

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 607 227**

21 Número de solicitud: 201630855

51 Int. Cl.:

A61B 34/37 (2006.01)

B25J 13/02 (2006.01)

12

SOLICITUD DE PATENTE

A1

22 Fecha de presentación:

23.06.2016

43 Fecha de publicación de la solicitud:

29.03.2017

71 Solicitantes:

UNIVERSIDAD DE MÁLAGA (100.0%)

Avenida Cervantes, nº 2

29071 Málaga ES

72 Inventor/es:

BAUZANO NÚÑEZ, Enrique;

LÓPEZ CASADO, Carmen;

MUÑOZ MARTÍNEZ, Víctor Fernando y

PÉREZ DEL PULGAR MANCEBO, Carlos Jesús

54 Título: **MÉTODO DE MANEJO DE UN SISTEMA ROBÓTICO PARA CIRUGÍA MÍNIMAMENTE INVASIVA**

57 Resumen:

Método de manejo de un sistema robótico para cirugía mínimamente invasiva que comprende: planificar una posición y orientación de un efector a partir del desplazamiento de un dispositivo háptico, de coordenadas de referencia y modeladas del efector y de estimación de posición del fulcro; obtener posiciones y velocidades articulares para que la unidad robótica localice la siguiente posición y orientación del efector; mover el efector; medir fuerzas y pares ejercidos por dicho efector y por un instrumento mínimamente invasivo al realizar dicho movimiento; determinar la contribución de dicha medición debida a la interacción con el punto de fulcro y con el tejido interno; estimar la distancia exterior a que se encuentra el punto de fulcro respecto del efector modelado; estimar la rigidez del tejido en contacto con el instrumento y calcular una fuerza de reacción simulada; enviarla al dispositivo háptico y a su vez a la mano del cirujano.

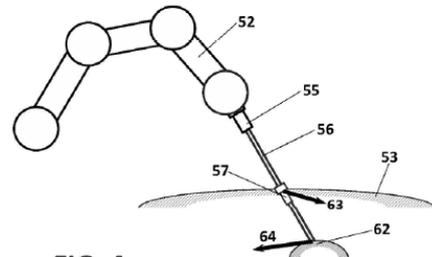


FIG. 4

DESCRIPCIÓN

MÉTODO DE MANEJO DE UN SISTEMA ROBÓTICO PARA CIRUGÍA MÍNIMAMENTE INVASIVA

5 **Campo de la invención**

La presente invención pertenece a los sectores de la cirugía y la robótica, concretamente al de los sistemas de apoyo a la práctica quirúrgica, y con mayor precisión a los sistemas robóticos especialmente diseñados como instrumentos quirúrgicos.

10

Antecedentes de la invención

15

La cirugía mínimamente invasiva consiste en realizar una intervención a través de un número mínimo de pequeñas incisiones al paciente, en torno a los 1-2 cm de longitud. Concretamente, la cirugía laparoscópica es un tipo de cirugía mínimamente invasiva en la que se utilizan herramientas con forma de caña larga para realizar la intervención quirúrgica. El número de herramientas depende de la intervención pero como mínimo una de ellas deberá ser capaz de transmitir al cirujano una imagen del campo quirúrgico, y usualmente consiste en una óptica con una cámara acoplada al extremo externo al paciente. Esta técnica quirúrgica se puede emplear en multitud de intervenciones como las abdominales (colecistectomía, nefrectomía, prostatectomía...), intracraneales (resección tumoral...) o de traumatología (artroscopia, ortopedias...). En el caso de la cirugía laparoscópica abdominal se requiere crear una bóveda abdominal mediante la inserción de un gas inerte (normalmente dióxido de carbono) para permitir la movilidad de las herramientas laparoscópicas, de manera que el gas queda ocluido en el interior de la cavidad abdominal por el uso de unas válvulas especiales denominadas trocares que se colocan en las incisiones abdominales y permiten el paso de las herramientas quirúrgicas.

25

30

La cirugía laparoscópica presenta una serie de ventajas para el paciente como la presencia de cicatrices más pequeñas tras la intervención y un tiempo de recuperación postoperatoria mucho menor que en cirugía abierta. Sin embargo, la cirugía laparoscópica limita las habilidades que posee el cirujano respecto a las de una intervención abierta. Algunos ejemplos son la pérdida de la visión tridimensional al visualizar una imagen en una pantalla, la inversión de movimientos de las herramientas laparoscópicas debido a la restricción al movimiento inherente al punto de inserción que se encuentra localizado en la incisión o punto de fulcro, así como la pérdida de sensación táctil al no estar los dedos del cirujano en contacto directo con el paciente.

35

Una solución que el estado de la técnica propone a estos problemas consiste en utilizar un dispositivo robótico como herramienta intermedia para el cirujano. Estos dispositivos robóticos pueden tener uno o varios brazos manipuladores según el número de herramientas que sean capaces de manipular, y se pueden clasificar en dos grupos principales: los asistentes robóticos y los robots teleoperados. Los asistentes robóticos son capaces de realizar tareas específicas en el campo quirúrgico de forma autónoma o bien a través de órdenes sencillas comandadas por el cirujano a través de una interfaz de control. Al contrario, en los robots teleoperados los movimientos del robot quirúrgico o sistema esclavo se corresponden directamente con los movimientos realizados por el cirujano (normalmente las manos) o sistema maestro, para mejorar así las habilidades y precisión del cirujano con las herramientas laparoscópicas, de tal forma que el robot carece casi o completamente de capacidades de movimiento autónomas.

45

50

Los asistentes robóticos tienen la ventaja de que no necesitan intervención humana directa salvo para comandar las órdenes deseadas por el cirujano, de manera que se comportan como un asistente humano al cirujano a efectos de la intervención. El mayor inconveniente es que un asistente robótico suele estar programado para realizar tareas muy concretas, por lo que no puede utilizarse de forma genérica durante una intervención como un asistente humano. Por ejemplo, la patente española ES2298051B2 presenta un asistente robótico capaz de manejar la cámara laparoscópica mediante órdenes de voz dadas por el cirujano, con otras características como son la flexibilidad en el posicionamiento alrededor del paciente gracias a un sistema motriz de la estructura basado en ruedas y a la ausencia completa de cables ya que puede trabajar con baterías.

55

En cuanto al grupo de los robots teleoperados, como ya se ha comentado previamente, su finalidad consiste en mejorar las habilidades del cirujano. Para ello, se sustituye al cirujano principal en los alrededores del paciente por el robot quirúrgico (sistema esclavo), de manera que la nueva ubicación del cirujano consistirá en una plataforma denominada consola (sistema maestro) desde la que dispondrá de todas las herramientas necesarias para controlar el robot quirúrgico y llevar a cabo la intervención.

60

Desde la consola se pueden mejorar diversas habilidades del cirujano mediante el uso de dispositivos específicos. Desde el punto de vista de la visión, en la solicitud de patente estadounidense US20070276423A1 se propone el uso de un sistema de visión tridimensional mediante el uso de una óptica estereoscópica, la cual transmite cada una de las imágenes al ojo correspondiente mediante espejos.

65

El movimiento de el/los brazo/s manipuladores que componen el robot quirúrgico se controla por el cirujano a través de unos dispositivos mecánicos especiales con sensores de posicionamiento denominados dispositivos hápticos o *haptics*, los cuales se ubican en la consola y suelen ser manejados a través de las manos del cirujano. Como se especifica en la patente estadounidense US7025064B2, estos dispositivos hápticos permiten no sólo el manejo del

robot quirúrgico, sino que también pueden mejorar la precisión de los movimientos de las herramientas laparoscópicas mediante la aplicación de factores de escala que reduzcan el desplazamiento de las herramientas laparoscópicas respecto al desplazamiento de las manos del cirujano. El uso de los dispositivos hápticos no es el único medio por el que el cirujano puede dirigir el movimiento de herramientas laparoscópicas, por ejemplo en la solicitud de patente internacional WO2011125007A1 se propone el uso de un sistema de seguimiento ocular capaz de guiar la cámara laparoscópica según la dirección a la que se dirige la mirada del cirujano.

Los dispositivos hápticos pueden incluir también elementos servoactuadores para aplicar fuerzas de reacción sobre el cirujano, de manera que éste pueda percibir sensación de contacto de las herramientas laparoscópicas que esté manejando con el tejido interno del paciente. Para ello, el robot quirúrgico deberá disponer de al menos un dispositivo de medición de fuerzas y/o pares por cada brazo manipulador con el que se puedan traducir las presiones de contacto entre las herramientas laparoscópicas y el tejido interno del paciente o instrumental quirúrgico adicional. Por ejemplo, en la solicitud de patente estadounidense US2013012930A1 se propone enviar estas mediciones en forma de señal eléctrica a los servoactuadores acoplados en los dispositivos hápticos mediante un sistema de control de comunicaciones que deberá cumplir una serie de requisitos específicos para garantizar la estabilidad de la interacción entre el sistema esclavo (robot quirúrgico) y el sistema maestro (consola), lo que se conoce como realimentación de fuerzas hápticas. Esta realimentación de las fuerzas de interacción entre el robot quirúrgico y el tejido interno del paciente no tiene por qué ser únicamente de presión, sino que existen otras propuestas, como la de la solicitud de patente estadounidense US2014005682A1, que permiten la realimentación de sensaciones táctiles, como la rugosidad de una superficie, mediante el uso de herramientas quirúrgicas ultrasónicas.

Uno de los principales problemas de la realimentación de las fuerzas hápticas en un robot quirúrgico no considerado en US2013012930A1 ni en US2014005682A1 reside en que normalmente existen dos zonas de contacto entre la herramienta laparoscópica manejada por el robot quirúrgico y el paciente: la zona abdominal sobre la que se realiza la incisión (en adelante punto de fulcro) y la zona de tejido interno que el cirujano desea manipular. Por ello, para una correcta percepción táctil del campo quirúrgico se debería separar la contribución de ambas interacciones de la medición del dispositivo de medición de fuerzas y/o pares.

La fuerza de contacto entre la herramienta laparoscópica y el punto de fulcro depende en gran medida del tipo de mecanismo que realiza los movimientos de orientación de la herramienta laparoscópica manejada por el robot quirúrgico. Por ejemplo, en los ya citados documentos US7025064B2 y ES2298051B2 se utiliza un mecanismo de actuación pasivo que limita la fuerza ejercida por la herramienta quirúrgica sobre la piel abdominal pero aumenta la incertidumbre en el posicionamiento debida al huelgo con el trocar. En la ya citada US20070276423A1 se utiliza un mecanismo denominado de centro de rotación remoto, que traslada de forma mecánica el centro de rotación de la herramienta quirúrgica al punto de fulcro, con lo que el problema de este método se reduce a calibrar inicialmente la posición del centro de rotación remoto, de tal manera que si éste cambia durante la intervención habrá que volver a calibrarlo. En la solicitud de patente estadounidense US2015359597A1 se propone el uso de un segundo brazo manipulador para conocer la localización del punto de fulcro, de manera que este segundo manipulador sostiene a través de su efector final la herramienta quirúrgica en el punto de inserción de la herramienta laparoscópica en el paciente.

Resumiendo, el estado de la técnica presenta las siguientes limitaciones: Por una parte, existen propuestas que permiten percibir al cirujano la interacción de fuerzas entre las herramientas quirúrgicas y el paciente, pero en ellas no se tiene en cuenta la superposición de las fuerzas ejercidas por la herramienta laparoscópica sobre el punto de inserción y las de manipulación del tejido interno del paciente. Por otra parte, las propuestas de control de movimientos de las herramientas laparoscópicas manejadas por un robot quirúrgico dependen de mecanismos que, o bien producen cierto huelgo/imprecisión en el posicionamiento de las herramientas quirúrgicas, o bien requieren de recalibración fuera de línea, tanto al comienzo de la intervención como ante el desplazamiento del punto de fulcro debido a factores como un posible desplazamiento del paciente en la camilla. Por último, las propuestas de robots quirúrgicos presentadas sólo permiten un tipo de correspondencia entre el desplazamiento de los dispositivos hápticos y de las herramientas laparoscópicas, de manera que la posición del efector final del dispositivo háptico únicamente puede corresponderse con la posición del extremo distal de la herramienta laparoscópica manejada por el robot quirúrgico.

Descripción de la invención

En un primer aspecto de la invención, se proporciona un método de control de un robot quirúrgico operado de forma remota que supera los inconvenientes identificados en métodos de control de robots quirúrgicos convencionales.

En particular, se controla al menos un brazo robótico, de forma que una herramienta quirúrgica acoplada al brazo robótico se mueve u orienta correctamente dentro de la cavidad definida por la incisión realizada en el paciente. Además, las fuerzas aplicadas por la herramienta quirúrgica se realimentan a una unidad o consola de control, para proporcionar información sensorial al cirujano que está remotamente manipulando la herramienta quirúrgica, ayudando así al cirujano a mover la herramienta como si estuviese realizando una manipulación directa sobre el paciente.

