

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 818 078**

51 Int. Cl.:

G06T 7/20 (2007.01)

G06T 7/00 (2007.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **08.03.2012** E 15159364 (7)

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **19.08.2020** EP 2919194

54 Título: **Dispositivo de procesamiento de datos de imagen y aparato de estimulación magnética transcraneal**

30 Prioridad:

09.03.2011 JP 2011051871

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

09.04.2021

73 Titular/es:

OSAKA UNIVERSITY (50.0%)

1-1, Yamadaoka

Suita-shi, Osaka 565-0871, JP y

A SCHOOL CORPORATION KANSAI UNIVERSITY

(50.0%)

72 Inventor/es:

SAITOH, YOUICHI;

UCHIDA, KUNIYOSHI;

HOSOMI, KOICHI;

YASUMURO, YOSHIHIRO y

OGINO, TATSUYA

74 Agente/Representante:

UNGRÍA LÓPEZ, Javier

ES 2 818 078 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

Dispositivo de procesamiento de datos de imagen y aparato de estimulación magnética transcraneal

5 Campo técnico

La presente invención se refiere a un dispositivo de procesamiento de datos de imagen y a un aparato de estimulación magnética transcraneal que utiliza tal dispositivo de procesamiento de datos de imagen.

10 Antecedentes de la técnica

En los últimos años, un tratamiento de estimulación magnética transcraneal está recibiendo cada vez más atenciones como método de tratamiento para pacientes de diversas enfermedades neuronales para las que la medicación no siempre es eficaz. El tratamiento de estimulación magnética transcraneal es un método de tratamiento relativamente nuevo para aplicar la estimulación magnética a una región particular del cerebro (nervio cerebral, por ejemplo) mediante una fuente generadora de campo magnético proporcionada en la superficie del cuero cabelludo de un paciente, por lo que es capaz de proporcionar un tratamiento y/o aliviar los síntomas. A diferencia de la estimulación eléctrica convencional que requiere un procedimiento de craneotomía y el uso de un electrodo implantado que hace que un paciente sea muy incómodo, se espera que el tratamiento de estimulación magnética transcraneal se utilice ampliamente como un método de tratamiento no invasivo y menos estresante para los pacientes.

Como método específico de tal tratamiento de estimulación magnética transcraneal, se conoce un método para aplicar corriente eléctrica a una bobina situada cerca de la superficie del cuero cabelludo de un paciente, generando regionalmente un pequeño campo magnético pulsado, que genera corriente de remolino dentro de un cráneo basado en un principio de inducción electromagnética, y que aplica estimulación al nervio cerebral inmediatamente debajo de la bobina (véase Literatura de Patente 1, por ejemplo).

De acuerdo con la Literatura de Patente 1, se confirma que el tratamiento de estimulación magnética transcraneal proporcionado de acuerdo con el método anterior alivia eficazmente los dolores neuropáticos intratables, y, adicionalmente, proporciona un efecto más alto para el alivio del dolor mediante la aplicación de la estimulación focal con mayor precisión. Sin embargo, también se desvela que las porciones estimulantes óptimas de los pacientes individuales son delicadamente diferentes.

Por lo tanto, con el fin de lograr un mayor efecto con el tratamiento de estimulación magnética transcraneal, es importante cómo se determina una porción estimulante óptima en la cabeza de un paciente para cada paciente, o más específicamente, cómo se realiza con precisión el posicionamiento tridimensional de una bobina de tratamiento en la cabeza del paciente. Cabe señalar que también se sabe que incluso si la posición de la bobina de tratamiento es la misma, un efecto logrado varía dependiendo de una orientación (postura) de la bobina.

Las configuraciones conocidas del posicionamiento de tal bobina de tratamiento incluyen el posicionamiento de una bobina de tratamiento en la cabeza del paciente utilizando un sistema de seguimiento óptico utilizando rayos infrarrojos (véase Literaturas de Patentes 2 y 3, por ejemplo), y algunos están disponibles comercialmente y aplicados en entornos clínicos.

Como se ha descrito anteriormente, con el fin de lograr un efecto para el alivio del dolor con el tratamiento de estimulación magnética transcraneal, es necesario especificar una porción estimulante óptima en la cabeza de un paciente y aplicar con precisión la estimulación al nervio cerebral en la porción. Si bien es difícil captar una posición precisa del cerebro dentro del cráneo desde fuera, es posible comprender su posición con precisión utilizando información tridimensional de una imagen de RMN (Magnetic Resonance Imaging) de la cabeza. Mediante el uso de una función de posicionamiento del sistema de seguimiento óptico al referirse a la información tridimensional dentro del cráneo obtenida en función de la imagen de RMN, un practicante (tal como un médico) del tratamiento de estimulación magnética transcraneal es capaz de guiar la bobina de tratamiento a la porción estimulante óptima en la cabeza del paciente y aplicar la estimulación magnética con precisión.

Convencionalmente, cuando se utiliza el sistema de seguimiento óptico en el tratamiento de estimulación magnética transcraneal de tal manera, se proporciona un marcador de reflexión infrarroja para cada una de las posiciones estáticas asociadas con la cabeza del paciente (por ejemplo, una cama en la que se encuentra el paciente) y la bobina de tratamiento, y una posición actual de la bobina de tratamiento se estima sobre la base de una relación posicional entre estos dos obtenida mediante la detección de los marcadores, y la bobina de tratamiento se guía a la porción estimulante óptima en la cabeza del paciente mientras se refiere a la información tridimensional dentro del cráneo obtenido en función de la imagen de RMN. Por lo tanto, se requiere una alineación posicional precisa entre la cabeza del paciente y la imagen de RMN. En consecuencia, la alineación posicional precisa con la imagen de RMN se realiza especificando el ojo, la oreja, la nariz, o similares usando un marcador de calibración en un estado en el que la cabeza del paciente está fijada a la cama.

Literaturas de patentes

[Literatura de patente 1]: WO 2007/123147

[Literatura de patente 2]: JP 2003-180649 A

5 [Literatura de patente 3]: JP 2004-000636 A

10 El documento WO 2008/031847 A1 describe un método de corrección de errores en un corregistro de un sistema de coordenadas que representa una cabeza de un sujeto en datos de imagen con un sistema de coordenadas que representa la ubicación de los rastreadores fijados a la superficie del cuero cabelludo de la cabeza y un dispositivo rastreado. Específicamente, la corrección de errores se realiza utilizando información representativa de la distancia real entre el dispositivo rastreado y el cuero cabelludo del sujeto. En particular, las representaciones del dispositivo rastreado y de la cabeza del sujeto se muestran con precisión en una pantalla de un movimiento de seguimiento del sistema de estimulación cerebral navegada (NBS) del dispositivo rastreado en relación con la cabeza del sujeto. La corrección del error en el corregistro se realiza sin recopilar información de seguimiento adicional de los rastreadores en un dispositivo de bobina de estimulación magnética transcraneal rastreada (TMS) y la cabeza, que evita interrumpir el NBS usando el dispositivo de bobina TMS.

20 El documento US 2003/050527 A1 se refiere a aparatos y métodos para la administración de estimulación magnética transcraneal. El aparato incluye una bobina TMS que cuando se energiza genera un campo eléctrico sustancialmente paralelo a un eje largo de la bobina y sustancialmente normal a una superficie de la bobina. Además, se divulgó un aparato para la administración de TMS en el que una bobina se adapta a un miembro robótico para el control asistido por ordenador y la administración. Más divulgados son los métodos de planificación y administración de TMS en los que las imágenes del sujeto se utilizan para planificar, posicionar y orientar la bobina TMS para una administración precisa. También se divulgan bobinas TMS que tienen diseños únicos para enfocar mejor y estimulación magnética directa.

30 En el documento US 2008/269588 A1, se describe un sistema para permitir el registro de un paciente al espacio de imagen. El registro se puede realizar sin tocar una pluralidad de puntos fiduciaros sobre el paciente o sobre los datos de la imagen. El proceso de registro puede eliminar las etapas manuales de la imagen para el registro del paciente y el registro de imagen a imagen.

35 El documento US 6 072 903 A se refiere a un aparato de procesamiento de imágenes y un método de procesamiento de imágenes utilizado para el CAD tridimensional (diseño asistido por ordenador) para ayudar en el diseño de piezas industriales, etc., la creación de imágenes utilizando CG tridimensional (gráficos por ordenador), o HI (interfaz humana) usando retratos, y robots móviles, y adecuados para ayudar a formar el modelo 3D de objetos.

Sumario de la invención**Problemas a resolver con la invención**

40 Sin embargo, de acuerdo con el método convencional, si el paciente mueve una posición y/o una postura de la cabeza después de realizar la calibración, la alineación posicional precisa entre la cabeza del paciente y la imagen de RMN puede verse afectada. Por lo tanto, el paciente no puede moverse después de que se realice la calibración hasta que finalice el tratamiento de estimulación magnética, y esto se convierte en una tensión considerablemente grande para el paciente. Además, hay un inconveniente que se requiere convencionalmente para realizar la calibración descrita anteriormente antes del tratamiento de estimulación magnética, y esto es molesto para el practicante.

50 La presente invención se hace en vista de los problemas anteriores, y un objeto básico de la presente invención es proporcionar un método de procesamiento de datos de imagen que sea beneficioso con el fin de reducir la tensión y la molestia del paciente para el practicante al realizar el tratamiento de estimulación magnética transcraneal, y un aparato de estimulación magnética transcraneal que utiliza el método de procesamiento de datos de imagen.

Medios para resolver los problemas

55 El objeto de la invención se logra mediante la materia objeto de las reivindicaciones independientes. Las realizaciones ventajosas se definen en las reivindicaciones dependientes. Se proporcionan otros ejemplos para facilitar la comprensión de la invención.

60 Un dispositivo de procesamiento de datos de imagen de acuerdo con un primer aspecto de la presente invención incluye: a) un medio de almacenamiento configurado para almacenar una imagen de RMN tridimensional de la cabeza del sujeto que se ha tomado previamente; b) un medio de generación de imágenes de apariencia tridimensional configurado para generar una imagen tridimensional de la cabeza del sujeto; c) un medio de generación de imágenes configurado para realizar la alineación posicional entre la imagen de RMN tridimensional y la imagen de apariencia tridimensional, y para generar una imagen tridimensional de la cabeza del sujeto después de la alineación posicional; d) un medio de generación de imágenes después del movimiento configurado para

generar, cuando la cabeza del sujeto se ha movido, una imagen tridimensional de la cabeza del sujeto después del movimiento y la alineación posicional; e) un medio de generación de imágenes de objeto operacional configurado para generar una imagen de un objeto operativo que indique una posición actual del objeto operativo operado y movido con el fin de mantener una relación posicional con una porción específica en la imagen de RMN tridimensional de la cabeza del sujeto; y f) un medio de visualización configurado para mostrar la imagen tridimensional de la cabeza del sujeto después del movimiento y la imagen del objeto operativo en una imagen.

Un dispositivo de procesamiento de datos de imagen de acuerdo con un segundo aspecto de la presente invención es para realizar la alineación posicional entre una primera imagen y una segunda imagen, siendo la primera imagen una imagen de RMN tridimensional de la cabeza del sujeto, y siendo la segunda imagen una imagen de apariencia tridimensional de la cabeza del sujeto, comprendiendo el dispositivo: a) un medio de configuración conectado para seleccionar puntos m_i que satisfacen una condición predeterminada de una pluralidad de puntos b_j incluidos en la segunda imagen, siendo los puntos m_i seleccionado respectivamente para N puntos a_i incluidos en la primera imagen; b) determinando un medio de determinación de parámetros configurado para determinar, en cada uno de los puntos seleccionados por el medio de selección, una matriz de rotación R y un vector de traslación paralelo t como parámetros para realizar la transformación de cuerpo rígido de tal modo que un valor de una función de error $E(R, t)$ se minimiza, convirtiendo la transformación de cuerpo rígido los puntos incluidos en la primera imagen en los puntos correspondientes incluidos en la segunda imagen, la función de error $E(R, t)$ configurado mediante un procedimiento de cálculo predeterminado utilizando la matriz de rotación R y el vector de traslación paralelo t ; y c) un medio de procesamiento de datos configurado para realizar la transformación de cuerpo rígido a cada uno de los puntos a_i utilizando la matriz de rotación R y el vector de traslación paralelo t hasta que el valor de la función de error $E(R, t)$ sea igual o menor que un valor umbral predeterminado, y hacer que el medio de selección seleccione los puntos respectivamente, para los puntos a_i después de la conversión, y el medio de determinación de parámetros para determinar la matriz de rotación R y el vector de traslación paralelo t .

En este caso, el medio de selección puede seleccionar los puntos m_i que tienen una distancia euclidiana más pequeña de la pluralidad de puntos b_j , siendo los puntos m_i seleccionados respectivamente para los N puntos a_i .

En el caso anterior, la función de error $E(R, t)$ puede satisfacer la siguiente expresión (Expresión 1).

[Expresión 1]

$$E(R, t) = \sum_{i=1}^N |Ra_i + t - m_i|$$

Un dispositivo de procesamiento de datos de imagen de acuerdo con un tercer aspecto de la presente invención es para rastrear una posición y una orientación de la cabeza de un sujeto, y el dispositivo incluye: a) un medio de generación de imágenes configurado para generar una imagen de apariencia tridimensional de la cabeza del sujeto; b) un medio de extracción y almacenamiento configurado para extraer al menos una región característica de la imagen de apariencia tridimensional para almacenarla como una imagen de plantilla tridimensional; c) un medio de generación de imágenes después del movimiento configurado para generar, cuando la cabeza del sujeto se ha movido, una imagen de apariencia tridimensional de la cabeza del sujeto después del movimiento; d) un medio de determinación de región característica configurada para mover la imagen de plantilla sobre la imagen tridimensional de la cabeza del sujeto después del movimiento, y determinar una posición en la que la correlación entre los datos de ambas imágenes se maximice como una posición de la región característica después del movimiento; y e) un medio de determinación de parámetros configurado para determinar una matriz de rotación R y un vector de traslación paralelo t como parámetros para realizar la transformación de cuerpo rígido de tal modo que un valor de una función de error $E(R, t)$ se minimiza, los puntos de conversión de transformación de cuerpo rígido incluidos en la región característica antes del movimiento en los puntos correspondientes incluidos en la región característica después del movimiento, la función de error $E(R, t)$ configurado mediante un procedimiento de cálculo predeterminado utilizando la matriz de rotación R y el vector de traslación paralelo t .

En este caso, la función de error $E(R, t)$ puede satisfacer la siguiente expresión (Expresión 2). Aquí, N es un número igual o mayor que 2 que represente un número de puntos de entidad incluidos en la región característica, x_i representa una posición tridimensional de cada uno de los puntos de entidad incluidos en la imagen inicial de la cabeza del sujeto, x_i' representa una posición tridimensional de cada uno de los puntos de entidad incluidos en la región característica de la imagen tridimensional de la cabeza del sujeto antes del movimiento de la cabeza del sujeto, y_i representa una posición tridimensional de cada uno de los puntos de entidad incluidos en la imagen de la cabeza del sujeto después del movimiento, y w_i representa un coeficiente de ponderación de cada uno de los puntos de entidad.

[Expresión 2]

$$E = \sum_{i=0}^{N-1} w_i (Rx_i + t - y_i)^T (Rx_i + t - y_i)$$

5 En el caso anterior, la imagen de apariencia tridimensional de la cabeza del sujeto puede generarse utilizando paralaje entre imágenes tomadas desde una pluralidad de puntos de vista, o puede ser generado utilizando un tiempo por el cual uno de la luz y una onda ultrasónica llega desde un punto de vista.

10 Un aparato de estimulación magnética transcraneal de acuerdo con un cuarto aspecto de la presente invención es para aplicar la estimulación magnética a una porción específica dentro de la cabeza de un sujeto utilizando un medio de generación de campo magnético dispuesto fuera de la cabeza, y el aparato incluye: a) el medio de generación de campo magnético configurado para poder cambiar una posición y una postura de la misma de acuerdo con una operación; b) un medio de almacenamiento configurado para almacenar una imagen de RMN tridimensional de la cabeza del sujeto que haya sido tomada previamente; c) un medio de generación de imágenes de apariencia tridimensional configurado para generar una imagen tridimensional de la cabeza del sujeto; d) un medio de generación de imágenes configurado para realizar la alineación posicional entre la imagen de RMN tridimensional y la imagen de apariencia tridimensional, y para generar una imagen tridimensional de la cabeza del sujeto después de la alineación posicional; e) un medio de generación de imágenes después del movimiento configurado para generar, cuando la cabeza del sujeto se ha movido, una imagen tridimensional de la cabeza del sujeto después del movimiento y la alineación posicional; f) un medio de generación de imágenes de medio de generación de campo magnético configurado para generar una imagen del medio de generación de campo magnético que indica una posición actual del medio de generación de campo magnético operado para mantener una relación de posición con una porción específica sobre la imagen de RMN tridimensional de la cabeza del sujeto; y g) un medio de visualización configurado para mostrar la imagen tridimensional de la cabeza del sujeto después del movimiento y la imagen del medio de generación de campo magnético en una imagen.

25 Un aparato de estimulación magnética transcraneal de acuerdo con un quinto aspecto de la presente invención es para aplicar la estimulación magnética a una porción específica dentro de la cabeza de un sujeto utilizando un medio de generación de campo magnético dispuesto fuera de la cabeza, y el aparato incluye un dispositivo de procesamiento de datos de imagen para realizar la alineación posicional entre una primera imagen y una segunda imagen, siendo la primera imagen una imagen de RMN tridimensional de la cabeza de un sujeto, y siendo la segunda imagen una imagen de apariencia tridimensional de la cabeza del sujeto, donde el dispositivo de procesamiento de datos incluye: a) un medio de configuración conectado para seleccionar puntos m_i que satisfacen una condición predeterminada de una pluralidad de puntos b_j incluidos en la segunda imagen, siendo los puntos m_i seleccionado respectivamente para N puntos a_i incluidos en la primera imagen; b) determinando un medio de determinación de parámetros configurado para determinar, en cada uno de los puntos m_i seleccionados por el medio de selección, una matriz de rotación R y un vector de traslación paralelo t como parámetros para realizar la transformación de cuerpo rígido de tal modo que un valor de una función de error E(R, t) se minimiza, convirtiendo la transformación de cuerpo rígido los puntos incluidos en la primera imagen en los puntos correspondientes incluidos en la segunda imagen, la función de error E(R, t) configurado mediante un procedimiento de cálculo predeterminado utilizando la matriz de rotación R y el vector de traslación paralelo t; y c) un medio de procesamiento de datos configurado para realizar la transformación de cuerpo rígido a cada uno de los puntos a_i utilizando la matriz de rotación R y el vector de traslación paralelo t hasta que el valor de la función de error E(R, t) sea igual o menor que un valor umbral predeterminado, y hacer que el medio de selección seleccione los puntos m_i respectivamente, para los puntos a_i después de la conversión, y el medio de determinación de parámetros para determinar la matriz de rotación R y el vector de traslación paralelo t.

45 En este caso, el medio de selección puede seleccionar los puntos m_i que tienen una distancia euclidiana más pequeña de la pluralidad de puntos b_j , siendo los puntos m_i seleccionados respectivamente para los N puntos a_i .

50 Además, la función de error E(R, t) puede satisfacer la siguiente expresión (Expresión 3).

[Expresión 3]

$$E(R, t) = \sum_{i=1}^N |Ra_i + t - m_i|$$

55 Un aparato de estimulación magnética transcraneal de acuerdo con un sexto aspecto de la presente invención es para aplicar la estimulación magnética a una porción específica dentro de la cabeza del sujeto utilizando un medio de generación de campo magnético dispuesto fuera de la cabeza, y el aparato incluye: un dispositivo de procesamiento de datos de imagen para el seguimiento de una posición y una orientación de la cabeza del sujeto, donde el dispositivo de procesamiento de datos de imagen incluye: a) un medio de generación de imágenes configurado para generar una imagen de apariencia tridimensional de la cabeza del sujeto; b) un medio de extracción y almacenamiento configurado para extraer al menos una región característica de la imagen de apariencia

tridimensional para almacenarla como una imagen de plantilla tridimensional; c) un medio de generación de imágenes después del movimiento configurado para generar, cuando la cabeza del sujeto se ha movido, una imagen de apariencia tridimensional de la cabeza del sujeto después del movimiento; d) un medio de determinación de región característica configurada para mover la imagen de plantilla sobre la imagen tridimensional de la cabeza del sujeto después del movimiento, y determinar una posición en la que la correlación entre los datos de ambas imágenes se maximice como una posición de la región característica después del movimiento; y e) un medio de determinación de parámetros configurado para determinar una matriz de rotación R y un vector de traslación paralelo t como parámetros para realizar la transformación de cuerpo rígido de tal modo que un valor de una función de error E(R, t) se minimiza, los puntos de conversión de transformación de cuerpo rígido incluidos en la región característica antes del movimiento en los puntos correspondientes incluidos en la región característica después del movimiento, la función de error E(R, t) configurado mediante un procedimiento de cálculo predeterminado utilizando la matriz de rotación R y el vector de traslación paralelo t.

