

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 716 837**

51 Int. Cl.:

**G06T 11/00** (2006.01)

**A61B 6/03** (2006.01)

**A61B 6/12** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **22.01.2013 PCT/US2013/022508**

87 Fecha y número de publicación internacional: **01.08.2013 WO13112452**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **22.01.2013 E 13704285 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **26.12.2018 EP 2807635**

54 Título: **Detección automática de implantes a partir de artefactos de imagen**

30 Prioridad:

**23.01.2012 US 201213355929**

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

**17.06.2019**

73 Titular/es:

**MEDTRONIC NAVIGATION, INC. (100.0%)  
Coal Creek Corporate Center One 826 Coal Creek  
Circle  
Louisville CO 80027, US**

72 Inventor/es:

**HELM, PATRICK A. y  
SHI, SHUANGHE**

74 Agente/Representante:

**ISERN JARA, Jorge**

ES 2 716 837 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

Detección automática de implantes a partir de artefactos de imagen

5 Campo

La presente divulgación se refiere a la detección y corrección de artefactos causados por imágenes de rayos X relacionadas con implantes.

10 Antecedentes

Esta sección proporciona información de antecedentes relacionada con la presente divulgación que no es necesariamente técnica anterior.

15 Un sujeto, tal como un paciente humano, puede seleccionar o ser requerido a someterse a un procedimiento quirúrgico para corregir o aumentar una anatomía del paciente. El aumento de la anatomía puede incluir varios procedimientos, como el movimiento o el aumento del hueso, la inserción de dispositivos implantables u otros procedimientos apropiados. Un cirujano puede realizar el procedimiento en el sujeto con imágenes del paciente que pueden adquirirse utilizando sistemas de imágenes como el sistema de imágenes por resonancia magnética (IRM), sistema de tomografía computarizada (CT), fluoroscopia (por ejemplo, sistemas de imágenes C-Arm) u otros sistemas de imágenes apropiados.

25 Las imágenes de un paciente pueden ayudar al cirujano a realizar un procedimiento, incluida la planificación del procedimiento y la realización de este. Un cirujano puede seleccionar una imagen bidimensional o una representación tridimensional de la imagen del paciente. Las imágenes pueden ayudar al cirujano a realizar un procedimiento con una técnica menos invasiva al permitirle al cirujano ver la anatomía del paciente sin extraer el tejido suprayacente (incluido el tejido dérmico y muscular) al realizar un procedimiento.

30 STAYMAN JW ET AL, "Reconstrucción por TAC basada en probabilidad de objetos que contienen componentes conocidos", 11ª REUNIÓN INTERNACIONAL EN RECONSTRUCCIÓN DE IMAGEN TOTALMENTE EN 3D EN RADIOLOGÍA Y MEDICINA NUCLEAR, Potsdam, Alemania, XP002696373 describe un marco para estimar simultáneamente la posición y la orientación de un componente conocido y el volumen circundante.

35 En US8023767, una técnica de corrección de artefactos metálicos en 3D corrige los artefactos de rayas generados por implantes de titanio u otros objetos similares. Se utiliza un sistema de tomografía computarizada de haz cónico para proporcionar imágenes en 3D. La información a priori (como la información de forma y el valor de CT) de los sub-objetos de alta densidad se adquiere y se utiliza para la corrección de artefactos posteriores. Se aplica un proceso de optimización con iteraciones para minimizar el error y obtener imágenes de reconstrucción precisas del objeto.

40

Resumen

Esta sección proporciona un resumen general de la divulgación y no es una divulgación completa de su alcance completo o de todas sus características.

45

Las presentes enseñanzas proporcionan un método implementado por computadora para la detección de implantes que incluye recibir una imagen tridimensional (3D) de una porción de la anatomía de un paciente a partir de proyecciones de tomografía computarizada (CT) del paciente en un sistema informático de procesamiento de imágenes. Un grupo de voxels que forman un candidato a implante se identifica en un corte de CT de la imagen en 3D y el candidato a implante identificado se compara con artefactos de implantes de una base de datos de implantes almacenada en una memoria del sistema informático. Se selecciona un implante de mejor ajuste de la base de datos de implantes, el método comprende además la selección de la orientación y la ubicación del implante de mejor ajuste en relación con la porción de anatomía en el corte de CT, y una imagen gráfica del implante de mejor ajuste se superpone en el candidato a implante del corte de CT en una pantalla del sistema informático.

55

En otra realización, el método incluye construir una imagen tridimensional (3D) de una porción de la anatomía de un paciente a partir de proyecciones de tomografía (CT) computarizada del paciente en un sistema informático de procesamiento de imágenes, mostrar la imagen 3D en una pantalla del sistema de computación e identificar un grupo de voxels que forman un candidato a implante en un corte de CT de la imagen 3D. El método incluye solicitar la entrada del usuario si un candidato a implante no se identifica automáticamente, seleccionando uno de un candidato a implante identificado automáticamente y un candidato a implante identificado por el usuario y comparando el candidato a implante con artefactos de implantes de una base de datos de implantes almacenada en una memoria del sistema informático. Se selecciona el implante de mejor ajuste de la base de datos de implantes, el método comprende además la selección de la orientación y la ubicación del implante de mejor ajuste en relación con la porción de anatomía en el corte de CT, y una imagen gráfica del implante de mejor ajuste se superpone en el

65

candidato a implante del corte de CT en una pantalla del sistema informático. La imagen gráfica del implante de mejor ajuste es editada por la entrada del usuario.

5 Las presentes enseñanzas también proporcionan un sistema de procesamiento de imágenes para detectar un implante. El sistema incluye un procesador de computadora que incluye almacenamiento de memoria y un módulo de software de procesamiento de imágenes, una base de datos de implantes accesible por el procesador, una pantalla y un dispositivo de entrada. El procesador está configurado para ejecutar el método de la reivindicación 1.

10 Las presentes enseñanzas proporcionan además la selección del implante de mejor ajuste utilizando un método de optimización por mínimos cuadrados, ponderado, iterativo u otro. También se puede aplicar el análisis de confiabilidad. El implante superpuesto se colorea con una transparencia y contraste seleccionados con la entrada opcional del usuario a través de un dispositivo de entrada del sistema de computación.

15 Otras áreas de aplicabilidad se harán evidentes a partir de la descripción proporcionada en este documento. La descripción y los ejemplos específicos en este resumen están destinados solo para fines de ilustración y no pretenden limitar el alcance de la presente divulgación.

#### Dibujos

20 Los dibujos descritos aquí son solo para fines ilustrativos de realizaciones seleccionadas y no todas las implementaciones posibles, y no pretenden limitar el alcance de la presente divulgación.

La figura 1 es una vista del entorno de un sistema de imagen ejemplar;

25 La figura 2 es un sistema informático ejemplar en uso con el sistema de formación de imágenes de la figura 1;

La figura 3 es una vista del entorno de tornillos pediculares ejemplares;

30 La figura 4 es una vista del entorno de un implante de fijación espinal ejemplar que incluye tornillos pediculares;

La figura 5A es un primer corte de imagen de escaneo que ilustra un artefacto causado por un implante;

35 La figura 5B es un segundo escaneo de imagen de exploración que ilustra un artefacto causado por el implante de la figura 5A;

La figura 5C es un segundo escaneo de imagen de exploración que ilustra un artefacto causado por el implante de la figura 5A;

40 La figura 5D es un segundo escaneo de imagen de exploración que ilustra un artefacto causado por el implante de la figura 5A;

La figura 5E es un segundo corte de imagen de exploración que ilustra un artefacto causado por el implante de la figura 5A;

45 La figura 5F es un segundo escaneo de imagen de exploración que ilustra un artefacto causado por el implante de la figura 5A;

La figura 6 es un escaneo de imagen de exploración que ilustra una corrección de un artefacto causado por un implante de acuerdo con las presentes enseñanzas;

50 La figura 7 es un diagrama de flujo de un método ejemplar según las presentes enseñanzas; y

La figura 8 es un diagrama de flujo de un método interactivo ejemplar de acuerdo con las presentes enseñanzas.

55 Los números de referencia correspondientes indican partes correspondientes en las distintas vistas de los dibujos.

#### Descripción detallada

60 La siguiente descripción es meramente de naturaleza ejemplar. Debe entenderse que, a lo largo de los dibujos, los números de referencia correspondientes indican partes y características similares o correspondientes. Como se indicó anteriormente, las presentes enseñanzas se dirigen hacia un sistema de imágenes, como un sistema de imágenes O-Arm® disponible comercialmente en Medtronic Navigation, Inc., Louisville, CO, Estados Unidos. Debe observarse, sin embargo, que las presentes enseñanzas podrían ser aplicables a cualquier dispositivo de imágenes apropiado, tal como un dispositivo de imágenes de brazo en C. Además, como se usa en este documento, el término "módulo" puede referirse a un medio legible por computadora al que se puede acceder mediante un dispositivo informático, un circuito integrado de aplicación específica (ASIC), un circuito electrónico, un procesador (compartido,

65

dedicado o grupal) y una memoria que ejecuta uno o más programas de software o firmware, un circuito lógico de combinación y/u otro software, programas de firmware o componentes adecuados que brindan la funcionalidad descrita.

5 Las presentes enseñanzas se dirigen a un método para corregir artefactos causados por hardware, como tornillos u otros implantes, en partes de la anatomía de un sujeto que se está realizando una imagen mediante métodos de escaneo que utilizan fuentes de rayos X. Dichos implantes tienden a ocultar la anatomía subyacente de las imágenes tridimensionales (3D) reconstruidas y dificultan la evaluación crítica de una afección (como un defecto u otra patología) o la terapia administrada, incluida la evaluación de la colocación de los implantes.

