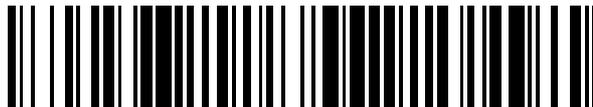


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 469 828**

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 10798033 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **30.04.2014 EP 2542302**

54 Título: **Procedimiento y aparato para generar una señal de estimulación de electrodo en una prótesis auditiva neural**

30 Prioridad:

04.03.2010 US 310425 P

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

20.06.2014

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 2 469 828 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

Procedimiento y aparato para generar una señal de estimulación de electrodo en una prótesis auditiva neural

5 Antecedentes de la invención

[0001] Algunas realizaciones de la invención se refieren a un procedimiento y a un aparato para generar una señal de estimulación de electrodo en una prótesis auditiva neural. En formas de realización de la invención, una selección de un electrodo particular de entre una pluralidad de electrodos disponibles se realiza parcialmente aleatoriamente.

10 [0002] El campo de la presente invención se refiere a una prótesis auditiva, tal como un implante coclear o un implante de tronco cerebral, configurado para la entrega de estimulación no simultánea a través de al menos dos electrodos activos.

15 [0003] La población sorda mundial se estima aproximadamente en 0,1% de la población total. Hay varias causas de la sordera incluyendo trastornos infecciosos, traumáticos, tóxicos, relacionados con la edad, ocupacionales y genéticos. En la mayoría de los casos, el oído interno, es decir, la estructura coclear, está dañada.

20 [0004] Hoy en día, sin embargo, hay formas de eludir el sistema auditivo periférico y estimular directamente las fibras nerviosas auditivas. Este proceso se hace gracias a los implantes cocleares (IC), que ya han sido objeto de una intensa investigación durante más de cincuenta años, y a los implantes de tronco cerebral más recientes (BIs). A pesar de que los implantes cocleares son la prótesis neural más exitosa de la historia, el oído sólo puede ser parcialmente restaurado por estos. Los pacientes logran un promedio de casi 80% en las pruebas de reconocimiento de voz en condiciones tranquilas (sin lectura de labios) hasta el final del segundo año después de la implantación (véase el artículo "*Evidence that cochlear-implanted deaf patients are better multisensory integrators*" de Rouger y otros, publicado en Proc. Nat. Acad. de Sciences (PNAS), vol. 104 (17), pp. 7295-7300, 2007 y en Journal de Acoust. Soc. Am., vol. 111 (5), Pt. 1, May 2002), pero la mayoría de los receptores de implantes cocleares siguen sin poder disfrutar de la música o distinguir entre sonidos complejos. Por otra parte, el reconocimiento de voz en entornos ruidosos sigue siendo un desafío para la mayoría de los receptores de implantes cocleares.

30 [0005] Incluso hoy en día una serie de sistemas IC modernos emplean estrategias de procesamiento del habla que todavía se basan en bancos de filtros muy "simples" (por ejemplo, la transformada rápida de Fourier (FFT), que data de mediados de 1960) para imitar la funcionalidad compleja del sistema auditivo humano. Por otro lado, se han desarrollado numerosos modelos motivados biológicamente de la membrana basilar (MB, órgano del filtrado coclear) y de estructuras auditivas que tienen fuertes propiedades no lineales más allá de la MB durante los últimos 20 años.

35 [0006] Unas investigaciones recientes del inventor indican que ha llegado el momento de que los sistemas IC / BI prácticos y los modelos teóricos del oído converjan y faciliten una mayor calidad de la restauración de la audición.

40 [0007] La publicación de Solicitud de Patente US N ° 2009/0030486 A1 describe un procedimiento para generar una señal de control para un implante coclear partir de una señal de audio. Se calcula un patrón de actividad con el tiempo en una pluralidad de células del oído interno de un modelo auditivo. Los sucesos de actividad dentro del patrón de actividad se filtran sobre la base de un reconocimiento de un patrón característico en el patrón de actividad, a partir del cual se obtiene información en limpio. La información en limpio se utiliza, además, como una señal de control para el implante coclear, o la señal de control para el implante coclear se deriva de la información en limpio. La idea descrita en la solicitud de patente US 486 se basa en el conocimiento de que en un patrón de actividad, una multitud de impulsos de actividad está presente en una pluralidad de células del oído interno de un modelo auditivo durante un tiempo, que no son relevantes para la sensación auditiva de un paciente. Por lo tanto, se puede reconocer un patrón característico en el patrón de actividad nerviosa y, a partir del reconocimiento del patrón característico, algunos de los eventos de actividad pueden ser filtrados, ya que sólo son de importancia secundaria para la percepción de un paciente. Un ejemplo del reconocimiento del patrón característico es un modelo de clasificación basado en Hough.

55 [0008] La patente US 7,130,694 B1 describe una estrategia de omisión de pulsos para implantes de estimulación cocleares o multi-canal que selecciona N de M canales para estimulación durante un marco de estimulación determinado. Una estrategia de selección de canales basada en probabilidades calcula una probabilidad para cada uno de los M canales a partir de la intensidad de cada canal. Se seleccionan de manera probabilística N para estimulación a partir de su probabilidad individual. El resultado es un estímulo "estocástico" aleatorio presentado al paciente. Esta estimulación aleatoria se reduce bajo representación de canales más débiles para condiciones de entrada en régimen estacionario tales como las vocales.

60 Resumen de la invención

[0009] Según una realización, un procedimiento para generar una señal de control para una prótesis auditiva neural, basada en una señal de audio, puede comprender las acciones de:

recibir una pluralidad de señales de intervalo de frecuencias;
 asignar un valor de probabilidad de selección a al menos una señal de intervalo de frecuencias de la pluralidad de
 señales de intervalo de frecuencias;
 seleccionar una señal de intervalo de frecuencias de la pluralidad de señales de intervalo de frecuencias mediante
 un proceso aleatorio teniendo en cuenta el valor de probabilidad de selección asignado a la al menos una señal de
 intervalo de frecuencias; y
 generar una señal de estimulación de electrodo para aplicación a un electrodo de la prótesis auditiva neural
 correspondiente a la frecuencia de la señal de intervalo de frecuencias seleccionada.

[0010] Según otra realización, un dispositivo de procesamiento de señal de estimulación puede tener:

una pluralidad de entradas de señal adaptada para recibir una pluralidad de señales de intervalo de frecuencias;
 un asignador de valor de probabilidad de selección adaptado para asignar un valor de probabilidad de selección a al
 menos una señal de intervalo de frecuencias de la pluralidad de señales de intervalo de frecuencias;
 un selector aleatorio adaptado para seleccionar una señal de intervalo de frecuencias de la pluralidad de señales de
 intervalo de frecuencias mediante un proceso aleatorio teniendo en cuenta el valor de probabilidad de selección
 asignado a la al menos una señal de intervalo de frecuencias; y
 un generador de señales de estimulación de electrodo adaptada para generar una señal de estimulación de
 electrodo para aplicación a un electrodo de una prótesis auditiva neural, correspondiendo el electrodo a una
 frecuencia de la señal de intervalo de frecuencias seleccionada.

[0011] Otra realización puede tener un programa de ordenador que tiene un código de programa para realizar,
 cuando se ejecuta en un ordenador, un procedimiento para generar una señal de control para una prótesis auditiva
 neural tal como se ha mencionado más arriba.

[0012] En realizaciones de la invención, se realiza una ecualización de amplitud en la pluralidad de señales de
 intervalo de frecuencias recibida. Por o tanto, el dispositivo de procesamiento de señal de estimulación también
 comprende un ecualizador de amplitud adaptado para realizar una ecualización de amplitud en la pluralidad de
 señales de intervalo de frecuencias recibida.

[0013] Las realizaciones de la invención se basan en el reconocimiento de que un grado de aleatoriedad en la señal
 de estimulación del electrodo o la señal de control respecto a la misma es probable que añada una bio-
 compatibilidad de la señal de estimulación de electrodo. Una posible explicación es que la prótesis auditiva neural
 haga de interfaz con una parte sana restante del sentido auditivo del receptor que se utiliza para, o genéticamente
 predeterminada, la recepción de los estímulos nerviosos de una parte natural, ya desaparecida del sentido auditivo.

[0014] En realizaciones de las enseñanzas aquí descritas, la pluralidad de señales de intervalo de frecuencias
 puede ser recibida desde un banco de filtros a partir de una estimulación de al menos una de entre una membrana
 basilar y una célula ciliada interna.

[0015] En realizaciones de las enseñanzas aquí descritas, se puede asignar una pluralidad de valores de
 probabilidad de selección a una pluralidad de señales de intervalo de frecuencias, respectivamente. Típicamente, al
 menos dos valores de probabilidad de selección para al menos dos señales de intervalo de frecuencias no son cero,
 es decir estos al menos dos valores de probabilidad de selección tienen valores no despreciables de manera que se
 realiza una selección aleatoria entre las al menos dos señales de intervalo de frecuencias.

[0016] En realizaciones de las enseñanzas aquí descritas, unas señales de intervalo de frecuencias que tienen una
 magnitud elevada con respecto a otras señales de intervalo de frecuencias pueden tener asignadas valores de
 probabilidad de selección de valor comparados con los valores de probabilidad de selección asignados a señales de
 intervalo de frecuencias que tienen una magnitud relativamente menor. El asignador de probabilidad de selección del
 dispositivo de procesamiento de señal de estimulación también puede estar adaptado para asignar valores de
 probabilidad de selección de valor a señales de intervalo de frecuencias que tienen una magnitud elevada con
 respecto a otras de la pluralidad de señales de intervalo de frecuencias.

[0017] En realizaciones de la invención descrita el procedimiento también comprende:

determinar si un electrodo de la prótesis auditiva neural había sido seleccionado para estimulación durante un ciclo
 de estimulación previo; y
 atenuar una señal de intervalo de frecuencias correspondiente que corresponde al electrodo determinado estimulado
 durante el ciclo de estimulación previo.

[0018] En el caso de un dispositivo de procesamiento de señal de estimulación, esta funcionalidad puede ser
 proporcionada por el ecualizador de amplitud, es decir, el ecualizador de amplitud está adaptado para determinar si
 un electrodo de la prótesis auditiva neural había sido seleccionado para estimulación durante al menos un ciclo de
 estimulación previo entre un determinado número de ciclos de estimulación previos y para atenuar una señal de
 intervalo de frecuencias correspondiente que corresponde al electrodo determinado estimulado durante el ciclo de

estimulación previo entre el determinado número de los últimos ciclos de estimulación. En la alternativa al ecualizador de amplitud, esta funcionalidad o una funcionalidad equivalente pueden ser proporcionadas por otro componente del dispositivo de procesamiento de señal de estimulación.

5 **[0019]** En realizaciones de las enseñanzas aquí descritas, el procedimiento puede comprender más acciones antes de asignar los valores de probabilidad de selección a una pluralidad de señales de intervalo de frecuencias. Una de estas acciones puede ser cartografiar una amplitud de cada una de la pluralidad de señales de intervalo de frecuencias a una representación de la amplitud cartografiada por sonoridad, estando basada la cartografía en condiciones específicas del receptor. El dispositivo de procesamiento de señal de estimulación también puede
10 comprender una función de cartografiado de sonoridad conectada a la entrada de señal y adaptada para cartografiar una amplitud de al menos una de entre la pluralidad de señales de intervalo de frecuencias a una representación cartografiada en volumen sonoro de la amplitud, estando basada la cartografía en condiciones específicas del receptor.

15 **[0020]** En realizaciones de las enseñanzas aquí descritas, el procedimiento también puede comprender una acción de variar (aleatoriamente) un parámetro de generación de señal de estimulación utilizado para generar la señal de estimulación de electrodo. Esto se relaciona con otros aspectos de la adición de un cierto grado de aleatoriedad a la generación la señal de generación de estimulación de electrodo.

20 **[0021]** En realizaciones de las enseñanzas aquí descritas, el modificador de parámetros puede comprender un aleatorizador de manera que la variación del parámetro de generación de señal de estimulación se basa en un proceso aleatorio.

25 **[0022]** En realizaciones de las enseñanzas aquí descritas, el parámetro de generación de señal de estimulación puede afectar a una forma de onda de la señal de estimulación de electrodo. En particular, una plantilla para crear la señal de estimulación de electrodo puede comprender un intervalo de tiempo en el que la plantilla tiene sustancialmente valor cero entre dos secciones diferentes de cero. El parámetro de generación de señal de estimulación sujeto a variación aleatoria puede ser una duración del intervalo de tiempo entre las dos secciones diferentes de cero.
30

[0023] En la siguiente especificación, la prótesis auditiva neural se describirá como un implante coclear. Sin embargo, es obvio para un experto en la materia que es posible emplear el enfoque de la invención con otros tipos de prótesis auditivas neurales.

35 Breve descripción de los dibujos

[0024] Las realizaciones de las enseñanzas descritas en este documento se detallarán posteriormente con referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

40 La figura 1 es un diagrama de bloques esquemático que ilustra una visión general de una prótesis auditiva neural; La figura 2 muestra representaciones de frecuencia en el tiempo de algunas señales dentro de la prótesis auditiva neural;

45 La figura 3 es un diagrama de bloques esquemático de los componentes de la prótesis auditiva neural; Las figuras 4A y 4B muestran un diagrama de flujo esquemático de un procedimiento de acuerdo con las enseñanzas descritas en este documento;

La figura 5 es un gráfico que ilustra una característica de una membrana basilar como una función de la sonoridad; La figura 6 es un diagrama de flujo esquemático del procedimiento de acuerdo con las enseñanzas descritas en este documento;

50 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 descritas en este documento;

La figura 8 muestra tres ejemplos de distribuciones de densidad de probabilidad que ilustran la selección del electrodo estocástica de acuerdo con un aspecto de las enseñanzas descritas en este documento;

La figura 9 muestra un diagrama de flujo esquemático de un aspecto de acuerdo con las enseñanzas descritas en este documento; y

55 La figura 10 muestra un diagrama de bloques esquemático de componentes de una prótesis auditiva neural de acuerdo con un aspecto de las enseñanzas descritas en este documento.

