(19) OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 274 934**

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

(12) TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA T3

(86) Número de solicitud europea: **02018379 .4**
(86) Fecha de presentación : **14.08.2002**
(87) Número de publicación de la solicitud: **1289337**
(87) Fecha de publicación de la solicitud: **05.03.2003**

(54) Título: **Prótesis auditiva que puede llevarse en el oído o prótesis auditiva con un elemento de otoplastia que puede llevarse en el oído.**

(30) Prioridad: **27.08.2001 DE 101 41 800**

(45) Fecha de publicación de la mención BOPI:
01.06.2007

(45) Fecha de la publicación del folleto de la patente:
01.06.2007

(73) Titular/es: **Siemens Audiologische Technik GmbH**
Gebbertstrasse 125
91058 Erlangen, DE

(72) Inventor/es: **Niederdränk, Torsten**

(74) Agente: **Carvajal y Urquijo, Isabel**

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín europeo de patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre concesión de Patentes Europeas).

Venta de fascículos: Oficina Española de Patentes y Marcas. Pº de la Castellana, 75 – 28071 Madrid

DESCRIPCIÓN

Prótesis auditiva que puede llevarse en el oído o prótesis auditiva con un elemento de otoplastia que puede llevarse en el oído.

En muchos casos en la aplicación práctica de prótesis auditivas se cierra el conducto auditivo mediante una otoplastia o por una prótesis auditiva dispuesta en el conducto auditivo. Para aún así poder garantizar una cierta aireación del volumen del canal auditivo encerrado y poder tratar los efectos acústicos relacionados con un conducto auditivo cerrado, en la mayor parte de los casos se integra un pequeño canal de aireación, también denominado abertura de ventilación o de manera abreviada, "ventilación", en la otoplastia o la prótesis auditiva que se lleva en el oído.

Sin embargo el tamaño de este canal de aireación está limitado desde el punto de vista acústico, debido a que por un canal de aireación grande un gran porcentaje del sonido abandona el volumen restante del conducto auditivo y así puede llegar al micrófono de la prótesis auditiva. La consecuencia serían oscilaciones condicionadas por un retroacoplamiento (feedback, retroalimentación). Por tanto, en la mayor parte de los casos sólo puede introducirse un canal de aireación con una sección transversal relativamente pequeña.

Hasta ahora era función del audioprotesista el integrar una ventilación en una prótesis auditiva adaptada a la deficiencia auditiva y a otras condiciones individuales de un portador de una prótesis auditiva. A este respecto, sin embargo, se utilizaron sobre todo debido a su mayor estabilidad acústica aberturas de ventilación relativamente pequeñas, lo que conlleva una aireación insuficiente del volumen del conducto auditivo encerrado.

Por el documento DE 199 42 707 A1 se conoce una prótesis auditiva que puede llevarse en el oído o prótesis auditiva con un elemento de otoplastia que puede llevarse en el oído, en la que existe un canal de aireación. Adicionalmente en la prótesis auditiva conocida existen medios para obturar o cerrar el canal de aireación. El ajuste de estos medios se lleva a cabo en la prótesis auditiva que se lleva en el oído a través de elementos de mando correspondientes o a través de la unidad de procesamiento de señales de la prótesis auditiva o mediante la programación de la prótesis auditiva.

En el caso de las prótesis auditivas que pueden llevarse en el oído o prótesis auditivas con un elemento de otoplastia que pueden llevarse en el oído es desventajosa la aireación insuficiente del conducto auditivo con las aberturas de ventilación habitualmente pequeñas. Por ello con frecuencia resulta incómodo llevarlas o incluso se producen infecciones en el conducto auditivo.

Por tanto es un objetivo de la invención mejorar la aireación del conducto auditivo con una prótesis auditiva que puede llevarse en el oído o una prótesis auditiva con un elemento de otoplastia que puede llevarse en el oído.

Este objetivo se resuelve con una prótesis auditiva que puede llevarse en el oído o una prótesis auditiva con un elemento de otoplastia que puede llevarse en el oído, que comprende al menos un transductor de entrada para recibir una señal de entrada acústica o electromagnética y su conversión en una señal eléctrica, una unidad de procesamiento de señales para el procesamiento y la amplificación de la señal eléctrica y un auricular para la conversión de la señal eléctrica en una señal acústica, a través de al menos un primer canal de aireación y al menos un segundo canal de aireación para la aireación del volumen del conducto auditivo encerrado por la prótesis auditiva o el elemento de otoplastia, estando asociados a los canales de aireación en cada caso medios para favorecer un sentido de flujo a través del canal de aireación, para favorecer la salida de aire del volumen del conducto auditivo encerrado con el primer canal de aireación y para favorecer la entrada de aire en el volumen del conducto auditivo encerrado con el segundo canal de aireación.