De acuerdo con un aspecto de la invención, se proporciona un método de manejo de un sistema robótico para cirugía mínimamente invasiva, donde el sistema robótico comprende: una consola de control que comprende al

menos un dispositivo accionador y un dispositivo háptico que a su vez comprende uno o más sensores de posicionamiento y servoactuadores; y al menos una unidad robótica que comprende: un brazo manipulador, un efector dispuesto en el extremo distal de dicho brazo manipulador, estando dicho efector equipado con al menos un sensor de fuerzas y pares, al menos un actuador, y un instrumento mínimamente invasivo acoplado a dicho efector, donde el extremo distal de dicho instrumento mínimamente invasivo está configurado para introducirse en una cavidad del cuerpo de un paciente a través de un punto de fulcro. El método comprende las etapas de: planificar una posición y orientación del efector a partir de un desplazamiento relativo del dispositivo háptico, de unas coordenadas de referencia del efector, de unas coordenadas del efector según un modelo de la unidad robótica y de una estimación de la posición del fulcro; a partir de las coordenadas del efector según el modelo de la unidad robótica y de la posición y orientación planificadas del efector, obtener unas posiciones y velocidades articulares necesarias para que cada grado de libertad de la unidad robótica movido por el actuador haga que, en conjunto, se alcance la siguiente posición y orientación planificadas del efector; mover el efector por medio del al menos un actuador de acuerdo con dichas posiciones y velocidades articulares; medir mediante el al menos un sensor de fuerzas y pares acoplado al efector unas fuerzas y pares ejercidos por el efector y por dicho instrumento mínimamente invasivo acoplado al mismo, al realizar dicho movimiento; determinar en qué porcentaje de contribución la medición de fuerzas y pares es debida a la interacción con el punto de fulcro o a la interacción con el tejido interno del paciente; volver a estimar la posición del fulcro, donde esa estimación se realiza a partir de la contribución debida a la interacción con el punto de fulcro y de las coordenadas del efector según el modelo de la unidad robótica; estimar la rigidez del tejido en contacto con el extremo distal del instrumento mínimamente invasivo y calcular una fuerza de reacción simulada; enviar esta fuerza de reacción simulada al al menos un servoactuador del dispositivo háptico para que le sea proporcionada a la mano del cirujano.

En una posible realización, las coordenadas del efector según el modelo de la unidad robótica se obtienen a partir de una posición articular del modelo.

En una posible realización, el desplazamiento relativo del dispositivo háptico se obtiene a partir de la diferencia entre una posición y torsión absolutas del dispositivo háptico y una posición y torsión de referencia. En una realización más particular, a esa diferencia entre una posición y torsión absolutas del dispositivo háptico y una posición y torsión de referencia se le aplican factores de escalado de posición K_P y torsión K_T establecidos por el cirujano para aumentar la precisión del movimiento, y un factor de reducción K_S relacionado con la fuerza de reacción simulada.

En una posible realización, para realizar la estimación del fulcro, se estima la distancia exterior ρ a lo largo del eje del instrumento mínimamente invasivo a la que se encuentra el punto de fulcro con respecto a la posición del efector según ese modelo de la unidad robótica.

En una posible realización, la estimación de la rigidez del tejido en contacto con el extremo distal del instrumento mínimamente invasivo y cálculo de una fuerza de reacción simulada se realiza a partir de la contribución debida a la interacción con el tejido interno del paciente, de las coordenadas del efector según el modelo de la unidad robótica y del desplazamiento del dispositivo háptico realizado por la mano del cirujano.

En una posible realización, el cálculo de una fuerza de reacción simulada se realiza a partir de la siguiente expresión:

$${}^{\{H\}}\mathbf{F}_H = -K_F K_T \left({}^{\{H\}}\mathbf{P}_H - {}^{\{H\}}\mathbf{P}_H^0 \right)$$

donde ${}^{\{H\}}\mathbf{F}_H$ representa la fuerza simulada, K_F es un factor de escalado, con $K_F < 1$, K_T es la rigidez dinámica, ${}^{\{H\}}\mathbf{P}_H$ es la posición háptica actual y ${}^{\{H\}}\mathbf{P}_H^0$ es la última posición háptica.

En una posible realización, el método comprende además: a partir de la posición y orientación del efector según el modelo de la unidad robótica, de la posición y orientación planificadas y de la posición y orientación de otras unidades robóticas, si las hubiera, verificar que la posición y orientación planificadas para el efector final de la unidad robótica cumplen unos criterios de seguridad, y restringir dicha posición y orientación en caso de que no se cumplan dichos criterios.

En una posible realización, el método comprende además: a través de una interfaz de la consola de control, seleccionar una modalidad de movimiento del instrumento mínimamente invasivo: una primera modalidad en la que se relaciona el desplazamiento del dispositivo háptico con el desplazamiento del extremo distal del instrumento mínimamente invasivo; o una segunda modalidad en la que se relaciona el desplazamiento del dispositivo háptico con el desplazamiento del efector del brazo manipulador, de manera que se simulan los movimientos de pivote de un instrumento mínimamente invasivo manual a través del dispositivo háptico.

En una posible realización, cualquiera de las etapas anteriores se lleva a cabo si dicho dispositivo accionador está pulsado o accionado.

En una realización preferente, el dispositivo accionador es un pedal.

De acuerdo con otro aspecto de la invención, se proporciona un producto de programa informático que comprende instrucciones/código de programa informático para realizar el método descrito anteriormente.

De acuerdo con un último aspecto de la invención, se proporciona un soporte /medio de almacenamiento legible por ordenador que almacena código / instrucciones de programa para realizar el método descrito anteriormente.

El método se implementa en un sistema que permite la manipulación remota de herramientas laparoscópicas manipuladas por un robot quirúrgico (sistema esclavo) a través de una interfaz o consola (sistema maestro) manejada por un usuario humano. El sistema maestro incluye al menos una pantalla que permite visualizar en tiempo real el campo quirúrgico en dos o tres dimensiones, un dispositivo accionador mediante el cual activar o desactivar el manejo de las herramientas laparoscópicas y dos dispositivos mecánicos servoactuados y sensorizados (*haptics*), que por un lado registran los movimientos realizados por las manos del usuario para desplazar y orientar sendos puntos de referencia determinados por cada *haptic*, y por otro lado permiten transmitir una fuerza sobre las manos del usuario a través de los servoactuadores en las manos del usuario. El sistema esclavo puede estar integrado por uno o varios módulos, cada uno de los cuales comprende dispositivos servoactuados y sensorizados independientes (robots/brazos manipuladores), en cuyos extremos distales se acopla una herramienta laparoscópica y cuya función se basa en reproducir los movimientos registrados por su dispositivo háptico asociado para que dicha herramienta laparoscópica se desplace de forma sincronizada con la mano del usuario. El dispositivo háptico y el brazo manipulador pueden estar separados una cierta distancia entre sí, y se pueden comunicar a través de la transmisión de señales eléctricas por cable de comunicaciones o vía inalámbrica.

La relación existente entre los movimientos de la mano del usuario (*haptic*) y los movimientos de la herramienta laparoscópica (brazo manipulador) puede establecerse de dos maneras, a elección del usuario. La primera se basa en definir una traslación/orientación del dispositivo háptico como una traslación/orientación del extremo distal de la herramienta laparoscópica (por ejemplo, pinza), de tal manera que un desplazamiento cartesiano de la mano del usuario corresponde a un desplazamiento cartesiano del extremo distal de la herramienta laparoscópica. La segunda traduce la traslación/orientación del dispositivo háptico en una traslación/orientación equivalente del extremo proximal de la herramienta laparoscópica, esto es, la posición/orientación del extremo de la herramienta laparoscópica que se encuentra acoplado al manipulador. A su vez, el sistema permite un escalado de movimientos totalmente regulable, de manera que por ejemplo un desplazamiento de 1 cm en el dispositivo háptico se traduzca en un desplazamiento de 1 mm en el dispositivo manipulador (escala 1:10).

Los movimientos de pivote de la herramienta laparoscópica se realizan alrededor del fulcro, el cual introduce una ligadura (se pierden dos grados de libertad cartesianos en el movimiento) que impide el desplazamiento libre de la herramienta laparoscópica manejada por el manipulador. Por ello, el sistema de manipulación dispone de un elemento que de forma transparente traduce geoméricamente los movimientos comandados por el usuario en movimientos de pivote de la herramienta laparoscópica cuyo centro se encuentra en el fulcro.

Cada brazo manipulador de cada robot quirúrgico dispone de un dispositivo de medición de fuerzas y pares acoplado sobre su efector final que permite obtener una medición de las fuerzas y pares de contacto entre la herramienta laparoscópica y el paciente, que pueden originarse en dos zonas bien diferenciadas: el fulcro y el extremo distal. Las fuerzas de contacto sobre el fulcro se denominan fuerzas de reacción y aparecen cuando los movimientos de pivote de la herramienta laparoscópica se realizan alrededor de un punto que no coincide con el fulcro, mientras que las fuerzas de contacto sobre el extremo distal se denominan fuerzas de manipulación y aparecen cuando se produce una interacción entre la herramienta laparoscópica y el tejido interno del paciente. Ambas componentes de la fuerza de contacto pueden producirse simultáneamente pero el dispositivo de medición de fuerzas y pares recopila la medición de la suma total de las fuerzas de contacto, por lo que el sistema incorpora un algoritmo para el modelado de las fuerzas de contacto capaz de separar las contribuciones a la medición de las fuerzas de reacción y las fuerzas de manipulación. Así, con una magnitud baja en la medición de fuerzas de contacto se considera que la interacción relevante se produce en el fulcro, en cuyo caso no se transmite ninguna orden para actuar el dispositivo háptico y la medición de fuerzas de contacto se emplea por completo en estimar la posición del fulcro. Por el contrario, con una magnitud elevada en la medición de fuerzas de contacto se interpreta que la interacción relevante viene dada por la actuación del extremo distal de la herramienta laparoscópica sobre el paciente. En este caso la medición de fuerzas de contacto se emplea en actuar el dispositivo háptico para simular la sensación sobre el usuario de presión de la herramienta laparoscópica, manteniendo la estimación del fulcro hasta que la herramienta quirúrgica deje de ejercer estas fuerzas de contacto de elevada magnitud.

La contribución de las fuerzas de reacción se utiliza para estimar de forma precisa la localización del fulcro durante el desplazamiento de la herramienta laparoscópica. Al ser el manipulador un dispositivo servoactuado sin mecanismos de pasivación de fuerzas y realizar estos desplazamientos alrededor del fulcro, una localización incorrecta de esta posición puede dar lugar a lesiones en los alrededores de la incisión a través de la que se introduce la herramienta laparoscópica en el paciente. Por ello, la estimación del fulcro se realiza a través de un equilibrio de fuerzas y pares de reacción. Esta estimación es procesada por un elemento de control que se encarga de corregir el posicionamiento de la herramienta laparoscópica, de tal forma que ésta se encuentre siempre alineada con el fulcro para que así la fuerza ejercida sobre el paciente en dicho punto sea mínima.

Durante una intervención quirúrgica, la manipulación del tejido interno del paciente realizada por la herramienta laparoscópica también puede medirse a través de la contribución de fuerzas y pares de manipulación. Para que el usuario pueda tener sensaciones de presión similares a las que tendría si manipulara de forma directa la herramienta laparoscópica (sin mediación del robot quirúrgico), un algoritmo de estimación de la rigidez de los tejidos internos del paciente procesa la contribución de las fuerzas de manipulación (sin tener en cuenta la contribución de las fuerzas de reacción sobre el punto de fulcro) para modelar una fuerza de contacto tal que permita al usuario percibir a través del dispositivo háptico distintos grados de rigidez del tejido interno manipulado por las herramientas laparoscópicas. Estas mediciones se utilizan en los actuadores del dispositivo háptico de tal manera que lo desplazan en sentido opuesto al movimiento, creando una sensación de presión sobre la mano del usuario.

Cada elemento que integra todo el sistema de teleoperación remota de los robots quirúrgicos a través de la consola

manejada por el cirujano, ya sean dispositivos físicos o algoritmos de control, incluyen una capa adicional de supervisión de funcionamiento cuya misión es en analizar que todos los elementos funcionan correctamente. Los errores pueden producirse a nivel local en un dispositivo o algoritmo de control, o bien pueden ser resultado de una mala interacción entre varios de los dispositivos o algoritmos de control. La capa de supervisión considera todos los errores posibles que puedan alterar el normal funcionamiento del sistema de teleoperación remota de los robots quirúrgicos y les asigna un índice de riesgo, de manera que con un índice de riesgo bajo el supervisor modificará de manera conveniente el funcionamiento de el/los dispositivos y/o algoritmos de control involucrados en el error para poder continuar con la intervención, mientras que con un riesgo alto se producirá la detención del sistema y extracción manual de los robots quirúrgicos por parte de los asistentes humanos.

