



19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 361 671**

51 Int. Cl.:  
**H04R 25/00** (2006.01)  
**A61N 1/36** (2006.01)  
**A61F 11/04** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **04811625 .5**  
96 Fecha de presentación : **18.11.2004**  
97 Número de publicación de la solicitud: **1702496**  
97 Fecha de publicación de la solicitud: **20.09.2006**

54 Título: **Procedimientos y sistemas para la adaptación de un implante coclear a un paciente.**

30 Prioridad: **21.11.2003 US 523928 P**  
**16.11.2004 US 989521**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**21.06.2011**

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**21.06.2011**

73 Titular/es: **Advanced Bionics, L.L.C.**  
**28515 Westinghouse Place**  
**Valencia, California 91355, US**

72 Inventor/es: **Litvak, Leonid, M. y**  
**Mishra, Lakshmi, N.**

74 Agente: **Curell Aguilá, Marcelino**

ES 2 361 671 T3

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).

## DESCRIPCIÓN

Procedimientos y sistemas para la adaptación de un implante coclear a un paciente.

### 5 Antecedentes

La pérdida de audición, que puede deberse a diferentes causas, generalmente es de dos tipos: conductiva y neurosensorial. El primer tipo, la pérdida de audición conductiva, se produce cuando algún factor, por ejemplo daños en los huesecillos del oído, impide que las vías mecánicas normales de transmisión del sonido alcancen las células pilosas en la cóclea del oído interno. A menudo se puede remediar la pérdida de audición conductiva mediante la utilización de audífonos convencionales que amplifican el sonido, permitiendo así que la información acústica alcance la cóclea y las células pilosas. Algunos tipos de pérdida de audición conductiva también pueden ser aliviados mediante procedimientos quirúrgicos.

La pérdida de audición neurosensorial, por otro lado, se debe a la ausencia o destrucción de las células pilosas en la cóclea que son necesarias para convertir las señales acústicas en pulsos del nervio auditivo. Por consiguiente, las personas aquejadas de pérdida de audición neurosensorial no pueden beneficiarse de los sistemas de audífonos convencionales.

Para superar la sordera neurosensorial se han desarrollado numerosos sistemas de implantación coclear – o prótesis coclear – con el objetivo de evitar las células pilosas en la cóclea y transmitir estímulos eléctricos directamente a las fibras del nervio auditivo, haciendo así que el cerebro perciba los sonidos y logrando la recuperación, por lo menos parcial, de la función auditiva. Con el fin de facilitar el estímulo directo de las fibras del nervio auditivo, se puede implantar en la cóclea un conjunto de electrodos sensibles a una fuente externa apropiada de estímulos eléctricos y que transmiten dichos estímulos a las fibras del nervio auditivo.

El documento US-A-6.068.652 enseña un procedimiento y unos medios para calcular la asignación de frecuencias de electrodos de un implante coclear dentro de la cóclea. Se incluyen los siguientes etapas: el establecimiento de dos valores de adaptación haciendo referencia a un conjunto de electrodos implantados dentro de una cóclea; la correspondencia de un modelo de espiral coclear a dicho conjunto de electrodos, de acuerdo con los valores de adaptación; la determinación de la posición de cada electrodo de dicho conjunto de electrodos con respecto a la cóclea desde la espiral coclear de plantilla y las dimensiones conocidas del tipo de conjunto implantado; el cálculo de una frecuencia característica para cada electrodo desde la posición de cada electrodo en relación con la cóclea, de acuerdo con un modelo matemático de la frecuencia característica de una cóclea para cada uno de los electrodos; el establecimiento del mapa de la relación entre el rango de frecuencias y los electrodos de la prótesis del implante coclear basándose en las frecuencias características calculadas. Sin embargo, se determinan los valores de adaptación haciendo referencia a una imagen médica de diagnóstico de rayos X en la que son visibles el conjunto de electrodos implantados y las estructuras anatómicas del oído interno.

No obstante, la adaptación del implante coclear convectivo (véase, por ejemplo, el documento US 5.626.629) no incluye el establecimiento de una línea de adaptación de implante, sino que sólo determina los umbrales de audición e incomodidad para cada electrodo.

### Sumario

Un procedimiento ejemplificativo para la adaptación de un sistema de implante coclear en un paciente incluye el establecimiento de una línea de adaptación de implante que presenta una inclinación y una posición. La línea de adaptación del implante representa una relación entre un número de puntos de estimulación dentro de la cóclea del paciente y un número de audiofrecuencias correspondientes. Es decir, la línea de adaptación del implante define las ubicaciones a lo largo de la cóclea que, cuando son estimuladas, son percibidas por el paciente como tonos o frecuencias específicos. Asimismo, el procedimiento incluye la presentación de una primera señal de audio que presenta un número de audiofrecuencias al paciente y la aplicación de una corriente de estímulo a uno o más puntos de estimulación que corresponden con el número de audiofrecuencias de la primera señal de audio. El procedimiento también incluye el ajuste de la inclinación de la línea de adaptación, basándose en la respuesta del paciente a la corriente de estímulo.

Un sistema ejemplificativo para la adaptación de un implante coclear en un paciente incluye un estimulador coclear implantable que presenta un número de canales de estímulo configurados para aplicar una corriente de estímulo a un número de puntos de estimulación dentro de la cóclea de un paciente. El sistema también incluye un procesador de voz que presenta un número de canales de análisis configurados para dividir una señal de audio de entrada en un número de señales con frecuencias distintas y circuitería de mapeo configurados para mapear el número de señales generado por los canales de análisis a los canales de estímulo, de acuerdo con un esquema de mapeo. El esquema de mapeo se ajusta basándose en un cambio de la inclinación de una línea de adaptación, representando esta línea de adaptación una relación entre el número de puntos de estimulación y un número de audiofrecuencias correspondientes.

De acuerdo con un primer aspecto de la invención, se proporciona un procedimiento para adaptar un sistema de implante coclear en un paciente. Dicho procedimiento comprende: el establecimiento de una línea de adaptación del implante que presenta una inclinación y una posición; dicha línea de adaptación representa una relación entre un número de puntos de estimulación dentro de una cóclea de dicho paciente y un número de audiofrecuencias correspondientes; la presentación de una primera señal de audio a dicho paciente; dicha primera señal de audio comprende un número de audiofrecuencias; la aplicación de una corriente de estímulo a uno o más puntos de estimulación que corresponden con dicho número de audiofrecuencias de dicha primera señal de audio; y el ajuste de dicha inclinación de dicha línea de adaptación, basándose en una respuesta de dicho paciente a dicha corriente de estímulo.

De acuerdo con un segundo aspecto de la invención, se proporciona un sistema para la adaptación de un implante coclear en un paciente. Dicho sistema comprende: un estimulador coclear implantable con un número de canales de estímulo configurados para aplicar una corriente de estímulo a un número de puntos de estimulación dentro de una cóclea de dicho paciente; un procesador de voz que presenta un número de canales de análisis configurados para dividir una señal de audio de entrada en una serie de señales que poseen distintas frecuencias; y circuitería de mapeo configurada para mapear dicho número de señales generadas por dichos canales de análisis a los canales de estímulo, de acuerdo con un esquema de mapeo; en el que dicho esquema de mapeo se ajusta basándose en un cambio en una inclinación de una línea de adaptación. Dicha línea de adaptación representa una relación entre dicho número de puntos de estimulación y un número de audiofrecuencias correspondientes.

### Breve descripción de los dibujos

Los dibujos adjuntos representan varias formas de realización diferentes de la presente invención y forman parte de la memoria. Las formas de realización de representadas se proporcionan únicamente a título de ejemplo de la presente invención y no limitativo del alcance de la misma.

La figura 1 representa un diagrama de forma de onda de un tren de pulsos bifásicos que puede ser utilizado por un sistema de implante coclear con el fin de producir un efecto terapéutico deseado, de acuerdo con los principios descritos en la presente memoria.

La figura 2 representa un sistema de implante coclear ejemplificativo, de acuerdo con los principios descritos en la presente memoria.

La figura 3 representa un diagrama de bloques funcional de un procesador de voz ejemplificativo y un estimulador coclear implantable ejemplificativo, de acuerdo con los principios descritos en la presente memoria.

La figura 4 representa un diagrama en el que se ilustran diferentes puntos de estimulación posibles en el tejido de un paciente, de acuerdo con los principios descritos en la presente memoria.

La figura 5 representa un diagrama de una cóclea ejemplificativa, de acuerdo con los principios descritos en la presente memoria.

La figura 6 representa la relación entre la ubicación dentro de la cóclea y la audiofrecuencia percibida, de acuerdo con los principios descritos en la presente memoria.

La figura 7 representa una serie de líneas intrínsecas ejemplificativas, presentando cada una de ellas una inclinación y posición diferentes, de acuerdo con los principios descritos en la presente memoria.

La figura 8 representa una línea de adaptación de implante ejemplificativa, dibujada en el mismo gráfico que la línea intrínseca, de acuerdo con los principios descritos en la presente memoria.

La figura 9 representa un gráfico en el que la línea de adaptación está desplazada a la izquierda de la línea intrínseca, de acuerdo con los principios descritos en la presente memoria.

La figura 10 representa un gráfico en el que la línea de adaptación está desplazada a la derecha de la línea intrínseca, de acuerdo con los principios descritos en la presente memoria.

La figura 11 representa un diagrama de flujo que ilustra un procedimiento ejemplificativo para adaptar un sistema de implante coclear en un paciente con un implante coclear mediante la modificación de la línea de adaptación del implante, de acuerdo con los principios descritos en la presente memoria.

La figura 12 representa una interfaz gráfica de usuario ejemplificativa que puede utilizarse para ajustar la inclinación y/o posición de la línea de adaptación, de acuerdo con los principios descritos en la presente memoria.

Se utilizan números de referencia idénticos en todos los dibujos para designar elementos similares, aunque no necesariamente idénticos.