10 Los artefactos de los implantes plantean un problema, por ejemplo, en la tomografía computarizada (CT) de rayos X, incluida la de haz cónico CT (CBCT) y en otros métodos de imágenes que utilizan una fuente de rayos X. Los artefactos de los implantes surgen debido a que el coeficiente de atenuación de los materiales utilizados para los implantes, como, por ejemplo, metales, aleaciones metálicas, cerámicas, etc., es más alto que el coeficiente de atenuación de los huesos y tejidos blandos en el rango de las intensidades de rayos X que se utilizan en estas imágenes de CT. Los detectores de panel plano que se usan para capturar las imágenes también pueden causar dispersión que conduce a artefactos en las ubicaciones de los implantes. Varios métodos de reducción de artefactos metálicos se basan en algoritmos computacionalmente complejos para eliminar los artefactos, utilizar métodos de interpolación para llenar los huecos y la reproyección de las imágenes durante la reconstrucción de imágenes en 3D. Tales métodos son a menudo difíciles de implementar en el entorno de imagen de diagnóstico/operativo.

15 Las presentes enseñanzas proporcionan un método para identificar un implante asociado con un artefacto en uno o más cortes de CT (secciones planares axiales de la imagen 3D) después de la reconstrucción de la imagen 3D desde una base de datos de comparación utilizando un método de mejor ajuste y/o confiabilidad. Después de seleccionar el implante de mejor ajuste de la base de datos, se superpone una imagen del implante seleccionado en el artefacto correspondiente. Esta corrección se realiza después del procesamiento de las imágenes de CT para la reconstrucción 3D. La corrección se realiza en los cortes de CT reconstruidos como una operación de post-procesamiento. En otras palabras, el procesamiento de las imágenes se separa del procedimiento de exploración de diagnóstico intraoperatorio o en tiempo real, aunque se puede hacer en la misma computadora/procesador utilizado en el sistema 10 de imágenes inmediatamente después de la exploración o en una computadora/procesador diferente en un momento posterior.

20 Brevemente, la figura 1 ilustra varios componentes de un sistema 10 de imágenes de CBCT ejemplar que incluye una fuente 36 de rayos X y un detector 33 de panel plano. La figura 2 ilustra un sistema informático para el procesamiento de imágenes que puede ser parte del sistema 10 de imágenes, o un sistema separado que puede comunicarse con una computadora o módulos de procesamiento del sistema de imágenes. Las figuras 3 y 4 ilustran ejemplos de implantes metálicos asociados con la columna vertebral. Aunque el método se describirá utilizando implantes de columna vertebral, como los tornillos pediculares, las enseñanzas actuales son aplicables y abarcan a cualquier implante capaz de crear artefactos de rayos X. Incluyendo, por ejemplo, implantes para cadera, rodilla, hombro, tobillo, rodilla y otras articulaciones. La presente enseñanza también puede abarcar otros dispositivos terapéuticos implantables, como dispositivos de estimulación cardíaca, desfibrilación y resincronización, u otros dispositivos implantables que administran terapia, incluida la terapia por señales eléctricas o pulsos. Las figuras 5A a 5F ilustran cortes de CT de ejemplo que muestran artefactos asociados con tornillos pediculares. La figura 6 ilustra un corte de CT con una imagen del implante identificado superpuesta en la imagen del artefacto. La figura 7 es un diagrama de flujo ejemplar de un método de acuerdo con las presentes enseñanzas.

25 Con referencia a la figura 1, un usuario 12, como un profesional médico, clínico u otro asistente, puede realizar un procedimiento en un sujeto, como un paciente 14 humano. Al realizar el procedimiento, el usuario 12 puede usar un sistema 10 de imágenes para adquirir datos de imagen del paciente 14 para realizar un procedimiento. Los datos de imagen adquiridos del paciente 14 pueden incluir proyecciones bidimensionales (2D) adquiridas con un sistema de imágenes de rayos X, incluidos los descritos en este documento. Se entenderá, sin embargo, que también se pueden generar proyecciones 2D avanzadas de un modelo volumétrico, también como se describe en este documento.

30 En un ejemplo, se puede generar un modelo utilizando los datos de imagen adquiridos. El modelo puede ser un modelo volumétrico tridimensional (3D) generado en base a los datos de imagen adquiridos utilizando diversas técnicas, incluidas las técnicas de algebraica iterativa y generar datos de imagen visualizables en una pantalla, referenciados como datos 18 de imagen mostrados. Los datos 18 de imagen mostrados pueden mostrarse en un dispositivo 20 de visualización, y adicionalmente, pueden mostrarse en un dispositivo 32a de visualización asociado con un sistema 32 informático de imágenes. Los datos 18 de imagen mostrados pueden ser una imagen 2D, una imagen 3D, o un cambio de tiempo de imagen en cuatro dimensiones. Los datos 18 de imagen mostrados también pueden incluir los datos de imagen adquiridos, los datos de imagen generados, ambos, o una combinación de ambos tipos de datos de imagen.

35 Se entenderá que los datos de imagen adquiridos del paciente 14 pueden adquirirse como proyecciones 2D, por ejemplo, con un sistema de imágenes de rayos X. Las proyecciones 2D se pueden utilizar para reconstruir los datos

de imagen volumétrica 3D del paciente 14. Además, se pueden generar proyecciones 2D teóricas o avanzadas a partir de los datos de imagen volumétrica 3D. Por consiguiente, se entenderá que los datos de imagen pueden ser una o ambas proyecciones 2D o modelos volumétricos 3D.

5 El dispositivo 20 de visualización puede ser parte de un sistema 22 informático, que puede ser el mismo que el sistema 100 informático de procesamiento de imágenes mostrado en la figura 2. El sistema 22 informático puede incluir una variedad de medios legibles por ordenador. Los medios legibles por computadora pueden ser cualquier medio disponible al que pueda acceder el sistema 22 informático y puede incluir tanto medios volátiles como no volátiles, y medios extraíbles y no extraíbles. Los medios legibles por computadora pueden incluir, por ejemplo, 10 medios de almacenamiento informático y medios de comunicación. Los medios de almacenamiento incluyen, pero no están limitados a, RAM, ROM, EEPROM, memoria flash u otra tecnología de memoria, CD-ROM, Disco Versátil Digital (DVD) u otro almacenamiento en disco óptico, casetes magnéticos, cinta magnética, almacenamiento en disco magnético u otros dispositivos de almacenamiento magnético, o cualquier otro medio que pueda usarse para almacenar instrucciones, software, estructuras de datos, módulos de programas y otros datos, a los que se puede 15 acceder desde el sistema 22 informático. Se puede acceder a los medios legibles por computadora directamente o a través de una red como Internet.

En un ejemplo, el sistema 22 informático puede incluir un dispositivo 24 de entrada, como un teclado, y uno o más procesadores 26 (el uno o más procesadores pueden incluir procesadores centrales de procesamiento múltiple, 20 microprocesadores, etc.) que pueden incorporarse con el sistema 22 informático. El dispositivo 24 de entrada puede incluir cualquier dispositivo adecuado para permitir a un usuario interactuar con el sistema 22 informático, como un panel táctil, lápiz táctil, pantalla táctil, teclado, ratón, palanca de mando, rueda de desplazamiento, ratón inalámbrico, control audible o una combinación de ellos. Además, mientras que el sistema 22 informático se describe e ilustra en este documento como que comprende el dispositivo 24 de entrada separado del dispositivo 20 de visualización, el 25 sistema 22 informático podría comprender un touchpad o dispositivo informático de tableta, y además, el sistema 22 informático podría integrarse dentro o ser parte del sistema 32 informático de imágenes asociado con el sistema 10 de imágenes o el sistema 100 informático de procesamiento de imágenes mostrado en la figura 2. Se puede proporcionar una conexión 28 cableada o inalámbrica entre el sistema 22 informático y el dispositivo 20 de visualización para que la comunicación de datos permita que el dispositivo 20 de visualización ilustre los datos de 30 imagen 18.

El sistema 10 de imágenes, incluido el sistema de imágenes O-Arm®, u otros sistemas de imágenes apropiados en uso durante un procedimiento seleccionado también se describen en la Solicitud de Patente de Estados Unidos No. 12/465,206, titulada " Sistema y método para el registro automático entre una imagen y un sujeto", presentado el 13 35 de mayo de 2009, Publicación de los Estados Unidos. No. 2010-0290690. Se puede encontrar una descripción adicional sobre el sistema de imágenes O-Arm u otros sistemas de imágenes apropiados en las patentes de Estados Unidos Números 7,188,998, 7,108,421, 7,106,825, 7,001,045 y 6,940,941.

Con referencia a la figura 1, el sistema 10 de imágenes puede incluir un carro 30 móvil que incluye el sistema 32 de 40 computación de imágenes y un pórtico 34 de imágenes con una fuente 36, un colimador 37, un detector 33 de panel plano (u otro tipo de detector) y un rotor 35. Con referencia a la figura 1, el carro 30 móvil se puede mover de un quirófano o sala a otro y el pórtico 34 se puede mover con relación al carro 30 móvil, como se explica más adelante en este documento. Esto permite que el sistema 10 de imágenes sea móvil, de modo que pueda ser utilizado en 45 múltiples ubicaciones y con múltiples procedimientos sin requerir un gasto de capital o espacio dedicado a un sistema de imágenes fijo.

Con referencia continua a la figura 1, el pórtico 34 puede definir un isocentro del sistema 10 de imágenes. A este respecto, una línea central C1 a través del pórtico 34 puede definir un isocentro o centro del sistema 10 de 50 imágenes. En general, el paciente 14 puede colocarse a lo largo de la línea central C1 del pórtico 34, de modo que un eje longitudinal del paciente 14 puede alinearse con el isocentro del sistema 10 de imágenes.