Otras ventajas y características de la invención resultarán aparentes a la vista de la descripción que se presenta a continuación.

Breve descripción de las figuras

Para complementar la descripción y con objeto de ayudar a una mejor comprensión de las características de la invención, de acuerdo con un ejemplo de realización práctica de la misma, se acompaña como parte integrante de la descripción, un juego de figuras en el que con carácter ilustrativo y no limitativo, se ha representado lo siguiente:

La Figura 1 representa un esquema de un sistema robótico quirúrgico adecuado para implementar el método de la invención. Se representa una intervención quirúrgica mediante un sistema teleoperado en el que el robot quirúrgico o elemento esclavo realiza las maniobras quirúrgicas sobre el paciente, mientras que el cirujano envía los comandos de movimiento de forma remota al robot quirúrgico a través de la consola o elemento maestro.

La Figura 2 representa un diagrama de flujos que describe las relaciones entre los distintos elementos del sistema que controla el robot quirúrgico desde la consola.

La Figura 3 esquematiza un brazo robótico y una herramienta quirúrgica laparoscópica acoplada a su extremo distal y representa la metodología propuesta para realizar la navegación esférica de las herramientas laparoscópicas de acuerdo con una posible realización de la invención.

La Figura 4 muestra la interacción entre la herramienta laparoscópica acoplada al robot quirúrgico y los dos puntos principales de contacto con el paciente: la piel y el tejido interno, de acuerdo con una posible realización de la invención.

La Figura 5 muestra un diagrama de bloques que representa el algoritmo de control empleado para estimar la posición del fulcro, de acuerdo con una posible realización de la invención.

La Figura 6 muestra un diagrama de bloques que representa el algoritmo de control que se encarga de modelar la fuerza percibida por el robot quirúrgico para reproducirla en el dispositivo háptico manejado por el cirujano, de acuerdo con una posible realización de la invención.

Descripción de un modo de realización de la invención

La siguiente descripción no debe considerarse de forma limitativa, sino que sirve al propósito de describir los principios de la invención de forma amplia. Las siguientes realizaciones se describen a modo de ejemplo, con referencia a las citadas figuras que muestran representaciones de algoritmos y métodos según la invención y aparatos y sistemas adecuados para implementar dichos algoritmos y métodos.

La Figura 1 muestra un esquema de un sistema robótico quirúrgico que implementa el método de la invención. La figura 1 representa una intervención quirúrgica mínimamente invasiva. Ejemplos de intervenciones en las que puede emplearse la cirugía mínimamente invasiva son intervenciones abdominales (colecistectomía, nefrectomía, prostatectomía...), intracraneales (resección tumoral...) o de traumatología (artroscopia, ortopedias...), entre otras. En la figura 1 se ha representado una intervención laparoscópica abdominal, en la que el cirujano 1 trabaja sobre una consola 4 desde la cual controla los movimientos del robot quirúrgico 8. El robot quirúrgico 8 es el que opera al paciente 2 postrado sobre la camilla de operaciones 3. La consola o interfaz 4, manejada por un usuario humano, actúa como sistema maestro. El robot quirúrgico 8 que manipula las herramientas quirúrgicas 12 13 (en este caso, instrumentos mínimamente invasivos) actúa como sistema esclavo. El robot quirúrgico 8 está formado tres unidades robóticas 9. Cada una de ellas lleva un brazo robótico o brazo manipulador. El robot quirúrgico 8 puede estar formado por más o menos unidades robóticas 9. Cada unidad robótica tiene al menos 6 grados de libertad. El brazo manipulador se explica más en detalle en relación con las figuras 3 y 4. Una de las unidades robóticas está configurada para llevar un endoscopio 12 con una cámara laparoscópica 11 y la otra u otras unidades robóticas están configuradas para llevar un instrumento mínimamente invasivo (tal como una herramienta quirúrgica laparoscópica) 13 propiamente dicho. El término "herramienta quirúrgica", "herramienta laparoscópica" o "instrumento mínimamente invasivo" se usan a lo largo de este texto de forma general, de modo que se refieren no

sólo a herramientas quirúrgicas propiamente dichas, tales como bisturíes o pinzas, sino también a cualquier equipamiento de apoyo a la operación o de diagnóstico, tales como endoscopios, cámaras, etc. Cada brazo manipulador de cada unidad robótica dispone de un sensor (dispositivo de medición de fuerzas y pares) 10 acoplado sobre su efector final que permite obtener una medición de las fuerzas y pares de contacto entre la herramienta laparoscópica y el paciente 2. La unidad robótica 9 que lleva el endoscopio 12 (y cámara 11) también lleva un sensor 10 como los mencionados, aunque no se ilustra en la figura 1. En uso del sistema quirúrgico robotizado, cada unidad robótica 9 se dispone cerca de la camilla 3 y el personal de cirugía guía el extremo distal del brazo manipulador (de cada unidad robótica 9) hasta introducir la herramienta quirúrgica 12 13 por un trocar que se ha insertado previamente a través de la piel del paciente 2 a través de una incisión. Es decir, los instrumentos mínimamente invasivos o herramientas quirúrgicas 12 13 se introducen por la incisión, por medio del trocar, hasta el interior del paciente. El brazo manipulador está entonces listo para usarse en la operación quirúrgica.

El sistema maestro incluye, además de la consola de control 4, al menos una pantalla 6 que permite visualizar en tiempo real el campo quirúrgico en dos o tres dimensiones gracias a las imágenes tomadas por la cámara 11 del endoscopio 12. El sistema maestro incluye también un dispositivo accionador, no ilustrado en la figura 1, mediante el cual se puede activar o desactivar el manejo de las herramientas quirúrgicas 12 13. En una posible realización, el dispositivo accionador se implementa mediante uno o más pedales. El sistema maestro incluye también dos dispositivos mecánicos servoactuados y sensorizados (*haptics*) 5, que por un lado registran los movimientos realizados por las manos del usuario para desplazar y orientar sendos puntos de referencia determinados por cada *haptic* 5, y por otro lado permiten transmitir una fuerza sobre las manos del usuario a través de los servoactuadores en las manos del usuario, para que el usuario pueda percibir el contacto de las herramientas laparoscópicas 13 con el paciente 2.

Cada unidad robótica 9 del sistema esclavo (robot quirúrgico 8) comprende un brazo robótico (es decir, un dispositivo servoactuado y sensorizado) independiente (de otros brazos robóticos de otras unidades robóticas 9), en cuyo extremo distal se acopla una herramienta quirúrgica 12 13. La función de esta herramienta es reproducir los movimientos registrados por un dispositivo háptico asociado 5 para que dicha herramienta 12 13 se desplace de forma sincronizada con la mano del usuario. El dispositivo háptico 5 y el brazo manipulador asociado al mismo pueden estar separados una cierta distancia entre sí y se pueden comunicar a través de la transmisión de señales eléctricas por cable de comunicaciones o vía inalámbrica. Cada brazo manipulador de cada unidad quirúrgica 9 dispone de un dispositivo (sensor) 10 de medición de fuerzas y pares acoplado sobre su efector final (extremo distal del brazo manipulador) que permite obtener una medición de las fuerzas y pares de contacto entre la herramienta quirúrgica y el paciente, tal y como se describe en detalle más adelante.

Es decir, el cirujano 1 puede ver el campo quirúrgico a través de la pantalla 6, que recibe la imagen de la cámara laparoscópica 11. El cirujano puede mover con sus manos los dispositivos hápticos 5, desplazamiento que se registra y envía a las unidades robóticas 9. También puede enviar comandos de voz grabados a través de un micrófono 7 para desplazar la unidad robótica 9 que sostiene la óptica o endoscopio 12. El movimiento de las unidades robóticas 9 que sostienen las herramientas laparoscópicas 13 y/o el endoscopio 12 (herramientas quirúrgicas en general) puede producir reacciones de fuerza en el paciente que se miden con los respectivos sensores de fuerza 10. El modo de movimiento de las unidades robóticas 9 puede ser seleccionado por el cirujano 1 de acuerdo con dos posibles modalidades: El modo "A" relaciona un desplazamiento de los dispositivos hápticos 5 con un desplazamiento del extremo distal de las herramientas quirúrgicas laparoscópicas 12 13, mientras que el modo "B" relaciona un desplazamiento de los dispositivos hápticos 5 con un desplazamiento del extremo proximal de las herramientas laparoscópicas 12 13.

La Figura 2 muestra el diagrama de flujos que sigue un algoritmo de control (o conjunto de algoritmos de control) del sistema descrito en la Figura 1 para las comunicaciones entre uno de los dispositivos hápticos 5 y una de las unidades robóticas 9, que en la Figura 2 se referencia como 23, de acuerdo con una posible realización de la invención. Este conjunto de algoritmos de control se ejecuta en la unidad robótica, excepto la parte relativa al dispositivo háptico 15 y al actuador 17, que se ejecuta desde la consola o unidad de control 4 ilustrada en la figura 1. Concretamente, los algoritmos se ejecutan en medios de computación o informáticos que comprenden medios de procesado, tales como un microprocesador, unidad de procesado, o cualquier medio de procesado alternativo convencional, y medios de almacenamiento de memoria convencionales. La mano del cirujano 14 dirige el movimiento del dispositivo háptico 15, el cual es desplazado y orientado 31 alrededor del eje de la herramienta laparoscópica (instrumento mínimamente invasivo) por la mano del cirujano 14. El dispositivo háptico 15 transmite 32 al dispositivo accionador 17 la posición ${}^{(H)}P_H$ y torsión γ_H absolutas del dispositivo háptico 15, preferentemente mediante una señal filtrada con un filtro paso-bajo de Butterworth orden-1. La torsión es una de las tres componentes de la orientación del dispositivo háptico 15. El dispositivo accionador 17 se implementa preferentemente mediante un pedal o pedal de embrague configurado para ser accionado por el pie del cirujano 16. El pie del cirujano 16 pulsa o suelta el pedal de embrague 17, enviando la señal indicativa de presencia o ausencia de accionamiento 33 al dispositivo accionador 17.

Si el pedal 17 NO está pulsado 34, por un lado se actualizan las referencias 18 (y se guardan en memoria) de la posición absoluta ${}^{(H)}P_H^P$ del dispositivo háptico 15, la torsión absoluta γ_H^P del dispositivo háptico 15 (recibidos mediante la señal 32) y la matriz homogénea ${}^{(B)}T_{(R)}^P$ del efector final 55 (ilustrado en las Figuras 3 y 4) del brazo manipulador de la unidad robótica para hacer que la diferencia 38 entre la posición ${}^{(H)}P_H$ y torsión γ_H absolutas 32 y de referencia ${}^{(H)}P_H^P$, γ_H^P 35 del desplazamiento relativo del dispositivo háptico 15 sea 0, y por otro se envía una señal de pedal no pulsado a la unidad robótica 23 para que se establezca el modo de movimiento libre/manual, de manera que pueda manipularlo un asistente con las manos. Nótese que la matriz homogénea es un término matemático que describe una posición y orientación de un sistema de referencia euclídeo referido a otro sistema de

referencia base en una matriz de dimensión 4x4, de manera que la submatriz superior izquierda de dimensión 3x3 describe la orientación respecto del sistema base, siendo cada vector columna uno de los ejes del sistema, mientras que el vector 3x1 de la derecha de la matriz corresponde con la posición cartesiana respecto al sistema base.