El objetivo se resuelve además mediante un procedimiento para hacer funcionar una prótesis auditiva que puede llevarse en el oído o una prótesis auditiva con un elemento de otoplastia que puede llevarse en el oído, en el que se genera una señal de activación con una frecuencia de la señal que se encuentra en un intervalo de frecuencias inaudible y que se superpone a la señal eléctrica y se emite a través del auricular al conducto auditivo para una aireación activa del conducto auditivo.

En el caso de la prótesis auditiva según la invención, se trata por ejemplo de una prótesis auditiva que puede llevarse en el oído (IdO, "in dem Ohr", en el oído), una prótesis auditiva que puede llevarse detrás del oído (HdO, "hinter dem Ohr", detrás del oído) o que puede llevarse en el cuerpo, conectada a un elemento de otoplastia que puede llevarse en el oído, un aparato de comunicación que puede llevarse en el oído, un elemento de un sistema de comunicación que puede llevarse en el oído, por ejemplo un auricular que puede llevarse en el oído para su conexión con un teléfono móvil, etc. En todos estos aparatos se dispone en el conducto auditivo un elemento que cierra el conducto auditivo. Con ello se impide en gran medida la aireación natural del conducto auditivo.

La prótesis auditiva según la invención comprende un transductor de entrada, por ejemplo un micrófono, una bobina telefónica o una antena, que capta una señal de entrada y la convierte en una señal eléctrica. La señal eléctrica se procesa adicionalmente en una unidad de procesamiento de señales y por norma general se amplifica con la amplificación en función de la frecuencia. Un auricular convierte la señal eléctrica procesada de este modo en una señal acústica, que se emite al conducto auditivo de un usuario.

En el caso de una prótesis auditiva que se lleva en el oído, el auricular está dispuesto en la prótesis auditiva y con ello en el conducto auditivo. A diferencia de una prótesis auditiva con un elemento de otoplastia. En este caso, el auricular puede estar dispuesto en el elemento de otoplastia, pero también fuera del conducto auditivo, por ejemplo dentro de una prótesis auditiva que puede llevarse detrás del oído, produciéndose entonces la conducción del sonido desde el auricular al conducto auditivo a través de un conducto flexible de sonido conectado al elemento de otoplastia.

A través de los al menos dos canales de aireación junto con las resistencias aerodinámicas dispuestas en los canales de aireación, que en al menos un canal de aireación favorecen un flujo desde el volumen del conducto auditivo encerrado hacia fuera y en al menos otro canal de aireación favorecen un flujo hacia el interior del volumen del conducto auditivo encerra-

do, se obtiene en total un flujo a través del volumen del conducto auditivo encerrado, de modo que en éste se produce un intercambio de aire. Esto mejora la comodidad al llevar la prótesis auditiva y contribuye a evitar enfermedades originadas por una mala aireación del conducto auditivo.

El flujo se activa por ejemplo mediante movimientos y modificaciones del volumen asociadas a los mismos del conducto auditivo, tal como se producen al hablar o masticar.

Según una variante preferida de la invención, a través del auricular se emite además de la señal útil otra señal, la señal de activación, que se encuentra en un intervalo de frecuencias inaudible y por tanto, es imperceptible para el usuario. Por ello en combinación con las resistencias aerodinámicas en los canales de aireación con el auricular se genera una bomba de membrana, que se encarga de un flujo de aire por el volumen del conducto auditivo encerrado y con ello provoca una aireación activa del volumen del conducto auditivo encerrado.

Como medio para la generación de la señal de activación puede existir un generador de señales, por ejemplo un generador de ondas sinusoidales. En este caso el efecto de ventilación provocado por el auricular se mejora al incrementarse la amplitud de la señal de activación, por lo que se prefiere una amplitud lo más grande posible. De este modo se genera un movimiento de la membrana del auricular preferiblemente de baja frecuencia, no provocado por la señal útil, que se encarga de una entrada y salida uniforme de aire en el auricular. Sin embargo, durante el funcionamiento de la prótesis auditiva ha de tenerse en cuenta que, debido a la superposición de la señal útil a la señal de activación, la membrana del auricular no alcanza su modulación completa, con lo que se generarían artefactos audibles.

Para conseguir un sentido de paso preferido de los canales de aireación, se considera una estructuración especial de los canales de aireación. Por ejemplo un canal de aireación puede estrecharse en un sentido de paso de manera lenta y continua y bruscamente volver a ampliarse hasta su perímetro original. En el segundo canal de aireación, dispuesto preferiblemente en paralelo, se lleva a cabo la misma medida, aunque en este caso el estrechamiento lento y continuo se produce en el sentido opuesto. Por ejemplo en el caso de una presión aumentada con respecto a la presión exterior en el volumen del conducto auditivo encerrado, el canal de sonido que se estrecha hacia fuera de manera lenta y continua, ofrece entonces una resistencia aerodinámica menor que el canal de aireación con un estrechamiento brusco orientado al volumen encerrado. Por tanto en el medio el primer canal de aireación produce un flujo de aire hacia fuera y el segundo canal de aireación, un flujo de aire hacia dentro. En total se obtiene de este modo un flujo de aire a través del volumen del conducto auditivo encerrado y con ello un intercambio de aire. A este respecto el modo de funcionamiento se equipara a una bomba de membrana.

