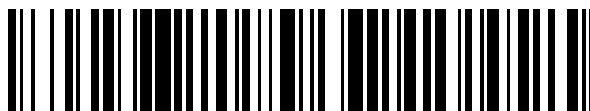


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 582 653**

51 Int. Cl.:

G06T 19/00 (2011.01)

A61N 2/00 (2006.01)

A61N 2/02 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **12.09.2007 E 07820154 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **20.04.2016 EP 2062225**

54 Título: **Método y sistema para visualizar el campo eléctrico generado en el cerebro mediante estimulación magnética transcraneal**

30 Prioridad:

13.09.2006 US 825454 P

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

14.09.2016

73 Titular/es:

**NEXSTIM OYJ (100.0%)
Elimäenkatu 9 B
00510 Helsinki, FI**

72 Inventor/es:

**HURME, RAINE;
AUTIO, IKKA;
SIPIÄ, PERTTU y
RUOHONEN, JARMO**

74 Agente/Representante:

DE ELZABURU MÁRQUEZ, Alberto

ES 2 582 653 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

Método y sistema para visualizar el campo eléctrico generado en el cerebro mediante estimulación magnética transcraneal.

Campo de la invención

- 5 La presente invención se refiere generalmente a la estimulación magnética transcraneal y, más en particular, a la visualización de una representación precisa del campo eléctrico inducido en el cerebro de un sujeto mediante un dispositivo de bobina de inducción de estimulación magnética transcraneal.

Antecedentes de la invención

- 10 La estimulación magnética transcraneal ("TMS") usa una bobina de inducción en la que un campo magnético variable en el tiempo se genera para inducir un campo eléctrico ("Campo E") dentro del cerebro. Las neuronas en las ubicaciones del cerebro expuestas a un campo E suficientemente fuerte, se activarán o estimularán. En la estimulación del cerebro navegada ("NBS") el campo E inducido en el cerebro mediante un dispositivo de bobina de inducción TMS se muestra como una capa en una pantalla gráfica de una representación anatómica del cerebro del sujeto. Al ver la pantalla, un usuario puede visualizar el campo E inducido en el cerebro y, por tanto, colocar de
15 manera interactiva el dispositivo de bobina TMS, en tiempo real, en relación con el cerebro para estimular un sitio diana del cerebro.

Las siguientes etapas de adquisición y procesamiento de datos se realizan normalmente como parte de la NBS.

1. Una representación de datos segmentada del cuero cabelludo o la superficie de la cabeza de un sujeto se genera a partir de datos representativos de la configuración anatómica de la cabeza del sujeto. Normalmente, los datos
20 representativos de las imágenes en dos dimensiones ("2D") de formación de imágenes de resonancia magnética ("MRI") de la cabeza del sujeto, que se obtuvieron previamente usando técnicas MRI convencionales, y donde las imágenes incluyen al menos el cerebro, las partes superiores del cráneo y los cartílagos y tejido adjuntos, se procesarán, usando algoritmos de software bien conocidos, para generar una representación volumétrica en tres dimensiones ("3D") de la cabeza. La representación en 3D de la cabeza se procesa adicionalmente después,
25 usando también algoritmos de software bien conocidos, para generar una representación de datos segmentada de la superficie de la cabeza del sujeto.

2. Unos elementos de rastreo se implementan para proporcionar que pueda rastrearse la ubicación y orientación de un dispositivo de bobina TMS con respecto a la cabeza del sujeto. Como es convencional en la técnica, unos
30 marcadores (rastreadores) reflectantes fácilmente identificables se colocan en puntos seleccionados en la cabeza del sujeto y también el dispositivo de bobina TMS para permitir un registro automático de las coordenadas de los puntos en 3D y seis grados de libertad. Por ejemplo, los rastreadores en el dispositivo de bobina TMS pueden ser una parte de un dispositivo de rastreo unido al dispositivo de bobina TMS, tal como se describe en la solicitud de patente de Estados Unidos para DISPOSITIVO DE BOBINA DE INDUCCIÓN DE ESTIMULACIÓN MAGNÉTICA
35 TRANSCRANEAL CON PORCIÓN DE UNIÓN PARA RECIBIR UN DISPOSITIVO DE RASTREO, con número de serie 11/847.544 presentada el 30 de agosto de 2007, asignada al cesionario de esta solicitud, y las coordenadas de los rastreadores se registran usando una cámara de fin especial, tal como es convencional en la técnica.

3. Se realiza un procedimiento de correregistro, que correlaciona datos representativos de las coordenadas de los rastreadores en el dispositivo de bobina TMS y la cabeza del sujeto (2 anteriormente) con los datos de imagen a partir de los que se genera la representación en 3D de la cabeza del sujeto (1 anteriormente). Normalmente, varios
40 puntos de referencia en la cabeza, tales como puntos en cada oreja y la nariz, se ubican a partir de las imágenes MRI en 2D, o en caso de que esté disponible, la imagen en 3D volumétrica de la cabeza. Los mismos puntos también se ubican en la cabeza del sujeto mediante el uso de un rastreador de pluma de digitalización. Después de realizar tales correspondencias de punto a punto o coincidencias de punto a punto, se computa una transformación que alinea el sistema de coordenadas de las imágenes MRI de la cabeza con el sistema de coordenadas de los rastreadores. La calidad de la transformación puede mejorarse, por ejemplo, al menos en el sentido de mínimos
45 cuadrados, realizando una coincidencia de punto a punto adicional, que a su vez mejora la precisión de la NBS.

4. En una pantalla usada normalmente en NBS, una representación gráfica de dispositivo de bobina TMS, en particular preferiblemente solo la funda del dispositivo de bobina TMS en la que se contienen los enrollamientos de bobina, se muestra en relación con una representación gráfica del cuero cabelludo y una porción del cerebro en una
50 profundidad seleccionada, y el campo E inducido en la porción del cerebro mediante el dispositivo de bobina TMS se muestra como una capa de la porción del cerebro. La pantalla proporciona a un usuario una representación visual de la posición y orientación de la funda, y de esta manera de los enrollamientos de bobina, del dispositivo de bobina TMS en relación con la cabeza y el cerebro, y también el campo E inducido en el cerebro, a medida que el usuario dirige el dispositivo de bobina TMS en relación con la cabeza del sujeto. La calidad de la transformación computada en el correregistro (3 anteriormente) afecta a la precisión de las representaciones mostradas en la pantalla y, de esta
55 manera, a la precisión de navegación. Tal como es bien conocido en la técnica, el campo E inducido mediante los enrollamientos de bobina se computa usando un modelo de forma de cabeza, por ejemplo un modelo esférico, tal como el descrito en Ravazanni, P., *et al.* "Magnetic stimulation of the nervous system: induced electric field in

unbounded, semiinfinite, spherical, and cylindrical media." *Annals of Biomedical Engineering* 24: 606-616, 1996, y basándose en un modelo de forma y ubicación de los enrollamientos de cobre dentro de la funda del dispositivo de bobina TMS. El campo E se muestra entonces en la representación de la porción de cerebro, por ejemplo, usando colores para indicar la fuerza del campo E, para proporcionar que el usuario pueda dirigir el dispositivo de bobina TMS para estimular sitios diana en la porción de cerebro. La precisión de la representación de la porción de cerebro, en gran parte, determina la precisión de la representación del campo E inducido en la porción de cerebro mostrada en la pantalla y, de esta manera, tiene un gran impacto en la precisión con la que el usuario puede dirigir el dispositivo de bobina TMS para estimular sitios diana en el cerebro.

Es conocido que los efectos de la TMS dependen tanto de la fuerza absoluta del campo E en un sitio diana en el cerebro como de la fuerza relativa del campo E con respecto a regiones cerca del sitio diana. Por consiguiente, es importante que la NBS muestre con precisión al usuario de un dispositivo de bobina TMS la ubicación del máximo campo E en las proximidades de interés para un sitio diana. Por motivos anatómicos, las proximidades relevantes de interés de una porción de cerebro de una profundidad seleccionada se representan normalmente en una pantalla NBS como superficies orientadas aproximadamente en paralelo a la porción del cuero cabelludo del sujeto por encima de las proximidades. Por tanto, en la NBS de la técnica anterior, el cerebro se ha representado usando una pluralidad de llamadas superficies de visualización, cada una de las cuales representa una porción del cerebro a una profundidad seleccionada.

En la técnica anterior, una pantalla NBS muestra normalmente una superficie de visualización a una profundidad de aproximadamente 20 a 25 mm bajo el cuero cabelludo. La superficie de visualización se aproxima a la forma del cerebro y a las estructuras del cerebro corticales en la profundidad seleccionada. Además, la pantalla NBS muestra el campo E inducido en puntos a lo largo de la superficie de visualización, incluyendo la ubicación del máximo campo E en la superficie de visualización. El campo E se muestra normalmente como un mapa coloreado, donde la coloración indica la resistencia relativa a un máximo. Además, la pantalla NBS muestra normalmente el dispositivo de bobina TMS en color en relación con la superficie de visualización. Además, la superficie de visualización también se muestra usando superficies coloreadas y texturadas de polígonos que se actualizan en tiempo real, por ejemplo, a medida que el dispositivo de bobina TMS o la cabeza se mueven. Además, la pantalla NBS de la técnica anterior proporciona que el dispositivo de bobina TMS y la superficie de visualización puedan verse desde cualquier ángulo y distancia.