Si el pedal SÍ está pulsado 36 entonces se aplica las diferencias $\Delta \mathbf{P}_H$, $\Delta \gamma_H$ entre la posición y torsión absolutas ${}^{\{H\}}\mathbf{P}_H$, γ_H 32 del dispositivo háptico 15 y la posición y torsión de referencia ${}^{\{H\}}\mathbf{P}_H^P$, γ_H^P guardadas en memoria 18 para obtener el desplazamiento relativo 38 del dispositivo háptico 15. A la diferencia $\Delta \mathbf{P}_H$ se le aplican por un lado unos factores de escalado de posición K_P y torsión K_γ establecidos por el cirujano para aumentar la precisión del movimiento, y por otro lado un factor de reducción K_s cuya expresión es una función sigmoide que depende de la fuerza realimentada F_H 50 obtenida de un estimador de rigidez 30 que se detalla más adelante. Estos factores de escalado de posición y torsión y de reducción se pueden aplicar tanto en un modelo de navegación 19 como en la etapa anterior, en la que se aplican las diferencias entre la posición y torsión absolutas del dispositivo háptico 15 y la posición y torsión de referencia guardadas en memoria para obtener el desplazamiento relativo 38 del dispositivo háptico 15. Esta fuerza realimentada F_H 50 está parametrizada por un valor σ que indica el valor mínimo de K_s , un valor ω que indica para qué fuerza realimentada F_H 50 se produce el valor máximo de K_s y un valor c que indica cómo de abrupta es la pendiente de subida/bajada de la K_s , cuya misión consiste en disminuir la velocidad en el movimiento de la herramienta quirúrgica cuando ésta entra en contacto con el tejido interno del paciente para así mejorar la estabilidad del algoritmo de control de realimentación de fuerzas de contacto con el tejido del paciente al cirujano:

$$\begin{aligned} K_s &= \sigma + \frac{1 - \sigma}{1 + e^{c(|F_H| - \omega)}} \\ \Delta \gamma_H &= K_\gamma (\gamma_H - \gamma_H^P) \\ \Delta \mathbf{P}_H &= K_s K_P ({}^{\{H\}}\mathbf{P}_H - {}^{\{H\}}\mathbf{P}_H^P) \end{aligned} \quad [1]$$

La Figura 2 incluye también un modelo de navegación 19 que comprende un algoritmo de planificación de la siguiente posición esférica del extremo distal de la herramienta quirúrgica. Para la planificación de la posición esférica, el modelo de navegación 19 recibe el desplazamiento relativo 38 del dispositivo háptico 15, ya escalado, la matriz homogénea ${}^{\{B\}}\mathbf{T}_{\{R\}}^P$ 37 del efector final 55 del brazo robótico con la posición y orientación (torsión) cartesianas de referencia en el momento de pulsar el pedal 17, la matriz homogénea con la posición y orientación cartesianas 45 modelada del robot (modelo del robot 25) para calcular la siguiente posición del extremo distal de la herramienta laparoscópica o instrumento mínimamente invasivo, y la estimación de la posición del fulcro 48 proporcionada por un estimador de fulcro 29 para obtener la siguiente posición planificada 39 del efector final 55 del brazo robótico. A lo largo de la descripción de la Figura 2, cuando se menciona el “modelo del robot 25” para ser precisos, nos referimos al “modelo de la unidad robótica 25”, pero en ocasiones, por simplicidad, se utiliza el término “robot”.

Para explicar con más detalle el modelo de navegación 19, la Figura 3 representa el brazo robótico o brazo manipulador 52 de una unidad robótica 9 (23 en la Figura 2). En la Figura 3, el brazo manipulador 52 está realizando movimientos esféricos alrededor del punto de fulcro 57 localizado sobre la piel del paciente 53. El punto de fulcro 57 es el punto de inserción en el paciente de la herramienta quirúrgica. El punto de fulcro se encuentra localizado en la incisión practicada en la piel del paciente. La Figura 3 ilustra el problema de la navegación esférica resuelto por el modelo de navegación 19. Se define un sistema de coordenadas $\{I\}$ sobre el punto de fulcro 57. Los ejes del sistema de coordenadas $\{I\}$ permanecen paralelos a los de un sistema de referencia $\{B\}$ asociado a la base 54 de la unidad robótica 9. Se define también un sistema de referencia $\{R\}$ asociado al efector final 55 del brazo manipulador 52 y un sistema de referencia $\{T\}$ asociado al extremo distal de la herramienta laparoscópica 56, ambos con sus ejes de dirección principales paralelos entre sí. La localización del efector final 55 del brazo manipulador 52 respecto al punto de fulcro 57 se establece a través de las coordenadas esféricas definidas como ángulo de orientación α 58, ángulo de altitud β 59, orientación de torsión γ 60 alrededor de su propio eje y distancia exterior ρ 61 o distancia a lo largo del instrumental que abarca desde el centro de rotación del efector final 55 hasta el punto de fulcro 57. Nótese que los ángulos α y β pueden obtenerse con la lectura directa de los sensores internos del robot, lo que no ocurre con la distancia exterior ρ . Nótese que los sensores internos del robot no son los sensores 10 situados en el efector final del brazo manipulador (véase Figura 1), sino que se trata de sensores ensamblados internamente en los actuadores del motor de cada unidad robótica, para realizar mediciones sobre su posición, velocidad, etc. Estos sensores internos quedan fuera del alcance de la presente invención.

La navegación esférica se establece mediante el vector de componentes esféricas $(\alpha, \beta, \rho, \gamma)$, el cual se puede obtener a partir de la relación entre la matriz homogénea ${}^{\{I\}}\mathbf{T}_{\{R\}}$ expresada en coordenadas cartesianas y esféricas, la cual define la posición y orientación cartesiana del efector final 55 del brazo manipulador 52 respecto al punto de fulcro 57. Esta matriz homogénea ${}^{\{I\}}\mathbf{T}_{\{R\}}$ puede calcularse a partir de su relación con la matriz homogénea ${}^{\{B\}}\mathbf{T}_{\{R\}}$ del efector final 55 del brazo manipulador 52 respecto de la base 54 y con la matriz homogénea ${}^{\{B\}}\mathbf{T}_{\{I\}}$ del punto de fulcro 57 respecto de la base 54. La matriz homogénea ${}^{\{B\}}\mathbf{T}_{\{R\}}$ del efector final 55 del brazo manipulador 52 respecto de la base 54 se obtiene mediante el algoritmo de cinemática directa 26 (que se explica más adelante, ver Figura 2); la matriz homogénea ${}^{\{B\}}\mathbf{T}_{\{I\}}$ del punto de fulcro 57 respecto de la base 54 se obtiene mediante el algoritmo de estimador del fulcro 29 (ver Figura 2):

$${}^{\{B\}}\mathbf{T}_{\{R\}} = ({}^{\{B\}}\mathbf{T}_{\{I\}})^{-1} \cdot {}^{\{B\}}\mathbf{T}_{\{R\}}$$

$${}^{\{B\}}\mathbf{T}_{\{R\}} = \begin{bmatrix} \cos \alpha \cos \beta & -\sin \alpha & \cos \alpha \sin \beta & \rho \cos \alpha \sin \beta \\ \sin \alpha \cos \beta & \cos \alpha & \sin \alpha \sin \beta & \rho \sin \alpha \sin \beta \\ -\sin \beta & 0 & \cos \beta & \rho \cos \beta \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \cos \gamma & -\sin \gamma & 0 \\ \sin \gamma & \cos \gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad [2]$$

Con este principio se puede calcular la matriz homogénea de la siguiente posición ${}^{\{B\}}\mathbf{P}'_R$ y orientación ${}^{\{B\}}\mathbf{z}'_{\{R\}}$ del eje de la herramienta laparoscópica 39 a partir de la posición ${}^{\{B\}}\mathbf{P}_R^P$ y orientación ${}^{\{B\}}\mathbf{z}_R^P$ del eje de referencia 37 del efector final 55 del brazo robótico, de la longitud de la herramienta laparoscópica L y del incremento de desplazamiento del dispositivo háptico $\Delta\mathbf{P}_H$ 38 según el modo de movimiento establecido para la herramienta laparoscópica. Así, en el modo A, en el cual los desplazamientos del dispositivo háptico 15 se corresponden con desplazamientos del extremo distal de la herramienta laparoscópica, las relaciones geométricas son de tipo cartesiano, mientras que en el modo B, en el cual los desplazamientos del dispositivo háptico 15 se corresponden con desplazamientos esféricos (α' , β' , ρ') del extremo proximal de la herramienta laparoscópica respecto de las posiciones esféricas de referencia (α^P , β^P , ρ^P), las relaciones geométricas son de tipo esférico:

$$\begin{aligned} \text{Modo A} \quad & {}^{\{B\}}\mathbf{P}'_T = {}^{\{B\}}\mathbf{P}_R^P + L {}^{\{B\}}\mathbf{z}'_{\{R\}} + \Delta\mathbf{P}_H \\ & {}^{\{B\}}\mathbf{z}'_{\{R\}} = \frac{{}^{\{B\}}\mathbf{P}_T - {}^{\{B\}}\mathbf{P}_R^P}{L} \\ & {}^{\{B\}}\mathbf{P}'_R = {}^{\{B\}}\mathbf{P}'_T - L {}^{\{B\}}\mathbf{z}'_{\{R\}} \end{aligned} \quad [3]$$

$$\begin{aligned} \text{Modo B} \quad & \alpha' = \alpha^P + \Delta x_H \\ & \beta' = \beta^P + \Delta y_H \\ & \rho' = \rho^P + \Delta z_H \end{aligned}$$

Es decir, en el modo B, se calcula el vector de coordenadas esféricas de la siguiente posición y orientación planificadas 40 (ver "supervisor cinemático 20" de la Figura 2).

En la Figura 2, el supervisor cinemático 20 representa un algoritmo que verifica, a partir de la posición y orientación actuales 45 del efector final del modelo del robot 25, de la posición y orientación planificadas 39 por el modelo de navegación 19 y de la posición y orientación 41 de otras unidades robóticas 22, si las hubiera, que la posición y orientación planificadas 39 para el efector final 55 de la unidad robótica cumplan ciertos criterios de seguridad, manteniendo la herramienta laparoscópica dentro de una zona de trabajo válida. Algunos posibles criterios de seguridad son que el extremo distal de la herramienta quirúrgica permanezca dentro del campo quirúrgico visible, o bien que el extremo proximal de la herramienta quirúrgica (efector final 55 de la unidad robótica 23) permanezca a una distancia mínima de otras unidades robóticas, o bien que la herramienta quirúrgica pueda realizar la navegación esférica dentro de un subespacio tal que haya que cumplir unos límites físicos como son el no introducir el efector final 55 de la unidad robótica 23 más allá del punto de fulcro 48 estimado por el estimador de fulcro 29 de manera que la distancia exterior sea nula, o que el ángulo esférico de altitud no supere los 90° puesto que el extremo distal de la herramienta quirúrgica intentaría salir de la piel del paciente. En el caso de no cumplir alguno de estos criterios cinemáticos el supervisor cinemático 20 limita la posición y orientación planificadas 39 del efector final 55 de la unidad robótica 23 (planificadas por el modelo de navegación 19) para que no avancen fuera de la zona de trabajo.

En la Figura 2, la cinemática inversa 21 representa un algoritmo que recibe la posición y orientación actuales 45 del efector final del modelo del robot (obtenidas por el algoritmo de cinemática directa 26, que se explica más adelante) y el vector de coordenadas esféricas de la siguiente posición y orientación planificadas 40 y restringida por el supervisor cinemático 20 del efector final de la unidad robótica 23, información que es convertida en las posiciones y velocidades articulares 42 necesarias para que cada grado de libertad de la unidad robótica 23 movido por un actuador localice la siguiente posición y orientación planificadas 40 del efector final de la unidad robótica 23.

Los actuadores de la unidad robótica 23 reciben las posiciones y velocidades articulares 42 procedentes del algoritmo de cinemática inversa 21. Las posiciones y velocidades articulares 42 son procesadas por un control en posición y velocidad basado en ganancias para garantizar que se sigue la planificación de la trayectoria cartesiana calculada por el modelo de navegación 19. La planificación de la trayectoria cartesiana reproducirá la interacción entre las herramientas laparoscópicas y el paciente 24 (interacción deseada por el cirujano). Como salida de la unidad robótica 23, los sensores de posicionamiento y velocidad de la propia unidad robótica miden 43 los parámetros de posición y velocidad articulares.

El modelo del robot 25 representa un algoritmo que calcula la dinámica de los actuadores de la unidad robótica 23 mediante un modelo del comportamiento real de los actuadores, de manera que ante las mismas consignas de posición y velocidad articulares 42 deseadas para cada actuador, obtenidas de la cinemática inversa 21, las

posiciones y velocidades articulares 43 de la unidad robótica 23 evolucionan de manera similar a las posiciones y velocidades articulares 44 en el modelo del robot 25. La función del modelo del robot 25 es reducir las inestabilidades producidas por las diferencias entre la frecuencia de muestreo a la que se actualizan las señales de estado de la posición y velocidad articulares 43 de la unidad robótica 23 en el sistema esclavo y la frecuencia de muestreo a la que se actualiza la señal de estado de la posición del dispositivo háptico 15 como la actualización del estado 50 de los actuadores del dispositivo háptico 15, proporcionado por el estimador de rigidez 30. Para minimizar el error entre las posiciones y velocidades articulares 43 reales y las posiciones y velocidades articulares 44 modeladas, el modelo del robot 25 recibe la posición y velocidad articular 43 de la unidad robótica 23 para actualizar sus variables de estado internas a cada tiempo de muestreo establecido por las señales enviadas por la unidad robótica 23.

La cinemática directa 26 representa un algoritmo que transforma la posición articular 44 del modelo del robot 25 en coordenadas cartesianas 45, las cuales son utilizadas por el modelo de navegación 19 para conocer la posición cartesiana de referencia de la unidad robótica 23 a partir de la cual calcula la posición y orientación planificadas 39 (por ejemplo la trayectoria de navegación esférica).