En este caso, la función de error E(R, t) puede satisfacer la siguiente expresión (Expresión 4). Aquí, N es un número igual o mayor que dos que represente un número de puntos de entidad incluidos en la región característica, x_i representa una posición tridimensional de cada uno de los puntos de entidad incluidos en la imagen inicial de la cabeza, y_i representa una posición tridimensional de cada uno de los puntos de entidad incluidos en la imagen de la cabeza después del movimiento, y w_i representa un coeficiente de ponderación de cada uno de los puntos de entidad.

[Expresión 4]

$$E = \sum_{i=0}^{N-1} w_i (Rx_i + t - y_i)^T (Rx_i + t - y_i)$$

En el aparato de estimulación magnética transcraneal anterior, la imagen de apariencia tridimensional de la cabeza del sujeto puede generarse utilizando paralaje entre imágenes tomadas desde una pluralidad de puntos de vista, o puede ser generado utilizando un tiempo por el cual uno de la luz y una onda ultrasónica llega desde un punto de vista.

Efectos de la invención

De acuerdo con el dispositivo de procesamiento de datos de imagen del primer aspecto de la presente invención, realizando una alineación posicional entre la imagen de RMN tridimensional de la cabeza del sujeto y la imagen de apariencia de la cabeza del sujeto, y generar la imagen tridimensional de la cabeza del sujeto después de la alineación posicional, es posible reducir la molestia al realizar la calibración en un estado inicial en el que se realiza una alineación posicional precisa con la imagen de RMN mientras la cabeza del sujeto está fijada a la cama. Además, como es posible realizar la alineación posicional entre la imagen de RMN tridimensional de la cabeza del sujeto y la imagen de apariencia de la cabeza del sujeto después del movimiento, y obtener automáticamente la imagen de RMN tridimensional de la cabeza del sujeto después de pasar del estado inicial, la alineación posicional precisa entre la cabeza del sujeto y la imagen de RMN puede no verse afectada incluso si el sujeto cambia la posición y/o la postura de la cabeza después de realizar la calibración en el estado inicial. De este modo, es posible reducir significativamente la tensión del sujeto. Adicionalmente, como la imagen tridimensional de la cabeza del sujeto después del movimiento y la imagen del objeto operativo se muestran en una imagen, es posible facilitar aún más la operación en movimiento de guiar el objeto operativo a una relación posicional predeterminada con respecto a una porción específica en la imagen tridimensional de la cabeza del sujeto.

Además, de acuerdo con el dispositivo de procesamiento de datos de imagen del segundo aspecto de la presente invención, es posible realizar la alineación posicional entre la primera imagen y la segunda imagen, siendo la primera imagen la imagen de RMN tridimensional de la cabeza del sujeto, y siendo la segunda imagen la imagen de apariencia tridimensional de la cabeza del sujeto, se proporciona el medio de configuración conectado para seleccionar puntos m_i que satisfacen la condición predeterminada de la pluralidad de puntos b_j incluidos en la segunda imagen, siendo los puntos m_i seleccionado respectivamente para N puntos a_i incluidos en la primera imagen; y determinando el medio de determinación de parámetros configurado para determinar, en cada uno de los puntos m_i seleccionados por el medio de selección, la matriz de rotación R y el vector de traslación paralelo t como parámetros para realizar la transformación de cuerpo rígido de tal modo que el valor de una función del error E(R, t) se minimiza, convirtiendo la transformación de cuerpo rígido los puntos incluidos en la primera imagen en los puntos correspondientes incluidos en la segunda imagen, la función de error E(R, t) configurado mediante el procedimiento de cálculo predeterminado utilizando la matriz de rotación R y el vector de traslación paralelo t.

Igualmente, de acuerdo con el dispositivo de procesamiento de datos de imagen del tercer aspecto de la presente invención, se proporcionan los medios de determinación de región característicos configurados para generar, cuando la cabeza del sujeto se ha movido, la imagen de apariencia tridimensional de la cabeza del sujeto después del movimiento, para mover la imagen de plantilla sobre la imagen tridimensional de la cabeza del sujeto después del movimiento, y determinar la posición en la que la correlación entre los datos de ambas imágenes se maximice como

la posición de la región característica después del movimiento; y un medio de determinación de parámetros configurado para determinar la matriz de rotación R y el vector de traslación paralelo t como parámetros para realizar la transformación de cuerpo rígido de tal modo que el valor de una función del error $E(R, t)$ se minimiza, los puntos de conversión de transformación de cuerpo rígido incluidos en la región característica antes del movimiento en los puntos correspondientes incluidos en la región característica después del movimiento, la función de error $E(R, t)$ configurado mediante el procedimiento de cálculo predeterminado utilizando la matriz de rotación R y el vector de traslación paralelo t . Por lo tanto, es posible realizar el seguimiento con alta velocidad y alta precisión al rastrear la posición y la orientación de la cabeza del sujeto.

Asimismo, de acuerdo con el aparato de estimulación magnética transcraneal del cuarto aspecto de la presente invención, realizando una alineación posicional entre la imagen de RMN tridimensional de la cabeza del sujeto y la imagen de apariencia de la cabeza del sujeto, y registrando la imagen de la cabeza del sujeto tridimensional después de la alineación posicional, es posible reducir la molestia al realizar la calibración en un estado inicial en el que se realiza una alineación posicional precisa con la imagen de RMN mientras la cabeza del sujeto está fijada a la cama. Además, como es posible realizar la alineación posicional entre la imagen de RMN tridimensional de la cabeza del sujeto y la imagen de apariencia de la cabeza del sujeto después del movimiento, y obtener automáticamente la imagen de RMN tridimensional de la cabeza del sujeto después de pasar del estado inicial, la alineación posicional precisa entre la cabeza del sujeto y la imagen de RMN puede no verse afectada incluso si el sujeto cambia la posición y/o la postura de la cabeza después de realizar la calibración en el estado inicial. De este modo, es posible reducir significativamente la tensión del sujeto. Adicionalmente, como la imagen tridimensional de la cabeza del sujeto después del movimiento y la imagen del objeto operativo se muestran en una imagen, es posible facilitar aún más la operación en movimiento de guiar el objeto operativo a una relación posicional predeterminada con respecto a una porción específica sobre la imagen tridimensional de la cabeza del sujeto.

Además, el aparato de estimulación magnética transcraneal del quinto aspecto de la presente invención está provisto del dispositivo de procesamiento de datos de imagen para realizar la alineación posicional entre la primera imagen y la segunda imagen, siendo la primera imagen la imagen de RMN tridimensional de la cabeza del sujeto, siendo la segunda imagen la imagen de apariencia tridimensional de la cabeza del sujeto. El dispositivo de procesamiento de datos de imagen incluye: el medio de configuración conectado para seleccionar puntos m_i que satisfacen la condición predeterminada de la pluralidad de puntos b_j incluidos en la segunda imagen, siendo los puntos m_i seleccionado respectivamente para N puntos a_i incluidos en la primera imagen; y determinando el medio de determinación de parámetros configurado para determinar, en cada uno de los puntos m_i seleccionados por el medio de selección, la matriz de rotación R y el vector de traslación paralelo t como parámetros para realizar la transformación de cuerpo rígido de tal modo que el valor de una función del error $E(R, t)$ se minimiza, convirtiendo la transformación de cuerpo rígido los puntos incluidos en la primera imagen en los puntos correspondientes incluidos en la segunda imagen, la función de error $E(R, t)$ configurado mediante el procedimiento de cálculo predeterminado utilizando la matriz de rotación R y el vector de traslación paralelo t . Por lo tanto, es posible realizar la alineación posicional con alta velocidad y alta precisión cuando se realiza la alineación posicional entre la primera imagen y la segunda imagen.

Igualmente, el aparato de estimulación magnética transcraneal del sexto aspecto de la presente invención está provisto del dispositivo de procesamiento de datos de imagen para el seguimiento de la posición y la orientación de la cabeza del sujeto. El dispositivo de procesamiento de datos de imagen incluye: el medio de generación de imágenes después del movimiento configurado para generar, cuando la cabeza del sujeto se ha movido, la imagen de apariencia tridimensional de la cabeza del sujeto después del movimiento; el medio de determinación de región característica configurada para mover la imagen de plantilla sobre la imagen tridimensional de la cabeza del sujeto después del movimiento, y determinar la posición en la que la correlación entre los datos de ambas imágenes se maximice como la posición de la región característica después del movimiento; y un medio de determinación de parámetros configurado para determinar la matriz de rotación R y el vector de traslación paralelo t como parámetros para realizar la transformación de cuerpo rígido de tal modo que el valor de una función del error $E(R, t)$ se minimiza, los puntos de conversión de transformación de cuerpo rígido incluidos en la región característica antes del movimiento en los puntos correspondientes incluidos en la región característica después del movimiento, la función de error $E(R, t)$ configurado mediante el procedimiento de cálculo predeterminado utilizando la matriz de rotación R y el vector de traslación paralelo t . Por lo tanto, es posible realizar el seguimiento con alta velocidad y alta precisión al rastrear la posición y la orientación de la cabeza del sujeto.

Asimismo, de acuerdo con la presente invención, es posible que el paciente realice el tratamiento en casa por su cuenta, como una operación molesta y especializada que requiere un practicante tal como la calibración puede ser omitido y la restricción del movimiento del paciente se reduce.

Breve descripción de los dibujos

La Fig. 1 es un diagrama de configuración esquemático de un aparato de estimulación magnética transcraneal de acuerdo con una realización de la presente invención.

La Fig. 2A es una parte de un diagrama de flujo para explicar el flujo de un tratamiento de estimulación magnética realizado utilizando el aparato ilustrado en la Fig. 1.

La Fig. 2B es una parte del diagrama de flujo para explicar el flujo del tratamiento de estimulación magnética.

La Fig. 3 muestra las vistas para explicar un proceso de posicionamiento de una imagen de resonancia magnética tridimensional de la cabeza y una imagen tridimensional de la cabeza utilizando el aparato ilustrado en la Fig. 1.

5 La Fig. 4 muestra las vistas para explicar una operación de detección de posición tridimensional basada en el paralaje utilizando el aparato ilustrado en la Fig. 1.

La Fig. 5 es un diagrama explicativo que ilustra una relación entre las posiciones tridimensionales del estereograma paralelo y un objeto de medición al realizar la detección de posición tridimensional basada en el paralaje.

10 La Fig. 6 es un diagrama esquemático para explicar un método de alineación posicional de figuras dentro de un espacio tridimensional utilizado por el aparato ilustrado en la Fig. 1.

La Fig. 7 es un diagrama esquemático para explicar el método de alineación posicional de las figuras dentro del espacio tridimensional.

15 La Fig. 8 es un diagrama esquemático para explicar un método de coincidencia de plantilla utilizado por el aparato ilustrado en la Fig. 1.

La Fig. 9 es un diagrama esquemático para explicar el método de coincidencia de plantillas.

La Fig. 10 muestra diagramas para explicar un procedimiento de uso de un marcador proporcionado en una bobina de tratamiento utilizada por el aparato ilustrado en la Fig. 1 para detectar una posición y una postura de la bobina.

20 La Fig. 11 es un diagrama para explicar un procedimiento, ejecutado por el aparato ilustrado en la Fig. 1, de generar una imagen tridimensional de la cara basada en la imagen de RMN tridimensional de la cabeza.

La Fig. 12 es una vista para explicar un método para detectar con precisión una posición de la cara mediante la proyección de un patrón de puntos aleatorios ejecutado por el aparato ilustrado en la Fig. 1.

25 La Fig. 13 es un diagrama para explicar un proceso de paralelización de coincidencia de bloques ejecutado por el aparato ilustrado en la Fig. 1.

La Fig. 14 es una vista que ilustra un ejemplo de una superficie cerebral mostrada por una imagen que muestra medios y una imagen de un flujo magnético generado por la bobina de tratamiento del aparato ilustrada en la Fig. 1.

30 La Fig. 15 muestra las vistas para explicar la visualización tridimensional de la superficie cerebral en un ejemplo práctico utilizando el aparato ilustrado en la Fig. 1.

La Fig. 16 muestra diagramas para explicar la generación de la imagen de textura en el ejemplo práctico.

La Fig. 17 es una vista que ilustra un ejemplo de la imagen de textura.

La Fig. 18 muestra vistas para explicar la generación de un modelo de malla y un modelo de visualización tridimensional en el ejemplo práctico.

35 La Fig. 19 muestra las vistas para explicar la evaluación de la precisión de una etapa de alineación posicional inicial en el ejemplo práctico.

La Fig. 20 muestra las vistas diferentes para explicar la evaluación de la precisión de una etapa de la alineación posicional inicial en el ejemplo práctico.

40 La Fig. 21 muestra gráficos para explicar la evaluación de precisión del seguimiento de la postura facial en el ejemplo práctico.

La Fig. 22 es un diagrama de configuración esquemático de un aparato de estimulación magnética transcraneal de acuerdo con una realización diferente de la presente invención.

Realizaciones de la invención

45 En lo sucesivo, se describirán las realizaciones de la presente invención, tomando un caso aplicado al tratamiento de estimulación magnética transcraneal como ejemplo, con referencia a los dibujos que lo acompañan. Cabe señalar que un dispositivo de procesamiento de datos de imagen de acuerdo con la presente invención puede aplicarse efectivamente a una región sobre un sujeto (por ejemplo, un paciente o un examinado) que no sea la cabeza cuando se proporciona un tratamiento de estimulación magnética para el tratamiento de diversas enfermedades.

[Esquema de configuración del aparato de estimulación magnética transcraneal]

55 La Fig. 1 es un diagrama explicativo que ilustra esquemáticamente un esquema de una configuración de un aparato de estimulación magnética transcraneal de acuerdo con las realizaciones. Un aparato de estimulación magnética transcraneal 1 es para proporcionar un tratamiento a una porción específica (porción estimulante óptima) de una cabeza 2h de un sujeto 2 (por ejemplo, el paciente o el examinado) aplicando estimulación magnética.

60 Como se ilustra en la Fig. 1, el aparato de estimulación magnética transcraneal 1 (en lo sucesivo denominado simplemente "aparato", apropiadamente) se proporciona con, como su componente principal, una unidad de monitor de imagen 10, una unidad de cuerpo principal del aparato 20, una unidad de bobina de estimulación magnética 30, una cámara estéreo 40, y un proyector 50. Cabe señalar que la cámara estéreo 40 incluida en el aparato 1 es un ejemplo para obtener información de coordenadas espaciales de un objeto físico dentro de un espacio tridimensional, y se puede configurar para obtener información de coordenadas de espacio de la cara del sujeto 2 o de la unidad de bobina de estimulación magnética 30 en función de un modo diferente como se describirá más adelante.

La unidad de monitor de imagen 10 incluye una pantalla de monitor tal como una pantalla CRT o una pantalla LCD, y tiene la función de mostrar la información de la imagen. Por supuesto, es posible utilizar una unidad de visualización de imágenes de un ordenador personal. Un practicante del tratamiento de estimulación magnética (no representado) proporciona un tratamiento de estimulación magnética adecuado al ver una imagen de RMN tridimensional del sujeto 2 y una posición y una postura de la unidad de bobina de estimulación magnética 30 dentro del espacio que se muestran en la unidad de monitor de imagen 10, y cambiando la posición y la postura de la unidad de bobina de estimulación magnética 30 de tal manera que un flujo magnético para la estimulación magnética alcanza correctamente una porción estimulante óptima. La unidad de monitor de imagen 10 puede mostrar una figura (por ejemplo, véase una forma rectangular alargada en la Fig. 14 que se describirá más adelante) correspondiente al flujo magnético irradiado desde la unidad de bobina de estimulación magnética 30 en su pantalla.

La unidad de cuerpo principal del aparato 20 incluye los componentes descritos a continuación integralmente en la totalidad o parcialmente en unidades separadas. Cabe señalar que estos componentes se proporcionan como una pluralidad de componentes para su conveniencia en la explicación, y se puede realizar como software de ejecución instalado en un ordenador personal en la implementación real.

Una unidad de control de visualización de imagen 21 incluida en la unidad de cuerpo principal del aparato 20 almacena de forma legible la imagen de RMN tridimensional de la cabeza 2h del sujeto 2 que se ha tomado previamente, y controla la visualización de diversas imágenes que se mostrarán en la unidad de monitor de imagen 10. Cabe señalar que la imagen de RMN tridimensional puede almacenarse de forma legible en un dispositivo de memoria proporcionado para la unidad de control de visualización de imágenes 21 o externamente para la unidad de cuerpo principal del aparato 20. Una unidad de control de bobina de estimulación magnética 22 controla la activación/apagado de la corriente de generación de flujo magnético aplicada a la unidad de bobina de estimulación magnética 30 y controla la corriente. Además, una unidad de generación de información tridimensional 23 genera información de una posición y una postura de la cabeza del sujeto 2h y la posición y la postura de la unidad de bobina de estimulación magnética 30 dentro del espacio utilizando paralaje entre una pluralidad de (por ejemplo, dos, en esta realización) imágenes introducidas desde la cámara estéreo 40, y controla una operación aleatoria de proyección de patrones de puntos realizada por el proyector 50. Cada una de las unidades de control de visualización de imagen 21, la unidad de control de la bobina de estimulación magnética 22, y la unidad generadora de información tridimensional 23 está configurada por un circuito de control, un circuito de computación, y similares requeridos para la unidad correspondiente. Las operaciones específicas de las unidades de control de visualización de imagen 21, la unidad de control de la bobina de estimulación magnética 22, y la unidad generadora de información tridimensional 23 se describirán más adelante.

Como se ha descrito anteriormente, el control de este aparato puede realizarse como software de ejecución instalado en un ordenador personal, y en este caso, este aparato hace que un ordenador programado o un ordenador que ejecuta un programa grabado en un medio de grabación realice el control necesario y la computación para el control que se describirá más adelante. Además, almacenando al menos una parte de los programas para ejecutar el control requerido y la computación descrita más adelante utilizando el ordenador, así como diversos datos necesarios para tal control y computación en un servidor externo, por ejemplo, conectado a este aparato de una manera se permite la comunicación, y la descarga de los programas y los diversos datos según sea necesario en respuesta a una solicitud de un lado del aparato, el control requerido o la computación se pueden ejecutar utilizando el ordenador.

La unidad de bobina de estimulación magnética 30 es para proporcionar un tratamiento de estimulación magnética de dar estimulación magnética a una porción estimulante óptima mediante la aplicación de un flujo magnético de una intensidad predeterminada para generar una corriente inducida dentro del cerebro de la cabeza del sujeto 2h por el practicante que opera una unidad de operación que no está representada para operar la unidad de control de la bobina de estimulación magnética 22 mientras el practicante sostiene una porción 31 y cambia la posición y la dirección (postura) libremente dentro de un rango de espacio predeterminado para acercarlo a la parte estimulante óptima de una manera adecuada. Por esta razón, la unidad de bobina de estimulación magnética 30 está provista de una bobina de estimulación magnética 33 (denominada en lo sucesivo "bobina de tratamiento", o simplemente como una "bobina" según sea necesario), y una unidad de marcador 32 con la que la cámara estéreo 40 genera una imagen de paralaje e información de la posición y la postura de la unidad de bobina de estimulación magnética 30 (es decir, una posición y una postura de la bobina de tratamiento 33). Como se describirá más adelante, la unidad de marcador 32 tiene un patrón de figura específico.

