(19) OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 951 766**

(51) Int. CI.:

A61N 1/36 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/369 (2011.01)
A61N 2/00 (2006.01)
A61N 1/04 (2006.01)
A61N 1/05 (2006.01)

(12) TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA T3

(96) Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **08.07.2009 E 17202536 (3)**

(97) Fecha y número de publicación de la concesión europea: **07.06.2023 EP 3326688**

(54) Título: **Aparato de estimulación eléctrica para tratar el cuerpo humano**

(45) Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
24.10.2023

(73) Titular/es:

NEUROMODTRONIC GMBH (100.0%)
Friedrich-Engels-Str. 101
14473 Potsdam, DE

(72) Inventor/es:

HERWIG, BERND;
SABEL, KORNELIA y
FEDOROV, ANTON

(74) Agente/Representante:

CARVAJAL Y URQUIJO, Isabel

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

DESCRIPCIÓN

Aparato de estimulación eléctrica para tratar el cuerpo humano

La invención se refiere a un aparato para estimular a un paciente con una señal de estimulación eléctrica y, en particular, a un aparato para el tratamiento de uno o varios trastornos causados por daño cerebral o una enfermedad cerebral o trastornos de la retina. Los cerebros humanos son extremadamente complejos. Un cerebro humano puede contener más de 100 mil millones de células nerviosas que se comunican entre sí por medio de axones, que transportan trenes de impulsos de señal llamados potenciales de acción. Aunque el cerebro está protegido por el cráneo y rodeado por el líquido cefalorraquídeo y aislado del torrente sanguíneo por la barrera hematoencefálica, la naturaleza delicada del cerebro lo hace vulnerable a numerosas enfermedades y diferentes tipos de daños cerebrales en los que se pueden perder muchas células. Estos trastornos cerebrales pueden comprender deficiencias cognitivas del paciente afectado. Otros posibles trastornos causados por daños cerebrales o enfermedades cerebrales son los trastornos del movimiento, los trastornos de la memoria u otros trastornos neurológicos funcionales. Además, cualquiera de los sistemas sensoriales (por ejemplo, visual, auditivo) puede verse afectado por tales enfermedades cerebrales o, en caso de visión, enfermedades de la retina. Por ejemplo, pueden producirse trastornos auditivos o visuales.

La técnica anterior más cercana es el documento EP 1 145 735 A2 que describe una unidad central de neuroestimulación que contiene una fuente de estimulación eléctrica y, preferiblemente, dispositivos para detectar actividad epileptiforme. El conjunto del neuroestimulador también incluye al menos un primer sensor de actividad eléctrica cerebral y un electrodo neuroestimulador eléctrico sensible. Los electrodos de medición están en contacto con el cerebro o los electrodos del cuero cabelludo pueden estar ubicados dentro del tejido cerebral. Los electrodos múltiples mejoran la capacidad de la estimulación eléctrica para desincronizar la actividad cerebral para terminar con la actividad epileptiforme. El dispositivo utiliza varios parámetros para optimizar la estimulación para desincronizar la actividad cerebral y terminar con la actividad epileptiforme. El documento EP 1 145 735 A2 describe un método en el que los electrodos de estimulación están en contacto directo con el tejido cerebral.

En consecuencia, es objeto de la presente invención proporcionar un aparato para el tratamiento de un paciente que sufre un trastorno causado por una enfermedad cerebral o retiniana.

Este objeto es logrado por un aparato que comprende las características de la reivindicación 1. Las realizaciones preferidas se definen mediante las reivindicaciones dependientes.

En las siguientes realizaciones del aparato y el método para estimular a un paciente de acuerdo con la presente invención se describen con referencia a las figuras adjuntas.

La Fig. 1 muestra una posible realización de un aparato de estimulación de acuerdo con la presente invención que se une por medio de electrodos a la cabeza de un paciente;

la Fig. 2 muestra un diagrama de bloques de una posible realización del aparato de acuerdo con la presente invención como se muestra en la Fig. 1;

la Fig. 3 muestra un diagrama de bloques adicional de una posible realización del aparato de acuerdo con la presente invención como se muestra en la Fig. 1;

la Fig. 4 muestra un diagrama de un electrodo doble que puede utilizarse en una posible realización del aparato de acuerdo con la presente invención;

la Fig. 5 muestra la conexión de un electrodo doble como se muestra en la Fig. 4 a los circuitos dentro de un aparato de estimulación de acuerdo con una posible realización;

la Fig. 6 muestra una posible realización de un electrodo doble como se utiliza en el aparato de estimulación de acuerdo con la presente invención;

la Fig. 7 muestra diagramas de señales de una señal de estimulación y una señal de EEG correspondiente utilizada en una realización ejemplar del aparato de acuerdo con la presente invención;

la Fig. 8 muestra un diagrama de flujo de una primera realización de un método para estimular a un paciente como se emplea con el aparato de acuerdo con la presente invención;

la Fig. 9 muestra un diagrama de flujo de una segunda realización de un método para la estimulación de un paciente como se emplea con el aparato de acuerdo con la presente invención;

las Fig. 10a, 10b, 10c muestran diagramas de señales para ilustrar una frecuencia neurofisiológica fundamental como se emplea con el aparato de acuerdo con la presente invención;

la Fig. 11 muestra un diagrama para ilustrar la funcionalidad de un aparato para estimular a un paciente de acuerdo con la presente invención;

la Fig. 12 muestra un diagrama de señal de una señal de EEG ejemplar registrada por un aparato de acuerdo con la presente invención;

la Fig. 13 muestra un diagrama de un espectro de frecuencia calculado a partir de la señal de EEG mostrada en la Fig. 12 por el aparato según la presente invención;

la Fig. 14 muestra más diagramas de señal ejemplares para ilustrar una posible realización adicional del aparato para estimular a un paciente de acuerdo con la presente invención.

Como se puede ver en la Fig. 1, el aparato 1 para estimular a un paciente de acuerdo con la presente invención se une al cráneo o la cabeza de un paciente 2 por medio de electrodos 3. En la realización mostrada el aparato de estimulación 1 está conectado a la cabeza del paciente 2 por medio de tres electrodos 3-1, 3-2, 3-3. Todos los electrodos 3-i están conectados a través de cables eléctricos 4-1, 4-2, 4-3 al aparato de estimulación 1 en la realización mostrada. El número de electrodos 3-i y los cables 4-i correspondientes pueden variar. En la realización mostrada de la Fig. 1 se proporcionan dos electrodos de señal, es decir, los electrodos 3-1, 3-2 para la aplicación de una señal de estimulación eléctrica a la cabeza en un modo de operación y para derivar una señal de medición eléctrica de la cabeza que comprende un cerebro 5 en el otro modo de operación. En la realización que se muestra en la Fig. 1 un tercer electrodo 3-3 forma un electrodo de referencia que proporciona un potencial de referencia para el aparato de estimulación 1. En la realización que se muestra en la Fig. 1 los electrodos de señal 3-1, 3-2 están formados por los llamados electrodos dobles que se pueden conmutar entre dos modos de operación. En un modo de operación del aparato de estimulación 1 se mide una señal eléctrica como una señal de EEG que forma un potencial eléctrico derivado del cerebro 5 y en otro modo de operación se aplica una señal de estimulación eléctrica generada proporcionada por el aparato de estimulación 1 al cuero cabelludo del paciente 2.

En la realización que se muestra en la Fig. 1 los electrodos 3-1, 3-2, 3-3 están unidos a la superficie de la piel del paciente 2. En un ejemplo alternativo no reivindicado, los electrodos 3-i se pueden implantar debajo de la piel del paciente 2.

El número de electrodos 3-i puede variar. En otras realizaciones se proporcionan más de tres electrodos.

La ubicación de los electrodos 3-i que se unen a la cabeza del paciente 2 puede variar dependiendo de la enfermedad o el trastorno que se va a tratar por el aparato de estimulación 1 según la presente invención.

El aparato de estimulación 1 de acuerdo con la presente invención aplica a través de los electrodos 3-i una señal de estimulación eléctrica que tiene al menos un parámetro de señal de estimulación variable, como una frecuencia de señal. Este parámetro de señal de estimulación es modificado permanentemente por el aparato de estimulación 1 en un intervalo de parámetros calculado alrededor de un parámetro fundamental neurofisiológico determinado del paciente o alrededor de un valor de parámetro predefinido.

El parámetro fundamental neurofisiológico puede determinarse en una posible realización del aparato de estimulación 1 sobre la base de una señal eléctrica detectada o derivada tomada de la cabeza del paciente 2. Se analiza la señal eléctrica detectada por el aparato de estimulación 1 a través de los electrodos 3 en el modo de operación de medición para determinar el parámetro neurofisiológico fundamental de dicho paciente 2 como una frecuencia neurofisiológica fundamental específica. Alrededor de esta frecuencia neurofisiológica fundamental determinada, la señal de estimulación varía en un intervalo de parámetros calculado. Los electrodos 3-i se unen al paciente 2 son conmutables entre la aplicación de la señal de estimulación eléctrica a la cabeza del paciente 2 en el primer modo de operación y la derivación de una señal eléctrica que se registrará desde la cabeza del paciente 2 en un segundo modo de operación. Esta conmutación de los electrodos 3-i se controla en una posible realización mediante una unidad de control integrada en el aparato de estimulación 1. En una posible realización, la estimulación eléctrica en el primer modo de operación y la derivación de una señal eléctrica que se registrará desde el paciente 2 en el segundo modo de operación se realizan de forma alterna bajo el control de la unidad de control.

En una posible realización, el aparato de estimulación 1 deriva primero en un modo de operación de medición de señal una señal eléctrica, como una señal de EEG del cerebro 5 del paciente 2 y luego calcula el parámetro fundamental neurofisiológico individual, como una frecuencia neurofisiológica fundamental individual del paciente respectivo 2. A continuación, se calcula un intervalo de parámetros alrededor del parámetro fundamental neurofisiológico determinado y el aparato de estimulación 1 conmuta a un modo de operación de aplicación de señal.

Después de haber determinado el parámetro fundamental neurofisiológico y el intervalo de parámetros correspondiente, el aparato de estimulación 1 de acuerdo con la presente invención aplica en la señal un parámetro de modo de operación de aplicación una señal de estimulación eléctrica que se modifica permanentemente en el intervalo de parámetros calculado respectivo alrededor del parámetro fundamental neurofisiológico determinado. En una realización alternativa, el parámetro de señal de estimulación varía permanentemente en el intervalo de parámetros calculado en torno a una entrada de valor de parámetro predefinido por un operador mediante una interfaz de operador.

Para la actividad neurológica espontánea del cerebro humano se conocen varios intervalos de frecuencia que se pueden dividir en el intervalo de frecuencia delta (0,5 - 3 Hz), el intervalo de frecuencia theta (zeta) (4 - 7 Hz), el intervalo de frecuencia alfa (8 - 13 Hz), el intervalo de frecuencia beta (14 - 30 Hz) y el intervalo de frecuencia gamma (31 - 60 Hz).

Para el tratamiento de diferentes trastornos del cerebro 5 se pueden utilizar intervalos de frecuencia diferentes. Por ejemplo, para el tratamiento de trastornos visuales del sistema de corteza visual del cerebro 5 se utiliza el intervalo de frecuencia alfa entre 8 Hz y 13 Hz, ya que desempeña un papel importante en el procesamiento de impresiones visuales. Un cerebro 5 de un paciente 2 muestra fenómenos de resonancia. Si el cerebro 5 de un paciente es estimulado por una señal de estimulación que tiene una frecuencia de estimulación predeterminada, se puede producir una respuesta de resonancia espontánea del cerebro 5, en la que esta señal de respuesta de resonancia espontánea tiene una frecuencia igual a la frecuencia de estimulación o que tiene una mayor la frecuencia es el producto de la frecuencia de estimulación y un factor entero de multiplicación en el que la frecuencia de estimulación aplicada se multiplica con este factor entero de multiplicación o que tiene una frecuencia menor siendo la relación de la frecuencia de estimulación y un factor de división en el que la frecuencia de estimulación aplicada se divide por este número entero.

