

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 455 267**

51 Int. Cl.:

A61N 1/36 (2006.01)

H04R 25/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **13.12.2010 E 10792893 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **12.03.2014 EP 2542301**

54 Título: **Generación de señal de estimulación con electrodos en una prótesis auditiva neuronal**

30 Prioridad:

04.03.2010 US 310425 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
15.04.2014

73 Titular/es:

**FRAUNHOFER GESELLSCHAFT ZUR
FÖRDERUNG DER ANGEWANDTEN
FORSCHUNG E.V. (100.0%)
Hansastraße 27 c
80686 München , DE**

72 Inventor/es:

HARCZOS, TAMAS

74 Agente/Representante:

PONTI SALES, Adelaida

ES 2 455 267 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

Generación de señal de estimulación con electrodos en una prótesis auditiva neuronal

5 Antecedentes de la Invención

[0001] Las realizaciones de la invención se refieren a un procedimiento y un aparato para generar una señal de estimulación con electrodos en una prótesis auditiva neuronal. En realizaciones de la invención, un generador de aleatoriedad controla una generación de la señal de estimulación con electrodos para variar de forma aleatoria dentro de un determinado intervalo permisible.

[0002] El campo de la presente invención se refiere a una prótesis auditiva, como un implante coclear o un implante del tronco cerebral, configurada para la entrega de una estimulación no simultánea a través de al menos dos electrodos activos.

15 **[0003]** Se estima que la población sorda mundial es aproximadamente del 0,1% de la población total. Existen diversas causas de sordera incluyendo infecciosa, traumática, tóxica, relacionada con la edad, ocupacional y trastornos genéticos. En la mayoría de los casos se daña el oído interno, es decir, la estructura coclear.

20 **[0004]** En la actualidad, sin embargo, existen formas de eludir el sistema auditivo periférico y estimular directamente las fibras del nervio auditivo. Este proceso está disponible mediante los implantes cocleares (IC), que han sido objeto de intensa investigación durante más de cincuenta años hasta ahora, y por los implantes del tronco cerebral más recientes (ITC). Aunque los implantes cocleares son la prótesis neuronal más exitosa, sólo pueden restaurar la audición parcialmente. Los pacientes logran un promedio de casi el 80% en las pruebas de reconocimiento del habla en condiciones de tranquilidad (sin lectura de labios) hasta el final del segundo año después de la implantación (consúltese el artículo "Evidence that cochlear-implanted deaf patients are better multisensory integrators" de Rouger y col., publicado en Proc. Nat. Acad. of Sciences (PMAS), vol. 104 (17), págs. 7295-7300, 2007 y en Journal of Acoust. Soc. Am., vol. 111 (5), Pt. 1, mayo de 2002), pero la mayor parte de los receptores de implantes cocleares siguen siendo incapaces de disfrutar de música o de distinguir entre sonidos complejos. Por otra parte, el reconocimiento del habla en ambientes ruidosos es todavía un reto para la mayoría de los receptores de implantes cocleares.

35 **[0005]** Incluso hoy en día varios sistemas de IC modernos emplean estrategias de procesamiento del habla que todavía se basan en bancos de filtro muy "sencillos" (por ejemplo, la transformada rápida de Fourier (TRF), que se remonta a mediados de 1960) para imitar las funciones complejas del sistema auditivo humano. Por otro lado, durante los últimos 20 años se han desarrollado numerosos modelos biológicamente motivados de la membrana basilar (MB, órgano de la filtración coclear) y de estructuras auditivas - que tienen fuertes propiedades no lineales más allá de la MB.

40 **[0006]** Una investigación reciente del inventor indica que ese momento ha llegado para que los sistemas de IC/ITC prácticos y modelos de oído teóricos converjan y faciliten una mayor calidad de la recuperación de la audición.

45 **[0007]** La publicación de solicitud de patente de Estados Unidos N° 2009/0030486 A1 desvela un procedimiento para generar una señal de control para un implante coclear en base a una señal de audio. Se calcula un patrón de actividad en el tiempo en una pluralidad de células ciliadas internas de un modelo auditivo. Los eventos de actividad dentro del patrón de actividad se filtran en base al reconocimiento de un patrón característico en el patrón de actividad, por el que se obtiene información compensada. La información compensada se usa adicionalmente como una señal de control para el implante coclear, o la señal de control para el implante coclear se obtiene a partir de la información compensada. La idea desvelada en la solicitud de patente de Estados Unidos '486 se basa en el conocimiento de que en un patrón de actividad, está presente una multitud de impulsos de actividad en una pluralidad de células ciliadas internas de un modelo auditivo durante un tiempo, que no son relevantes para la sensación auditiva de un paciente. Por lo tanto, puede reconocerse un patrón característico en el patrón de actividad del nervio y, en base al reconocimiento del patrón característico, algunos de los eventos de actividad pueden filtrarse porque son únicamente de importancia secundaria para la percepción de un paciente. Un ejemplo del reconocimiento del patrón característico es una clasificación de patrón basada en Hough.

55 **[0008]** Se desvela una prótesis auditiva configurada para la entrega de la estimulación estocástica a un receptor en la publicación de solicitud de patente de Estados Unidos N° 2009/0319005 A1. Un generador de estimulación estocástica está configurado para generar una secuencia estocástica de impulsos de estimulación con primeros y

segundos intervalos entre pulsos distribuidos estocásticamente por toda la secuencia dentro de unos límites controlados. Por lo tanto, las posiciones temporales de los impulsos se someten a variaciones al azar, pero la forma básica de un pulso de estimulación está predeterminada.

5 **[0009]** La publicación de solicitud de patente de Estados Unidos Nº 2008/0319509 A1 desvela un enfoque similar al de la publicación de solicitud de patente de Estados Unidos '005. En el documento US 2008/0319509 A1 se desvela una estimulación binaural en una prótesis auditiva neuronal o audífono. Se añade un componente de fluctuación de fase a la señal de estimulación binaural para reducir las características del componente de estructura fina mediante la conservación de la información de diferencia interaural de tiempo (DIT). De nuevo, la posición
10 temporal de los pulsos básicos se varía al azar, mientras que una forma de cada pulso básico permanece constante.

[0010] La publicación de solicitud de patente de Estados Unidos Nº 2006/0080087 A1 desvela un proceso, un dispositivo y un software de procesamiento de sonido que pretenden mejorar la percepción del tono, con aplicación particular en las prótesis auditivas. Se usa una señal de banda ancha envolvente para modular el nivel de las
15 señales de canales de banda estrecha, de manera que la expresión de información de modulación de frecuencia en la señal de banda ancha envolvente se proporcione en todas las señales de canales de banda estrecha y la fase de señales moduladas en los canales esté alineada. El documento US 2006/0080087 A1 también sugiere usar una señal envolvente que se modifica para aumentar su profundidad de modulación y está normalizada para permitir la modulación de las señales de canal.

20

Resumen de la Invención

[0011] De acuerdo con una realización de la invención, un procedimiento para generar una señal de control para una prótesis auditiva neuronal tiene las acciones de: recibir una pluralidad de señales de bin de frecuencia;
25 seleccionar una señal de bin de frecuencia seleccionada entre la pluralidad de señales de bin de frecuencia; variar al menos un parámetro de generación de señal de estimulación usado para generar una señal de estimulación con electrodos y afectar a una forma de un pulso de estimulación básico; y generar la señal de estimulación con electrodos para su aplicación a un electrodo de la prótesis auditiva neuronal correspondiente a una frecuencia de la señal de bin de frecuencia seleccionada, usando la generación de la señal de estimulación con electrodos el al
30 menos un parámetro de generación de señal de estimulación sujeto a variaciones. El al menos un parámetro de estimulación representa una duración de un lapso de fase entre un pulso positivo y un pulso negativo de un pulso bifásico, en el que la variación del al menos un parámetro de generación de señal de estimulación es un proceso aleatorio.

35 **[0012]** De acuerdo con otra realización, un dispositivo de procesamiento de señal de estimulación auditiva tiene: una pluralidad de entradas de señal adaptadas para recibir una pluralidad de señales de bin de frecuencia; un selector de señal adaptado para seleccionar una señal de bin de frecuencia seleccionada entre la pluralidad de señales de bin de frecuencia; un modificador de parámetros adaptado para variar al menos un parámetro de generación de señal de estimulación usado para generar una señal de estimulación con electrodos y afectar a una
40 forma de un pulso de estimulación básico; un generador de estimulación con electrodos adaptado para generar la señal de estimulación con electrodos para su aplicación a un electrodo de una prótesis auditiva neuronal, correspondiendo el electrodo a una frecuencia de la señal de bin de frecuencia seleccionada. El al menos un parámetro de estimulación representa una duración de un lapso de fase entre un pulso positivo y un pulso negativo de un pulso bifásico. El modificador de parámetros comprende un generador de aleatoriedad para aleatorizar la
45 variación del al menos un parámetro de generación de señal de estimulación.

[0013] Otra realización tiene un programa informático que tiene un código de programa para realizar, cuando se ejecuta en un ordenador, el procedimiento para generar una señal de control para una prótesis auditiva neuronal como se ha mencionado anteriormente.

50

[0014] En realizaciones de la invención, puede realizarse una ecualización de amplitud en la pluralidad recibida de señales de bin de frecuencia. Por lo tanto, el dispositivo de procesamiento de señal de estimulación auditiva puede comprender adicionalmente un ecualizador de amplitud adaptado para realizar una ecualización de amplitud en la pluralidad recibida de señales de bin de frecuencia.

55

[0015] Las realizaciones de la invención se basan en el reconocimiento de que es posible que un grado de aleatoriedad en la señal de estimulación con electrodos o la señal de control relacionada con el mismo se añada a una bio-compatibilidad de la señal de estimulación con electrodos. Una posible explicación es que la prótesis auditiva neuronal interactúa con una parte sana restante del sentido auditivo del receptor que se usa, o se

predetermina genéticamente, para recibir estímulos nerviosos de una parte natural ahora extinta del sentido auditivo.

[0016] En realizaciones de las enseñanzas desveladas, la pluralidad de señales de bin de frecuencia puede recibirse de un banco de filtros en base a una estimulación de al menos una de una membrana basilar y una célula ciliada interna.

[0017] En realizaciones de las enseñanzas desveladas, el procedimiento puede comprender adicionalmente:

determinar si un electrodo de la prótesis auditiva neuronal se había seleccionado para la estimulación durante un ciclo de estimulación anterior; y

atenuar una señal de bin de frecuencia correspondiente que corresponde al electrodo determinado estimulado durante el ciclo de estimulación anterior.

[0018] En el caso de un dispositivo de procesamiento de señal de estimulación auditiva, esta funcionalidad puede proporcionarse por el ecualizador de amplitud, es decir, el ecualizador de amplitud puede adaptarse para determinar si un electrodo de la prótesis auditiva neuronal se había seleccionado para la estimulación durante al menos un ciclo de estimulación anterior entre un cierto número de ciclos de estimulación anteriores y para atenuar una señal de bin de frecuencia correspondiente que corresponde al electrodo determinado estimulado durante el ciclo de estimulación anterior entre el cierto número de los últimos ciclos de estimulación. En la alternativa al ecualizador de amplitud, puede proporcionarse esta funcionalidad, o una funcionalidad equivalente, por otro componente del dispositivo de procesamiento de señal de estimulación auditiva.

[0019] En realizaciones de las enseñanzas desveladas en el presente documento, el procedimiento puede comprender acciones adicionales antes de asignar los valores de probabilidad de selección a una pluralidad de señales de bin de frecuencia. Una de estas acciones puede ser un mapeado de una amplitud de cada una de la pluralidad de señales de bin de frecuencia a una representación de mapa de intensidad de sonido de la amplitud, basándose el mapeado en las condiciones específicas del paciente.

[0020] El dispositivo de procesamiento de señal de estimulación auditiva puede comprender adicionalmente una función de mapeado de intensidad de sonido conectada a la entrada de señal y adaptada para mapear una amplitud de al menos una de la pluralidad de señales de bin de frecuencia a una representación mapeada de intensidad de sonido de la amplitud, basándose el mapeado en las condiciones específicas del paciente.

[0021] En realizaciones de las enseñanzas desveladas, el modificador de parámetros comprende un generador de aleatoriedad de manera que la variación del parámetro de generación de señal de estimulación se base en un proceso aleatorio.

[0022] En realizaciones de las enseñanzas desveladas, el parámetro de generación de señal de estimulación puede afectar a una forma de onda de la señal de estimulación con electrodos. En particular, una plantilla para crear la señal de estimulación con electrodos puede comprender un lapso temporal en el que la plantilla es sustancialmente un valor de cero entre dos secciones diferentes de cero. El parámetro de generación de señal de estimulación sujeto a una variación aleatoria es una duración del lapso temporal entre las dos secciones distintas de cero.

[0023] En la siguiente memoria descriptiva, la prótesis auditiva neuronal se describirá como un implante coclear. Sin embargo, es evidente para un experto en la técnica que es posible emplear el enfoque inventivo con otros tipos de prótesis auditivas neuronales.

Breve descripción de los dibujos

[0024] Las realizaciones de las enseñanzas desveladas en el presente documento se detallarán posteriormente haciendo referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

la figura 1 es un diagrama de bloques esquemático que ilustra una visión general de una prótesis auditiva neuronal;

la figura 2 muestra representaciones de frecuencia en el tiempo de algunas señales en la prótesis auditiva neuronal;

la figura 3 es un diagrama de bloques esquemático de componentes de la prótesis auditiva neuronal;

las figuras 4A y 4B muestran un diagrama de flujo esquemático de un procedimiento de acuerdo con las enseñanzas desveladas en el presente documento;

5 la figura 5 es un gráfico que ilustra una característica de una membrana basilar en función de la intensidad de sonido;

la figura 6 es un diagrama de flujo esquemático del procedimiento de acuerdo con las enseñanzas desveladas en el presente documento;

10

la figura 7 muestra dos diagramas temporales que ilustran un aspecto de la generación estocástica de señales de estimulación de acuerdo con un aspecto de las enseñanzas desveladas en el presente documento;

15 la figura 8 muestra tres distribuciones de densidad de probabilidad ejemplares que ilustran la selección estocástica de electrodos de acuerdo con un aspecto de las enseñanzas desveladas en el presente documento;

la figura 9 muestra un diagrama de flujo esquemático de un aspecto de acuerdo con las enseñanzas desveladas en el presente documento; y

20 la figura 10 muestra un diagrama de bloques esquemático de componentes de una prótesis auditiva neuronal de acuerdo con un aspecto de las enseñanzas desveladas en el presente documento.