Como se utiliza en el presente documento, "la postura de la bobina de tratamiento" se refiere a una dirección y un ángulo de la bobina de tratamiento 33, "la dirección de la bobina de tratamiento" se refiere a una orientación de la bobina 33 en la superficie de un cuero cabelludo de la cabeza del sujeto 2h, y "el ángulo de la bobina de tratamiento" se refiere a un ángulo entre una línea normal de la superficie del cuero cabelludo de la cabeza del sujeto 2h y una dirección de campo magnético de la bobina 33.

La cámara estéreo 40 toma imágenes de los sujetos fotogénicos utilizando las cámaras de imagen 41 y 42 a la izquierda y a la derecha y emite imágenes de los respectivos sujetos fotogénicos, con el fin de detectar las

posiciones y las orientaciones de la cabeza del sujeto 2h y la unidad de bobina de estimulación magnética 30 dentro del espacio basado en paralaje entre dos imágenes generadas de las cámaras de imagen 41 y 42 proporcionadas en par a la izquierda y a la derecha.

- 5 Además, el proyector 50 proyecta un patrón de puntos aleatorio sobre la superficie de la cabeza del sujeto 2h para proporcionar un punto de extracción para el procesamiento de imágenes.

[Características de este aparato de estimulación magnética transcraneal]

- 10 Con el fin de superar los problemas técnicos relacionados con el aparato de estimulación magnética transcraneal convencional, los inventores de esta aplicación analizaron los requisitos esperados para el aparato de estimulación magnética transcraneal 1, y obtuvieron los siguientes conocimientos.

- 15 Primero, con el fin de proporcionar el tratamiento de estimulación magnética, se requiere realizar una alineación posicional precisa entre una imagen tridimensional tomada y los datos tridimensionales de RMN de la cabeza del sujeto 2h. Con el fin de realizar tal alineación posicional precisa sin restringir el movimiento del sujeto 2, es necesario un proceso de análisis de la posición y la orientación (postura) de la cabeza del sujeto 2h que cambian continuamente con el tiempo para que los datos de RMN siempre coincidan con la imagen de la cabeza. En esta
20 realización, una imagen de cara tridimensional de la cara del sujeto 2, incluyendo un gran número de puntos de entidad que se pueden especificar fácilmente se utiliza como una imagen de apariencia tridimensional de la cabeza 2h del sujeto 2.

- 25 Además, también es necesario analizar la posición y la postura de la unidad de bobina de estimulación magnética 30 para proporcionar la estimulación magnética, y siempre comprender qué región del cerebro de la cabeza del sujeto 2h debe ser estimulada.

- Igualmente, como el practicante (tal como un médico) está obligado a proporcionar estimulación mientras se refiere a la información dentro del cráneo basada en la imagen de RMN tridimensional (una imagen de la superficie del cerebro), una interfaz para mostrar la información de la superficie cerebral, la postura de la cabeza (cara), y también
30 es necesaria la postura de la unidad de bobina de estimulación magnética 30 de una manera fácilmente comprensible.

- Poniendo todo lo de arriba junto, los requisitos que deben cumplimentarse al construir el aparato de estimulación magnética transcraneal 1 son los siguientes.

- 35 (1) Debería proporcionarse una función para verificar las posturas de los datos tridimensionales de medición de RMN y una postura actual de la cabeza (cara) del sujeto 2.
 (2) Debería proporcionarse una función para rastrear la postura de la cabeza (cara) del sujeto 2 en tiempo real.
 (3) Debería proporcionarse una función para el seguimiento de la posición y la postura de la unidad de bobina de estimulación magnética 30 en tiempo real.
 40 (4) Se debería proporcionar una función de interfaz con la que se pueda comprender fácilmente una situación de la estimulación, como puntos de estimulación magnética en la superficie cerebral.

- 45 Es importante realizar estos cuatro requisitos con suficiente precisión, operabilidad, y una eficiencia económica.

- De este modo, el aparato de estimulación magnética transcraneal 1 de acuerdo con esta realización se configura tal como un aparato tal que mediante el uso de dispositivos ópticos como un medio ejemplificado por la cámara estéreo
50 40 para obtener información de las coordenadas espaciales de un objeto físico dentro del espacio tridimensional y un dispositivo de proyector de imagen (el proyector 50) para proyectar puntos aleatorios a la cabeza del sujeto 2h para proporcionar un marcador para la medición posicional, de modo que, los cambios en la postura de la cabeza y la forma de la cara se miden automáticamente solo por el sujeto 2 tomando una postura en reposo durante un examen para visualizar la situación de la estimulación magnética de la bobina de tratamiento 33.

- De acuerdo con tal constitución, es posible captar la posición dentro del espacio tridimensional basado en el paralaje
55 utilizando la cámara estéreo 40, o la posición dentro del espacio tridimensional utilizando un medio diferente, de modo que, un límite para captar las posiciones de la cabeza del sujeto 2h y la bobina de tratamiento 33 se expande a un rango dentro del espacio tridimensional en el que se puede agarrar la posición, tal como un área limitante de selección de imágenes de la cámara estéreo 40. Adicionalmente, como un límite en el que se expande la posición en la que el sujeto 2 se encuentra quieto y la bobina de tratamiento 33, se puede mejorar la conveniencia para el
60 tratamiento (procedimiento) y la tensión sobre el sujeto 2 puede reducirse. Además, ya que es un método de captación de posición de forma similar utilizando la cámara estéreo 40, el sujeto 2 no podrá restringirse su movimiento ni fijarse con una unidad de fijación, y por lo tanto la tensión puede reducirse.

[Operación básica del aparato de estimulación magnética transcraneal]

- 65 Se describirá específicamente un funcionamiento básico del aparato de estimulación magnética transcraneal 1 con

los componentes ilustrados en la Fig. 1. Cabe señalar que, en la siguiente descripción, funciones y operaciones se describen centrandose un procedimiento y un método para el procesamiento, tal como el cálculo específico para el procesamiento de imágenes, y, por lo tanto, las funciones y operaciones de los componentes del aparato 1 descrito anteriormente con referencia a la Fig. 1 no pueden remitirse directamente. Sin embargo, incluso en tal caso, las funciones y operaciones descritas se realizan como las funciones y operaciones del aparato de estimulación magnética transcraneal 1 ilustrado en la Fig. 1, y por lo tanto su correspondencia con los componentes del aparato 1 puede determinarse fácilmente.

Una operación de guiar la bobina de tratamiento 33 a una posición óptima (es decir, una posición correspondiente a la porción estimulante óptima en la cabeza del sujeto 2h) y una postura utilizando el aparato 1 incluye cuatro etapas clasificadas aproximadamente como golpe listado.

- (I) Alineación posicional inicial
- (II) Seguimiento de la postura de la cabeza del sujeto
- (III) Seguimiento de la bobina de tratamiento
- (IV) Visualización del resultado del seguimiento

La Fig. 2A y Fig. 2B son diagramas de flujo para explicar un flujo del tratamiento de estimulación magnética utilizando el aparato 1, incluyendo la operación de guiar la bobina de tratamiento 33 a la posición óptima.

A medida que comienza la operación del aparato 1, primero, en la etapa n.º. 1, se obtiene un fotograma de imagen (fotograma de imagen inicial) que incluye la cabeza del sujeto 2h y la unidad de bobina de estimulación magnética 30 utilizando, por ejemplo, la cámara estéreo 40, y entonces, en la etapa n.º. 2, la alineación posicional inicial entre una imagen de cara tridimensional del sujeto 2 en un estado inicial obtenido en función del fotograma de la imagen inicial y una imagen de RMN tridimensional de la cabeza del sujeto 2h almacenada de forma legible en la unidad de control de visualización de imagen 21 de la unidad de cuerpo principal del aparato 20. Estas etapas corresponden a la etapa "(I) Alineación posicional inicial" descrita anteriormente.

Más específicamente, utilizando un algoritmo ICP (un método para obtener un parámetro de transformación de cuerpo rígido que minimiza una distancia entre los puntos de correspondencia mediante un cálculo iterativo), coincidiendo en el mismo sistema de coordenadas entre los datos de RMN de la cabeza de un paciente que recibe el tratamiento y los datos de forma de la cara del paciente en función de, por ejemplo, la medición estéreo se realiza. Los detalles de la etapa de alineación posicional inicial se describirán más adelante. Cabe señalar que, en esta realización, como se ha descrito anteriormente, la imagen de cara tridimensional de la cara del sujeto 2, incluyendo un gran número de puntos de entidad que se pueden especificar fácilmente se utiliza como la imagen de apariencia tridimensional de la cabeza 2h del sujeto 2.

Una vez completada la alineación posicional inicial descrita anteriormente, los fotogramas de imagen se obtienen continuamente utilizando la cámara estéreo 40 (etapa n.º. 3) de un momento a otro, por ejemplo, y se obtiene una imagen de cara tridimensional actual del sujeto 2 basada en un fotograma de imagen actual que se ha obtenido (etapa n.º. 4). En otras palabras, el seguimiento en tiempo real de la postura de la cabeza del sujeto 2h se realiza. Entonces, la verificación de la posición tridimensional y la postura de la imagen de RMN tridimensional de la cabeza del sujeto 2h se realiza para la imagen frontal tridimensional actual del sujeto 2 (etapa n.º. 5). Con esto, se obtiene una imagen de RMN tridimensional actual de la cabeza del sujeto 2h.

En este momento, reflejando un resultado de la alineación posicional inicial en la etapa n.º. 2 en el resultado del seguimiento en tiempo real de la postura de la cabeza del sujeto 2h, es posible superponer la imagen de la cara tridimensional actual y la imagen de RMN tridimensional del sujeto 2 en una posición correcta y una postura correcta. Las etapas de la etapa N.º. 4 y la etapa N.º. 5 corresponden a la etapa "(II) Seguimiento de la postura de la cabeza del sujeto" descrita anteriormente.

Por otro lado, para la bobina de tratamiento 33, basado en el fotograma de imagen actual obtenido en la etapa n.º. 3, la información actual del marcador de la bobina de tratamiento 33 (es decir, se obtiene información de imagen de la unidad de marcador 32 para el seguimiento adjunto a la unidad de bobina de estimulación magnética 30) (etapa n.º. 6). Mediante el seguimiento de la unidad de marcador 32, el seguimiento de la posición y la postura de la bobina 33 se realiza. Entonces, la posición tridimensional actual y la postura de la unidad de marcador 32 se calculan en función de la información del marcador (etapa n.º. 7), y la posición tridimensional actual y la postura de la bobina 33 (preferentemente, posición tridimensional y dirección de un campo magnético) se calculan (etapa n.º. 8). Las etapas desde el etapa N.º. 6 etapa N.º. 8 corresponden a la etapa "(III) Seguimiento de la bobina de tratamiento" descrita anteriormente.

Entonces, basado en el resultado de la etapa n.º. 5 y el resultado de la etapa n.º. 8, al menos la imagen de RMN tridimensional actual de la cabeza del sujeto 2h y la posición tridimensional actual y la postura de la bobina 33, y más preferentemente, la imagen de la cara actual y la posición tridimensional actual y la dirección del campo magnético, adicionalmente, se muestran en una imagen tridimensional que representa el mismo espacio (etapa n.º. 9). La etapa de la etapa N.º. 9 corresponde a la etapa "(IV) Visualización del resultado del seguimiento" descrita anteriormente.

Cabe señalar que, como se ha descrito anteriormente, la posición tridimensional y la dirección del campo magnético pueden mostrarse en la pantalla utilizando la figura correspondiente al flujo magnético irradiado desde la bobina de tratamiento 33 (por ejemplo, véase la forma rectangular alargada en la Fig. 14 que se describirá más adelante).

- 5 De esta manera, reflejando el resultado de seguimiento de la bobina de tratamiento 33 y el resultado de seguimiento de la postura de la cabeza del sujeto 2h en la pantalla, es posible visualizar la posición actual y la postura de la bobina de tratamiento 33, es decir, la región de la superficie cerebral del sujeto 2 a la que se dirige el flujo magnético para el tratamiento.
- 10 Una serie de las etapas desde el etapa N.º 3 etapa N.º 9 se ejecuta constantemente y repetidamente hasta que se completa el tratamiento de estimulación magnética y el aparato 1 se detiene.

15 A continuación, en la etapa n.º 10, la bobina 33 se guía por ser movida a una posición y postura de estimulación óptima mientras se refiere a la imagen tridimensional obtenida en la etapa n.º 9, y se determina si la posición tridimensional actual y la postura de la bobina 33 (preferentemente, la posición tridimensional y la dirección del campo magnético) ha alcanzado la posición óptima (posición correspondiente a la porción estimulante óptima de la cabeza del sujeto 2h) y la postura (etapa n.º 11). Entonces, a su llegada a la posición y postura óptimas (etapa n.º 11: SÍ), el tratamiento de estimulación magnética utilizando la bobina 33 se realiza (etapa n.º 12). Específicamente, el practicante activa la unidad de control de la bobina de estimulación magnética 22 para aplicar un flujo magnético de una intensidad predeterminada de la bobina de tratamiento 33 y generar una corriente inducida dentro del cerebro de la cabeza del sujeto 2h, y aplica la estimulación magnética a la porción estimulante óptima.

20

Entonces, el tratamiento de estimulación magnética se realiza continuamente hasta que se completa el tratamiento de estimulación magnética cuando se proporciona un efecto de tratamiento predeterminado (o cuando ha pasado un tiempo predeterminado) (etapa n.º 13: NO), y el aparato 1 detiene su operación al finalizar el tratamiento de estimulación magnética (etapa n.º 13: SÍ). De esta manera, una serie de las etapas desde la etapa n.º 3 etapa n.º 13 se ejecuta de forma continua y repetida hasta que se completa el tratamiento y el aparato 1 detiene su operación.

25

A continuación, las etapas de "alineación posicional inicial", "seguimiento de la postura de la cabeza del sujeto", "seguimiento de la bobina de tratamiento", y "visualización del resultado de seguimiento" descrita anteriormente se describirá con más detalle.

30

[(I) Etapa de alineación inicial de la posición]

35 Los datos de imagen de RMN de la cabeza obtenidos por un aparato de RMN instalado en un centro médico antes del tratamiento de estimulación magnética, y los datos de medición obtenidos basados en la medición estéreo utilizando la cámara estéreo 40 como ejemplo del aparato 1 (medición de posición tridimensional mediante paralaje) se miden utilizando diferentes aparatos de medición con diferentes posturas de un paciente, y el desplazamiento se produce entre los datos de los dos tipos cuando se muestran tridimensionalmente en el mismo sistema de coordenadas (véase la Fig. 3(a)). En consecuencia, es necesario hacer coincidir los datos de los dos tipos. Los datos de los dos tipos después de la alineación posicional se ilustran en la Fig. 3(b).

40

Este proceso se denomina alineación posicional, y que corresponde a la obtención de una matriz de rotación R de 3 por 3 y un vector de traslación paralelo tridimensional t , como parámetros de transformación de cuerpo rígido para determinar la postura de cada dato. Para el aparato 1, el algoritmo ICP (Punto más cercano iterativo) se utiliza como método de alineación posicional. Este algoritmo ICP es un método para obtener un parámetro de transformación de cuerpo rígido que minimiza una distancia entre los puntos de correspondencia mediante un cálculo iterativo. Mediante el uso de este método, es posible realizar la alineación posicional, con alta precisión, sin necesidad de correspondencia entre los datos de medición o calibración previa del aparato de medición y el objeto físico.

45

50 La alineación posicional inicial se realiza ejecutando el proceso en el orden siguiente.

- (1) Se leen los datos de RMN.
 - (2) La cara se captura con dos cámaras (la cámara izquierda 41 y la cámara derecha 42).
 - 55 (3) La detección de rostros con Adaboost (descrito más adelante) se realiza en las imágenes obtenidas por las cámaras izquierda y derecha 41 y 42 para extraer regiones de cara de las imágenes.
 - (4) La medición estéreo se realiza en las regiones de la cara para medir una forma de cara.
 - (5) La alineación posicional entre los datos de RMN y los datos de forma de la cara obtenidos a través de la medición estéreo se realiza utilizando el algoritmo ICP.
- 60

<Medición estéreo>

En lo sucesivo, se describirá la medición estéreo utilizada por el aparato 1, que es una realización del método de detección de posición tridimensional.

65

La medición estéreo es un tipo de método óptico de medición de forma tridimensional, en las que las imágenes de

un objeto de medición son tomadas por dos cámaras a la izquierda y a la derecha, y una posición tridimensional se estima a partir de información de paralaje basada en un método de triangulación. La medición estéreo requiere dos procesos de (a) búsqueda de puntos de correspondencia y (b) cálculo de la posición tridimensional.

5 (a) Búsqueda del punto de correspondencia

Cuando se obtiene una posición tridimensional utilizando el método de triangulación, es necesario obtener el desplazamiento entre los puntos de correspondencia (paralaje) después de averiguar qué punto de una imagen tomada por la cámara izquierda 41 corresponde a qué punto de una imagen tomada por la cámara derecha 42.

10 La Fig. 4 muestra un ejemplo de las dos imágenes a la izquierda y a la derecha utilizadas en la medición estéreo. La cámara estéreo 40 utilizada en esta realización se basa en estereograma paralelo (un eje óptico de la cámara derecha 42 y un eje óptico de la cámara izquierda 41 son paralelos), y, por lo tanto, el desplazamiento entre los puntos de correspondencia se produce solo en una dirección lateral. Por lo tanto, en la búsqueda del punto de correspondencia, solo hay que tener en cuenta la dirección lateral, y todos los puntos de correspondencia en una imagen del ojo derecho cuando se ven en una imagen del ojo izquierdo están en un lado hacia la izquierda en comparación con los de una imagen del ojo izquierdo.

15 La coincidencia de bloques se utiliza para la búsqueda de puntos de correspondencia. La coincidencia de bloques es un método en el que cada una de las imágenes introducidas se toma como una matriz bidimensional con valores de píxel, una pequeña región que centra un píxel en el foco en la imagen izquierda se superpone sobre la imagen derecha mientras se mueve a lo largo de la imagen derecha, se obtiene una diferencia entre los valores de píxel, y una de tales regiones cuya suma de cuadrados de la diferencia (SSD) es más pequeña se toma como un punto de correspondencia.

20 Ahora se describirá un método de cálculo específico para esta coincidencia de bloques. En la imagen tomada por la cámara izquierda, un valor de píxel que es x-ésimo en la dirección lateral e y-ésimo en una dirección longitudinal se toma como $I_{izquierda}(x, y)$. En la imagen tomada por la cámara derecha, un valor de píxel que es x-ésimo en la dirección lateral e y-ésimo en una dirección longitudinal se toma como $I_{derecha}(x, y)$. Adicionalmente, un tamaño de un bloque a comparar se toma como $m \times m$. Además, el desplazamiento en una dirección de búsqueda se toma como d , y el cálculo en la coincidencia de bloques se realiza comparando $I_{izquierda}(x, y)$ con $I_{derecha}(x, y)$. En otras palabras, el SSD se calcula mediante la siguiente expresión (Expresión 5), y se obtiene el desplazamiento d cuando el SSD es más pequeño. Un valor de d en este momento es un valor de paralaje que se desea obtener.

35 [Expresión 5]

$$SSD = \sum_{i=-\frac{m}{2}}^{\frac{m}{2}} \sum_{j=-\frac{m}{2}}^{\frac{m}{2}} (I_{izq.}(x+i, y+j) - I_{der.}(x+i-d, y+j))^2$$

40 (b) Cálculo de la posición tridimensional

Utilizando el paralaje d obtenido a través de la búsqueda de puntos de correspondencia descrito anteriormente, la posición tridimensional se calcula sobre la base del método de triangulación conocido.

45 La Fig. 5 ilustra con el ejemplo una relación entre las posiciones tridimensionales del estereograma paralelo y el objeto de medición. En el estereograma paralelo, ya que el punto de correspondencia se encuentra en el horizonte, una profundidad puede calcularse como una proporción inversa del paralaje. Una posición tridimensional de un punto de vista puede calcularse mediante la siguiente expresión (Expresión 6).

50 Aquí, B representa una distancia entre las cámaras, y f representa una distancia focal de cada cámara. Como los valores de B y f se conocen en la medición, es posible calcular la posición tridimensional del punto de vista utilizando el paralaje d determinado a través de la búsqueda del punto de correspondencia.

