

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 708 474**

51 Int. Cl.:

A61N 5/02 (2006.01)

A61N 7/00 (2006.01)

A61N 1/40 (2006.01)

A61N 5/06 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **30.04.2009 PCT/EP2009/003150**

87 Fecha y número de publicación internacional: **05.11.2009 WO09132855**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **30.04.2009 E 09737899 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **31.10.2018 EP 2288409**

54 Título: **Estimulación del cerebro**

30 Prioridad:

30.04.2008 US 71471 P

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

09.04.2019

73 Titular/es:

**KIRK PROMOTION LTD. (100.0%)
Frejgatan 13, Att. 1492
114 79 Stockholm, SE**

72 Inventor/es:

FORSELL, PETER

74 Agente/Representante:

CARPINTERO LÓPEZ, Mario

ES 2 708 474 T3

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

DESCRIPCIÓN

Estimulación del cerebro

5 Antecedentes de la invención

La presente invención se refiere a un sistema para la estimulación de regiones del cerebro de un paciente con fines terapéuticos.

10 Se conoce la estimulación del cerebro humano eléctricamente mediante el avance de electrodos en una región específica del cerebro a ser estimulada. En la terapia de microestimulación, se emplean pipetas de vidrio extremadamente finas. Estos métodos son sumamente invasivos.

15 También se conoce la estimulación del cerebro con irradiación de luz. En este método, fragmentos de ADN específicos se introducen en las paredes celulares de las neuronas dentro del cerebro. Los fragmentos de ADN se adaptan para producir proteínas sensibles a la luz. Esas neuronas que expresan dichas proteínas son estimuladas mediante iluminación. La iluminación se lleva a cabo a través de una placa de vidrio que cubre un orificio creado quirúrgicamente en el cráneo del paciente. Por lo tanto, en este método el cráneo está permanentemente abierto para permitir que la luz sea transmitida. Sólo áreas externas del cerebro pueden ser estimuladas por la iluminación.

20 Además, se conoce un método terapéutico de estimulación cerebral no invasivo que se denomina "estimulación magnética transcraneal" (EMT). En este método, una bobina circular o con forma de 8 se usa para crear un campo electromagnético dentro del cerebro, induciendo de esa manera una corriente en las neuronas cerebrales, en particular en las neuronas que tienen los axones paralelos al campo eléctrico. La posición y la orientación de la bobina así como la duración y la intensidad de la estimulación se pueden variar. En la denominada EMT repetitiva (EMTr) se proporciona una secuencia de pulsos de estímulo, la longitud del pulso, el tiempo entre los pulsos, la
25 duración de la secuencia de estimulación y la cantidad de secuencias de estimulación se varían para lograr diferentes resultados terapéuticos. Se pueden utilizar varias bobinas para estimular diferentes regiones del cerebro y lograr un efecto terapéutico combinatorio. Sin embargo, a medida que la distancia de la bobina aumenta linealmente, la intensidad del campo electromagnético disminuye exponencialmente. Asimismo, la disipación de calor cerca de la cabeza del paciente puede causar problemas. La aplicación de EMT y de EMTr está limitada por lo tanto a las áreas
30 externas del cerebro, es decir a la corteza cerebral, cerca de la estructura ósea craneal parietal y occipital.

35 Se conoce también el sometimiento del cerebro humano a ondas ultrasónicas. Las ondas ultrasónicas se aplican para destruir tumores cerebrales mediante cirugía no invasiva. Una compleja red de un gran número de emisores de ultrasonido pequeños, como más de 300 emisores, se aplica a la cabeza del paciente desde el exterior de ésta y se dirige hacia una zona objetivo muy limitada, por ejemplo de 1 mm de tamaño, en el cerebro del paciente. El tamaño pequeño y la distribución igual evitan que regiones del cerebro fuera de la zona que es el objetivo se calienten por encima de una temperatura crítica para las células. Sin embargo, cuando las células tumorales destruidas no pueden ser eliminadas por funciones corporales internas, el cráneo debe ser abierto para eliminar las células tumorales muertas, a diferencia de métodos relacionados de destrucción de cálculos renales en los que los
40 fragmentos de los cálculos destruidos por ultrasonido son eliminados naturalmente.

Alternativamente, el objetivo puede ser irradiado estereotácticamente (DE 196 14 643 A1). En este método, el paciente y/o la fuente de irradiación se rotan en relación con un centro que es el objetivo dentro del cerebro del paciente. De esta manera, el objetivo es golpeado desde diferentes lados a lo largo del tiempo, y la radiación conduce finalmente a la destrucción de las células tumorales.

45 Se dan a conocer métodos y aparatos para la estimulación cerebral que emplean diferentes tipos de radiación en US 2004/143300 A1, US 2006/173510 A1, WO 99/62599 A1, US 2007/179570 A1, WO 2005/058157 A1, US 2007/135877 A1, WO 2008/005478 A2, WO 2006/053114 A2, US 2004/102828 A1, US 2005/107716 A1 y US 5,304,206 A. Un sistema de acuerdo con el preámbulo de la reivindicación 1 se conoce por ej. a partir de WO
50 2006/053 114 A2.

Resumen de la invención

55 Es un objeto de la presente invención proponer un sistema mejorado para estimular regiones limitadas dentro del cerebro de un paciente con fines terapéuticos sin la necesidad de penetrar en el cerebro del mismo. Este sistema y método permiten estimular la actividad cerebral en una o más regiones limitadas del cerebro por ejemplo en pacientes depresivos o epilépticos.