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LA INVENCION

25 **[0025]** La figura 1 muestra un diagrama de bloques esquemático de una prótesis auditiva neuronal 100 en la que se ilustran algunos de los componentes principales. En general, la prótesis auditiva neuronal 100 recibe una señal acústica, procesa la señal acústica y genera una señal de estimulación eléctrica. Dependiendo del sitio anatómico en el que la señal de estimulación eléctrica estimula un tejido nervioso de un receptor, la prótesis auditiva neuronal 100 puede comprender un implante coclear (IC), un implante del tronco cerebral (ITC), u otro tipo de implante. En el caso
30 de un implante coclear, se implanta un dispositivo de estimulación 114 en la cóclea del receptor. En el caso de un implante del tronco cerebral, el dispositivo de estimulación 114 puede comprender electrodos que se implantan cerca de la superficie del núcleo coclear del tronco cerebral.

[0026] La prótesis auditiva neuronal 100 recibe típicamente una señal de audio en una interfaz de señal de audio
35 102, que genera datos acústicos correspondientes a la señal de audio. La interfaz de señal de audio 102 puede comprender un micrófono, un amplificador y un convertidor analógico-digital. Los datos acústicos se transmiten a un banco de filtros 104 que puede basarse en un modelo de simulación de la membrana basilar (MB) y/o un modelo de simulación de las células ciliadas internas (CCI). El banco de filtros 104 analiza los datos acústicos con respecto al contenido de frecuencia de los datos acústicos que están en una pluralidad de intervalos de frecuencia. El banco de
40 filtros 104 puede basarse en una simulación por ordenador de un modelo de membrana basilar, o podría basarse, por ejemplo, en una transformada rápida de Fourier. El banco de filtros 104 tiene M bandas de salida, conteniendo cada una de las bandas de salida una señal de bin de frecuencia de una pluralidad de señales de bin de frecuencia 105. En una implementación ejemplar del banco de filtros 104, una resolución de frecuencia se ajusta a 0,25 Bark/banda, que da como resultado 101 bandas sobre todo el intervalo audible. Una tasa de muestreo se ajusta a
45 44100/s en esta implementación ejemplar. A continuación, únicamente se mantienen M de 101 bandas, que tienen frecuencias características (FC) más cercanas a las frecuencias características de los canales de electrodos correspondientes. Típicamente, las frecuencias características de los canales de electrodos se separan aproximadamente de forma logarítmica sobre la frecuencia y se extienden sobre un intervalo de frecuencia del implante coclear típico, es decir, de aproximadamente 250 Hz a 7500 Hz. En otra implementación posible diferente
50 de la implementación ejemplar mencionada, el banco de filtros 104 podría proporcionar el número deseado de M bandas directamente que se corresponden con las frecuencias características del canal de electrodos de un implante coclear o un implante del tronco cerebral. Por lo tanto, ya no es necesaria ninguna selección de bandas de frecuencia para reducir el número de bandas de frecuencia, por ejemplo, de 101 a M, y no tiene que realizarse ninguna filtración superflua de bandas de frecuencia sin usar.

55

[0027] Además de una simulación por ordenador de un modelo de membrana basilar, el banco de filtros 104 puede comprender adicionalmente una simulación por ordenador de un modelo de célula ciliada interna, que actúa como un rectificador con propiedades no lineales.

[0028] En esta implementación ejemplar, el banco de filtros completo 104 proporciona un conjunto de datos de salida (una muestra por banda) para cada ciclo de estimulación. Si la tasa total de estimulación (TTE) no es igual a la tasa de muestreo, entonces la salida del banco de filtros puede muestrearse de nuevo con la tasa total de estimulación. El conjunto de datos de salida forma la pluralidad de señales de bin de frecuencia 105.

5

[0029] Un ecualizador de amplitud 106 (EA) está adaptado para ecualizar la pluralidad de señal de bin de frecuencia 105 correspondiente a las bandas del banco de filtros de manera que la pluralidad de señales de bin de frecuencia 105 tenga el mismo intervalo de magnitud entre todas las bandas. Por ejemplo, el ecualizador de amplitud 106 puede ajustar la pluralidad de señales de bin de frecuencia 105 de manera que el intervalo de salida de cada banda esté en $[0,1]$, donde 0,0 y 1,0 son extremos que corresponden a una entrada de tono puro con la frecuencia central de la banda dada en un nivel de percepción del modelo de 25,0 y 65,0 dB de NPS, respectivamente. Opcionalmente, el ecualizador de amplitud 106 puede tener una entrada y una memoria respecto a la cual se seleccionó un electrodo del dispositivo de estimulación 114 para la estimulación en el último ciclo de estimulación, o en uno de los últimos ciclos de estimulación. Si se seleccionó un electrodo L para la estimulación en el último ciclo de estimulación, entonces la señal de bin de frecuencia de la banda de frecuencia que corresponde al electrodo L simulado en (uno de) el último o últimos ciclos, se atenuará para el ciclo de estimulación actual en una cierta cantidad, por ejemplo 10,0 dB. Se cree que la atenuación aumenta la seguridad descendiendo el riesgo de exceso de estimulación por repetición, y/o soporta la percepción de inicios, lo que puede conducir a una mejor percepción del habla.

20

[0030] Las señales de bin de frecuencia ecualizadas se transmiten a una función de mapeo de la intensidad de sonido 108 que mapea la amplitud de las muestras a una unidad eléctrica que representa la magnitud de la estimulación. El límite bajo y alto de la magnitud de estimulación por electrodo es individual entre pacientes con IC. Asumiendo que los límites del paciente son C_{bajo} y C_{alto} , la función de mapeo de la intensidad de sonido 108 mapeará el intervalo de entrada de $[0, 1]$ a $[C_{bajo}, C_{alto}]$. El mapeo de la intensidad de sonido proporcionado por la función de mapeo de la intensidad de sonido 108 puede ser no lineal, pero tiene que ser monotónico. En una realización ejemplar que se ha implementado con fines de prueba, el mapeo de la intensidad de sonido es lineal.

25

[0031] Un módulo extractor y selector de características 110 (ESC) extrae y/o selecciona un cierto número de las M muestras de entrada. Cada una de las M muestras de entrada corresponde a un valor instantáneo de una de la pluralidad de señales de bin de frecuencia de amplitud ecualizada y de mapeo de la intensidad de sonido. Típicamente, las muestras de entrada seleccionadas muestran propiedades que las distinguen de las muestras de entrada restantes. Las muestras de entrada seleccionadas forman un conjunto de señales de bin de frecuencia seleccionadas 305 (figura 3). La selección del conjunto de señales de bin de frecuencia seleccionadas podría cambiar con bastante frecuencia, tal como una vez cada periodo de muestra. Por lo tanto, en cuanto a la duración de las señales de frecuencia seleccionadas, el conjunto de señales de bin de frecuencia seleccionadas 305 puede ser tan corto como una única muestra. La determinación del conjunto de señales de bin de frecuencia seleccionadas 305 puede basarse en diversos criterios, tal como la magnitud de las muestras de entrada. El conjunto de señales de bin de frecuencia seleccionadas comprende N señales de bin de frecuencia seleccionadas. Estas N señales de bin de frecuencia seleccionadas o muestras tienen típicamente las mayores magnitudes, y se clasifican de manera que una primera señal de bin de frecuencia seleccionada $M(1)$ represente la amplitud más alta y $M(N)$ la muestra de amplitud más alta n veces, es decir, la señal de bin de frecuencia con la menor amplitud de las señales de bin de frecuencia seleccionadas. En la implementación ejemplar que se ha mencionado anteriormente, el número N de señales de bin de frecuencia seleccionadas en el conjunto de señales de bin de frecuencia seleccionadas es $N = 3$. Típicamente, la determinación del conjunto de señales de bin de frecuencia seleccionadas se basará en la magnitud de las muestras de entrada con respecto al módulo extractor y selector de características 110. En este caso, el conjunto de señales de bin de frecuencia seleccionadas puede denominarse un conjunto de señales de bin de frecuencia fuertes, o un conjunto de señales de bin de frecuencia dominantes. Las señales de bin de frecuencia fuertes o las señales de bin de frecuencia dominantes son aquellas señales que es probable que contengan información útil contenida en los datos acústicos originales que ayudará al receptor, por ejemplo, a entender una palabra u oír un determinado sonido. Obsérvese que la expresión "señales de bin de frecuencia fuertes" no significa necesariamente "señales de bin de frecuencia más fuertes", aunque se contempla que el conjunto de señales de bin de frecuencia con fuertes contenga típicamente las señales de bin de frecuencia con las N mayores magnitudes.

40

45

50

55

[0032] Después, el módulo extractor y selector de características 110 selecciona una señal de bin de frecuencia entre el conjunto de señales de bin de frecuencia seleccionadas (o una muestra entre el conjunto de muestras seleccionadas).

[0033] Esta selección es típicamente aleatoria de manera que puede seleccionarse uno cualquiera del conjunto de

señales de bin de frecuencia seleccionadas. La selección aleatoria puede alterarse por medio de uno o más valores de probabilidad de selección que se asignan a una o más señales de bin de frecuencia seleccionadas en el conjunto seleccionado. Asignando valores de probabilidad de selección específicos a las señales de bin de frecuencia seleccionadas o muestras, la selección de una señal de bin de frecuencia/muestra mantenida por último para accionar posteriormente un electrodo correspondiente del dispositivo de estimulación 114 puede controlarse de manera que la muestra con la mayor magnitud se selecciona más a menudo que las otras muestras en el conjunto de muestras seleccionadas, pero no siempre. Los valores de probabilidad de selección pueden seleccionarse en función de un parámetro S que representa la probabilidad de seleccionar la muestra de mayor magnitud. Si $S = 1,0$, entonces la muestra de mayor magnitud $M(1)$ se seleccionará en cada ciclo, por lo tanto, la estimulación es determinista. Si, por ejemplo, $S = 0,8$ y $N = 3$, entonces la probabilidad de seleccionar $M(1)$, $M(2)$ o $M(3)$ es del 80%, 16% y 4%, respectivamente. Si $S < 1,0$, entonces la estimulación es estocástica, lo que puede explicar una mejora bio-compatibilidad. En la implementación ejemplar que se ha mencionado anteriormente, el parámetro S se seleccionó para ser $S = 0,9$.

15 **[0034]** Un módulo constructor de estímulos 112 (MCE) determina otras propiedades (como el tipo de pulso, el ancho de pulsos, etc.) de la señal de estímulos en base a las propiedades del dispositivo de estimulación usado y a las preferencias del paciente. El módulo constructor de estímulos 112 también recibe datos del módulo extractor y selector de características 110, en particular que uno del conjunto de señales de bin de frecuencia seleccionadas se ha seleccionado por medio del proceso de selección aleatorio. La selección de una determinada señal de bin de frecuencia/muestra determina qué electrodo del dispositivo de estimulación 114 se activará. El módulo extractor y selector de características 110 también puede proporcionar datos con respecto a una magnitud de la muestra seleccionada al módulo constructor de estímulos 112.

25 **[0035]** Para reducir la recurrencia en la estimulación, puede ser útil cambiar estocásticamente uno o más parámetros de estímulo en el tiempo. Una forma de onda posible para una señal de estimulación con electrodos puede ser un pulso bifásico que tiene un lapso corto (aproximadamente $8 \mu s$) entre las dos fases. La duración del lapso puede someterse a variaciones aleatorias que también pueden observarse con personas que tienen audición normal. Dichas variaciones aleatorias reflejan procesos naturales y se cree que mejoran las capacidades de percepción del receptor de la prótesis auditiva neuronal 100. En la implementación ejemplar que se ha mencionado anteriormente, el lapso de fase G varía de forma aleatoria entre estimulaciones posteriores en el intervalo de $[(1 - J) \cdot G, (1 + J) \cdot G]$, donde $J = 0,1$. Típicamente, J estará en el intervalo $[0, 1]$, pero más cerca de 0 que de 1 ($0 \leq J < 1$).

35 **[0036]** En resumen, la prótesis auditiva neuronal 100 mostrada en la figura 1 recibe una señal acústica, analiza la señal acústica con respecto a su contenido de frecuencia en varias bandas de frecuencia, normaliza las señales de bin de frecuencia obtenidas, selecciona un número reducido de las señales de bin de frecuencia, selecciona de forma aleatoria una única señal de las señales de bin de frecuencia, y genera una señal de estimulación con electrodos en base a los parámetros y las propiedades de la señal de bin de frecuencia seleccionada. Finalmente, la señal de estimulación con electrodos se aplica a un electrodo correspondiente a una banda de frecuencia de la señal de bin de frecuencia seleccionada.

40 **[0037]** Algunos de los bloques o tareas de procesamiento de señales que se han mencionado anteriormente pueden omitirse. Por ejemplo, el módulo de extracción y selección de características 110 podría proceder directamente a la selección aleatoria de una señal de bin de frecuencia sin la etapa intermedia de determinar un conjunto de señales de bin de frecuencia seleccionadas. Esto puede conseguirse asignando valores de probabilidad de selección muy pequeños (posiblemente cero) a aquellas señales de bin de frecuencia/muestras que tienen magnitudes relativamente débiles en comparación con otras señales de bin de frecuencia/muestras.

50 **[0038]** La figura 2 muestra en el diagrama A la salida del banco de filtros 104 en el tiempo para un sonido de entrada sintético que consiste en una señal de barrido senoidal (de 275 Hz a 7750 Hz) y de un tono puro constante de 2000 Hz con una amplitud de -6 dB FS con respecto a la del barrido. El número de bandas de frecuencia M es 22, es decir, ya reducido para corresponder al número de electrodos del dispositivo de estimulación 114. El diagrama de la figura 2A ilustra una magnitud de una señal de bin de frecuencia en una cierta banda de frecuencia en un determinado instante en el tiempo como diferentes tonalidades de gris. La frecuencia de muestreo total TSR es $TSR = 9000/s$. Puede observarse que el tono puro de 2000 Hz aparece en tres bandas de frecuencia diferentes. Además, puede observarse un bajo batido de frecuencia donde la señal de barrido senoidal alcanza una frecuencia de 2000 Hz del tono puro constante de 2000 Hz.

[0039] El diagrama B en la figura 2 muestra una salida de la característica del módulo extractor y selector de características 110 generada en la base de la salida del banco de filtros mostrada en el diagrama A de la figura 2. La

salida del módulo extractor y selector de características del diagrama B se obtuvo configurando el procesamiento de señales con los siguientes parámetros: La penalidad por repetición P se seleccionó a 0,0 dB, es decir, una señal de bin de frecuencia o muestra actual no se atenuó si se usó para generar la señal de estimulación con electrodos en el ciclo anterior. El parámetro S que controla la distribución de los valores de probabilidad de selección entre la pluralidad de señales de bin de frecuencia 105 se ajustó a $S = 1,0$. Esto significa que la selección de la señal de bin de frecuencia que se usará para la generación de la señal de estimulación real es determinística. Por lo tanto, el módulo extractor y selector de características 110 selecciona la señal de bin de frecuencia que tiene la mayor magnitud.

