

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 529 238**

51 Int. Cl.:

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 08007638 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **05.11.2014 EP 2103288**

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:

18.02.2015

73 Titular/es:

**FORSCHUNGSZENTRUM JULICH GMBH (50.0%)
52425 JULICH, DE y
UNIVERSITÄT ZU KÖLN (50.0%)**

72 Inventor/es:

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

74 Agente/Representante:

DE ELZABURU MÁRQUEZ, Alberto

ES 2 529 238 T3

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

DESCRIPCION

Dispositivo para la estimulación auditiva

El invento se refiere a un dispositivo para la estimulación auditiva.

5 En numerosas enfermedades neurológicas y psiquiátricas se producen en el cerebro procesos de sincronización de actividad neuronal excesivamente fuertes lo cual perjudica masivamente la función del cerebro. Una enfermedad de este tipo es la tinitus. La tinitus se destaca por un ruido en el oído, la mayor parte de las veces en forma de un tono agudo, pero ocasionalmente también como un carácter de golpeteo, pulsante o martilleante. Se trata de una enfermedad popular en forma de una mala recepción perjudicial, y que en muchos pacientes tiene carácter martirizante. Los procedimientos terapéuticos actualmente disponibles para este tipo de enfermedades son por ejemplo la farmacoterapia y la estimulación cerebral profunda.

10 Dispositivos y procedimientos habituales para la estimulación auditiva están descritos en los documentos DE 102 33 960 A1, US 2005/0049452 A1 y WO 2004/ 098690 A1, en donde el documento DE 102 33 960 A1 publica el estado más próximo de la técnica.

15 Ante este antecedente, se exponen dispositivos de acuerdo con las reivindicaciones 1 y 16. Otros desarrollos y diseños ventajosos del invento están expuestos en las reivindicaciones secundarias.

A continuación se explica el invento con más detalle a modo de ejemplo, haciendo referencia a los dibujos. En estos se muestra:

- Fig. 1 una representación esquemática de un dispositivo 100 según un ejemplo constructivo;
- Fig. 2 una representación de oscilaciones sinusoidales con las frecuencias f_1 , f_2 , f_3 y f_4 ;
- 20 Fig. 3 una representación de una oscilación sinusoidal con una función rectangular modulada en amplitud;
- Fig. 4 una representación esquemática de un dispositivo 400 según otro ejemplo constructivo;
- Fig. 5 una representación esquemática de un dispositivo 500 según otro ejemplo constructivo;
- Fig. 6 una representación esquemática de un dispositivo 600 según otro ejemplo constructivo;
- 25 Fig. 7 una representación esquemática de un dispositivo 700 según otro ejemplo constructivo;
- Fig. 8 una representación esquemática de un dispositivo 800 según otro ejemplo constructivo;
- Fig. 9 una representación esquemática de un dispositivo 900 según otro ejemplo constructivo;
- Fig. 10 una representación esquemática de un procedimiento de estimulación auditiva;
- Fig. 11 una representación esquemática de otro procedimiento de estimulación auditiva;
- 30 Fig. 12 una representación esquemática de otro procedimiento de estimulación auditiva;
- Fig. 13 una representación esquemática de otro procedimiento de estimulación auditiva;
- Fig. 14 una representación esquemática de otro procedimiento de estimulación auditiva; y
- Fig. 15A y 15B representación esquemática para la generación de señales de modulación.

35 En la figura 1 está representado un dispositivo 100 que se compone de una unidad de control 10 y una unidad de estimulación 11 unida con la unidad de control 10. En la figura 1 están representados esquemáticamente, además, un oído 12 de un paciente así como el córtex 13 auditivo en el cerebro del paciente.

5 Durante el funcionamiento del dispositivo 100 la unidad de estimulación 11 es activada desde la unidad de control 10 mediante una o varias señales de control 14, y sobre la base de la señal de control 14 la unidad de estimulación 11 genera una o varias señales de estimulación 15 acústicas. El espectro de frecuencias de la señal de estimulación 15 acústica puede estar total o parcialmente en el campo audible para los humanos. La señal de estimulación 15 acústica es recibida por el paciente a través de uno o ambos oídos 12 y retransmitida mediante el o los nervios auditivos 16 a las poblaciones de neuronas en el cerebro. La señal de estimulación 15 acústica está configurada de tal manera que estimula poblaciones de neuronas en el córtex 13 auditivo. En el espectro de frecuencias de la señal de estimulación 15 acústica existen por lo menos una primera frecuencia f_1 y una segunda frecuencia f_2 . La señal de estimulación 15 acústica puede contener además otras frecuencias o mezclas de frecuencias, en el ejemplo constructivo mostrado en la figura 1 éstas son una tercera frecuencia f_3 y una cuarta frecuencia f_4 .

15 El dispositivo 100 puede ser utilizado especialmente para el tratamiento de enfermedades neurológicas o psiquiátricas, como por ejemplo tinnitus, migrañas, dolores de cabeza de diferente forma y génesis (por ejemplo dolor de cabeza Clúster), neuralgia del trigémino, perturbaciones del sueño, neuralgias y dolores de cabeza de la neuroborreliosis y síndrome de déficit de atención (SDA síndrome de déficit de atención), síndrome de hiperactividad y déficit de atención (SHDA, síndrome de hiperactividad y déficit de atención), neurosis, enfermedades obligadas, depresiones, manías, esquizofrenia, perturbaciones en el ritmo cardíaco, enfermedades adictivas, , bruxismo (rechinar de dientes por la noche) o trastornos en la alimentación, pero también otras enfermedades.

20 Las enfermedades anteriormente mencionadas pueden estar causadas por una perturbación de la comunicación bioeléctrica de uniones de neuronas que están encerradas en circuitos específicos. Entonces se genera una población de neuronas conteniendo actividad anormal y posiblemente una conectividad anormal unida a ella (estructura de red). Entonces un gran número de neuronas forman potenciales de acción síncronos, es decir, las neuronas participantes arden excesivamente sincronizadas. A esto hay que añadir que la población de neuronas afectadas presenta una actividad neuronal oscilante, es decir, las neuronas arden rítmicamente. En las enfermedades anteriormente citadas las frecuencias medias de las actividades rítmicas anormales de las uniones de neuronas afectadas está en el campo de 1 a 30 Hz, pero también puede estar fuera de este campo. En las personas sanas las neuronas arden cualitativamente de manera diferente, por ejemplo, de manera incontrolada.

30 La señal de estimulación 15 acústica generada por la unidad de control 11 es convertida en el tubo interior en impulsos de nervios y transmitida a través del nervio auditivo 16 hasta el córtex 13 auditivo. Mediante la disposición tonotopé del córtex 13, durante la estimulación acústica del tubo interior con una frecuencia determinada se activa una determinada parte del córtex 13 auditivo. La disposición tonotopé del córtex 13 auditivo está descrita, 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 (publicado 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. Backers y P. van Dijk (publicado 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 (publicado en Proc. Natl. Acad. Sci. USA 95, 1998, páginas 10340 a 10343).

40 En el ejemplo según la figura 1, la señal de estimulación 15 acústica está concebida de tal manera que con ella se estimula una población de neuronas del córtex 13 auditivo con una actividad sincronizada y oscilante anormal. Esta población de neuronas puede ser subdividida antes del comienzo de la estimulación, por lo menos mentalmente, en diferentes subpoblaciones, entre otras, las subpoblaciones 17, 18, 19, 20 mostradas en la figura 1. Antes del comienzo de la estimulación las neuronas de todas las subpoblaciones 17 a 20 arden totalmente sincronizadas y como media, con la misma frecuencia patológica. Debido a la organización tonotopé del córtex 13 auditivo mediante la primera frecuencia f_1 se estimula la primera subpoblación 17, mediante la segunda frecuencia f_2 se estimula 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 15 acústica origina en cada una de las subpoblaciones 17 a 20 una puesta a cero, un llamado reset, de la fase de la actividad neuronal de las neuronas estimuladas. Mediante la puesta a cero, la fase de las neuronas estimuladas es llevada a un valor de fase determinado, por ejemplo 0° , independientemente del valor de fase actual. Con ello la fase de la actividad neuronal de las subpoblaciones 17 a 20 afectadas es controlada mediante una estimulación definida determinada.

50 Debido a la configuración tonotopé del córtex 13 auditivo y a las numerosas frecuencias f_1 hasta f_4 que están contenidas en la señal de estimulación 15 acústica es posible estimular de manera selectiva la población anormal

5 de neuronas en los lugares 17 a 20. Esto hace posible hacer retroceder a diferentes momentos la fase de la actividad neuronal de la población anormal de neuronas en los lugares de estimulación 17 a 20 debido a que las frecuencias f_1 a f_4 se aplican en diferentes momentos. Como resultado, la población de neuronas cuyas neuronas anteriormente estaban activas de manera sincronizada y con la misma frecuencia y fase se divide en las subpoblaciones 17 a 20. En el interior de cada una de las subpoblaciones 17 a 20 las neuronas siguen estando sincronizadas y también siguen ardiendo como media con la misma frecuencia patológica, pero cada una de las subpoblaciones 17 a 20 presenta respecto de su actividad neuronal, la fase a la que ha sido obligada por la excitación de estimulación con la correspondiente frecuencia f_1 a f_4 .

10 Condicionado por la interacción anormal entre las neuronas, el estado con por lo menos dos subpoblaciones generado por la estimulación es inestable y toda la población de neuronas se aproxima rápidamente a un estado de completa desincronización en el cual las neuronas arden sin correlación. Con ello, el estado deseado, es decir, la completa desincronización no está a disposición inmediatamente después de aplicar la señal de estimulación 15 por la unidad de estimulación 11 sino que se instala la mayor parte de las veces al cabo de unos pocos periodos o apenas en menos de un periodo de la actividad patológica.

15 En el arte de estimulación anteriormente descrito, la desincronización finalmente deseada es posible por la interacción anormal creciente entre las neuronas. Para ello se aprovecha de un proceso de autoorganización que es responsable de la sincronización anormal. El mismo hace posible que a una división de una población total en subpoblaciones con diferente fase le siga una desincronización.

20 Y todavía más, mediante la estimulación con el dispositivo 100 se puede conseguir una nueva conectividad de la red neuronal defectuosa, de manera que a largo plazo la estimulación acústica puede originar efectos terapéuticos claramente duraderos.

25 Para estimular de manera enfocada el córtex 13 auditivo en los diferentes lugares, por ejemplo en los lugares o subpoblaciones 17 a 20 mostrados en la figura 1, se deben suministrar tonos puros de las correspondientes frecuencias f_1 a f_4 . Como consecuencia de la disposición tonotopé del córtex 13 auditivo se estimulan diferentes partes del cerebro mediante el suministro simultáneo de los correspondientes tonos puros f_1 a f_4 diferentes, es decir, por la superposición de diferentes oscilaciones sinusoidales. Si por ejemplo, los cuatro lugares 17 a 20 diferentes deben ser excitados en diferentes momentos, las diferentes frecuencias f_1 a f_4 se aplican en cada uno de los momentos correspondientes. Por ejemplo, esto se muestra, a modo de ejemplo en la figura 2. Aquí 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 pulsos, lo que lleva a una excitación focal sucesiva en los cuatro lugares diferentes 17 a 20 del córtex 13 auditivo. La intensidad de la excitación generada por cada oscilación sinusoidal en cada área del córtex 13 auditivo se corresponde con la amplitud de cada oscilación sinusoidal.