60 Un sistema terapéutico de estimulación cerebral de acuerdo con la presente invención comprende al menos dos y preferentemente tres o más emisores de señales de estimulación. La cantidad de emisores de señales de estimulación pueden incluso ser de 100 o más. Los emisores de señales de estimulación se dirigen desde diferentes posiciones fuera del cerebro del paciente a una región común que es el objetivo dentro del cerebro del paciente de modo de proporcionar un efecto estimulante acumulado en dicha región objetivo. La intensidad de la señal de estimulación de cada uno de los emisores se ajusta tan baja que no causa estimulación de una región cerebral que no sea la región objetivo donde se acumulan los efectos estimulantes de todos los emisores de señales. Además,
65 los emisores de señales se pueden ajustar de modo que las señales de estimulación acumuladas en la región objetivo no afecten negativamente la estructura anatómica de las células neuronales cerebrales. Con fines

terapéuticos sería indeseable destruir las células cerebrales que se van a estimular. Para lograr estos objetivos, puede ser necesario emplear un gran número de emisores de señales con una intensidad de señal de estimulación suficientemente baja. El número necesario de emisores de señales depende en gran medida del tipo de emisores de señales utilizados.

5 Dicha disposición permite la estimulación de regiones objetivo específicas que están muy profundo en el cerebro del paciente. Sin embargo, esto no excluye implantar permanentemente en el cerebro del paciente un elemento catalizador, como una pieza de metal, para aumentar la eficacia de las señales de estimulación acumuladas.

10 Hablando en general, se puede inducir una corriente en las células neuronales cerebrales o cerca de ellas en el cerebro del paciente para estimular el cerebro. La corriente eléctrica inducida puede hacer que se produzca una reacción química en las células neuronales cerebrales, logrando de esta manera el efecto terapéutico. Con otras señales de estimulación, dicha reacción química en las células neuronales cerebrales puede ser provocada directamente o indirectamente de una manera diferente. Las señales de estimulación pueden asimismo comprender radiación electromagnética, ondas sonoras, campos magnéticos que inducen corrientes y otros. Cuando se emplea radiación electromagnética, ésta puede incluir ondas de luz con una longitud de onda en el intervalo entre el infrarrojo y el ultravioleta u ondas con una longitud de onda mayor que la luz infrarroja. También es posible usar radiación electromagnética que comprenda microondas. Preferentemente, las señales de radiación electromagnética se emiten en forma de haces que se dirigen para cruzarse entre sí en la región objetivo. Dispositivos de enfoque pueden ayudar a concentrar el haz sobre la región objetivo.

20 Cuando se utilizan ondas sonoras como señal de estimulación, estas son preferentemente ondas sonoras ultrasónicas. En este caso, es ventajoso cuando los emisores de señales de ondas sonoras se disponen a una distancia igual de la región que es el objetivo o al menos a una distancia de fase correcta en relación con la región objetivo.

25 Cuando los emisores de señales se adaptan para emitir señales de estimulación individuales en forma de campos electromagnéticos, es ventajoso cuando los campos electromagnéticos se superponen entre sí de manera que las direcciones de las corrientes inducidas en la región objetivo sean colineales.

30 Como ejemplo básico, el emisor de señales puede comprender un arrollamiento helicoidal con una corriente que fluye a través de él. El arrollamiento helicoidal se enrolla alrededor de un eje de simetría, donde el eje se dirige después a través de la región del cerebro que se va a estimular. Una explicación más detallada de cómo un emisor de señales se ubica con precisión en relación con la región objetivo se proporcionará a continuación.

35 Existen varias alternativas para montar los emisores en la cabeza del paciente. Según la invención, los emisores de señales se pueden fijar directamente en la estructura ósea craneal. Su posición relativa entre sí y en relación con el cerebro del paciente se define por lo tanto de manera permanente. A este respecto, puede ser suficiente que los emisores de señales, es decir sus piezas de fijación, penetren sólo en la capa externa dura de la estructura ósea craneal. Puede ser ventajoso, sin embargo, que los emisores de señales penetren completamente en la estructura ósea craneal. Esto es particularmente ventajoso cuando los emisores de señales son de un tipo en el que el hueso craneal obstaculizaría severamente la penetración de las señales de estimulación en el cerebro del paciente.

40 Los emisores de señales comprenden además una o más roscas de tornillo para la fijación en la estructura ósea craneal. Dichas roscas de tornillo se proveen en una superficie exterior de los emisores de señales, más específicamente, los emisores de señales están contenidos en un tubo de montaje con las roscas de tornillo provistas en una superficie exterior del tubo de montaje. La orientación del emisor de señales dentro del tubo de montaje es ajustable, como se explicará con más detalle a continuación.

45 Es aún más ventajoso cuando los emisores de señales que se fijan en la estructura ósea craneal se implantan por vía subcutánea, es decir de modo que no penetren en la piel después de la implantación. Esto permitirá al paciente llevar una vida relativamente normal. Es decir, una vez que los emisores de señales han sido ajustados con precisión a la región objetivo en el cerebro del paciente para permitir la estimulación de una región del cerebro en particular, cada vez que sea necesario, como en el caso de los pacientes epilépticos, el paciente puede continuar viviendo con los emisores de señales montados por vía subcutánea de manera fija en la estructura ósea craneal.

50 Como se mencionó previamente, se puede proporcionar un dispositivo de ajuste para ajustar la posición de los emisores de señales en relación con la región objetivo en el cerebro del paciente. Una realización preferida de dicho dispositivo de ajuste se describirá a continuación. El dispositivo de ajuste puede incluir al menos un motor de ajuste de la posición conectado mecánicamente al emisor de señales. El emisor de señales puede comprender, simplemente como ejemplo, una bobina primaria para transferir señales de estimulación inalámbricas. Una unidad de control externa puede controlar el dispositivo de ajuste para ajustar la posición del emisor de señales/la bobina primaria en relación con la región objetivo. El controlador de posición se puede coordinar con un sistema de imagenología cerebral 3-D mediante un sistema de procesamiento apropiadamente programado. El motor de ajuste de la posición puede incluir un sensor de posición para proporcionar información sobre la posición a la unidad de control externa. Una carcasa puede encerrar el motor de ajuste de la posición y la bobina primaria para permitir el libre movimiento de la bobina primaria.