El sensor de fuerzas 27 se mueve de forma solidaria al efector final de la unidad robótica 23, por lo que su posición y orientación vienen determinadas por el estado articular 43 del mismo. El sensor de fuerzas 27 incluye algoritmos para compensar tanto los pares gravitatorios como las inercias ejercidos por los actuadores y sensores integrados en el dispositivo de acople de la herramienta laparoscópica y la propia herramienta laparoscópica. La medición de las fuerzas y pares compensada en el sensor de fuerzas 27 es convertida en forma de señal eléctrica y filtrada, preferentemente mediante un filtro paso-bajo de Butterworth orden 1 (obteniéndose una señal filtrada ${}^{\{R\}}\mathbf{F}$) para poder enviarse 46 a la consola 4 a través del canal de comunicaciones entre la unidad robótica 23 y la consola 4.

El modelo de interacción 28 representa un algoritmo que determina en qué porcentaje de contribución la medición de las fuerzas compensadas ${}^{\{R\}}\mathbf{F}$ 46 es debida a la interacción con el fulcro ${}^{\{R\}}\mathbf{F}_I$ 47 o con el tejido interno del paciente ${}^{\{R\}}\mathbf{F}_T$ 49 mediante los parámetros de contribución λ_I , λ_T respectivamente. Esta diferenciación se hace basándose en la magnitud de la medición de fuerzas compensada 46 con una función sigmoide parametrizada para cada contribución siguiendo los siguientes criterios cualitativos:

Si la medición de las fuerzas compensadas ${}^{\{R\}}\mathbf{F}$ 46 es baja, entonces casi toda la fuerza es debida a la interacción con el fulcro, de manera que $47 \approx 46$ y $49 \approx 0$.

Si la medición de las fuerzas compensadas ${}^{\{R\}}\mathbf{F}$ 46 es alta, entonces casi toda la fuerza es debida a la interacción con el tejido interno del paciente, de manera que $47 \approx 0$ y $49 \approx 46$.

En una realización preferente, los parámetros de contribución se calculan a partir de la siguiente expresión:

$$\begin{aligned} \lambda_I &= \frac{1}{1 + e^{c(|F-1|-\omega)}} \\ \lambda_T &= \frac{1}{1 + e^{c(1-F-\omega)}} - \lambda_I \end{aligned} \rightarrow \begin{aligned} {}^{\{R\}}\mathbf{F}_I &= \lambda_I {}^{\{R\}}\mathbf{F} \\ {}^{\{R\}}\mathbf{F}_T &= \lambda_T {}^{\{R\}}\mathbf{F} \end{aligned} \quad [4]$$

El parámetro λ_I se resta a λ_T para anular el efecto de la medición de fuerzas compensada ${}^{\{R\}}\mathbf{F}$ 46 en la fuerza de interacción con el tejido interno del paciente 49 cuando la medición de fuerzas compensada ${}^{\{R\}}\mathbf{F}$ 27 reporta valores bajos. El parámetro λ_I adopta valores casi nulos cuando la medición de fuerzas compensada ${}^{\{R\}}\mathbf{F}$ 46 es alta. El parámetro ω indica dónde se produce el máximo de la sigmoide, mientras que c sirve para aumentar o disminuir la pendiente de subida/bajada de la sigmoide.

El estimador del fulcro 29 representa un algoritmo que se encarga, por un lado, de estimar la distancia exterior p a lo largo del eje de la herramienta laparoscópica a la que se encuentra el punto de fulcro de la posición cartesiana 45 (modelada por la cinemática directa 26) del efector final de la unidad robótica 23. Esta distancia exterior se calcula mediante la aplicación de las ecuaciones de equilibrio de fuerzas y pares de la señal con la medición de las fuerzas y pares compensada debida a la interacción con el fulcro 47. A esta estimación de la distancia exterior se le suma un desplazamiento cartesiano del fulcro en dirección perpendicular al eje de la herramienta laparoscópica obtenido a partir de un algoritmo de control de fuerzas basado en impedancias el cual utiliza como referencia de realimentación la medición de las fuerzas y pares compensada debida a la interacción con el fulcro 47, obteniendo como resultado la posición cartesiana estimada del fulcro 48. La figura 5 detalla el algoritmo de control empleado para estimar la posición del fulcro 48.

El método propuesto para obtener la estimación del punto de fulcro 48 depende del tipo de mecanismo de orientación de la herramienta laparoscópica instalado en el efector final de la unidad robótica. En una realización preferente, este mecanismo de orientación de la herramienta laparoscópica (o instrumento mínimamente invasivo) se realiza mediante actuación directa, y se comenta con más detalle siguiendo la ilustración de la Figura 4. Si la localización real del punto de fulcro ${}^{\{R\}}\mathbf{P}_I$ 57 (ver Figuras 3 y 4) es diferente de la estimada, el error en el posicionamiento ${}^{\{R\}}\Delta\mathbf{I}$ del fulcro genera una fuerza abdominal ${}^{\{R\}}\mathbf{F}_I$ 63 no deseada sobre la pared abdominal 53. La fuerza abdominal ${}^{\{R\}}\mathbf{F}_I$ 63 puede medirse con el sensor de fuerzas acoplado en el efector final 55 del robot. Si la magnitud escalar de la fuerza F_I y par M_I de interacción con el fulcro 63 es prácticamente nula entonces el fulcro

estimado coincide con el real y no hay que actualizar la estimación del punto de fulcro 57. En caso contrario, la distancia exterior ρ puede calcularse mediante la siguiente expresión obtenida a partir del equilibrio de pares:

$$\rho = \frac{M_I}{F_I} \quad [5]$$

5 Por otro lado, para la interacción entre la herramienta laparoscópica 56 y la pared abdominal 53 se asume un comportamiento elástico lineal mediante la ganancia K_I , el cual relaciona el vector de fuerza ${}^{(R)}\mathbf{F}_I$ de interacción con el fulcro 63 con la elongación ${}^{(R)}\Delta l$ producida sobre esta superficie:

$${}^{(R)}\mathbf{F}_I = K_I {}^{(R)}\Delta l \quad [6]$$

10 La ganancia K_I se obtiene de forma general a partir de ensayos experimentales en los que se mide la fuerza de interacción con el fulcro F_I 63 para desplazamientos Δl conocidos. A este resultado se le aplica una ganancia $C_I < 1$ cuyo valor se escoge para satisfacer los criterios de respuesta rápida para un lazo de realimentación y garantizar la estabilidad del algoritmo de control. De este modo, la estimación de la posición del punto de fulcro ${}^{(R)}\mathbf{P}_I$ 57 viene dada por la suma de la elongación de la pared abdominal registrada por la medición de la fuerza de interacción con el fulcro 63 y la estimación de la distancia exterior al fulcro obtenida por equilibrio de pares y que se encuentra en la dirección del eje ${}^{(R)}\mathbf{z}$ del efector final 55 del brazo manipulador 52:

$${}^{(R)}\mathbf{P}_I = \frac{C_I}{K_I} {}^{(R)}\mathbf{F}_I + \rho {}^{(R)}\mathbf{z} \quad [7]$$

15 La Figura 5 muestra el algoritmo de control empleado para estimar la posición del fulcro 48 según el procedimiento expuesto anteriormente. La distancia exterior ρ 67 se calcula a partir de la expresión [5]. Es decir, la distancia exterior ρ 67 se calcula a partir de la orientación cartesiana actual ${}^{(R)}\mathbf{z}$ 45 procedente de la cinemática directa 26 y de la contribución de las fuerzas ${}^{(R)}\mathbf{F}_I$ y pares ${}^{(R)}\mathbf{M}_I$ de interacción con la pared abdominal 47 procedentes del modelo de interacción 28. Esta contribución de las fuerzas ${}^{(R)}\mathbf{F}_I$ y pares ${}^{(R)}\mathbf{M}_I$ de interacción con la pared abdominal 47 se realimenta restándose a una fuerza de referencia ${}^{(R)}\mathbf{F}_0$ deseada 68 para la interacción con la pared abdominal. El resultado 69 de esta resta se pondera con la ganancia de control C_I 65, y el resultado de esta ponderación 70 se convierte de una magnitud en fuerzas a una magnitud en distancias con el factor de conversión K_I 66. El resultado de esa conversión 71 se suma con el vector de estimación de la distancia exterior $\rho {}^{(R)}\mathbf{z}$ 72 para obtener finalmente la posición cartesiana ${}^{(R)}\mathbf{P}_I$ del punto de fulcro 48 y enviarlo al modelo de navegación 19 para planificar la navegación esférica.

20 En la Figura 2, el estimador de rigidez 30 representa un algoritmo que se encarga de estimar de forma dinámica la rigidez del tejido en contacto con el extremo distal de la herramienta mediante la medición de fuerzas y pares compensada debida a la interacción con el tejido interno del paciente 49 (obtenido por el modelo de interacción 28), de manera que la relación entre la fuerza y el desplazamiento de interacción con el tejido interno del paciente se puede modelar con un sistema lineal. Esta estimación de la rigidez del tejido interno del paciente forma parte de un algoritmo de estimación por mínimos cuadrados, cuya misión es estabilizar el valor de la rigidez del tejido interno con un retardo lo más pequeño posible, con el cual se puede diferenciar la percepción de contacto de las manos del cirujano 14 a través de los dispositivos hápticos 15, entre objetos sólidos y blandos. Con esta estimación de la rigidez se calcula una fuerza de reacción simulada 50, proporcional al desplazamiento 51 del dispositivo háptico 15 realizado por la mano del cirujano 14 tomando como referencia la posición del dispositivo háptico 15 en la que se detectó por primera vez una medición de fuerzas y pares 49 debida a la interacción con el tejido interno del paciente 49. Esa fuerza de reacción simulada 50 es escalada para percibir el contacto en las manos del cirujano como una reacción natural, y posteriormente enviada a los actuadores del dispositivo háptico 15.

30 El algoritmo de control del estimador de rigidez 30 de la Figura 2 se detalla en la Figura 6 y se encarga de modelar la fuerza percibida por la unidad robótica como una fuerza simulada ${}^{(H)}\mathbf{F}_H$ 50 que actúa en sentido contrario al movimiento del dispositivo háptico 15. Esta fuerza se simula mediante un modelo de la reacción de fuerzas 73 elástico-lineal con rigidez dinámica K_T , cuyo punto de equilibrio parte de la última posición háptica ${}^{(H)}\mathbf{P}_H^0$ y cuya posición háptica actual es ${}^{(H)}\mathbf{P}_H$ 32. Una vez modelada la fuerza 75 por el modelo de reacción de fuerzas 73, se aplica un factor de escalado $K_F < 1$ 74 para mejorar la estabilidad del sistema. La siguiente expresión representa la fuerza simulada obtenida 50:

$${}^{(H)}\mathbf{F}_H = -K_F K_T ({}^{(H)}\mathbf{P}_H - {}^{(H)}\mathbf{P}_H^0) \quad [8]$$

La rigidez dinámica K_T es un parámetro variable que permite percibir distintas resistencias en el *haptic* 15 en función

del material en contacto con la herramienta laparoscópica. Por este motivo es necesario determinar esta magnitud en función de mediciones de fuerzas ${}^{\{R\}}F_T$ de interacción con el tejido interno 49 obtenidas del entorno real de la unidad robótica 23 a través del modelo de interacción 28. Y también por ese motivo es necesario determinar la rigidez dinámica K_T en función de la posición actual del extremo distal de la herramienta ${}^{\{R\}}P_T$ 45 (nótese que a partir de la matriz homogénea que describe la posición y orientación del robot pueden extraerse tanto el vector de la orientación cartesiana actual ${}^{\{R\}}z$ como la posición actual del extremo distal de la herramienta ${}^{\{R\}}P_T$) obtenida de la cinemática directa 26 del robot quirúrgico y de la posición distal del extremo de la herramienta en el momento del contacto ${}^{\{R\}}P_T^0$:

5

$$K_T = \frac{F_T}{\|{}^{\{R\}}P_T - {}^{\{R\}}P_T^0\|} = \frac{F_T}{\Delta P_T} \quad [9]$$

10 Al ser este resultado instantáneo y altamente variable sobre todo en las inmediaciones del punto de contacto por la amplificación del ruido de la señal que registra las pequeñas deformaciones ΔP_T , se aplica un algoritmo de estimación por mínimos cuadrados recurrente. Con este método se puede obtener un valor de K_T estable tras unos pocos ciclos de muestreo. El algoritmo de mínimos cuadrados recurrente consta de los siguientes pasos:

Inicio del método (iteración $N=0$):

$$K_e(0) = 0 \quad [10]$$

$$C(0) = \varphi \quad [11]$$

15 Donde φ debe ser un número suficientemente grande (cuanto mayor sea más rápido varía K_T respecto a cada iteración), y C es un parámetro del algoritmo que evoluciona con las iteraciones.