Para el funcionamiento de una prótesis auditiva según la invención no se requiere por norma general ningún auricular especial. En el caso de los auriculares utilizados habitualmente no se prevé por ejemplo para el estado de funcionamiento dinámico una compensación de presión entre los dos volúmenes de aire separados por la membrana. Los microorificios dispuestos de manera eventual lateralmente junto a la membrana para una compensación de presión estática no tienen ningún efecto sobre el funcionamiento dinámico.

Para favorecer el flujo en un sentido a través de un canal de aireación, pueden disponerse también según una variante de la invención válvulas o aletas en una entrada del canal de aireación o dentro del canal de aireación. Si bien las válvulas o aletas requieren un esfuerzo mecánico superior para su fabricación, en cambio garantizan sin embargo que el flujo por el canal de aireación se produce casi exclusivamente en un sentido.

Las válvulas o aletas que pueden funcionar de manera automática son más complejas desde un punto de vista mecánico pero son sin embargo más eficaces. Estas válvulas o aletas están asociadas a microaccionamientos eléctricos o magnéticos, que preferiblemente se activan directamente con la señal de activación para el auricular. Con ello las válvulas o aletas se abren o cierran en sincronización con la señal de activación, estando abiertas las válvulas o aletas en uno de los canales de aireación, mientras se cierran las válvulas o aletas en el otro canal de aireación.

Preferiblemente los microaccionamientos, aunque también las válvulas o aletas, se fabrican al menos parcialmente con técnicas de microestructura. Los procedimientos de este tipo permiten una fabricación económica de microaccionadores más pequeños casi a voluntad en grandes cantidades de piezas.

La señal de activación para la activación del auricular en una prótesis auditiva según la invención se genera preferiblemente mediante un generador de señales. Éste puede ser por ejemplo un generador de ondas sinusoidales. Sin embargo también se consideran otras señales de activación, por ejemplo señales rectangulares. Para poder adaptar la aireación a las demandas individuales de un usuario, de manera ventajosa pueden ajustarse la amplitud y/o frecuencia de la señal de activación. El ajuste puede realizarse por ejemplo mediante la programación de la prótesis auditiva. Esto permite el ajuste del volumen de aire que puede intercambiarse aproximadamente por unidad de tiempo.

Una forma de realización especialmente ventajosa de la invención prevé que el ajuste de la señal de activación se realice en función de valores característicos de la señal de entrada o de la señal eléctrica. Para conseguir un buen efecto de ventilación, la señal de activación tiene de manera ventajosa una amplitud relativamente elevada. Se superpone a la señal útil y se emite a través del auricular. Con ello existe el riesgo, sobre todo en el caso de una señal útil con una amplitud relativamente elevada, de una sobremodulación del auricular, con lo que se generarían artefactos audibles. Mediante la detección del nivel de señal de la señal de entrada o de la amplitud de la señal eléctrica esto puede evitarse porque, en el caso de una señal eléctrica con una amplitud elevada se reduce la amplitud de la señal de activación. Eventualmente con una señal eléctrica con una amplitud especialmente elevada la señal de activación puede interrumpirse también completamente. Además, en un entorno acústico muy tranquilo pueden reducirse la frecuencia y/o amplitud de la señal de activación, para reducir o evitar ruidos de flujo provocados eventualmente por la aireación activa.

También es posible ajustar la señal de activación en función del programa auditivo determinado. Por

ejemplo en el caso de un programa auditivo para un entorno tranquilo se corta la actividad de aireación.

En una forma de realización especialmente cómoda de la invención se prevé un sensor para detectar al menos un valor característico del volumen de conducto auditivo encerrado por la prótesis auditiva que puede llevarse en el oído o el elemento de otoplastia que puede llevarse en el oído. Por medio de este sensor puede medirse por ejemplo la magnitud del volumen del conducto auditivo encerrado o la humedad del aire relativa en el volumen del conducto auditivo encerrado. En consecuencia se adapta la actividad de aireación a los valores característicos medidos de este modo. Así, por ejemplo, con una humedad del aire relativa elevada en el conducto auditivo puede aumentarse la actividad de aireación mediante un aumento de la frecuencia de la señal de activación.