65 El motor de ajuste de la posición puede incluir además al menos un motor de ajuste de la distancia para ajustar la distancia entre el emisor de señales/la bobina primaria y la región objetivo. El motor de ajuste de la distancia puede incluir un motor lineal de ajuste de la distancia para desplazar la bobina primaria en una primera dirección

5 sustancialmente perpendicular al cráneo del paciente. El motor de ajuste de la distancia puede entonces incluir un primer motor de rotación de ajuste de la distancia para desplazar la bobina primaria en una segunda dirección sustancialmente paralela al cráneo del paciente, haciendo girar la bobina primaria alrededor de un primer eje de ajuste de la distancia. El motor de ajuste de la distancia puede incluir un segundo motor de rotación de ajuste de la distancia para desplazar la bobina primaria en una segunda dirección, haciendo girar la bobina primaria alrededor de un segundo eje de ajuste de la distancia que es sustancialmente paralelo al primer eje de ajuste de la distancia, pero está separado.

10 Alternativamente, el motor de ajuste de la distancia puede incluir al menos un motor de ajuste del ángulo para ajustar el ángulo entre la bobina primaria y la región objetivo. En este caso, la bobina primaria puede comprender un arrollamiento helicoidal alrededor de un eje de simetría, y el motor de ajuste del ángulo ajustar el ángulo girando el eje de simetría de la bobina primaria en relación con un eje de simetría correspondiente de la región objetivo. El motor de ajuste del ángulo también puede incluir un primer motor de ajuste del ángulo para girar la bobina primaria alrededor de un primer eje de ajuste del ángulo. El primer eje de ajuste del ángulo puede ser sustancialmente paralelo al cráneo del paciente, y el primer motor de ajuste del ángulo girará después la bobina primaria en un primer plano sustancialmente perpendicular al cráneo del paciente. El primer motor de ajuste del ángulo puede ser un motor lineal o un motor de rotación.

20 El motor de ajuste del ángulo también puede incluir un segundo motor de ajuste del ángulo para girar la bobina primaria alrededor de un segundo eje de ajuste del ángulo perpendicular al primer eje de ajuste del ángulo. El segundo eje de ajuste del ángulo puede ser sustancialmente paralelo al cráneo del paciente, y el segundo motor de ajuste del ángulo girará después la bobina primaria en un segundo plano sustancialmente perpendicular al cráneo del paciente y sustancialmente perpendicular al primer plano. El segundo motor de ajuste del ángulo puede ser un motor lineal o un motor de rotación.

25 El dispositivo de ajuste de la posición puede incluir además un primer elemento anular dentro del cual se monta el emisor de señales/la bobina primaria por medio de cojinetes de primera rotación opuestos, coaxiales con el segundo eje de ajuste del ángulo, y un segundo elemento anular dentro del cual se monta el primer elemento anular por medio de cojinetes de segunda rotación opuestos, coaxiales con el primer eje de ajuste del ángulo, de modo que la bobina primaria se pueda inclinar en cualquier dirección como un giroscopio.

30 Además del controlador de posición para controlar el ajuste de las posiciones de los emisores de señales en relación con la región objetivo que se va a estimular, la unidad de control puede incluir además un controlador de la emisión de señales para controlar la generación de señales de estimulación emitidas por los emisores de señales. El controlador de la emisión de señales se puede usar para controlar en particular el tiempo, la secuencia, la intensidad, la frecuencia y/o la duración de las señales de estimulación emitidas.

35 El controlador de la emisión de señales puede ser operado por el paciente. Por ejemplo, el controlador de la emisión de señales puede comprender un control remoto inalámbrico manual adaptado para encender o apagar el sistema o puede contener un interruptor operable manualmente para encender o apagar el sistema; el interruptor se implanta preferentemente por vía subcutánea para que pueda ser operado manualmente desde el exterior del cuerpo del paciente. Se puede proporcionar un sensor de un parámetro funcional y/o físico para detectar parámetros funcionales del sistema y/o parámetros físicos del paciente en conexión con el controlador de la emisión de señales, de modo que el controlador de la emisión de señales pueda ajustar las señales de estimulación en respuesta a las señales del sensor.

40 El controlador de la emisión de señales se puede adaptar específicamente para variar la intensidad de las señales de estimulación a lo largo del tiempo, en particular cíclicamente. Más específicamente, el controlador de la emisión de señales se puede adaptar para controlar la emisión de las señales de estimulación en forma de señales pulsadas.

45 También es posible controlar a la vez la estimulación de diferentes zonas de la región objetivo. Las diferentes zonas de la región objetivo se pueden estimular secuencialmente o la estimulación se puede cambiar a lo largo del tiempo de una zona de la región objetivo a otra zona de dicha región.

50 En una realización preferida de la invención, el controlador de la emisión de señales controla la estimulación para estimular intermitentemente la región del cerebro que es el objetivo, o zonas de la región objetivo, con pulsos que forman preferentemente trenes de pulsos. Al menos una primera zona y una segunda zona de la región objetivo pueden ser estimuladas repetidamente con un primer tren de pulsos y un segundo tren de pulsos, respectivamente, de modo que con el tiempo el primer y el segundo trenes de pulsos se desplacen entre sí. Por ejemplo, la primera zona se puede estimular con el primer tren de pulsos mientras que la segunda zona no es estimulada con dicho segundo tren de pulsos, y viceversa. Alternativamente, el primer y segundo trenes de pulsos se pueden desplazar entre sí de modo que el primer y segundo trenes de pulsos se superpongan al menos parcialmente.

55 Los trenes de pulsos se pueden configurar de diferentes maneras. Más específicamente, el controlador de la emisión de señales puede controlar la estimulación variando las amplitudes de los pulsos de los trenes de pulsos, el ciclo útil de los pulsos individuales de cada tren de pulsos, el ancho de cada pulso de los trenes de pulsos, la longitud de

cada tren de pulsos, la frecuencia de repetición de los pulsos de los trenes de pulsos, la frecuencia de repetición de los trenes de pulsos, el número de pulsos de cada tren de pulsos, y/o los períodos de desconexión entre los trenes de pulsos. Se pueden emplear varios trenes de pulsos de configuraciones diferentes para lograr el efecto deseado.