Esta respuesta de resonancia solo es mostrada por el cerebro 5, cuando el cerebro respectivo 5 es estimulado con una frecuencia de estimulación que es pertinente para el procesamiento de información interna del cerebro 2. Un ejemplo de los fenómenos de resonancia mostrados por un cerebro 5 se describe con más detalle con referencia a las Fig. 10A, 10B, 10C. El aparato de estimulación 1 de acuerdo con la presente invención para estimular a una persona o paciente 2 trata uno o varios trastornos del cerebro 2 tales como trastornos visuales que utilizan este efecto de resonancia para un tratamiento enfocado del trastorno respectivo.

En una posible realización, el trastorno a tratar se introduce en el aparato de estimulación 1 de acuerdo con la presente invención a través de una interfaz de usuario, como un teclado o una GUI (interfaz gráfica de usuario) por un operador, como un médico o una enfermera. En esta realización, el aparato de estimulación 1 de acuerdo con la presente invención selecciona una banda de frecuencia relevante almacenada de una memoria del aparato de estimulación 1 de acuerdo con el trastorno de entrada, como la banda de frecuencia delta, la banda de frecuencia theta, la banda de frecuencia alfa, la banda de frecuencia beta o la banda de frecuencia gamma.

Por ejemplo, si el operador introduce un trastorno visual a tratar, el aparato de estimulación 1 de acuerdo con la presente invención selecciona en esta realización la banda de frecuencia alfa, es decir, un intervalo de frecuencia entre 8 y 13 Hz. En este caso, se espera que la frecuencia neurofisiológica fundamental del paciente 2 se encuentre en la banda de frecuencia alfa preseleccionada, es decir, entre 8 y 13 Hz. El paciente 2 a tratar tiene su frecuencia neurofisiológica fundamental individual que, además, puede variar ligeramente o desviarse con el tiempo. En consecuencia, antes de realizar una estimulación se determina el parámetro fundamental neurofisiológico real, es decir, la frecuencia neurofisiológica fundamental del paciente respectivo 2 en ese momento.

En una posible realización, el aparato de estimulación 1 genera una señal de estimulación eléctrica que consiste en varias secuencias periódicas de señales de estimulación eléctrica, cada una con una frecuencia de estimulación correspondiente, en la que dichas secuencias de señales de estimulación eléctrica están separadas por interrupciones de un período de tiempo predeterminado y tienen diferentes frecuencias de estimulación dentro de dicho cálculo intervalo de frecuencia, por ejemplo, dentro del intervalo de frecuencia alfa de 8 a 13 Hz.

El cerebro complejo 5 del paciente 2 comprende diferentes áreas y para el cumplimiento de tareas complejas tienen que sincronizarse entre sí. En un cerebro 5 sano tal sincronización es formada automáticamente por el cerebro 5. En un cerebro con lesión 5 o un cerebro que muestra trastornos funcionales, la sincronización entre diferentes áreas cerebrales no funciona correctamente. La señal de estimulación eléctrica aplicada por el aparato de estimulación 1 alrededor de la frecuencia neurofisiológica fundamental del paciente 2 provoca una resincronización de las áreas cerebrales dañadas. Al modificar permanentemente el parámetro de la señal de estimulación, como una frecuencia, se puede evitar que el cerebro 5 del paciente 2 se acostumbre (se adapte) a la frecuencia de sincronización externa que impediría el efecto de resincronización cerebral.

La Fig. 2 muestra una realización del aparato de estimulación 1 de acuerdo con la presente invención. En la realización que se muestra en la Fig. 2 el aparato de estimulación 1 para el tratamiento del paciente 2 comprende una unidad de estimulación 6 y una unidad de determinación de parámetros 7. La unidad de estimulación 6 y la unidad de determinación de parámetros 7 están conectadas a una unidad de conmutación 8. La unidad de estimulación 6, la determinación de parámetros 7 así como la unidad de conmutación 8 se controlan mediante líneas de control mediante una unidad de control 9 integrada en el aparato de estimulación 1, como se muestra en la Fig. 2. La unidad de estimulación 6 se proporciona para generar una señal de estimulación eléctrica que en una posible realización puede consistir en varias secuencias de señales de estimulación eléctrica periódicas, cada una con una frecuencia de estimulación correspondiente.

La unidad de determinación de parámetros 7 que se muestra en la Fig. 2 se proporciona para determinar al menos un parámetro fundamental neurofisiológico. El parámetro fundamental neurofisiológico puede ser la frecuencia neurofisiológica fundamental del paciente 2 según lo registrado por un electroencefalograma (EEG) o por un

encefalograma magnético.

Los electrodos 3-i unidos a la cabeza 2 del paciente son conmutables por medio de la unidad de conmutación 8 entre la aplicación de una señal de estimulación eléctrica generada por la unidad de estimulación 6 al paciente 2 en un primer modo de operación y la derivación de la señal a registrar la cabeza del paciente 2 y evaluada por la unidad de determinación de parámetros 7 en un segundo modo de operación. La conmutación de los electrodos 3-i mediante la unidad de conmutación 8 se controla con la unidad de control 9, tal como se muestra en la Fig. 2.

En una posible realización, la unidad de determinación de parámetros 7 puede comprender medios de registro para registrar una señal de EEG tomada de la cabeza del paciente 2 y medios para transformar la señal de EEG registrada en la frecuencia neurofisiológica fundamental individual de dicho paciente en el momento respectivo.

En una posible realización, este medio transformador de la unidad de determinación de parámetros 7 está formado por un medio de transformada de frecuencia de Fourier adaptado para realizar una transformada de frecuencia de Fourier de la señal de EEG registrada.

En una realización alternativa, los medios de transformación están formados por medios de regresión automática que se adaptan para realizar una regresión automática de la señal de EEG registrada.

En una posible realización, el registro de la señal de EEG del paciente 2 por los medios de registro de la unidad de determinación de parámetros 7 se realiza durante un período de tiempo de registro predeterminado con los ojos del paciente 2 cerrados antes de que se realice la estimulación eléctrica del paciente 2 por aplicando la señal de estimulación eléctrica generada por la unidad de estimulación 6.

En una posible realización, la unidad de estimulación 6 modifica la frecuencia de estimulación de la señal de estimulación eléctrica de forma continua.

En una realización alternativa, la unidad de estimulación 6 modifica discretamente la frecuencia de estimulación de la señal de estimulación eléctrica aplicada al paciente 2.

La unidad de control 9 se proporciona para controlar la determinación del parámetro fundamental neurofisiológico del paciente respectivo 2 por la unidad de detección 7 y para controlar la estimulación del paciente 2 con una señal de estimulación eléctrica generada por la unidad de estimulación 6. En una posible realización, la determinación del parámetro neurofisiológico fundamental como la frecuencia neurofisiológica del paciente 2 y el tratamiento del paciente 2 con una señal de estimulación son controlados por una unidad de control 9 que se realizará de manera alterna.

En una posible realización el aparato 1 comprende al menos una memoria para almacenar las señales registradas por medio de los electrodos 3-i unidos al paciente 2. Esta memoria se puede ubicar en la unidad de determinación de parámetros 7.

En una posible realización, la unidad de control 9 puede estar formada por un microprocesador que ejecuta un programa informático que controla la unidad de estimulación 6 y la unidad de determinación de parámetros 7.

En una realización adicional del aparato 1 de acuerdo con la presente invención, la unidad de determinación de parámetros 7 se adapta para detectar una frecuencia de fusión de parpadeo como la frecuencia neurofisiológica fundamental del paciente 2. En esta realización la unidad de estimulación 6 estimula al paciente 2 con una señal de estimulación eléctrica que tiene una frecuencia de estimulación ajustable que se incrementa para causar una sensación de luz rítmica parpadeante del paciente 2 hasta que la frecuencia de estimulación provoca una sensación de luz constante en el paciente 2. Esta frecuencia de estimulación ajustada forma la frecuencia de fusión de parpadeo del paciente 2 que forma una frecuencia neurofisiológica fundamental del paciente 2. En esta realización, la frecuencia de la señal de estimulación se puede aumentar lentamente desde un valor de frecuencia relativamente baja, por ejemplo, 4 Hz, hasta una frecuencia relativamente alta, por ejemplo, 40 Hz. Normalmente, un paciente 2 tiene una impresión óptica llamada fosfenos que parpadean al ritmo de la frecuencia de estimulación eléctrica. La frecuencia de la señal de estimulación aumenta hasta una cierta frecuencia umbral cuando la sensación de luz parpadeante termina y la sensación de luz es reconocida por el paciente 2 como una iluminación constante. Esta es la llamada frecuencia de fusión de parpadeo que tiene un valor típico dentro del intervalo de 16 a 40 Hz, dependiendo del paciente 2 individual. Desde el punto de vista neurológico, esta frecuencia forma un límite importante para la velocidad de procesamiento del cerebro 5 respondiendo a impresiones visuales o estímulos.

La Fig. 3 muestra una posible realización del aparato de estimulación 1 de acuerdo con la presente invención para estimular a un paciente 2. En esta realización, la unidad de conmutación 8 se muestra en la Fig. 2 consta de tres interruptores 8-1, 8-2, 8-3 cada uno controlado por la unidad de control 9 entre dos posiciones. En el diagrama de bloques de la Fig. 3 los electrodos 3-1, 3-2, 3-3 se conmutan a la unidad de estimulación 6 y reciben una señal de estimulación eléctrica generada por la unidad de estimulación 6. En la otra posición de los interruptores 8-1, 8-2, 8-3 los electrodos 3-1, 3-2, 3-3 se conmutan a la unidad de determinación de parámetros 7 para evaluar la señal eléctrica detectada para la determinación de al menos un parámetro fundamental neurofisiológico del paciente 2 respectivo. Los interruptores 8-i que

se muestran en la Fig. 3 pueden ser interruptores mecánicos como relés de láminas o interruptores semiconductores como MOSFET o transistores bipolares.

En la realización del aparato 1 de acuerdo con la presente invención como se muestra en la Fig. 3 la unidad de estimulación 6 comprende fuentes de corriente controlables 10-2, 10-3 conectadas a la unidad de control 9 mediante un bus de datos digital 11. La unidad de estimulación 6 comprende para cada electrodo de señal 3-2, 3-3 una fuente de corriente ajustable 10-i correspondiente. Para el electrodo de referencia 3-1 no es necesaria una fuente de corriente controlable. Las fuentes de corriente controlables 10-2, 10-3 son controladas por la unidad de control 9 a través del bus de datos interno 11 y reciben órdenes para la generación de impulsos de corriente de estimulación.

La unidad de determinación de parámetros 7 mostrada en la realización de la fig. 3 comprende para cada electrodo de señal 3-2, 3-3 un preamplificador de señal analógica correspondiente 12-2, 12-3 que puede estar formado por un amplificador de operación. Los preamplificadores 12-2, 12-3 amplifican una señal entre el electrodo de señal respectivo y el electrodo de referencia en el segundo modo de operación para evaluar las señales derivadas. La salida de cada preamplificador analógico 12-2, 12-3 está conectada a un filtro analógico 13-2, 13-3. En una posible realización, los filtros analógicos 13-i están formados por filtros de paso de banda. En una posible realización, los artefactos, como los movimientos de ojos o de la cabeza del paciente 2, se eliminan de la señal detectada. Además, también se elimina el ruido de alta frecuencia (por ejemplo, por arriba de 100 Hz). La salida de los filtros analógicos 13-i está conectada a un convertidor analógico/digital correspondiente 14-1, 14-2 como se puede ver en la Fig. 3. La señal convertida se puede proporcionar a través del bus digital 11 a la unidad de control 9 como se muestra en la fig. 3. En la realización mostrada de la Fig. 3 la unidad de control 9 realiza un procesamiento de datos de la señal eléctrica convertida tomada del cerebro 5 del paciente 2 y evalúa esta señal para determinar un parámetro neurofisiológico fundamental del paciente 2. En consecuencia, en la realización de la Fig. 3 la unidad de control 9 realiza parte de las funciones de la unidad de determinación de parámetros 7.

En una realización alternativa, la unidad de determinación de parámetros 7 no solo comprende preamplificadores analógicos 12-i, filtros 13-i y convertidores analógicos/digitales 14-i, sino también medios de registro para registrar la señal eléctrica técnica y medios de transformación para transformar la señal eléctrica registrada para determinar la frecuencia neurofisiológica fundamental del paciente. En esta realización alternativa, la unidad de determinación de parámetros 7 comprende al menos un procesador propio.