## Descripción detallada

5 En la presente memoria se describen procedimientos y sistemas para adaptar un implante coclear a un paciente mediante el ajuste de la inclinación y/o posición de una línea de adaptación del implante. La línea de adaptación representa una relación entre un número de puntos de estimulación dentro de una cóclea de un paciente y un número de audiofrecuencias correspondientes. Se presenta al paciente una primera señal de audio con un número de audiofrecuencias y se aplica una corriente de estímulo a uno o más puntos de estimulación correspondientes al número de audiofrecuencias de la primera señal de audio. A continuación se puede ajustar la inclinación de la línea de adaptación, basándose en una respuesta del paciente a la corriente del estímulo correspondiente a la primera señal de audio. Después se presenta al paciente una segunda señal de audio con un número de audiofrecuencias y se aplica una corriente de estímulo a uno o más puntos de estimulación correspondientes al número de audiofrecuencias de la segunda señal de audio. A continuación se puede ajustar la posición de la línea de adaptación, basándose en la respuesta del paciente a la corriente de estímulo correspondiente a la segunda señal de audio.

15 En la descripción siguiente se exponen numerosos detalles específicos, a título ilustrativo, con el fin de proporcionar una comprensión exhaustiva de los presentes sistema y procedimiento. Sin embargo, resultará evidente para el experto en la materia que es posible poner en práctica los presentes sistema y procedimiento sin estos detalles específicos. Cuando hace referencia en la memoria a “una forma de realización”, se refiere a que incluye en por lo menos una forma de realización una característica o estructura específica descrita con relación a la forma de realización. La aparición de la expresión “en una forma realización” en la memoria no implica que en su totalidad hagan referencia necesariamente a la misma forma de realización.

20 La figura 1 representa un diagrama de forma de onda de un tren de pulsos bifásicos (11) que puede ser utilizado por un sistema de implante coclear para producir un efecto terapéutico deseado. La forma de onda mostrada define la velocidad de estimulación (1/T), la anchura de los pulsos (PW) y la amplitud de los pulsos. Se puede utilizar un tren de pulsos bifásicos (11) en relación con cualquier dispositivo neuroestimulador, como por ejemplo un sistema de implante coclear, un estimulador de médula espinal (SCS), un estimulador de cerebro profundo (DBS) u otro neuroestimulador.

25 Como se muestra en la figura 1, un pulso “bifásico” (11) puede incluir dos pulsos: un primer pulso de una polaridad que presenta una magnitud especificada, seguido inmediatamente, o tras un breve retraso, de un segundo pulso de la polaridad opuesta que presenta la misma carga total. Dicha carga es el producto de la corriente de estímulo multiplicada por la duración de cada pulso o fase. Dicho “equilibrio de carga” puede evitar el daño a tejidos en el punto de la estimulación y prevenir la corrosión de los electrodos.

30 La figura 2 representa un sistema de implante coclear ejemplificativo (20). El sistema de implante coclear (20) incluye una parte de procesador de voz (10) y una parte de estimulación coclear (12). La parte de procesador de voz (10) puede incluir un procesador de voz (PV) (16), un micrófono (18) y/o circuitería adicionales para adaptarse de forma idónea a una aplicación específica. La parte de estimulación coclear (12) puede incluir un estimulador coclear implantable (ICS) (21), un conjunto de electrodos (48) y/o circuiterías adicionales que se adaptan de forma idónea a una aplicación específica. A continuación se describen con mayor detalle los componentes del interior de la parte de procesador de voz (10) y de la parte de estimulación coclear (12).

35 El micrófono (18) de la figura 2 está configurado para detectar señales acústicas y convertir dichas señales detectadas en sus correspondientes señales eléctricas. Las señales eléctricas se envían al PV (16) a través de un vínculo eléctrico o de otro tipo (24). Alternativamente, el micrófono (18) puede estar conectado directamente con el PV (16). Este PV (16) procesa estas señales acústicas convertidas, de acuerdo con una estrategia de procesamiento de voz seleccionada, para generar señales de control apropiadas para el control del ICS (21). Estas señales de control pueden especificar o definir la polaridad, magnitud, ubicación (es decir, qué par de electrodos o grupo de electrodos recibe la corriente de estimulación) y tiempo (es decir, cuándo se aplicará la corriente de estimulación a un par específico de electrodos) de la corriente de estimulación generada por el ICS (21).

40 El conjunto de electrodos (48) de la figura 2 está adaptado para ser insertado dentro de un conducto de la cóclea. Como se muestra en la figura 2, el conjunto (48) incluye una multiplicidad de electrodos (50), por ejemplo dieciséis electrodos, espaciados a lo largo de su extensión. Cada uno de estos electrodos (50) está conectado selectivamente al ICS (21). El conjunto de electrodos (48) puede ser sustancialmente como el que se muestra y describe en las patentes US nº 4.819.647 ó nº 6.129.753. La circuitería electrónica dentro del ICS (21) está configurada para aplicar una corriente de estimulación a pares o grupos seleccionados de electrodos individuales (50) incluidos dentro del conjunto de electrodos (48), de acuerdo con un modelo de estimulación especificado definido por el PV (16).

45 El ICS (21) y el PV (16) pueden estar conectados electrónicamente mediante un canal de datos o comunicaciones (14) adecuado. En algunas formas de realización, el PV (16) y el micrófono (18) comprenden una parte externa del sistema de implante coclear (20) y el ICS (21), y el conjunto de electrodos (48) comprenden una parte implantable

del sistema (20). En las formas de realización alternativas, una o más partes del PV (16) están incluidas dentro de la parte implantable del sistema de implante coclear (20). La parte implantable del sistema de implante coclear (20) se implanta dentro del cuerpo del paciente. Por consiguiente, el canal de datos (14) es un canal de datos transcutáneo (a través de la piel) que permite el envío de las señales eléctricas y de control desde el PV (16) al ICS (21). En algunas formas de realización también se pueden enviar señales de datos y estado desde el ICS (21) al PV (16).

Cada una de las partes externas e implantables del sistema de implante coclear (20) pueden incluir una o más bobinas configuradas para transmitir y recibir señales eléctricas y/o de control a través del canal de datos (14). Por ejemplo, la parte externa del sistema de implante coclear (20) puede incluir una bobina externa (no representada) y la parte implantable del sistema de implante coclear (20) puede incluir una bobina implantable (no representada). La bobina externa y la bobina implantable pueden estar acopladas por inducción entre sí, permitiendo así la transmisión de datos entre la parte externa y la parte implantable. Estos datos pueden incluir, por ejemplo, la magnitud y polaridad de una señal acústica detectada. La bobina externa también puede transmitir electricidad desde la parte externa a la parte implantable del sistema de implante coclear (20). Debe destacarse que, en algunas formas de realización, pueden implantarse dentro del paciente el PV (16) y el ICS (21), ya sea en la misma caja o en cajas separadas. Si el PV (16) y el ICS (21) se encuentran en la misma caja, puede realizarse el canal (14) mediante una conexión de alambre directa dentro de dicha caja. Si el PV (16) y el ICS (21) se encuentran en cajas separadas, el canal (14) puede ser un canal de inducción, por ejemplo.

En la figura 3 se muestra un diagrama de bloques funcional de un PV (16) y un ICS (21) ejemplificativos. Las funciones mostradas en la Figura 3 son únicamente representativas de las numerosas funciones diferentes que el PV (16) y/o el ICS (21) pueden llevar a cabo. En la patente US nº 6.219.580 se puede encontrar una descripción completa del diagrama de bloques funcional del PV (16) y el ICS (21).

Como se muestra en la figura 3, el micrófono (18) detecta información acústica, como por ejemplo palabras y música, y convierte dicha información acústica en una o varias señales eléctricas. A continuación se amplifican estas señales en circuitería de audio frontal (front-end) (AFE) (22). Después se convierte la señal de audio amplificada en una señal digital mediante un convertidor analógico-digital (A/D) (28). La señal digital resultante se somete a continuación a un control automático de ganancia mediante una función apropiada de control automático de ganancia (29) (AGC).

Después del control automático de ganancia, la señal digital se procesa en un canal de un número de canales de procesamiento o análisis de señales digitales (44). Por ejemplo, el procesador de voz (PV) (16) puede incluir ocho canales de análisis (44) (pero no está limitado a este número). Cada canal de análisis (44) puede responder a un contenido de frecuencias diferentes de la señal acústica detectada. Es decir, cada canal de análisis (44) incluye un filtro de banda de paso (BP1-BPF<sub>n</sub>) u otro tipo de filtro, de manera que la señal digital se divide en  $n$  canales de frecuencia. El filtro de frecuencia más baja puede ser un filtro de paso bajo y el filtro de frecuencia más alta puede ser un filtro de paso alto.

Como se muestra en la figura 3, cada canal de análisis (44) puede incluir también una fase de detección (D1-D<sub>n</sub>). Cada fase de detección (D1-D<sub>n</sub>) puede incluir un circuito de detección de energía (no representado), que se puede llevar a cabo, por ejemplo, a través de un circuito de rectificación seguido por circuito integrador. Como se muestra en la figura 3, alternativamente pueden evitarse cada una de las fases de detección (D1-D<sub>n</sub>), dependiendo de la estrategia de procesamiento de señales específica que se utilice.

Después de la detección de energía, o la evitación de dicha detección, se envían las señales de cada uno de los  $n$  canales de análisis (44) a una fase de mapeo (41). La fase de mapeo (41) puede estar configurada para mapear las señales en cada uno de los canales de análisis (44) a uno o más de los  $m$  canales de estímulo (46). También se puede configurar adicionalmente la fase de mapeo (41) para llevar a cabo un procesamiento adicional de la señal, como por ejemplo la compresión de la señal. A continuación, un multiplexador (45) puede serializar las señales emitidas por cada canal de análisis (44) en un canal de datos en serie. La señal multiplexada puede ser procesada adicionalmente, de acuerdo con la información incluida en una tabla de pulsos (42) conectada a una unidad aritmético-lógica (UAL) (43). Después de que la señal es procesada, comprimida y mapeada de manera apropiada, puede introducirse en el ICS (21) para controlar los patrones de estímulo reales que se aplican al paciente a través del conjunto de electrodos (48; Figura 2).