35 La generación de las oscilaciones sinusoidales en forma de pulsación mostradas en la figura 2 está representada en la figura 3 a modo de ejemplo. Allí, una oscilación sinusoidal 21 es multiplicada con una función rectangular 22 que por ejemplo puede adoptar los valores 0 o 1. En los momentos en que la función rectangular 22 tiene el valor 0 la excitación queda desconectada y durante el tiempo en que la función rectangular 22 es igual a 1 la excitación está conectada. En lugar de la función rectangular 22, la oscilación sinusoidal 21 puede ser multiplicada con cualquier otra función. Como resultado, esta multiplicación corresponde a una modulación en amplitud de la oscilación sinusoidal 21.

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

45 En tanto en cuanto en lugar de una excitación focal se puede llevar a cabo una excitación menos focal, que activa partes mayores del córtex 13 auditivo, entonces se aplican mezclas de frecuencias en lugar de frecuencias independientes, por ejemplo, en forma de pulsos. Mediante una mezcla de frecuencias en los límites entre una frecuencia f^{inferior} y una frecuencia f^{superior} se activan todas las partes del córtex 13 auditivo que debido a la ejecución tonotopé se estimulan por las frecuencias entre f^{inferior} y f^{superior} . Si por ejemplo, se deben estimular cuatro zonas mas grandes diferentes del córtex 13 auditivo en momentos diferentes entonces se aplican en los momentos deseados las cuatro mezclas de frecuencias correspondientes entre los límites f_j^{inferior} y f_j^{superior} ($j = 1, 2, 3, 4$).

El dispositivo 100 puede ser operado por ejemplo en un llamado modo “open – loop” en el cual la unidad de control 10 activa a la unidad de estimulación 11 de tal manera que ésta 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 ser convertido también en un dispositivo 400 mostrado en la figura 4, la cual representa un sistema llamado “closed – loop”. Adicionalmente a los componentes mostrados en la figura 1, el dispositivo 400 contiene también una unidad de medida 23 la cual prepara una o varias señales de medida 24 recogidas en el paciente y las retransmite a la unidad de control 10. Puede estar previsto que la unidad de control 10, a partir de las señales de medida 24 recibidas por la unidad de medida 23 active a la unidad de estimulación 11. Respecto de la unidad de medida 23 puede tratarse de sensores no invasivos, como por ejemplo, electrodos de electroencefalografía (EEG), sensores de encefalografía magnética (MEG), acelerómetros, electrodos de electromiografía y sensores para determinar la presión de la sangre, respiración o resistividad de la piel. Además la unidad de medida 23 puede estar implantada en el cuerpo del paciente en forma de uno o varios sensores. Como sensores invasivos pueden servir electrodos epicorticales, intracorticales o subcutáneos. Especialmente, con la unidad de medida 23 se puede medir la actividad fisiológica en la zona de destino estimulada o en una región ligada con ella.

Por lo que respecta a la acción conjunta de la unidad de control 10 con la unidad de medida 23 se puede pensar en diversas configuraciones. Por ejemplo, desde la unidad de control 10 se puede llevar a cabo una estimulación controlada según se necesite. Aquí, sobre la base de las señales de medida 24 recibidas por la unidad de medida 23 la unidad de control 10 detecta la presencia y/o la manifestación de una o varias características anormales. Por ejemplo, se puede medir la amplitud o el valor de la actividad neuronal y compararla con un valor umbral predeterminado. La unidad de control 10 puede estar diseñada de tal manera que tan pronto como se sobrepasa el nivel umbral predeterminado se inicia una estimulación de una o varias regiones destino en el córtex 13 auditivo. Además, desde la unidad de control 10 y sobre la base de la manifestación de las características anormales, se pueden ajustar parámetros de las señales de estimulación 15 acústicas, como por ejemplo las amplitudes de cada oscilaciones sinusoidales o las pausas entre las secuencias de estimulación, por ejemplo, pueden predeterminarse varios valores umbral y al sobrepasar por arriba o por debajo la amplitud o el valor de las señales de medida 24 por encima o por debajo de un valor umbral la unidad de control 10 varía un parámetro determinado de la señal de estimulación 15 acústica, como por ejemplo la amplitud de una o varias oscilaciones sinusoidales a partir de las cuales está compuesta la señal de estimulación 15 acústica.

Por lo demás puede estar previsto que las señales de medida 24 recibidas por la unidad de medida 23 sean convertidas directamente o en su caso después de uno o varios pasos de procesado en señales de estimulación 15 acústica y sean aplicadas por la unidad de estimulación 11. Por ejemplo, las señales de medida 24 pueden ser amplificadas y en su caso, después de un cálculo matemático (por ejemplo, después de la mezcla de las señales de medida 24) con un retardo de tiempo y pasos de cálculo lineales o no lineales, será alimentadas como señales de control en la entrada de control de la unidad de estimulación 11. El modo de cálculo es elegido aquí de tal modo que actúa en contra de la actividad neuronal anormal y las señales de estimulación 15 acústica desaparecen igualmente o por lo menos se reducen claramente en su intensidad (amplitud) con la actividad neuronal anormal decreciente.

En la figura 5 está representado esquemáticamente un dispositivo 500 que representa un desarrollo del dispositivo 100 mostrado en la figura 1. No hay que implantar ningún componente del dispositivo 500 de manera que el dispositivo 500 completo se encuentra por el exterior del cuerpo del paciente. Además, el dispositivo 500, para la variación personalizada de la estimulación, no utiliza ninguna señal medida por un sensor. Como unidad de estimulación 11, en el dispositivo 500 utiliza un generador de sonido (altavoz) que se integra en un tapón para el oído 30. El tapón para el oído 30 es introducido en el conducto auditivo exterior de un oído 12 del paciente y es fijado al oído 12 con o sin arco u otra ayuda mecánica adecuada. La unidad de control 10, la cual controla al generador de sonido, así como una pila o una batería para el suministro de corriente a los componentes eléctricos del dispositivo 500 pueden estar colocadas en una o varias unidades 31 separadas. La unidad 31 puede estar unida mediante un mecanismo de sujeción, por ejemplo un arco, con el tapón para el oído 30. Un cable de unión 32 une el tapón para el oído 30 con la unidad de control 10 o la pila.

Como alternativa en lugar del tapón para el oído 30 puede utilizarse también un auricular el cual contiene a la unidad de control 10 y a la pila. El dispositivo 500 puede ser conectado por el paciente mediante una unidad de manejo (por ejemplo, botón de conexión y/o regulador giratorio) que está colocada o en la unidad 31 o en el tapón para el oído

30. Con el regulador giratorio se puede ajustar, por ejemplo, la intensidad de estimulación máxima. Adicionalmente a los componentes anteriormente mencionados el dispositivo 500 puede disponer de un medio de control 33, el cual por ejemplo teleméricamente (por ejemplo, por radio) o por un cable de unión este unido con la unidad de control 10. En caso de una unión por cable, se pueden utilizar uniones enchufables para la conexión o desconexión.

- 5 Además, el dispositivo 500 puede disponer también de otro medio de control (no representado) que sea manejado por el médico el cual teleméricamente o mediante un cable de unión está conectado con la unidad de control 10. En caso de una unión por cable, se pueden utilizar uniones enchufables para la conexión o desconexión.

Por lo demás pueden estar previstos uno o varios sensores, por ejemplo electrodos EEG o un acelerómetro para registrar y/o documentar el éxito de la estimulación y para la investigación por el médico.

- 10 En las figuras 6 a 9 están representados esquemáticamente dispositivos 600, 700, 800 y 900 como variaciones del dispositivo 500. Los dispositivos 600 a 900 disponen cada uno de una unidad de medida 23 con la que se puede llevar a cabo un control acorde con la necesidad y/o un acoplamiento de retorno (feedback) de las señales de medida 24 en la unidad de estimulación 11. Entonces, los dispositivos 600 y 700 representan variantes no invasivas mientras que los dispositivos 800 y 900 se implantan parcialmente en el cuerpo del paciente. Como el dispositivo 15 500, los dispositivos 600 a 900 contienen un tapón para el oído 30 o un auricular con un generador de sonido.

- El dispositivo 600 mostrado en la figura 6 dispone junto con los componentes descritos del dispositivo 500, de electrodos EEG 34 epicutáneos, es decir, sujetos sobre la piel del paciente, que están unidos con la unidad de control 10 en la unidad 31 mediante cables de unión 35, 36. La unidad de control 10 amplifica la diferencia de potencial medida mediante los electrodos EEG 34 y utiliza esta según un cálculo opcionalmente lineal o no lineal, para activar el generador de sonido en el tapón para el oído 30. Como alternativa a los cables de unión 35, 36 los 20 electrodos EEG 34 pueden estar unidos también sin hilos, o sea teleméricamente, con la unidad de control 10. Esto tiene la ventaja de que el paciente no está impedido por cables de unión y por ejemplo, deba permanecer dependiendo de obstáculos.

- El dispositivo 700 representado en la figura 7 presenta como unidad de medida, un acelerómetro 37 (medidor de 25 aceleración) en lugar de electrodos EEG. El acelerómetro 37 está sujeto a un miembro vibrante del paciente determinado por la enfermedad, por ejemplo del tipo de un reloj. Las señales de aceleración recibidas por el acelerómetro 37 son amplificadas en la unidad de control 10 y después de un cálculo opcionalmente lineal o no lineal, son utilizadas para la activación del generador de sonido en el tapón para oídos 30. El acelerómetro 37 puede estar unido con la unidad de control 10 por telemetría o mediante un cable de unión.

- 30 En la figura 8 se muestra una variante invasiva. En el ejemplo constructivo mostrado, el dispositivo 800 comprende como unidad de medida uno o varios electrodos 38 implantados subcutáneos, un cable de unión 39 y una unidad de emisión – recepción 40, que están implantadas en el cuerpo del paciente bajo la piel de la cabeza 41 y por el exterior del cráneo óseo 42. En el exterior del cuerpo del paciente se encuentran una unidad de emisión y recepción 43, que está unida mediante un cable de unión 44 con la unidad 31 y la unidad de control 10 que en ella se encuentra. 35 Mediante las unidades de emisión y recepción 40 y 43 que por ejemplo están implementadas como bobina y entre las cuales se pueden transmitir sin hilos así como bidireccionalmente señales y también potencia, se retransmiten a la unidad de control 10 las señales de medida 24 recibidas de los electrodos 38. En la unidad de control 10 se amplifican las diferencias de potencial medidas por los electrodos 38 y después de un cálculo opcionalmente lineal o no lineal son enviadas para activación al generador de sonido integrado en el tapón para oído 30.