A continuación se describirá la invención con más detalle mediante ejemplos de realización. Muestran:

la figura 1, una prótesis auditiva que puede llevarse en el oído con un canal de aireación según el estado de la técnica,

la figura 2, una prótesis auditiva que puede llevarse en el oído con dos canales de aireación,

la figura 3, el diagrama de bloques de la prótesis auditiva según la figura 2,

la figura 4, aletas, colocadas en dos canales de aireación dispuestos en paralelo, y

la figura 5, esquemáticamente una disposición construida a partir de un soporte con múltiples pasos y elementos giratorios para abrir y cerrar un canal de aireación.

La figura 1 muestra en una representación esquemática una prótesis 1 auditiva que puede llevarse en el oído según el estado de la técnica. A través de un micrófono 2 se capta una señal acústica y se convierte en una señal eléctrica. La señal eléctrica se alimenta a una unidad 3 de procesamiento de señales. En la unidad 3 de procesamiento de señales se procesa la señal eléctrica y se amplifica en función de la frecuencia de la señal. La señal eléctrica procesada vuelve a convertirse a través de un auricular 4 en una señal acústica y se emite al conducto auditivo de un portador de la prótesis auditiva. Los componentes electrónicos de la prótesis 1 auditiva están conectados a una pila 8 para la alimentación de potencia. Para la aireación del volumen del conducto auditivo encerrado por la prótesis 1 auditiva que puede llevarse en el oído, un canal 5 de aireación atraviesa la prótesis 1 auditiva. El canal de aireación representa una derivación para el trayecto de la señal electroacústica a través de la prótesis 1 auditiva. En determinadas situaciones acústicas, por ejemplo en el caso de una amplificación acústica reducida de la prótesis 1 auditiva debido a un entorno acústico ruidoso, esta derivación domina en relación al trayecto de la señal a través de la prótesis 1 auditiva. Esto puede llevar a que determinadas funciones de la prótesis 1 auditiva, como por ejemplo una directividad deseada o una disminución de los ruidos de interferencia, ya sólo puedan realizarse de manera limitada. Además a través del canal 5 de aireación pueden producirse también retroacoplamientos entre el auricular 4 y el micrófono 2. Para evitar estas desventajas por norma general el canal 5 de aireación se configura sólo con una sección transversal relativamente pequeña. Sin embargo, con ello se produce la desventaja de que por el canal de aireación sólo puede conseguirse un efecto de aireación reducido en el volumen del conducto auditivo encerrado.

La figura 2 muestra, en una representación muy simplificada y esquemática, una prótesis 11 auditiva que se lleva en el oído según la invención, estando representados fundamentalmente sólo los componentes relevantes para la invención. La prótesis 11 auditiva se inserta con profundidad en el conducto 12 auditivo del portador de una prótesis auditiva, encerrando entre la prótesis 11 auditiva y la membrana 13 del tímpano un volumen 14 del conducto auditivo. A través de la prótesis 11 auditiva se impide la circulación de aire natural en el conducto 12 auditivo, que se produce de manera natural por el calentamiento del aire a causa del calor corporal. Para conseguir aún así una aireación del volumen 14 del conducto auditivo encerrado, se prevén en la prótesis 11 auditiva dos canales 15 y 16 de aireación. A este respecto, las aberturas de los canales 15 y 16 de aireación orientadas al lado interior del conducto 12 auditivo se sitúan lo más separadas posible, para conseguir la mejor aireación posible de todo el volumen 14 del conducto auditivo encerrado. Además, los canales 15 y 16 de aireación están estructurados en la zona de estas aberturas. En el ejemplo de realización, los canales de aireación se estrechan de manera continua, para a continuación volver a abrirse de manera brusca hasta su anchura original. Mediante esta estructuración se crea una resistencia aerodinámica que depende del sentido de flujo de aire a través del canal de aireación. En el sentido del estrechamiento lento y continuamente progresivo, el aire sufre una resistencia aerodinámica inferior que en el sentido contrario. Las modificaciones de volumen del volumen 14 del conducto auditivo encerrado, que se producen por ejemplo al morder o hablar, generan así junto con las diferentes resistencias aerodinámicas un efecto de bombeo, que provoca un flujo a través del volumen 14 del conducto auditivo encerrado.