En una posible realización para cada electrodo de señal 3-2, 3-3 se puede proporcionar un procesador de señales independiente para calcular las frecuencias fundamentales neurofisiológicas del paciente 2 y, a continuación, se toma un valor medio de todas las frecuencias fundamentales neurofisiológicas calculadas y se envía a la unidad de control 9 para controlar la unidad de estimulación 6.

En una posible realización, los medios para transformar la unidad de determinación 7 forman una Transformada de Frecuencia de Fourier de la señal registrada.

En una realización alternativa, los medios para transformar la unidad de determinación de parámetros 7 realizan una regresión automática de la señal registrada. La Fig. 12 muestra un ejemplo de una señal de EEG registrada con frecuencias en el intervalo de la frecuencia alfa. Los medios transformadores de la unidad de determinación 7 realizan una Transformada de Frecuencia de Fourier o una regresión automática para calcular una frecuencia fundamental del paciente 2. En el ejemplo dado, una señal de EEG como se muestra en la Fig. 12, los medios para transformar la unidad de determinación de parámetros 7, por ejemplo, calculan una frecuencia fundamental de, por ejemplo, 10 Hz, como se muestra en el espectro de frecuencias mostrado en la Fig. 13. El espectro de frecuencia calculado tiene un pico a 10 Hz, como se puede ver en la Fig. 13 y que forma la frecuencia neurofisiológica fundamental del paciente individual en este momento. La frecuencia neurofisiológica fundamental determinada es individual, es decir, dos pacientes diferentes tienen dos frecuencias fundamentales neurofisiológicas diferentes. Además, la frecuencia neurofisiológica fundamental de un paciente 2 no es constante, sino que puede variar con el tiempo cuando se determina de nuevo después de cada secuencia de estimulación aplicada.

En una posible realización, el bus de datos digital común 11 del aparato de estimulación 1 conecta las fuentes de corriente 10-1, las salidas de los convertidores digitales analógicos 14-i y la unidad de control 9. Además, se puede proporcionar una interfaz 15 que conecta el aparato de estimulación 1 a un ordenador externo. Esta interfaz 15 puede estar formada por una interfaz USB.

La Fig. 4 muestra un diagrama de un electrodo 3-i como se emplea por el aparato de estimulación 1 de acuerdo con la presente invención en una realización preferida. El electrodo 3-i que se muestra en la Fig. 4 es un electrodo doble que se une a la piel 16 en la cabeza del paciente 2 que se va a tratar. El electrodo doble 3-i como se muestra en la Fig. 4 comprende una placa de electrodo pasivo 17-i unida a la piel 16. Esta placa de electrodo pasivo 17 está formada por un material adecuado como Ag/Ci. Dentro del electrodo doble 3-i se proporciona un interruptor electrónico 18-i que puede ser controlado por la unidad de control remoto 9 del aparato de estimulación 1 a través de una línea de control 20-i dentro del cable 4-i. El electrodo doble 3-i consta de un amplificador de señal analógica 19-i propio que es alimentado por el aparato de estimulación 1 a través de las líneas de alimentación 21-i, 22-i dentro del cable 4-i. La salida del primer amplificador de señal 19-i dentro del electrodo doble 3-i se conecta a través de una línea de señal 24-i del cable 4-i en el

modo de detección y evaluación de señal a la entrada del segundo amplificador de señal analógica 12-i dentro del aparato de estimulación 1 como se muestra, por ejemplo, en la Fig. 3. En la realización que se muestra en la Fig. 4 el cable 4-i que conecta los electrodos dobles 3-i con el aparato de estimulación 1 comprende al menos cinco líneas y cada línea puede ser protegida eléctricamente por medio de material adecuado, como un metal. Además, un revestimiento puede proteger el cable contra el contacto, en el que el revestimiento puede estar formado por un material de aislamiento eléctrico.

El cable 4-i comprende en la realización mostrada dos líneas de alimentación (+UB -UB) 21-i, 22-i que suministran al preamplificador 14-i integrado dentro del electrodo doble 3-1, una línea de señal 24-i para transmitir la señal preamplificada registrada como una señal de EEG a la unidad de determinación de parámetros 7 dentro del aparato 1, una línea de control 20-i para conmutar el interruptor electrónico integrado 18-i entre los dos modos de funcionamiento y una línea de señal de estimulación 25-i para aplicar la señal de estimulación generada a través del interruptor 18-i a la placa de electrodo pasivo 17-i del electrodo doble 3-i.

La Fig. 5 ilustra la conexión de diferentes componentes dentro del aparato de estimulación 1 a un electrodo doble activo 3-i como se muestra en la fig. 4.

La línea de control 20-i está conectada a la unidad de control 9 del aparato de estimulación 1. Las líneas de alimentación 21-i, 22-i están conectadas a una unidad de alimentación 23 dentro del aparato de estimulación 1. La línea de señal 24-i para transmitir la señal detectada, como la señal de EEG, está conectada al preamplificador 12-i dentro del aparato de estimulación 1 a través de un interruptor 8-i, como se muestra en la Fig. 4.

En la realización que se muestra en la Fig. 4, Fig. 5 cada electrodo doble 3-i está conectado al aparato de estimulación 1 a través de un cable correspondiente 4-i cada uno compuesto por cinco líneas de señal. En una realización alternativa, todos los electrodos dobles 3-i están conectados al aparato de estimulación 1 a través de un cable común único.

La Fig. 6 muestra un diagrama adicional que ilustra una posible realización por un electrodo doble 3-i como empleado por el aparato de estimulación 1 de acuerdo con una posible realización. En esta realización los circuitos electrónicos del electrodo doble 3, es decir, el interruptor semiconductor 18-i y el preamplificador 19-i están integrados en una carcasa 26 que consta de una cubierta protectora 26A y un aislamiento eléctrico 26B. El material del electrodo pasivo de la placa 17-i puede hacerse de oro o Ag/Cl.

Las Fig. 7A, 7B muestran diagramas de señales para ilustrar una posible realización de un aparato de estimulación 1 de acuerdo con la presente invención.

La unidad de estimulación 6 del aparato 1 genera una señal de estimulación eléctrica cuyo ejemplo se muestra en la Fig. 7A En una realización ejemplar, la intensidad actual de la señal aplicada se encuentra en un intervalo de 200 µA y la amplitud de pulso dentro de los trenes de pulsos está en un intervalo de 5 a 10 ms. Cada impulso individual puede ir seguido de un período de interrupción en el intervalo de un segundo.

En el diagrama de señales de la Fig. 7B, se muestra una señal de EEG medida normalmente. Las amplitudes de señal típicas están dentro de un intervalo de +/- 50 µV.

Cada impulso individual de la señal de estimulación como se muestra en la Fig. 7A da lugar a que el cerebro 5 del paciente 2 reaccione dependiendo de la amplitud aplicada, la duración y la forma de la señal de estimulación aplicada. En el diagrama mostrado en la Fig. 7A en A, C la unidad de estimulación 6 se conmuta a los electrodos 3 y la unidad de determinación de parámetros 7 se separa. En B, D, la unidad de estimulación 6 se apaga y los electrodos 3 se conectan a la unidad de determinación de parámetros 7. Como se muestra en la Fig. 7A, cada impulso puede estar formado por un pico de señal positivo seguido de un pico de señal negativo que causa un valor integral de cero.

Como se muestra en la Fig. 7B, debido a los procesos cognitivos dentro del cerebro 5 causados por los impulsos de la señal de estimulación, la respuesta de la señal del cerebro 5 se genera con un cierto retraso de tiempo de, por ejemplo, 100 a 200 ms. La respuesta de señal derivada del cerebro 5 puede tener un pulso de respuesta positiva o un pulso de respuesta negativa, como se muestra en la Fig. 7B.

En una realización preferida, la señal de estimulación tiene una amplitud significativamente mayor que la respuesta derivada o la señal de EEG.

Además, la Fig. 8 muestra un posible ejemplo no reivindicado de un método para estimular a un paciente con una señal de estimulación eléctrica. Para tratar al paciente 2 con una señal de estimulación, primero se realiza un registro de una señal de EEG en el paso S1 para evaluar el estado físico neurológico real del paciente 2. Esta derivación y registro de la señal del EEG se puede realizar durante un período de tiempo predeterminado con el paciente 2 con ojos cerrados. En una posible realización, este período de tiempo de registro predeterminado puede durar de 1 a 2 minutos.

Después de registrar la señal del EEG en el paso S 1, la frecuencia neurofisiológica fundamental se determina en el paso S2 mediante la unidad de determinación de parámetros 7 dentro del aparato de estimulación 1. Por ejemplo, con la señal

de EEG como se muestra en la Fig. 12 se determina una frecuencia fisiológica fundamental del paciente de 10 Hz como se muestra en la Fig. 13. En una posible realización, la determinación de la frecuencia neurofisiológica fundamental se realiza mediante medios transformadores que realizan una Transformada de Frecuencia de Fourier o una autorregresión AR.

En un posible ejemplo no reivindicado, la determinación de la frecuencia neurofisiológica fundamental se realiza después de que se hayan extraído de la señal artefactos de señal causados, por ejemplo, por el movimiento de los ojos o la cabeza del paciente 2.

En otro paso S3 se calcula un intervalo de frecuencia alrededor del parámetro fundamental neurofisiológico determinado, por ejemplo, alrededor de la frecuencia fundamental. En una posible realización esto se hace multiplicando la frecuencia neurofisiológica fundamental detectada por un factor de ponderación superior e inferior que indica, por ejemplo, un valor porcentual. El factor de ponderación o limitación superior puede ser 140 % = 1,4 y el factor de ponderación inferior puede ser 80 % = 0,8. Si la frecuencia neurofisiológica fundamental determinada en el paso S2 es, por ejemplo, 10 Hz, esto conduce a un límite de frecuencia superior de 14 Hz y un límite de frecuencia inferior de 8 Hz. En consecuencia, el intervalo de parámetros calculado, por ejemplo, el intervalo de frecuencia de 8 - 14 Hz.

En otro paso S4 se puede seleccionar una modulación de señal deseada de la señal de estimulación. En una realización, la frecuencia de estimulación o el parámetro de la señal de estimulación varía discretamente. En esta realización, el intervalo de frecuencia entre el límite de frecuencia superior y el límite de frecuencia inferior se puede dividir en hasta n intervalos de tamaño similar. Por ejemplo, con n = 5 se calculan las siguientes frecuencias: 8 Hz, 9,5 Hz, 11 Hz; 12,5 Hz; 14 Hz.

A partir de la frecuencia más baja, es decir, 8 Hz, el intervalo de frecuencia calculado completo se cubre mediante el barrido en pasos discretos. Después de alcanzar la frecuencia más alta, es decir, 14 Hz, el intervalo de frecuencia calculado completo se barre en orden inverso. En consecuencia, se aplica una señal de estimulación con frecuencia variable al paciente 2 que se va a tratar, es decir, la señal de estimulación tiene una frecuencia variable de 8 Hz, 9,5 Hz, 11 Hz, 12,5 Hz, 14 Hz, 12,5 Hz, 11 Hz, 9,5 Hz, 8 Hz, 9,5 Hz, …, etc.

En un ejemplo alternativo no reivindicado, el intervalo de frecuencia calculado se ejecuta continuamente, por ejemplo, la unidad de estimulación 6 del aparato de estimulación 1 varía la frecuencia de estimulación continuamente entre ambos límites de frecuencia.

En otro ejemplo no reivindicado, una señal con frecuencias que varían dentro del intervalo de frecuencia calculado es aplicada por la unidad de estimulación 6 del aparato de estimulación 1 al azar.

En otro ejemplo no reivindicado, el intervalo de frecuencia entre el intervalo de frecuencia inferior y superior se divide en 4 intervalos de tamaño similar para tener pasos de frecuencia discretos en serie, como 8 HZ, 9,5 HZ, etc. y después los pasos de frecuencia se seleccionan al azar por medio de un generador aleatorio.

Todos los ejemplos tienen en común que el cerebro 5 del paciente 2 no puede acostumbrarse a una frecuencia de estimulación específica porque la frecuencia de estimulación se varía barriendo a través de un intervalo de frecuencia predeterminado o eligiendo una frecuencia dentro del intervalo de frecuencia calculado al azar.