En la NBS de la técnica anterior, una superficie de visualización se deriva directamente de los datos de imagen MRI en 2D de la cabeza, de manera que cualquier protuberancia (saliente), concavidad u otras irregularidades en el cuero cabelludo se reflejan correspondiente, sustancial e idénticamente en la superficie de visualización. De manera ideal, se espera que la ubicación del máximo campo E se mueva a lo largo de la superficie de visualización en una pantalla NBS correspondiente con el movimiento del dispositivo de bobina TMS a lo largo del cuero cabelludo.

Se ha observado, sin embargo, en pantallas NBS de la técnica anterior que muestran superficies de visualización, que tienen salientes, protuberancias o irregularidades significativas, en relación con el dispositivo de bobina TMS y el campo E inducido mediante el dispositivo de bobina TMS, que cuando el dispositivo de bobina TMS se mueve gradualmente a lo largo del cuero cabelludo de un sujeto, la representación del campo E en la superficie de visualización se vuelve irregular y no se corresponde directamente con el movimiento del dispositivo de bobina TMS a lo largo del cuero cabelludo. Por ejemplo, si un sitio diana de estimulación está en la parte inferior de una concavidad de superficie en la superficie de visualización, la resistencia del campo E en el sitio diana mostrado en la superficie de visualización es significativamente más débil que en puntos alrededor del sitio diana, aunque la resistencia actual del campo E en el sitio diana puede ser igual o aproximadamente igual que la resistencia del campo E en los puntos circundantes. Es bien sabido en la técnica que el campo E inducido mediante un dispositivo de bobina TMS se debilita rápidamente con la distancia respecto a los enrollamientos de bobina dentro del dispositivo de bobina TMS, y por ejemplo, puede debilitarse incluso aproximadamente un 5-20 % a una distancia de aproximadamente 2 mm respecto a los enrollamientos de bobina. Por tanto, si una superficie de visualización se aproxima de manera estrecha a la forma del cuero cabelludo, el máximo campo E probablemente no se mostrará ubicado en una concavidad en la superficie de visualización que constituye un sitio diana de estimulación y, en su lugar, se mostrará ubicado en puntos en la superficie de visualización cerca del sitio diana y limitando con la concavidad. Por consiguiente, donde la superficie de visualización incluye concavidades que se corresponden con sitios diana, es muy difícil, si no imposible, colocar el dispositivo de bobina TMS para que el máximo campo E se ubique en el sitio diana en la superficie de visualización.

Como alternativa, si una superficie de visualización no se aproxima estrechamente a la forma del cerebro, entonces las regiones próximas a un sitio diana probablemente no se orientarán de manera apropiada, de manera que el objetivo de usar NBS para colocar con precisión el dispositivo de bobina TMS en relación con la cabeza, para inducir un máximo campo E en un sitio diana, se vuelve inalcanzable.

Por tanto, existe la necesidad de generar una superficie de visualización representativa de una porción del cerebro a una profundidad seleccionada, para su uso al mostrar el campo E inducido en el cerebro mediante un dispositivo de bobina TMS como parte de la NBS, que represente con precisión la porción de cerebro en la profundidad seleccionada y evite representaciones erróneas del campo E en la superficie de visualización.

Compendio de la invención

De acuerdo con la presente invención, una superficie de visualización representativa de una porción del cerebro de un sujeto en una profundidad seleccionada se genera combinando una representación actual de la superficie de la cabeza del sujeto, que se deriva de los datos de imagen representativos de la configuración anatómica de la cabeza del sujeto, con una representación idealizada de la superficie de la cabeza, donde la combinación elimina o reduce sustancialmente de la superficie de visualización cualquier protuberancia, concavidad u otras irregularidades y proporciona una representación precisa del campo E que se induciría en la porción de cerebro correspondiente a la superficie de visualización mediante un dispositivo de bobina TMS usado para estimular el cerebro de un sujeto. La contribución de cada una de las representaciones actuales e idealizadas de la superficie de cabeza para la combinación es una función de la profundidad de la superficie de visualización, y la superficie de visualización que es resultado de la combinación se escala en tamaño basándose en la profundidad de la superficie de visualización.

En una realización, la superficie de visualización que resulta de la combinación es una superficie sustancialmente convexa. En otra realización, la representación idealizada de la superficie de cabeza es una función de regiones convexas del cuero cabelludo y la ausencia o ausencia sustancial de cualquier protuberancia, saliente o irregularidad en el cuero cabelludo, que se han retirado o reducido sustancialmente. En una realización adicional, la representación idealizada de la superficie de cabeza es un elipsoide.

En una realización adicional, la superficie de visualización que resulta de la combinación se compara con la representación actual de la superficie de cabeza y, si un diferencial entre la primera y esta última supera un umbral determinado, una nueva superficie de visualización se genera ajustando la contribución de las representaciones actuales e idealizadas con la combinación como una función del diferencial. En una realización, el diferencial es un promedio de las distancias entre una pluralidad de puntos correspondientes que definen la representación actual de la superficie de cabeza y la superficie de visualización.

Breve descripción de los dibujos

Otros objetos y ventajas de la presente invención serán aparentes a partir de la siguiente descripción detallada de las realizaciones actualmente preferibles, descripción que debería considerarse junto con los dibujos adjuntos en los que las referencias similares indican elementos similares y en los que:

la Figura 1A es una vista en sección transversal de una porción de una superficie de cabeza ejemplar de un sujeto que incluye superficies de visualización correspondientes a representaciones actuales e idealizadas de la superficie de cabeza y contornos de campo eléctrico inducido mediante un dispositivo de bobina TMS ubicado sobre la superficie de cabeza.

La Figura 1B es una vista ampliada de una porción de la superficie de cabeza mostrada en la Figura 1A.

La Figura 2A es una vista en sección transversal de la cabeza del sujeto de la Figura 1A incluyendo la superficie de visualización correspondiente a la representación actual de la superficie de cabeza.

La Figura 2B es una vista en sección transversal de la cabeza del sujeto de la Figura 1A incluyendo una superficie de visualización correspondiente a la representación idealizada de la superficie de cabeza.

La Figura 3 es un diagrama de flujo de un proceso ejemplar para generar una superficie de visualización a una profundidad del cerebro, de acuerdo con la presente invención.

La Figura 4A es una representación ejemplar de malla de superficie de la cabeza de un sujeto.

La Figura 4B es una representación ejemplar de malla de cuero cabelludo de la cabeza de la Figura 4A de acuerdo con la presente invención.

La Figura 5 es una vista en perspectiva de una representación ejemplar en tres dimensiones de una cabeza en la que se cubre una superficie de visualización del cerebro, de acuerdo con la presente invención, y que muestra el campo E inducido mediante un dispositivo de bobina TMS en la superficie de visualización.

Descripción detallada de la invención

En la NBS, los datos de imagen MRI representativos de la configuración de la anatomía de la cabeza del sujeto, que se han recogido previamente, se usan para generar una imagen en tres dimensiones ("3D") representativa de la cabeza y también superficies de visualización representativas de porciones de cerebro en profundidades seleccionadas por debajo del cuero cabelludo o superficie de cabeza. La pantalla NBS muestra normalmente una superficie de visualización cubierta en una imagen 3D de la cabeza, usándose la posición de un dispositivo de bobina TMS para estimular un sitio diana en una porción del cerebro en relación con la superficie de cabeza y la superficie de visualización, y rodeando el campo E inducido en una región del cerebro un sitio diana estimulado en la superficie de visualización.

En la NBS de la técnica anterior, la configuración de la superficie de visualización que se genera sustancialmente se corresponde con la configuración actual de la superficie de cabeza del sujeto. La Figura 1A muestra una vista en sección transversal de una cabeza 10 típica, una superficie de visualización 12 de una porción del cuero cabelludo 14 subyacente al cerebro de la cabeza 10 donde la superficie de visualización 12 se ha generado de acuerdo con métodos de la técnica anterior, una superficie de visualización 32 sustancialmente idealizada de la porción del cerebro de la cabeza 10 a la misma profundidad que la superficie 12, un dispositivo de bobina TMS 16 ubicado

sobre el cuero cabelludo 14 y contornos 18 que representan isosuperficies del campo E inducido mediante el dispositivo de bobina TMS 16 en diversas profundidades por debajo del cuero cabelludo 14. Para más facilidad de explicación, el dispositivo 16 se muestra en a Figura 1A ubicado ligeramente sobre el cuero cabelludo 14, aunque en la práctica el dispositivo 16 se coloca ordinariamente directamente sobre el cuero cabelludo 14. En referencia a la

5 Figura 1A, la superficie de visualización 12 incluye salientes, protuberancias e irregularidades 13 sustancialmente correspondientes con las formas de superficie, concretamente, salientes, protuberancias e irregularidades 15 que existen en el cuero cabelludo 14. En referencia a la Figura 2A, que es una vista de la cabeza 10 solo con la

10 superficie de visualización 12 mostrada, la superficie de visualización 12 incluye puntos 11 representativos del máximo campo E inducido en el cerebro en la profundidad de la superficie de visualización 12 que se mostrarían en la superficie de visualización 12, a medida que el dispositivo de bobina TMS 16 se mueve a lo largo del cuero cabelludo 14. La superficie de visualización 12, como es típico en la técnica anterior, no incluye los puntos 11 en ninguna concavidad 13 en la superficie de visualización 12 que se corresponde con las concavidades de recubrimiento 15 en el cuero cabelludo 14.