En la figura 3 se representa un diagrama de bloques simplificado de la prótesis auditiva según la figura 2. Tal como es habitual en las prótesis auditivas, la prótesis 11 auditiva también comprende un micrófono 2' para captar una señal de entrada acústica y convertirla en una señal eléctrica, una unidad 3' de procesamiento de señales para el procesamiento y la amplificación de la señal de entrada en función de la frecuencia, un auricular 18 para la conversión de la señal eléctrica procesada en una señal de salida acústica así como una pila 8' para la alimentación de potencia de la prótesis 11 auditiva. Según una variante preferida de la invención, la prótesis 11 auditiva comprende además un generador 17 de señales. Éste genera una señal preferiblemente sinusoidal con una frecuencia que se encuentra en el intervalo de frecuencias inaudible. Por ejemplo ésta es una señal con una frecuencia de señal de 10 Hz y con una amplitud a ser posible elevada. Esta señal se superpone a la propia señal útil que emite el auricular 18. En este caso, el generador 17 de señales está configurado de tal manera que incluso mediante la superposición de la señal útil a la señal de activación no se produce una sobremodulación del auricular 18. Debido a la señal de activación, una membrana de auricular dispuesta en el auricular 18 realiza un movimiento de bombeo uniforme. De este modo se genera en el volumen del conducto auditivo encerrado una sobrepresión o una depresión con respecto al aire exterior que varía con la frecuencia de la señal de activación. Tal como puede deducirse además de la figura 2, los elementos 19 y 20 estructurales

se orientan de manera opuesta en los canales 15 y 16 de aireación paralelos, es decir, el elemento 19 estructural en el canal 15 de aireación se estrecha progresivamente en el sentido del lado exterior del conducto 12 auditivo y el elemento 20 estructural en el canal 16 de aireación se estrecha progresivamente en el sentido del lado interior del conducto 12 auditivo. Por tanto, en el caso de una sobrepresión en el volumen 14 del conducto auditivo, fluye en el medio más aire por el canal 15 de aireación desde el interior hacia el exterior que por el canal 16 de aireación. Por el contrario, en el caso de una depresión en el volumen 14 del conducto auditivo encerrado, fluye en el medio más aire por el canal 16 de aireación al volumen 14 del conducto auditivo encerrado que por el canal 15 de aireación. Con ello se obtiene en total debido al movimiento de bombeo de la membrana del auricular del auricular 18 un flujo de aire uniforme por el volumen 14 del conducto auditivo encerrado, indicado mediante la flecha 12.

De manera ventajosa, la prótesis 11 auditiva comprende según la figura 3 adicionalmente un sensor 10 orientado en el volumen del conducto auditivo encerrado. Por medio del sensor 10 puede detectarse la humedad del aire relativa en el volumen del conducto auditivo encerrado y suministrarse al generador 17 de señales. La frecuencia y amplitud de la señal de activación emitida por el generador 17 de señales se determinan entonces también en función de esta señal del sensor, de manera que con una humedad del aire relativa en aumento se aumenta la frecuencia y/o amplitud de la señal de activación.

Con ello la invención contribuye a no impedir la circulación natural del aire por el conducto 12 auditivo también en el caso de una prótesis 11 auditiva que se lleve en el oído. Esto aumenta la comodidad al llevarla y ayuda a evitar infecciones a causa de una mala aireación.

La disposición y configuración representada en la figura 2 de los canales 15 y 16 de aireación así como de los elementos 19 y 20 estructurales deben entenderse únicamente a modo de ejemplo. Sin salirse del alcance de la protección de la invención, pueden considerarse a este respecto una pluralidad de posibilidades de variantes. La figura 4 constituye un ejemplo de realización adicional en este sentido. En esta forma de realización, una prótesis 22 auditiva representada sólo parcialmente, dispuesta en el conducto 12 auditivo, también encierra un volumen 14 del conducto auditivo. Sin embargo, a diferencia de la figura 2, en este caso se encuentran, en las aberturas orientadas hacia el interior del conducto auditivo de dos canales 23 y 24 de aireación, unas aletas 25 y 26 representadas en el dibujo sólo esquemáticamente, que se abren en el caso de una caída de presión en un sentido y se cierran en el caso de una caída de presión en el sentido contrario. Mediante una orientación contraria de las aletas 25 y 26 en los canales 23 y 24 de aireación, en el caso de una caída de presión en el conducto12 auditivo desde el interior hacia el exterior, la disposición 25 de aletas está abierta, mientras que la disposición 26 de aletas está cerrada. De este modo, tal como indican las flechas 27, en este estado de funcionamiento puede salir aire por el canal 23 de aireación, mientras que por el canal 24 de aireación no se produce ningún intercambio de aire. En consecuencia, mediante el movimiento adicional de la membrana del auricular del auricular 28 debido a la señal de activación, se genera una depresión en el volumen 14 del conducto auditivo encerrado, de modo que se abre la disposición 26 de aletas y por el canal 24 de aireación entra aire en el volumen del conducto auditivo encerrado. Por el contrario, en este estado de funcionamiento la disposición 25 de aletas está cerrada. Con ello se obtiene en total mediante el movimiento de bombeo de la membrana del auricular 28 la circulación de aire indicada por la flecha 29.

