(19) OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 817 832**

(51) Int. CI.:

A61F 11/04 (2006.01)

(12) TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA T3

(96) Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **18.04.2008 E 14186204 (5)**

(97) Fecha y número de publicación de la concesión europea: **24.06.2020 EP 2826448**

(54) Título: **Dispositivo para la estimulación auditiva**

(30) Prioridad:

20.03.2008 DE 102008015259

(45) Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
08.04.2021

(73) Titular/es:

FORSCHUNGSZENTRUM JÜLICH GMBH (100.0%)
52425 Jülich, DE

(72) Inventor/es:

TASS, PETER ALEXANDER;
FREUND, HANS-JOACHIM;
POPOVYCH, OLEKSANDR;
BARNIKOL, BIRGIT UTAKO;
NIEDERHAUSER, JOËL;
ROULET, JEAN-CHRISTOPHE y
SCHNELL, URBAN

(74) Agente/Representante:

TEMIÑO CENICEROS, Ignacio

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

Dispositivo para la estimulación auditiva

La invención se refiere a un dispositivo para la estimulación auditiva.

En numerosas enfermedades neurológicas y psiquiátricas en el cerebro se producen procesos de sincronización de actividad neuronal con intensidad excesiva, que perjudican en gran medida la función del cerebro. Una enfermedad de este tipo son los acúfenos.

Acúfenos designa un ruido en el oído, generalmente en forma de un tono alto, ocasionalmente sin embargo también como golpes, pulsaciones o martilleo. Se trata de una enfermedad muy frecuente en forma de una parestesia molesta, que en muchos pacientes tiene un carácter doloroso. Los procedimientos de terapias disponibles actualmente para enfermedades de este tipo son, por ejemplo, la farmacoterapia y la estimulación cerebral profunda.

Un dispositivo convencional para la estimulación auditiva se conoce por el documento DE 102 33 960 A1.

Ante este trasfondo se indica un dispositivo de acuerdo con la reivindicación 1. Un perfeccionamiento y diseño ventajosos de la invención está indicado en la reivindicación 2. Los ejemplos de realización, que no corresponden al objeto de la reivindicación 1, no son parte de la invención.

La invención se explica con más detalle a continuación a modo de ejemplo con referencia a los dibujos. En estos muestran:

la Figura 1	una representación esquemática de un dispositivo 100 de acuerdo con un ejemplo de realización;
la Figura 2	una representación de oscilaciones sinusoidales con las frecuencias f_1, f_2, f_3 y f_4;
la Figura 3	una representación de una oscilación sinusoidal modulada en amplitud con una función rectangular;
la Figura 4	una representación esquemática de un dispositivo 400 de acuerdo con un ejemplo de realización adicional
la Figura 5	una representación esquemática de un dispositivo 500 de acuerdo con un ejemplo de realización adicional
la Figura 6	una representación esquemática de un dispositivo 600 de acuerdo con un ejemplo de realización adicional
la Figura 7	una representación esquemática de un dispositivo 700 de acuerdo con un ejemplo de realización adicional
la Figura 8	una representación esquemática de un dispositivo 800 de acuerdo con un ejemplo de realización adicional
la Figura 9	una representación esquemática de un dispositivo 900 de acuerdo con un ejemplo de realización adicional
la Figura 10	una representación esquemática de un procedimiento de estimulación auditivo;
la Figura 11	una representación esquemática de un procedimiento de estimulación auditivo adicional;
la Figura 12	una representación esquemática de un procedimiento de estimulación auditivo adicional;
la Figura 13	una representación esquemática de un procedimiento de estimulación auditivo adicional;
la Figura 14	una representación esquemática de un procedimiento de estimulación auditivo adicional; y
figuras 15A y 15B	representación esquemática de la generación de señales de modulación.

En la figura 1 está representado esquemáticamente un dispositivo 100, que consta de una unidad de control 10 y una unidad de estimulación 11 conectada con la unidad de control 10. En la figura 1 además están representadas esquemáticamente un oído 12 de un paciente así como la corteza auditiva 13 en el cerebro del paciente.

Durante el funcionamiento del dispositivo 100 la unidad de estimulación 11 se controla mediante la unidad de control 10 por medio de una o varias señales de control 14 y la unidad de estimulación 11 mediante la señal de control 14 genera una o varias señales de estimulación 15 acústicas. El espectro de frecuencia de la señal de estimulación acústica 15 puede estar situada total o parcialmente en el intervalo audible para el ser humano. La señal de

estimulación acústica 15 se recibe por el paciente a través de uno o de ambos oídos 12 y a través del o los nervios auditivos 16 se transfiere a poblaciones de neuronas en el cerebro. La señal de estimulación acústica 15 está diseñada de tal modo que estimula poblaciones de neuronas en la corteza auditiva 13. En el espectro de frecuencia de la señal de estimulación acústica 15 están presentes al menos una primera frecuencia f_1 y una segunda frecuencia f_2. La señal de estimulación acústica 15 puede contener además otras frecuencias adicionales o frecuencias combinadas, en el ejemplo de realización mostrado en la figura 1 estas son una tercera frecuencia f_3 y una cuarta frecuencia f_4.

El dispositivo 100 puede emplearse en particular para el tratamiento de enfermedades neurológicas o psiquiátricas, como por ejemplo acúfenos, migrañas, cefaleas de diferente forma y génesis (Por ejemplo cefalea histamínica), neuralgia del trigémino, trastornos del sueño, neuralgias y cefaleas en la neuroborreliosis, síndrome de déficit de atención (ADS, *Attention Deficit Syndrome*), síndrome de déficit de atención-hiperactividad (ADHS, *Attention Deficit Hyperactivity Syndrome*), neurosis, trastorno obsesivo-compulsivo, depresiones, psicosis, esquizofrenia, tumores, arritmias cardíacas, enfermedades relacionadas con adicciones, bruxismo (rechinar de dientes nocturno) o trastornos alimenticios, pero también otras enfermedades.

Las enfermedades anteriormente mencionas pueden provocarse mediante una alteración de la comunicación bioeléctrica de grupos de neuronas, que están acoplados en circuitos de conmutación específicos. En este sentido, una población de neuronas genera actividad neuronal patológica continua y posiblemente una conectividad patológica relacionada con ello (estructura de red). A este respecto un gran número de neuronas configuran sincrónicamente potenciales de acción, es decir, las neuronas participantes se estimulan con excesiva sincronía. A ello se añade que la población de neuronas enferma presenta una actividad neuronal oscilatoria, es decir, las neuronas se estimulan rítmicamente. En las enfermedades anteriormente mencionadas la frecuencia media de la actividad rítmica patológica de los grupos de neuronas afectados se sitúa aproximadamente en el intervalo de 1 a 30 Hz, pero puede situarse también fuera de este intervalo. En personas sanas las neuronas se estimulan de manera cualitativamente diferente, Por ejemplo de manera incontrolada.

La señal de estimulación acústica 15 generada por la unidad de estimulación 11 se convierte en el oído interno en impulsos nerviosos y a través de nervio auditivo 16 se transfiere a la corteza auditiva 13. Mediante la disposición tonotópica de la corteza auditiva 13 se activa, durante la estimulación acústica del oído interno, con una frecuencia determinada, una parte determinada de la corteza auditiva 13. La disposición tonotópica de la corteza auditiva se describe por ejemplo en los siguientes artículos: "Tonotopic organization of the human auditory cortex as detected by BOLD-FMRI" de D. Bilecen, K. Scheffler, N. Schmid, K. Tschopp y J. Seelig (publicada en Hearing Research 126, 1998, páginas 19 a 27), "Representation of lateralization and tonotopy in primary versus secondary human auditory cortex" de D. R. M. Langers, W. H. Backes y P. van Dijk (publicada en NeuroImage 34, 2007, páginas 264 a 273) y "Reorganization of auditory cortex in tinnitus" de W. Mühlnickel, T. Elbert, E. Taub y H. Flor (publicada en Proc. Natl. Acad. Sci. EE.UU. 95, 1998, páginas 10340 a 10343).

En el ejemplo de acuerdo con la figura 1 la señal de estimulación acústica 15 está diseñada de modo que con ella se estimula una población de neuronas de la corteza auditiva 13 con una actividad oscilatoria y con sincronía patológica. Esta población de neuronas puede subdividirse antes del comienzo de la estimulación al menos mentalmente en distintas subpoblaciones, entre otros, en las subpoblaciones 17, 18, 19 y 20 mostradas en la figura 1. Antes del comienzo de la estimulación las neuronas de todas las subpoblaciones 17 a 20 se estimulan en gran medida de forma síncrona y por término medio con la misma frecuencia patológica. Debido a la organización tonotópica de la corteza auditiva 13 mediante la primera frecuencia f_1 se estimula la primera subpoblación 17, mediante la segunda frecuencia f_2 la segunda subpoblación 18, mediante la tercera frecuencia f_3 la tercera subpoblación 19 y mediante la cuarta frecuencia f_4 la cuarta subpoblación 20. La estimulación con la señal de estimulación acústica 15 provoca en las subpoblaciones 17 a 20 respectivas una reinicialización, un denominado *reset,* de la fase de la actividad neuronal de las neuronas estimuladas. Mediante la reinicialización la fase de las neuronas estimuladas independientemente del valor de fase actual se ajusta a un valor de fase determinado, por ejemplo 0°. Por consiguiente la fase de la actividad neuronal de las subpoblaciones 17 a 20 enfermas se controla mediante una estimulación encauzada.

Debido a la disposición tonotópica de la corteza auditiva 13 así como a la multitud de frecuencias f_1 a f_4, que están incluidas en la señal de estimulación acústica 15, es posible estimular de manera encauzada la población de neuronas enfermas en los diferentes lugares 17 a 20. Esto permite reinicializar la fase de la actividad neuronal de la población de neuronas enfermas en los diferentes puntos de estimulación 17 a 20 en diferentes momentos, al aplicarse las frecuencias f_1 a f_4 en diferentes momentos. Como resultado por ello la población de neuronas enfermas, cuyas neuronas eran antes síncronas y activas con la misma frecuencia y fase, se divide en subpoblaciones 17 a 20. Dentro de cada una de las subpoblaciones 17 a 20 las neuronas siguen siendo síncronas y se estimulan también además de media con la misma frecuencia patológica, pero cada una de las subpoblaciones 17 a 20 con respecto a su actividad neuronal presenta la fase, a la que se ha forzado mediante la estimulación con la frecuencia f_1 a f_4 correspondiente.

Debido a la interacción patológica entre las neuronas el estado generado mediante la estimulación con al menos dos subpoblaciones es inestable, y toda la población de neuronas se aproxima rápidamente a un estado de desincronización completa, en el que las neuronas se estimulan sin correlación. El estado deseado, es decir, la desincronización completa, tras la aplicación de la señal de estimulación acústica 15 a través de la unidad de estimulación 11 no se presenta inmediatamente, sino que generalmente aparece dentro de pocos periodos o incluso

en menos de un periodo de la actividad patológica.