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LA INVENCION

60 **[0025]** La figura 1 muestra un diagrama de bloques esquemático de una prótesis auditiva neural 100 en el que se ilustran algunos de los componentes principales. Generalmente, la prótesis auditiva neural 100 recibe una señal de sonido, procesa la señal de sonido, y genera una señal de estimulación eléctrica. Dependiendo del sitio anatómico donde la señal de estimulación eléctrica estimula el tejido nervioso de un destinatario, la prótesis auditiva neural 100 puede comprender un implante coclear (IC), un implante de tronco cerebral (BI), u otro tipo de implante. En el caso
65 de un implante coclear un dispositivo de estimulación 114 se implanta en la cóclea del receptor. En el caso de un

implante de tronco cerebral, el dispositivo de estimulación 114 puede comprender electrodos que se implantan cerca de la superficie del núcleo coclear del tronco cerebral.

5 **[0026]** La prótesis auditiva neural 100 recibe típicamente una señal de audio en una interfaz de señal de audio 102, que genera datos de sonido correspondientes a la señal de audio. La interfaz de señal de audio 102 puede comprender un micrófono, un amplificador, y un convertidor de analógico a digital. Los datos de sonido se transmiten a un banco de filtros 104 que puede estar basado en un modelo de simulación de la membrana basilar (BM) y / o un modelo de simulación de las células ciliadas internas (IHC). El banco de filtros 104 analiza los datos de sonido con respecto al contenido de frecuencia de los datos de sonido que caen en una pluralidad de rangos de frecuencia. El
10 banco de filtros 104 puede estar basado en una simulación por ordenador de un modelo de membrana basilar, o podría estar basado en, por ejemplo, una transformada rápida de Fourier. El banco de filtros 104 tiene M bandas de salida, que contienen cada una una señal de intervalo de frecuencias de una pluralidad de señales de intervalo de frecuencias 105. En un ejemplo de implementación del banco de filtros 104 una resolución de frecuencia se establece en 0.25 Bark/band, lo que resulta en 101 bandas en todo el rango audible. Una velocidad de muestreo se establece a 44100 / s en este ejemplo de implementación. A continuación, sólo se guardan las M de las 101 bandas, que tienen frecuencias características (CF) más cercanas a frecuencias características de los canales de los electrodos correspondientes. Típicamente, las frecuencias características de los canales de electrodos están aproximadamente logarítmicamente espaciadas sobre la frecuencia y se extienden sobre un rango de frecuencias de implante coclear típico, es decir, desde aproximadamente 250 Hz a 7500 Hz. En otra posible implementación diferente de la implementación del ejemplo mencionado, el banco de filtros 104 puede proporcionar el número deseado de M bandas que se corresponden directamente con las frecuencias características del canal de electrodo de un implante coclear o un implante de tronco cerebral. Por lo tanto, deja de ser necesario hacer una selección de bandas de frecuencia con el fin de reducir el número de bandas de frecuencia de por ejemplo 101 a M, y no se necesita llevar a cabo un filtrado superfluo de bandas de frecuencias no utilizadas.

25 **[0027]** Además de una simulación por ordenador de un modelo de membrana basilar, el banco de filtros 104 puede comprender además una simulación por ordenador de un modelo de célula ciliada interna, que actúa como un rectificador con propiedades no lineales.

30 **[0028]** En este ejemplo de implementación, el banco de filtros completo 104 proporciona un conjunto de datos de salida (una muestra por cada banda) para cada ciclo de estimulación. Si la tasa total de estimulación (TSR) no es igual a la tasa de muestreo, entonces la salida del banco de filtro puede volverse a muestrear a la tasa de estimulación total. El conjunto de datos de salida forma la pluralidad de señales de intervalo de frecuencias 105.

35 **[0029]** Un ecualizador de amplitud 106 (AE) está adaptado para ecualizar la pluralidad de señales de intervalo de frecuencias 105 correspondiente a las bandas del banco de filtros de modo que la pluralidad de señales de intervalo de frecuencias 105 tenga el mismo rango de magnitud sobre todas las bandas. Por ejemplo, el ecualizador de amplitud 106 puede ajustar la pluralidad de señales de intervalo de frecuencias 105 de modo que el rango de salida de cada banda esté en [0,1], donde 0.0 y 1.0 son extremos correspondientes a una entrada de tono puro con la frecuencia central de la banda determinada en 25.0 y 65.0 dB SPL Nivel de percepción modelo, respectivamente. Opcionalmente, el ecualizador de amplitud 106 puede tener una entrada y una memoria con respecto a cual de los electrodos del dispositivo de estimulación 114 se seleccionó para estimulación en el último ciclo de estimulación, o en uno de los últimos ciclos de estimulación. Si se seleccionó un electrodo L para estimulación en el último ciclo de estimulación, entonces la señal de intervalo de frecuencias de la banda de frecuencias que corresponde al electrodo L estimulado en (uno de) los últimos ciclo(s), se atenuará para el ciclo de estimulación actual en una determinada cantidad, por ejemplo 10.0 dB. Se cree que la atenuación aumenta la seguridad al disminuir el riesgo de sobre-estimulación por la repetición, y / o soporta la percepción de inicios, lo que puede conducir a una mejor percepción del habla.

50 **[0030]** Las señales de intervalo de frecuencias ecualizadas se reenvían a una función de cartografiado de sonoridad 108 que cartografía la amplitud de las muestras a una unidad eléctrica que representa la magnitud de la estimulación. Los límites superior e inferior de magnitud de estimulación por electrodo es individual entre pacientes de IC. Suponiendo que los límites del paciente son C_{low} y C_{high} , la función de cartografiado de sonoridad 108 cartografiará el rango de entrada de [0, 1] a [C_{low} , C_{high}]. El cartografiado de sonoridad proporcionado por la función de cartografiado de sonoridad 108 puede ser no lineal, pero tiene que ser monótono. En un ejemplo de realización que se ha implementado para fines de prueba, el cartografiado de sonoridad es lineal.

60 **[0031]** Un módulo extractor y selector de características 110 (FES) 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 uno de la pluralidad de señales de intervalo de frecuencias ecualizadas en amplitud y cartografiadas por sonoridad. Por lo general, las muestras de entrada seleccionadas presentan propiedades que las distinguen de las muestras de entrada restantes. Las muestras de entrada seleccionadas forman un conjunto de señales de intervalo de frecuencias seleccionadas 305 (Fig. 3). La selección del conjunto de señales de intervalo de frecuencias seleccionadas podría cambiar con bastante frecuencia, tales como una vez cada período de muestreo. Por lo tanto, en términos de duración de las señales de frecuencia seleccionadas, el conjunto de señales de intervalo de frecuencias seleccionadas 305 puede ser tan corta como una sola muestra. La determinación del conjunto de

señales de intervalo de frecuencias seleccionadas 305 puede basarse en varios criterios, tales como una magnitud de las muestras de entrada. El conjunto de señales de intervalo de frecuencias seleccionadas comprende N señales de intervalo de frecuencias seleccionadas. Estas N señales de intervalo de frecuencias seleccionadas o muestras tienen típicamente las magnitudes más grandes, y están ordenadas de modo que una primera señal de intervalo de frecuencias seleccionada M(1) representa la amplitud mayor y M(N) la enésima muestra de amplitud mayor, es decir la señal de intervalo de frecuencias con magnitud menor de las señales de intervalo de frecuencias seleccionadas. En el ejemplo de implementación mencionado más arriba, el número N de señales de intervalo de frecuencias seleccionadas en el conjunto de señales de intervalo de frecuencias seleccionadas es N = 3. Por lo general, la determinación del conjunto de señales de intervalo de frecuencias seleccionadas se basará en la magnitud de las muestras de entrada al extractor de características y al módulo selector 110. En este caso, el conjunto de señales de intervalo de frecuencias seleccionadas puede llamarse un conjunto de señales de intervalo de frecuencias fuertes, o un conjunto de señales de intervalo de frecuencias dominantes. Las señales de intervalo de frecuencias fuertes o las señales de intervalo de frecuencias dominantes son aquellas señales con alta probabilidad de contener información útil contenida en los datos de sonido original que ayudarán al oyente a comprender por ejemplo una palabra o escuchar un sonido determinado. Hay que tener en cuenta que la expresión "señales de intervalo de frecuencias fuertes" no significa necesariamente "señales de intervalo de frecuencias más fuertes", aunque se contempla que el conjunto de señales de intervalo de frecuencias fuertes por lo general contiene las señales de intervalo de frecuencias con las N magnitudes mayores.

[0032] El módulo extractor y selector de características 110 selecciona entonces una señal de intervalo de frecuencias del conjunto de señales de intervalo de frecuencias seleccionadas (o una muestra del conjunto de muestras seleccionadas). Esta selección es por lo general aleatoria de modo que cualquiera del conjunto de señales de intervalo de frecuencias seleccionadas puede ser seleccionada. La selección aleatoria puede estar sesgada por medio de uno o más valores de probabilidad de selección que se asignan a una o más señales de bin de frecuencia seleccionadas dentro del conjunto seleccionado. Mediante la asignación de valores de probabilidad de selección a las señales de intervalo de frecuencias seleccionadas o muestras, la selección de una señal/ muestra de intervalo de frecuencias retenida en última instancia para accionar posteriormente un electrodo del dispositivo de estimulación correspondiente 114 puede ser controlada de manera que la muestra con la magnitud más grande se seleccione más a menudo que las otras muestras en el conjunto de muestras seleccionadas, pero no siempre. Los valores de probabilidad de selección pueden elegirse como una función de un parámetro S, que representa la probabilidad de elegir la muestra de mayor magnitud. Si $S = 1.0$, entonces se seleccionará la muestra de mayor magnitud M(1) en cada ciclo, por lo tanto, la estimulación será determinista. Si, por ejemplo, $S = 0.8$ y $N = 3$, entonces la probabilidad de seleccionar M(1), M(2) o M(3) es 80%, 16% y 4%, respectivamente. Si $S < 1.0$, entonces la estimulación es estocástica, lo que puede resultar en una mejor bio-compatibilidad. En el ejemplo de implementación antes mencionado, el parámetro S fue elegido para ser $S = 0.9$.

[0033] Un módulo generador de estímulos 112 (SBM) determina otras propiedades (como el tipo de pulso, anchura de pulso, etc.) de la señal de estímulo a partir de las propiedades del dispositivo de estimulación usado y de las preferencias del paciente. El módulo generador de estímulos 112 también recibe datos del módulo extractor y selector de características 110, en particular cual del conjunto de señales de intervalo de frecuencias seleccionadas ha sido seleccionado mediante el proceso de selección aleatorio. La selección de una determinada muestra/ señal de intervalo de frecuencias determina que electrodo del dispositivo de estimulación 114 se activará. El módulo extractor y selector de características 110 también puede proporcionar datos relativos a una magnitud de la muestra seleccionada al módulo generador de estímulos 112.

[0034] Para reducir la recurrencia en la estimulación, puede ser útil cambiar estocásticamente uno o más parámetros de estímulo con el tiempo. Una posible forma de onda para una señal de estimulación de electrodo puede ser un impulso bifásico que tiene un corto espacio de separación (aproximadamente 8 ms) entre las dos fases. La duración del espacio puede ser sometida a variaciones aleatorias que también se pueden observar con personas que tienen una audición normal. Estas variaciones aleatorias reflejan los procesos naturales, y se cree que mejoran las capacidades de percepción del receptor de la prótesis auditiva neural 100. En el ejemplo de implementación mencionado más arriba, el espacio de fase G varía aleatoriamente sobre las siguientes estimulaciones en el rango de $[(1 - J) - G, (1 + J) \cdot G]$, donde $J = 0.1$. Por lo general, J estará en el intervalo $[0, 1]$, pero más cerca de 0 que de 1 ($0 \leq J < 1$),

[0035] En resumen, la prótesis auditiva neural 100 que se muestra en la figura 1 recibe una señal de sonido, analiza la señal de sonido con respecto a su contenido de frecuencia en un número de bandas de frecuencia, normaliza las señales de intervalo de frecuencias obtenidas, selecciona un número de las señales de intervalo de frecuencias, selecciona aleatoriamente únicamente una de las señales de intervalo de frecuencias, y genera una señal de estimulación de electrodo basada en parámetros y propiedades de la señal de intervalo de frecuencias seleccionada. Finalmente, la señal de estimulación de electrodo se aplica a un electrodo correspondiente a una banda de frecuencias de la señal de intervalo de frecuencias seleccionada.

[0036] Algunos de los bloques de procesamiento de señal antes mencionados o tareas pueden ser omitidos. Por ejemplo, el módulo de extracción y selección de características 110 podría proceder directamente a la selección aleatoria de una señal de intervalo de frecuencias sin la etapa intermedia de determinar un conjunto de señales de

intervalo de frecuencias seleccionadas. Esto se puede conseguir mediante la asignación de valores muy pequeños de selección de probabilidad (posiblemente cero) para aquellas señales/ muestras de intervalo de frecuencias que tienen magnitudes relativamente débiles en comparación con otras señales/ muestras de intervalo de frecuencias.

5 **[0037]** 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 consta de una señal de barrido sinusoidal (275 Hz a 7750 Hz) y de un tono puro constante a 2000 Hz con una amplitud de -6 dB FS relativa a la del barrido. El número de bandas de frecuencia M es 22, es decir, ya
10 reducido para que coincida con el número electrodos del dispositivo de estimulación 114. El diagrama de la figura 2A ilustra una magnitud de una señal de intervalo de frecuencias dentro de una cierta banda de frecuencias en un determinado instante en el tiempo como diferentes tonos de gris. La frecuencia total de muestreo TSR es TSR = 9000/s. Se puede observar que el tono puro de 2000 Hz aparece en tres bandas de frecuencia diferentes. Por otra parte, se puede observar un ritmo de baja frecuencia donde la señal de barrido sinusoidal se acerca a una frecuencia de 2000 Hz del tono puro constante de 2000Hz.

15 **[0038]** El diagrama B en la figura 2 muestra una salida de la característica del módulo extractor y selector de características 110 generada a partir de la salida del banco de filtros mostrada en el diagrama A de la figura 2. El salida del módulo extractor y selector de características del diagrama B se obtuvo configurando el procesamiento de señal con los siguientes parámetros:

20 La penalización de repetición P se escogió como 0.0 dB, es decir una señal o muestra de intervalo de frecuencias actual no se atenuó si se utilizó para generar la señal de estimulación de electrodo en el ciclo anterior. El parámetro S de control de la distribución de los valores de probabilidad de selección de entre la pluralidad de señales de intervalo de frecuencias 105 se fijó a S = 1.0. Esto significa que la selección de la señal de intervalo de frecuencias a utilizar para la generación de la señal de estimulación real es determinista. Por lo tanto, el módulo extractor y
25 selector de características 110 selecciona la señal de intervalo de frecuencias que tiene la mayor magnitud.