Como se ha mencionado, pueden mapearse cada uno de los  $n$  canales de análisis (44) a uno o más canales de estímulo (46). En otras palabras, la información contenida en los  $n$  canales de análisis (44) controla los patrones de estímulo que se aplican al paciente mediante el ICS (21) y su conjunto de electrodos asociado (48; Figura 2). Se puede aplicar la corriente de estímulo a cualquier número de puntos de estimulación dentro de la cóclea del paciente a través de los  $m$  canales de estímulo (46). Tal y como se utiliza en la presente memoria y en las reivindicaciones adjuntas, el término "sitio de estimulación" puede referirse a un área de destino o ubicación a la que se aplica la corriente de estímulo. Por ejemplo, un punto de estimulación puede referirse a una ubicación particular en el tejido de un paciente con un implante coclear. Como se describe a continuación con mayor detalle, mediante la ponderación y la repartición apropiadas de corrientes entre los electrodos (50; Figura 2) puede aplicarse la corriente de estímulo a cualquier punto de estimulación a lo largo de la extensión del conjunto de electrodos (48; Figura 2).

La Figura 4 es un diagrama en el que se ilustran diferentes puntos de estimulación posibles en el tejido de un paciente. Como se muestra en la Figura 4, se puede insertar un conjunto de electrodos (48) con tres electrodos (E1-E3) en un conducto (52) dentro del tejido (54) que será estimulado mediante una corriente de estímulo. El conjunto de electrodos (48) presenta tres electrodos a título ilustrativo únicamente. Se apreciará que el conjunto de electrodos (48) puede contar con cualquier número de electrodos. El conducto (52) puede consistir en la rampa timpánica de la cóclea de un paciente con implante coclear, pero no está limitado a la misma. Los electrodos (E1-E3) pueden estar espaciados entre sí por una distancia "D".

También puede estar presente un electrodo de referencia (no representado) a cierta distancia de los electrodos (E1-E3), permitiendo así que se produzca la estimulación monopolar entre un electrodo seleccionado y el electrodo de referencia. También se puede producir una estimulación bipolar, por ejemplo, entre los electrodos E1 y E2, entre los electrodos E2 y E3 o entre cualquier otro par de electrodos. Se pueden usar otros tipos de patrones de estimulación adicional o alternativamente, según resulte apropiado para una aplicación específica. Por ejemplo, se puede presentar un primer pulso eléctrico en el electrodo E2 al mismo tiempo que se presenta un segundo pulso eléctrico de polaridad opuesta, pero con una amplitud más pequeña, en los electrodos E1 y E3.

Se pueden mapear los canales de análisis (44; Figura 3) a los canales de estímulo (46; Figura 3) de acuerdo con un número de diferentes programas de mapeado. Por ejemplo, se pueden mapear los canales de análisis (44; Figura 3) a los canales de estímulo (46; Figura 3), de manera que cada electrodo E1-E3 corresponda con uno de los canales de análisis (44; Figura 3). En este caso, la corriente de estímulo aplicada a través del electrodo E1 estimula un primer punto de estimulación (56) en el tejido (54). De forma similar, la corriente de estímulo aplicada a través del electrodo E2 estimula un segundo punto de estimulación (58) en el tejido (54) y la corriente de estímulo aplicada a través del electrodo E3 estimula un tercer punto de estimulación (60) en el tejido (54). Como se muestra en la figura 4, los puntos de estimulación (56, 58 y 60) se encuentran adyacentes a la ubicación física de sus respectivos electrodos (E1-E3).

No obstante, en algunas formas de realización se pueden utilizar diferentes programas de mapeo diferentes al mapeado uno-a-uno. Por ejemplo, un solo canal de análisis (44; Figura 3) puede estar mapeado a múltiples canales de estímulo (46; Figura 3). Este mapeado puede tener como consecuencia que se comparta una corriente de estímulo entre dos electrodos, como por ejemplo E1 y E2, o entre cualquier otro par de electrodos. Al compartir la corriente de estímulo entre los electrodos E1 y E2, por ejemplo, la ubicación de tejido efectiva en la que se aplica la corriente de estímulo puede encontrarse en cualquier lugar a lo largo de la línea (62). De forma similar, si se comparte la corriente de estímulo entre los electrodos E2 y E3, el punto de estímulo puede encontrarse en cualquier punto a lo largo de la línea (64). En general, el punto de estímulo puede estar en cualquier punto a lo largo de las líneas (62 y 64).

Con el fin de ilustrar mejor este punto, se supone que se aplica una corriente de estímulo con una amplitud  $I_1$  al tejido a través del electrodo E1 (y algún electrodo de referencia). El punto de estimulación dentro del tejido (54) donde el paciente sentiría la corriente de estímulo constituiría el primer punto de estimulación (56). Sin embargo, si se aplicara una corriente de estímulo de solo  $0,9$  multiplicada por  $I_1$  a través del electrodo E1 al mismo tiempo que se aplica una corriente de estímulo de  $0,1$  multiplicada por  $I_1$  a través del electrodo E2, entonces la ubicación dentro del tejido (54) donde se sentiría la corriente de estímulo estaría un poco a la derecha del primer punto de estimulación (56) a lo largo de la línea (62).

Por consiguiente, como se muestra en los ejemplos anteriores, el punto de estimulación puede encontrarse en cualquier ubicación a lo largo del tejido correspondiente a la ubicación física del conjunto de electrodos (48; Figura 2), aunque solo existe un número fijo de electrodos (50; Figura 2). El concepto de "electrodos virtuales" resulta útil para ilustrar que puede existir un número ilimitado de puntos de estimulación, aun cuando solo exista un número fijo de electrodos (50; Figura 2). Por ejemplo, puede existir cualquier número de electrodos virtuales entre cualesquiera dos electrodos físicos (50; Figura 2). Cada electrodo virtual puede presentar un punto de estimulación correspondiente a lo largo del tejido adyacente a la línea entre los dos electrodos físicos (50; Figura 2). Un procedimiento de obtención de electrodos virtuales es conocido como regulación de la corriente (*current steering*). El guiado de corriente suministra corrientes simultáneas y ponderadas en dos electrodos (50; Figura 2), como se ha descrito en los ejemplos anteriores. Otro procedimiento de obtención de electrodos virtuales es conocido como la presentación no simultánea y multiplexada en tiempo de estímulos y comprende el suministro rápido y alternativo de una corriente de estímulo a dos electrodos próximos entre sí.

La figura 5 es un diagrama de una cóclea ejemplificativa (150). Como se muestra en la Figura 5, la cóclea (150) presenta la forma de una espiral que empieza en una base (151) y termina en un vértice (152). Las células nerviosas dentro de la cóclea (150) están dispuestas en una secuencia tonotópica ordenada, desde secuencias altas en el extremo basal (151) hasta frecuencias progresivamente más bajas según se alcanza el vértice (152). Por consiguiente, cada ubicación a lo largo de la extensión de la cóclea (150) corresponde con una audiodiferencia percibida. Es decir, la aplicación de una corriente de estímulo en una ubicación específica dentro de la cóclea (150) de un paciente con implante coclear provoca que el paciente perciba una audiodiferencia distinta correspondiente a esa ubicación.

En la figura 6 se muestra la relación entre la ubicación dentro de la cóclea (150; Figura 5) y la audiodiferencia percibida (Hz). El eje horizontal del gráfico en la figura 6 representa la frecuencia (Hz) en una escala logarítmica y el eje vertical del gráfico representa la ubicación (mm) a lo largo de la cóclea (150; Figura 5) que empieza en el vértice (152; Figura 5) y se extiende hacia la base (151; Figura 5). En la figura 6 se muestra una línea ejemplificativa (160), denominada en la presente memoria una "línea intrínseca", que presenta una "inclinación intrínseca" para una cóclea individual (150; Figura 5). La "inclinación intrínseca", o simplemente inclinación, se refiere al cambio de posición dentro de la cóclea (150; Figura 5) dividido por el cambio en la frecuencia percibida entre dos puntos en la línea intrínseca (160).

La línea intrínseca ejemplificativa (160) representa la relación entre la ubicación dentro de la cóclea (150; Figura 5) y la audiodiferencia percibida real a través de una banda especificada de frecuencias. Se ha descubierto empíricamente que la línea intrínseca (160) es aproximadamente lineal durante una gran parte del rango de audición percibido de las frecuencias, cuando las frecuencias están representadas por una escala logarítmica, como se muestra en la figura 6. Por lo tanto, como representa la línea intrínseca (160), un paciente percibe frecuencias más bajas en ubicaciones próximas al vértice (152; Figura 5) y frecuencias progresivamente más altas en ubicaciones próximas a la base (151; Figura 5).

La relación entre la posición dentro de la cóclea (150; Figura 5) y la audiodiferencia percibida es diferente para cada persona, ya que no existen dos cócleas (150; Figura 5) que sean iguales anatómicamente y porque las conexiones nerviosas entre la cóclea (150; Figura 5) y el cerebro son diferentes para cada persona. Por lo tanto, cada cóclea (150; Figura 5) presenta una línea intrínseca distinta (160) que puede ser diferente de las líneas intrínsecas correspondientes a otras cócleas (150; Figura 5) en forma, inclinación y/o posición. Por ejemplo, en la figura 7 se representan una serie de líneas intrínsecas ejemplares (160-1, 160-2, 160-3), presentando cada una de ellas una inclinación y posición diferentes que representan las características de diferentes cócleas. Debe apreciarse que las líneas intrínsecas (160-1, 160-2, 160-3) resultan únicamente ejemplificativas y pueden contar con cualquier inclinación y posición, dependiendo de las características fisiológicas de las cócleas correspondientes (150; Figura 5).

Debido a que la línea intrínseca (160) es diferente para cada paciente con un implante coclear, el sistema de implante coclear (20; Figura 2) puede "adaptarse" para cada paciente. Por ejemplo, los canales de análisis (44; Figura 3) del PV (16; Figura 3) pueden estar mapeados para uno o más canales de estímulo (46; Figura 3) dentro del ICS (21; Figura 3) utilizando un esquema de mapeo inicial. Este esquema de mapeo inicial tiene como resultado una "línea de adaptación del implante". La línea de adaptación del implante representa la relación entre la ubicación dentro de la cóclea (150; Figura 5) y la audiodiferencia percibida prevista a través de una banda especificada de frecuencias. Es decir, la línea de adaptación del implante define las ubicaciones a lo largo de la longitud de la cóclea que, cuando se estimulan, son percibidas por el paciente como tonos o frecuencias específicos. Por ejemplo, en la figura 8 se muestra una "línea de adaptación del implante" ejemplificativa (161) representada en el mismo gráfico que la línea intrínseca (160). La línea de adaptación (161) y la línea intrínseca (160) corresponden a un paciente específico con implante coclear.