La Figura 1B es una vista ampliada de una porción de la Figura 1A donde el cuero cabelludo 14 incluye una

15 concavidad 15. En referencia a las Figuras 1A y 1B, el campo E inducido mediante el dispositivo de bobina TMS 16 tiene un máximo en un punto en una superficie de visualización, tal como la superficie de visualización 12, que se cruza con el contorno 18 que tiene el mayor valor de campo E. En la realización ejemplar del dispositivo de bobina TMS 16 mostrado en las Figuras 1A y 1B, la dirección de puntería o enfoque del dispositivo de bobina TMS 16 se corresponde con una línea AA que se extiende ortogonalmente respecto al dispositivo de bobina TMS 16. La línea

20 AA se extiende a través de un punto A en la concavidad 15A y un punto E en la concavidad 13A en la superficie de visualización 12, donde el punto A está en el contorno 18C y a una distancia L1 respecto al dispositivo de bobina TMS 16 y el punto E está en el contorno 18E y a una distancia L2 desde el dispositivo de bobina TMS 16. Además, solo con fines de ilustración, el cuero cabelludo 14 se trata para que tenga propiedades conductivas similares al cerebro, de manera que cuando el dispositivo de bobina TMS 16 se coloca tal como se muestra, el máximo campo E

25 inducido en el cuero cabelludo 14 esté en el punto A en la concavidad 15A. En la pantalla NBS de la técnica anterior, el máximo campo E inducido mediante la bobina TMS 16, que se coloca para estimular un sitio diana ubicado en el punto E en la concavidad 13A en la superficie de visualización 12, se representaría como puntos D1 y D2 en la superficie de visualización 12. Los puntos D1 y D2 se corresponden con puntos en el contorno 18D separados de la línea AA e inmediatamente adyacentes a la concavidad 13A. Aunque el punto dentro de la concavidad 13A de la

30 superficie de visualización 12 es la diana de estimulación, el máximo campo E representado en la superficie de visualización 12 no puede estar en el punto E dentro de la concavidad 13A debido a la forma de la concavidad 13A. Además, si el sitio diana de estimulación está por debajo del punto E, la superficie de visualización 12 estaría a una profundidad incrementada dentro del cerebro, de manera que el sitio diana actual del punto E ya no estaría en la superficie de visualización 12. Además, si el sitio diana de estimulación está por encima del punto E, por ejemplo, en

35 la superficie idealizada 32, el sitio diana actual del punto E tampoco estaría en la superficie idealizada 32, de manera que el dispositivo de bobina TMS 16 de manera similar no se coloca para estimular el sitio diana actualmente en el punto E, basándose en el máximo campo E representado en la superficie idealizada 32. De esta manera, al usar métodos de la técnica anterior para representar una superficie del cerebro a una profundidad particular, el dispositivo de bobina TMS 16 no puede colocarse para apuntar a un sitio diana por debajo, por encima o en el punto E debido a

40 la forma de la concavidad 13A.

Tal como es bien conocido, en la NBS, es aconsejable identificar y conocer la posición del dispositivo de bobina TMS en relación con el cuero cabelludo que induce un campo E máximo en un sitio diana en una porción del cerebro a una profundidad particular. En referencia a la cabeza 10 ejemplar mostrada en las Figuras 1A y 1B, cuando el sitio

45 diana en una porción del cerebro, que está a una profundidad correspondiente a la profundidad representada mediante la superficie de visualización 12, se alinea con el punto A en el cuero cabelludo 14 de la cabeza 10, la concavidad 13A en la superficie de visualización 12 provoca que la representación del máximo campo E se muestre en los puntos D1 y D2 en la superficie de visualización 12. De esta manera, la posición del dispositivo de bobina TMS 16 en relación con el cuero cabelludo 14 que induciría un máximo campo E en un sitio diana E en la porción del cerebro a la profundidad seleccionada no puede determinarse, por que el máximo campo E se muestra en los

50 puntos D1 y D2. Además, es probable que, si el dispositivo de bobina TMS 16 se mueve ligeramente a lo largo de la superficie del cuero cabelludo 14 en la dirección de la flecha R o L, el máximo campo E mostrado en la superficie de visualización 12 permanezca en o cerca de los puntos D1 y D2, solo el punto D1 o solo el punto D2. De esta manera, la posición del dispositivo de bobina TMS 16 en relación con el cuero cabelludo 14 no puede determinarse con precisión para fines de estimulación de un sitio diana correspondiente a una porción del cerebro directamente

55 subyacente al punto A en el cuero cabelludo 14, por que el sitio diana en la porción del cerebro se alinea con la concavidad 15A en el cuero cabelludo 14. Por consiguiente, la posición del dispositivo de bobina TMS 16 no puede identificarse y almacenarse para proporcionar una estimulación máxima repetida y precisa de un sitio diana en el cerebro alineado con el punto A en el cuero cabelludo 14.

Idealmente, es aconsejable representar una porción del cerebro de un sujeto, a una profundidad seleccionada por

60 debajo del cuero cabelludo, usando una curva lisa o sustancialmente con forma convexa, por que la posición del dispositivo de bobina TMS, en relación con la cabeza del sujeto, que induce un máximo campo E en un sitio diana en el cerebro puede entonces identificarse con precisión. En referencia a las Figuras 1A y 1B, si la superficie de visualización idealizada 32 se usara para representar la porción del cerebro en la profundidad seleccionada, el

máximo campo E para el dispositivo de bobina TMS 16 alineado con el punto A en el cuero cabelludo 14 se representaría en la superficie de visualización 32 solo en el punto D, que está en la intersección de la línea AA y el contorno 18D y a una distancia L3 del dispositivo de bobina TMS 16. En referencia adicional a la Figura 2B, que es una vista de la cabeza 10 solo con la superficie 32 mostrada, la forma lisa y convexa de la superficie 32 proporciona que a medida que el dispositivo de bobina TMS 16 se mueve gradualmente a lo largo del cuero cabelludo 14, tal como en la dirección de la flecha R o L, los puntos 17 representativos del máximo campo E inducido en la superficie 32 mediante dispositivos de bobina TMS 16 también sigan sustancialmente y correspondientemente a lo largo de la superficie 32. La superficie de visualización, sin embargo, debe todavía aproximarse muy de cerca a la forma del cerebro para proporcionar que las regiones cerca de un sitio diana se orienten apropiadamente para que la posición del dispositivo de bobina TMS en relación con la cabeza que induce un máximo campo E en un sitio diana pueda identificarse con precisión.

De acuerdo con la presente invención, una superficie de visualización representativa de una porción de un cerebro de un sujeto en una profundidad seleccionada se genera para proporcionar que, en una pantalla NBS que muestra la posición de un dispositivo de bobina TMS en relación con la superficie de visualización y la anatomía de la cabeza del sujeto, a medida que el dispositivo de bobina se mueve gradualmente por el cuero cabelludo del sujeto, la representación de la superficie de visualización del máximo campo E inducido en un sitio diana de la porción de cerebro en la profundidad seleccionada mediante el dispositivo de bobina TMS se mueva correspondientemente a lo largo de la superficie de visualización. Por consiguiente, la posición del dispositivo TMS en relación con la cabeza del sujeto que induce un máximo campo E en un sitio diana en una porción de cerebro en la profundidad seleccionada puede identificarse para proporcionar una estimulación precisa y repetida del sitio diana con el dispositivo de bobina TMS.

La Figura 3 muestra un proceso 50 ejemplar para la generación de una superficie de visualización sustancialmente convexa para una pluralidad de profundidades del cerebro, de acuerdo con la presente invención, que proporciona que la posición del dispositivo de bobina TMS en relación con la cabeza del sujeto que induce un máximo campo E en un sitio diana en el cerebro a una profundidad seleccionada pueda identificarse con precisión. Debe entenderse que las etapas de procesamiento de datos expuestas en el proceso 50 pueden realizarse de inmediato mediante un procesador con una potencia de procesamiento suficientemente alta para suministrar datos de salida en una pantalla en tiempo real o sustancialmente en tiempo real incluyendo una memoria, y donde el procesador se acopla a una pantalla, tal como un monitor, y a un dispositivo de entrada de datos, tal como un ratón y un teclado. El procesador es, por ejemplo, un microcontrolador programado para realizar TMS en relación con un dispositivo de bobina TMS tal como se describe, por ejemplo, en la patente de Estados Unidos con número 6.849.040, asignada al cesionario de esta solicitud. Con el fin de resaltar las características de la invención, el proceso 50 se ilustra en relación con la cabeza 10 ejemplar descrita antes. También debe entenderse que, aunque las computaciones de datos y procesamientos para etapas individuales en el proceso 50 ejemplar pueden conocerse o ser convencionales en la técnica, la combinación de etapas del proceso 50 ejemplar es inventiva y genera una superficie de visualización inventiva que tiene ventajas sobre las superficies de visualización de la técnica anterior, tal como para su uso en NBS.