En el tipo descrito anteriormente de la estimulación la desincronización deseada en última instancia se hace posible solo mediante el aumento patológico de la interacción entre las neuronas. En este sentido se aprovecha un proceso de autoorganización, que es responsable de la sincronización patológica. El mismo provoca que a una distribución de una población total en subpoblaciones con diferentes fases le siga una desincronización.

Además, mediante la estimulación con el dispositivo 100 puede alcanzarse una nueva organización de la conectividad de las redes neuronales alteradas, de modo que pueden provocarse efectos terapéuticos, constantes de duración claramente más prolongada que la estimulación acústica.

Para estimular de manera focalizada la corteza auditiva 13 en diferentes lugares, por ejemplo los lugares mostrados en la figura 1 o subpoblaciones 17 a 20, deben suministrarse tonos puros de las frecuencias f_1, f_2, f_3 y f_4 respectivas. A consecuencia de la disposición tonotópica de la corteza auditiva 13 se estimulan diferentes partes del cerebro mediante la administración simultánea de los diferentes tonos puros f_1 a f_4 correspondientes, es decir, mediante la superposición de distintas oscilaciones sinusoidales. Si los cuatro lugares diferentes 17 a 20 se estimulan por ejemplo en tiempos diferentes, las cuatro frecuencias f_1 a f_4 distintas se aplican en los tiempos respectivos. Esto se muestra a modo de ejemplo en la figura 2. En este caso se aplican oscilaciones sinusoidales con las frecuencias f_1 = 1000 Hz, f_2 = 800 Hz, f_3 = 600 Hz y f_4 = 400 Hz sucesivamente y en forma de pulso, lo que lleva a un estímulo focal sucesivo en los cuatro lugares 17 a 20 distintos de la corteza auditiva 13. La intensidad del estímulo generado mediante la oscilación sinusoidal respectiva del área correspondiente en la corteza auditiva 13 corresponde a la amplitud de la oscilación sinusoidal respectiva.

La generación de las oscilaciones sinusoidales en forma de pulso mostradas en la figura 2 está representada en la figura 3 a modo de ejemplo. Allí una oscilación sinusoidal 21 se multiplica con una función rectangular 22, que puede adoptar por ejemplo los valores 0 o 1. En los momentos, en los que la función rectangular 22 tiene el valor 0, el estímulo respectivo se desconecta y durante el tiempo, en el que la función rectangular 22 es igual a 1, el estímulo se conecta. En lugar de la función rectangular 22 la oscilación sinusoidal 21 puede multiplicarse con otra función discrecional. Como resultado esta multiplicación corresponde a una modulación de amplitud de la oscilación sinusoidal 21.

En lugar de las oscilaciones sinusoidales anteriormente descritas también señales oscilantes con otra forma de señal, como por ejemplo señales rectangulares, que oscilan con la frecuencia básica correspondiente, pueden consultarse para la generación de la señal de estimulación acústica 15.

Siempre y cuando, en lugar de una estimulación focal deba llevarse a cabo una estimulación menos focal, que activa partes mayores de la corteza auditiva 13, entonces se aplican frecuencias combinadas en lugar de frecuencias individuales, por ejemplo en forma de pulso. Mediante una frecuencia combinada en los límites entre una frecuencia $f^{inferior}$ inferior y una frecuencia $f^{superior}$ superior se estimulan todas las partes de la corteza auditiva 13, que se estimulan mediante las frecuencias entre $f^{inferior}$ y $f^{superior}$ debido a la disposición tonotópica. Si deben estimularse por ejemplo cuatro zonas mayores diferentes de la corteza auditiva 13 en diferentes tiempos, entonces las cuatro frecuencias combinadas correspondientes con los límites $f_j^{inferior}$ y $f_j^{superior}$ (j = 1, 2, 3, 4) se aplican en los tiempos deseados.

El dispositivo 100 puede hacerse funcionar por ejemplo en un modo denominado de bucle abierto "*open loop*", en el que la unidad de control 10 controla la unidad de estimulación 11 de tal modo que esta genera señales de estimulación 15 acústicas predeterminadas durante un tiempo de estimulación determinado (Por ejemplo durante varias horas). Por lo demás el dispositivo 100 puede perfeccionarse también para dar un dispositivo 400 mostrado en la figura 4, que representa un denominado sistema de bucle cerrado "*closed loop*". El dispositivo 400 contiene adicionalmente a los componentes conocidos por la figura 1 también una unidad de medición 23, que facilitar una o varias señales de medición 24 recibidas por el paciente y las transfiere a la unidad de control 10. Puede estar previsto que la unidad de control 10 mediante las señales de medición 24 recibidas por la unidad de medición 23 controle la unidad de estimulación 11. La unidad de medición 23 puede ser sensores no invasivos, como por ejemplo electrodos de electroencefalografía (EEG), sensores de magnetoencefalografía (MEG), acelerómetros, electrodos de electromiografía (EMG) y sensores para determinar la presión sanguínea, respiración o nivel de conductancia de la piel. Además la unidad de medición 23 puede estar implantada en forma de uno o varios sensores en el cuerpo del paciente. Como sensores invasivos pueden servir por ejemplo electrodos epicorticales, intracorticales o subcutáneos. En particular mediante la unidad de medición 23 puede medirse la actividad fisiológica en la zona objetivo estimulada o una zona conectada a esta.

En cuanto a la cooperación de la unidad de control 10 con la unidad de medición 23 son concebibles distintos diseños. Por ejemplo puede por la unidad de control 10 puede llevarse a cabo una estimulación controlada por demanda. Para ello la unidad de control 10 mediante las señales de medición 24 recibidas por la unidad de medición 23 detecta la presencia y/o la peculiaridad de una o varias características patológicas. Por ejemplo la amplitud o la cantidad de la actividad neuronal puede medirse y compararse con un valor umbral predeterminado. La unidad de control 10 puede estar diseñada de modo que se inicia una estimulación de una o varias zonas objetivo en la corteza auditiva, tan pronto como se sobrepase el valor umbral predeterminado. Además, por la unidad de control 10 mediante la peculiaridad de las características patológica pueden ajustarse parámetros de las señales de estimulación 15 acústicas, como por

ejemplo las amplitudes de las oscilaciones sinusoidales respectivas o las pausas entre frecuencias de estimulación. por ejemplo pueden predeterminarse uno o varios valores umbral, y al superar o no alcanzar la amplitud o la cantidad de las señales de medición 24 por encima o por debajo de un valor umbral determinado la unidad de control 10 varía un parámetro determinado de la señal de estimulación acústica 15, como por ejemplo la amplitud de una o varias oscilaciones sinusoidales, de las que se compone la señal de estimulación acústica 15.

Por lo demás está previsto que las señales de medición 24 recibidas por la unidad de medición 23 pueden transformarse directamente, o dado el caso tras una o varias etapas de procesamiento, en señales de estimulación 15 acústicas y aplicarse mediante la unidad de estimulación 11. Por ejemplo las señales de medición 24 amplificadas y, dado el caso según un cálculo matemático (por ejemplo según una mezcla de las señales de medición 24) con un retardo en el tiempo y etapas de cálculo lineales y/o no lineales pueden alimentarse como señales de control en la entrada de control de la unidad de estimulación 11. El modo de cálculo se selecciona en este sentido de modo que la actividad neuronal patológica se contrarresta y las señales de estimulación 15 acústicas desaparecen igualmente con una disminución de la actividad neuronal patológica o al menos se reducen claramente en su intensidad (amplitud). En la figura 5 está representado esquemáticamente un dispositivo 500, que representa un perfeccionamiento del dispositivo 100 mostrado en la figura 1. Ningún componente del dispositivo 500 debe implantarse, de modo que todo el dispositivo 500 se encuentra fuera del cuerpo del paciente. Además el dispositivo 500 no emplea ninguna señal medida por un sensor para la variación de la estimulación de demanda controlada. Como unidad de estimulación 11 en el dispositivo 500 se emplea un generador de sonido (altavoz), que está engarzado en un tapón para el oído 30. El tapón para el oído 30 se inserta en el conducto auditivo externo de un oído 12 del paciente y se fija con o sin estribo o con otro mecanismo de ayuda adecuado en el oído 12. La unidad de control 10, que controla el generador de sonido, así como una batería o un acumulador para el suministro de corriente de los componentes eléctricos del dispositivo 500 pueden estar alojadas en una o varias unidades 31 independientes. La unidad 31 puede estar conectada mediante un soporte mecánico, por ejemplo un estribo, con el tapón para el oído 30. Un cable de conexión 32 conecta el tapón para el oído 30 con la unidad de control 10 o la batería.

Como alternativa, en lugar del tapón para el oído 30 puede emplearse también un auricular, que contenga la unidad de control 10 y la batería. El paciente puede conectar el dispositivo 500 mediante una unidad de mando (Por ejemplo botón de conexión y/o botón giratorio), que o bien está instalada en la unidad 31 o directamente en el tapón para el oído 30. Con el botón giratorio puede ajustarse por ejemplo la intensidad de estimulación máxima. Adicionalmente a los componentes mencionados con anterioridad el dispositivo 500 puede disponer de un medio de control 33, que está conectado por ejemplo por telemetría (por ejemplo a través de radiodifusión) o a través de un cable de conexión con la unidad de control 10. En el caso de una conexión a través de un cable pueden emplearse conexiones de enchufe para la conexión o desconexión.

Además el dispositivo 500 también puede disponer de un medio de control adicional, (no representado) que va a manejarse por ejemplo por un médico, que está conectado por telemetría o a través de un cable de conexión con la unidad de control 10. En el caso de una conexión a través de un cable pueden emplearse conexiones de enchufe para la conexión o desconexión.

Por lo demás uno o varios sensores, por ejemplo electrodos EEG o un acelerómetro, pueden estar previstos para el registro y/o documentación del éxito de estimulación y para el examen mediante el doctor.

En las figuras 6 a 9 están representados esquemáticamente dispositivos 600, 700, 800 y 900 como perfeccionamientos del dispositivo 400. Los dispositivos 600 a 900 disponen en cada caso de una unidad de medición 23, con la que puede llevarse a cabo un control de demanda y/o una retroalimentación (*Feedback)* de las señales de medición 24 a la unidad de estimulación 11. En este sentido los dispositivos 600 y 700 representan variantes no invasivas, mientras que los dispositivos 800 y 900 se implantan en parte en el cuerpo del paciente. Como el dispositivo 500 los dispositivos 600 a 900 comprenden un tapón para el oído 30 o un auricular con un generador de sonido.

