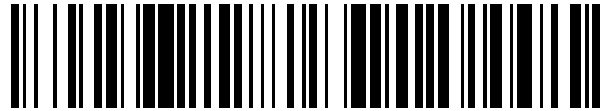


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 704 691**

51 Int. Cl.:

**G06T 7/00**

(2007.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **25.02.2015 PCT/US2015/017603**

87 Fecha y número de publicación internacional: **03.09.2015 WO15130848**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **25.02.2015 E 15755633 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **10.10.2018 EP 3113710**

54 Título: **Sistemas y métodos para el análisis de imagen intraoperatorio**

30 Prioridad:

**25.02.2014 US 201461944520 P  
05.03.2014 US 201461948534 P  
17.04.2014 US 201461980659 P  
24.06.2014 US 201462016483 P  
16.09.2014 US 201462051238 P  
17.11.2014 US 201462080953 P  
19.01.2015 US 201562105183 P  
24.02.2015 US 201514630300**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**19.03.2019**

73 Titular/es:

**JOINTPOINT, INC. (100.0%)  
402 Buttonwood Lane  
Largo, FL 33770, US**

72 Inventor/es:

**WOLLOWICK, NOAH;  
COOPER, ANDREW J.;  
JIANG, XIU y  
ALBERT, CAMERON**

74 Agente/Representante:

**ISERN JARA, Jorge**

**ES 2 704 691 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**

Sistemas y métodos para el análisis de imagen intraoperatorio

5 Referencia cruzada a solicitudes relacionadas

Esta solicitud reivindica prioridad a la Solicitud Provisional de EE. UU. No. 61/944,520 presentada el 25 de febrero de 2014, Solicitud Provisional de EE. UU. No. 61/948,534 presentada el 5 de marzo de 2014, Solicitud Provisional de EE. UU. No. 61/980,659 presentada el 17 de abril de 2014, Solicitud Provisional de EE. UU. No. 62/016,483 presentada el 24 de junio de 2014, la solicitud provisional de EE. UU. No. 62/051,238 presentada el 16 de septiembre de 2014, la solicitud provisional de EE. UU. No. 62/080,953 presentada el 17 de noviembre de 2014 y la solicitud provisional de EE. UU. No. 62/105,183 presentada el 19 de enero de 2015.

15 Campo de la invención

La invención se refiere al análisis de imágenes de características dentro de un paciente y, más particularmente, a dar escala y/o analizar con precisión tales imágenes durante la cirugía.

20 Antecedentes de la invención

Los cirujanos ortopédicos y otros profesionales de la salud generalmente se basan en técnicas de guía quirúrgica que pueden clasificarse ampliamente en dos categorías: plantillas digitales preoperatorias o sistemas de entrenamiento que permiten la planificación prequirúrgica, y sistemas de navegación asistidos por ordenador que brindan orientación intraoperatoria para la colocación y movimiento de los instrumentos quirúrgicos dentro de un paciente. Hay dos ventajas para estas dos tecnologías, pero cada una tiene sus respectivas limitaciones.

Las técnicas de plantillas digitales preoperatorias permiten la planificación quirúrgica preoperatoria mediante el uso de imágenes radiográficas digitales o impresas o de tipo de rayos X similares, puestas a escala de acuerdo con un objeto de tamaño conocido. Comúnmente, se coloca un marcador esférico de bola de tamaño conocido entre las piernas o al lado de la cadera de un paciente que se somete a una cirugía de cadera para que aparezca en la imagen; el marcador de bola se utiliza como una característica de referencia para la escala de la imagen. Esta técnica de dar escala preoperatoria tiene limitaciones inherentes a la precisión porque asume que los huesos dentro de un paciente y el marcador de bola de superficie se aumentarán en la misma proporción. Comúnmente, el cirujano se dará cuenta durante la cirugía que este factor de escala es inexacto, debido a las desviaciones en las relaciones de aumento, lo que hace que la plantilla preoperatoria sea inefectiva para la toma de decisiones intraoperatorias. Para casos de emergencia como fracturas de cadera, la plantilla digital preoperatoria a menudo no se puede utilizar, porque las imágenes de rayos X se toman en un entorno hospitalario sin utilizar un marcador de bola u otro dispositivo de escala.

Los cirujanos también tienen la opción de utilizar sistemas de navegación asistidos por ordenador que brindan orientación intraoperatoria. Los supuestos beneficios de la navegación por ordenador incluyen la reducción de resultados atípicos y adversos relacionados con la colocación intraoperatoria del hardware quirúrgico. Por ejemplo, la navegación por ordenador se utiliza en la cirugía de reemplazo de cadera para agregar precisión al posicionamiento del implante al proporcionar datos sobre parámetros funcionales como la longitud de la pierna y los cambios de desplazamiento durante la cirugía.

A pesar del beneficio clínico obvio, estos sistemas han tenido una adopción limitada debido a su coste, la curva de aprendizaje y los requisitos de capacitación para los cirujanos y, para algunos sistemas, el procedimiento adicional y el tiempo asociado con la inserción del hardware en el paciente. Estas barreras de adopción han limitado el uso de la navegación asistida por ordenador a un porcentaje extremadamente pequeño de las cirugías generales de artroplastia de cadera. Los cirujanos que no utilizan estos sistemas están limitados a las técnicas tradicionales que generalmente se basan en el análisis visual y la experiencia del cirujano. Sin embargo, estas técnicas son inconsistentes, lo que a menudo conduce a valores atípicos en los parámetros funcionales que pueden afectar la satisfacción del paciente y la longevidad del implante.

Los detalles de una técnica de este tipo, utilizada específicamente en una técnica de artroplastia de cadera mínimamente invasiva conocida como abordaje anterior directo, se mencionan en la descripción de una cirugía de artroplastia total de cadera, por Matta et al. in "Single-incision Anterior Approach for Total hip Arthroplasty on an Orthopaedic Table", Clinical Ortho. And Related Res. 441, pp. 115-124 (2005). La técnica intraoperatoria descrita por Matta et al. consume mucho tiempo y tiene un alto riesgo de inexactitud debido a las diferencias en la rotación, el aumento y/o la escala de varias imágenes. El alto riesgo de una interpretación imprecisa con esta técnica ha limitado su utilidad para guiar la toma de decisiones quirúrgicas.

Lo que parece ser una implementación de software de esta técnica está descrito por Penenberg et al. en la Publicación de Patente de Estados Unidos No. 2014/0378828, que es una solicitud de continuación en parte de la Patente de Estados Unidos No. 8,831,324 de Penenberg. Si bien el uso de un sistema informático puede facilitar algunos aspectos

de esta técnica, los desafíos subyacentes a la técnica son consistentes con los desafíos del enfoque de Matta y limitan la utilidad potencial del sistema.

Hay varios otros ejemplos de dónde los sistemas de guía intraoperatorios podrían mejorar la calidad de la atención del paciente en ortopedia mediante la reducción de los valores atípicos. Un ejemplo de ello es en el tratamiento de las fracturas de cadera peritrocantéreas. La selección del implante adecuado y el ángulo del eje del cuello asociado a menudo es evaluada de manera incompleta por el cirujano y el representante del implante utilizando técnicas convencionales. Además, las variaciones en la colocación de los tornillos y otros dispositivos de fijación e implantes pueden alterar significativamente los resultados del paciente en el tratamiento de estas fracturas. Estas variaciones y los resultados resultantes son analizados por Baumgaertner et al. en "The Value of the Tip-Apex Distance in Predicting Failure of Fixation of Peritrochanteric Fractures of the Hip", J. Bone Joint Surg. 77-A No. 7, pp. 1058-1064 (1995). Bruijijn et al., analizan otras técnicas relacionadas con las fracturas femorales, que incluyen la medición de la distancia del vértice de la punta y la posición del tornillo en "Reliability of Predictors for Screw Cutout in Intertrochanteric Hip Fractures", J. Bone Joint Surg. Am. 94, pp. 1266-72 (2012).

La publicación PCT WO 2007/009263 describe el registro de imágenes preoperatorias e intraoperatorias basadas en los puntos de referencia correspondientes, la superposición de imágenes preoperatorias sobre imágenes intraoperatorias, la determinación automática de escala por un objeto de calibración conocido y la superposición de la plantilla del implante ("plantillas") sobre la imagen preoperatoria.

La reducción adecuada de las fracturas, es decir, la alineación adecuada de los huesos durante la cirugía a menudo conduce a resultados más consistentes en el paciente, y el análisis intraoperatorio de dichas reducciones no se evalúa en la actualidad debido a la falta de tecnologías no invasivas que permitan el análisis intraoperatorio. Un ejemplo es el tratamiento de las fracturas del radio distal. Según lo referenciado por Mann et al, "Radiographic evaluation of the wrist: what does the hand surgeon want to know?" Radiology, 184(1), pp 15-24 (1992), la restauración precisa de ciertos parámetros, como la inclinación radial, la longitud radial y la inclinación o ladeo palmar, durante el tratamiento de las fracturas del radio distal es importante. Actualmente, las imágenes intraoperatorias son utilizadas por los cirujanos, pero no hay capacidad para analizar fácilmente estos parámetros y realizar un análisis comparativo con la anatomía normal.

Dadas las limitaciones inherentes a la escala de la planificación quirúrgica preoperatoria y las barreras de adopción de los sistemas de navegación por ordenador intraoperatorios actuales, existe una oportunidad para un sistema y método que proporcione una guía y datos intraoperatorios precisos, pero sin las barreras a la adopción y los requisitos de hardware invasivos de la navegación tradicional asistida por ordenador.

Por lo tanto, es deseable contar con un sistema y un método para dar escala y ajustar de manera efectiva las imágenes intraoperatoriamente utilizando características anatómicas comparativas, para mejorar la calidad de la atención del paciente al proporcionar orientación y datos intraoperatorios precisos.

#### Resumen de la invención

Un objeto de la presente invención es proporcionar un sistema y un método adecuados para su uso durante la cirugía para dar escala, ajustar y/o realizar con precisión y eficacia cálculos en imágenes de características anatómicas y/o implantes tales como dispositivos protésicos.

Otro objeto de la presente invención es proporcionar análisis de imágenes e información de retroalimentación para permitir una planificación más precisa, una mejor reducción de la fractura y/o una selección óptima del implante durante la cirugía.

Otro objeto más de la presente invención es capturar y preservar un registro digital de resultados de pacientes para la recopilación de datos y mejoras de calidad en procedimientos quirúrgicos.

Otro objeto adicional de la presente invención es mejorar el resultado del reposicionamiento óseo, la reparación de fracturas y/o la fijación dentro de un paciente.

Esta invención resulta de la comprensión de que la escala intraoperatoria y otro análisis de una imagen primaria y al menos una imagen secundaria se pueden lograr de manera más precisa basándose en un objeto de dimensión conocida que, junto con al menos dos puntos que son consistentes en esas imágenes, puede facilitar la escala precisa y otros análisis de la imagen secundaria además de la imagen primaria según sea necesario. Al menos una de las imágenes primarias y secundarias es una imagen de resultados tomada durante un procedimiento quirúrgico en una porción de un paciente. Además, al menos otra de las imágenes primarias y secundarias es una imagen de referencia que incluye (i) una imagen ipsilateral preoperatoria y/o (ii) una imagen contralateral, tomada antes o durante la cirugía, de una parte comparable del paciente.

Esta invención presenta un sistema adecuado para su uso durante la cirugía para analizar imágenes en un sitio quirúrgico dentro de un paciente tal como se definió en la reivindicación 1.

5 En algunas realizaciones, la primera y la segunda imágenes son proporcionadas por el módulo de selección de imágenes al módulo de entrada de datos en un formato digitalizado. Al menos una dimensión de cada una de las bases estacionarias primera y segunda se almacena de manera recuperable en al menos un medio de almacenamiento como un conteo de píxeles para esa dimensión, y el módulo de análisis utiliza el conteo de píxeles para esa dimensión. En ciertas realizaciones, el módulo de análisis utiliza la base estacionaria en una de las primeras y segundas imágenes seleccionadas para proporcionar al menos una escala relativa de la otra de las primeras y segundas imágenes para que coincida con la escala de las seleccionadas de la primera y la segunda imágenes. En una realización, el módulo de análisis utiliza al menos un objeto de dimensión conocida en al menos una de la primera y segunda imágenes para proporcionar una escala absoluta, es decir, una escala objetiva de acuerdo con un sistema de medición, al menos a esa imagen. En una realización, el módulo de análisis gira al menos una de la primera y la segunda imágenes con respecto a la otra de la primera y la segunda imágenes, de modo que ambas imágenes se alinean de acuerdo con sus respectivas bases estacionarias.

15 En varias realizaciones, el módulo de entrada de datos genera al menos un punto de referencia para cada imagen que está espaciada de la base estacionaria en esa imagen, y el módulo de análisis utiliza los puntos de referencia para ayudar a la alineación de la primera y la segunda imágenes una con respecto a la otra. En otras realizaciones, el módulo de análisis utiliza los puntos de referencia para colocar una plantilla digital en al menos una de la primera y la segunda imagen. En ciertas realizaciones, el sistema incluye además un módulo de entrada de plantilla que proporciona al menos una plantilla digital que está superpuesta sobre al menos una característica en al menos una de la primera y segunda imágenes. En algunas realizaciones, la al menos una plantilla digital se hace coincidir con al menos una característica en cada una de la primera y la segunda imágenes. Preferiblemente, el sistema incluye además una pantalla para proporcionar al menos una guía visual a un usuario del sistema.

25 En una realización, la primera imagen es una imagen contralateral que se voltea y se superpone en la segunda imagen y, en otra realización, la primera imagen es una imagen contralateral, el módulo de entrada de datos genera una línea de cosido común en cada imagen, típicamente separada de la base estacionaria establecida en cada imagen, y la primera y segunda imágenes se unen para formar una vista unitaria de ambos lados del paciente. En algunas realizaciones, la escala o el cambio de escala de al menos una de las imágenes se realiza midiendo una porción de una característica anatómica durante la cirugía, como una cabeza femoral, y comparando la característica medida con una imagen inicial preoperatoria que incluye esa característica. En otras realizaciones, la escala o el cambio de escala se realizan identificando al menos una dimensión conocida de un implante con una imagen intraoperatoria que incluye ese implante y luego la escala según la dimensión conocida.

35 Esta invención presenta además un sistema y un método adecuados para usar durante la cirugía para analizar imágenes para optimizar la restauración de la funcionalidad ortopédica, al tiempo que minimizan las fallas y la incomodidad del paciente, al proporcionar una comparación intraoperatoria que incluye cálculos, escalas y/o cambio de escala para al menos una imagen operatoria de resultados de un sitio de un paciente tomadas durante la cirugía. La imagen operativa o de resultado se compara con al menos una imagen de referencia de (i) una imagen ipsilateral preoperatoria y/o (ii) una imagen contralateral, tomada antes o durante la cirugía, de porciones comparables de un paciente. Al menos una base estacionaria se selecciona en cada imagen para que sirva de referencia durante las comparaciones y/o la escala de las imágenes.

45 En ciertas realizaciones, el sistema y el método incluyen optimizar el tamaño y la colocación de un implante en el sitio dentro del paciente. El paso del análisis incluye la estimación de un implante configurado de manera óptima, y el método incluye además la selección de un implante final basado en el implante de configuración óptima. Ciertas realizaciones incluyen además generar una medición estimada de la primera característica anatómica utilizando la primera imagen, y escalar la primera imagen incluye calcular una diferencia entre la medición estimada y la medición directa. En algunas realizaciones, una escala inicial se vuelve a calcular en función de la medición directa.

50 En varias realizaciones, el paso de analizar la ubicación incluye comparar la segunda imagen con la primera imagen a escala con precisión en un dispositivo de cómputo móvil. En una realización, el paso de análisis incluye comparar la primera característica anatómica con una característica anatómica contralateral correspondiente del paciente, tal como una articulación en el lado opuesto del paciente. En ciertas realizaciones, la primera característica anatómica se ubica en una porción de la parte ósea del paciente que se va a reemplazar, como una cabeza femoral, y obtener la medición directa incluye extirpar la parte ósea del paciente y medir la primera característica anatómica sustancialmente a lo largo del primer ángulo de visión. En algunas realizaciones, se proporciona un sistema de guía para ajustar el área de visualización de una imagen en una pantalla para hacer un seguimiento de las acciones realizadas por un usuario a otra imagen en la pantalla, como enfocar o ampliar los puntos de referencia seleccionados en cada imagen. En ciertas realizaciones, al menos uno de los ángulos de abducción y anteversión se calcula. En ciertas realizaciones, se proporciona análisis y/o corrección de errores para al menos una imagen, como proporcionar un puntaje de confianza u otro análisis de error numérico normalizado, y/o una representación visual de al menos un valor de error o factor de error, como alineación relativa de una o más formas geométricas o símbolos en dos o más imágenes.

65 Esta invención también presenta un sistema y un método para analizar imágenes en el sitio quirúrgico dentro de un paciente, como se definió en las reivindicaciones 1 y 13 respectivamente.

Breve descripción de los dibujos

En lo que sigue, las realizaciones preferidas de la invención se explican con más detalle con referencia a los dibujos, en los que:

5 La FIG. 1 es una imagen esquemática de una vista frontal, del tipo de rayos X, de una faja pélvica de un paciente que ilustra varias características anatómicas;

10 La FIG. 1A es una imagen esquemática visible en una pantalla de visualización por un usuario de un sistema y método según la presente invención, que representa una imagen de plantilla de una prótesis superpuesta sobre la porción superior de un fémur en una imagen de rayos X de la región de la cadera de un paciente;

La FIG. 1B es una ampliación de la imagen de plantilla digital de la FIG. 1 A;

15 La FIG. 2 es una representación de imagen similar a la FIG. 1A después de que se haya retirado la plantilla digital, que ilustra la medición de una porción de la cabeza femoral utilizando una línea de referencia;

20 La FIG. 3 es una imagen similar a la fig. 1A después de que la plantilla digital se haya cambiado de escala de acuerdo con la presente invención;

La FIG. 4A es un diagrama esquemático de un sistema de acuerdo con la presente invención que interactúa con un usuario;

25 La FIG. 4B es un diagrama esquemático que ilustra cómo se pueden conectar en red múltiples tipos de interfaces de usuario a través de un sistema basado en la nube con datos y/o software ubicados en un servidor remoto;

La FIG. 4C es un diagrama esquemático de alto nivel de un sistema de acuerdo con la presente invención;

30 La FIG. 4D es un diagrama esquemático del módulo de análisis intraoperatorio en la FIG. 4C;

La FIG. 4E es un diagrama esquemático de varias variaciones del módulo de análisis quirúrgico en la FIG. 4D;

La FIG. 4F es un diagrama esquemático del módulo de cambio de escala intraoperatorio en la FIG. 4C;

35 La FIG. 4G es un diagrama esquemático de un sistema de análisis intraoperatorio alternativo de acuerdo con la presente invención;

40 La FIG. 4H es un diagrama esquemático de un sistema de reconstrucción de la pelvis AP (anterior-posterior) de acuerdo con la presente invención;

La FIG. 5 es un diagrama de flujo A para la operación de cambio de escala intraoperatorio en una construcción del sistema y método de acuerdo con la presente invención;

45 La FIG. 6 es un diagrama de flujo B para un enfoque anterior para cirugía de cadera utilizando diagramas de flujo G y J;

La FIG. 7 es un diagrama de flujo G que muestra el flujo de la técnica para el análisis contralateral e ipsilateral;

50 La FIG. 8 es un diagrama de flujo W de varias funciones realizadas para el análisis de cadera;

La FIG. 9 es una imagen del lado derecho de la cadera de un paciente antes de una operación y muestra un marcador colocado en el trocánter mayor como un símbolo o punto de referencia;

55 La FIG. 10 es una imagen similar a la fig. 9 que muestra una línea de referencia, dibujada en (i) el fémur preoperatorio, ipsilateral o (ii) el fémur contralateral, para representar el eje longitudinal del fémur;

La FIG. 11 es una imagen similar a la fig. 10 con una línea trazada a través del hueso pélvico que intersecta las características anatómicas seleccionadas;

60 La FIG. 12 es una vista de pantalla esquemática de dos imágenes, la imagen de la izquierda representa una vista preoperatoria similar a la FIG. 10 y la imagen de la derecha que representa una vista intraoperatoria con un círculo colocado alrededor del componente acetabular de un implante para permitir el cambio de escala de esa imagen;

65 La FIG. 13 es una vista de pantalla esquemática similar a la FIG. 12 que indica la marca del trocánter mayor de la imagen intraoperatoria a derecha como un punto de referencia femoral;

- La FIG. 14 es una vista de pantalla esquemática similar a la FIG. 13 con una línea de referencia dibujada en el fémur intraoperatorio en la vista a derecha;
- 5 La FIG. 15 es una imagen similar a las figs. 11 y 14 con una línea trazada a través del foramen del obturador en vistas preoperatorias e intraoperatorias;
- La FIG. 16 es una imagen de superposición que muestra la imagen intraoperatoria derecha de la FIG. 15 superpuestas y alineadas con la imagen preoperatoria de la izquierda;
- 10 La FIG. 17 representa una pantalla que puede ver el usuario durante un procedimiento quirúrgico guiado según la presente invención;
- La FIG. 18 es el diagrama de flujo J de cosido y análisis de pelvis AP;
- 15 La FIG. 19 representa una vista en pantalla con una imagen a mano izquierda del lado izquierdo contralateral de un paciente que tiene una línea trazada en la sínfisis púbica;
- La FIG. 20 es una vista similar a la FIG. 19 más una imagen intraoperatoria derecha del lado derecho del paciente, que también tiene una línea trazada en la sínfisis púbica;
- 20 La FIG. 21 muestra las imágenes de la fig. 20 superpuestas y "cosidas juntas" para reconstruir una vista de toda la región de la cadera del paciente
- La FIG. 22 es una vista similar a la fig. 21 con una línea de referencia dibujada a través del componente acetabular de la imagen y otra línea de referencia que toca las porciones inferiores de la pelvis
- 25 La FIG. 23 es un diagrama de flujo L que muestra la guía intraoperatoria para la reducción intertrocanterica y las fracturas del cuello femoral de acuerdo con otro aspecto de la presente invención, que hace referencia a los diagramas de flujo M y N;
- 30 La FIG. 24 es el diagrama de flujo M para la guía de reducción intertrocanterica, que hace referencia al diagrama de flujo P;
- La FIG. 25 es el diagrama de flujo P para procesar una imagen contralateral o ipsilateral;
- 35 La FIG. 26 es una representación de una vista de pantalla con una imagen de la izquierda del lado izquierdo, contralateral, "normal" de la región de la cadera de un paciente invertida para parecerse al lado derecho, "fracturado" del paciente y que muestra la marca del trocánter menor para servir como un punto de referencia femoral;
- 40 La FIG. 27 es una vista similar a la FIG. 26 que muestra el dibujo de una línea a través del foramen del obturador para referencia de superposición;
- La FIG. 28 es una vista similar a la FIG. 27 que muestra la medida del ángulo del eje del cuello;
- 45 La FIG. 29 es una vista de pantalla con la imagen de la izquierda similar a la FIG. 28 y una imagen a derecha del lado fracturado del paciente, que muestra la marca del trocánter menor en el lado fracturado;
- La FIG. 30 es una vista similar a la FIG. 29 que muestra la marca del foramen del obturador del lado fracturado;
- 50 La FIG. 31 es una vista similar a la FIG. 30 que muestra la medida del ángulo del eje del cuello en el lado fracturado;
- La FIG. 32 es una imagen combinada que muestra la imagen lateral fracturada superpuesta en la imagen lateral invertida normal;
- 55 La FIG. 33 es el diagrama de flujo N que muestra la escala y la medición como se indica en el diagrama de flujo L;
- La FIG. 34 representa una vista de la pantalla de una imagen de un tornillo implantado para tratar una fractura intertrocanterica de cadera, que muestra la medición del tornillo;
- 60 La FIG. 35 es una vista similar a la fig. 34 que muestra la medición de la distancia punta-ápice en una imagen AP;
- La FIG. 36 es una vista similar a la FIG. 35 más una vista lateral en el lado derecho de la pantalla, que muestra la medición del tornillo;
- 65 La FIG. 37 es una vista similar a la fig. 36 que muestra la medición de la distancia de punta-ápice en la imagen de la derecha;

- La FIG. 38 es una vista combinada de "Intertroc" que muestra tanto el análisis de punta-ápice como el análisis del eje del cuello;
- 5 La FIG. 39 es el diagrama de flujo Q de la guía intraoperatoria para la reducción de la fractura del radio distal de acuerdo con otro aspecto de la presente invención, que hace referencia a los diagramas de flujo R y S;
- La FIG. 40 es el diagrama de flujo R que muestra la orientación de la reducción de la longitud y la inclinación radial, y hace referencia al diagrama de flujo T;
- 10 La FIG. 41 es el diagrama de flujo S que muestra la guía de reducción de pendiente palmar;
- La FIG. 42 es un diagrama de flujo T que muestra la identificación de varias características anatómicas en el procesamiento de la muñeca y la imagen;
- 15 La FIG. 43 representa una vista en pantalla de una imagen de una muñeca "normal" de un paciente con una línea dibujada en el radio para indicar su eje central;
- La FIG. 44 es una vista similar a la FIG. 43 con marcaje de puntos anatómicos seleccionados;
- 20 La FIG. 45 es una vista similar a la fig. 44 con una línea de referencia trazada a través de los huesos del carpo para proporcionar una referencia de base estacionaria;
- La FIG. 46 es una vista de una imagen de la muñeca normal girada para dibujar inclinación palmar;
- 25 La FIG. 47 es una vista de pantalla con la imagen de la izquierda similar a la FIG. 45 y una imagen a la derecha del lado fracturado del paciente, que muestra la marca del eje central del radio en el lado fracturado;
- La FIG. 48 es una vista similar a la FIG. 47 mostrando marcaje de puntos anatómicos en el lado fracturado;
- 30 La FIG. 49 es una vista similar a la FIG. 48 con una línea de referencia trazada a través de los huesos del carpo en el lado fracturado;
- La FIG. 50 es una vista de pantalla con la imagen de la izquierda similar a la FIG. 46 y una imagen a la derecha de la muñeca fracturada girada para dibujar la inclinación palmar;
- 35 La FIG. 51 es una vista combinada como un Reporte de Radio Distal de acuerdo con la presente invención;
- La FIG. 52 es una imagen similar a la fig. 15 con puntos que marcan el punto más bajo de la tuberosidad isquiática y puntos que marcan el foramen del obturador y la parte superior de la sínfisis púbica en vistas preoperatorias e intraoperatorias;
- 40 La FIG. 53 es una imagen de superposición que muestra la imagen intraoperatoria de la derecha de la FIG. 52 superpuestas y alineadas con la imagen preoperatoria de la izquierda utilizando bases estables triangulares;
- 45 La FIG. 54 es un diagrama de bloques y un diagrama de flujo combinados esquemáticos de un módulo de guía de identificación utilizado de acuerdo con la presente invención;
- La FIG. 55 es un diagrama de bloques esquemático de módulos que analizan la orientación de un componente tal como una copa acetabular para generar ángulo de abducción e información de anteversión;
- 50 La FIG. 56 es una imagen de una copa acetabular colocada en el acetábulo izquierdo de un paciente con un círculo dibujado alrededor de su superficie hemisférica para proporcionar información sobre el diámetro;
- La FIG. 57 es una imagen similar a la de la fig. 56 con un segmento de línea dibujado debajo de la copa para calcular el ángulo de abducción con respecto a una línea de eje neutral;
- 55 La FIG. 58 es una imagen similar a la de la fig. 57 con arcos dibujados en la parte inferior de la copa acetabular para ayudar al cálculo de la anteversión;
- 60 La FIG. 59 es un diagrama de flujo X del análisis de ángulo de abducción y anteversión realizado por los módulos de la FIG. 55 con relación a las imágenes de las figs. 56-58
- La FIG. 60 es una vista esquemática de la pantalla de una imagen del lado derecho de la cadera de un paciente antes de una operación y que muestra una marca colocada en el trocánter mayor como símbolo o punto de referencia según la presente invención;
- 65

5 La FIG. 61 representa una pantalla que puede ver el usuario durante un procedimiento quirúrgico guiado según la presente invención que muestra dos imágenes, representando la imagen de la izquierda una vista preoperatoria similar a la FIG. 60 y la imagen de la derecha que representa una vista intraoperatoria con un círculo colocado alrededor del componente acetabular de un implante para permitir la escala o el cambio de escala de esa imagen en función de un objeto de tamaño conocido;

10 La FIG. 62 es una vista de pantalla esquemática similar a la FIG. 61 que indica la marca del hombro lateral de la prótesis de la imagen intraoperatoria de la derecha, también con el trocánter mayor marcado en ambas imágenes como un punto de referencia femoral;

15 La FIG. 63 es una vista de pantalla esquemática similar a la FIG. 62 con un cuadro de referencia que indica una plantilla acetabular generada en la parte superior del componente acetabular de la prótesis en el fémur intraoperatorio en la vista de la derecha;

20 La FIG. 64 es una vista de pantalla esquemática similar a la FIG. 63 con la plantilla acetabular ahora representada en una ubicación precisa a través de la cabeza femoral en la vista preoperatoria, utilizando datos intraoperatorios recopilados durante el paso representado por la FIG. 63;

25 La FIG. 65 es una vista de pantalla esquemática similar a la FIG. 64 que muestra el contorno del componente acetabular superpuesto sobre la cabeza femoral en la mano izquierda, imagen preoperatoria con una imagen superpuesta de la prótesis superpuesta y alineada con el vástago femoral de la prótesis en la imagen intraoperatoria de la derecha;

30 La FIG. 66 es una vista de pantalla esquemática similar a la FIG. 65 que muestra la plantilla del vástago femoral colocada en la imagen preoperatoria, utilizando datos intraoperatorios recopilados en el paso representado por la FIG. 65, con cálculos de longitud de compensación y pierna intraoperatorios;

35 La FIG. 67 es un diagrama esquemático de un módulo de análisis intraoperatorio de acuerdo con la presente invención para implementar las imágenes generadoras de la técnica de plantillas tal como se muestra arriba en las Figs. 60-66;

La FIG. 68A y 68B son un diagrama de flujo U que muestra el flujo de plantillas intraoperatorias dentro del módulo de la FIG. 67;

La FIG. 69 es un diagrama de flujo Y que muestra las funciones aplicadas a las imágenes de cadera preoperatorias e intraoperatorias para la plantilla intraoperatoria del diagrama de flujo U; y

La FIG. 70 es una imagen de un implante de prueba en una cadera con el componente acetabular realizado por una línea de base estacionaria y con dos triángulos de análisis de errores.

40 Descripción detallada de las realizaciones actualmente preferidas

45 Esta invención se puede lograr mediante un sistema y un método adecuados para su uso durante la cirugía que proporcione guía intraoperatoria a través de un análisis que incluya al menos uno de escala, cálculos, comparaciones y alineación para imágenes operativas tomadas durante la cirugía al compararlas con imágenes ipsilaterales preoperatorias y/o imágenes contralaterales, tomadas antes o durante la cirugía, de porciones comparables de un paciente. Al menos una base estacionaria se selecciona en cada imagen para que sirva de referencia durante el análisis de la imagen. En términos generales, algunas técnicas de acuerdo con la presente invención, referidas por los presentes inventores como "Superposición de imagen", colocan una imagen sobre otra imagen durante el análisis para generar una imagen superpuesta combinada, mientras que otras técnicas de acuerdo con la presente invención, referidas por los presentes inventores como "Modelado Inverso" o "Técnica de modelado", colocan una plantilla digital primero en una imagen intraoperatoria debidamente escala y luego en una imagen preoperatoria a escala durante el análisis.

55 En general, el análisis preciso de dos imágenes de un paciente está directamente relacionado no solo con la similitud de las dos imágenes, sino también con la similitud con la que se alinean las imágenes con respecto a la escala, la rotación y el traslado. Usando técnicas convencionales, un usuario tendría que ajustar manualmente las imágenes y/o volver a tomar múltiples imágenes para lograr este objetivo, algo que sería difícil de hacer de manera confiable y precisa. El uso de dos o más puntos como base estacionaria de acuerdo con la presente invención en cada imagen permite un análisis preciso de las dos imágenes. Además, la técnica actual de superposición de imágenes puede analizar qué tan "similares" son estas imágenes para proporcionar al usuario retroalimentación sobre la precisión de los resultados, es decir, para proporcionar un intervalo de confianza.

60 Para obtener información útil, las imágenes (la imagen intraoperatoria "intraop" y una imagen preoperatoria "preop", por ejemplo) deben estar escala de manera similar y, de preferencia, rotar de manera similar. Si la escala está desfasada, esto provocará un error a menos que se vuelva a dar la escala correctamente. Si la rotación está desfasada, es probable que el usuario dedique un tiempo significativo "midiendo a ojo" para alinear manualmente la plantilla digital



en la imagen preoperatoria para que coincida con la posición intraoperatoria durante el moldeado inverso según la presente invención. El uso de uno o más puntos de referencia, tal como la gota de lágrima de la pelvis y/o el trocánter mayor del fémur para la cirugía relacionada con la cadera, de acuerdo con la presente invención, ayuda a la superposición automática y precisa de una plantilla en la imagen preop para coincidir con la posición intraop de un implante y plantilla digital superpuesta durante el moldeado inverso de plantillas. Por ejemplo, la gota de lágrima ayuda a colocar con precisión la plantilla acetabular y el trocánter mayor ayuda a colocar la plantilla femoral en el nivel correcto en cada imagen. En comparación con la técnica actual de superposición de imágenes, la técnica actual de plantillas inversas es menos sensible a la similitud de las imágenes y, por lo tanto, tiene una mayor amplitud de uso ya que las imágenes se pueden tomar en diferentes configuraciones, como la comparación de una imagen preop tomada en un consultorio médico con una imagen intraop tomada durante una cirugía de cadera que involucra un abordaje posterior u otro procedimiento quirúrgico

En algunas implementaciones, un sistema y un método de acuerdo con la presente invención analizan imágenes para proporcionar una guía para optimizar la restauración de la funcionalidad ortopédica en un sitio quirúrgico dentro de un paciente, incluida la captura, selección o recepción de: (i) al menos una primera imagen de referencia a lo largo de al menos un primer ángulo de visión que incluye una imagen preoperatoria del sitio quirúrgico y una imagen contralateral en un lado opuesto del paciente del sitio quirúrgico; y (ii) al menos una segunda imagen de los resultados del sitio, preferiblemente también a lo largo del primer ángulo de visión, después de que se haya realizado un procedimiento quirúrgico en el sitio. El sistema y el método incluyen además generar en cada una de la primera y la segunda imágenes al menos dos puntos para establecer una base estacionaria en una porción estable del sitio quirúrgico e identificar al menos un punto de referencia en otra parte del sitio quirúrgico separado de la base estacionaria, y proporcionar al menos una de (a) una superposición de la primera y la segunda imágenes para permitir la comparación de al menos una alineación de hueso e implante dentro de las imágenes, (b) hacer coincidir al menos una plantilla digital con al menos una característica en cada una de la primera y la segunda imágenes, y (b) un análisis numérico de al menos uno del diferencial de longitud de desfase y orientación de al menos uno de un hueso y un implante dentro de las imágenes

Establecer al menos tres puntos para la base estacionaria, tal como se describe a continuación en relación con la FIG. 70, es especialmente útil para determinar diferencias de rotación entre imágenes. Se pueden compartir uno o más puntos con los puntos que establecen una línea de escala. Preferiblemente, se selecciona al menos un punto de referencia que está separado de los puntos de base estacionarios para aumentar la precisión de superposición y/o comparación de imágenes.

En algunas construcciones, la escala, que incluye el cambio de escala en algunas implementaciones, de al menos una de las imágenes se logra midiendo una característica anatómica durante la cirugía, y comparando la característica medida con una imagen inicial preoperatoria que incluye esa característica. En otras construcciones, la escala y el cambio de escala se realizan comparando una imagen intraoperatoria con al menos una dimensión conocida de (i) una característica del implante, como el diámetro de una copa acetabular o un tornillo, o (ii) un objeto colocado temporalmente como un marcador de bola o una herramienta como un escariador. Normalmente, la escala o el cambio de escala se realiza estableciendo dos puntos en una entidad, generando una línea entre los dos puntos y determinando la longitud correcta para la línea.

En ciertas construcciones que utilizan implantes, especialmente prótesis, la combinación de plantillas a escala precisa, junto con un enfoque innovador de combinar un sistema impulsado por software de acuerdo con la presente invención con imágenes médicas intraoperatorias tales como imágenes de rayos X digitales, mejoran dramáticamente la precisión de varias cirugías, especialmente la cirugía de abordaje anterior difícil de ver para el reemplazo total de cadera. La presente invención permite a un cirujano compensar variaciones no deseadas, como la forma en que un escariador u otra herramienta interactúa con un hueso durante la preparación del sitio quirúrgico antes o durante la inserción del implante. En algunas construcciones, el cirujano u otro usuario puede comparar una imagen de rayos X preoperatoria o intraoperatoria de la anatomía de un paciente con una imagen inicial de tipo de rayos X intraoperatoria de una prótesis de prueba y deducir cambios en el desplazamiento y/o la longitud de la pierna para ayudar a guiar la toma de decisiones quirúrgicas. Este proceso único mejorará en gran medida la satisfacción del paciente al aumentar la precisión de la cirugía anterior directa y otros tipos de cirugías, y aumentará en gran medida la comodidad del cirujano al realizar estos procedimientos menos invasivos.

En algunas implementaciones, un sistema y un método de acuerdo con la presente invención incluyen una metodología alternativa inventiva de "Modelado inverso" para analizar parámetros tales como el ángulo de abducción, la longitud intraoperatoria de la pierna y los cambios de desfase usando una aplicación diferente de la base estacionaria, la escala intraoperatoria y las técnicas de identificación del punto de referencia anatómico. Para las implementaciones de plantillas inversas, el sistema y el método combinan el uso de datos intraoperatorios, obtenidos del análisis de imágenes intraoperatorias, con plantillas intraoperatorias en una imagen ipsilateral preoperatoria. El método se puede aplicar en una gama más amplia de cirugías de artroplastia de cadera porque es menos sensible a las inconsistencias en la adquisición de imágenes preoperatorias e intraoperatorias, lo que permite al usuario aplicar este sistema y método durante la artroplastia en la posición lateral (es decir, abordaje posterior). Este sistema y método alternativos también permiten al usuario analizar con precisión, de manera intraoperatoria, cómo un cambio potencial en la selección del implante afectaría a parámetros como el ángulo de abducción, el desplazamiento y/o la longitud de

la pierna. En este enfoque, descrito a continuación en relación con las Figs. 60-69, el usuario analizará las imágenes ipsilaterales e intraoperatorias preoperatorias “lado a lado”, sin la necesidad de superponer las propias imágenes. El sistema escalará y alineará estas imágenes entre sí utilizando al menos datos intraoperatorios, y luego analizará los cambios de longitud de pierna y desplazamiento combinando datos intraoperatorios con una utilización única de plantillas protésicas digitales.

Para el análisis de imágenes según la presente invención, preferiblemente se seleccionan al menos una base estacionaria y al menos un punto de referencia anatómico. El término “base estacionaria”, también referido aquí como “base estable”, significa una colección de dos o más puntos, que pueden representarse como una línea u otra forma geométrica, dibujada en cada una de dos o más imágenes que incluye a al menos una característica anatómica que está presente en las dos o más imágenes de una región de un paciente. Por ejemplo, diferentes imágenes de una faja pélvica PG de un paciente, la FIG. 1, muestran típicamente uno o ambos foramen obturador OF y una sínfisis púbica central PS, que los presentes inventores han reconocido como puntos de referencia adecuados o características para usar como parte de una base estacionaria de acuerdo con la presente invención. Otras características anatómicas útiles, especialmente para servir como puntos de referencia utilizados de acuerdo con la presente invención, incluyen el cuello femoral FN y el trocánter menor LT, mostrados en el fémur derecho  $F_R$  y la cabeza femoral FH y el trocánter mayor GT mostrado en el fémur izquierdo  $F_L$ , por ejemplo. La cabeza femoral FH engrana el acetábulo izquierdo de la faja pélvica PG. También mostrado en la FIG. 1 son tuberosidades isquiáticas en la parte inferior del isquion, una “gota de lágrima” TD relacionada con una cresta ósea a lo largo del piso de la fosa acetabular, y la espina ilíaca anterior superior el ASIS y la espina ilíaca anterior inferior AIIS del ilíon. Como se describe a continuación, los huesos del carpo sirven como una base estacionaria en las imágenes para la fijación del hueso radial y otros procedimientos relacionados con la muñeca. En general, tener una característica anatómica “no móvil” asociada con el tronco de un paciente es preferible para una base estacionaria, en lugar de una extremidad articulada que se puede colocar de manera diferente entre dos o más imágenes.

En general, se prefiere una base estacionaria más larga sobre una base estacionaria más corta, debido a que la base más larga, especialmente si es una línea, contendrá más píxeles en las imágenes de la misma y aumentará la precisión de las superposiciones y la escala según la presente invención. Sin embargo, cuanto más lejos esté la base estacionaria del área de interés anatómico, mayor será el riesgo de error inducido por el paralaje. Por ejemplo, si el área de interés es la articulación de la cadera, entonces la base estacionaria ideal estará cerca de la cadera. En algunos procedimientos que involucran cirugía de cadera, por ejemplo, una línea de base estacionaria comienza en la sínfisis púbica PS, toca o interseca al menos una porción de un foramen obturador OF, y se extiende a (i) la “gota lágrima” TD, o (ii) la espina iliaca anterior interior AIIS. Por supuesto, solo se necesitan dos puntos para definir una línea, por lo que solo se necesitan dos características anatómicas confiables, o dos ubicaciones en una única característica anatómica, para establecer una base estacionaria utilizada de acuerdo con la presente invención. Las bases estacionarias no lineales más complejas pueden utilizar puntos identificables adicionales para establecer tales bases no lineales.

Además, al menos un “punto de referencia” anatómico identificable, o un conjunto de puntos de referencia, se selecciona para ser separado de la base estacionaria; el uno o más puntos de referencia se utilizan en ciertas construcciones para analizar la precisión del proceso de superposición. Este “punto de referencia” adicional es preferiblemente parte de la anatomía estacionaria que se compara anatómicamente. Por ejemplo, la parte inferior de la tuberosidad isquiática puede identificarse como un punto de referencia adicional. Este punto de referencia, junto con la base estacionaria, representará cualquier diferencia o error en la anatomía de la pelvis o la superposición que permitirá al médico validar, o tener más confianza en la salida del sistema actual.

El término “prótesis de cadera de prueba” se utiliza en este documento para designar un implante inicial seleccionado por un cirujano como primer dispositivo médico para insertar en el sitio quirúrgico, que es el lado derecho o el lado izquierdo de la cadera de un paciente en esta construcción. En algunas técnicas, la prótesis de prueba se selecciona basándose en plantillas digitales iniciales similares al procedimiento descrito a continuación para las Figs. 1A-3, por ejemplo.

Una técnica para llevar a cabo la presente invención se describe en relación con las Figs. 1A-3, que ilustran vistas sucesivas o “capturas de pantalla” visibles para un usuario de un sistema y método de acuerdo con la presente invención utilizada para cirugía de cadera. La FIG. 1A es una representación esquemática de una vista 10 de pantalla que representa una imagen 20 de plantilla digital de una prótesis superpuesta sobre la porción superior de un fémur derecho  $F_R$  en algunas técnicas, una imagen de rayos X digitalizada de la cadera de un paciente a lo largo de un ángulo de visión frontal o anteroposterior se utiliza para la vista 10 de pantalla y, en otras técnicas, una imagen “secundaria” de fotografía digital de una imagen de rayos X “primaria” de la región de la cadera de un paciente a lo largo de un ángulo de visión frontal o anteroposterior se utiliza para la vista 10 de pantalla. En una construcción, la vista 10 de pantalla se muestra en un monitor de ordenador y, en otra construcción, se muestra en la pantalla o región de visualización de una tableta u otro dispositivo de computación móvil, como se describe con más detalle a continuación. La línea discontinua SK representa la piel del paciente y proporciona un contorno de los tejidos blandos para este ángulo de visión. La Faja pélvica también puede denominarse pelvis o cadera.

El marcador de bola BM representa un objeto de referencia de metal esférico de dimensión conocida ubicado entre la pierna derecha RL y la pierna izquierda LL, como se utiliza tradicionalmente para la escala de muchos tipos de imágenes médicas, incluidas las imágenes de rayos X. El uso de un marcador de bola u otra característica no anatómica es opcional en las técnicas de acuerdo con la presente invención, como se describe con más detalle a continuación. En particular, la presente invención es útil para la cirugía de trauma no planificada, donde la presente invención puede utilizar la medición directa de una característica anatómica, como las mediciones del calibre de una cabeza femoral extraída durante una cirugía de emergencia de cadera, para guiar dicha cirugía de manera intraoperatoria.

La imagen 20 de plantilla se muestra con mayor detalle en la FIG. 1B con un componente 22 de cuerpo que incluye un vástago 24, un rebaje de cierre 26, y un soporte 28 con un muñón 29, y un componente acetabular 30 transportado por el soporte 28. La línea 32 discontinua indica el eje longitudinal del soporte 28 y la línea 34 discontinua indica un eje longitudinal del cuerpo para que la imagen 20 de la plantilla se alinee con respecto al eje longitudinal del fémur F, como se describe con más detalle a continuación.

En esta construcción se proporcionan iconos y elementos de referencia adicionales, como un icono 40 de eliminación de línea de referencia para la línea 41, FIG. 1A, un icono 42 de eliminación de cuerpo de plantilla y un icono 44 de eliminación de componente acetabular para el componente 22 de cuerpo y el componente 30 acetabular, FIG. 1B, respectivamente. Uno o más de estos ítems "virtuales" pueden ser eliminados o agregados a la vista 10 por un usuario, según lo desee, resaltando, tocando o haciendo clic en las "teclas de función" o "botones de función" representados por los iconos. En ciertas realizaciones, uno o más de los iconos 40, 42 y/o 44 sirven como una palanca acodada para proporcionar la activación o desactivación "encendido-apagado" de esa característica. Caracteres u otros indicios 46, fig. 1A, puede utilizarse para designar el número de imagen y otra información de identificación. Se puede mostrar otra información útil 48 como el ángulo de abducción, los cambios de desfase y los cambios en la longitud de la pierna, como se explica con más detalle a continuación.

La vista de pantalla 51, fig. 2, es similar a la vista 10 de la fig. 1A después de que se haya retirado la plantilla 20 digital, que ilustra la medición de una porción de la cabeza femoral FH del fémur F<sub>R</sub> utilizando una línea de referencia 60. En esta construcción se proporcionan cuatro cuadrados 52, 54, 56 y 58, indicadores también conocidos como cuadrados de referencia, asas de navegación o puntos de navegación, para guiar al usuario a dibujar la línea 60 de referencia en el plano de visualización de la vista 51 de pantalla. En algunas construcciones, un usuario toca uno de los cuadrados 52-58 con un dedo o el cursor del mouse, y utiliza el cuadrado, como "arrastrándolo", para mover un marcador a la ubicación deseada. Esto permite la manipulación sin bloquear la ubicación de interés.

Los caracteres 70 como "Nuevo ancho de la cabeza femoral" invitan a un usuario a ingresar una medición directa en el campo 72, como "50" para representar una medida de calibre real de 50 mm para la dimensión representada por la línea 60, como se describe con más detalle a continuación. En este ejemplo, una escala inicial de la imagen 51 generó una medición estimada de "45.6 mm" para la línea 60. Otros "botones programables" funcionales son "cambio de escala" 74, "cambio de plantilla" 76, "cancelar" 78 y "hecho" 80. En otras construcciones, como se describe con más detalle a continuación, el cambio de escala intraoperatorio se realiza por separado del proceso de reemplazo de cadera, y el valor de medición directa, si es necesario, se utiliza para el cambio de escala intraoperatorio, para ajustar el tamaño de la plantilla, para comparar líneas dibujadas y otros usos.

La medición directa de la cabeza femoral, tal como con los calibradores, generalmente se realiza antes de insertar un implante de prueba. La medición de la cabeza femoral permite (i) cambio de escala de la plantilla preoperatoria o (ii) la escala precisa por primera vez, especialmente cuando no se ha utilizado una plantilla preoperatoria. Sin embargo, durante el análisis de superposición, la escala se realiza en algunas construcciones al medir o buscar una dimensión de un implante, como el radio o el ancho del componente acetabular de una prótesis de cadera, por ejemplo.

La FIG. 3 es una imagen de una vista 90 similar a la vista 10 de la FIG. 1A, a lo largo del mismo ángulo de visión, después de que la plantilla 20 digital haya cambiado la escala según la presente invención a una plantilla 20' revisada. En este ejemplo, la línea 41 de referencia era de 13.1 mm en la figura 1A, y la línea 41' de referencia fig. 3, ahora es de 14.3 mm según lo calculado por el sistema luego de cambiar la escala en base a la medición directa. Además, para la información 48' revisada, los cambios de compensación se vuelven a calcular para que sean "0.9 mm" y los cambios en la longitud de la pierna se recalculan para que sean "4.1 mm".

En una construcción, el sistema JointPoint Intraop™ utiliza un enfoque de mapeo de interpolación con uno o más puntos de referencia o "símbolos" para lograr el autocambio de escala de la plantilla. Ciertos puntos de referencia importantes en una imagen de rayos X, o en una fotografía de una imagen de rayos X, se utilizan para anclar cada fragmento de una plantilla. Este es el modelo básico:

Ec. 1:

$$\sum_0^m P_i = \sum_0^m f(p_i)$$

## ES 2 704 691 T3

En este modelo,  $m$  es el número de puntos de referencia,  $P_i$  es un punto de referencia después del mapeo de interpolación y  $p_i$ , es el punto de referencia original.  $f(p_i)$  es la función de mapeo para cambiar la escala.

Ec. 2:

5

$$f(p_i) = \frac{P_i - P_{2i}}{P_{2i} - P_{1i}}$$

donde  $P_{1i}$  y  $P_{2i}$  son dos puntos de referencia proporcionados automáticamente por el programa en función del tamaño de la imagen de rayos X.

10

Ec.3:

$$P_{1i} = [p_i \times \text{relación}]$$

15

Ec.4:

$$P_{2i} = [p_i \times \text{relación}]$$

20

Donde "relación" es la comparación del tamaño de un regulador en una imagen de rayos X de destino y una imagen de rayos X comparada. El regulador puede ser un marcador de bola, o una línea o círculo definido por el usuario, como un círculo dibujado alrededor de un componente acetabular.

Ec. 5:

25

$$\text{relación} = \frac{\text{tamaño de regulador objetivo}}{\text{tamaño de regulador comparado}}$$

30

Al seguir el modelo indicado anteriormente, cada uno de los fragmentos de plantilla cae en la misma posición cuando se cambia el tamaño de una plantilla y, por lo tanto, los usuarios evitan la necesidad de reemplazar las plantillas cada vez que se realiza un cambio de escala. La ubicación correcta de la plantilla también puede facilitarse almacenando las coordenadas de una ubicación particular en el componente femoral de una plantilla, como el punto medio de la parte superior del muñón 29 que se muestra en la FIG. 1B, por ejemplo.

35

En una implementación, un sistema 101 según la presente invención, la FIG. 4A, tiene una interfaz 103 de usuario, un procesador 105 y un módulo 107 de comunicaciones que se comunica con un servidor remoto y/u otros dispositivos a través de una nube 109, que representa un sistema de computación basado en la nube. La interfaz 103 de usuario incluye una pantalla 111, un módulo 113 de entrada de usuario y la entrada 115 del dispositivo, como (i) una cámara, para tomar una foto digital de una pantalla de imágenes fluoroscópicas, también conocida como imagen "fluoro", o de una imagen del tipo de rayos X impresa o fija, o (ii) una conexión a un sistema de imágenes médicas convencional (no mostrada). La pantalla 111 es un monitor o pantalla de ordenador independiente en algunas construcciones y, en otras construcciones, es un dispositivo de pantalla táctil integrado que facilita la entrada de datos o comandos de un usuario al procesador 105. En algunas construcciones, la entrada 113 de usuario incluye un teclado y un mouse.

40

45

El procesador 105 incluye la capacidad para manejar la entrada, el módulo 119, para enviar y recibir datos, el módulo 121, y para producir análisis y generar resultados, módulo 123. Las flechas 117 y 125 de dos vías representan comunicaciones por cable o integradas en algunas construcciones y, en otras, son conexiones inalámbricas. El módulo 107 de comunicaciones tiene un módulo 127 de envío/carga y un módulo 129 de recepción/descarga para facilitar las comunicaciones entre el procesador 105 y la nube 109 a través de conexiones 125 y 131 cableadas o inalámbricas, respectivamente.

50

55

En algunas construcciones, la presente invención proporciona la capacidad de ajustar con precisión los implantes y las plantillas correspondientes de manera intraoperatoria mediante la combinación de la funcionalidad de plantillas basadas en dispositivos móviles, utilizando un dispositivo informático móvil como una tableta, un dispositivo Google Glass™, una ordenador portátil o un teléfono inteligente interconectado de forma inalámbrica con un dispositivo de computación principal, y una técnica de escala única que traduce los hallazgos intraoperatorios de la vida real en la selección de un implante configurado de forma óptima para un paciente. Preferiblemente, el sistema incluye un modo que no requiere conexión con un servidor remoto, en caso de pérdida de conectividad a Internet u otra falla extendida del sistema.

60

La FIG. 4B es un diagrama esquemático del sistema 141 de acuerdo con la presente invención que ilustra cómo múltiples tipos de interfaces de usuario en los dispositivos 143, 145, 147 y 149 de computación móvil, así como el

ordenador portátil 151 y el ordenador personal 153, pueden conectarse en red a través de una nube 109 con un servidor 155 remoto conectado a través de servicios de la red. Otro dispositivo portátil de imágenes y computación útil es el dispositivo portátil Google Glass. Los datos y/o el software normalmente se encuentran en el servidor 155 y/o los medios de almacenamiento 157.