[0039] Los diagramas C y D en la figura 2 muestran otras salidas del módulo extractor y selector de frecuencias 110 obtenidas con distintos ajustes de parámetros. La salida del módulo extractor y selector de filtro mostrada en el diagrama C se obtuvo mediante el establecimiento de atenuación de penalización de repetición a P = 10.0 dB y el parámetro S de control de la distribución de los valores de probabilidad de selección a S = 1.0 (determinista). En el caso del diagrama D, la atenuación de penalización de repetición se estableció en P = 10.0 dB y el parámetro S se estableció en S = 0.5 (estocástico). Especialmente en el caso del diagrama D se puede observar que los valores de los parámetros establecidos permiten que el tono puro más suave se presente de forma constante en el patrón de estimulación. En contraste, el tono puro más suave desapareció por completo en la segunda mitad de la señal de barrido sinusoidal para los ajustes de parámetros correspondientes a la salida del módulo extractor y selector de características mostrada en el diagrama B. Los ajustes de los parámetros válidos para el diagrama (atenuación de penalización de repetición y selección señal de intervalo de frecuencias determinista) muestran cierta mejora. La introducción de un cierto grado de aleatoriedad, tal como se ha hecho para la generación del salida del módulo extractor y selector de características mostrada en el diagrama D, da como resultado un patrón de estimulación que refleja una parte importante de la información relevante contenida en el sonido de entrada original. Los diagramas A a D de la figura 2 cubren un lapso de tiempo de 100 ms.

[0040] El procedimiento presentado de estimulación del electrodo permite mantener una gran parte de la 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 llamadas de retardo de trayectorias, siguen siendo parte del patrón de estimulación, que se cree que aumentan la percepción del habla en pacientes. Por la misma razón, la fase de bloqueo, de compresión y de adaptación efectos de la membrana basilar y célula ciliada interna compleja (simuladas) pueden ser relativamente fielmente representadas, lo que conduce a un tono y percepción de inicio mejores.

50 **[0041]** El sistema presentado no depende intrínsecamente del procesamiento de bloque por bloque, ni en el lado de entrada de audio, ni en el lado de salida de la estimulación. Un retardo efectivo entre dos dispositivos idénticos en una configuración binaural que utiliza este sistema sería 1/TSR segundos como máximo, si los bloques de procesamiento son capaces de procesar datos pertenecientes a un período de la muestra de una manera sustancialmente inmediata. Algunas tecnologías de banco de filtros actualmente utilizadas, tales como la transformación rápida de Fourier (FFT) pueden basarse en varios períodos de muestreo para el análisis de una señal de entrada con respecto al contenido de frecuencia de la señal de entrada, que introduce un retardo en el procesamiento de señales. En este caso, el retardo efectivo entre dos dispositivos idénticos en una configuración binaural es algo aleatoria y podría ser tan largo como el retardo introducido, es decir, varios períodos de muestreo o incluso decenas de períodos de muestreo. Con el procesamiento de la señal inmediato hecho posible gracias a las enseñanzas descritas en este documento, la localización en el plano horizontal de fuentes de sonido es posible en un grado no alcanzado por la mayoría de los sistemas disponibles actualmente.

65 **[0042]** La capacidad de localización en el plano horizontal con sistemas binaurales se puede mejorar variando estocásticamente la diferencia de fase en el módulo generador de estímulos 112 tal como se explicará en relación con la descripción de la figura 7.

[0043] Se espera que la inclusión de procesamiento estocástico en el procesamiento de la señal dentro del módulo extractor y selector de características 110 y/o el módulo generador de estímulos 112 aumente la bio-compatibilidad y la calidad general de la percepción.

[0044] La figura 3 muestra un diagrama de bloques esquemático del módulo extractor y selector de características 110 y el módulo generador de estímulos 112. El extractor de características y selector 110 recibe una pluralidad de señales de intervalo de frecuencias 105 de la función de cartografiado de sonoridad 108. Sin embargo, es posible que la pluralidad de señales de intervalo de frecuencias 105 sea proporcionada por el banco de filtros 104 o el ecualizador de amplitud 106, es decir la prótesis auditiva neural 100 no comprende una función de cartografiado de sonoridad 108. La pluralidad de señales de intervalo de frecuencias 105 llega a una pluralidad de entradas de señal 302. Dentro del módulo extractor y selector de características 110 la pluralidad de señales de intervalo de frecuencias se reenvían a un clasificador 304 que está adaptado para determinar una clasificación de la pluralidad de señales de intervalo de frecuencias 105 con respecto a un cierto criterio, tal como una magnitud. Las señales de intervalo de frecuencias 105 se procesan de una manera a trozos, es decir que el clasificador 304 analiza trozos de las señales de intervalo de frecuencias que caen dentro de un cierto período de tiempo, por ejemplo un período de la muestra.

[0045] La información acerca de un orden de la pluralidad de señales de intervalo de frecuencias determinada por el clasificador 304, o las propias señales de intervalo de frecuencias dispuestas en un determinado orden, o una parte de la pluralidad de señales de intervalo de frecuencias tales como aquellas que tienen las magnitudes mayores, es emitida como salida por el clasificador 304 y suministrada a un selector aleatorio 308. El selector aleatorio 308 selecciona una señal de intervalo de frecuencias del conjunto ordenado de señales de intervalo de frecuencias, por ejemplo, según un proceso aleatorio que está controlado por uno o más valores de probabilidad de selección. Por lo general, un valor de probabilidad de selección relativamente mayor se asigna a la señal de intervalo de frecuencias que tiene la magnitud mayor. Un valor de probabilidad de selección menor será asignado a la señal de intervalo de frecuencias que tiene la segunda magnitud mayor, y así sucesivamente. En la figura 3 se supone que el clasificador 304 proporciona un conjunto de señales de intervalo de frecuencias, o de referencias a las señales de intervalo de frecuencias, que tienen N elementos. Como tal, el clasificador 304 puede comprender un selector adaptado para seleccionar a conjunto reducido de señales de intervalo de frecuencias seleccionadas 305 que tiene menos que la pluralidad de señales de intervalo de frecuencias. Un tamaño de $N = 3$ para el conjunto reducido de señales de intervalo de frecuencias seleccionadas proporciona al selector aleatorio 308 tres señales de intervalo de frecuencias que tienen las tres magnitudes mayores a partir de las cuales el selector aleatorio 308 está adaptado para seleccionar una mediante un proceso aleatorio teniendo en cuenta el o los valores de probabilidad de selección.

[0046] Los valores de probabilidad de selección están referenciados en la figura 3 con $p(1)$, $p(2)$, y $p(N)$. Los valores de probabilidad de selección son suministrados al selector aleatorio 308 por un asignador de valor de probabilidad de selección 306 que establece los valores de probabilidad de selección $p(1)$ para la señal de intervalo de frecuencias que tiene la mayor magnitud, el valor de probabilidad de selección $p(2)$ para la señal de intervalo de frecuencias que tiene la segunda mayor magnitud, y también el valor de probabilidad de selección $p(N)$ para la señal de intervalo de frecuencias que tiene la mayor magnitud enésima y que por lo general es la última que se considera en el conjunto de señales de intervalo de frecuencias seleccionadas. El asignador de valor de probabilidad de selección 306 puede tomar un parámetro S como una entrada y los valores de probabilidad de selección se calculan como una función del parámetro S.

[0047] Una salida de la selección aleatoria 308 es o bien un indicador para un electrodo seleccionado por el selector aleatorio 308 o una señal de intervalo de frecuencias seleccionada. En el primer caso, se proporciona el indicador de electrodo seleccionado a un multiplexor 310 como una señal de control. El multiplexor 310 comprende una pluralidad de entradas para la pluralidad de señales de intervalo de frecuencias 105. En la figura 3 la pluralidad de señales de intervalo de frecuencias se pasa al multiplexor 310 desde el clasificador 304, pero esta es sólo una de varias implementaciones posibles. Por ejemplo, el multiplexor 310 se puede conectar directamente a las entradas de señal 302. El multiplexor 310 conecta una de sus entradas correspondientes al indicador de electrodo seleccionado con una salida del multiplexor 310. Por lo tanto, la señal de intervalo de frecuencias seleccionada se pasa a un módulo de determinación de amplitud 312. Una alternativa al multiplexor 310 podría ser incluir la función de multiplexor en el selector aleatorio 308. Entonces un selector aleatorio 308 recibiría las señales de intervalo de frecuencias seleccionadas y las enviaría a una señal de intervalo de frecuencias del conjunto de señales de intervalo de frecuencias seleccionadas al módulo de determinación de amplitud.

[0048] El módulo de determinación de amplitud 312 analiza la señal de intervalo de frecuencias seleccionada con respecto a una amplitud de esta. Por lo general, una determinación de amplitud ya ha sido realizada por el clasificador 304 de modo que el módulo de determinación de amplitud 312 puede simplemente acceder a y utilizar 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 es utilizado por un generador de señales de estimulación de electrodo 314 que es una parte del módulo generador de estímulos 112. El generador de señales de estimulación de electrodo está adaptado para crear una señal de estimulación de electrodo basada en el o los parámetros proporcionados por el módulo de determinación de amplitud 312 y/o el módulo extractor y selector de

características 110. La generación puede utilizar una plantilla para la señal de estimulación de electrodo que se ajuste de acuerdo con el o los parámetros proporcionados. La señal de estimulación de electrodo generada se suministra a una salida de señal de estimulación de electrodo 316 del módulo generador de estímulos 112 desde donde se pasa al dispositivo de estimulación 114. El generador de señales de estimulación de electrodo 314 también recibe el indicador de electrodo seleccionado del selector aleatorio 308 de modo que la señal de estimulación de electrodo generada puede comprender información acerca del electrodo seleccionado al cual se debe aplicar la señal de estimulación de electrodo. Aunque solamente se muestre una salida de señal de estimulación de electrodo 316 en la figura 3, el generador de señales de estimulación de electrodo 314 y el módulo generador de estímulos 112 podrían comprender una pluralidad de salidas señal de estimulación de electrodo, por ejemplo una salida por electrodo del dispositivo de estimulación 114.

[0049] El módulo extractor y selector de características propuesto 110 introduce un grado de aleatoriedad en la selección del electrodo, que refleja los fenómenos que se pueden observar en el sentido de la audición de las personas que no son sordas. Dado que este es un fenómeno natural, el resto sano del sentido auditivo del receptor de la prótesis auditiva neural 100 reacciona posiblemente mejor a una señal ligeramente aleatoria que a una señal completamente determinista.

[0050] Las figuras 4A y 4B muestran un diagrama de flujo esquemático de un procedimiento para generar una señal de control para una prótesis auditiva neural 100. El procedimiento se inicia mediante la recepción de una señal de audio modulada por código de pulsos (PCM) que ha sido muestreada a una frecuencia de muestreo SR, por ejemplo 44.1 KHz. A menudo, la tasa de muestreo SR de la señal de audio es mayor que una frecuencia de pulso de la señal de estimulación de electrodo en la salida de la prótesis auditiva neural 100. Por lo tanto, un número de muestras Ns de la señal de audio puede ser procesada durante un ciclo de estimulación. En una prótesis auditiva neural 100 en la que se implementa el procedimiento o el dispositivo de acuerdo con las enseñanzas descritas en este documento, la señal de audio PCM se proporciona típicamente por componentes de la prótesis auditiva neural 100 no representadas en la figura 3, tal como un micrófono, un amplificador, y un convertidor de analógico a digital.

[0051] Una primera acción del procedimiento ilustrado en la figura 4A es realizar un filtrado de oído externo y medio (OME), tal como se muestra en el bloque 402. También se realiza un cálculo de respuesta de membrana basilar (BM) en 402. La respuesta de membrana basilar es una pluralidad de señales de frecuencia filtrada obtenida mediante el procesamiento de la señal de audio PCM por medio de un modelo de simulación de la membrana basilar. De una manera simplificada, el modelo de simulación de la membrana basilar puede ser considerado como un banco de filtros que comprende una pluralidad de filtros pasa banda que están estrechamente espaciados en el dominio de la frecuencia. El bloque 404 representa la respuesta de membrana basilar que comprende 101 señales de intervalo de frecuencias que tienen Ns muestras cada una. El número de 101 señales de intervalo de frecuencias es puramente a modo de ejemplo.

[0052] En 406 algunas de las señales de intervalo de frecuencias de la respuesta de membrana basilar 404 se eligen para su posterior cálculo: Esta acción o bloque funcional 406 se llama selector de canal (ChCh). En el ejemplo de implementación que se muestra en la figura 4A se guardan normalmente 22 señales de intervalo de frecuencias de las señales de intervalo de frecuencias originales 101, como puede verse en el bloque 408 que representa la respuesta de la membrana basilar después de la elección de canal ("BM response (ChCh)"). La respuesta de membrana basilar después de la elección de canal 408 comprende por lo tanto 22 señales de intervalo de frecuencias con una longitud de Ns muestras cada una en el ejemplo de implementación de la figura 4A.

[0053] La elección de los canales en 406 se hace normalmente mediante la comparación de frecuencias características (CF) de los canales (por ejemplo, una frecuencia central del intervalo de frecuencias correspondiente) con frecuencias características de los electrodos en el dispositivo de estimulación 114. Por ejemplo, los canales pueden ser seleccionados de modo que sus frecuencias centrales sean más cercanos a las frecuencias centrales utilizadas en una estrategia de codificador de combinación avanzada (ACE) de un determinado receptor de la prótesis auditiva neural 100.

[0054] En 410 los datos de los canales elegidos serán procesados primero por las células ciliadas internas simuladas sintonizadas para actuar como células ciliadas internas (ISS) de alta tasa espontánea. Las células ciliadas internas de alta tasa espontánea comienzan a operar a nivel de audición umbral y se saturan a aproximadamente 65 dB SPL. A esta etapa de simulación le sigue un modelo de hendidura sináptica de manera que la salida del modelo auditivo puede ser pensado como una concentración de neurotransmisores en la hendidura sináptica (denotado como datos CC en la figura 4A en el signo de referencia 412) en posiciones determinadas a lo largo de la membrana basilar. Unos datos CC 412 corresponden a la salida del banco de filtros 104 y por lo tanto la pluralidad de señales de intervalo de frecuencias 105. La salida del banco de filtros tiene una interfaz con el módulo de estrategia central.