El dispositivo 600 mostrado en la figura 6, además de los componentes anteriormente descritos del dispositivo 500 dispone de electrodos EEG 34 epicutáneos, es decir, fijados a la piel del paciente, que a través de cables de conexión 35, 36 están conectados con la unidad de control 10 en la unidad 31. La unidad de control 10 amplifica la diferencia de potencia medida mediante los electrodos 34 EEG y emplea estos según un cálculo opcional lineal o no lineal para el control del generador de ruido en el tapón para el oído 30. Como alternativa a los cables de conexión 35, 36 los electrodos EEG 34 también pueden estar conectados inalámbricamente, es decir, por telemetría con la unidad de control 10. Esto tiene la ventaja de que el paciente no se ve obstaculizado por cables de conexión y puede engancharse por ejemplo en obstáculos.

El dispositivo 700 representado en la figura 7 en lugar de un electrodo EEG presenta un acelerómetro (medido de aceleración) 37 como unidad de medición. El acelerómetro 37 está fijado a una extremidad temblorosa del paciente debido a una enfermedad, por ejemplo, a modo de un reloj. Las señales de aceleración recibidas por el acelerómetro 37 se amplifican en la unidad de control 10 y se emplean según un cálculo opcional lineal o no lineal para el control del generador de sonido en el tapón para el oído 30. El acelerómetro 37 puede estar conectado por telemetría o a través de un cable de conexión con la unidad de control 10.

En la figura 8 se muestra una variante invasiva. En el ejemplo de realización representado el dispositivo 800 comprende uno o varios electrodos 38 como unidad de medición implantados de manera subcutánea, un cable de conexión 39 y una unidad de emisión y unidad de recepción 40, que están implantados en el cuerpo del paciente por debajo del cuero cabelludo 41 y fuera de los huesos del cráneo 42. Fuera del cuerpo del paciente se encuentran una unidad de emisión y unidad de recepción 43, que está conectado a través de un cable de conexión 44 con la unidad 31 y de la unidad de control 10 situada en ella. A través de las unidades de emisión y de recepción 40 y 43, que por ejemplo en cada caso están implementadas como bobinas y entre las cuales pueden transmitirse de manera inalámbrica, tanto señales bidireccionales como potencia eléctrica, las señales de medición 24 recibidas por el electrodo 38 se transfieren a la unidad de control 10. En la unidad de control 10 se intensifican las diferencias de potencial medidas por el electrodo 38 y según un cálculo opcional lineal o no lineal se recurre a ellas para el control del generador de sonido integrado en el tapón para el oído 30.

Una variante invasiva adicional está representada esquemáticamente en la figura 9. En el dispositivo 900 allí mostrado sirven uno o varios electrodos 45 implantados de manera epicortical como unidad de medición. "Epicortical" significa "situado sobre la corteza cerebral"; con el fin de ilustrar, en la figura 9 la corteza cerebral 46, 47 de ambos hemisferios se muestra esquemáticamente. La unidad de control 10 amplifica la diferencia de potencia medida mediante el electrodo 45 implantado de manera epicortical y emplea esta según un cálculo opcional lineal o no lineal para el control del generador de ruido en el tapón para el oído 30.

El electrodo 45 epicortical mostrado en la figura 9 puede sustituirse por ejemplo también por un electrodo intracortical (no representado).

Las señales de medición recibidas por las unidades de medición 23 diseñadas de distinto modo, es decir, los electrodos EEG 34, el acelerómetro 37 o los electrodos 38 o 45, como se va a describir más adelante con más detalle, se utilizan para el control de retroalimentación y se alimentan como señales de control al generador de sonido. Como alternativa mediante las señales de medición 24 puede llevarse a cabo un control de demanda. En una estimulación, que va a dirigida a una reinicialización de las fases neuronales de subpoblaciones de neuronas, pueden ajustarse determinados parámetros del procedimiento de estimulación, como por ejemplo la intensidad de estimulación o la duración de estimulación, mediante las señales de medición 24. Este tipo del control de demanda se explica más adelante con más detalle en relación con las figuras 10 a 12.

Mediante las cuatro frecuencias f_1 a f_4 a continuación va a explicarse a modo de ejemplo, cómo mediante reinicialización de las fases de la actividad neuronal de subpoblaciones de una población de neuronas con sincronía patológica y oscilatorias puede alcanzarse una desincronización de toda la población de neuronas. Las cuatro frecuencias f_1 a f_4 han de entenderse únicamente a modo de ejemplo, es decir, puede utilizarse otro número discrecional de frecuencias o frecuencias combinadas para fines de estimulación. Las frecuencias f_1 a f_4 se han seleccionado de modo que con ellas se estimulan en cada caso zonas determinadas 17 a 20 de la corteza auditiva 13. Esto permite la división anteriormente descrita de una población de neuronas enferma en subpoblaciones 17 a 20. Para que las subpoblaciones 17 a 20 tras la estimulación presenten diferentes fases, las frecuencias f_1 a f_4 pueden aplicarse por ejemplo desfasadas en el tiempo.

Un procedimiento de estimulación adecuado para los fines anteriormente descritos, que puede llevarse a cabo por ejemplo con uno de los dispositivos 100 a 900, está representado esquemáticamente en la figura 10. En la figura 10 en las cuatro líneas superiores unas debajo de otras están trazadas oscilaciones sinusoidales con las frecuencias f_1, f_2, f_3 o f_4 respecto al tiempo t. A partir de las oscilaciones sinusoidales representadas se forma la señal de estimulación acústica 15. Para generar oscilaciones sinusoidales en forma de pulso las cuatro oscilaciones sinusoidales se han multiplicado con funciones rectangulares. Cada pulso de oscilación sinusoidal se repite periódicamente con una frecuencia f_{estim}. La frecuencia $f_{estim} = 1/T_{estim}$ puede situarse en el intervalo de 1 a 30 Hz y en particular en el intervalo de 5 a 20 Hz, pero puede adoptar también valores menores o mayores. Las secuencias de este tipo de oscilaciones sinusoidales en forma de pulso, cuando se aplican como señales de estimulación 15 acústica, son adecuadas, para reinicializar la fase neuronal de la subpoblación 17, 18, 19 o 20 de neuronas enferma estimulada en cada caso. La reinicialización de fase no resulta a este respecto necesariamente ya después de una o pocas pausas, sino que pueden ser necesarios un número determinado de los pulsos de oscilación sinusoidal mostrados en la figura 10, para reinicializar la fase neuronal de la subpoblación 17, 18, 19 o 20 respectiva.

La frecuencia f_{estim} puede situarse por ejemplo en el intervalo de la frecuencia media de la actividad patológicamente rítmica de la red objetivo. En enfermedades neurológicas y psiquiátricas la frecuencia media se sitúa normalmente en el intervalo de 1 a 30 Hz, pero puede situarse también fuera de este intervalo. En caso de acúfenos por ejemplo en la gama de frecuencia de 1,5 a 4 Hz tiene lugar una actividad neuronal de sincronía excesiva. En este sentido cabe señalar que la frecuencia, con la que se estimulan sincrónicamente las neuronas, habitualmente no es constante, sino que puede presentar perfectamente variaciones y además en cada paciente muestra desviaciones individuales.

Para averiguar la frecuencia f_{estim} puede determinarse por ejemplo la frecuencia de cresta media de la actividad rítmica patológica del paciente. Esta frecuencia de pico puede emplearse o variarse también como frecuencia de estimulación f_{estim}, por ejemplo en un intervalo de f_{estim} - 3 Hz a f_{estim} + 3 Hz. Como alternativa, sin embargo puede seleccionarse también sin medición anterior una frecuencia f_{estim} en el intervalo de 1 a 30 Hz y esta puede variarse por ejemplo

durante la estimulación, hasta que se encuentra la frecuencia f_{estim}, con la que pueden conseguirse los mejores éxitos de estimulación. Como alternativa adicional para la frecuencia de estimulación f_{estim} puede recurrirse a un valor teórico conocido para la enfermedad respectiva. Eventualmente este valor puede variar también, hasta que se alcanzan por ejemplo resultados de estimulación óptimos.

La duración de un pulso de oscilación sinusoidal, es decir, el periodo, en el que en el presente diseño la función rectangular adopta el valor 1, puede ascender por ejemplo a $T_{estim}/2$. En este caso el periodo, durante el cual la frecuencia respectiva contribuye a la estimulación, y la pausa de estimulación siguiente son de la misma duración. Sin embargo también es posible seleccionar otras duraciones de estimulación, por ejemplo en el intervalo de $T_{estim}/2 - T_{estim}/10$ a $T_{estim}/2 + T_{estim}/10$. También son posibles otras duraciones de estimulación, Por ejemplo la duración de estimulación en las estimulaciones $T_{estim}/4$ mostradas en las figuras 11 y 12. Las duraciones de estimulación pueden determinarse por ejemplo experimentalmente.

De acuerdo con el diseño mostrado en la figura 10 se realiza la administración de las frecuencias f_1 a f_4 individuales con un retardo temporal entre las frecuencias f_1 a f_4 individuales. Por ejemplo el comienzo de pulsos consecutivos y que presentan diferentes frecuencias puede desplazarse en un tiempo τ.

En el caso de N frecuencias, que se utilizan para la estimulación, el retardo en el tiempo τ entre en cada caso dos pulsos consecutivos puede situarse por ejemplo en el intervalo de una enésima parte del periodo $T_{estim} = 1/f_{estim}$. En el ejemplo de realización (N = 4) mostrado en la figura 10 el retardo en el tiempo τ asciende por consiguiente a $T_{estim}/4$. De la especificación de que el retardo en el tiempo τ asciende entre en cada caso dos pulsos de oscilación sinusoidal T_{estim}/N consecutivos, puede desviarse hasta un cierto grado. Por ejemplo puede desviarse del valor T_{estim}/N para el retardo en el tiempo τ en hasta ±10 %, ±20 % o ±30 %. En una desviación de este tipo aún se consiguieron éxitos de estimulación, es decir, pudo observarse aún un efecto de desincronización.

De los pulsos de oscilación sinusoidal periódicos con las frecuencias f_1 a f_4 se forma mediante superposición la señal de estimulación acústica 15. Los pulsos de oscilación sinusoidal individuales pueden combinarse entre sí a este respecto por ejemplo de manera lineal o no lineal. Esto significa que las oscilaciones sinusoidales de las frecuencias f_1 a f_4 individuales no necesitan combinarse necesariamente con las mismas amplitudes para dar la señal de estimulación acústica 15. En la fila de más abajo de la figura 10 está representado a modo de ejemplo el espectro de frecuencia de la señal de estimulación acústica 15 en cuatro momentos t_1, t_2, t_3 y t_4 distintos. Los espectros de frecuencia allí mostrados, en particular la altura y forma de los picos de frecuencia, han de entenderse únicamente a modo de ejemplo y pueden presentar también formas completamente diferentes. En concreto de los espectros de frecuencia representados pueden extraerse las siguientes afirmaciones: En el momento t_1 únicamente aparece la frecuencia f_1 en la señal de estimulación acústica 15. En el momento t_2 estas son las frecuencias f_3 así como f_4, en el momento t_3 las frecuencias f_2 a f_4 y en el momento t_4 las frecuencias f_2 así como f_3.