En otro paso S5 la señal de estimulación es aplicada por la unidad de estimulación 6 a la piel de la cabeza del paciente 2 que se va a tratar. Por ejemplo, el paciente 2 puede ser estimulado con la frecuencia de estimulación eléctricamente durante un período de tiempo predeterminado que dura, por ejemplo, 1 - 20 segundos. En esta realización, la unidad de estimulación 6 genera una señal de estimulación eléctrica que consta de varias secuencias periódicas de señales de estimulación eléctrica, cada una con una frecuencia de estimulación correspondiente. Estas secuencias de señales de estimulación eléctrica se pueden separar mediante interrupciones de señal de un período de tiempo predeterminado y tienen diferentes frecuencias de estimulación dentro del intervalo de frecuencia calculado.

En un posible ejemplo no reivindicado, las secuencias de señales de estimulación eléctrica de la señal de estimulación eléctrica tienen la misma forma de señal. En un ejemplo alternativo no reivindicado, las secuencias de señales de estimulación eléctrica de la señal de estimulación eléctrica también pueden comprender diferentes formas de señal.

Las secuencias periódicas de señales de estimulación eléctrica pueden comprender pulsos o tener una única forma de onda de señal sinusoidal.

En un posible ejemplo no reivindicado, la duración de un pulso dentro de una secuencia de señal de estimulación eléctrica disminuye con el aumento de la frecuencia de estimulación de la secuencia de señal de estimulación eléctrica. En consecuencia, se puede realizar una modificación de la amplitud del impulso proporcionalmente al cambio de frecuencia.

La frecuencia es el producto de un factor de multiplicación multiplicado por la frecuencia fundamental.

El ancho de pulso adaptado es un ancho de pulso inicial predeterminado dividido por el factor de multiplicación.

En una realización, el factor es, por ejemplo, 1,2 y el paciente 2 tiene una frecuencia principal o fundamental de 10 Hz. La amplitud de impulso inicial dada es, por ejemplo, 9 ms. Con esta frecuencia dada, la amplitud de impulso adaptada se puede calcular de la siguiente manera:

$$\text{Frecuencia de estimulación} = 1{,}2 \times 10\ \text{Hz} = 12\ \text{Hz}$$

y

$$\text{Amplitud de impulso} = 9\ \text{ms} : 1{,}2 = 7{,}5\ \text{ms}$$

Por ejemplo, a partir de una frecuencia fundamental detectada determinada en el paso S2, por ejemplo, de 10 Hz y un factor de multiplicación establecido de 0,8 y 1,4 correspondiente a un intervalo de frecuencia calculado entre 8 Hz y 14 Hz, la frecuencia de modulación varía en un posible ejemplo no reivindicado en pasos equidistantes concretos entre 8 Hz, 9,5 Hz, 11 Hz, 12,5 Hz y 14 Hz. En una posible realización, el paciente 2 se estimula primero con una frecuencia de 8 Hz con una señal sinusoidal durante 10 segundos, seguido de una interrupción de la señal de 1 minuto.

Después de que la unidad de estimulación 6 aplica una señal de estimulación con una frecuencia de 9,5 Hz con una forma de onda sinusoidal durante 10 segundos, seguida de una interrupción de señal de 1 minuto.

A continuación, la unidad de estimulación 6 aplica la siguiente frecuencia dentro del intervalo de frecuencia, es decir, una frecuencia de 11 Hz y durante 10 segundos seguida de una interrupción de señal de 1 minuto y así sucesivamente.

Después de haber alcanzado la frecuencia máxima de 14 Hz, la frecuencia de la señal de estimulación disminuye en los pasos de frecuencia calculados.

En un ejemplo alternativo no reivindicado, las frecuencias se seleccionan al azar del intervalo de frecuencias calculado entre 8 Hz y 14 Hz, por ejemplo, 8 Hz, 8,3 Hz, 9,7 Hz, 13,1 Hz, 9,2 Hz, etc.

En un ejemplo alternativo no reivindicado como lo ilustra la Fig. 14 la estimulación eléctrica se realiza con un ancho de impulso adaptado. Por ejemplo, una señal de estimulación con una frecuencia de 10 Hz con una amplitud de pulso de 9 ms seguida de una señal de estimulación con una frecuencia de 12 Hz con una amplitud de pulso reducida de 7,5 ms seguida de una señal de estimulación con una frecuencia de 14 Hz y una amplitud de impulso reducida de 6,42 ms, etc.

En el ejemplo no reivindicado de la Fig. 8 se realiza una estimulación eléctrica con retroalimentación.

Después de un tiempo predeterminado de estimulación, se registra y evalúa una señal de EEG para detectar una frecuencia fundamental posiblemente cambiada del cerebro 5.

En el ejemplo no reivindicado mostrado en la Fig. 8, en el paso S6, se decide si el tratamiento o sesión ha finalizado. Cuando se alcanza el tiempo total de tratamiento, la estimulación se detiene. De lo contrario, el proceso vuelve al paso S1.

La Fig. 9 muestra un diagrama de flujo de un ejemplo alternativo no reivindicado de un método para la estimulación de un paciente 2 realizado por un aparato de estimulación 1 de acuerdo con la presente invención.

En este ejemplo no reivindicado, el aparato de estimulación 1 determina primero una denominada frecuencia de fusión de parpadeo en el paso S7. La unidad de estimulación 6 estimula al paciente con la señal de estimulación eléctrica que tiene una frecuencia de estimulación ajustable que se aumenta para causar una sensación de luz rítmica parpadeante del paciente 2 hasta que la frecuencia de estimulación provoca una sensación de luz constante en el paciente 2. Esta frecuencia de estimulación ajustada en el cambio de sensación forma la frecuencia de fusión de parpadeo siendo una frecuencia neurofisiológica fundamental del paciente respectivo 2.

Sobre la base de la frecuencia de fusión de parpadeo determinada, se calcula un intervalo de frecuencia en el paso S8 similar al paso S3 de la realización que se muestra en la Fig. 8. En otro paso S9 correspondiente al paso S4 mostrado en la Fig. 8 se selecciona la modulación de la señal de estimulación.

A continuación, la señal de estimulación se aplica en el paso S10 correspondiente al paso S5 del ejemplo no reivindicado mostrado en la Fig. 8. Como se puede ver en el diagrama de flujo que se muestra en la Fig. 9 en este ejemplo no reivindicado sin retroalimentación. En el ejemplo no reivindicado sin retroalimentación, como se muestra en la Fig. 9, el tratamiento de estimulación eléctrica del paciente 2 se realiza dentro de un intervalo de frecuencia que se calcula una vez.

La Fig. 10A, 10B, 10C muestran diagramas de señales que ilustran un fenómeno de resonancia de frecuencia de un cerebro. En el ejemplo dado, el cerebro 5 de un paciente 2 es estimulado con diferentes frecuencias, por ejemplo, la frecuencia de 79 Hz como se muestra en la Fig. 10A, con una frecuencia de 80 Hz como se muestra en la Fig. 10B y con

una frecuencia de 81 Hz como se muestra en la Fig. 10C. Al aplicar una señal de estimulación con una frecuencia de 80 Hz, el cerebro 5 genera una frecuencia de respuesta fundamental neurofisiológica de 80 Hz, como se muestra en el diagrama de señales de la Fig. B

La Fig. 11 es un diagrama adicional para ilustrar tal fenómeno de frecuencia de resonancia mostrado por un paciente 2. En este ejemplo, la frecuencia de estimulación puede cambiar entre 1 Hz y 100 Hz. El eje vertical y del diagrama que se muestra en la Fig. 11 indica que la frecuencia de estimulación cambia de 1 a 100 Hz. El eje horizontal x del diagrama que se muestra en la Fig. 11 indica una frecuencia de respuesta medida. Como se puede ver en el diagrama de la Fig. 11, el cerebro 5 muestra un efecto de resonancia a ciertas frecuencias, es decir, a una frecuencia de estimulación de 39 Hz y hay frecuencias de respuesta de resonancia de 13 Hz, 26 Hz, 39 Hz, 52 Hz, 59 Hz y 81 Hz.

El aparato de estimulación 1 de acuerdo con la presente invención se puede utilizar para el tratamiento de una variedad de trastornos causados por daños cerebrales o enfermedades cerebrales de un paciente 2. En particular, el aparato de estimulación 1 de acuerdo con la presente invención se puede utilizar para tratar trastornos del lenguaje, deficiencias cognitivas, trastornos del movimiento, trastornos de la memoria, así como trastornos auditivos y visuales del paciente. Además, el aparato 1 de acuerdo con la presente invención se puede utilizar para tratar trastornos neurológicos funcionales de un paciente 2. Otras posibles enfermedades que se va a tratar por el aparato 1 de la presente invención son las enfermedades de la retina en el ojo del paciente 2. Pueden tratarse otros trastornos epilépticos y depresivos del paciente 2. También se puede tratar la ambliopía.

Son posibles otros ejemplos de un aparato de estimulación 1 de acuerdo con la presente invención. Por ejemplo, el aparato de estimulación 1 también puede utilizar electrodos convencionales en lugar de electrodos dobles. En esta realización, la señal de estimulación se aplica a través de un primer conjunto de electrodos de señal y la señal registrada se obtiene mediante otro conjunto de electrodos de señal.

Además de la estimulación eléctrica a través de los electrodos 3, el paciente puede ser estimulado adicionalmente por señales de estimulación visual o auditiva que tienen en un posible ejemplo la misma frecuencia que la señal de estimulación eléctrica. Por ejemplo, un paciente 2 que se va a tratar puede recibir una señal de estimulación eléctrica con frecuencias de estimulación variadas en un intervalo de frecuencia calculado alrededor de una frecuencia neurofisiológica determinada y mirar simultáneamente una pantalla que proporciona una señal de vídeo con la misma frecuencia que la señal eléctrica y con la misma fase de señal.

REIVINDICACIONES

1. Un aparato (1) para estimular a un paciente (2), que comprende:

una unidad de estimulación (6) para aplicar una señal de estimulación eléctrica que tenga al menos un parámetro de señal de estimulación variable, en donde dicho parámetro de señal de estimulación se modifica permanentemente en un intervalo de parámetros calculado alrededor de un parámetro fundamental neurofisiológico determinado de dicho paciente (2),
en donde se proporciona una unidad de determinación de parámetros (7) para determinar al menos un parámetro fundamental neurofisiológico, en donde dicha unidad de determinación de parámetros (7) comprende medios para detectar una señal eléctrica del cerebro (5) de dicho paciente (2) y medios para analizar dicha señal eléctrica detectada para determinar dicho parámetro fundamental neurofisiológico de dicho paciente (2),
en donde dicho parámetro fundamental neurofisiológico determinado comprende una frecuencia neurofisiológica fundamental de dicho paciente (2), en donde dicha unidad de determinación de parámetros (7) comprende electrodos eléctricos (3) configurados para unirse a la superficie de la piel de dicho paciente (2), en donde los electrodos (3) están adaptados para aplicar la señal de estimulación eléctrica y detectar una señal eléctrica del cerebro (5).

2. El aparato de acuerdo con la reivindicación 1,

en donde dicha unidad de estimulación (6) genera una señal de estimulación eléctrica que consiste en muchas secuencias periódicas de señales de estimulación eléctrica, cada una con una frecuencia de estimulación correspondiente,
en donde dichas secuencias de señales de estimulación eléctrica están separadas por interrupciones de señal de un período de tiempo predeterminado y tienen diferentes frecuencias de estimulación dentro de dicho intervalo de frecuencia calculado.

3. El aparato de acuerdo con las reivindicaciones 1 a 2,

en donde dicha unidad de determinación de parámetros (7) comprende

- medios de registro para registrar una señal de EEG de dicho paciente (2) y
- medios de transformación para transformar la señal de EEG registrada en dicha frecuencia neurofisiológica fundamental de dicho paciente (2).

4. El aparato de acuerdo con la reivindicación 3,
en donde dicho medio transformador está formado por medio de la transformada de frecuencia de Fourier adaptados para realizar una transformada de frecuencia de Fourier de dicha señal de EEG registrada o por medios de autorregresión adaptados para realizar una autorregresión de dicha señal registrada de EEG.