5 En el caso en que el controlador de la emisión de señales controla el dispositivo de estimulación para variar los períodos de desconexión entre los trenes de pulsos que estimulan una zona específica de la región objetivo, es posible controlar cada período de desconexión entre trenes de pulsos para que dure lo suficiente como para restaurar un buen clima de estimulación en las células neuronales de dicha zona específica mientras la zona no es estimulada.

10 Se ha mencionado antes que el sistema puede comprender un control remoto, en particular operable por el paciente, que contenga una primera parte para ser montada en el cráneo del paciente junto con los emisores de señales y una segunda parte para la comunicación remota con la primera parte. Se puede prescindir del cableado entre la primera y la segunda partes de la unidad de control, si se desea. Los datos se pueden transferir entre la primera parte de la unidad de control y los emisores de señales ya sea inalámbricamente o a través de un acoplamiento galvánico. 15 Asimismo, se puede suministrar energía a los emisores de señales o a la primera parte de la unidad de control ya sea galvánicamente o inalámbricamente. En el último caso, se puede proporcionar al menos un transformador de energía, conectado a los emisores de señales o a la primera parte de la unidad de control, para transformar la energía inalámbrica en energía eléctrica y para suministrar la energía eléctrica directa o indirectamente a los 20 emisores de señales, y se puede proporcionar un transmisor de energía para transmitir inalámbricamente la energía al al menos un transmisor de energía. Con respecto a la unidad de control, la primera parte de la unidad de control montada al cráneo del paciente junto con los emisores de señales se puede programar a través de la segunda parte de la unidad de control, y la segunda parte de la unidad de control se puede adaptar para transmitir señales de retroalimentación a la primera parte de la unidad de control. La señal de retroalimentación puede relacionar por 25 ejemplo los parámetros funcionales y físicos mencionados previamente del sistema y el paciente, respectivamente.

La invención se describirá ahora en más detalle en contexto con algunas realizaciones preferidas de la invención como se muestran en la figuras adjuntas.

30 Breve descripción de las figuras

Figura 1: muestra muy esquemáticamente una primera realización de un sistema de estimulación del cerebro,

35 Figura 2: muestra una segunda realización de un sistema de estimulación del cerebro, el cual, sin embargo, no forma parte de la presente invención,

Figuras 3A y 3B: muestran una tercera realización, que tampoco forma parte de la presente invención, de un sistema de estimulación del cerebro,

40 Figuras 4A a 4C: muestran una cuarta y una quinta realizaciones de un sistema de estimulación del cerebro,

Figura 5: muestra el sistema de estimulación del cerebro de la figura 2 con una unidad de control, una unidad de suministro de energía y programación, y

45 Figuras 6 a 8: muestran diferentes vistas de una disposición de un emisor de señales.

Descripción detallada de las figuras

50 La figura 1 muestra esquemáticamente una primera realización de un sistema de estimulación cerebral. El sistema de estimulación cerebral que se muestra aquí incluye seis emisores de señales 1, como ejemplo. Los emisores de señales 1 están adaptados para emitir radiación electromagnética en forma de haces 2. Un sistema de lentes 3 se muestra esquemáticamente como un medio de enfoque para cada uno de los emisores de señales 1 y se puede desplazar a lo largo del eje del haz 2 para concentrar la radiación en una región objetivo común 4 dentro del cerebro del paciente 5. Cada uno de los emisores de señales 1 se puede ajustar individualmente de modo que se pueda 55 dirigir a cualquier ubicación deseada dentro del cerebro del paciente 5. El eje pivotante, el eje de desplazamiento longitudinal y el eje de rotación a lo largo de los cuales se pueden desplazar los emisores de señales 1 se indican mediante flechas respecto a sólo uno de los emisores de señales 1. En líneas punteadas y designado con el numeral de referencia 1' hay un emisor de señales que ha sido desplazado para dirigir el haz correspondiente 2' a una región diferente en el cerebro del paciente 5.

60 La figura 2 muestra una segunda realización, más específica, de un sistema de estimulación cerebral que no forma parte de la presente invención, con los emisores de señales 1 montados en una estructura de soporte común 6. El relleno 7 provisto en varias posiciones entre la estructura de soporte 6 y el cráneo del paciente 8 garantiza un ajuste cómodo y un asiento confortable de la estructura de soporte 6 en la cabeza del paciente. El relleno se elige 65 suficientemente grande para garantizar un soporte estable sin causar dolor a la piel del paciente. La estructura de soporte 6 en sí misma es elástica pero lo suficientemente rígida para empujar los rellenos 7 contra la piel del cráneo

del paciente 8. Los emisores de señales 1 se montan en la estructura de soporte 6 de manera que se puedan mover libremente en cualquier dirección. En consecuencia, están montados de manera pivotante en un eje de pivoteo sustancialmente paralelo al cráneo del paciente, además se pueden hacer girar alrededor de un eje de rotación perpendicular al eje de pivoteo y, posiblemente, también se pueden desplazar axialmente a lo largo del eje de rotación. Esto permite que todos los emisores de señales 1 se dirijan a una región objetivo común 4 dentro del cerebro del paciente 5.

La figura 3A muestra una tercera realización, que tampoco forma parte de la presente invención, y un sistema de estimulación cerebral, nuevamente con los emisores de señales 1 montados en una estructura de soporte común 6. Sin embargo, en esta realización la estructura de soporte común 6 empuja los emisores de señales 1 contra el cráneo del paciente 8, al igual que empujaba los rellenos 7 contra la piel del paciente en la realización de la figura 2. La figura 3B muestra el emisor de señales 1 con más detalle. Concordantemente, el emisor de señales 1 está montado de manera móvil en un tubo de montaje 9, el tubo de montaje 9 se mantiene inclinado contra el cráneo del paciente 8 mediante la estructura de soporte flexible pero rígida 6. El tubo de montaje 9, como se muestra aquí, penetra en la piel del paciente 10 y descansa contra el hueso craneal, para evitar cualquier desplazamiento no intencional. Montar el tubo de montaje 9 en la piel del paciente causaría que el emisor de señales 1 se desplazara cada vez que la piel del paciente se mueve sobre el hueso craneal.