- 40 Otra variante invasiva está representada esquemáticamente en la figura 9. En el dispositivo 900 allí mostrado uno o varios electrodos 45 implantados epicorticales sirven como unidad de medida. “Epicortical” significa “colocado sobre la corteza cerebral”; para ilustración, en la figura 9 se muestra esquemáticamente la corteza cerebral 46, 47 de 45 ambos hemisferios. La unidad de control 10 amplifica la diferencia de potencial medida por el electrodo 45 implantado epicorticalmente y después de un cálculo opcionalmente lineal o no lineal la utiliza para activar al generador de sonido integrado en el tapón para oído 30.

El electrodo epicortical 45 mostrado en la figura 9 puede ser sustituido, por ejemplo, por un electrodo intracortical (no mostrado).

Las señales de medida 24 recibidas por las unidades de medida 23 de diferente diseño, es decir, los electrodos EEG 34, el acelerómetro 37 o los electrodos 38 o 45, pueden ser utilizadas para control de feedback, como se expondrá con todo detalle más adelante, y ser alimentadas como señales de activación en el generador de sonido. Alternativamente, se puede llevar a cabo un control acorde con la necesidad sobre la base de las señales de medida 24. En una estimulación, que tiene como finalidad la puesta a cero de las fases neuronales de las poblaciones de neuronas, en base a las señales de medida 24 se pueden ajustar determinados parámetros del proceso de estimulación, como por ejemplo, la intensidad de la estimulación o la duración de la estimulación. Este tipo de control acorde con la necesidad será descrito con más detalle más adelante en conexión con las figuras 10 a 12.

Sobre la base de las cuatro frecuencias f_1 a f_4 a continuación deberá aclararse a modo de ejemplo cómo mediante una puesta a cero retardada de las fases de la actividad neuronal de las subpoblaciones de una población neuronal anormal síncrona y oscilatoria se puede conseguir una desincronización de toda la población de neuronas. Las cuatro frecuencias f_1 a f_4 hay que entenderlas solamente a modo de ejemplo, es decir, se puede emplear cualquier otro número de frecuencias o mezclas de frecuencias con fines de estimulación. Las cuatro frecuencias f_1 a f_4 hay que entenderlas solamente a modo de ejemplo, es decir, con fines de estimulación se puede utilizar cualquier otro número de frecuencias o mezclas de frecuencias. Las cuatro frecuencias f_1 a f_4 han sido elegidas de manera que con ellas se estimulan determinadas regiones 17 a 20 del cortex 13 auditivo. Esto hace posible la división de una población de neuronas afectada en subpoblaciones 17 a 20. Con el fin de que las subpoblaciones 17 a 20 presenten después de la estimulación diferentes fases las frecuencias f_1 a f_4 pueden ser aplicadas por ejemplo, desplazadas en el tiempo.

Un proceso de estimulación adecuado para los fines anteriormente descritos, que por ejemplo puede ser llevado a cabo con uno de los dispositivos 100 a 900, está representado esquemáticamente en la figura 10. En la figura 10, en las cuatro líneas superiores, están registradas una debajo de otra, cuatro oscilaciones sinusoidales con las frecuencias f_1 a f_4 respecto del tiempo. A partir de las oscilaciones sinusoidales representadas se forma la señal de estimulación 15. Para la generación de las oscilaciones sinusoidales en forma de pulso las cuatro oscilaciones sinusoidales han sido multiplicadas con funciones rectangulares. Cada pulso de oscilación sinusoidal se repite periódicamente con una frecuencia f_{estim} . La frecuencia $f_{estim} = 1/T_{estim}$ está en el rango de 1 a 30 Hz, especialmente en el rango de 5 a 20 Hz. Este tipo de secuencias de oscilaciones sinusoidales en forma de pulso son adecuadas, cuando se aplican como señales de estimulación 15 acústicas, para poner a cero las fases neuronales de cada una de las subpoblaciones de neuronas 17, 18, 19 o 20 afectadas estimuladas. El reset de fases se obtiene no necesariamente precisamente después de uno o pocos pulsos, sino que puede ser necesario un cierto número de los pulsos de oscilaciones sinusoidales mostrados en la figura 10, para poner a cero las fases neuronales de cada una de las subpoblaciones 17, 18, 19 o 20.

La frecuencia f_{estim} puede estar situada por ejemplo en el rango de la frecuencia media de la actividad rítmica anormal de la red destino. En enfermedades neurológicas y siquiátricas la frecuencia media está, de manera típica, en el rango de 1 a 30 Hz. En tinitus, por ejemplo en el rango de 1,5 a 4 Hz, se encuentra excesiva actividad neuronal. Aquí hay que tener en cuenta que la frecuencia con la cual las neuronas afectadas arden sincronizadas no es constante habitualmente, sino que puede presentar variaciones y además en cada paciente presenta desviaciones individuales.

Para el cálculo de la frecuencia f_{estim} se puede por ejemplo, determinar la frecuencia pico media de la actividad rítmica anormal del paciente. Esta frecuencia pico puede entonces utilizarse como frecuencia de estimulación f_{estim} o también ser variada por ejemplo en un rango de $f_{estim} - 3$ Hz hasta $f_{estim} + 3$ Hz. Pero alternativamente también se puede elegir, sin medición previa, una frecuencia f_{estim} en el rango de 1 a 30 Hz y variar ésta durante la estimulación hasta que se encuentre la frecuencia f_{estim} con la que se pueden obtener los mejores resultados de estimulación. Como otra alternativa, para la frecuencia de estimulación f_{estim} se puede utilizar un valor de la literatura conocida para la correspondiente enfermedad. Eventualmente este valor puede ser variado también, hasta que por ejemplo, se obtienen resultados de estimulación óptimos.

La duración de un pulso de oscilación sinusoidal, es decir, el intervalo de tiempo en el que, en la configuración presente la función rectangular adopta el valor 1, puede ser por ejemplo $T_{estim}/2$. En este caso los intervalos de tiempo durante los que cada frecuencia aporta a la estimulación y la siguiente pausa de estimulación, son igual de largos. Pero también es posible elegir otra duración de estimulación, por ejemplo en el rango desde $T_{estim}/2 - T_{estim}/10$ hasta $T_{estim}/2 + T_{estim}/10$. También son posibles otras duraciones de la estimulación, por ejemplo, en las

estimulaciones mostradas en las figuras 11 y 12 la duración de la estimulación tiene un valor de $T_{estim} /4$. Las duraciones de la estimulación pueden ser determinadas, por ejemplo, experimentalmente.

5 Según la configuración mostrada en la figura 10, la administración de las distintas frecuencias f_1 a f_4 se produce con un retardo entre las distintas frecuencias f_1 a f_4 . Por ejemplo, el comienzo de pulsos que presentan frecuencias consecutivas y frecuencias diferentes ser desplazado un tiempo τ .

10 En el caso de que se empleen N frecuencias para la estimulación, el retraso τ en el tiempo entre cada dos pulsos consecutivos puede estar en el rango de un N -simo del periodo $T_{estim} = 1/f_{estim}$. En el ejemplo constructivo mostrado en la figura 10 ($N = 4$) el retraso τ en el tiempo vale correspondientemente $T_{estim} /4$. Partiendo del precedente de que el retraso τ en el tiempo entre cada dos pulsos de oscilación sinusoidal consecutivos es T_{estim} /N , se puede desviar hasta un cierto grado. Por ejemplo, se puede desviar del valor T_{estim} /N para el retraso τ en el tiempo en un $\pm 10\%$, $\pm 20\%$ o $\pm 30\%$. En el caso de una desviación de este tipo se obtuvieron éxitos en la estimulación, es decir, se pudo observar un efecto de desincronización.

15 A partir de pulsos de oscilación sinusoidal periódicos con las frecuencias f_1 a f_4 se formó por superposición la señal de estimulación 15 acústica. Entonces, los pulsos de oscilación sinusoidal individuales pueden ser combinados entre sí de manera lineal o no lineal. Esto significa que las oscilaciones sinusoidales de cada una de las frecuencias f_1 hasta f_4 no deben ser combinadas obligatoriamente con las amplitudes iguales a la de la señal de estimulación 15 acústica. En la fila más inferior de la figura 10 está representado a modo de ejemplo, el espectro de frecuencia de la señal de estimulación 15 acústica en cuatro diferentes momentos t_1 , t_2 , t_3 y t_4 . El espectro de frecuencias allí mostrado, especialmente la altura y forma de los picos de frecuencia, hay que entenderlo solamente a modo de ejemplo y también pueden presentar formas completamente diferentes. En particular, de los espectros de frecuencia mostrados se desprenden las siguientes manifestaciones: En el momento t_1 , en la señal de estimulación 15 acústica solo está presente la frecuencia f_1 . En el momento t_2 éstas son las frecuencias f_2 y f_3 , 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 .

25 Según una configuración alternativa, en lugar de las frecuencias f_1 a f_4 se utilizan cuatro mezclas de frecuencias con los límites $f_j^{inferior}$ y $f_j^{superior}$ ($j = 1, 2, 3, 4$). En una mezcla de frecuencias j puede estar presente cualquier número de frecuencias en el rango de $f_j^{inferior}$ y $f_j^{superior}$.

30 Según otra configuración alternativa en lugar de la función rectangular se utilizaran otras funciones para la modulación en amplitud de las oscilaciones sinusoidales, por ejemplo semiondas sinusoidales cuya frecuencia es menor que f_1 a f_4 . Además, por ejemplo, se puede pensar que como funciones de modulación se utilizan pulsos de forma triangular. Un pulso de este tipo puede presentar un onset en forma brusca (de 0 a 1) y después de ello una caída hasta 0, en donde la caída puede estar dada por una función lineal o exponencial. Mediante la función de modulación se determina finalmente la forma de las envolventes de los pulsos aislados.

35 En la figura 11 esta representada la estimulación mostrada en la figura 10 sobre un periodo de tiempo más largo. Las oscilaciones sinusoidales sueltas con las frecuencias $f_1 = 1000$ Hz, $f_2 = 800$ Hz, $f_3 = 600$ Hz, $f_4 = 400$ Hz, no están mostradas, sino solamente las envolventes rectangulares correspondientes. Además en la figura 11 está representada por ejemplo, una señal de medida 24 recibida por la unidad de medida 23, que reproduce la actividad neuronal en el cortex 13 auditivo antes y durante la estimulación. El periodo T_{estim} es con preferencia $1 / (3,5 \text{ Hz}) = 0,29$ s.

40 La estimulación arranca en el momento t_{inicio} . De la señal de medida 24, que en el presente invento es filtrada en un filtro pasabanda hay que conocer si antes de la estimulación las neuronas en el cortex auditivo presentan una actividad sincrónica y oscilatoria. Poco antes del comienzo de la actividad se somete a depresión a la actividad neuronal sincrónica anormal en la zona de destino.

45 Es posible desviarse de diferente forma y manera de las muestras de estimulación fuertemente periódicas mostradas en las figuras 10 y 11. Por ejemplo, el retardo τ en el tiempo entre dos pulsos de oscilaciones sinusoidales consecutivos no tiene por qué ser siempre igual de grande. Puede estar previsto que la separación en el tiempo entre los distintos pulsos de oscilaciones sinusoidales sea elegida diferente. Además los tiempos de retardo pueden variarse también durante el tratamiento de un paciente. También, los tiempos de retardo pueden ser ajustados por referencia a los tiempos fisiológicos de duración de la señal.