En referencia a la Figura 3, en la etapa 52 los datos de imagen MRI en 2D recogidos anteriormente representativos de la configuración anatómica de la cabeza 10 se combinan y segmentan para generar una imagen volumétrica de la cabeza definida mediante una pluralidad de vóxeles, usando técnicas de procesamiento de datos bien conocidas en la técnica. Las coordenadas de los vóxeles que definen la superficie de cabeza del cuero cabelludo 14 de la cabeza 10 se identifican y luego se almacenan en una memoria, también como se conoce bien en la técnica.

Después en la etapa 54, una malla de superficie poliédrica 100 representativa de la superficie de la cabeza 10, donde la malla de superficie 100 se define mediante una pluralidad de polígonos 102, se genera, tal como se muestra en la Figura 4A, usando técnicas de procesamiento de datos bien conocidas en la técnica. El polígono típico es un triángulo de aproximadamente 1 a 2 mm de largo y aproximadamente 1 a 2 mm de ancho. En referencia a la Figura 4A, los tamaños de los polígonos 102 individuales son proporcionales a los tamaños de los vóxeles, de manera que la malla de superficie 100 tiene sustancialmente el mismo nivel de detalle (resolución) que los datos de imagen MRI. Para facilidad de referencia, se hace referencia a la malla de superficie 100 a continuación como una representación actual de la superficie de cabeza 14, o *Rep-Actual*.

En la etapa 56, se genera la malla de superficie convexa más pequeña, o una vaina convexa, que puede contener o envolver la malla de superficie 100, usando métodos de procesamiento de datos bien conocidos en la técnica. Además, se genera una caja de limitación que contiene la malla de superficie 100 y define un conjunto de coordenadas dentro de las que se ubica la cabeza 10, también usando métodos de procesamiento de datos bien conocidos en la técnica.

En la etapa 58, los polígonos que definen partes inferiores de la cabeza 10, tal como las partes por debajo de las orejas, se identifican, y luego se genera una nueva malla de superficie convexa con tales polígonos retirados de la malla de superficie convexa, también usando métodos de procesamiento de datos bien conocidos en la técnica. Además, en la nueva malla de superficie convexa, los polígonos que tienen un área que supera un área predeterminada ("polígonos grandes") y todos los polígonos que comparten vértices con los polígonos grandes (polígonos cercanos) se identifican, y después una malla de superficie convexa resultante se genera a partir de la

nueva malla de superficie convexa retirando los polígonos grandes y cercanos, usando también métodos de procesamiento de datos bien conocidos en la técnica. La malla de superficie convexa resultante es una malla de cuero cabelludo 110, tal como se muestra en la Figura 4B.

5 Para una cabeza típica, la retirada de los polígonos cercanos de la malla de superficie convexa, tal como se realiza en la etapa 58, se corresponde con la retirada de las porciones aisladas de la malla de superficie convexa que se corresponden con subregiones convexas de la cabeza rodeadas por regiones cóncavas. En referencia a las Figuras 4A y 4B, como resultado de propiedades geométricas de la malla de superficie convexa, y el tamaño relativamente pequeño de los polígonos 102 en la malla de superficie 100, los polígonos grandes de la malla de superficie convexa se corresponden con concavidades en la malla de superficie 100, tal como, por ejemplo, la región cóncava entre una oreja y el cráneo. En referencia a la Figura 4B, la malla de superficie convexa incluye los polígonos 102 que forman la forma de la tapa craneal de la cabeza 10 con protuberancias y orificios retirados, donde unos cuantos polígonos 102A habitan regiones en las que la cabeza 10 tiene salientes y muchos polígonos 102B habitan densamente otras regiones de la cabeza 10. También en referencia a la Figura 4A, se ve que la subregión convexa por encima de la oreja izquierda 103 de la cabeza 10 produce muchos polígonos 102A para encajar una representación idealizada de una superficie de cabeza, tal como, por ejemplo, un elipsoide, tal como se analizará en detalle en la etapa 60 a continuación, en una representación actual de una superficie de cabeza de un sujeto, y que la subregión irregular 108 por encima de la sien izquierda 105 de la cabeza 10 produce solo unos cuantos polígonos.

En referencia de nuevo a la Figura 3, en la etapa 60, los vértices de todos los polígonos restantes en la malla de cuero cabelludo 110 se identifican y luego se almacenan. Basándose en los vértices de los polígonos restantes, una estimación del centroide μ del cerebro de la cabeza se computa, usando técnicas bien conocidas. Después, una forma convexa idealizada, por ejemplo, un elipsoide, se forma alrededor del centroide y encaja en los vértices extraídos de la malla de cuero cabelludo 110 usando el método de mínimos cuadrados. La forma convexa idealizada encaja en las regiones convexas del cuero cabelludo 14, y las concavidades en el cuero cabelludo 14 se ignoran sustancialmente. En una realización, un elipsoide es una forma convexa sustancialmente ideal por que, si un dispositivo de bobina TMS se ubicara en o cerca de la superficie exterior de un cuerpo con forma de elipsoide con propiedades conductivas tal como las que existen en el cerebro, y se moviera gradualmente a lo largo de la superficie exterior del cuerpo de elipsoide, el campo E inducido a lo largo de la superficie exterior del elipsoide cambiaría correspondientemente con el movimiento del dispositivo de bobina TMS. Para facilidad de referencia, la representación de forma convexa idealizada de la cabeza de superficie generada en la etapa 60 se denomina a continuación *Rep-Ideal*.

En una realización preferible, en la etapa 60, una caja de limitación de la parte más superior de la cabeza 10, o la tapa craneal de la cabeza 10, se genera, usando métodos bien conocidos en la técnica. Basándose en los contenidos de la caja de limitación, se computa una estimación del centroide μ del cerebro. Después, se genera un elipsoide que tiene su centroide en μ y encaja en los vértices de la malla de cuero cabelludo 110, tal como se genera en la etapa 58. Tal como se ha analizado antes, la densidad del vértice de la malla de cuero cabelludo 110 es más grande encima de las regiones de la tapa craneal que se corresponden con las regiones más convexas de la superficie de cabeza actual, que se representa mediante la malla de superficie 100. Por tanto, las regiones sustancialmente convexas de la malla de superficie 100 tienen la mayor influencia en la forma del elipsoide. En una realización preferible, el elipsoide encaja en los vértices de una superficie de cabeza usando la técnica bien conocida de minimización de error de mínimos cuadrados, tal como adoptando la pseudoinversa.

En la etapa 62, *Rep-Actual* y *Rep-Ideal* se combinan para generar una superficie de visualización resultante $V(D)$ como sigue:

$$V(D) = W_{actual} * Rep-Actual + W_{ideal} * Rep-Ideal \quad (1)$$

45 donde W_{actual} y W_{ideal} son factores de ponderación y D es la distancia entre el cuero cabelludo 14 y el sitio diana de estimulación en una porción del cerebro de la cabeza 10 ("profundidad de la superficie de visualización resultante" o "profundidad de descamación"). De esta manera, la superficie de visualización resultante es una media ponderada de la malla de superficie 100, en otras palabras, la representación de la superficie de cabeza actual, y una representación de forma convexa idealizada de la superficie de cabeza generada a partir de la malla de cuero cabelludo 110.

50 De acuerdo con la presente invención, la Ecuación (1) se usa para generar una superficie de visualización del cerebro en una profundidad particular teniendo una configuración beneficiosa para su uso en NBS equilibrando los siguientes objetivos.

1. La forma de la porción del cerebro representado mediante la superficie de visualización debería ser anatómicamente plausible. Como una segmentación volumétrica del cerebro no se realiza convencionalmente, la plausibilidad anatómica es una función de lo mucho que la forma del cerebro se parece a la forma del cuero cabelludo o la superficie de cabeza.

2. La forma de la porción del cerebro representada mediante la superficie de visualización debería ser suficientemente lisa o convexa para proporcionar que el campo eléctrico representado en la superficie de

visualización se corresponda con el comportamiento actual del campo E en el cerebro a la profundidad de la superficie de visualización. Este segundo objetivo contradice aparentemente al primer objetivo por que, si el cerebro es una esfera perfecta, entonces la representación actual del campo E en la superficie de visualización sería ideal.