[Expresión 6]

$$\begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} uB/d \\ vB/d \\ fB/d \end{bmatrix}$$

55

<Detección de rostros basada en el método Adaboost>

En la alineación posicional entre los datos de RMN y los datos obtenidos por la medición estéreo, solo se utilizan los datos tridimensionales de la superficie de la cara. Para los datos de RMN, solo se extrae con antelación la región necesaria. Por otro lado, para los datos de medición estéreo, las regiones de la cara se detectan en las imágenes obtenidas por la cámara 40, y se utilizan los datos tridimensionales de estas regiones. Con el aparato 1, la detección de objetos utilizando una cantidad de entidad similar a Haar como una cantidad de entidad de imagen y un algoritmo Adaboost como algoritmo de aprendizaje se utiliza como un proceso de extracción de rostros. Este proceso de detección de objetos es una mejora por Rainer Lienhart y otros (Rainer Lienhart y Jochen Maydt: "An Extended Set of Haar-like Feature for Rapid Object Detection", IEEE ICIP 2002, vol. 1, pp. 900-903 (2002)) basado en la investigación de la detección de objetos por Paul Viola y otros (Paul Viola y Michael Jones: "Object Detection using a Boosted Cascade of Simple", IEEE CVPR, 2001), y permite la detección de alta velocidad de un objeto.

<Algoritmo ICP (Punto más cercano iterativo) >

El algoritmo ICP se utiliza como método para la alineación posicional entre los datos de RMN y los datos obtenidos en la medición estéreo. El algoritmo ICP es un método propuesto por Besl y otros en 1992 (P. J. Besl y N. D. McKay: "A Method for Registration of 3-D Shapes", IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell, vol. 14, N.º. 2, pp. 239-256 (1992-2)), y para obtener un parámetro de transformación de cuerpo rígido que minimice una distancia entre los puntos de correspondencia mediante un cálculo iterativo.

Una distancia euclidiana d entre dos puntos r_1 y r_2 dentro del espacio tridimensional puede representarse como en la siguiente expresión (Expresión 7).

[Expresión 7]

$$\vec{r}_1 = (x_1, y_1, z_1), \quad \vec{r}_2 = (x_2, y_2, z_2)$$

$$d(r_1, r_2) = \sqrt{(x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2 + (z_1 - z_2)^2}$$

Aquí, se supone que hay dos conjuntos de puntos de un conjunto de puntos A, incluidos los N puntos a_i y un conjunto de puntos B, incluidos los M puntos b_j (véase la siguiente expresión (Expresión 8) y Fig. 6).

[Expresión 8]

$$A = \vec{a}_i, \quad i = 1, 2, \dots, N$$

$$B = \vec{b}_j, \quad j = 1, 2, \dots, M$$

Las distancias entre los puntos a_i incluidos en el conjunto de puntos A y el conjunto de puntos B se definen como una distancia entre los puntos a_i y uno de los puntos incluidos en el conjunto de puntos B que está más cerca en la distancia (véase la siguiente expresión (Expresión 9) y Fig. 7), y una distancia $d(a_i, B)$ entre cada uno de los puntos a_i incluidos en el conjunto de puntos A y se obtiene el conjunto de puntos B.

[Expresión 9]

$$d(a_i, B) = \min_{j \in 1 \dots M} d(a_i, b_j)$$

$$= d(a_i, m_i)$$

Cuando los puntos correspondientes a los puntos a_i estén representados por $m_i \in B$, la matriz de rotación R y el vector de traslación paralelo t como los parámetros de transformación del cuerpo rígido se pueden obtener minimizando una función de error E (R, t) representada por la siguiente expresión (Expresión 10). Debe tenerse en cuenta que la expresión (Expresión 10) es la misma que las expresiones (Expresión 1) y (Expresión 3) descritas anteriormente.

[Expresión 10]

$$E(R, t) = \sum_{i=1}^N |Ra_i + t - m_i|$$

Poniendo todos los procesos mencionados, es posible obtener los parámetros de cuerpo rígido para la alineación posicional a través de los siguientes procedimientos.

- (i) Se obtiene un punto m_i más cercano para cada uno de los puntos a_i en el conjunto de puntos A al conjunto de puntos B.
- (ii) Se obtienen los parámetros de transformación de cuerpo rígido que minimiza un error E.
- (iii) El conjunto de puntos A se convierte utilizando los parámetros (R, t).
- 5 (iv) El cálculo iterativo finaliza si el error E es menor que un valor de umbral. De lo contrario, el proceso vuelve a (i), y las mismas etapas se ejecutan repetidamente.

10 En la aplicación de la presente invención, el método para determinar los parámetros de transformación del cuerpo rígido es un mero ejemplo, y se puede utilizar un método diferente para el punto en el que un punto cuya distancia es la más pequeña se toma como un inicio para el cálculo aproximado y para el método de cálculo de errores indicado por la Expresión 5. Cualquier método puede utilizarse siempre que se evalúe numéricamente un grado de coincidencia de una posición y una postura de un cuerpo rígido (seis grados de libertad) dentro del espacio tridimensional, es decir, una magnitud del error, se realiza. Esto también se aplica en la descripción en adelante.

15 <Otros ejemplos para obtener información de posición dentro del espacio tridimensional>

Mientras que como método para obtener la información de posición de la cara del sujeto 2 y de la unidad de bobina de estimulación magnética 30 dentro del espacio tridimensional, el paralaje de la cámara estéreo 40, es decir, el paralaje de las imágenes tomadas desde una pluralidad de puntos de vista se utiliza en la descripción anterior (primer ejemplo), la presente invención no se limita a tal método, y es posible obtener la información de posición utilizando otros ejemplos.

20 Como segundo ejemplo, es posible utilizar un medio de proyección ligera tal como un proyector o un medio de irradiación láser, un medio de generación de imágenes tal como una cámara de video que tiene un solo punto de vista (no un método que utiliza paralaje entre las imágenes tomadas desde una pluralidad de puntos de vista). En un estado en el que la luz emitida por los medios de proyección de luz se refleja en un objeto físico, y la luz reflejada es capturada por los medios de imagen, es posible determinar una distancia y un ángulo con el objeto físico a partir de la información de ángulo de cada uno de los ejes ópticos sobre la base del mismo principio de triangulación descrito anteriormente. Por consiguiente, es posible obtener las coordenadas espaciales de un punto de reflexión de luz del

30 objeto físico.

Además, como tercer ejemplo, es posible obtener la información de coordenadas de espacio de cada punto del objeto físico a partir de la información de la distancia y la información del ángulo de proyección de la luz de proyección o las ondas ultrasónicas mediante la combinación de un medidor de distancia utilizando luz láser u ondas ultrasónicas para determinar una distancia del punto de objeto físico y un medio de escaneo para escanear el punto medido. Como el medidor de distancia anterior, se puede utilizar un radar láser (que determina la distancia del objeto físico midiendo un período de tiempo durante el cual la luz de proyección láser se refleja en el objeto físico y vuelve a un sensor de recepción de luz) o un medidor de distancia de onda ultrasónica (que también utiliza un período de tiempo para ondas ultrasónicas que se ha proyectado retornos).

40 Igualmente, como cuarto ejemplo, un aparato para tomar una imagen de un sujeto fotogénico como un objeto físico de medición por un medio de imagen y calcular una distancia de un punto de sujeto fotogénico en una imagen producida en cada píxel dentro de una pantalla de la imagen tomada está disponible comercialmente. Con el aparato, una imagen de un sujeto fotogénico como un objeto físico de medición es tomada por un medio de imagen utilizando un dispositivo de recogida de imágenes de estado sólido tal como un CCD. Y el aparato detecta un período de tiempo durante el cual la luz proyectada de forma similar desde los medios de proyección de luz hasta el sujeto fotogénico se refleja y alcanza cada elemento de imagen (píxel) en el dispositivo de recogida de imagen de estado sólido basado en una diferencia de fase de luz entre la luz de proyección y la luz que ha llegado a los píxeles, y, en consecuencia, calcula la distancia de un punto de sujeto fotogénico en una imagen producida en cada píxel dentro de una pantalla de la imagen tomada. Por ejemplo, MESA Imaging AG en Zúrich, Suiza, ha introducido en el mercado un aparato con el nombre de producto "SR4000", y la técnica relacionada con este producto se divulga, por ejemplo, en el documento JP 2009-515147 A.

50 No limitados al método utilizando el paralaje de la cámara estéreo, los métodos de acuerdo con los "otros ejemplos (segundo a cuarto ejemplo)" como se describe anteriormente pueden utilizarse con el fin de obtener la información de posición dentro del espacio tridimensional, y esto se aplica de manera similar en la descripción en adelante.

[(II) Etapa de seguimiento de la postura de la cabeza del sujeto]

60 Como se ha descrito anteriormente, los datos de RMN y los datos obtenidos de la medición estéreo se introducen en un estado en el que sus estados iniciales en el mismo sistema de coordenadas coinciden mediante el algoritmo ICP. Aquí, con el fin de realizar la estimulación magnética sin restringir el movimiento del sujeto 2, es necesario rastrear un cambio de la cabeza del sujeto 2h a partir de la postura inicial en tiempo real, y obtener los parámetros de transformación del cuerpo rígido a la postura actual.

65 Cabe señalar que, como se ha descrito anteriormente, en esta realización, una imagen de cara tridimensional de la

cara del sujeto 2 incluyendo un gran número de puntos de entidad que se pueden especificar fácilmente se utiliza como la imagen de apariencia tridimensional de la cabeza 2h del sujeto 2. Por lo tanto, en este caso, "la postura de la cabeza del sujeto 2h" puede expresarse como "postura de la cara" del sujeto 2.

5 Para el estado inicial, como se ha descrito anteriormente, el algoritmo ICP se utiliza para obtener un parámetro de transformación de cuerpo rígido para la alineación posicional. De acuerdo con este método, es posible hacer coincidir los conjuntos de puntos cuya correspondencia es desconocida con alta precisión. Sin embargo, ya que se requiere un cálculo iterativo considerable y se necesita tiempo para el proceso, este método no es adecuado para el proceso de seguimiento de la postura de la cara en tiempo real después de que se complete la alineación posicional
10 inicial.

Por otro lado, si se conoce la correspondencia entre los conjuntos de puntos, mediante el uso de un método de acuerdo con esta correspondencia, por ejemplo, un método de coincidencia de plantillas descrito a continuación, es posible reducir significativamente un importe de cálculo y reducir el tiempo y el coste necesarios para el cálculo en comparación con el caso en el que se utiliza el algoritmo ICP.
15

De este modo, en esta realización, siete puntos incluyendo las esquinas interior y exterior de ambos ojos, las comisuras de la boca (ambos extremos), y la punta de la nariz se especifican como características faciales, y los parámetros de transformación de cuerpo rígido se calculan mediante el seguimiento de estas características de la cara mediante la coincidencia de plantillas. Un criterio de selección de una región característica de cara se basa en un patrón que es característico entre la imagen de la cara y adecuado para el seguimiento.
20

En lo sucesivo, se describirá un procedimiento de proceso específico para la etapa de seguimiento en tiempo real de la postura de la cara.
25

- (1) La imagen de la cara en la postura inicial se obtiene utilizando la cámara estéreo.
- (2) Cada una de las regiones características (las esquinas interior y exterior de ambos ojos, las comisuras de la boca (ambos extremos), y la punta de la nariz) se especifica, y se almacenan imágenes de las regiones (plantillas) y las coordenadas tridimensionales.
- (3) Las imágenes faciales en la postura actual se obtienen utilizando la cámara estéreo.
- (4) La posición del punto de entidad incluido en la imagen izquierda y la imagen derecha se encuentra utilizando la coincidencia de plantillas, y obtener sus coordenadas tridimensionales.
- (5) El cambio de la postura inicial se obtiene basándose en un método de descenso más pronunciado (es decir, transformación del cuerpo rígido para ajustar el valor medido en la postura inicial a la postura actual).
30
35

Aquí, los procesos (1) y (2) son procesos de inicialización y se pueden realizar una sola vez al iniciar el seguimiento. El seguimiento facial realizado en tiempo real se realiza realizando repetidamente los procesos (3) a (5).
40

<Coincidencia de plantillas>

Ahora, se describirá el método de coincidencia de plantillas.
45

La coincidencia de plantillas es un proceso de hacer correspondencia con respecto a una porción en una imagen en la que se presenta una imagen diferente (plantilla). Como se ilustra en la Fig. 8, este método es tal que una imagen llamada plantilla se prepara y superpone previamente sobre la imagen del sujeto mientras se mueve la plantilla para averiguar la correlación entre la plantilla y la imagen del sujeto.
50

Como escala para medir una diferencia entre las dos imágenes, se utiliza un coeficiente de correlación C. La función de correlación C se expresa mediante la siguiente expresión (Expresión 11), donde la imagen del sujeto es I(m, n) y la imagen de la plantilla es T(m, n) (tamaño de la imagen: MxN). En este momento, cuanto mayor sea el valor del coeficiente de correlación C, mayor será la correlación entre las imágenes, y se determina que una región que tiene un coeficiente de correlación más grande dentro de la imagen es una región correspondiente.
55

[Expresión 11]

$$C = \frac{\sum_{j=1}^M \sum_{i=1}^N \phi(i, j) \varphi(i, j)}{\sqrt{\sum_{j=1}^M \sum_{i=1}^N \phi(i, j)^2 \sum_{j=1}^M \sum_{i=1}^N \varphi(i, j)^2}}$$

$$\phi(i, j) = I(i, j) - \frac{\sum_{j=1}^M \sum_{i=1}^N I(i, j)}{NM}$$

$$\varphi(i, j) = T(i, j) - \frac{\sum_{j=1}^M \sum_{i=1}^N T(i, j)}{NM}$$

<Cálculo de la postura facial por cálculo de optimización>

- 5 Con el fin de realizar el seguimiento de la postura de la cara, es necesario obtener el cambio en la postura de la postura inicial. De acuerdo con el aparato 1, como se ha descrito anteriormente, el seguimiento de la postura para obtener cambios tridimensionales en la postura de los siete puntos de las regiones características, incluidas las esquinas interior y externa de ambos ojos, las comisuras de la boca (ambos extremos), la punta de la nariz (una rotación $R(\alpha, \beta, \gamma)$ y una traslación paralela $t(x, y, z)$) se realiza (véase la Fig. 9).
- 10 Primero, la postura en la alineación posicional inicial descrita anteriormente se toma como la postura inicial, y las coordenadas tridimensionales de la región característica se obtienen en función de la vista estéreo. Entonces, la búsqueda de la región característica de la cara se realiza en un fotograma actual mediante la coincidencia de plantilla, y como resultado de la vista estéreo, se obtienen las coordenadas tridimensionales de cada región.
- 15 A continuación, un problema de obtención de la posición y la postura de la cabeza basada en un resultado de la medición de la posición tridimensional de cada región característica da como resultado un problema de obtención de la matriz de rotación R y el vector de traslación paralelo t como los parámetros de transformación del cuerpo rígido que minimizan la función de error E que se muestra en la siguiente expresión (Expresión 10). Debe tenerse en cuenta que la expresión (Expresión 12) es la misma que las expresiones (Expresión 2) y (Expresión 4) descritas anteriormente.
- 20

[Expresión 12]

$$E = \sum_{i=0}^{N-1} w_i (Rx_i + t - y_i)^T (Rx_i + t - y_i)$$

- 25 Aquí, N representa un número de los puntos de entidad, x_i representa la posición tridimensional de cada punto de entidad en la postura inicial, y_i representa la posición tridimensional de cada región característica en la postura de la cara actual. Además, w_i representa un coeficiente de ponderación de cada punto de entidad, y un producto de coeficientes de correlación obtenidos cuando las regiones características se detectan a partir de la imagen izquierda y la imagen derecha utilizando la coincidencia de plantilla se utiliza para este coeficiente. En esta realización, la transformación del cuerpo rígido se obtiene utilizando un método de descenso más pronunciado.
- 30

[(III) Etapa de seguimiento de la bobina de tratamiento]

- 35 Con el fin de realizar el tratamiento de estimulación magnética, es necesario comprender la posición tridimensional y la postura de la bobina de tratamiento 33, y observar constantemente si la estimulación se aplica con precisión al sujeto. Típicamente, la precisión efectiva para el tratamiento de estimulación magnética es un diámetro de aproximadamente 1 cm dentro del cráneo, y es necesario dirigir un haz de flujo magnético desde la bobina de tratamiento 33 apuntando a este punto. En el seguimiento de la bobina de tratamiento 33, se utiliza un marcador conocido (un patrón de figura proporcionado en la superficie del sujeto fotogénico con el fin de extraer el punto de entidad de los datos de la imagen), y la posición tridimensional y la postura de la bobina 33 se obtiene mediante el seguimiento del marcador.
- 40

A continuación, se describe un proceso específico.

- 45
- (1) La imagen se obtiene utilizando la cámara estéreo 44.
 - (2) El reconocimiento del marcador se realiza en la imagen izquierda y la imagen derecha, y se buscan píxeles en cuatro esquinas de un marcador 32.
 - (3) Las posiciones tridimensionales de las cuatro esquinas del marcador 32 se obtienen mediante la vista estéreo.
 - (4) Se obtiene un vector de línea normal en un plano marcador, y se obtiene la dirección del flujo magnético (dirección de estimulación).
- 50

<Reconocimiento de marcador>

- 55 La técnica más importante en el seguimiento de la bobina de tratamiento 33 es agarrar con precisión una región de marcador dentro de la imagen. En el reconocimiento de marcador, es necesario registrar previamente el marcador 32 a utilizar, y se busca una región candidata al marcador en la imagen de búsqueda, y la región del marcador se define descubriendo la correlación con el marcador registrado.
- 60

La Fig. 10(a) a Fig. 10(f) son una serie de diagramas explicativos que muestran el proceso específico del reconocimiento del marcador. El proceso específico del reconocimiento de marcadores cuando se utiliza el marcador ilustrado en la Fig. 10(a) es el siguiente.

(i) La imagen de la cámara está binarizada, y se busca una porción oscura en la imagen.

La imagen introducida desde la cámara (Fig. 10(b)) se muestra de manera que, utilizando un valor de umbral, una región más clara que el valor de umbral está representada por negro y una región más oscura que el valor de umbral está representada por blanco (Fig. 10(c)).

5 (ii) Se busca y etiqueta una región cerrada en la región oscura.

Se busca una región cerrada en la región blanca en la imagen binarizada. Además, cada región cerrada se asigna con un número (etiqueta) para que se distinga (proceso de etiquetado). En la Fig. 10(d), cómo se distinguen las regiones cerradas está representado por diferentes colores.

10 (iii) Se encuentra una serie de esquinas en cada región cerrada, y una región con cuatro esquinas se determina como un cuadrángulo.

Se encuentra una serie de esquinas en cada región cerrada, y una región con cuatro esquinas se determina como para ser un cuadrángulo, y tomada como región candidata del marcador (véase la Fig. 10 (e)). En este momento, se excluye una región cuya área de la región cerrada es muy pequeña o muy grande.

15 (iv) Se simplifica una imagen dentro del cuadrángulo.

Mediante el uso de la transformación afines a la región del cuadrángulo, la modificación es para que la región se vuelva cuadrada (véase la Fig. 10(f)).

(v) Se comparan la imagen simplificada y el patrón registrado.

20 La comparación de píxeles se realiza entre la imagen simplificada y el marcador registrado, y se calcula un error. Se determina que una región que tiene un error más pequeño entre todas las regiones del cuadrangular es la región del marcador.

[(IV) Etapa de visualización del resultado de seguimiento]

25 Con el fin de operar el aparato de estimulación magnética transcraneal en la práctica clínica, se requiere una interfaz de usuario para notificar a un usuario de una parte del cerebro a la que el flujo magnético para el tratamiento va a aplicar la estimulación como resultado del seguimiento de la cabeza y el seguimiento de la bobina.

30 En esta realización, como una porción estimulante se determina refiriéndose a patrones en la superficie del cerebro, cuando el practicante realiza la estimulación magnética utilizando la bobina de tratamiento 33, una interfaz que muestra un modelo tridimensional del cerebro y permite cambiar libremente el ángulo y se emplea el tamaño de la pantalla.

35 Es posible hacer coincidir la postura actual de la cabeza con el modelo tridimensional del cerebro utilizando los parámetros de transformación del cuerpo rígido obtenidos en la alineación posicional inicial y los parámetros de transformación del cuerpo rígido obtenidos en el seguimiento de la postura de la cabeza, y para mostrar un punto esperado para la estimulación por la bobina 33 en el cerebro mostrando el modelo tridimensional convertido del cerebro y la posición y postura rastreada de la bobina de tratamiento 33 en las mismas coordenadas.