El esquema de mapeo específico utilizado para generar la línea de adaptación (161) prevé que la corriente de estímulo aplicada a cualquier punto a lo largo de la cóclea (150; Figura 5) provocará que el paciente perciba una frecuencia correspondiente, como resulta definida por la línea de adaptación (161). Por ejemplo, si el sistema de implante coclear (20; Figura 2) detecta o genera un tono de entrada con una frecuencia igual a 1.700 Hz, se aplicará una corriente de estímulo a una ubicación aproximadamente igual a 10 mm desde el vértice de la cóclea (150; Figura 5), tal y como resulta definida por la línea de adaptación (161).

Sin embargo, como se muestra en la figura 8, la línea de adaptación (161) a menudo está desalineada con la línea intrínseca (160). Es decir, la línea de adaptación del implante (161) presenta una inclinación y/o posición diferentes a la línea intrínseca (160). Esta desalineación se denomina a veces "asimetría de tono" y se debe a que la línea intrínseca (160) es diferente para cada sistema de implante coclear (20; Figura 2). La desalineación de la línea de adaptación del implante (161) y la línea intrínseca (160) hace que el paciente perciba de hecho una frecuencia que es diferente de la frecuencia detectada o generada por el sistema de implante coclear (20; Figura 2). Por lo que respecta de nuevo al ejemplo en el que el sistema de implante coclear (20; Figura 2) detecta un tono de 1.700 Hz y se aplica la corriente de estímulo a una ubicación aproximadamente igual a 10 mm desde el vértice de la cóclea (150; Figura 5), el paciente percibirá de hecho un tono que presenta una frecuencia sustancialmente igual a 2000 Hz, tal y como muestra la línea intrínseca (160), en lugar de percibir un tono de 1700 Hz, como ha sido previsto por la línea de adaptación (161).

Por lo tanto, como ilustra el ejemplo proporcionado haciendo referencia a la figura 8, la línea de adaptación (161) debería ser sustancialmente igual a la línea intrínseca (160) con el fin de que el paciente con un implante coclear pueda percibir adecuadamente las señales de audio recibidas en el sistema de implante coclear (20; Figura 2). Como se describirá a continuación con mayor detalle, se pueden modificar la inclinación y/o la posición de la línea de adaptación (161) de tal manera que el paciente con un implante coclear pueda percibir adecuadamente las señales de audio de entrada.

Como se ha mencionado, la línea de adaptación (161) puede presentar unas inclinación y/o posición diferentes a la línea intrínseca (160). Una línea de adaptación (161) con una inclinación diferente a la inclinación de la línea intrínseca (160) afecta a la alineación relativa de las frecuencias percibidas por el paciente con implante coclear. Por ejemplo, una línea de adaptación (161) con una inclinación incorrecta puede hacer que un paciente con un implante coclear perciba como desafinadas armónicamente la música u otras señales de audio que dependen de frecuencias relativas. Sin embargo, si la línea de adaptación (161) presenta la misma inclinación que la línea intrínseca (160), incluso si la posición de la línea de adaptación (161) no se corresponde con la posición de la línea intrínseca (160), el paciente puede reconocer la música porque las frecuencias percibidas se encuentran en una relación armónica correcta.

Una línea de adaptación (161) con una posición diferente a la posición de la línea intrínseca (160) afecta el tono general de una señal de audio percibida por el paciente con un implante coclear. Es decir, el paciente con un implante coclear puede percibir el tono general de una señal de audio como demasiado bajo o demasiado alto. Por ejemplo, en la figura 9 se muestra en gráfico en el que la línea de adaptación (161-4) está desplazada a la izquierda de la línea intrínseca (160-4). Es decir, la intersección en el eje horizontal de la línea de adaptación (161-4) se encuentra a la izquierda de la intersección en el eje horizontal de la línea intrínseca (161-4). También se denomina al eje horizontal el eje X. Si la línea de adaptación (161-4) está desplazada a la izquierda de la línea intrínseca (160-4), como se muestra en la figura 9, el paciente con implante coclear percibe el tono global de la señal de audio demasiado alto.

Por otra parte, en la figura 10 se representa un gráfico en el que la línea de adaptación (161-5) está desplazada a la derecha de la línea intrínseca (160-5). Es decir, la intersección en el eje X de la línea de adaptación (161-4) se encuentra a la derecha de la intersección en el eje X de la línea intrínseca (161-4). Si la línea de adaptación (161-5) está desplazada a la derecha de la línea intrínseca (160-5), como se muestra en la figura 10, el paciente con implante coclear percibe el tono global de la señal de audio como demasiado bajo.

El efecto de la línea de adaptación (161; Figura 8) desplazado de la línea intrínseca (160; Figura 8) resulta especialmente evidente en los sonidos con un tono característico, como por ejemplo la voz humana. La presencia de un desplazamiento, por ejemplo, puede hacer que el paciente con un implante coclear perciba la voz humana con un tono demasiado alto o "chillón". Otra posibilidad es que el desplazamiento haga que el paciente con un implante coclear perciba la voz humana como lenta o de un tono demasiado bajo.

En la figura 11 se muestra un diagrama de flujo que ilustra un procedimiento ejemplificativo para adaptar un sistema de implante coclear (20; Figura 2) en un paciente con un implante coclear mediante la modificación de la línea de adaptación del implante (161; Figura 8). Como se muestra en la Figura 11, se establece en primer lugar una línea inicial de adaptación (161; Figura 8) (etapa 190). Se puede seleccionar la línea inicial de adaptación (161; Figura 8) basándose en una media de inclinaciones intrínsecas (160; Figura 8) de una serie de personas diferentes. Alternativamente, se puede seleccionar la línea inicial de adaptación (161; Figura 8) basándose en cualquier otro criterio. La etapa siguiente, como se muestra en la figura 11, consiste en determinar si el espaciado armónico de las frecuencias percibidas por el paciente con un implante coclear es correcto (etapa 191). En algunas formas de realización, el paciente o médico especialista puede determinar este factor utilizando una melodía que resulte familiar al paciente. Por ejemplo, se puede presentar al paciente una melodía sencilla que le resulte familiar. A continuación se estimulan las ubicaciones a lo largo de la cóclea (150; Figura 5) que corresponden con la frecuencia de cada nota en la melodía, de acuerdo con la relación definida por la línea de adaptación (161; Figura 8).

Puesto que el paciente conoce la melodía, éste puede evaluar si la relación de notas dentro de la melodía es armónicamente correcta o no. En muchos casos, el paciente con un implante coclear no necesita poseer una formación musical para identificar si el rango de frecuencias de la melodía está demasiado comprimido (es decir, las notas son demasiado similares entre sí) o si el rango de frecuencias de la melodías es demasiado expansivo (es decir, las notas se perciben como notas demasiado diferentes). Se apreciará que es posible utilizar muchas señales de audio diferentes, además de melodías musicales, para determinar si es correcto el espaciado de las frecuencias percibidas por el paciente con un implante coclear (etapa 191). En general, se puede realizar esta determinación mediante la presentación de cualquier señal de audio que posea un rango reconocible de frecuencias para el paciente.

Si el espaciado armónico de las frecuencias percibidas por el paciente con un implante coclear no es correcto (No; etapa 191), se ajusta la inclinación de la línea de adaptación del implante (161; Figura 8) (etapa 194). Se ajusta la inclinación de la línea de adaptación del implante (161; Figura 8) hasta que el espaciado armónico de las frecuencias percibidas por el paciente es correcto (Sí; etapa 191). En algunas formas de realización, se presenta la misma melodía musical u otra señal de audio al paciente cada vez que se ajusta la línea de adaptación del implante (161; Figura 8). Se puede repetir este proceso hasta que el paciente perciba la melodía musical u otra señal de audio de una forma armónicamente correcta. Una vez que el espaciado armónico de las frecuencias percibidas por el paciente es correcto (Sí; etapa 191), la inclinación de la línea de adaptación del implante (161; Figura 8) es sustancialmente igual a la inclinación de la línea intrínseca (160; Figura 8).



5 A continuación, el paciente determina si el tono de las frecuencias percibidas es correcto (etapa 192). En algunas formas de realización, el paciente y/o un médico especialista pueden tomar esa decisión utilizando un sonido que presenta un tono conocido por el paciente. Por ejemplo, se puede presentar al paciente un ejemplo de voz humana. En muchas situaciones se utiliza la voz humana porque el sistema auditivo de los seres humanos, incluido el sistema nervioso asociado, es especialmente sensible al tono de la voz humana. Sin embargo, se puede utilizar cualquier otro sonido que posea un tono conocido para determinar si el tono de las frecuencias percibidas es correcto (etapa 192).

10 Si el tono de un sonido presentado al paciente es demasiado alto o demasiado bajo (No; etapa 192), se puede ajustar la posición de la línea de adaptación (161; Figura 8) mediante el ajuste de la intersección en el eje X de la línea de adaptación del implante (etapa 193) hasta que el tono de las frecuencias percibidas sea correcto (Sí; etapa 192). Por ejemplo, si se presenta al paciente la voz masculina y el paciente percibe esta voz como demasiado alta, se puede ajustar la intersección en el eje X de la línea de adaptación a la derecha para reducir el tono general de la voz. De forma similar, si se percibe la voz masculina como demasiado baja, se puede ajustar la intersección en el eje X de la línea de adaptación (161; Figura 8) a la izquierda para incrementar el tono general de la voz. Cuando el tono de las frecuencias percibidas del sonido es correcto (Sí; etapa 192), la posición de la línea de adaptación (161; Figura 8) será sustancialmente igual a la posición de la línea intrínseca (160; Figura 8).

20 Los procedimientos descritos anteriormente para ajustar la inclinación y/o posición de la línea de adaptación (161; Figura 8), de manera tal que dicha línea de adaptación (161; Figura 8) corresponda sustancialmente con la línea intrínseca (160; Figura 8), utilizan el concepto de electrodos virtuales, como se ha descrito con mayor detalle anteriormente.