De acuerdo con un diseño alternativo, en lugar de las frecuencias f_1 a f_4 se emplean cuatro mezclas de frecuencia con los límites $f_j^{inferior}$ y $f_j^{superior}$ (j = 1, 2, 3, 4). En una mezcla de frecuencia j puede presentarse un número discrecional de frecuencias en el intervalo de f_j^{abajo} a $f^{jarriba}$.

De acuerdo con un diseño adicional alternativo, en lugar de las funciones rectangulares pueden utilizarse otras funciones para la modulación de amplitud de las oscilaciones sinusoidales, Por ejemplo semiondas sinusoidales, cuya frecuencia es inferior a f_1 a f_4. Además es concebible por ejemplo que se utilicen pulsos triangulares como funciones de modulación. Un pulso de este tipo puede presentar un inicio en forma de salto (de 0 a 1) y después una caída a 0, pudiendo darse la caída por ejemplo mediante una función lineal o exponencial. Mediante la función de modulación se determina finalmente la forma de la envolvente de los pulsos individuales.

En la figura 11 está representada la estimulación ya mostrada en la figura 10 a lo largo de un espacio de tiempo mayor. Las oscilaciones sinusoidales individuales con las frecuencias f_1 = 1000 Hz, f_2 = 800 Hz, f_3 = 600 Hz y f_4 = 400 Hz no se muestran en la figura 11, sino solo las envolventes rectangulares respectivas. Además en la figura 11 está representada una señal de medición 24 recibida por ejemplo por la unidad de medición 23, que reproduce la actividad neuronal en la corteza auditiva antes y durante de la estimulación. El periodo T_{estim} asciende en el presente caso a 1/(3,5 Hz) = 0,29 s.

La estimulación se inicia en el momento t_{inicio}. De la señal de medición 24, que el en presente ejemplo se ha filtrado con filtro de paso banda, puede desprenderse que las neuronas en la corteza auditiva antes de la estimulación presentan una actividad síncrona y oscilatoria. Poco después del comienzo de la estimulación la actividad neuronal patológicamente síncrona en el campo objetivo ya se ha suprimido.

Pueden existir distintas desviaciones del patrón de estimulación estrictamente mostrado en las figuras 10 y 11. Por ejemplo el retardo en el tiempo τ entre dos pulsos de oscilación sinusoidal consecutivos no tiene que ser necesariamente siempre de la misma magnitud. Puede estar previsto que los intervalos en el tiempo entre los pulsos de oscilación sinusoidal individuales se seleccionen de manera diferente. Además los tiempos de retardo pueden variar también durante el tratamiento de un paciente. También los tiempos de retardo pueden ajustarse en cuanto a los tiempos de propagación de señal fisiológicos.

Por lo demás durante la aplicación de la señal de estimulación acústica 15 pueden preverse pausas, durante las cuales no se realiza ninguna estimulación. Las pausas pueden seleccionarse con una longitud discrecional y en particular ascender a un múltiplo de numero entero del periodo T_{estim}. Las pausas pueden realizarse según un número discrecional de estimulaciones. por ejemplo, puede llevarse a cabo una estimulación durante N periodos consecutivos de la longitud T_{estim} y a continuación puede realizarse una pausa de estimulación durante M periodos de la longitud T_{estim}, siendo N y M números enteros pequeños, por ejemplo en el intervalo de 1 a 15. Este esquema puede continuarse periódicamente o modificarse de manera estocástica y/o determinística, por ejemplo caótica.

En la figura 12 se muestra una estimulación de este tipo. En este caso se cumple N = 2 y M = 1. Por lo demás, la estimulación corresponde a la estimulación mostrada en la figura 11.

Una posibilidad adicional de desviarse del patrón de estimulación estrictamente periódico mostrado en la figura 10 consiste en, variar los intervalos de tiempo entre pulsos consecutivos de una frecuencia fj o de frecuencias combinadas con los límites $f_j^{inferior}$ y $f_j^{superior}$ (j = 1, 2, 3, 4) de manera estocástica o determinística o una combinación estocástica-determinística.

Por lo demás por cada periodo T_{estim} (o en otras etapas de tiempo) puede variar el orden, en el que las frecuencias fj o frecuencias combinadas implicadas se aplican con los límites $f_j^{inferior}$ y $f_j^{superior}$. Esta variación puede tener lugar de manera estocástica o determinística o de manera mixta estocástica-determinística.

Además por cada periodo T_{estim} (o en otro intervalo de tiempo) puede aplicarse solo un determinado número de las frecuencias fj o frecuencias combinadas con los límites $f_j^{inferior}$ y $f_j^{superior}$ y las frecuencias fj implicadas en la estimulación o frecuencias combinadas con los límites $f_j^{inferior}$ y $f_j^{superior}$ pueden variar en cada intervalo de tiempo. También esta variación puede tener lugar de manera estocástica o determinística o de manera mixta estocástica-determinística.

Las señales de estimulación anteriormente descritas provocan que la fase de la actividad neuronal de la población de neuronas enferma en los diferentes puntos de estimulación se reinicialice en diferentes momentos. Por ello la población de neuronas enferma, cuyas neuronas eran antes síncronas y activas con la misma frecuencia y fase, se divide en varias subpoblaciones, lo que lleva finalmente a una desincronización.

Todas las formas de estimulación anteriormente descritas pueden llevarse a cabo también en un modo de bucle cerrado "*closed loop*". La reinicialización de las fases de la subpoblación individual puede enlazarse por ejemplo con un control de demanda. Por ejemplo puede especificarse un valor umbral, y en caso de superar o no alcanzar la amplitud de la señal de medición 24 por encima o por debajo del valor umbral puede iniciarse o interrumpirse la estimulación. Además mediante la amplitud de la señal de medición 24, que puede recibirse por ejemplo durante pausas de estimulación, pueden ajustarse determinados parámetros de estimulación, como por ejemplo la amplitud/intensidad de las señales de estimulación o la duración de la estimulación. Además es posible ajustar o reajustar mediante la frecuencia media de la señal de medición 24 (eventualmente filtrada por filtro de paso banda) la frecuencia f_{estim}.

Además es concebible que la estimulación se inicia mediante el paciente, por ejemplo mediante una activación telemétrica. En este caso el paciente puede activar la estimulación durante un espacio de tiempo predeterminado de, por ejemplo 5 minutos, o el paciente puede iniciar y finalizar la estimulación automáticamente.

A continuación se describen diseños adicionales de la estimulación de bucle cerrado "*closed loop*", que pueden realizarse por ejemplo mediante el dispositivo 400 mostrado en la figura 4 o uno de los dispositivos 600 a 900. Como ya se ha descrito anteriormente con detalle, la señal de medición 24 recibida por la unidad de medición 23 puede emplearse para generar una señal de control 14, con la que se controla la unidad de estimulación 11. A este respecto la señal de medición 24 puede convertirse o bien directa o, dado el caso, después de una o varias etapas de procesamiento en la señal de estimulación 15 acústica y aplicarse mediante la unidad de estimulación 11. El modo de cálculo se selecciona en este sentido de modo que la actividad neuronal patológica se contrarresta y la señal de estimulación 15 acústica desaparece igualmente con una disminución de la actividad neuronal patológica o al menos se reduce claramente en su intensidad.

Antes de que la señal de medición 24 se alimenta a la entrada de control de la unidad de estimulación 11, la señal de medición 24 puede procesarse de manera lineal o no lineal. Por ejemplo la señal de medición 24 puede filtrarse y/o amplificarse y/o aplicarse un retardo en el tiempo y/o combinarse con otra señal de medición 24. Además con la señal de medición 24 o la señal de medición procesada 24 la amplitud de una oscilación sinusoidal puede modularse con una frecuencia en el intervalo audible y la oscilación sinusoidal modulada en amplitud puede aplicarse después mediante el generador de sonido como señal de estimulación acústica 15 o como parte de la misma.

Para la modulación de amplitud de una oscilación sinusoidal u otra oscilación oscilante no necesita recurrirse necesariamente a la señal de medición 24 completa. Puede estar previsto por ejemplo que para ello se emplee solo una parte de la señal de medición 24 o de la señal de medición procesada 24, por ejemplo la parte, que se sitúa por encima o por debajo de un nivel umbral determinado. Una modulación de amplitud de este tipo se representa a modo

de ejemplo en la figura 13. En el gráfico superior de la figura 13 la señal de medición 24 filtrada con filtro paso banda se traza con respecto al tiempo t, además está indicado el momento de inicio t_{inicio} de la estimulación. En el gráfico central está representada la señal de modulación 50 obtenida a partir de la señal de medición 24. Para generar la señal de modulación 50 la señal de medición 24 se ha procesado de manera no lineal y todos los valores negativos de la señal de medición 24 o de la señal de medición procesada 24 se han ajustado a cero. Además la señal de modulación 50 se ha sometido a un retardo en el tiempo con respecto a la señal de medición 24. A continuación la señal de semionda 50 obtenida de este modo se ha multiplicado con oscilaciones sinusoidales de la frecuencia f_1 = 1000 Hz. La señal de modulación 50 representa la envolvente de la oscilación sinusoidal, como se muestra en el gráfico de más abajo de la figura 13 para una pequeña franja de tiempo. La oscilación sinusoidal modulada en amplitud obtenida de este modo se ha sometido a un retroacoplamiento a continuación con la unidad de estimulación 11, para convertirse por el generador de sonido en la señal de estimulación acústica 15.

En lugar de una oscilación sinusoidal con una única frecuencia la señal de modulación 50 también puede multiplicarse con una mezcla discrecional de oscilaciones sinusoidales (u otras oscilaciones) en una gama de frecuencia audible, en función de los lugares de la corteza auditiva en donde va a realizarse la desincronización.

En el curso de la señal de medición 24 representada en la figura 13 puede leerse que la estimulación de semionda con retardo en el tiempo no lineal acústica lleva a una supresión robusta de la actividad neuronal de sincronía patológica. El mecanismo activo de esta estimulación se diferencia sin embargo del modo de acción del procedimiento de estimulación mostrado por ejemplo en la figura 10.

En la estimulación representada en la figura 13 la fase de la actividad neuronal en las subpoblaciones estimuladas respectivas no se reinicializa, sino que la sincronización en la población de neuronas patológicamente activa se suprime, al influirse en el proceso de saturación de la sincronización.

En lo sucesivo mediante un ejemplo se explica cómo una señal de medición 24 obtenida por la unidad de medición 20 puede someterse a un procesamiento no lineal, antes de que se emplee como señal de control de la unidad de estimulación 11.