5. El aparato de acuerdo con la reivindicación 1,
en donde dicha unidad de determinación de parámetros (7) se adapta para detectar una frecuencia de fusión de parpadeo como la frecuencia neurofisiológica fundamental de dicho paciente (2).

6. El aparato de acuerdo con las reivindicaciones 3 a 5,
en donde
los electrodos (3) se adaptan para aplicar una señal de estimulación eléctrica a dicho paciente (2) y para registrar una señal de EEG de dicho paciente (2).

7. El aparato de acuerdo con la reivindicación 5,

en donde dicha unidad de estimulación (6) estimula a dicho paciente (2) con la señal de estimulación eléctrica que tiene una frecuencia de estimulación ajustable que se incrementa para causar una sensación de luz rítmica parpadeante a dicho paciente (2) hasta que dicha frecuencia de estimulación provoca una sensación de luz constante en el paciente (2), en donde la frecuencia de estimulación ajustada es la frecuencia de fusión de parpadeo que forma dicha frecuencia neurofisiológica fundamental de dicho paciente (2).

8. El aparato de acuerdo con las reivindicaciones 1 a 7,
en donde dicha unidad de estimulación (6) varía la frecuencia de estimulación de dicha señal de estimulación eléctrica de forma continua o discreta.

9. El aparato de acuerdo con las reivindicaciones 1 a 8,

en donde se proporciona una unidad de control (9) para controlar la determinación de dicho parámetro fundamental neurofisiológico de dicho paciente (2) mediante la unidad de detección de parámetros (7) y para controlar la estimulación del paciente (2) con una señal de estimulación eléctrica por dicha unidad de estimulación (6),
en donde la determinación de dicho parámetro fundamental neurofisiológico y la estimulación son controladas por dicha unidad de control (9) para ser realizadas de manera alterna.

10. El aparato de acuerdo con las reivindicaciones 2 a 9,
en donde las secuencias de señal de estimulación eléctrica de dicha señal de estimulación eléctrica comprenden diferentes formas de señal.

11. El aparato de acuerdo con la reivindicación 10,
en donde dichas secuencias de señal de estimulación eléctrica periódica comprenden pulsos o tienen una forma de onda de señal sinusoidal.

12. El aparato de acuerdo con la reivindicación 11,
en donde la longitud de pulso de un pulso dentro de una secuencia de señal de estimulación eléctrica se reduce con el aumento de la frecuencia de estimulación de dicha secuencia de señal de estimulación eléctrica.

13. El aparato de acuerdo con las reivindicaciones 9 a 12,

en donde dichos electrodos (3) unidos a dicho paciente (2) son conmutables entre la aplicación de una señal de estimulación eléctrica a dicho paciente (2) en un primer modo de operación y la derivación de una señal que se registrará de dicho paciente (2) en un segundo modo de operación,
en donde la conmutación de dichos electrodos (3) es controlada por dicha unidad de control (9).

14. El aparato de acuerdo con las reivindicaciones 13,

en donde se proporciona una memoria para almacenar las señales registradas por medio de dichos electrodos unidos (3) en dicho segundo modo de operación.

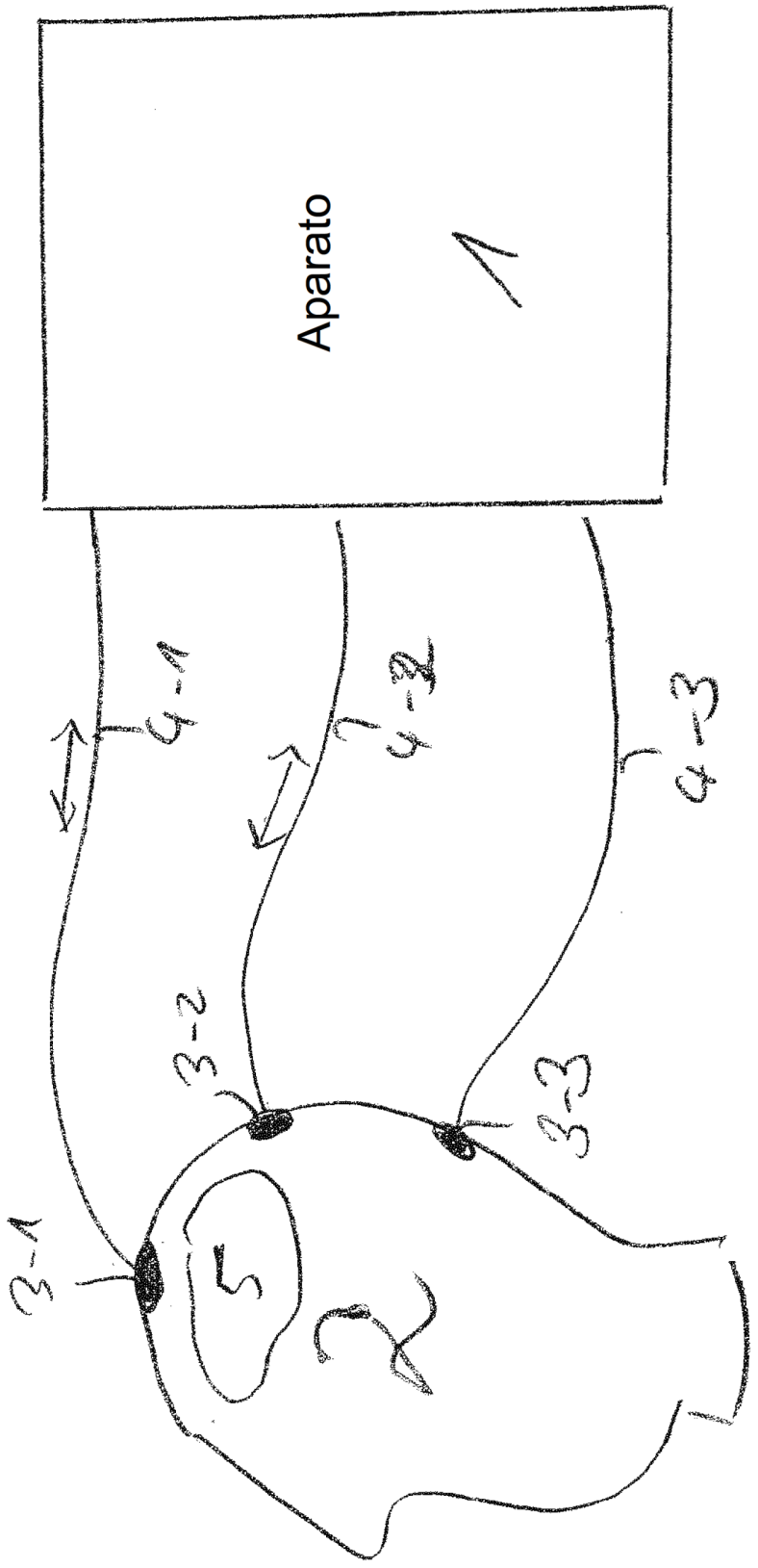


Fig 1

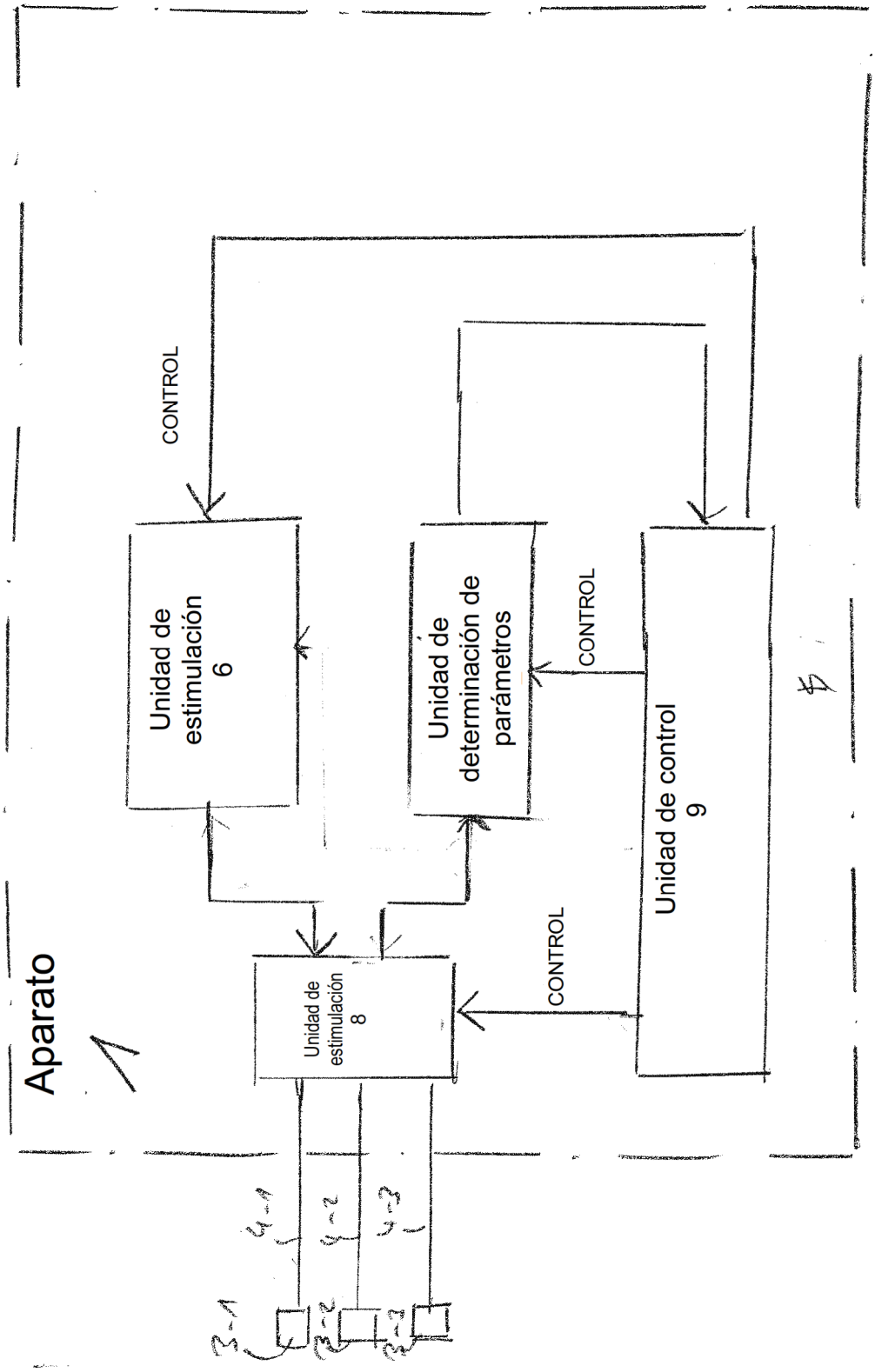

Aparato
1
Unidad de estimulación 6
Unidad de determinación de parámetros
Unidad de control 9
Unidad de estimulación 8
CONTROL
CONTROL
CONTROL
4-1
4-2
4-3
3-1
3-2
3-3