40 Además, un punto de estimulación de la bobina de tratamiento 33 está representado por un prisma a través de un centro de la bobina, y la región estimulante actual puede determinarse en función de una relación entre el prisma y la superficie cerebral (véase la Fig. 14 descrita más adelante). Se puede ver en la Fig. 14 que la pantalla se realiza de tal manera que una relación de una posición y una orientación del flujo magnético para el tratamiento puede ser captada comparativa con la imagen de RMN tridimensional de la superficie cerebral o la cabeza 2h del sujeto 2.

45 Ejemplo práctico

A continuación, se explicará un ejemplo práctico específico del aparato de estimulación magnética transcraneal 1 de acuerdo con la realización de la presente invención descrita anteriormente.

50 Este ejemplo práctico se logró utilizando equipo, un lenguaje de desarrollo, y similares como se enumeran en la siguiente tabla 1.

[Tabla 1]

Proyector	Kaga Components Co., Ltd. TAXAN U6-232 Brillo máximo: 2500 lúmenes Número de píxeles del panel: Proyector 1024x768 DLP
Cámara	Point Gray Research Dragonfly Express Número de píxeles de entrada (en la alineación posicional inicial): 640x480 Número de píxeles de entrada (en seguimiento de cabeza): 320x240
PC	SO: Windows XP CPU: Core2 Quad Q6700 2,66 GHz Memoria: 3,0 GB
Tarjeta gráfica	Quadro FX 1700
Lenguaje de desarrollo	C++ CUDA
Biblioteca utilizada	OpenCV ARToolkit Visualization Tool Kit

[I. Alineación posicional inicial en ejemplo práctico]

5 Como se ha descrito anteriormente, en la alineación posicional inicial, las posiciones iniciales en los datos de RMN y los datos de medición estéreo se comparan mediante el algoritmo ICP. Para este fin, es necesario obtener los datos tridimensionales de la superficie frontal utilizada en el ICP a partir de una imagen seccional obtenida por la RMN de antemano. Además, como generación de ruidos durante la medición estéreo influye en gran medida en el resultado del ICP, también es necesario reducir los ruidos. Igualmente, la búsqueda de puntos de correspondencia implica un coste de cálculo muy alto, y requiere mucho tiempo para el procesamiento.

10 De este modo, en este ejemplo práctico, la aceleración la búsqueda de puntos de correspondencia se logró al paralelizar los procesos que emplean un entorno de desarrollo llamado CUDA diseñado para una GPU (Unidad de Procesamiento de Gráficos).

15 Específicamente, la alineación posicional inicial se realizó en el siguiente procedimiento.

- (1) Lectura del modelo tridimensional de la cara obtenida a partir de los datos de RMN.
- (2) Proyección de puntos aleatorios al paciente desde el proyector, e importación de las imágenes en un tamaño de 640x480 píxeles desde la cámara izquierda y la cámara derecha.
- 20 (3) Realizar el reconocimiento facial a la imagen izquierda y a la imagen derecha, y la detección de las regiones de la cara en las imágenes. Este proceso se logró utilizando una función de Open CV.
- (4) Realizar la detección de bordes en la imagen izquierda y la imagen derecha usando un filtro Sobel de 3x3 píxeles, y realizar la coincidencia de bloques a 7 píxeles alrededor del borde. Para la coincidencia de bloques, se utilizó un bloque de 11x11 píxeles. Además, los procesos se paralizaron usando la GPU, y la búsqueda de puntos de correspondencia de alta velocidad estaba habilitada. Al detectar bordes y buscar el punto de correspondencia solo alrededor de los bordes, es posible reducir la generación de ruidos debido a la correspondencia falsa.
- 25 (5) Obtención de la posición tridimensional mediante el método de triangulación basado en la información de paralaje obtenida por la coincidencia de bloques.
- 30 (6) Realizar la alineación posicional entre la forma de la cara medida y la forma de la cara obtenida de los datos de RMN utilizando el algoritmo ICP. El algoritmo ICP se implementó utilizando una función de un VTK (Visualization Tool Kit), y la matriz de rotación R y el vector de traslación paralelo t pueden obtenerse mediante la ejecución.

35 <Reconstrucción tridimensional a partir de imagen de RMN>

A partir de la medición de RMN de la cabeza del sujeto 2h, es posible obtener un resultado del escaneo de la cabeza como un conjunto de imágenes seccionales como se ilustra en la Fig. 11(a). Con el fin de realizar la alineación posicional utilizando el algoritmo ICP, es necesario obtener un conjunto de puntos tridimensionales de una región (la superficie de la cara) necesaria para la coincidencia a partir de estas imágenes seccionales.

40 La imagen de RMN utilizada en este práctico ejemplo está configurada por 256x256 píxeles de gran tamaño, 130 imágenes seccionales, por ejemplo. Un tono de corte de las secciones es de 1,40 mm, por ejemplo, y un tamaño de un solo píxel es de 0,98x0,98 mm, por ejemplo. Prestando atención al hecho de que una región de contorno de la cara dentro de la imagen está indicada en blanco, como se indica en una línea flechada (11-1) en la Fig. 11(b), el escaneo se inicia a partir de un valor máximo en la imagen en la dirección x, y un píxel cuyo valor de brillo es 30 o superior se obtiene primero como la superficie de la cara, por ejemplo. Suponiendo que un número de la imagen seccional es N ($0 \leq N < 130$) y el valor de píxel obtenido es $I(i, j)$, el píxel obtenido puede convertirse en coordenadas tridimensionales $(X, Y, Z)^T$ como en la siguiente expresión (Expresión 13) utilizando el tono de corte (por ejemplo, 1,40 mm) y el tamaño de píxel (por ejemplo, 0,98x0,98 mm).

[Expresión 13]

55
$$X = (256 - i) \times 0,98$$

$$Y = N \times 1,40$$

$$Z = (256 - j) \times 0,98$$

60 La Fig. 11(c) muestra un modelo tridimensional de la superficie de la cara reconstruida a partir de la imagen de RMN. Para el conjunto de puntos utilizado en el ICP, solo las regiones centrales de la cara, incluidas las regiones características de la nariz, los ojos, y la boca se usan, en lugar de la superficie de la cara en su conjunto. El tamaño de la región recortada se determina empíricamente.

65 <Reducción de ruido basada en proyección de patrón de puntos aleatorios>

La búsqueda de puntos de correspondencia es un problema más complicado en la medición estéreo pasiva. Como se ha descrito anteriormente, en el punto de correspondencia buscando por la coincidencia de bloques, la correspondencia se hace entre las regiones donde una diferencia de los valores de píxel entre dentro de un bloque es más pequeña. En consecuencia, la búsqueda del punto de correspondencia entre regiones que tienen menos características en las superficies a menudo implica una diferencia menor entre los valores de píxel, y por lo tanto susceptible a la correspondencia falsa.

Por lo tanto, en este ejemplo práctico, un patrón de puntos aleatorios se proyectó desde el proyector, y se añadieron características de superficie simuladas al objeto de medición. Además, detectando el borde (la región incluyendo una gran diferencia de color en la imagen) usando el filtro Sobel de 3x3 píxeles, y realizando el punto de correspondencia buscando solo a los píxeles en el borde y alrededor del borde, la generación de ruidos debido a la correspondencia falsa se redujo.

La Fig. 12 muestra la comparación del cambio de los resultados de medición de la extracción de bordes y la proyección del patrón. Las imágenes de distancia indican distancias desde la cámara por variación de color. Se puede ver que cuando el patrón no se proyectó y no se realizó la extracción de borde, la correspondencia falsa se produce ya que la variación de color de la imagen de distancia no coincide con una forma de objeto. Además, cuando solo se realizó la extracción de bordes, mientras se realizaba la medición de distancia a la región característica de la imagen, los bordes de la región, tal como la mejilla, que tiene menos variación de color, no se extrajo, y la medición de la distancia no se realizó como resultado. Finalmente, cuando se utilizaron tanto la proyección del patrón como la extracción de bordes, se obtuvo la imagen de distancia que se asemejaba mucho a la forma de la cara, y se puede ver que la cara en su conjunto se midió mientras se reducía la generación de ruidos en comparación con los ejemplos anteriores.

<Acelerar la búsqueda de puntos de correspondencia mediante CUDA>

CUDA es una arquitectura informática paralela para GPU desarrollada por NVIDIA Corporation. Una GPU tiene un gran número de unidades informáticas simples construidas en ella, y exhibe una mayor potencia informática que la CPU en el procesamiento informático altamente paralelizado. Mediante el uso de CUDA, es posible realizar programación para GPU utilizando el lenguaje C. En este ejemplo práctico, realizando un cálculo paralelo al proceso de búsqueda de puntos de correspondencia que requiere el mayor coste de cálculo y el mayor tiempo, se detuvo la aceleración y se destinó la reducción de costes del proceso (véase la Fig. 13).

La Fig. 13 ejemplifica cómo se realiza la coincidencia de bloques de 5x5 píxeles mediante 10 subprocesos (HILO). Para cada hilo, el SSD de una línea se calcula y almacena. Entonces, agregando los SSD almacenados en los dos hilos a cada lado de la izquierda y la derecha del píxel en el foco, es posible obtener el SSD para el bloque en su conjunto.

Al fijar la imagen izquierda, mover la imagen derecha píxel por píxel para obtener el SSD, y obtener una cantidad de movimiento cuando el SSD se minimiza para cada subproceso, es posible obtener el paralelismo de las imágenes en su conjunto. En este ejemplo práctico, la búsqueda del punto de correspondencia se realizó con un tamaño de bloque de 11x11 píxeles utilizando 64 subprocesos.

[II. Seguimiento de la postura facial en el ejemplo práctico]

Una vez completado el proceso de alineación posicional inicial, comienza el seguimiento de la postura facial. Como se ha descrito anteriormente, en el seguimiento de la postura facial, las regiones características de la cara (siete puntos: las esquinas interior y exterior de ambos ojos, las comisuras de la boca (ambos extremos), y la punta de la nariz) son rastreados, y se obtiene una cantidad tridimensional de cambio con respecto al estado inicial. En el sistema de acuerdo con este ejemplo práctico, es necesario proporcionar las regiones características manualmente. Además, como condición previa, se requiere que la postura inicial cuando comienza el seguimiento coincida con la postura en la alineación posicional inicial. Específicamente, el seguimiento de la postura facial se realizó en el siguiente procedimiento.

- (1) Obtención de las imágenes de la postura inicial en un tamaño de 240x320 píxeles, por ejemplo, de la cámara izquierda y la cámara derecha.
- (2) Obtención de las regiones como imágenes de plantilla de 17x17 píxeles, por ejemplo, haciendo clic en los siete puntos en las esquinas interior y exterior de ambos ojos, las comisuras de la boca (ambos extremos), y la punta de la nariz en la imagen derecha usando un ratón. Además, utilizando las imágenes de plantilla obtenidas, las regiones características de la imagen izquierda se detectan mediante la coincidencia de plantillas, y la posición tridimensional de cada región característica se almacena mediante la vista estéreo.
- (3) Buscar las regiones características en las imágenes de la cámara izquierda y la cámara derecha obtenida para cada fotograma, utilizando las imágenes de plantilla obtenidas en el proceso (2). Las posiciones tridimensionales de las regiones características se obtienen del resultado de la búsqueda mediante la vista estéreo.
- (4) Obtención de los parámetros de transformación del cuerpo rígido entre la posición tridimensional en la

postura inicial obtenida en el proceso (2) y la posición tridimensional en la postura actual obtenida en el proceso (3) minimizando la función de error E en [Expresión 2] descrito anteriormente. El método de descenso más pronunciado se utiliza para este cálculo de optimización.

5 [III. Seguimiento de la bobina de tratamiento en el ejemplo práctico]

La posición y la postura de la bobina de tratamiento se rastrean utilizando un marcador conocido. En este ejemplo práctico, ARToolkit se utilizó para reconocer el marcador. ARToolkit es una biblioteca de lenguaje C para realizar realidad aumentada (AR: Realidad Aumentada) (Hirokazu Kato, Mark Billinghurst, Koichi Asano, y Keihachiro Tachibana: "An Augmented Reality System and its Calibration based on Marker Tracking"; Transactions of the Virtual Reality Society of Japan, vol. 4, N.º. 4 (1999)). En este ejemplo práctico, se utilizó la función de reconocimiento de marcadores de esta biblioteca.

15 Usando el marcador ilustrado en la Fig. 10(a), las cuatro esquinas del marcador se detectan desde la imagen izquierda y la imagen derecha. Entonces, la posición del marcador dentro del espacio tridimensional se obtiene mediante la vista estéreo. En este ejemplo práctico, el marcador se colocó verticalmente en una porción central de la bobina de tratamiento 33. Se obtienen líneas rectas de las coordenadas tridimensionales de las cuatro esquinas del marcador que pasan a través de un centro del marcador y un centro de la bobina 33, y las formas rectangulares alargadas se muestran a lo largo de estas líneas como la figura correspondiente al flujo magnético irradiado de la bobina de tratamiento 33 como se ilustra en la Fig. 14, y es posible captar el punto de estimulación magnética mostrando las formas rectangulares dentro del espacio tridimensional junto con la superficie del cerebro.

[IV. Visualización del resultado de seguimiento en el ejemplo práctico]

25 <Pantalla tridimensional del cerebro>

Como se ha descrito anteriormente, el practicante determina la región estimulante magnética refiriéndose al patrón de la superficie cerebral del sujeto 2. Por lo tanto, es necesario generar el modelo tridimensional del cerebro a partir de los datos seccionales obtenidos de RMN. Por lo tanto, la implementación se llevó a cabo en el siguiente procedimiento.

- (1) Obtención de la imagen transversal de la cabeza del sujeto 2h utilizando el software MRIcro (véase la Fig. 15(a)).
- 35 (2) Recortar la imagen de la región cerebral manualmente a partir de la imagen transversal obtenida de la cabeza del sujeto 2h (véase la Fig. 15(b)).
- (3) Reconstruir la imagen cerebral tridimensionalmente a partir de la imagen de la región cerebral recortada utilizando el método de reconstrucción tridimensional. Con esto, se puede obtener el conjunto de puntos tridimensionales del cerebro como se ilustra en la Fig. 15(c).

40 En la visualización del conjunto de puntos tridimensionales del cerebro obtenido en el proceso (3), el patrón de la superficie cerebral es a menudo difícil de ver dependiendo del ángulo de visualización. Además, ya que es necesario mostrar un enorme número de puntos y el coste de cálculo es muy alto, esto no es adecuado para la visualización en tiempo real.

45 Por lo tanto, se genera un modelo de malla a lo largo de la superficie cerebral, solo la superficie se muestra poligonalmente, y el mapeo del patrón de la superficie cerebral como una textura se realiza sobre la superficie. A continuación, se describirá un método para generar el modelo de malla del cerebro y la imagen de textura.

50 <Generación de imagen de textura>

Para la generación de la imagen de textura, se utiliza la información de color del conjunto de puntos tridimensionales del cerebro. Las coordenadas polares se establecen tomando un centro del cerebro como origen, y como se ilustra en la Fig. 16(a), coordenadas polares de cada punto de los datos de conjunto de puntos. Para un punto expresado por (x, y, z) en las coordenadas tridimensionales, un ángulo (θ, φ) y la distancia r de un elemento de coordenadas polares se obtienen por la siguiente expresión (Expresión 14).

[Expresión 14]

$$\begin{aligned}
 r &= \sqrt{x^2 + y^2 + z^2} \\
 \theta &= \cos^{-1} \frac{y}{\sqrt{x^2 + y^2 + z^2}} \\
 \phi &= \cos^{-1} \frac{x}{\sqrt{x^2 + z^2}}
 \end{aligned}$$

A continuación, se prepara una matriz de 180x180, y el número de la fila y el número de la línea se hacen correspondientes a un ángulo θ y un ángulo ϕ , respectivamente (véase la Fig. 16(b)). La agrupación se realiza en una unidad de un ángulo de 0 grados a 180 grados por un grado en el ángulo θ y el ángulo ϕ , y un punto cuya distancia r es mayor entre los puntos incluidos en cada grupo se toma como un punto de superficie cerebral. La información de color del punto de superficie cerebral se almacena en la matriz y se toma como información de textura. La imagen de textura generada a partir del punto establecido en la Fig. 15(c) se ilustra en la Fig. 17.

<Generación de modelo de malla>

El modelo de malla se genera en función de la imagen seccional. Se obtienen coordenadas límite del cerebro en la imagen seccional, y se obtienen coordenadas polares y coordenadas tridimensionales. Se prepara una matriz similar a la utilizada en la generación de la imagen de textura, y los puntos que se han obtenido se almacenan en la matriz en función de las coordenadas polares. Con esto, como se ilustra en la Fig. 18(a), es posible mapear bidimensionalmente los puntos obtenidos. A partir de estos puntos, la información de la superficie se obtiene utilizando la triangulación de Delaunay (Hiroyuki Yamamoto, Shinji Uchiyama, Hideyuki Tamura: "Method for Generating The Delaunay Mesh for Three-Dimensional Modeling", IEICE Transactions D-11, Vol. J83-D-11, N.º. 5, pp. 745-753 (1995-5)) (véase la Fig. 18(b)).

Utilizando la información de la superficie y las coordenadas tridimensionales así obtenidas, se puede proporcionar el modelo tridimensional de la superficie cerebral. La Fig. 18(c) muestra la superficie del cerebro que se muestra en tres dimensiones en la que se realiza el mapeo de texturas utilizando la imagen de textura como se ilustra en la Fig. 17.

[Evaluación de precisión en el ejemplo práctico]

En el ejemplo práctico descrito anteriormente, evaluación de precisión para cada proceso de "la alineación posicional inicial", "el seguimiento de la postura (postura facial) de la cabeza del sujeto", y "el seguimiento de la bobina de tratamiento" descrito anteriormente.

El equipo y tales utilizados para la evaluación de la precisión eran los mismos que los que se muestran en la Tabla 1. Además, una distancia desde la cámara estéreo hasta el objeto de medición se estableció de 70 cm a 100 cm.

<Evaluación de precisión de "Alineación posicional inicial">

Se prepararon los datos de RMN y los datos de medición estéreo, como se ilustra en la Fig. 19(a), y se realizó la evaluación de precisión del algoritmo IPC descrito anteriormente. En la Fig. 19(b) se muestran dos datos coincidentes con los parámetros de transformación del cuerpo rígido obtenidos por el algoritmo IPC. Se puede ver que las dos piezas de datos son sustancialmente idénticas al referirse a las posiciones de la cresta de la nariz y los ojos.

La Fig. 20 muestra las imágenes de RMN superpuestas sobre los datos de medición estéreo en un estado de la alineación posicional inicial. Una sección longitudinal y una sección transversal obtenidas a lo largo del plano longitudinal (vertical) y un plano transversal (horizontal) mostrados en la Fig. 20(a) y mostrado en las Fig. 20(b) y Fig. 20(c). Los datos de medición estéreo se indican mediante una línea curva sólida sobre la superficie de la cara en la Fig. 20(b) y la Fig. 20(c). Un segmento de una línea que se muestra en la parte inferior derecha en las figuras indica 1 cm, y se puede ver que las dos piezas de datos coinciden sustancialmente sin errores.

<Evaluación de precisión de "Seguimiento de la postura facial">

En la evaluación de precisión del seguimiento de la postura facial, se utilizó un modelo de rostro humano, y una matriz de rotación, un vector de traslación paralelo, y se obtuvo un error promedio en cada punto de entidad cuando este modelo de cara se coloca en una placa de rotación (eje de rotación: eje z) y gira alrededor del eje z por $\pm 12,5$ grados a intervalos de 2,5 grados. El resultado se muestra en la Fig. 21. La Fig. 21(a) muestra cantidades de rotación sobre los ejes correspondientes, la Fig. 21 (b) muestra cantidades de traducción paralela en direcciones de los ejes correspondientes, y la Fig. 21(c) muestra los errores promedio en los puntos de entidad correspondientes.

