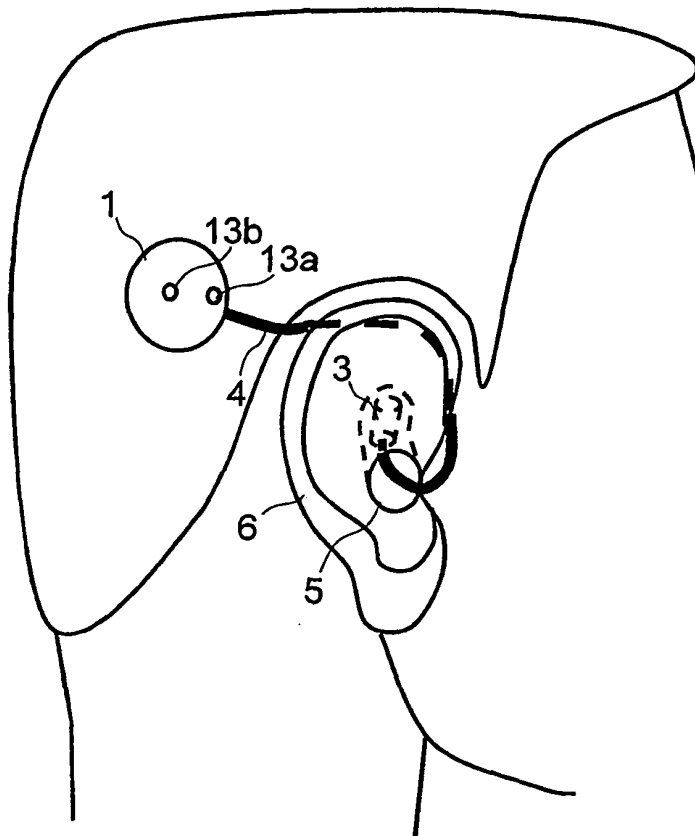


Fig. 2

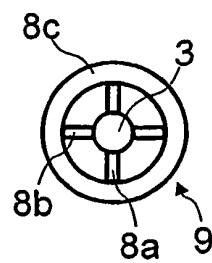
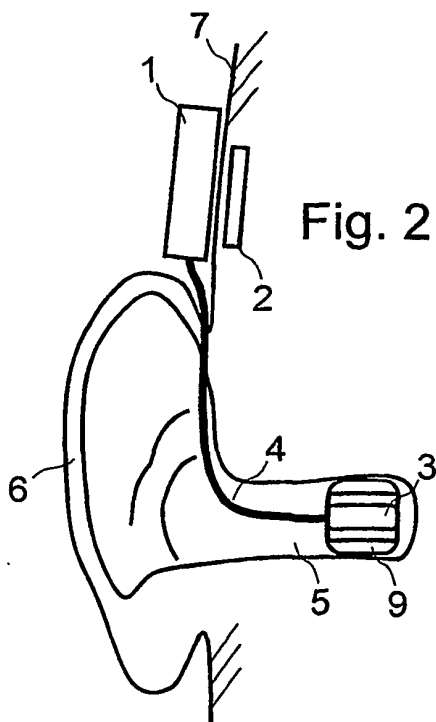