[0055] Como primera acción de la interconexión, la salida del banco de filtro 412 se vuelve a muestrear en el tiempo, en 414 para que coincida con la tasa de estimulación total (también denominada como la frecuencia de pulso total: TPR). Esto se traduce en un conjunto de datos CCRES 416 que comprende las 22 señales de intervalo de frecuencias que se han vuelto a muestrear que tienen cada una NP muestras. El valor NP puede ser igual a 1 de modo que cada señal de intervalo de frecuencias en el conjunto de datos 416 comprende solamente una única

muestra (instantánea). En 418, los elementos de datos de la salida de banco de filtros remuestreada 416 en relación con los canales que no están marcados como inactivos se convierten en unidades dB FS. Esto es posible, ya que los valores CCRES son no negativos (elementos cero y valores relacionados con los canales inactivos se traducirán a -99,9 dB FS valores para evitar el error de dominio de logaritmo). La corrección de la ganancia de canal también se puede aplicar, si es necesario, mediante la adición simple de cambiar la sonoridad percibida por canal.

[0056] En un ejemplo de implementación del procedimiento para generar una señal de control para una prótesis auditiva neural todas las etapas de procesamiento adicionales pueden residir en un bucle sobre una base de muestra por muestra (o sobre una base de ciclo de estimulación), de modo que una operación de un ciclo actual puede usar los resultados de un ciclo anterior.

[0057] Comenzando con el conjunto de datos 420 de señales de intervalo de frecuencias convertidas a valores dB FS, se aplica una penalización de repetición 422 a aquel canal del conjunto de datos 420, que estuvo involucrado en la estimulación de un electrodo correspondiente en el último ciclo, o en al menos uno de los últimos ciclos. Al aumentar el valor de la penalización de repetición, la probabilidad de una selección repetida del mismo electrodo en ciclos consecutivos se puede disminuir o incluso anular completamente. La aplicación de la penalización de repetición en 422 produce un conjunto de datos 424 (datos CCPEN).

[0058] El procedimiento continua en la figura 4B tal como se indica por el conector A. En 426 se realiza un cartografiado de sonoridad. En el ejemplo de implementación ilustrado en las figuras 4A y 4B se analizan los valores en cada canal del conjunto de datos 424 y se asignan a partir de un rango de sonoridad a un rango normalizado. Se proporciona un límite inferior del rango de sonoridad mediante un nivel umbral y un límite superior del rango de sonoridad está dado por un nivel de confort. Por lo general, los niveles umbral y los niveles de confort son diferentes para los canales elegidos. Al nivel umbral se le asigna el valor 0,0 de la gama normalizada y al nivel de confort se le asigna el valor 1.0 de la gama normalizada. Los valores comprendidos entre el nivel umbral y el nivel de confort se asignan a los valores dentro del rango normalizado [0,0, 1.0]. El cartografiado puede ser lineal o no lineal, por ejemplo, de acuerdo con una ley al cuadrado, una ley exponencial, una ley logarítmica, o una ley sigmoide. Los valores menores que el nivel de umbral se asignan a 0,0, mientras que los valores mayores que el nivel de confort se asignan a 1,0. El conjunto de datos que contienen las señales de intervalo de frecuencias cartografiadas por sonoridad se designa por el signo de referencia 428 en la figura 4B.

[0059] A continuación, se aplica una función de crecimiento de sonoridad (LGF) a los datos de sonoridad cartografiados 428 (datos CCLM), en el bloque 430. La función de crecimiento de sonoridad asigna la gama normalizada [0, 1] a otro rango normalizado [0, 1] por medio de una curva que es individual para cada canal de la prótesis auditiva neural 100. Las curvas de la pluralidad de funciones de crecimiento de sonoridad para la pluralidad de señales de intervalo de frecuencias escogidas se controla mediante un factor de forma de curva al que se permite variar entre los canales. Aunque en teoría sería posible combinar el cartografiado de sonoridad 426 y la función de crecimiento de sonoridad 430, su separación puede ser más fácil de manejar para un audiólogo cuando se ajusta la prótesis auditiva neural 100 a un receptor específico. Un bloque 432 representa los datos de los canales elegidos después de la función de crecimiento de la sonoridad (datos CCLGF).

[0060] En la siguiente etapa, se buscan los tres canales que tienen los valores de amplitud más grandes en el conjunto de datos 432. Los valores máximos determinados se ordenan en orden descendente y se almacenan junto con sus índices (canales) originales en una estructura de datos CC_{MAX}. Un primer elemento de datos CC_{MAX}[0] de la estructura de datos e CC_{MAX} 436 representa el mayor máximo, CC_{MAX}[1] el segundo máximo mayor y CC_{MAX}[2] el tercer máximo mayor. El número de tres valores máximos es un ejemplo. Para los fines del procedimiento descrito en esta memoria, se puede utilizar cualquier número de valores máximos determinados igual o mayor que dos. Puede suceder que todos los canales seleccionados tengan valores de señal en el conjunto de datos 432 que están por debajo de un umbral de procesamiento. En este caso, una estimulación nula será programada para el ciclo actual y se saltarán todas las etapas de procesamiento consecutivas.

[0061] Si no sólo se encontró el máximo mayor CC_{MAX}[0], sino también el segundo máximo mayor CC_{MAX}[1] y posiblemente máximos más grandes según el orden determinado por el bloque de procesamiento 434, entonces la siguiente tarea es seleccionar uno de ellos. Sobre la base de los ajustes que controlan una aleatoriedad del proceso de selección, tales como el parámetro S (fig. 3), esta selección puede ser determinista o estocástica. El parámetro S representa la probabilidad de elegir el máximo mayor. Si S = 1.0, entonces en cada ciclo se seleccionará el mayor máximo CC_{MAX}[0] y la estimulación será determinista. Si S < 1.0, entonces la estimulación es estocástica, lo que puede explicar una mejor bio-compatibilidad. La aplicación del parámetro S puede ser recursiva, es decir, en una primera recurrencia los valores de probabilidad de selección p(1) para el mayor máximo se determina mediante el cálculo $1 - p(1)$ la probabilidad combinada para el segundo mayor máximo hasta el mayor máximo enésimo. En una recurrencia subsiguiente, el valor de probabilidad de selección para el segundo máximo mayor p(2) se determina mediante el cálculo de (1 - S). Si, por ejemplo, se encontraron tres picos y S = 0.8, entonces los valores de probabilidad de selección p(1), p(2), y p(3) de seleccionar CC_{MAX}[1], CC_{MAX}[2] o CC_{MAX}[3] es 80%, 16% y 4%, respectivamente. La acción de la elección de uno de los tres picos se representa por el bloque 438 en la figura 4B. El bloque 440 representa el elemento de datos seleccionado CC_{SEL} que contiene 1 x NP muestras.

[0062] En el bloque 424 se realiza un ajuste de volumen en la señal o muestra de intervalo de frecuencia seleccionada. El ajuste de volumen comprende ajustar un rango dinámico determinado por la diferencia de niveles umbral y de confort de la estimulación eléctrica. Si no se especifica ningún volumen a medida, se utilizará un valor predeterminado para el volumen. En la misma etapa de procesamiento se asignan unos valores de volumen ajustados a un rango de nivel actual [actual umbral nivel, nivel de confort actual] y se redondean a números enteros de "nivel actual". Además, los parámetros de estimulación se reúnen para formar un conjunto de parámetros de estímulo (denotados como datos StimPar en la figura 4B, signo de referencia 444). Los parámetros de estimulación pueden ser una anchura de la señal de estimulación de electrodo (por ejemplo, una duración de una separación que ocurre durante la señal de estimulación del electrodo) y un indicador del electrodo al que se aplica la señal de estimulación de electrodos. Típicamente, el indicador del electrodo a utilizar para la estimulación puede ser tomado del conjunto de datos 440.

[0063] En el bloque opcional 446 se da una posibilidad para variar estocásticamente diferentes de entre los parámetros que controlan la generación de la señal de estimulación de electrodos. Como un ejemplo, se puede dar la posibilidad de variar la propiedad de longitud de espacio de fase de una señal de estimulación de electrodo bifásica entre límites bien definidos de una manera estocástica. Esta variación aleatoria añade alguna irregularidad de la señal de estimulación, que reduce las características periódicas, preservando al mismo tiempo estructuras finas temporales de la señal original. Por ejemplo, se puede introducir una variación de espacio de fase ΔG que provoca la variación del espacio de fase a lo largo de los ciclos de estimulación subsecuentes en un rango de $[(1 - \Delta G) \cdot G_0, (1 + \Delta G) \cdot G_0]$. La variable G_0 representa una longitud promedio del espacio de fase. La variación del espacio de fase ΔG está en el intervalo $[0, 1]$ y por lo general tiene un valor mucho menor que 1, por ejemplo $\Delta G = 0.1$. La aplicación de esta variación de espacio de fase puede estar sujeta a la compatibilidad con un modo de estimulación actual (determinado por ejemplo por la tasa de estimulación). En particular, puede ser que el modo de estimulación actual permita determinados valores máximos para la variación de espacio de fase. En el caso de que la aplicación de una variación de espacio de fase o del valor de la variación de espacio de fase no sea compatible con el modo de estimulación actual la acción 446 se puede omitir completamente.

[0064] Independientemente de si se ha realizado una variación estocástica de uno o más parámetros de estímulo, se proporciona un conjunto de parámetros correspondiente 448. El conjunto de parámetros de estimulación 448 se utiliza entonces para generar y aplicar una señal de estimulación de electrodo correspondiente en el bloque 450.

[0065] Unos ejemplos de parámetros de configuración relacionados con el banco de filtros auditivos 104 se enumeran en la tabla siguiente:

Clave de configuración	Ejemplos de valores	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	Máxima frecuencia que debe simular el MB (en Bark).
BM_DELTA_Z	0.25	Separación de frecuencia de secciones MB adyacentes (en Bark).
BM_BM_PREAMP	-50.0	Amplificación de rango de entrada y salida (en dB).
BM_FACTOR	-113.0	Reflejan el rango operativo correcto del MB.
BM_NO_OME	0	Si inhabilitar el filtrado de oído externo y medio.
BM_HWM_CQNU_FACTOR	0.6	Factors to fine-tune the delay trajectory shapes.
BM_HWM_C_FACTOR	3.0	
BM_USAT_FACTOR1	5.0	Factores para ajustar con precisión las características de amplitud no lineales del modelo MB.
BM_USAT_FACTOR2	200.0	
BM_REAL_CFS	84.9, 97.0, ..., 19077.7	Frecuencias de canal estimado 55.0 dB SPL
POST_BM_CANALES	22	Número de secciones que el elector de canal debería guardar
BM_CHAMNEL_MAP	11, 16, ..., 86	Secciones a guardar por el elector de canal.
C_CILIA	-55.0	Factor de acoplamiento: IHC probabilidad de liberación de hendidura (en dB).
KT_FACTOR	5.69	Factor amplificación concentración de hendidura.

[0066] Unos ejemplos de parámetros relativos al funcionamiento del ecualizador de amplitud 106, la función de cartografiado de sonoridad 108, el módulo extractor y selector de características 110, y el módulo generador de estímulos 112 se listan en la tabla siguiente:

Clave de configuración	Ejemplos de valores	Comentario
MAP_CANAL_AC	1, 1, 1, 1, 1, 1, 1, ..., 1	Etiqueta de canales activos (1: activo, 0: inactivo).
MAP_CANAL_TL	0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, ..., 0	Nivel umbral/ de confort por canal (en nivel actual),

MAP_CANAL_CL	255, 255, 255,..., 255	como en el MAP personalizado del usuario IC.
MAP_CANAL_GAIN	0.0, 0.0, 0.0,..., 0.0	Corrección de ganancia por canal (en dB).
MAP_CANAL_TDB	-37.6, -38.8,..., -67.0	Niveles de datos CCd5 para un tono puro del centro respectivo
MAP_CANAL_CDB	-20.4, -22.5,..., -33.7	frecuencia con sonoridad T-SPL / C-SPL.
MAP_CANAL_CSF	0.01, 0.01,..., 0.01	Factores de forma de curva para cartografiado de sonoridad.
MAP_TOT_PULSRATE	9000	Tasa de pulso total (en 1/s).
MAP_PHASE_WIDTH	25.0	Anchura de fase (en ms).
MAP_PHASE_GAP	8.0	Inter-espacio de fase (en ms).
MAP_REF_ELECTRODO	-3	Electrodo de referencia (-3, -2 o -1).
MAP_GAP_JITTER	0.1	inter-espacio de fase Jitter (1.0: máx, 0.0: ninguno).
MAP_MAX_RANDOMNESS	0.1	Nivel de aleatoriedad en selección máxima(0.5: máx).
MAP_REP_PENALTY	10.0	Nivel con el que la banda del banco de filtros se debería atenuar si ya se ha simulado en el último ciclo (En dB).
MAP_DEFAULT_VOLUME	1.0	Volumen por defecto en la estimulación (1.0: máx, 0.0: mín)

5 [0067] La figura 5 muestra una respuesta de una membrana basilar y de modelo de esta para un tono puro de 1000 Hz a distintos niveles de sonoridad. Las observaciones obtenidas de la membrana basilar original, se representan como cuadrados negros en la figura 5 y muestran que la membrana basilar tiene una sensibilidad relativamente alta para las diferencias de volumen en un rango de baja sonoridad, así como en una gama de alta intensidad. En un rango de sonoridad intermedia entre aproximadamente 40 dB SPL y 80 dB SPL la curva es relativamente plana, lo que indica que la membrana basilar tiene una sensibilidad relativamente baja hacia la sonoridad en este rango. Un modelo lineal simple del comportamiento de la membrana basilar se muestra en la figura 5 como una línea a trazo grueso que se acerca asintóticamente a la observación a niveles altos de volumen. El modelo lineal desprecia sustancialmente una respuesta de membrana basilar para niveles de sonoridad por debajo de aproximadamente 60 dB SPL. Unas características del modelo representadas por una línea gruesa en la figura 5 siguen las observaciones más de cerca, mientras que las características activas extraídas como una línea gruesa de puntos están todavía más cerca de las observaciones. Una amplificación de rango de entrada y salida de membrana basilar y los factores para ajustar con precisión las características de amplitud se pueden ajustar de modo que la característica no-lineal de la membrana basilar simulada se ajuste mejor a los datos experimentales.