Como la rotación se proporciona solo sobre el eje z, como resultado ideal, es deseable que la rotación del eje z (indicada por una línea alternativa larga y dos guiones cortos) en el gráfico de la Fig. 21(a) cambie como en una línea ideal (línea sólida), y todas las demás cantidades de cambio se convierten en 0 (cero). Parece a partir de los gráficos del cambio de rotación y la traslación paralela que el resultado de seguimiento cerca de un cambio ideal se obtuvo incluso si se incluyen algunos errores.

Los errores de rotación promedio para los ejes correspondientes eran de 0,7 grados alrededor de un eje x, 0,5 grados sobre un eje y, y 1,1 grados sobre el eje z. Además, los errores traslacionales paralelos en las direcciones de los ejes correspondientes eran de 4 mm a lo largo de la dirección del eje x, 3 mm a lo largo de la dirección del eje y,

y 0 mm a lo largo de la dirección del eje z, y un error promedio entre los puntos de entidad correspondientes y los valores medidos reales fue de 6 mm.

<Evaluación de precisión de "Seguimiento de bobinas">

5 En la evaluación de precisión del seguimiento de la posición de la bobina, se calculó un error promedio entre un valor observado en un centro del marcador y una posición real dentro del espacio tridimensional. El error promedio fue de 4 mm en la dirección del eje x, 4 mm en la dirección del eje y, y 0 mm en la dirección del eje z, y se confirmó que la posición tridimensional del marcador se detectó con precisión.

10 Aquí, otro ejemplo práctico incluido en la presente invención, y, en particular, respondiendo a los propósitos de una operación móvil de acercar la bobina de estimulación magnética a la región estimulante magnética, y de la alineación posicional de las posiciones de la bobina de estimulación magnética y la cabeza del sujeto con mayor precisión se describirán.

15 Diversos métodos de detección de posición incluyen errores de detección, respectivamente. Por ejemplo, explicando mediante un método que utiliza la cámara estéreo 40 en la Fig. 1, como la distancia de la cámara al sujeto fotogénico se mide por el conocido principio de triangulación, un error teórico aumenta a medida que aumenta la distancia entre la cámara y el sujeto fotogénico.

20 En un caso en el que el aparato de estimulación magnética transcraneal se utilice en la casa del paciente (hogar), en lugar de un centro médico tal como un hospital, el personal médico puede no estar presente en el lugar del tratamiento. En consecuencia, el paciente o la familia del paciente debe, por su propia operación, llevar un punto de irradiación de la bobina de estimulación magnética cerca de un punto ideal hasta que el punto de irradiación se encuentre dentro de un rango de distancia en el que se proporcione suficientemente el efecto de tratamiento. Si no se puede obtener la precisión requerida para el tratamiento en la operación de movimiento, es necesario aumentar el tamaño o el número de vueltas de la bobina para proporcionar una bobina de estimulación magnética más eficiente, o para aumentar un valor actual que se aplicará a la bobina, con el fin de obtener un tamaño requerido del campo magnético de estimulación en un sitio irradiado deseado, incluso con algunos errores.

30 Sin embargo, aumentar el tamaño de la bobina de estimulación magnética o el valor actual de esta manera disminuye la operatividad en la operación de movimiento de la bobina realizada por el paciente, aumenta el coste del aparato de estimulación magnética, y aumenta el consumo de energía o las ondas electromagnéticas radiantes no deseadas al medio ambiente, posiblemente dando como resultado un gran factor obstructivo al intentar tal tratamiento de estimulación magnética de este tipo en casa.

35 Por otro lado, el método de detección de diversas posiciones incluye inevitablemente un error teórico que no se puede evitar. Como se ha descrito anteriormente, por ejemplo, cuando la cámara estéreo 40 mide las posiciones de dos objetos de medición, incluyendo la cabeza 2h del sujeto y la bobina de estimulación magnética 30, y genera una pantalla de instrucción para que el paciente realice la operación, se acumula tal error teórico que no se puede evitar, y los errores pueden aumentar aditivamente en comparación con una sola medición posicional.

40 De este modo, como se ilustra en la Fig. 22, en un aparato de estimulación magnética transcraneal 1b de acuerdo con esta realización, una cámara estéreo 70 como medio de detección de posición se configura integralmente con una bobina de estimulación magnética 60 a través de una unidad de acoplamiento 62. Como resultado, las diferencias relativas de las distancias y las posturas entre la bobina de estimulación magnética 60 y la cámara estéreo 70 son constantes. Debe apreciarse que se puede emplear una configuración diferente de la configuración anterior siempre y cuando se proporcione un mecanismo en el que la bobina de estimulación magnética 60 y la cámara estéreo 70 sean relativamente fijas.

50 Una vez que la posición y la postura de la bobina de estimulación magnética 60 vista desde el origen de la coordenada de medición de la cámara estéreo 70 se determinan en el diseño o se miden al principio de su uso, no es necesario realizar la medición a partir de entonces. En consecuencia, un objeto a medir en el tratamiento es solo la cabeza 2h del sujeto 2, y es posible asegurarse de evitar la acumulación de errores teóricos.

55 Cabe señalar que en un caso en el que la cámara estéreo 70 como aparato electrónico se proporciona cerca de la bobina de estimulación magnética 60 generando un gran campo magnético, la cámara estéreo 70 puede estar blindada magnéticamente con una placa de metal si existe la probabilidad de que la destrucción eléctrica debido a una gran corriente inductiva generada por la bobina 60, o la destrucción física o mecanicista asociada con la inducción magnética es causada. Alternativamente, una contramedida es concebible que la cámara estéreo 70 se deseché en una posición a lo largo de un eje de rotación de simetría 64 de dos bobinas de voluta 63 donde un campo magnético inductivo es teóricamente cero debido a la estructura de la bobina de estimulación magnética 60.

60 Ejemplos de modificaciones adecuadas y mejoras de esta realización incluyen los siguientes. Por ejemplo, se pueden utilizar diferentes medios de detección de posición en lugar de la cámara estéreo 70. Además, cuando se utiliza la cámara estéreo 70, como su punto de vista de imagen se coloca cerca de la bobina de estimulación

- magnética 60 y a distancia desde el punto de vista del sujeto 2 que realiza la operación, es posible proporcionar una pantalla más fácil de ver mediante la realización de la conversión de coordenadas de tal modo que el punto de vista se convierta en la posición de la cámara estéreo 40 en la Fig. 1 descrita anteriormente en función de la información de la posición detectada. Igualmente, es posible configurar de tal manera que la imagen de la cabeza del sujeto 2h se toma utilizando el segundo al cuarto ejemplo para obtener la información de posición dentro del espacio tridimensional, tal como una cámara monocular en lugar de la cámara estéreo, y la superposición sobre la imagen de RMN de la cabeza o sobre la imagen de la cabeza después del movimiento se realiza desde los puntos de entidad de la forma o en la imagen, tal como el contorno de la cabeza, las pupilas, o el puente nasal.
- De acuerdo con esta realización que incluye diversas configuraciones como se describió anteriormente, utilizando las configuraciones específicas de los diversos ejemplos prácticos de la invención anteriormente descritos, se proporciona el aparato de estimulación magnética transcraneal 1b que aplica la estimulación magnética utilizando la bobina de estimulación magnética 60 fuera de la cabeza a una porción específica dentro de la cabeza del sujeto 2h.
- El aparato de estimulación magnética transcraneal 1b está provisto de la bobina de estimulación magnética 60 configurada para cambiar la posición y la postura de acuerdo con la operación, el medio de imagen tal 70 como una cámara estéreo cuya posición y postura son fijas en relación con la bobina de estimulación magnética 60, y una unidad de control 80 configurada para mostrar una pantalla para instruir la operación en movimiento de la bobina de estimulación magnética 60 al punto ideal.
- La unidad de control 80 registra y mantiene la imagen de RMN tridimensional de la cabeza del sujeto, en la imagen se marca una posición de la porción específica que se debe proporcionar con la estimulación magnética. Y, la unidad de control 80 superpone la imagen tridimensional de RMN de la cabeza del sujeto y la imagen de apariencia de la cabeza del sujeto tomada por la imagen significa 70 para que las porciones correspondientes se superpongan. Además, la unidad de control 80 calcula las diferencias de las distancias y las posturas entre la imagen de apariencia actual de la cabeza del sujeto actual tomada por la imagen significa 70 y la imagen de apariencia de la cabeza del sujeto utilizada para la superposición, donde la bobina de estimulación magnética 60 está configurada de tal manera que el paciente sostiene un agarre 61 para realizar la operación en movimiento, y la distancia y la postura con respecto a la bobina de estimulación magnética 60 de la cabeza del sujeto actual pueden cambiar. Asimismo, utilizando el resultado del cálculo, la unidad de control 80 mide las diferencias de la distancia y la postura entre la bobina de estimulación magnética 60 y el punto ideal actual. Entonces, la unidad de control 80 está configurada de tal manera que, utilizando el resultado de la medición, se muestra una pantalla para instruir la operación en movimiento de la bobina de estimulación magnética 60 al punto ideal.
- Cabe señalar que mientras que las descripciones anteriores están relacionadas con el tratamiento de estimulación magnética transcraneal para aliviar el dolor neuropático proporcionando la estimulación magnética al nervio cerebral por la bobina de estimulación magnética proporcionada en la superficie del cuero cabelludo del sujeto (por ejemplo, el paciente o el examinado), la presente invención no se limita a tal caso, y puede utilizarse eficazmente en una aplicación de estimulación magnética diferente.
- Como se ha descrito anteriormente, debe apreciarse que la presente invención no se limita a las realizaciones anteriores, y puede ser modificada o mejorada en diseño sin apartarse del alcance de la invención.

Aplicabilidad industrial

- La presente invención proporciona un método de procesamiento de imágenes y un aparato de estimulación magnética transcraneal que son capaces de irradiar el flujo magnético con precisión a un estrecho rango de irradiación en el sitio objetivo al realizar el tratamiento de estimulación magnética especialmente a la cabeza, y que permite al practicante de tratamiento captar la posición tridimensional de los medios de estimulación magnética y la orientación del flujo magnético en un amplio rango, y que reduce la tensión del paciente.

DESCRIPCIÓN DE LOS SÍMBOLOS DE REFERENCIA

1, 1b	APARATO DE ESTIMULACIÓN MAGNÉTICA TRANSCRANEAL
2	SUJETO
2h	CABEZA DEL SUJETO
10	UNIDAD DE MONITOR DE IMAGEN
20	UNIDAD DE CUERPO PRINCIPAL DEL APARATO
21	UNIDAD DE CONTROL DE VISUALIZACIÓN DE IMÁGENES
22	UNIDAD DE CONTROL DE BOBINA DE ESTIMULACIÓN MAGNÉTICA
23	UNIDAD GENERADORA DE INFORMACIÓN TRIDIMENSIONAL
30, 60	UNIDAD DE BOBINA DE ESTIMULACIÓN MAGNÉTICA
32	UNIDAD DE MARCADOR
33, 63	BOBINA DE TRATAMIENTO
40, 70	CÁMARA ESTÉREO

41 CÁMARA IZQUIERDA
42 CÁMARA DERECHA
80 UNIDAD DE CONTROL

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo de tratamiento de estimulación magnética (1) que comprende:

5 una selección significa realizar la alineación posicional entre una primera imagen y una segunda imagen, siendo la primera imagen una imagen de RMN tridimensional de la cabeza del sujeto (2h), siendo la segunda imagen una imagen de apariencia tridimensional de la cabeza del sujeto (2h), estando el medio de configuración conectado para seleccionar puntos m_i que satisfacen una condición predeterminada de una pluralidad de puntos b_j incluidos en la segunda imagen, y siendo los puntos m_i seleccionado respectivamente para N puntos a_i incluidos en la primera imagen;

10 determinando un primer medio de determinación de parámetros configurado para determinar, en cada uno de los puntos m_i seleccionados por el medio de selección, una matriz de rotación R1 y un vector de traslación paralelo t_1 como parámetros para realizar la transformación de cuerpo rígido de tal modo que un valor de una función de error $E1(R1, t_1)$ se minimiza, convirtiendo la transformación de cuerpo rígido los puntos incluidos en la primera imagen en los puntos correspondientes incluidos en la segunda imagen, estando la función de error $E1(R1, t_1)$ configurada mediante un procedimiento de cálculo predeterminado que usa la matriz de rotación R1 y el vector de traslación paralelo t_1 ;

15 un medio de procesamiento de datos configurado para realizar la transformación de cuerpo rígido a cada uno de los puntos a_i utilizando la matriz de rotación R1 y el vector de traslación paralelo t_1 hasta que el valor de la función de error $E1(R1, t_1)$ sea igual o menor que un valor umbral predeterminado, y hacer que el medio de selección seleccione los puntos m_i respectivamente, para los puntos a_i después de la conversión, y el medio de determinación de parámetros para determinar la matriz de rotación R1 y el vector de traslación paralelo t_1 ;

20 un medio de extracción y almacenamiento configurado para extraer al menos una región característica de la imagen de aspecto tridimensional de la segunda imagen para almacenarla como una imagen de plantilla tridimensional;

25 un medio de generación de imágenes después del movimiento configurado para generar, cuando la cabeza del sujeto (2h) se ha movido, una imagen de apariencia tridimensional de la cabeza del sujeto (2h) después del movimiento;

30 un medio de determinación de región característica configurada para mover la imagen de plantilla sobre la imagen tridimensional de la cabeza del sujeto (2h) después del movimiento, y determinar una posición en la que la correlación entre los datos de ambas imágenes se maximice como una posición de la región característica después del movimiento; un segundo medio de determinación de parámetros para determinar una matriz de rotación R2 y un vector de traslación paralelo t_2 como parámetros para realizar la transformación de cuerpo rígido de tal modo que un valor de una función de error $E2(R2, t_2)$ se minimiza, los puntos de conversión de transformación de cuerpo rígido incluidos en la región característica antes del movimiento en los puntos correspondientes incluidos en la región característica después del movimiento, estando la función de error $E2(R2, t_2)$ configurada mediante un procedimiento de cálculo predeterminado que usa la matriz de rotación R2 y el vector de traslación paralelo t_2 ;

35 un medio de seguimiento de bobinas configurado para captar y registrar información sobre la posición tridimensional y la postura de una bobina de tratamiento (33) utilizada para un tratamiento de estimulación magnética para el sujeto (2); y

40 un medio de visualización configurado para mostrar un modelo tridimensional de un cerebro del sujeto (2) y la bobina de tratamiento (33) en una misma coordenada utilizando los parámetros determinados por el primer medio de determinación de parámetros, los parámetros determinados por el segundo medio de determinación de parámetros y la información sobre la posición tridimensional y la postura de la bobina de tratamiento (33) registrada por el medio de seguimiento de bobinas.

2. El dispositivo de tratamiento de estimulación magnética (1) de acuerdo con la reivindicación 1, donde la función de error $E1(R1, t_1)$ satisface (Expresión 2)

50

$$E1 = \sum_{i=0}^{N-1} W_i(R1x_i + t_1 - y_i)^T 1(R1x_i + t_1 - y_i)$$

55 donde N es un número igual o mayor que dos que represente un número de puntos de entidad incluidos en la región característica, x_i representa una posición tridimensional de cada uno de los puntos de entidad incluidos en la región característica de la imagen tridimensional de la cabeza del sujeto (2h) antes del movimiento de la cabeza del sujeto (2h), y_i representa una posición tridimensional de cada uno de los puntos de entidad incluidos en la región característica de la imagen de la cabeza del sujeto tridimensional (2h) después del movimiento de la cabeza del sujeto (2h), y w_i representa un coeficiente de ponderación de cada uno de los puntos de entidad.

60 3. El dispositivo de tratamiento de estimulación magnética (1) de acuerdo con la reivindicación 1 o 2, donde el medio de selección selecciona los puntos m_i que tienen una distancia euclidiana más pequeña de la pluralidad de puntos b_j , siendo los puntos m_i seleccionados respectivamente para los N puntos a_i .

4. El dispositivo de tratamiento de estimulación magnética (1) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1-3, donde la función de error $E_2(R_2, t_2)$ satisface (Expresión 1)