El punto de partida es una ecuación para la señal de control S (t):

$$S(t) = K \cdot \overline{Z}^2(t) \cdot \overline{Z}^*(t - \tau) \qquad (1)$$

en la ecuación (1) K es un factor de amplificación, que puede seleccionarse adecuadamente, y $\overline{Z}(t)$ es una variable de estado media de la señal de medición 24. $\overline{Z}(t)$ es una variable compleja y puede representarse de la siguiente manera:

$$\overline{Z}(t) = X(t) + iY(t), \qquad (2)$$

pudiendo corresponder X(t) por ejemplo a la señal de medición 24 neurológica. Dado que las frecuencias contempladas se sitúan en el intervalo de 10 Hz = 1/100ms = $1/T_\alpha$, puede aproximarse la parte imaginaria Y(t) mediante $X(t - \tau_\alpha)$, en donde por ejemplo se cumple $\tau_\alpha = T_\alpha/4$. Por tanto el resultado es:

$$S(t) = K \cdot \left[X(t) + iX(t - \tau_\alpha)\right]^2 \cdot \left[X(t - \tau) - iX(t - \tau - \tau_\alpha)\right] \qquad (3)$$

la ecuación (3) puede transformarse de la siguiente manera:

$$\begin{aligned} S(t) = K \cdot \big[& X(t)^2 \cdot X(t - \tau) + i2X(t) \cdot X(t - \tau_\alpha) \cdot X(t - \tau) - X(t - \tau_\alpha) \cdot X(t - \tau) \\ & - iX(t - \tau - \tau_\alpha) \cdot X(t)^2 + 2X(t) \cdot X(t - \tau_\alpha) \cdot X(t - \tau - \tau_\alpha) \\ & + iX(t - \tau - \tau_\alpha) \cdot X(t - \tau_\alpha)\big] \end{aligned} \qquad (4)$$

Como señal de control para la unidad de estimulación 11 se emplea el componente real de la ecuación (4):

$$real[s(t)] = K \cdot [x(t)^2 \cdot x(t - \tau) - x(t - \tau_\alpha) \cdot x(t - \tau) + 2x(t) \cdot x(t - \tau_\alpha) \cdot x(t - \tau - \tau_\alpha)] \qquad (5)$$

Con la señal de medición 24 retroacoplada y eventualmente procesada adicionalmente la corteza auditiva puede

estimularse además de forma encauzada en distintos lugares. En el caso de las cuatro frecuencias f_1 a f_4 distintas descritas anteriormente, a la señal de medición 24 procesada adicionalmente en caso necesario se aplica un retardo en el tiempo correspondiente y se multiplica con las frecuencias f_1 a f_4. Si la estimulación debe ser menos focal, y por el contrario debe realizarse de forma más extendida, en lugar de las oscilaciones sinusoidales puras de las frecuencias f_1 a f_4 se emplean cuatro frecuencias combinadas distintas con los límites f_j^{abajo} y f_j^{arriba} (j = 1, 2, 3, 4).

En la figura 14 está representada una estimulación de otro tipo a modo de ejemplo. Desde la señal de medición 24 filtrada con filtro paso banda en este caso, mediante etapas de procesamiento lineales se han obtenido señales de modulación 51, 52, 53 y 54, con las que se han llevado a cabo modulaciones de amplitud de las frecuencias f_1 a f_4. Mediante superposición de las oscilaciones sinusoidales moduladas se ha generado la señal de control 14, que se ha convertido mediante el generador de sonido 11 en la señal de estimulación acústica 15.

A continuación mediante las figuras 15A y 15B se explica a modo de ejemplo, cómo a partir de la señal de medición 24 pueden obtenerse las señales de modulación 51 a 54. Para ello inicialmente se establece un tiempo de retardo τ, que en el ejemplo presente se ha ajustado a $\tau = T_{estim}/2$ (otros valores como por ejemplo $\tau = T_{estim}$ o $\tau = 3T_{estim}/2$ son igualmente posibles). La frecuencia $_{estim} = 1/T_{estim}$ puede situarse por ejemplo en el intervalo de la frecuencia media de la señal de medición 24, Por ejemplo en el intervalo de 1 a 30 Hz, en particular en el intervalo de 5 a 20 Hz. Mediante el tiempo de retardo τ para cada una de las señales de modulación 51 a 54 pueden calcularse tiempos de retardo τ_1, τ_2, τ_3 y τ_4 determinados, por ejemplo mediante la siguiente ecuación:

$$\tau_j = \tau \cdot \frac{11 - 2 \cdot (j - 1)}{8} \qquad \text{con } j = 1,\ 2,\ 3,\ 4 \qquad (6)$$

Las señales de modulación 51 a 54 pueden obtenerse por ejemplo de la señal de medición 24, al retardarse la señal de medición 24 en cada caso en los tiempos de retardo τ_1, τ_2, τ_3 o τ_4:

$$S_j(t) = K \cdot Z(t - \tau_j) \qquad (7)$$

En la ecuación (7) $S_1(t)$, $S_2(t)$, $S_3(t)$ y $S_4(t)$ representan las señales de modulación 51 a 54 y Z(t) la señal de medición 24. K es un factor de amplificación, que puede seleccionarse adecuadamente. Además todos los valores negativos (o todos los valores por encima - o por debajo de un valor umbral determinado) de las señales de modulación $S_1(t)$ a $S_4(t)$ pueden ajustarse a cero.

De acuerdo con un diseño representado en las figuras 15A y 15B las señales de modulación $S_1(t)$ a $S_4(t)$ se calculan solo a partir de los tiempos de retardo τ_1 y τ_2, presentando las señales de modulación $S_1(t)$ y $S_2(t)$ o $S_3(t)$ y $S_4(t)$ en cada caso diferentes polaridades:

$$S_1(t) = K \cdot Z(t - \tau_1) \qquad (8)$$

$$S_2(t) = -K \cdot Z(t - \tau_1) \qquad (9)$$

$$S_3(t) = K \cdot Z(t - \tau_2) \qquad (10)$$

$$S_4(t) = -K \cdot Z(t - \tau_2) \qquad (11)$$

Para una representación más clara, en las figuras 15A y 15B las señales de modulación $S_1(t)$ y $S_3(t)$ se desplazan en el valor 0,5 hacia arriba y las señales de modulación $S_2(t)$ y $S_4(t)$ se desplazan hacia abajo en el valor 0,5.

Como se muestra en la figura 15B, todos los valores negativos (o todos los valores por encima o por debajo de un valor umbral determinado) de las señales de modulación $S_1(t)$ a $S_4(t)$ pueden ajustarse a cero. La generación de las señales de modulación 51 a 54 mostradas en la figura 14 corresponde a la generación de las señales de modulación $S_1(t)$ a $S_4(t)$ mostrada en las figuras 15A y 15B.

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo (400) que comprende:

- una unidad de estimulación (11) para generar una señal de estimulación (15) acústica, y
- una unidad de medición (23) para recibir una señal de medición (24) en un paciente, que reproduce la actividad neuronal en la corteza auditiva del paciente o una zona conectada con ella,
- una unidad de control (10), que controla la unidad de estimulación (11) mediante la señal de medición (24) de tal modo que la unidad de estimulación (11) convierte la señal de medición (24) en la señal de estimulación acústica (15),

caracterizado por que

- la unidad de control (10) para generar la señal de estimulación (15) acústica modula en amplitud oscilaciones con la señal de medición (24) o la señal de medición (24) procesada previamente por la unidad de control de manera lineal o no lineal y alimenta las oscilaciones moduladas en amplitud a una entrada de control de la unidad de estimulación (11).

2. Dispositivo (400) según la reivindicación 1, en donde para la modulación en amplitud se recurre solo a una parte de la señal de medición (24) o de la señal de medición procesada (24), que se sitúa por encima o por debajo de un nivel umbral predeterminado.