10 **[0040]** Los diagramas C y D en la figura 2 muestran salidas adicionales del módulo extractor y selector de frecuencia 110 obtenidas en una configuración de parámetros diferente. La salida del módulo extractor y selector de filtro mostrada en el diagrama C se obtuvo ajustando la atenuación de penalidad de repetición a $P = 10,0$ dB y el parámetro S que controla la distribución de los valores de probabilidad de selección a $S = 1,0$ (determinística). En el caso del diagrama D, la atenuación de penalidad de repetición se ajustó a $P = 10,0$ dB y el parámetro S se ajustó a

15 $S = 0,5$ (estocástica). Especialmente, en el caso del diagrama D puede observarse que la configuración de parámetros seleccionada permite que el tono puro más suave aparezca constantemente en el patrón de estimulación. Por el contrario, el tono puro más suave desapareció completamente en la segunda mitad de la señal de barrido senoidal para la configuración de parámetros correspondiente a la salida del módulo extractor y selector de características mostrada en el diagrama B. La configuración de parámetros válida para el diagrama C (atenuación de penalidad de repetición y selección de señal de bin de frecuencia determinística) muestra alguna mejora. Introduciendo un cierto grado de aleatoriedad, como se ha hecho para la generación de la salida del módulo extractor y selector de características mostrada en el diagrama D, produce un patrón de estimulación que refleja una parte principal de la información relevante contenida en el sonido de entrada original. Los diagramas A a D de la

20 figura 2 incluyen un intervalo de tiempo de 100 ms.

25 **[0041]** El procedimiento presentado de estimulación con electrodos permite mantener una gran porción de estructura temporal fina de una señal original cuando se aplica a la salida del banco de filtros 104. Entre otros efectos posibles, las ondas de presión cocleares, también denominadas trayectorias de retardo, forman parte del patrón de estimulación, lo que se cree que aumenta la percepción del habla en los pacientes. Por el mismo motivo,

30 los efectos de bloqueo de fase, compresión y adaptación del complejo de membrana basilar (simulada) y la célula cilada interna pueden representarse relativamente fieles, lo que conduce a una mejor de la percepción tonal y de inicio.

[0042] El sistema presentado no depende inherentemente del procesamiento bloque a bloque, ni del lado de entrada de audio, ni del lado de salida de la estimulación. Un retraso eficaz entre dos dispositivos idénticos en una configuración binaural usando este sistema será $1/TSR$ segundos al máximo, si los bloques de procesamiento son capaces de procesar datos pertenecientes a un periodo de muestra de una forma sustancialmente inmediata. Algunas tecnologías de bancos de filtros que se usan actualmente, tal como transformación rápida de Fourier (TRF) pueden transmitirse en varios periodos de muestra para analizar una señal de entrada con respecto al contenido de

40 frecuencia de la señal de entrada, que introduce un retardo al procesamiento de señales. En este caso, el retraso eficaz entre dos dispositivos idénticos en una configuración binaural es algo aleatorio y podría ser tan largo como el retardo introducido, es decir, varios periodos de muestreo o incluso decenas de periodos de muestreo. Con el procesamiento de señal inmediato hecho posible mediante las enseñanzas desveladas en el presente documento, es posible una localización en el plano horizontal de fuentes de sonido a un grado no conseguido por la mayor parte

45 de los sistemas disponibles actualmente.

[0043] La capacidad de localización en el plano horizontal con sistemas binaurales puede mejorarse adicionalmente variando estocásticamente el lapso de fase en el módulo constructor de estímulos 112 como se explicará junto con la descripción de la figura 7.

50

[0044] Se espera que la inclusión del procesamiento estocástico en el procesamiento de señal dentro del módulo extractor y selector de características 110 y/o el módulo constructor de estímulos 112 aumenten la bio-compatibilidad y la calidad de percepción total.

55 **[0045]** La figura 3 muestra un diagrama de bloques esquemático del módulo extractor y selector de características 110 y el módulo constructor de estímulos 112. El módulo extractor y selector de características 110 recibe una pluralidad de señales de bin de frecuencia 105 de la función de mapeo de la intensidad de sonido 108. Sin embargo, es posible que la pluralidad de señales de bin de frecuencia 105 se proporcione por el banco de filtros 104 o el ecualizador de amplitud 106, es decir, la prótesis auditiva neuronal 100 no comprende una función de mapeo de la

intensidad de sonido 108. La pluralidad de señales de bin de frecuencia 105 llegan a una pluralidad de entradas de señal 302. En el módulo extractor y selector de características 110 la pluralidad de señales de bin de frecuencia se transmite a un clasificador 304 que está adaptado para determinar el orden de la pluralidad de señales de bin de frecuencia 105 con respecto a un determinado criterio, tal como una magnitud. Las señales de bin de frecuencia 105 se procesan por piezas, es decir, el clasificador 304 analiza las piezas de las señales de bin de frecuencia que se incluyen en un determinado intervalo de tiempo, por ejemplo un periodo de muestra.

[0046] La información sobre un orden de la pluralidad de señales de bin de frecuencia determinado por el clasificador 304, o las señales de bin de frecuencia dispuestas en su orden determinado, o una parte de la pluralidad de señales de bin de frecuencia, tal como las que tienen las mayores magnitudes, se transmite por el clasificador 304 y se proporciona a un selector aleatorio 308. El selector aleatorio 308 selecciona una señal de bin de frecuencia del conjunto ordenado de señales de bin de frecuencia, por ejemplo, de acuerdo con un proceso aleatorio que se controla por uno o más valores de probabilidad de selección. Típicamente, se asigna un valor de probabilidad de selección relativamente alto a la señal de bin de frecuencia que tiene la mayor magnitud. Se asignará un valor de probabilidad de selección más pequeño a la señal de bin de frecuencia que tiene la segunda mayor magnitud, y así sucesivamente. En la figura 3 se asume que el clasificador 304 proporciona un conjunto de señales de bin de frecuencia, o de referencias a las señales de bin de frecuencia, que tiene N elementos. Como tal, el clasificador 304 puede comprender un selector adaptado para seleccionar un conjunto reducido de señales de bin de frecuencia seleccionadas 305 que tiene menos de la pluralidad de señales de bin de frecuencia. Un tamaño de $N = 3$ para el conjunto reducido de señales de bin de frecuencia seleccionadas proporciona al selector aleatorio 308 las tres señales de bin de frecuencia que tienen las tres mayores magnitudes a partir de las cuales el selector aleatorio 308 está adaptado para escoger una por medio de un proceso aleatorio teniendo en cuenta el valor o valores de probabilidad de selección.

[0047] Se hace referencia a los valores de probabilidad de selección en la figura 3 con $p(1)$, $p(2)$ y $p(N)$. Los valores de probabilidad de selección se proporcionan al selector aleatorio 308 mediante un asignador de valores de probabilidad de selección 306 que establece los valores de probabilidad de selección $p(1)$ para la señal de bin de frecuencia que tiene la mayor magnitud, el valor de probabilidad de selección $p(2)$ para la señal de bin de frecuencia que tiene la segunda mayor magnitud, y también el valor de probabilidad de selección $p(N)$ para la señal de bin de frecuencia que tiene la mayor magnitud n veces y que típicamente es la última considerada en el conjunto de señales de bin de frecuencia seleccionadas. El asignador de valores de probabilidad de selección 306 puede tomar un parámetro S como una entrada y los valores de probabilidad de selección se calculan en función del parámetro S .

[0048] Una salida del selector aleatorio 308 es un indicador para un electrodo seleccionado por el selector aleatorio 308 o una señal de bin de frecuencia seleccionada. En el primer caso, el indicador de electrodos seleccionados se proporciona a un multiplexor 310 como señal de control. El multiplexor 310 comprende una pluralidad de entradas para la pluralidad de señales de bin de frecuencia 105. En la figura 3 la pluralidad de señales de bin de frecuencia se traspaasa al multiplexor 310 desde el clasificador 304, pero ésta es únicamente una de varias implementaciones posibles. Por ejemplo, el multiplexor 310 podría conectarse directamente a las entradas de señal 302. El multiplexor 310 conecta una de sus entradas correspondientes al indicador de electrodos seleccionados con una salida del multiplexor 310. Por lo tanto, la señal de bin de frecuencia seleccionada se traspaasa a un módulo de determinación de amplitud 312. Una alternativa a proporcionar el multiplexor 310 podría ser incluir la capacidad del multiplexor en el selector aleatorio 308. Entonces, un selector aleatorio 308 recibiría las señales de bin de frecuencia seleccionadas y transmite una señal de bin de frecuencia del conjunto de señales de bin de frecuencia seleccionadas al módulo de determinación de amplitud.

[0049] El módulo de determinación de amplitud 312 analiza la señal de bin de frecuencia seleccionada con respecto a una amplitud del mismo. Típicamente, ya se ha realizado una determinación de la amplitud por el clasificador 304, de manera que el módulo de determinación de amplitud 312 pueda acceder simplemente o usar los datos de amplitud correspondientes proporcionados por el clasificador 304. El módulo de determinación de amplitud 312 produce un parámetro o un conjunto de parámetros que se usa por un generador de señal de estimulación con electrodos 314 que forma parte del módulo constructor de estímulos 112. El generador de señal de estimulación con electrodos está adaptado para crear una señal de estimulación con electrodos en base al parámetro o parámetros proporcionados por el módulo de determinación de amplitud 312 y/o el módulo extractor y selector de características 110. La generación puede usar una plantilla para la señal de estimulación con electrodos que se ajusta de acuerdo con el parámetro o parámetros proporcionados. La señal de estimulación con electrodos generada se proporciona a una salida de señal de estimulación con electrodos 316 del módulo constructor de estímulos 112 desde donde pasa al dispositivo de estimulación 114. El generador de señal de estimulación con electrodos 314 también recibe el indicador de electrodos seleccionados desde el selector aleatorio 308, de manera que la señal de estimulación con

electrodos generada pueda comprender una información sobre el electrodo seleccionado al que se aplicará la señal de estimulación con electrodos. Aunque únicamente se muestra una única salida de señal de estimulación con electrodos 316 en la figura 3, el generador de señal de estimulación con electrodos 314 y el módulo constructor de estímulos 112 podrían comprender una pluralidad de salidas de señal de estimulación con electrodos, por ejemplo una salida por electrodo del dispositivo de estimulación 114.

[0050] El módulo extractor y selector de características propuesto 110 introduce un grado de aleatoriedad en la selección de electrodos que refleja los fenómenos que pueden observarse en el sentido auditivo de las personas sin problemas auditivos. Puesto que este es un fenómeno natural, el resto del sentido auditivo sano del receptor de la prótesis auditiva neuronal 100 posiblemente reaccionar mejor a una señal ligeramente aleatoria que a una señal completamente determinística.

[0051] Las figuras 4A y 4B muestran un diagrama de flujo esquemático de un procedimiento para generar una señal de control para una prótesis auditiva neuronal 100. El procedimiento comienza recibiendo una señal de audio modulada por código de pulsos (PCM) que se ha muestreado a una frecuencia de muestreo SR, por ejemplo 44,1 KHz. A menudo, la frecuencia de muestreo SR de la señal de audio es mayor que una velocidad de pulso de la señal de estimulación con electrodos a la salida de la prótesis auditiva neuronal 100. Por lo tanto, puede procesarse un número de N_s muestras de la señal de audio durante un ciclo de estimulación. En una prótesis auditiva neuronal 100 en la que el procedimiento o el dispositivo de acuerdo con las enseñanzas desveladas en el presente documento se pone en práctica, la señal de audio PCM se proporciona típicamente por componentes de la prótesis auditiva neuronal 100 no representados en la figura 3, tales como un micrófono, un amplificador y un convertidor analógico-digital.

[0052] Una primera acción del procedimiento ilustrado en la figura 4A es realizar un filtrado del oído externo y medio (OEM), como se muestra en el bloque 402. También se realiza un cálculo de la respuesta de la membrana basilar (MB) en 402. La respuesta de la membrana basilar es una pluralidad de señales de frecuencia filtrada obtenidas procesando la señal de audio PCM por medio de un modelo de simulación de la membrana basilar. De forma simplificada, el modelo de simulación de la membrana basilar puede considerarse como un banco de filtros que comprende una pluralidad de filtros de pasobanda que están colocados muy juntos en el dominio de frecuencia. El bloque 404 representa la respuesta de la membrana basilar que comprende 101 señales de bin de frecuencia que tienen N_s muestras cada una. El número de 101 señales de bin de frecuencia es meramente ejemplar.

[0053] En 406 algunas de las señales de bin de frecuencia de la respuesta de la membrana basilar 404 se seleccionan para realizar un cálculo adicional: Esta acción o bloque funcional 406 se denomina selector de canal (ChCh). En la implementación ejemplar mostrada en la figura 4A, se mantienen normalmente 22 señales de bin de frecuencia fuera de las 101 señales de bin de frecuencia originales, como puede observarse en el bloque 408 que representa la respuesta de la membrana basilar después de escoger el canal ("respuesta MB (ChCh)"). La respuesta de la membrana basilar después de escoger el canal 408 comprende así 22 señales de bin de frecuencia con una longitud de N_s muestras cada una en la implementación ejemplar de la figura 4A.

[0054] La elección de los canales en 406 se hace típicamente comparando las frecuencias características (FC) de los canales (por ejemplo, una frecuencia central del bin de frecuencia correspondiente) con las frecuencias características de los electrodos en el dispositivo de estimulación 114. Por ejemplo, los canales pueden seleccionarse de manera que sus frecuencias centrales sean próximas a las frecuencias centrales usadas en una estrategia de un codificador de combinación avanzado (ACE) de un receptor determinado de la prótesis auditiva neuronal 100.

[0055] En 410 los datos acerca de los canales seleccionados se procesarán en primer lugar por las células ciliadas internas simuladas adaptadas para actuar como células ciliadas internas de alta descarga espontánea (HSR). Las células ciliadas internas de alta descarga espontánea comienzan a funcionar en un nivel de umbral auditivo y se saturan a aproximadamente 65 dB de NPS. Esta fase de simulación se sigue de un modelo de hendidura sináptica de manera que la salida del modelo auditivo pueda considerarse como una concentración de neurotransmisor en la hendidura sináptica (representada como datos CC en la figura 4A en el número de referencia 412) en posiciones determinadas a lo largo de la membrana basilar. Los datos CC 412 corresponden a la salida del banco de filtros 104 y, por lo tanto, la pluralidad de señales de bin de frecuencia 105. La salida del banco de filtros se interconecta a un módulo de estrategia núcleo.