El emisor de señales 1, como se muestra en esta tercera realización que no forma parte de la presente invención, puede pivotar sobre dos ejes pivotantes que son perpendiculares entre sí, sólo uno de dichos ejes pivotantes está indicado de forma esquemática por una flecha.

La figura 4A muestra (en un solo dibujo) una cuarta y una quinta realizaciones de un sistema de estimulación cerebral. En estas realizaciones, los emisores de señales 1 están fijados de manera permanente en el cráneo del paciente. Por consiguiente, no es necesaria una estructura de soporte común para los emisores de señales 1. También se muestra en estas realizaciones la piel del paciente 10 que cubre el cráneo del paciente 8. Aunque no se muestra en las otras realizaciones descritas antes, por supuesto la piel 10 también está presente en ellas.

La cuarta realización que se muestra en la figura 4A se muestra más detalladamente en la figura 4B. Concordantemente, el emisor de señales 1 está nuevamente contenido de manera ajustable en un tubo de montaje 9. El tubo de montaje tiene una rosca 12 en la parte de afuera mediante la cual es enrosca dentro y a través de la estructura ósea craneal 8 para penetrar completamente en el hueso craneal hasta la duramadre 11 del cerebro, sin dañar la duramadre 11. El tubo de montaje 9 es relativamente corto y el resto de éste que no penetra en el cráneo del paciente 8 está cubierto por la piel del paciente 10. Cuando no es posible el control remoto y/o la transferencia de energía, se puede proporcionar un cableado galvánico. Dicho cableado también se puede disponer por vía subcutánea y, posiblemente, conducir a una unidad de control en la zona del cuello del paciente.

La quinta realización del sistema de estimulación cerebral de la figura 4A se muestra más detalladamente en la figura 4C. Nuevamente, el emisor de señales 1 está montado de manera pivotable en un tubo de montaje 9. En esta realización, sin embargo, el tubo de montaje 9 sólo llega a la capa externa dura del hueso craneal sin penetrarlo completamente, y el tubo de montaje se proyecta a través de la piel del paciente 10 para que sea fácilmente accesible para proporcionar conductivamente energía y/o datos de control.

La figura 5 muestra un ejemplo de un cableado para proporcionar energía y datos a los emisores de señales individuales 1, que se muestran aquí en contexto con la segunda realización descrita antes en relación con la figura 2. Concordantemente, cada uno de los emisores de señales 1 está conectado a una unidad de control C que está dispuesta convenientemente en la zona del cuello del paciente. Una fuente de energía E también está conectada a la unidad de control C para proporcionar energía a la unidad de control C y a los emisores de señales 1. Una unidad de procesamiento P remota respecto a la unidad de control C y a la fuente de energía E se usa para proporcionar inalámbricamente datos de control a la unidad de control C y energía a la fuente de energía E. La unidad de control C puede enviar datos de retroinformación a la unidad de procesamiento P, los datos de retroinformación relacionan parámetros funcionales del sistema, como datos de posición de los emisores de señales individuales 1. En este contexto, el sistema comprende además sensores de posición (que no se muestran) para detectar las posiciones de los emisores de señales individuales 1.

Cuando un sensor de un parámetro físico para detectar un parámetro físico del paciente está conectado a la unidad de control, los datos de retroalimentación enviados a la unidad de procesamiento P pueden comprender además dichos datos físicos del paciente.

Las figuras 6 a 8 ilustran una realización de una disposición de un emisor de señales. En este caso, el emisor es una unidad de desplazamiento de la bobina configurada para desplazar una bobina primaria 500 en varias direcciones diferentes. Sin embargo, el emisor de señales puede ser cualquier tipo de emisor. La bobina 500 está montada en un cilindro de soporte 502 que está suspendido de manera móvil, como se describirá a continuación.

La unidad de desplazamiento de la bobina comprende varios motores de ajuste de la posición conectados mecánicamente al cilindro de soporte 502 y por lo tanto también a la bobina primaria 500. Cada motor de ajuste de

- la posición incluye además algún tipo de sensor de posición, que no se muestra en las figuras 6 a 8, adaptado para proporcionar información sobre la posición a un procesador, que tampoco se muestra, que corresponde a la unidad de control externa C de la figura 5. El procesador está adaptado para controlar el movimiento de la bobina primaria 500, basado en una señal de control recibida y en información sobre la posición de los sensores de posición.
- 5 La unidad de desplazamiento de la bobina comprende además una carcasa 504, que no se muestra en las figuras 7 y 8, que soporta y encierra los motores de ajuste de la posición y la bobina primaria, para permitir el movimiento libre de la bobina primaria.
- 10 La unidad de desplazamiento de la bobina comprende además un motor lineal de ajuste de la distancia M1L para desplazar la bobina primaria en una primera dirección sustancialmente perpendicular al cráneo del paciente, como se indica mediante la flecha A1.
- 15 La unidad de desplazamiento de la bobina comprende además un primer motor de rotación de ajuste de la distancia M1R adaptado para desplazar la bobina primaria en una segunda dirección sustancialmente paralela al cráneo de dicho paciente haciendo girar la bobina primaria alrededor de un primer eje de ajuste de la distancia DA1, como se indica mediante la flecha A2.
- 20 La unidad de desplazamiento de la bobina comprende además un segundo motor de rotación de ajuste de la distancia M2R adaptado para desplazar la bobina primaria en una segunda dirección, haciendo girar la bobina primaria alrededor de un segundo eje de ajuste de la distancia DA2 que es sustancialmente paralelo al primer eje de ajuste de la distancia DA1, pero está separado, como se indica mediante la flecha A3.
- 25 La unidad de desplazamiento de la bobina comprende además un primer motor lineal de ajuste del ángulo M2L adaptado para girar la bobina primaria alrededor de un primer eje de ajuste del ángulo AA1, como se indica mediante la flecha A4. El primer eje de ajuste del ángulo es sustancialmente paralelo al cráneo del paciente, y el motor M2L está adaptado para girar la bobina primaria en un primer plano sustancialmente perpendicular al cráneo del paciente.
- 30 La unidad de desplazamiento de la bobina comprende además un segundo motor lineal de ajuste del ángulo M3L adaptado para girar la bobina primaria alrededor de un segundo eje de ajuste del ángulo AA2 perpendicular al primer eje de ajuste del ángulo AA1. El segundo eje de ajuste del ángulo AA2 es sustancialmente paralelo al cráneo del paciente, y el motor M3L está adaptado para girar la bobina primaria en un segundo plano sustancialmente perpendicular al cráneo del paciente y sustancialmente perpendicular al primer plano.
- 35 La unidad de desplazamiento de la bobina comprende además un primer elemento anular R1 dentro del cual se monta la bobina primaria por medio de cojinetes de primera rotación opuestos B1, coaxiales con el segundo eje de ajuste del ángulo AA2, y un segundo elemento anular R2 dentro del cual se monta el primer elemento anular R1 por medio de cojinetes de segunda rotación opuestos B2, coaxiales con el primer eje de ajuste del ángulo AA1, de modo que la bobina primaria 500 puede ser inclinada en cualquier dirección como un giroscopio.
- 40