5 El software para lograr las técnicas descritas en este documento se encuentra en un solo dispositivo informático en algunas construcciones y, en otras construcciones, como el sistema 141, la FIG. 4B, se distribuye entre un servidor 155 y uno o más dispositivos de interfaz de usuario que son preferiblemente portátiles o móviles.

10 Un sistema 200 según la presente invención, la fig. 4C, incluye un módulo de entrada 202 de usuario con uno o más ítems de datos que se proporcionan a un módulo 204 de escala, un módulo 206 de plantilla, un módulo 208 de análisis intraoperatorio y una pantalla 210. Aunque el módulo 204 de escala se ilustra y describe como separado del módulo 208 intraoperatorio en algunas construcciones, ambos módulos 204 y 208 pueden considerarse como formas de análisis realizados de acuerdo con la presente invención utilizando una base estacionaria generada en al menos dos  
15 imágenes. Además, la entrada de usuario puede considerarse como un módulo de entrada de datos que genera al menos dos puntos para establecer una base estacionaria en al menos una característica anatómica que está presente en las imágenes. En esta construcción, el sistema 200 también incluye un medio de almacenamiento 212 que recibe y/o proporciona datos a los módulos 204, 206, 208 y la pantalla 210. El módulo 204 de escala incluye la unidad 214 de escala preoperatoria estándar, la unidad 216 de escala intraoperatoria y la unidad 218 de cambio de escala intraoperatoria en esta construcción y proporciona datos al módulo 206 de plantillas y/o la pantalla 210.

20 El módulo 208 de análisis intraoperatorio se ilustra con más detalle en la FIG. 4D con un módulo 220 de selección de imagen, un módulo 222 de identificación de base estable que guía la selección de al menos una base estacionaria y un módulo 224 de identificación de punto de referencia. El módulo 222 proporciona instrucciones para el módulo 226 de superposición; El módulo 224 proporciona instrucciones para el módulo 226 de Superposición y/o para un módulo 228 de Identificación de Eje Longitudinal opcional, que se muestra en fantasma. Cuando se utiliza, el módulo 228 se comunica con el módulo 230 de análisis diferencial, que a su vez se comunica con el módulo 232 de análisis quirúrgico, que se muestra con más detalle en la FIG. 4E. El módulo 226 superpuesto se comunica con el módulo 232 de análisis quirúrgico directamente o mediante el módulo 230 de análisis diferencial.

25 También es opcional y está presente en algunas construcciones en el módulo 208 de Análisis Intraoperatorio un módulo 2100 de Análisis de Error de Base Estable que puede proporcionar salidas al módulo 226 de Superposición y/o al módulo 230 de Análisis Diferencial. Cuando se utiliza, el módulo 2100 de Análisis de Error de Base Estable compara al menos dos imágenes seleccionadas en el Módulo 220 de Selección de Imagen, y analiza el error o las diferencias entre las estructuras anatómicas que contienen los puntos de base estacionarios. El módulo 2100 proporciona datos visuales y/o cuantitativos de inconsistencias de imagen, como se muestra en la FIG. 70 a continuación, que proporciona una guía de cuánto valor colocar en la salida del módulo 208 de análisis intraoperatorio, FIGS. 4C y 4D. Dentro del módulo 2100, el sistema automáticamente, o el usuario manualmente, identifica uno o más puntos de referencia de error anatómico ubicados dentro de la estructura anatómica seleccionada para contener la  
35 base estacionaria. Al menos uno de los puntos de referencia de error, pero preferiblemente todos ellos, debe estar separado de los puntos utilizados para establecer la base estacionaria. Las dos imágenes están a escala, rotadas y transformadas utilizando la base estacionaria de acuerdo con la presente invención. Debido a que los puntos de referencia de error identificados en este módulo 2100 están separados de los puntos base estacionarios utilizados para alinear las imágenes, pero están en la misma estructura anatómica no móvil, las diferencias en la ubicación del punto de referencia de error entre las dos imágenes permiten el análisis dentro de este módulo 2100. Si los puntos parecen estar muy cerca, es probable que las estructuras anatómicas se posicionen de manera muy consistente entre las dos imágenes que se analizan. Si los puntos están más separados, como se muestra y describe en relación con la FIG. 70 a continuación, es probable que haya inconsistencias anatómicas y/o de imágenes que puedan afectar los datos proporcionados por el módulo 208 de análisis.

40 La FIG. 4E es un diagrama esquemático de varias variaciones del Módulo 232 de análisis quirúrgico, FIG. 4D, dependiendo de los procedimientos quirúrgicos a guiar según la presente invención. Uno o más de los siguientes módulos están presentes en diferentes construcciones de acuerdo con la presente invención: Módulo 240 de artroplastia de cadera, módulo 242 de análisis de reducción intertrocanterea, módulo 244 de análisis de reducción de cuello femoral y/o módulo 246 de análisis de reducción de fractura de radio distal. En la construcción ilustrada, el Módulo 240 de artroplastia de cadera incluye al menos una unidad 250a de Análisis Ipsilateral, una Unidad 252 de Análisis Contralateral, una Unidad 254 de Análisis y cosido de Pelvis AP y una Unidad 256 de Análisis Contralateral alternativa que se comunica con una Unidad 258 de Volteo de Imagen y una unidad 260 de cosido y Análisis de Pelvis AP. En algunas construcciones, el módulo 250a de Análisis Ipsilateral opcionalmente proporciona entradas para un  
45 Módulo 250b de Plantillas Inversas, que se muestra en fantasma. La artroplastia de cadera se describe con más detalle a continuación en relación con las Figs. 6-17, con un cosido y análisis de pelvis AOP descrito en relación con las FIGS. 18-22 a continuación.

50 El Módulo 242 de Análisis de Reducción Intertrocantérica incluye un Módulo 270 de Análisis Contralateral, una Unidad 272 de Análisis de Eje de Cuello y una Unidad 274 de Análisis de ápice de punta en esta construcción. El Módulo 244 de Análisis de Reducción del Cuello Femoral incluye un Módulo 276 de Análisis Contralateral en esta construcción. El

análisis de reducción intertrocanterea y el análisis de reducción de cuello femoral se describen en combinación con las figs. 23-38 abajo.

5 El Módulo 246 de Análisis de Reducción de Fractura de Radio Distal incluye el Módulo 278 de Análisis Contralateral en esta construcción. La reducción de la fractura del radio distal se describe en relación con las Figs. 39-51 abajo.

10 Tres aspectos de la presente invención están representados por las Figs. 4F-4H para cambio de escala intraoperatorio, análisis intraoperatorio y reconstrucción de la pelvis AP, respectivamente. FIG. 4F es un diagrama esquemático del Módulo 218 de cambio de escala intraoperatorio, FIG. 4C, con el Módulo 210 de entrada de imagen que contiene el  
 15 Módulo 201a de entrada con plantilla, el Módulo 203 de registro de medición directa, el Módulo 205 de cambio de escala de imagen y el Módulo 207 de reprocesamiento de objetos de plantilla. Se proporciona una representación digital de una prótesis, denominada "plantilla", al Módulo 201 de Entrada de Plantilla en una construcción y, en otra construcción, es generada por ese Módulo 201. La plantilla digital se proporciona al Módulo 203 de registro de medición directa, que también registra una medición directa como el ancho de la cabeza femoral en una construcción y, en otra construcción, utiliza una dimensión de implante conocida como el ancho de un tornillo o el radio del componente acetabular de una prótesis de cadera. El módulo 205 de cambio de escala de imagen calcula los ajustes posibles en el tamaño que pueden ser necesarios. Por ejemplo, si la primera imagen de una cadera muestra una cabeza femoral con un ancho de 48 mm, pero la medición directa por calibradores revela que la dimensión real es de 50 mm, entonces la discrepancia de 2 mm representa una diferencia o desviación del cuatro por ciento, y la primera imagen es cambiada de escala en cuatro por ciento en consecuencia.

25 En algunas construcciones, el Módulo 207 de reinterpretación incluye un Módulo 280 de actualización de colocación protésica y/o, en ciertas construcciones, un Módulo 282 de Actualización de ubicación de otro objeto para volver a representar objetos que no sean prótesis. El Módulo de Actualización de Colocación Protésica generalmente utiliza información de coordenadas, referida aquí como información "centroide", que se almacena en una base de datos y le dice al sistema qué punto de referencia debe permanecer estacionario, en relación con la imagen, durante el proceso de cambio de escala. Opcionalmente, el Módulo 218 de cambio de escala intraoperatorio incluye además un Módulo 2110 de identificación de base estacionario y un Módulo 2112 de cambio de escala de imagen secundaria, ambos mostrados en forma fantasma, que puede proporcionar el cambio de escala de la imagen secundaria al Módulo 207 de reprocesamiento de objetos con plantilla. Estos módulos fantasma facilitan la escala de una segunda imagen basándose en mediciones directamente observables en la primera imagen, si ambas imágenes incluyen una base estacionaria que identifica los mismos puntos anatómicos. Más específicamente, la primera imagen se escala directamente mediante el Módulo 203 de registro de medición directa, pero esta escala se aplica a la segunda imagen utilizando las relaciones de longitud entre las bases estables identificadas en el Módulo 2110 de identificación de base estacionaria.

35 Un sistema de análisis intraoperatorio alternativo 208', fig. 4G, incluye un Módulo 209 de captura de imágenes, un Módulo 211 de entrada de datos de usuario y un Módulo 213 de análisis. Las capacidades adicionales opcionales incluyen un módulo 215 de entrada de corrección matemática y un módulo 217 de análisis de errores como se describe con más detalle a continuación. El módulo 209 de captura de imágenes incluye preferiblemente al menos una de una entrada de imagen de cámara 219 para recibir o adquirir de otra manera al menos una fotografía, una entrada 221 de imagen radiográfica para acceder a una imagen radiográfica desde medios de almacenamiento u otra ubicación, y una interfaz 223 que se comunica con un fluoroscopio u otro dispositivo de imágenes médicas para capturar, recibir o adquirir una imagen en tiempo real. Al menos una de las entradas 219, 221 y/o 223 captura o de otra manera adquiere  
 45 (i) al menos una imagen de referencia preoperatoria o contralateral y (ii) al menos una imagen de resultados intraoperatoria o postoperatoria. Las al menos dos imágenes se proporcionan al Módulo 211 de datos de entrada del usuario, que utiliza un Módulo 225 de identificación de base estable para guiar al usuario a seleccionar al menos dos puntos de base estables, como los puntos en la pelvis, para generar una base estable en cada imagen y un Módulo 227 de identificación de referencia para solicitar al usuario que seleccione una ubicación espaciada y separada de la base estable, como una ubicación en el trocánter mayor, en cada imagen. Opcionalmente, en ciertas construcciones, el Módulo 209 de captura de imágenes también proporciona las imágenes al Módulo 217 de análisis de errores, que guía al usuario a seleccionar al menos un punto en la anatomía ósea que contiene los puntos base estables, para analizar las inconsistencias anatómicas o de imagen que podría crear error en el módulo 213 de análisis. Un ejemplo de la operación del Módulo 217 de análisis de errores se ilustra en la FIG. 70 a continuación, donde la diferencia entre dos triángulos superpuestos, que representan conjuntos de tres puntos en cada imagen a lo largo de la pelvis ósea, se analiza para detectar inconsistencias en la alineación pélvica. Estas imágenes con identificaciones seleccionadas se proporcionan al módulo 213 de análisis, que utiliza al menos uno de los siguientes módulos en esta construcción: el módulo 229 de superposición, que utiliza el análisis visual del usuario y/o un programa de reconocimiento de imágenes; Módulo 231 de análisis matemático que realiza cálculos matemáticos; u Otro módulo 233 de análisis que  
 50 utiliza diferentes criterios de cambio visual o análisis de cuantificación.

55 Si la anatomía del paciente que se está analizando cambia o si no se mueve entre la captura de al menos dos imágenes, entonces el Módulo 215 de Entrada de Corrección Matemática opcional es beneficioso para compensar ese movimiento. El módulo 235 de corrección de análisis de cadera es útil para la cirugía de cadera, por ejemplo, al utilizar la identificación del usuario del eje longitudinal femoral en cada imagen, mientras que otros módulos 237 de

corrección matemática se utilizan según sea apropiado para otras regiones anatómicas de un paciente sometido a cirugía u otro tratamiento correctivo.

5 Un sistema 260' alternativo de reconstrucción de pelvis AP, fig. 4H, utiliza la captura 239 de imagen para obtener una imagen de cada lado de un paciente, como ambos lados de una cadera, ambos hombros, o dos imágenes de otra anatomía para las cuales dos ubicaciones son sustancialmente simétricas o comparables de otro modo. Las al menos dos imágenes se proporcionan al Módulo 241 de escala de imagen y al Módulo 243 de captura de ubicación de cosido de imagen, que identifica las ubicaciones correspondientes, como la punta de la sínfisis púbica en cada imagen. Después de escalar e identificar la ubicación mediante los módulos 241 y 243, las imágenes actualizadas con esa información se proporcionan en el Módulo 245 de cosido de imágenes, que genera una superposición como se describe con más detalle a continuación.

15 Los módulos opcionales incluyen el Módulo 247 de volteo de Imagen Contralateral que invierte una de las imágenes antes de que se proporcione directamente al Módulo 245 de cosido de Imagen, o se proporcione indirectamente a través de uno o ambos Módulo 241 de Escala de Imagen y/o Módulo 243 de Captura de ubicación de cosido de Imagen. La salida de una imagen más grande, cosida, de tipo superpuesto, del Módulo 245 de cosido de imagen se puede proporcionar directamente a un Módulo 251 de análisis de pelvis AP o a través de un Módulo 249 de recorte de imagen para ajustar el área de visualización de la imagen cosida. En esta construcción, el Módulo 251 de Análisis incluye uno o más de los Módulos 253 de Análisis de la Longitud de las Piernas, el Módulo 255 de Análisis de Ángulo de la Copa Acetabular y Otros Módulos de Análisis de la Pelvis AP.

20 Diagrama de flujo A, FIG. 5, representa la operación de cambio de escala intraoperatorio en una construcción del sistema y método de acuerdo con la presente invención relacionada con la cirugía de cadera. La operación se inicia, como se representa por "Inicio" en el paso 300, y la cabeza femoral se extrae y se mide con un calibrador, paso 302. La técnica avanza a el paso 304, y se dibuja una línea en el software correspondiente a la medición de la cabeza femoral, tal como se ilustra en la FIG. 2 arriba. Se registra la medida del calibrador, el paso 306, fig. 5, y el sistema calcula el cambio de escala intraoperatorio de la información medida directamente, paso 308. El sistema aplica el cambio de escala a la imagen seleccionada, paso 310 y, en una construcción, usa la información del centroide protésico y los datos del cambio de escala para actualizar la ubicación de la prótesis en la imagen. De manera más general, el sistema utiliza al menos un punto seleccionado, como el punto medio del muñón, que se asocia con la plantilla protésica para identificar dónde debe permanecer estacionaria la prótesis en la imagen con cambio de escala. El sistema cambia la escala y redibuja todos los demás objetos en la imagen, paso 314, y se concluye el cambio de escala, paso 316.

35 El diagrama de flujo B, FIG. 6, ilustra un enfoque anterior para la cirugía de cadera que utiliza los diagramas de flujo G y J. Esta técnica se inicia en el paso 320 y se toma la decisión de realizar un análisis ipsilateral en el paso 322. Si es así, se inicia el diagrama de flujo G, paso 324; si no, entonces se decide si realizar el análisis Contralateral, paso 326. Si es así, entonces se utiliza el diagrama de flujo G, paso 328, después de lo cual se decide si crear y analizar la pelvis AP cosida, paso 330. Si es así, entonces el diagrama de flujo J se activa. Se concluye el enfoque anterior, paso 334.

40 El diagrama de flujo G, FIG. 7, muestra el flujo de la técnica para el análisis contralateral e ipsilateral. Esta técnica se inicia, paso 340, y se selecciona el análisis contralateral o ipsilateral, paso 342. Para el análisis contralateral, la imagen de la cadera contralateral se captura, paso 344, y la imagen se voltea, paso 346. Para el análisis ipsilateral, la imagen de cadera ipsilateral preoperatoria se abre, paso 348. Para ambos tipos de análisis, se aplica el diagrama de flujo W, paso 350.

50 El diagrama de flujo W, FIG. 8, después de ser activado por el paso 350, la fig. 7, guía a un usuario para identificar un punto de referencia femoral, como el trocánter mayor en el paso 370, la FIG. 8, y luego se identifica el eje femoral, paso 372. Estos pasos se ilustran en las figs. 9 y 10, abajo. Luego se dibuja una línea a través de la pelvis ósea, paso 374, como se muestra en la FIG. 11.

55 La técnica procede a capturar una imagen de cadera operativa, paso 352, FIG. 7, e identificando un componente acetabular, paso 354, tal como se muestra en la FIG. 12 abajo. Los componentes acetabulares también se muestran y discuten en relación con las Figs. 52-53 y las figs. 55-59 abajo. La imagen es puesta a escala al ingresar el tamaño del componente acetabular, paso 356, y luego se aplica el Diagrama de flujo W a la cadera operativa, paso 358. Las imágenes de cadera operativas y comparativas se ponen a escala mediante una base estacionaria generada al seleccionar al menos dos puntos de referencia en la pelvis ósea, paso 360, como se muestra en la FIG. 15. Las imágenes a escala se superponen luego en el paso 362 utilizando los puntos de la pelvis ósea, como las líneas superpuestas 386 y 412 que se muestran en la FIG. 16. Las diferencias en el desplazamiento y la longitud de la pierna se calculan, paso 364, y se termina la técnica, paso 366, volviendo al paso 326, FIG. 6, para comparación ipsilateral o para el paso 330 para comparación contralateral.

65 El desplazamiento de la pierna se calcula en la preoperación y postoperación (intraoperación) para que los usuarios puedan visualizar el proceso de la operación. Los siguientes pasos 1-6 con las ecuaciones 6-10 se utilizan en una construcción:

1. Dibuje un punto de referencia, como un punto o punto único para representar una característica, como el trocánter mayor, y una “base estacionaria” generada al seleccionar al menos dos puntos sobre la pelvis ósea en cada una de las imágenes preop y postop de rayos x

2. Un procedimiento para alinear dos imágenes utilizando las bases estacionarias correspondientes, cada base compuesta de dos puntos que definen una línea, se realiza mediante el siguiente enfoque. Basándose en las posiciones de la coordenada cero en cada imagen de rayos X, traduzca la posición del segmento de línea al sistema de coordenadas de la pantalla  $P_{original}$  es la coordenada del punto en el plano de coordenadas de cada imagen.  $Z_{pantalla}$  es la coordenada de cero en cada imagen en el plano de coordenadas de la pantalla.

10

$$Ec. 6 \quad P_{pantalla} = P_{original} + Z_{pantalla}$$

3. Encuentre el ángulo de rotación  $\theta$  entre los dos segmentos de línea  $línea_{postop}$  y  $línea_{preop}$  es el vector de línea de cada segmento de línea.

15

Ec. 7

$$\theta = \cos^{-1} \frac{|línea_{postop} \cdot línea_{preop}|}{|línea_{postop}| |línea_{preop}|}$$

4. Calcule la matriz de rotación R y aplíquela al punto de referencia en la imagen preop.  $Im_{preop}$  es la posición del punto central del punto de referencia,  $Im'_{preop}$  es la posición del punto central del punto de referencia después de la rotación.

20

Ec. 8

25

$$R = \begin{pmatrix} \cos \theta & \sin \theta \\ \sin \theta & -\cos \theta \end{pmatrix}$$

$$Im'_{preop} = R * Im_{preop}$$

5. Calcule la relación de longitud S entre los dos segmentos de línea y obtenga la escala de la imagen preop. basada en ella para obtener la posición del punto de referencia después de obtener la escala. El uso de más de dos puntos para una base estacionaria se beneficia de un enfoque de “modelo de mejor ajuste”, como un algoritmo que minimiza la distancia entre los puntos respectivos en cada una de las imágenes.

30

35

$$Ec. 9 \quad S = longitud_{postop}/longitud_{preop}$$

$$Im''_{preop} = S * Im'_{preop}$$

6. Finalmente, calcule la distancia de los dos puntos de referencia en dirección horizontal y vertical, visualice los resultados junto con las dos imágenes de rayos X superpuestas.

40

$$Ec. 10 \quad \{\text{desfase, longitud de la pierna}\} = Im_{postop} - Im''_{preop}$$

Una implementación actualmente preferida del sistema anterior JointPoint IntraOp™, que proporciona la base para el análisis intraoperatorio del abordaje anterior de la cirugía de cadera, se ilustra en relación con las figuras 9-22. La FIG. 9 es una imagen 376 del lado derecho de la cadera de un paciente antes de una operación y que muestra un marcador 378, entre paréntesis por los cuadrados de referencia 377 y 379, colocado por un usuario guiado por el sistema, o colocado automáticamente mediante reconocimiento de imagen, en el trocánter mayor como símbolo o punto de referencia, como se indica en el casilla 224, FIG. 4D y en el casilla 227, FIG. 4G, para el módulo de identificación de punto de referencia de los sistemas 208 y 208', respectivamente. La FIG. 10 es una imagen 376' similar a la fig. 9 que muestra una línea de referencia 380, colocada entre los cuadrados 381, 382, 383 y 384 de referencia, dibujada en (i) el fémur preoperatorio, ipsilateral o (ii) el fémur contralateral, para representar el eje longitudinal del fémur. La FIG. 11 es una imagen 376'' similar a la Fig. 10 con una línea 386, definida por dos puntos finales, que se dibuja a través del hueso pélvico y se interseca con las características anatómicas seleccionadas.

45

50

55

60

La FIG. 12 es una vista de pantalla esquemática de dos imágenes, la imagen 376' de la izquierda representa una vista preoperatoria similar a la FIG. 10 y la imagen 390 de la derecha que representa una vista intraoperatoria con un círculo 392 colocado alrededor del componente 394 acetabular de un implante 398 para permitir el cambio de escala de esa imagen. En algunas construcciones, el círculo 392 se coloca mediante un programa de reconocimiento de imágenes y luego un usuario lo ajusta manualmente según lo desee. El cuadrado 398 de referencia designa el implante 398 para el usuario. La FIG. 13 es una vista de pantalla esquemática similar a la FIG. 12 indica la marca del trocánter mayor de la imagen 390' intraoperatoria de la derecha como un punto de referencia 400 femoral, guiada por los cuadrados 402 y 404 de referencia. La FIG. 14 es una vista de pantalla esquemática similar a la FIG. 13 con una línea 406 de referencia dibujada en el fémur intraoperatorio en la vista de 390'' de la derecha guiada por los cuadrados 407, 408, 409 y 410 de referencia.



La FIG. 15 es una imagen similar a las FIGS. 11 y 14 con una línea 386, 412 dibujadas a través del foramen obturador en las vistas 376" y 390" pre e intraoperatoria, respectivamente. Los cuadrados 413, 414, 415 y 416 de referencia guían al usuario mientras dibuja la línea 412 de referencia.

5 La FIG. 16 es una imagen superpuesta que muestra la imagen 390" PostOp de la derecha, intraoperatoria, de la figura 15 superpuesta y alineada con la imagen 376" PreOp preoperatoria de la izquierda. En esta construcción, los iconos de botón programable para cambiar selectivamente la imagen 376" PreOp y/o la imagen 390" PostOp se proporcionan en la porción inferior izquierda de la pantalla.

10 En otra construcción, se generan más de dos puntos para la base estacionaria de cada imagen, como se ilustra en la Fig. 52 para una imagen 1200 preoperatoria y una imagen 1201 postoperatoria, y en la FIG. 53 para una imagen 1298 de superposición combinada de la imagen 1200 preoperatoria y la imagen 1201 postoperatoria de la FIG. 52. Se seleccionan ubicaciones similares en la pelvis en cada imagen para generar los puntos utilizados para establecer una base estacionaria para cada imagen. En la imagen 1200, por ejemplo, se genera un primer punto 1202 en una esquina superior del foramen del obturador o en la caída de la lágrima pélvica, se genera un segundo punto 1204 en la porción de arriba o superior de la sínfisis púbica, y un tercer punto 1206 Se genera en el punto más bajo o inferior de la tuberosidad isquiática. Las líneas 1208, 1210 y 1212 se dibujan conectando esos puntos para generar un triángulo 1216 de base estacionaria visible en la imagen 1200. También se muestra un punto 1214 en el trocánter mayor. En la imagen 1201 postoperatoria, los puntos 1203 y 1205 primero y segundo se corresponden con los puntos 1202 y 1204 primero y segundo en la imagen 1200. Un tercer punto 1207 se muestra en la imagen 1201 entre los cuadrados 1209 y 1211 de referencia en el proceso de un usuario que selecciona el punto más bajo en la tuberosidad isquiática para corresponder con el tercer punto 1206 en la imagen 1200. Al usuario se le solicita por "Marcar el punto más bajo en la tuberosidad isquiática" en la porción superior de la imagen 1201. También se muestra un círculo 1213 alrededor del componente acetabular y un punto 1215 en el trocánter mayor.

25 Establecer al menos tres puntos es especialmente útil para determinar las diferencias de rotación entre las imágenes. La Imagen 1298 superpuesta, fig. 53, muestra los tres puntos 1202, 1204 y 1206 de la imagen 1200 preop, formando el triángulo 1216 de la base estacionaria preop visible, que está posicionada con relación a los tres puntos 1203, 1205 y 1207 correspondientes de la imagen 1201 postop, formando un triángulo 1311 de base estacionaria postop visible superpuesto al triángulo 1216 en la FIG. 53. Se puede crear una "superposición de ajuste óptimo" utilizando estos puntos identificando el centroide del polígono creado por estos puntos, y girando el conjunto de puntos entre sí para minimizar la suma de la distancia entre cada uno de los puntos relacionados. En esta construcción, la escala de las dos imágenes se puede realizar con estos mismos conjuntos de puntos o, alternativamente, se puede utilizar un conjunto separado de dos o más puntos para poner la escala de dos imágenes relacionadas la una con la otra. Al hacer clic en el ícono 1300 del botón programable PreOp y el ícono 1301 PostOp, el usuario puede modificar el posicionamiento de las imágenes 1200 y 1201, respectivamente, dentro de la imagen 1298 en una forma de interruptor de palanca para activar o desactivar selectivamente la manipulación de la característica seleccionada. Uno o más puntos de una base estacionaria pueden compartirse con puntos que establecen una línea de escala. Preferiblemente, se selecciona al menos un punto de referencia que está separado de los puntos de base estacionarios para aumentar la precisión de superposición y/o comparación de imágenes.

40 También ilustrado en la fig. 53 son "desfase y cambios de longitud de pierna" con "Longitud de pierna: -0.2 mm", "Desfase: 21.8 mm" y "Puntuación de confianza: 8.1". Se puede crear una relación de confianza que describa la calidad del ajuste comparando el área de superposición de los dos triángulos en relación con el tamaño del polígono general formado por los dos triángulos, incluidas las áreas no superpuestas de cada triángulo. Los cálculos de ángulo de abducción y anteversión se describen a continuación en relación con las Figs. 55-59.

50 Una pantalla 420 visible por un usuario durante un procedimiento quirúrgico guiado por un sistema JointPoint™ IntraOp Anterior™ de acuerdo con la presente invención está representada por la FIG. 17. El usuario selecciona OVERLAY-IPSILATERAL HIP 422 u OVERLAY-CONTRALATERAL HIP 424 con la opción de usar una superposición existente. El lado operatorio de la cadera que se va a "reemplazar" se selecciona, a través de la ventana 426, para confirmar cuál será el lado operatorio y el lado comparativo; el lado comparativo es el mismo lado que el lado operatorio cuando se elige una imagen ipsilateral anterior. Otra opción para el usuario es seleccionar la simulación de la pelvis AP (anterior-posterior), paso 425; en otra construcción, la Pelvis AP se presenta a un usuario en una etapa posterior dentro de la creación de superposición de cadera contralateral.

60 Diagrama de flujo J, FIG. 18, presenta una técnica de acuerdo con la presente invención para el cosido y el análisis de la pelvis AP. La técnica comienza, paso 500, y una imagen contralateral se voltea a su orientación original, paso 502. Se dibuja una línea de sutura en la imagen operativa, paso 504, tal como una línea 516 en la sínfisis púbica mostrada en la FIG. 19 para la imagen 515, guiada por los cuadrados 517, 518, 519 y 520 de referencia. Se dibuja una línea similar en la imagen contralateral, paso 506, como se muestra en la línea 522 en la FIG. 20 para la imagen 521, guiada por los cuadrados 523, 524, 525 y 526 de referencia. Las imágenes se cosen, paso 508, para simular una imagen de pelvis AP como se muestra en la FIG. 21 con líneas 516 y 522 de cosido traslapadas, con ajuste de usuario opcional al tocar el ícono de control de movimiento 527, también denominado "mango de rotación". Las imágenes se recortan, paso 510, y la pelvis AP simulada se utiliza para el análisis intraoperatorio, paso 512, como el análisis de la

longitud de la pierna o el ángulo de Cobb acetabular. La técnica termina, paso 514, y regresa al paso 334, FIG. 6, en una construcción.

La FIG. 22 es una vista similar a la fig. 21 con una línea 530 de referencia dibujada a través del componente acetabular de la imagen 521', guiada por los cuadrados 531, 532, 533 y 534 de referencia, y otra línea 536 de referencia, guiada por los cuadrados 537, 538, 539 y 540 tocando las porciones inferiores de la pelvis para permitir el cosido preciso para el análisis intraoperatorio, incluida la determinación del ángulo de Cobb del componente acetabular, de acuerdo con la presente invención. También se puede utilizar un análisis adicional del componente acetabular, como anteversión u otras alteraciones de posición, orientación o tamaño.

El diagrama de flujo L, FIG. 23, ilustra la guía intraoperatoria para la reducción intertrocanterea y las fracturas del cuello femoral de acuerdo con otro aspecto de la presente invención, que hace referencia a los diagramas de flujo M y N. La técnica comienza, paso 600, y se considera la guía de reducción, paso 602. Si se selecciona, se inicia el procedimiento descrito en el Diagrama de flujo M, paso 604. De lo contrario, o después de que se haya completado el procedimiento del diagrama de flujo M, la técnica avanza al paso 606 donde se selecciona el tipo de procedimiento quirúrgico. En esta construcción, para la reducción de fractura de cuello femoral, la técnica avanza a el paso 612 para generar un reporte y almacenar datos para futuras referencias. Si se selecciona reducción intertrocanterea, se considera la guía para el cálculo del ápice-punta. Si se selecciona, se sigue el procedimiento descrito por el diagrama de flujo N, paso 610. De lo contrario, o después de que se haya completado el procedimiento del Diagrama de flujo N, la técnica continúa en el paso 612 donde se genera un reporte y se almacenan los datos como se mencionó anteriormente. La guía para esos procedimientos luego termina, paso 614.

El diagrama de flujo M, FIG. 24, para la Guía de reducción intertrocanterea, comienza en el paso 620 cuando se selecciona y la técnica avanza al paso 622 donde se toma una imagen de cadera contralateral y luego se voltea, paso 624, para lograr una vista de pantalla como la ilustrada en la FIG. 26. La imagen contralateral invertida se procesa como se describe en el diagrama de flujo P como se describe a continuación. El cirujano luego reduce la fractura de cadera, paso 628, y el usuario de esta Guía toma una imagen de rayos X de la cadera operativa, indicada en el paso 630 como "El usuario toma flúoro de cadera ipsilateral ". Esa imagen luego se procesa mediante el procedimiento del Diagrama de flujo P, paso 632, y las imágenes contralateral e ipsilateral se superponen, paso 634, como se muestra en la FIG. 32.

La superposición y los ángulos del eje del cuello se analizan en el paso 636, FIG. 24 y, si no es aceptable, el procedimiento regresa al paso 628 para otra ronda de reducción y análisis de fracturas. Una vez que es aceptable, se termina el procedimiento del diagrama de flujo M, paso 638, y la técnica regresa al paso 606, FIG. 23 como se discutió anteriormente.

El diagrama de flujo P, FIG. 25, para procesar una Imagen Contralateral o Ipsilateral, comienza en el paso 640 y luego se identifica al menos un punto de referencia femoral, paso 642, como marcar el trocánter menor con la marca 660 como se muestra en la FIG. 26 para una imagen 661 invertida del lado contralateral normal, sin lesiones del paciente. Una referencia de base estacionaria, preferiblemente establecida por al menos dos puntos, tal como para la línea 662, se dibuja en la pelvis, paso 644, FIG. 25, como se muestra en la FIG. 27 para la imagen 661'. El ángulo 663 del eje del cuello se mide, paso 646, como se muestra en la FIG. 28 como 138 grados para la imagen 661". Típicamente, este paso 646, FIG. 25, incluye la identificación del eje 664 longitudinal del fémur, la FIG. 28, debido a que la línea 664 femoral sirve como una "pierna" del ángulo 663 a medir, con la otra pierna 666 establecida por el eje longitudinal de la cabeza femoral. En algunas construcciones, la línea 664 femoral proporciona una referencia importante con respecto a la base 662 estacionaria, de modo que el sistema y el método actuales pueden compensar cualquier diferencia en las posiciones de las piernas entre las imágenes. No es inusual que una pierna cambie su orientación de 5 grados a 15 grados, incluso cuando la pierna se mantiene en tracción.

Si se desea escala, paso 648, FIG. 25, luego se considera si un objeto a escala está presente en la imagen, paso 650. En caso afirmativo, se identifica el objeto a escala, paso 652, y se ingresa el tamaño del objeto, paso 654. Después de completar esos pasos 652-654, o si no se encuentra un objeto a escala en el paso 650, la técnica continúa con el paso opcional de dibujar una línea femoral, paso 656 que se muestra de forma fantasma, si se desea un análisis adicional más allá de medir el ángulo del eje del cuello en el paso 646 como se describe anteriormente. En cualquier caso, una vez completado el procedimiento del diagrama de flujo P, paso 658, la técnica vuelve al paso 628 o al paso 634, FIG. 24, en esta construcción.

La FIG. 29 es una vista en pantalla con la imagen 661" a la izquierda similar a la figura 28 y una imagen 670 a la derecha del lado fracturado del paciente, que muestra la marca del trocánter menor en el lado fracturado con una marca 672. La FIG. 30 es una vista similar a la FIG. 29 que muestra la marca del foramen obturador del lado fracturado con una línea 674 de base estable en la imagen 670'. La FIG. 31 es una vista similar a la FIG. 30 que muestra la medición del ángulo del eje del cuello de 123 grados en el lado fracturado según lo determinado al medir el ángulo 676 entre el eje 678 femoral y el eje 679 de la cabeza femoral. La FIG. 32 es una imagen combinada que muestra la imagen 670" lateral fracturada superpuesta a la imagen 661" lateral invertida normal. Las líneas 662 y 674 de base estables se superponen exactamente en esta construcción.

El diagrama de flujo N, FIG. 33, muestra la escala y la medición para el cálculo de APEX TIP como se indica en el diagrama de flujo L, paso 610, FIG. 23. Comienza la técnica, paso 700, y se inserta un tornillo de fijación, paso 702. Se toma una foto del tipo de rayos X AP (anterior-posterior), paso 704, y se le da escala a la imagen AP, paso 706, midiendo la longitud o el ancho del tornillo como se muestra en la FIG. 34 o midiendo otro objeto de tamaño conocido. La distancia entre punta y ápice se mide, paso 708, como se muestra en la FIG. 35. Se toma una imagen lateral de rayos X, paso 710, y la imagen lateral se le da escala, paso 712, midiendo el tornillo como se muestra en la imagen de la derecha de la FIG. 36; alternatively, otro objeto de tamaño conocido se mide en la imagen y se compara con la medida conocida. La distancia Punta-Apice se mide, paso 714, en la imagen lateral como se muestra en la FIG. 37. Se calculan las distancias AP y lateral punta-ápice, paso 716, y se muestran los resultados como se muestra en la FIG. 38. Si la medición no es satisfactoria, paso 718, entonces la técnica regresa en una construcción al paso 704 donde se toman y se vuelven a analizar las fotos de tipo rayos X de reemplazo. Alternativamente, o si el nuevo análisis aún no revela mediciones aceptables, el cirujano vuelve a colocar el tornillo como alternativa al paso 702, y luego la guía se reanuda con el paso 704. Una vez aceptable, el procedimiento concluye, paso 720, y la técnica regresa al paso 612, FIG. 23.

La FIG. 34 representa una vista 730 en pantalla de una imagen de un tornillo 732 implantado a través de un implante 734 para tratar una fractura intertrocanterica de cadera, que muestra la medición del tornillo 732 con un eje longitudinal o línea 736 longitudinal, guiada por los cuadrados 737, 738, 739 y 740 de referencia generados por el sistema actual en esta construcción. La FIG. 35 es una vista 730' similar a la fig. 34 que muestra la medida de la distancia 742 de punta-ápice de 8.2 mm, guiada por los cuadrados 743, 744, 745 y 746 de referencia. La FIG. 36 es una vista 730' similar a la FIG. 35 más una vista 750 lateral en el lado derecho de la pantalla, que muestra la medida del ancho del tornillo 732 con la línea 752, guiada por los cuadrados 753, 754, 755 y 756 de referencia. La FIG. 37 es una vista similar a la fig. 36 que muestra la medición de la distancia de punta-ápice en la imagen 750' de la derecha con una línea 762 punta-ápice de 3.6 mm, guiada por los cuadrados 763, 764, 765 y 766 de referencia. La FIG. 38 es una vista 770 combinada de "Intertroc" que muestra tanto el análisis de punta-ápice como el análisis del eje del cuello. La medida del ápice de la punta lateral de 3.6 mm desde la vista 750' se agrega a la medida punta ápice AP de 8.2 mm desde la vista 730' para calcular una distancia combinada de 11.8 mm en este ejemplo. Una superposición 780 de la vista 782 normal y la vista 784 fracturada permiten la comparación visual, así como el reconocimiento y el análisis de la imagen, para calcular un ángulo del eje del cuello fracturado de 123 grados y un ángulo del eje del cuello normal de 133 grados.

La guía de acuerdo con la presente invención se puede proporcionar para otras regiones anatómicas tales como muñecas-manos, tobillos-pies y anatomía espinal. El diagrama de flujo Q, FIG. 39, proporciona orientación intraoperatoria para la reducción de la fractura del radio distal en las muñecas de acuerdo con otro aspecto de la presente invención, haciendo referencia a los diagramas de flujo R y S. Este procedimiento comienza en el paso 800 y se elige si se utiliza la inclinación y la longitud radiales para la guía de reducción paso 802. En caso afirmativo, se sigue el procedimiento descrito en el diagrama de flujo R, paso 804. Una vez completado, o si esas características no se seleccionan en el paso 802, entonces el uso de la pendiente palmar para guía de reducción se considera en el paso 806. Si se selecciona, se sigue el procedimiento resumido por el diagrama de flujo S, paso 808. Una vez completado, o si la pendiente palmar no se selecciona en el paso 806, se genera un reporte y se almacenan los datos, paso 810. Si la reducción de la fractura radial no es satisfactoria, se realiza una reducción adicional en la muñeca afectada, paso 814, y la técnica regresa al paso 802. Una vez satisfactorio, el procedimiento finaliza, paso 816.

El diagrama de flujo R, FIG. 40, ilustra la guía de reducción de longitud e inclinación radial. Se captura una imagen AP (anterior-posterior) de la muñeca contralateral, paso 822, y la imagen contralateral se voltea o invierte, paso 824. La imagen contralateral invertida se procesa utilizando el procedimiento descrito en el Diagrama de flujo T, paso 826, y se captura una imagen AP, paso 828, para la muñeca afectada en la que se realizará la cirugía. La imagen de la muñeca afectada se procesa utilizando el procedimiento del Diagrama de flujo T, paso 830, y a las imágenes se les da escala y superponen, paso 832, como se ilustra en la FIG. 51. Los ángulos de inclinación radial afectados y contralaterales de la muñeca se calculan para la comparación, paso 836, y se toma una decisión sobre si darle escala a las imágenes, paso 838. En caso afirmativo, las longitudes radiales de la muñeca afectada y contralateral se calculan para la comparación, paso 840. Después de tales cálculos, o si no se selecciona, el procedimiento finaliza, paso 842, y la técnica regresa al paso 806, FIG. 39.

El diagrama de flujo S, FIG. 41, representa la guía de reducción de pendiente palmar. Este procedimiento comienza, paso 850, y se captura una imagen del contralateral, la muñeca normal, paso 852. La pendiente o inclinación palmar se mide, paso 854, como se muestra en la FIG. 46. Se captura una imagen lateral de la muñeca afectada, paso 856, y se mide la pendiente palmar de la muñeca afectada, paso 858, como se muestra en la FIG. 50. Se muestran los datos y las imágenes de la muñeca afectada y contralateral, paso 860, como se muestra en la FIG. 51. El procedimiento finaliza, paso 862, y la técnica vuelve al paso 810, FIG. 39.

El diagrama de flujo T, FIG. 42, muestra la identificación de varias características anatómicas en la muñeca y el procesamiento de imágenes. Comienza, paso 870, y se identifica un estiloide radial, paso 872, tal como se muestra en la FIG. 44. Se identifica el estiloide cubital, paso 874, y se identifica la superficie articular cubital del radio, paso 876. El eje longitudinal del radio se identifica, paso 878, tal como se muestra en las Figs. 43 y 47 para las imágenes normales y afectadas, respectivamente.

Una línea de referencia de base estacionaria se dibuja a través de los huesos del carpo en esta construcción, paso 880, como se muestra en la FIG. 45. Se calcula la inclinación radial, paso 882. Si a la imagen se le va a dar escala, paso 884, entonces se identifica al menos un objeto de escalamiento, paso 886, y se ingresa el tamaño del objeto, paso 888. La escala intraoperatoria se aplica a la imagen, paso 890, y se calcula la longitud radial, paso 892. Una vez completado, o si no se desea la escala, el procedimiento finaliza, paso 894, y la técnica vuelve a los pasos 828 u 832 de la FIG. 40 según corresponda.

La FIG. 43 representa una vista en pantalla de una imagen 900 de una muñeca "normal" de un paciente con una línea 900 dibujada en el radio para indicar su eje central, guiada por los cuadrados 904, 906, 908 y 910 de referencia. La FIG. 44 es una vista 900' similar a la FIG. 43 con marcado de los puntos anatómicos seleccionados: estiloide radial 912, guiado por los cuadrados 914 y 916 de referencia; Borde cubital de radio 918, guiado por los cuadrados 920 y 922 de referencia; y un estiloide cubital 924, guiado por los cuadrados 926 y 928 de referencia. La FIG. 45 es una vista de 900" similar a la Fig. 44 con una línea 930 de referencia dibujada a través de los huesos del carpo para proporcionar una referencia de base estacionaria, guiada por los cuadrados 932, 934, 936 y 938 de referencia.

La FIG. 46 es una vista de una imagen 940 de la muñeca normal girada para dibujar la inclinación palmar con la línea 942 de referencia longitudinal, guiada por los cuadrados 944 y 946 de referencia, y la línea 948 de referencia lateral, guiada por los cuadrados 950, 952, 954 y 956 de referencia, con una inclinación calculada de 7 grados en este ejemplo.

La FIG. 47 es una vista de pantalla con la imagen 900" a la izquierda similar a la Fig. 45 y una imagen 960 de la derecha del lado fracturado del paciente, que muestra el marcado del eje 962 central del radio en el lado fracturado, guiado por cuadrados 964, 966, 968 y 970 de referencia. La FIG. 48 incluye una imagen 960' de vista de pantalla similar a la imagen 960, FIG. 47, que muestra el marcado de los puntos anatómicos en el lado fracturado: estiloide radial 972, guiado por los cuadrados 974 y 976 de referencia; Borde cubital de Radio 982, guiado por los cuadrados 984 y 986; y estiloide cubital 992, guiado por los cuadrados 994 y 996. La FIG. 49 es una vista 960" similar a la Fig.48 con una línea 1000 de referencia dibujada a través de los huesos del carpo en el lado fracturado, guiada por los cuadrados 1002, 1004, 1006 y 1008 de referencia. En estas construcciones, un usuario toca uno de los cuadrados con un dedo o el cursor del mouse, y utiliza el cuadrado, como "arrastrándolo", para mover un marcador a la ubicación deseada. Esto permite la manipulación sin bloquear la ubicación de interés.

La FIG. 50 es una vista de pantalla con la imagen 940' de la izquierda similar a la FIG. 46 y una imagen 1010 a la derecha de la muñeca fracturada girada para dibujar la inclinación palmar con la línea 1012 de referencia longitudinal, guiada por los cuadrados 1014 y 1016 de referencia, y la línea 1020 de referencia lateral, guiada por los cuadrados 1022, 1024, 1026 y 1028 de referencia, con una inclinación calculada de 3 grados en este ejemplo. La Fig. 51 es una vista combinada como un reporte de radio distal según la presente invención, después de que se haya reducido el lado fracturado, es decir, después de que se haya realizado una operación quirúrgica en el lado fracturado. La imagen "Normal" es una imagen contralateral invertida de las muñecas opuestas del paciente. Aunque no se ilustra, se pueden utilizar una o más placas u otros implantes antes y/o después del análisis de acuerdo con la presente invención para reducir las fracturas como parte de los procedimientos quirúrgicos para restaurar la funcionalidad ortopédica en el sitio quirúrgico. La imagen 1030 superior izquierda es una superposición AP de inclinación radial para analizar la reducción de la fractura ósea radial con respecto al ángulo en la orientación AP. La inclinación radial contralateral o "normal" es de 2.4 grados en este ejemplo y la inclinación radial fracturada es de 10.5 grados. Las líneas de referencia de inclinación radial para los huesos de las muñecas normales se muestran en líneas discontinuas, mientras que las líneas de referencia para los huesos de las muñecas fracturadas se muestran en líneas continuas. Preferiblemente, una línea de superposición que pasa a través de los huesos del carpo en cada una de las imágenes se utiliza como bases estacionarias para generar las imágenes 1030 y 1050, aunque estas líneas de superposición no se muestran en las imágenes 1030 y 1050. La Imagen 1040 inferior izquierda es una imagen AP de fractura reducida, luego de que el sistema haya analizado la reducción, para confirmar la captura de la imagen para futuras referencias y mantener el registro digital.

La imagen 1050 superior derecha en la fig. 51 es una superposición AP de longitud radial para comparar el análisis de la ubicación reducida del hueso radial, con dos conjuntos 1052 y 1054 de líneas sustancialmente paralelas, también con líneas discontinuas para líneas normales y continuas para huesos de muñeca fracturados. La distancia entre los dos conjuntos 1053, 1054 de líneas indica la medición de la longitud radial. Las líneas de longitud radial se dibujan utilizando la información de la ubicación del estiloide radial y del estiloide cubital. Se analiza así la calidad de la reducción de la fractura; los cambios en la longitud radial pueden indicar un problema ortopédico. La imagen 1050 permite al usuario inspeccionar visualmente y analizar la calidad de la reducción de la fractura y, por lo tanto, no se proporcionan valores numéricos en la imagen 1050 en esta construcción. La imagen 1060 inferior derecha es una vista lateral de la fractura del radio distal después de la reducción para proporcionar un análisis de inclinación palmar que compara el ángulo de inclinación palmar fracturado de 3 grados en este ejemplo al ángulo de inclinación palmar contralateral o "normal" de 7 grados, aunque solamente los huesos de la muñeca fracturados se muestran en la imagen 1060 en esta construcción.

Las figuras 52 y 53 se describieron anteriormente.

En algunas construcciones, se proporciona un sistema de guía para ajustar el área de visualización de una imagen en una pantalla para hacer un seguimiento de las acciones realizadas por un usuario a otra imagen en la pantalla, como enfocar o ampliar los puntos de referencia seleccionados en cada imagen. Esta función también se conoce como una función de "centrado" automático: cuando un usuario mueve un cursor para "marcar" una característica en una imagen, como colocar un punto para un punto de referencia o una base estacionaria en una imagen intraoperatoria, la otra imagen sobre la pantalla se centra mediante el sistema para enfocar los puntos de interés idénticos, de modo que ambas imágenes en la pantalla estén enfocadas en el mismo sitio anatómico. La FIG. 54 es un diagrama de bloques y un diagrama de flujo combinados esquemáticos de un módulo 1400 de guía de identificación utilizado en una construcción para ayudar al usuario a seleccionar puntos de referencia cuando compara una imagen de resultados postoperatoria o intraoperatoria, casilla 1402, con una imagen de referencia, casilla 1404. El módulo se inicia con un inicio 1401 y termina con un final 1418. Cuando se agrega una marca visual a una imagen postoperatoria, casilla 1406, el módulo 1400 ubica todos los puntos de referencia "1" en la imagen de referencia preoperatoria, casilla 1408, y calcula el área visible "v" dentro de la imagen preoperatoria en la cual se da escala, por ejemplo, utilizando la ecuación 11:

$$\text{Ec. 11} \quad v = [\text{maxx}(l) - \text{minx}(l), \text{maxy}(l) - \text{miny}(l)]$$

Se ubica el punto de referencia idéntico en la imagen preoperatoria y se determina su punto central "c", casilla 1410. El punto de referencia idéntico en la imagen preoperatoria se resalta en una construcción para aumentar su distintividad visual, casilla 1414. La imagen preoperatoria está centrada, casilla 1410, y puesta a escala, casilla 1412, por ejemplo, utilizando las siguientes ecuaciones 12 y 13, respectivamente:

$$\text{Ec. 12 Centro} = c - (v) (0.5)$$

$$\text{Ec. 13 Escala} = i/v$$

El usuario manipula uno o más puntos de referencia visuales en la imagen de resultados, casilla 1416, según se desee y/o según corresponda. En algunas construcciones, el usuario finaliza manualmente las actividades de guía, casilla 1418 y, en otras construcciones, el sistema interrumpe automáticamente el algoritmo de guía.

En ciertas construcciones, las capacidades de reconocimiento de imagen proporcionan emparejamiento y alineación "automáticas", generadas por el sistema, con una necesidad reducida de participación del usuario. El reconocimiento de imagen utilizado actualmente proporciona la detección automática de ítems seleccionados que incluyen: el marcador esférico de bola utilizado frecuentemente en plantillas digitales preoperatorias; la copa acetabular en plantillas digitales y en prótesis de prueba; y la línea de ángulo de Cobb, también conocida como ángulo de abducción.

Tenga en cuenta que "PostOp" generalmente indica la postinserción de una prótesis de prueba durante el procedimiento quirúrgico, y preferiblemente es intraoperatoria. La imagen PostOp también se puede tomar y realizar un análisis después de que se haya implantado una prótesis "final". "PreOp" designa una imagen tomada preferiblemente antes de realizar cualquier incisión quirúrgica en el sitio quirúrgico. En algunas situaciones, la imagen se toma con anterioridad, como una visita previa a la instalación médica y, en otras situaciones, especialmente en salas de emergencia y otras situaciones de cuidados críticos, la imagen "PreOp" se toma al comienzo del procedimiento quirúrgico. Los marcadores de bola BM se muestran pero no se utilizan para la alineación porque los marcadores de bola pueden moverse en relación con la anatomía del paciente. Se proporcionan más iconos PreOp y PostOp para ajustar las funciones de visualización, como el contraste y la transparencia. Preferiblemente, al menos un icono permite la rotación en una construcción y, en otra construcción, "intercambia" las imágenes para que la imagen subyacente se convierta en la imagen subyacente.

En ciertas construcciones, también se proporciona análisis y guía intraoperatorios a un usuario para uno o más componentes individuales de un implante, como una copa acetabular de un implante de cadera. El sistema 1500, fig. 55, analiza la orientación, incluyendo el ángulo de abducción y la anteversión, de una copa acetabular en esta construcción. El sistema 1500 incluye el módulo 1502 de selección de imágenes, el módulo 1504 de reconocimiento de imágenes, el módulo 1506 de identificación de puntos de referencia, el módulo 1508 de identificación inferior de la copa acetabular y el módulo 1510 de cálculo de ángulo de abducción y anteversión en esta construcción, con la operación del sistema y la técnica descritas a continuación en relación con las FIGS. 56-59.

La FIG. 56 es una imagen 1520 de una copa 1522 acetabular colocada en el acetábulo izquierdo de un paciente con un círculo 1524 dibujado alrededor de su superficie hemisférica exterior para proporcionar información sobre el diámetro del componente. En algunas construcciones, un usuario inicia el análisis de componentes tocando un dedo o un lápiz en el campo 1532 de "Información de diámetro". En cualquier momento, como se describe en relación con la FIG. 59 de adelante, el usuario preferiblemente puede regresar a una acción previa, como tocar o hacer clic en otro campo 1532, por ejemplo, "Marque el trocánter mayor". En una construcción, un algoritmo de reconocimiento de imagen en el módulo 1504 de reconocimiento de Imagen opera automáticamente para identificar la copa 1522 acetabular en la imagen 1520 de la FIG. 56 y rodéelo con el círculo 1524, encerrado entre los pequeños puntos de guía 1526, 1528, como lo indica el mensaje "Información del diámetro" 1532 en la parte superior de la imagen 1520. En algunas construcciones, los puntos o cuadrados de la guía sirven como "asas de navegación" para permitir al

usuario manipular una o más características designadas por las asas, como tocar o hacer clic y arrastrar las asas para mover las características designadas. Esta pantalla 1520 se refiere al paso 1608 en el diagrama de flujo X, algoritmo 1600, FIG. 59 abajo. Si el círculo inicial, autogenerado, no es aceptable, entonces el usuario ajusta manualmente la posición y/o el tamaño del círculo según corresponda, paso 1610.