A diferencia de la estructuración de los canales de aireación según la figura 2, la disposición de aletas mostrada en la figura 4 requiere un esfuerzo de fabricación superior. Sin embargo ésta garantiza en cambio un flujo de aire a través de los canales 23 y 24 de aireación en casi sólo un sentido respectivamente. Esto mejora la circulación de aire.

La disposición de válvulas mostrada en la figura 5 es más compleja desde un punto de vista mecánico, aunque sin embargo tiene un efecto de apertura y cierre prácticamente perfecto. Se representa un soporte 32 provisto de pasos 31, introducido en un canal 30 de aireación, en el que una pluralidad de válvulas 33 dispuestas en paralelo provoca la apertura o cierre del canal 30 de aireación. En este caso los elementos 34 giratorios colocados en el soporte 32 sirven preferiblemente para la apertura o cierre completo de un paso 31 asociado en cada caso a un elemento giratorio. El soporte 32 se compone preferiblemente de un material semiconductor, en el que se disponen los elementos 34 giratorios. El accionamiento de los elementos 34 giratorios se produce debido a fuerzas electromagnéticas, pudiendo acoplarse el control de las válvulas directamente a la señal de activación para el control de la membrana del auricular.

Según la invención, la disposición de válvulas mostrada en la figura 5 también se aplica preferiblemente por parejas en varios canales de aireación, controlándose las válvulas de tal manera que las válvulas se cierran en un canal de aireación, mientras que están abiertas en el otro canal de aireación. El modo de funcionamiento corresponde entonces al mostrado en la figura 4, sólo que con un efecto de apertura y cierre de nuevo mejorado con respecto a la disposición de aletas mostrada en la misma.

REIVINDICACIONES

1. Prótesis (11, 12) auditiva que puede llevarse en el oído o prótesis auditiva con un elemento de otoplastia que puede llevarse en el oído, que comprende al menos un transductor (2') de entrada para la recepción de una señal de entrada acústica o electromagnética y su conversión en una señal eléctrica, una unidad (3') de procesamiento de señales para el procesamiento y la amplificación de la señal eléctrica, un auricular (18, 28) para la conversión de la señal eléctrica en una señal acústica y al menos un primer canal (15, 23) de aireación **caracterizada** por al menos un segundo canal (16, 24) de aireación para la aireación del volumen (14) del conducto auditivo encerrado por la prótesis (11, 22) auditiva o el elemento de otoplastia, estando asociados a los canales (15, 16, 23, 24) de aireación en cada caso medios para favorecer un sentido de flujo a través del canal (15, 16, 23, 24) de aireación, para favorecer la salida de aire del volumen (14) del conducto auditivo encerrado con el primer canal (15, 23) de aireación y para favorecer la entrada de aire en el volumen del conducto auditivo encerrado con el segundo canal (16, 24) de aireación.

2. Prótesis (11, 22) auditiva que puede llevarse en el oído o prótesis auditiva con un elemento de otoplastia que puede llevarse en el oído según la reivindicación 1, **caracterizada** por medios para generar una señal de activación con una frecuencia de la señal que se encuentra en un intervalo de frecuencias inaudible, superponiéndose la señal de activación a la señal eléctrica y emitiéndose a través del auricular (18, 28) para la aireación activa del volumen (14) del conducto auditivo encerrado por el auricular (18, 28) o el elemento de otoplastia.

3. Prótesis (11, 22) auditiva que puede llevarse en el oído o prótesis auditiva con un elemento de otoplastia que puede llevarse en el oído según la reivindicación 1 ó 2, **caracterizada** por una estructuración de los canales (15, 16) de aireación para favorecer el flujo en un sentido respectivamente a través del canal (15, 16) de aireación.

4. Prótesis (11, 22) auditiva que puede llevarse en el oído o prótesis auditiva con un elemento de otoplastia que puede llevarse en el oído según la reivindicación 1 ó 2, **caracterizada** porque a los canales (23, 24) de aireación se asocian aletas (25, 26) o válvulas, que se abren automáticamente en caso de una caída de presión en un sentido y se cierran en caso de una caída de presión en el sentido contrario.

5. Prótesis (11, 22) auditiva que puede llevarse en el oído o prótesis auditiva con otoplastia que puede llevarse en el oído según la reivindicación 1 ó 2, **caracterizada** por medios para una apertura y cierre activo, automático de los canales (23, 24, 30) de aireación.

6. Prótesis (11, 22) auditiva que puede llevarse en el oído o prótesis auditiva con un elemento de otoplastia que puede llevarse en el oído según la reivindicación 5, **caracterizada** por válvulas (33) o aletas, asociadas a microaccionamientos eléctricos y/o magnéticos, para una apertura y cierre activo de los canales (30) de aireación.