REIVINDICACIONES

1. Un sistema terapéutico de estimulación del cerebro, que comprende al menos dos y preferentemente tres o más emisores de señales de estimulación (1) adaptado para generar señales estimulantes que en combinación permiten la estimulación inalámbrica de células neuronales en el cerebro de un paciente (5), donde dichos emisores de señales están adaptados para ser dispuestos de manera tal que sus señales estimulantes individuales puedan ser emitidas desde diferentes posiciones hacia una región objetivo común (4) en el cerebro de un paciente, de manera de proporcionar un efecto estimulante acumulado en dicha región objetivo, y donde los emisores de señales se pueden ajustar de modo que las señales de estimulación que se acumulan en la región objetivo no afecten negativamente la estructura anatómica de las células neuronales cerebrales en dicha región objetivo, donde los emisores de señales (1) están adaptados para ser fijados en la estructura ósea craneal (8) de modo de penetrar sólo en la capa externa dura de ésta o para penetrar completamente en la estructura ósea craneal (8), donde cada uno de dichos emisores de señales (1) comprende una o más roscas de tornillo (12) para la fijación en la estructura ósea craneal (8) y está contenido en un tubo de montaje (9) con las roscas de tornillo (12) provistas en una superficie exterior del tubo de montaje (9), **que se caracteriza porque** la orientación de cada uno de los emisores de señales (1) dentro del respectivo tubo de montaje (9) se puede ajustar.
2. El sistema de la reivindicación 1, donde los emisores de señales (1) están adaptados para emitir señales de estimulación individuales en forma de radiación electromagnética.
3. El sistema de la reivindicación 2, donde la radiación electromagnética comprende ondas luminosas con una longitud de onda en el intervalo entre el infrarrojo y el ultravioleta o con una longitud de onda mayor que la luz infrarroja.
4. El sistema de la reivindicación 2, donde la radiación electromagnética comprende microondas.
5. El sistema de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, donde las señales de estimulación individuales emitidas por los emisores de señales se emiten en forma de haces, donde dichos haces se dirigen para cruzarse entre sí en la región objetivo (4).
6. El sistema de la reivindicación 5, que comprende además dispositivos de enfoque (3) para enfocar los haces sobre la región objetivo (4).
7. El sistema de la reivindicación 1, donde los emisores de señales (1) están adaptados para emitir señales de estimulación individuales en forma de ondas sonoras.
8. El sistema de la reivindicación 7, donde los emisores de señales (1) se pueden disponer a una distancia igual de la región objetivo.
9. El sistema de la reivindicación 7, donde los emisores de señales (1) se pueden disponer a una distancia de fase correcta en relación con la región objetivo.
10. El sistema de la reivindicación 1, donde los emisores de señales (1) están adaptados para emitir señales de estimulación individuales en forma de campos electromagnéticos.
11. El sistema de la reivindicación 10, donde los emisores de señales (1) están ajustados o se pueden ajustar de modo que sus respectivos campos electromagnéticos se superpongan entre sí con direcciones de corrientes inducidas colineales en la región objetivo (4).
12. El sistema de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 11, donde el emisor de señales (1) comprende un arrollamiento helicoidal (500) alrededor de un eje de simetría adaptado para ser dirigido a través de dicha región objetivo (4).
13. El sistema de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 12, donde los emisores de señales (1) están adaptados para ser implantados por vía subcutánea para no penetrar en la piel (10) después de la implantación.
14. El sistema de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 13, que comprende al menos un motor de ajuste de la posición (M1R, M2R, M1L, M2L, M3L) para cada uno de los emisores de señales (1) para ajustar individualmente los emisores de señales en relación con un objetivo (4) a ser estimulado.