5 Como los objetivos 1 y 2 son contradictorios, de acuerdo con la presente invención, las ponderaciones w_{actual} y w_{ideal} en la Ecuación (1) son una función de D . Para incrementar D , la influencia del objetivo 1 disminuye y, de esta manera, la ponderación en *Rep-Actual* disminuye, lo que tiene como resultado un incremento en la ponderación en *Rep-Ideal*. La aplicación de tales ponderaciones a la Ecuación (1) para la profundidad de descamación incrementada provoca un error mínimo o ninguno en la configuración de la superficie de visualización resultante, por que, a mayores profundidades del cerebro, no parece que haya ninguna superficie en el cerebro que sea visible. Por tanto, proyectar un córtex en miniatura a mayores profundidades en el cerebro no tiene ningún fin. En comparación, a medida que la profundidad de descamación se aproxima a 0, la ponderación en *Rep-Ideal* hace lo mismo y la superficie de visualización resultante se acerca a la configuración de *Rep-actual*, tal como para el objetivo (1).

15 En una realización preferible, las ponderaciones w_{actual} y w_{ideal} se determinan mediante una función lineal de la profundidad de descamación, y se implementan limitaciones adicionales para evitar que una ponderación se vuelva menor que cero o más de uno, de manera que $w_{actual} + w_{ideal} = 1$. En otra realización, *Rep-Ideal* se genera o modifica, según sea adecuado, basándose en datos experimentales relacionados con una representación de forma convexa idealizada de la superficie de cabeza de la cabeza de otro sujeto.

En referencia de nuevo a la Figura 3, siguiendo la etapa 62, en la etapa 64 $V(D)$ se escala proporcionalmente de acuerdo con la profundidad de descamación D .

20 En una realización preferible de las etapas 62 y 64, un usuario selecciona la profundidad de descamación D y una profundidad axial AD . La profundidad axial AD determina la porción de la cabeza, tal como la mandíbula, cuello, etc., excluida de la generación de la malla de cuero cabelludo 110. Tal como se ha analizado antes, la profundidad de descamación determina la forma parametrizada (etapa 62) y la escala (etapa 64) de la superficie de visualización generada para representar una porción del cerebro en la profundidad D . La profundidad axial expone el intervalo axial $[0, AD]$ en el que la superficie de cabeza 14 se hace transparente con el fin de mostrar la superficie de visualización en una pantalla NBS. En una realización, la profundidad de descamación representa un porcentaje p desde 0 % a 50 %, y la profundidad axial AD está entre aproximadamente 0 mm a 250 mm. Por ejemplo, si $p = 20\%$ y $AD = 150$ mm, entonces el volumen del modelo del cerebro que se genera es aproximadamente el 80 % del volumen actual de la cabeza, y la superficie de cabeza 14 se hace transparente hacia abajo desde un punto a 50 mm de la parte superior de la cabeza 10. De esta manera, si la profundidad de descamación D se selecciona para que p esté cerca del máximo 50 %, entonces en referencia a la Ecuación (1), w_{actual} está cerca de cero y w_{ideal} está cerca de uno. En una realización, la escala de p es tal que p es aproximadamente equivalente a milímetros si el modelo de cabeza representa una cabeza de un varón adulto. Por ejemplo, en la parte superior de la cabeza, una p de 20 % es equivalente a aproximadamente 20 mm medidos desde el cerebro al punto de superficie más cercano en el cuero cabelludo 14.

En una realización ejemplar de la etapa 62, cuando la profundidad de descamación p está entre valores mínimos y máximos, las ponderaciones w_{actual} y w_{ideal} se determinan mediante un modelo lineal donde

$$w_{actual} = f_0 * escala + f_1 \quad (2)$$

40 donde $escala = 1 - p$, en otras palabras, cuando la profundidad de descamación es 0,1 (10 %), la escala es 0,9 (90 %), de manera que la superficie de visualización necesita reducirse de tamaño al 90 % del tamaño del cuero cabelludo original. Ya que $w_{actual} + w_{ideal} = 1$, entonces

$$w_{ideal} = 1 - f_0 * escala - f_1 \quad (3)$$

45 Si p_{min} y $p_{máx}$ se corresponden con las profundidades de descamación mínima y máxima, por ejemplo 0 % y 50 %, entonces los parámetros f_0 y f_1 se determinan de inmediato reescribiendo las limitaciones para la Ecuación (1) como sigue.

$$f_0 * (1 - p_{min}) + f_1 = 1 \quad (4)$$

y

$$f_0 * (1 - p_{máx}) + f_1 = 0 \quad (5).$$

50 Al sustituir los valores de p_{min} y $p_{máx}$, las Ecuaciones (4) y (5) se solucionan de inmediato para encontrar que $f_0 = 2$ y $f_1 = -1$. El valor de p seleccionado por el usuario puede usarse entonces para calcular la escala, w_{actual} y w_{ideal} usando los valores conocidos para f_0 y f_1 .

Siguiendo la computación de w_{actual} y w_{ideal} , las formas representadas por *Rep-actual* y *Rep-ideal* se combinan usando las ponderaciones w_{actual} y w_{ideal} de acuerdo con la Ecuación (1) representando cada una de las formas como un conjunto finito de puntos o una ecuación. En una realización preferible, la representación de las formas es un

conjunto finito de puntos cuando la ecuación equivalente se vuelve demasiado compleja. Por ejemplo, es muy difícil representar la forma de una oreja con precisión usando una ecuación.

En una realización ejemplar, *Rep-Actual* se representa mediante un conjunto de puntos y *Rep-Ideal*, que es un elipsoide, se representa mediante una ecuación. Además, la superficie de visualización resultante a partir de la combinación en cuanto a Ecuación (1) se representa mediante un conjunto de puntos, donde el número de puntos es igual al número de puntos en la malla de superficie 100. El conjunto de puntos se corresponde con vectores V_i , cada uno de los cuales contiene las coordenadas de un punto i de cuero cabelludo y donde el origen del sistema de coordenadas es el centroide μ calculado para el elipsoide *Rep-ideal*. Si l_i es una línea que se cruza tanto con μ como con V_i entonces la línea l_i se cruza con el elipsoide en dos puntos. Además, si e_i es el punto de intersección más cerca de V_i , entonces e_i se corresponde con V_i en el sentido de que e_i es la proyección de V_i en el elipsoide *Rep-ideal*. De esta manera, la combinación de las formas se realiza combinando puntos correspondientes, en otras palabras, puntos de cuero cabelludo y sus proyecciones. Basándose en una pareja (V_i , e_i), se computa un nuevo punto b_i para modelar la superficie del cerebro. Los puntos correspondientes se combinan como sigue

$$b_i = w_{actual} * V_i + w_{ideal} * e_i \quad (6)$$

y la computación de la Ecuación (6) se repite para cada i para obtener un conjunto de puntos correspondientes a un modelo de una porción del cerebro, en otras palabras, la superficie de visualización en la profundidad de descamación D . El modelo del cerebro, en esta fase del procesamiento de datos, es aproximadamente del mismo tamaño que el modelo de malla de cuero cabelludo del cerebro, ya que los puntos e_i están en la superficie del elipsoide que es la representación idealizada del cuero cabelludo. Después, para la etapa 64, cada uno de los puntos b_i se escala, en otras palabras, se mueven más cerca de μ basándose en la profundidad de descamación. Ya que el origen está en μ , cada uno de los puntos b_i es b_i *escala.

En otra realización, *Rep-Ideal* se forma a partir de una pluralidad de formas convexas idealizadas *Rep-Ideal_n*, cada una de las cuales se forma alrededor del centroide μ del cerebro determinado a partir de, y encajado en las regiones convexas, de la malla de cuero cabelludo. El uso de una pluralidad de formas preferiblemente complejas para formar *Rep-ideal* es ventajoso y deseable para NBS, donde el objetivo de un procedimiento TMS es estimular regiones del cerebro lejos del córtex motor. En tal realización, una pluralidad de representaciones idealizadas de la superficie de cabeza, por ejemplo, dos elipsoides, forman *Rep-ideal*, de manera que existen M proyecciones *proy* donde

$$b_i = \sum_{j=1}^M \text{proy}_j(V_i) * w_j \quad (7)$$

y

$$\sum_{j=1}^M w_j = 1 \quad (8)$$

y tres pesos w_1 , w_2 y w_3 , donde el peso w_1 es igual a w_{actual} , w_2 es el peso de un primer elipsoide w_{ideal1} y w_3 es el peso de un segundo elipsoide w_{ideal2} . La proyección proy_1 es $\text{proy}_1(V_i) = V_i$ y las proyecciones proy_2 y proy_3 son simples proyecciones de puntos de cuero cabelludo de los dos elipsoides, donde $\text{proy}_2(V_i) = e_i$. w_2 y w_3 se establecen en cero dependiendo de V_i como sigue. Cuando V_i está cerca del córtex motor del cerebro, w_3 se establece en cero. Basándose en una normalización, $w_2 = w_{ideal1}$, de manera que b_i es exactamente igual que si solo se usara un único elipsoide para formar *Rep-Ideal*. En comparación, cuando V_i está lejos del córtex motor, w_2 se establece en cero y $w_3 = w_{ideal1}$, de manera que b_i se calcula basándose en el segundo elipsoide.