Con referencia a la figura 2, se proporciona un diagrama que ilustra una realización ejemplar de un sistema 100 55 informático de procesamiento de imágenes que puede incluir el sistema 32 informático de imágenes o el sistema 22 informático, o puede ser un sistema informático separado. El sistema 100 informático de formación de imágenes puede incluir una variedad de medios legibles por ordenador. Los medios legibles por computadora pueden ser cualquier medio disponible al que pueda acceder el sistema 100 informático de imágenes e incluye medios volátiles y no volátiles, y medios extraíbles y no extraíbles. A modo de ejemplo, y no de limitación, los medios legibles por computadora pueden comprender medios de almacenamiento informáticos y medios de comunicación. Los medios de almacenamiento incluyen, pero no están limitados a, RAM, ROM, EEPROM, memoria flash u otra tecnología de 60 memoria, CD-ROM, Disco Versátil Digital (DVD) u otro almacenamiento en disco óptico, casetes magnéticos, cinta magnética, almacenamiento en disco magnético u otros dispositivos de almacenamiento magnético, o cualquier otro medio que se pueda usar para almacenar instrucciones, software, estructuras de datos, módulos de programa y otros datos a los que se puede acceder mediante el sistema 32 de procesamiento de imágenes. Se puede acceder a los medios legibles por computadora directamente o a través de una red como Internet.

65

En un ejemplo, el sistema 100 informático de procesamiento de imágenes comprende un dispositivo 102 de visualización y una unidad 104 de sistema. Como se ilustra, el dispositivo 104 de visualización puede comprender una pantalla de video de computadora o monitor. El sistema 100 informático de procesamiento de imágenes también puede incluir al menos un dispositivo 106 de entrada. La unidad 104 del sistema puede incluir, como se muestra en una vista despiezada, un procesador 108 y una memoria 110, que pueden incluir software con un módulo de procesamiento de imágenes (software) 112, una base 114 de datos de implantes y otros datos 116, como se muestra en la figura 2.

En este ejemplo, el al menos un dispositivo 106 de entrada comprende un teclado. Sin embargo, debe entenderse que el al menos un dispositivo 106 de entrada puede comprender cualquier dispositivo adecuado para permitir a un usuario interactuar con el sistema 100 informático de procesamiento de imágenes, como un panel táctil, un lápiz táctil, una pantalla táctil, un teclado, ratón, palanca de mando, rueda de desplazamiento, ratón inalámbrico, control audible o una combinación de ellos. Además, si bien el sistema 100 informático de procesamiento de imágenes se describe e ilustra aquí como que comprende la unidad 104 del sistema con el dispositivo 102 de visualización, el sistema 100 informático de procesamiento de imágenes podría comprender un dispositivo informático de tableta táctil o un dispositivo 20 de visualización de uso.

Brevemente, con referencia a la figura 1, la fuente 36 puede emitir rayos X a través del paciente 14 para que la detecte el detector 33 de panel plano. La fuente 36 puede emitir los rayos X en un haz cónico y puede tener una forma adicional. por un colimador 37 opcional para detección por el detector 33 de panel plano. Un colimador 37 ejemplar está disponible comercialmente como el colimador de campo cuadrado compacto vendido por Collimare Engineering de Wheat Ridge, CO, Estados Unidos e incluido con el sistema de imágenes O-Arm® vendido por Medtronic Navigation, Inc. de Louisville, CO, Estados Unidos. Brevemente, el colimador 37 puede incluir una o más hojas, que pueden controlarse para dar forma a los rayos X emitidos por la fuente 36. Como se explicará, el colimador 37 se puede usar para dar forma a los rayos X emitidos por la fuente 36 en un haz que se corresponde con la forma del detector 33 de panel plano. La fuente 36, el colimador 37 y el detector 33 de panel plano se pueden acoplar al rotor 35.

En general, el detector 33 de panel plano se puede acoplar al rotor 35 para que sea diametralmente opuesto a la fuente 36 y al colimador 37 dentro del pórtico 34. El detector 33 de panel plano puede moverse rotativamente en un movimiento de 360° alrededor del paciente 14 generalmente en las direcciones de la flecha E, y la fuente 36 y el colimador 37 se pueden mover en concierto con el detector 33 de panel plano, de manera que la fuente 36 y el colimador 37 permanezcan generalmente a 180° de distancia y opuestos al detector 33 de panel plano.

El pórtico 34 puede balancearse u oscilar isométricamente (en este documento, también denominado iso-balanceo en general en la dirección de la flecha A, en relación con el paciente 14, que puede colocarse en un soporte para pacientes o en la mesa 15. El pórtico 34 también puede inclinarse con relación al paciente 14, como se ilustra con las flechas B, desplazarse longitudinalmente a lo largo de la línea C en relación con el paciente 14 y el carro 30 móvil, puede moverse hacia arriba y hacia abajo en general a lo largo de la línea D en relación con el carro 30 móvil y transversalmente hacia el paciente 14, y moverse perpendicularmente en general en la dirección de la flecha F en relación con el paciente 14 para permitir el posicionamiento de la fuente 36, el colimador 37 y el detector 33 de panel plano en relación con el paciente 14.

El sistema 10 de imágenes puede controlarse con precisión mediante el sistema 32 de procesamiento de imágenes para mover la fuente 36, el colimador 37 y el detector 33 de panel plano con respecto al paciente 14 para generar datos de imagen precisos del paciente 14. Además, el sistema 10 de imágenes se puede conectar con el procesador 26 a través de la conexión 31, que puede incluir una conexión por cable o inalámbrica o una transferencia de medios físicos desde el sistema 10 de imágenes al procesador 26. Por lo tanto, los datos de imagen recopilados con el sistema 10 de imágenes también pueden transferirse desde el sistema 32 de computación de procesamiento de imágenes (o 100) al sistema 22 de computación (o 100) para navegación, visualización, reconstrucción, post-procesamiento, etc.

Brevemente, con referencia continua a la figura 1, de acuerdo con varias realizaciones, el sistema 10 de imágenes se puede utilizar con un procedimiento no navegado o navegado. En un procedimiento de navegación, se puede usar un localizador, que incluye uno o ambos de un localizador 60 óptico y un localizador 62 electromagnético para generar un campo o recibir o enviar una señal dentro de un dominio de navegación en relación con el paciente 14. Si se desea, los componentes asociados con la realización de un procedimiento de navegación podrían integrarse dentro del sistema 10 de imágenes. El espacio navegado o el dominio de navegación relativo al paciente 14 puede registrarse en los datos 18 de imagen para permitir el registro de un espacio de navegación definido dentro del dominio de navegación y un espacio de imagen definido por los datos 18 de imagen. Se puede conectar un rastreador de pacientes o un marco 64 de referencia dinámico al paciente 14 para permitir un registro dinámico y el mantenimiento del registro del paciente 14 a los datos 18 de imagen.

Un instrumento 66 puede seguirse en relación con el paciente 14 para permitir un procedimiento de navegación. El instrumento 66 puede incluir un dispositivo 68 de seguimiento óptico y/o un dispositivo 70 de seguimiento electromagnético para permitir el seguimiento del instrumento 66 con uno o ambos del localizador 60 óptico o el

5 localizador 62 electromagnético. El instrumento 66 puede incluir una línea 72 de comunicación con un dispositivo 74 de interfaz de navegación, que puede comunicarse con el localizador 62 electromagnético y/o el localizador 60 óptico. Usando las líneas 72, 78 de comunicación respectivamente, el dispositivo 74 de interfaz de navegación puede entonces comunicarse con el procesador 26 con una línea 80 de comunicación. Se entenderá que cualquiera de las conexiones o líneas 28, 31, 76, 78 u 80 de comunicación puede ser cableada, inalámbrica, transmisión o movimiento de medios físicos, o cualquier otra comunicación apropiada. Sin embargo, se pueden proporcionar los sistemas de comunicación apropiados con los localizadores respectivos para permitir el seguimiento del instrumento 66 en relación con el paciente 14 para permitir una ilustración de la ubicación rastreada del instrumento 66 en relación con los datos 18 de imagen para realizar un procedimiento.

10 Se entenderá que el instrumento 66 puede ser un instrumento de intervención y/o un implante. Los implantes pueden incluir un stent ventricular o vascular, un implante espinal, un stent neurológico o similar. El instrumento 66 puede ser un instrumento de intervención tal como un estimulador neurológico o cerebral profundo, un dispositivo de ablación u otro instrumento apropiado. El seguimiento del instrumento 66 permite ver la ubicación del instrumento 66 en relación con el paciente 14 con el uso de los datos 18 de imagen registrados y sin la visualización directa del instrumento 66 dentro del paciente 14. Por ejemplo, el instrumento 66 podría ilustrarse gráficamente como un icono superpuesto sobre los datos de imagen 18.

20 Además, el sistema 10 de imágenes puede incluir un dispositivo de rastreo, tal como un dispositivo 82 de rastreo óptico o un dispositivo 84 de rastreo electromagnético para ser rastreado con un respectivo localizador óptico 60 o el localizador electromagnético 62. El dispositivo 82, 84 de seguimiento puede asociarse directamente con la fuente 36, el detector 33 de panel plano, el rotor 35, el pórtico 34, u otra parte apropiada del sistema 10 de imágenes para determinar la ubicación o posición de la fuente 36, el detector 33 de panel plano, el rotor 35 y/o el pórtico 34 en relación con un marco de referencia seleccionado. Como se ilustra, el dispositivo 82, 84 de seguimiento se puede colocar en el exterior de la carcasa del pórtico 34. En consecuencia, el sistema 10 de imágenes se puede rastrear en relación con el paciente 14, al igual que el instrumento 66 para permitir el registro inicial, el registro automático o el registro continuo del paciente 14 en relación con los datos 18 de imagen. Los procedimientos de registro y navegación se analizan en la solicitud de patente estadounidense número 12/465,206 incorporada, presentada el 13 de mayo de 2009.