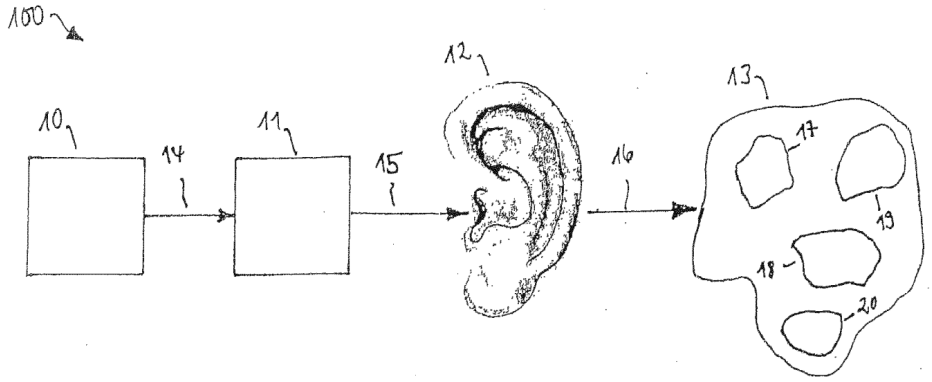

Fig. 1

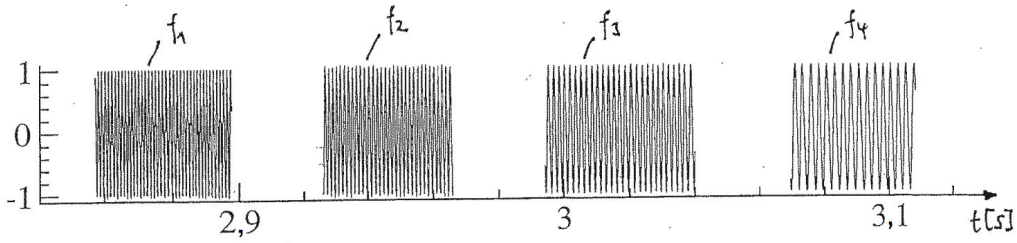

Fig. 2

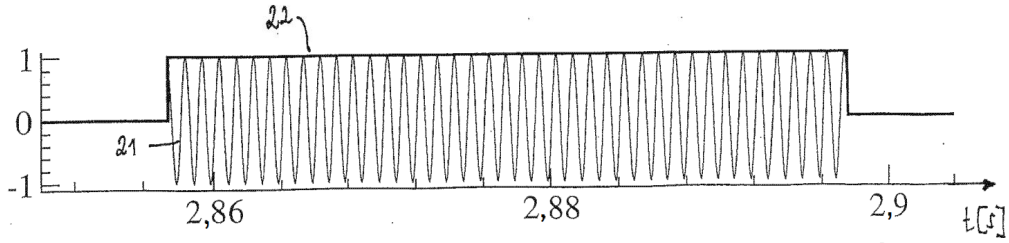

Fig. 3

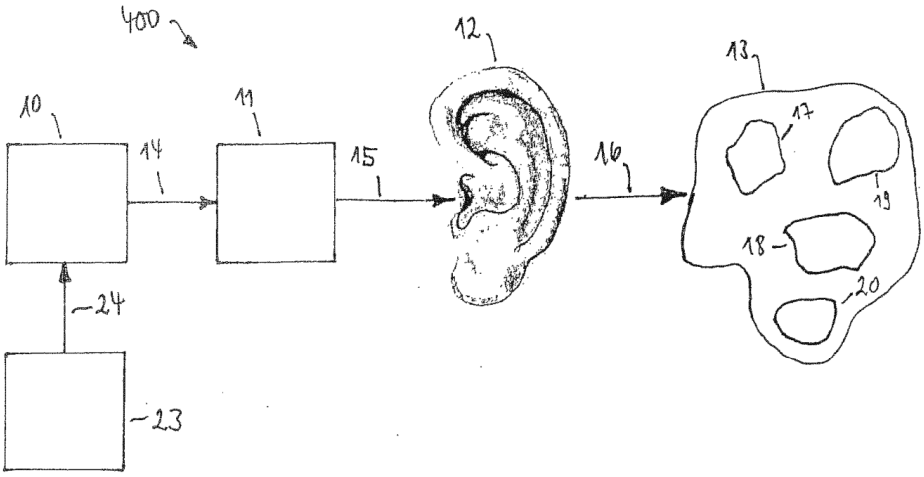

Fig. 4

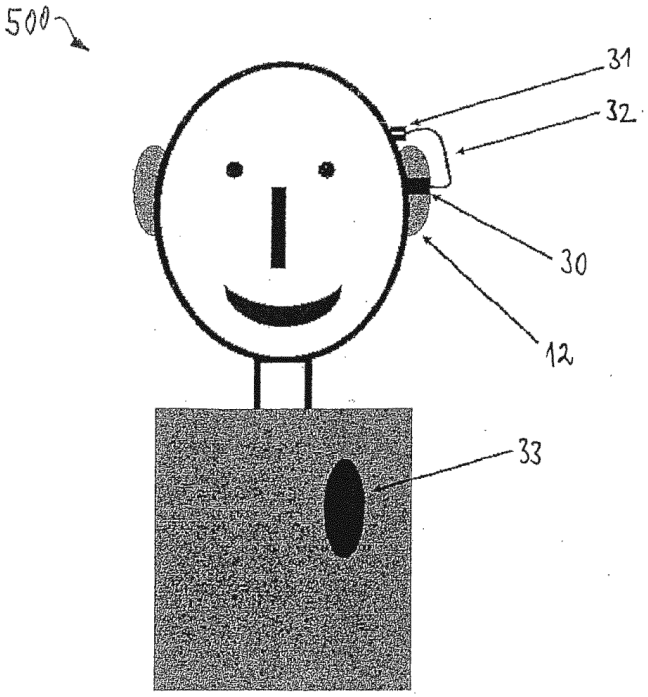

Fig. 5

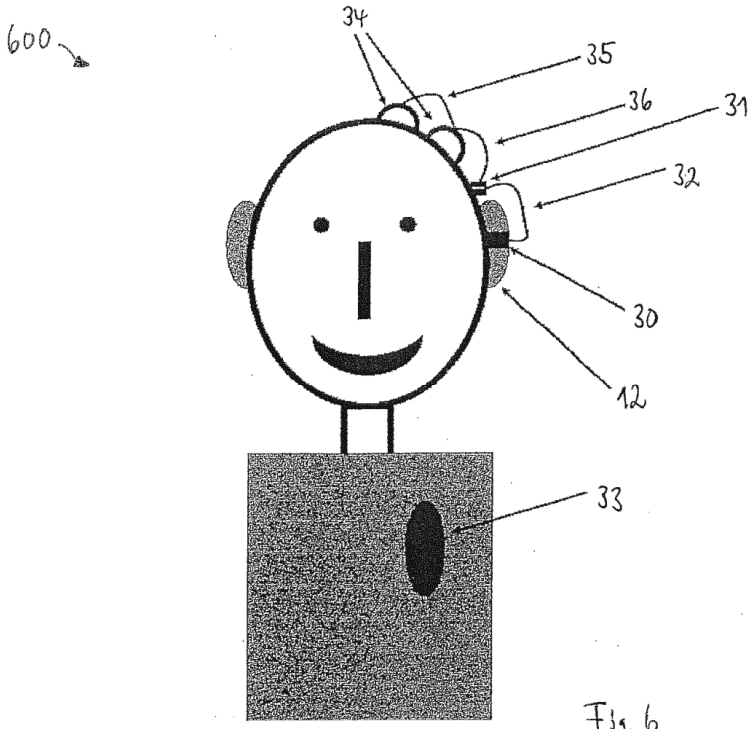

Fig. 6

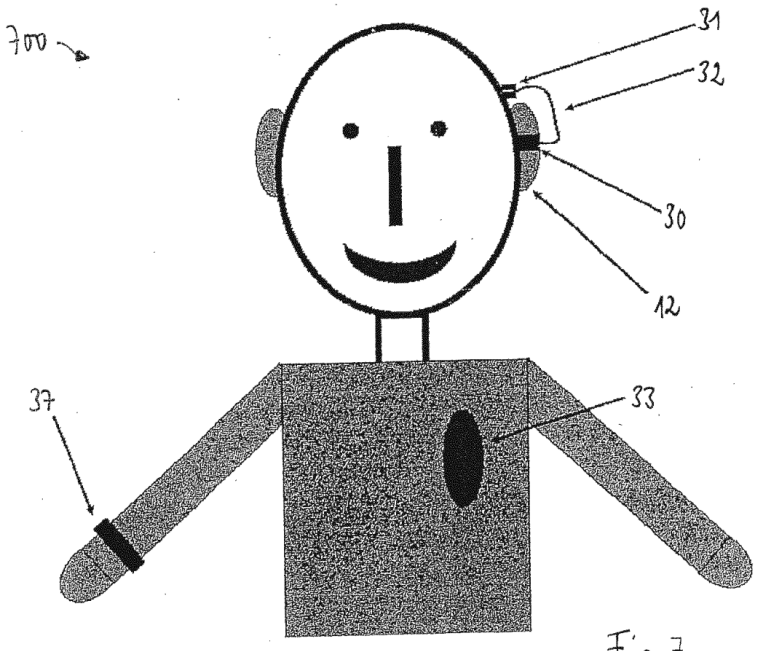

Fig. 7

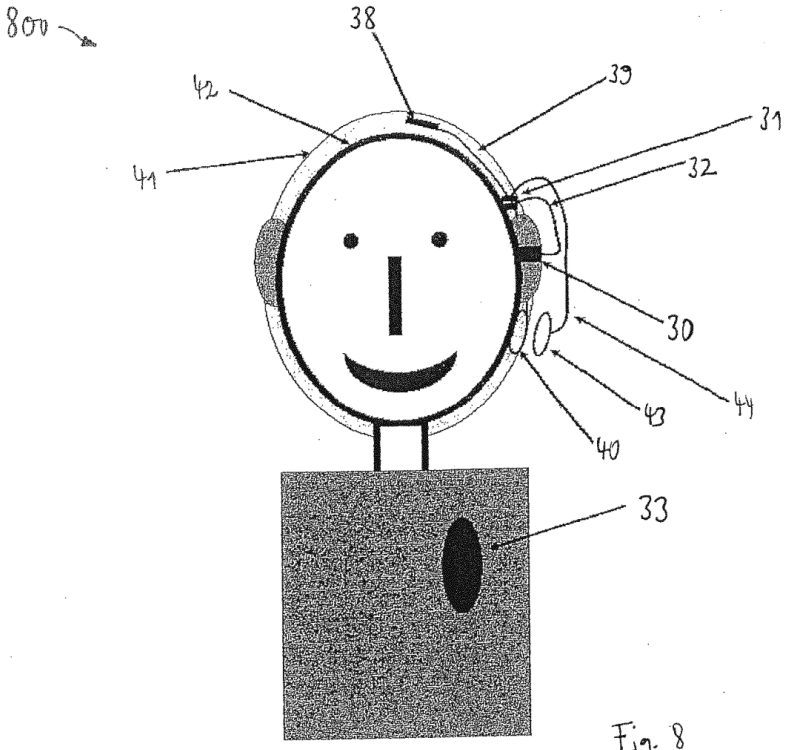
800
38
42
39
31
41
32
30
44
43
40
33

Fig. 8

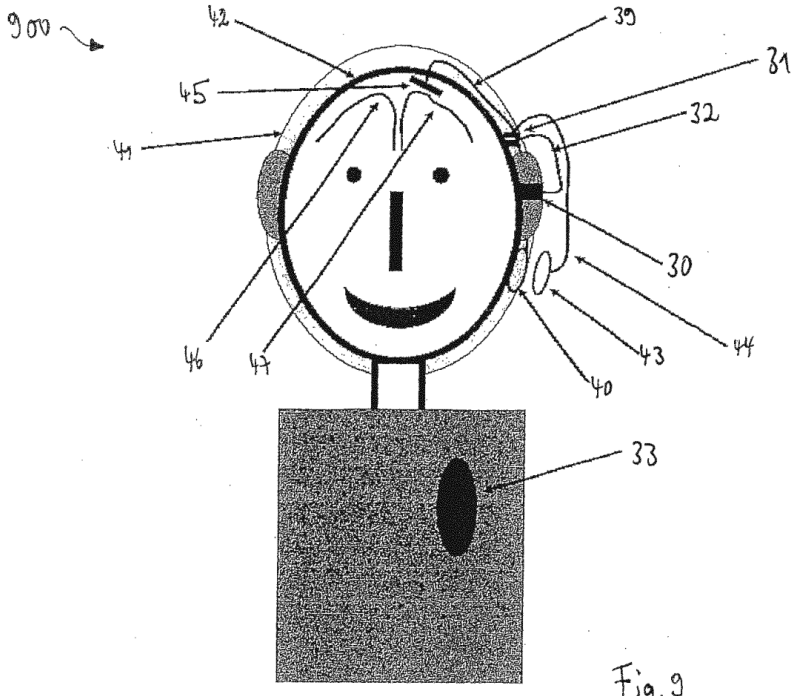
900
42
39
31
45
32
41
30
44
43
46
47
40
33