25 Se reconocerá que la línea intrínseca (160; Figura 8) puede no ser completamente lineal en la totalidad del espectro de frecuencias. Por consiguiente, en algunas formas de realización, una serie de líneas concatenadas, cada una de ellas con una inclinación lineal, pueden representar la línea intrínseca (160; Figura 8). Por lo tanto, los procedimientos descritos anteriormente para ajustar la inclinación y/o posición de la línea de adaptación (161; Figura 8) pueden aplicarse a una serie de segmentos de la línea de adaptación (161; Figura 8), de tal manera que las inclinación y/o posición de cada segmento sea igual a las inclinación y/o posición de las líneas intrínsecas concatenadas correspondientes (160; Figura 8).

35 El paciente con un implante coclear, un médico especialista o cualquier otra persona pueden ajustar la inclinación y/o posición de la línea de adaptación (161; Figura 8) utilizando una variedad de diferentes interfaces de control. Por ejemplo, en la figura 12 se ilustra una interfaz gráfica de usuario (GUI) (170) que puede utilizarse para ajustar la inclinación y/o la posición de la línea de adaptación (161). La GUI (170) puede incluir una representación gráfica (177) de la línea de adaptación (161). La representación gráfica (177) puede estar configurada para actualizarse automáticamente y reflejar cualquier cambio realizado por el paciente o el médico especialista en la inclinación y/o posición de la línea de adaptación (161). Se puede incluir una primera barra de desplazamiento (171) para permitir al usuario de la GUI (170) ajustar la inclinación de la línea de adaptación (161). También se puede incluir una segunda barra de desplazamiento (172) para permitir al usuario ajustar la intersección en el eje X o posición de la línea de adaptación (161). La GUI (170) también puede incluir botones (173 y 175), que al ser seleccionados reproducen una melodía musical o un sonido utilizado para determinar si la inclinación y posición de la línea de adaptación (160) son correctos. La GUI (170) también puede incluir botones (174 y 176) configurados para permitir al usuario seleccionar una melodía musical de entre una lista de melodías disponibles y/o un sonido de entre una lista de sonidos disponibles.

50 Se puede presentar la GUI (170), en parte, en un monitor de pantalla, por ejemplo, y puede actuar como interfaz entre el usuario y el sistema de implante coclear (20; Figura 2). Se pueden transmitir los comandos introducidos en la GUI (170) a un procesador (no representado) o a cualquier otro componente dentro del sistema de implante coclear (20; Figura 2), de tal manera que sea posible cambiar el esquema de mapeo para reflejar el cambio de inclinación y/o frecuencia de la línea de adaptación (161).

55 Debe apreciarse que la GUI (170) presentada en la figura 12 se proporciona únicamente a título de ejemplo del gran número de tipos y configuraciones de GUI que pueden utilizarse para facilitar el ajuste de la inclinación y/o posición de la línea de adaptación (161). Entre otras interfaces de control que pueden utilizarse para ajustar la inclinación y/o posición de la línea de adaptación (161; Figura 8) figuran un control remoto y un mecanismo de sintonización analógica acoplado al sistema de implante coclear (20; Figura 2), aunque no están limitados a los mismos.

60 La descripción anterior es proporcionada únicamente a título descriptivo e ilustrativo de las formas de realización de la invención y no limitativo de la misma. Pueden introducirse varias modificaciones y variaciones a partir de la enseñanza anterior. Debe apreciarse que el alcance de la invención es definido por las reivindicaciones.

## REIVINDICACIONES

- 5 1. Procedimiento de adaptación de un sistema de implante coclear (20) a un paciente, comprendiendo dicho procedimiento:
- establecer una línea de adaptación de implante (161) que presenta una inclinación y una posición, representando dicha línea de adaptación (161) una relación entre un número de puntos de estimulación (56, 58, 60) dentro de una cóclea (150) de dicho paciente y un número de audiofrecuencias correspondientes;
- 10 presentar una primera señal de audio a dicho paciente, comprendiendo dicha primera señal de audio un número de audiofrecuencias;
- aplicar una corriente de estímulo a uno o más puntos de estimulación (56, 58, 60) que corresponden a dicho número de audiofrecuencias de dicha primera señal de audio; y
- 15 ajustar dicha inclinación de dicha línea de adaptación (161), basándose en una respuesta de dicho paciente a dicha corriente de estímulo.
2. Procedimiento según la reivindicación 1, que comprende además:
- 20 presentar una segunda señal de audio a dicho paciente, comprendiendo dicha segunda señal de audio un número de audiofrecuencias;
- aplicar una corriente de estímulo a uno o más puntos de estimulación (56, 58, 60) que corresponden a dicho número de audiofrecuencias de dicha segunda señal de audio; y
- 25 ajustar dicha posición de dicha línea de adaptación (161), basándose en una respuesta de dicho paciente a dicha corriente de estímulo correspondiente a dicho número de audiofrecuencias de dicha segunda señal de audio.
- 30 3. Procedimiento según la reivindicación 2, en el que dicha segunda señal de audio comprende la voz humana.
4. Procedimiento según la reivindicación 2, en el que dicha etapa que consiste en ajustar dicha posición de dicha línea de adaptación (161) comprende el ajuste de una intersección en el eje horizontal de dicha línea de adaptación (161).
- 35 5. Procedimiento según la reivindicación 2, en el que dicha etapa que consiste en ajustar dicha posición de dicha línea de adaptación (161) comprende el desplazamiento horizontal de dicha posición de dicha línea de adaptación (161) en una primera dirección si el paciente percibe el tono general de dicha segunda señal de audio como demasiado alto.
- 40 6. Procedimiento según la reivindicación 5, en el que dicha etapa que consiste en ajustar dicha posición de dicha línea de adaptación (161) comprende además el desplazamiento horizontal de dicha posición de dicha línea de adaptación (161) en una segunda dirección si el paciente percibe el tono general de dicha segunda señal de audio como demasiado bajo.
- 45 7. Procedimiento según la reivindicación 2, en el que dicha segunda señal de audio es idéntica a dicha primera señal de audio.
8. Procedimiento según la reivindicación 1, en el que dicha primera señal de audio comprende una melodía musical.
- 50 9. Procedimiento según la reivindicación 1, en el que dicha etapa que consiste en ajustar dicha inclinación de dicha línea de adaptación (161) comprende el incremento de dicha inclinación de dicha línea de adaptación (161) si dicho paciente percibe dicha primera señal de audio como desafinada armónicamente.
- 55 10. Procedimiento según la reivindicación 1, en el que dicha etapa que consiste en ajustar dicha inclinación de dicha línea de adaptación (161) comprende la disminución de dicha inclinación de dicha línea de adaptación (161) si dicho paciente percibe dicha primera señal de audio como desafinada armónicamente.
- 60 11. Procedimiento según la reivindicación 1, en el que dicha etapa que consiste en aplicar dicha corriente de estímulo a dichos uno o más puntos de estimulación (56, 58, 60) comprende presentar las corrientes de estímulo ponderadas simultáneamente en dos electrodos físicos (48, 50, E1, E2, E3).
- 65 12. Procedimiento según la reivindicación 1, en el que dicha etapa que consiste en aplicar dicha corriente de estímulo a dichos uno o más puntos de estimulación (56, 58, 60) comprende la presentación de corrientes de estímulo en dos electrodos físicos (48, 50, E1, E2, E3) de una manera multiplexada en el tiempo.

13. Sistema para la adaptación de un implante coclear a un paciente, comprendiendo dicho sistema:
- 5 un estimulador coclear implantable (21) con un número de canales de estímulo configurados para aplicar una corriente de estímulo a un número de puntos de estimulación (56, 58, 60) dentro de una cóclea (150) de dicho paciente;
- 10 un procesador de voz (16) que presenta un número de canales de análisis configurados para dividir una señal de audio de entrada en un número de señales que presentan frecuencias distintas; y
- 15 una circuitería de mapeo configurada para mapear dicho número de señales generadas por dichos canales de análisis a dichos canales de estímulo según un esquema de mapeo;
- en el que dicho esquema de mapeo se ajusta basándose en un cambio en una inclinación de una línea de adaptación (161), representando dicha línea de adaptación (161) una relación entre dicho número de puntos de estimulación (56, 58, 60) y un número de audiodfrecuencias correspondientes.
14. Sistema según la reivindicación 13, en el que dicho esquema de mapeo se ajusta además basándose en un cambio en una posición de dicha línea de adaptación (161).
- 20 15. Sistema según la reivindicación 14, en el que dicho cambio en dicha posición de dicha línea de adaptación (161) comprende un cambio en una intersección en el eje horizontal de dicha línea de adaptación (161).
- 25 16. Sistema según la reivindicación 14, en el que se cambia dicha posición de dicha línea de adaptación (161) si dicho paciente percibe el tono general de dicha señal de audio de entrada como demasiado alto.
17. Sistema según la reivindicación 14, en el que se cambia dicha posición de dicha línea de adaptación (161) si dicho paciente percibe el tono general de dicha señal de audio de entrada como demasiado bajo.
- 30 18. Sistema según la reivindicación 14, que comprende además una interfaz de control configurada para permitir a un usuario cambiar selectivamente dicha inclinación de dicha línea de adaptación (161) y cambiar dicha posición de dicha línea de adaptación (161).
- 35 19. Sistema según la reivindicación 18, en el que dicha interfaz de control comprende una interfaz gráfica de usuario (170), un control remoto o un mecanismo de sintonización analógica.
20. Sistema según la reivindicación 13, en el que dicha señal de audio de entrada es una melodía musical o la voz humana.
- 40 21. Sistema según la reivindicación 13, en el que se cambia dicha inclinación de dicha línea de adaptación (161) si dicho paciente percibe dicha señal de audio de entrada como desafinada armónicamente.