En la iteración N -ésima calcular la nueva estimación de K_T según:

$$K_T(N+1) = K_T(N) + (F_T - \Delta P_T(N) \cdot K_T(N)) \frac{\Delta P_T(N) \cdot C(N)}{1 + \Delta P_T^2(N) \cdot C(N)} \quad [12]$$

Actualizar C :

$$C(N+1) = \frac{C(N)}{1 + \Delta P_T^2(N) \cdot C(N)} \quad [13]$$

Volver al paso 2.

20

En suma, el método de la invención supera las principales limitaciones detectadas en el estado de la técnica tal y como se ha explicado:

25

Con respecto a métodos de control convencionales, que permiten al cirujano percibir la interacción de fuerzas entre las herramientas quirúrgicas y el paciente, pero en ellas no se tiene en cuenta la superposición de las fuerzas ejercidas por la herramienta laparoscópica sobre el punto de inserción y las de manipulación del tejido interno del paciente: El método descrito tiene en cuenta, en esa medición de fuerzas y pares entre las herramientas quirúrgicas y el paciente, qué porcentaje de la medición es debido a la interacción con el punto de fulcro y qué porcentaje de la medición es debido a la interacción con el tejido interno del paciente. Las fuerzas de contacto sobre el fulcro (fuerzas de reacción) aparecen cuando los movimientos de pivote de la herramienta laparoscópica se realizan alrededor de un punto que no coincide con el fulcro, es decir, cuando se produce una estimación errónea del punto de inserción. Las fuerzas de contacto sobre el extremo distal (fuerzas de manipulación) aparecen cuando se produce una interacción entre la herramienta laparoscópica y el tejido interno del paciente. Ambas componentes de la fuerza de contacto pueden producirse simultáneamente pero el dispositivo de medición de fuerzas y pares recopila la medición de la suma total de las fuerzas de contacto. El método modela las fuerzas de contacto y es capaz de separar las contribuciones a la medición de las fuerzas de reacción y las fuerzas de manipulación. Cada brazo manipulador dispone de un sistema de control de fuerzas que utiliza, por un lado, la fuerza de manipulación para obtener una estimación de la rigidez del tejido interno del paciente con la que modelar una fuerza de contacto con un tejido duro o blando que posteriormente se realimenta a la interfaz háptica, y por otro lado, la fuerza de reacción para obtener una mejor estimación de la posición del punto de inserción con la que minimizar la magnitud de dicha fuerza mediante la planificación de trayectorias de la herramienta laparoscópica alrededor del punto de inserción real.

30

35

40

En cuanto a las propuestas de control de movimientos de las herramientas laparoscópicas manejadas por un robot quirúrgico que dependen de mecanismos que, o bien producen cierto huelgo/imprecisión en el posicionamiento de las herramientas quirúrgicas, o bien requieren de recalibración fuera de línea, tanto al comienzo de la intervención

5 como ante el desplazamiento del punto de fulcro debido a factores como un posible desplazamiento del paciente en la camilla: El método descrito estima la posición del punto de fulcro con la ecuación [7]. Con esta estimación del fulcro se aplica un algoritmo de control (Figura 5) que desplaza la herramienta laparoscópica del robot para que se encuentre alineada a lo largo del fulcro, de manera que minimice la fuerza ejercida sobre la pared abdominal del paciente. Además, esta estimación de la posición del fulcro se emplea para realizar la navegación esférica y que los nuevos movimientos de la herramienta laparoscópica se realicen alrededor de este punto.

10 Por último, con respecto a los robots quirúrgicos convencionales que sólo permiten un tipo de correspondencia entre el desplazamiento de los dispositivos hápticos y de las herramientas laparoscópicas, de manera que la posición del efector final del dispositivo háptico únicamente puede corresponderse con la posición del extremo distal de la herramienta laparoscópica manejada por el robot quirúrgico: El método descrito permite seleccionar, a través de una interfaz de la consola de control (por ejemplo a través de una pantalla táctil, una modalidad de movimiento del instrumento mínimamente invasivo: una primera modalidad en la que se relaciona el desplazamiento del dispositivo háptico con el desplazamiento del extremo distal del instrumento mínimamente invasivo; o una segunda modalidad en la que se relaciona el desplazamiento del dispositivo háptico con el desplazamiento del efector del brazo manipulador (es decir con el extremo proximal del instrumento mínimamente invasivo), de manera que se simulan los movimientos de pivote de un instrumento mínimamente invasivo manual a través del dispositivo háptico.

20 En este texto, la palabra "comprende" y sus variantes (como "comprendiendo", etc.) no deben interpretarse de forma excluyente, es decir, no excluyen la posibilidad de que lo descrito incluya otros elementos, pasos etc. en el contexto de la presente invención, el término "aproximadamente" y los términos de su familia (tales como "aproximado", etc.) deberían entenderse como valores indicativos muy próximos a los que acompañan al término anteriormente mencionado. Es decir, se debería aceptar una desviación dentro de los límites aceptables a partir de un valor exacto, ya que la persona experta en la técnica comprenderá que dicha desviación a partir de los valores indicados resulta inevitable debido a las imprecisiones de la medición, etc. lo mismo resulta aplicable a los términos "alrededor" y "sustancialmente".

30 Por otra parte, la invención no está limitada a las realizaciones concretas que se han descrito sino abarca también, por ejemplo, las variantes que pueden ser realizadas por el experto medio en la materia (por ejemplo, en cuanto a la elección de materiales, dimensiones, componentes, configuración, etc.), dentro de lo que se desprende de las reivindicaciones.

REIVINDICACIONES

- 5 1. Un método de manejo de un sistema robótico para cirugía mínimamente invasiva, donde el sistema robótico comprende:
- una consola de control (4) que comprende al menos un dispositivo accionador (17) y un dispositivo háptico (5, 15) que a su vez comprende uno o más sensores de posicionamiento y servoactuadores, y al menos una unidad robótica (9, 23) que comprende:
- un brazo manipulador (52),
- 10 un efector (55) dispuesto en el extremo distal de dicho brazo manipulador (52), estando dicho efector (55) equipado con al menos un sensor de fuerzas y pares (10, 27),
- al menos un actuador,
- y un instrumento mínimamente invasivo (12, 13, 56) acoplado a dicho efector (55), donde el extremo distal de dicho instrumento mínimamente invasivo (12, 13, 56) está configurado para introducirse en una
- 15 cavidad del cuerpo de un paciente a través de un punto de fulcro (57),
- estando dicho método caracterizado por:
- planificar una posición y orientación (39) de dicho efector (55) a partir de un desplazamiento relativo (38) de dicho dispositivo háptico (15), de unas coordenadas de referencia (37) de dicho efector (55), de unas coordenadas (45) del efector (55) según un modelo (25) de la unidad robótica (23) y de una estimación (48) de la posición del fulcro;
- 20 a partir de dichas coordenadas (45) del efector (55) según dicho modelo (25) de la unidad robótica (23) y de la posición y orientación planificadas (39) del efector (55), obtener unas posiciones y velocidades articulares (42) necesarias para que cada grado de libertad de la unidad robótica (23) movido por dicho actuador haga que, en conjunto, se alcance la siguiente posición y orientación planificadas (39) del efector (55);
- mover el efector (55) por medio de dicho al menos un actuador de acuerdo con dichas posiciones y velocidades articulares (42);
- 25 medir (46) mediante dicho al menos un sensor de fuerzas y pares (10, 27) acoplado a dicho efector (55) unas fuerzas y pares ejercidos por dicho efector (55) y por dicho instrumento mínimamente invasivo (13, 56) acoplado al mismo, al realizar dicho movimiento;
- determinar (28) en qué porcentaje de contribución dicha medición (46) de fuerzas y pares es debida a la interacción con el punto de fulcro (47) o a la interacción con el tejido interno del paciente (49);
- 30 volver a estimar (48) la posición del fulcro, donde dicha estimación (48) se realiza a partir de la contribución debida a dicha interacción con el punto de fulcro (47) y de dichas coordenadas (45) del efector (55) según dicho modelo (25) de la unidad robótica (23);
- estimar (50) la rigidez del tejido en contacto con el extremo distal del instrumento mínimamente invasivo (13, 56) y calcular una fuerza de reacción simulada (50);
- 35 enviar esta fuerza de reacción simulada (50) al al menos un servoactuador del dispositivo háptico (15) para que le sea proporcionada a la mano del cirujano (14).
2. El método de la reivindicación 1, en el que dichas coordenadas (45) del efector (55) según dicho modelo (25) de la unidad robótica (23) se obtienen a partir de una posición articular (44) de dicho modelo (25).
- 40 3. El método de cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que dicho desplazamiento relativo (38) de dicho dispositivo háptico (15) se obtiene a partir de la diferencia entre una posición y torsión absolutas (32) del dispositivo háptico (15) y una posición y torsión de referencia (18).
4. El método de la reivindicación 3, en el que a dicha diferencia entre una posición y torsión absolutas (32) del dispositivo háptico (15) y una posición y torsión de referencia (18) se le aplican factores de escalado de posición K_p y torsión K_t establecidos por el cirujano para aumentar la precisión del movimiento, y un factor de reducción K_s relacionado con dicha fuerza de reacción simulada (50).
- 45 5. El método de cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que para realizar dicha estimación del fulcro (48), se estima la distancia exterior ρ a lo largo del eje de dicho instrumento mínimamente invasivo (13, 56) a la que se encuentra el punto de fulcro con respecto a la posición (45) del efector (55) según dicho modelo (25) de la unidad robótica (23).
- 50 6. El método de cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que dicha estimación (50) de la rigidez del tejido en contacto con el extremo distal del instrumento mínimamente invasivo (13, 56) y cálculo de una fuerza de reacción simulada (50) se realiza a partir de la contribución debida a la interacción con el tejido interno del paciente (49), de dichas coordenadas (45) del efector (55) según dicho modelo (25) de la unidad robótica (23) y del desplazamiento (51) del dispositivo háptico (15) realizado por la mano del cirujano (14).
- 55 7. El método de cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que dicho cálculo de una fuerza de reacción

simulada (50) se realiza a partir de la siguiente expresión:

$$\{^H\} \mathbf{F}_H = -K_F K_T \left(\{^H\} \mathbf{P}_H - \{^H\} \mathbf{P}_H^0 \right)$$

donde $\{^H\} \mathbf{F}_H$ representa la fuerza simulada (50), K_F es un factor de escalado, con $K_F < 1$, K_T es la rigidez dinámica, $\{^H\} \mathbf{P}_H$ es la posición háptica actual (32) y $\{^H\} \mathbf{P}_H^0$ es la última posición háptica.

- 5 8. El método de cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende además: a partir de la posición y orientación (45) del efector (55) según dicho modelo (25) de la unidad robótica (25), de la posición y orientación planificadas (39) y de la posición y orientación (41) de otras unidades robóticas (22), si las hubiera, verificar que la posición y orientación planificadas para el efector final (55) de la unidad robótica (9, 23) cumplen unos criterios de seguridad, y restringir (40) dicha posición y orientación en caso de que no se cumplan dichos criterios.
- 10 9. El método de cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende además:
a través de una interfaz de la consola de control (4), seleccionar una modalidad de movimiento del instrumento mínimamente invasivo (13, 56): una primera modalidad en la que se relaciona el desplazamiento del dispositivo háptico (15) con el desplazamiento del extremo distal del instrumento mínimamente invasivo (13, 56); o una segunda modalidad en la que se relaciona el desplazamiento del dispositivo háptico (15) con el desplazamiento del efector (55) del brazo manipulador, de manera que se simulan los movimientos de pivote de un instrumento mínimamente invasivo (13, 56) manual a través del dispositivo háptico (15).
- 15 10. El método de cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el cualquiera de las las etapas anteriores se lleva a cabo si dicho dispositivo accionador (16) está pulsado o accionado.
11. El método de cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que dispositivo accionador (16) es un pedal.
- 20 12. Un producto de programa informático que comprende instrucciones/código de programa informático para realizar el método de cualquiera de las reivindicaciones anteriores.
13. Un soporte /medio de almacenamiento legible por ordenador que almacena código / instrucciones de programa para realizar el método de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 11.
- 25