[0056] Como una primera acción de la interconexión, la salida del banco de filtros 412 se remuestrea con el tiempo, en 414 para corresponder a la tasa total de estimulación (también representada como frecuencia de pulso total: FPT). Esto da como resultado un conjunto de datos, datos CC^{RES} 416 que comprenden las 22 señales de bin

de frecuencia remuestreadas que tienen N_P muestras cada una. El valor N_P puede ser igual a 1 de manera que cada señal de bin de frecuencia en el conjunto de datos 416 comprenda solamente una única muestra (instantánea). En 418, los elementos de datos de la salida del banco de filtros remuestreada 416 relacionados con los canales no marcados como inactivos se convierten a unidades de dB FS. Esto es posible puesto que los valores CC^{RES} son no 5 negativos (los elementos y valores cero relacionados con los canales inactivos se traducirán a valores -99,9 dB FS para evitar un error de dominio log). La corrección de la ganancia del canal también puede aplicarse, si es necesario, a través de una sencilla adición para cambiar la intensidad de sonido recibida por canal.

10 **[0057]** En una implementación ejemplar del procedimiento para generar una señal de control para una prótesis auditiva neuronal 100 todas las etapas de procesamiento adicionales pueden residir en un bucle en una base muestra a muestra (o en una base ciclo de estimulación), de manera que el funcionamiento de un ciclo actual pueda usar los resultados de un ciclo anterior.

15 **[0058]** Partiendo del conjunto de datos 420 de las señales de bin de frecuencia convertidas en valores dB FS, se aplica una penalidad de repetición 422 al canal del conjunto de datos 420, que estuvo implicada en una estimulación del electrodo correspondiente en el último ciclo, o en al menos uno de los últimos ciclos. Aumentando el valor de la penalidad de repetición, la probabilidad de una selección repetida del mismo electrodo en ciclos consecutivos puede reducirse o incluso deshabilitarse por completo. La aplicación de la penalidad de repetición en 422 produce un conjunto de datos 424 (datos CC^{PEN}). 20

[0059] El procedimiento continúa en la figura 4B como se indica por el conector A. En 426, se realiza un mapeo de la intensidad de sonido. En la implementación ejemplar ilustrada en las figuras 4A y 4B, los valores en cada canal del conjunto de datos 424 se analizan y se mapean a partir de un intervalo de intensidad de sonido con respecto a un intervalo normalizado. Se proporciona un límite inferior del intervalo de intensidad de sonido por un nivel de 25 umbral y se da un límite superior del intervalo de intensidad de sonido por un nivel de confort. Típicamente, los niveles de umbral y los niveles de confort son diferentes para los canales seleccionados. El nivel de umbral se mapea con respecto al valor 0,0 del intervalo normalizado, y el nivel de confort se mapea con respecto al valor 1,0 del intervalo normalizado. Los valores entre el nivel de umbral y el nivel de confort se mapean con respecto a los valores dentro del intervalo normalizado [0,0, 1,0]. El mapeo puede ser lineal o no lineal, por ejemplo, de acuerdo 30 con una ley cuadrática, una ley exponencial, una ley logarítmica o una ley sigmoide. Los valores menores que el nivel de umbral se mapean con respecto a 0,0, mientras que los valores mayores que el nivel de confort se mapean con respecto a 1,0. El conjunto de datos que contiene las señales de bin de frecuencia de mapeo de intensidad de sonido se designa por el número de referencia 428 en la figura 4B.

35 **[0060]** A continuación, se aplica una función del crecimiento de la sonoridad (LGF) a los datos de mapeo de intensidad de sonido 428 (datos CC^{LM}), en el bloque 430. La función del crecimiento de la sonoridad mapea el intervalo normalizado [0, 1] con respecto a otro intervalo normalizado [0, 1] por medio de una curva que es individual para cada canal de la prótesis auditiva neuronal 100. Las curvas de la pluralidad de funciones del crecimiento de la sonoridad para la pluralidad de señales de bin de frecuencia escogidas se controla por un factor de conformado de 40 curvas que se deja variar entre los canales. Aunque en teoría sería posible combinar el mapeo de la intensidad de sonido 426 y la función del crecimiento de la sonoridad 430, su separación puede ser más fácil de manejar para un otorrinolaringólogo al ajustar la prótesis auditiva neuronal 100 a un receptor específico. El bloque 432 representa los datos de los canales seleccionados después de la función del crecimiento de la sonoridad (datos CC^{LGF}).

45 **[0061]** En la siguiente etapa, se buscan los tres canales que tienen los mayores valores de amplitud en el conjunto de datos 432. Los valores máximos determinados se clasifican en orden descendente y se almacenan junto con sus índices (canal) originales en una estructura de datos CC^{MAX} . Un primer elemento de datos $CC^{MAX}[0]$ de la estructura de datos CC^{MAX} 436 representa el mayor máximo, $CC^{MAX}[1]$ el segundo mayor máximo y $CC^{MAX}[2]$ el tercer mayor máximo. El número de los tres valores máximos es ejemplar. Para los fines del procedimiento desvelado en el 50 presente documento, puede usarse cualquier número de valores máximos determinados iguales a o mayores de dos. Puede suceder que todos los canales seleccionados tienen valores de señal en el conjunto de datos 432 que estén por debajo de un umbral de procesamiento. En este caso, se programará una estimulación nula para el ciclo actual y se omiten todas las etapas de procesamiento consecutivas.

55 **[0062]** Si no sólo se encontró el mayor máximo $CC^{MAX}[0]$, sino que también el segundo mayor máximo $CC^{MAX}[1]$ y posiblemente máximos adicionales mayores de acuerdo con el orden determinado por el bloque de procesamiento 434, entonces la siguiente tarea es seleccionar uno de ellos. En base a la configuración que controla la aleatoriedad del proceso de selección, tal como el parámetro S (figura 3), esta selección puede ser determinística o estocástica. El parámetro S representa la probabilidad de seleccionar el mayor máximo. Si $S = 1,0$, entonces en

5 cada ciclo se seleccionará el mayor máximo $CC^{MAX}[0]$ y la estimulación es determinística. Si $S < 1,0$, entonces la estimulación es estocástica, lo que puede explicar una mejor bio-compatibilidad. La aplicación del parámetro S puede ser recurrente, es decir, en una primera repetición se determinan el valor de probabilidad de selección $p(1)$ para el mayor máximo y calculando $1 - p(1)$ se calcula la probabilidad combinada para el segundo mayor máximo
 10 con respecto al mayor máximo n veces. En una repetición posterior, se determina el valor de probabilidad de selección para el segundo mayor máximo $p(2)$ calculando $(1 - S)$. Por ejemplo, si se encontraron tres picos y $S = 0,8$, entonces los valores de probabilidad de selección $p(1)$, $p(2)$ y $p(3)$ para seleccionar $CC^{MAX}[1]$, $CC^{MAX}[2]$ o $CC^{MAX}[3]$ son del 80%, 16% y el 4%, respectivamente. La acción de seleccionar uno de tres picos se representa por el bloque 438 en la figura 4B. El bloque 440 representa el elemento de datos seleccionados CC^{SEL} que contiene $1 \times N_p$ muestras.

[0063] En el bloque 424 se realiza un ajuste de volumen en la señal de bin de frecuencia seleccionada o muestra. El ajuste de volumen comprende ajustar un intervalo dinámico determinado por la diferencia de los niveles de umbral y de confort de la estimulación eléctrica. Si no se especifica ningún volumen personalizado, entonces se usa un
 15 ajuste por defecto para el volumen. En la misma etapa de procesamiento, los valores ajustados del volumen se mapean con respecto a un intervalo de nivel actual de [nivel actual de umbral, nivel actual de confort] y se redondean con respecto a números enteros del "nivel actual". Además, los parámetros de estimulación se reúnen para formar un conjunto de parámetros de estímulos (representado como datos StimPar en la figura 4B, número de referencia 444). Los parámetros de estimulación pueden ser una anchura de la señal de estimulación con electrodos
 20 (por ejemplo, la duración de un lapso que se produce durante la señal de estimulación con electrodos) y un indicador del electrodo al que se aplicará la señal de estimulación con electrodos. El indicador del electrodo que se usará para la estimulación puede tomarse típicamente del conjunto de datos 440.

[0064] En el bloque opcional 446 se da una posibilidad de variar estocásticamente unos parámetros diferentes de
 25 los que controlan la generación de la señal de estimulación con electrodos. Como ejemplo, puede darse la posibilidad de variar la propiedad de la longitud del lapso de fase de una señal de estimulación con electrodos bifásica entre unos límites ya definidos de forma estocástica. Esta variación aleatoria añade algo de irregularidad a la señal de estimulación, lo que reduce las características periódicas, al mismo tiempo que conserva estructuras temporales finas de la señal original. Por ejemplo, puede introducirse una variación del lapso de fase ΔG que cause
 30 la variación de la longitud del lapso de fase entre ciclos de estimulación posteriores en un intervalo de $[(1 - \Delta G) \cdot G_0, (1 + \Delta G) \cdot G_0]$. La variable G_0 representa una longitud media del lapso de fase. La variación del lapso de fase ΔG está en el intervalo $[0, 1]$ y típicamente tiene un valor mucho menor de 1, por ejemplo $\Delta G = 0,1$. La aplicación de tal variación del lapso de fase puede someterse a una compatibilidad con un modo de estimulación actual (determinado, por ejemplo, por la tasa de estimulación). En particular, puede ser que el actual modo de estimulación
 35 permita ciertos valores máximos para la variación del lapso de fase. En el caso de que la aplicación de una variación del lapso de fase o del valor de la variación del lapso de fase no sea compatible con el modo de estimulación actual, la acción 446 puede omitirse por completo.

[0065] Se haya realizado o no una variación estocástica de uno o más parámetros de estímulo, se proporciona un
 40 conjunto de parámetros correspondiente 448. Entonces, el conjunto de parámetros de estímulo 448 se usa para generar y aplicar una señal de estimulación con electrodos correspondiente en el bloque 450.

[0066] Los parámetros de configuración ejemplares relacionados con el banco de filtros auditivos 104 se enumeran en la siguiente tabla:

45

Clave de Configuración	Valores Ejemplares	Comentario
SFREQ	44100,0	Frecuencia de muestreo (en Hz).
BM_NO_SECTIONS	101	Número de secciones de MB a simular.
BM_MAX_LAT_COUPL	8	Número de secciones acopladas lateralmente.
BM_MAX_BARK	25	Frecuencia máx. que la MB debe simular (en Bark).
BM_DELTA_Z	0,25	Separación de frecuencia de secciones de MB adyacentes (en

		Bark).
BM_BM_PREAMP	-50,0	Amplificación del intervalo de entrada y salida de la MB (en dB). Representan el intervalo de trabajo derecho de la MB.
BM_FACTOR	-113,0	
BM_NO_OME	0	Si se desea deshabilitar el filtrado del oído externo y medio.
BM_HWM_CQNU_FACTOR	0,6	Factores para afinar las formas de la trayectoria de retardo.
BM_HWM_C_FACTOR	3,0	
BM_USAT_FACTOR1	5,0	Factores para afinar las características de amplitud no lineales del modelo de MB.
BM_USAT_FACTOR2	200,0	
BM_REAL_CFS	84,9, 97,0, ..., 19077,7	Frecuencias de canal estimadas a 55,0 dB de NPS
POST_BM_CHANNELS	22	Número de secciones que el selector de canal debe mantener.
BM_CHANNEL_MAP	11, 16, ..., 86	Secciones a mantener por el selector de canal.
C_CILIA	-55,0	Factor de acoplamiento: Probabilidad de liberación de CCI a la hendidura (en dB).
KT_FACTOR	5,69	Factor de amplificación de concentración de la hendidura.

[0067] Los parámetros ejemplares relacionados con el funcionamiento del ecualizador de amplitud 106, la función de mapeo de la intensidad de sonido 108, el módulo extractor y selector de características 110, y el módulo constructor de estímulos 112 se enumeran en la siguiente tabla:

5

Clave de Configuración	Valores Ejemplares	Comentario
MAP_CHANNEL_AC	1, 1, 1, 1, 1, 1, 1, ..., 1	Canales activos de señalización (1: activo, 0: inactivo).
MAP_CHANNEL_TL	0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, ..., 0	Nivel de umbral/confort por canal (en el Nivel Actual), como en el MAP personalizado del usuario de IC.
MAP_CHANNEL_CL	255, 255, 255, ..., 255	
MAP_CHANNEL_GAIN	0,0, 0,0, 0,0, ..., 0,0	Corrección de ganancia por canal (en dB).
MAP_CHANNEL_TDB	-37,6, -38,8, ..., -67,0	Niveles de <i>datos</i> CC^{dB} para un tono puro de la frecuencia central respectiva con intensidad de sonido T-NPS/C-NPS.
MAP_CHANNEL_CDB	-20,4, -22,5, ..., -33,7	
MAP_CHANNEL_CSF	0,01, 0,01, ...,	Factores de conformación de curvas para el mapeado de la

	0,01	intensidad de sonido.
MAP_TOT_PULSRATE	9000	Frecuencia de pulso total (en 1/s).
MAP_PHASE_WIDTH	25,0	Anchura de fase (en μ s).
MAP_PHASE_GAP	8,0	Lapso interfase (en μ s).
MAP_REF_ELECTRODE	-3	Electrodo de referencia (-3, -2 ó -1).
MAP_GAP_JITTER	0,1	Fluctuación del lapso interfase (1,0: máx, 0,0: ninguno).
MAP_MAX_RANDOMNESS	0,1	Nivel de aleatoriedad en la selección de máximos (0,5: máx).
MAP_REP_PENALTY	10,0	Nivel con el que una banda de bancos de filtros debe atenuarse si ya se estimuló en el último ciclo (en dB).
MAP_DEFAULT_VOLUME	1,0	Volumen por defecto en la estimulación (1,0: máx, 0,0: mín).