Por lo demás, durante la aplicación de la señal de estimulación 15 acústica pueden estar previstas pausas durante las cuales no se produce ninguna estimulación. Las pausas pueden ser elegidas tan largas como se quiera y especialmente tener un valor igual a un múltiplo entero del periodo T_{estim} . Las pausas pueden ser mantenidas después de un número cualquiera de estimulaciones. Por ejemplo, se puede llevar a cabo una estimulación durante 5 N periodos consecutivos de la longitud T_{estim} y a continuación mantener una pausa durante M periodos de la longitud T_{estim} , en donde M y N son números enteros pequeños, por ejemplo en el rango de 1 a 15. Este esquema puede ser continuado periódicamente, o ser modificado estocásticamente y/o determinísticamente, por ejemplo, caóticamente.

En la figura 12 se muestra una estimulación de este tipo. Aquí valen $N = 2$, $M = 1$. Por lo demás, la estimulación se corresponde con la estimulación mostrada en la figura 11.

10 Otra posibilidad de desviarse de la muestra de estimulación fuertemente periódica mostrada en la figura 11 consiste en variar de manera estocástica o determinista, o una mezcla estocástica – determinista, las separaciones en el tiempo entre dos pulsos consecutivos de una frecuencia f_j o de una mezcla de frecuencias con los límites $f_j^{inferior}$ y $f_j^{superior}$ ($j = 1, 2, 3, 4$).

15 Por lo demás, por periodo T_{estim} (o en otros pasos de tiempo) se puede variar la secuencia en la que se aplican las frecuencias f_j o la mezcla de frecuencias $f_j^{inferior}$ y $f_j^{superior}$. Esta variación puede producirse de manera estocástica o determinista o una mezcla estocástica – de terminista.

Además, por periodo T_{estim} (o en otro intervalo de tiempo) se puede aplicar solamente un determinado número de frecuencias f_j o mezcla de frecuencias con los límites $f_j^{inferior}$ y $f_j^{superior}$ y las frecuencias f_j o mezclas de frecuencias con los límites $f_j^{inferior}$ y $f_j^{superior}$ que participan en la estimulación pueden ser variadas en cada intervalo de tiempo.

20 También esta variación puede producirse estocásticamente o determinísticamente o una mezcla estocástica – determinista.

Las señales de estimulación anteriormente descritas ocasionan que la fase de la actividad neuronal de la población de neuronas afectadas sea puesta a cero en los distintos puntos de estimulación en distintos momentos. Con ello la población de neuronas afectada, cuyas neuronas estaban anteriormente activas de manera síncrona y con igual frecuencia y fase se divide en varias subpoblaciones, lo que finalmente lleva a una desincronización.

25 Todas las formas de estimulación descritas hasta ahora pueden también ser llevadas a cabo en un modo de “ciclo cerrado”. La puesta a cero de las fases de cada una de las subpoblaciones puede por ejemplo estar ligada con un control acorde con la necesidad. Por ejemplo, se puede fijar un nivel umbral, y al pasarse por arriba o por abajo la amplitud de la señal de medida 24 sobre o bajo el nivel umbral se puede arrancar la estimulación o detenerla. Además, sobre la base de la amplitud de la señal de medida 24, que por ejemplo puede ser recibida durante las pausas de estimulación, se pueden ajustar determinados parámetros de estimulación, como por ejemplo amplitud / intensidad de las señales de estimulación o la duración de la estimulación. Además de ello y sobre la base de la (eventualmente filtrada con un filtro pasabanda) señal de medida 24 también es posible regular o reajustar la frecuencia f_{estim} .

35 Además se puede pensar en que el paciente arranque la estimulación, por ejemplo, mediante una activación por telemetría. En este caso, el paciente puede activar la estimulación por un intervalo de tiempo predeterminado de por ejemplo 5 minutos o el paciente puede, por sí mismo, iniciar y terminar la estimulación.

A continuación se describen otras configuraciones de la estimulación en “ciclo cerrado” que por ejemplo pueden ser desarrolladas mediante el dispositivo 400 mostrado en la figura 4 o uno de los dispositivos 600 a 900. Como ya se ha descrito anteriormente, la señal de medida 24 recogida por la unidad de medida 23 puede ser utilizada para generar una señal de control 14 con la que se active la unidad de estimulación 11. Entonces, la señal de medida 24 puede ser convertida o directamente o en su caso después de uno o varios pasos de procesamiento, en la señal de estimación 15 acústica y ser aplicada por la unidad de estimulación 11. El modo de cálculo puede ser elegido entonces de tal manera que se actúa en contra de la actividad de las neuronas afectadas y la señal de estimulación 15 acústica desaparece igualmente con actividad neuronal anormal decreciente o por lo menos se reduce claramente en su intensidad.

Antes de que la señal de medida 24 sea introducida en la entrada de control de la unidad de estimulación 11, la señal de medida 24 puede ser procesada lineal o no linealmente. Por ejemplo, la señal de medida 24 puede ser filtrada y/o amplificada y/o cargada con un retardo de tiempo y/o ser mezclada con otra señal de medida 24. Además, con la señal de medida 24 o la señal de medida procesada 24 se puede modular la amplitud de una oscilación sinusoidal con una frecuencia en el rango audible, y después de ello, la oscilación sinusoidal modulada en amplitud puede ser aplicada mediante el generador de sonido como señal de estimulación 15 acústica o como parte de ella.

Para la modulación en amplitud de una oscilación sinusoidal o de cualquier otra oscilación oscilante no es necesario extraer la señal de medida 24 completa. Puede estar previsto, por ejemplo, que para ello solo se utilice una parte de la señal de medida 24 o de la señal de medida 24 procesada, por ejemplo la parte que está por encima o por debajo de un determinado umbral de medida. Una modulación en amplitud de este tipo está representada a modo de ejemplo en la figura 13. En la gráfica superior de la figura 13 está impresa la señal de medida 24, filtrada con un filtro pasabanda, en relación con el tiempo t, además se expone el momento de inicio t_{inicio} de la estimulación. En la gráfica central está representada la señal de modulación 50 obtenida a partir de la señal de medida 24. Para generar la señal de modulación 50 la señal de medida 24 ha sido procesada de manera no lineal y todos los valores negativos de la señal de medida 24 o de la señal de medida 24 procesada han sido llevados a cero. Además, la señal de modulación 50 ha sido retardada en el tiempo respecto de la señal de medida 24. A continuación la señal semionda 50 obtenida es multiplicada con unas 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 la gráfica más inferior de la figura 13 para un pequeño extracto de tiempo. A continuación la oscilación sinusoidal modulada en amplitud obtenida ha sido reenviada a la unidad de estimulación 11 para en el generador de sonido ser transformada en la señal de estimulación 15 acústica.

En lugar de una oscilación sinusoidal con una sola frecuencia, la señal de modulación 50 puede ser multiplicada también con cualquier mezcla de oscilaciones sinusoidales (u otras oscilaciones) en el rango audible de frecuencias, dependiendo de en qué lugares del córtex auditivo debe producirse la desincronización.

Del trazado de la señal de medida 24 representado en la figura 13 se puede leer que la estimulación semionda acústica no lineal retardada en el tiempo lleva a una descompresión más robusta de la actividad neuronal síncrona anormal. El mecanismo de acción de esta estimulación se diferencia sin embargo de la manera de actuar del procedimiento de estimulación, por ejemplo, mostrado en la figura 10. En la estimulación mostrada en la figura 13 no se pone a cero la fase de la actividad neuronal en cada subpoblación estimulada, sino que la sincronización en la población de neuronas anormalmente activas es presionada para influir en el proceso de saturación de la sincronización.

A continuación se aclarará, sobre la base de un ejemplo, como una señal de medida 24 obtenida a partir de una unidad de medida 20 puede ser sometida a un procesamiento no lineal antes de ser utilizada como señal de activación de la unidad de estimulación 11.

Punto de partida es una igualdad para la señal de activación S (t):

$$S(t) = K \cdot \bar{z}^2(t) \cdot \bar{z}^*(t - \tau) \tag{1}$$

En la igualdad (1) K es un factor de amplificación, que puede ser elegido adecuadamente, y $\bar{z}(t)$ es una variable de estado media de la señal de medida 24. $\bar{z}(t)$ es una variable compleja y puede ser representada de la siguiente manera:

$$\bar{z}(t) = X(t) + iY(t), \tag{2}$$

en donde $X(t)$, por ejemplo, puede corresponder a la señal de medida 24 neurológica. Puesto que las frecuencias consideradas están en el rango de $10 \text{ Hz} = 1/100 \text{ ms} = 1/T_\alpha$ la parte imaginaria $Y(t)$ puede ser aproximada por $X(t - \tau_\alpha)$, en donde, por ejemplo, $\tau_\alpha = T_\alpha/4$. De aquí se obtiene:

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

5

La igualdad (3) puede ser transformada de la siguiente manera:

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

10

Como señal de activación para la unidad de medida se utilizara la parte real de la igualdad (4).

$$\text{real}[S(t)] = K \cdot [X(t)^2 \cdot X(t - \tau) - X(t - \tau_\alpha) \cdot X(t - \tau) + 2X(t) \cdot X(t - \tau_\alpha) \cdot X(t - \tau - \tau_\alpha)] \quad (5)$$

15

Con la señal de medida 24 reenviada y eventualmente procesada el córtex auditivo puede ser estimulado además de manera dirigida en diferentes lugares. En el caso de las cuatro frecuencias f_1 a f_4 diferentes antes descritas la señal de medida 24 eventualmente procesada es cargada además con un retardo en el tiempo correspondiente y multiplicada con una de las frecuencias f_1 a f_4 . En tanto que la estimulación deba ser poco focal, sino que deba llevarse a cabo extendida, en lugar de las puras oscilaciones sinusoidales de las frecuencias f_1 a f_4 se utilizan cuatro mezclas diferentes de frecuencias con los límites f_j^{inferior} y f_j^{superior} ($j = 1, 2, 3, 4$).

20

En la figura 14 está representada, a modo de ejemplo, una estimulación de este tipo. Mediante pasos de procesamiento lineales y a partir de la señal de medida 24 filtrada en un filtro pasabanda se han obtenido aquí las señales de modulación 51, 52, 53 y 54, con las cuales se han llevado a cabo modulaciones de amplitud de las frecuencias f_1 a f_4 . Por superposición de las oscilaciones sinusoidales moduladas se ha generado la señal de control 14, la cual es transformada en la señal de estimulación 15 acústica en el generador de sonido 11.