5

$$E_2(R_2, t_2) = \sum_{i=1}^N |R_2 a_2 + t_2 - m_1|$$

Fig.1

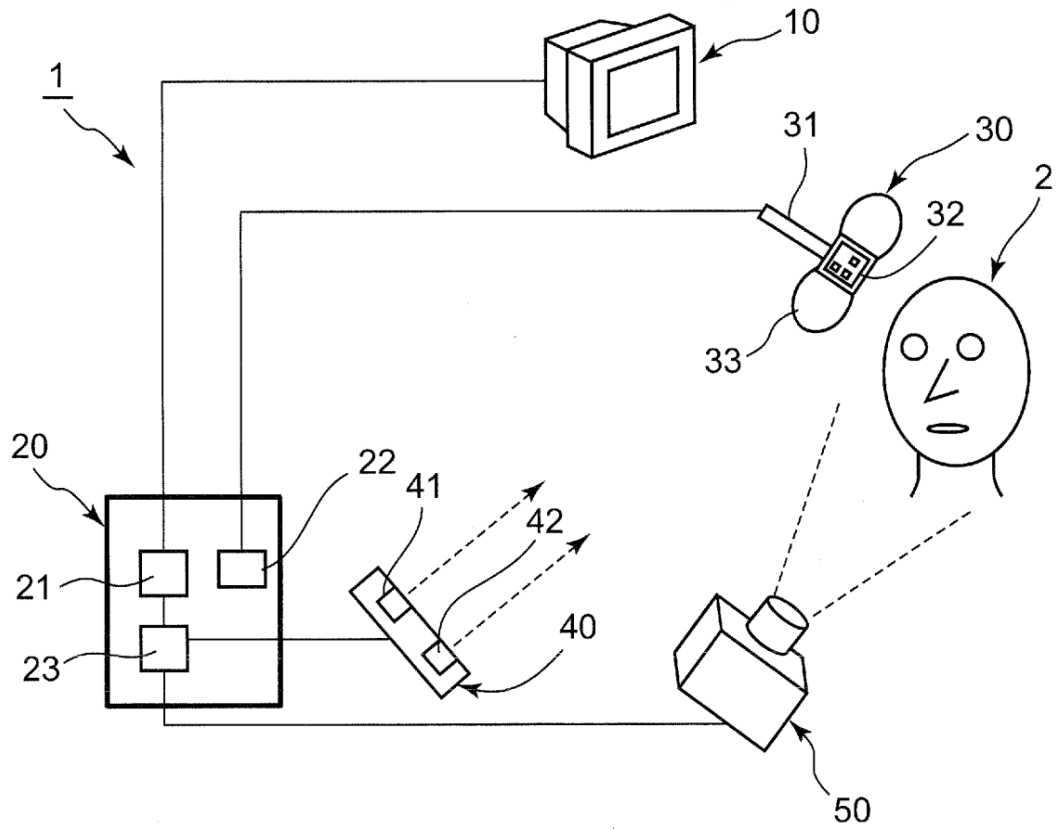


Fig.2A

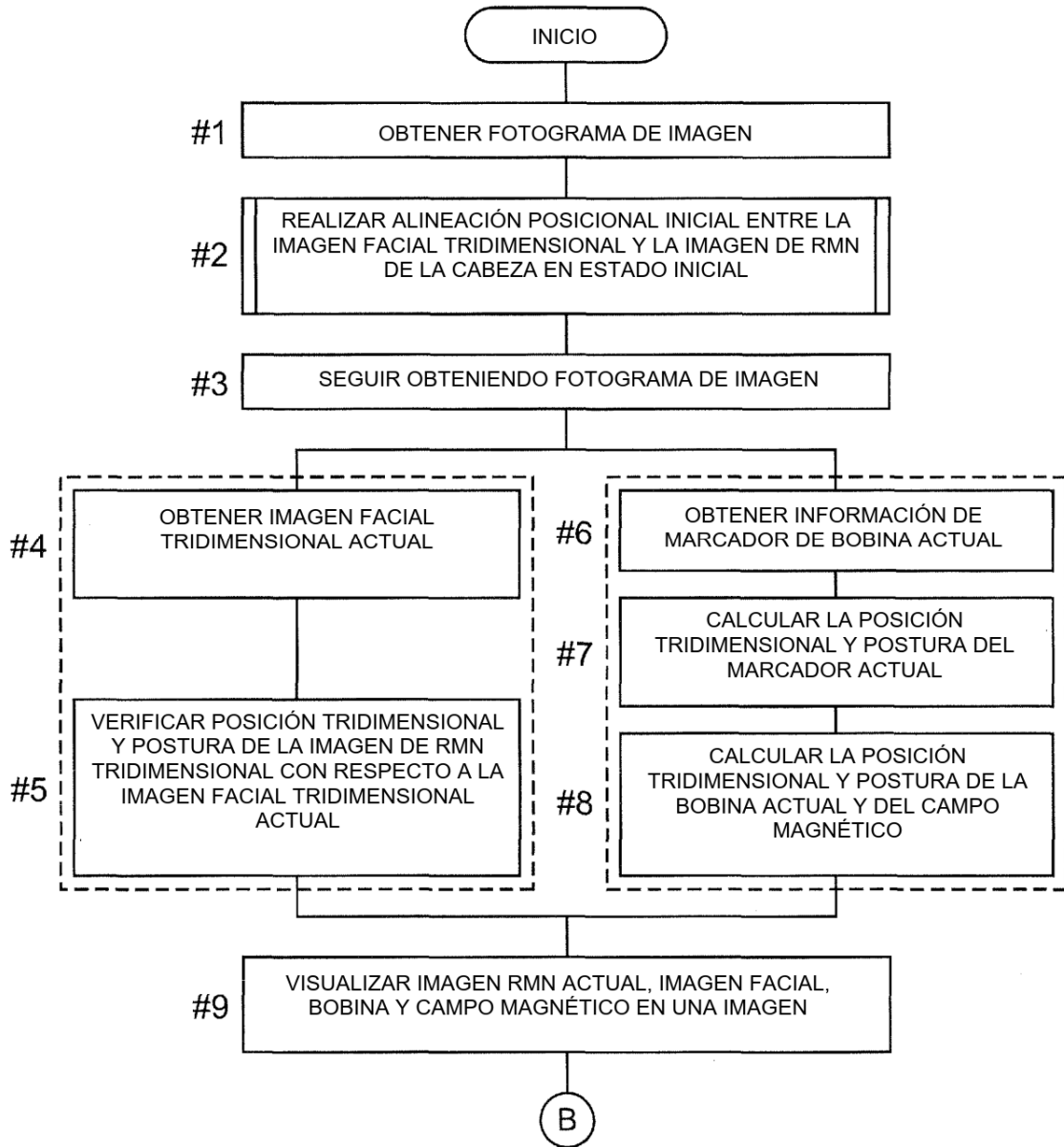


Fig.2B

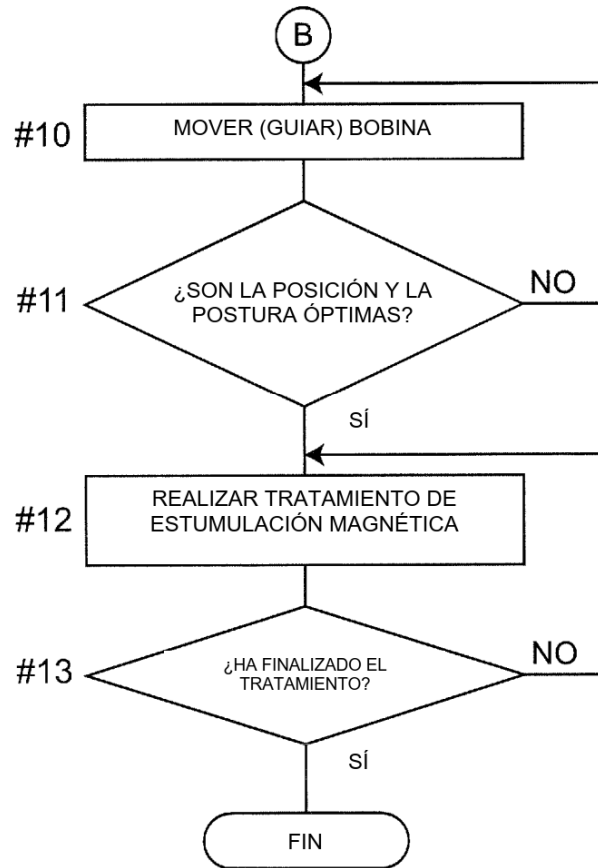
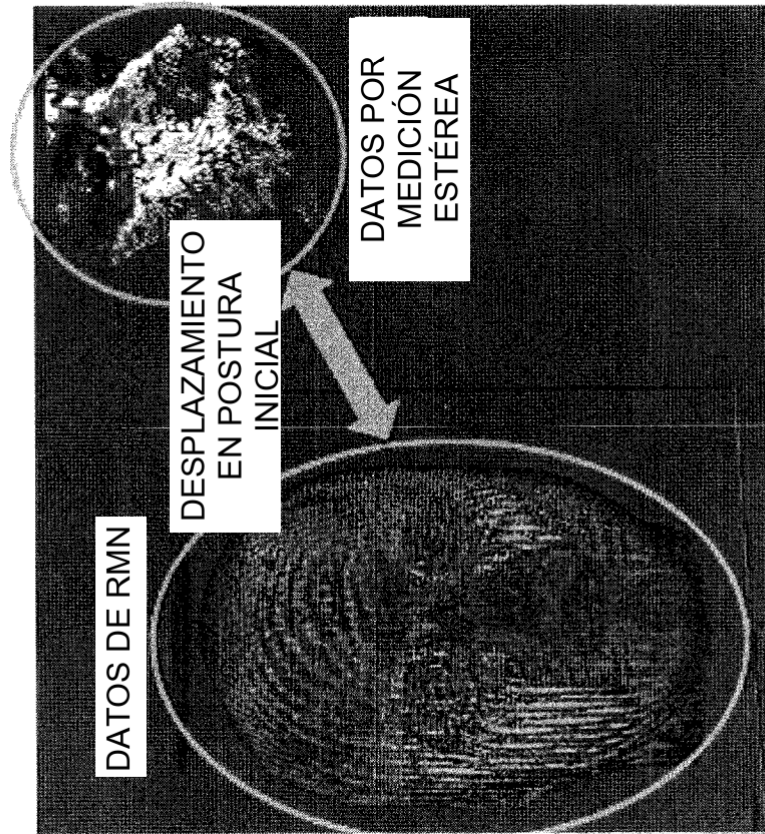
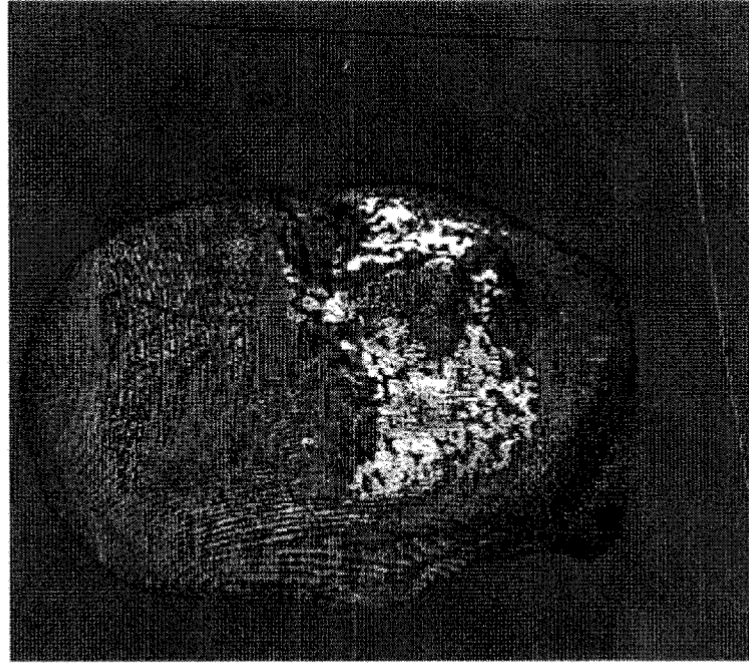


Fig.3



(a) ANTES DE LA ALINEACIÓN POSICIONAL

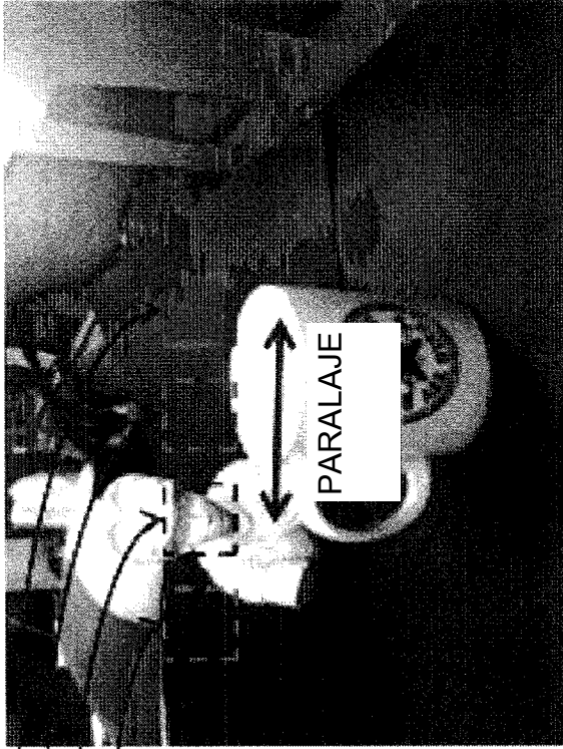


(b) DESPUÉS DE LA ALINEACIÓN POSICIONAL

Fig.4



(a) IMAGEN DE OJO IZQUIERDO



(b) IMAGEN DE OJO DERECHO

Fig.5

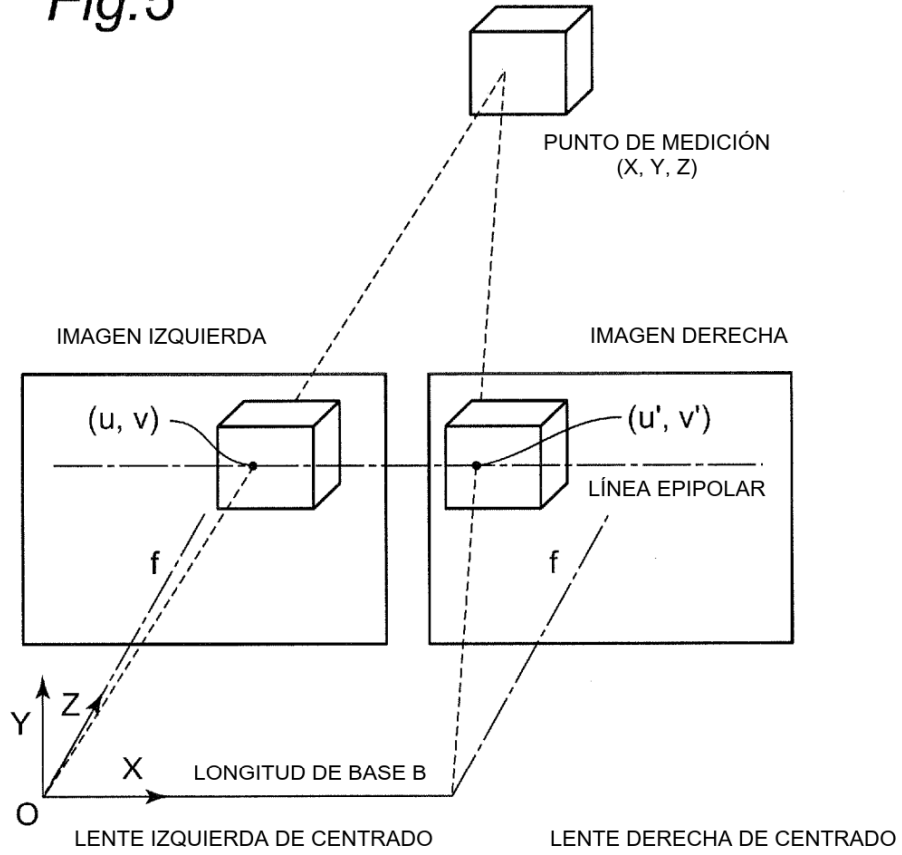
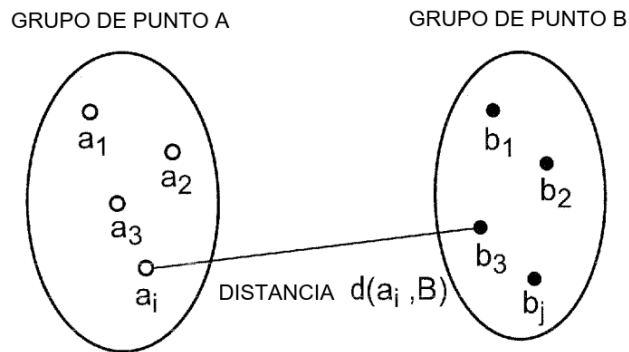


Fig.6



<GRUPO DE PUNTO Y DISTANCIA>

Fig.7

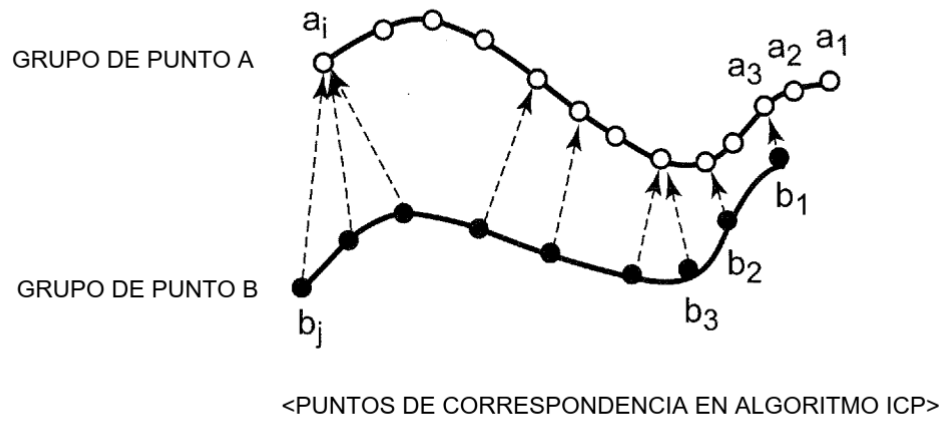


Fig.8

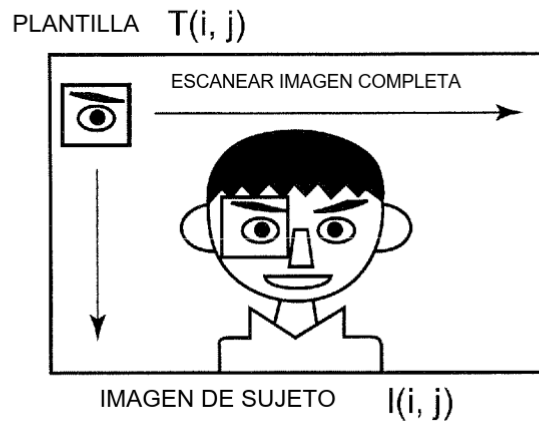


Fig.9

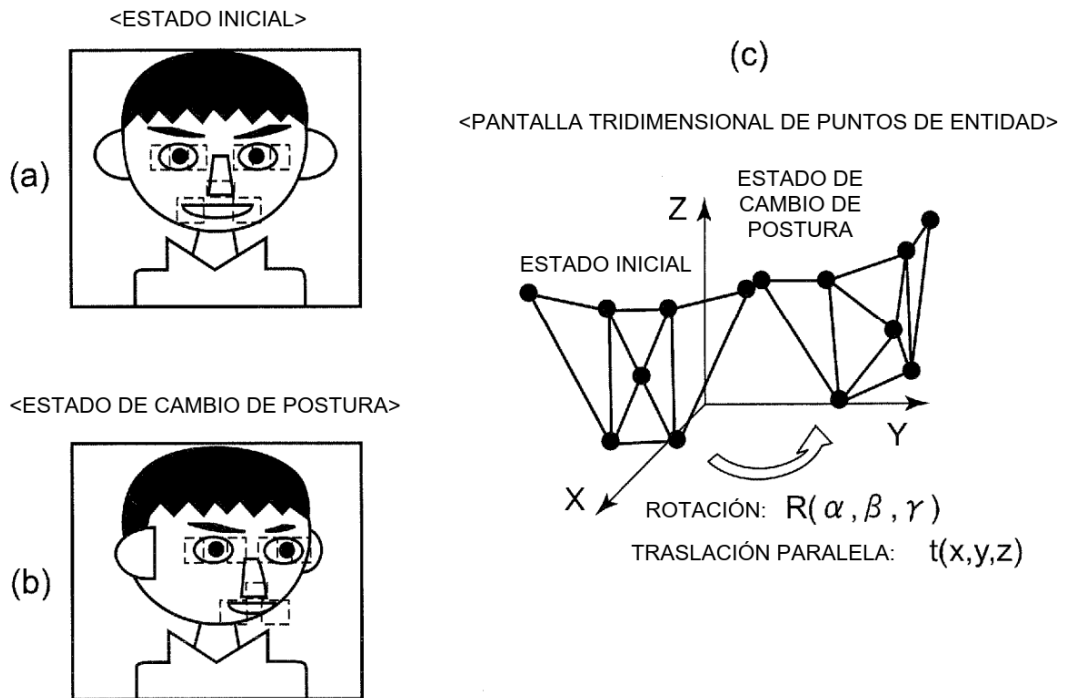
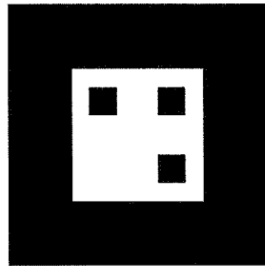


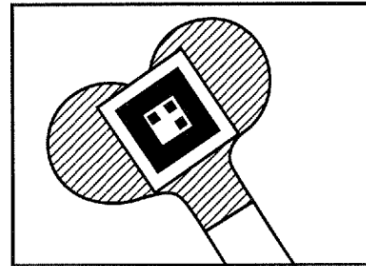
Fig.10

(a)



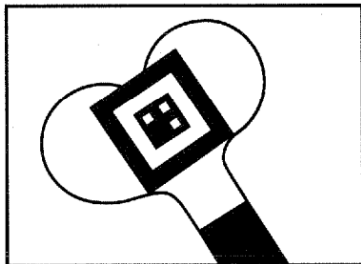
<MARCA REGISTRADA>

(b)



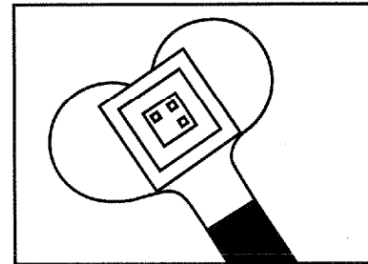
<IMAGEN INTRODUCIDA>

(c)



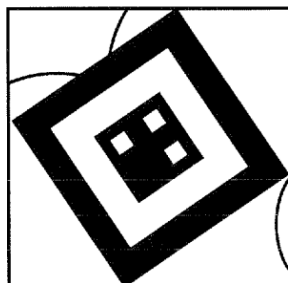
<BINARIZACIÓN>

(d)



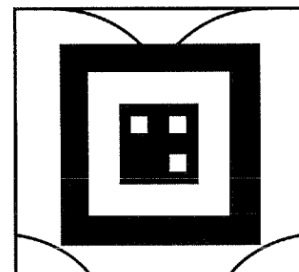
<ETIQUETADO>

(e)



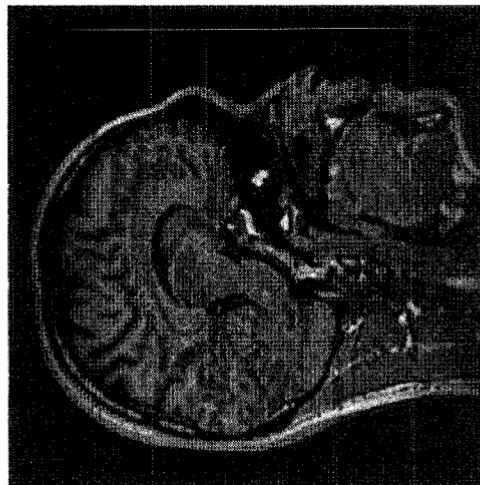
<EXTRACCIÓN DE REGIÓN CUADRANGULAR>

(f)