FIG 2

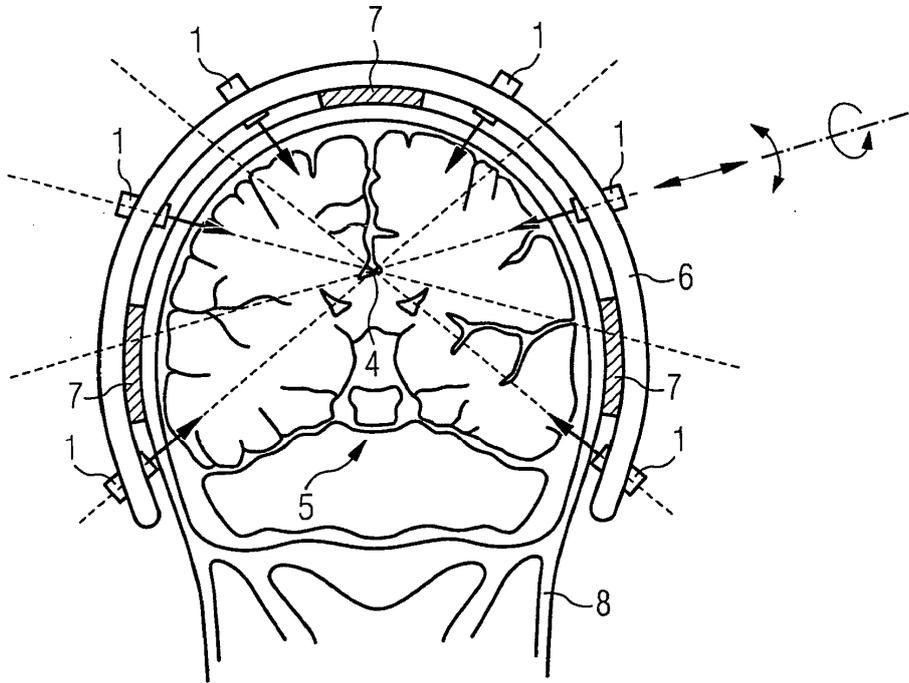


FIG 3A

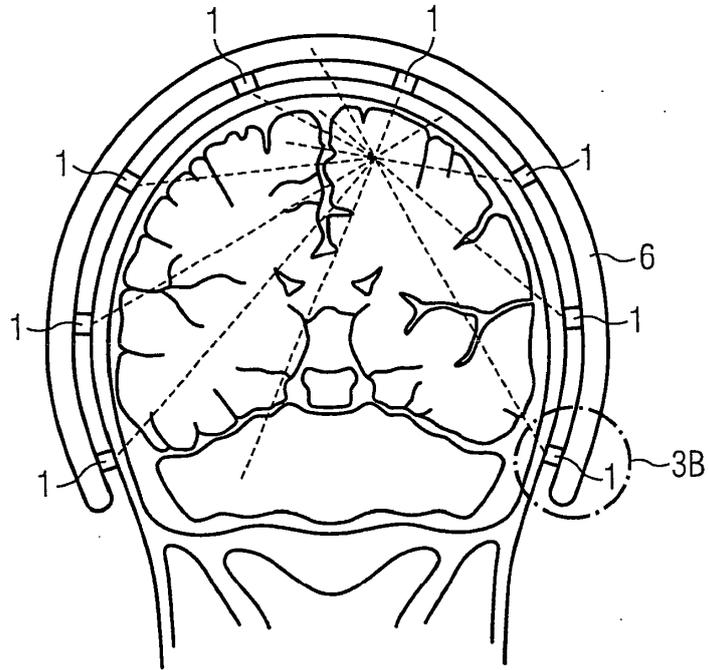


FIG 3B

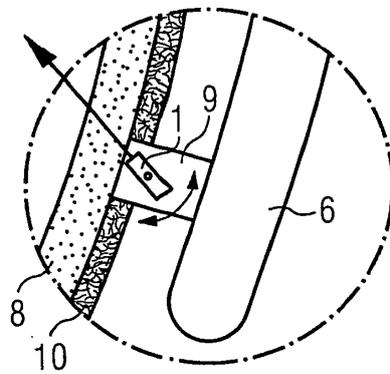


FIG 4A

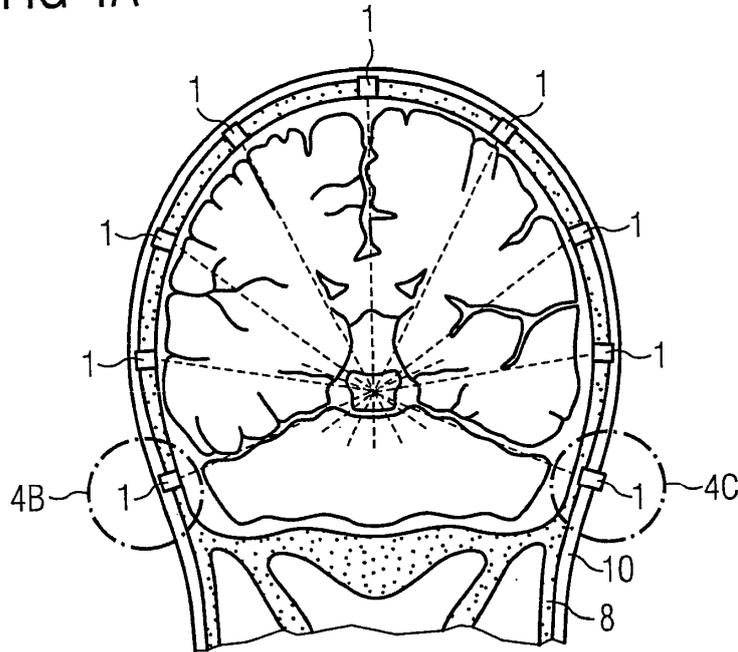


FIG 4B