La FIG. 57 es una imagen 1540 similar a la de la fig. 56 con dos líneas 1542 y 1560 dibujadas para calcular el ángulo de abducción. El usuario accede a la pantalla 1540, que tiene un encabezado o indicador 1541 de "Calcular ángulo de abducción", por ejemplo, para encajar en los puntos de referencia del ángulo de abducción para el cálculo. Los términos "abducción" y "ángulo de abducción" también se conocen como "inclinación". El paso 1612 del "eje neutro de posiciones del usuario" en el diagrama de flujo X, FIG. 59 a continuación se refiere a la pantalla 1540, fig. 57, en la que se coloca la línea 1560 de eje neutro para tocar las dos tuberosidades isquiáticas de la faja pélvica. Los cuadrados 1562 1564, 1566 y 1568 guía permiten al usuario manipular la línea 1560 de eje neutro. El segmento 1542 de línea de ángulo de abducción se posiciona automáticamente en el círculo 1524 utilizando el reconocimiento de imagen, paso 1614, FIG. 59, en donde el sistema detecta automáticamente dónde se coloca la copa 1522 acetabular, FIG. 57, y el sistema coloca el segmento 1542 de línea a través del ángulo de abducción en la copa con la mayor precisión posible. El segmento 1542 de línea de abducción es preferiblemente una línea de diámetro del círculo; cuando el segmento 1542 se extiende virtualmente para intersecar la línea 1560 del eje neutro, el ángulo de abducción se genera y mide en esa intersección. En una construcción, la línea de abducción por omisión está a aproximadamente 45 grados de la línea 1560 neutra hasta que se produce un reconocimiento automático más preciso. Las asas 1544, 1546, 1548 y 1550 del cuadrado guía alrededor del segmento 1542 de la línea de abducción permite al usuario rotar el segmento 1542 de la línea de abducción, pero la línea de abducción continúa pareciéndose a una línea de diámetro para que permanezca correctamente alineada con la orientación real de la copa 1522 acetabular.

Durante el "el usuario ajusta el ángulo de abducción manualmente si es necesario", paso 1616, FIG. 59, el usuario puede usar las asas 1544, 1546, 1548 y 1550 de navegación, FIG. 57, después de que se haya ejecutado el reconocimiento de la imagen, para que el ángulo de abducción sea sustancialmente perfecto. En "el sistema calcula y muestra el ángulo de abducción", paso 1618, el eje 1560 neutro se compara matemáticamente con el segmento 1542 de línea de abducción para determinar el ángulo. En esta construcción, los datos del ángulo de abducción de "32°", por ejemplo, se muestran en el campo 1543 inferior derecho en la FIG. 57.

Si el usuario desea información de anteversión, en el paso 1620, la FIG. 59, se ha seleccionado "Sí" y los arcos 1572, 1574, FIG. 58, están posicionados que identifican la parte inferior del componente 1522 acetabular en el paso 1622. El sistema luego calcula y muestra el ángulo de anteversión, que se relaciona con la rotación del plano z del componente 1522 acetabular. Es posible que algunos usuarios solo quieran usar los datos del ángulo de abducción y luego omitan la versión anterior en el paso 1620 y continúen con el paso 1626, donde se decide si se modifica la colocación del componente acetabular intraoperatoriamente. Si se selecciona "sí", entonces el algoritmo avanza según lo indicado por la ruta 1628 para reubicar el componente acetabular, paso 1604 y siguientes. Una vez que el usuario está satisfecho con la colocación, el algoritmo 1600 termina, paso 1630, y el sistema se reanuda desde donde se inició el paso 1602.

La FIG. 58 es una imagen 1570 similar a la de la fig. 57 con arcos dibujados en la parte inferior de la copa 1522 acetabular para ayudar al cálculo de la anteversión en el plano z. La imagen 1570 incluye un "control deslizante" 1580 orientado verticalmente en esta construcción, con una línea 1582 vertical y un botón 1584 de ajuste móvil, para permitir que un usuario aumente o disminuya fácilmente el tamaño de los arcos 1572 y 1574. El control deslizante vertical 1580 aumenta o disminuye el tamaño de los arcos 1572, 1574. Estas líneas 1572, 1574 de arco son imágenes especulares entre sí con respecto al segmento 1542 de línea de abducción y se usan para identificar la ubicación del fondo de la copa 1522 en la imagen 1570. El botón 1584 deslizante hasta "0" causará que los arcos 1572, 1574 superpongan el segmento 1542 de línea de ángulo de abducción. Si se desliza hasta llegar a "100", los arcos se superpondrán al círculo 1524 existente. Esto se relaciona con "Los arcos están posicionados que identifican la parte inferior del componente acetabular", paso 1622, FIG. 59. Las asas 1569 y 1571 de guía, FIG. 58, se proporcionan para al menos uno de los arcos 1572 y 1574 como se describe en relación con la FIG. 59 abajo.

Durante el siguiente paso 1624, "El sistema calcula y muestra la anteversión", cualquier actualización que se aplique a los arcos 1572, 1574 a través del control deslizante 1580 llevará a un nuevo cálculo y una visualización actualizada del valor de la anteversión, como "14°" en el campo 1594. Observe cómo las asas 1573, 1575, 1577 y 1579 de guía en la FIG. 58 permite que la ubicación precisa del ángulo de abducción aún se actualice si es necesario, mediante la manipulación del segmento 1542 de línea de abducción, que es especialmente útil si el usuario continúa posicionando los arcos, para lograr valores de orientación reales más cercanos. Los iconos 1590 y 1592 de botones programables para "Ángulo de abducción" y "Anteversión", respectivamente ilustrados con líneas continuas y discontinuas, sirven como "alternos" cuando los toca o hace clic un usuario para activar selectivamente las funciones de la pantalla que pueden ser manipuladas por el usuario. En una construcción, la funcionalidad de uno o más de las asas 1573, 1575, 1577 y/o 1579 de guía se altera según la selección de los iconos 1590 y 1592, para ajustar las características relacionadas con la abducción y la anteversión, respectivamente.

La FIG. 59 es un diagrama de flujo de análisis de anteversión y abducción realizado por los módulos de la FIG. 55. El diagrama de flujo X, algoritmo 1600, fig. 59, se activa cuando un usuario selecciona el ícono o texto "Revisión de Copa"

para iniciar el análisis de la copa. En algunas construcciones, este mensaje persistirá en algún lugar de la pantalla de navegación a lo largo del flujo de trabajo. Este es un flujo de trabajo “en horquilla” o de bucle que comenzará, paso 1602, desde donde se inicie y luego volverá al mismo lugar al finalizar la horquilla. La primera acción de “Posición del componente acetabular”, paso 1604, es realizada por un cirujano. El “componente acetabular” en esta situación de “inserción prevástago”, puede ser un número de componentes: una copa acetabular estándar, un escariador o una copa acetabular de prueba. El componente real analizado depende de lo que el cirujano quisiera haber analizado por el sistema de acuerdo con la presente invención.

Después de la instalación inicial de un componente, un mensaje como “Tomar imagen del componente acetabular”, paso 1606, guía al usuario a tomar una fotografía de una vista de la pelvis AP con una copa implantada, como se ilustra en la FIG. 56. Alternativamente, se puede proporcionar al usuario un aviso de “Seleccionar de la biblioteca” u otra guía, de manera similar a otras técnicas descritas anteriormente. Los pasos 1608-1616 se describen anteriormente en relación con las Figs. 56-57 en el que se establece un círculo alrededor de la copa acetabular y se genera información del diámetro del círculo.

La iniciación del paso 1618, FIG. 59, “El sistema calcula y muestra el ángulo de abducción”, hace que aparezcan dos líneas, la línea 1560 de referencia pélvica y el segmento 1542 de línea de ángulo de abducción, FIG. 57, de una manera que es similar al análisis del ángulo de abducción en la pelvis AP simulada descrita anteriormente. La línea 1560 de referencia pélvica también se conoce como la línea del “eje neutro”, paso 1612. Alternativamente, una “T” u otra forma geométrica aparece en la pantalla cuando se activa un botón de “alternar”. La línea 1560 de referencia pélvica es una línea a través de la imagen 1540, colocada por omisión horizontalmente en la imagen 1540 y aproximadamente el 75 por ciento hacia abajo de la imagen (en un sistema de coordenadas y). Esto es similar a la funcionalidad de ángulo de Cobb discutida anteriormente.

Para la línea de ángulo de abducción, el usuario dibuja el segmento 1542 de línea con la mayor precisión posible a través de la copa 1522. En algunas construcciones, se proporciona un algoritmo de detección/reconocimiento de imagen para ayudar a este proceso. El ángulo de abducción preferiblemente se calcula en tiempo real y se muestra en este paso. En una construcción, el ángulo de abducción continúa mostrándose al usuario a través de los pasos adicionales en este proceso. La determinación del ángulo de abducción es un cálculo directo, calculado como el ángulo entre el eje 1560 neutro y el segmento 1542 de línea de abducción, FIG. 57, similar a cómo funciona en la reconstrucción de la pelvis AP. Cuando un usuario, como un cirujano, desea volver a operar al paciente y no continuar con la anteverción, el usuario selecciona “No” en los pasos 1620 y 1626, FIG. 59, el sistema “guarda” la información calculada y regresa a donde se inició el algoritmo 1600 mientras el cirujano reanuda la cirugía en el paciente.

Para el paso 1622, el usuario trabaja con dos arcos internos para analizar la anteverción. El sistema mantiene el círculo del componente acetabular visible desde el paso anterior, pero ahora no es modificable. La línea de abducción preferiblemente se retira de la pantalla visual. Preferiblemente, el círculo parece ser “delgado como el papel” (e incluso ligeramente transparente) en esta pantalla. Los puntos 1526 y 1528 finales, fig. 57, se agregan a cada lado del círculo 1524 donde la línea 1542 de abducción seccionó el círculo visual 1524.

Ahora el sistema procede a modificar los dos arcos 1572 y 1574, FIG. 58, que están contenidos dentro del círculo 1524. Cada arco está en uno de los lados del segmento 1542 de línea de abducción. Estos arcos son imágenes especulares entre sí en relación con la línea de abducción. Cada arco debe predeterminarse a una distancia del 35% del radio del círculo; por ejemplo, si el radio es de 28 mm (o 28x píxeles, cualquiera que sea, ya que no se necesita escala para este proceso), la distancia del punto medio del arco desde la línea de abducción debe ser de aprox. 9 mm (o 9x píxeles). Uno de los arcos, como el inferior 1574, tiene controles de navegación o asas 1569 y 1571, o directamente en el centro del arco 1574. El otro arco se moverá en conjunto con este arco de manera “capturada”. El control de navegación para este objeto será un control deslizante (similar a un control de transparencia, pero más largo y vertical). Como se describió anteriormente para una construcción, en un ajuste del 100 por ciento en el control deslizante, el arco estará directamente en la copa, mientras que en el 0 por ciento en el control deslizante, el arco estará directamente en la línea del ángulo de abducción. Preferiblemente se proporciona una configuración predeterminada inicial del 35 por ciento. También preferiblemente, el control 1580 deslizante es móvil en la pantalla, y se coloca inicialmente por el sistema en el centro de la pantalla.

La anteverción se calcula en tiempo real y se muestra como los arcos 1572 y 1574 se modifican. Se desea una pantalla más grande para el ángulo de abducción y la anteverción. La anteverción se calcula en una construcción según Liaw et al., “Una nueva herramienta para medir la orientación de la copa en las artroplastias totales de cadera de radiografías simples”, ortopedia clínica e investigación relacionada No. 451, pp. 134-139 (2006) actualmente disponible en: <http://www.csie.ntu.edu.tw/~fuh/personal/ANewToolforMeasuringCupOrientation.pdf>.

Como se describe en la página 136 del artículo de Liaw et al. la Figura 2-B muestra el cálculo del ángulo de “anteverción verdadera”: el punto F se conoce como el punto medio de la línea de diámetro y el punto E se puede identificar desde el círculo que rodea la copa. El punto más alto de la copa es el punto E, que tiene la misma coordenada x que el punto F y una coordenada y igual a (coordenada y del punto F + radio del diámetro del círculo). El punto G es un punto en el “arco” horizontal desde el punto F. El ángulo Beta(t), que representa la verdadera anteverción, se puede calcular a partir de estos datos.

Finalmente, el usuario puede capturar/guardar este análisis para una revisión posterior y luego "Volver" al flujo de trabajo estándar. Resumen de la funcionalidad del flujo de trabajo de alto nivel: preferiblemente, el sistema brinda al usuario la capacidad de guardar, salir de la revisión de copa, volver a la pantalla anterior y ver después de la superposición final. En algunas construcciones, el sistema también captura la anteverción en la pelvis AP reconstruida, además del cálculo del ángulo de abducción que ya existe. Se proporciona un botón programable con una designación como "Calcular Anteverción" para que el usuario haga clic o toque al final del proceso de "ángulo de abducción" en AP simulado. Si se selecciona, el proceso continúa, de lo contrario el proceso se detiene.

En algunas técnicas, el ángulo de abducción puede alterarse si el usuario decide mantener un asa física unida a la copa acetabular. El asa aparecerá en una imagen de rayos X o flúor, y se puede usar para determinar la abducción. Una línea perpendicular a la línea del asa de la taza que intersecta la línea de la tub isquiática producirá un ángulo de abducción muy preciso. Finalmente, en el Diagrama de flujo X, FIG. 59, ¿está satisfecho el usuario con los resultados? De lo contrario, el usuario puede reposicionar la copa acetabular, retomar una toma de flúor y comenzar el proceso nuevamente como se muestra en el diagrama de flujo. Por lo tanto, una solución controlada por software se logra de acuerdo con la presente invención, desconectada anatómicamente del paciente, para proporcionar datos intraoperatorios que mejoran la toma de decisiones clínicas durante la cirugía sin aumentar el trauma para el paciente.

En ciertas construcciones, un sistema y método de acuerdo con la presente invención incluye una metodología alternativa inventiva para analizar la longitud intraoperatoria de la pierna y/o los cambios de desplazamiento utilizando una aplicación diferente de la base estacionaria, la escala intraoperatoria y las técnicas de identificación de puntos de referencia anatómicos. En el presente documento, denominado "Plantilla Inversa", el sistema y el método combinan el uso de datos intraoperatorios, obtenidos del análisis de imágenes intraoperatorias, con plantillas intraoperatorias en una imagen ipsilateral preoperatoria. El proceso comienza en algunas construcciones al (1) adquirir imágenes ipsilaterales e intraoperatorias preoperatorias y (2) dar escala y alinear estas imágenes mediante el uso de características identificables en la pelvis que sirven como base estacionaria, junto con datos intraoperatorios del componente acetabular. El sistema inicialmente muestra las imágenes preoperatorias e intraoperatorias una al lado de la otra, con el sistema alineando y dándole escala a las imágenes entre sí utilizando las bases estacionarias identificadas en cada imagen. La escala absoluta, es decir, la escala objetiva según un sistema de medición tal como en milímetros, al menos para la imagen intraoperatoria, se determina identificando visualmente el dispositivo de implante protésico mientras ingresa el tamaño métrico conocido para al menos una dimensión del dispositivo. A ambas imágenes se le da escala en algunas construcciones usando sus respectivas bases estacionarias y, en otras construcciones, cada imagen se escala de manera independiente, como al usar un marcador de bola para la imagen preoperatoria y la dimensión conocida del implante para la imagen intraoperatoria.

En las implementaciones preferidas de este método de plantillas inversas, el usuario es guiado para identificar uno o más puntos de referencia (es decir, la característica anatómica de la gota de lágrima de la pelvis) en cada imagen y luego el sistema lo guía para colocar plantillas que superponen directamente el componente acetabular. e implantes de vástago femoral visibles en la imagen intraoperatoria. En otras palabras, una primera plantilla acetabular se superpone sobre el componente acetabular y una segunda plantilla femoral se superpone sobre el vástago femoral del implante durante ciertas implementaciones preferidas de la presente técnica de superposición. Esta plantilla superpuesta en la imagen intraoperatoria no calcula directamente ningún dato de longitud de pierna o desfase, pero proporciona otros datos intraoperatorios (es decir, ángulo de abducción) que permiten al sistema y al usuario colocar con precisión el componente acetabular y las plantillas del vástago femoral en la imagen preoperatoria. El uso de datos intraoperatorios en la imagen preoperatoria, recopilados de plantillas superpuestas en la imagen intraoperatoria, transforma este enfoque de una técnica de "estimación" a una que proporciona cálculos extremadamente precisos de los cambios intraoperatorios de la longitud de la pierna y el desfase. El uso de plantillas de la técnica además permite al cirujano analizar de manera proactiva cómo los cambios intraoperatorios en la selección del implante afectarán la longitud y el desfase de la pierna.

Un sistema que implementa esta técnica intraoperatoria de Plantillas Inversas se muestra en el Módulo 1850 de Análisis Intraoperatorio en la FIG. 67. El método para una construcción del sistema se representa en los segmentos de diagrama 1870 y 1872 de flujo, las Figs. 68A y 68B, que comprenden un Diagrama de flujo U que representa el flujo de plantillas intraoperatorias. El sistema y el método que implementan esta técnica de plantillas intraoperatorias generan imágenes como las que se muestran en las Figs. 60-66.

En una construcción, el módulo 1850 de análisis intraoperatorio de acuerdo con la presente invención, la FIG. 67, incluye el Módulo 1852 de Selección de Imagen que se comunica con un Módulo 1860 de Rotación y Escala que preferiblemente incluye un Módulo 1854 de Identificación de Base Estable opcional, mostrado en fantasma. En esta construcción, el Módulo 1852 de entrada de plantilla se comunica además con un Módulo 1856 de identificación de eje longitudinal opcional, mostrado en fantasma, que proporciona la identificación del eje femoral en esta construcción, lo cual es particularmente útil si la primera y la segunda imagen no se toman prácticamente en la misma posición es decir, a lo largo del mismo ángulo de visión, y un Módulo 1858 de Identificación de punto de referencia. Los tres módulos 1860, 1856 y 1858 proporcionan entradas para el módulo 1862 de colocación de plantillas intraoperatorias; en esta construcción, el Módulo 1854 de Identificación de Base Estable genera una base estable, también conocida como base estacionaria formada por dos o más puntos seleccionados en la anatomía del paciente, como parte del Módulo 1860 de Rotación y Escala, cuyos resultados se proporcionan a la Plantilla Intraoperatoria Módulo 1862 de



Colocación. En una construcción, el Módulo 1862 facilita la colocación de plantillas digitales de componentes acetabulares y femorales en una imagen preoperatoria utilizando datos intraoperatorios que incluyen datos de plantillas de la imagen intraoperatoria. Después de la creación de plantillas, se proporciona información al Módulo 1864 de análisis diferencial para cálculos y análisis adicionales, incluidos los cálculos de longitud de pierna y desfase en algunas construcciones. Uno o más de los módulos 1852-1864 pueden interactuar con una pantalla u otra comunicación interactiva con un usuario. Otro componente opcional es un Módulo 1863 de plantilla intraoperatoria, que se muestra en fantasma, que proporciona un procesamiento adicional de la salida del Módulo 1862 de colocación de plantilla intraoperatoria, como realizar el análisis de planificación y modificar una o más plantillas digitales antes de proporcionar los resultados al Módulo 1864 de Análisis Diferencial.

Todas las referencias al "módulo" en relación con las Figs. 68A-69 se refiere a los módulos del Módulo 1850 de análisis intraoperatorio, FIG. 67, con "ID" que se refiere a "Identificación". Además, el orden en el cual la imagen de referencia preoperatoria y la imagen de resultados intraoperatoria se marcan o escalan entre los pasos 1876 a 1902 se pueden intercambiar en otras implementaciones. En otras construcciones alternativas, el análisis se realiza utilizando una imagen contralateral en lugar de o además de una imagen ipsilateral como se describe a continuación.

El método comienza en una construcción con iniciación, paso 1874, FIG. 68A, y una imagen de cadera ipsilateral preoperatoria seleccionada por el usuario se abre para su visualización, paso 1876, por el Módulo 1852 de Selección de Imagen. El sistema guía al usuario para indicar si la imagen es una cadera derecha o izquierda. Una vista 1700 de pantalla, fig. 60, representa la imagen 1702 seleccionada del lado derecho de la cadera de un paciente antes de una operación, con sínfisis púbica PS, foramen obturador OF y fémur derecho F<sub>R</sub>. La imagen 1702 se puede adquirir al interactuar directamente con un sistema de imágenes o, de lo contrario, tomar una fotografía de una imagen radiográfica con una cámara iPhone o una tecnología similar. Una etiqueta 1718 de "PreOp" indica que es una imagen preoperatoria.

El método continúa con el procesamiento de la imagen de la cadera preoperatoria, etapa 1878, mediante la técnica del diagrama de flujo 1880, la FIG. 69, que es un diagrama de flujo Y que muestra las funciones aplicadas a la imagen de cadera preoperatoria para la plantilla intraoperatoria del diagrama de flujo U. Las funciones específicas incluyen la identificación de una "base estable" (a veces denominada "base estacionaria") de acuerdo con la presente invención, identificación del eje femoral e identificación del trocánter mayor en esta construcción. En el paso 1882, la fig. 69, una línea de referencia es dibujada por el Módulo 1854 de ID de Base Estable a través de la pelvis ósea, como se ilustra por la línea 1704 de "base estable" en la FIG. 60 que se muestra extendiéndose desde la gota de lágrima TD hasta la parte inferior de la sínfisis púbica PS. Una línea 1706 de eje femoral, que representa el eje longitudinal del fémur, se identifica en el paso 1884, fig. 69, por el módulo 1856 ID del eje longitudinal. Un punto de referencia femoral, como el trocánter mayor, se identifica en el paso 1886, mediante el módulo 1858 de ID de punto de referencia; en otras construcciones, se identifican uno o más puntos de referencia femorales alternativos, como el trocánter menor. Según lo guiado por el paso 1886, guiar los cuadrados 1710 y 1712, FIG. 60, ayude al usuario a colocar un marcador 1714 en el trocánter mayor GT como símbolo o punto de referencia. En algunas construcciones, la línea 1704 de "base estable", la línea 1706 de "eje femoral" y el marcador 1714 en el trocánter mayor (u otro punto de referencia femoral) pueden colocarse automáticamente en ubicaciones apropiadas por las capacidades de reconocimiento de imagen del sistema y luego pueden modificarse por el usuario. En otras construcciones, se le solicita al usuario que coloque estas líneas y marcadores sin intervención del sistema.

Continuando con el paso 1890, la fig. 68A, la técnica captura la imagen operativa de la cadera, es decir, se obtiene una imagen de la cadera del paciente durante la cirugía, utilizando el Módulo 1852 de Selección de Imagen. La imagen operativa de la cadera puede capturarse a través de varios métodos, como a través de una conexión directa con una máquina de fluoroscopia, una carga de archivos DICOM, o por el usuario que toma una imagen de la cámara de la imagen radiográfica con un iPad u otro dispositivo de cómputo móvil. Después de capturar la imagen operativa de la cadera, el componente acetabular se identifica en el paso 1892 por el Módulo 1860 de Rotación y Escala, como se muestra en la FIG. 61. La imagen intraoperatoria se da a escala, paso 1894, ingresando el tamaño del componente acetabular en el sistema, que se procesa mediante el Módulo 1860 de Rotación y Escala.

La FIG. 61 representa una pantalla 1720 que puede ver el usuario durante un procedimiento quirúrgico guiado según la presente invención que muestra dos imágenes en vista de pantalla dividida, la imagen 1702' de la izquierda que representa una vista preoperatoria similar a la FIG. 60, y la imagen 1722 de la derecha que representa una vista intraoperatoria con un círculo 1724 colocado alrededor del componente 1730 acetabular de un implante 1732 para permitir el cambio de escala de esa imagen. En algunas construcciones, el sistema intenta colocar automáticamente el círculo 1724 alrededor del componente 1730 acetabular usando algoritmos de reconocimiento de imagen. En otras construcciones, se le pide al usuario que coloque el círculo alrededor del componente acetabular sin guía del sistema. El usuario puede usar los cuadros 1726 y 1728 de guía, si es necesario, para modificar el tamaño y la posición del círculo 1724 de modo que rodee con precisión el componente 1730 acetabular. En una construcción, el usuario ingresa el diámetro del círculo 1724, como "54 mm", usando la casilla 1727 de entrada de datos. Esto permite que el sistema genere escala absoluta en la imagen intraoperatoria tomando el diámetro en píxeles del componente acetabular y combinándolo con el diámetro conocido en milímetros. Otras indicaciones para guiar al usuario incluyen la opción del botón programable 1740 para "Usar marcador de bola" y el botón programable 1742 para "Usar regla", para permitir

al usuario realizar la escala intraoperatoria utilizando otras características anatómicas o dispositivos observables, si lo desea.

5 El método continúa con el paso 1896, fig. 68A, aplicando el Diagrama de flujo Y, FIG. 69, hasta la cadera operativa, incluidos los pasos 1882-1886 como se describió anteriormente, para identificar la "base estable", el "eje femoral" y el trocánter mayor en la imagen de la cadera operativa, como se ilustra en la FIG. 62. El hombro del implante femoral se identifica, paso 1898, en la imagen intraoperatoria mediante el Módulo 1858 ID de punto de referencia, que también se ilustra en la FIG. 62.

10 La FIG. 62 es una vista de pantalla esquemática 1750 similar a la FIG. 61 con imagen 1702" preoperatoria e indicando la colocación de una marca 1760 del hombro 1761 lateral de la prótesis 1732 de la imagen intraoperatoria 1722' del lado derecho, guiada por los cuadrados 1762 y 1764 de guía. También se muestra el trocánter mayor que tiene la marca 1756 como un punto de referencia femoral y una línea 1754 de base estable que conecta la gota de lágrimas TD a la parte inferior de la sínfisis púbica PS. Las construcciones alternativas pueden usar una línea 1754 de base estable que conecta un conjunto diferente de 2 o más puntos de referencia anatómicos a través de la pelvis, pero los puntos de referencia deben colocarse en puntos consistentes a través de las imágenes preoperatorias e intraoperatorias. De manera similar, las construcciones alternativas pueden reemplazar el trocánter mayor con un punto de referencia femoral diferente (es decir, un trocánter menor) que puede identificarse en imágenes preoperatorias e intraoperatorias. En algunas construcciones, el sistema intentará autogenerar la colocación de la marca 1760 en el lateral 1761 de la prótesis, la marca 1756 en el trocánter mayor y la base 1754 estable a través de puntos de referencia pélvicos, y luego permitir que el usuario modifique la ubicación. Otras construcciones le pedirán al usuario que determine la ubicación de estos datos sin una guía automatizada.

25 La identificación de bases estacionarias consistentes en la imagen preoperatoria e imágenes intraoperatorias se puede combinar con los datos de escalamiento absolutos en la imagen intraoperatoria para aplicar el escalamiento absoluto a la imagen preoperatoria. Para lograr esto, el método continúa en el paso 1900, FIG. 68A, al dar escala a la imagen preoperatoria en píxeles mediante el Módulo 1860 de Rotación y Escala, que da escala a las líneas a través de la pelvis ósea tanto en las imágenes preoperatorias como en las intraoperatorias, de modo que tengan el mismo tamaño en píxeles, por ejemplo, utilizando una línea 1704 de base estable, FIG. 61, y la línea 1754 de base estable, fig. 62.

30 Continuando con el paso 1902, la fig. 68A, la escala absoluta se aplica a la imagen preoperatoria utilizando el tamaño conocido del componente acetabular en la imagen intraoperatoria. Debido a que ambas imágenes se escalan según una base estacionaria idéntica, la relación de escala absoluta en la imagen intraoperatoria, determinada por el diámetro del componente acetabular, se puede aplicar a la imagen preoperatoria. Esta técnica única proporciona una escala precisa de la imagen preoperatoria utilizando objetos de tamaño conocido en la imagen intraoperatoria y aplicando esta escala a la imagen preoperatoria. El resultado es que se puede determinar un escalamiento absoluto mucho más preciso en la imagen preoperatoria, en comparación con las técnicas tradicionales de escala de imágenes preoperatorias que utilizan marcadores de bola o técnicas similares.

40 Las construcciones alternativas pueden aplicar alternativamente la escala absoluta a las imágenes preoperatorias e intraoperatorias directamente en cada imagen, y sin la necesidad de una base estacionaria. Por ejemplo, cada imagen puede escalarse con un marcador de bola u otro dispositivo de escalado, relaciones de aumento conocidas de un dispositivo radiográfico o mediciones directas de puntos anatómicos (como una medición directa, a través de calibradores, de la cabeza femoral extraída, que puede ser utilizado para dar escala a la imagen preoperatoria).

45 Las construcciones alternativas también pueden reemplazar la "base estacionaria" con varias otras técnicas que podrían usarse para escalar y alinear las imágenes preoperatorias e intraoperatorias entre sí. Un ejemplo de tal construcción involucraría superponer dos imágenes y mostrarlas con cierta transparencia para que ambas puedan verse una encima de la otra. Luego se le pedirá al usuario que gire y cambie su tamaño, de modo que la anatomía pélvica en las dos imágenes se superponga lo más cerca posible.

50 El módulo 1860 de rotación y escalado, paso 1904, genera una pantalla "lado a lado", que se gira y se escala de manera consistente según la línea de base estable a través de la pelvis ósea. En algunas construcciones, se mostrará una sola imagen que combina las representaciones de imagen preoperatorias e intraoperatorias una al lado de la otra. 55 Otras construcciones mantendrán las imágenes preoperatorias e intraoperatorias como imágenes separadas. Todas las construcciones girarán y escalarán las imágenes entre sí utilizando las bases estacionarias a través de la pelvis.

60 Después de alinear las imágenes preoperatorias e intraoperatorias, el método continúa con el paso 1906, FIG. 68B, con el usuario o el sistema dibujando una plantilla de copa acetabular directamente sobre la parte superior del implante en la imagen intraoperatoria, como se muestra en la FIG. 63. La plantilla de copa acetabular se coloca para que coincida con el ángulo de abducción real mediante el Módulo 1862 de plantillas intraoperatorias. La FIG. 63 es una vista 1770 de pantalla esquemática similar a la FIG. 62 con un rectángulo 1772 de referencia, también denominado "casilla" o "marco", que indica una plantilla 1774 de componente acetabular, con un punto 1775 central, colocado directamente sobre el componente acetabular de la prótesis en el fémur intraoperatorio en la vista de la derecha. En algunas construcciones, el sistema combina datos anatómicos conocidos (es decir, el círculo 1724 colocado alrededor del componente acetabular en la Figura 61) y el reconocimiento de la imagen para generar la colocación inicial de la

plantilla del componente acetabular en la imagen intraoperatoria. En una construcción alternativa, la plantilla del componente acetabular se coloca en un ángulo de abducción predeterminado y es modificada por el usuario. En cualquier construcción, el usuario puede modificar el ángulo de abducción de la plantilla para que coincida con el ángulo de abducción del componente acetabular real usando el ícono 1776 de control de movimiento, también denominado “asa de rotación”, similar al ícono 527 mostrado en la FIG. 21 arriba. Esto ayuda al control de “toque” o “clic y arrastre” que se utiliza para facilitar el reposicionamiento y el ajuste de la plantilla 1774 en relación con la imagen del componente 1730 acetabular del implante 1732. En una construcción, se hace clic o se toca el ícono 1777 para “activar” el rectángulo 1772, la plantilla 1774 y/o el ícono 1776 de control de movimiento para que el usuario pueda moverlos. Los campos 1778 proporcionan información adicional al usuario, como “Tamaño 54 mm”, “Tipo estándar” y “Desfase 0” como se ilustra. Los marcadores 1780 y 1782 se han colocado en las imágenes 1702” y 1722”, respectivamente, para designar la ubicación de la lágrima TD en cada imagen. En algunas construcciones, el sistema puede generar automáticamente marcadores 1780 y 1782 debido a que la gota de lágrima TD ya se ha identificado, por ejemplo, en una situación en la que la gota de lágrima se usa para crear una base estacionaria y se puede identificar fácilmente.

En el paso 1908, FIG. 68B, el sistema coloca la plantilla de copa acetabular en una posición idéntica, en relación con la pelvis, en la imagen preoperatoria en comparación con la colocación en la imagen intraoperatoria descrita anteriormente. Esto se ilustra en la fig. 64 utilizando ubicaciones de gota de lágrima conocidas en las imágenes preoperatorias e intraoperatorias.

La FIG. 64 es una vista 1790 de pantalla esquemática similar a la FIG. 63 pero con la plantilla 1774’ acetabular, con un punto 1775’ central, ahora reposicionado en la parte superior de la cabeza femoral en la vista 1792 preoperatoria. El posicionamiento de la plantilla acetabular en la imagen preoperatoria, como se muestra en esta figura, se genera automáticamente por el sistema utilizando datos de imágenes intraoperatorias recopiladas a partir de la colocación de la plantilla acetabular en la imagen intraoperatoria. Específicamente, el sistema calcula las distancias x y y desde la gota de lágrima hasta la prótesis acetabular en la visualización de imagen intraoperatoria, y genera automáticamente la posición de la plantilla acetabular en la imagen preoperatoria manteniendo la distancia desde la gota de lágrima a la plantilla acetabular en la imagen preoperatoria. El sistema también mantiene el ángulo de abducción obtenido manteniendo el ángulo de abducción de la plantilla acetabular que se analizó en la imagen intraoperatoria. Este proceso garantiza que la plantilla acetabular se coloca en la imagen preoperatoria en una posición, relativa a la pelvis, que coincide exactamente con la posición del componente acetabular en la imagen intraoperatoria. El método transforma efectivamente el ejercicio de creación de plantillas de uno de estimación y planificación preoperatoria a uno de análisis intraoperatorio guiado con precisión. La colocación del componente acetabular se facilita mediante el escalado y la alineación de las imágenes preoperatorias e intraoperatorias descritas anteriormente.

En construcciones alternativas, se puede usar un dispositivo físico, sensores, medición de calibre de puntos de referencia anatómicos directamente observables, o alguna otra forma de hardware mecánico y eléctrico para crear la escala de la imagen como un sustituto de la escala basada en el componente acetabular. Un ejemplo de una construcción alternativa (aunque no tan precisa) sería medir la cabeza femoral extraída utilizando calibradores, y luego escalar la imagen marcando la cabeza femoral en la imagen preoperatoria. En este método, la escala absoluta se crea inicialmente en la imagen preoperatoria y luego se propaga a la imagen intraoperatoria al escalar y alinear bases estacionarias consistentes.

El proceso continúa con el paso 1909, FIG. 68B, mediante el Módulo 1862 de plantillas intraoperatorias, con el sistema o el usuario colocando una plantilla de vástago femoral directamente sobre el vástago femoral en la imagen intraoperatoria. Al igual que con el proceso de plantilla de componente acetabular descrito anteriormente, este paso se utiliza para determinar los datos intraoperatorios que se utilizarán más adelante en el método. La FIG. 65 es una vista 1800 de pantalla esquemática similar a la FIG. 64, que demuestra la colocación de la plantilla del vástago femoral en la imagen intraoperatoria. La figura muestra el contorno 1774’ del componente acetabular superpuesto sobre la cabeza femoral en la mano izquierda, imagen 1801 preoperatoria. El usuario selecciona la plantilla del vástago femoral utilizada en la cirugía, identificada para este implante 1732 como “Tamaño Depuy Corail AMT: Tamaño 9, Desfase: COXA VARA, Cabeza: 5”, y el sistema muestra la plantilla para este modelo en la pantalla. El usuario o el sistema superponen la imagen 1804 de plantilla, dentro del rectángulo 1802, de la prótesis 1732, directamente sobre el componente femoral observado en la imagen 1803 intraoperatoria. Los cálculos iniciales de cambios de desfase y cambios de longitud de piernas aún no son relevantes, pero se muestran en una esquina de la pantalla 1800 con los indicios 1812, que incluyen “cambios de desfase: -272.0 mm” y “cambios en la longitud de las piernas: -12.7 mm”, junto con “ángulo de abducción: 45.0”. El ícono 1808 de control para la copa acetabular y un ícono 1810 para la plantilla 1802 y 1804 del vástago femoral se proporcionan en otra parte de la vista 1800 de pantalla.

Obsérvese que la línea discontinua 1820 se extiende desde el cuello del implante 1732 sobre el trocánter mayor y una línea discontinua paralela 1822 que toca el hombro del implante 1732. (El usuario identificó el hombro de la prótesis femoral 1732, también conocida como el borde superolateral de la prótesis femoral, en la imagen intraoperatoria ilustrada en la Figura 62 anterior). El sistema dibuja ambas líneas 1820 y 1822 perpendiculares al eje femoral y se guía por la posición del usuario de los marcadores que identifican el trocánter mayor y el implante de hombro.

En el paso 1910, la fig. 68B, el sistema identifica la distancia entre el hombro del implante y el trocánter mayor a lo largo de la línea del eje femoral, como se muestra en la FIG. 65, en una construcción, este proceso está respaldado por las líneas 1820 y 1822 de referencia discontinuas que se generan perpendiculares a la línea 1752 del eje femoral, identificadas anteriormente en el proceso y mostradas en la FIG. 66. La distancia calculada entre las líneas 1820 y 1822, a lo largo del eje del vástago femoral, son datos intraoperatorios que se aplicarán a la colocación de la plantilla del vástago femoral en la imagen preoperatoria.

En el paso 1912, el sistema toma la distancia calculada descrita anteriormente y genera una línea en la imagen preoperatoria que es perpendicular a la línea del eje femoral y está a la misma distancia del trocánter mayor, como se muestra en la FIG. 66. Para el paso 1914, el sistema coloca la plantilla del vástago femoral en la imagen preoperatoria, utilizando la línea generada en el paso 1912.

La FIG. 66 es una vista 1830 de pantalla esquemática similar a la FIG. 65 que muestra la plantilla 1804' del vástago femoral, dentro de un rectángulo 1802', colocada en la imagen 1801' preoperatoria superpuesta y alineada con el fémur FR. El sistema reposiciona automáticamente la plantilla 1804' del vástago femoral en la imagen 1801' preoperatoria utilizando datos intraoperatorios recopilados a partir de la colocación de la misma plantilla en la imagen intraoperatoria. Específicamente, el sistema traza líneas de guía y determina la posición del implante en el fémur en la imagen preoperatoria a través de los siguientes pasos:

- El sistema traza la línea 1832 discontinua a través del punto trocánter mayor (como se identificó anteriormente con un marcador) y perpendicular al eje femoral en la imagen preoperatoria (que puede ser diferente del eje femoral intraoperatorio).

- El sistema toma la distancia calculada, a lo largo del eje femoral, entre el trocánter mayor y el hombro del implante de la imagen intraoperatoria. El sistema genera la línea 1834 discontinua en la imagen preoperatoria debajo de la línea 1832 del trocánter mayor, y perpendicular al eje femoral, en función de la distancia calculada en la imagen intraoperatoria.

- La línea 1834 se genera como una guía visual para que el usuario o el sistema coloquen la plantilla del vástago femoral colocando el hombro de la plantilla del vástago femoral en esta línea.

- El sistema calcula la diferencia entre el trocánter mayor y el hombro de la prótesis en la imagen intraoperatoria a lo largo del eje femoral y perpendicular al eje femoral. Luego, el sistema genera la ubicación de la plantilla del vástago femoral en la imagen preoperatoria replicando la distancia con respecto al trocánter mayor y colocando el hombro de la prótesis en esa ubicación.

Además, el vástago femoral se gira automáticamente para mantener un ángulo consistente con respecto al eje femoral en ambas imágenes. Por ejemplo, si el eje femoral es de 15 grados en la imagen intraoperatoria y de 10 grados en la imagen preoperatoria, el sistema rotará automáticamente la plantilla del vástago femoral en 5 grados cuando la mueva a la imagen preoperatoria. Finalmente, la plantilla del vástago femoral puede ser ajustada, ya sea por el usuario o automáticamente por el sistema, para que coincida con la ubicación del canal femoral (es decir, el movimiento de la plantilla del vástago femoral perpendicular al eje femoral).

- Al combinar datos intraoperatorios con imágenes preoperatorias, el sistema ahora calcula con precisión, en el paso 1916 y en el Módulo 1864 de análisis diferencial, las diferencias en la longitud de la pierna y el desfase en función de la posición del vástago femoral y las plantillas de copa acetabular en la imagen preoperatoria.

- Finalmente, el usuario ahora puede modificar, en el paso 1918, las selecciones de plantillas de implantes en el sistema para realizar el análisis "qué pasaría si" y analizar de manera proactiva cómo los cambios en el implante intraoperatorio afectarán los cálculos de la longitud de la pierna y el desfase, permitiendo que se realicen cambios intraoperatorios basados en cálculos realizados incluso antes de insertar un implante diferente durante la cirugía. El sistema o el usuario colocarán la nueva selección de implante utilizando la línea 1834 discontinua y otras pautas, y calcularán automáticamente los cambios anticipados del desfase y la longitud de la pierna combinando la técnica de plantilla con los datos intraoperatorios que se están utilizando.

Los cálculos de cambio de longitud de pierna y desfase se muestran en una esquina de la pantalla 1830 por los indicios 1812' que incluyen "Ángulo de Abducción: 45.0", "Cambios de desfase: 4.2 mm" y "cambios de longitud de pierna: - 0.2 mm". También se identifica el "Tamaño de la copa acetabular del pináculo: 54 mm" y "tamaño del Depuy Corail AMT: Tamaño 9, desfase: COXA VARA, Cabeza: 5" para implante 1732 en este ejemplo. El icono 1808' de control para la copa acetabular y un icono 1810' para la plantilla 1802' y 1804' del vástago femoral se proporcionan en otra porción de la vista 1830 de la pantalla. En una construcción, las líneas 1832 y 1834 de referencia discontinuas se generan para ser perpendiculares a la línea 1706' del eje femoral.

En algunas construcciones, el sistema comenzará con el proceso de JointPoint anterior y terminará con el sistema de plantillas Inversas. La mayoría de los datos requeridos para realizar la plantilla inversa pueden ser transferidos desde

JointPoint anterior por el sistema, por lo que el sistema requiere muy pocos pasos para procesar la técnica de la plantilla inversa.

5 La FIG. 70 es una imagen 2000 superpuesta de una imagen 2001 de cadera preoperatoria y una imagen 2003 de  
 10 cadera intraoperatoria con un implante 2002 de prueba en una cadera con el componente 2004 acetabular realizado  
 por las líneas 2006 y 2007 de base estacionarias que se extienden entre un primer punto 2008 en el foramen obturador  
 OF y un segundo punto 2010 en la espina iliaca inferior anterior AIIS del ileon. También se muestran dos triángulos  
 15 2020 (líneas continuas) y 2030 (líneas discontinuas) de análisis de error. Los círculos 2022 y 2032 en esta construcción  
 representan un punto de referencia en el trocánter mayor en las imágenes 2001 y 2003, respectivamente. La Imagen  
 2000 es una representación de imágenes 2001 y 2003 de cadera preoperatorias e intraoperatorias superpuestas de  
 acuerdo con las líneas 2006 y 2007 de base estacionarias, respectivamente. Se han identificado tres puntos 2024,  
 2026, 2028 y 2034, 2036, 2038 pélvicos idénticos en las imágenes 2001 y 2003, respectivamente, con el sistema 200,  
 Figs. 4C-4F, generando triángulos 2020 y 2030 para cada imagen como se representa en la FIG. 70. Los triángulos  
 2020 y 2030 pueden compararse visualmente para analizar el error en el área anatómica que contiene las bases  
 15 estacionarias que, en este caso, es la pelvis. Una puntuación de confianza numérica u otro valor de análisis de error  
 numérico normalizado también se puede calcular y mostrar en el sistema calculando la distancia entre puntos,  
 comparándolos con la longitud de los vectores de triángulos, y luego normalizando los datos, posiblemente utilizando  
 un registro u otro de tales algoritmos no lineales. La pantalla visual y/o la puntuación de confianza numérica  
 proporcionan un análisis de eficacia en la construcción. En otras palabras, el análisis y la corrección de errores se  
 20 proporcionan en algunas construcciones para al menos una imagen, como proporcionar una puntuación de confianza  
 u otro análisis de error numérico normalizado, y/o una representación visual de al menos un valor de error o factor de  
 error, como alineación relativa de una o más formas geométricas, por ejemplo, triángulos, o símbolos en dos o más  
 imágenes.

25 En algunas construcciones de los diversos sistemas y técnicas alternativas de acuerdo con la presente invención, las  
 instrucciones visuales y/o audibles del usuario son generadas secuencialmente por el sistema para guiar al usuario,  
 tal como "Dibujar una línea a lo largo de la sínfisis púbica". Una guía para la cirugía que utilice otros tipos de implantes,  
 y para otros procedimientos quirúrgicos, incluidos los reemplazos totales o parciales de rodilla u hombro y la cirugía  
 30 del pie, así como la cirugía de muñeca, se presentarán a los expertos en la materia después de leer esta divulgación.  
 Además, de acuerdo con la presente invención, pueden utilizarse otros tipos de imágenes médicas que usan energía  
 distinta de la luz visible, como el ultrasonido, en lugar de los rayos X reales. Además, si se proporciona al usuario una  
 herramienta de interfaz de ordenador, como un lápiz óptico o un bolígrafo de luz, en una condición estéril, el usuario  
 puede permanecer dentro de un campo de cirugía estéril mientras opera un dispositivo informático programado de  
 acuerdo con la presente invención.

35 Aunque las características específicas de la presente invención se muestran en algunos dibujos y no en otros, esto es  
 solo por conveniencia, ya que cada característica se puede combinar con cualquiera o todas las demás características  
 de acuerdo con la invención que se define en las reivindicaciones adjuntas. Si bien se han mostrado, descrito y  
 señalado las características novedosas fundamentales de la invención aplicadas a una o más realizaciones preferidas  
 40 de la misma, se entenderá que diversas omisiones, sustituciones y cambios en la forma y detalles de los dispositivos  
 ilustrados, y en su funcionamiento, puede ser realizado por los expertos en la técnica sin apartarse del alcance de la  
 invención definido por las reivindicaciones adjuntas.

45 También debe entenderse que los dibujos no están necesariamente dibujados a escala, sino que son meramente  
 conceptuales. A los expertos en la técnica se les ocurrirán otras realizaciones y están dentro del alcance de la presente  
 divulgación.

**REIVINDICACIONES**

1. Un sistema adecuado para usar durante la cirugía para analizar imágenes en un sitio quirúrgico dentro de un paciente, que comprende:
- 5 un módulo de selección de imágenes para adquirir (i) al menos una primera imagen de referencia que incluya una imagen preoperatoria del sitio quirúrgico y una imagen contralateral en un lado opuesto del paciente del sitio quirúrgico, y (ii) al menos una segunda imagen de resultados del sitio;
- 10 un módulo de entrada de datos que recibe la primera y la segunda imágenes y genera al menos dos puntos para establecer una primera base estacionaria y una segunda base estacionaria en al menos una característica anatómica que está presente en cada una de las primeras y segundas imágenes, respectivamente;
- 15 un módulo de análisis que utiliza la base estacionaria en cada imagen para proporcionar al menos una de (a) superposición de la primera y la segunda imágenes y comparar al menos una de alineación ósea, escala y alineación del implante dentro de las imágenes y (b) analizar al menos una de rotación de imagen, alineación de imagen, escala, desfase, ángulo de abducción, longitud diferencial y orientación de al menos uno de un hueso y un implante dentro de las imágenes;
- 20 un módulo de entrada de plantilla que proporciona al menos una plantilla digital superpuesta sobre al menos una característica en al menos una de la primera y segunda imágenes; y caracterizado porque
- 25 la al menos una plantilla digital se empareja con un implante en la segunda imagen de resultados y luego la plantilla digital se superpone a la primera imagen de referencia para analizar al menos un parámetro de al menos un hueso del paciente, en donde la plantilla digital es superpuesta en una posición idéntica, con respecto a la primera base estacionaria, en la primera imagen en comparación con la ubicación con respecto a la segunda base estacionaria en la segunda imagen.
- 30 2. Un sistema de acuerdo la reivindicación 1, en el que el módulo de selección de imágenes proporciona la primera y la segunda imágenes al módulo de entrada de datos en un formato digitalizado.
- 35 3. Un sistema de acuerdo con la reivindicación 1, en el que al menos una dimensión de cada una de las bases estacionarias primera y segunda se almacena de manera recuperable en al menos un medio de almacenamiento como un recuento de píxeles para esa dimensión.
- 40 4. Un sistema de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el módulo de análisis utiliza la base estacionaria en una de las primeras y segundas imágenes seleccionadas para proporcionar al menos una escala relativa de la otra de las primeras y segundas imágenes para coincidir con la escala de la seleccionada de la primera y segunda imágenes.
- 45 5. Un sistema de acuerdo la reivindicación 1, en el que el módulo de análisis utiliza al menos un objeto de dimensión conocida en al menos una de las imágenes primera y segunda para proporcionar una escala absoluta a al menos esa imagen.
- 50 6. Un sistema de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el módulo de análisis gira al menos una de la primera y la segunda imágenes con respecto a la otra de la primera y la segunda imágenes de manera que ambas imágenes se alinean de acuerdo con sus respectivas bases estacionarias.
- 55 7. Un sistema de acuerdo la reivindicación 1, en el que el módulo de entrada de datos genera al menos un punto de referencia para cada imagen que está separada de la base estacionaria en esa imagen
- 60 8. Un sistema de acuerdo con la reivindicación 7, en el que el módulo de análisis utiliza los puntos de referencia para al menos uno de (i) ayudar a la alineación de la primera y la segunda imágenes entre sí y (ii) posicionar una plantilla digital en al menos una de las primera y segunda imágenes.
- 65 9. Un sistema de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que la al menos una plantilla digital se ajusta a al menos una característica en cada una de la primera y la segunda imagen.
10. Un sistema de acuerdo con cualquier reivindicación precedente, que incluye además una pantalla para proporcionar al menos una guía visual a un usuario del sistema.
11. Un sistema de acuerdo la reivindicación 1, en el que la primera imagen es una imagen contralateral que se invierte y se superpone en la segunda imagen.
12. Un sistema de acuerdo con la reivindicación 1, en el que la primera imagen es una imagen contralateral, el módulo de entrada de datos genera una línea de cosido común en cada imagen, y la primera y la segunda imágenes se cosen juntas para formar una vista unitaria de ambos lados del paciente.

13. Un método para usar el sistema de acuerdo con las reivindicaciones 1-12 para analizar imágenes para optimizar la restauración de la funcionalidad ortopédica en un sitio quirúrgico dentro de un paciente, que comprende:

5 adquirir (i) al menos una primera imagen de referencia que incluya una imagen preoperatoria del sitio quirúrgico y una imagen contralateral en un lado opuesto del paciente del sitio quirúrgico, y (ii) al menos una segunda imagen del resultado del sitio;

10 generar al menos dos puntos para establecer una primera base estacionaria y una segunda base estacionaria en al menos una característica anatómica que está presente en cada una de la primera y la segunda imágenes respectivamente; y

15 utilizar la base estacionaria en cada imagen para proporcionar al menos una de (a) superponer la primera y la segunda imágenes y comparar al menos una de alineación ósea, escala y alineación del implante dentro de las imágenes y (b) analizar al menos un alineamiento de la imagen de la rotación de imagen, escala, desfase, ángulo de abducción, diferencial de longitud y orientación de al menos uno de un hueso y un implante dentro de la imagen;

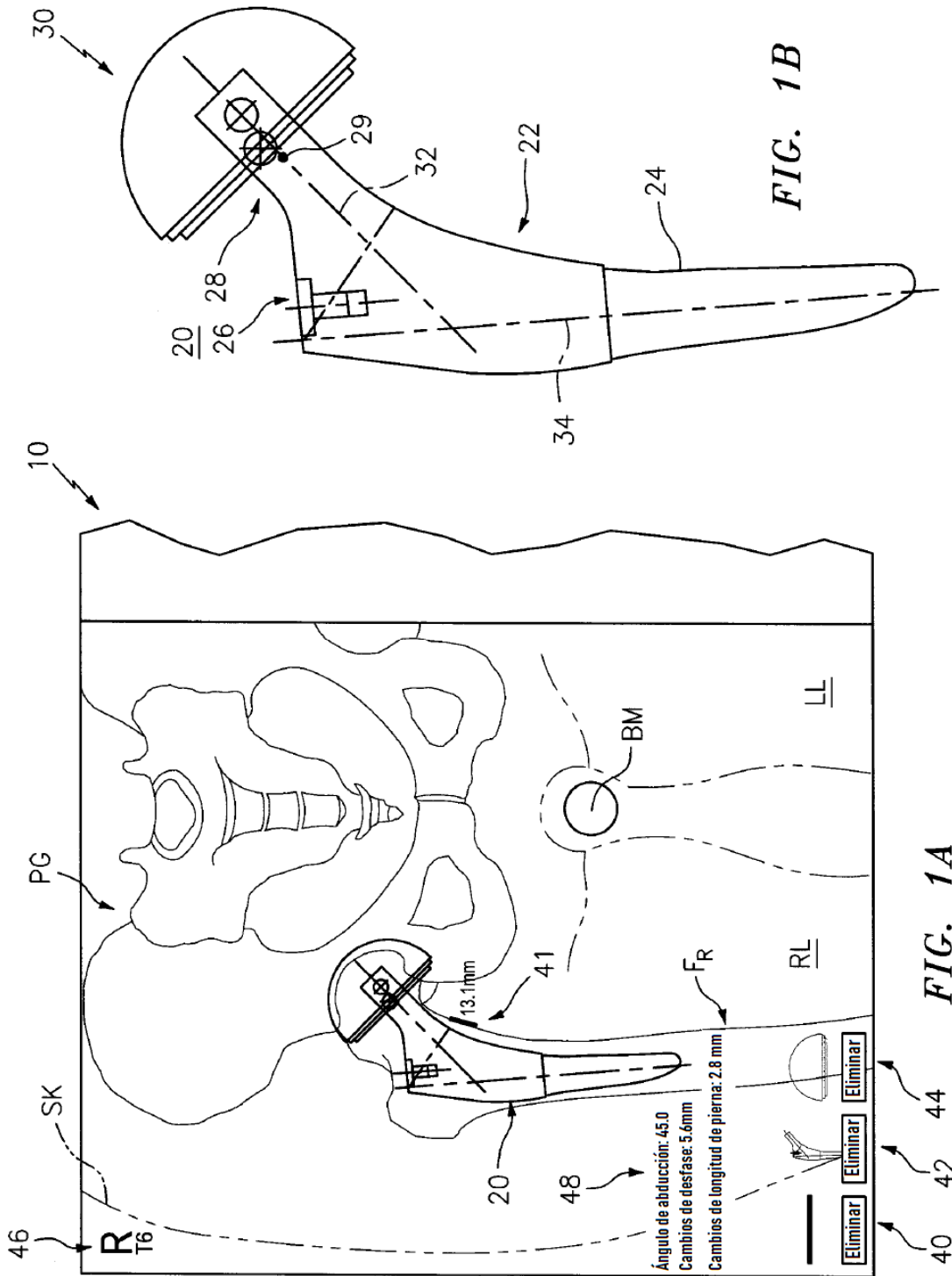
20 proporcionar al menos una plantilla digital que esté superpuesta sobre al menos una característica en al menos una de la primera y segunda imágenes;

caracterizado porque el método comprende, además

25 hacer coincidir la al menos una plantilla digital con un implante en la segunda, obtener una imagen y luego superponer la plantilla digital en la primera imagen de referencia para analizar al menos un parámetro de al menos un hueso del paciente, en el que la plantilla digital se superpone en una posición idéntica, con respecto a la primera base estacionaria, en la primera imagen en comparación con la ubicación con respecto a la segunda base estacionaria en la segunda imagen.