De nuevo en referencia a la Figura 3, siguiendo la etapa 64, en la etapa 66, basándose en la posición del dispositivo de bobina TMS 16 en relación con el cuero cabelludo 14, se computa el campo E inducido en la superficie de visualización $V(D)$ en una profundidad de descamación seleccionada por el usuario. Una imagen en 3D de la anatomía del cerebro cubierta por la superficie de visualización incluyendo el campo E inducido por el dispositivo de bobina TMS se muestra entonces, por ejemplo, en un monitor asociado con la realización de NBS, tal como se muestra en la Figura 5. En una realización preferible, el máximo campo E en el sitio diana, junto con el campo E en la región alrededor del sitio diana, se indica en la superficie de visualización. En referencia a la Figura 5, el campo E 120 se muestra cubierto sobre una imagen de la anatomía cerebral 122 de la cabeza 10. En una implementación preferible en una pantalla, el campo E 120 se muestra en un color revestido en la anatomía 122 mostrado en escala de grises, permitiendo de esta manera que el usuario distinga fácilmente los dos tipos de información. La zona oscura 124 por debajo del cilindro blanco 126 representa valores grandes del campo E , que se muestran preferiblemente en rojo oscuro, mientras que las regiones oscuras 125 cerca del límite 130 del círculo del campo E 120, que se muestran preferiblemente en azul oscuro, representan los mínimos del campo E .

En una realización de la presente invención, la superficie interior del cráneo, en lugar de la superficie exterior del cuero cabelludo, se usa para generar *Rep-Actual*, por ejemplo, cuando la forma externa de la cabeza no sigue con suficiente precisión la forma de la cavidad craneal.

En otra realización, *Rep-Actual* se genera basándose en la forma actual del cerebro o el córtex, tal como se determina mediante la segmentación de las imágenes MRI. Mediante el uso de tal *Rep-Actual*, la superficie de

visualización generada por la Ecuación (1) puede tener una fidelidad anatómica incrementada mientras que exhibe también irregularidades en la representación del campo E inducido en la superficie de visualización.

5 En una realización adicional, un usuario puede seleccionar una de varias limitaciones adicionales para aplicarse a la Ecuación (1) para generar una superficie de visualización. Las limitaciones, por ejemplo, se corresponden con y se basan en resultados experimentales obtenidos a partir de la generación de superficies de visualización para otras cabezas con una configuración de superficie de cabeza que se ha descubierto que es similar a la configuración de la cabeza de un sujeto, y se seleccionan para evitar la generación de una superficie de visualización donde el usuario tendría dificultades interpretando la información del campo E indicado en la superficie de visualización.

10 En una realización adicional, *Rep-Ideal* se deriva usando uno o más criterios de optimización y limitaciones seleccionadas que dependen de la posición actual del dispositivo de bobina TMS. Los criterios de optimización y limitaciones pueden incluir, por ejemplo, que una superficie de visualización se genere solo en una región local cerca de un sitio diana para la estimulación, que se conoce con antelación. Por ejemplo, si en los datos de imágenes MRI representativos de la cabeza, los datos representativos del hemisferio derecho del cerebro están incompletos y los datos representativos del hemisferio izquierdo del cerebro están completos e intactos, y además si un sitio diana de estimulación predeterminado de interés está en el hemisferio izquierdo, solo las porciones de la malla de superficie 15 100 cerca del sitio predeterminado se usan para encajar una superficie curvada en la profundidad deseada. Las porciones de la malla de superficie 100 lejos del sitio de estimulación se ignoran en el encaje de la superficie curvada.

20 En otra realización, un microcontrolador para realizar NBS, y también capaz de generar una superficie de visualización de acuerdo con la presente invención, usa información representativa de la posición del dispositivo de bobina TMS en relación con la cabeza y el campo E inducido en la superficie de visualización para controlar automáticamente, o proporcionar información de control al usuario para controlar, la posición u orientación del dispositivo de bobina TMS en relación con la cabeza, de manera que cuando la TMS se mueva a lo largo de la superficie de la cabeza, la amplitud del campo E inducido en la superficie de visualización permanezca constante. 25 Un campo E de amplitud constante, por ejemplo, puede definirse mediante un usuario. Tal aplicación controlada del campo E es de uso particular, por ejemplo, donde la amplitud del máximo campo E depende de la posición u orientación del dispositivo de bobina TMS en relación con el cuero cabelludo, y es aconsejable estimular una región diana del córtex con el dispositivo de bobina TMS de manera uniforme.

30 En una realización adicional, de nuevo en referencia a la Figura 3, tras la etapa 64, las coordenadas de la superficie de visualización se comparan con coordenadas correspondientes de *Rep-Actual* para determinar si la diferencia entre la forma de la superficie de visualización y la forma de *Rep-Actual* está dentro de un umbral predeterminado. En caso afirmativo, se realiza la etapa 66. En caso negativo, se asignan o computan nuevos valores para W_{actual} y W_{ideal} , preferiblemente como una función de la diferencia, y la etapa 62 se realiza de nuevo para generar una superficie de visualización. En una realización preferible, la diferencia es un promedio de las distancias entre una pluralidad de coordenadas correspondientes de *Rep-Actual* y la superficie de visualización. 35

En una realización adicional, en el caso de que una representación idealizada de la superficie de cabeza de una cabeza se determine como inadecuada para la cabeza del sujeto, una representación idealizada moldeada alternativamente, tal como un elipsoide moldeado alternativamente, puede usarse como *Rep-Ideal*.

REIVINDICACIONES

1. Un aparato para generar una representación de una porción de un cerebro para su uso en estimulación magnética transcraneal ("TMS") que comprende:

5 un procesador para realizar un proceso codificado en un medio legible por ordenador, en donde el proceso incluye las etapas de:

generar una representación actual de una superficie de cabeza de una cabeza;
 generar una representación idealizada de la superficie de cabeza;
 combinar la representación actual idealizada para formar una superficie de visualización, en donde la
 superficie de visualización es representativa de una porción del cerebro dentro de la cabeza a una
 10 profundidad por debajo de la superficie de cabeza; y
 proporcionar para su visualización la superficie de visualización,

caracterizado por que

la etapa de combinación comprende además:

15 ponderar la representación actual e idealizada con primeras y segundas ponderaciones, respectivamente, en donde las primeras y segundas ponderaciones son una función de la profundidad y en donde la suma de las primeras y segundas ponderaciones es igual a todas y cada una de las primeras y segundas ponderaciones que no son inferiores a cero o más de uno, y en donde la primera ponderación disminuye a medida que se incrementa la profundidad y la segunda ponderación disminuye a medida que disminuye la profundidad;
 20 combinar las representaciones actual e idealizada ponderadas mediante las primeras y segundas ponderaciones, respectivamente, para generar una superficie de visualización sin escalar; y
 escalar la superficie de visualización sin escalar basándose en la profundidad para generar la superficie de visualización.

2. El aparato de la reivindicación 1, en donde el proceso comprende además:

25 computar, basándose en la superficie de visualización, un campo eléctrico ("campo E") inducido mediante un dispositivo de bobina de inducción TMS en una porción del cerebro a la profundidad; y
 proporcionar la visualización del campo E inducido en la superficie de visualización.

3. El aparato de la reivindicación 2, en donde el proceso comprende además:

30 proporcionar para la visualización del dispositivo de bobina TMS ubicado en relación con la superficie de visualización, una representación de la superficie de cabeza que se corresponde con la representación actual de la superficie de cabeza y una representación volumétrica de la cabeza.

4. El aparato de la reivindicación 3, en donde el proceso comprende además:

generar información representativa de la posición del dispositivo de bobina TMS en relación con la superficie de cabeza para un sitio diana en la superficie de visualización estimulado mediante el dispositivo de bobina TMS.

35 5. El aparato de la reivindicación 4, en donde la posición del dispositivo de bobina TMS se proporciona o se almacena automáticamente después de realizar la etapa de:

identificar un único campo E máximo en la superficie de visualización para el sitio diana.

6. El aparato de la reivindicación 2, en donde el proceso comprende además:

proporcionar la visualización de un máximo y un mínimo del campo E inducido en la superficie de visualización.

40 7. El aparato de la reivindicación 1, en donde la representación actual es una malla de superficie poliédrica definida mediante una pluralidad de polígonos y generada a partir de una imagen volumétrica de la cabeza, comprendiendo el proceso además:

45 generar una malla de superficie convexa más pequeña que contiene la malla de superficie;
 eliminar de la malla de superficie convexa los polígonos que se corresponden con una porción inferior de la cabeza, los polígonos que tienen un área que supera un área predeterminada ("polígonos grandes") y polígonos que comparten vértices con los polígonos grandes, para generar una malla de cuero cabelludo; y
 generar la representación idealizada basándose en la malla de cuero cabelludo.

8. El aparato de la reivindicación 7, en donde la generación de la representación idealizada basándose en la malla de cuero cabelludo comprende además:

50 computar un centroide del cerebro basándose en vértices de todos los polígonos en la malla de cuero cabelludo, en donde la representación idealizada se forma alrededor del centroide y encaja en los vértices.