30 En un ejemplo, los datos 18 de imagen pueden comprender una sola imagen 2D. En otro ejemplo, un módulo de control/procesamiento de imágenes, como el módulo 112 de procesamiento de imágenes (figura 2), puede realizar una reconstrucción automática de un modelo tridimensional inicial del área de interés del paciente 14. La reconstrucción del modelo tridimensional se puede realizar de cualquier manera apropiada, como el uso de técnicas algebraicas para la optimización. Las técnicas algebraicas apropiadas incluyen la maximización de la expectativa (EM), los subconjuntos ordenados EM (OSEM), la técnica de reconstrucción algebraica simultánea (SART) y la minimización de la variación total. Su aplicación para realizar una reconstrucción volumétrica 3D basada en las proyecciones 2D permite una reconstrucción volumétrica completa y eficiente.

40 En general, una técnica algebraica puede incluir un proceso iterativo para realizar una reconstrucción del paciente 14 para mostrarla como datos 18 de imagen. Por ejemplo, una proyección de datos de imagen pura o teórica, como los basados o generados a partir de un atlas o modelo estilizado de un paciente "teórico", puede cambiarse iterativamente hasta que las imágenes de proyección teórica coincidan con los datos de imagen de proyección 2D adquiridos del paciente 14. Luego, el modelo estilizado se puede modificar apropiadamente como el modelo de reconstrucción volumétrica 3D de los datos de imagen de proyección 2D adquiridos del paciente 14 seleccionado y se puede usar en una intervención quirúrgica, como navegación, diagnóstico o planificación. En este sentido, el modelo estilizado puede proporcionar detalles adicionales con respecto a la anatomía del paciente 14, lo que le permite al usuario planificar la intervención quirúrgica de manera mucho más eficiente. El modelo teórico puede asociarse con datos de imagen teóricos para construir el modelo teórico. De esta manera, el modelo o los datos 18 de imagen pueden construirse basándose en los datos de imagen adquiridos del paciente 14 con el sistema 10 de imágenes. El módulo 112 de procesamiento de imágenes puede enviar datos 18 de imagen al dispositivo 32a o 102 de visualización.

55 Con referencia a las figuras 3 y 4, un implante 200 ejemplar que puede causar artefactos de imágenes en CT escaneadas que se ilustra en una vista superior de una vértebra 90 lumbar (como la vértebra L2). La vértebra 90 incluye un cuerpo 91 vertebral, un proceso 94 espinoso, procesos 96 transversales, pedículos 92 entre el cuerpo 91 y los procesos 96 transversales, y procesos 98 articulares superiores. La vértebra tiene un contorno 93 de hueso cortical que rodea un hueso trabecular interno (esponjoso). El contorno 93 del hueso cortical, debido a su mayor densidad, parece más brillante que el hueso trabecular esponjoso en las imágenes de rayos X. El implante 200 es un tornillo pedicular (en la figura 3 se muestran dos tornillos 200 pediculares). El tornillo 200 pedicular incluye una cabeza 206 y un eje 202 roscado que tiene un eje longitudinal A. Los tornillos 200 pediculares se insertan a través del pedículo de manera que sus ejes se dirigen hacia el vértice del cuerpo 91 vertebral. La cabeza del tornillo 206 es capturada por un receptor o asiento 204 que también se usa para acoplar a varillas 250 alargadas de un sistema de fijación espinal que se muestra en la figura 4. Como se muestra en la figura 4, las varillas 250 alargadas se pueden asegurar en los receptores 204 con los correspondientes tapones 208 de bloqueo. Las cabezas 206 de los tornillos están en las partes inferiores de los receptores 204 debajo de las varillas 250 alargadas.

Con referencia a las figuras 5A a 5F, se ilustran imágenes de seis cortes CT de grosor 833.00  $\mu\text{m}$  en seis ubicaciones correspondientes -84.97 mm, .85.40 mm, - 86.63 mm, -87.47 mm, -88.30 mm y -89.13 con respecto a una imagen etiquetada o de referencia (no mostrada). Las imágenes son de una columna vertebral de cadáver posterior con dos tornillos pediculares implantados, como los que se analizan en relación con las figuras 3 y 4. En la siguiente descripción, los números de referencia de la figura 3 se usan para describir los elementos correspondientes de los tornillos pediculares y de vértebra en las imágenes del CT de las figuras 5A a 5F. En cada corte de CT, el lado izquierdo y derecho del paciente se identifica con las letras L y R. Para evitar confusiones, los lados izquierdo y derecho L y R serán referencias como radiológico izquierdo y derecho (opuesto a los lados izquierdo y derecho de las figuras). Los artefactos 300 alrededor de los tornillos 200 pediculares, es decir, áreas de mayor brillo y efectos de "floreamiento", varían dependiendo de la ubicación de los cortes de CT. En algunas de los cortes de CT, la imagen del contorno cortical 93' del cuerpo vertebral (que se muestra en 93 en la figura 3) está oculta, impidiendo una evaluación de si los tornillos 200 pediculares están correctamente implantados de modo que sus ejes longitudinales A se dirigen hacia el vértice del cuerpo 91 vertebral. Por ejemplo, los cortes CT de las figuras 5B, 5C, 5D y 5E tienen los peores artefactos 300 en el sentido de que los efectos de floración se vuelven más amplios y oscurecen la imagen del contorno 93' cortical, haciendo difícil determinar si los tornillos 200 pediculares están colocados correctamente. En la figura 5A, aunque todavía hay muchos artefactos 300, el contorno o los bordes de los tornillos 200 pediculares son visibles. En la Figura 5B, el efecto de floración es más amplio, oscureciendo el contorno 93' cortical y determinando la dirección y la ubicación del tornillo 200 pedicular izquierdo (la izquierda radiológica marcada con L; aparece en el lado derecho de la figura 5B). El efecto de floración empeora en las figuras 5C y 5D, y luego mejora gradualmente de la figura 5E a la figura 5F. Al evaluar las figuras 5A y 5F, por ejemplo, podemos determinar que el tornillo del pedículo derecho (radiológico) se ha desviado significativamente medialmente del pedículo 92 derecho. Del mismo modo, el tornillo 200 del pedículo izquierdo (radiológico) parece estar orientado hacia afuera y muy cerca del canal espinal.

Las presentes enseñanzas proporcionan un método que puede identificar el implante particular que causa el artefacto 300 y superponer una imagen CAD, imagen 200' gráfica u otra escala en el contorno sobre el artefacto 300, indicando así su posición y orientación reales, como se muestra, por ejemplo, en la figura 6. En la figura 6, el contorno de un tornillo pedicular se superpone en el artefacto 300 radiológico izquierdo, que indica de manera confiable la posición real del tornillo 200' pedicular izquierdo implantado, así como la forma, el tamaño y el tipo de tornillo 200 pedicular implantado en la porción de CT mostrada en una pantalla del sistema informático, como la pantalla 102 de la figura 2. Una realización del método para colocar la superposición se describe brevemente en el diagrama de flujo de la figura 7.

Como se describe en referencia con la figura 1, la fuente 36 de rayos X puede dirigir un haz cónico de rayos X hacia el detector 36 de panel plano. El sujeto 14 está posicionado de tal manera que la región de interés está dentro del haz cónico. Al rotar la fuente de rayos X y el detector alrededor del sujeto 14, se adquiere una pluralidad de proyecciones 2D de la región de interés en el bloque 500 de la figura 7. Las proyecciones pueden ser procesadas por el software de reconstrucción CBCT para obtener la imagen 3D de la anatomía correspondiente del sujeto 14. Como se discutió anteriormente, el software de reconstrucción puede incorporarse en el sistema 32 de computación de imágenes o en el sistema 22 de computación o en el sistema 100 de procesamiento de imágenes, que puede separar y comunicar sistemas, sistemas superpuestos o integrados en un sistema.