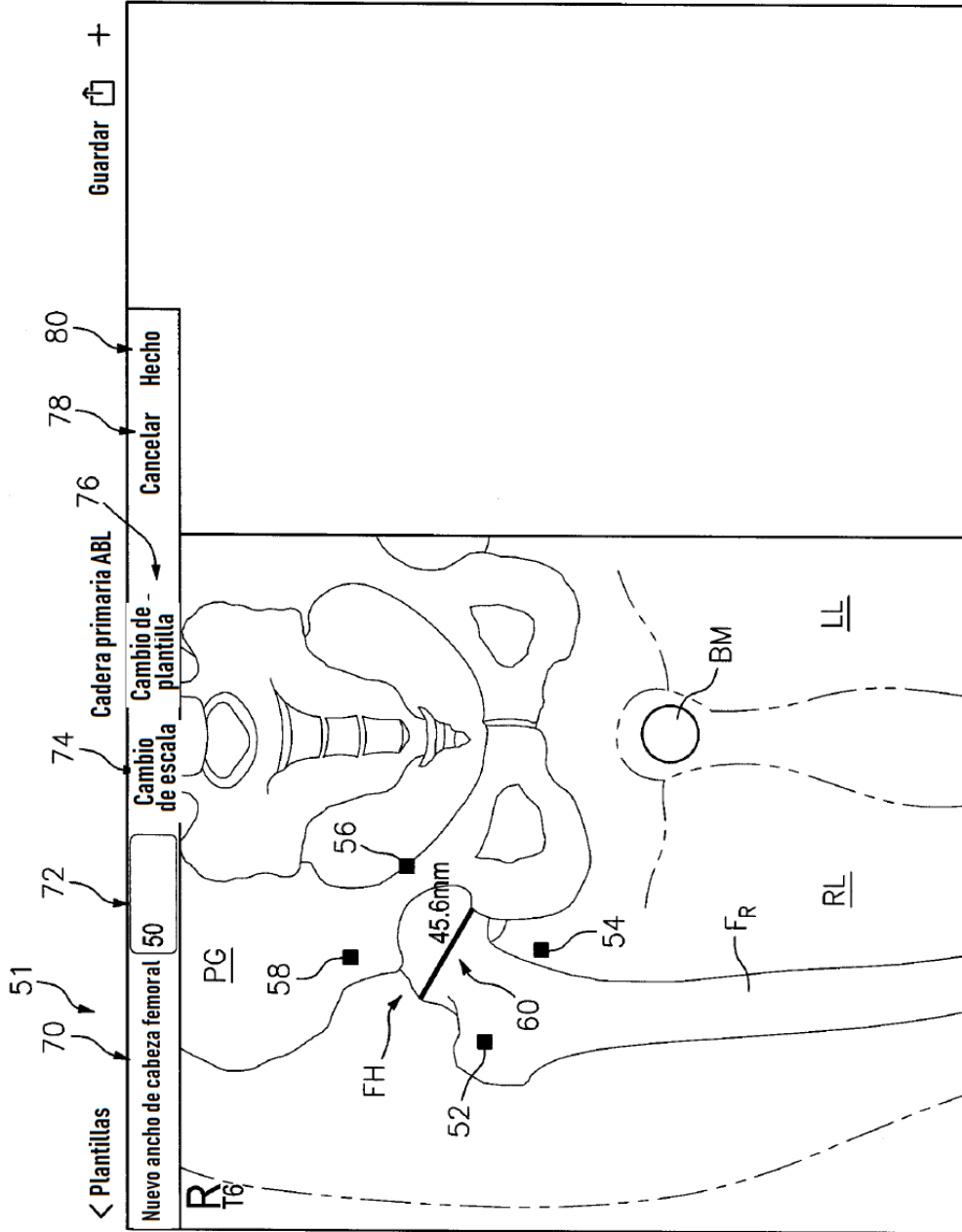


FIG. 2

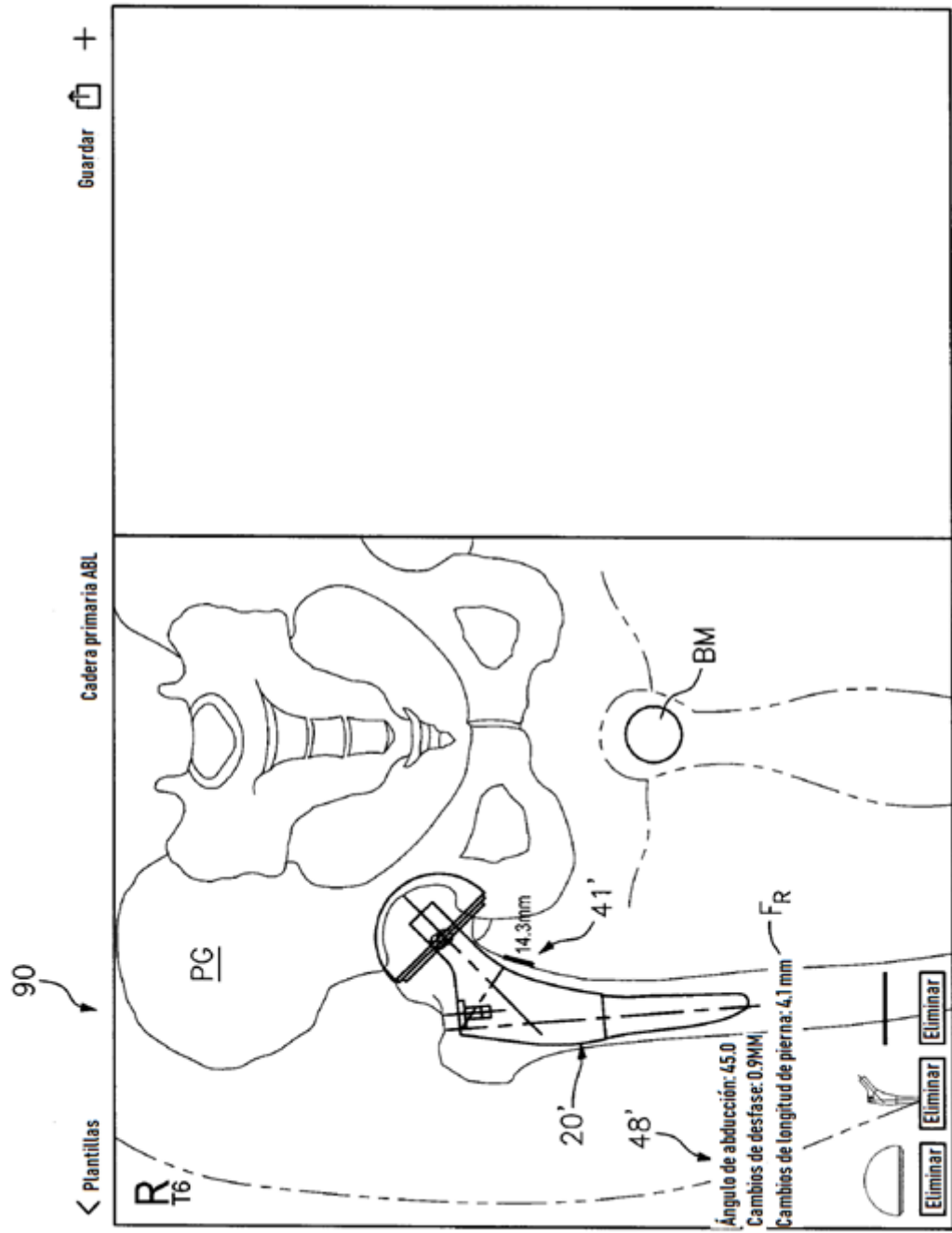


FIG. 3

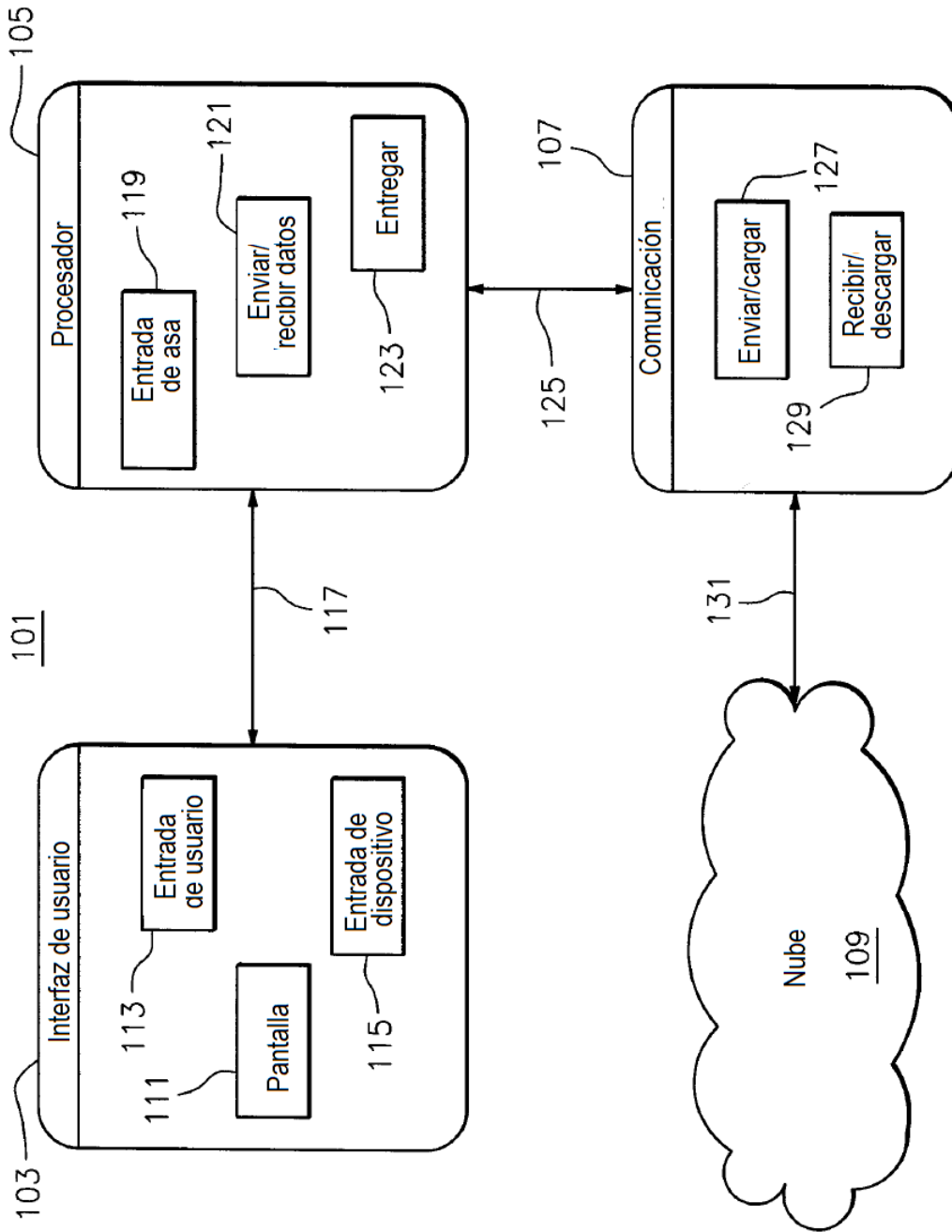


FIG. 4A

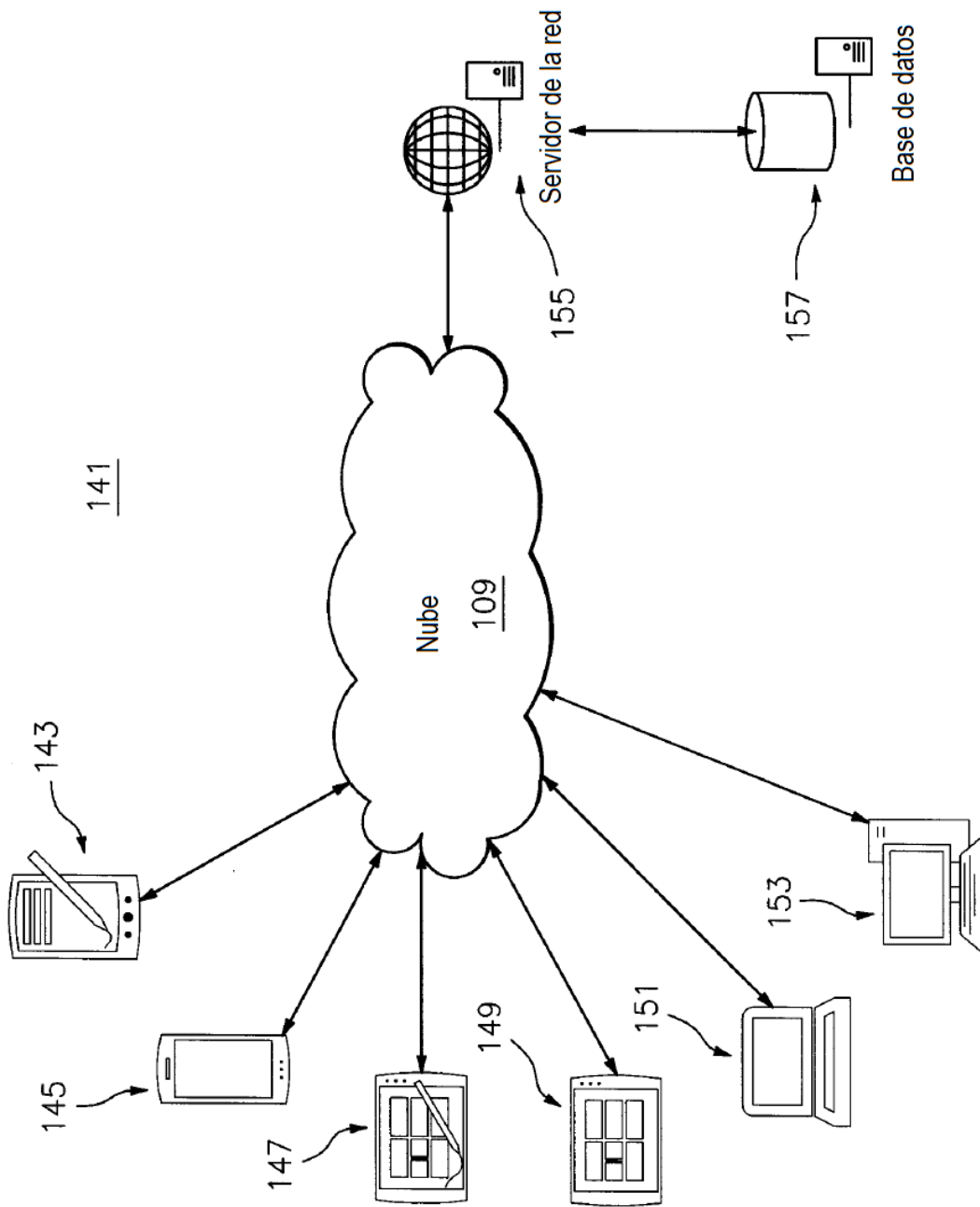


FIG. 4B

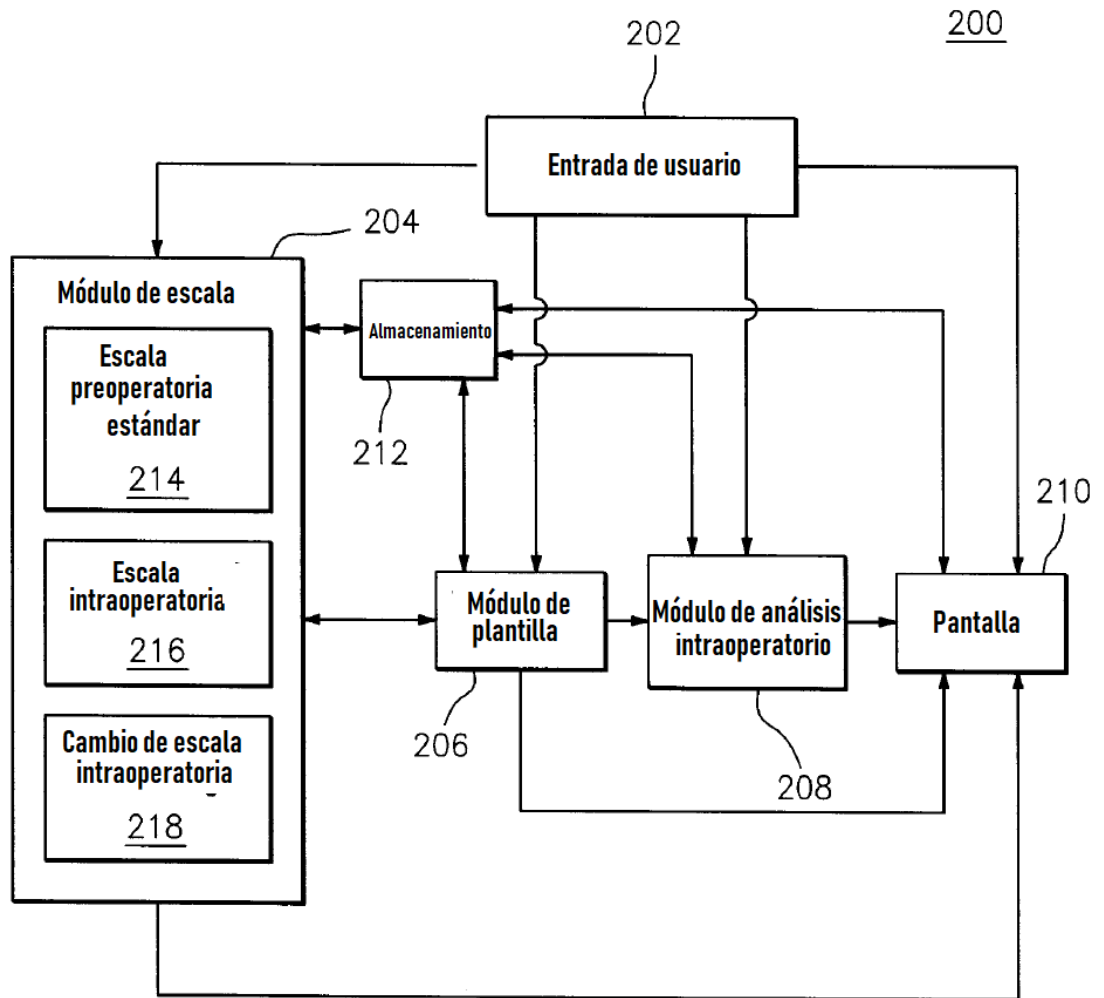


FIG. 4C

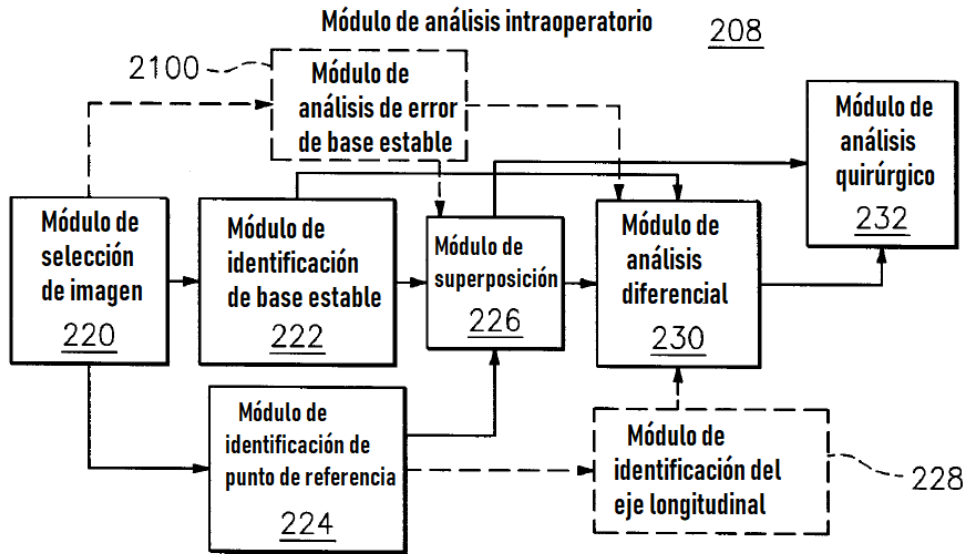


FIG. 4D

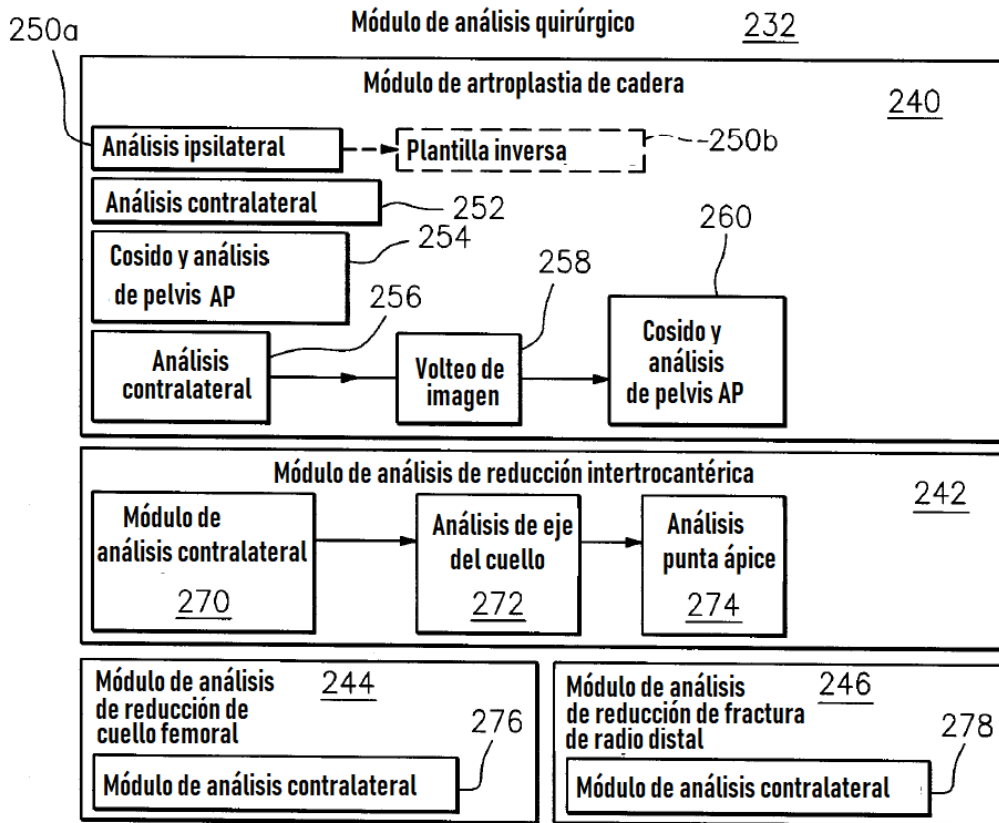


FIG. 4E

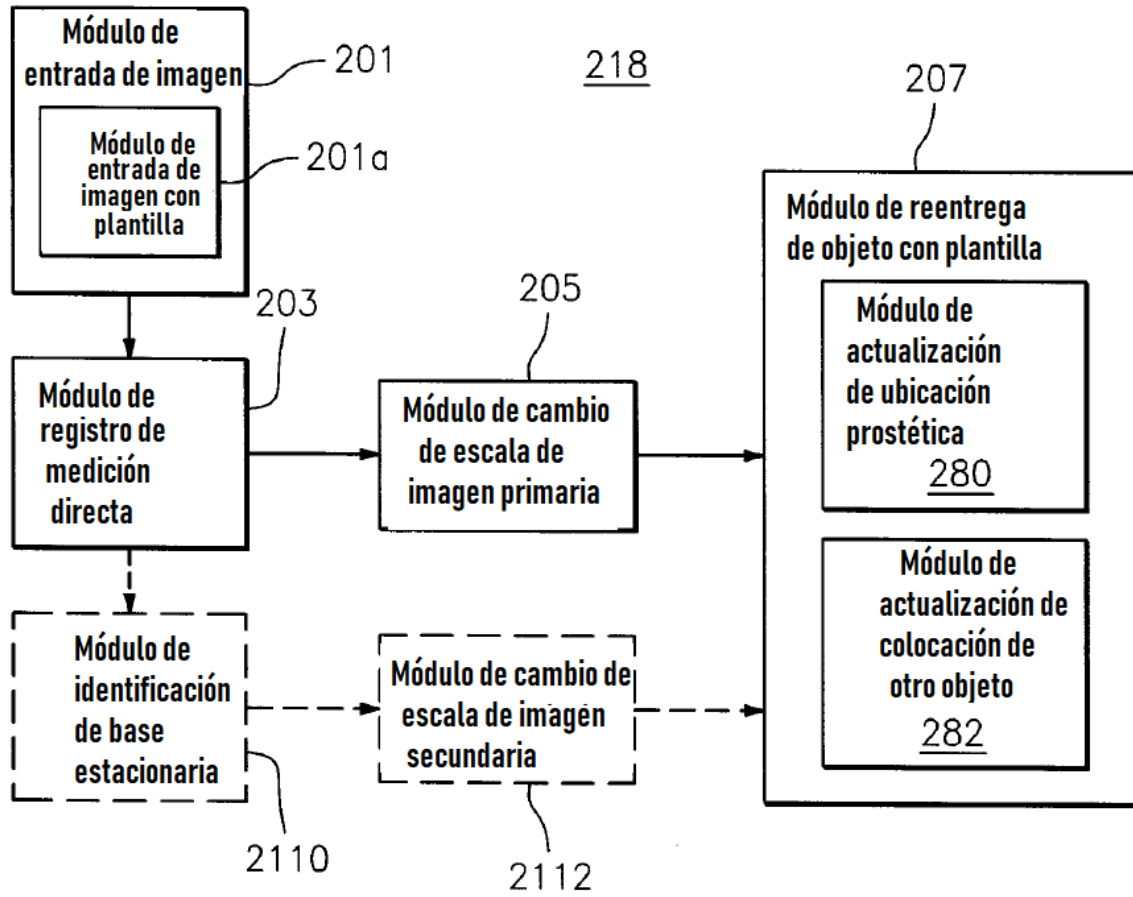


FIG. 4F



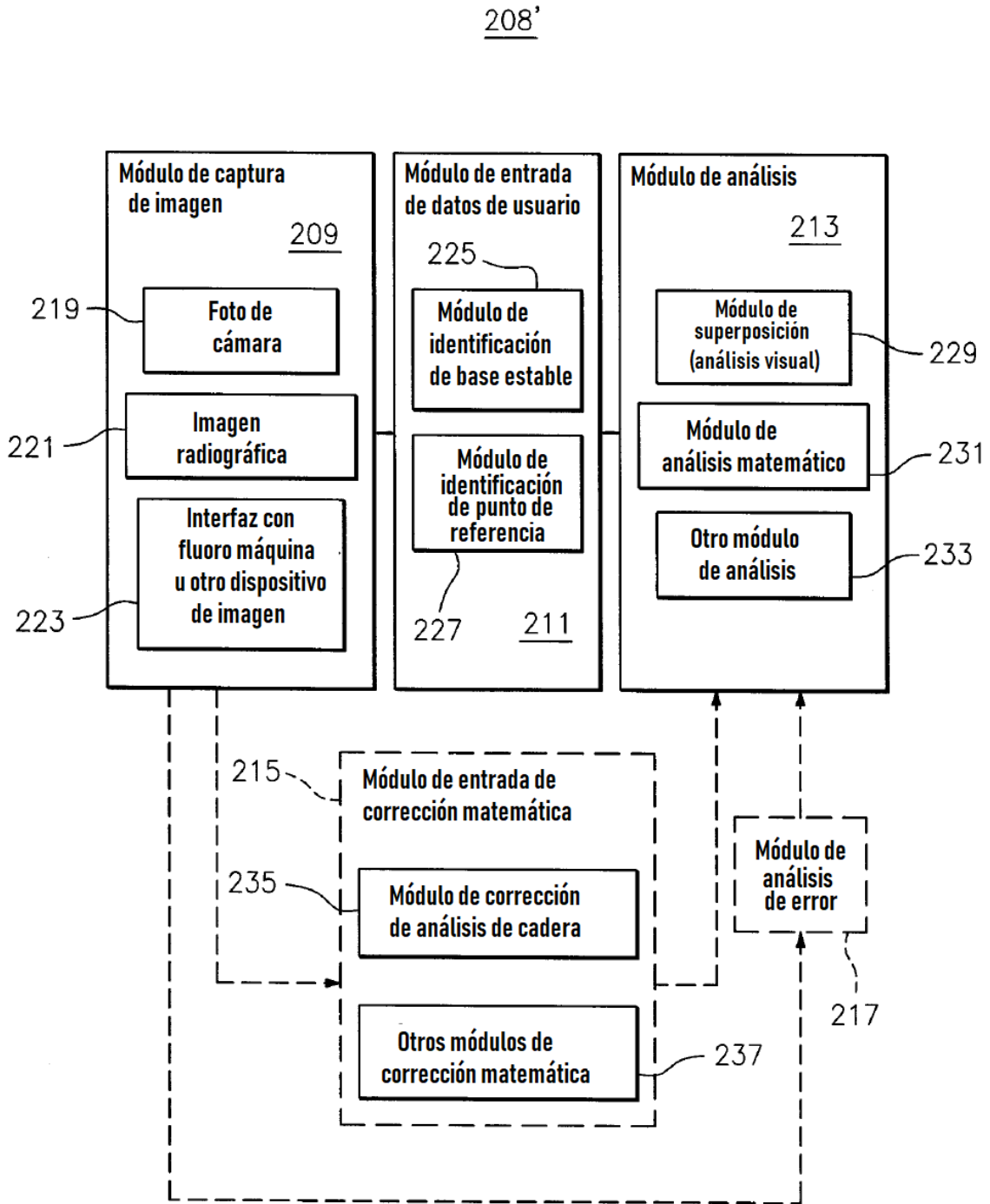


FIG. 4G

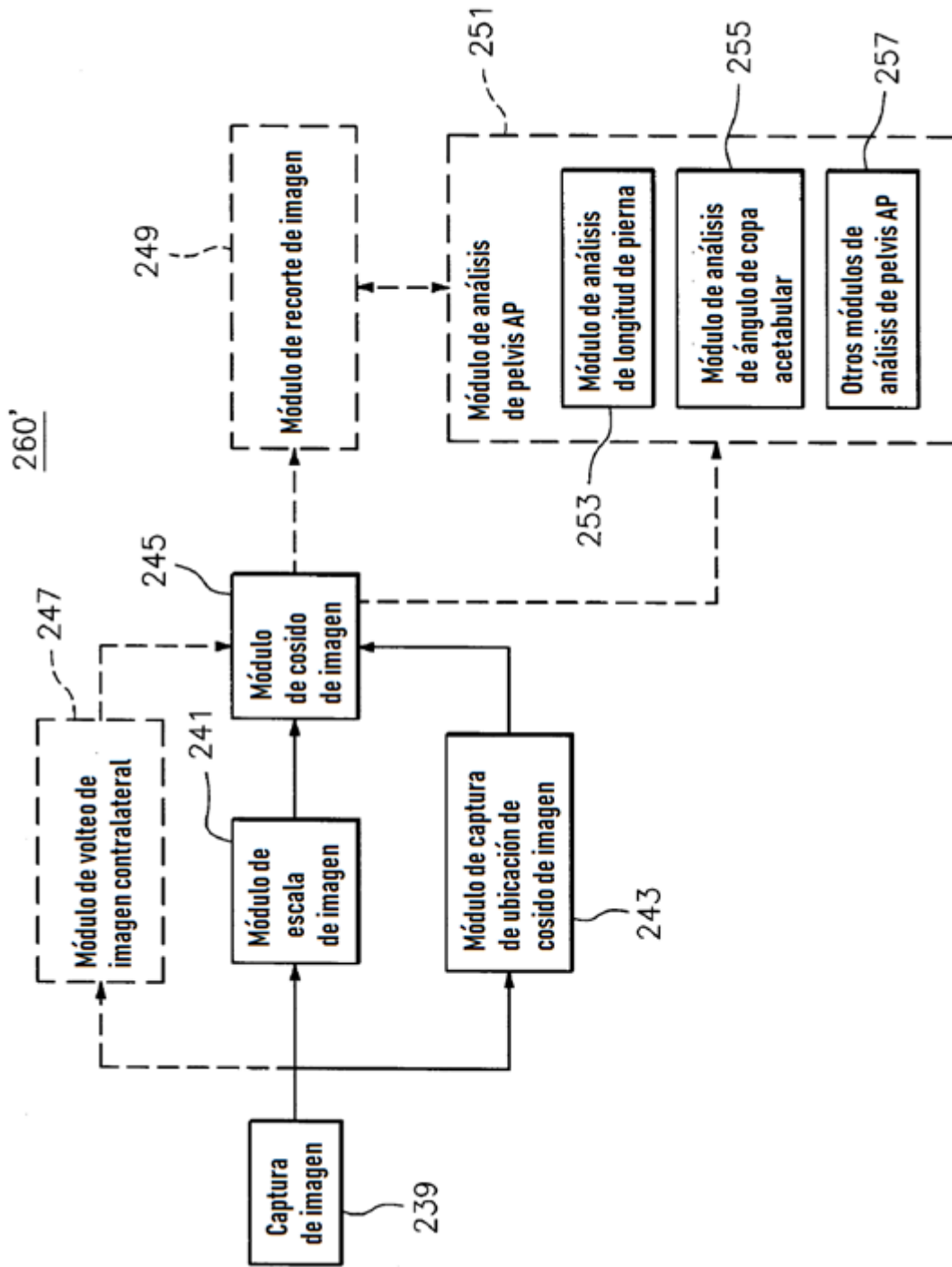
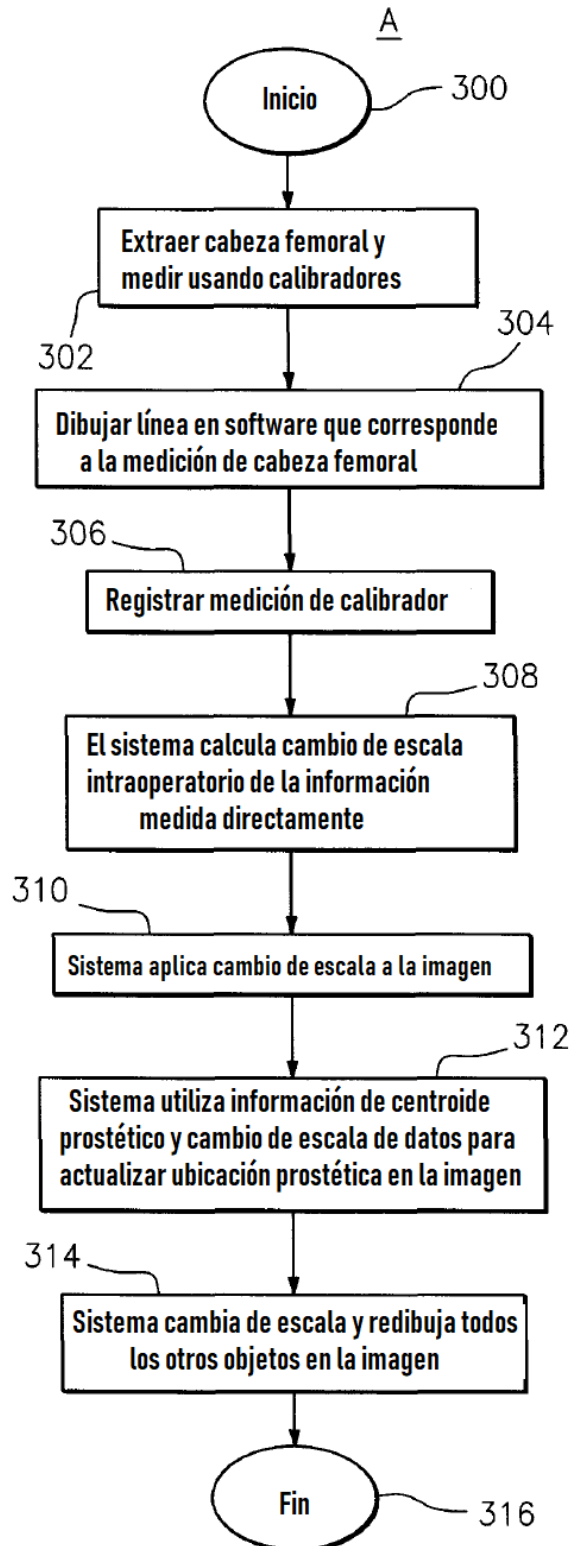


FIG. 4H



**FIG. 5**

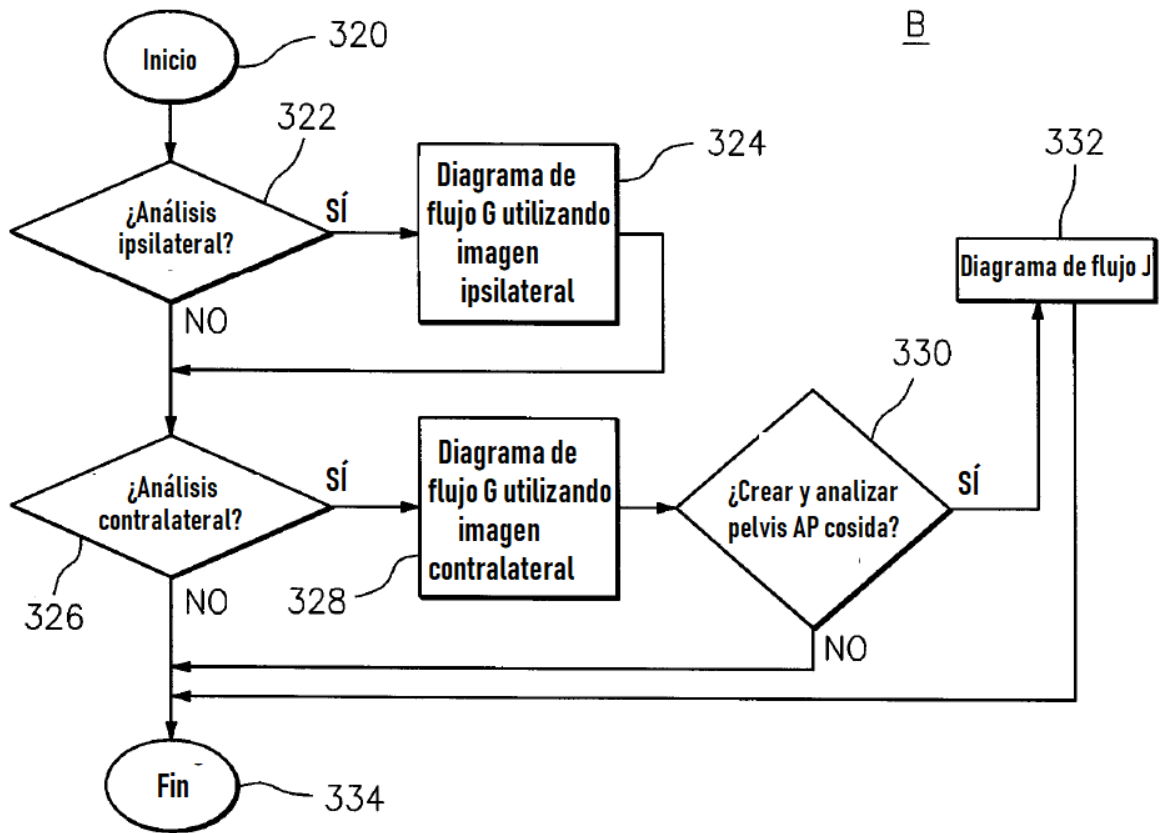
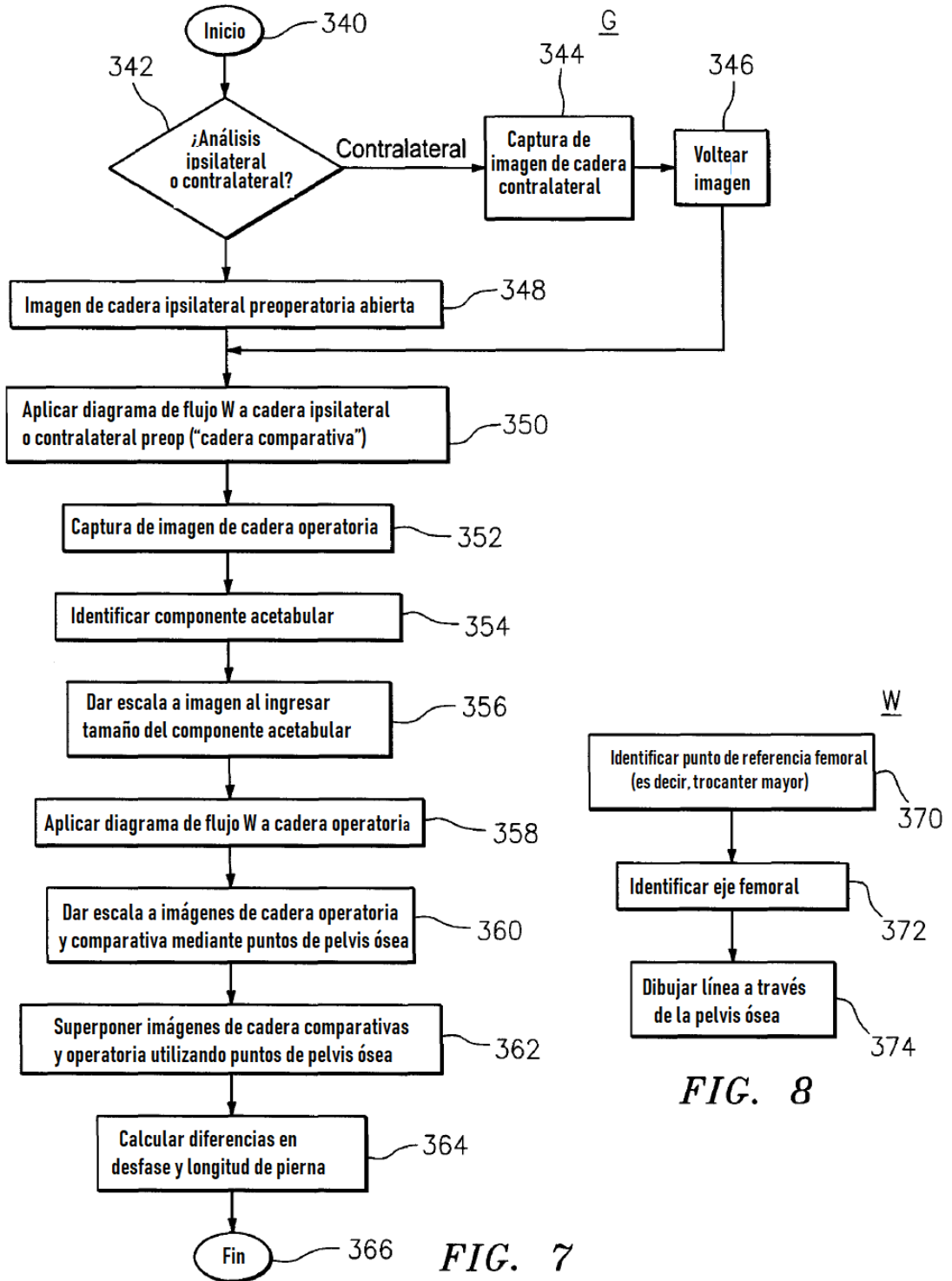