20 [0068] La figura 6 muestra un ejemplo de diagrama de flujo esquemático de un procedimiento de acuerdo con un aspecto de las enseñanzas descritas en este documento. Después de un comienzo del procedimiento en 601 se recibe pluralidad de señales de intervalo de frecuencias en 602. La pluralidad de señales de intervalo de frecuencias puede corresponder a los electrodos disponibles en un dispositivo de estimulación 114 de una prótesis auditiva 100. En una acción opcional 603 se determina un conjunto de señales de intervalo de frecuencias fuertes. Una señal de intervalo de frecuencias se puede calificar como "fuerte" si se satisfacen uno o más criterios, como los que tienen una gran magnitud.

25 [0069] En otra acción opcional 604 el conjunto de señales de intervalo de frecuencias fuertes se clasifica según la magnitud de modo que se pueden determinar una señal de intervalo de frecuencias que tiene la mayor magnitud, una señal de intervalo de frecuencias que tiene la segunda mayor magnitud, y así sucesivamente.

30 [0070] Se asigna al menos un valor de probabilidad de selección a al menos una de entre las señales de intervalo de frecuencias fuertes en 605. Por lo general, el valor de probabilidad de selección se asigna a todas las señales de intervalo de frecuencias fuertes en el conjunto seleccionado de señales de intervalo de frecuencias fuertes. En una acción 606 se selecciona una de las señales de intervalo de frecuencias fuertes mediante un proceso aleatorio que está "sesgado" por el o los valores de probabilidad de selección probabilidad asignados a las señales de intervalo de frecuencias fuertes en la acción previa 605. Por lo general, la señal de intervalo de frecuencias que tiene la mayor magnitud se seleccionará con una mayor probabilidad que la señal de intervalo de frecuencias con la segunda mayor magnitud, y así sucesivamente. Sin embargo, es posible que la segunda señal mayor del intervalo de frecuencias o incluso señales de intervalo de frecuencias con menor clasificación, en términos de su magnitud, se seleccionen durante la acción 606 si su valor de probabilidad de selección asignado no es cero.

40 [0071] Entonces se genera la señal de estimulación de electrodo en 607 para un electrodo que corresponde a un índice de la señal fuerte seleccionada del intervalo de frecuencias. El procedimiento finaliza en 608. El procedimiento se repite por lo general una vez por ciclo de estimulación.

45 [0072] La figura 7 ilustra otra opción para la introducción de un grado de aleatoriedad en la generación de la señal de estimulación de electrodos. El diagrama superior de la figura 7 muestra una forma de onda de dos pulsos de estimulación bifásica consecutivos. Cada uno de los dos pulsos de estimulación bifásica comienza con un impulso negativo seguido de un espacio G. Al espacio de separación G le sigue un pulso positivo. Un espacio de separación

G está dado por $G_0 + \Delta G(t)$, donde G_0 es un promedio de duración del espacio G y el término $\Delta G(t)$ es una porción aleatoria variable en el tiempo de la duración del espacio. Por lo tanto, los dos impulsos bifásicos consecutivos de la señal de estimulación de electrodos pueden tener diferentes duraciones.

5 **[0073]** 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. Un nuevo valor de $\Delta G(t)$ se determina de manera periódica, al azar. En aras de la ilustración, varias determinaciones aleatorias se muestran en el diagrama inferior de la figura 7, a pesar de que una determinación aleatoria por ciclo de estimulación puede ser suficiente. La porción aleatoria variable en el tiempo $\Delta G(t)$ de la duración de espacio puede asumir cualquier valor entre dos límites $-\Delta G_{\max}$ y $+\Delta G_{\min}$. La distribución de densidad de probabilidad puede ser convenientemente elegida, tal como una distribución uniforme o una distribución gaussiana.

10 **[0074]** La duración determinada aleatoriamente de la separación de fase puede ser utilizada en el bloque 446 de la figura 4B.

15 **[0075]** En La figura 8 tres densidades de distribución de probabilidad diferentes se muestran para el proceso aleatorio de seleccionar una señal de intervalo de frecuencias, y, en consecuencia, un electrodo correspondiente a través del cual se aplica la señal de estimulación de electrodos del ciclo de estimulación actual. En el diagrama superior de la figura 8, el parámetro S se ha escogido como $S = 1$. Esto significa que la probabilidad de seleccionar la mayor magnitud señal de intervalo de frecuencias $p(1)$ es igual a 1, por ejemplo 100 %. Los valores de probabilidad de selección para las señales de intervalo de frecuencias restantes en el conjunto de señales de intervalo de frecuencias fuertes es $p(2) = p(3) = 0$. Esto significa que se ha eliminado la aleatoriedad en el proceso de selección de la señal de intervalo de frecuencias y que la selección de la señal de intervalo de frecuencias selección es de hecho determinista.

20 **[0076]** En el diagrama del medio de la figura 8 el parámetro S tiene el valor 0,9. Esto lleva a los siguientes valores de la selección de probabilidad: $p(1) = 0.9$; $p(2) = 0.09$; 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 $p(3) = 0.04$.

25 **[0077]** La figura 9 muestra un diagrama de flujo esquemático de un procedimiento de acuerdo con un aspecto de la introducción de un grado de aleatoriedad en la generación de una señal de estimulación de electrodo. Después del inicio en 901 una pluralidad de señales de intervalo de frecuencias se recibe en 902. En el bloque 903 se selecciona una señal de intervalo de frecuencias de la pluralidad de señales de intervalo de frecuencias. Hay que tener en cuenta que en el contexto de este aspecto de las enseñanzas descritas en este documento, podría no seleccionarse ninguna de las señales de intervalo de frecuencias o varias de las señales de intervalo de frecuencias podrían seleccionarse.

30 **[0078]** En el bloque 904 los parámetros de generación de señal de estimulación utilizados para generar la señal de estimulación de electrodo definitiva se varía aleatoriamente con límites predeterminados. Se genera entonces una señal de estimulación de electrodo para aplicación a un correspondiente electrodo en 905 según los parámetros de generación de señal de estimulación determinados y variados en la acción 904. La o las señales de estimulación de electrodos se aplican entonces al o a los electrodos correspondiente (s) a las señales de intervalo de frecuencias seleccionadas. El procedimiento finaliza en el bloque 906.

35 **[0079]** La figura 10 muestra un diagrama de bloques esquemático de acuerdo con un aspecto de las enseñanzas descritas en este documento. La pluralidad de señales de intervalo de frecuencias 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, por ejemplo, implementar un procedimiento de selección para las señales de intervalo de frecuencias ilustradas y descritas en el contexto de la figura 3. En la alternativa, el evaluador 1006 podría ser implementado de acuerdo con un esquema de selección determinista. De una manera similar a la ilustrada en la figura 3, la señal de intervalo de frecuencias seleccionada se reenvía a la determinación de amplitud 312, donde se determina su amplitud.

40 **[0080]** El módulo generador de estímulos 1012 comprende el generador de señales de estimulación de electrodo 314 que recibe el valor de amplitud determinado y también un indicador para el electrodo/señal de intervalo de frecuencias seleccionado. El módulo generador de estímulos 1012 también comprende un modificador de parámetros 1008 conectado al generador de señales de estimulación de electrodo 314. El modificador de parámetros 1008 está adaptado para proporcionar valores modificados de parámetros de generación de señal de estimulación al generador de señales de estimulación de electrodo 314. El modificador de parámetros 1008 puede comprender un generador de números aleatorios de modo que unos valores aleatorios de los parámetros de generación de señal de estimulación son producidos por el modificador de parámetros 1008. Como alternativa, el modificador de parámetros 1008 puede modificar los parámetros de generación de señal de estimulación de una manera predeterminada, simulando así un comportamiento aleatorio. El generador de señales de estimulación de electrodo 314 genera señales de estimulación de electrodos correspondientes que están disponibles en una salida de señal de estimulación de electrodo 316. Un ejemplo de un parámetro de generación de señal de estimulación

sujeto a variaciones aleatorias (dentro de ciertos límites) es la duración de la separación de fase de un pulso bifásico.

5 **[0081]** El generador de señal de estimulación del electrodo 314 puede utilizar plantillas predefinidas para las señales de estimulación de los electrodos. Estas plantillas se caracterizan por ofrecer una serie de opciones para modificar una señal de estimulación de electrodo resultante, ajustando uno o más parámetros de generación de la señal de estimulación.

10 **[0082]** Aunque algunos aspectos se han descrito en el contexto de un aparato, está claro que estos aspectos también representan una descripción del procedimiento correspondiente, donde un bloque o dispositivo corresponde a una etapa de procedimiento o una función de una etapa de procedimiento. Análogamente, los aspectos descritos en el contexto de una etapa de procedimiento también representan una descripción de un bloque o elemento o función de un aparato correspondiente. Algunas o todas las etapas del procedimiento pueden ser ejecutadas por (o mediante) un aparato de hardware, como por ejemplo, un microprocesador, un ordenador programable o un circuito electrónico. En algunas formas de realización, algunas o más etapas del procedimiento más importantes pueden ser ejecutadas por un aparato de este tipo.

20 **[0083]** Dependiendo de ciertos requisitos de implementación, las realizaciones de la invención pueden ser implementadas en hardware o en software. La implementación puede realizarse utilizando un medio de almacenamiento digital, por ejemplo un disquete, un DVD, un Blue-Ray, un CD, una ROM, una PROM, una EPROM, una EEPROM o una memoria FLASH, que tienen señales de control legibles electrónicamente almacenadas al respecto, que cooperan (o son capaces de cooperar) con un sistema informático programable de tal manera que se lleva a cabo el procedimiento respectivo. Por lo tanto, el medio de almacenamiento digital puede ser legible por ordenador.

25 **[0084]** Algunas formas de realización de acuerdo con la invención comprenden un portador de datos que tiene señales de control legibles electrónicamente, que son capaces de cooperar con un sistema informático programable, de tal manera que se lleve a cabo uno de los procedimientos descritos en el presente documento.

30 **[0085]** En general, las realizaciones de la presente invención pueden implementarse como un producto de programa informático con un código de programa, siendo el código de programa operativo para llevar a cabo uno de los procedimientos, cuando el producto de programa informático se ejecuta en un ordenador. El código de programa puede por ejemplo ser almacenado en un soporte legible por máquina.

35 **[0086]** Otras formas de realización comprenden el programa de ordenador para realizar uno de los procedimientos descritos en el presente documento, almacenado en un soporte legible por máquina.

40 **[0087]** En otras palabras, una forma de 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.

45 **[0088]** Una realización adicional del procedimiento 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 de grabado son típicamente tangibles y / o no transitorios.

50 **[0089]** 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 ser transferidos a través de una conexión de comunicación de datos, por ejemplo a través de Internet.

55 **[0090]** Una forma de realización comprende además un medio de procesamiento, por ejemplo un ordenador, o un dispositivo lógico programable, configurado para o adaptado para llevar a cabo uno de los procedimientos descritos en el presente documento.

[0091] Una forma de realización comprende además un ordenador que tiene instalado en el mismo el programa de ordenador para realizar uno de los procedimientos descritos en el presente documento.

60 **[0092]** Una realización adicional de acuerdo con la invención comprende un aparato o un sistema configurado para transferir (por ejemplo, por vía electrónica u ópticamente) un programa de ordenador para realizar uno de los procedimientos descritos en el presente documento en un receptor. El receptor puede, por ejemplo, ser un ordenador, un dispositivo móvil, un dispositivo de memoria o similares. El aparato o sistema puede, por ejemplo, comprender un servidor de archivos para transferir el programa de ordenador al receptor.

65 **[0093]** En algunas formas de realización, un dispositivo lógico programable (por ejemplo, una FPGA) puede ser utilizado para llevar a cabo todas o algunas de las funcionalidades de los procedimientos descritos en el presente

documento. En algunas formas de realización, una FPGA puede cooperar con un microprocesador para llevar a cabo uno de los procedimientos descritos en el presente documento. En general, los procedimientos se llevan a cabo preferentemente mediante cualquier aparato de hardware.

- 5 **[0094]** Las formas de realización anteriormente descritas 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 materia. Es la intención, por lo tanto, estar limitados sólo por el alcance de las reivindicaciones de patente adjuntas y no por los detalles específicos presentados a modo de descripción y explicación de las presentes realizaciones.

10

REIVINDICACIONES

1. Procedimiento para generar una señal de control para una prótesis auditiva neural (100), basada en una señal de audio, comprendiendo el procedimiento:

5 recibir una pluralidad de señales de intervalo de frecuencias (105);
 asignar un valor de probabilidad de selección a al menos una señal de intervalo de frecuencias de la pluralidad de señales de intervalo de frecuencias (105);
 10 seleccionar una señal de intervalo de frecuencias de la pluralidad de señales de intervalo de frecuencias (105) mediante un proceso aleatorio teniendo en cuenta el valor de probabilidad de selección (p(1), p(2), p(N)) asignado a la al menos una señal de intervalo de frecuencias; y
 generar una señal de estimulación de electrodo para aplicación a un electrodo de la prótesis auditiva neural (100) correspondiente a una frecuencia de la señal de intervalo de frecuencias seleccionada;
 15 **caracterizado por el hecho de que** el procedimiento también comprende determinar si un electrodo de la prótesis auditiva neural (100) había sido seleccionado para estimulación durante un ciclo de estimulación previo y atenuar una señal de intervalo de frecuencias correspondiente que corresponde al electrodo determinado estimulado durante el ciclo de estimulación previo.

2. El procedimiento según la reivindicación 1, que comprende además:

20 realizar una ecualización de amplitud (AE) en la pluralidad de señales de intervalo de frecuencias recibida (105).

3. El procedimiento según la reivindicación 1 o la 2, en el que la pluralidad de señales de intervalo de frecuencias (105) se reciben de un banco de filtros (104) basado en una estimulación de al menos uno de entre una membrana basilar y una célula ciliada interna.

4. El procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en el que una pluralidad de valores de probabilidad de selección (p(1), p(2), p(N)) se asigna a la pluralidad de señales de intervalo de frecuencias, respectivamente.