Fig. 2a

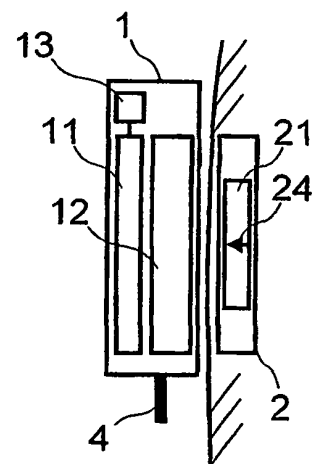


Fig. 3

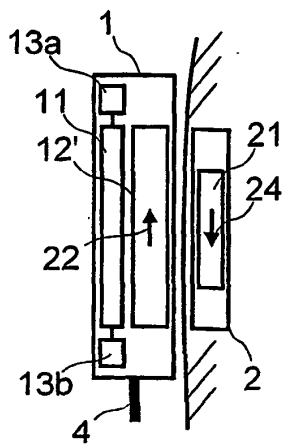


Fig. 4

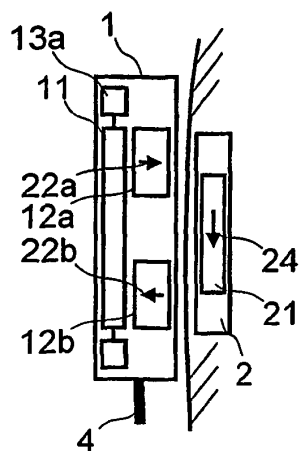


Fig. 5

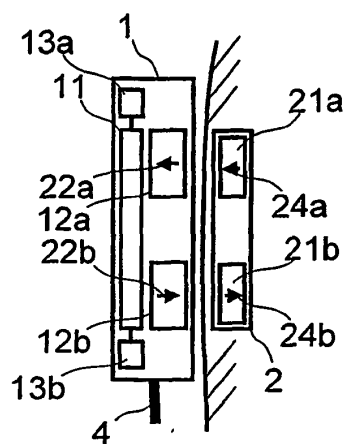


Fig. 6

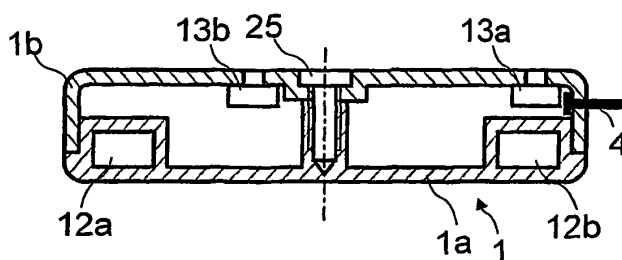


Fig. 7

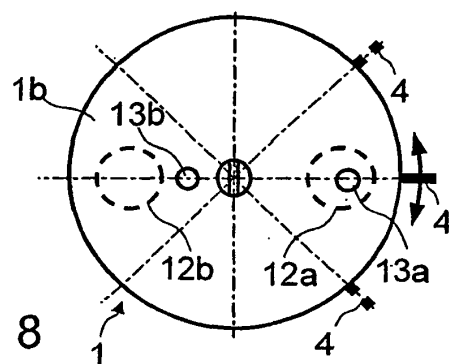


Fig. 8

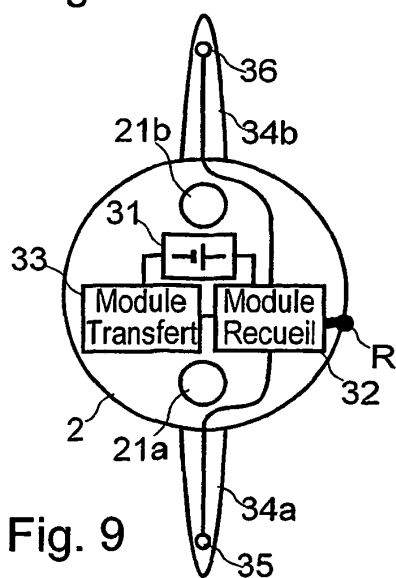


Fig. 9

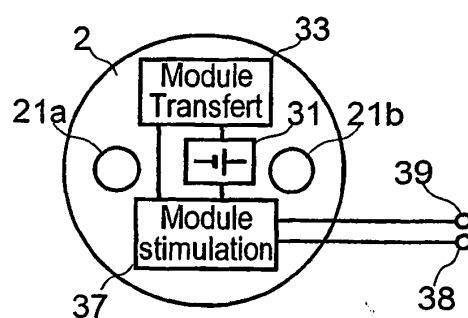


Fig. 10

RÉFÉRENCES CITÉES DANS LA DESCRIPTION

Cette liste de références citées par le demandeur vise uniquement à aider le lecteur et ne fait pas partie du document de brevet européen. Même si le plus grand soin a été accordé à sa conception, des erreurs ou des omissions ne peuvent être exclues et l'OEB décline toute responsabilité à cet égard.

Documents brevets cités dans la description

- EP 1011295 A [0003]