Fig. 9

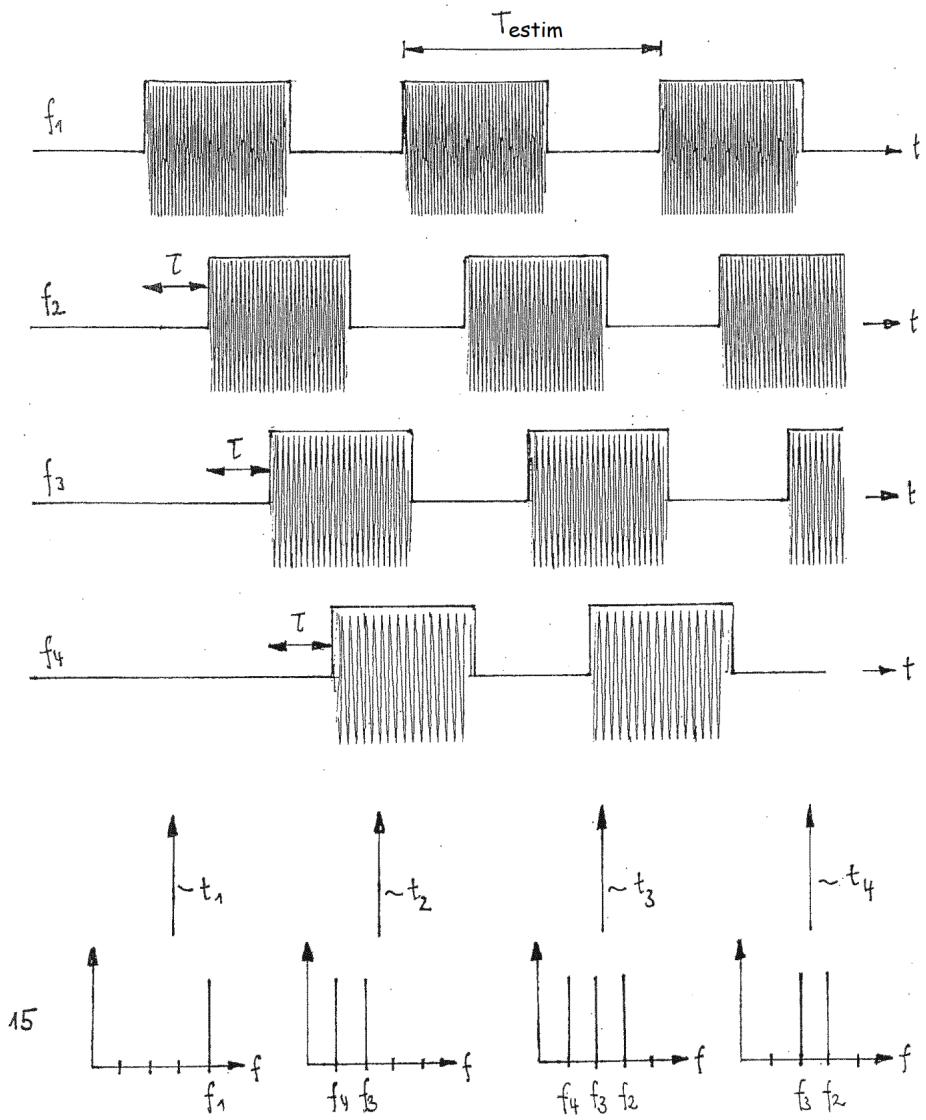

Fig. 10

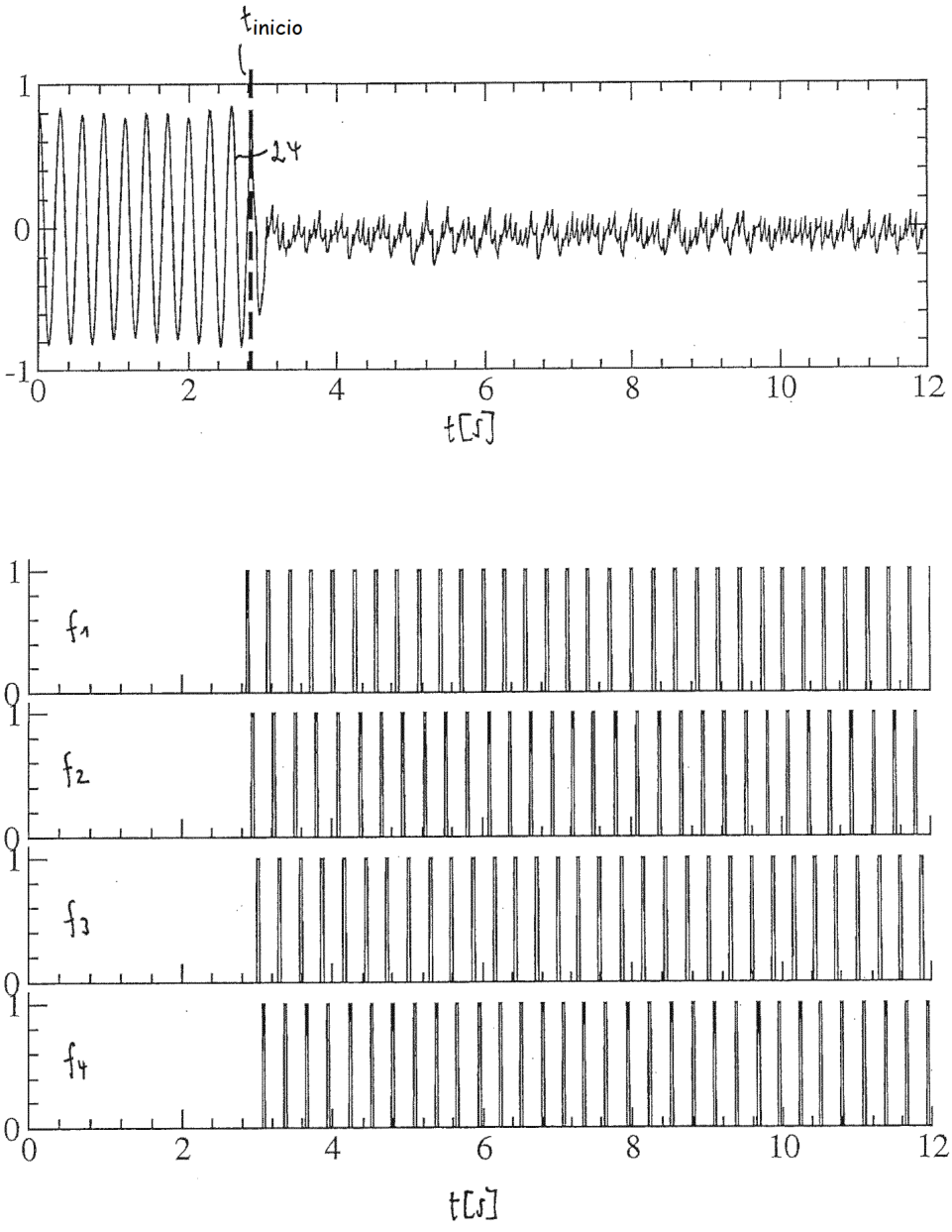

Fig. 11

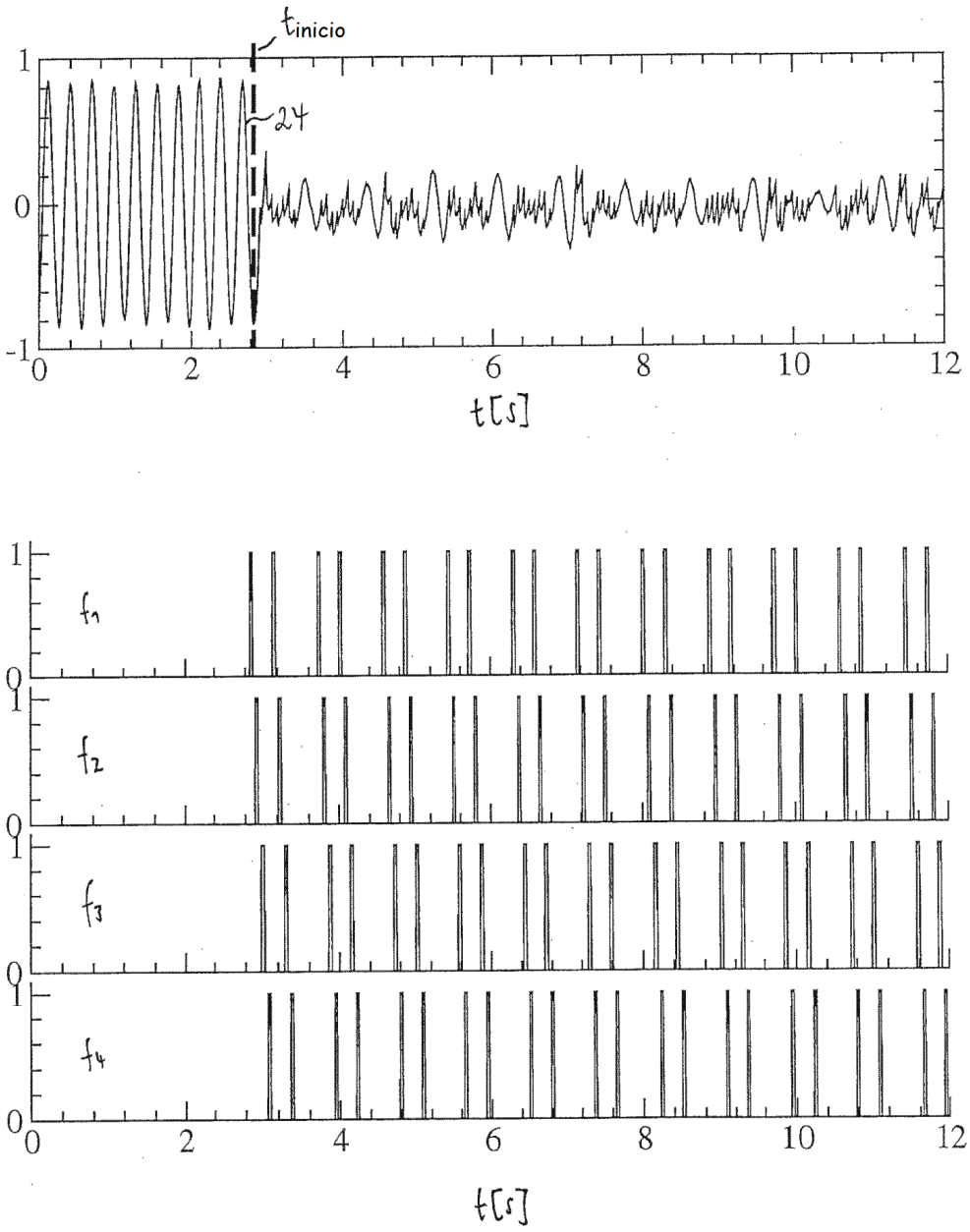

Fig. 12

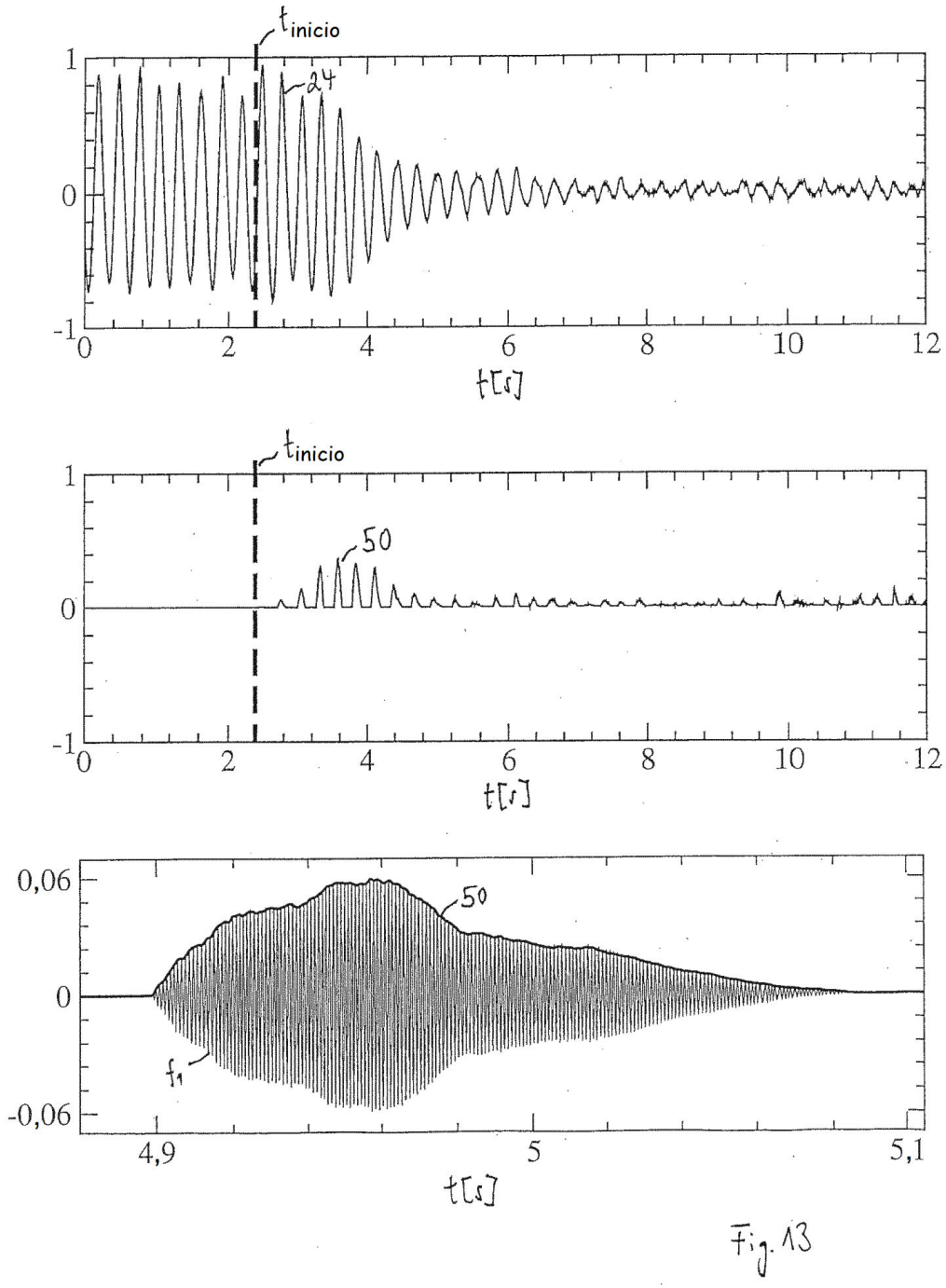
t inicio
24
1
0
-1
0
2
4
6
8
10
12
t[s]
t inicio
50
1
0
-1
0
2
4
6
8
10
12
t[s]
0,06
0