25

A continuación, sobre la base de las figuras 15A y 15 B se describirá, a modo de ejemplo, cómo se obtienen las señales de modulación 51 a 54 a partir de la señal de medida 24. Para ello, en primer lugar se determina un tiempo de retardo τ que en el presente ejemplo se ha fijado en $\tau = T_{\text{estim}}/2$ (igualmente son posibles otros valores como por ejemplo $\tau = T_{\text{estim}}$ o $\tau = 3T_{\text{estim}}/2$). La frecuencia $f_{\text{estim}} = 1/T_{\text{estim}}$ puede estar, por ejemplo, en el rango de la frecuencia central de la señal de medida 24, por ejemplo, en el rango de 1 a 30 Hz, especialmente en el rango de 5

30

a 20 Hz. Sobre la base del tiempo de retardo τ , para cada una de las señales de modulación 51 a 54 se pueden calcular determinados tiempos de retardo τ_1, τ_2, τ_3 y τ_4 , por ejemplo basándose en la siguiente igualdad:

$$\tau_j = \tau \cdot \frac{11 - 2 \cdot (j - 1)}{8}$$

con $j = 1, 2, 3, 4$ (6)

Las señales de modulación 51 a 54 pueden ser obtenidas por ejemplo, a partir de la señal de medida 24 porque la señal de medida 24 queda retrasada en los tiempos de retardo τ_1 , τ_2 , τ_3 , o τ_4 ;

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

5 En la igualdad (7) $S_1(t)$, $S_2(t)$, $S_3(t)$ y $S_4(t)$ están para las señales de modulación 51 a 54 y $Z(t)$ para la señal de medida 24. K es un factor de amplificación que puede ser elegido adecuadamente. Además todos los valores negativos (o todos los valores por arriba o por debajo de un determinado valor umbral) de las señales de modulación $S_1(t)$ a $S_4(t)$ pueden ser llevados a cero.

10 Según una configuración representada en las figuras 15 A 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 , en donde las señales de modulación $S_1(t)$ y $S_2(t)$ o las señales de modulación $S_3(t)$ y $S_4(t)$ presentan diferente polaridades:

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

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

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

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

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

20 Como se muestra en la figura 15B, todos los valores negativos (o todos los valores por arriba o por debajo de un determinado valor umbral) de las señales de modulación $S_1(t)$ a $S_4(t)$ han sido llevados 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 la figura 15B.

25

30

35

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo (100; 400) comprendiendo:
 - una unidad de estimulación (11) para la generación de una señal de estimulación (15) acústica con la cual a través de un alojamiento en un oído de un paciente se estimula una población de neuronas que presenta una actividad neuronal síncrona y oscilatoria anormal, en donde
 - la señal de estimulación (15) acústica está compuesta por N frecuencias o mezclas de frecuencias, y
 - la señal de estimulación (15) acústica origina una desincronización de la población de neuronas estimulada, en donde
 - cada frecuencia o cada mezcla de frecuencias a partir de las N frecuencias o mezclas de frecuencias origina que la fase de la actividad neuronal de una correspondiente subpoblación de la población de neuronas estimulada sea puesta a cero,
 - las fases de la actividad neuronal de las subpoblaciones sean llevadas a cero en diferentes momentos, y
 - las N frecuencias o mezclas de frecuencias están combinadas con un desplazamiento en el tiempo, y el desplazamiento en el tiempo entre cada dos frecuencias o mezclas de frecuencias diferentes consecutivas en el tiempo sea como media $1/(f_{estim} \times N)$, en donde f_{estim} es una frecuencia en el rango entre 1 y 30 Hz, y cada una de las N frecuencias o mezclas de frecuencias se repite periódicamente con la frecuencia f_{estim} .
2. Dispositivo (100; 400) según una de las reivindicaciones precedentes, en donde el dispositivo comprende una unidad de control (10) para activar la unidad de estimulación (11).
3. Dispositivo (400) según una de las reivindicaciones precedentes, en donde el dispositivo comprende una unidad de medida (23) para recibir una señal de medida (24) medida en un paciente.
4. Dispositivo (400) según la reivindicación 3, en donde la señal de medida (24) reproduce la actividad neuronal en el cortex auditivo o una región con él unida.
5. Dispositivo (400) según la reivindicación 3 o 4, en donde la unidad de control (10) activa a la unidad de estimulación (11) sobre la base de la señal de medida (24) de tal manera que la unidad de estimulación (11) transforma la señal de medida (24) en la señal de estimulación (15) acústica.
6. Dispositivo (400) según una de las reivindicaciones 3 a 5, en donde la unidad de control (11) procesa la señal de medida (24) de manera lineal o no lineal e introduce la señal de medida (24) procesada en una entrada de la unidad de estimulación (11).
7. Dispositivo (400) según la reivindicación 5 o 6, en donde para la generación de la señal de estimulación (15) acústica la unidad de control (11) modula en amplitud oscilaciones con la señal de medida (24) o la señal de medida (24) procesada, en donde para la modulación en amplitud solo se utiliza una parte de la señal de medida (24) o de la señal de medida (24) procesada.