Ya sea de forma automática o por entrada del usuario, por ejemplo, a través del dispositivo 106 de entrada de la figura 2, la identificación de voxels con mayor intensidad en relación con los umbrales de intensidad esperados para los huesos y el tejido de la anatomía del paciente se inicia en uno o más cortes de CT seleccionados de la imagen 3D. Un módulo de software de post-procesamiento configurado para ejecutar comandos de procesamiento de imágenes se incorpora en el módulo 112 de procesamiento de imágenes y puede identificar y ubicar grupos de voxels que son más brillantes o tienen un contraste más alto que el brillo promedio de los voxels circundantes en un corte de CT para el rango particular de intensidad de la fuente de rayos X 36, en el bloque 502. Los voxels aislados de una intensidad de umbral superior a la dada pueden descartarse y los voxels adyacentes superiores a la intensidad de umbral dada pueden agruparse para un análisis e identificación adicional. Para determinar si un grupo de voxels es un artefacto de un implante (es decir, un candidato a implante), como un tornillo metálico o de cerámica u otro implante, varios factores o características del grupo se pueden comparar con las características correspondientes de los artefactos de un implante potencial, en el bloque 504. Las características que se pueden comparar incluyen la intensidad de la imagen, la atenuación de la masa, la densidad y la composición del material. Estas características se pueden almacenar en la base de datos 114 de implantes (figura 2), que puede incluir las tablas de dichas propiedades para implantes comunes para una anatomía particular, como implantes espinales, implantes de cadera y rodilla o implantes ortopédicos y no ortopédicos. Por ejemplo, cuando se toma una imagen de una parte de la columna lumbar del paciente, se pueden incluir en la base de datos las características de varios implantes de fijación, como los tornillos pediculares, las varillas de fijación y otros implantes. En el caso de los tornillos pediculares, por ejemplo, la base de datos puede incluir la composición, el tamaño, la forma y la orientación en relación con los cuerpos vertebrales en la fijación espinal ejemplar u otros procedimientos correctivos de la columna vertebral, así como las formas de artefactos esperados, tamaños, brillo, atenuación, densidad, etc., para comparación. Basándose en la comparación, los voxels potencialmente relacionados con un artefacto de implante se seleccionan en un corte de CT en el bloque 506 y se agrupan en un candidato de implante (o candidato de artefacto para un implante) en el bloque 508. En el bloque 510, el candidato a implante, es decir, el grupo de voxels

seleccionado, puede seleccionarse utilizando un análisis de mejor ajuste y, opcionalmente, evaluaciones estadísticas y de confiabilidad de los datos disponibles para varias características, como las que se mencionaron anteriormente. El candidato a implante se compara con imágenes y artefactos de implantes potenciales de la base de datos de implantes 114 en el bloque 510 y se selecciona un implante de mejor ajuste de la base de datos de implantes 114 en el bloque 512. La mejor selección de ajuste del candidato a implante y el implante correspondiente puede basarse en un algoritmo de optimización o probabilidad de mínimos cuadrados, iterativo, ponderado u otro. El algoritmo de mejor ajuste puede emplear una métrica ponderada que incluye la intensidad de la imagen, la densidad de la masa, la composición del material y otras características con los factores de peso correspondientes. Los factores de peso pueden ser opcionales o seleccionados en función de la información disponible en una base de datos de resultados anteriores u otro conocimiento y experiencia. Los factores de peso pueden ser iguales, desiguales e incluyen cero y combinaciones distintas de cero. Por ejemplo, en alguna forma de realización, la intensidad de la imagen y la composición de la masa pueden ponderarse por igual al 50% cada una, mientras que la densidad de la masa se ponderó al 0%. En otras realizaciones, todos los factores pueden ponderarse por igual. La selección del implante de mejor ajuste incluye, además de las características inherentes del implante seleccionado (como la forma, tamaño, tipo, composición del material, etc.), una determinación de la orientación y ubicación del implante en relación con el artefacto y/o puntos de referencia anatómicos en el corte CT. Una imagen estilizada, CAD, gráfica u otra imagen del implante 200' seleccionado puede superponerse y registrarse con la orientación y ubicación determinadas en el corte CT en el bloque 514, como también se muestra en la figura 6. La imagen del implante seleccionado se puede representar en un color seleccionable y con un grado de transparencia seleccionable en el bloque 516.

Con referencia a la figura 2, el método se realiza de manera automatizada mediante el módulo 112 de procesamiento de imágenes utilizando la imagen 3D reconstruida como una entrada y proporcionando una o más cortes de CT que muestran una imagen del implante detectado e identificado superpuesto en los cortes de CT. Opcionalmente, la entrada interactiva de un usuario en un dispositivo 106 de entrada se puede habilitar al inicio del método. Dicha entrada se puede proporcionar, por ejemplo, en los bloques 502 a 516 para aprovechar el rendimiento de reconocimiento de imagen a veces superior del ojo humano, o verificar una selección realizada por el módulo 112 de procesamiento de imagen. Además, la entrada se refiere a la ubicación de los cortes CT. en la imagen 3D se puede proporcionar como una entrada por el usuario. En la figura 8 se ilustra un diagrama de flujo ejemplar y simplificado de una sesión de procesamiento interactivo.

Con referencia a las figuras 2 y 8, una imagen 3D reconstruida a partir de las proyecciones 2D tomadas con el sistema 10 de imágenes se muestra en la pantalla 102 del sistema 100 de computación de procesamiento de imágenes en el bloque 600 de la figura 8. La imagen 3D se puede procesar de acuerdo con las enseñanzas predefinidas, por ejemplo, según el método de la figura 7, en el bloque 602 para determinar si se ha identificado un implante en el bloque 604. Si se identifica un implante, la imagen del implante superpuesta en un corte CT, como en la figura 6, se puede mostrar en la pantalla en el bloque 620. Se le puede pedir al usuario que acepte o rechace la imagen del implante superpuesta en el bloque 606. Si el usuario acepta la imagen del implante, la imagen del implante se puede guardar en el bloque 608. Si el usuario rechaza la imagen del implante, puede editar la imagen del implante en el bloque 610. La edición de la imagen del implante en el bloque 610 puede incluir agregar o eliminar la colorización del implante, cambiar la transparencia de la imagen del implante, mover o rotar la imagen en relación con el artefacto asociado, hacer zoom, cambiar el contraste y realizar acciones de edición de imagen utilizando el dispositivo 106 de entrada.

Con referencia continua a la figura 8, si no se identifica ningún implante en el bloque 604, se le puede pedir al usuario que ingrese diferentes ubicaciones para los cortes de CT, examine visualmente los nuevos cortes de CT y/o indique al procesador que repita la rutina computacional de identificación y detección en el bloque 612. Si se identifica un implante en el bloque 614, se le puede pedir al usuario que acepte o rechace el implante identificado en 606 como se describe anteriormente. Si no se identifica ningún implante, se le puede solicitar al usuario en el bloque 616 que bloquee la rutina en el bloque 618, o que vuelva al bloque 612, y que repita el proceso.

Las presentes enseñanzas proporcionan un método implementado por computadora para identificar y mostrar implantes de artefactos en cortes de CT de una imagen 3D de la anatomía de un paciente. La imagen 3D se puede reconstruir a partir de proyecciones 2D de un sistema de imágenes CT o CBCT, como, por ejemplo, el sistema 10 de imágenes, en un procesador (como el procesador 108 de la figura 2) de un sistema informático asociado con el sistema de imágenes, tal como, por ejemplo, el sistema 32 o 22 informático mostrado en la figura 1 o el sistema 100 informático mostrado en la figura 2. Si bien la reconstrucción de imágenes en 3D se puede realizar durante la sesión de imágenes (intraoperatoriamente), la identificación de los implantes que causan artefactos es un procedimiento de post-procesamiento que se realiza mediante secciones axiales o cortes de CT. El procesador 108 compara las características de intensidad y contraste de los vóxeles en la imagen 3D y las distintas ubicaciones de los cortes CT y selecciona grupos de vóxeles con características asociadas con artefactos de implantes conocidos. Las características de cada grupo de voxels identificados se comparan con las características similares de artefactos de implantes conocidos en una base de datos de implantes, como la base de datos 114 de implantes en la figura 2. Se pueden utilizar los algoritmos de optimización y confiabilidad de mínimos cuadrados u otros para seleccionar el implante que mejor se adapte a un artefacto seleccionado que sea un candidato a implante. Una imagen del implante identificado se puede registrar y superponer en la escala del corte CT en la imagen del corte CT en la

pantalla 102 del sistema 100 informático de procesamiento de imágenes. La imagen del implante puede ser un dibujo CAD de alambre o sólido u otra representación digital del implante e incluir coloración de un contorno de la imagen o coloración de relleno de la imagen del implante con grados seleccionados de transparencia, Contraste y tonos de color para mejorar el reconocimiento y la identificación de la imagen del implante en el corte CT.

5 En resumen, las presentes enseñanzas proporcionan un método para detectar un implante que se identifica en un corte de CT de una imagen 3D reconstruida de la anatomía de un paciente. El método analiza e identifica voxels asociados con artefactos de imagen y compara grupos de voxels seleccionados con características de artefactos asociados con implantes en una base de datos de implantes. Se determina un implante de mejor ajuste y se registra  
10 una imagen del implante de mejor ajuste y se superpone en el corte de CT y se ve en una pantalla de un sistema informático de procesamiento de imágenes. Esta información permite al usuario valorar y evaluar mejor el estado de la terapia o procedimiento reciente o antiguo y planificar un procedimiento nuevo o correctivo que tenga en cuenta la ubicación y orientación del implante y sus características.

15 Si bien se han descrito ejemplos específicos en la memoria descriptiva y se han ilustrado en los dibujos, Los expertos en la técnica entenderán que se pueden realizar diversos cambios y se pueden sustituir sus equivalentes por elementos de estos sin apartarse del alcance de las presentes enseñanzas. Además, la mezcla y combinación de características, los elementos y/o funciones entre varios ejemplos se contemplan expresamente en el presente documento, de modo que un experto en la materia apreciaría a partir de las presentes enseñanzas que las  
20 características, los elementos y/o funciones de un ejemplo pueden incorporarse a otro ejemplo, según corresponda, a menos que se describa lo contrario anteriormente. Además, se pueden hacer muchas modificaciones para adaptar una situación particular o material a las enseñanzas actuales sin apartarse del alcance esencial de la misma. Por lo tanto, se pretende que las presentes enseñanzas no se limiten a los ejemplos particulares ilustrados por los dibujos y descritos en la memoria descriptiva, sino que el alcance de las presentes enseñanzas incluya cualquier realización  
25 que se encuentre dentro de la descripción anterior.