FIG. 6



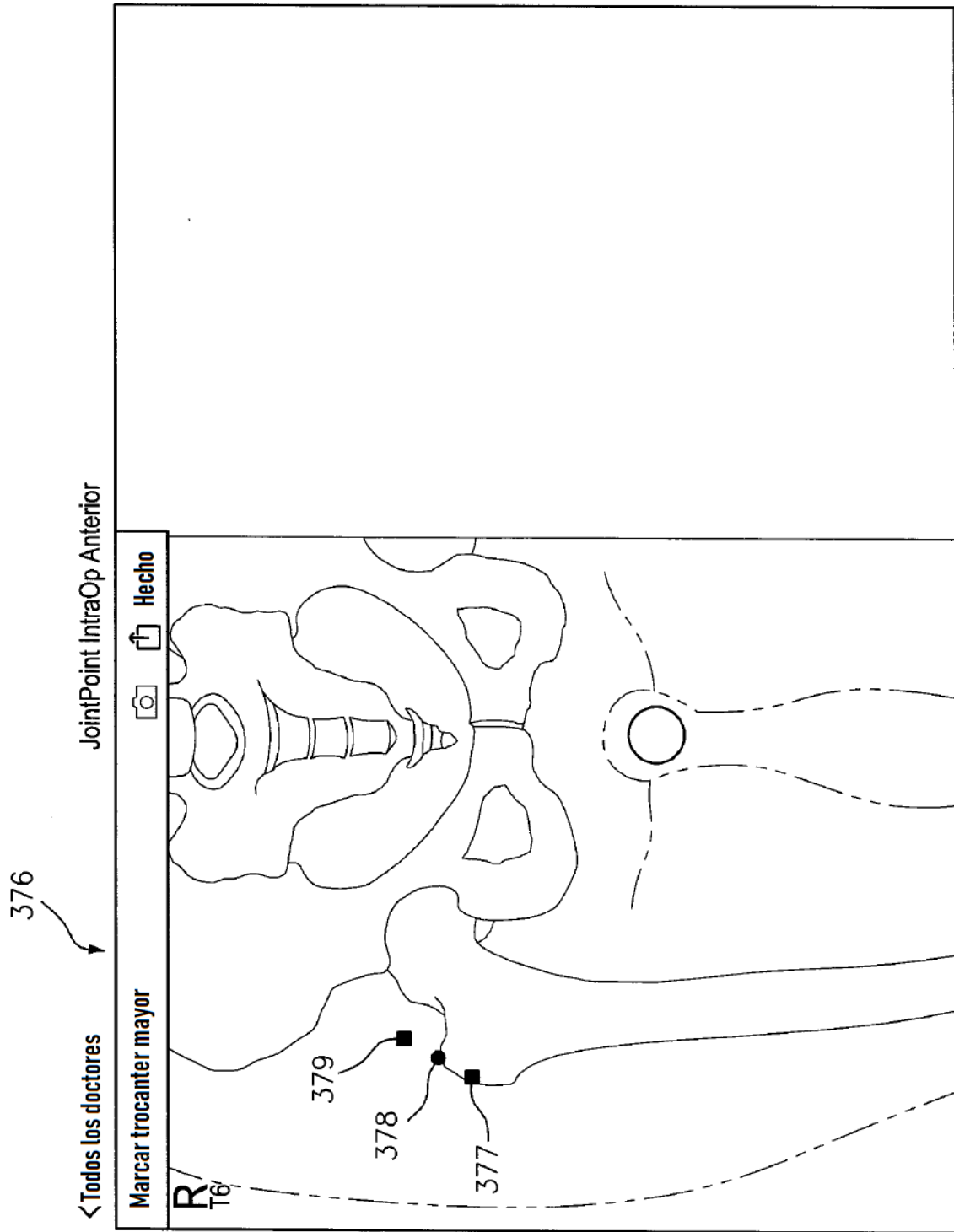


FIG. 9

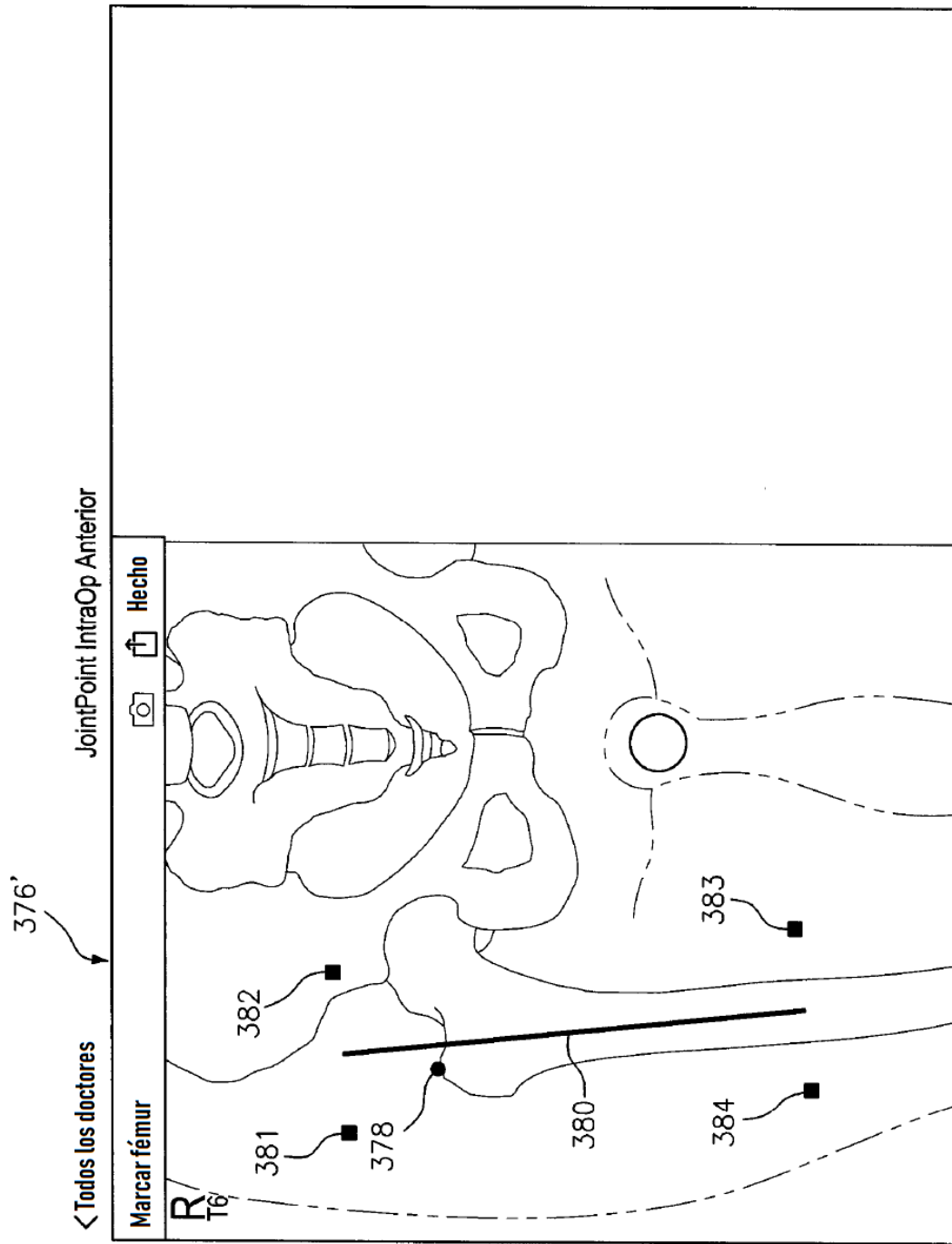


FIG. 10

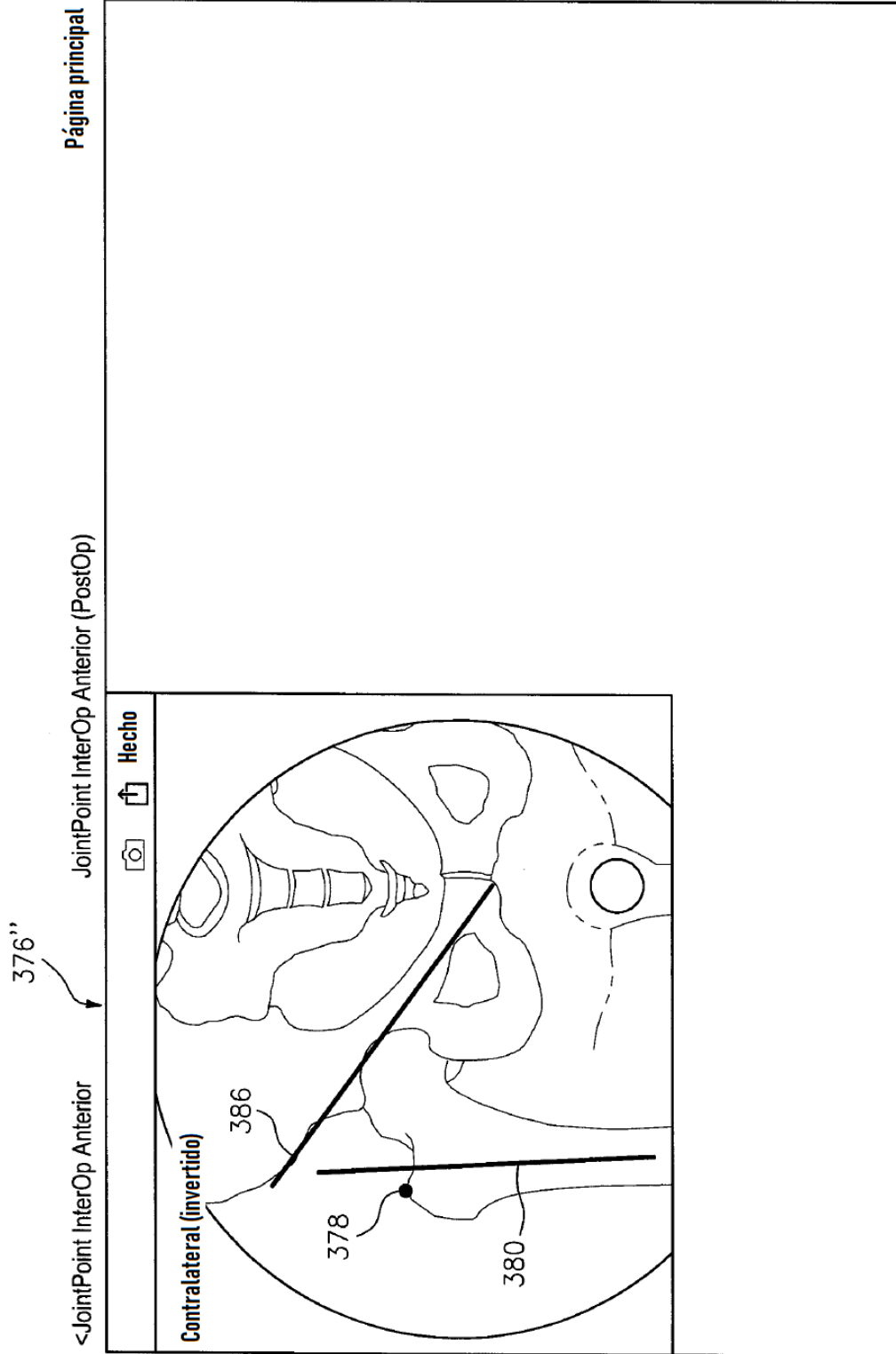


FIG. 11



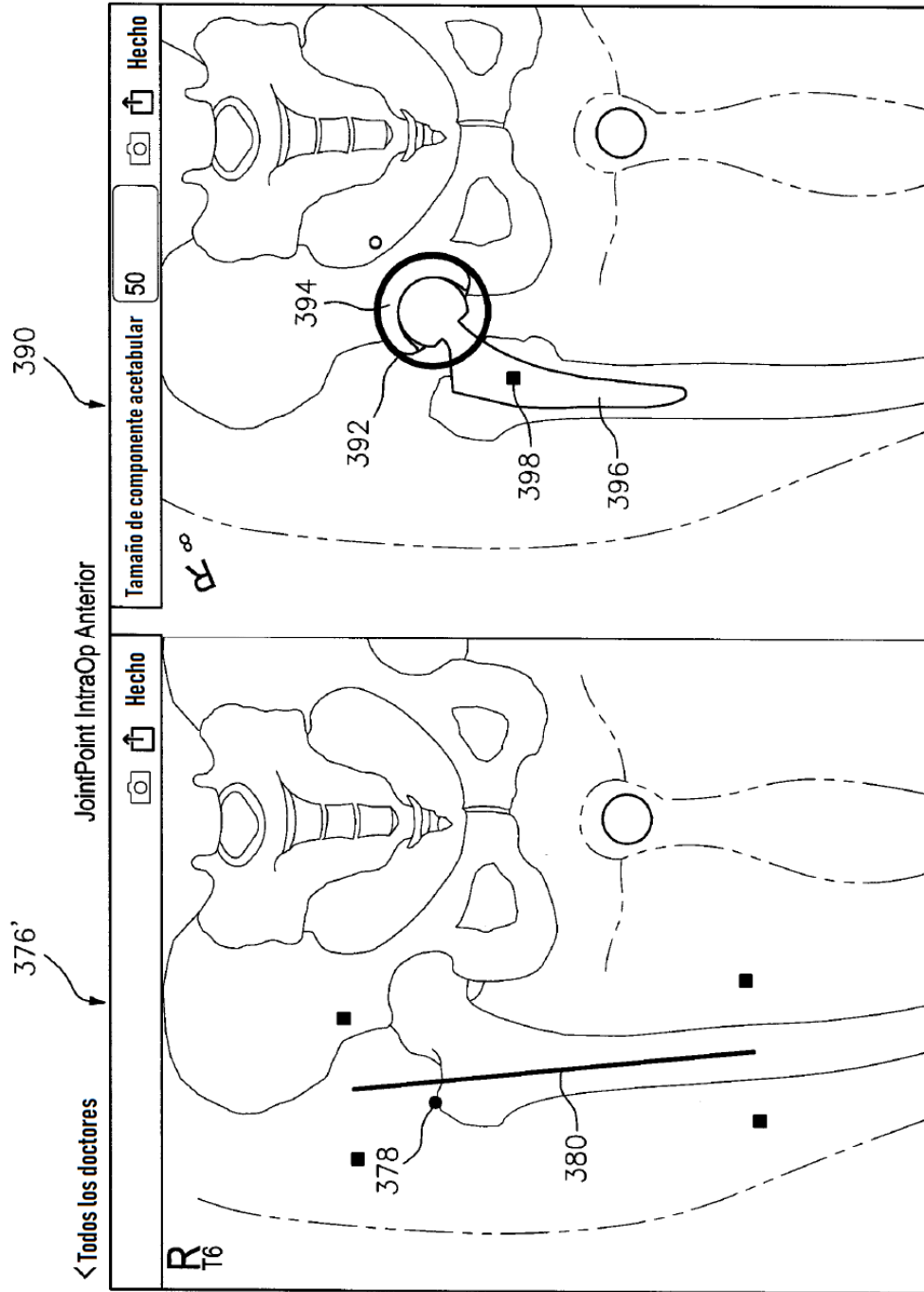


FIG. 12

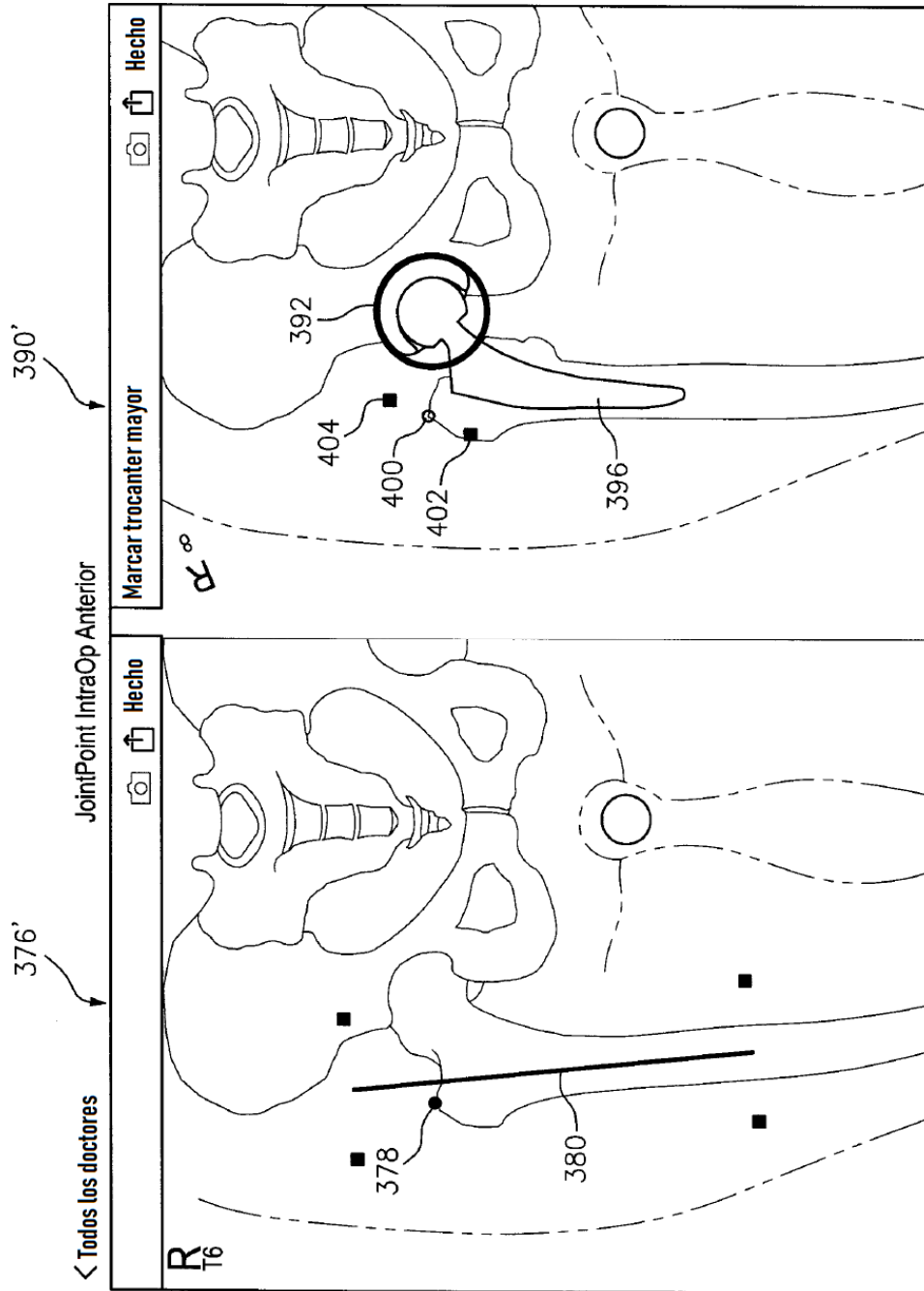


FIG. 13

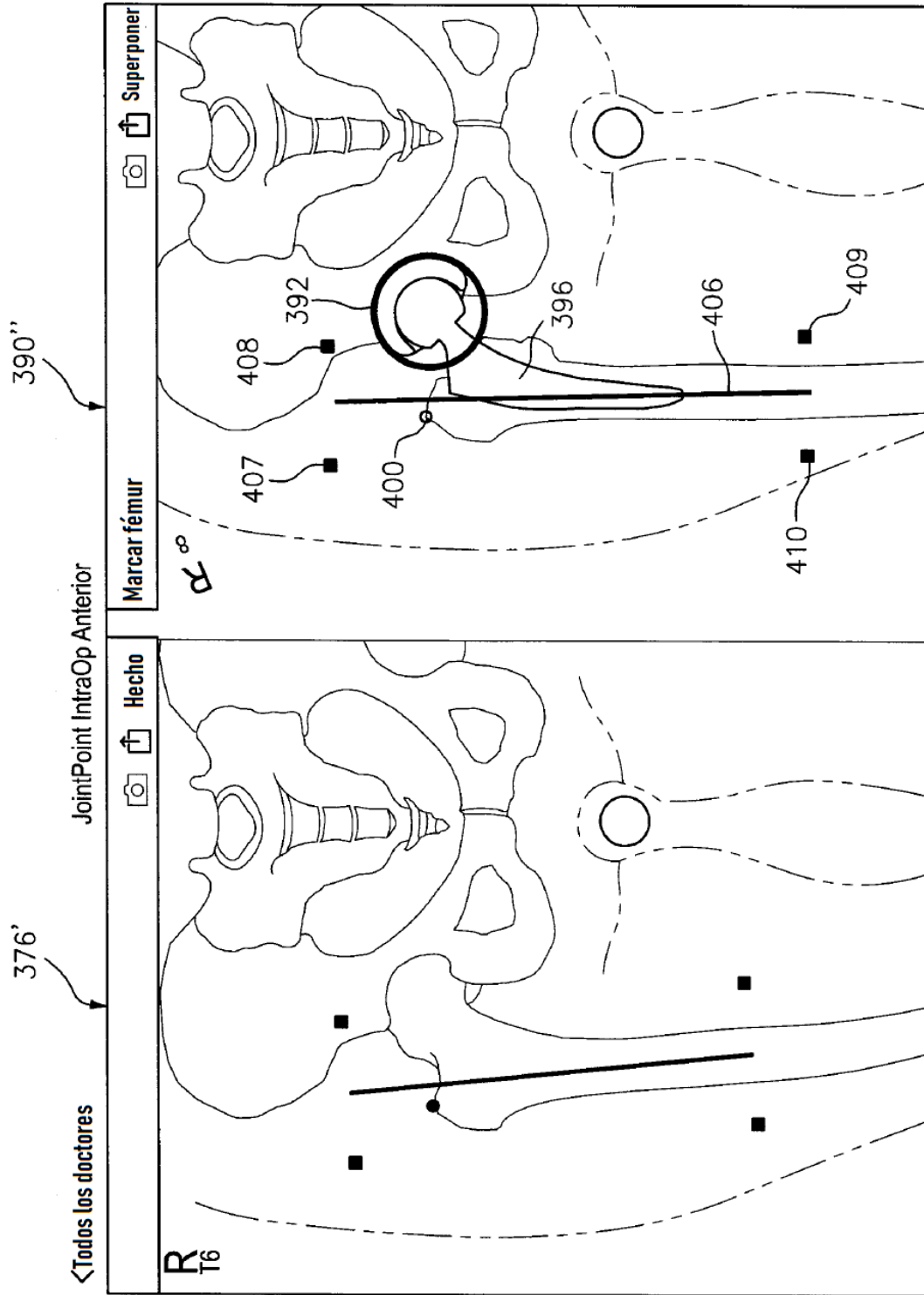


FIG. 14

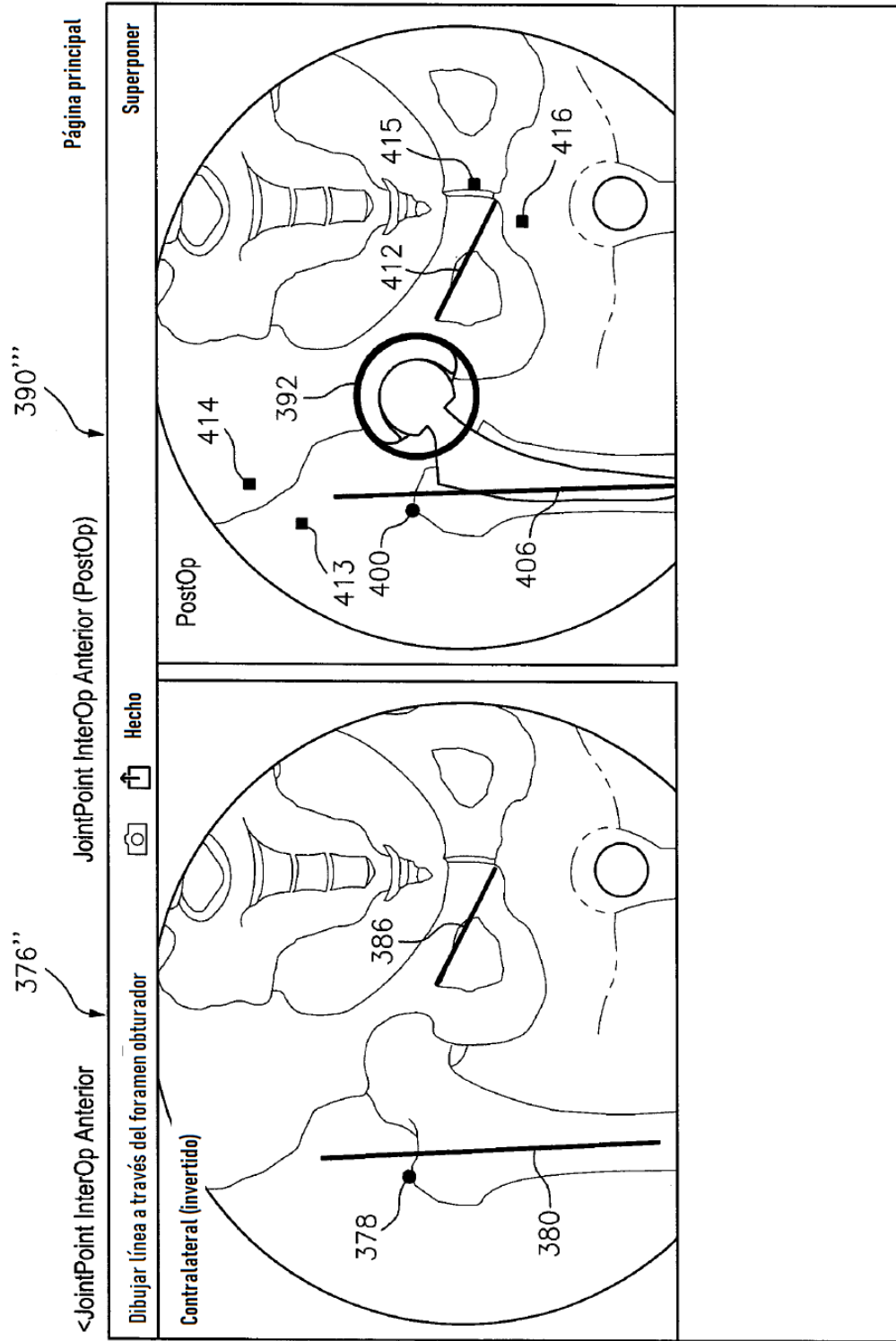


FIG. 15

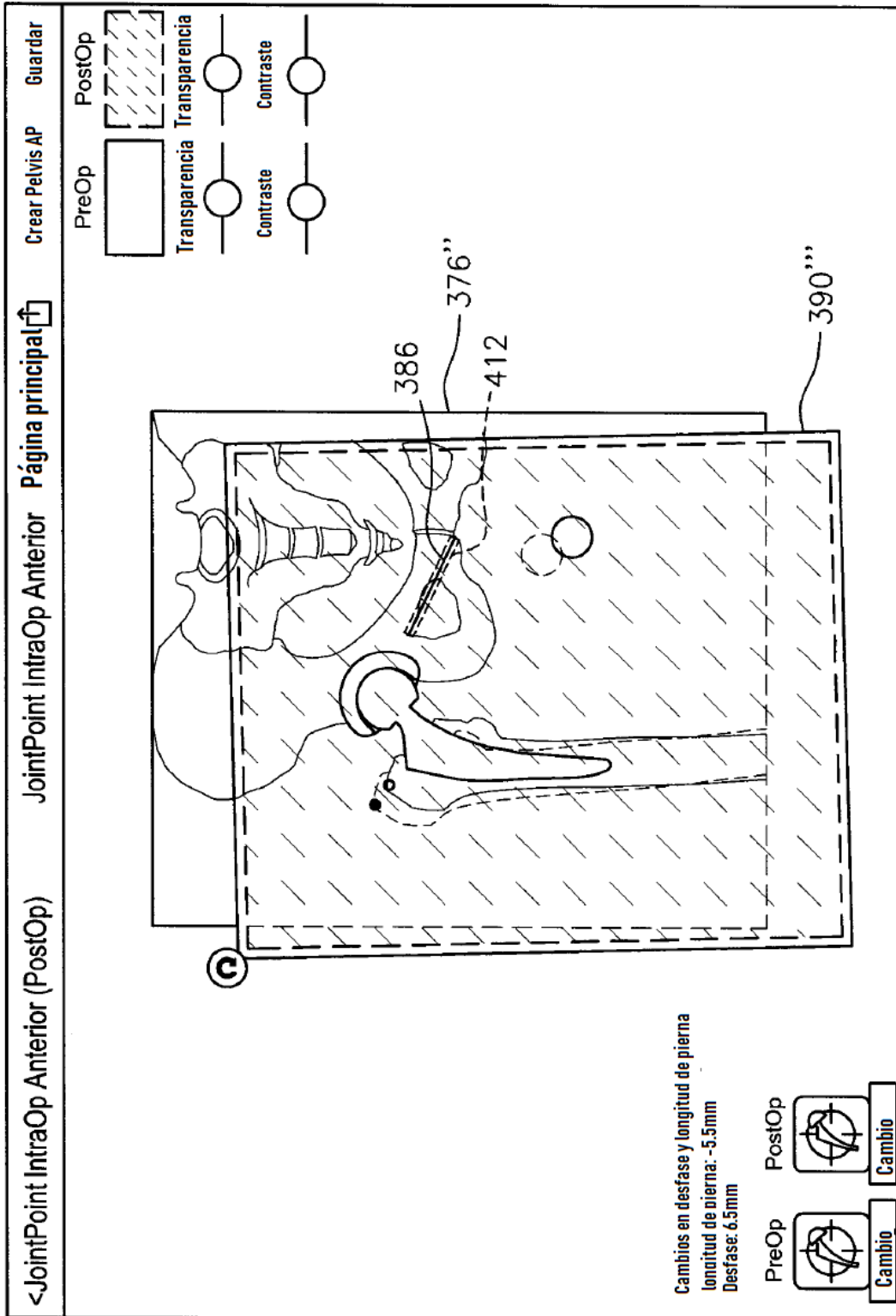



FIG. 16


Trasero  
JointPoint IntraOp Anterior



SOBREPONER-CADERA IPSILATERAL ← 422

Crear nueva superposición-Cadera ipsilateral


Utilizar superposición existente- Cadera ipsilateral



SUPERPONER-CADERA CONTRALATERAL ← 424

Crear nueva superposición- Cadera contralateral

Utilizar superposición existente- Cadera contralateral



Pelvis AP

Utilizar pelvis AP existente

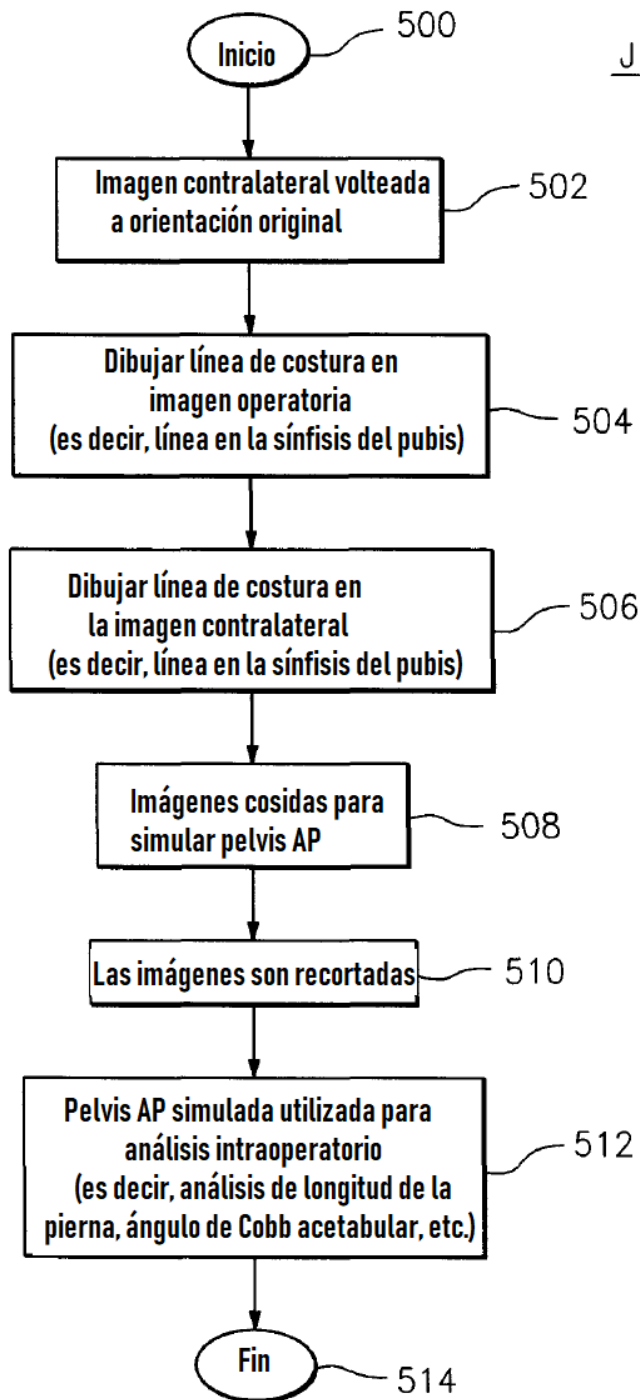
Lado de cadera  
¿Que cadera estamos reemplazando?

Derecha

Izquierda

Cancelar

FIG. 17



**FIG. 18**

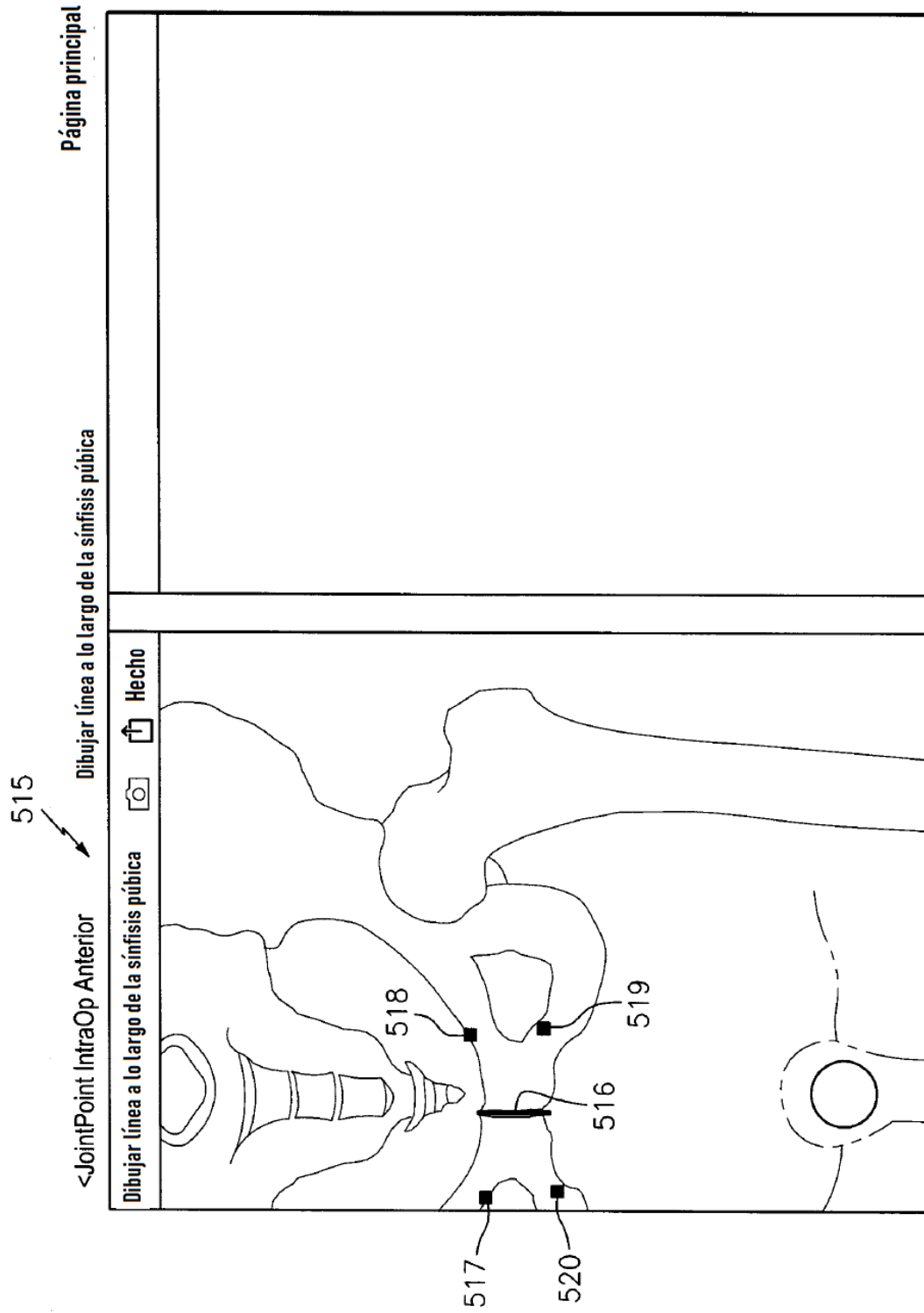


FIG. 19



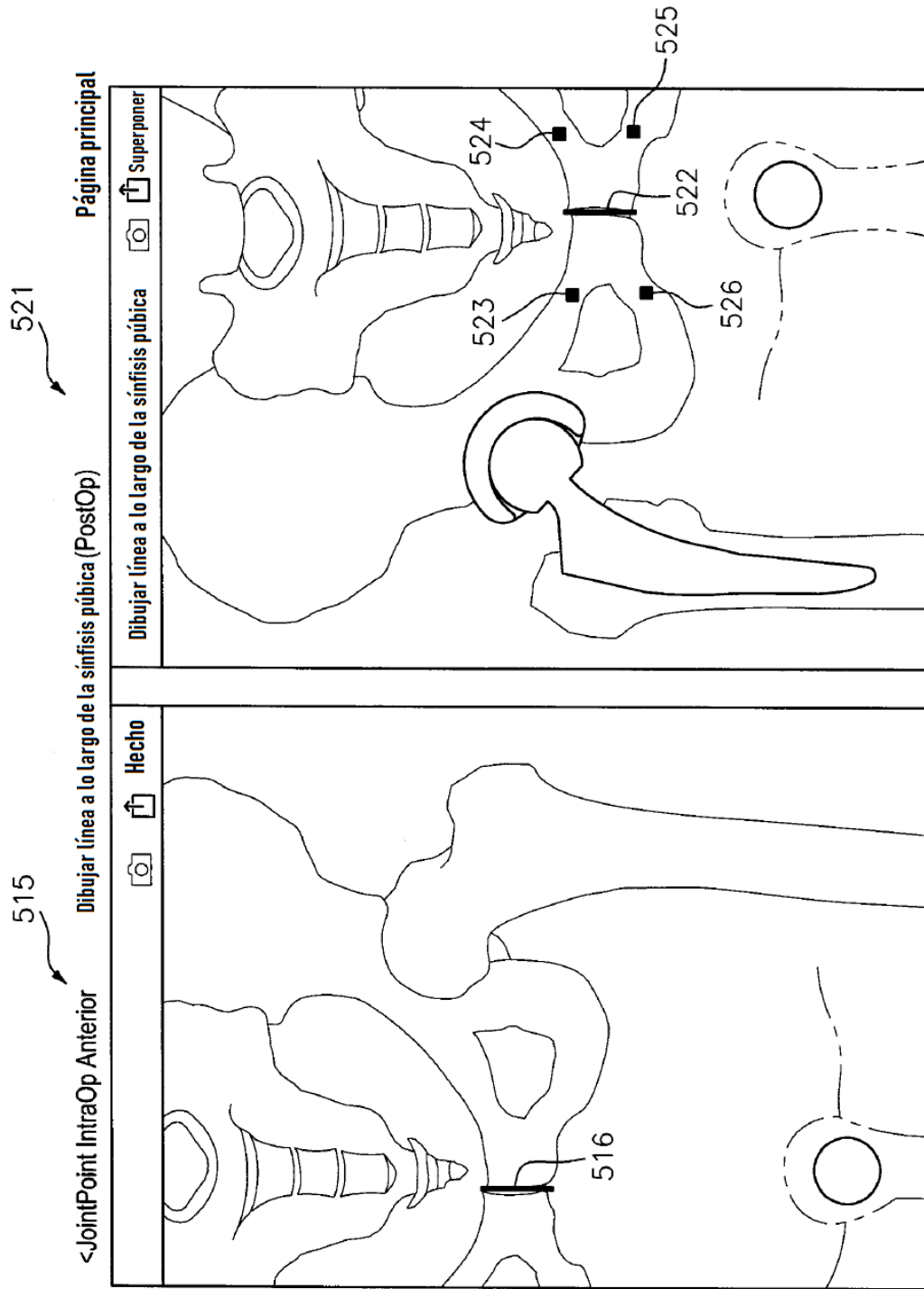


FIG. 20

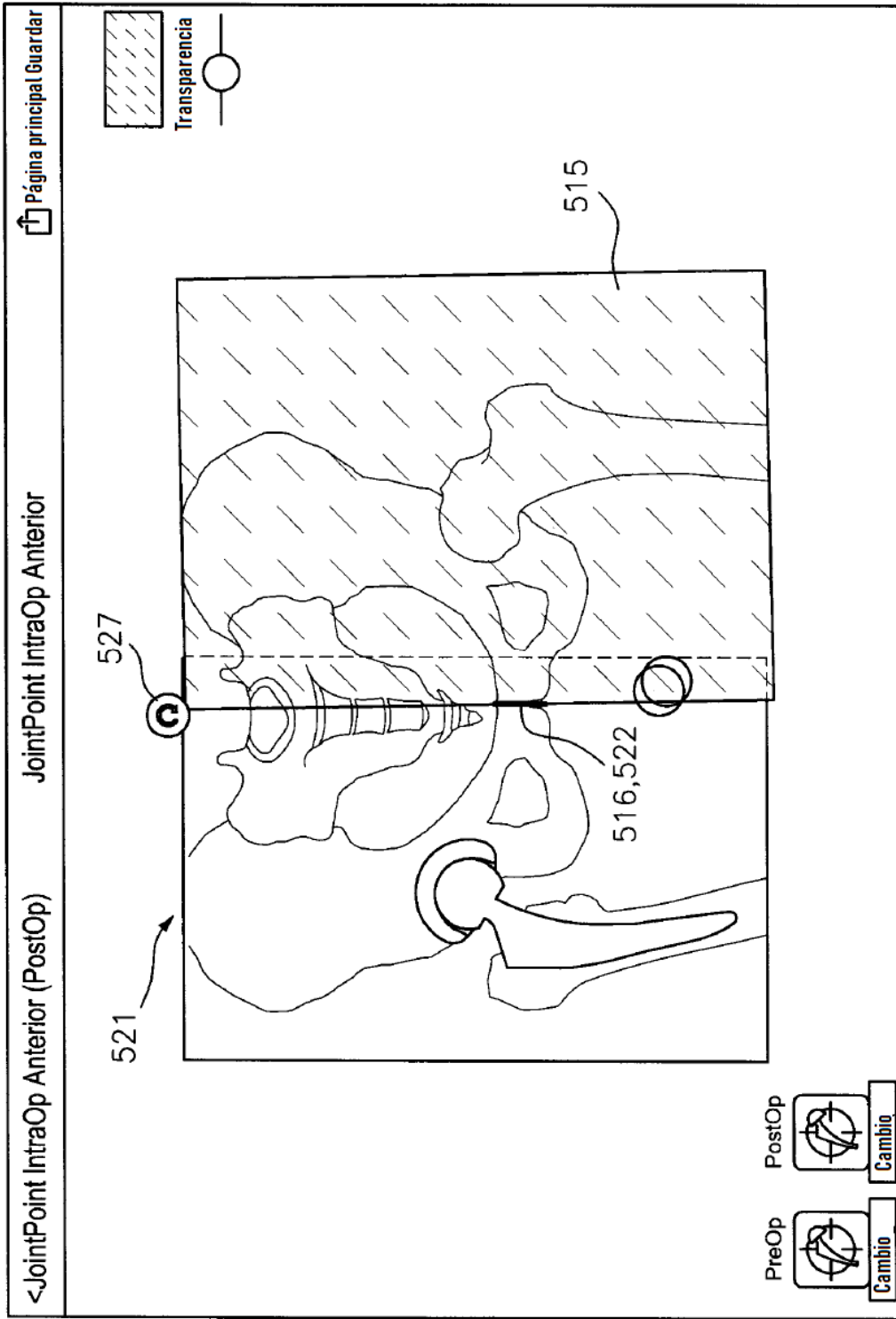


FIG. 21

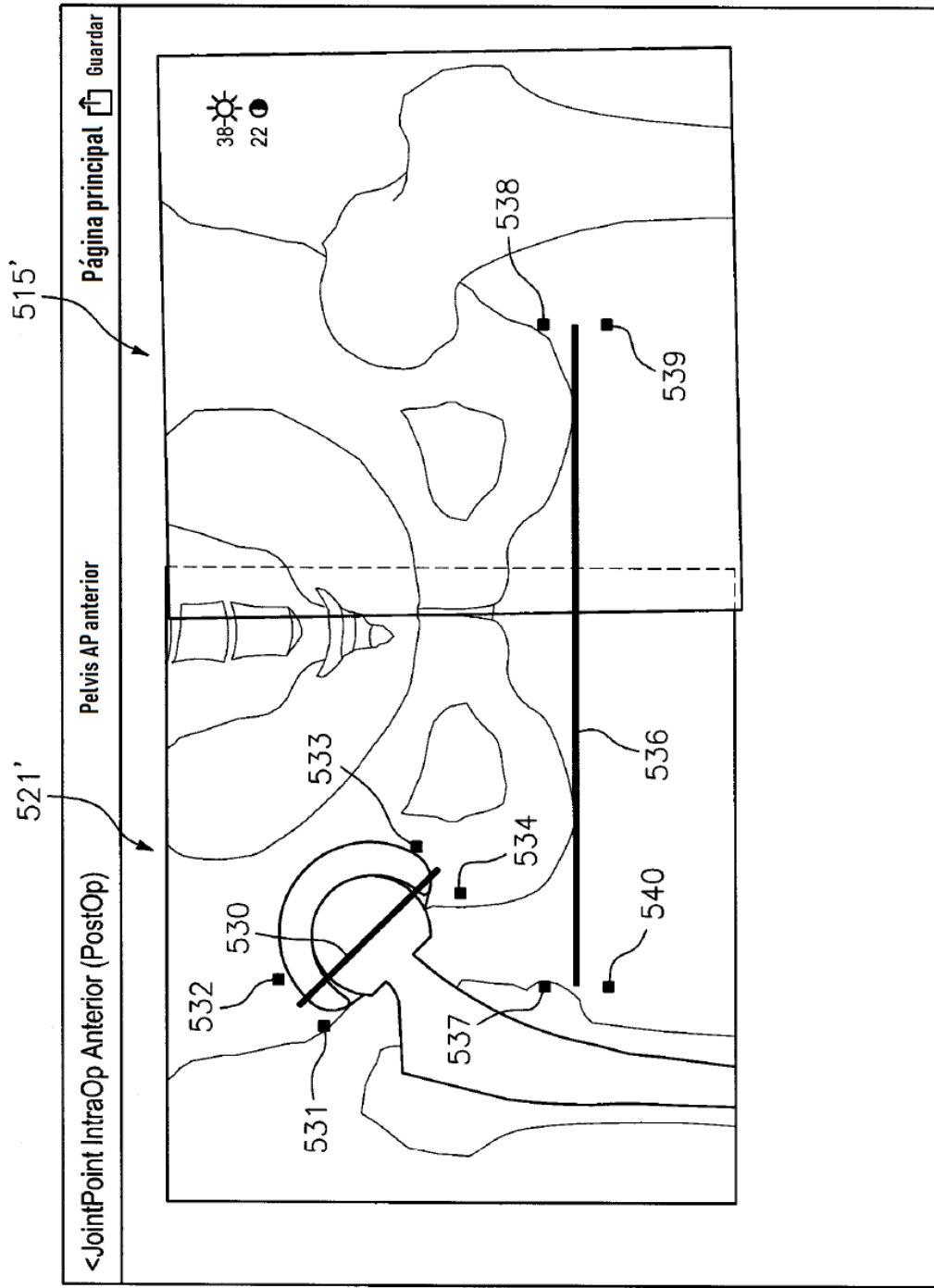


FIG. 22

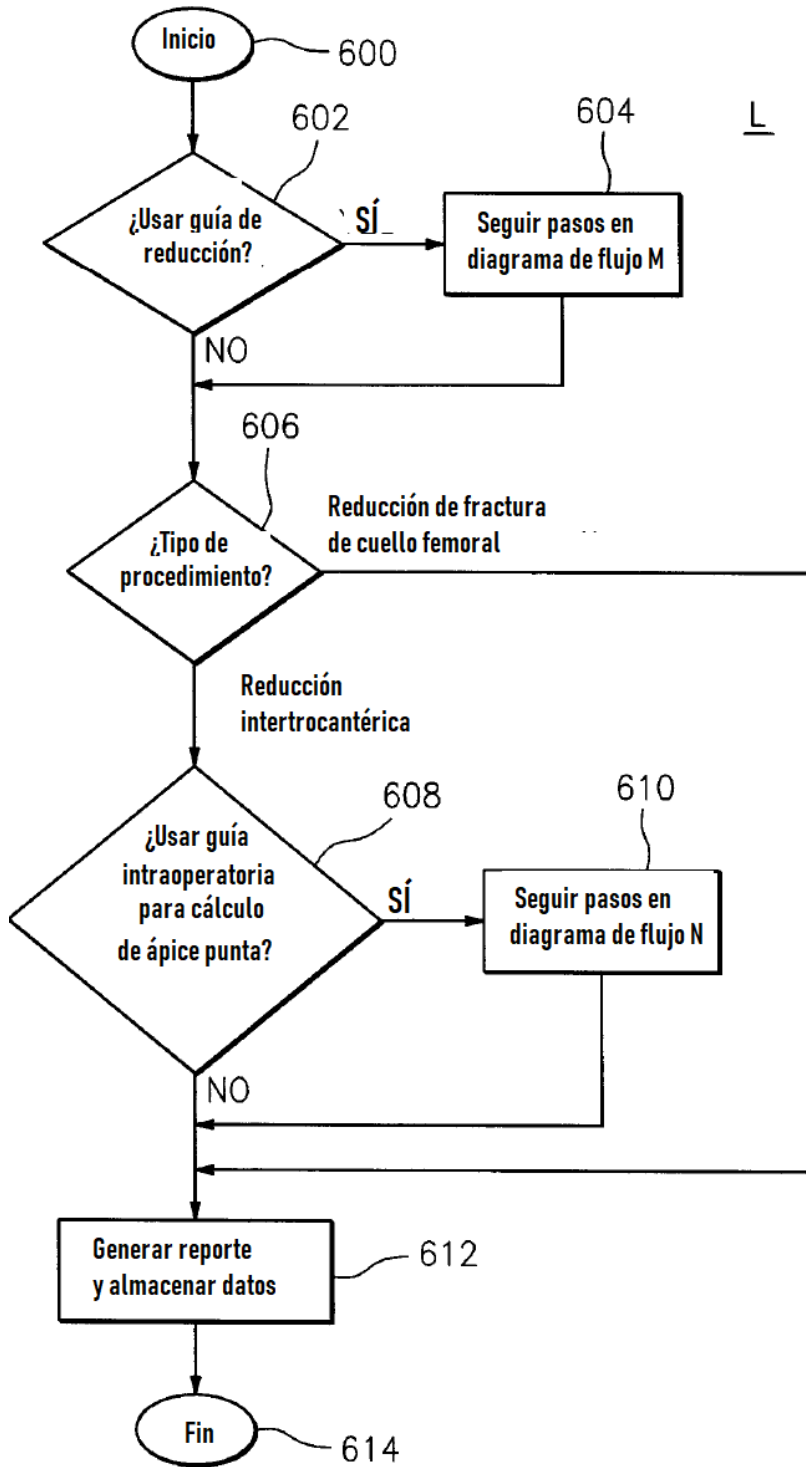
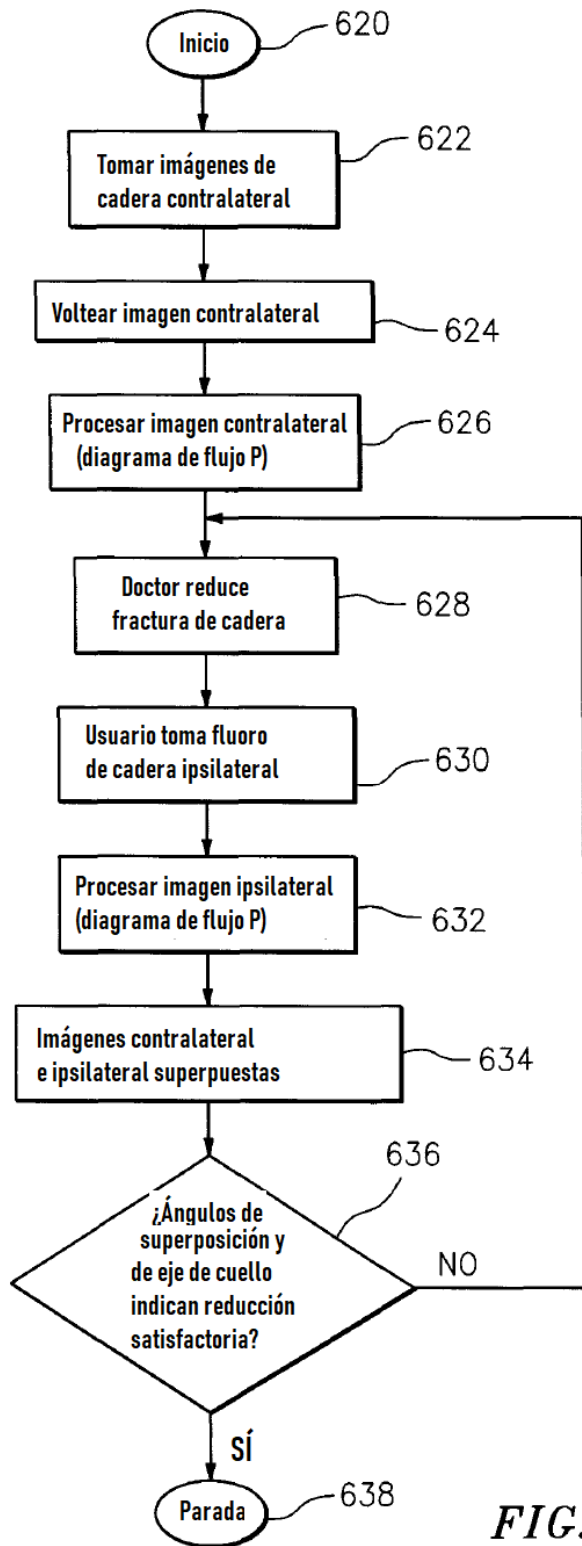