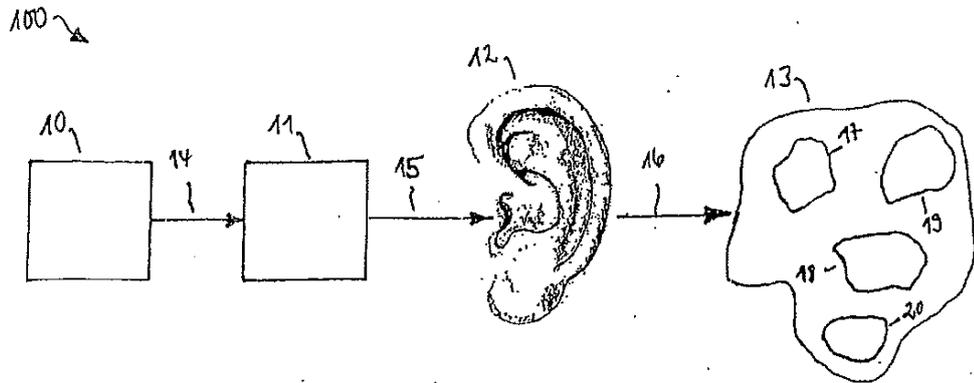


Fig. 1

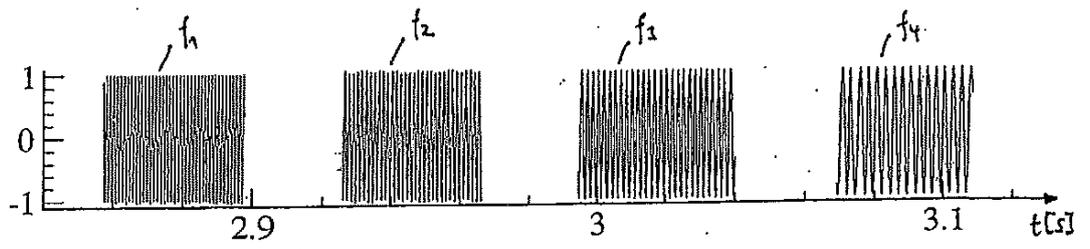


Fig. 2

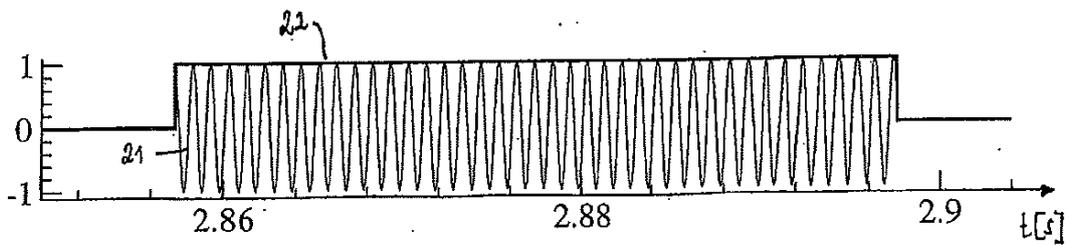


Fig. 3

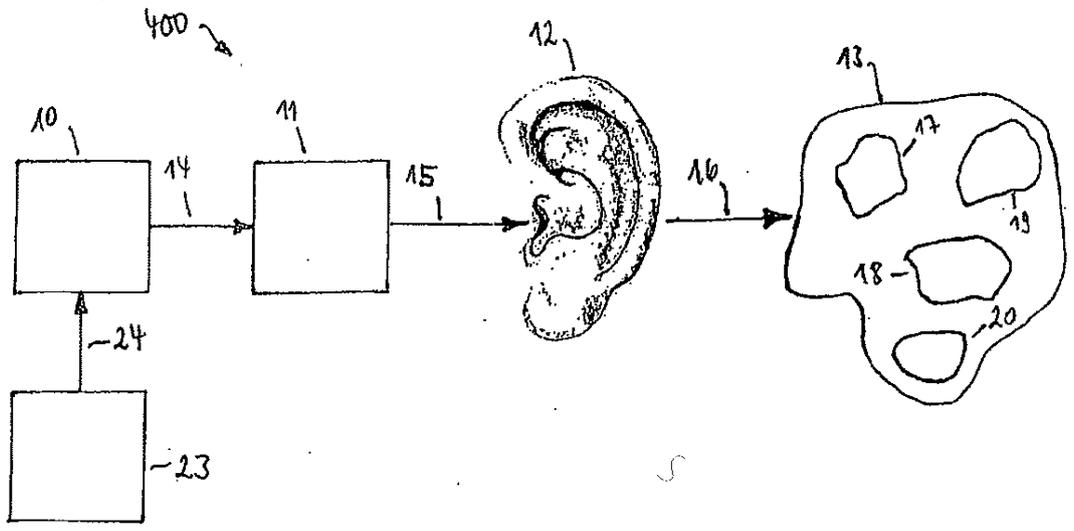


Fig. 4

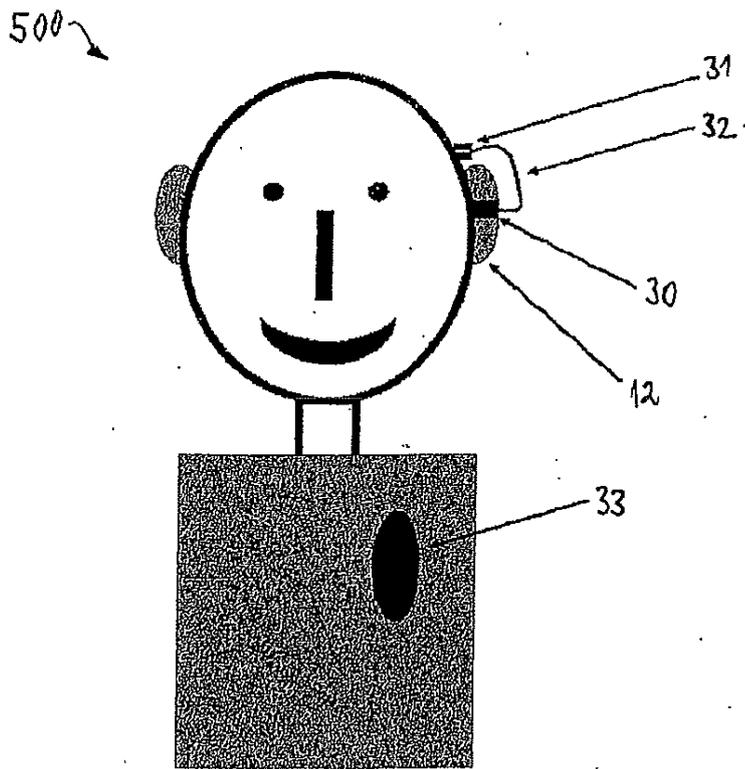


Fig. 5

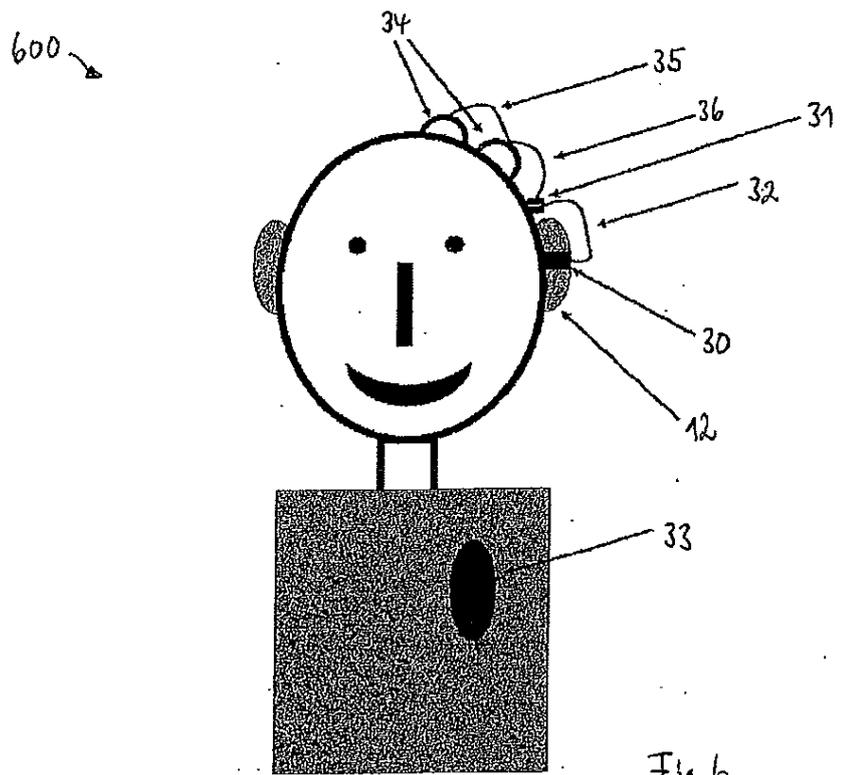


Fig. 6

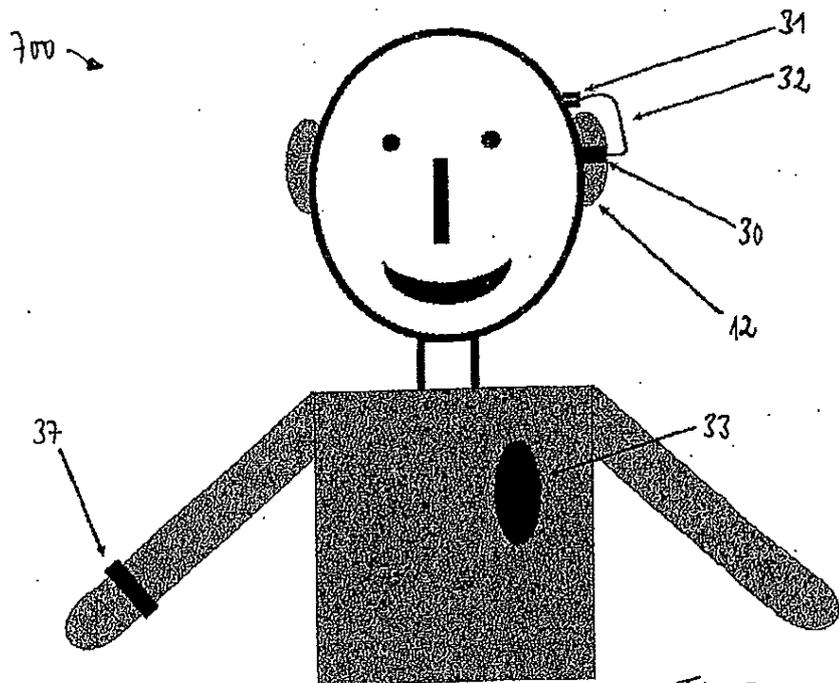
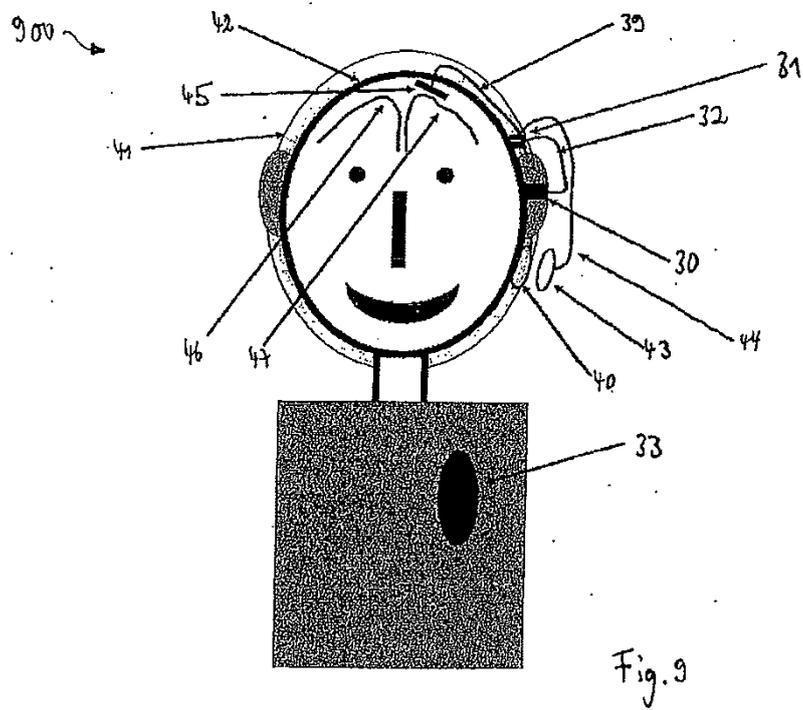
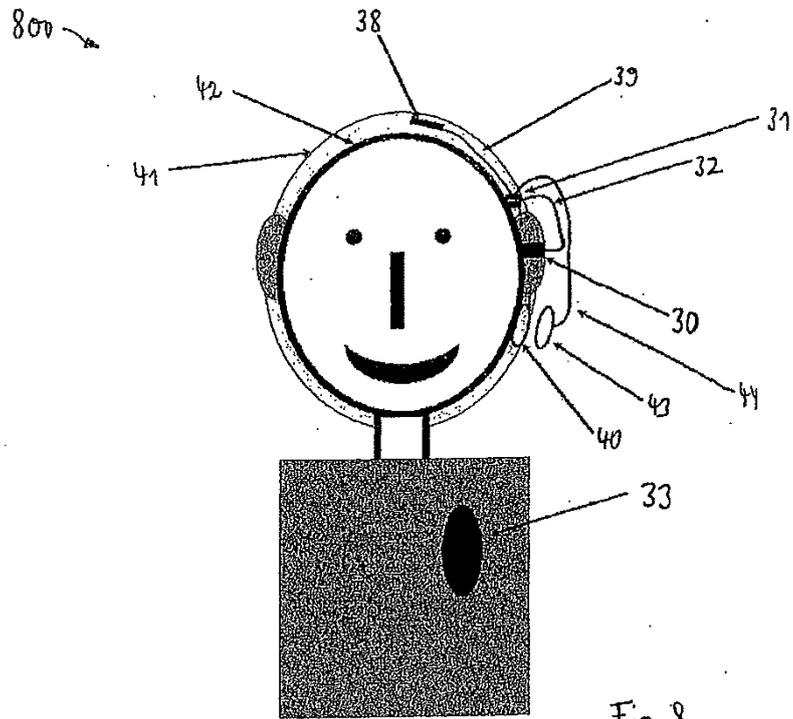