**REIVINDICACIONES**

1. Un método implementado en computadora para la detección de implantes que comprende:
- 5 recibir una imagen tridimensional (3D) de una porción de la anatomía de un paciente a partir de proyecciones de tomografía computarizada (CT) del paciente en un sistema informático de procesamiento de imágenes;
- identificar un grupo de voxels que forman un candidato a implante en un corte de CT de la imagen 3D;
- 10 comparar el candidato a implante con los artefactos de los implantes de una base de datos de implantes almacenada en una memoria del sistema informático;
- seleccionar un implante de mejor ajuste de la base de datos de implantes;
- 15 seleccionar una orientación y ubicación del implante de mejor ajuste en relación con la porción de anatomía en el corte CT; y
- superposición de una imagen gráfica del implante de mejor ajuste en el candidato a implante del corte CT en una pantalla del sistema informático.
- 20 2. El método de la reivindicación 1, que comprende además colorear la imagen gráfica interactivamente con la entrada del usuario.
3. El método de la reivindicación 1, que comprende además cambiar interactivamente una transparencia de la imagen gráfica en la pantalla.
- 25 4. El método de la reivindicación 1, que comprende además determinar el implante de mejor ajuste al menos por uno de al menos un ajuste cuadrado, comparando la intensidad de la imagen, comparando la densidad de masa, o comparando la composición del material, entre el candidato a implante y los artefactos de los implantes de la base de datos de implantes.
- 30 5. El método de la reivindicación 1, que comprende además solicitar la entrada del usuario con respecto a la selección de una nueva ubicación del corte de CT.
- 35 6. El método de la reivindicación 1, que comprende además solicitar el aporte del usuario con respecto a la identificación de un candidato a implante en el corte CT.
7. El método de la reivindicación 1, en donde la identificación del grupo de voxels comprende además comparar una intensidad de cada voxel con una intensidad de umbral relacionada con los tejidos circundantes.
- 40 8. El método de la reivindicación 1, que comprende además determinar el implante de mejor ajuste comparando una métrica ponderada que incluye la intensidad de la imagen, la densidad de la masa y la composición del material.
- 45 9. Un método implementado en computadora para la detección de implantes que comprende:
- construir una imagen tridimensional (3D) de una porción de la anatomía de un paciente a partir de proyecciones de tomografía computarizada (CT) del paciente en un sistema informático de procesamiento de imágenes;
- 50 mostrar la imagen 3D en una pantalla del sistema informático;
- identificar un grupo de voxels que forman un candidato a implante en un corte de CT de la imagen 3D;
- solicitar la entrada del usuario si un candidato a implante no se identifica automáticamente;
- 55 seleccionar uno de un candidato a implante identificado automáticamente y un candidato a implante identificado por el usuario;
- comparar el candidato a implante con los artefactos de los implantes de una base de datos de implantes almacenada en una memoria del sistema informático;
- 60 seleccionar un implante de mejor ajuste de la base de datos de implantes;
- seleccionar una orientación y ubicación del implante de mejor ajuste en relación con la porción de anatomía en el corte CT;
- 65

superponer una imagen gráfica del implante de mejor ajuste en el candidato a implante del corte CT en una pantalla del sistema informático; y

solicitar la entrada de edición de la imagen gráfica del implante de mejor ajuste por la entrada del usuario.

5 10. El método de la reivindicación 9, que comprende además seleccionar al menos uno de una transparencia de la imagen gráfica por entrada del usuario, un color de la imagen gráfica por entrada del usuario o un contraste de la imagen gráfica por entrada del usuario.

10 11. Un sistema de procesamiento de imágenes para detectar un implante que comprende;

un procesador de computadora que incluye almacenamiento de memoria y un módulo de software de procesamiento de imágenes;

15 una base de datos de implantes accesible por el procesador;

una pantalla; y

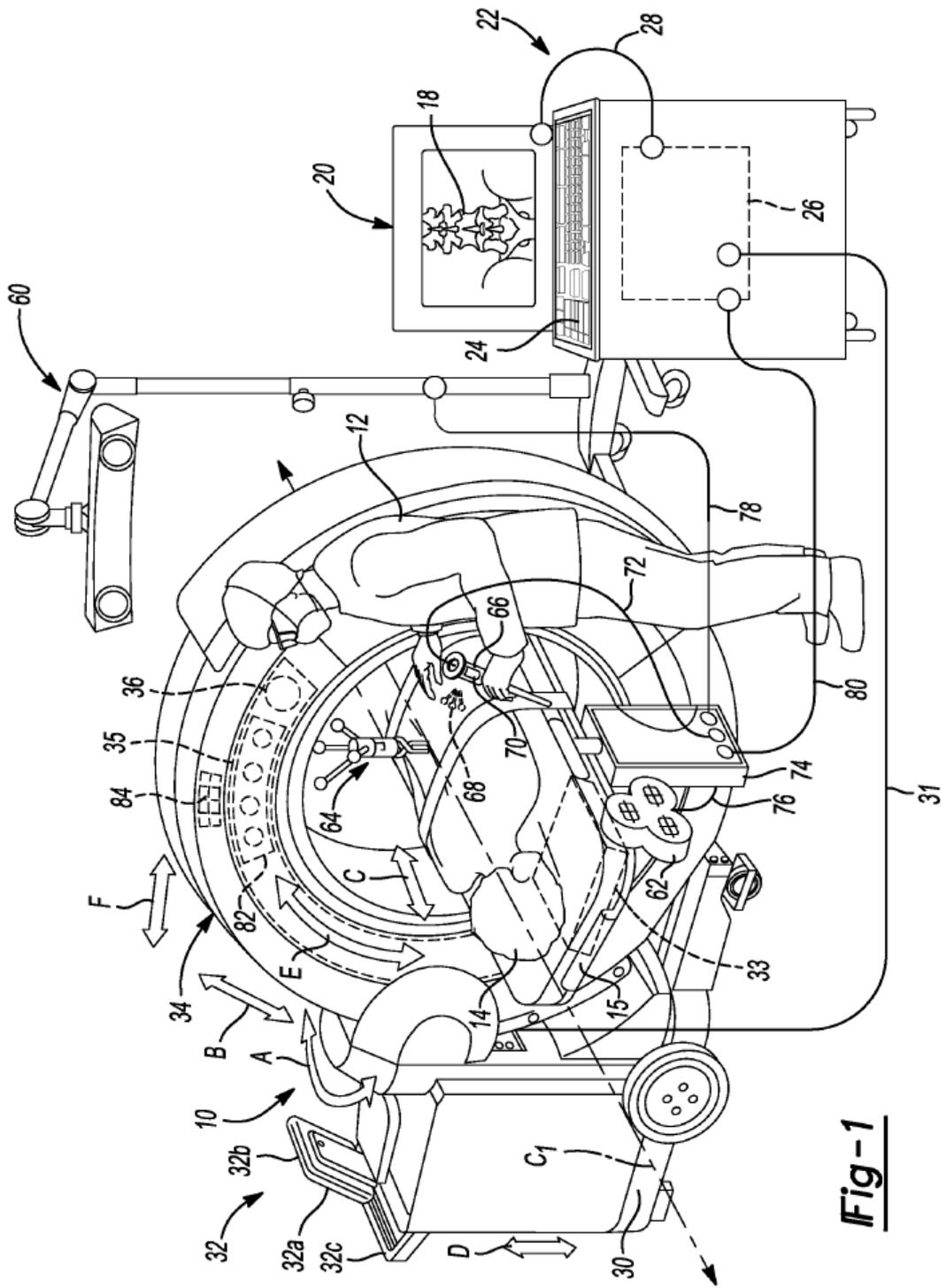
un dispositivo de entrada;

20 en donde el procesador está configurado para ejecutar el método de la reivindicación 1.

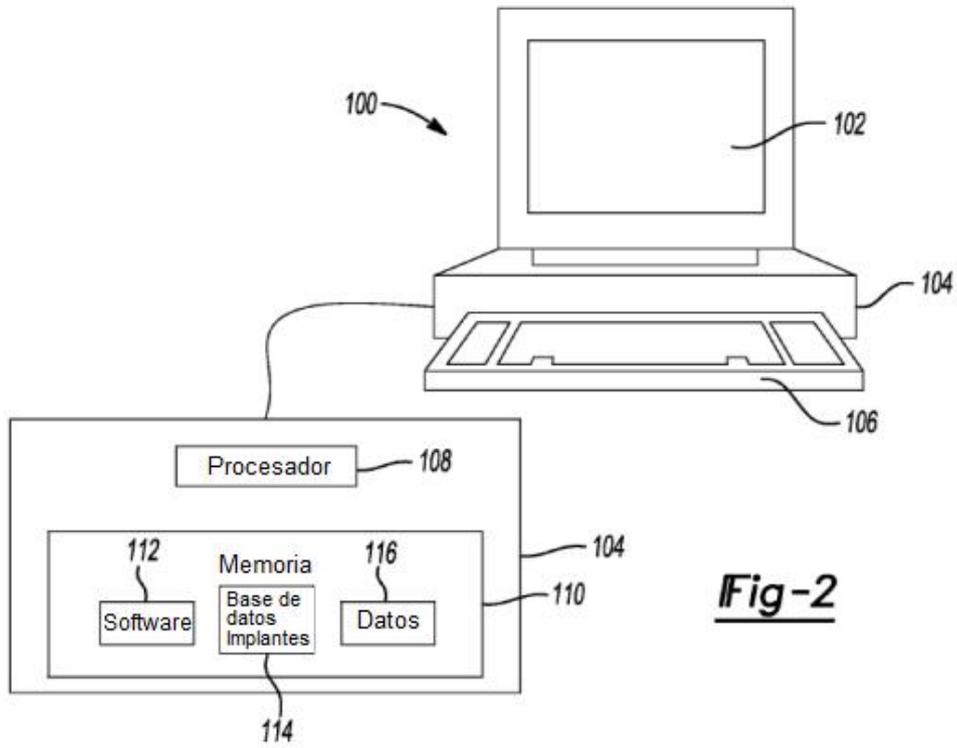
25 12. El sistema de la reivindicación 11, en donde el procesador está configurado para ejecutar instrucciones de software para seleccionar una ubicación del corte de CT automáticamente y solicitar una entrada adicional del usuario.