FIG. 23



M

FIG. 24

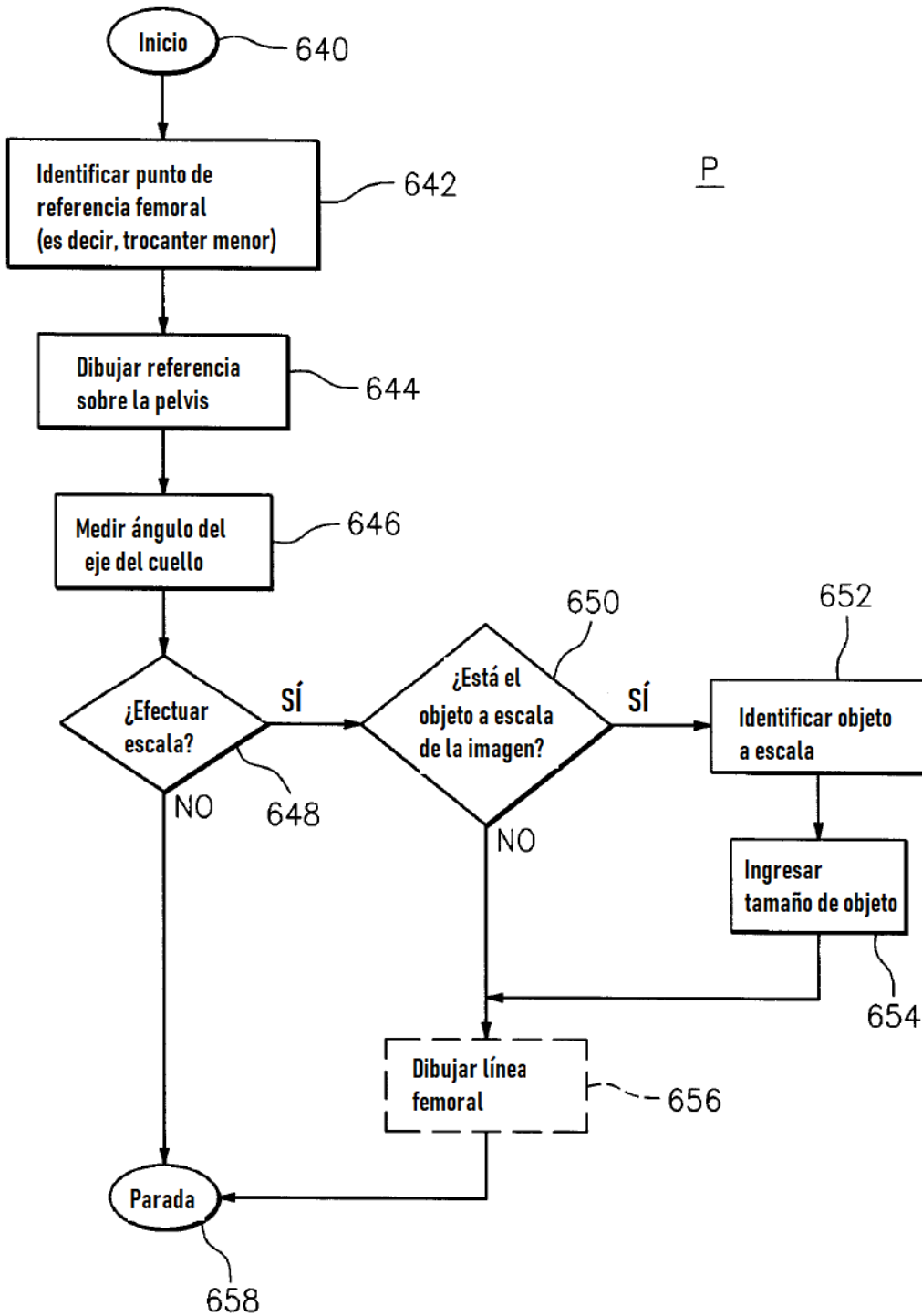


FIG. 25

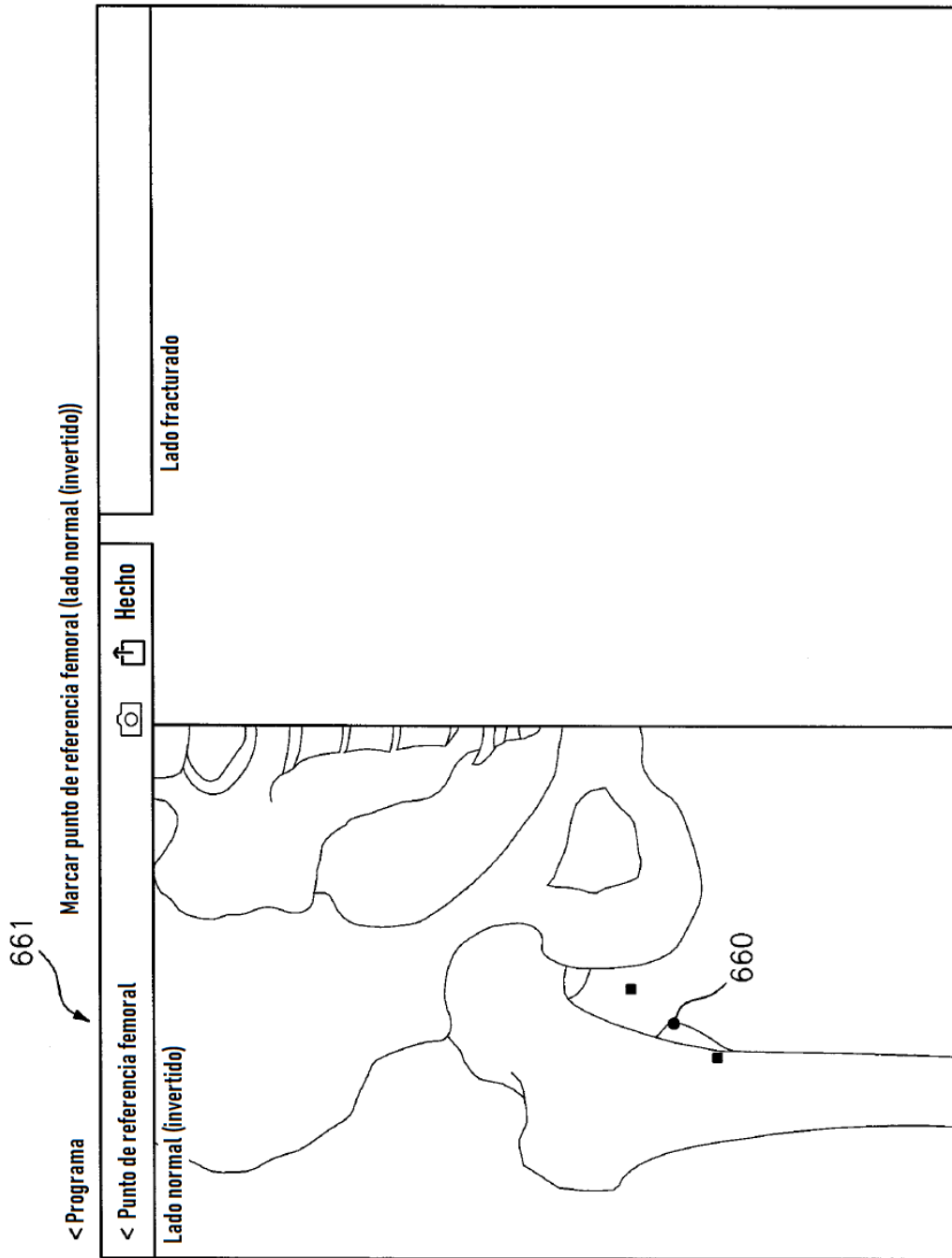


FIG. 26

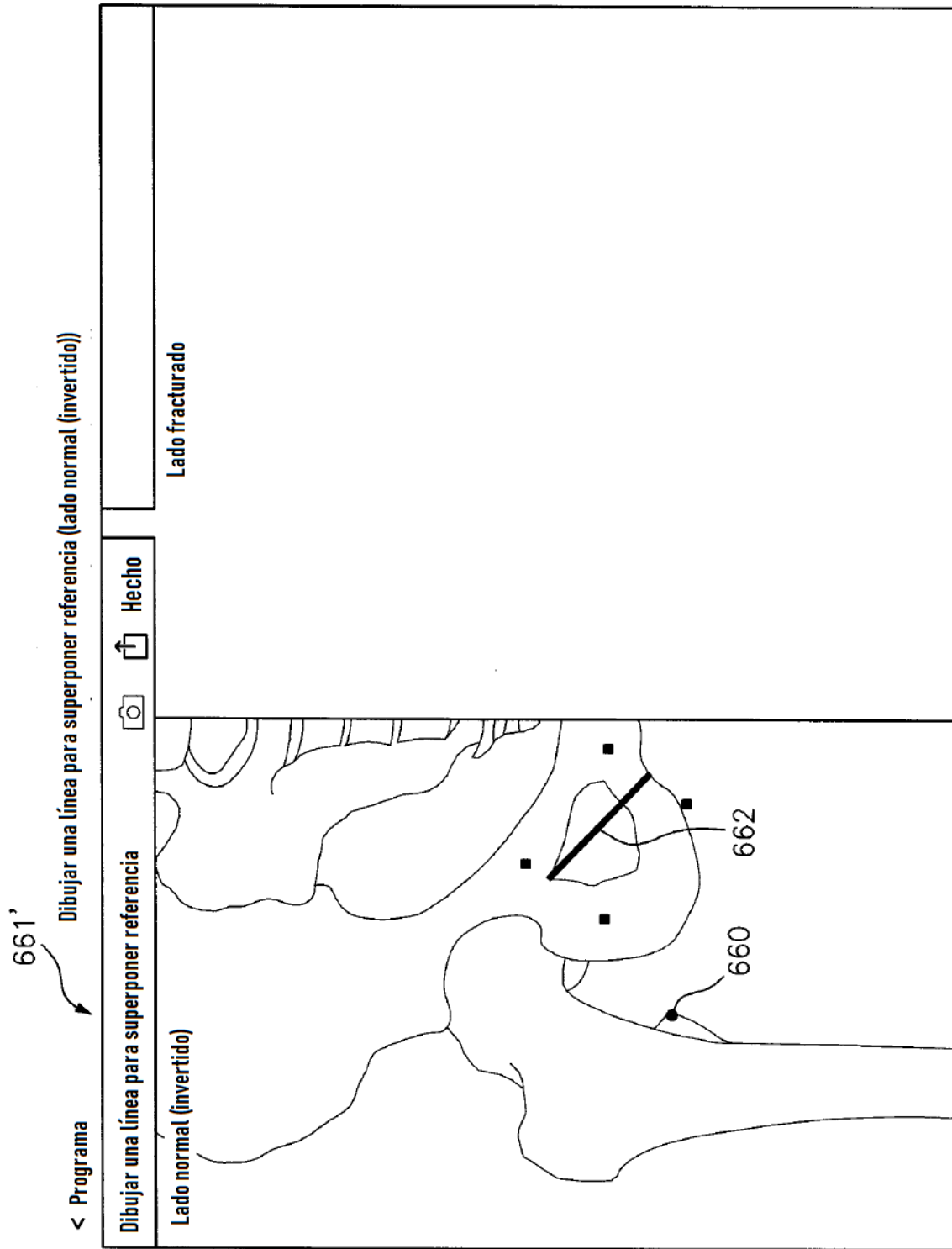


FIG. 27



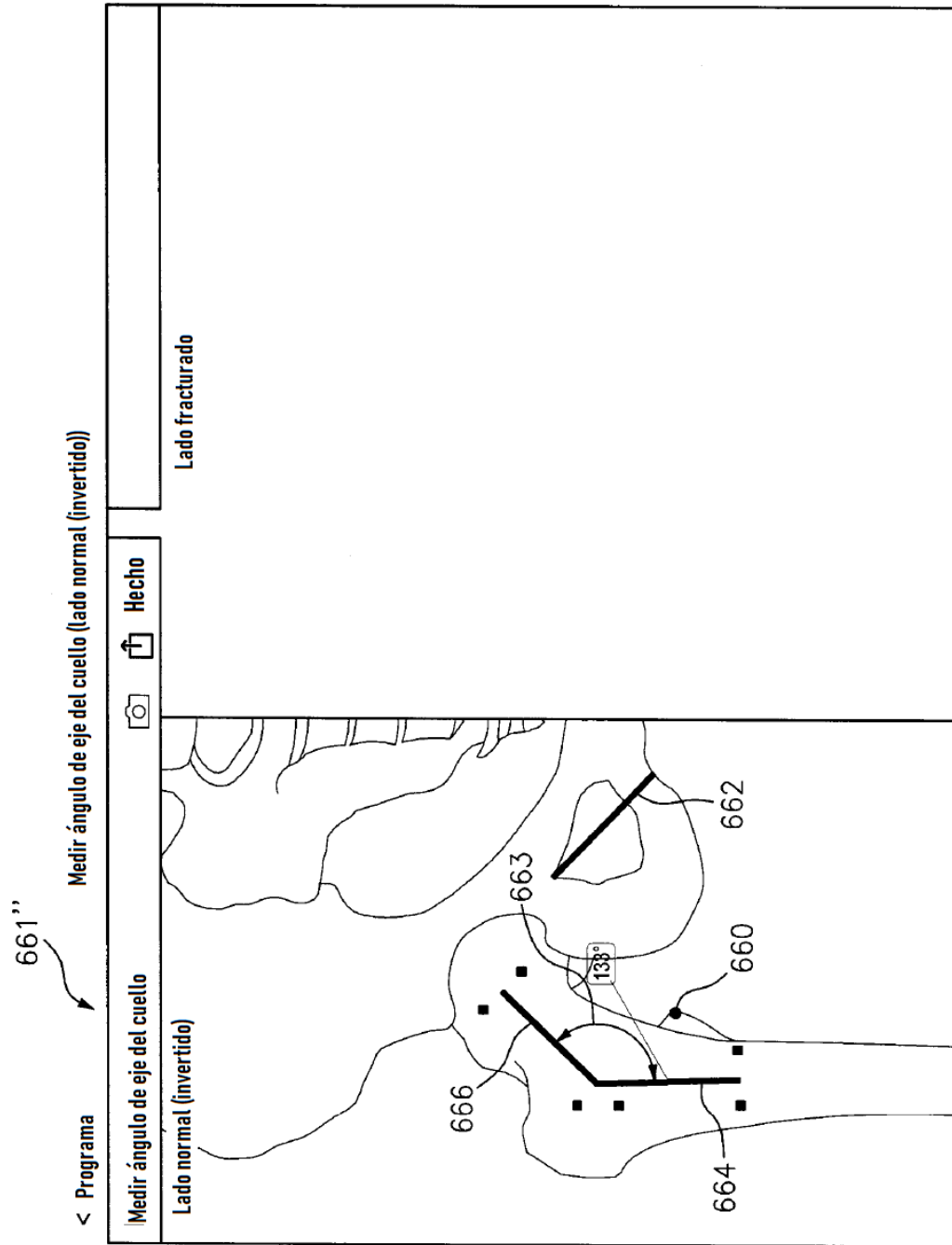


FIG. 28

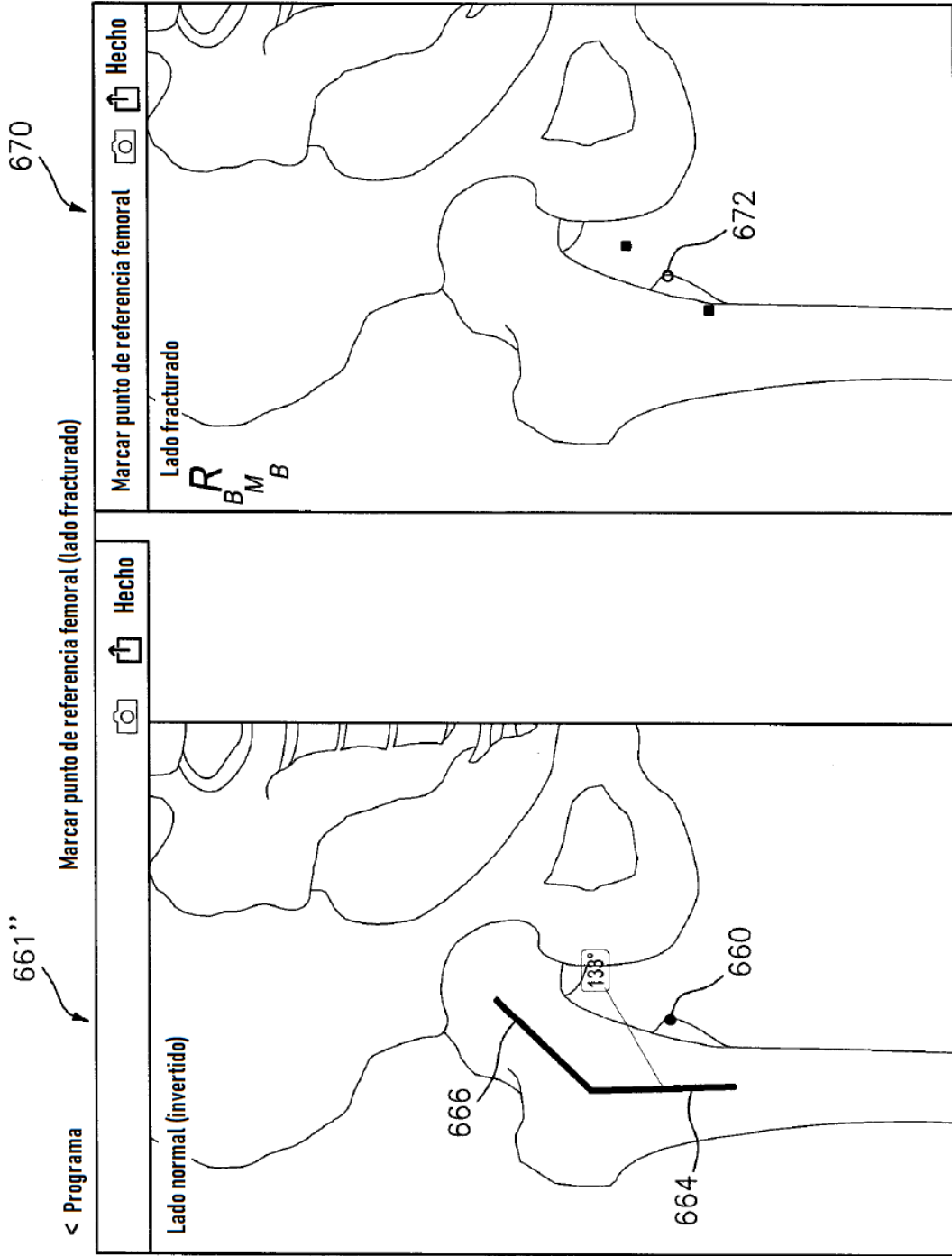


FIG. 29

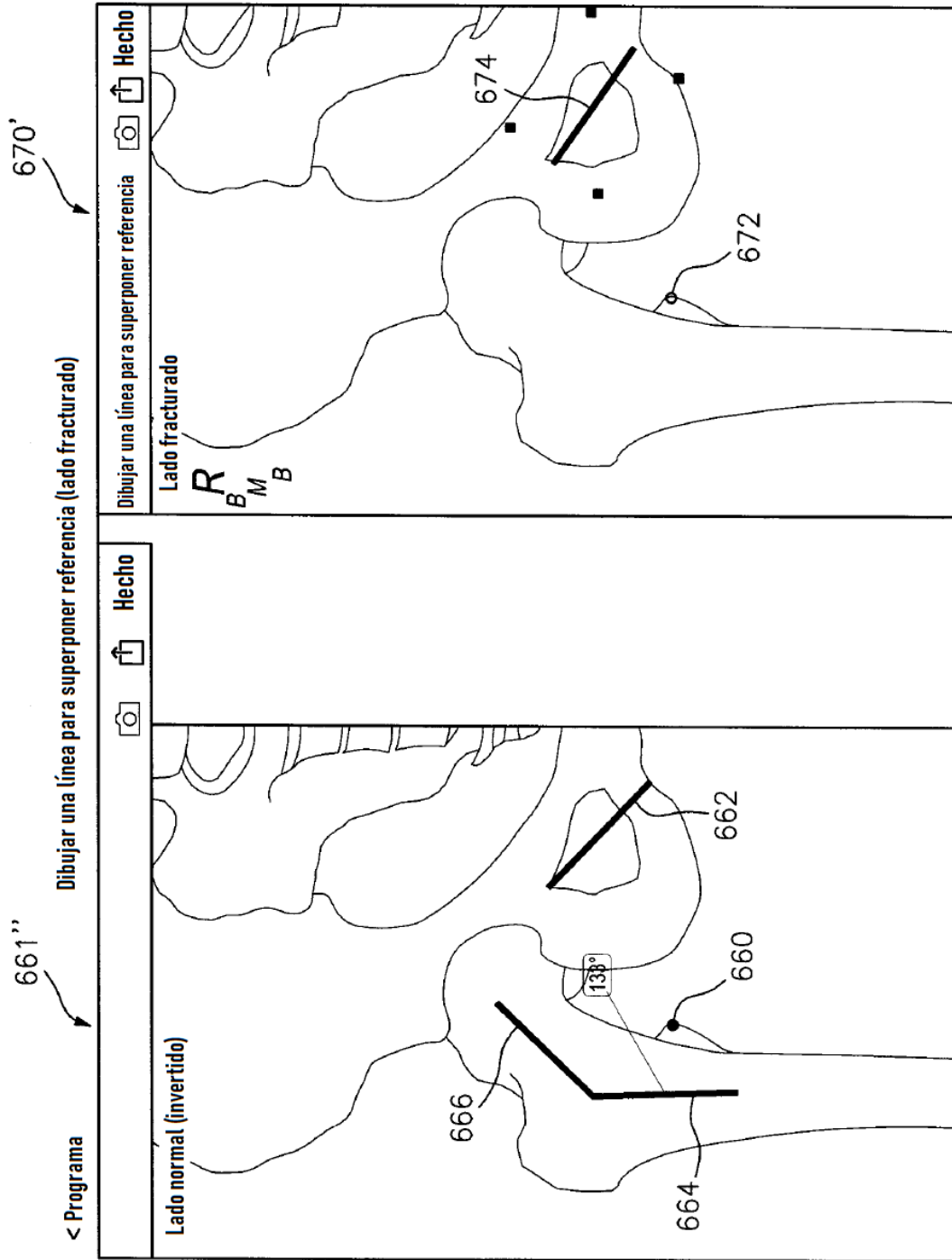


FIG. 30

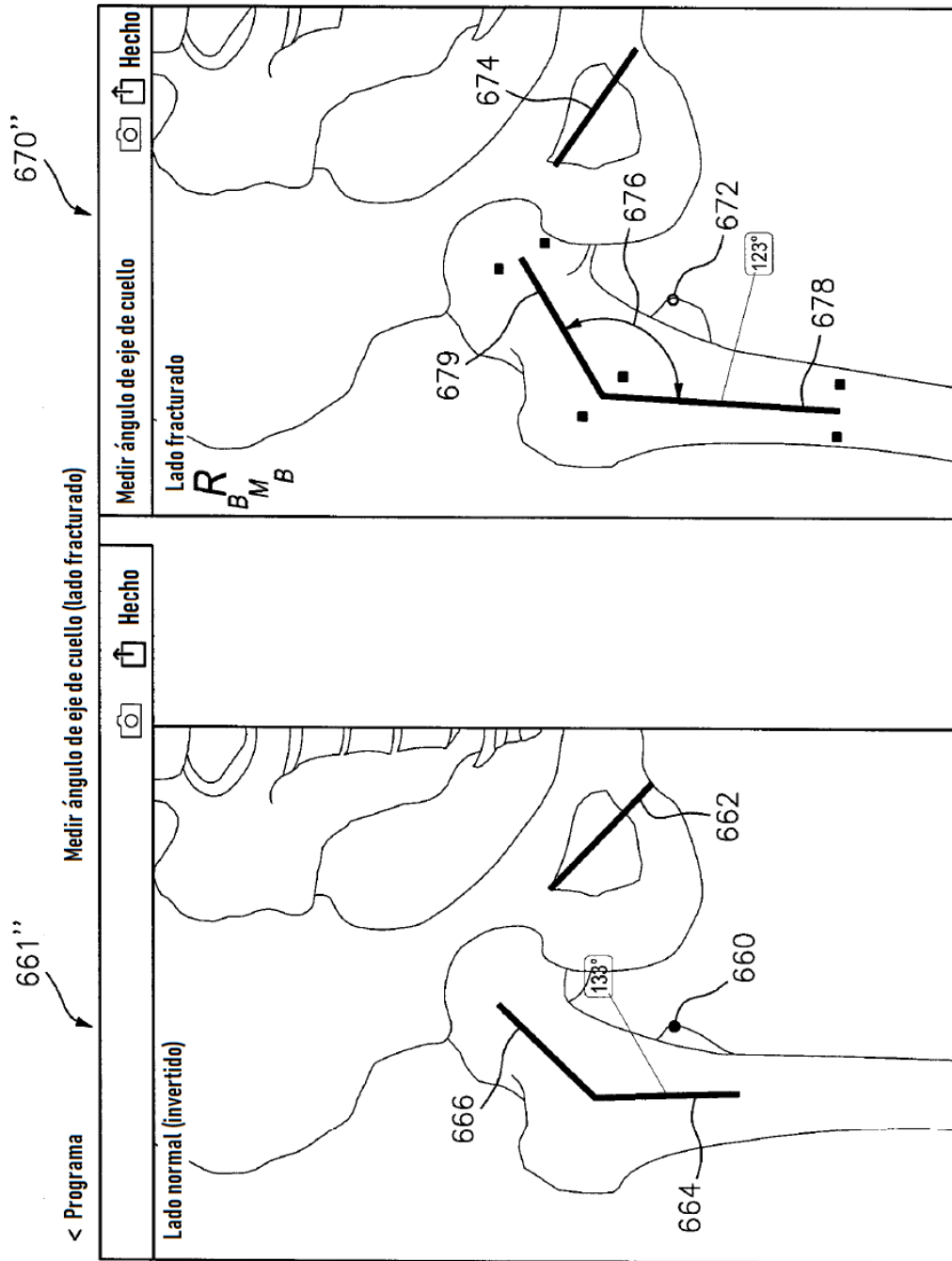


FIG. 31

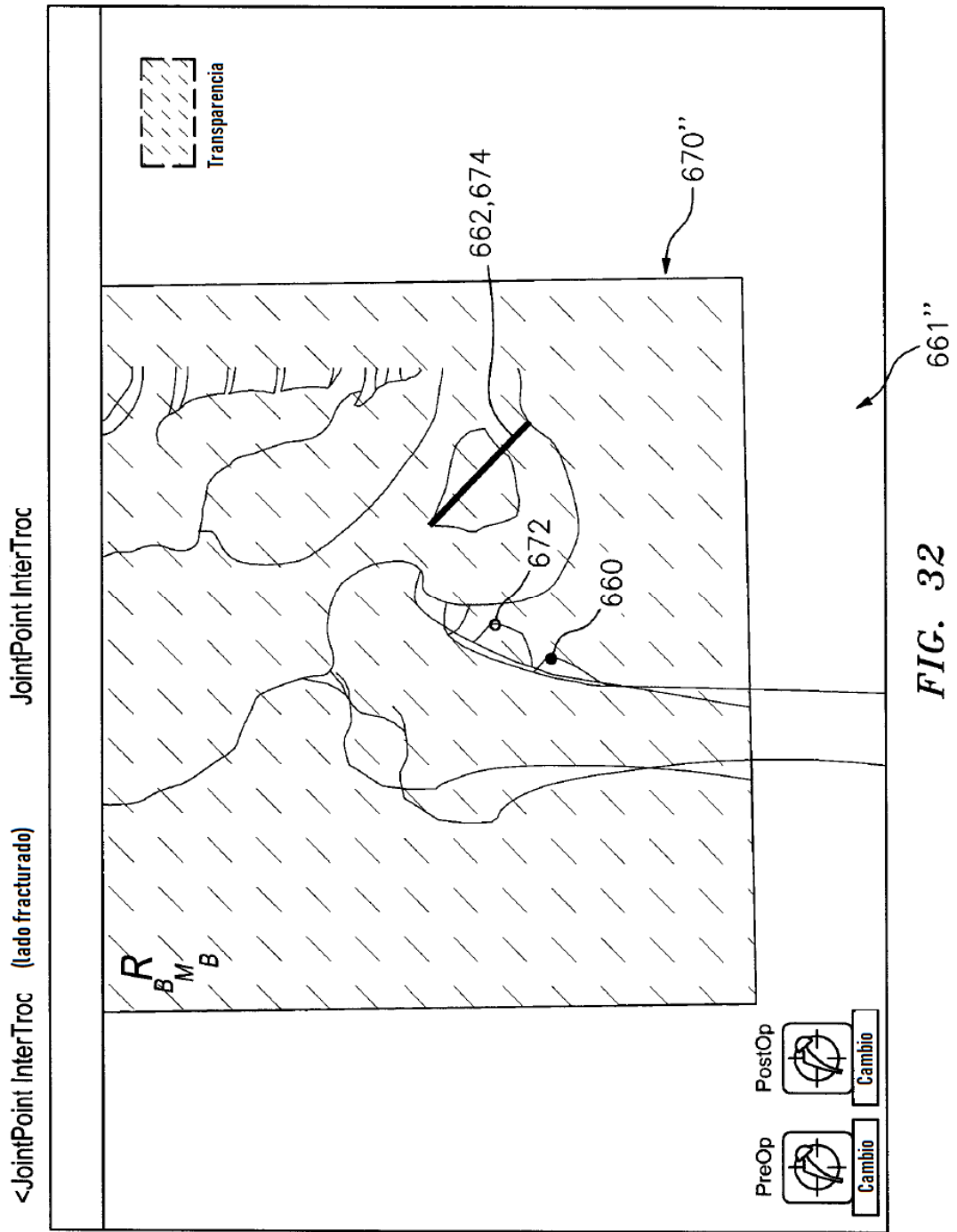


FIG. 32

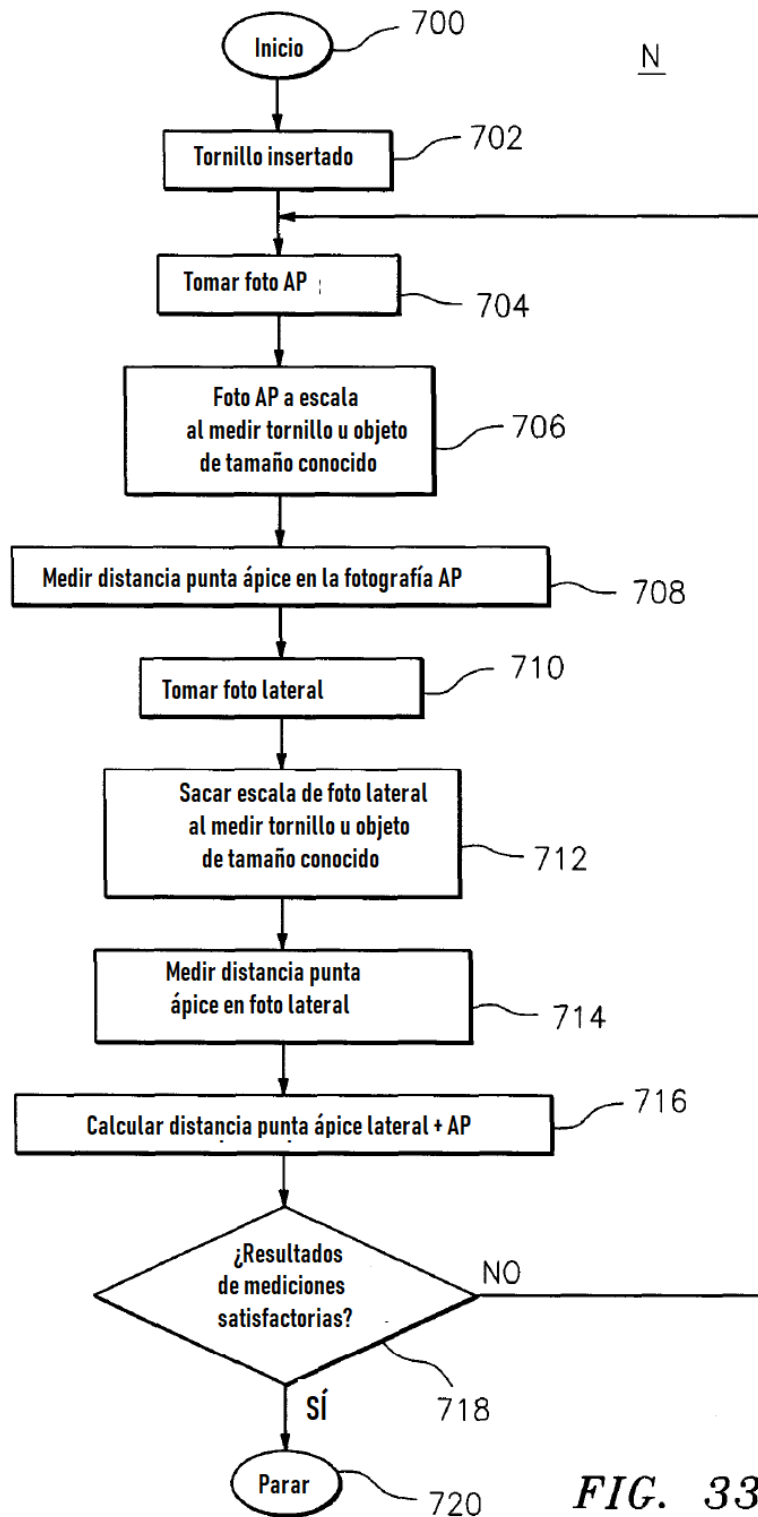


FIG. 33

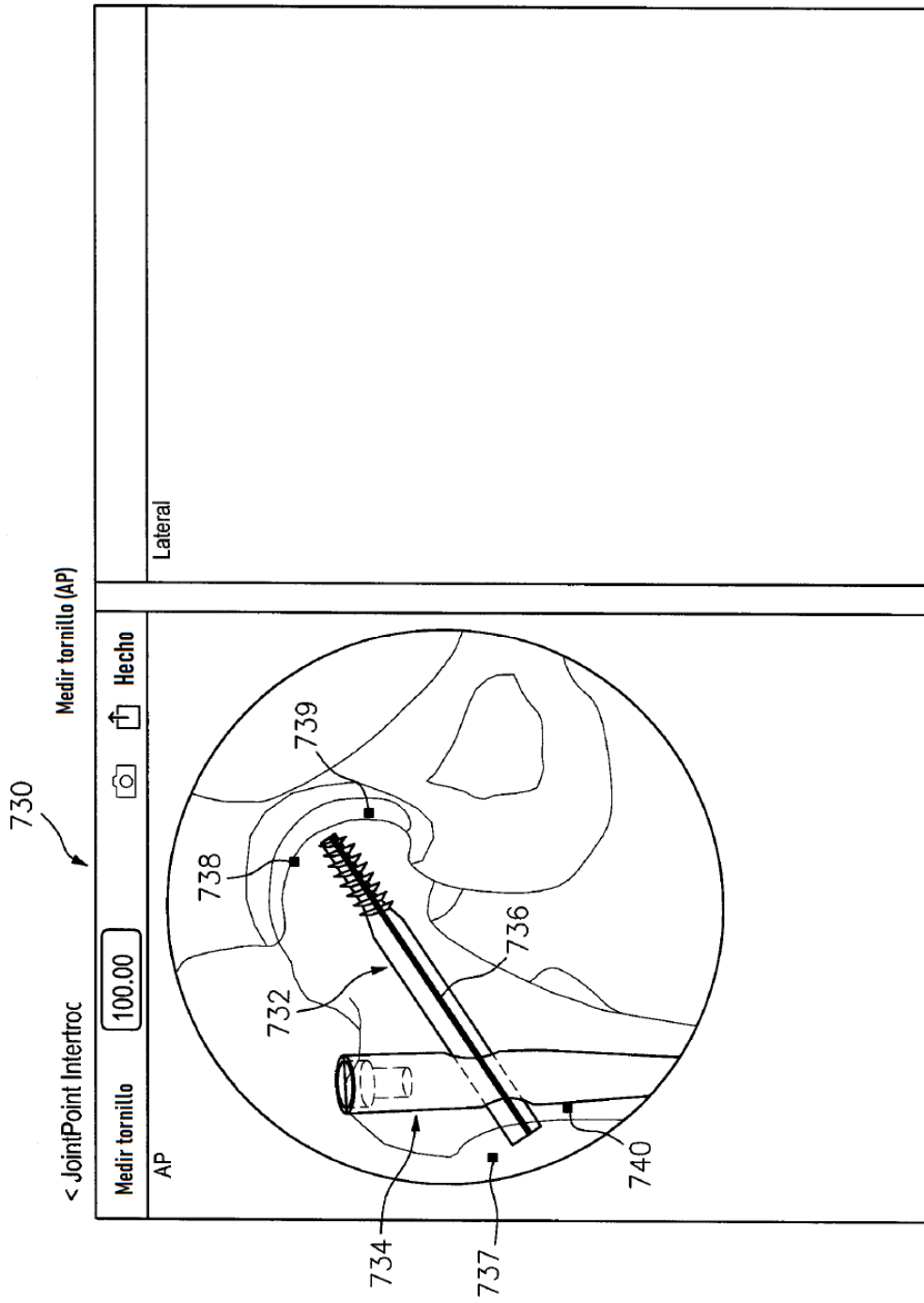


FIG. 34

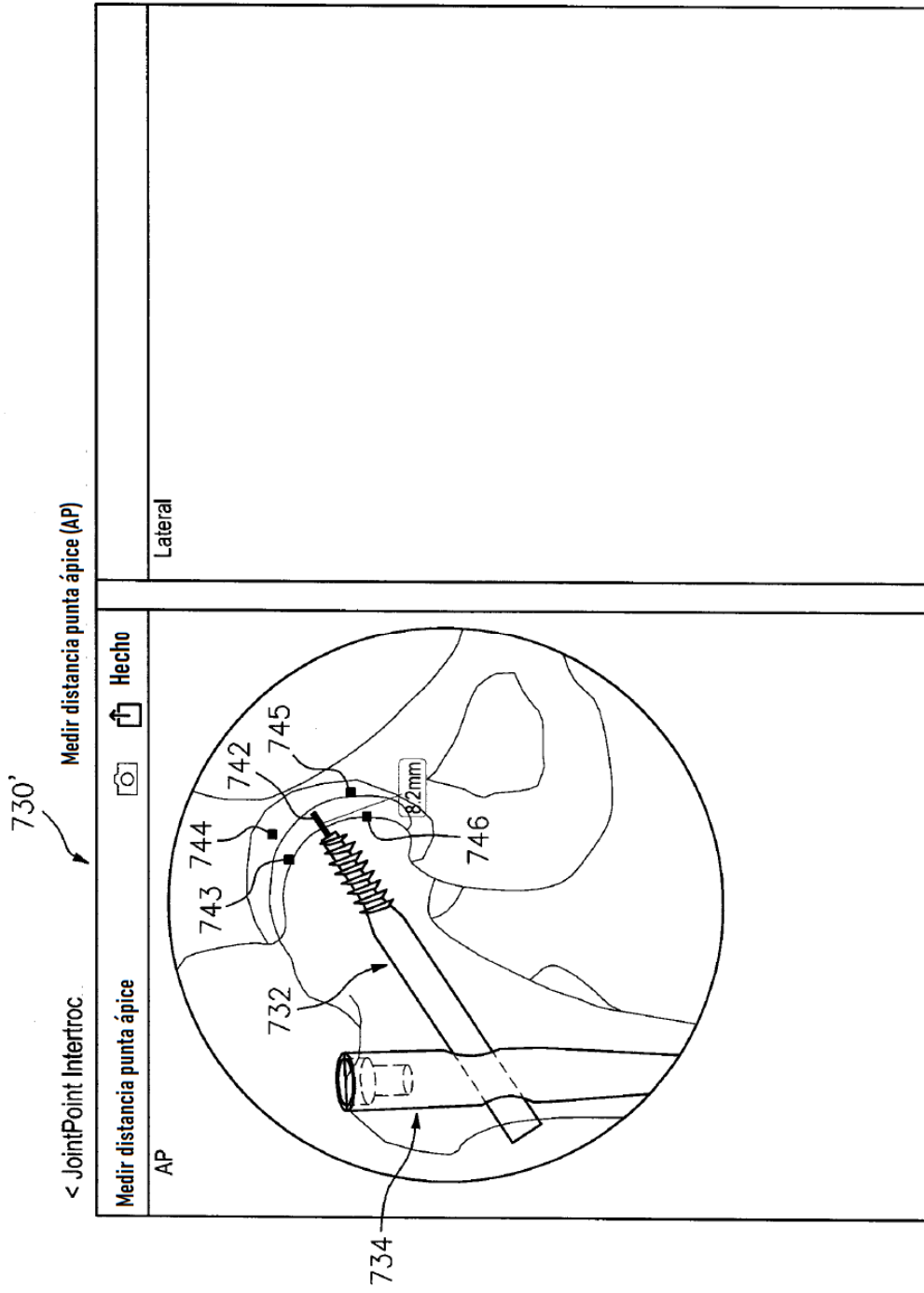


FIG. 35



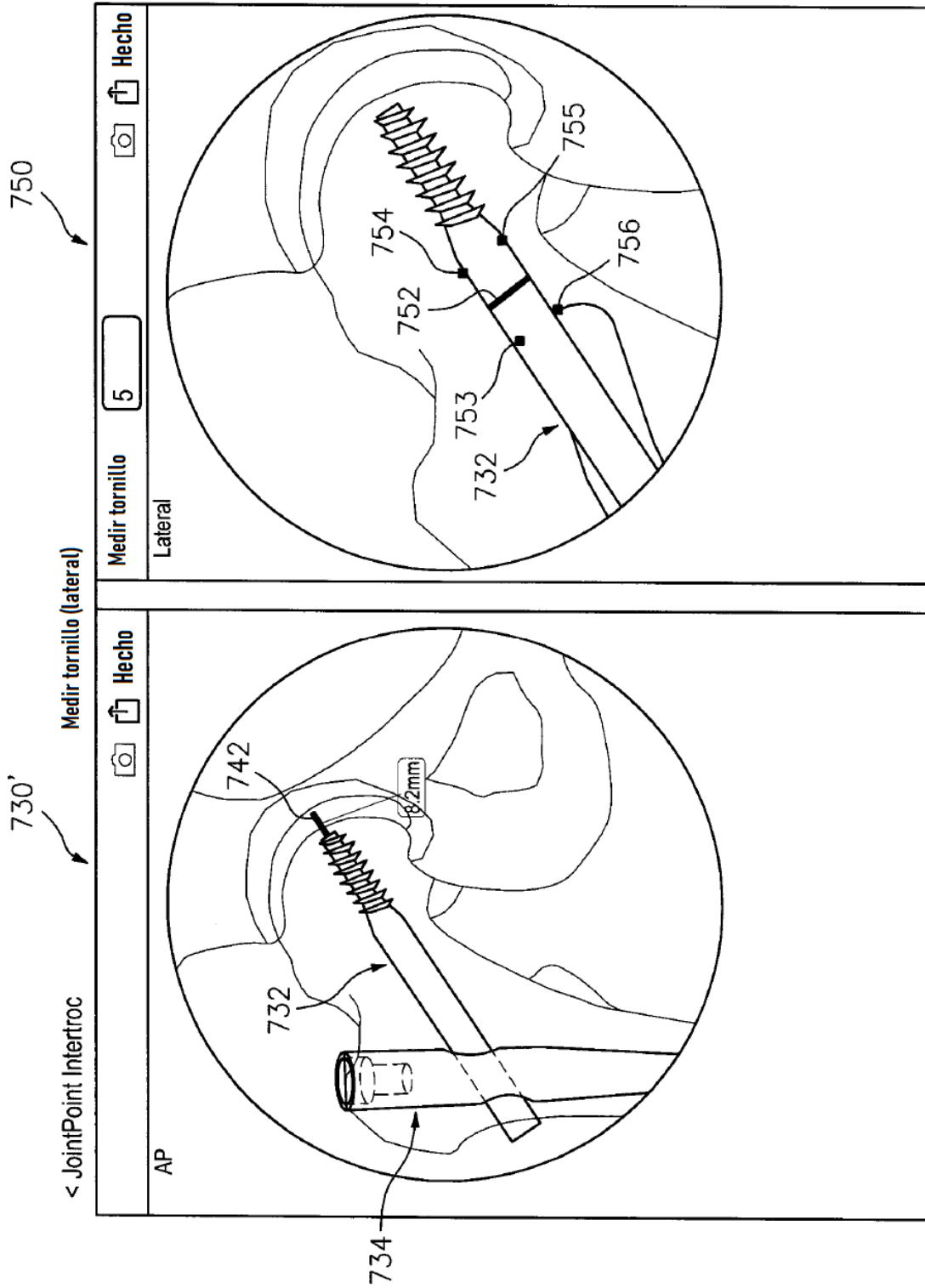


FIG. 36

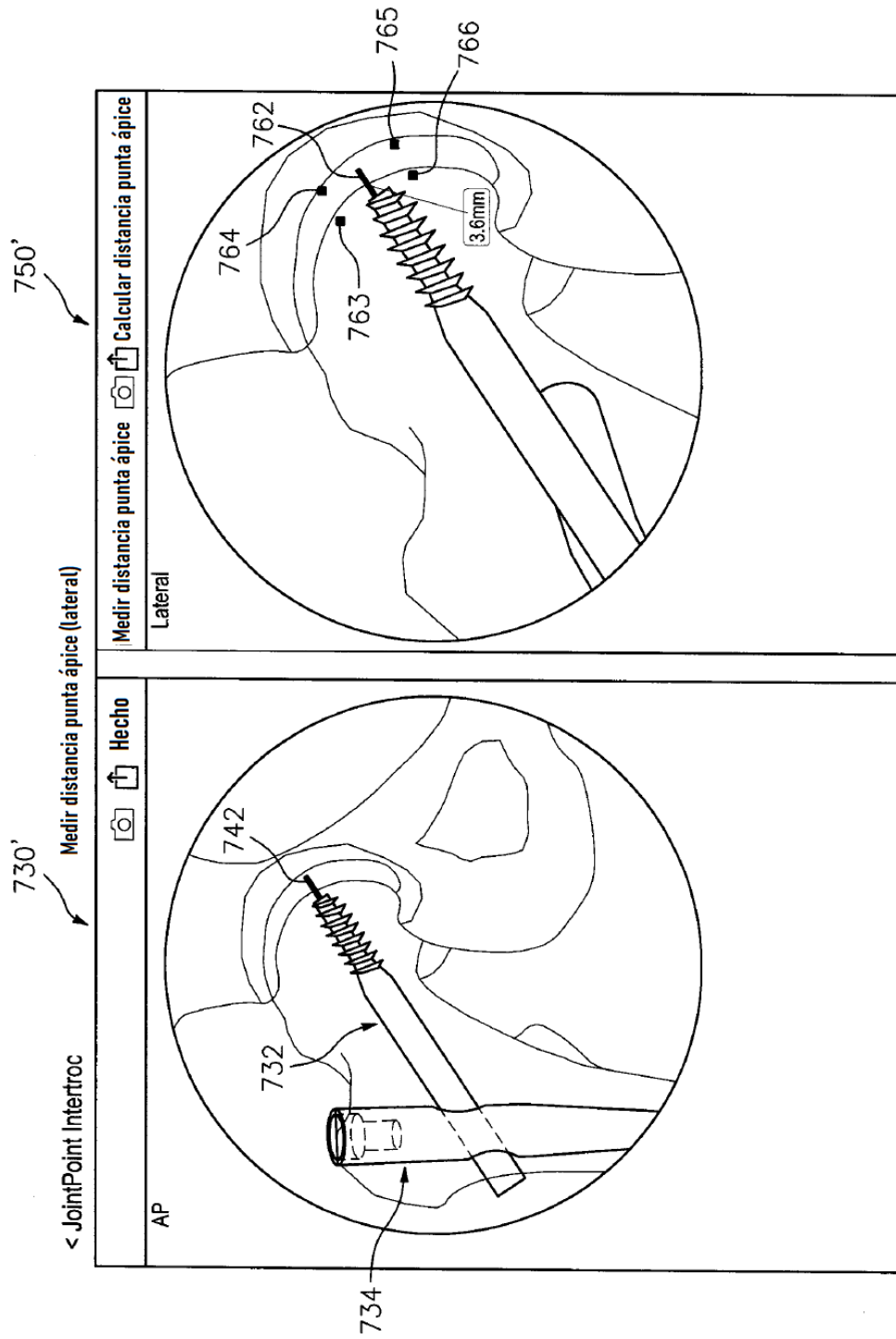


FIG. 37

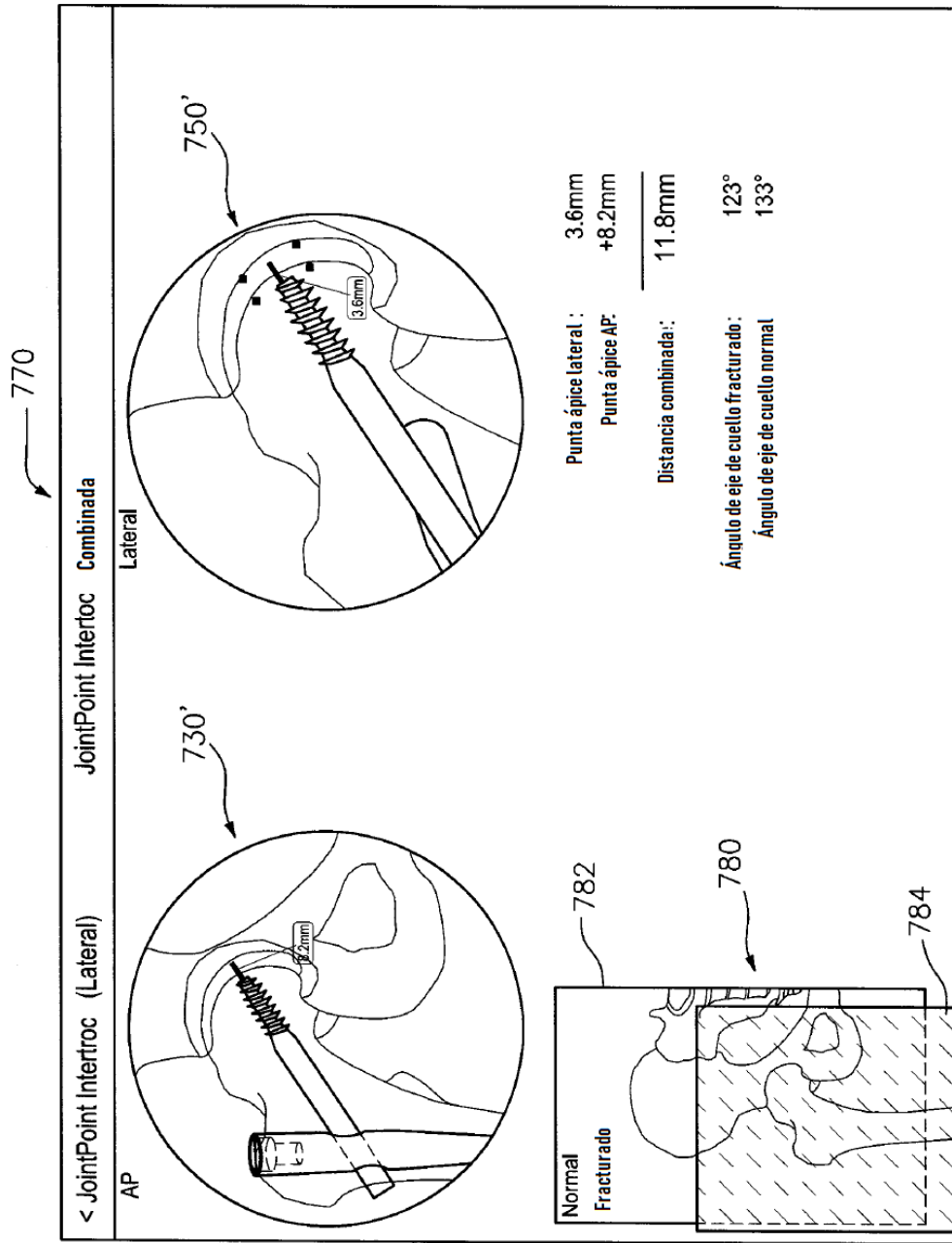


FIG. 38

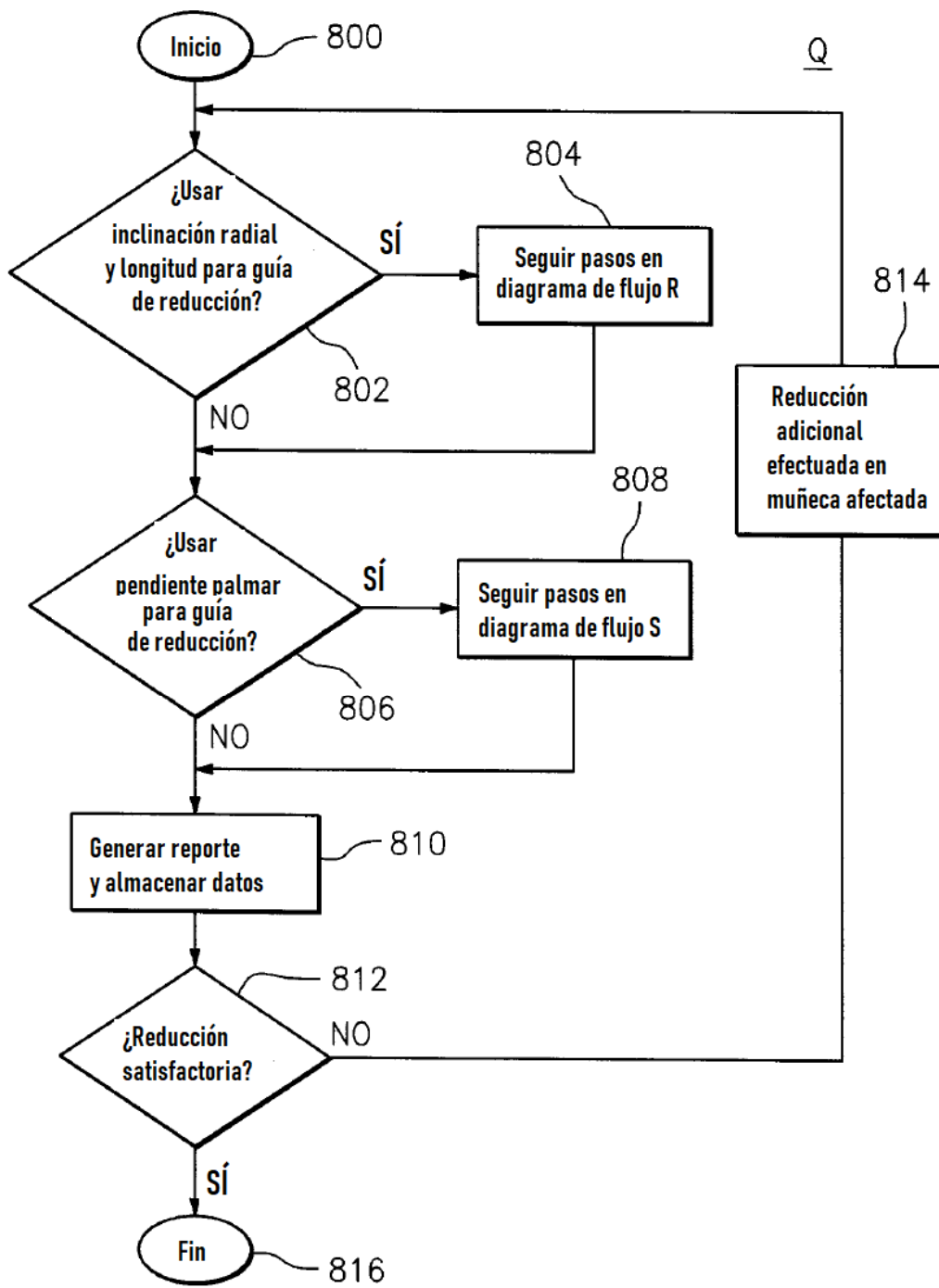


FIG. 39

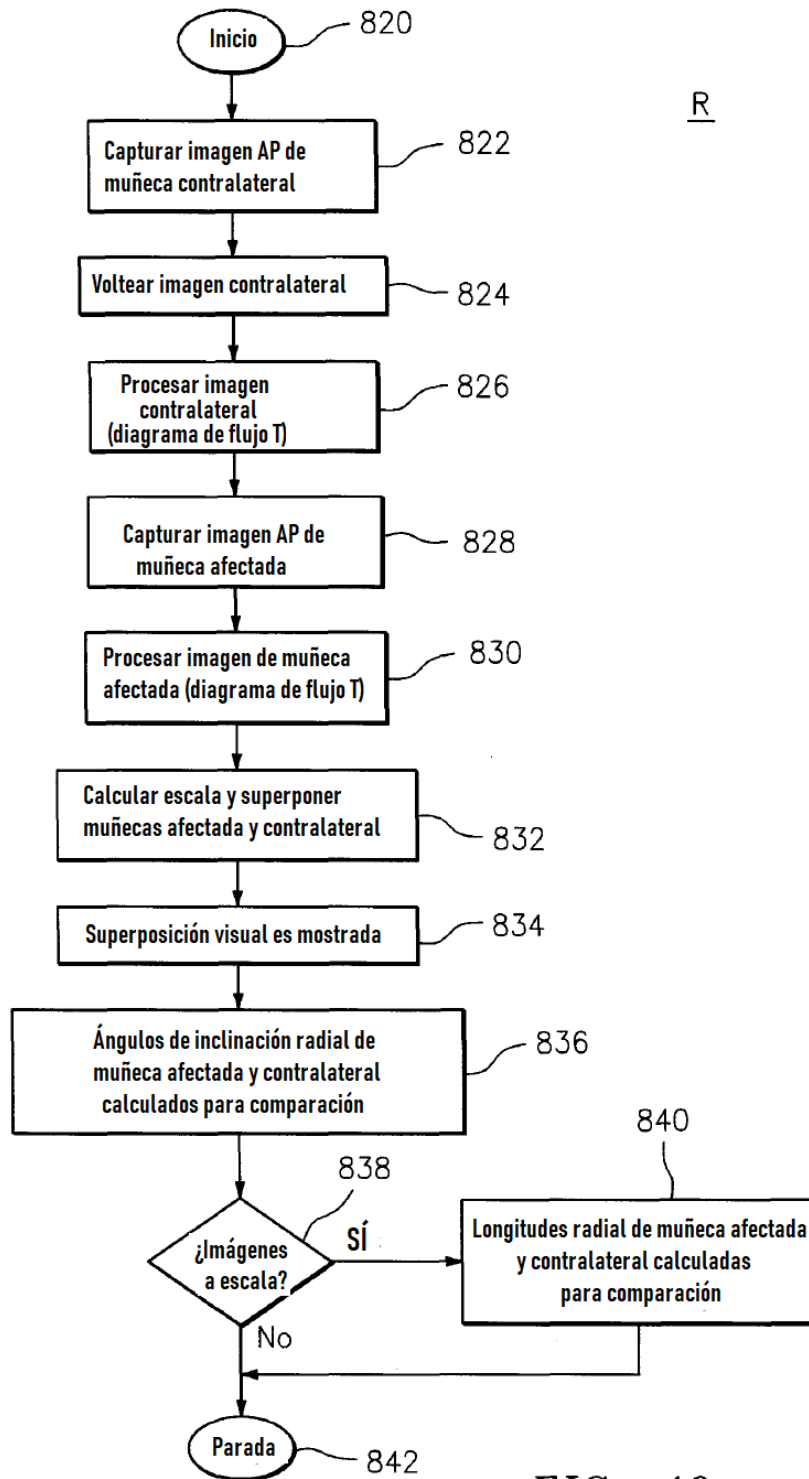
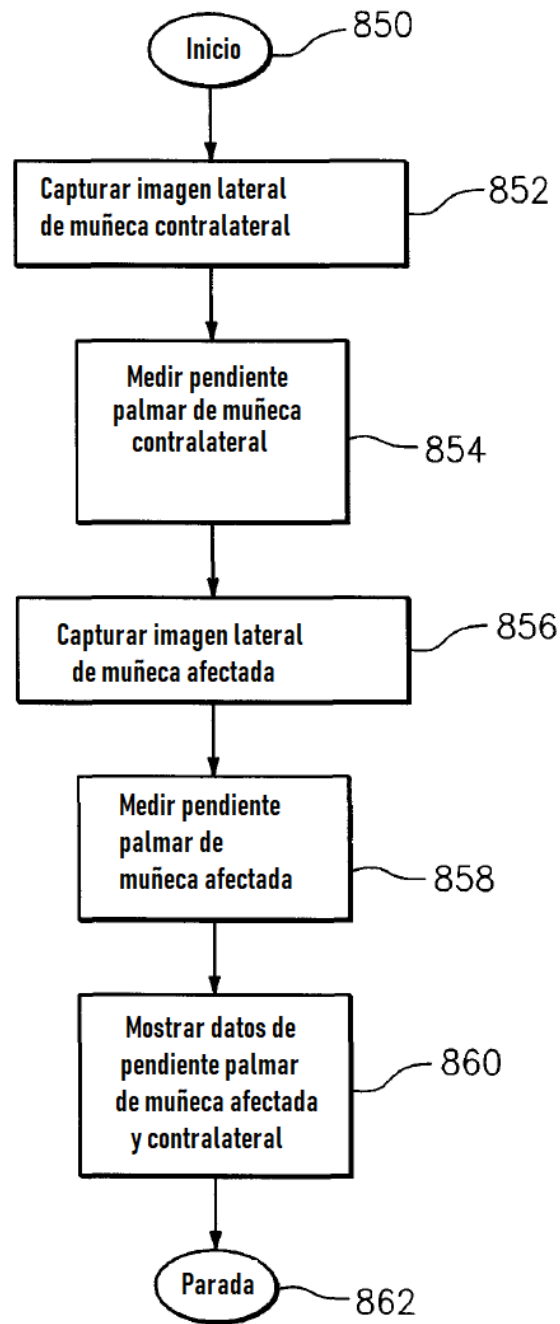