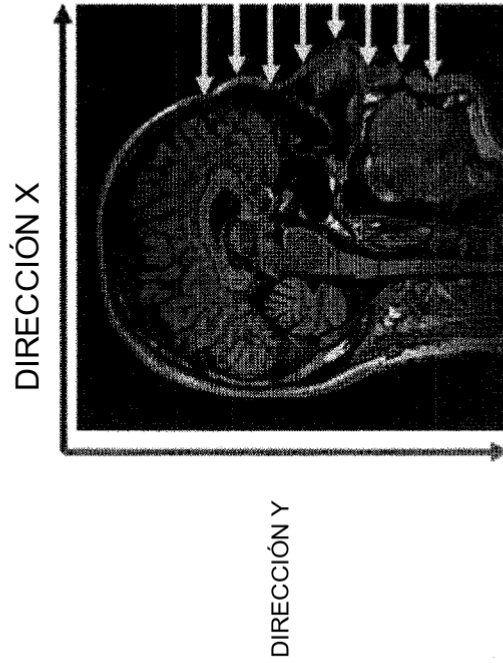


<SIMPLIFICACIÓN>

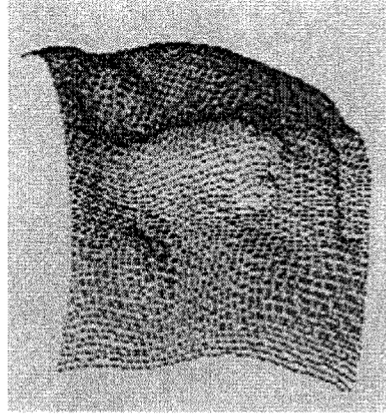
Fig. 11



(a) <IMAGEN DE RMN>



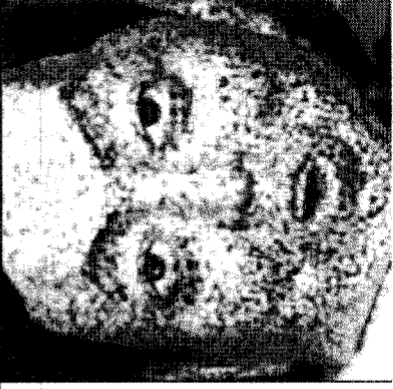


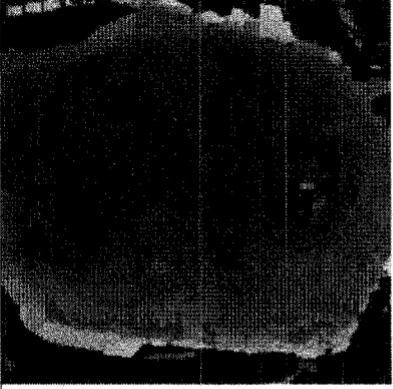


(b) <OBTENER SUPERFICIE FACIAL>



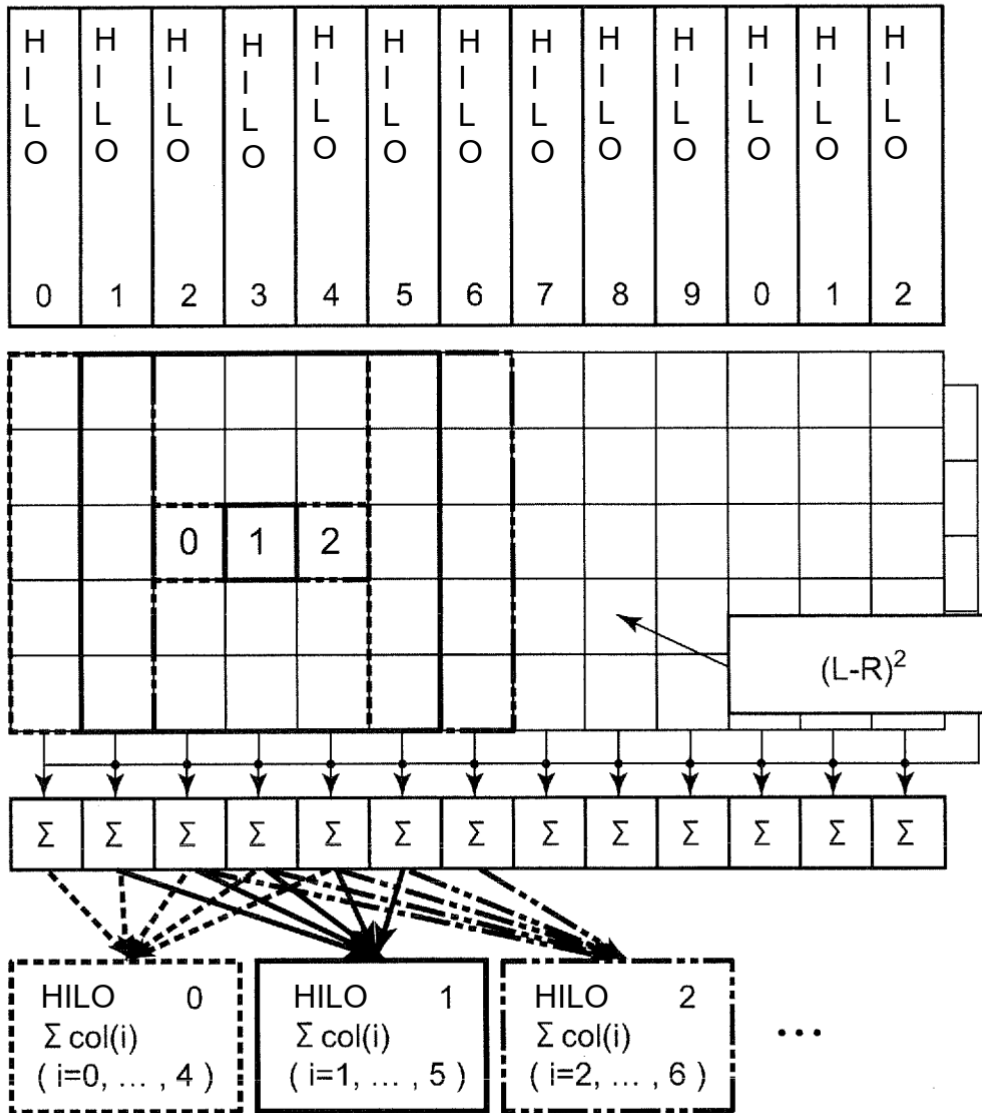
(c) <PANTALLA TRIDIMENSIONAL>

Fig.12

	SIN PATRÓN	SOLO EXTRACCIÓN DE BORDE	PROYECCIÓN DE PATRÓN+ EXTRACCIÓN DE BORDE
OBJETO DE MEDICIÓN			
IMAGEN DE DISTANCIA			

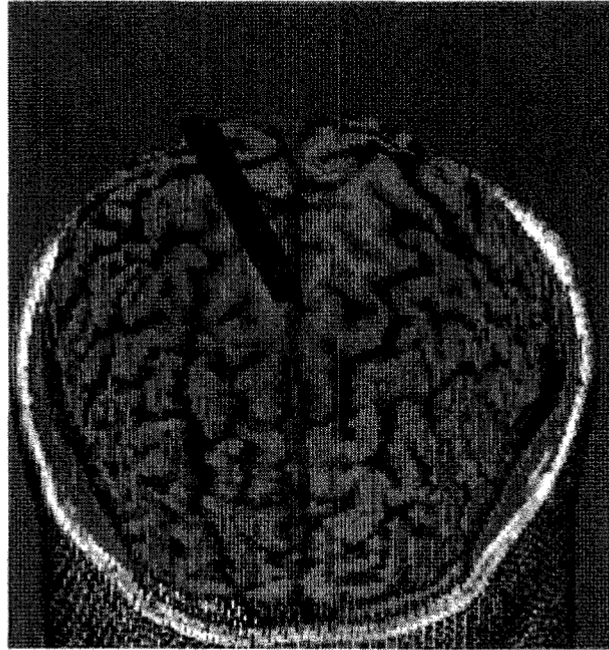
<REDUCCIÓN DE RUIDO POR PROYECCIÓN DE PATRÓN DE PUNTOS ALEATORIOS Y EXTRACCIÓN DE BORDE>

Fig.13



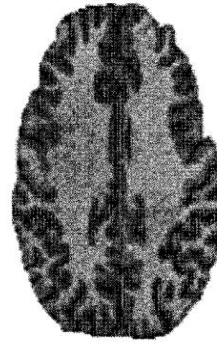
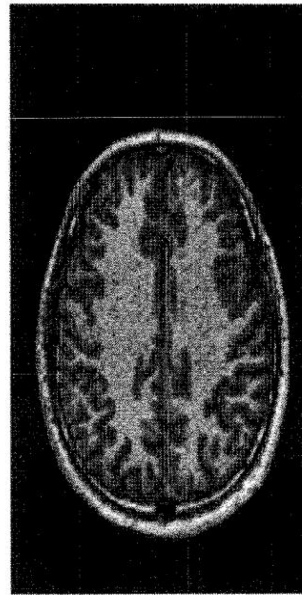
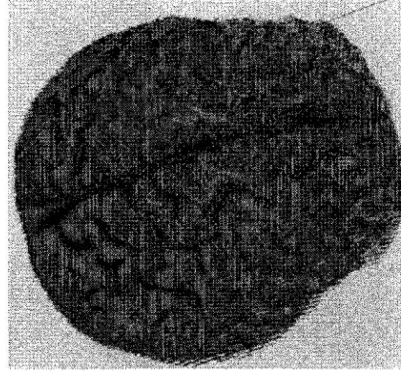
<PARALELIZACIÓN DE COINCIDENCIA DE BLOQUES>

Fig.14



<PANTALLA TRIDIMENSIONAL DE MARCADOR Y SITIO OBJETIVO DE ESTIMULACIÓN>

Fig. 15



(a)

<IMAGEN EN SECCIÓN TRANSVERSAL DE RMN>

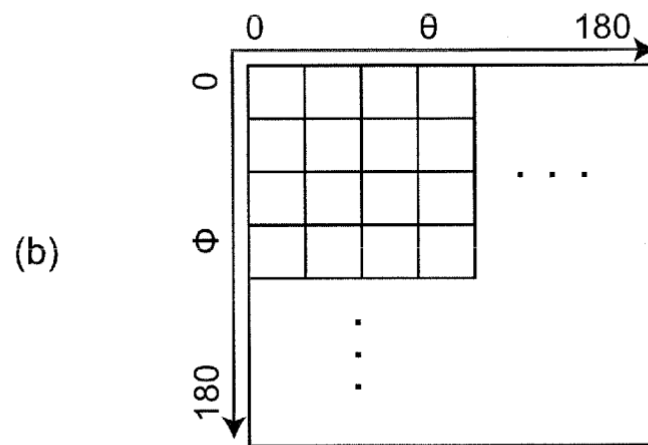
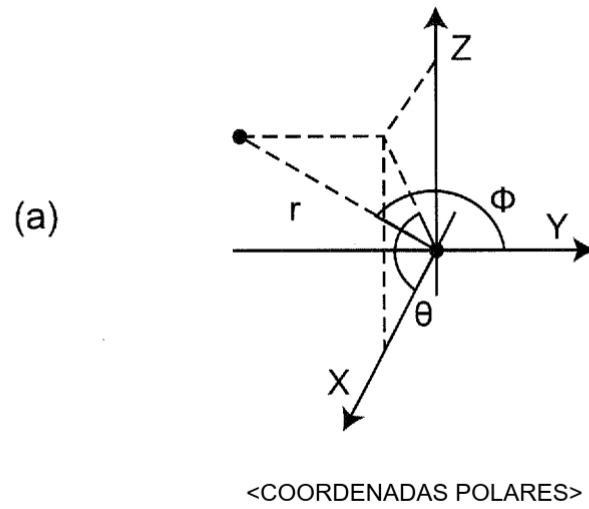
(b)

<EXTRACCIÓN DE REGIÓN CEREBRAL>

(c)

<PANTALLA TRIDIMENSIONAL (GRUPO DE PUNTOS)>

Fig.16



<MATRIZ PARA ALMACENAR INFORMACIÓN DE COLOR>

Fig.17

<IMAGEN DE TEXTURA>

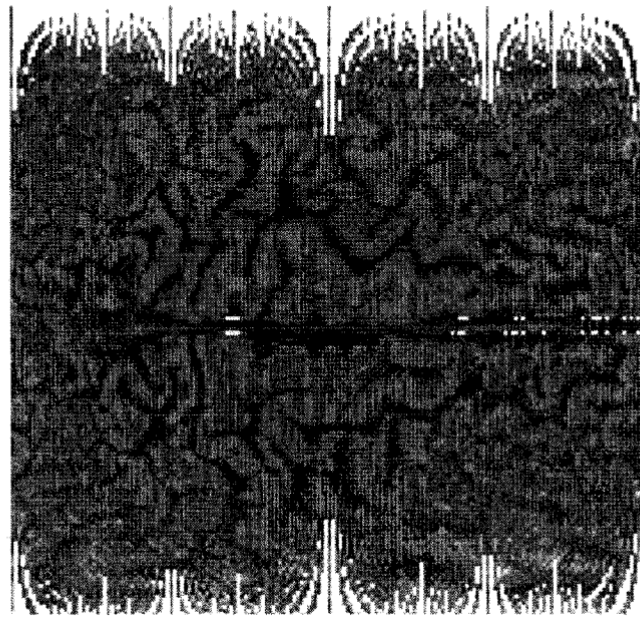
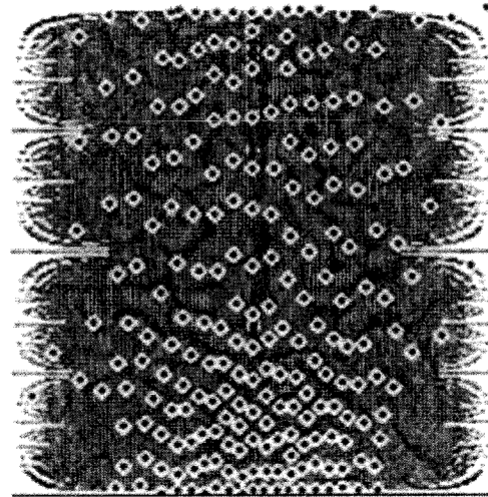
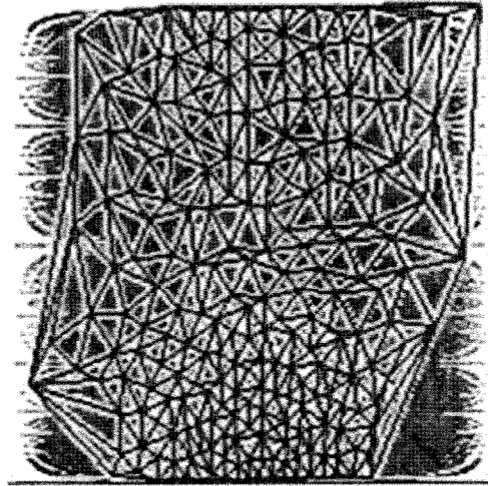


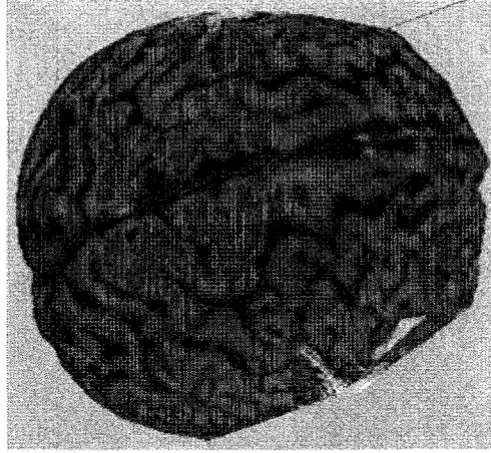
Fig.18



(a) PANTALLA BIDIMENSIONAL DE PUNTOS OBTENIDOS

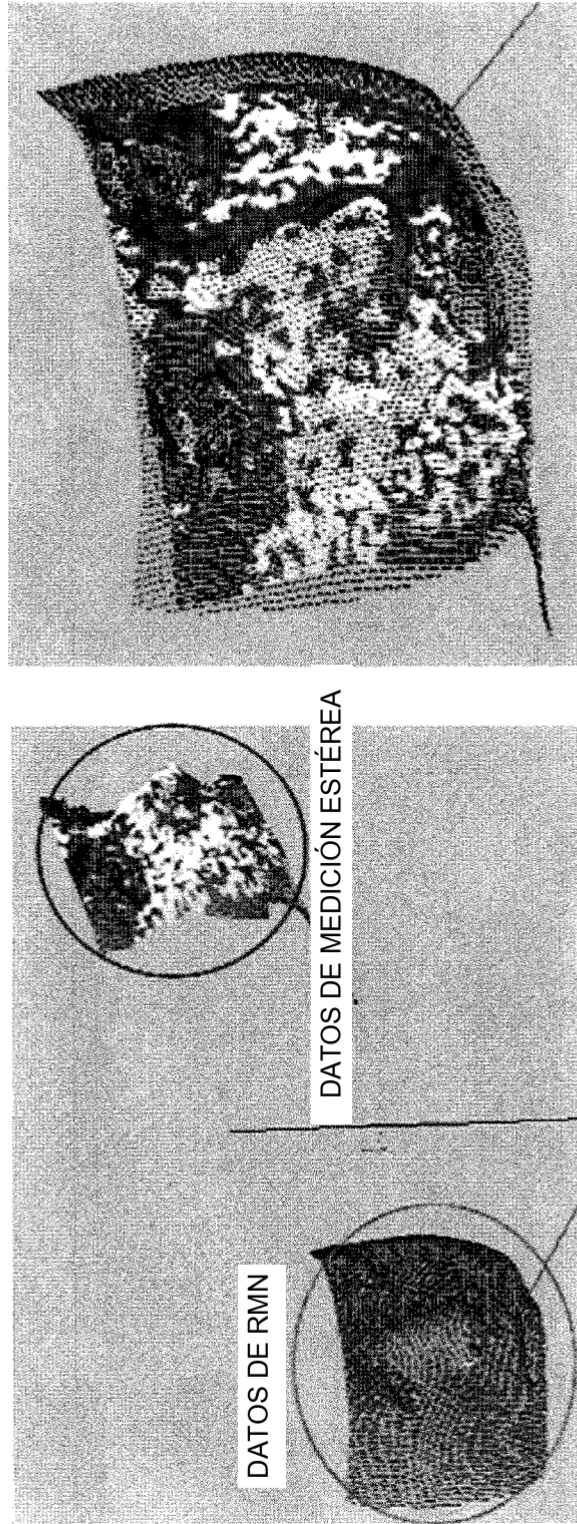


(b) TRIANGULACIÓN DELAUNAY



(c) PANTALLA TRIDIMENSIONAL

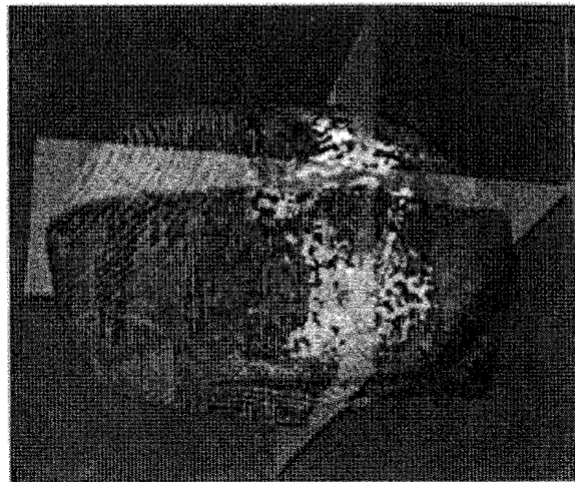
Fig. 19



(b) <DESPUÉS DE COINCIDENCIA>

(a) <DATOS INTRODUCIDOS>

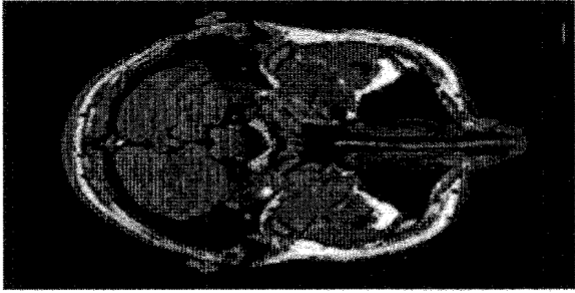
Fig. 20



(a) SECCIÓN OBTENIDA



(b) IMAGEN SECCIONAL LONGITUDINAL



(c) IMAGEN EN SECCIÓN TRANSVERSAL

Fig.21