5. El procedimiento según la reivindicación 4, en el que a las señales de intervalo de frecuencias que tienen una magnitud elevada con respecto a otras señales de intervalo de frecuencias se les asigna valores de probabilidad de selección de valor comparados con los valores de probabilidad de selección asignado a señales de intervalo de frecuencias que tienen una magnitud relativamente menor.

6. El procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, antes de asignar los valores de probabilidad de selección a la pluralidad de señales de intervalo de frecuencias, que comprende además:

40 cartografiar una amplitud de cada una de la pluralidad de señales de intervalo de frecuencias (105) a una representación cartografiada en volumen sonoro de la amplitud, estando basada la cartografía en condiciones específicas de cliente.

7. El procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, que comprende además:

45 variar un parámetro de generación de señal de estimulación utilizado para generar la señal de estimulación de electrodo.

8. El procedimiento según la reivindicación 7, en el que una plantilla para crear la señal de estimulación de electrodo comprende un intervalo de tiempo (G) en el que la plantilla tiene sustancialmente valor cero entre dos secciones diferentes de cero, y en el que el parámetro de generación de señal de estimulación sujeto a variación aleatoria es una duración del intervalo de tiempo (G).

9. Soporte de memoria numérico legible por ordenador que tiene almacenado en su interior un programa de ordenador que tiene un código de programa para realizar, cuando se ejecuta en un ordenador, un procedimiento para procesamiento de señal de una señal en una prótesis auditiva neural (100) para generar una señal de control para la prótesis auditiva neural, comprendiendo el procedimiento:

60 recibir una pluralidad de señales de intervalo de frecuencias (105);
 asignar un valor de probabilidad de selección (p(1), p(2), p(N)) a al menos una señal de intervalo de frecuencias de la pluralidad de señales de intervalo de frecuencias (105);
 seleccionar una señal de intervalo de frecuencias de la pluralidad de señales de intervalo de frecuencias (105) mediante un proceso aleatorio teniendo en cuenta el valor de probabilidad de selección asignado a la al menos una señal de intervalo de frecuencias; y
 65 generar una señal de estimulación de electrodo para aplicación a un electrodo de la prótesis auditiva neural (100) correspondiente a una frecuencia de la señal de intervalo de frecuencias seleccionada; **caracterizado**

por el hecho de que el procedimiento también comprende determinar si un electrodo de la prótesis auditiva neural (100) había sido seleccionado para estimulación durante un ciclo de estimulación previo y atenuar una señal de intervalo de frecuencias correspondiente que corresponde al electrodo determinado estimulado durante el ciclo de estimulación previo.

5
 10. Un dispositivo de procesamiento de señal de estimulación que comprende:

una pluralidad de entradas de señal (302) adaptada para recibir una pluralidad de señales de intervalo de frecuencias (105);
 10 un ecualizador de amplitud (106) adaptado para realizar una ecualización de amplitud en la pluralidad de señales de intervalo de frecuencias recibida (105);
 un asignador de valor de probabilidad de selección (306) adaptado para asignar un valor de probabilidad de selección $(p(1), p(2), p(N))$ a al menos una señal de intervalo de frecuencias de la pluralidad de señales de intervalo de frecuencias (105);
 15 un selector aleatorio (308) adaptado para seleccionar una señal de intervalo de frecuencias de la pluralidad de señales de intervalo de frecuencias (105) mediante un proceso aleatorio teniendo en cuenta el valor de probabilidad de selección asignado a la al menos una señal de intervalo de frecuencias; y
 un generador de señales de estimulación de electrodo (314) adaptada para generar una señal de estimulación de electrodo para aplicación a un electrodo de una prótesis auditiva neural (100), correspondiendo el electrodo a una frecuencia de la señal de intervalo de frecuencias seleccionada;
 20 **caracterizado por el hecho de que** el ecualizador de amplitud también está adaptado para determinar si un electrodo de la prótesis auditiva neural (100) había sido seleccionado para estimulación durante al menos un ciclo de estimulación previo entre un determinado número de ciclos de estimulación previos y para atenuar una señal de intervalo de frecuencias correspondiente que corresponde al electrodo determinado estimulado durante el ciclo de estimulación previo entre el determinado número de los últimos ciclos de estimulación.
 25

11. El dispositivo de procesamiento de señal de estimulación según la reivindicación 10, en el que la pluralidad de entradas de señal (302) se pueden conectar a un banco de filtros (104), estando el banco de filtros basado en una estimulación de al menos uno de entre una membrana basilar y una célula ciliada interna.
 30

12. El dispositivo de procesamiento de señal de estimulación según cualquiera de las reivindicaciones 10 a 11, en el que el asignador de valor de probabilidad de selección también está adaptado para asignar la pluralidad de valores de probabilidad de selección $(p(1), p(2), p(N))$ a la pluralidad de señales de intervalo de frecuencias (105), respectivamente.
 35

13. El dispositivo de procesamiento de señal de estimulación según cualquiera de las reivindicaciones 10 a 12, que comprende además un modificador (1008) adaptado para variar un parámetro de generación de señal de estimulación utilizado para generar la señal de estimulación de electrodo.
 40

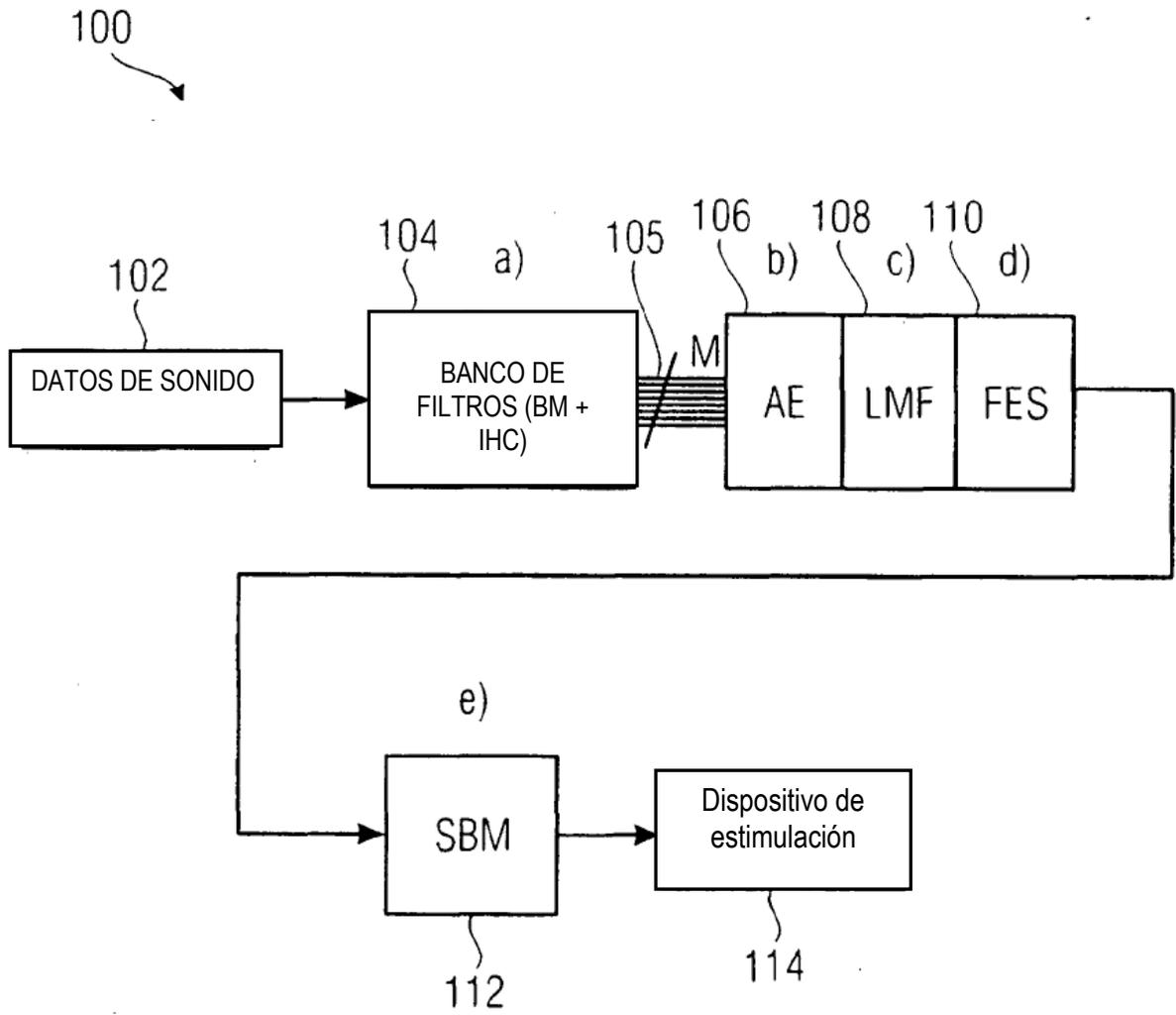


FIG 1

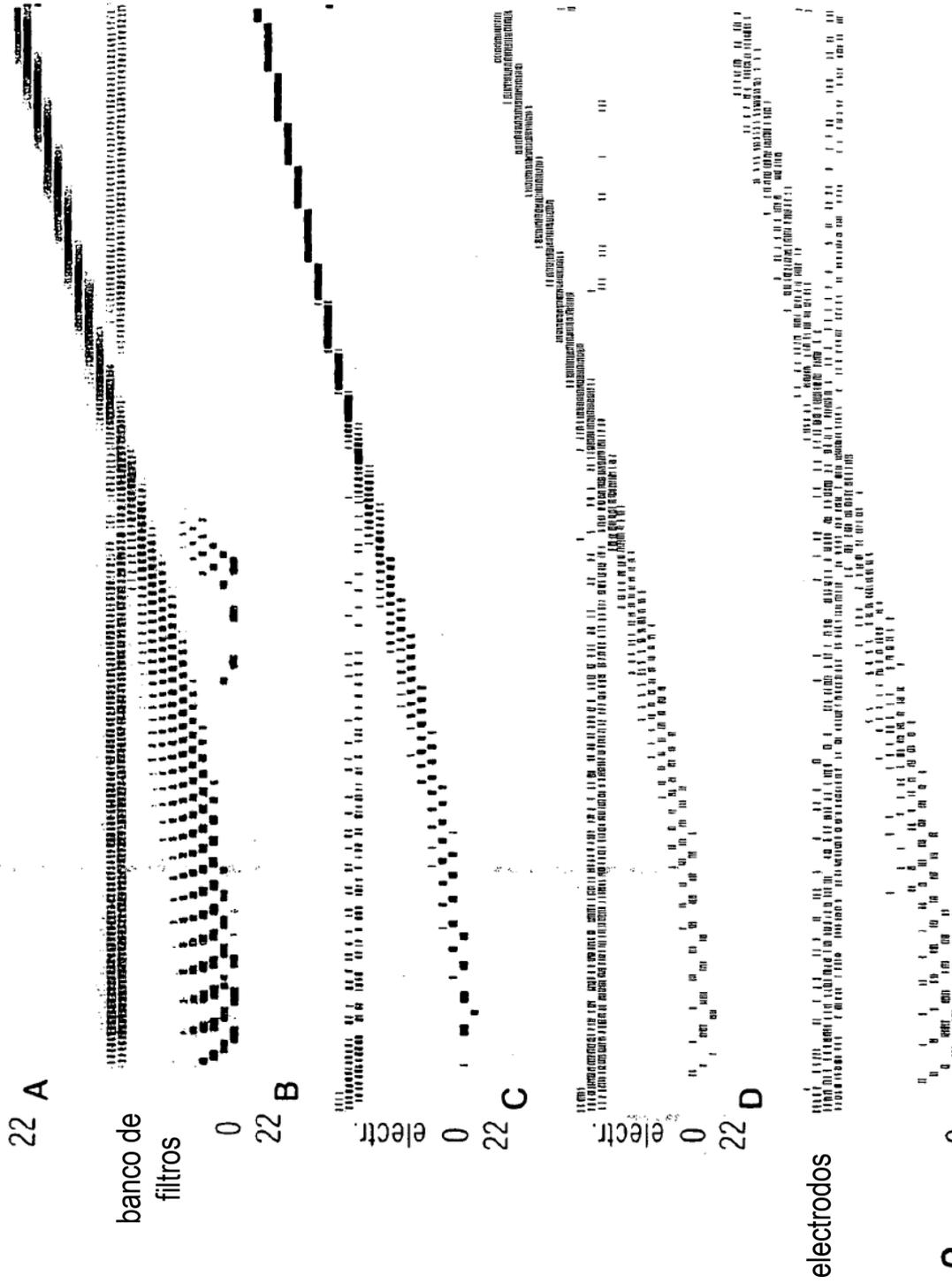


FIG 2

Tiempo (ms)