Fig. 7



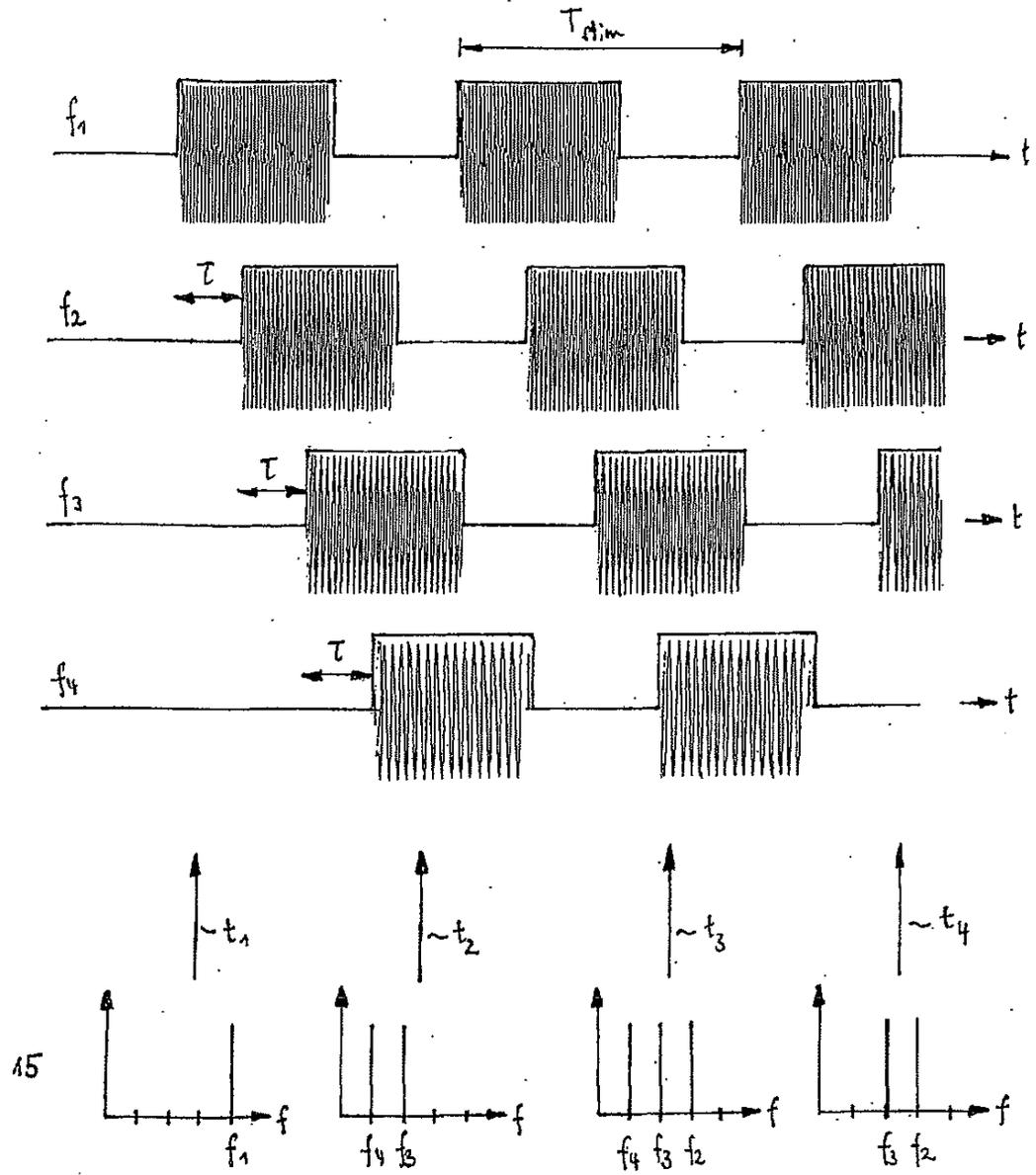


Fig. 10

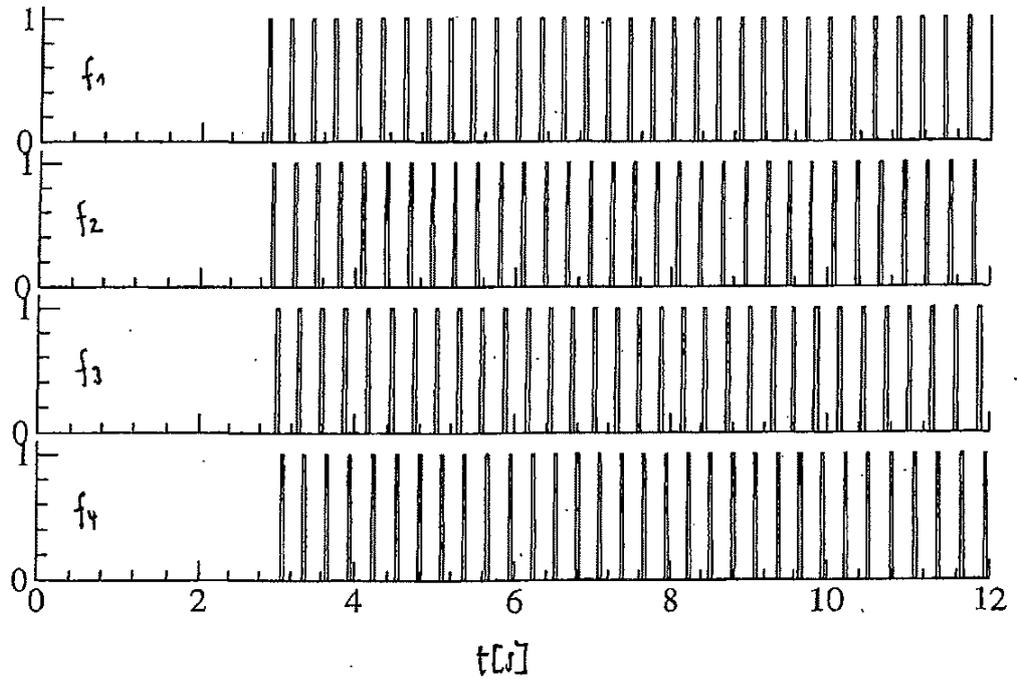
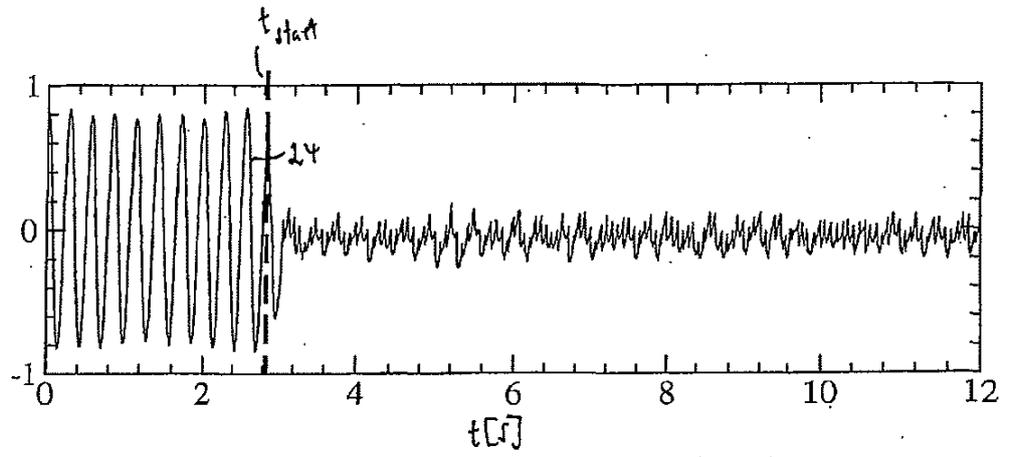


Fig. 11

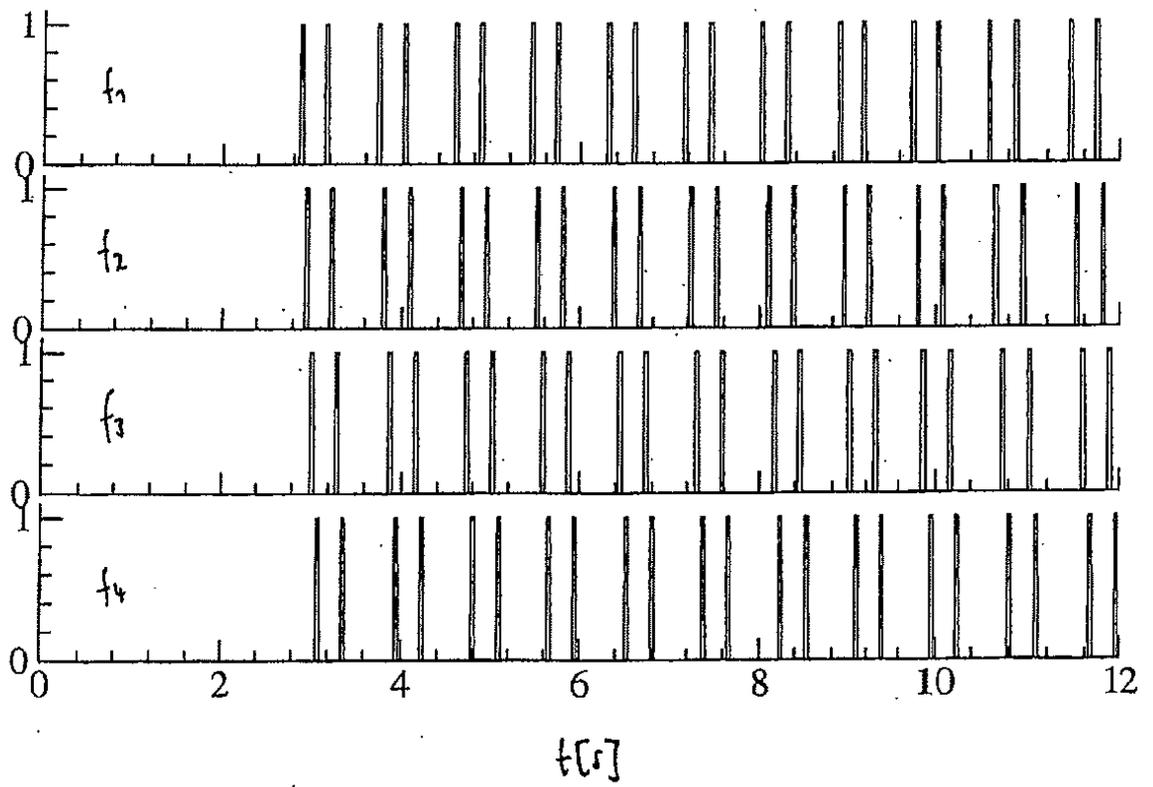
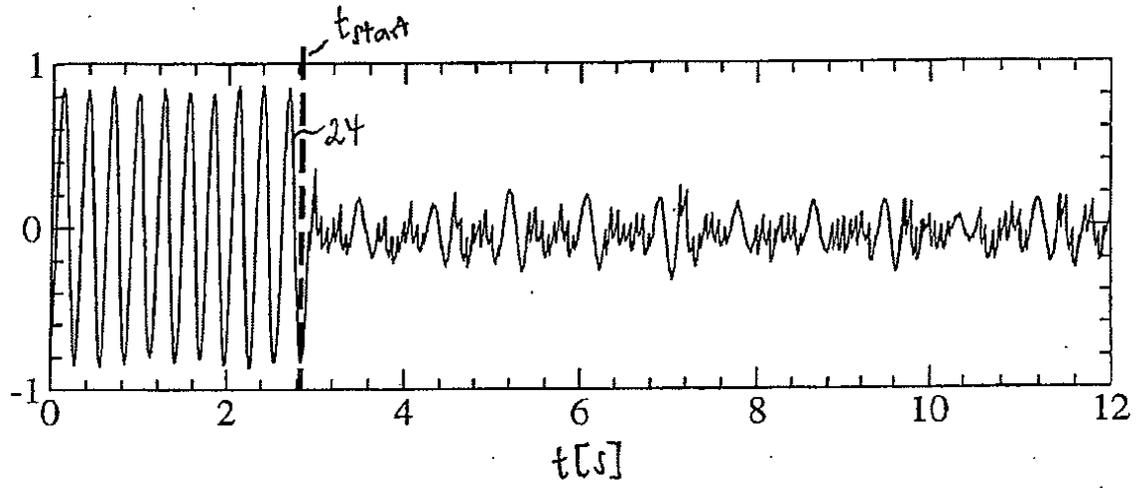