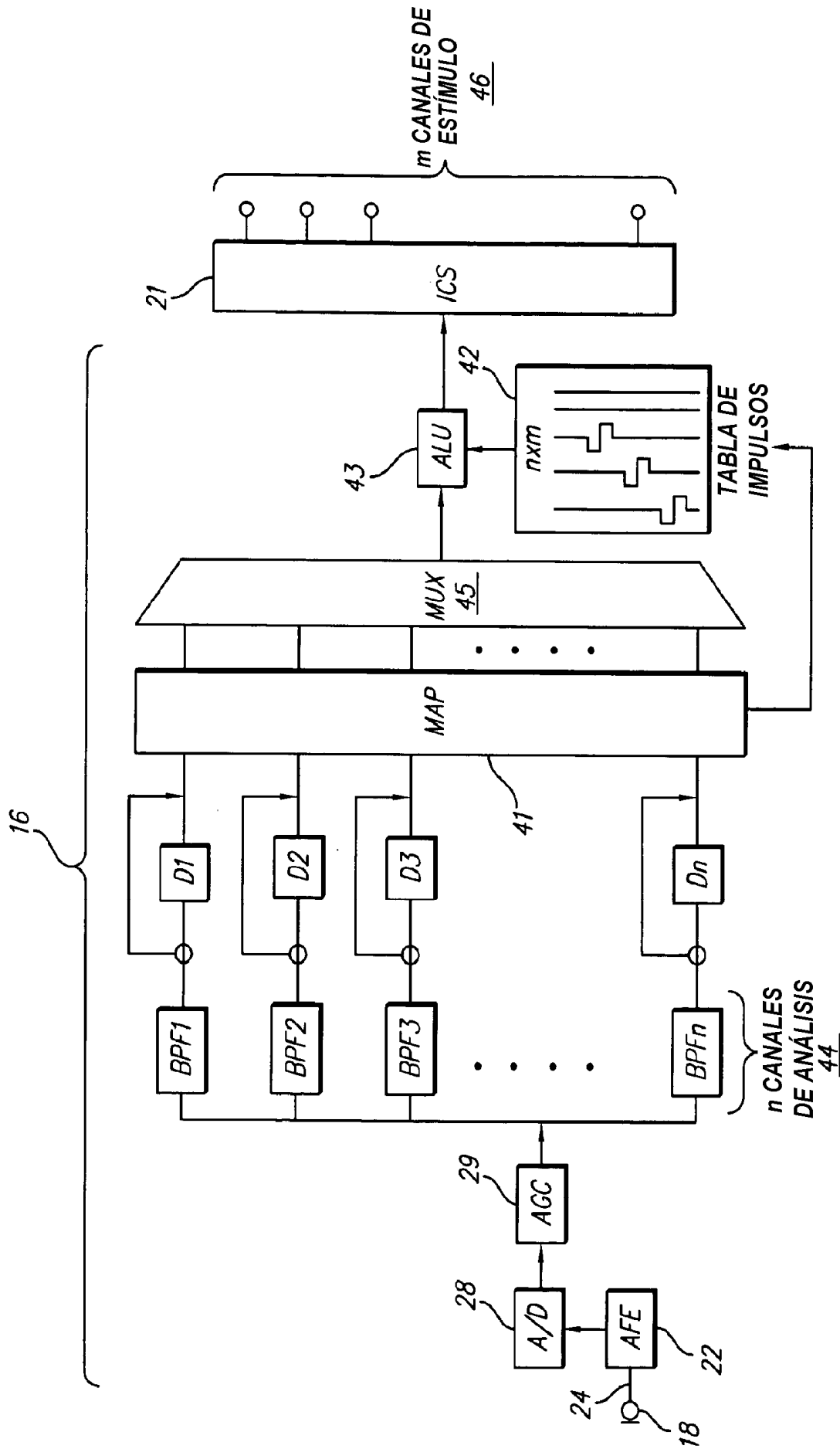
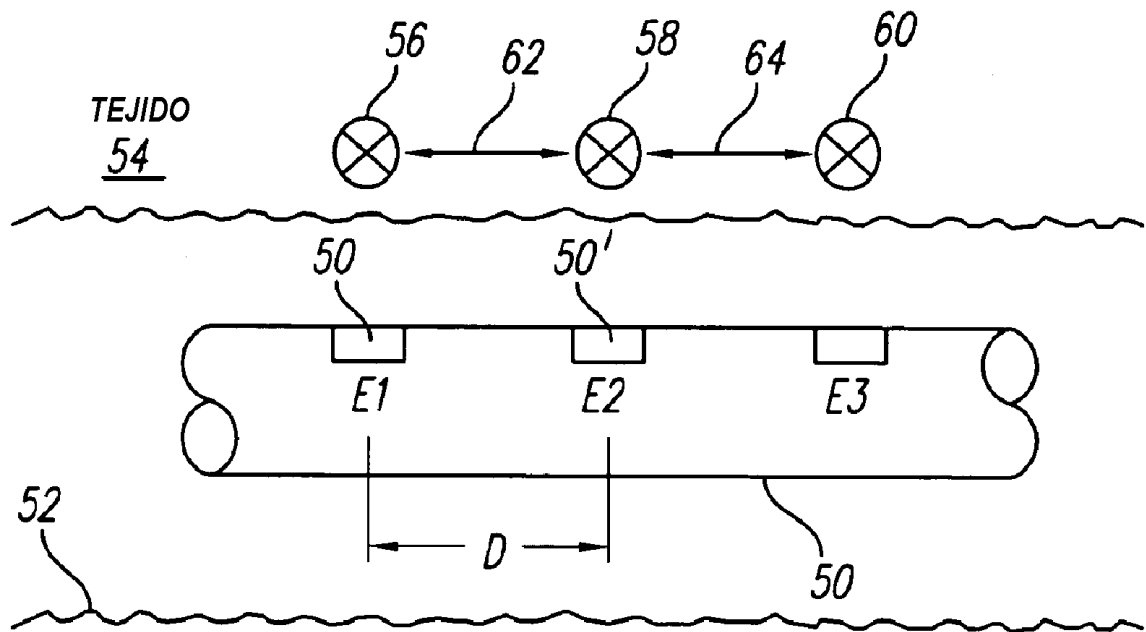
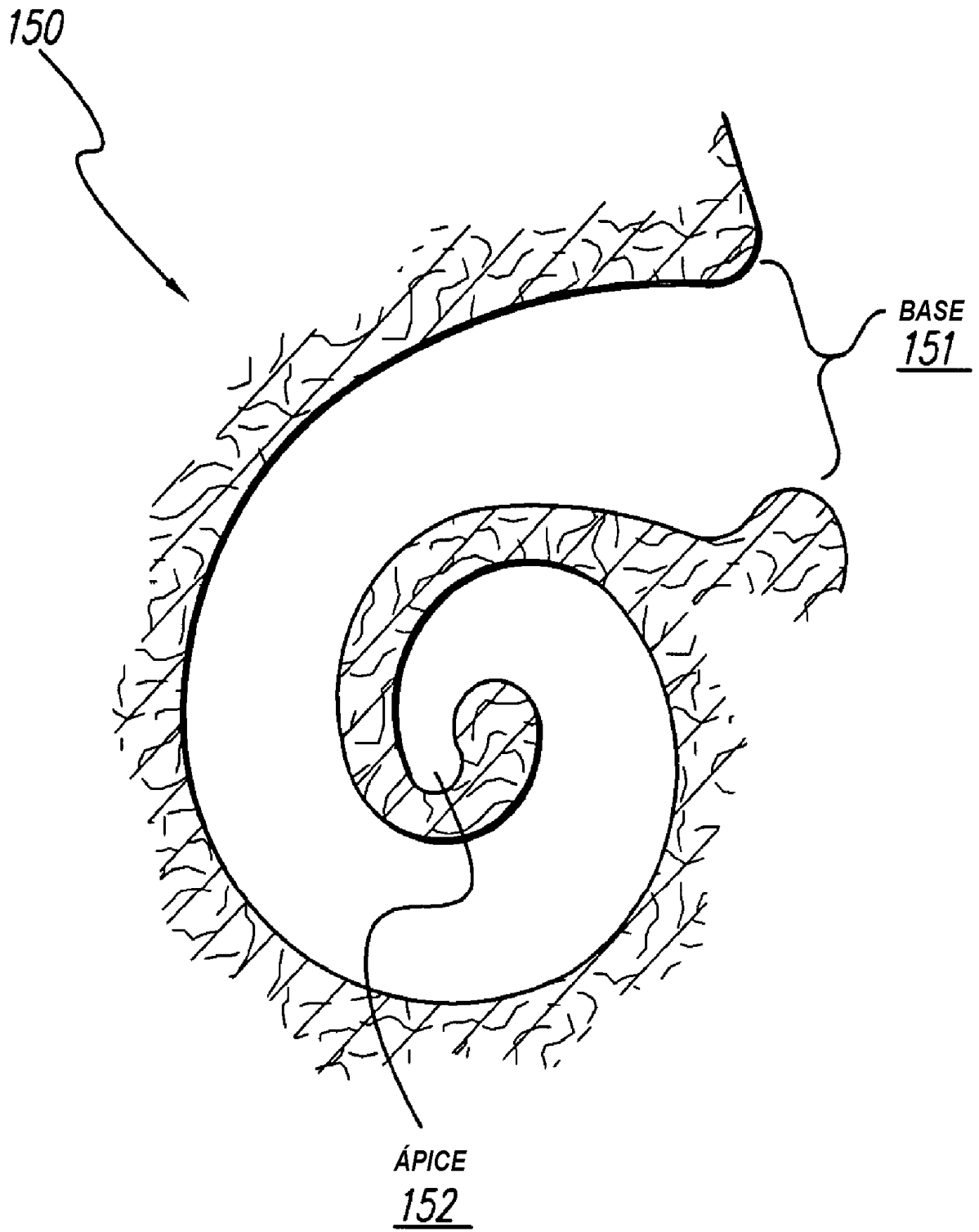