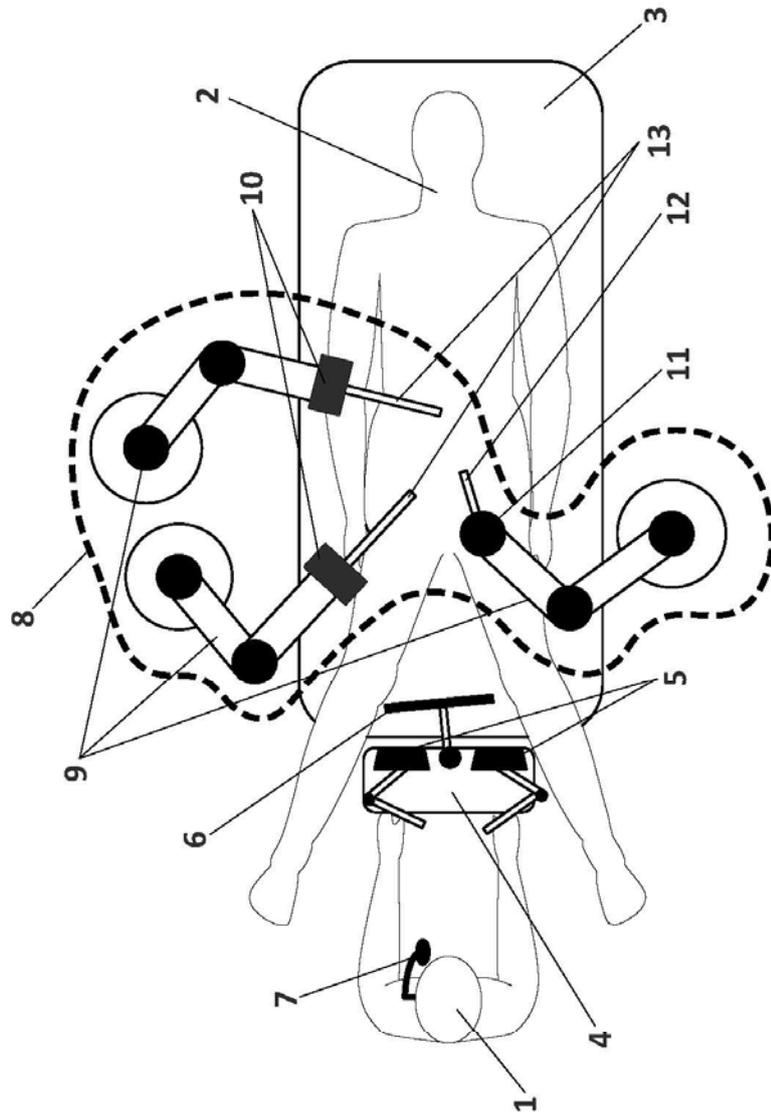


FIG. 1

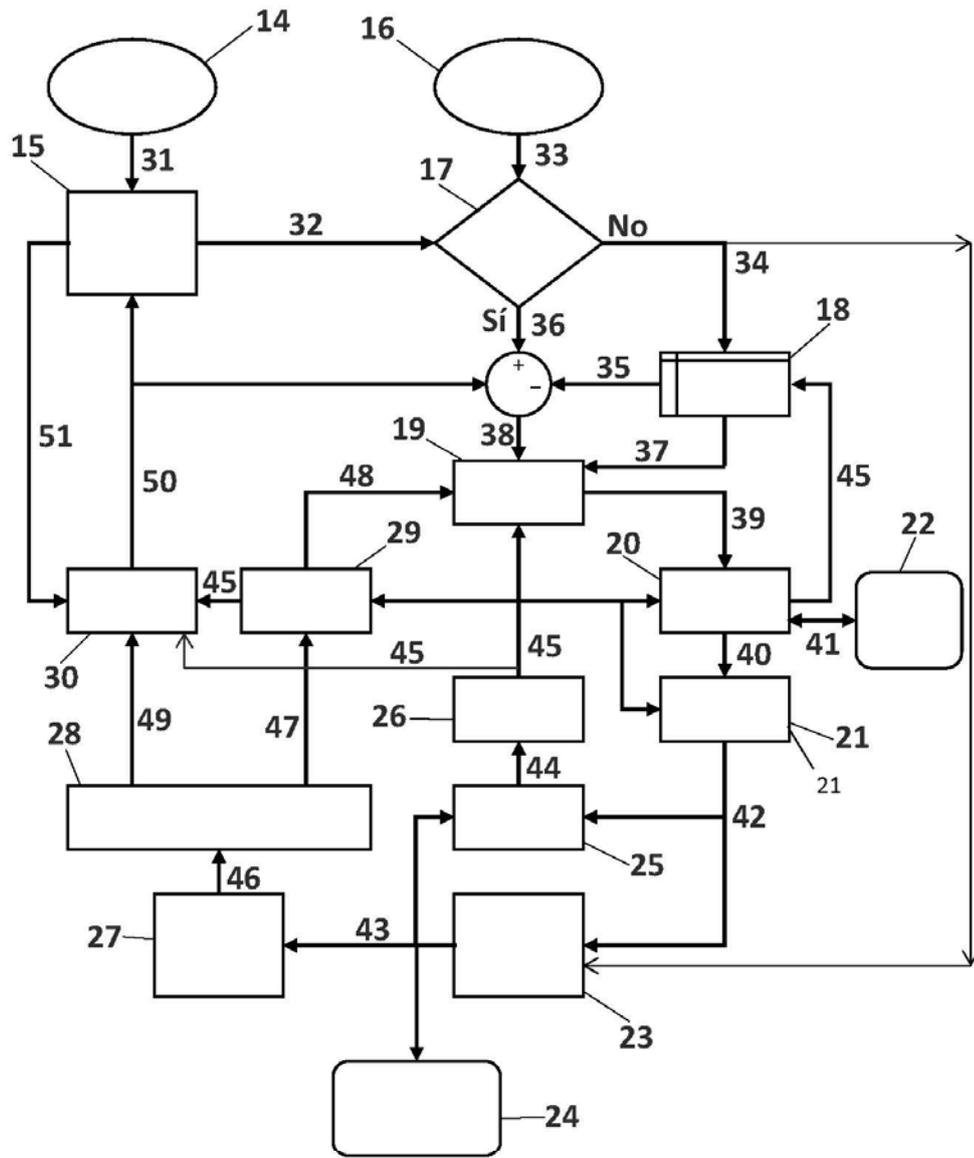
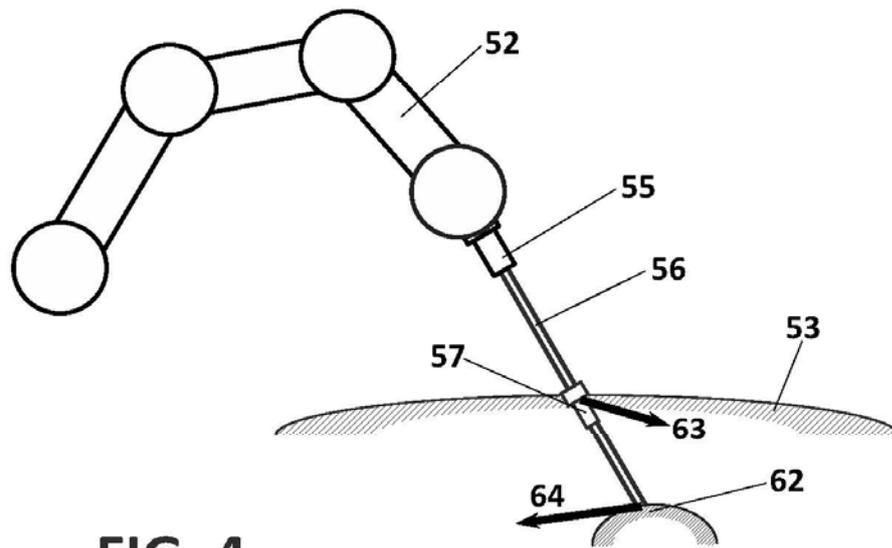
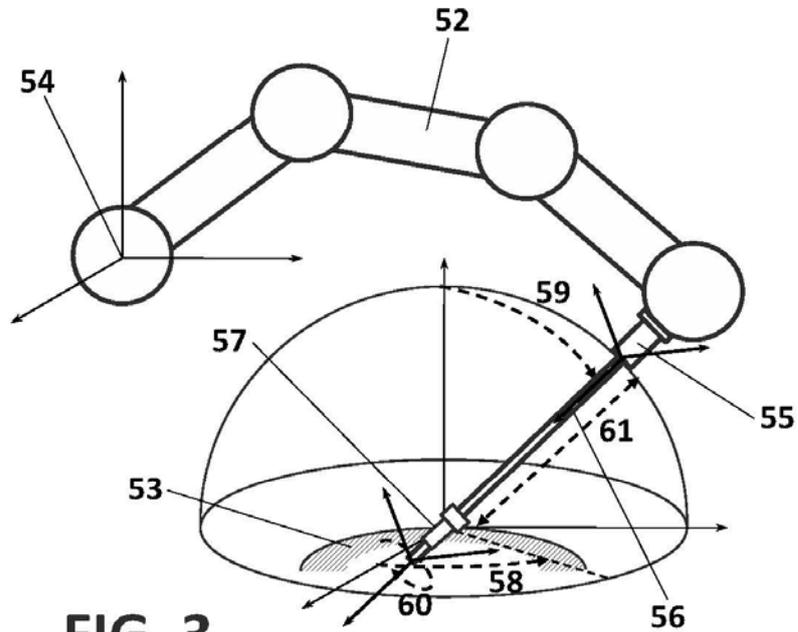


FIG. 2



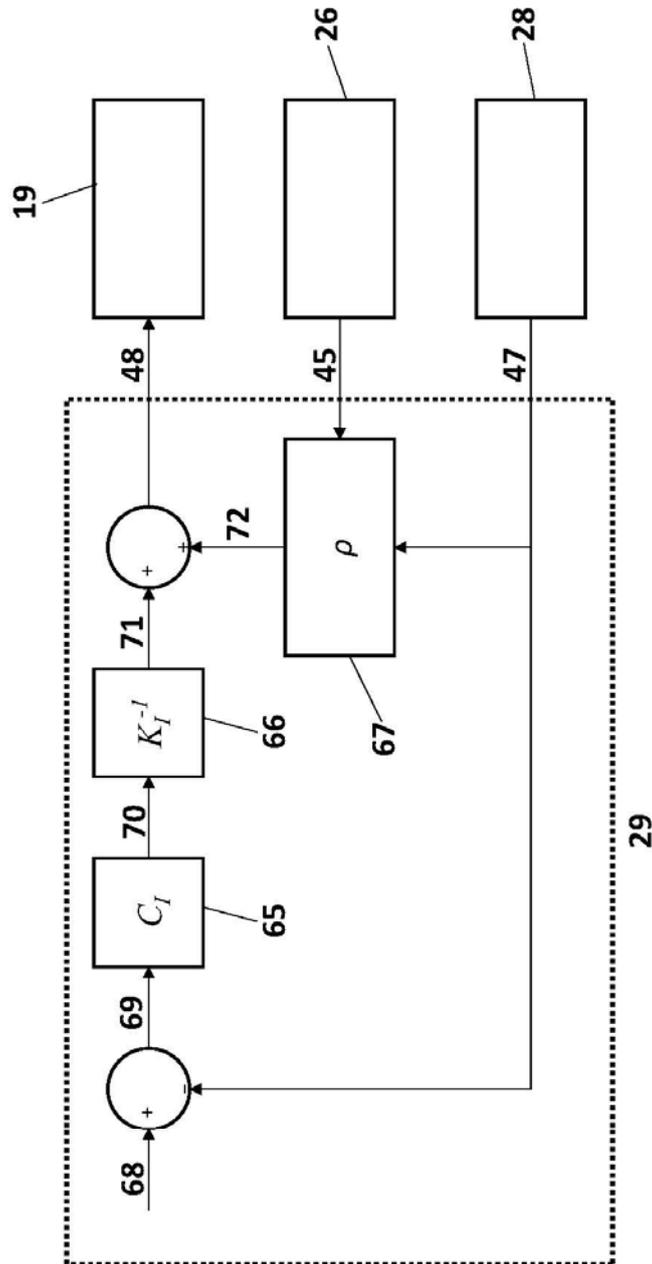


FIG. 5

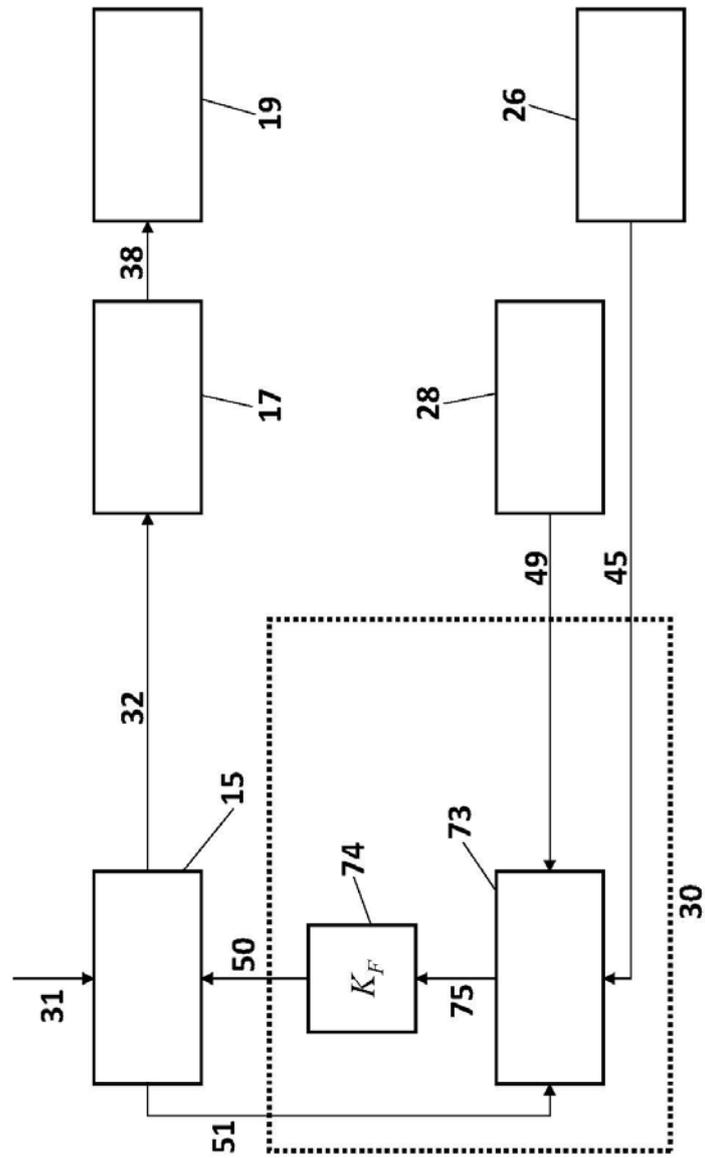


FIG. 6



- ②1 N.º solicitud: 201630855
 ②2 Fecha de presentación de la solicitud: 23.06.2016
 ③2 Fecha de prioridad:

INFORME SOBRE EL ESTADO DE LA TECNICA

⑤1 Int. Cl.: **A61B34/37** (2016.01)
B25J13/02 (2006.01)

DOCUMENTOS RELEVANTES

Categoría	⑤6 Documentos citados	Reivindicaciones afectadas
X	EP 1915963 A1 (EURATOM) 30/04/2008, Resumen; párrafos [0009,0020-0023,0029,0035-0038,0046,0059-0061,0066-0072,0062,0068,0070-0074,0083,0084]; figuras 1,2,3	1-8,12,13
A	WO 2007136768 A2 (MAKO SURGICAL CORP et al.) 29/11/2007, párrafos [0034,0041,0071,0074,0077,0081]	9-11
A	WO 2005039835 A1 (UNIV WESTERN ONTARIO et al.) 06/05/2005, resumen, página 16 líneas 8-20, página 14 líneas 17-25; Figuras 14,15	1-13
A	Haiyang Jin et al. DESIGN AND CONTROL STRATEGY OF ROBOTIC SPINAL SURGICAL SYSTEM. ", Proceedings of the 2011 IEEE/ICME May 22 - 25, Harbin, China, 25/05/2011. Apartados IIB y IV.	9

Categoría de los documentos citados

X: de particular relevancia
 Y: de particular relevancia combinado con otro/s de la misma categoría
 A: refleja el estado de la técnica

O: referido a divulgación no escrita
 P: publicado entre la fecha de prioridad y la de presentación de la solicitud
 E: documento anterior, pero publicado después de la fecha de presentación de la solicitud

El presente informe ha sido realizado

para todas las reivindicaciones

para las reivindicaciones nº:

<p>Fecha de realización del informe 17.03.2017</p>	<p>Examinador F. J. Dominguez Gomez</p>	<p>Página 1/5</p>
---	--	------------------------------

Documentación mínima buscada (sistema de clasificación seguido de los símbolos de clasificación)

A61B, B25J

Bases de datos electrónicas consultadas durante la búsqueda (nombre de la base de datos y, si es posible, términos de búsqueda utilizados)

INVENES, EPODOC, WPI, NPL

Fecha de Realización de la Opinión Escrita: 17.03.2017

Declaración

Novedad (Art. 6.1 LP 11/1986)	Reivindicaciones 1-13	SI
	Reivindicaciones	NO
Actividad inventiva (Art. 8.1 LP11/1986)	Reivindicaciones 9-11	SI
	Reivindicaciones 1-8, 12,13	NO

Se considera que la solicitud cumple con el requisito de aplicación industrial. Este requisito fue evaluado durante la fase de examen formal y técnico de la solicitud (Artículo 31.2 Ley 11/1986).

Base de la Opinión.-

La presente opinión se ha realizado sobre la base de la solicitud de patente tal y como se publica.

1. Documentos considerados.-

A continuación se relacionan los documentos pertenecientes al estado de la técnica tomados en consideración para la realización de esta opinión.

Documento	Número Publicación o Identificación	Fecha Publicación
D01	EP 1915963 A1 (EURATOM)	30.04.2008
D02	WO 2007136768 A2 (MAKO SURGICAL CORP et al.)	29.11.2007
D03	WO 2005039835 A1 (UNIV WESTERN ONTARIO et al.)	06.05.2005
D04	Haiyang Jin et al. DESIGN AND CONTROL STRATEGY OF ROBOTIC SPINAL SURGICAL SYSTEM. Proceedings of the 2011 IEEE/ICME May 22 - 25, Harbin, China	25.05.2011

2. Declaración motivada según los artículos 29.6 y 29.7 del Reglamento de ejecución de la Ley 11/1986, de 20 de marzo, de Patentes sobre la novedad y la actividad inventiva; citas y explicaciones en apoyo de esta declaración

Se considera D01 el documento del estado de la técnica anterior más próximo al objeto de la solicitud. Este documento afecta a la novedad y actividad inventiva de todas sus reivindicaciones, tal y como se explicará a continuación:

Reivindicaciones independientesReivindicación 1

En relación con la reivindicación 1 en el documento D01 se describe, de forma explícita o implícita, el siguiente método (las referencias entre paréntesis se refieren a D01):

Un método de estimación de la fuerza en la punta del instrumento en un sistema robótico para cirugía mínimamente invasiva (párrafos [0004,0005], "MIRS, DA VINCI, ZEUS"), donde el sistema robótico comprende una consola de control con dispositivos accionadores y dispositivos hápticos que a su vez comprenden sensores de posicionamiento y servoactuadores, y al menos una unidad robótica que comprende un brazo manipulador, un efector (12) dispuesto en el extremo distal de dicho brazo manipulador, estando dicho efector equipado con al menos un sensor de fuerzas y pares (30, "F/TAS"), al menos un actuador, y un instrumento mínimamente invasivo acoplado a dicho efector (14), donde el extremo distal de dicho instrumento mínimamente invasivo (20) está configurado para introducirse en una cavidad del cuerpo de un paciente a través de un punto de fulcro (23), con las siguientes etapas:

medir (resumen, párrafo [0052]) mediante dicho sensor de fuerzas y pares (30) unas fuerzas y pares ejercidos por el efector y el instrumento mínimamente invasivo acoplado al mismo;

determinar (párrafos [0056-0065]) en qué porcentaje de contribución dicha medición de fuerzas y pares es debida a la interacción con el punto de fulcro o a la interacción con el tejido interno del paciente;

estimar (párrafos [0046],[0070]-[0074]) la posición del fulcro, donde la estimación se realiza a partir de la contribución debida a dicha interacción con el punto de fulcro y de dichas coordenadas del efector según dicho modelo de la unidad robótica (SRF, párrafo [0038]);

Las diferencias entre el objeto de la reivindicación 1 y D01, son:

planificar una posición y orientación del efector a partir de un desplazamiento relativo de dicho dispositivo háptico, de unas coordenadas de referencia de dicho efector, de unas coordenadas del efector según un modelo de la unidad robótica y de una estimación de la posición del fulcro;

a partir de dichas coordenadas del efector según dicho modelo de la unidad robótica y de la posición y orientación planificadas del efector, obtener unas posiciones y velocidades articulares necesarias para que cada grado de libertad de la unidad robótica movido por dicho actuador haga que, en conjunto, se alcance la siguiente posición y orientación planificadas del efector;

mover el efector por medio de dicho al menos un actuador de acuerdo con dichas posiciones y velocidades articulares;

estimar la rigidez del tejido en contacto con el extremo distal del instrumento mínimamente invasivo y calcular una fuerza de reacción simulada;

enviar esta fuerza de reacción simulada al al menos un servoactuador del dispositivo háptico para que le sea proporcionada a la mano del cirujano.

Estas diferencias se entienden como etapas técnicas corrientes para operar un sistema robótico accionado por dispositivos hápticos (párrafo [0020]) y que serían meros detalles de diseño para un sistema robótico funcional (párrafos [0004,0005], "MIRS, DA VINCI, ZEUS"). El porcentaje de fuerzas es una manera de representar el principio de superposición de fuerzas, y la rigidez del tejido es la aplicación de la bien conocida ley de Hooke para relacionar desplazamiento y fuerza por medio de una constante.

Un experto en la materia, empleando solo sus conocimientos generales de robótica, y motivado por buscar una alternativa a D01, modificaría sus enseñanzas llegando al objeto de la reivindicación 1 con una expectativa razonable de éxito y sin emplear actividad inventiva.

Por lo anterior, el objeto de la reivindicación 1 es nuevo (Artículo 6.1 LP), pero no tiene actividad inventiva (Artículo 8.1 LP).

Reivindicaciones 12,13

Estas reivindicaciones se refieren a medios de almacenamiento y producto de programa informático para implementar el método de la reivindicación 1, que son objetos habituales en el control de robots (párrafo [0029] de D01), por lo que aplican los mismos argumentos.

Por lo anterior, el objeto de las reivindicaciones 12,13 es nuevo (Artículo 6.1 LP), pero no tiene actividad inventiva (Artículo 8.1 LP).

Reivindicaciones dependientes

Reivindicaciones 2-8

Las reivindicaciones 2 a 6 añaden por dependencia directa o indirecta a las características y etapas de la reivindicación 1, elementos que especifican detalles que se entienden como meras alternativas de diseño, ya que a la vista de la descripción no aportan un efecto técnico fuera del esperable ni una sinergia en su combinación.

La reivindicación 7 especifica el cálculo de la fuerza simulada en función de un parámetro de rigidez y un factor de escalado, y la diferencia entre posiciones hápticas. En D01 se refleja el escalado del movimiento en sus párrafos [0009] y [0100], con el objeto de adaptar la sensibilidad en el movimiento. Se entiende que estos aspectos son meras variantes constructivas que estarían al alcance de un experto en la materia dentro de su práctica habitual.

La reivindicación 8 añade la verificación y restricción de las posiciones en función de criterios de seguridad lo que se menciona expresamente en el párrafo [0009], así como en otros documentos del estado de la técnica (D02, párrafo [0110]).

Por lo anterior, el objeto de las reivindicaciones 2-8 es nuevo (Artículo 6.1 LP), pero no tiene actividad inventiva (Artículo 8.1 LP).

Reivindicaciones 9-11

Las reivindicación 9 añade a las características y etapas de la reivindicación 1, a través de una interfaz de la consola de control, seleccionar una modalidad de movimiento del instrumento mínimamente invasivo: una primera modalidad en la que se relaciona el desplazamiento del dispositivo háptico con el desplazamiento del extremo distal del instrumento mínimamente invasivo; o una segunda modalidad en la que se relaciona el desplazamiento del dispositivo háptico con el desplazamiento del efector del brazo manipulador, de manera que se simulan los movimientos de pivote de un instrumento mínimamente invasivo manual a través del dispositivo háptico.

Por su parte las reivindicaciones 10 y 11, dependientes de la 9, especifican que el modo de operación se selecciona con un dispositivo accionador, y en particular un pedal.

En el estado de la técnica se conocen los dispositivos que permiten accionar la operación a través de un pedal u otro interfaz en la consola de control, o bien desactivar el movimiento motor para que un operario posicione manualmente el robot (embrague) como en D02, párrafo [0109], o bien otros modos tipo pasivo/activo para navegar y para operar, como se describe en D04, apartados II.B, IV).

Por tanto la diferencia entre el objeto de la reivindicación 9 con D01, consiste en la posibilidad de utilizar el dispositivo háptico con dos modos de operación en relación con dos sistemas de coordenadas diferentes (cilíndricas y cartesianas según la descripción), respecto a dos puntos de referencia diferentes, el efector o la punta del instrumento, mediante medios de accionamiento (un pedal por parte del cirujano).

Esta diferencia se entiende que tiene el efecto técnico de aumentar la maniobrabilidad y precisión de uso, por lo que el problema técnico objetivo sería cómo mejorar estos aspectos.

Un experto en la materia conocería el problema, ya que es común a los dispositivos hápticos en este campo técnico, pero no se ha encontrado nada en el estado de la técnica que pudiera llevarle a resolverlo de esta manera.

Por lo anterior, el objeto de las reivindicaciones 9-11 es nuevo (Artículo 6.1 LP), y tiene actividad inventiva (Artículo 8.1 LP).