-0,06
50
f1
4,9
5
5,1
t[s]

Fig. 13

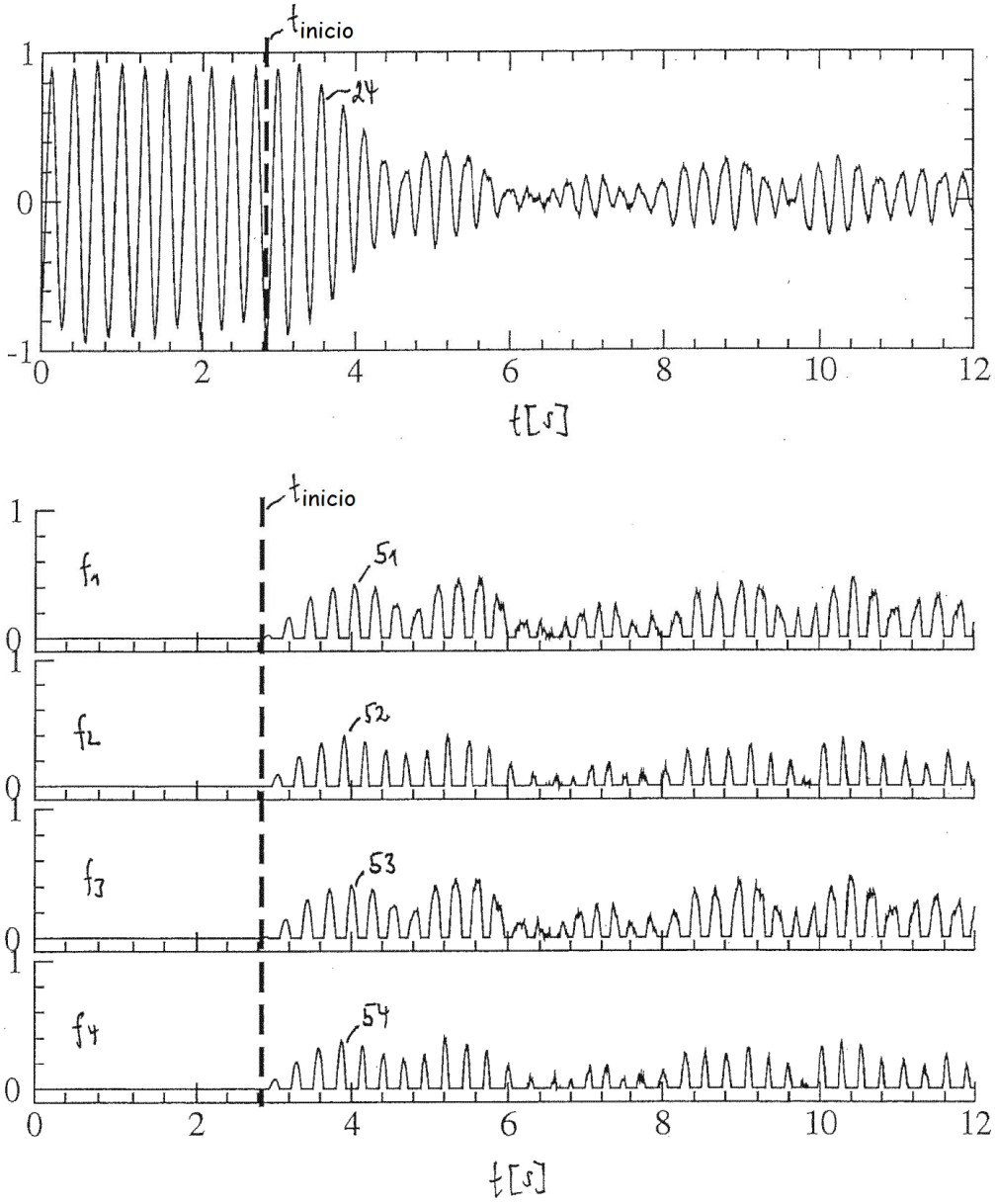
t inicio
24
1
0
-1
0
2
4
6
8
10
12
t[s]
t inicio
f1
51
f2
52
f3
53
f4
54
1
0
0
2
4
6
8
10
12
t[s]

Fig. 14

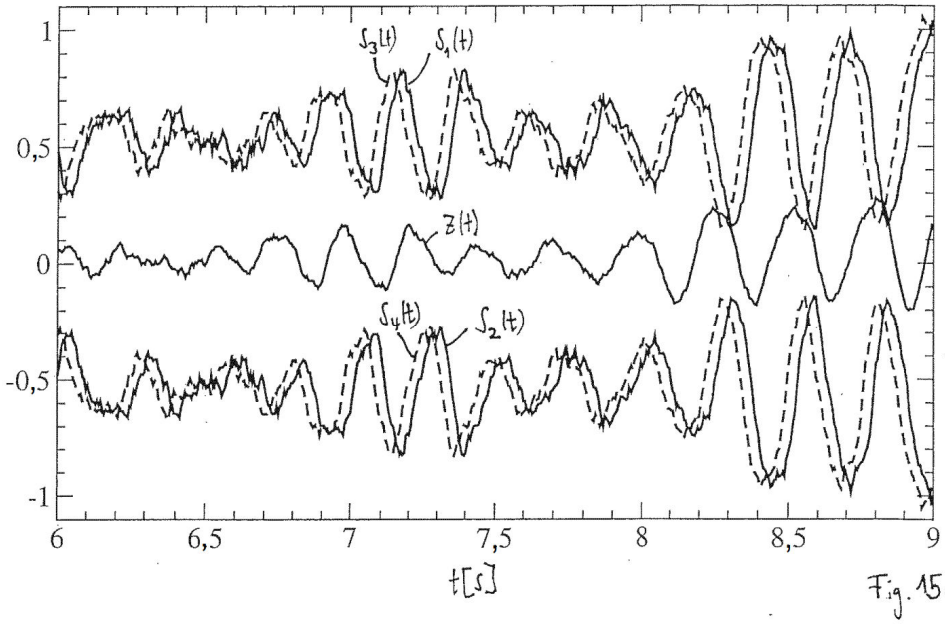

Fig. 15A

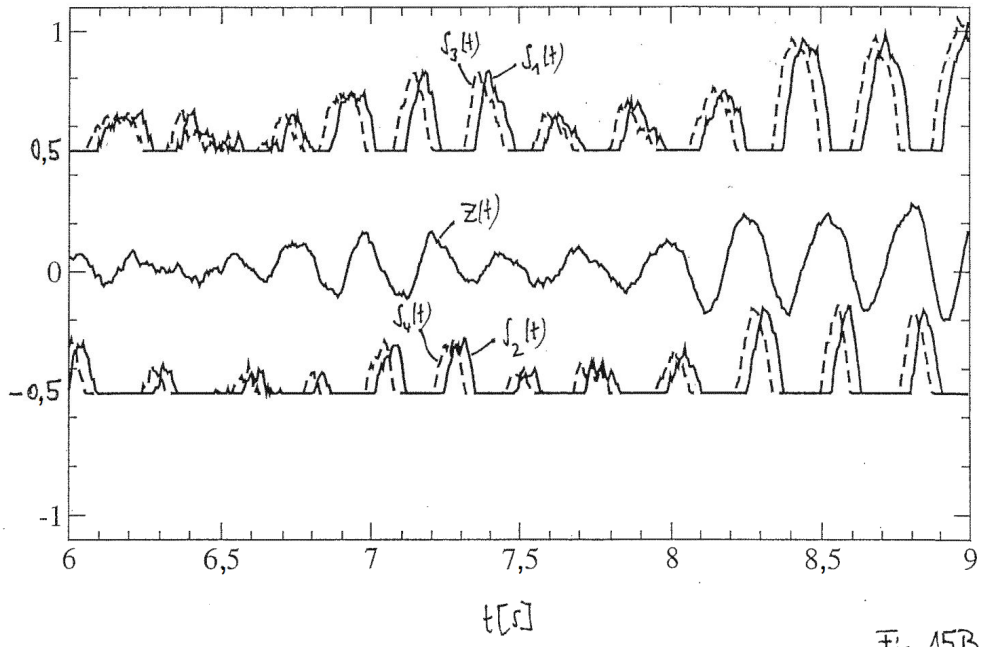

Fig. 15B