Fig. 12

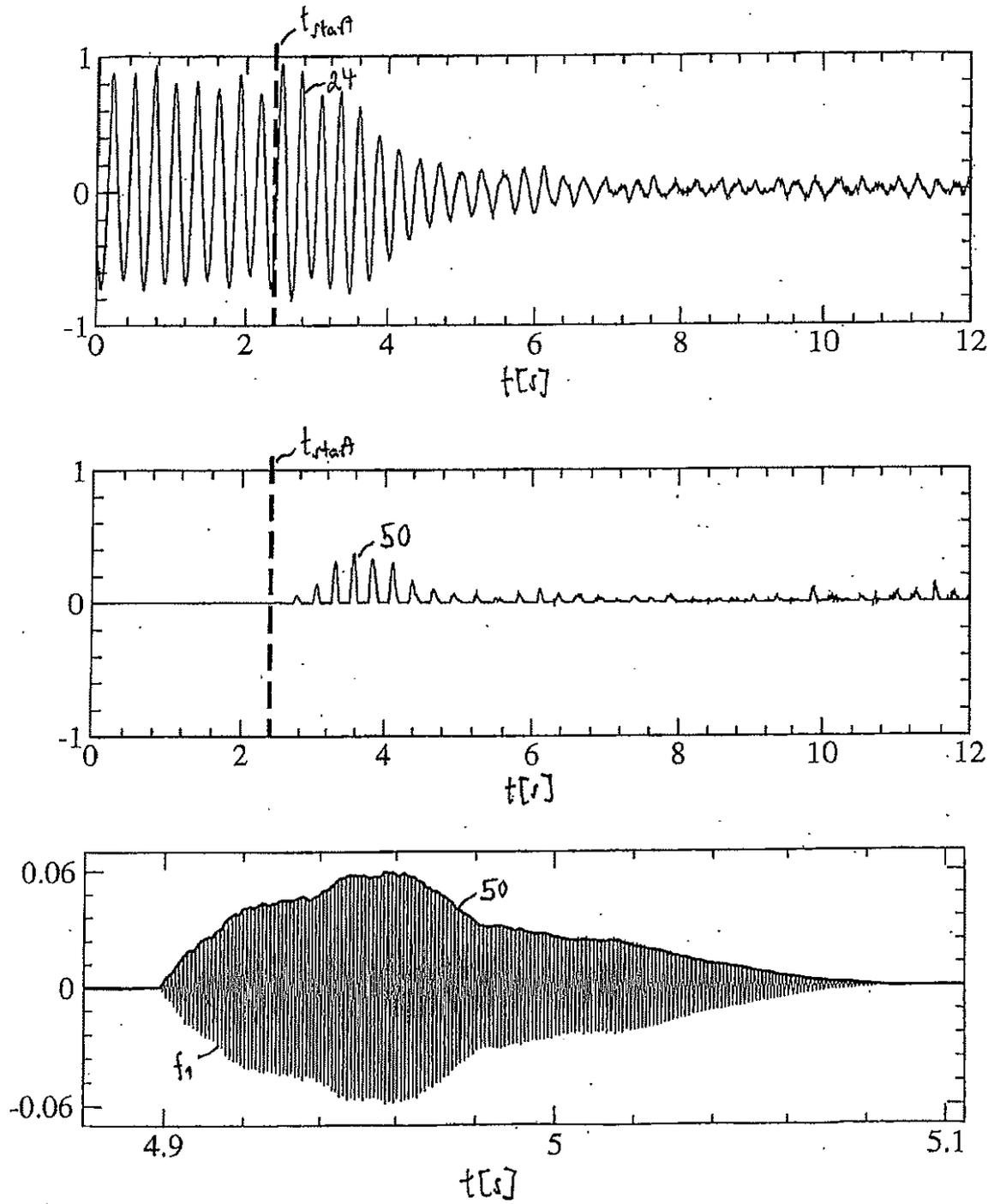


Fig. 13

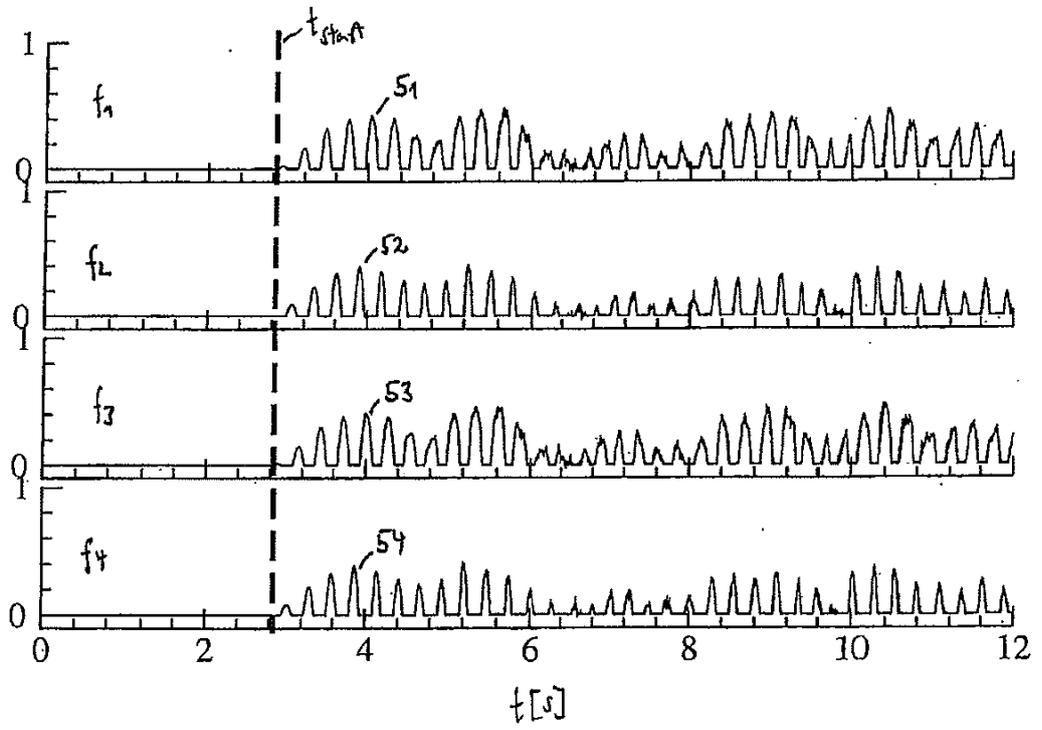
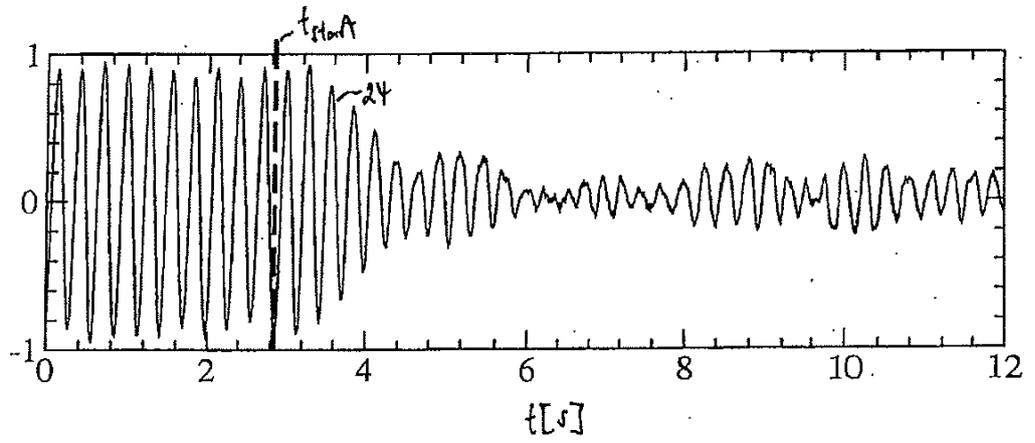


Fig. 14

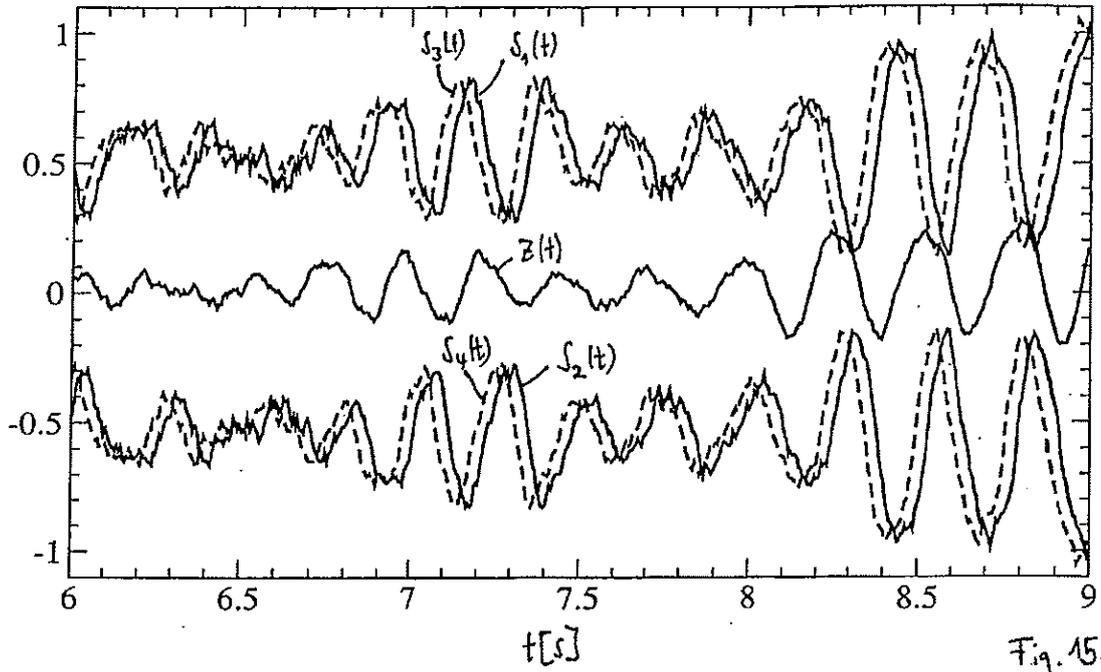


Fig. 15A

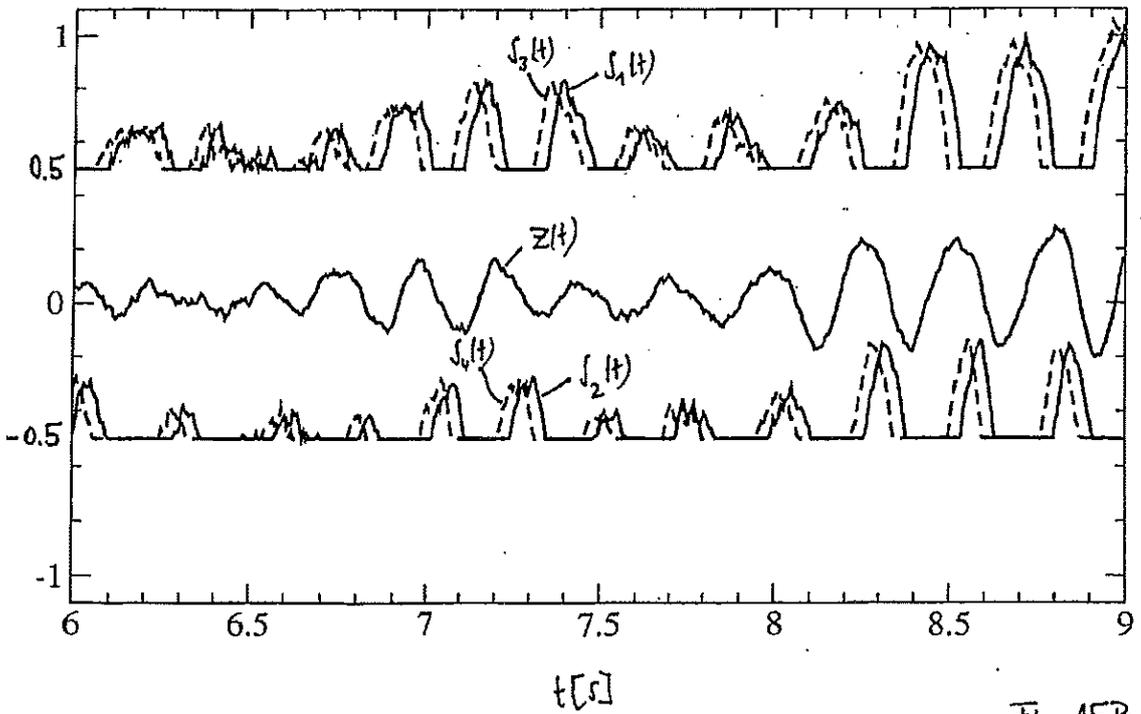


Fig. 15B