[0068] La figura 5 muestra una respuesta de una membrana basilar y de un modelo de la misma para un tono puro de 1000 Hz en diversos niveles de sonoridad. Las observaciones obtenidas de la membrana basilar original se representan como cuadrados de color negro en la figura 5 y muestran que la membrana basilar tiene una sensibilidad relativamente alta para las diferencias de sonoridad en un intervalo de baja sonoridad, así como en un intervalo de alta sonoridad. En un intervalo de sonoridad intermedio entre aproximadamente 40 dB de NPS y 80 dB de NPS la curva es relativamente plana, lo que indica que la membrana basilar tiene una sensibilidad relativamente baja a la sonoridad en este intervalo. Se muestra un modelo lineal simple del comportamiento de la membrana basilar en la figura 5 como una línea gruesa completa que se aproxima asintóticamente a la observación a altos niveles de sonoridad. El modelo lineal olvida sustancialmente una respuesta de la membrana basilar para niveles de sonoridad por debajo de aproximadamente 60 dB de NPS. Unas características modelo representadas por una línea gruesa en la figura 5 siguen más de cerca las observaciones, mientras que las características activas dibujadas como una línea discontinua gruesa están aún más cerca de las observaciones. Una amplificación del intervalo de entrada y salida de la membrana basilar y los factores para afinar las características de amplitud pueden ajustarse de forma que la características no lineales de la membrana basilar simulada se ajusten mejor a los datos experimentales.

[0069] La figura 6 muestra un diagrama de flujo esquemático ejemplar de un procedimiento de acuerdo con un aspecto de las enseñanzas desveladas en el presente documento. Después del inicio del procedimiento en 601, se recibe una pluralidad de señales de bin de frecuencia en 602. La pluralidad de señales de bin de frecuencia puede corresponder a los electrodos disponibles en un dispositivo de estimulación 114 de una prótesis auditiva 100. En una acción óptima 603 se determina un conjunto de señales de bin de frecuencia fuertes. Una señal de bin de frecuencia puede calificarse como "fuerte" si cumple uno o más criterios, tales como tener una gran magnitud.

[0070] En otra acción opcional 604, el conjunto de señales de bin de frecuencia fuertes se clasifica de acuerdo con la magnitud de manera que pueda determinarse una señal de bin de frecuencia que tiene la mayor magnitud, una señal de bin de frecuencia que tiene la segunda mayor magnitud, y así sucesivamente.

[0071] Se asigna al menos un valor de probabilidad de selección a al menos una de las señales de bin de frecuencia fuertes en 605. Típicamente, el valor de probabilidad de selección se asigna a cada una de las señales de bin de frecuencia fuertes en el conjunto seleccionado de señales de bin de frecuencia fuertes. En una acción 606, una de las señales de bin de frecuencia fuertes se selecciona por medio de un proceso aleatorio que se "altera" por el valor o valores de probabilidad de selección asignados a las señales de bin de frecuencia fuertes en la acción anterior 605. Típicamente, la señal de bin de frecuencia que tiene la mayor magnitud se seleccionará con un mayor probabilidad que la señal de bin de frecuencia con la segunda mayor magnitud, y así sucesivamente. Sin embargo, es posible que la segunda mayor señal de bin de frecuencia, o incluso señales de bin de frecuencia de menor orden, en cuanto a su magnitud, se seleccionen durante la acción 606 si su valor de probabilidad de selección asignado es distinto de cero.

[0072] Después, la señal de estimulación con electrodos se genera en 607 para un electrodo que corresponde a un índice de la señal de bin de frecuencia fuerte seleccionada. El procedimiento finaliza en 608. El procedimiento se

repite típicamente una vez por ciclo de estimulación.

[0073] La figura 7 ilustra otra opción para introducir un grado de aleatoriedad a la generación de la señal de estimulación con electrodos. El diagrama superior en la figura 7 muestra una forma de onda de dos pulsos de estimulación bifásicos consecutivos. Cada uno de los pulsos de estimulación bifásicos comienza con un pulso negativo seguido de un lapso G. Después al lapso G le sigue un pulso positivo. Se determina la duración del lapso G por $G_0 + \Delta G(t)$, donde G_0 es una duración media del lapso G y el término $\Delta G(t)$ es una porción aleatoria variable en el tiempo de la duración del lapso. Por lo tanto, los dos pulsos bifásicos consecutivos de la señal de estimulación con electrodos pueden tener diferentes duraciones de lapso.

10

[0074] El diagrama inferior de la figura 7 muestra una forma de onda que ilustra la evolución temporal de la porción aleatoria variable en el tiempo $\Delta G(t)$, medida en microsegundos. Se determina un nuevo valor para $\Delta G(t)$ de forma aleatoria y periódica. Con fines de ilustración, se muestran varias determinaciones aleatorias en el diagrama inferior de la figura 7, incluso aunque pueda ser suficiente con una determinación aleatoria por ciclo de estimulación. La porción aleatoria variable en el tiempo $\Delta G(t)$ de la duración del lapso puede asumir cualquier valor entre dos límites - ΔG_{\max} y $+\Delta G_{\min}$. La distribución de la densidad de probabilidad puede seleccionarse de forma adecuada, tal como una distribución uniforme o una distribución Gaussiana.

[0075] La duración determinada de forma aleatoria del lapso de fase puede usarse en el bloque 446 de la figura 4B.

[0076] En la figura 8 se muestran tres densidades de distribución de probabilidad diferentes para el proceso aleatorio de seleccionar una señal de bin de frecuencia y, por consiguiente, un electrodo correspondiente a través del cual se aplicará la señal de estimulación con electrodos del ciclo de estimulación actual. En el diagrama superior de la figura 8, el parámetro S se ha seleccionado como $S = 1$. Esto significa que la probabilidad de seleccionar la señal de bin de frecuencia de mayor amplitud $p(1)$ es igual a 1, por ejemplo el 100 %. Los valores de probabilidad de selección para las señales de bin de frecuencia restantes en el conjunto de señales de bin de frecuencia fuertes es $p(2) = p(3) = 0$. Esto significa que la aleatoriedad en el proceso de selección de la señal de bin de frecuencia se ha eliminado y que la selección de la señal de bin de frecuencia es de hecho determinística.

30

[0077] En el diagrama central de la figura 8, el parámetro S tiene el valor 0,9. Esto conduce a los siguientes valores de probabilidad de selección: $p(1) = 0,9$; $p(2) = 0,09$; y $p(3) = 0,01$. En el diagrama inferior, el parámetro S es igual a 0,8. Los valores de probabilidad de selección resultantes son $p(1) = 0,8$; $p(2) = 0,16$; y $p(3) = 0,04$.

[0078] La figura 9 muestra un diagrama de flujo esquemático de un procedimiento de acuerdo con un aspecto para introducir un grado de aleatoriedad a la generación de una señal de estimulación con electrodos. Después del inicio en 901, se recibe una pluralidad de señales de bin de frecuencia en 902. En un bloque 903, se selecciona una señal de bin de frecuencia entre la pluralidad de señales de bin de frecuencia. Obsérvese que en el contexto de este aspecto de las enseñanzas desveladas en el presente documento, ninguna de las señales de bin de frecuencia puede seleccionarse o pueden seleccionarse varias de las señales de bin de frecuencia.

[0079] En un bloque 904, los parámetros de generación de señal de estimulación usados para generar la última señal de estimulación con electrodos varían al azar dentro de límites predefinidos. Después, se genera una señal de estimulación con electrodos para su aplicación a un electrodo correspondiente en 905 de acuerdo con los parámetros de generación de señal de estimulación determinados y variados en la acción 904. La señal o señales de estimulación con electrodos se aplican entonces al electrodo o electrodos correspondientes a la señal o señales de bin de frecuencia seleccionadas. En el bloque 906 el procedimiento finaliza.

[0080] La figura 10 muestra un diagrama de bloques esquemático de acuerdo con un aspecto de las enseñanzas desveladas en el presente documento. La pluralidad de señales de bin de frecuencia 105 se recibe en una pluralidad de entradas de señal 302 desde donde se distribuyen a un multiplexor 310 y un evaluador 1006 que es parte de un módulo extractor y selector de características 1010. El evaluador 1006 puede implementar, por ejemplo, un procedimiento de selección para las señales de bin de frecuencia selectivas ilustradas y descritas en el contexto de la figura 3. Como alternativa, el evaluador 1006 puede implementarse de acuerdo con un esquema de selección determinístico. De manera similar a la ilustrada en la figura 3, la señal de bin de frecuencia seleccionada se transmite al módulo de determinación de amplitud 312 donde se determina su amplitud.

[0081] El módulo constructor de estímulos 1012 comprende el generador de señal de estimulación con electrodos 314 que recibe el valor de amplitud determinado y también un indicador para el electrodo/señal de bin de frecuencia

seleccionados. El módulo constructor de estímulos 1012 comprende adicionalmente un modificador de parámetros 1008 conectado al generador de señal de estimulación con electrodos 314. El modificador de parámetros 1008 está adaptado para proporcionar valores modificados de los parámetros de generación de señal de estimulación al generador de señal de estimulación con electrodos 314. El modificador de parámetros 1008 puede comprender un
 5 generador de aleatoriedad de manera que se produzcan niveles aleatorios de los parámetros de generación de señal de estimulación por el modificador de parámetros 1008. Como alternativa, el modificador de parámetros 1008 puede modificar los parámetros de generación de señal de estimulación de forma predeterminada, simulando así un comportamiento aleatorio. El generador de señal de estimulación con electrodos 314 genera señales de estimulación con electrodos correspondientes que están disponibles en una salida de señal de estimulación con electrodos 316.
 10 Un ejemplo de un parámetro de generación de señal de estimulación sujeto a variaciones aleatorias (con ciertos límites) es la duración del lapso de fase de un pulso bifásico.

[0082] El generador de señal de estimulación con electrodos 314 puede usar plantillas predefinidas para las señales de estimulación con electrodos. Estas plantillas ofrecen típicamente varias opciones para modificar una
 15 señal de estimulación con electrodos resultante ajustando uno o más parámetros de generación de señal de estimulación.

[0083] Aunque algunos aspectos se han descrito en el contexto de un aparato, es evidente que estos aspectos también representan una descripción del procedimiento correspondiente, donde un bloque o dispositivo corresponde
 20 a una etapa de procedimiento o una característica de una etapa de procedimiento. De forma análoga, los aspectos descritos en el contexto de una etapa de procedimiento también representan una descripción de un bloque o elemento o característica de un aparato correspondiente. Algunas o todas las etapas de procedimiento pueden ejecutarse mediante (o usando) un aparato de hardware, como por ejemplo, un microprocesador, un ordenador programable o un circuito electrónico. En algunas realizaciones, algunas, una o más, de las etapas de procedimiento
 25 más importantes pueden ejecutarse por tal aparato.

[0084] Dependiendo de ciertos requisitos de implementación, las realizaciones de la invención pueden implementarse en hardware o en software. La implementación puede realizarse usando un medio de almacenamiento digital, por ejemplo un disquete, un DVD, un Blue-Ray, un CD, una ROM, una PROM, una EPROM,
 30 una EEPROM o una memoria FLASH, que tienen señales de control legibles electrónicamente almacenadas en los mismos, que cooperan (o son capaces de cooperar) con un sistema informático programable de tal manera que se realiza el procedimiento respectivo. Por lo tanto, el medio de almacenamiento digital puede es legible por ordenador.

[0085] Algunas realizaciones de acuerdo con la invención comprenden un portador de datos que tiene señales de
 35 control legibles electrónicamente, que son capaces de cooperar con un sistema informático programable, de tal manera que se realiza uno de los procedimientos descritos en el presente documento.

[0086] Generalmente, las realizaciones de la presente invención pueden implementarse como un producto de programa de ordenador con un código de programa, siendo el código de programa operativo para realizar uno de los
 40 procedimientos cuando el producto de programa de ordenador se ejecuta en un ordenador. El código de programa puede almacenarse, por ejemplo, en un soporte legible por máquina.

[0087] Otras realizaciones comprenden el programa de ordenador para realizar uno de los procedimientos descritos en el presente documento, almacenado en un soporte legible por máquina.
 45

[0088] Dicho de otro modo, una realización del procedimiento de la invención es, por lo tanto, un programa informático que tiene un código de programa para realizar uno de los procedimientos descritos en el presente documento, cuando el programa informático se ejecuta en un ordenador.

[0089] Una realización adicional de los procedimientos de la invención es, por lo tanto, un soporte de datos (o un medio de almacenamiento digital, o un medio legible por ordenador) que comprende, grabado en el mismo, el programa de ordenador para realizar uno de los procedimientos descritos en el presente documento. El soporte de datos, el medio de almacenamiento digital o el medio grabado son típicamente tangibles y/o no transitorios.
 50

[0090] Una realización adicional del procedimiento de la invención es, por lo tanto, un flujo de datos o una secuencia de señales que representan el programa de ordenador para realizar uno de los procedimientos descritos en el presente documento. El flujo de datos o la secuencia de señales pueden por ejemplo estar configurados para transferirse a través de una conexión de comunicación de datos, por ejemplo a través de Internet.
 55

[0091] Una realización adicional comprende un medio de procesamiento, por ejemplo un ordenador, o un dispositivo lógico programable, configurado o adaptado para realizar uno de los procedimientos descritos en el presente documento.

5 **[0092]** Una realización comprende un ordenador que tiene instalado en el mismo el programa de ordenador para realizar uno de los procedimientos descritos en el presente documento.

[0093] Una realización adicional comprende un aparato o un sistema configurado para transferir (por ejemplo, electrónica u ópticamente) un programa informático para realizar uno de los procedimientos descritos en el presente documento a un receptor. El receptor, por ejemplo, puede ser un ordenador, un dispositivo móvil, un dispositivo de memoria o similares. El aparato o sistema puede comprender, por ejemplo, un servidor de archivos para transferir el programa informático al receptor.

10 **[0094]** En algunas realizaciones, un dispositivo lógico programable (por ejemplo una disposición de puertas programables en campo) puede utilizarse para realizar algunas o todas las funcionalidades de los procedimientos descritos en el presente documento. En algunas realizaciones, una disposición de puertas programables en campo puede actuar conjuntamente con un microprocesador para realizar uno de los procedimientos descritos en el presente documento. Generalmente, los procedimientos se realizan preferiblemente mediante cualquier aparato de hardware.

20

[0095] Las realizaciones que se han descrito anteriormente son meramente ilustrativas de los principios de la presente invención. Se entiende que las modificaciones y variaciones de las disposiciones y los detalles descritos en el presente documento serán evidentes para otros expertos en la técnica. Es la intención, por lo tanto, que esté limitada sólo por el alcance de las reivindicaciones adjuntas de patente y no por los detalles específicos presentados a modo de descripción y explicación de las realizaciones en el presente documento.