13. El sistema de la reivindicación 11, en donde el procesador está configurado para ejecutar instrucciones de software para colorear la imagen gráfica automáticamente y solicitar una entrada adicional por parte del usuario.

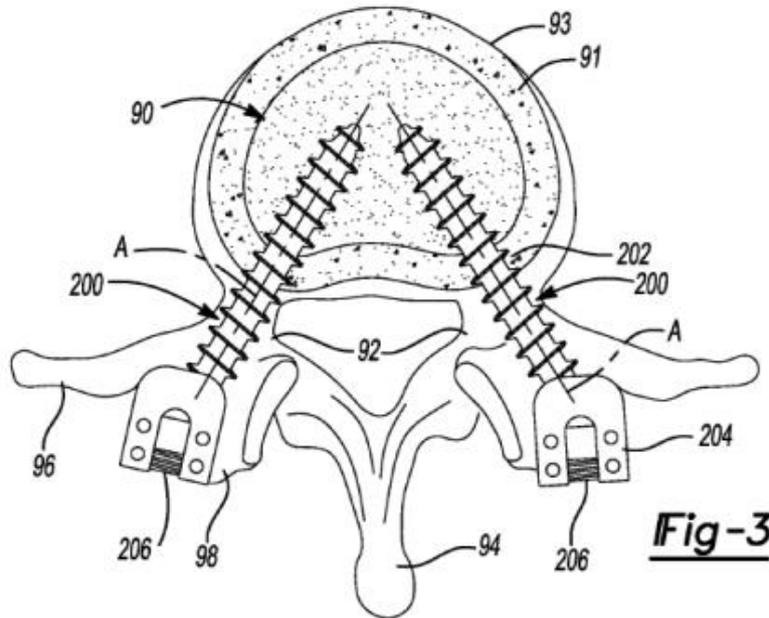
30 14. El sistema de la reivindicación 11, en donde el procesador está configurado para ejecutar instrucciones de software para determinar una orientación del implante en el corte de CT.