Fig 2

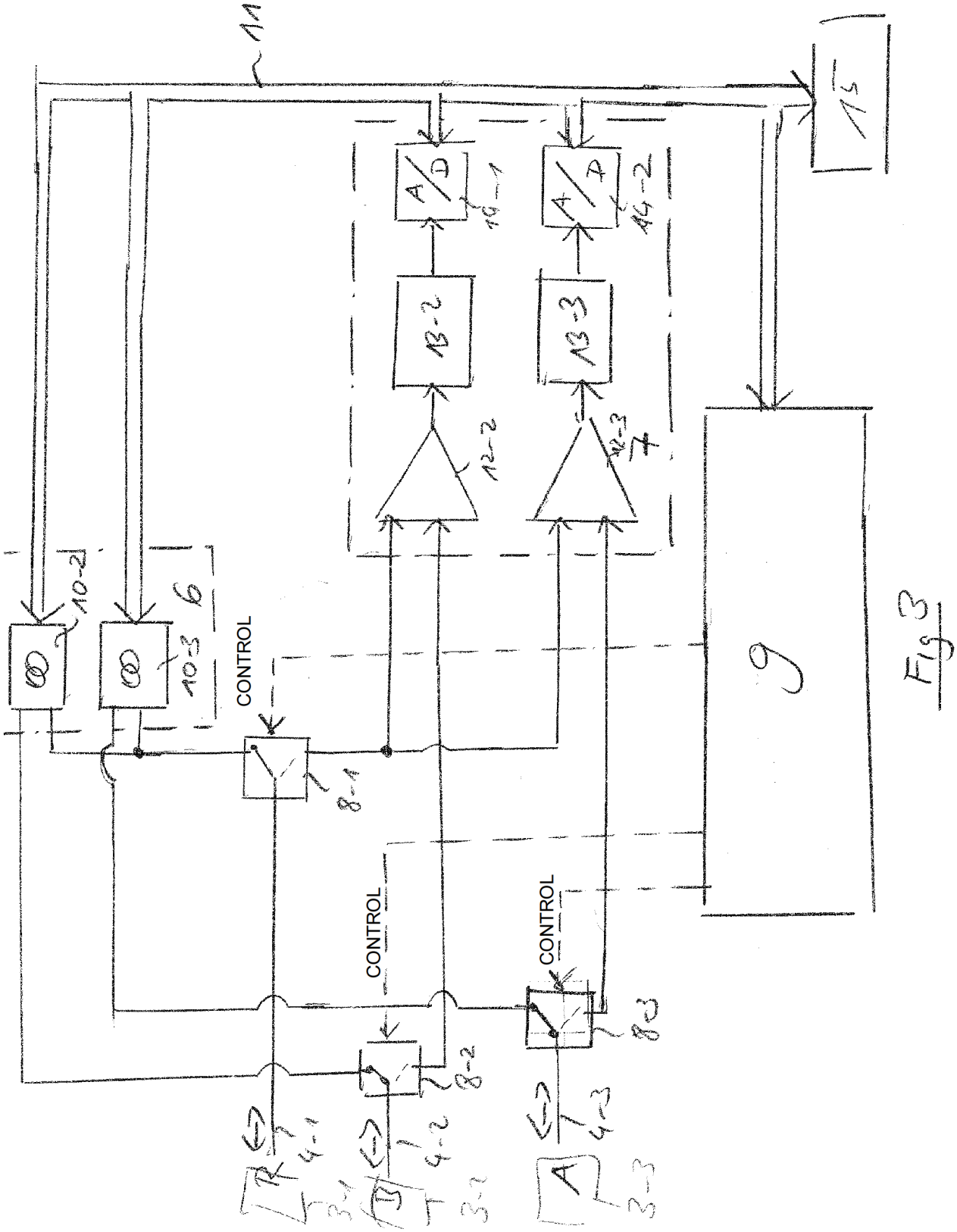

11
11-5
A/D
14-1
A/D
14-2
13-2
13-3
12-2
12-3
10-2
10-3
6
CONTROL
8-1
9
CONTROL
CONTROL
8-2
8-3
4-1
4-2
4-3
3
3
3

Fig 3

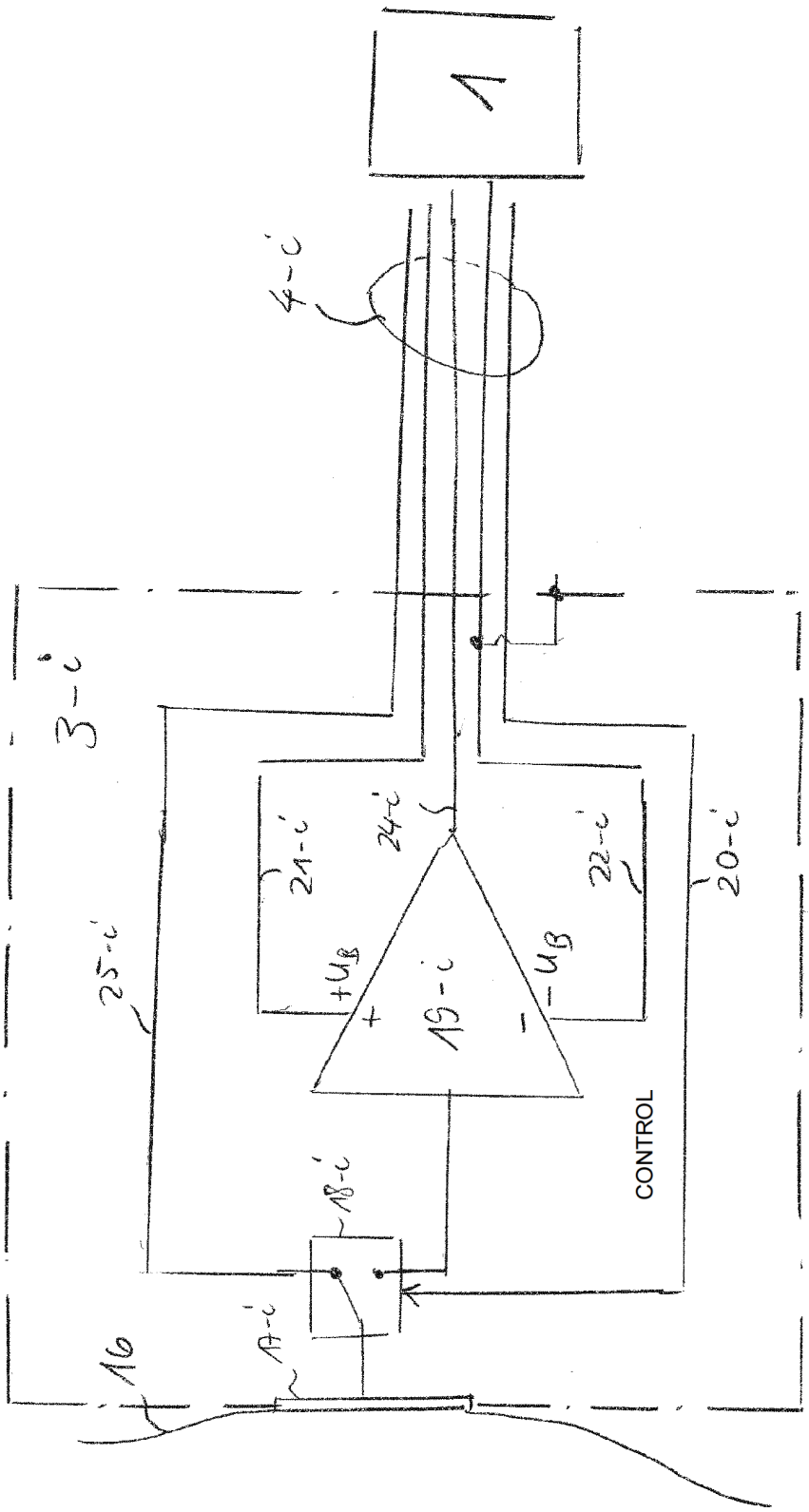


Fig 4

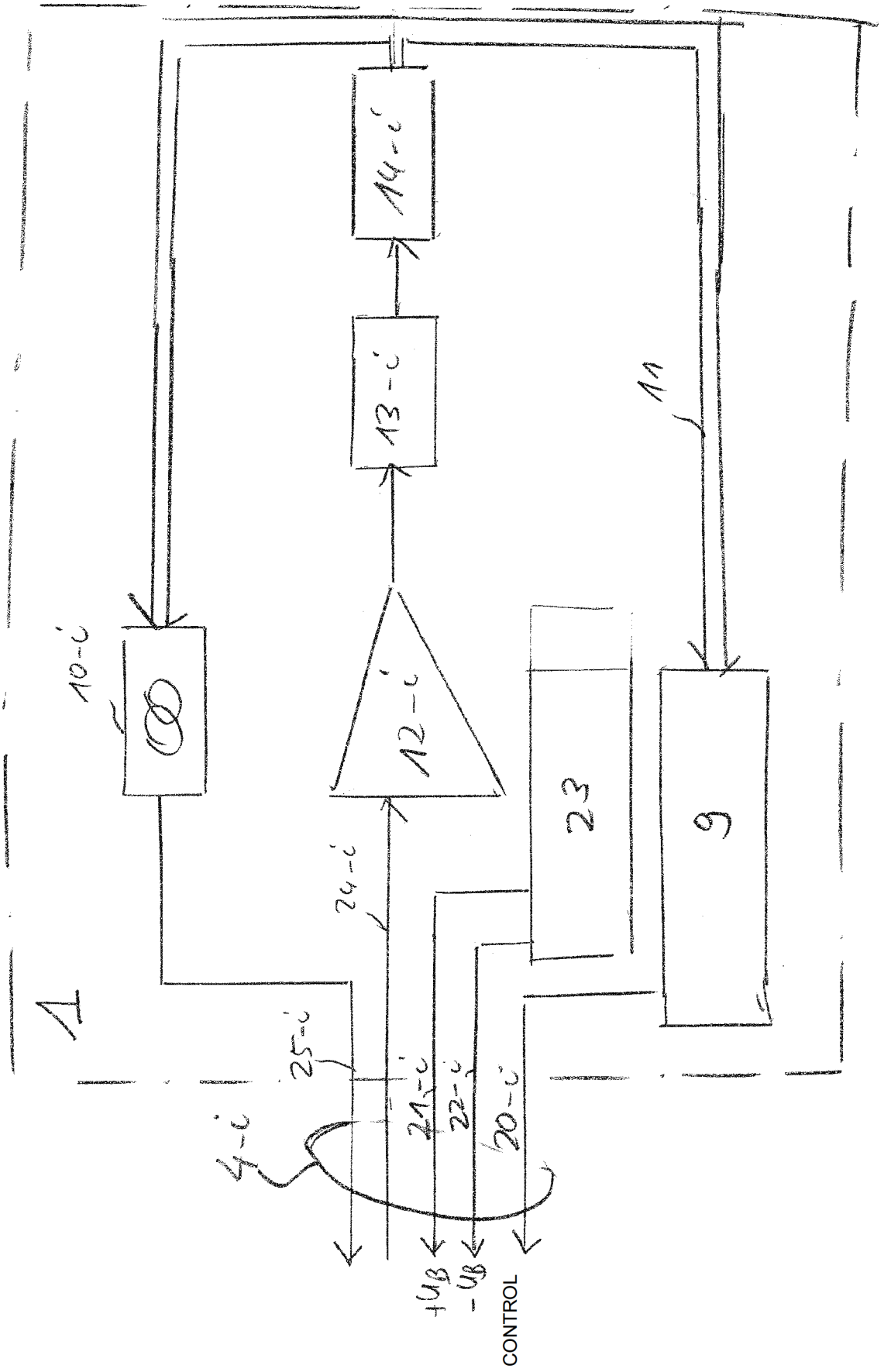


Fig 5

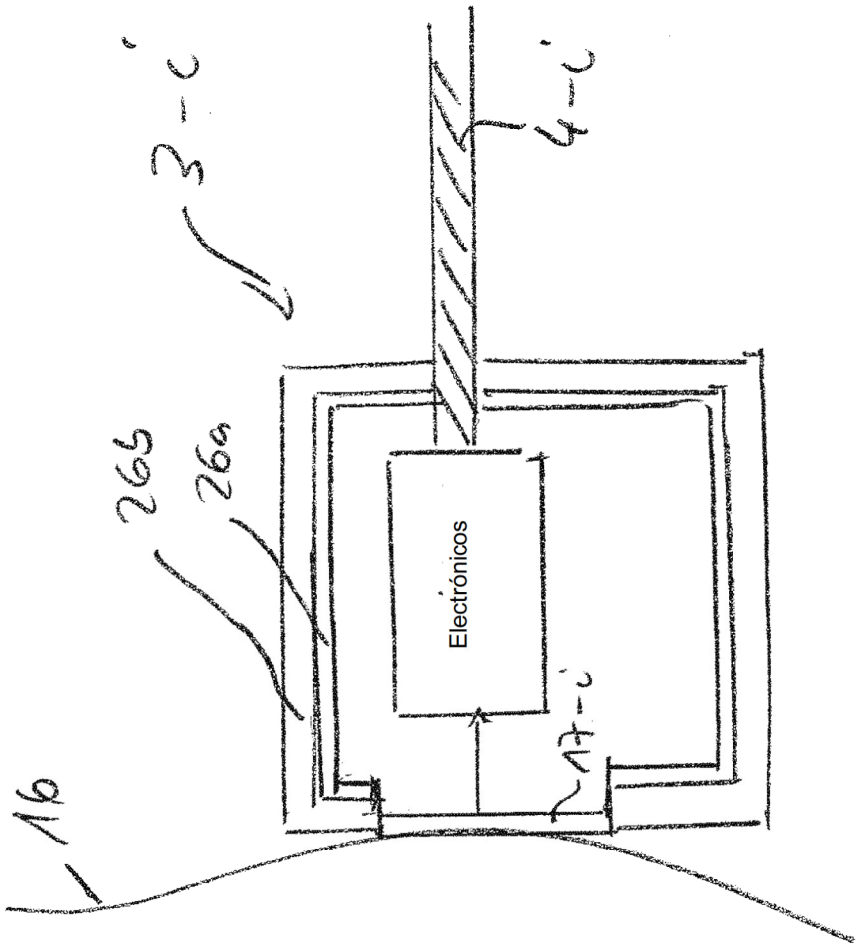


Fig 6

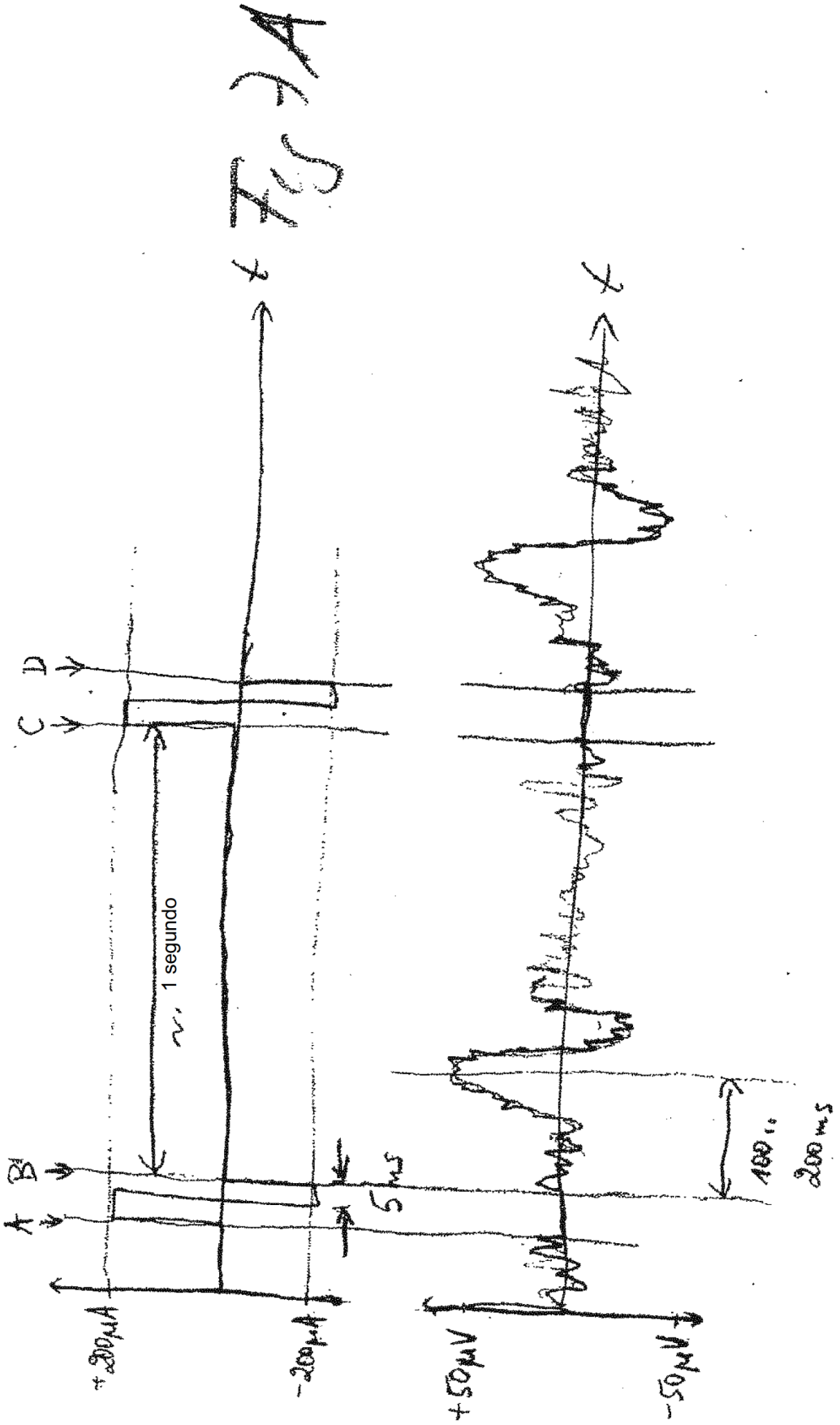


Fig 1A

Fig 1B

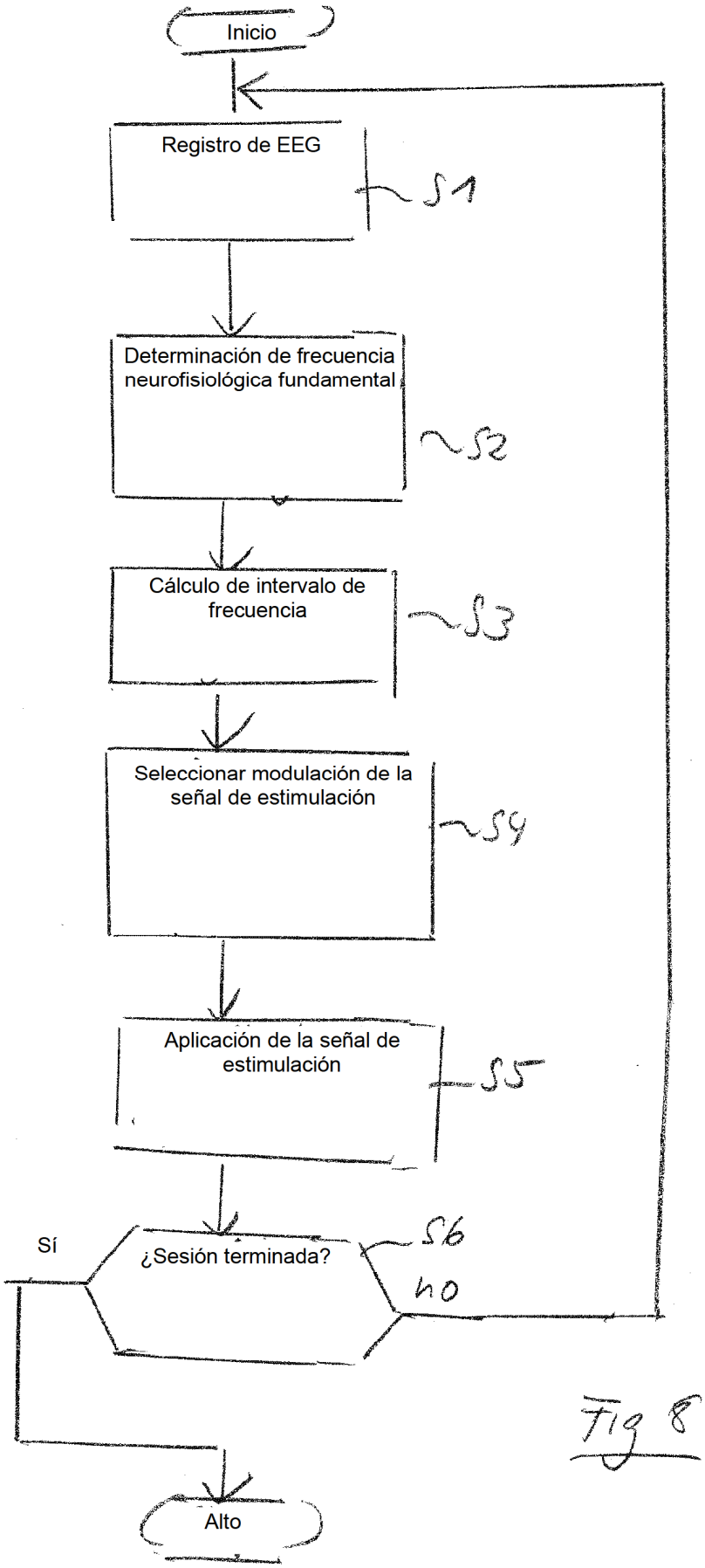

Inicio
Registro de EEG
S1