25

REIVINDICACIONES

1. Un procedimiento para generar una señal de control para una prótesis auditiva neuronal (100), comprendiendo el procedimiento:
- 5 recibir una pluralidad de señales de bin de frecuencia (105);
- seleccionar una señal de bin de frecuencia seleccionada de la pluralidad de señales de bin de frecuencia (105);
- 10 variar al menos un parámetro de generación de señal de estimulación usado para generar una señal de estimulación con electrodos y afectar a una forma de un pulso de estimulación básico, y
- generar la señal de estimulación con electrodos para su aplicación a un electrodo de la prótesis auditiva neuronal (100) correspondiente a una frecuencia de la señal de bin de frecuencia seleccionada, usando la generación de la
- 15 señal de estimulación con electrodos el al menos un parámetro de generación de señal de estimulación sujeto a variaciones, **caracterizado porque** el al menos un parámetro de señal de estimulación representa una duración de un lapso de fase entre un pulso positivo y un pulso negativo de un pulso bifásico, y **porque** la variación del al menos un parámetro de generación de señal de estimulación es un proceso aleatorio.
- 20 2. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el parámetro de generación de señal afecta a la forma de onda de la señal de estimulación con electrodos.
3. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 2, en el que una plantilla para crear la señal de estimulación con electrodos comprende un lapso temporal (G) en el que la plantilla es sustancialmente un valor de
- 25 cero entre dos secciones diferentes de cero, y en el que el parámetro de generación de señal de estimulación sujeto a una variación aleatoria es una duración del lapso temporal (G).
4. El procedimiento de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende adicionalmente:
- 30 realizar una ecualización de amplitud (EA) en la pluralidad recibida de señales de bin de frecuencia (105).
5. El procedimiento de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la pluralidad de señales de bin de frecuencia (105) se recibe de un banco de filtros (104) en base a una simulación de
- 35 al menos una de una membrana basilar y una célula ciliada interna.
6. El procedimiento de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende adicionalmente:
- 40 determinar si un electrodo de la prótesis auditiva neuronal (100) se había seleccionado para estimulación durante un ciclo de estimulación anterior; y
- atenuar una señal de bin de frecuencia correspondiente que corresponde al electrodo determinado para la estimulación durante el ciclo de estimulación anterior.
- 45 7. El procedimiento de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, anterior a la recepción de la señal de bin de frecuencia seleccionada, que comprende adicionalmente:
- mapear una amplitud de cada una de la pluralidad de señales de bin de frecuencia (105) a una representación
- 50 mapeada de intensidad de sonido de la amplitud, basándose el mapeado en las condiciones específicas de un paciente.
8. Un medio de almacenamiento digital legible por ordenador que tiene almacenado en el mismo un programa informático que tiene un código de programa para realizar, cuando se ejecuta en un ordenador, un
- 55 procedimiento para el procesamiento de señal de una señal en una prótesis auditiva neuronal (100), comprendiendo el procedimiento:
- recibir una pluralidad de señales de bin de frecuencia (105);

seleccionar una señal de bin de frecuencia seleccionada entre la pluralidad de señales de bin de frecuencia (105);

variar al menos un parámetro de generación de señal de estimulación usado para generar una señal de estimulación con electrodos y afectar a una forma de un pulso de estimulación básico, y

5

generar la señal de estimulación con electrodos para su aplicación a un electrodo de la prótesis auditiva neuronal (100) correspondiente a una frecuencia de la señal de bin de frecuencia seleccionada, usando la generación de la señal de estimulación con electrodos el al menos un parámetro de generación de señal de estimulación sujeto a variaciones, **caracterizado porque** el al menos un parámetro de señal de estimulación representa una duración de un lapso de fase entre un pulso positivo y un pulso negativo de un pulso bifásico, y **porque** la variación del al menos un parámetro de generación de señal de estimulación es un proceso aleatorio.

10

9. Un dispositivo de procesamiento de señal de estimulación auditiva que comprende:

15 una pluralidad de entradas de señal adaptadas para recibir una pluralidad de señales de bin de frecuencia (105);

un selector de señal adaptado para seleccionar una señal de bin de frecuencia seleccionada entre la pluralidad de señales de bin de frecuencia (105);

20 un modificador de parámetros (1008) adaptado para variar al menos un parámetro de generación de señal de estimulación usado para generar una señal de estimulación con electrodos y afectar a una forma de un pulso de estimulación básico, y

un generador de señal de estimulación con electrodos (314) adaptado para generar la señal de estimulación con electrodos para su aplicación a un electrodo de una prótesis auditiva neuronal (100), correspondiendo la señal de estimulación con electrodos a una frecuencia de la señal de bin de frecuencia seleccionada, **caracterizado porque** el al menos un parámetro de señal de estimulación representa una duración de un lapso de fase entre un pulso positivo y un pulso negativo de un pulso bifásico, y **porque** el modificador de parámetros (1008) comprende un generador de aleatoriedad para aleatorizar la variación del al menos un parámetro de generación de señal de estimulación.

25

30

10. El dispositivo de procesamiento de señal de estimulación auditiva de acuerdo con la reivindicación 9, en el que una plantilla para crear la señal de estimulación con electrodos comprende un lapso temporal (G) en el que la plantilla es sustancialmente cero entre dos secciones sustancialmente diferentes de cero, y en el que el parámetro de generación de señal de estimulación sujeto a variaciones es una duración del lapso temporal (G).

35

11. El dispositivo de procesamiento de señal de estimulación auditiva de acuerdo con la reivindicación 9 ó 10, que comprende adicionalmente un ecualizador de amplitud (106) adaptado para realizar una ecualización de amplitud en la pluralidad recibida de señales de bin de frecuencia (105).

40

12. El dispositivo de procesamiento de señal de estimulación auditiva de acuerdo con la reivindicación 11, en el que el ecualizador de amplitud (106) está adaptado adicionalmente para determinar si un electrodo de la prótesis auditiva neuronal (100) se había seleccionado para la estimulación durante al menos un ciclo de estimulación anterior entre un cierto número de ciclos de estimulación anteriores y para atenuar una señal de bin de frecuencia correspondiente que corresponde al electrodo determinado estimulado durante el ciclo de estimulación anterior entre el cierto número de los últimos ciclos de estimulación.

45

13. El dispositivo de procesamiento de señal de estimulación auditiva de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 9 a 12, en el que la pluralidad de entradas de señal (302) pueden conectarse a un banco de filtros (104), basándose el banco de filtros en una simulación de al menos una de una membrana basilar y una célula ciliada interna.