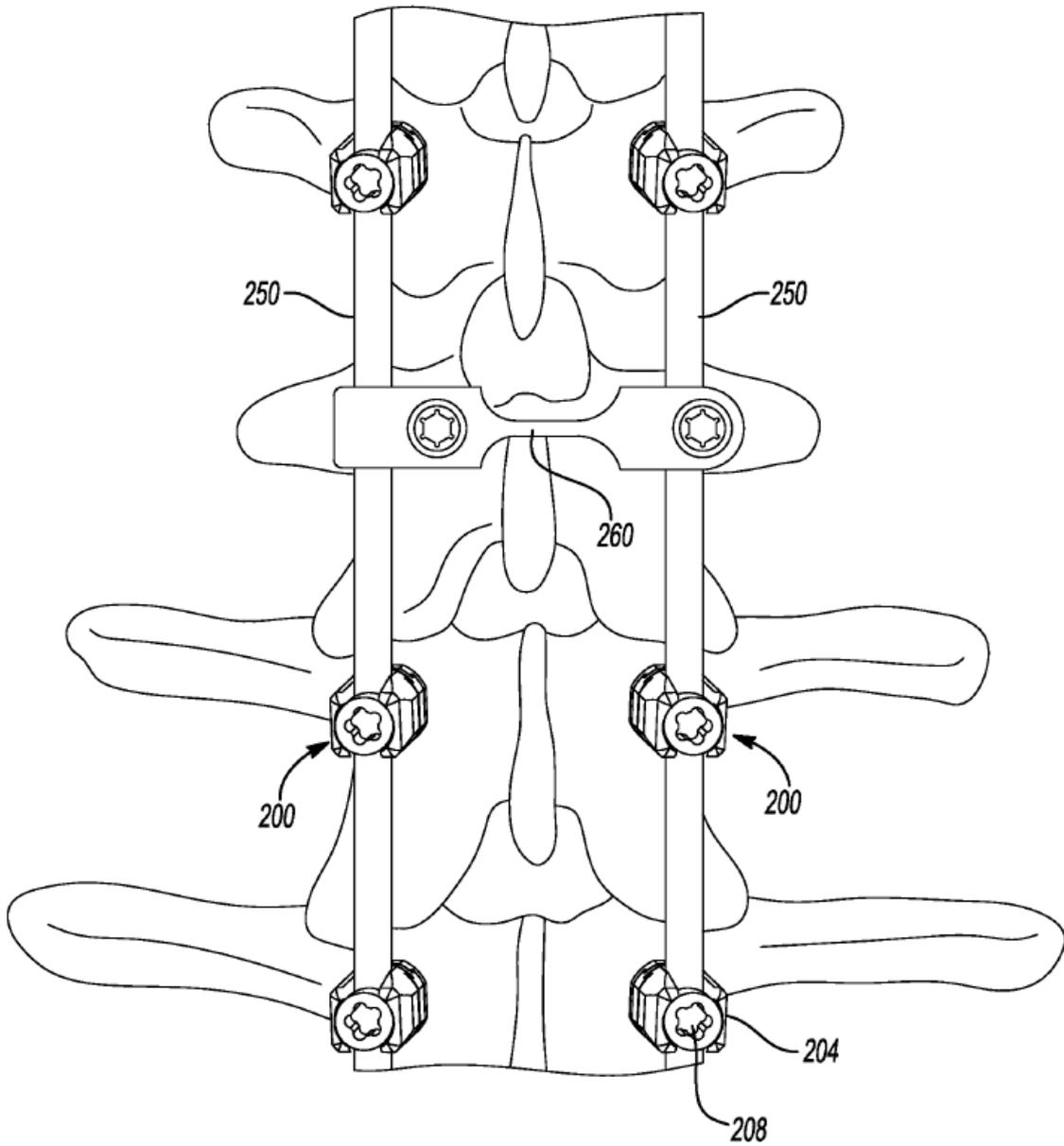
**Fig-1**



**Fig-2**



**Fig-3**



**Fig-4**

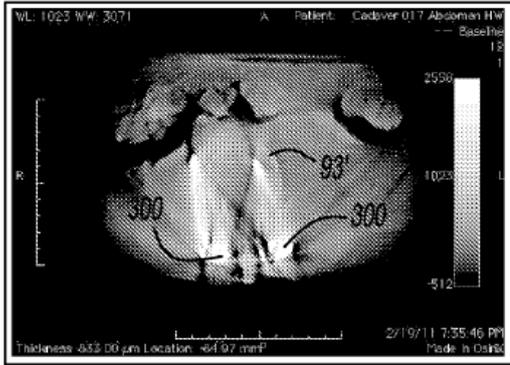


Fig-5A

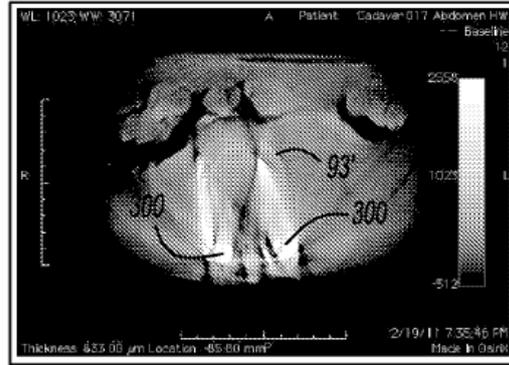


Fig-5B

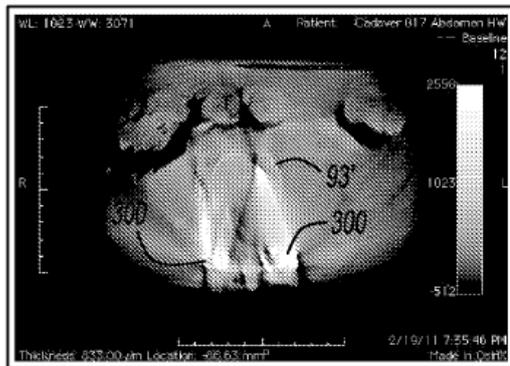


Fig-5C

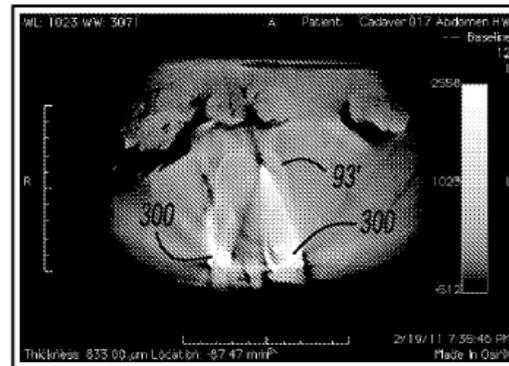


Fig-5D

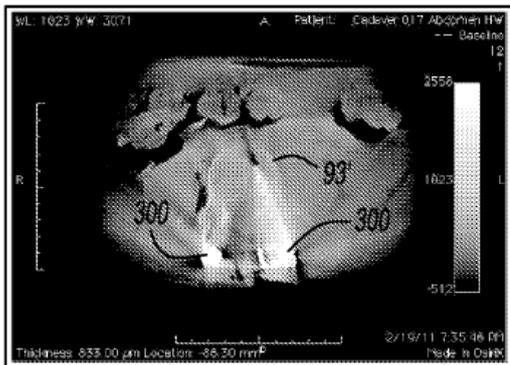


Fig-5E

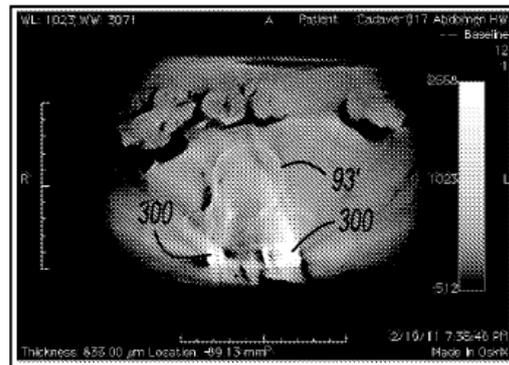
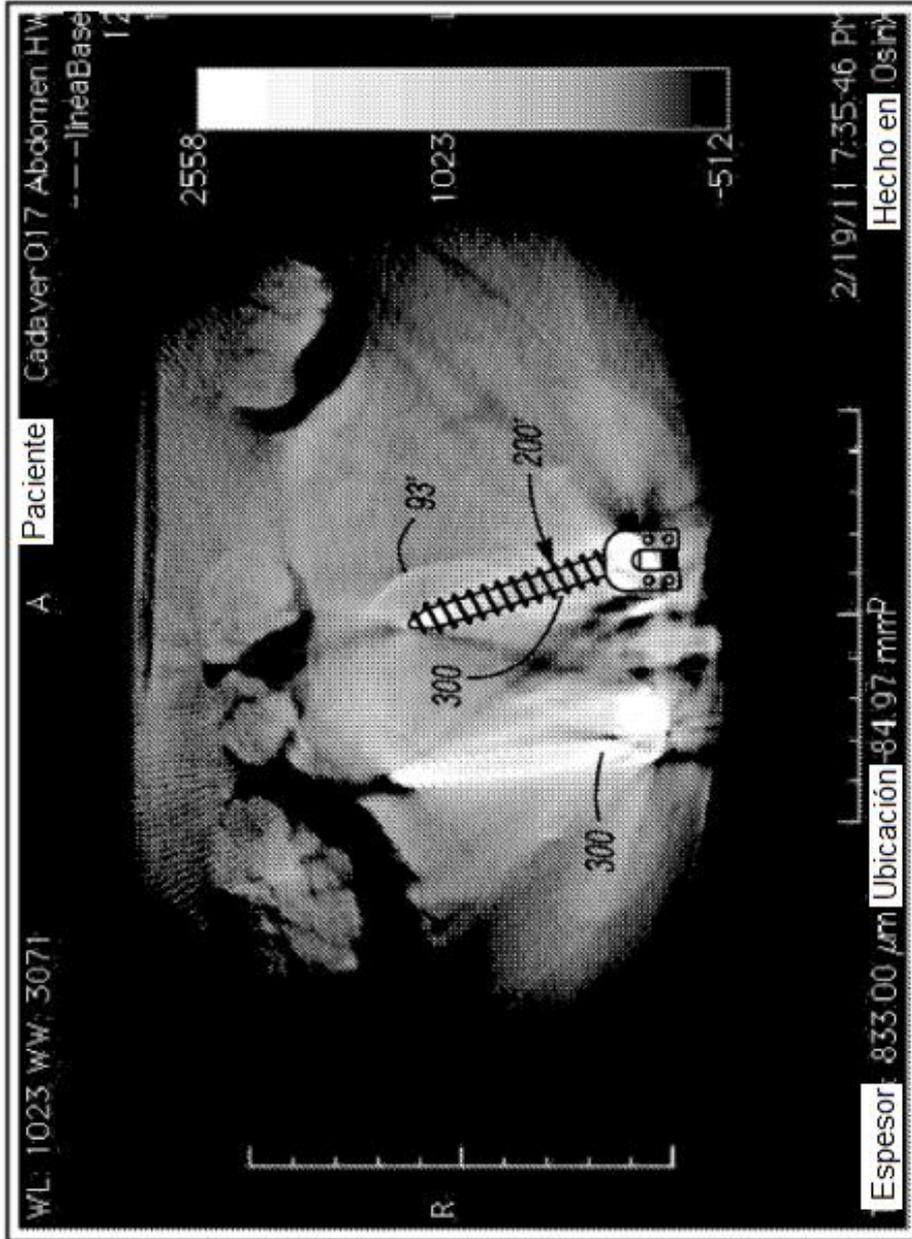
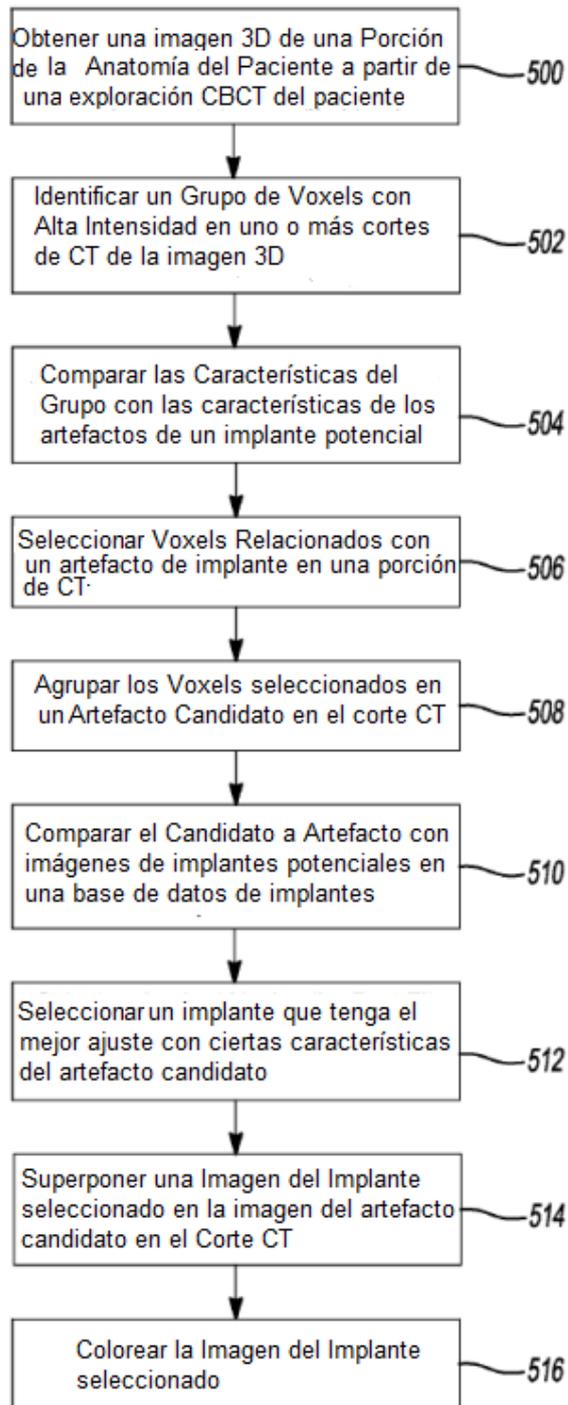


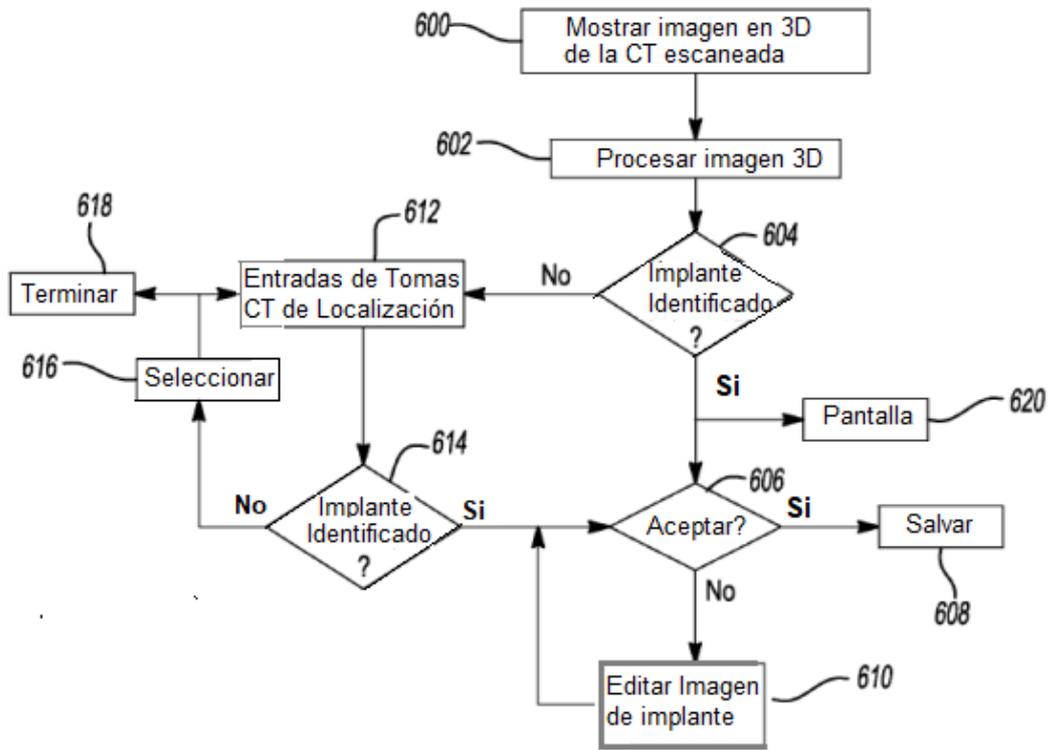
Fig-5F



**Fig-6**



**Fig-7**



**Fig-8**