- 5 9. El aparato de la reivindicación 1, en donde la representación idealizada se forma a partir de una pluralidad de n representaciones idealizadas *idealizada_n*, en donde cada una de las representaciones *idealizada_n* tiene una segunda ponderación $w_{ideal-n}$ y en donde las ponderaciones $w_{ideal-n}$ son una función de una posición de una proyección de un vector V desde un punto en la malla de superficie sobre la representación *idealizada_n* correspondiente, en relación con una porción predeterminada del cerebro.
10. El aparato de la reivindicación 1, en donde la representación actual se deriva a partir de unos datos de formación de imágenes de resonancia magnética representativos de una configuración anatómica de la cabeza.
11. El aparato de la reivindicación 1, en donde el proceso comprende además:
 10 comparar la superficie de visualización con la representación actual de la superficie de cabeza;
 10 computar un diferencial entre la superficie de visualización y la representación actual basándose en la comparación;
 y
 10 generar una nueva superficie de visualización combinando la representación actual idealizada con un ajuste, si el diferencial supera un umbral predeterminado.
- 15 12. El aparato de la reivindicación 1, en donde la combinación para generar la superficie de visualización comprende además:
 15 ponderar la representación actual idealizada con primeras y segundas ponderaciones, respectivamente, en donde las primeras y segundas ponderaciones son una función de la profundidad;
 15 en donde la combinación para la generación de la nueva superficie de visualización comprende ajustar las ponderaciones de las primeras y segundas ponderaciones como una función de la profundidad.
- 20 13. El aparato de la reivindicación 1, en donde la combinación es una función de al menos un criterio de optimización y una limitación, en donde la limitación es una función de un área de interés en el cerebro y la calidad de los datos de imagen representativos de la cabeza para el área de interés en el cerebro.
- 25 14. El aparato de la reivindicación 1, en donde el procesador genera información de control para controlar la posición y orientación de un dispositivo de bobina TMS en relación con la cabeza, basándose en una posición actual del dispositivo de bobina TMS en relación con la superficie de cabeza y una computación de un campo eléctrico inducido en la superficie de visualización, para mantener un campo eléctrico de amplitud constante inducido en la superficie de visualización.