50

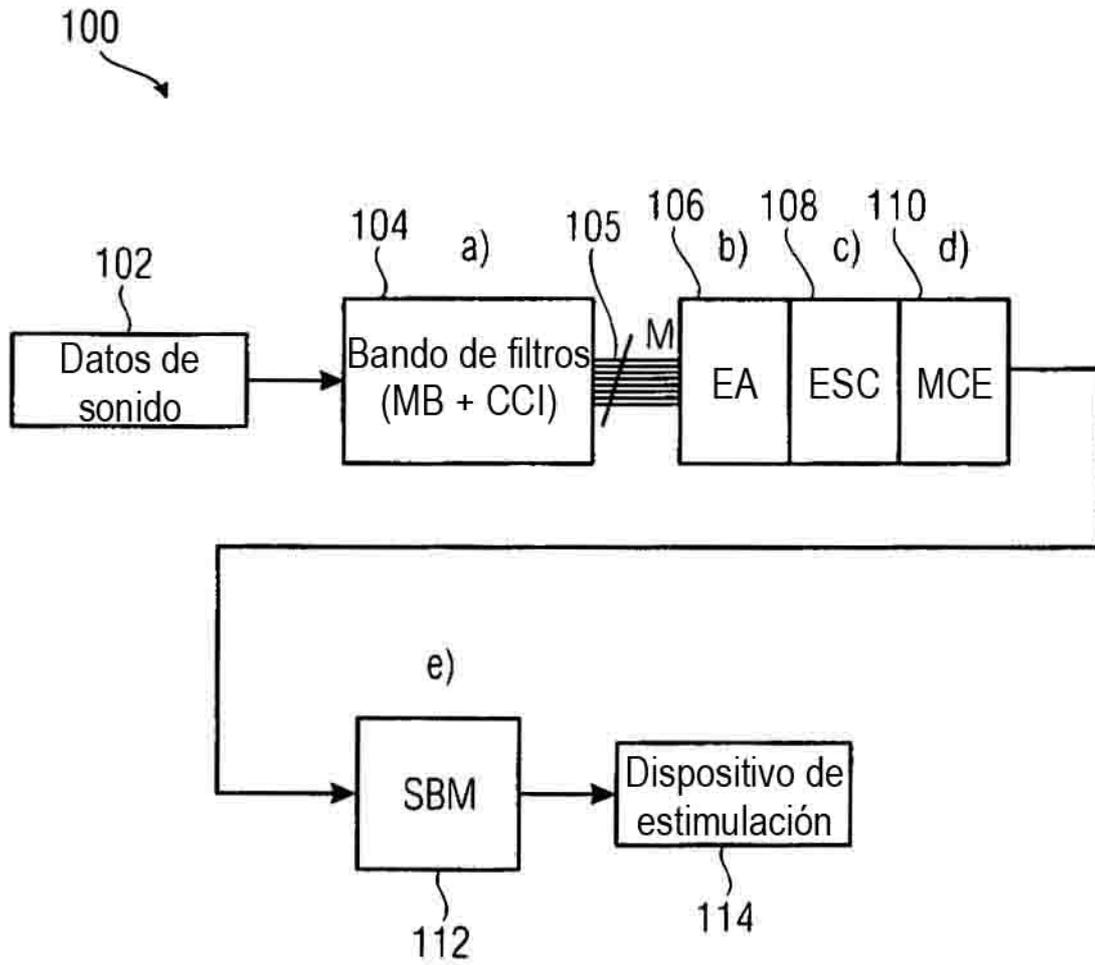


FIG 1

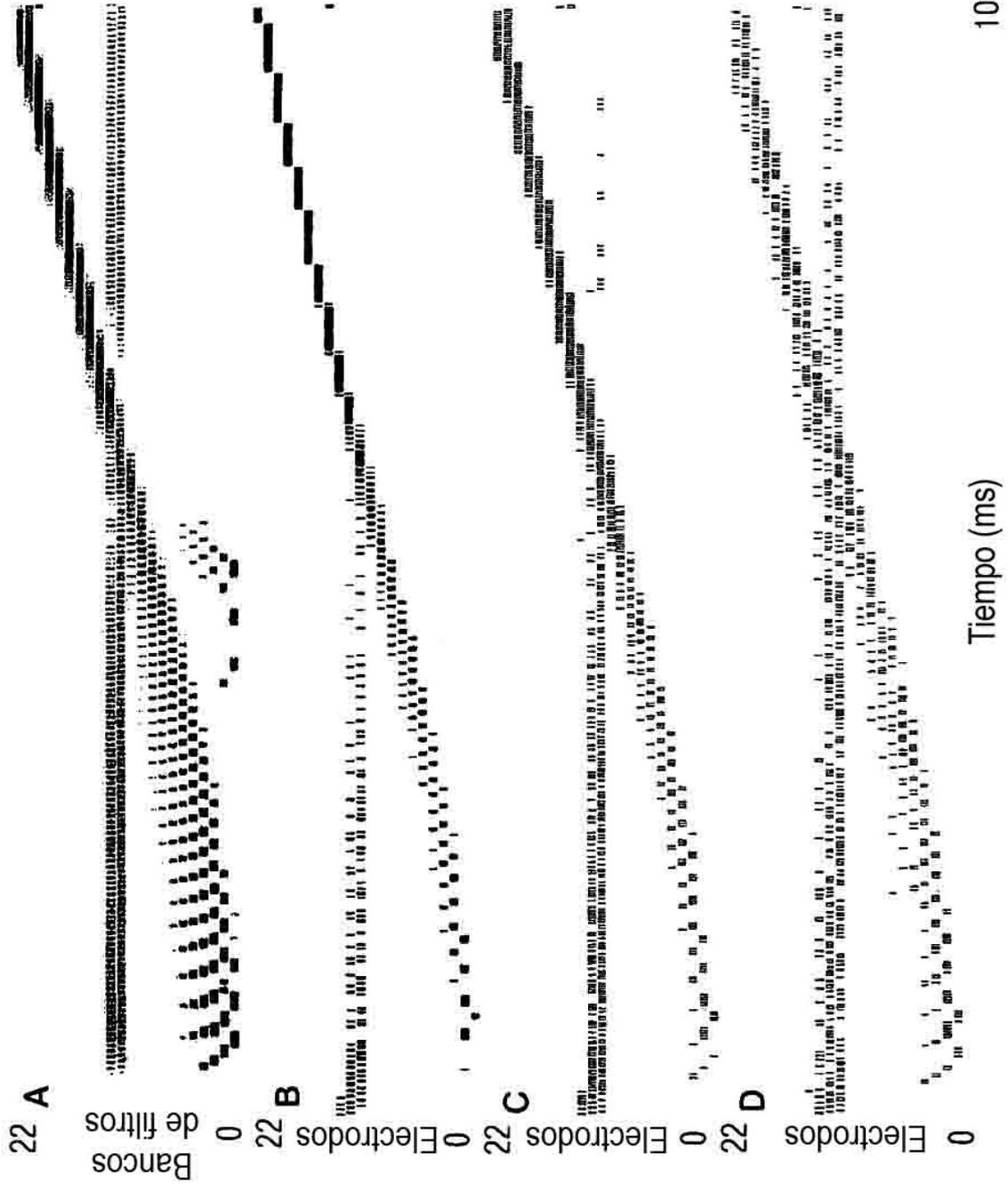


FIG 2

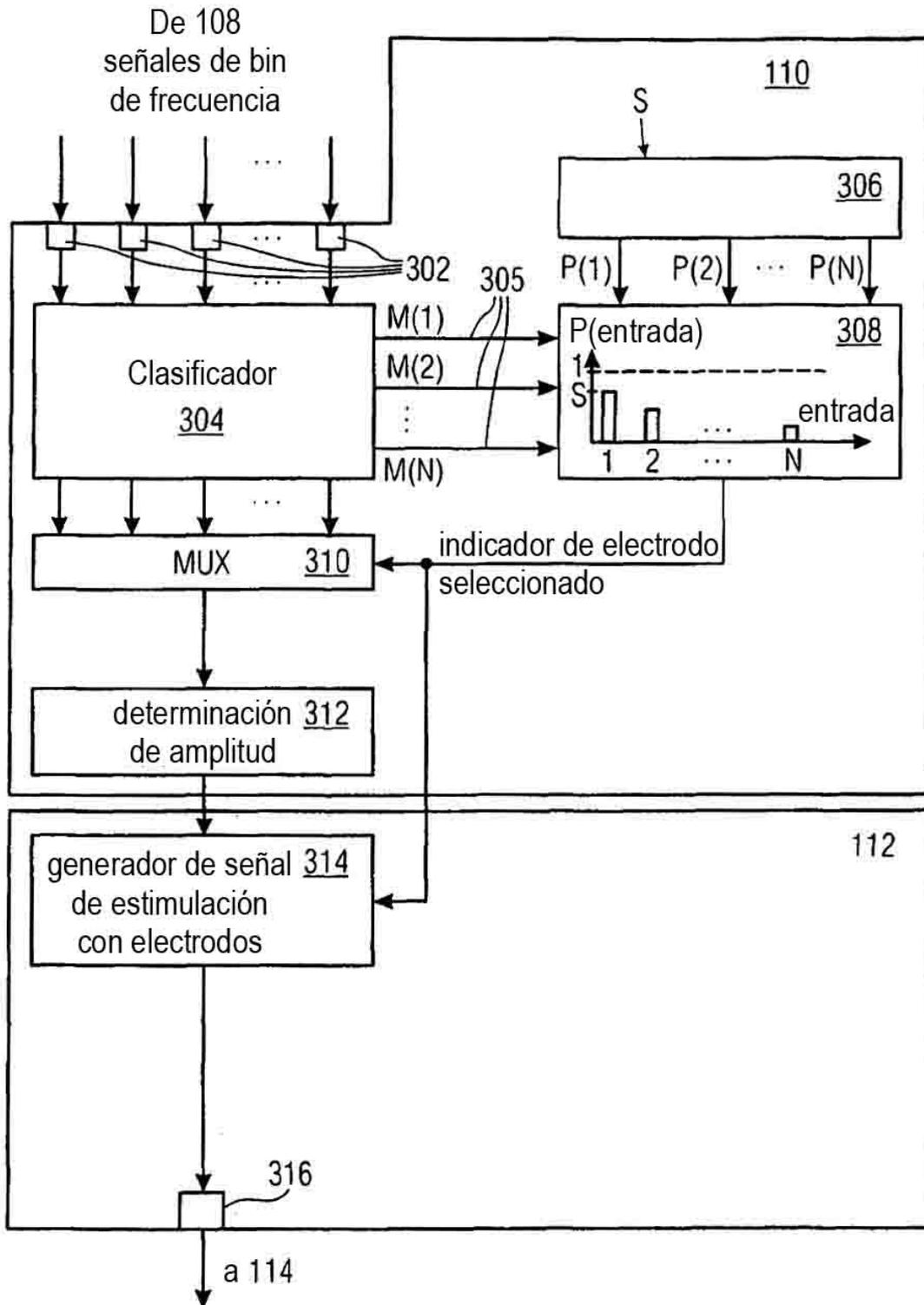


FIG 3

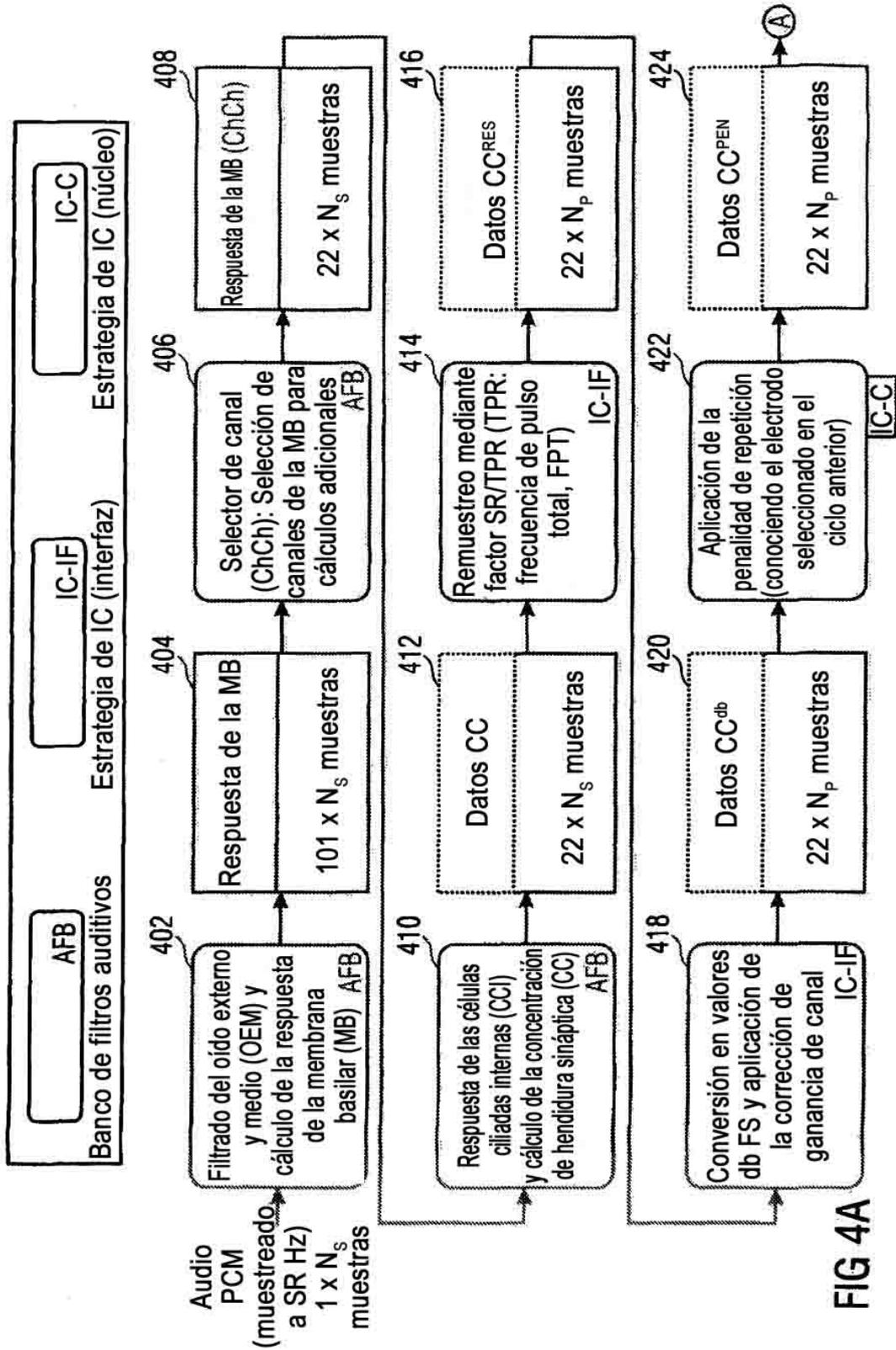


FIG 4A

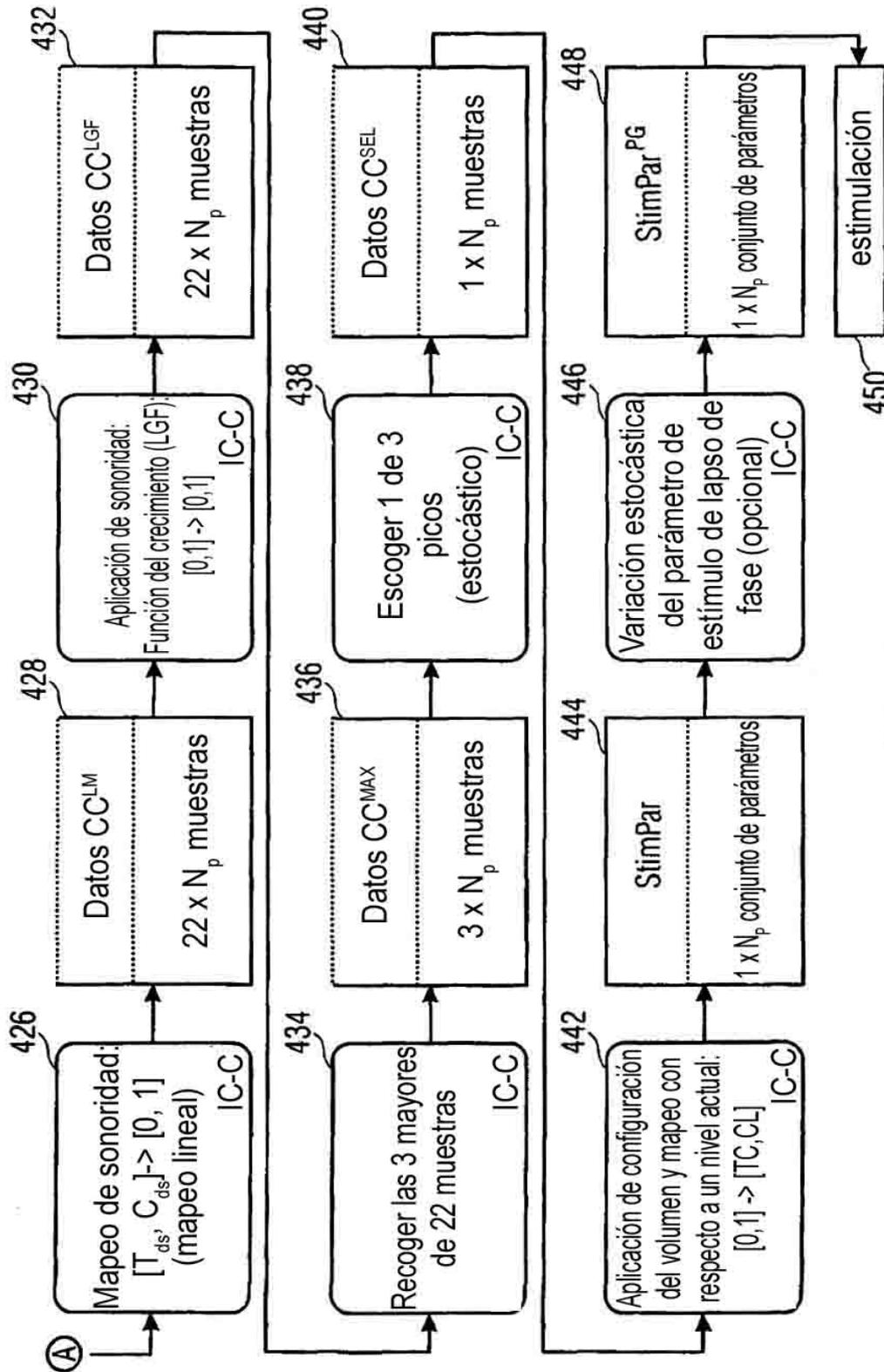


FIG 4B