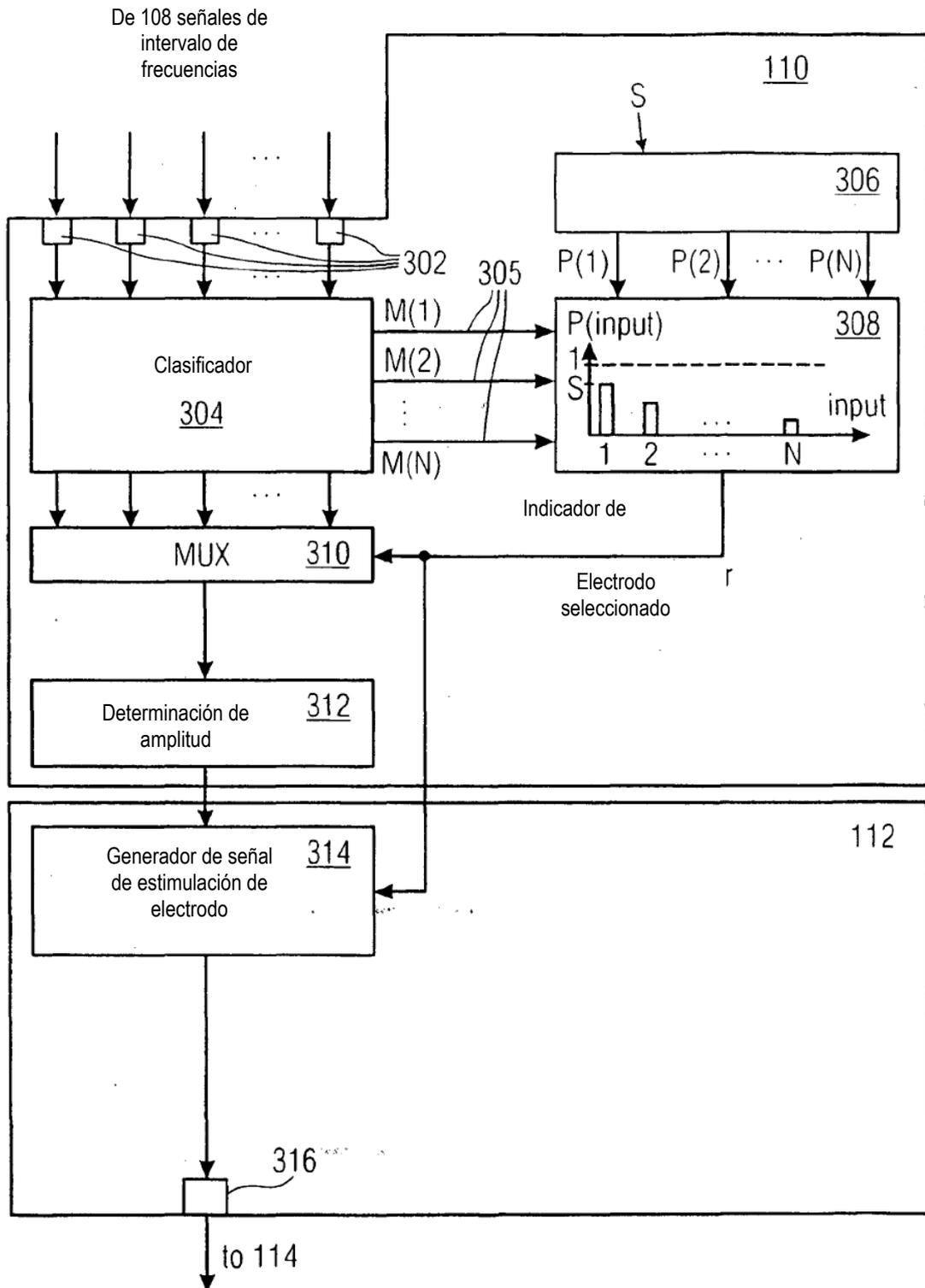


FIG 3

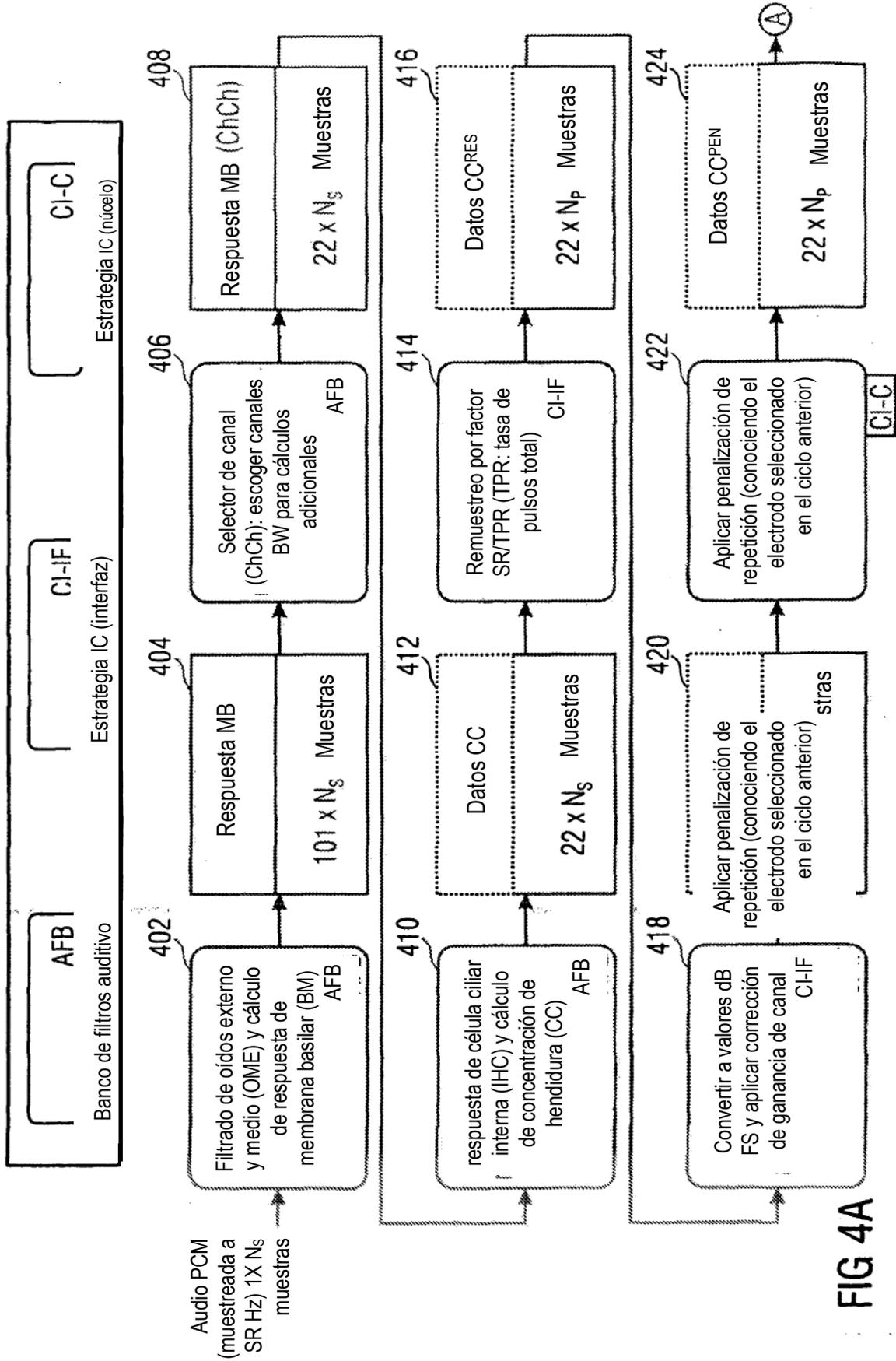


FIG 4A

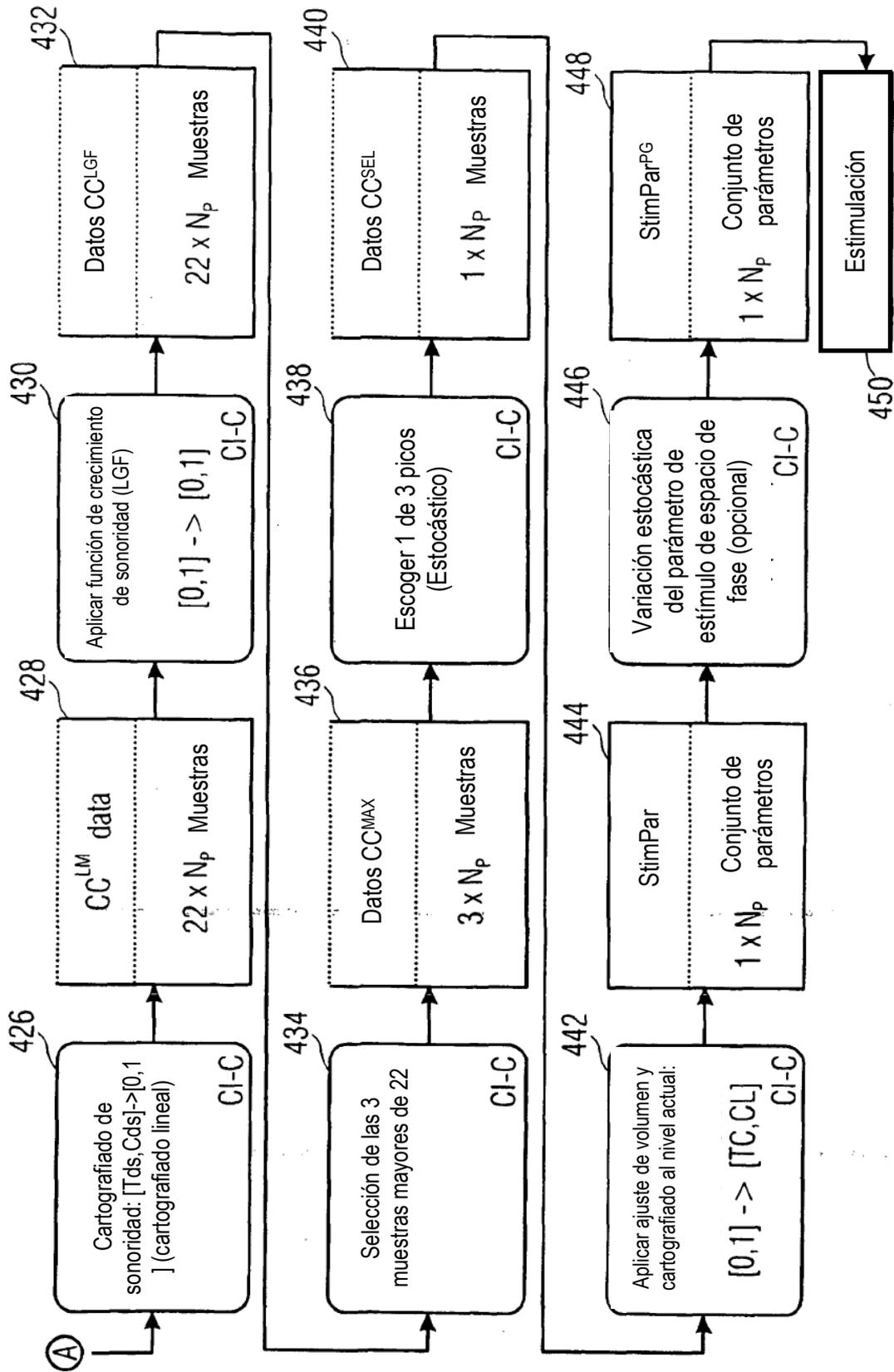


FIG 4B

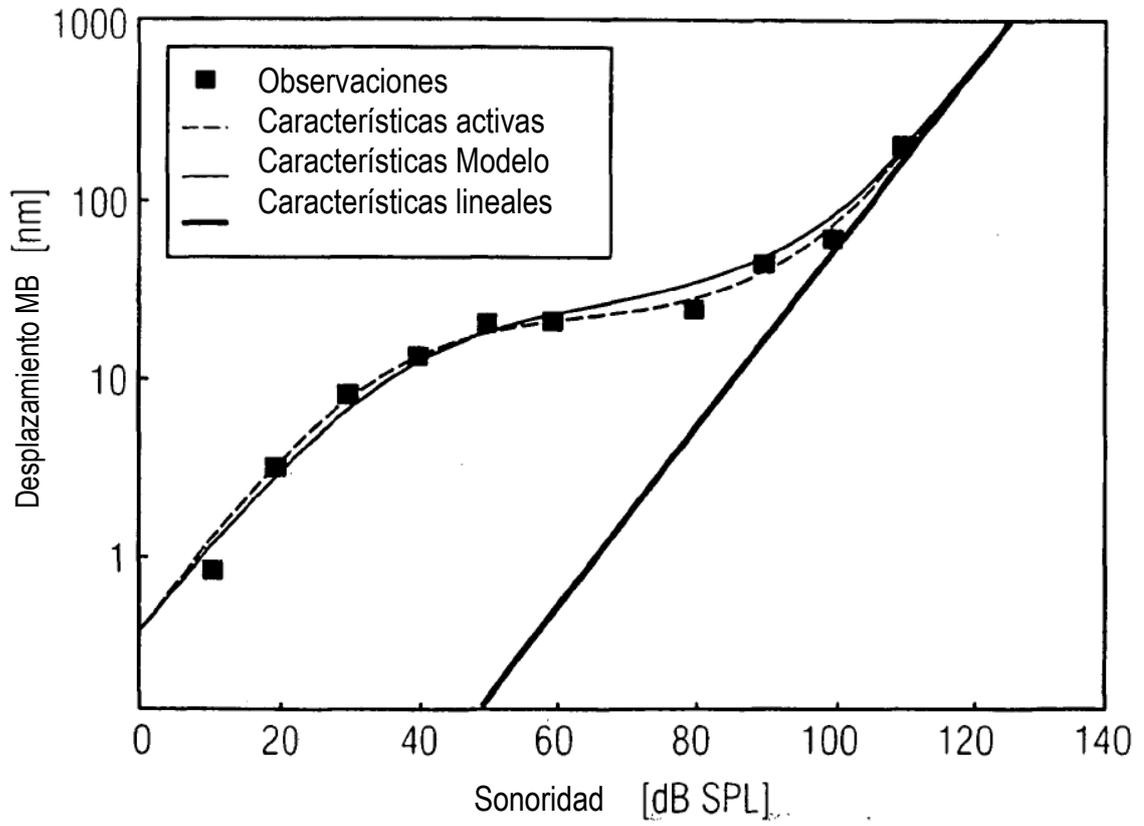


FIG 5

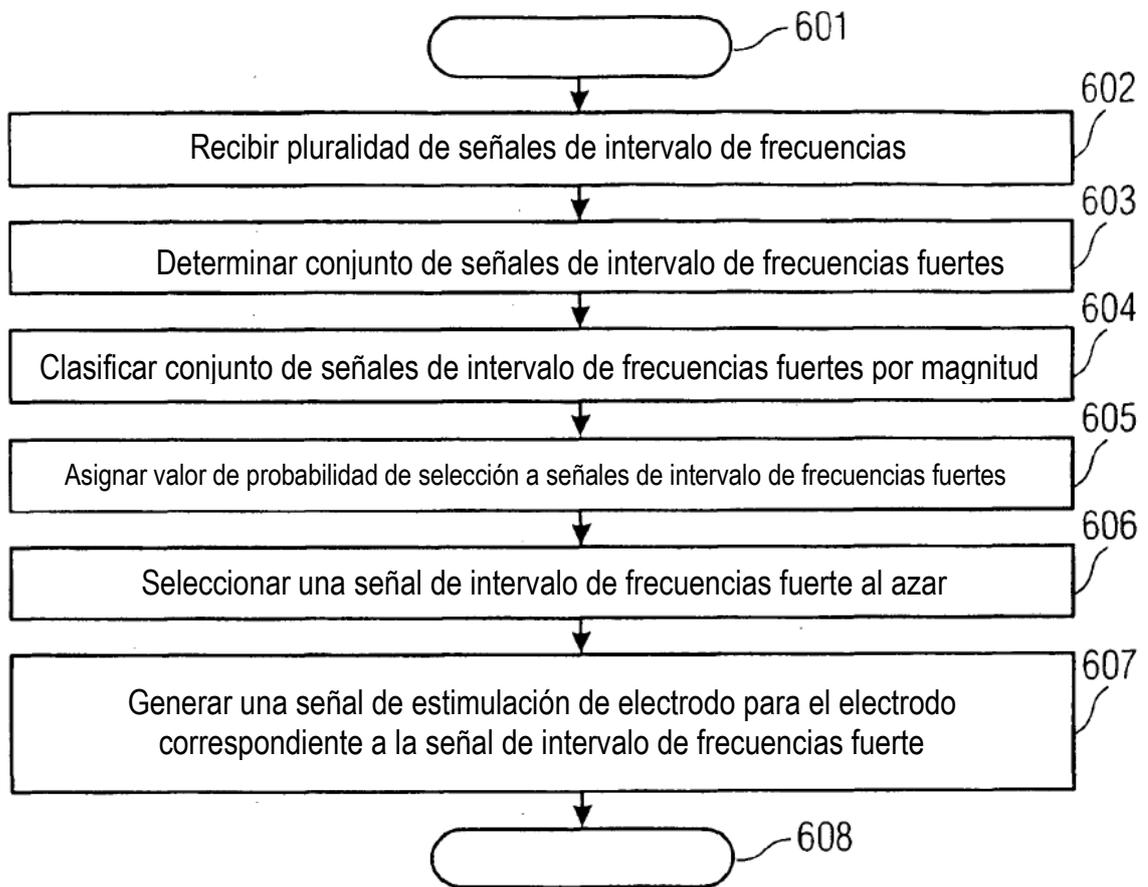