Determinación de frecuencia neurofisiológica fundamental
S2
Cálculo de intervalo de frecuencia
S3
Seleccionar modulación de la señal de estimulación
S4
Aplicación de la señal de estimulación
S5
¿Sesión terminada?
S6
Sí
no
Alto

Fig 8

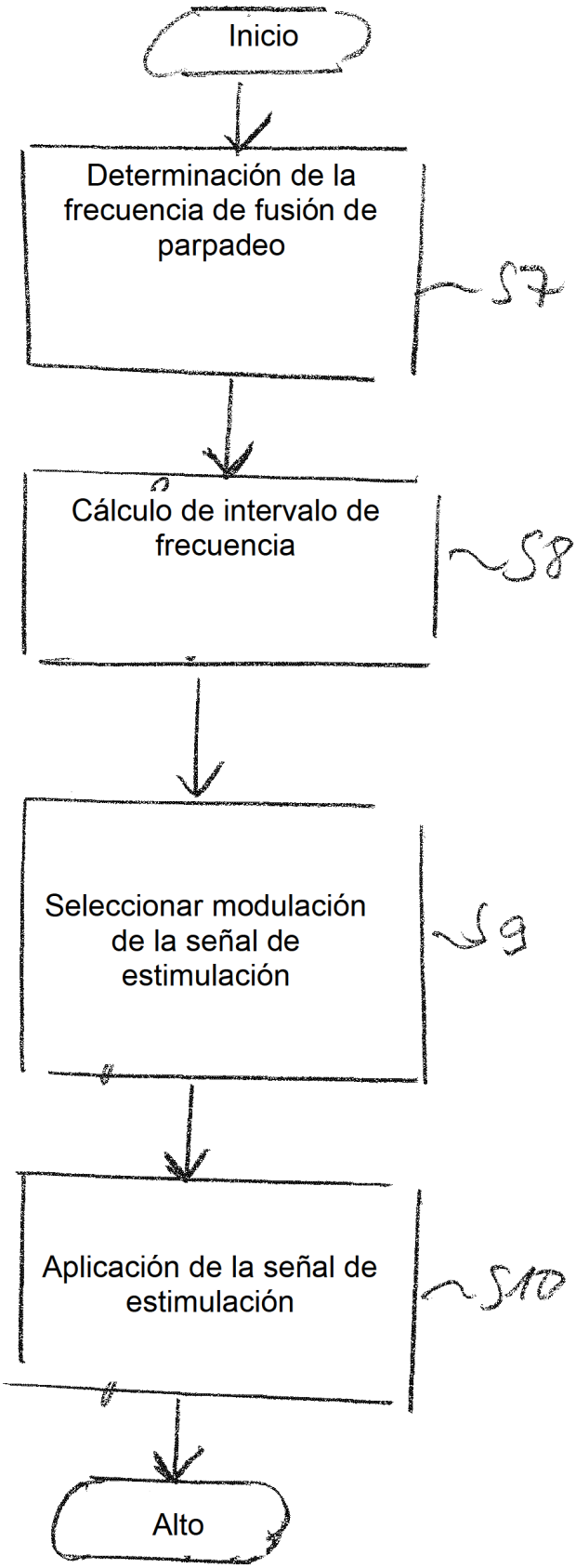

Inicio
Determinación de la frecuencia de fusión de parpadeo
S7
Cálculo de intervalo de frecuencia
S8
Seleccionar modulación de la señal de estimulación
S9
Aplicación de la señal de estimulación
S10
Alto