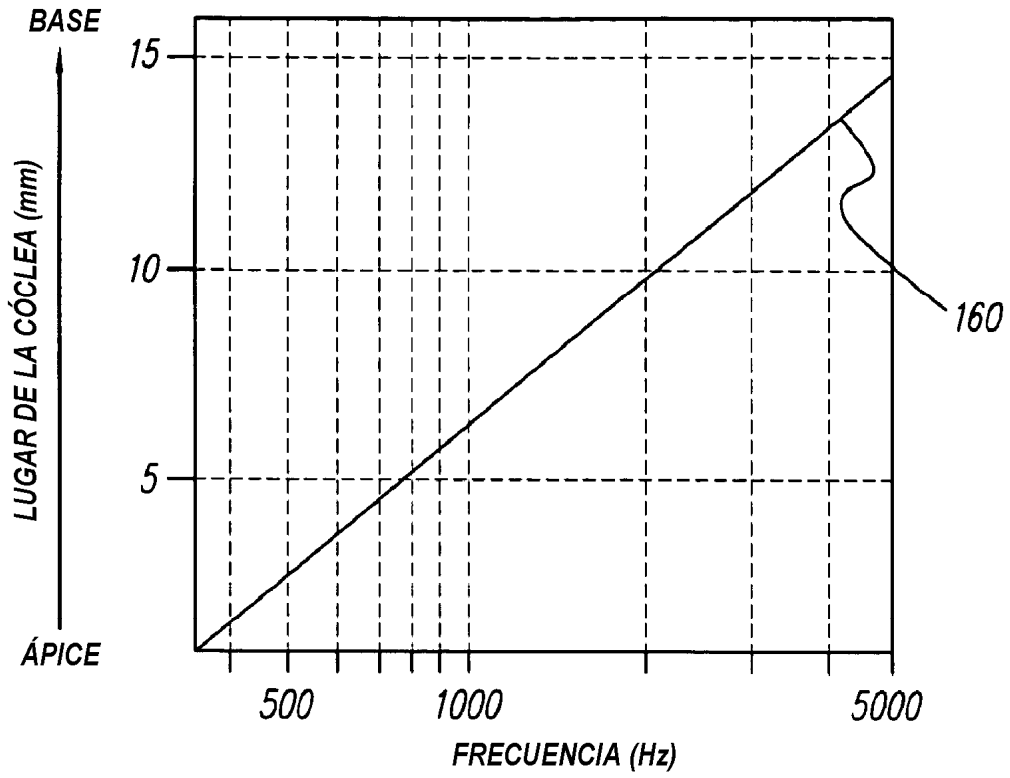
FIG. 3



**FIG. 4**

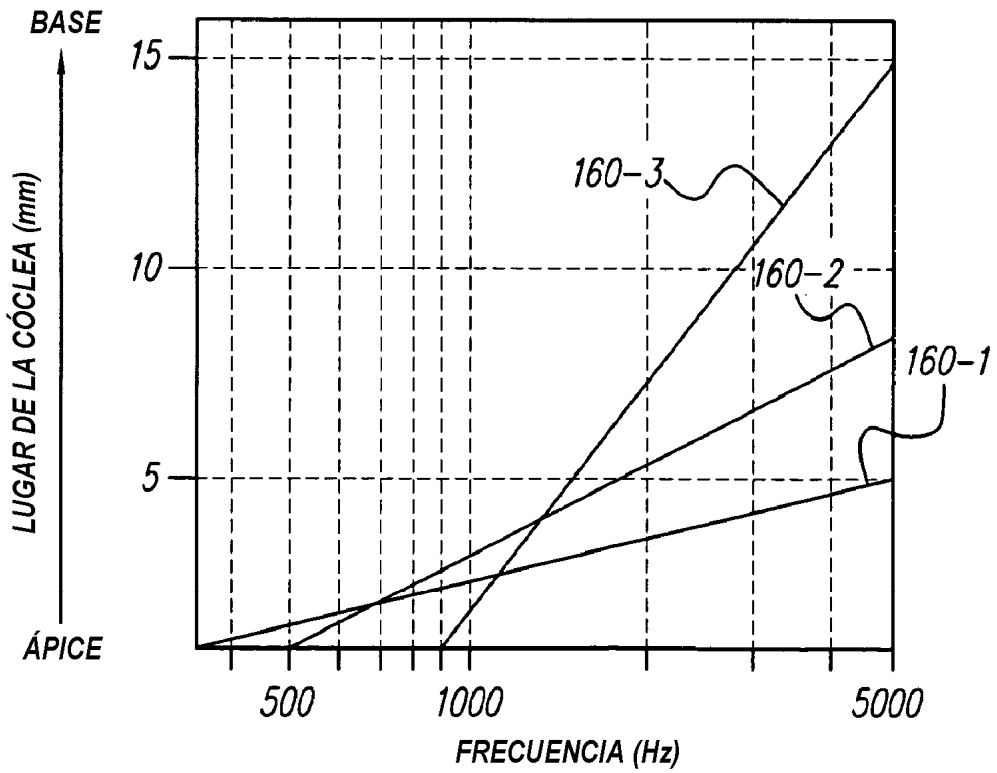


**FIG. 5**

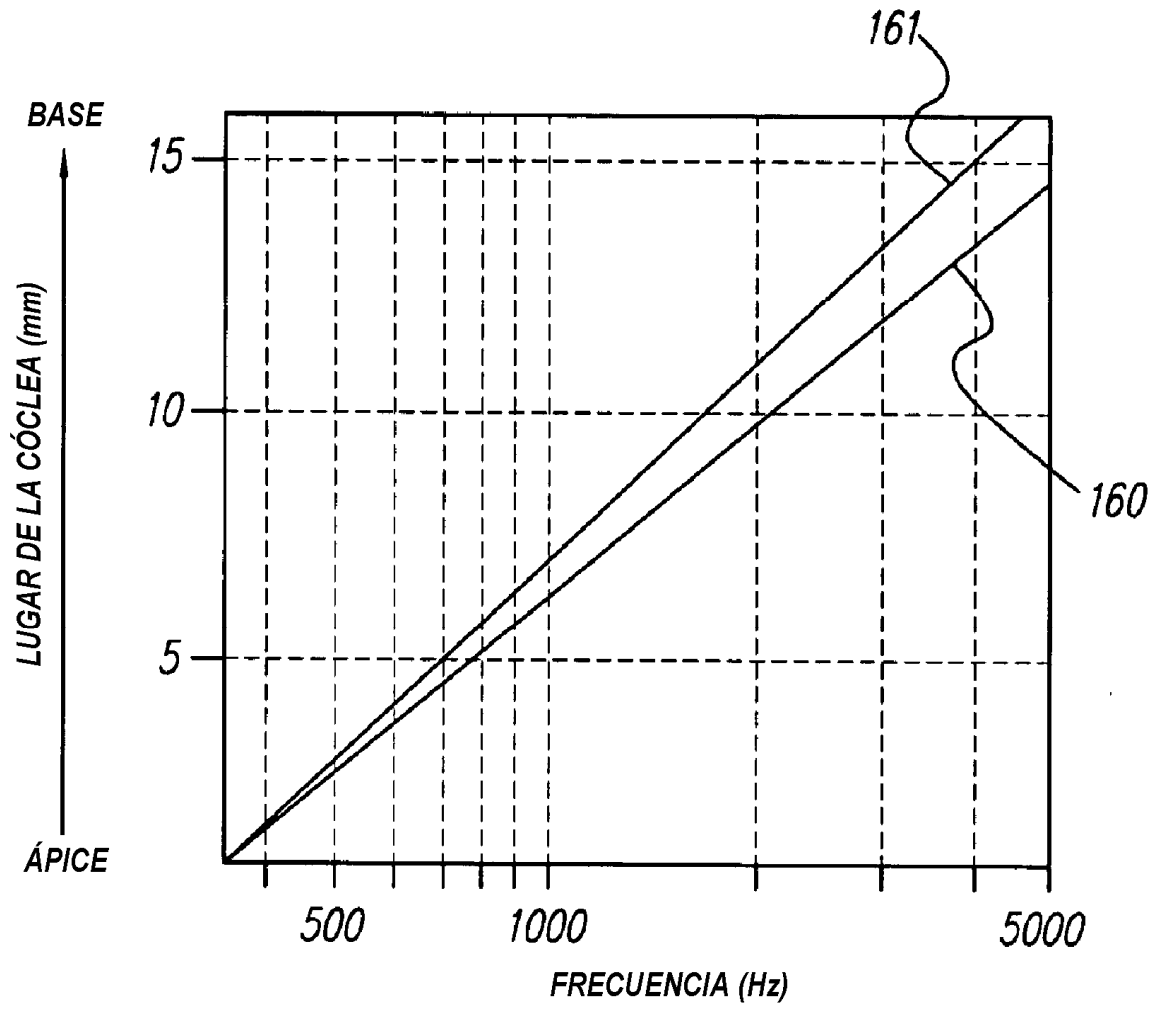


FRECUENCIA (Hz)