FIG 6

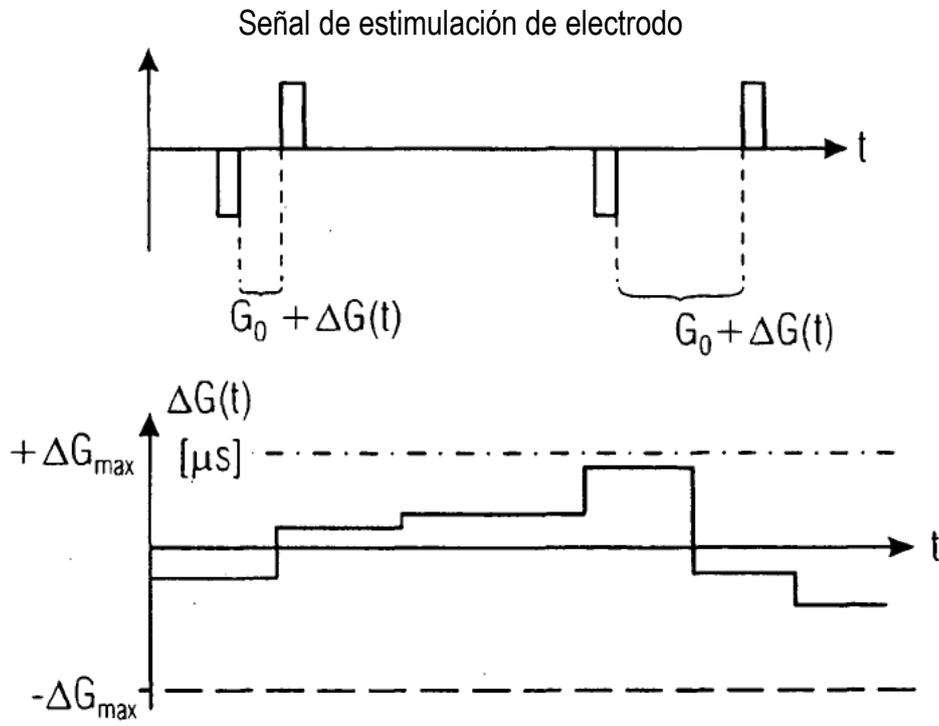


FIG 7

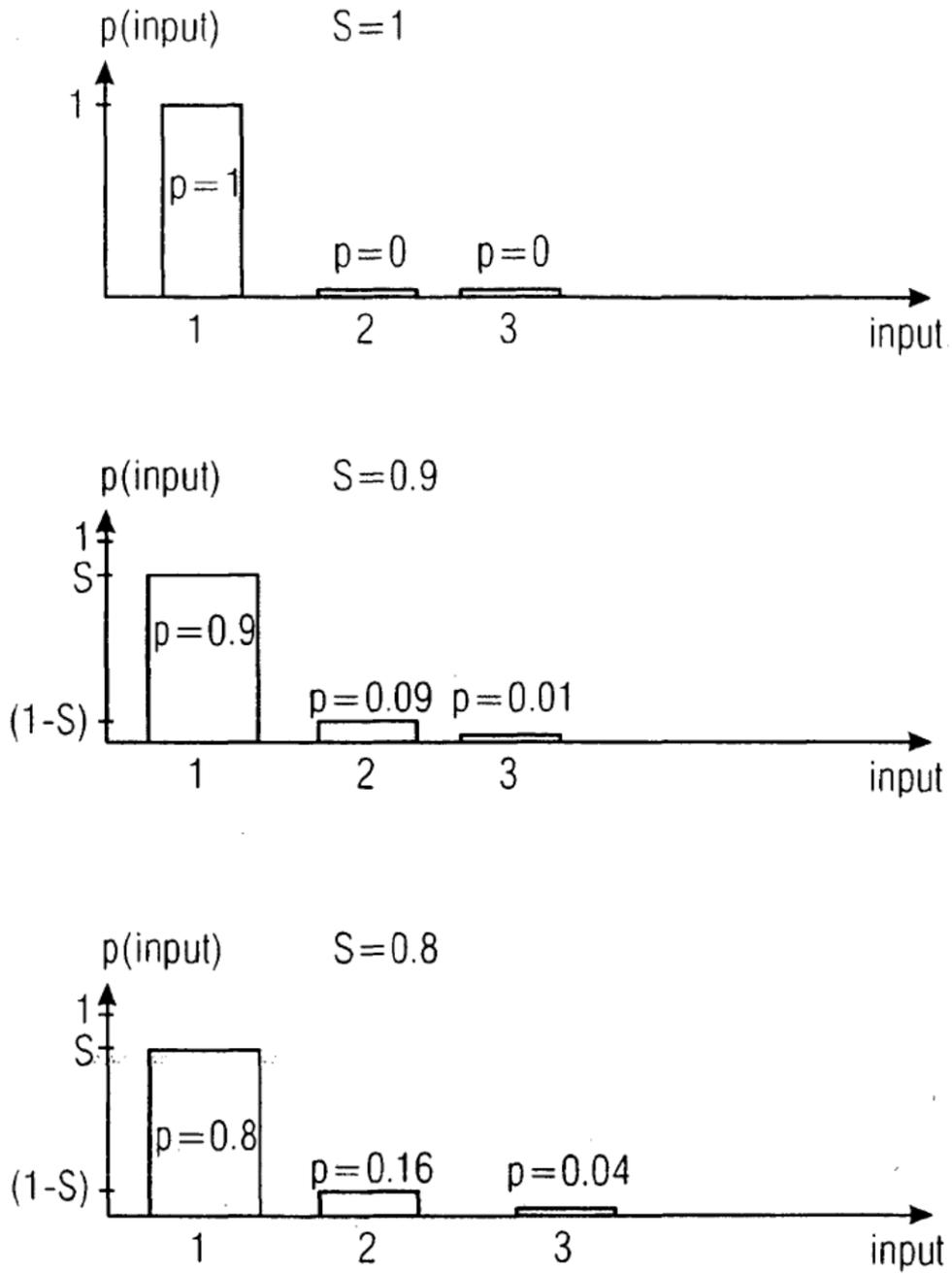


FIG 8

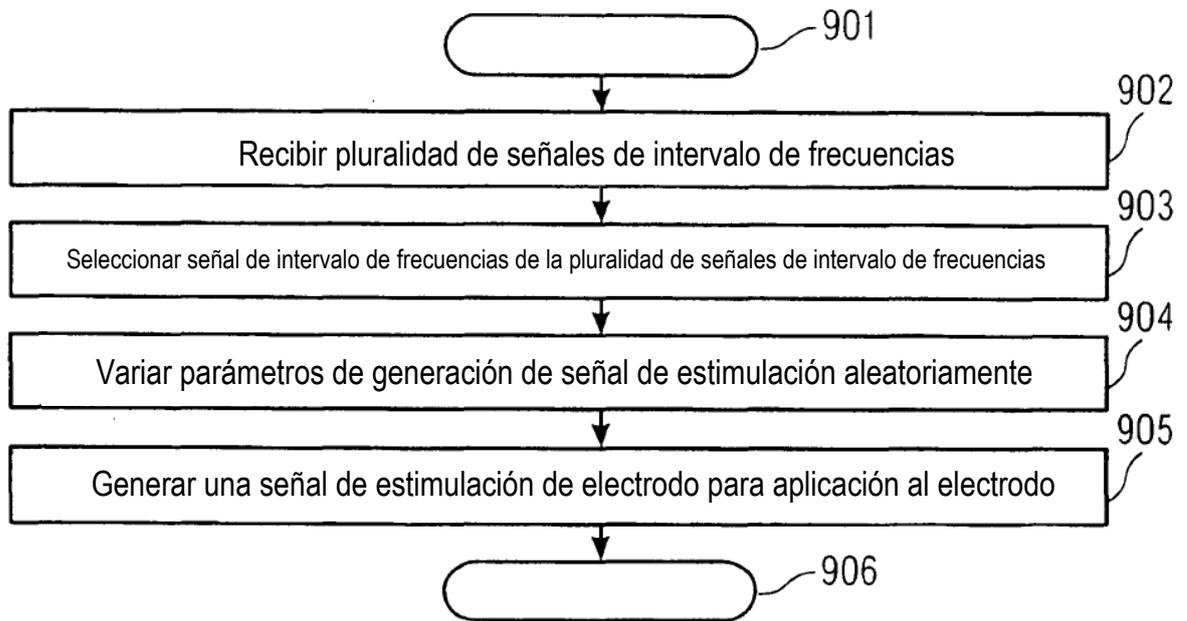


FIG 9

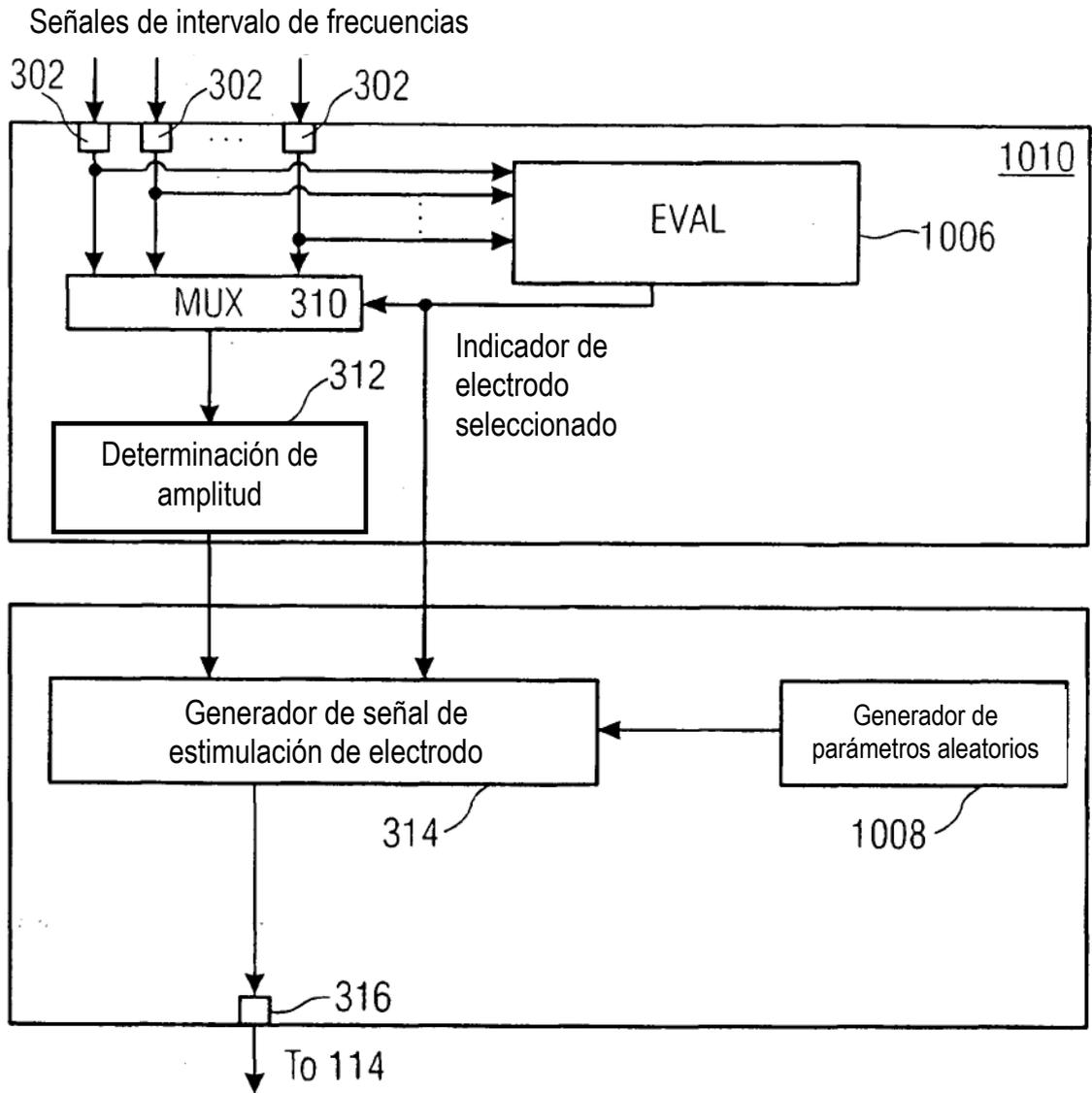


FIG 10