FIG. 40



S

*FIG. 41*

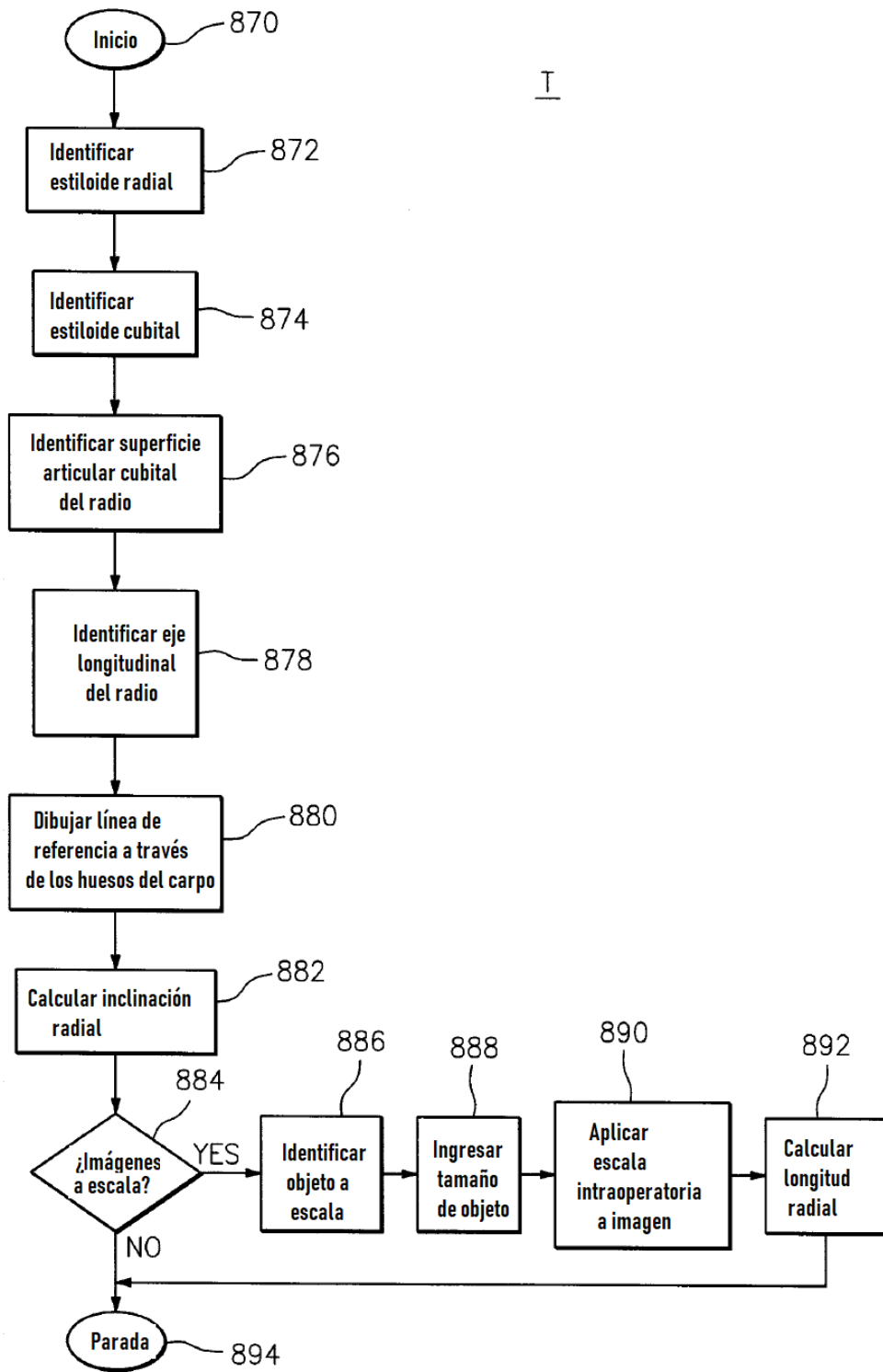


FIG. 42

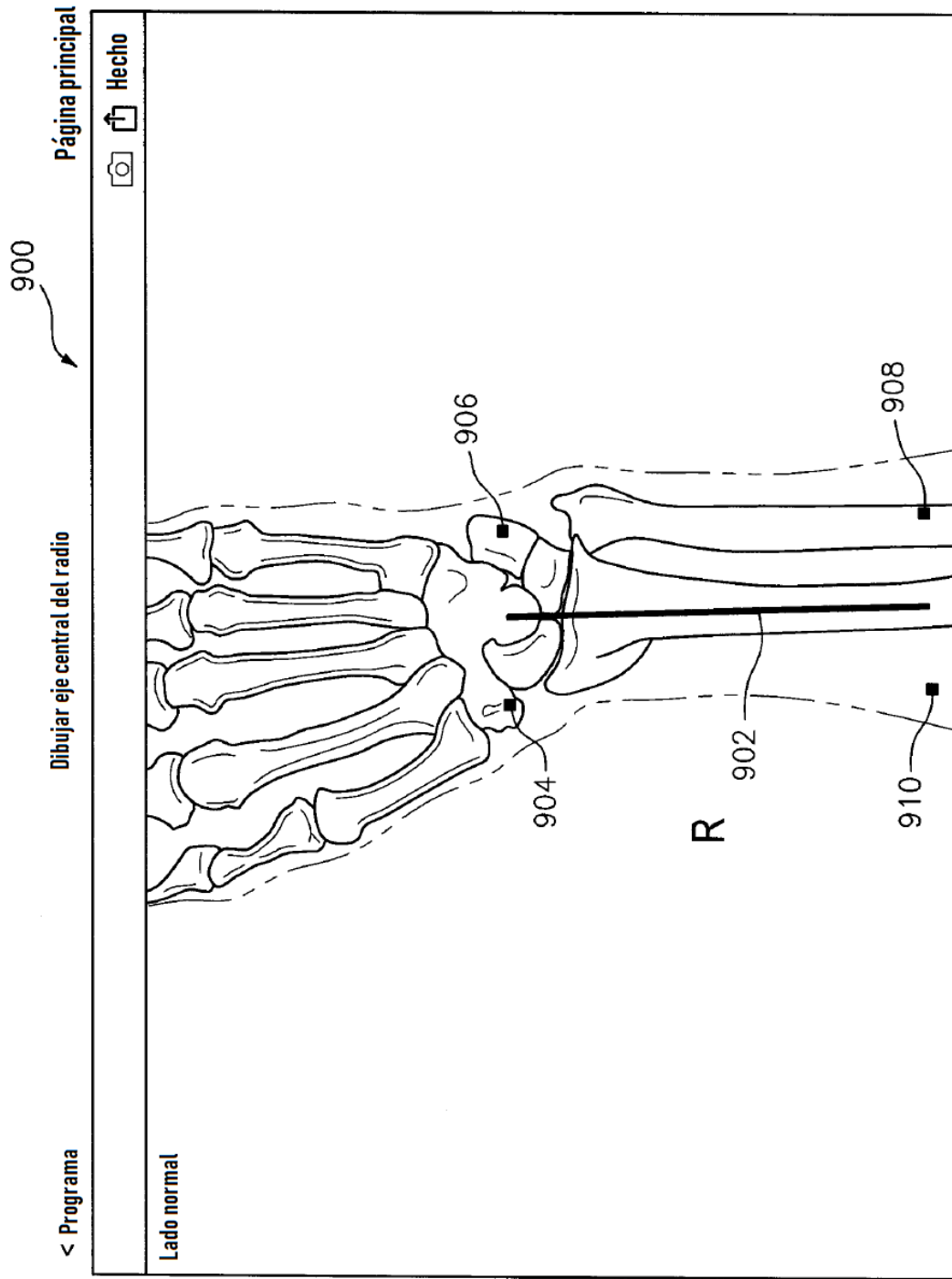


FIG. 43



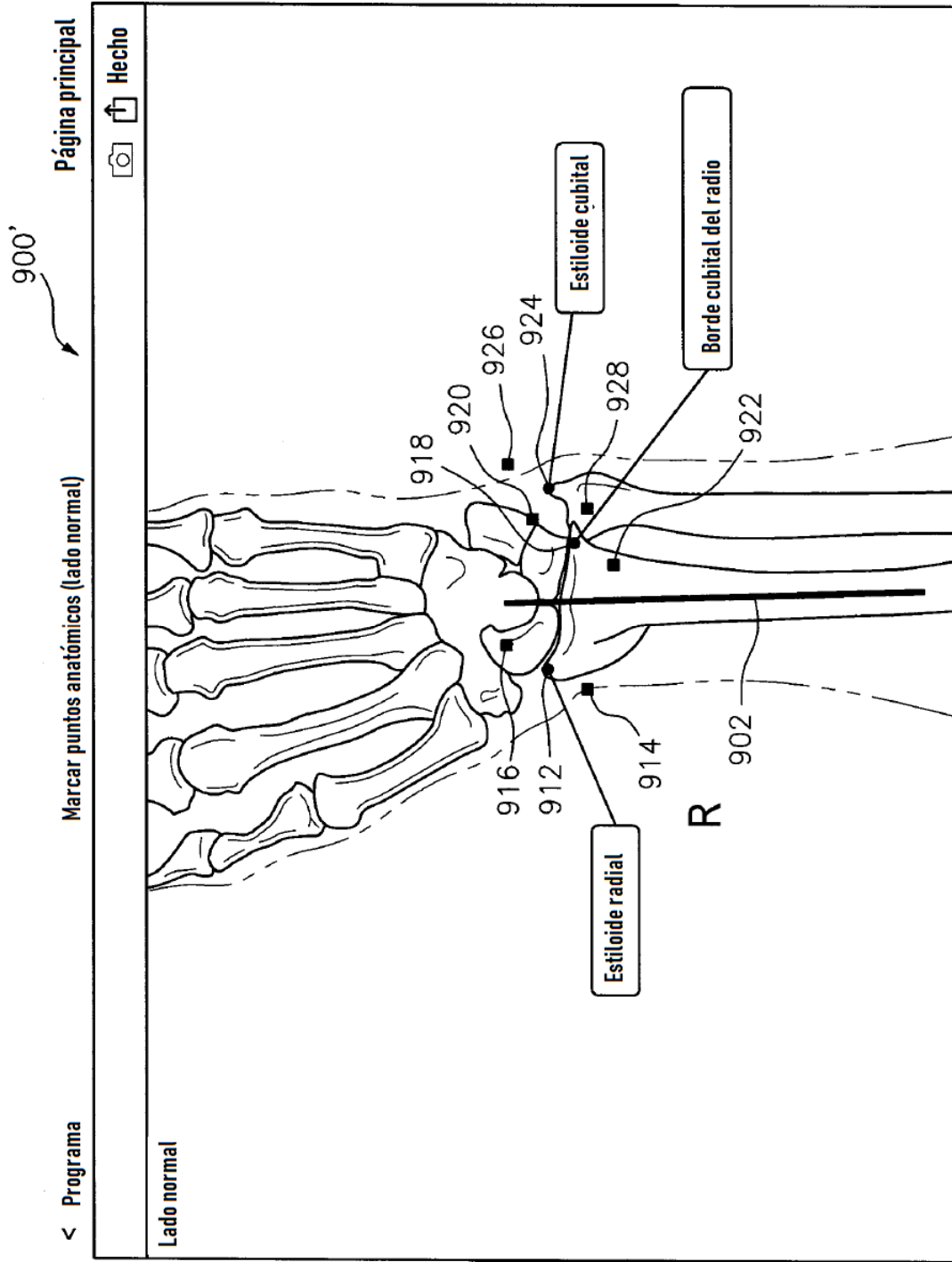


FIG. 44

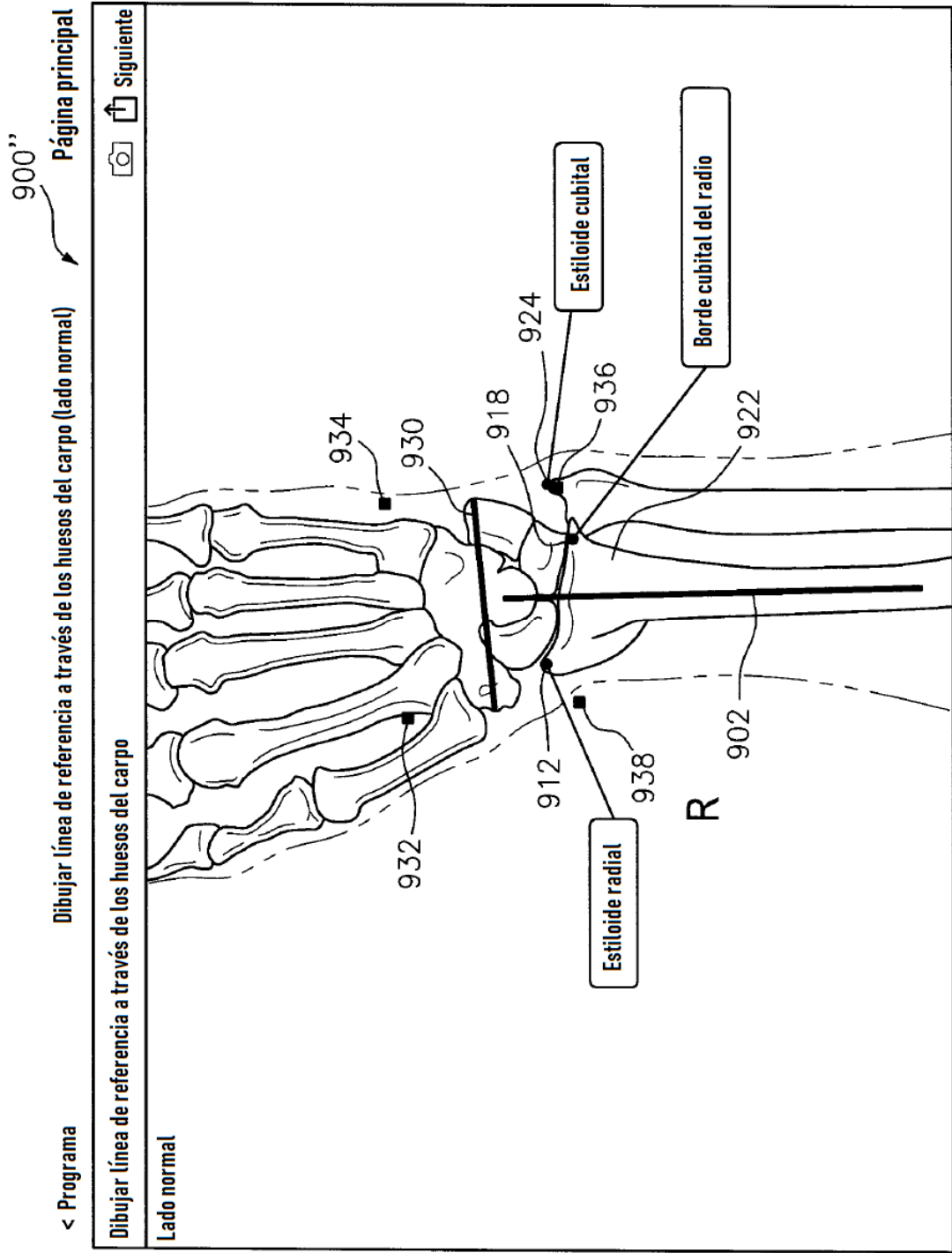


FIG. 45

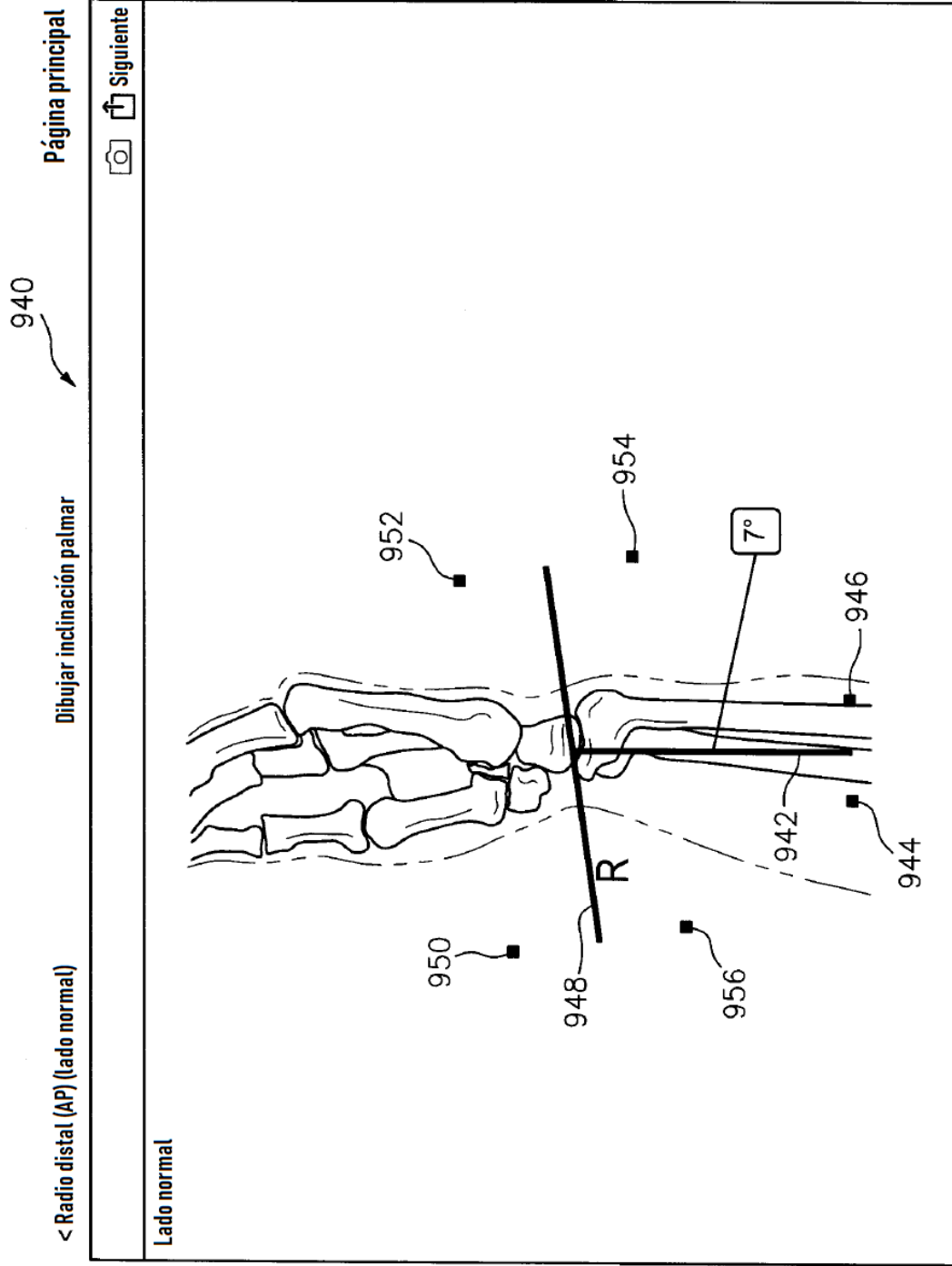


FIG. 46

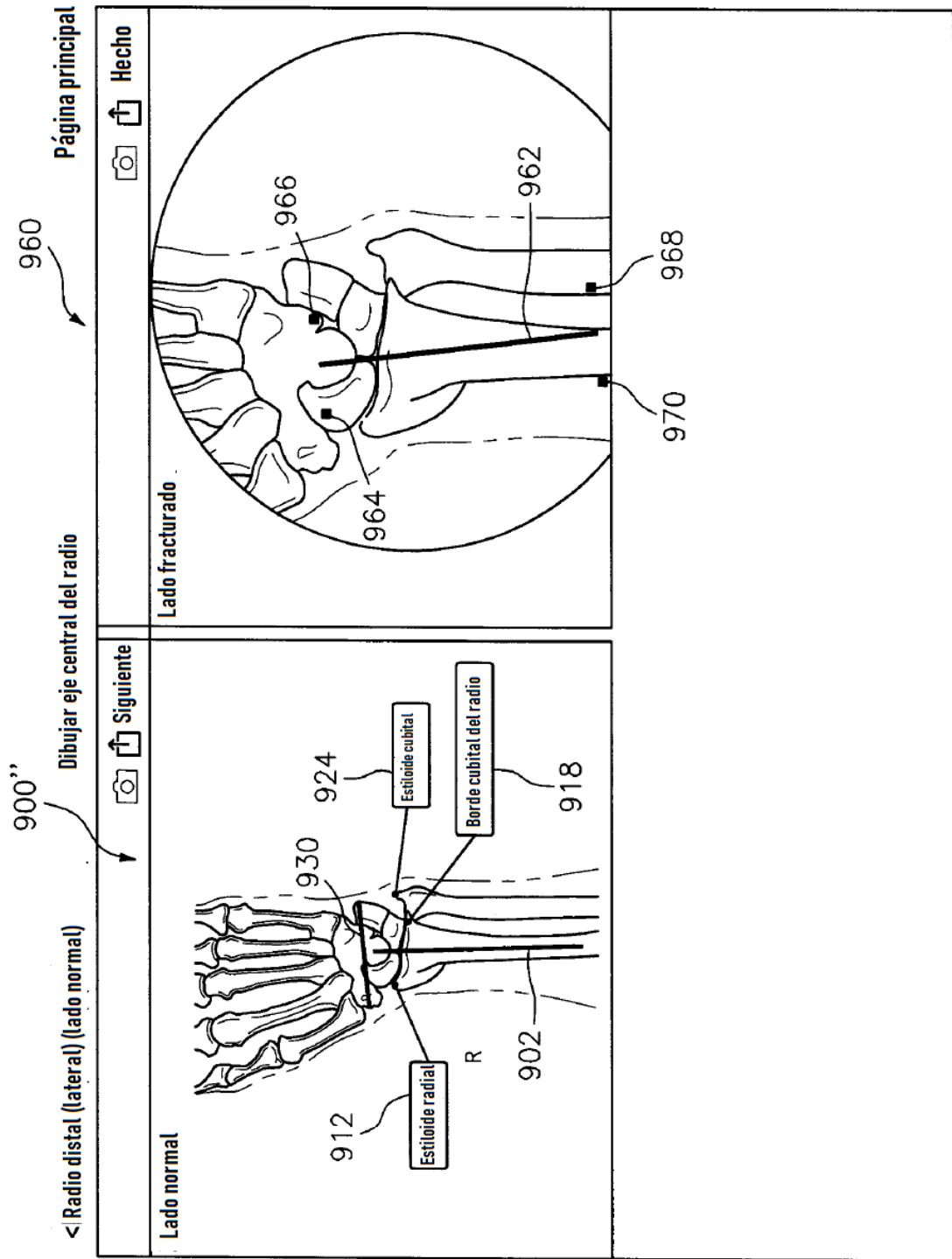


FIG. 47

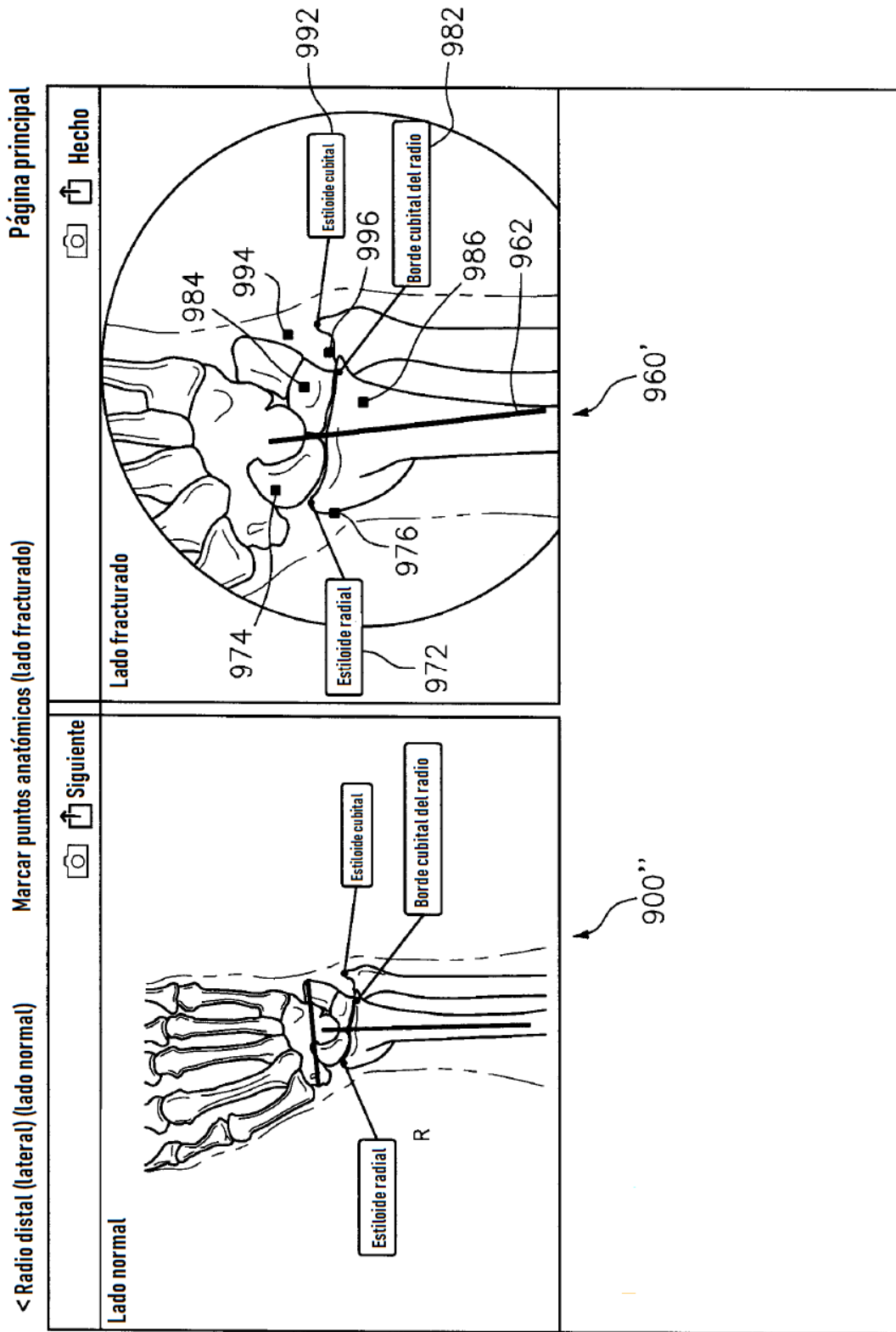


FIG. 48

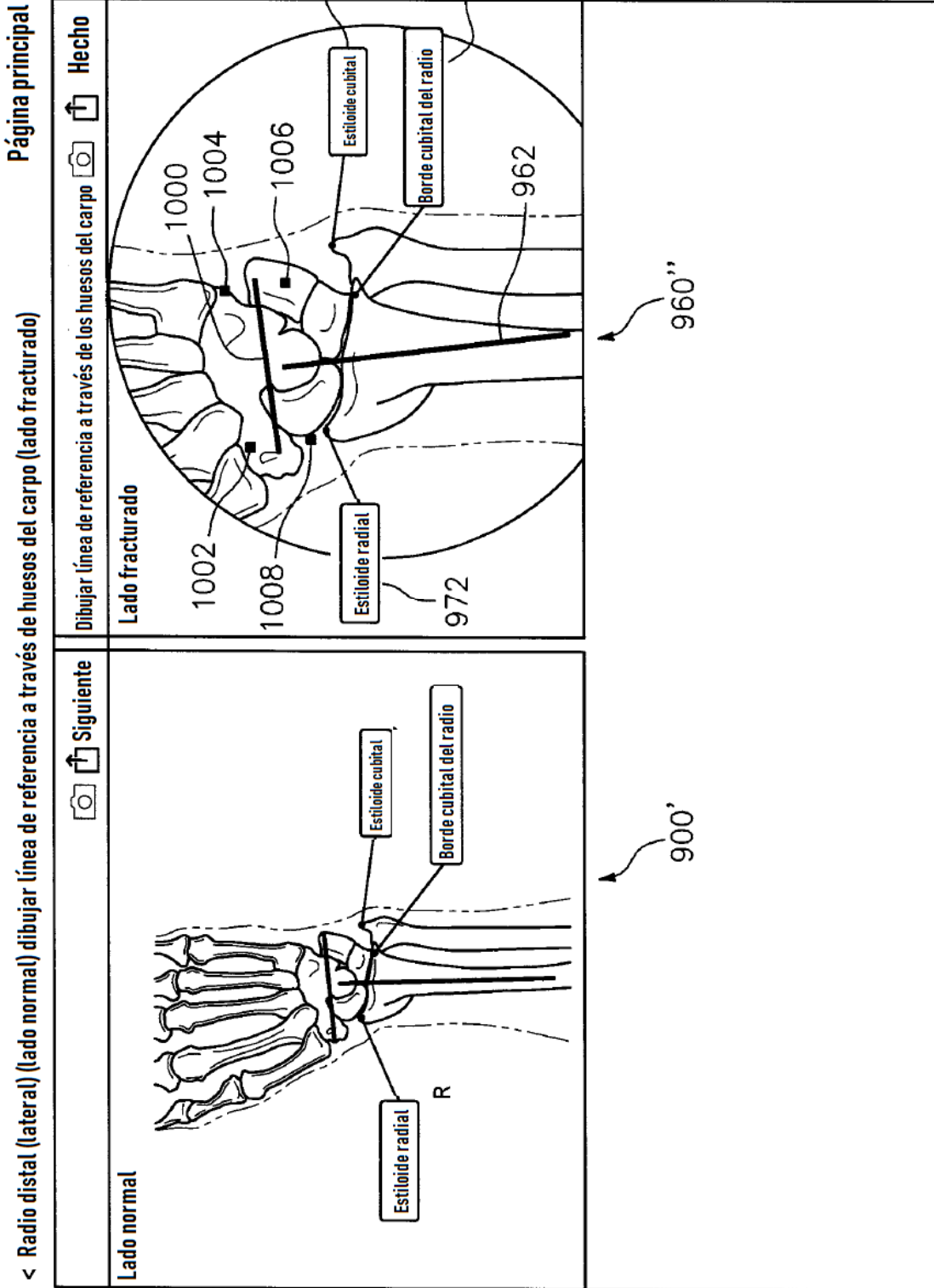


FIG. 49

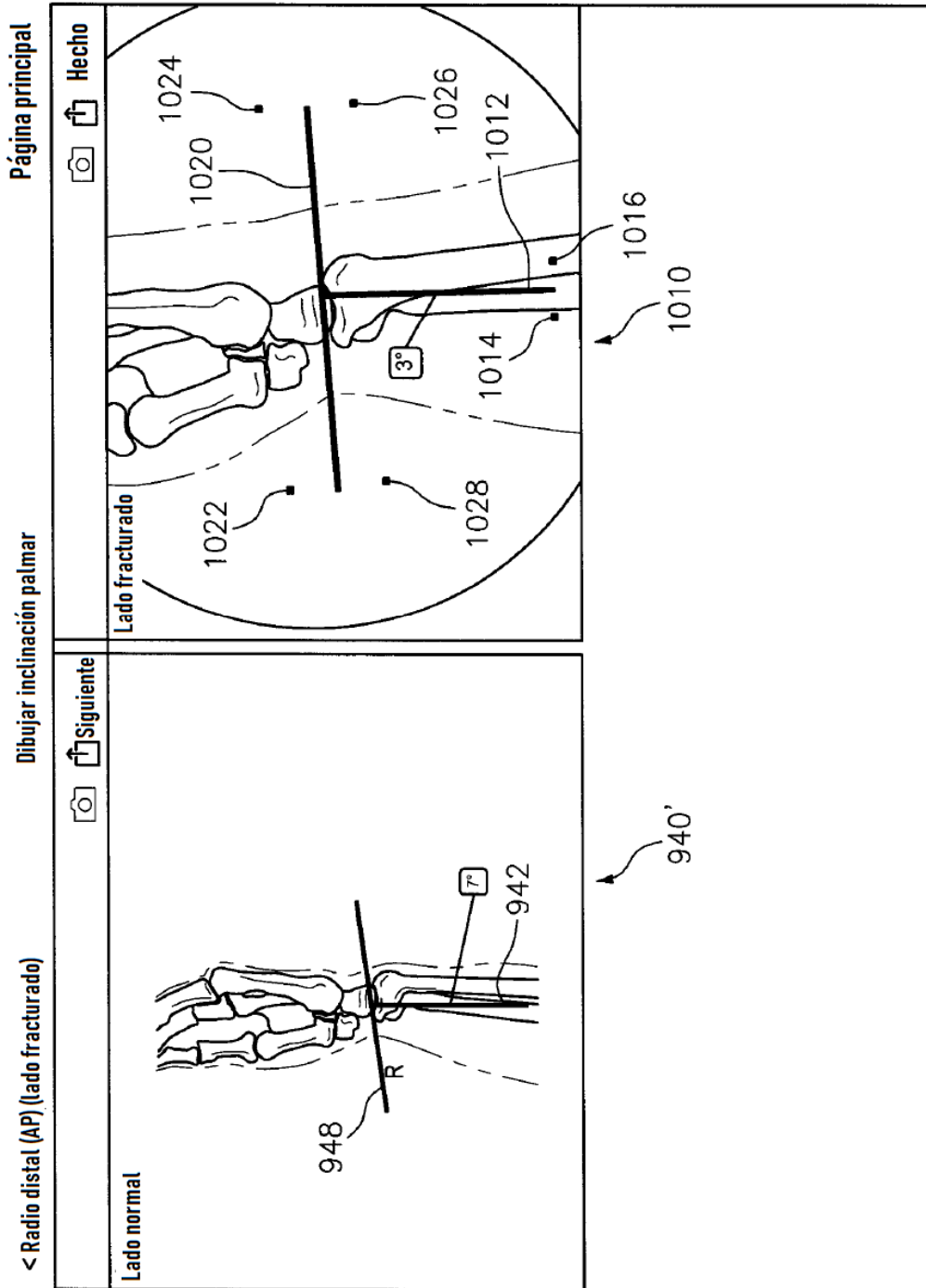


FIG. 50

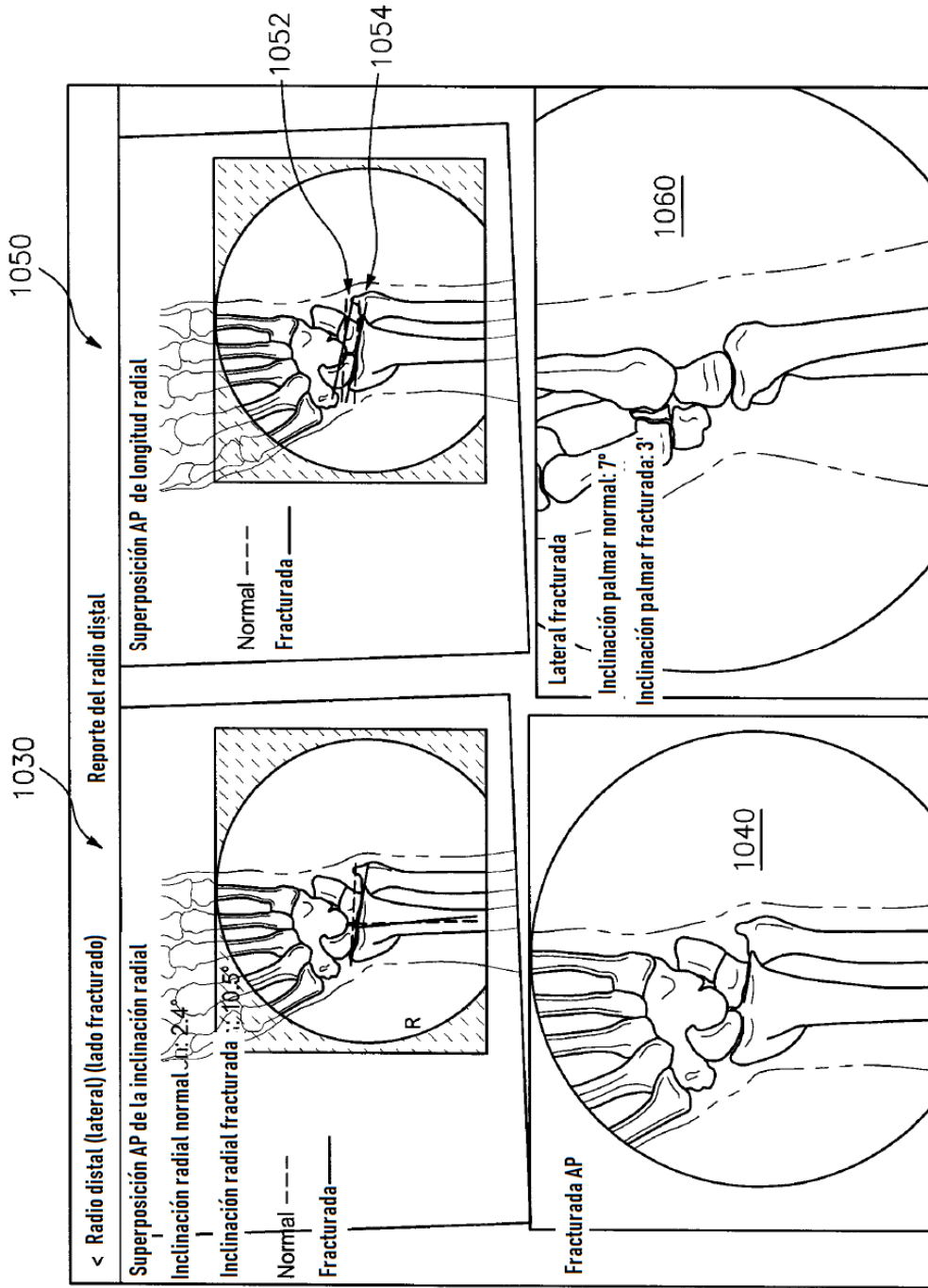


FIG. 51



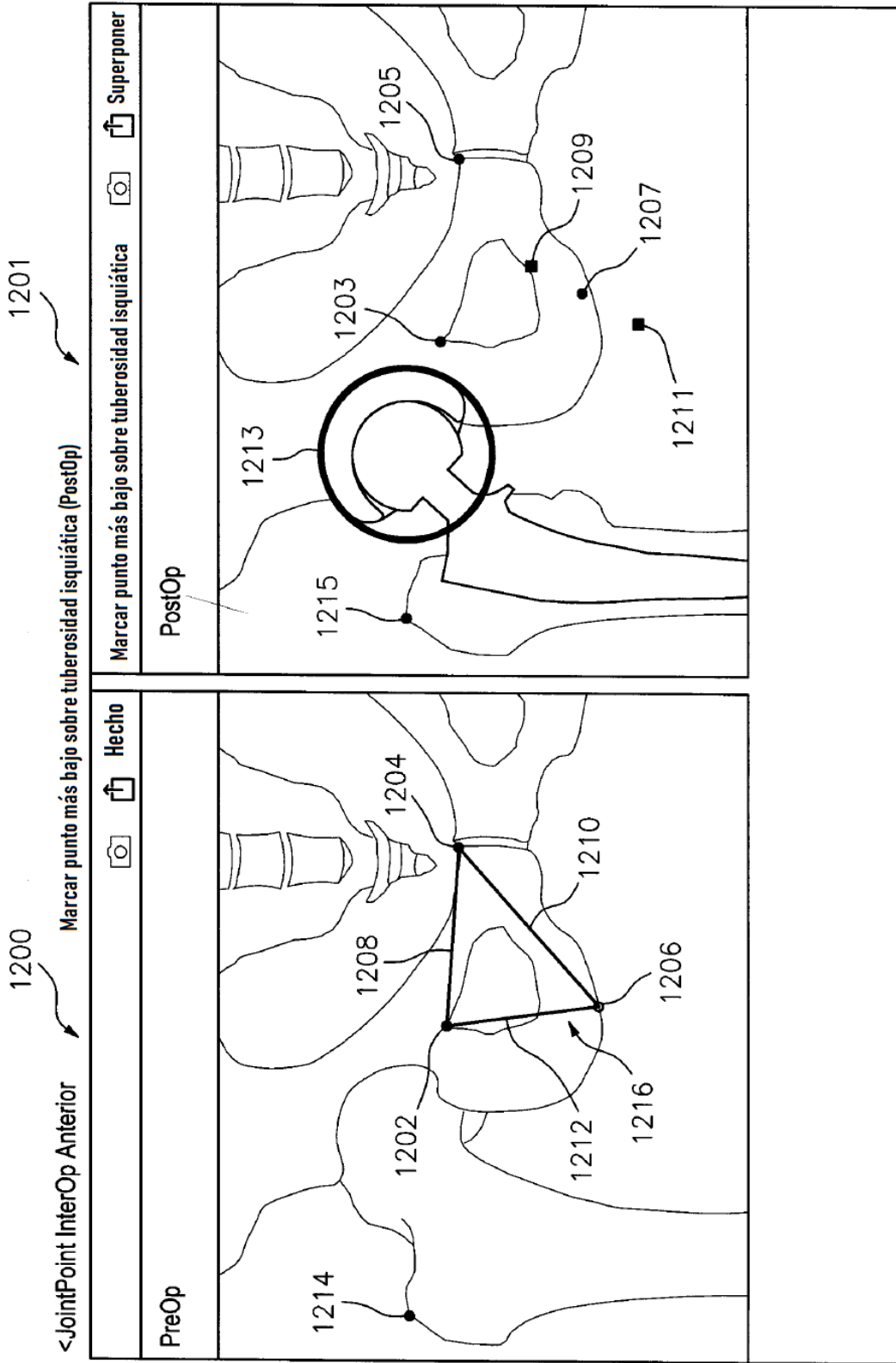


FIG. 52

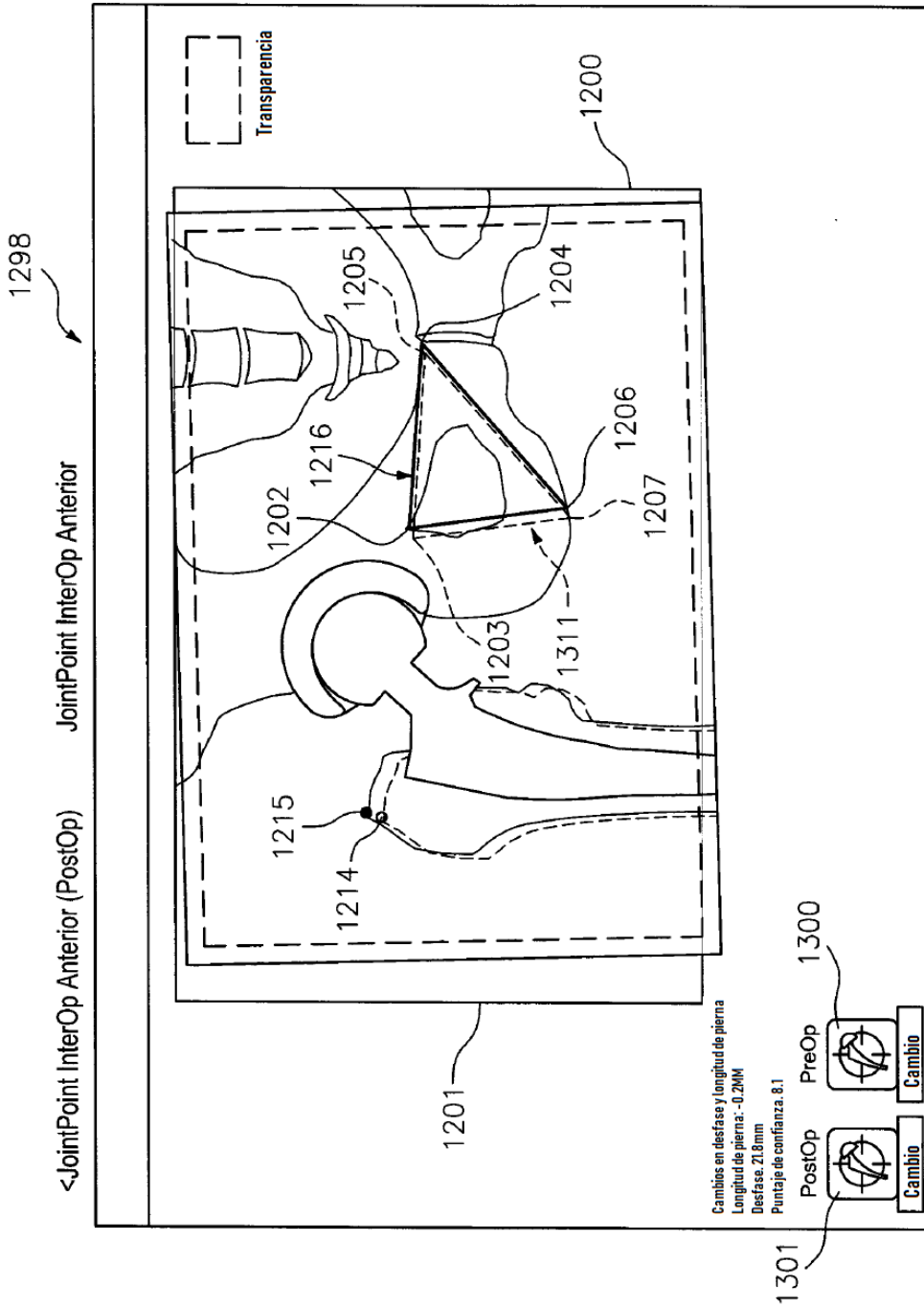


FIG. 53

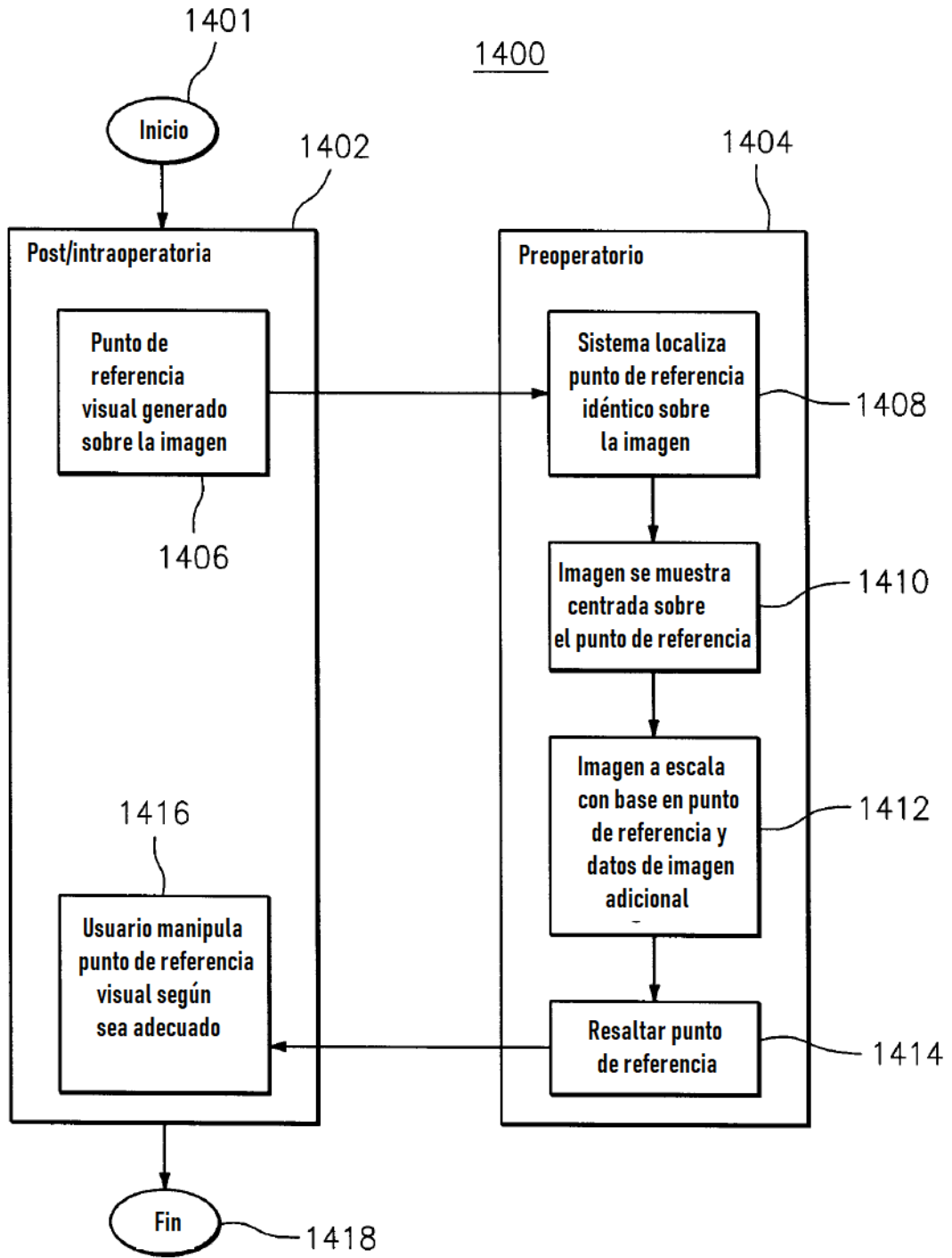


FIG. 54

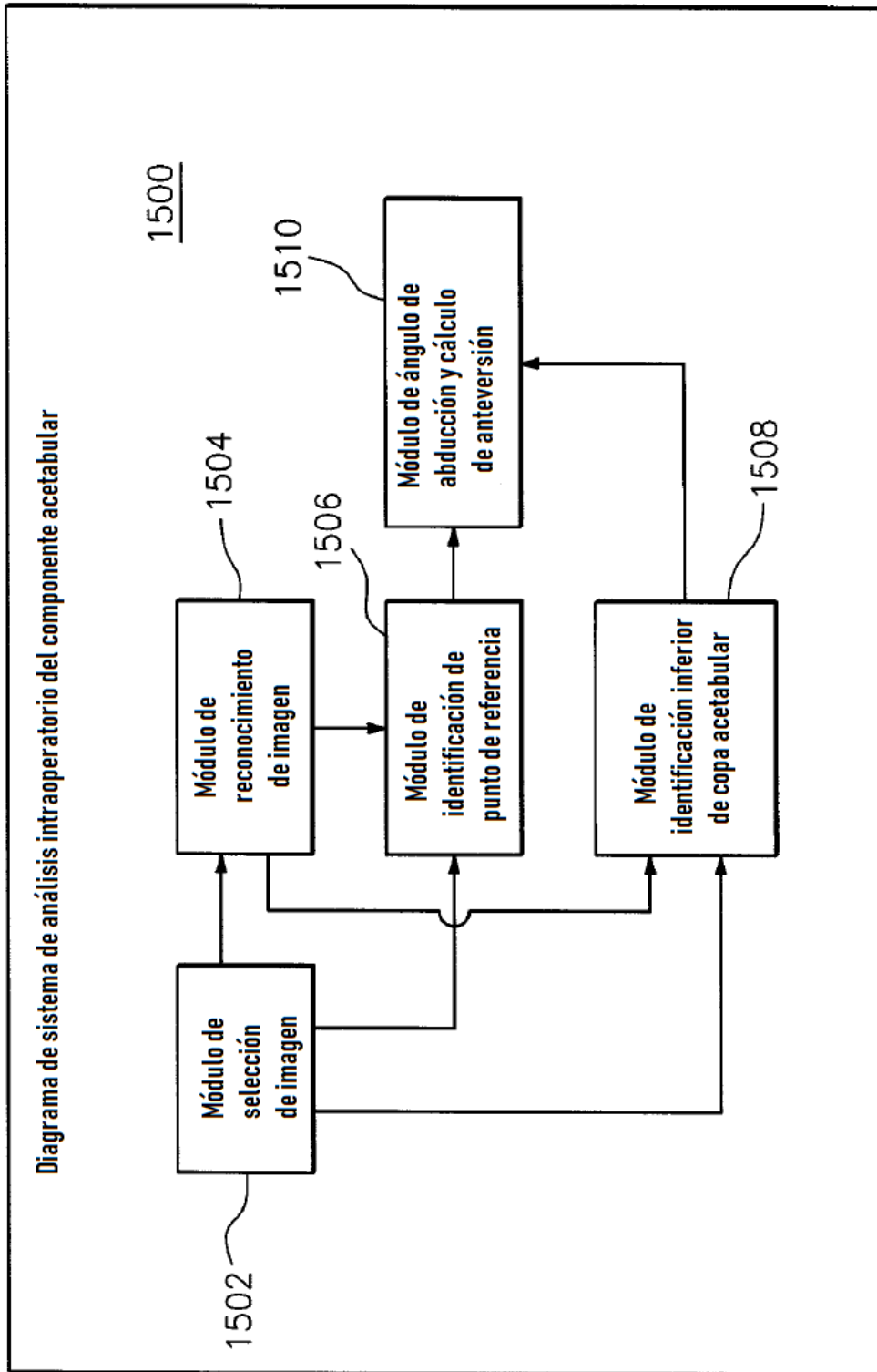


FIG. 55

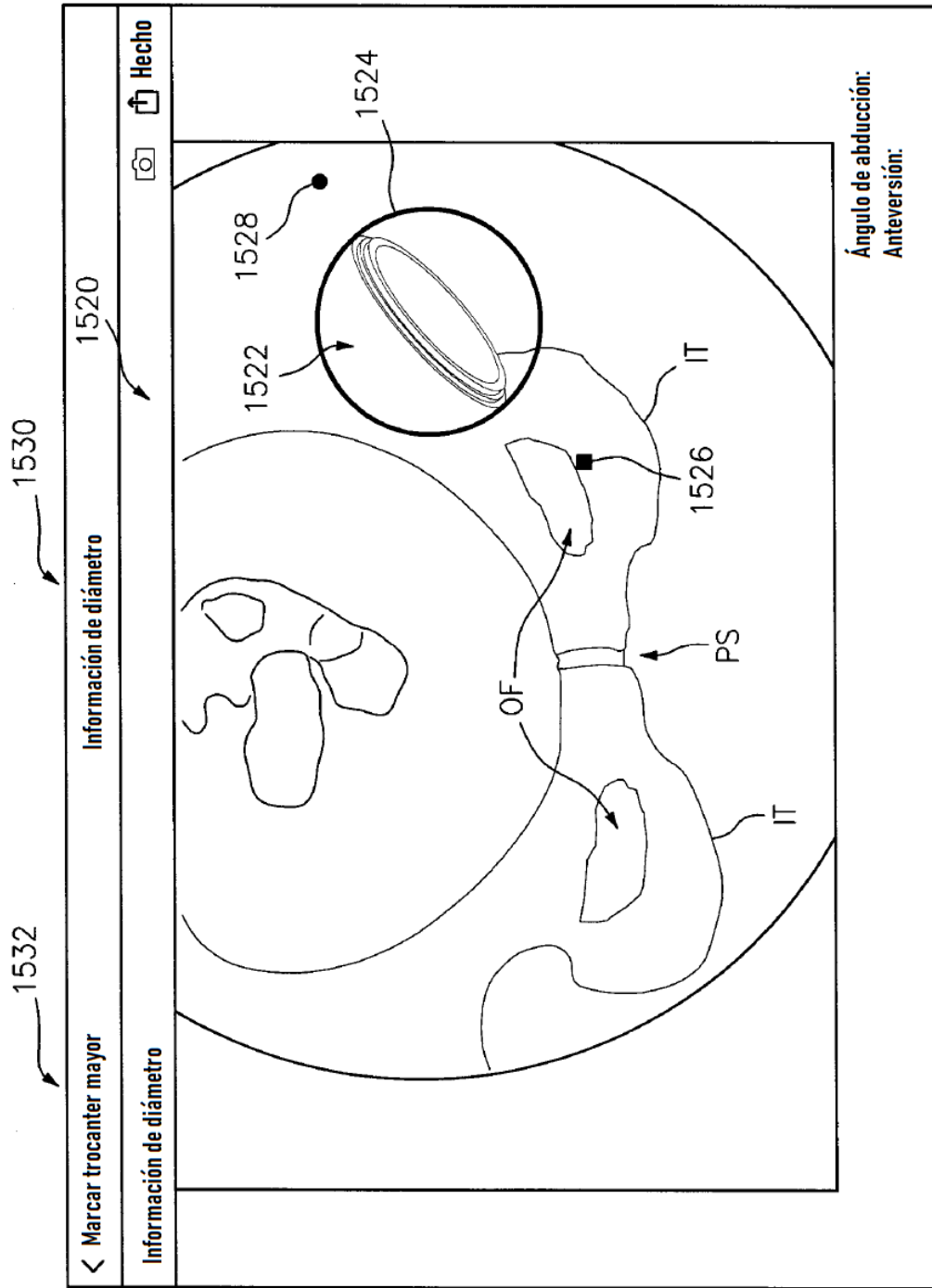


FIG. 56

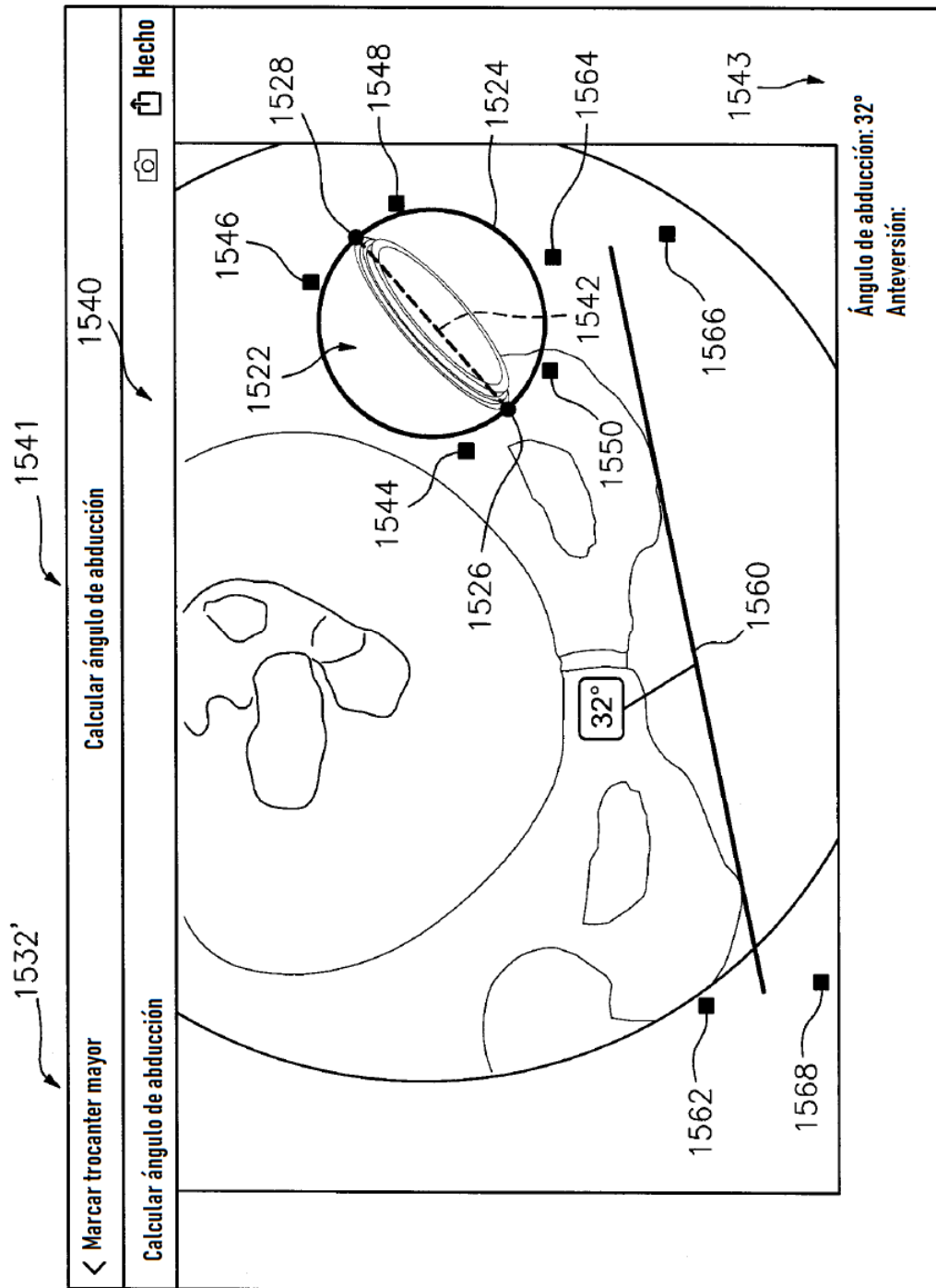


FIG. 57