7. Prótesis (11, 22) auditiva que puede llevarse en el oído o prótesis auditiva con un elemento de otoplastia que puede llevarse en el oído según la reivindicación 5 ó 6, **caracterizada** porque los medios para una apertura y cierre activo, automático de los canales (30) de aireación se fabrican al menos parcialmente con técnicas de microestructura.

8. Prótesis (11, 22) auditiva que puede llevarse en el oído o prótesis auditiva con un elemento de otoplastia que puede llevarse en el oído según una de las reivindicaciones 2 a 7, **caracterizada** porque puede ajustarse la amplitud y/o la frecuencia de la señal de activación.

9. Prótesis (11, 22) auditiva que puede llevarse en el oído o prótesis auditiva con un elemento de otoplastia que puede llevarse en el oído según la reivindicación 8, **caracterizada** por medios para detectar valores característicos de la señal de entrada y medios para ajustar la señal de activación en función de los valores característicos.

10. Prótesis (11, 22) auditiva que puede llevarse en el oído o prótesis auditiva con un elemento de otoplastia que puede llevarse en el oído según una de las reivindicaciones 2 a 9, **caracterizada** por un sensor para detectar un valor característico del volumen (14) del conducto auditivo encerrado por la prótesis (11, 22) auditiva que puede llevarse en el oído o la prótesis auditiva con un elemento de otoplastia que puede llevarse en el oído y medios para ajustar la señal de activación en función del valor característico.

11. Prótesis (11, 22) auditiva que puede llevarse en el oído o prótesis auditiva con un elemento de otoplastia que puede llevarse en el oído según la reivindicación 10, **caracterizada** por un sensor para detectar la magnitud del volumen (14) del conducto auditivo encerrado y/o un sensor (10) para detectar la humedad del aire en el volumen (14) del conducto auditivo encerrado.

12. Procedimiento para hacer funcionar una prótesis (11, 22) auditiva que puede llevarse en el oído o una prótesis auditiva con un elemento de otoplastia que puede llevarse en el oído según una de las reivindicaciones 1 a 11, **caracterizado** porque se genera una señal de activación con una frecuencia de la señal que se encuentra en un intervalo de frecuencias inaudible y se superpone a la señal eléctrica y se emite a través del auricular (18, 28) al conducto (12) auditivo para una aireación activa del conducto (12) auditivo.

13. Procedimiento según la reivindicación 12, **caracterizado** porque se detectan los valores característicos de la señal eléctrica y se ajustan la frecuencia y/o amplitud de la señal de activación en función de los valores característicos.

14. Procedimiento según la reivindicación 13, **caracterizado** porque el ajuste de la señal de activación se lleva a cabo en función de la amplitud de la señal eléctrica.

15. Procedimiento según la reivindicación 13 ó 14, **caracterizado** porque existe un valor umbral y se ajusta la señal de activación de tal manera que la amplitud de la señal resultante de la suma de la señal eléctrica y de la señal de activación no supera el valor umbral.

16. Procedimiento según la reivindicación 15, **caracterizado** porque se ajusta el valor umbral mediante la programación de la prótesis (11, 12) auditiva.

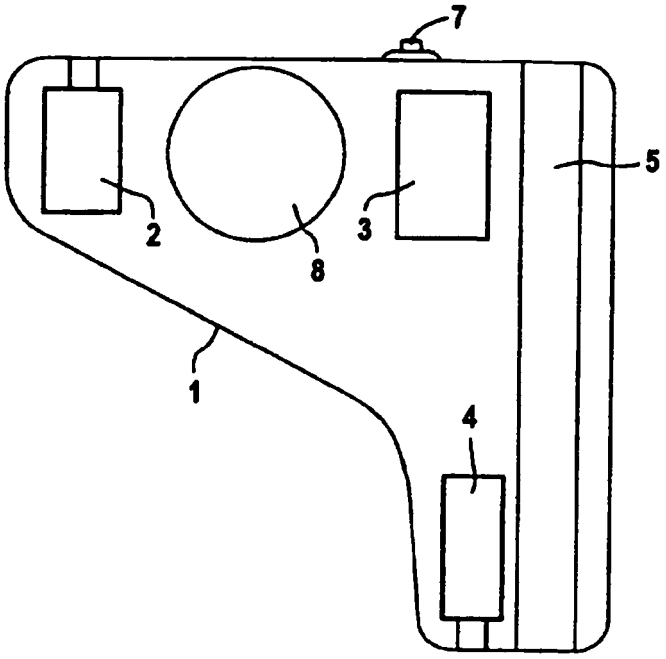


FIG 1
(Estado de la técnica)