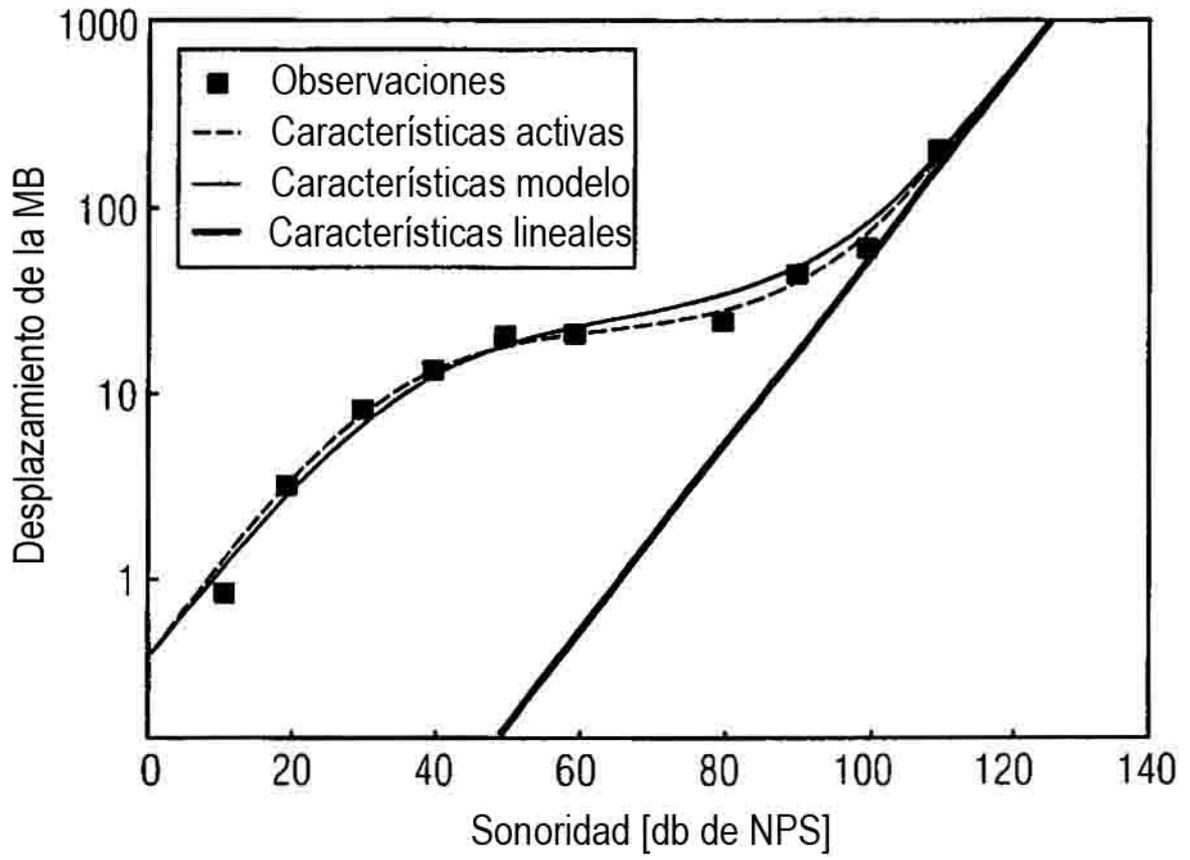


FIG 5

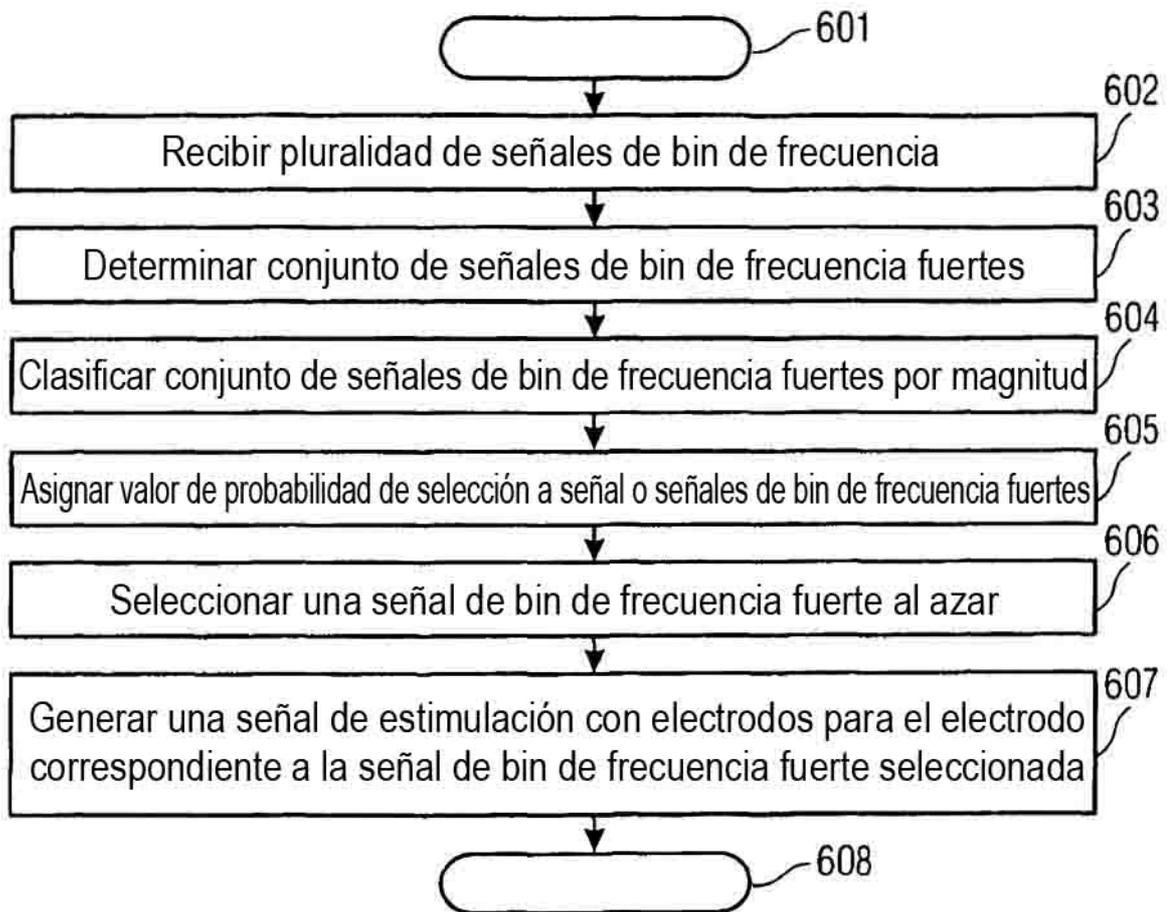


FIG 6

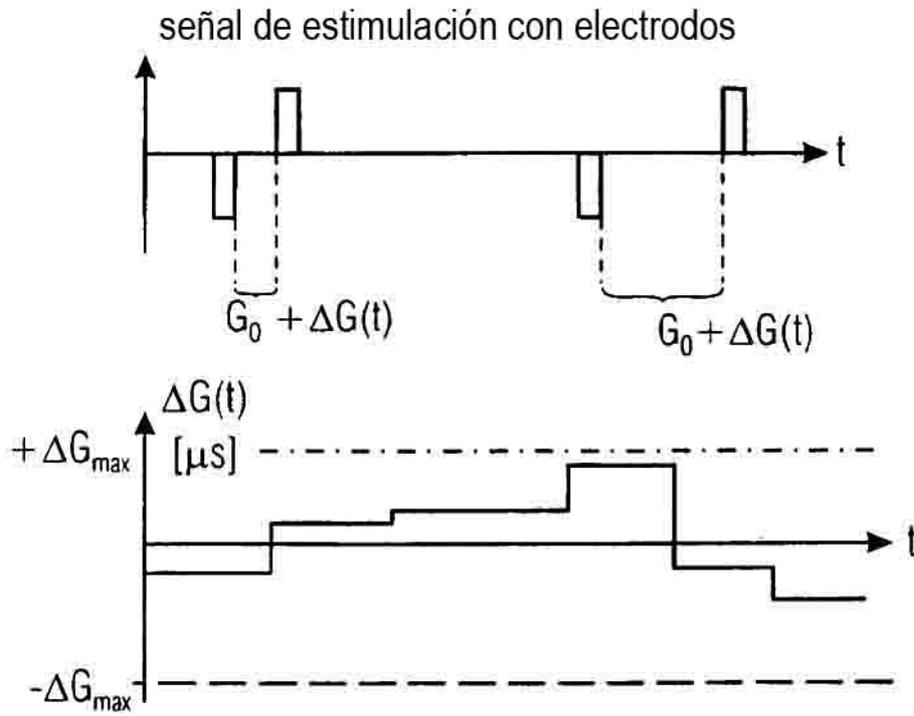


FIG 7

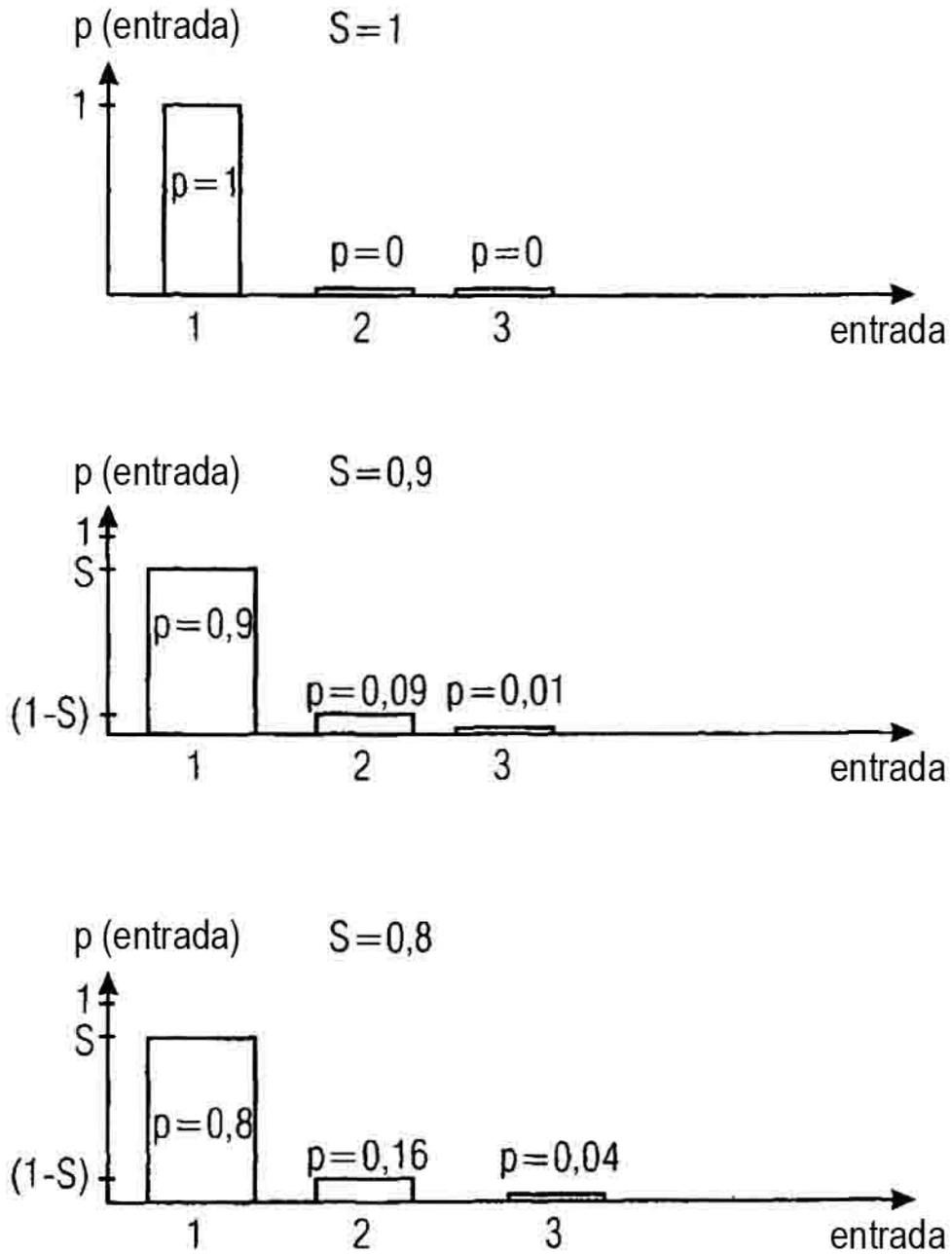


FIG 8

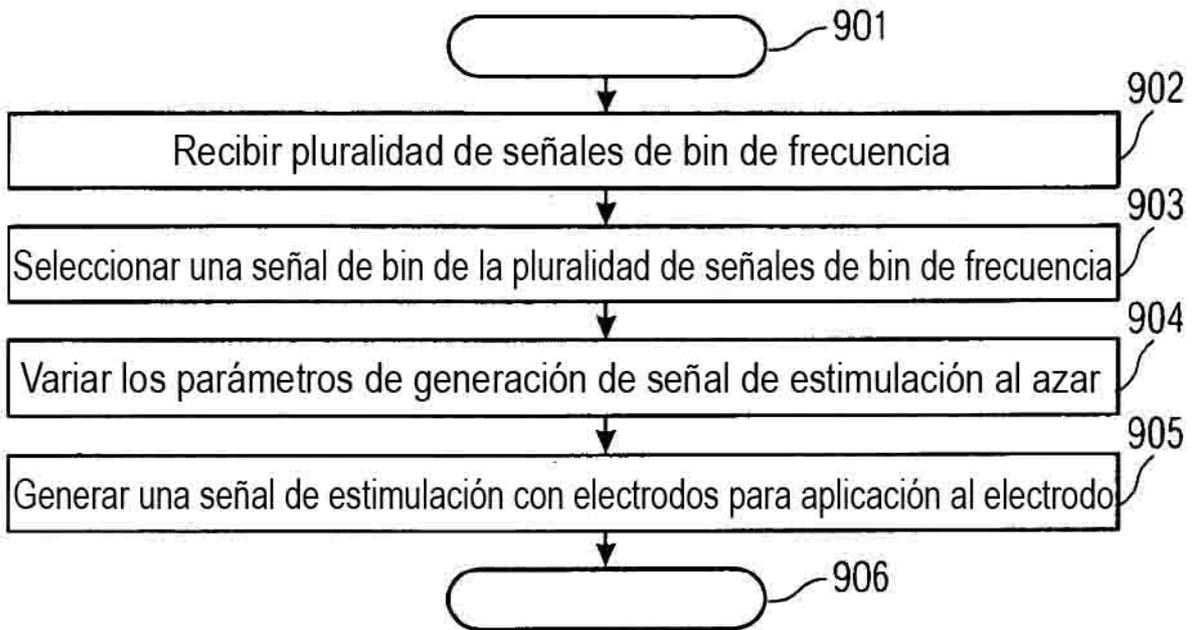


FIG 9

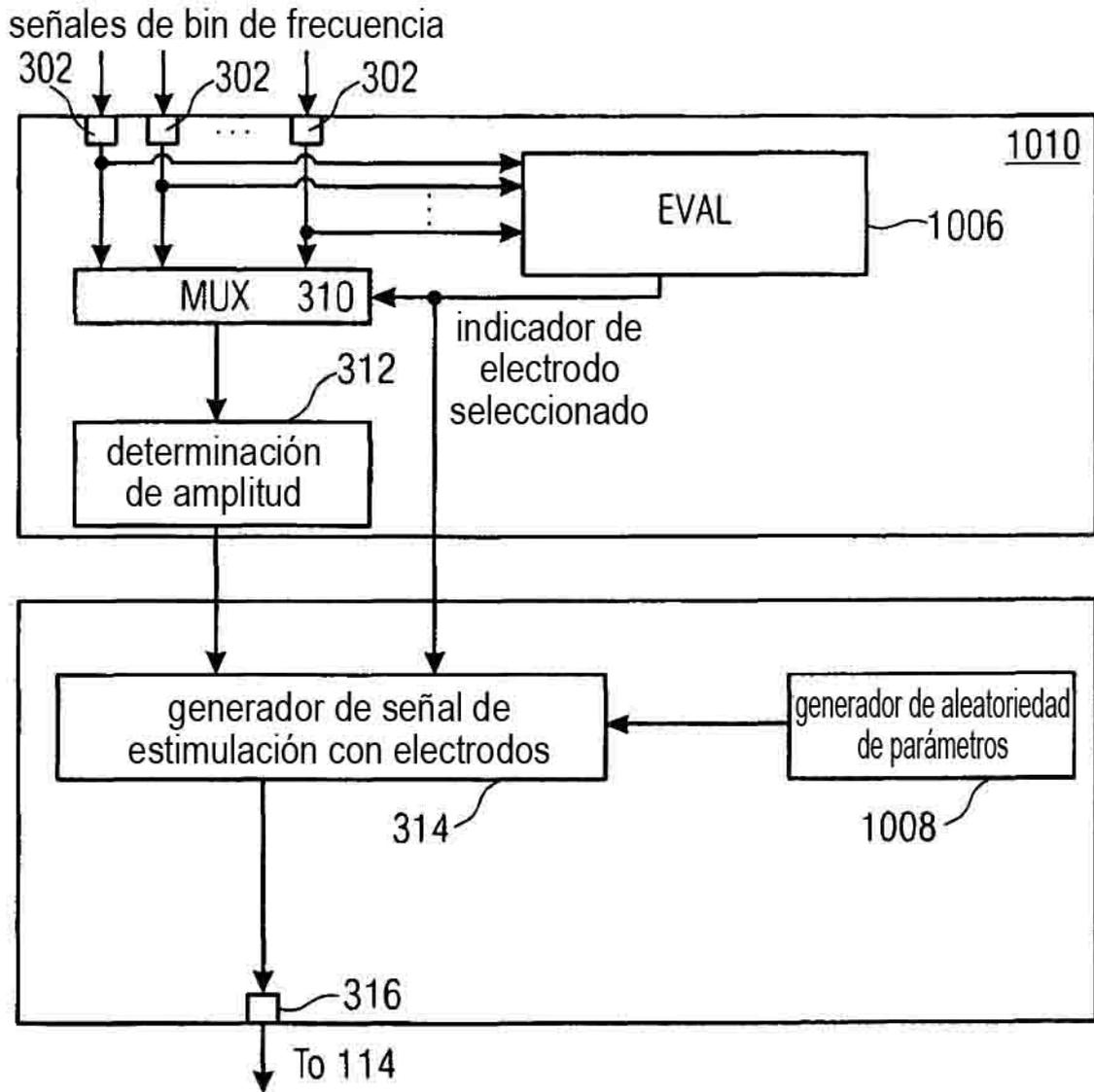


FIG 10