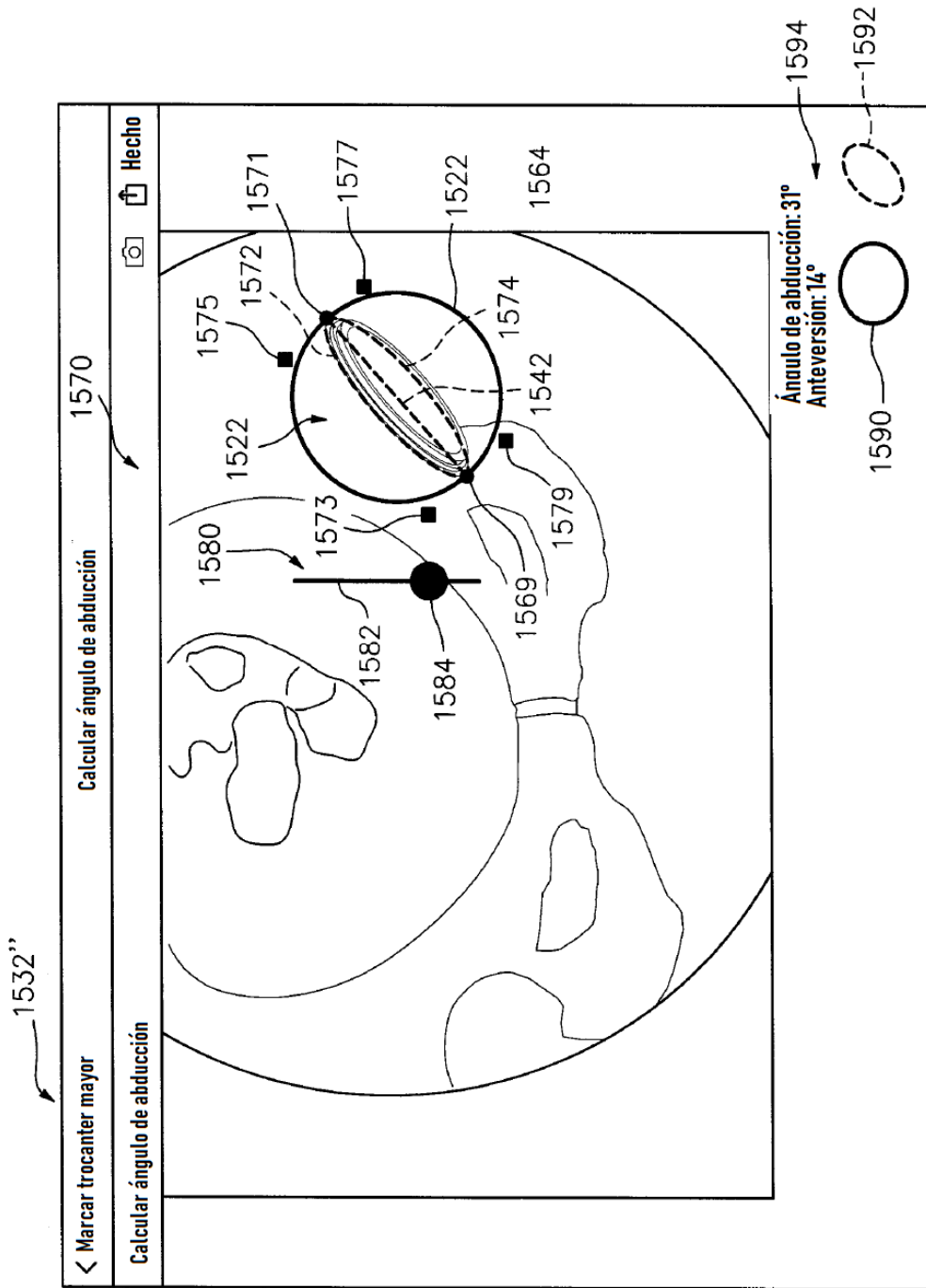


FIG. 58

Diagrama de flujo X - análisis de anteversión y abducción para posición de componente acetabular

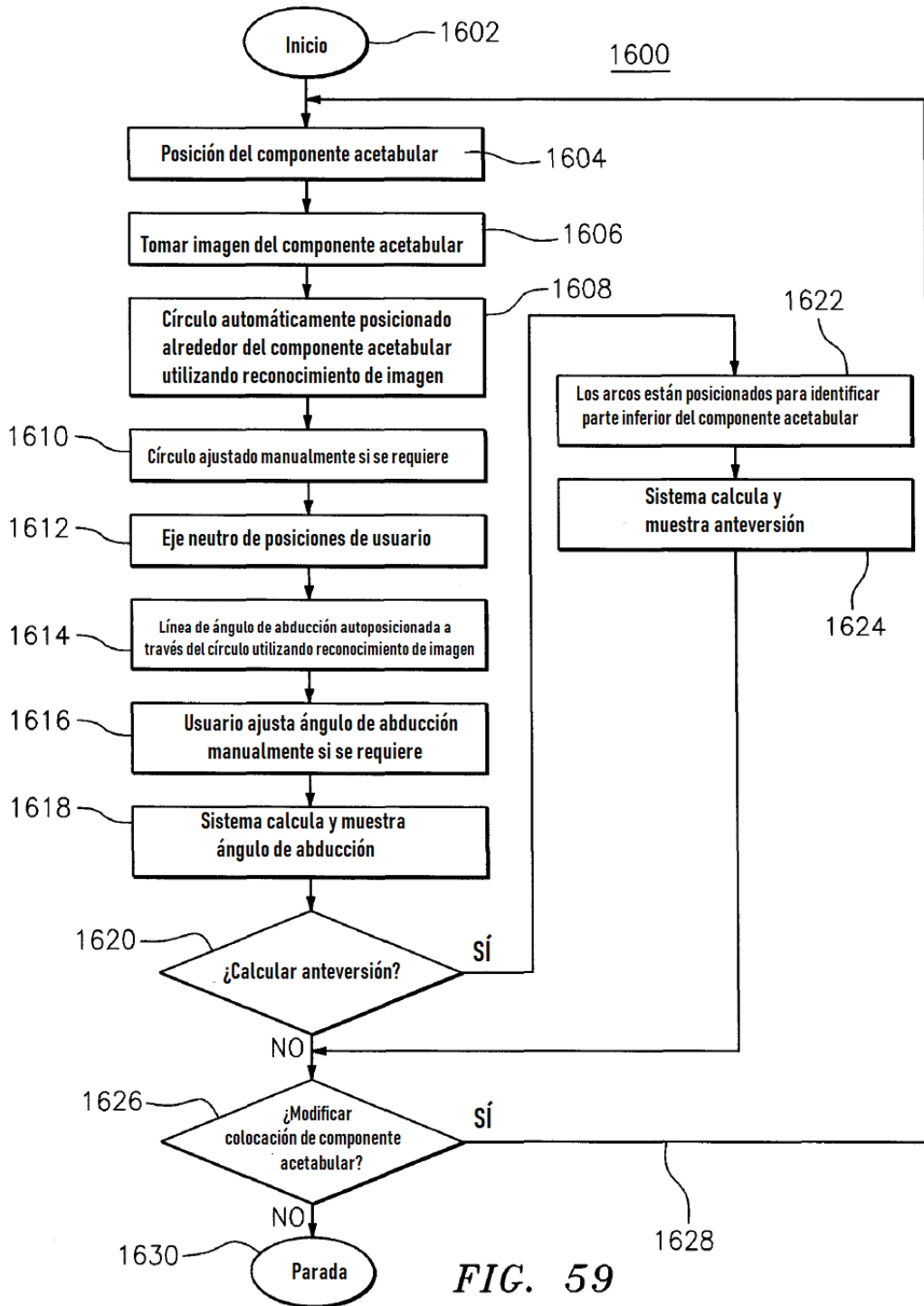


FIG. 59



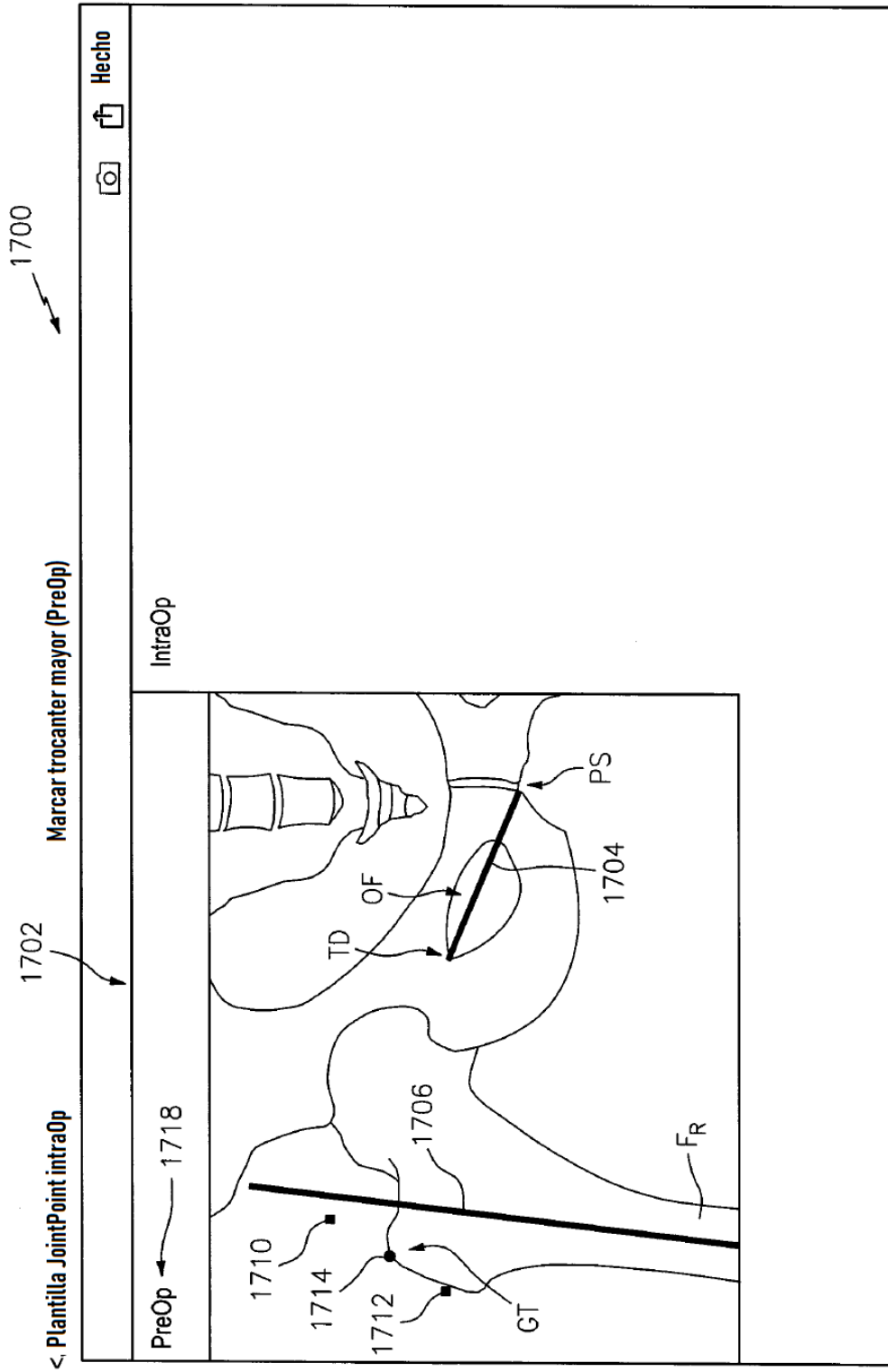


FIG. 60

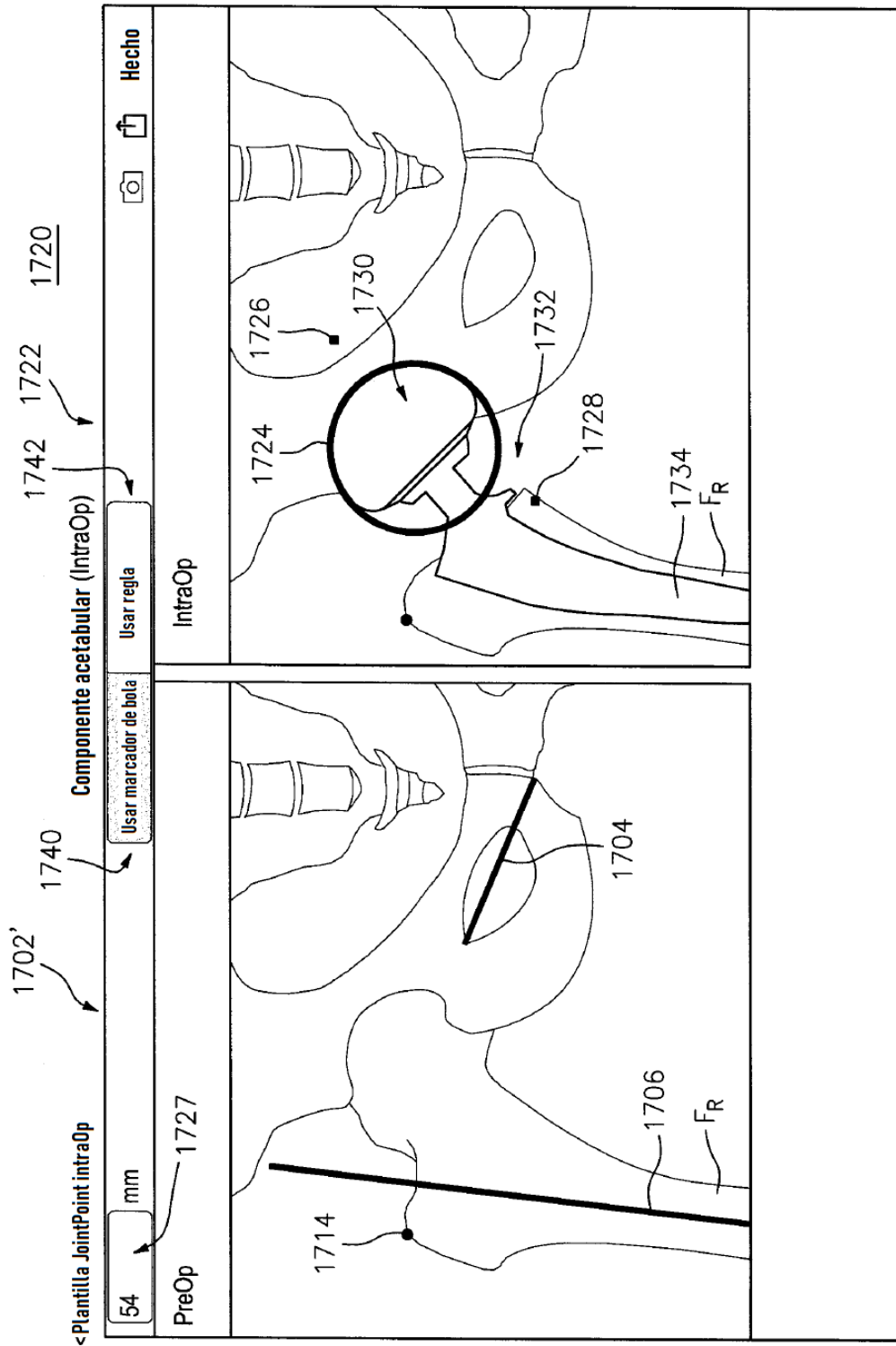


FIG. 61

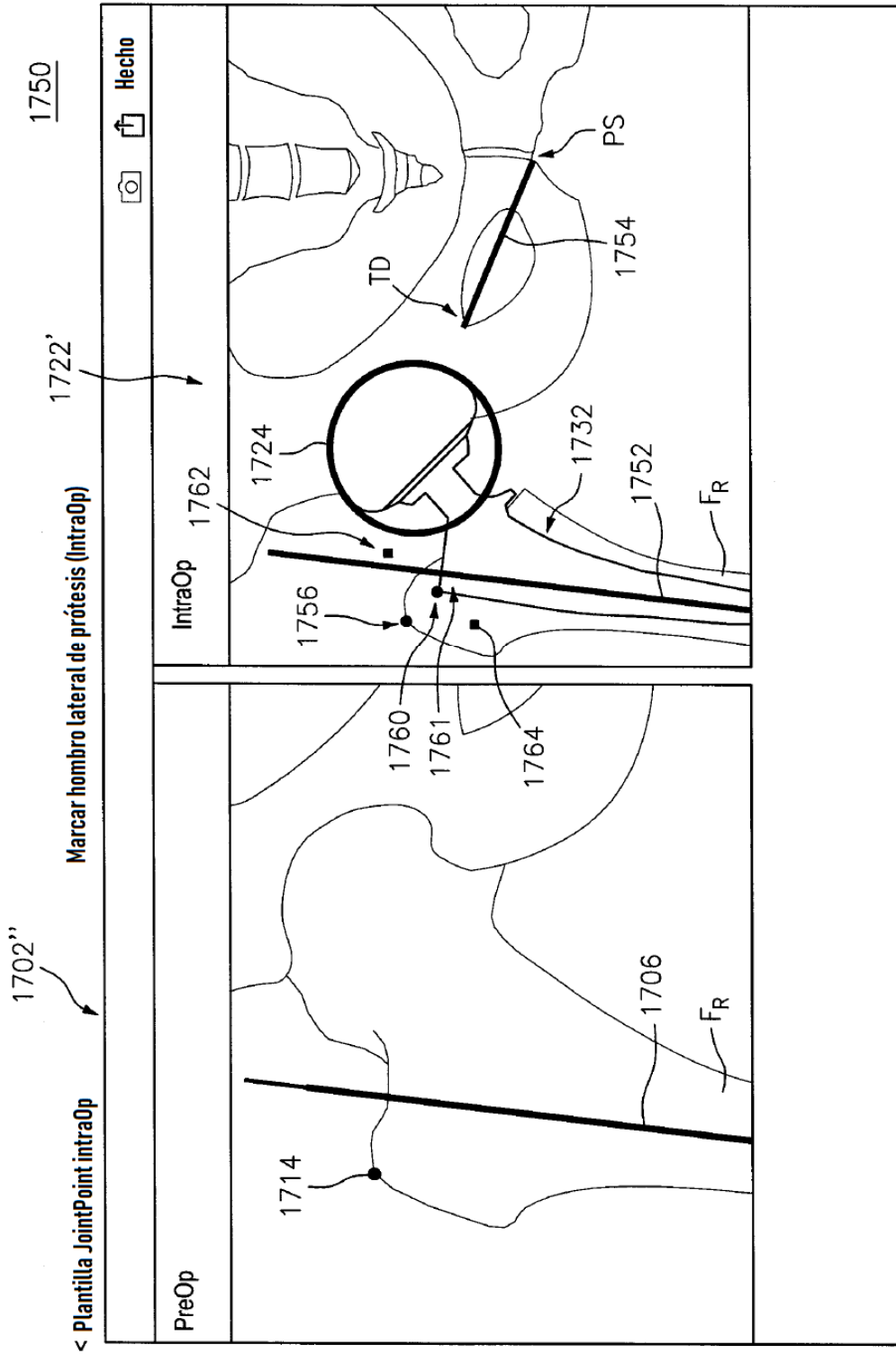


FIG. 62

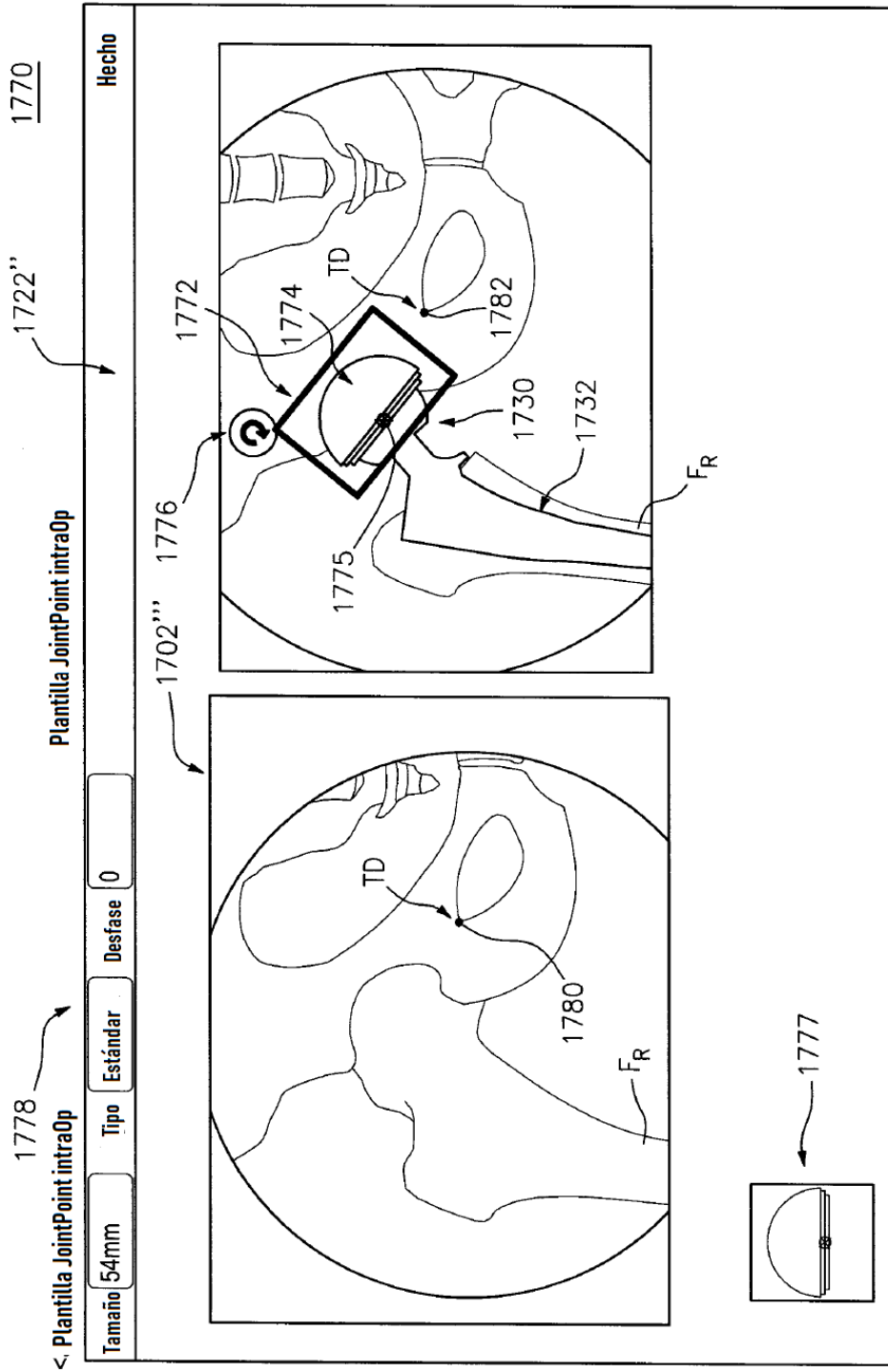


FIG. 63

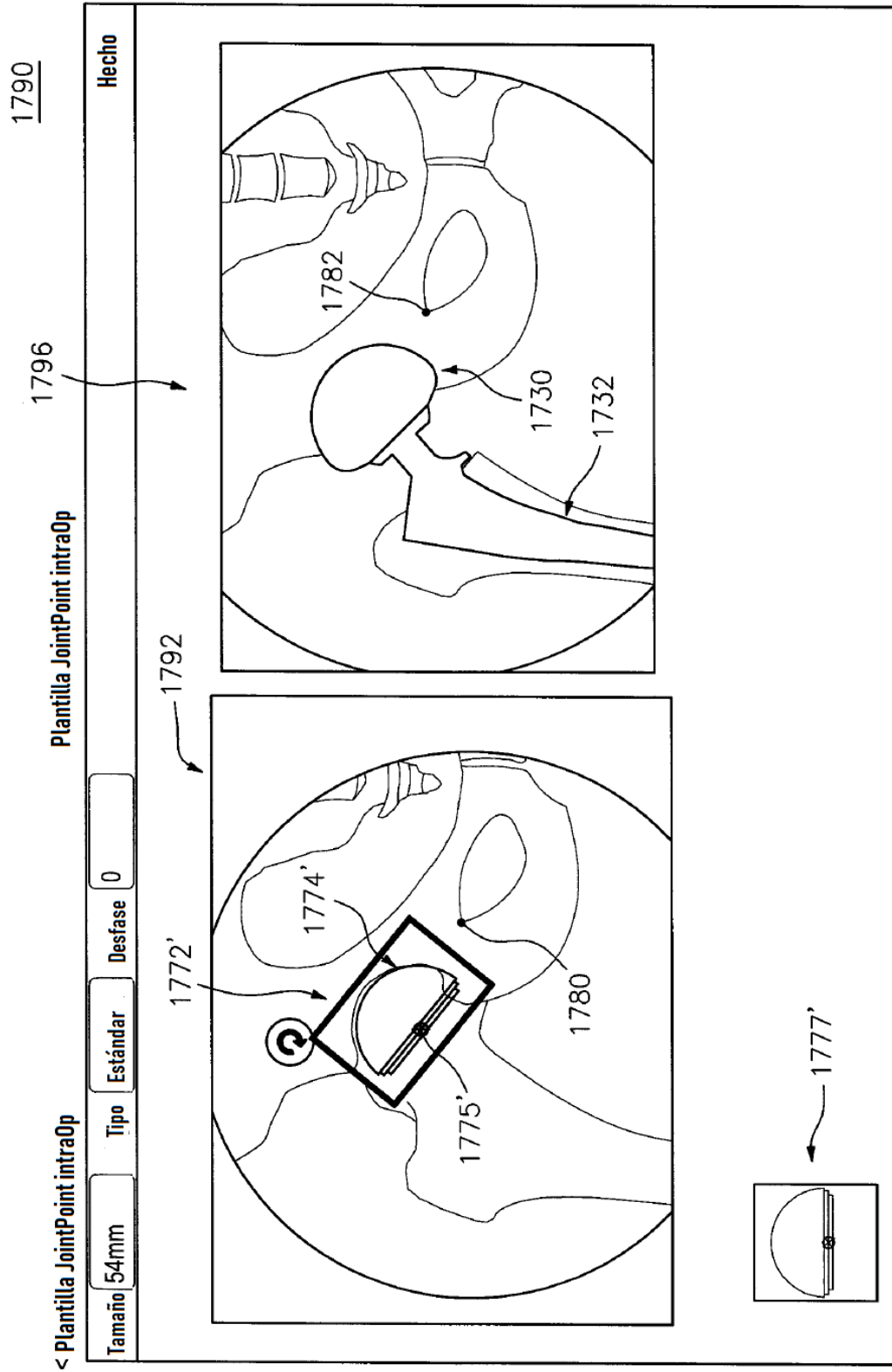


FIG. 64

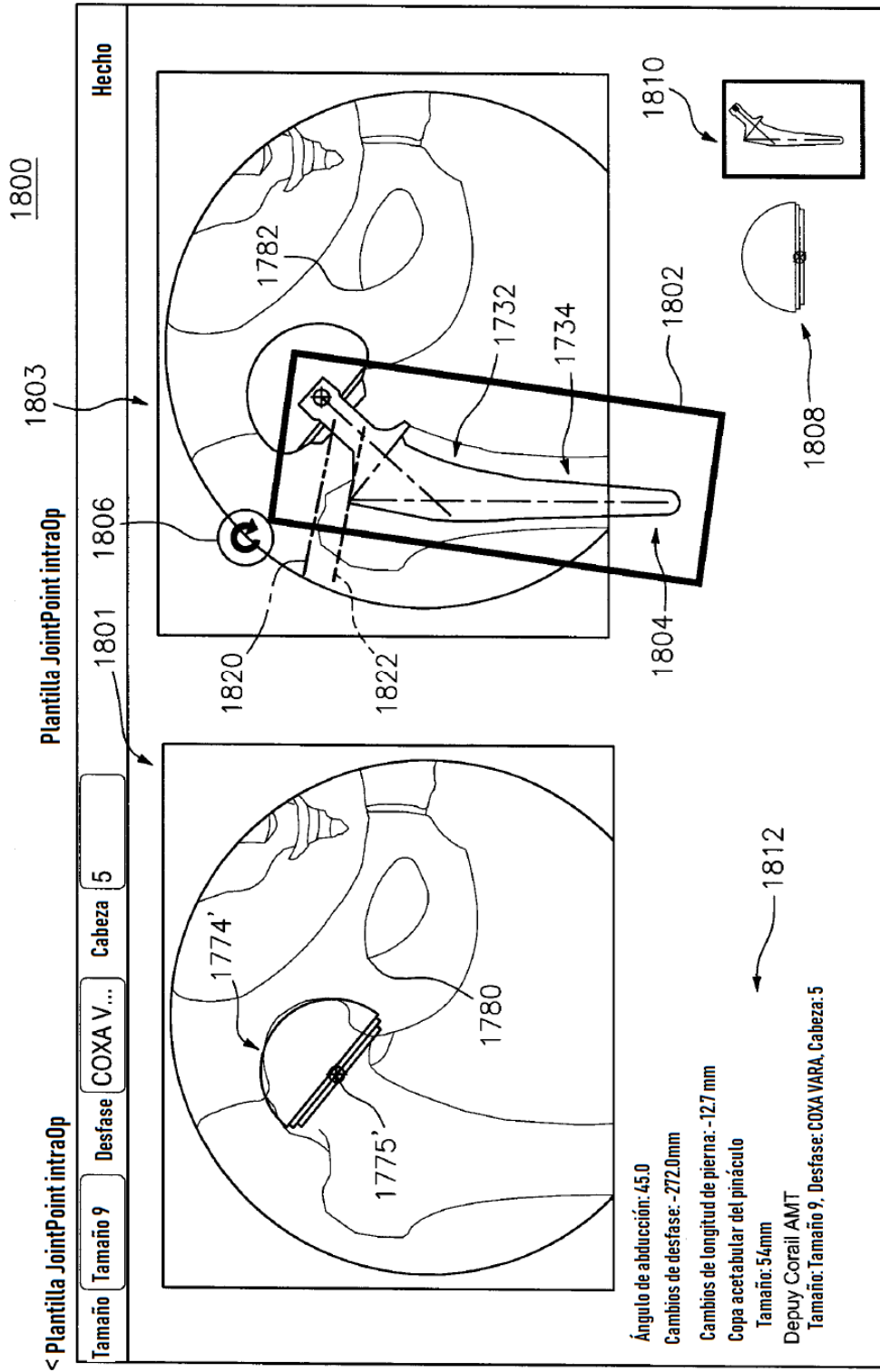


FIG. 65

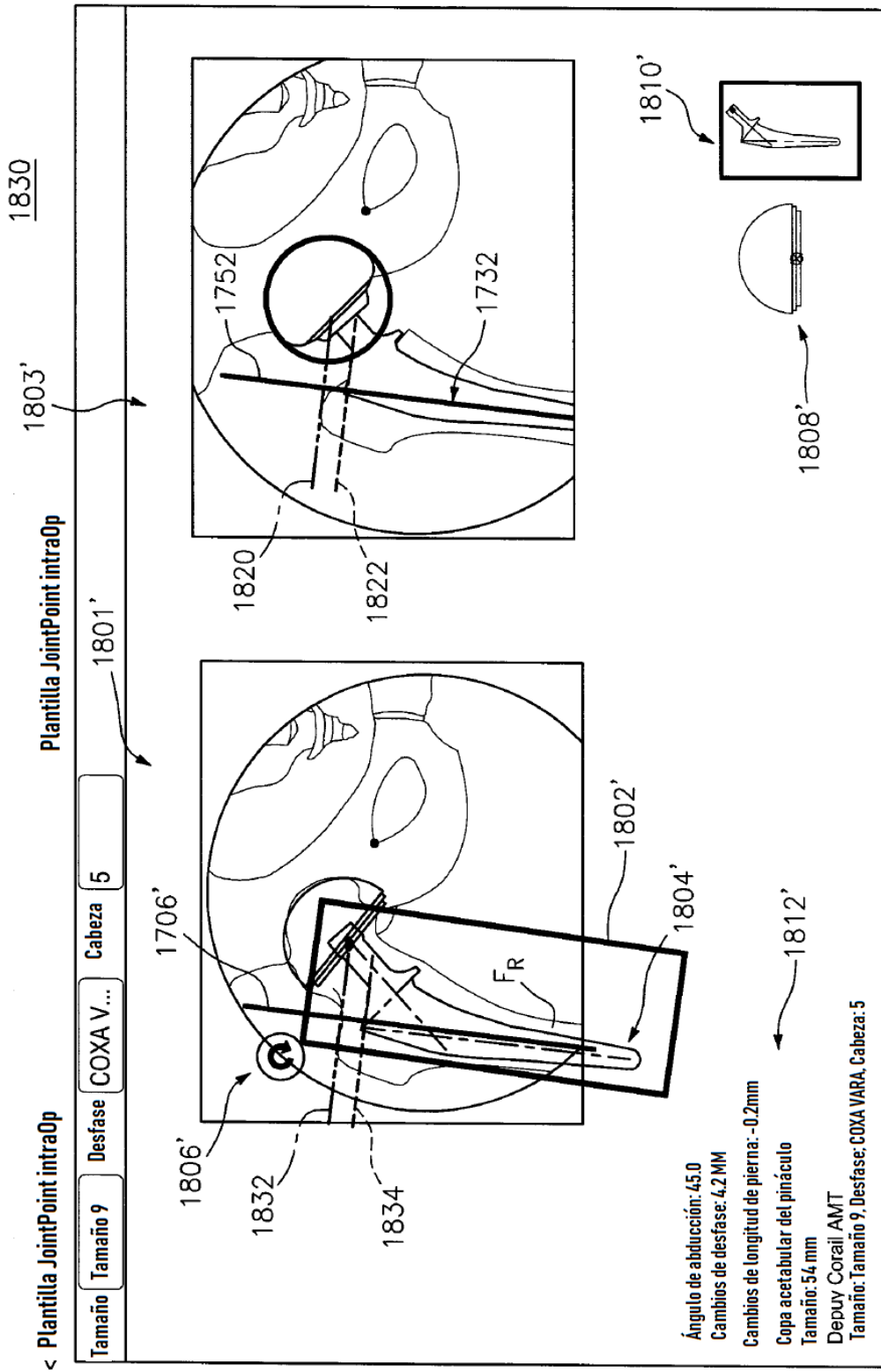


FIG. 66

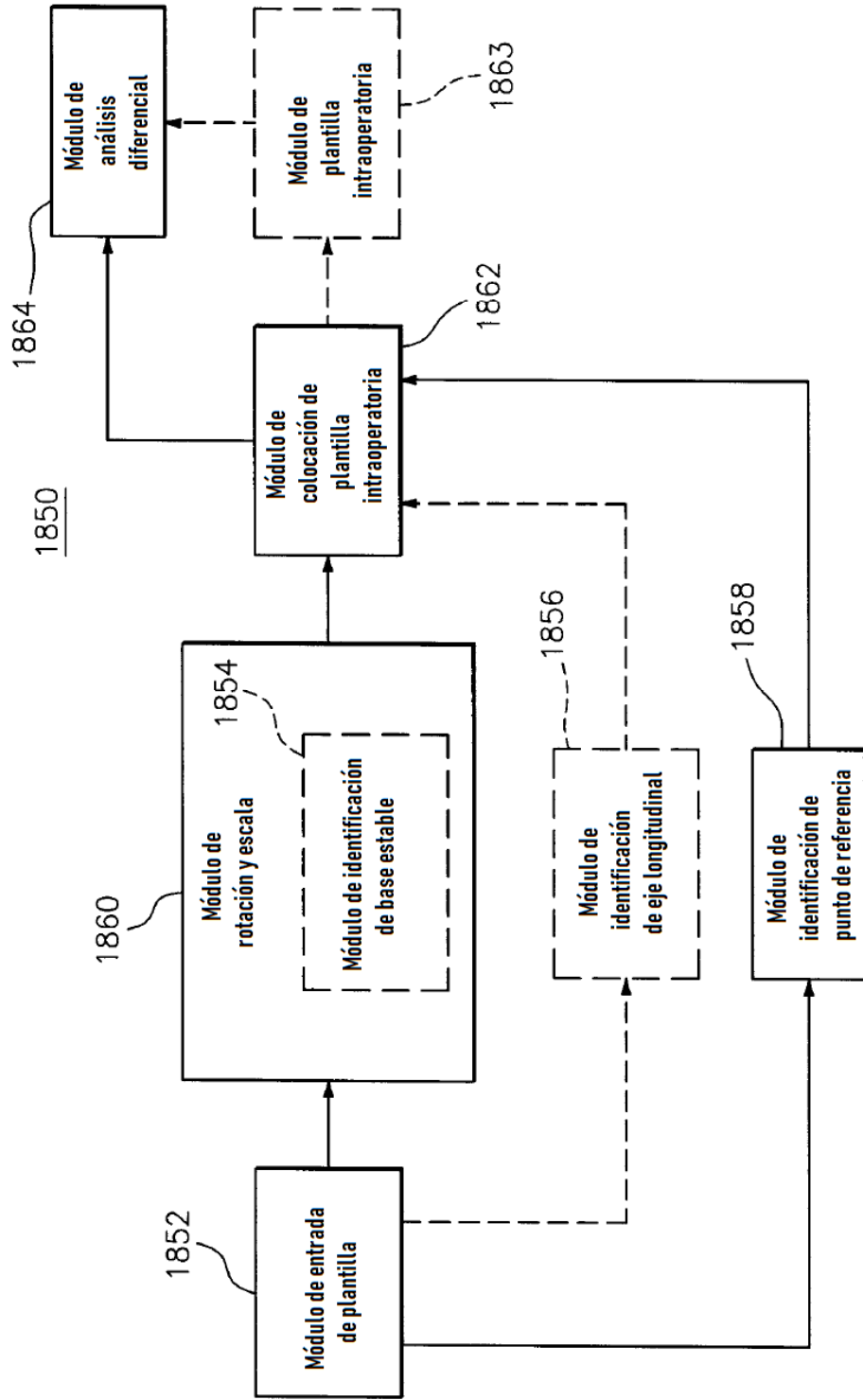


FIG. 67



Diagrama de flujo U - flujo de plantilla intraoperatoria

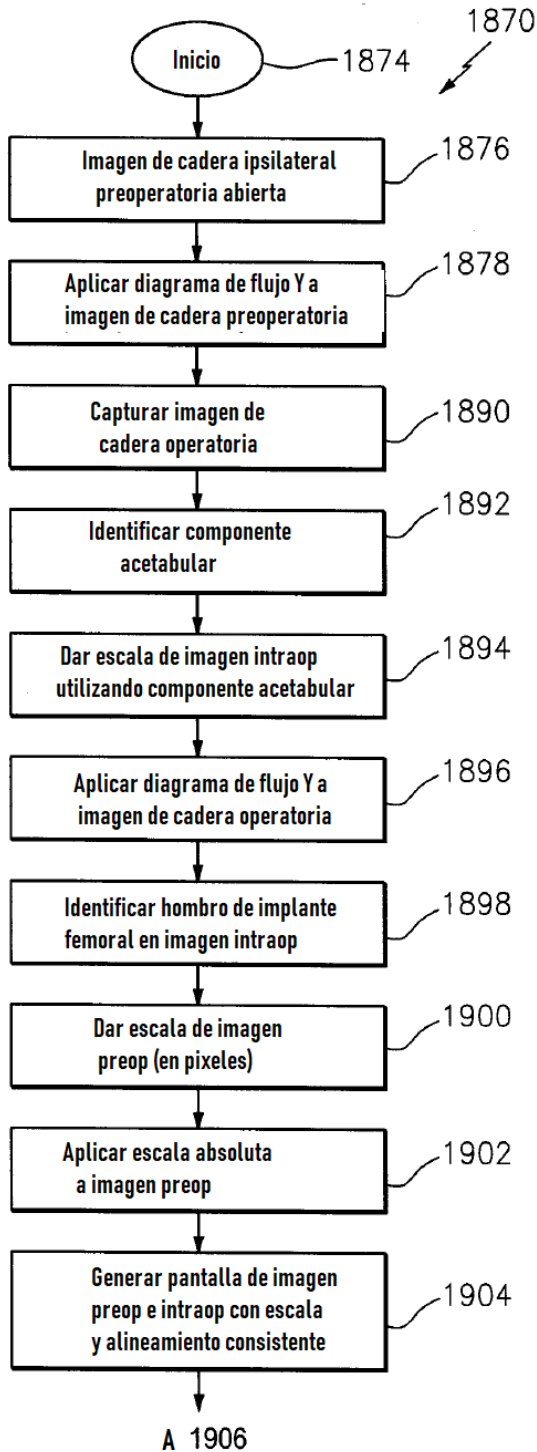


FIG. 68A

1880

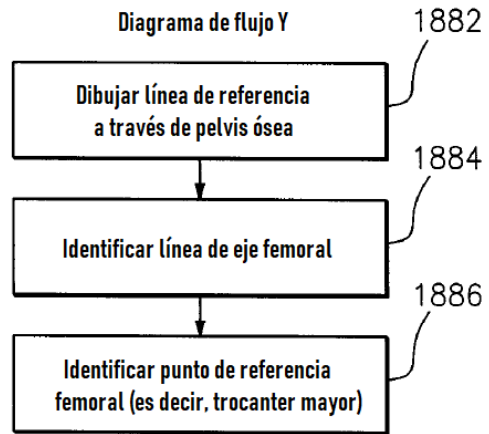


FIG. 69

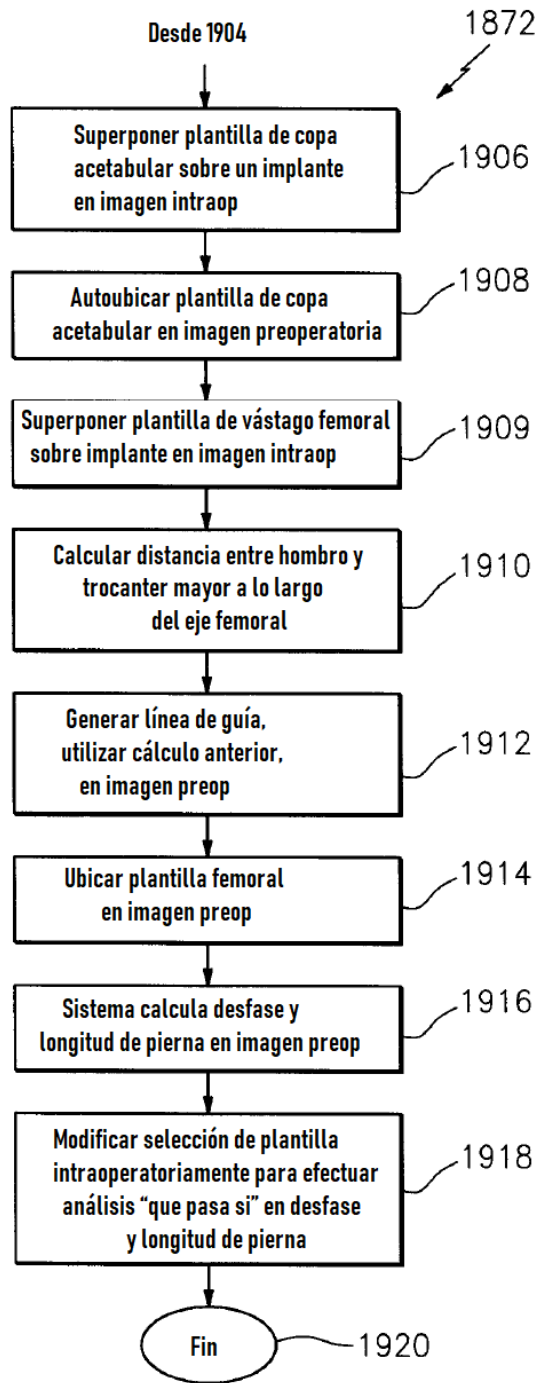


FIG. 68B

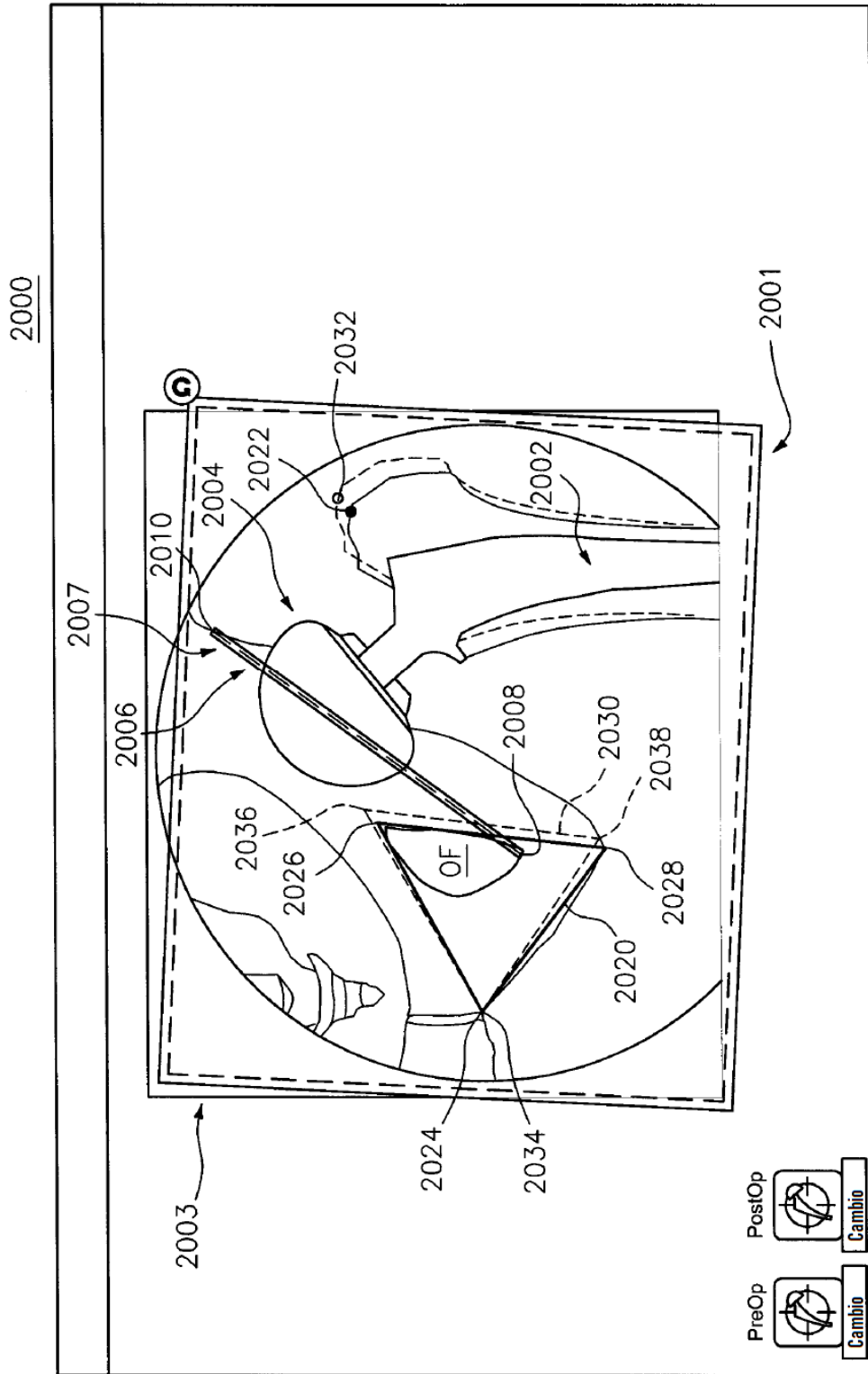


FIG. 70