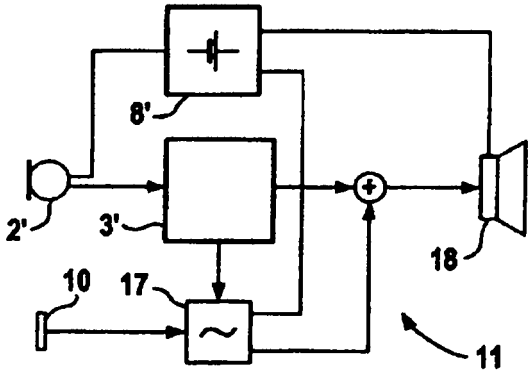


FIG 3

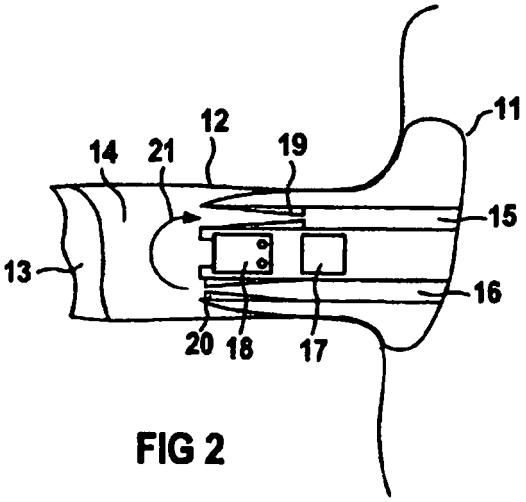


FIG 2

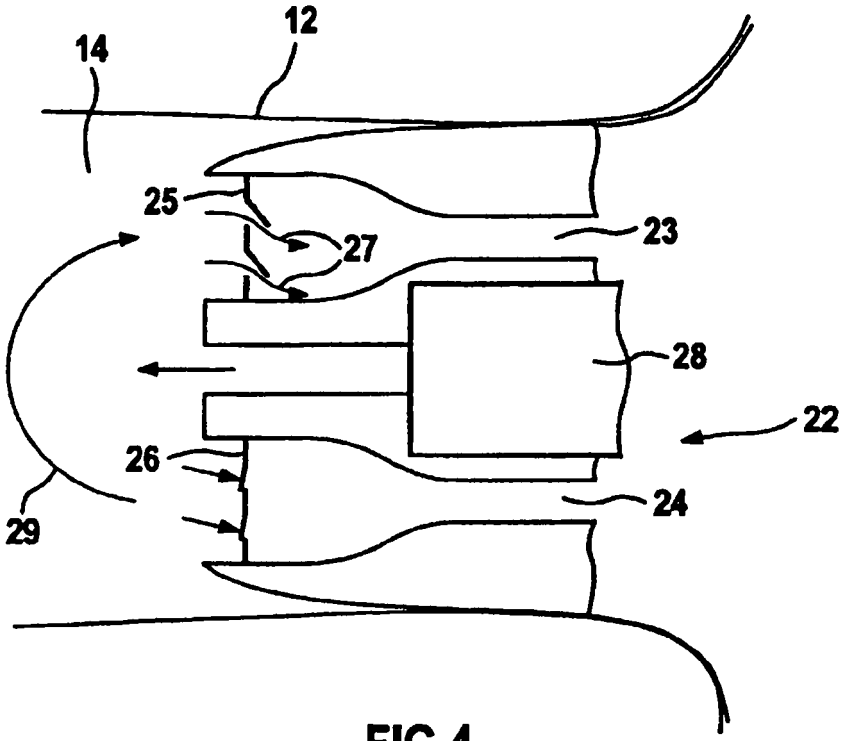


FIG 4

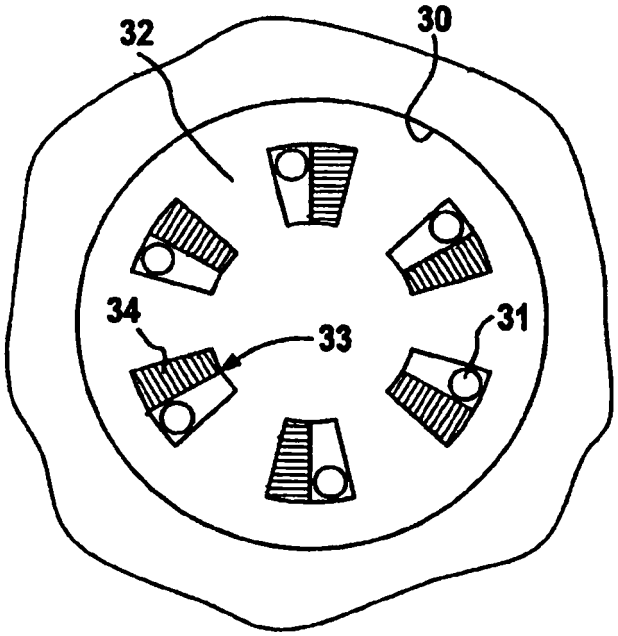


FIG 5