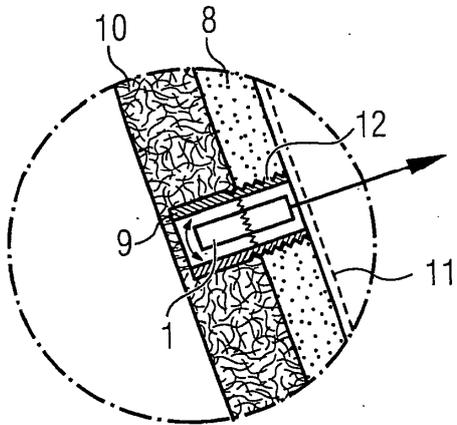


FIG 4C

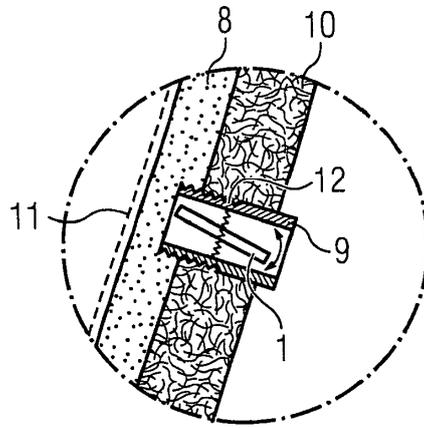


FIG 5

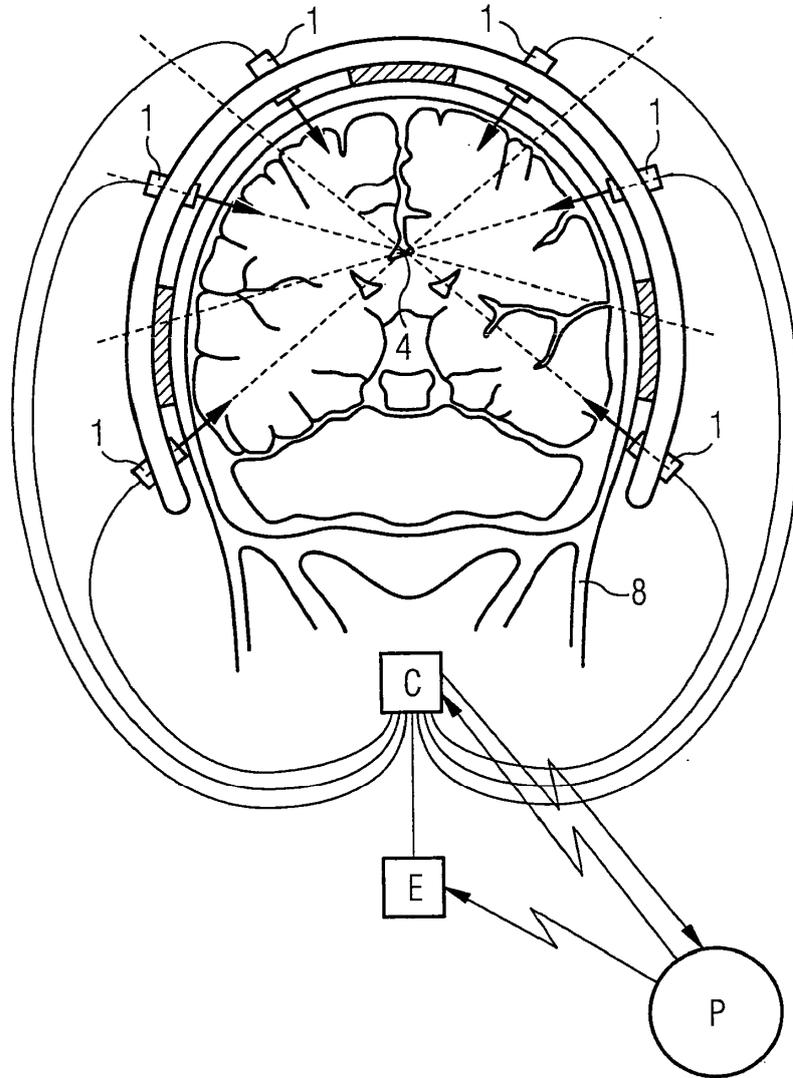


FIG 6

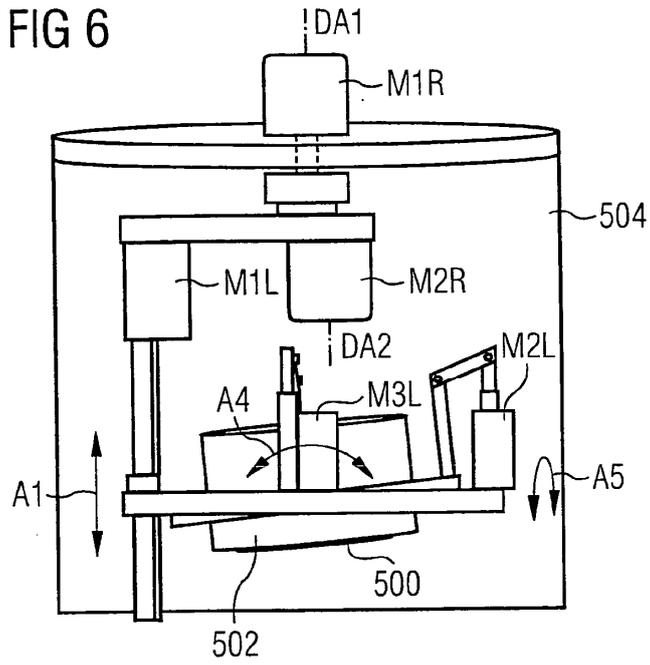


FIG 7

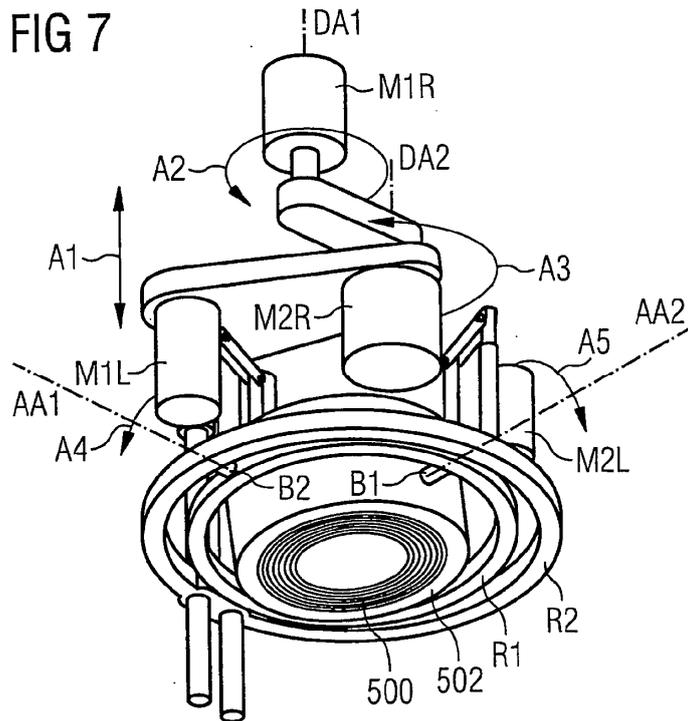


FIG 8