**FIG. 6**

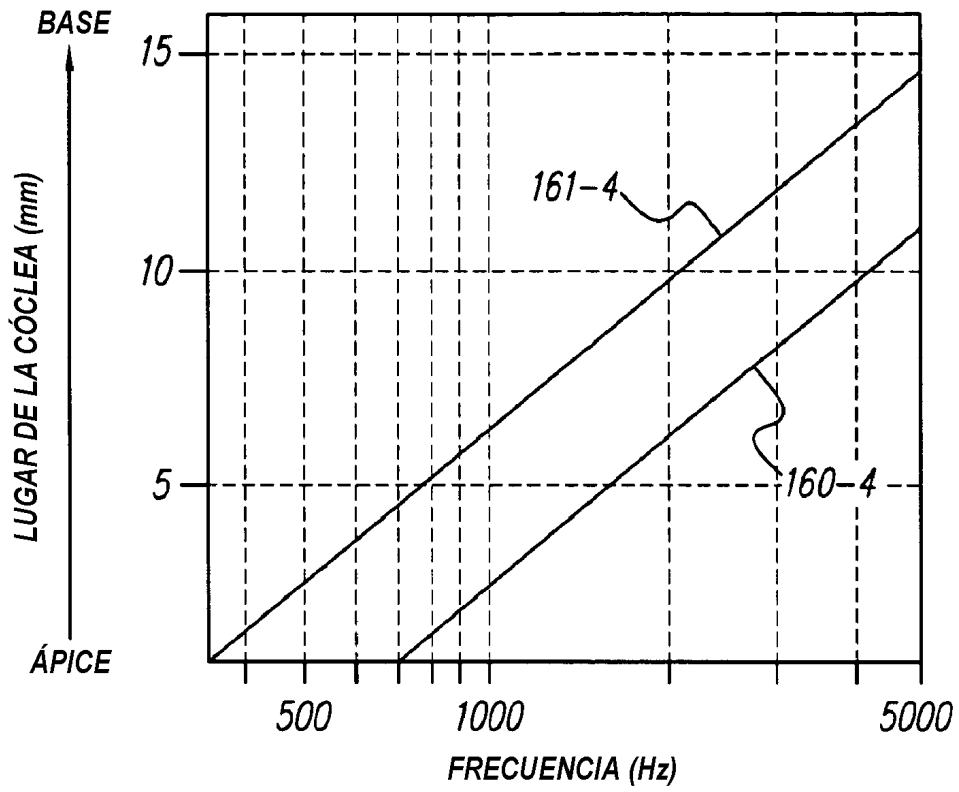


**FIG. 7**

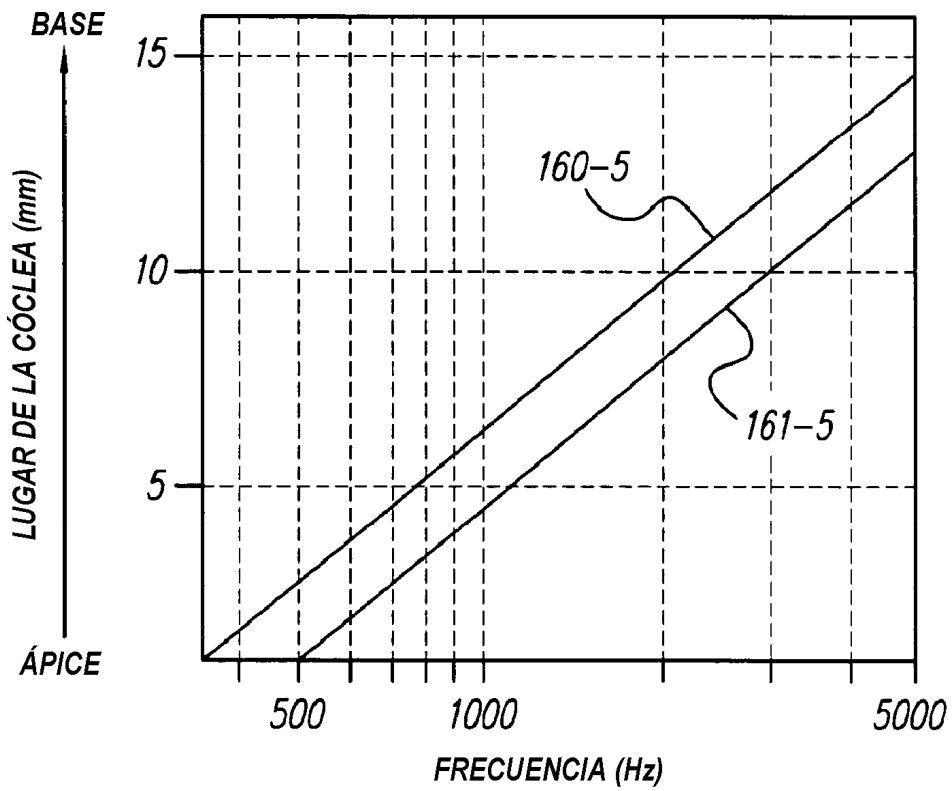


**FIG. 8**

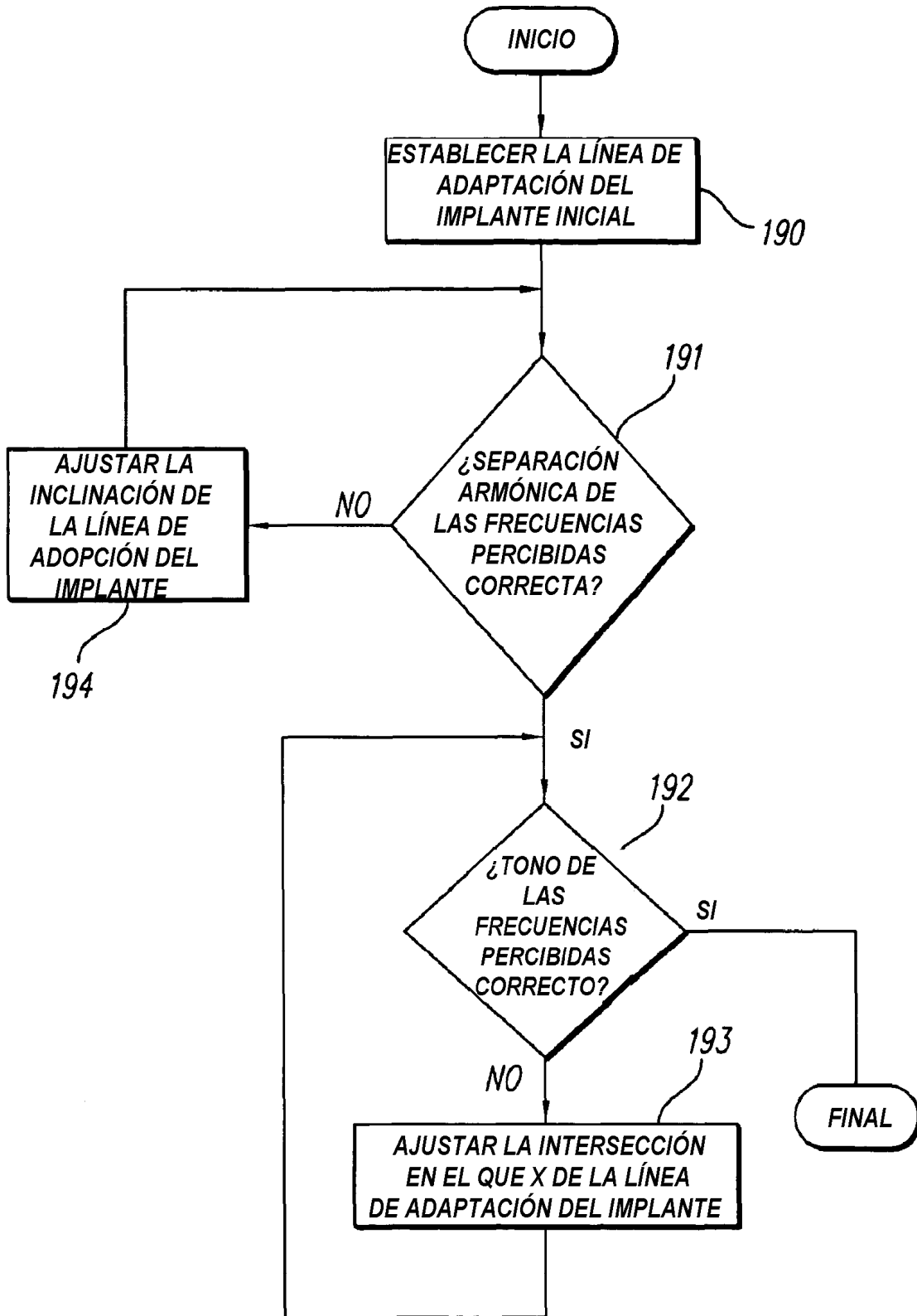




**FIG. 9**



**FIG. 10**



**FIG. 11**

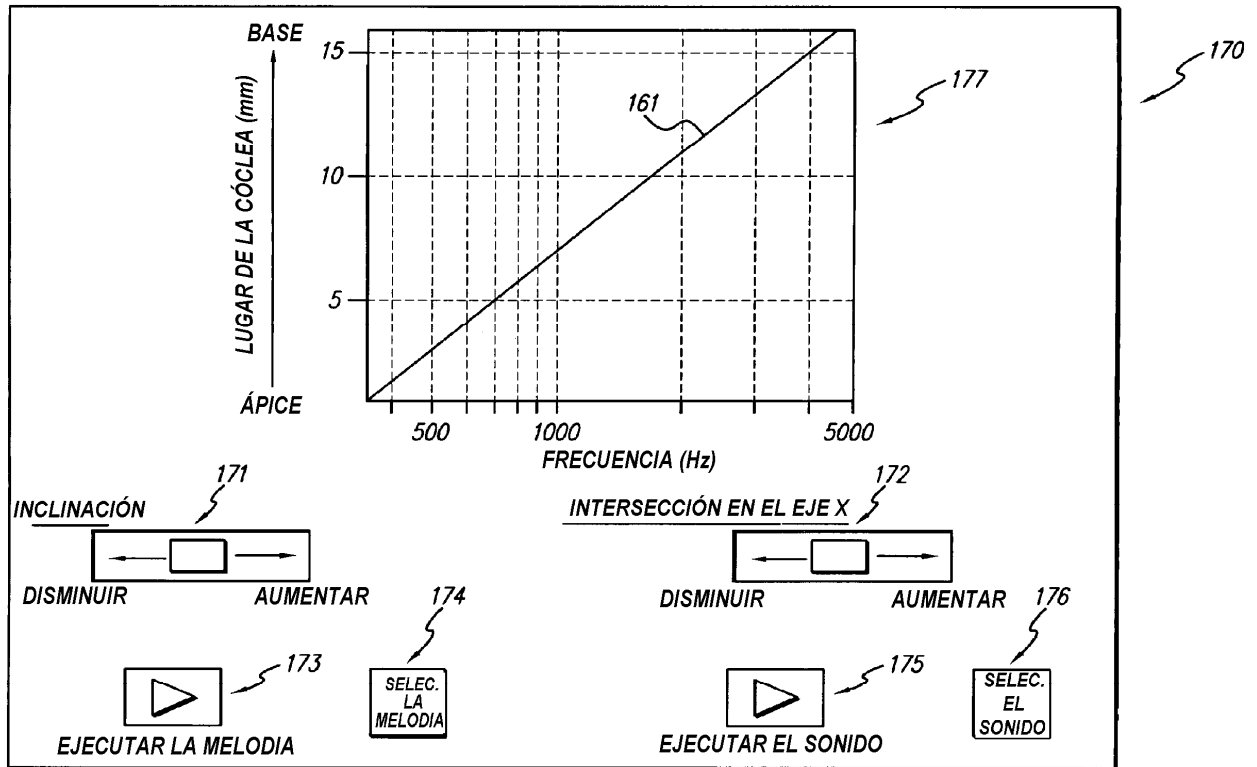


FIG. 12