Fig 5

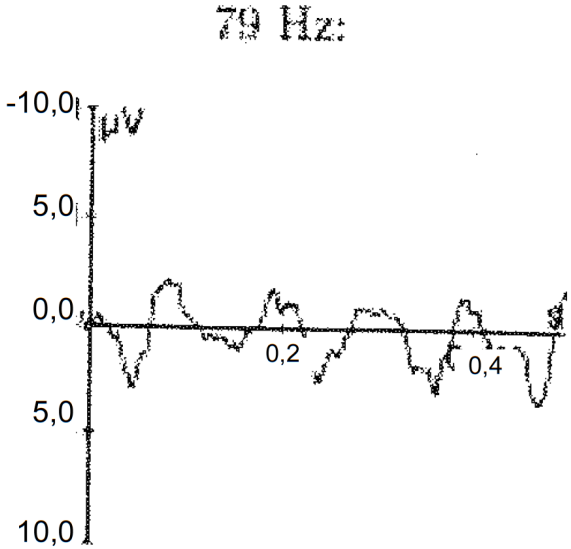


Fig 10A

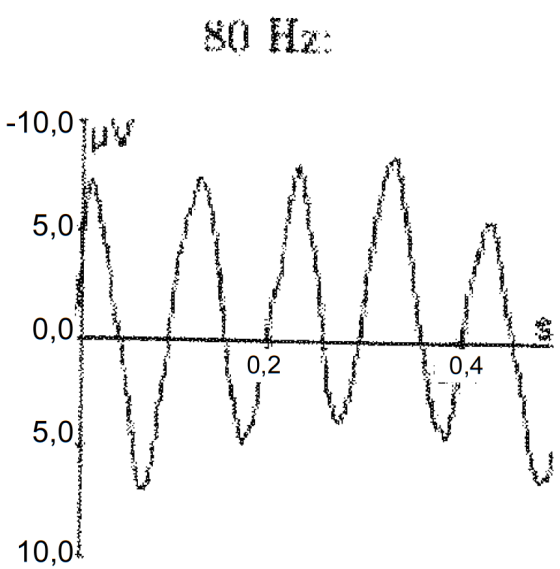


Fig 10B

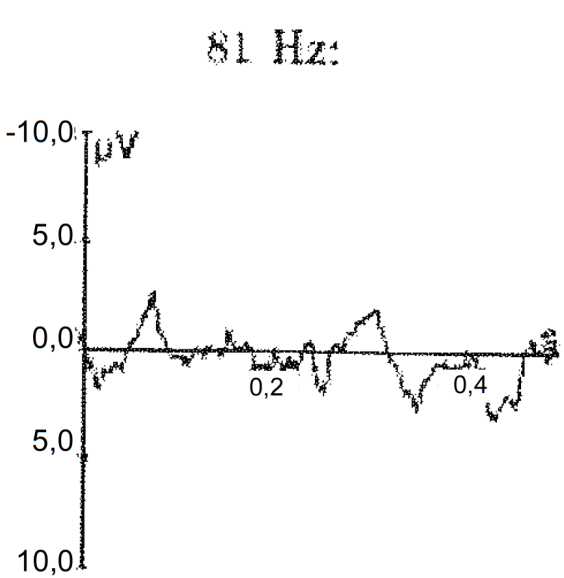


Fig 10C

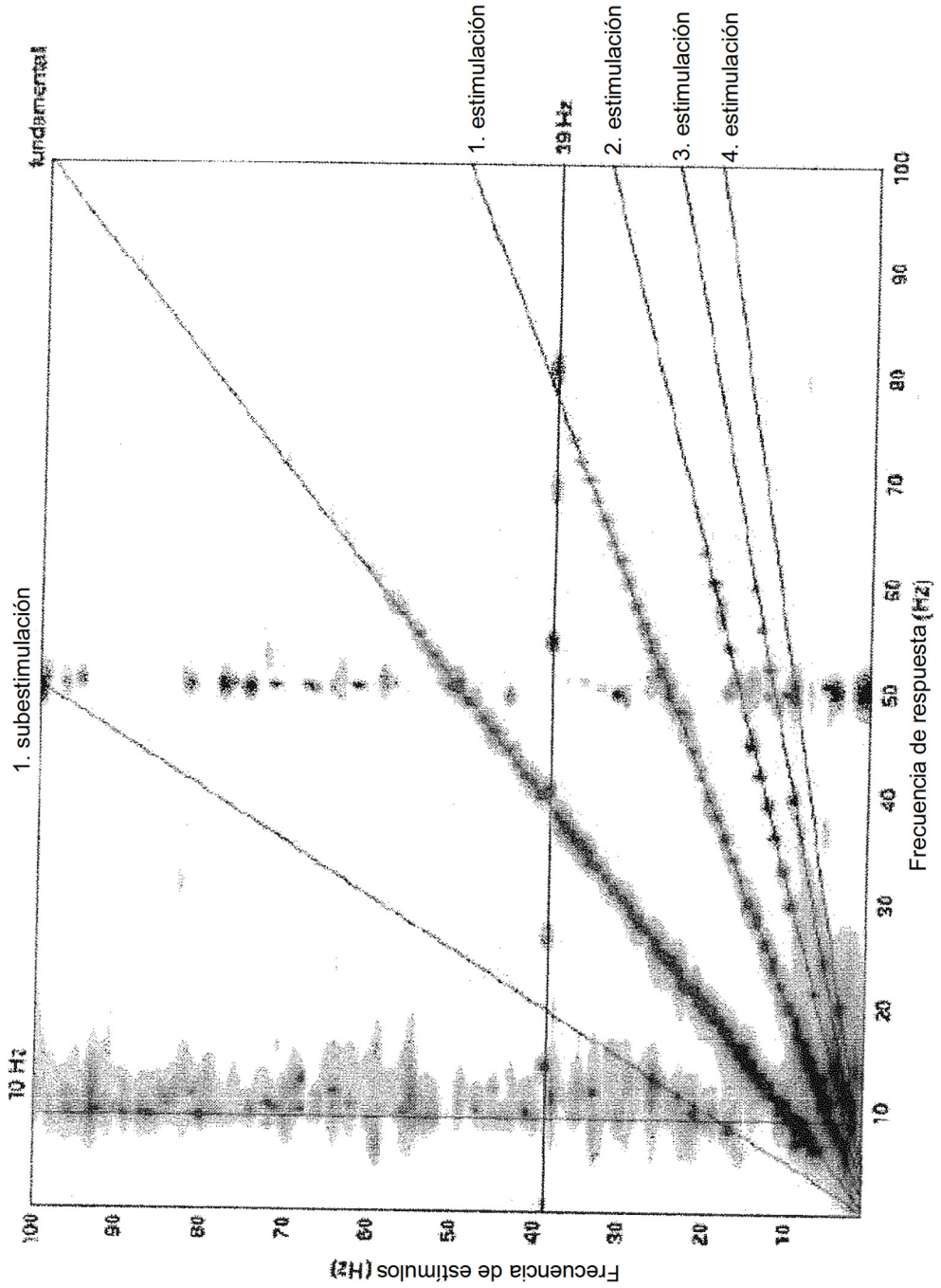

fundamental
1. estimulación
19 Hz
2. estimulación
3. estimulación
4. estimulación
1. subestimulación
10 Hz
Frecuencia de respuesta (Hz)
Frecuencia de estímulos (Hz)
100
90
80
70
60
50
40
30
20
10

Fig 11

Fig 12

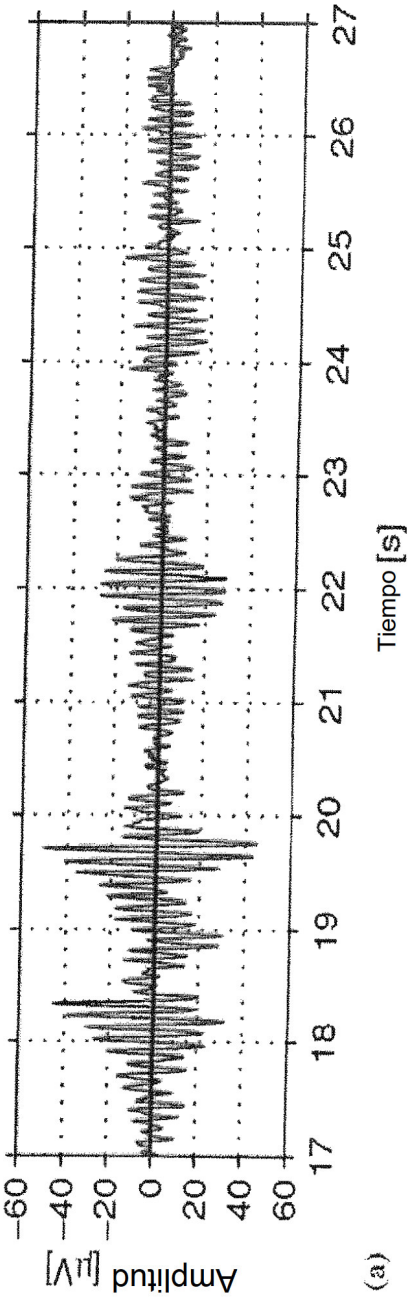
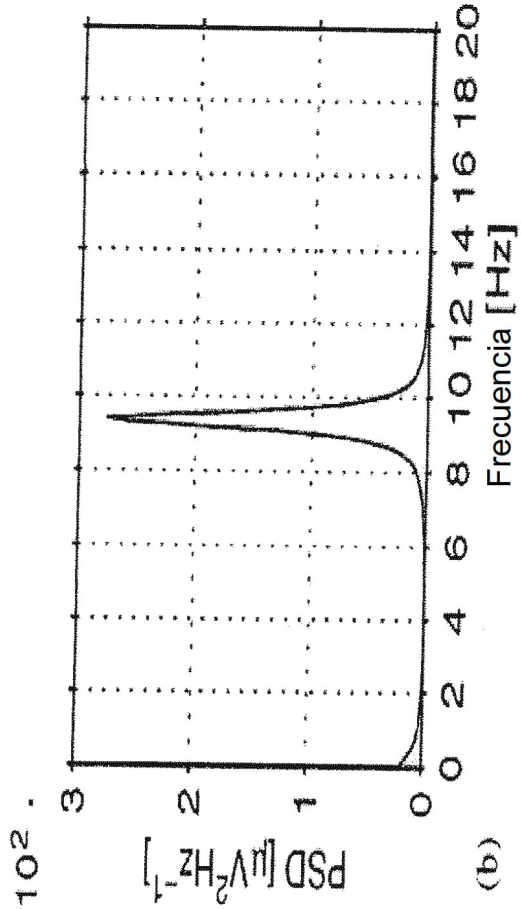

Amplitud [μV]
−60
−40
−20
0
20
40
60
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
Tiempo [s]
(a)

Fig 13


PSD [μV²Hz⁻¹]
10²
3
2
1
0
0
2
4
6
8
10
12
14
16
18
20
Frecuencia [Hz]
(b)

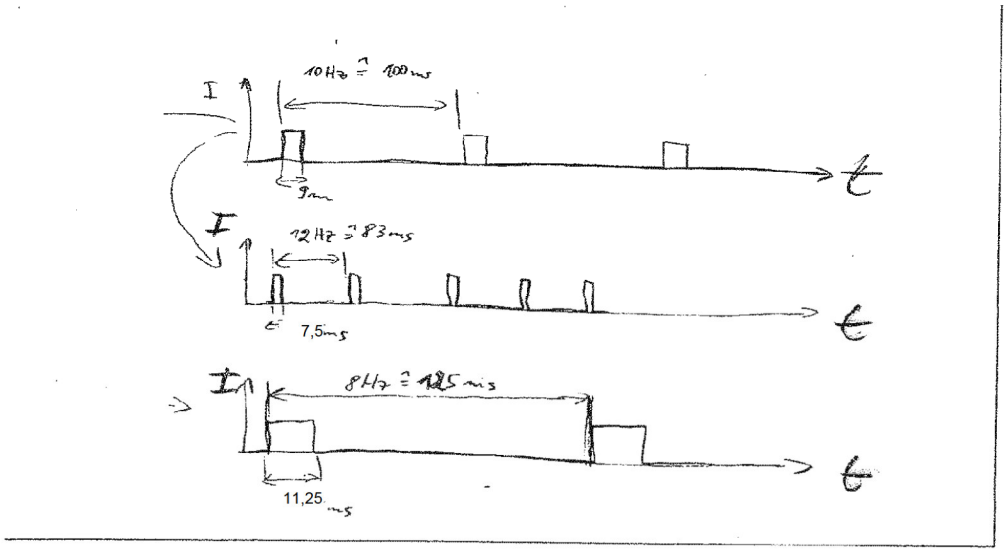


Fig 14