FIG. 1A

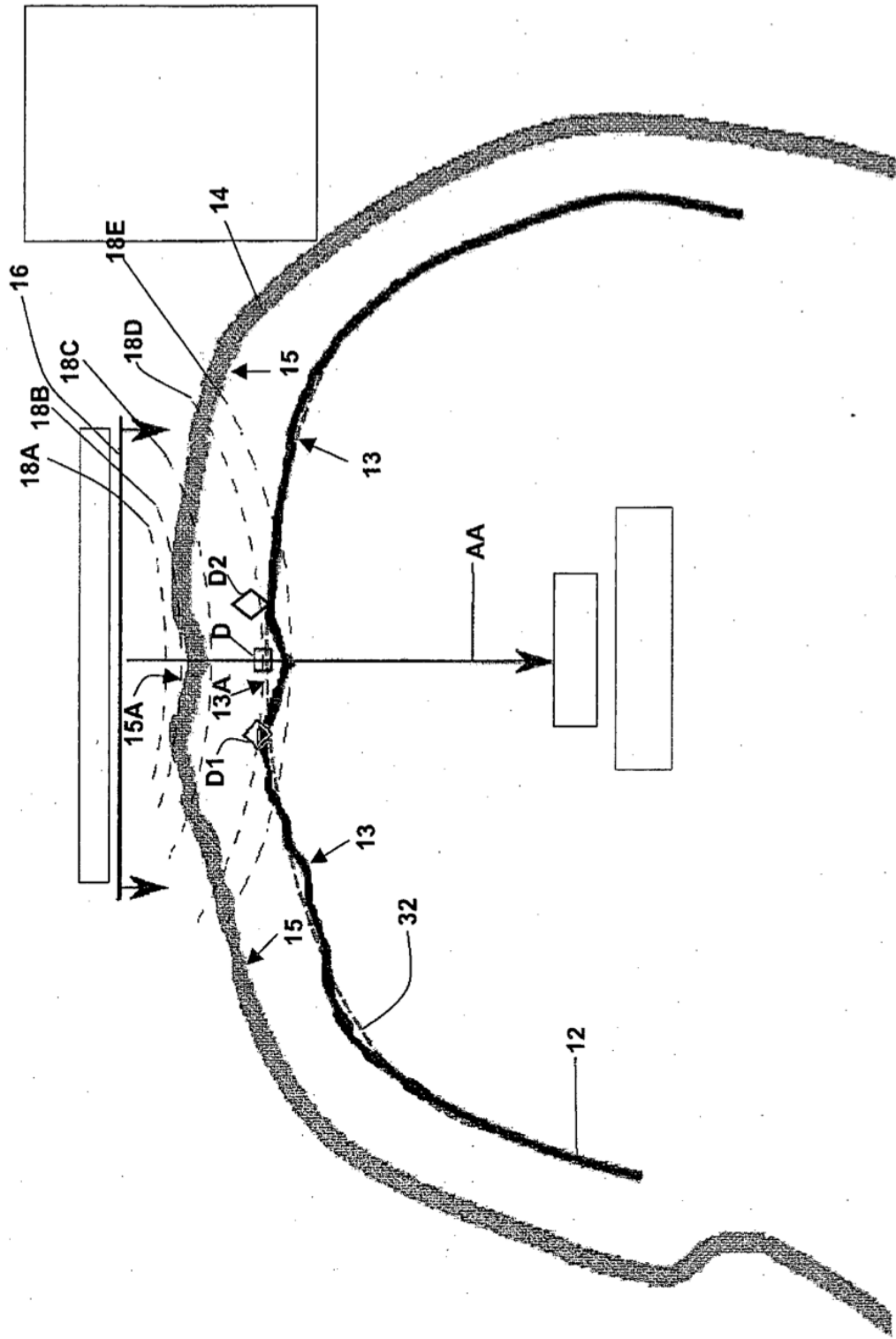


FIG. 1B

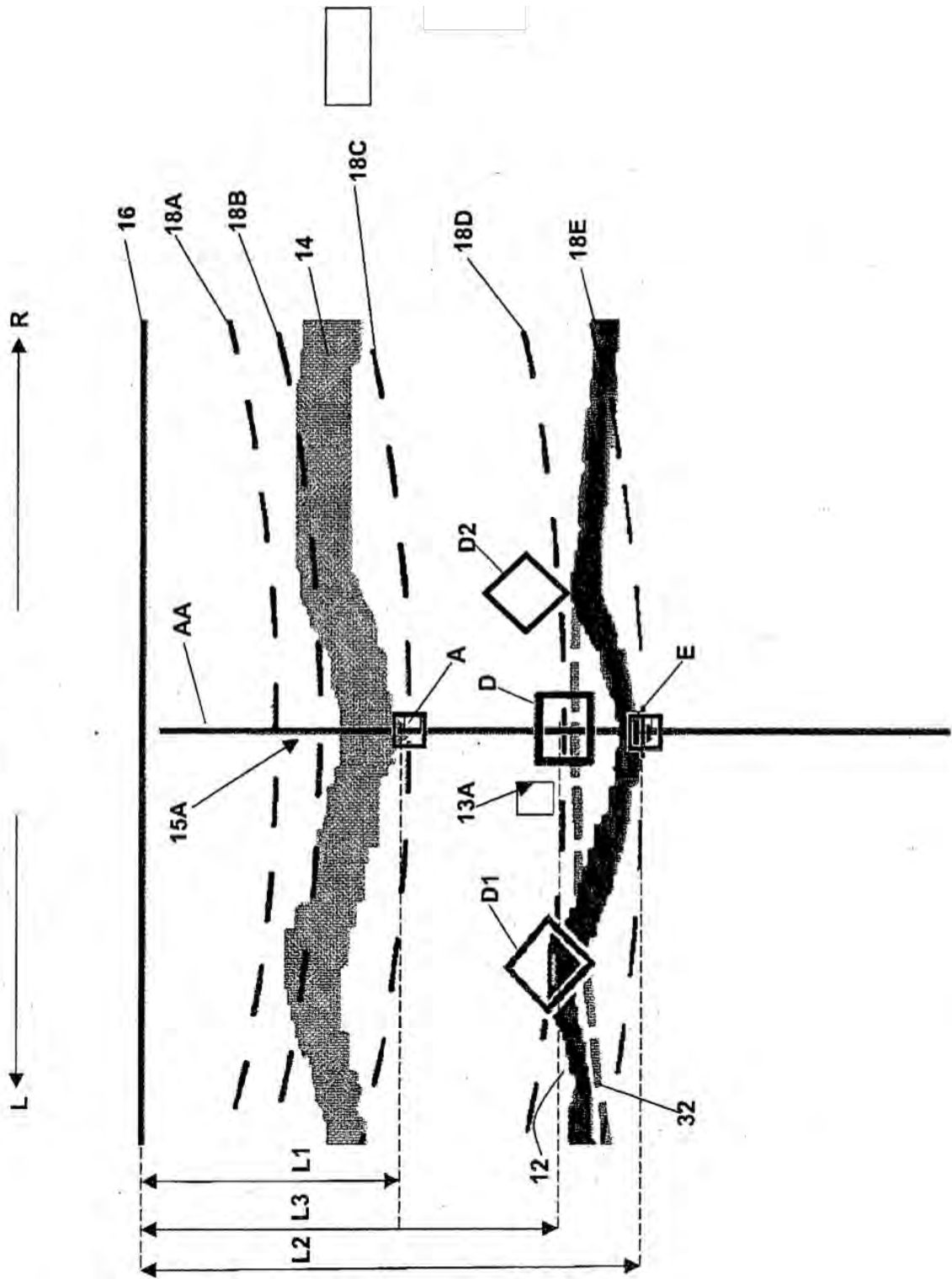


FIG. 2B

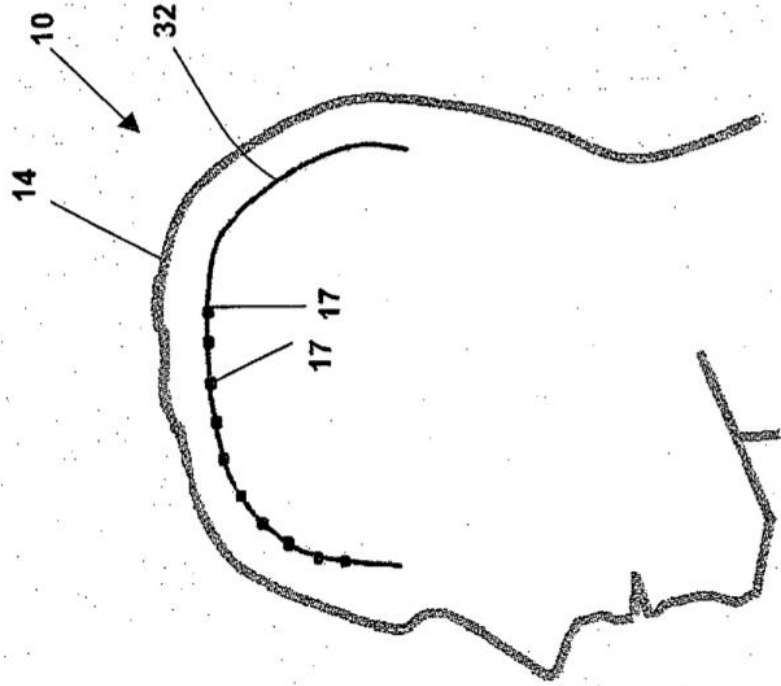


FIG. 2A

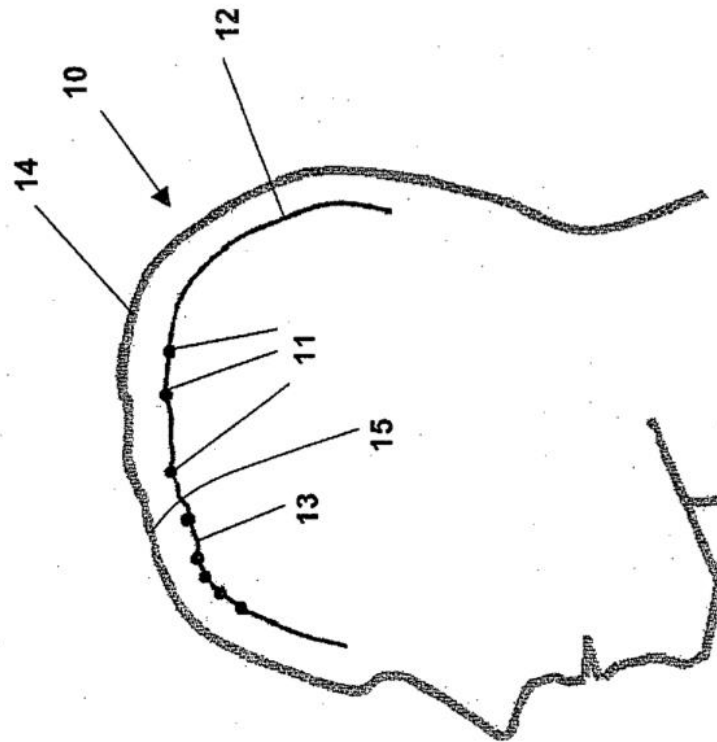


FIG. 4B

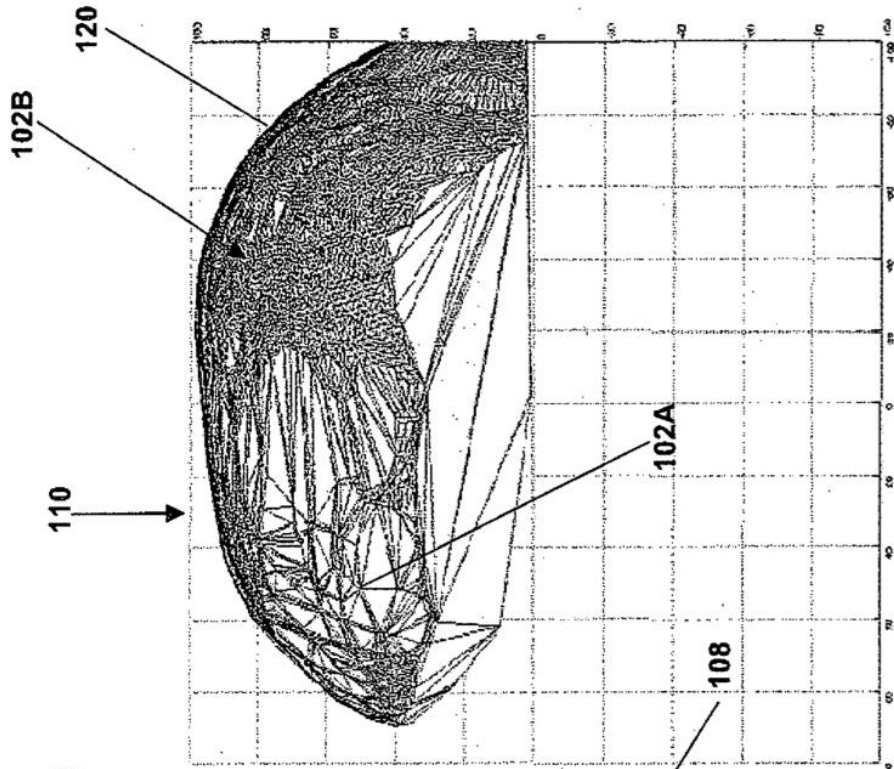


FIG. 4A

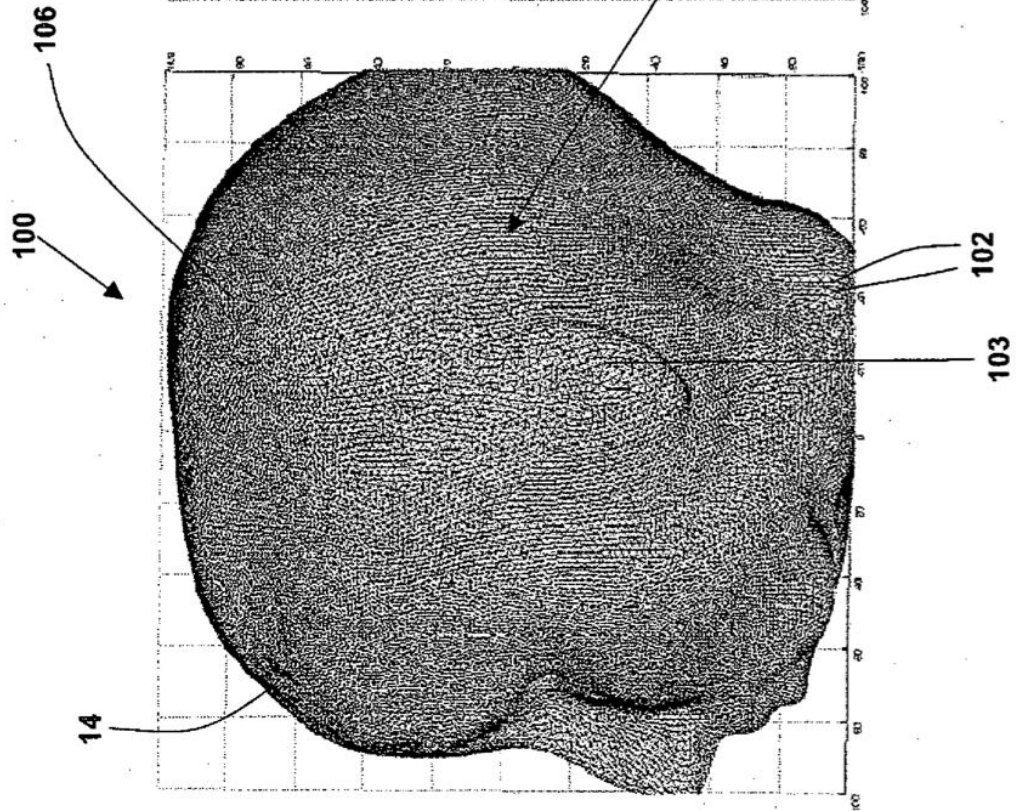


FIG. 5

